



DEVANIR SILVA VIEIRA PRADO

***AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE
PRÓTESE FIXA IMPLANTOSSUPORTADA COM CANTILEVER
POR MEIO DA TÉCNICA DE EXTENSOMETRIA ELÉTRICA***

Piracicaba, 2013



UNICAMP

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

DEVANIR SILVA VIEIRA PRADO

***AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE
PRÓTESE FIXA IMPLANTOSSUPORTADA COM CANTILEVER
POR MEIO DA TÉCNICA DE EXTENSOMETRIA ELÉTRICA***

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

Orientador: Prof. Dr. Wilkens Aurélio Buarque e Silva

Este exemplar corresponde à versão final da tese/dissertação defendida pelo aluno, e orientada pelo Prof. Dr. Wilkens Aurélio Buarque e Silva

Assinatura do Orientador

Piracicaba, 2013

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR
JOSIDELMA F COSTA DE SOUZA – CRB8/5894 - BIBLIOTECA DA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

P882a Prado, Devanir Silva Vieira, 1951-
Avaliação do comportamento mecânico de prótese fixa
implantossuportada com cantilever por meio da técnica de
extensometria elétrica / Devanir Silva Vieira Prado. -- Piracicaba,
SP : [s.n.], 2013.

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

1. Implantes dentários. 2. Prótese dentária. I. Silva, Wilkens
Aurelio Buarque e, 1967- II. Universidade Estadual de Campinas.
Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

Título em Inglês: Evaluation of mechanical behavior of fixed prosthesis with
cantilever implant through technical electrical extensometry

Palavras-chave em Inglês:

Dental implants

Dental prosthesis

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Wilkens Aurelio Buarque e Silva [Orientador]

Milene de Oliveira

Caio Hermann

Alexandre Brait Landulpho

Guilherme da Gama Ramos

Data da defesa: 22-02-2013

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 22 de Fevereiro de 2013, considerou o candidato DEVANIR SILVA VIEIRA PRADO aprovado.

Prof. Dr. WILKENS AURELIO BUARQUE E SILVA

Profa. Dra. MILENE DE OLIVEIRA

Prof. Dr. CAIO HERMANN

Prof. Dr. ALEXANDRE BRAIT LANDULPHO

Prof. Dr. GUILHERME DA GAMA RAMOS

Dedico este trabalho,

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.

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.

À 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. Jacks Jorge Júnior.

Ao Prof. Dr. Márcio de Moraes, 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 Engenheiro, Enrico Giordani, responsável pelo Laboratório de Materiais -- CCDM da Faculdade de Engenharia Mecânica – UFUSCAR, pelo exemplo de humildade, grandeza e dignidade, sempre extremamente solícito, pela oportunidade de permitir que pudesse ser realizado este trabalho.

Engenheiro Ivan Moroz, meus agradecimentos.

Ao Prof. Dr. Marcelo Corrêa Alves, ESALQ 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 doutorado, Gojko Cvijic, César Eduardo Ribeiro, Camila Lima, Déborah Lameira e Ana Lígia Micelli, pelo companheirismo, convívio e troca de experiências, amizade e momentos compartilhados. Muito obrigado.

Às minhas amigas e colegas Milene de Oliveira e Lívia Foster Ribeiro, muito obrigado por esta convivência fraterna e amiga.

A empresa Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo –SP e ao Engenheiro Mecatrônico André Luís Caetano e Renato Fransoni, técnico eletrônico e estudante de engenharia aeroespacial, pela assistência técnica prestada durante a etapa de execução do trabalho.

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 Lda. - Ribeirão Preto. SP, pelo exemplo de humildade, grandeza, dignidade e sempre solícito, pela assistência técnica prestada durante a execução deste trabalho.

RESUMO

O presente trabalho avaliou o comportamento mecânico de próteses fixas implantossuportadas submetidas à cargas oblíquas com 20 graus de inclinação. Foi confeccionado um corpo-de-prova em liga metálica à base de CoCr, simulando uma prótese fixa com dois cantiléveres, suportada por seis implantes separados pela distância de 10mm. Foram colados quatro extensômetros em cada um dos pilares (UCLA), um em cada face (mesial, distal, vestibular e lingual) e dois em cada *cantilever*. Após posicionamento da infra-estrutura e o torque nos parafusos, o conjunto foi submetido ao ensaio mecânico com carga compressiva oblíqua de 20 graus, com 15 Kgf na região do cantilever direito, a 7mm do pilar distal. A velocidade de aplicação de carga foi de 15 Kgf por segundo, com frequência de 0,5Hz totalizando 5 ciclos de aplicação. Foram avaliadas as deformações ocorridas em cada extensômetro de um mesmo pilar e em todos os pilares do corpo-de-prova. A média dos valores obtidos foi analisada pelos testes ANOVA e Tukey-Kramer, com significância de 5%. Diferenças significantes foram encontradas entre as faces de um mesmo pilar e entre as faces de todos os pilares avaliados ($p < 0,0001$). Com aplicação da carga oblíqua no cantilever, o pilar adjacente foi o mais solicitado por compressão e os pilares mais anteriores da mesma forma em menor intensidade. Foi observado que os pilares anteriores foram submetidos ao regime de tração (alavanca).

Palavras-chave: Implantes Dentário, Extensômetro, Tração.

ABSTRACT

This study aimed to evaluate the mechanical behavior of implant-supported fixed prostheses, with oblique loads submitted to the 20° tilt. Was made in a body of evidence-based alloy CoCr, simulating a fixed prosthesis with two cantilever supported by six implants separated by a distance of 10mm. Four strain gauges were glued in each of the pillars (UCLA), one on each face (mesial, distal, buccal and lingual) and two on each cantilever. After the torque of the pillars and the infrastructure, the set was subjected to a mechanical test with oblique compressive loads of 20°, with 15Kgf in the region of the cantilever law, 7mm distal abutment. The rate of application of load was 15N per second at a frequency of 5 cycles totaling 0.5 HTZ application. We evaluated the deformations occurring in each extensometer of one pillar in all pillars body of evidence. The mean values were analyzed by ANOVA and Tukey-Kramer, with a significance of 0.05. Significant differences were found between the faces of the same pillar and between the faces of all the pillars assessed ($p < 0.0001$). With application of the cantilever load oblique, the adjacent pillar was the most requested by compressing and the pillars likewise more earlier in smaller amounts. It was observed that the pillars were requested earlier also under traction (lever).

Keywords: Dental Implantation, Strain Gauge, Tension.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	1
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	4
2.1 Biomecânica de Próteses Implantossuportadas.....	4
2.2 Padrões de Equilíbrio Oclusal	39
3 PROPOSIÇÃO.....	44
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	45
4.1 Confeção do Modelo Experimental.....	45
4.2 Confeção do Corpo-de-Prova.....	47
4.3 Colagem dos Extensômetros-SG.....	51
4.4 Fixação do Corpo-de-Prova.....	54
4.5 Ensaio Mecânico.....	56
4.6 Análise dos Resultados.....	59
5 RESULTADOS.....	60
6 DISCUSSÃO.....	65
7 CONCLUSÃO.....	70
REFERÊNCIAS.....	71
ANEXOS.....	77

1 Introdução

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 uma das mais influentes, uma vez que, em qualquer estrutura sujeita as cargas mastigatórias, podem ocorrer situações que produzirão sobrecargas e complicações subseqüentes.

O sucesso dos implantes ósseo integrados depende 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.

O êxito clínico funcional e estético 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).

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 do seu longo eixo, sendo que um direcionamento inadequado pode diminuir a

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 em cantilever desencadeiam comportamentos mecânicos distintos da estrutura da prótese e conseqüentemente 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 também que apesar de 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.

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 podem 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 *et al*; 2002).

Diante destes aspectos, diversos métodos para o estudo das tensões geradas e presentes nas próteses implantossuportadas são mostrados na literatura; dentre eles, a extensometria linear elétrica (Clelland *et al*. 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 um 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 intermediário.

Considerando que ainda persistem muitas dúvidas a respeito do desempenho biomecânico de próteses implantossuportadas com pânticos em cantiléveres, justificou 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, quando submetidos a cargas oblíquas.

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 consequências 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 de cada implante envolvido; próteses com pânticos 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 1991, utilizando a análise do elemento finito e extensômetro para a verificação de dados, realizaram um experimento onde avaliaram o deslocamento e a distribuição de tensão 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

extensômetros 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 de tensão 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 cantilever, 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 et al., 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 tensão 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, a tensão gerada será igualmente distribuída 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 tensão.

Com o intuito de fornecer subsídios para os estudos 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 da tensão resultante das cargas funcionais:

- 1) a natureza da mastigação: frequência 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 implantossuportada, 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 a tensão gerada 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 tensão mais uniformemente através do longo eixo do implante, enquanto que o momento de torção promove tensão 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, inicia 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 repostos. 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 a tensão gerada pela prótese.

Falk *et al.*, (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 tensão sobre a 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 tensão 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 início 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 250psi a ser transmitida ao osso que envolve os implantes. Regiões com valores abaixo de 200psi 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 hiper concentração 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 pânticos 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 pânticos sustentados por dois implantes em cada extremidade. Sugeriu que este tipo de pântico 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 pânticos 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 duas 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.

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, em um 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 sobrevivência das próteses confeccionadas demonstrou resultados significativamente superiores para próteses com cantiléveres 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 implantossuportadas. 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 mental. 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 tensão 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

cl clinicamente visível. Em prótese múltipla, a falta de adaptação na interface intermediário/cilindro de ouro e a subsequente falha do parafuso de ouro, deslocam a força oclusal para outros pontos onde há uma interface adaptada, com pré-carga adequada. Como resultado os demais implantes podem ser sobrecarregados, especialmente, se a falha ocorrer no implante distal de 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 de tensão em implantes. Foram utilizados implantes com roscas do Sistema Steri-Oss (3.8mmx10mm) 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. A tensão compressiva 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 na tensão gerada, em função do aumento da angulação do intermediário; os autores concluíram que em todas as três angulações 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, conseqüentemente, 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 1996, ressaltou que o sucesso clínico e a longevidade dos implantes estão relacionados a fatores mecânicos, quando estão em função. Desta forma, sugeriu que a tensão mecânica seria a causa primária da perda óssea inicial ao redor de implantes. Um plano oclusal deficiente incrementa a magnitude de carga e intensifica a tensão mecânica e tensão sobre a crista óssea. A mobilidade de um dente natural pode aumentar com o trauma oclusal. Este movimento dissipa a tensão. 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 a tensão mecânica 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, a tensão aumentada 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, a tensão mecânica na crista é fortemente influenciada 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 a tensão mecânica gerada por um paciente em prótese implantossuportada 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 centrada; b) morfologia oclusal direcionando as resultantes paralelamente ao longo eixo da raiz; 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 da tensão.

Em um estudo para determinar se existe relacionamento entre o tempo de sobrevivência da prótese e o comprimento do cantilever, 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 sobrevivência maior do que as próteses com cantilever longo, principalmente se realizados na maxila.

Em 1994, Waskewicks; Ostrowski et al.; Parks estudaram por meio de análise fotoelástica, a influência dos níveis de passividade de adaptação na geração de tensão, 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 análise 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 tensão ao redor dos implantes, observado através da presença de franjas no modelo fotoelástico. Quando a peça adaptada foi parafusada, não houve a produção de tensão nos implantes. A produção de tensão 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 tensão foi maior no terço médio de cada implante e menor nos terços cervical e apical dos implantes.

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 Bränemark. 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-químicas adequadas e ofereceram vantagens consideráveis como o baixo custo, biocompatibilidade, resistência à corrosão, facilidade de fundição, baixo peso específico e alta rigidez .

Com o intuito de avaliar a influência do comprimento de cantiléveres de próteses fixas implantossuportadas na perda óssea marginal e a consequente 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 edentula e com reabsorção moderada, foi confeccionado em resina fotoelástica. Cinco implantes do sistema Brånemark (Nobelpharma), com 13 mm de comprimento, foram instalados entre os forames mentuais, sendo que os implantes do lado esquerdo foram dispostos, ligeiramente, mais próximos entre si, que os do lado direito. No plano sagital, os implantes do lado direito foram instalados perpendicularmente ao plano oclusal, enquanto que os do lado esquerdo estavam com uma inclinação de 5° para distal. A infra-estrutura foi fundida com uma liga de Pd-Cu-Ga-In-Au e revestida com resina acrílica, na superfície oclusal, permitindo a aplicação de forças oclusais perpendiculares. Esta infra-estrutura apresentava uma extensão de 30mm na região dos cantiléveres 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 cantiléveres 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 tensão concentrou-se na crista alveolar adjacente à superfície distal do implante terminal, no lado de aplicação da carga. Pequena quantidade de tensão também foi verificada na região apical destes implantes. Houve pouca transmissão de tensão do implante terminal para os demais implantes. Os autores concluíram também que quando as cargas foram

aplicadas na região anterior, a tensão localizou-se no implante mais próximo do ponto de aplicação da força. As pequenas variações na angulação dos implantes apresentaram efeitos distintos na magnitude da tensão. O implante terminal esquerdo, levemente inclinado para distal, exibiu maior concentração de tensão, que o implante terminal direito, posicionado mais verticalmente.

Spiekermann et al., 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 tensão 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 pânticos 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 tensão no tecido ósseo circundante aos implantes, os quais suportavam uma prótese total fixa com pânticos em cantiléveres bilaterais. Uma força estática vertical de 100N era aplicada ao longo de toda a extensão dos cantiléveres, a partir de 7mm do implante terminal, até 25mm, em pontos localizados a cada 2mm. Os resultados deste estudo demonstraram que as tensões distribuídas nas áreas mesiais e distais dos implantes foram, consideravelmente, inferiores as tensões transmitidas às porções vestibulares e linguais. Os autores concluíram que extensões em cantiléveres superiores a 15mm, podem propiciar maior produção de tensão 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 tensão 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 (Pallag M, Degussa). Os extensômetros foram fixados na superfície superior da infra-estrutura, entre cada intermediário e em ambos os cantiléveres, 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 da tensão foi, significativamente, menor quando a força era aplicada sobre os parafusos de fixação. Os autores concluíram que houve correlação entre o modo de distribuição de tensão, na infra-estrutura e nos tecidos de suporte ao redor dos implantes, sob determinada carga. O modo de transmissão de força e a distribuição de tensão foram, diretamente, proporcionais à distância dos componentes, ao ponto de aplicação da carga.

Em 1996, Papavasiliou *et al.*, realizaram uma análise tridimensional de tensão 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 edentulas, 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 tensão gerado ao redor do implante, porém o tipo de material de cobertura utilizado no recobrimento destas próteses não influenciou diretamente nos valores de tensão gerado.

Sertgöz & Guvener, em 1996, avaliaram a distribuição de tensão na interface implante/tecido ósseo, através da análise tridimensional do elemento finito, onde foram utilizados três comprimentos diferentes de cantiléveres (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 cantiléveres 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 tensão máxima revelaram que estes se concentravam na interface osso/implante no implante mais distal, no lado de aplicação da carga. Com aplicação da carga vertical a tensão de tração se concentrava no tecido ósseo nas regiões mesial e distal dos implantes, enquanto que ao sofrer uma carga horizontal esta tensão era evidente nas regiões lingual e vestibular. O aumento da extensão do cantilever resultou na elevação dos valores de tensão na interface implante/tecido ósseo no implante terminal. A variação no comprimento dos implantes não teve influência significativa na distribuição de tensão 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, mentuais, com extensões em cantiléveres 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 implantossuportada com duas unidades em cantilever posterior bilaterais, ocluindo contra uma prótese total. A força foi aplicada no centro dos implantes terminais, no final dos cantiléveres e em quatro pontos distribuídos na região anterior, entre os centros dos implantes mais distais. Os resultados mostraram que a tensão máxima gerada 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 a tensão gerada 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 cantiléveres. 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 tensão gerada 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 da tensão ser melhor distribuída 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 da tensão. Redução no número dos implantes resultou em maior tensão sobre os intermediários remanescentes. A distribuição de tensão 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 tensão de todos os fatores e variáveis não é possível devido a complexidade da biomecânica de próteses implantossuportada. Quando os dentes ocluírem, 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 ou 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 influência 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-suportadas para que estas pudessem suportar a tensão gerada 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 significativa na distribuição de tensão nos pilares e implantes. E a forma retangular vertical parece ser a forma que menos gera tensão aos pilares e, que a utilização de material com modulo de elasticidade maior não necessariamente leva a um aumento de tensão nos pilares.

Em 2000, Jaques, realizou um trabalho cujo objetivo foi verificar a distribuição de tensão 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 *cantiléveres* 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 vestibulo-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.

Duyck *et al.* (2000) avaliaram a intensidade e a distribuição das cargas oclusais em implantes dentários, que suportavam próteses fixas. Em um estudo *in vivo*, quantificaram e qualificaram estas cargas, (carregamento axial e momento de flexão). Foram selecionados 13 pacientes com prótese total fixa implantossuportada. As cargas oclusais suportadas pelos implantes foram quantificadas e qualificadas através de extensômetros fixados nos pilares durante a aplicação controlada de força de 50N, sendo a maioria das cargas direcionadas ao longo da superfície oclusal da prótese, quando o paciente estava em máxima intercuspidação e ocluindo em sua força máxima. Os testes foram realizados, quando as próteses eram suportadas por todos os implantes (5 ou 6) e foi repetido quando as próteses eram suportadas por apenas 3 ou 4 implantes. Apesar de consideráveis variações entre os indivíduos, diferenças claras puderam ser vistas no carregamento dos implantes nas condições do teste. A aplicação de carga na região do cantilever causou um efeito de alavanca, o qual induziu consideráveis forças compressivas no implante mais próximo ao local da aplicação de força e menor força de compressão ou de tração, nos outros implantes. Em média, as maiores forças, foram observadas com a diminuição no número de implantes, e os momentos de flexão foram maiores quando apenas três implantes foram usados.

OH *et al.*, em 2002, afirmaram que a maior quantidade de perda óssea precoce na crista óssea peri-implantar é observada com maior frequência 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.

Çehreli *et al.* (2004) avaliaram a transmissão de forças em implantes Straumann (Straumann Institute, Waldenburg, Switzerland) de diâmetro estreito (3.3 mm) quando os mesmos eram usados como suporte de uma prótese parcial fixa (PPF) de três elementos, sendo dois retentores e um pêntico. Em modelos fotoelásticos e com extensômetros fixados sobre este, foram inseridos: modelo (1): dois implantes com diâmetro de 4.1 mm; modelo (2): um implante com diâmetro reduzido de 3.3 mm e um implante de 4.1 mm; e modelo (3): um implante com cervical estreita de 3.3 mm e outro com 4.1 mm de diâmetro. Para todos os modelos foram fabricadas próteses parciais fixas. Uma força estática de 100 N foi aplicada em ambos os implantes e no pêntico das próteses e com carregamento separado. E as franjas isocromáticas observadas foram fotografadas no campo 7 circular de um polaroscópio. Os sinais dos extensômetros foram digitalizados através de um sistema de aquisição de dados e apresentado em um computador, utilizando, um *software* específico. As principais deformações foram calculadas e registradas. O uso de implantes com plataforma cervical estreita e diâmetro reduzido resultou em um aumento da tensão e deformação generalizada ao redor do suporte dos implantes, comparativamente com o suporte dos dois implantes com diâmetro padrão de 4.1 mm (controle). Com base nesse estudo, concluiu-se, que implantes com plataforma cervical estreita (3.3 mm), usados como suporte para próteses com extensão em cantilever, desencadeiam um aumento das tensões e deformações ao redor dos implantes, e necessitam de implantes

adicionais para suportar as cargas mastigatórias. E concluíram também que implantes com plataforma reduzida podem ser utilizados para suportar próteses parciais fixas em pacientes com força de mordida reduzida.

Em 2005, **Çehreli et al.** avaliaram, em peças de cadáveres frescos, a estabilidade intra-óssea inicial de implantes imediatos e as tensões transmitidas à tábua óssea quando da aplicação de cargas em diferentes tipos de próteses implanto-suportadas. Dois cadáveres humanos foram selecionados e prontamente obtidos modelos de estudo em gesso das arcadas após moldagem com hidrocolóide irreversível. Foram confeccionadas placas oclusais em resina acrílica na arcada inferior. Neste dispositivo, na região entre caninos, foram incluídas duas células de carga que permitiram controlar a intensidade de forças aplicadas contra os dentes superiores durante o relacionamento das arcadas em relação cêntrica. *Strain gauges* foram colados a cortical óssea vestibular na maxila entre caninos. Foi realizado um primeiro ensaio para captação de tensões referentes ao esforço sobre os dentes naturais. Só então, todos os dentes anteriores superiores foram extraídos para colocação imediata de seis implantes (ITI[®]) com diâmetros de 4,1 mm e comprimento de 12 mm. Por meio de um torquímetro manual, foi possível quantificar o torque final de inserção das fixações. A posição dos implantes foi transferida para um modelo de trabalho em gesso e coroas provisórias foram preparadas sobre *solid abutments* conectados as réplicas dos implantes. Previamente a instalação, as próteses temporárias tiveram suas bordas incisais ajustadas contra a superfície oclusal da placa inferior com o auxílio de um articulador semi-ajustável. As próteses foram instaladas de forma a se manterem individualizadas e submetidas a ensaios de captação de tensões. A seguir, novamente avaliadas quando o segmento constituído pelo incisivo central, incisivo lateral e canino esteve unido com resina e, finalmente, com todas as provisórias ferulizadas. Os ensaios foram repetidos quatro vezes para cada tipo de prótese. Os resultados demonstraram que tensões ao redor dos implantes individualizados na região central e lateral foram menores que aquelas ocasionadas nos incisivos

naturais. Ainda, na região correspondente aos incisivos foi observada leve tendência de maiores tensões na estrutura óssea quando todas as unidades provisórias implanto-suportadas estiveram ferulizadas. O valor de torque final das fixações na região de canino e incisivo lateral foi comparativamente maior que o observado na área de incisivo central. Os autores concluíram que, em peças de cadáveres frescos, menores magnitudes de tensão ocorreram quando implantes foram posicionados nos lugares de incisivos centrais e laterais e que o procedimento de ferulização teve pouco ou nenhum efeito para minimizar tensões na cortical óssea vestibular.

Assunção *et al.* (2009) estudaram os três principais métodos de avaliação de tensões, com o objetivo de prever o comportamento biomecânico dos implantes osseointegrados. Os métodos estudados foram: a análise fotoelástica, a análise através de extensômetros e a análise por elementos finitos. Afirmaram que, a análise por fotoelasticidade fornece boa informação qualitativa sobre a localização global e concentração de tensão, mas fornece limitada informação quantitativa de tensão. O método serve como uma ferramenta importante para determinar os pontos críticos de concentração de tensões no material e é frequentemente usado para determinar fatores de concentração de estresse em geometrias irregulares. A aplicação da extensometria nos implantes dentários é baseada no uso da resistência elétrica e é associado a equipamentos que fornecem ambas as medidas de tensão tanto em estudos *in vitro* como *in vivo*, sob cargas dinâmicas e estáticas. No entanto, o método dos extensômetros fornece apenas dados sobre os medidores de tensão. A análise através dos elementos finitos pode simular a tensão, quando usado um modelo criado em computador para calcular a tensão, a deformação e o deslocamento. Essa análise tem a vantagem de permitir que várias condições possam ser alteradas facilmente e permite a medição da distribuição das tensões ao redor dos implantes em pontos que são difíceis de examinar clinicamente. Em suma, concluíram que todas as três metodologias

podem ser úteis para avaliar o comportamento biomecânico dos implantes próximo da condição clínica real, mas o pesquisador deve ter conhecimento suficiente sobre o modelo de fabricação (delineamento experimental) e uma acurada análise dos resultados.

Naconecy *et al.* (2009) avaliaram os momentos de flexão e as forças de tração e compressão em próteses implantossuportadas com três, quatro ou cinco pilares. Dez infraestruturas de Pd-Ag foram testadas sobre dois modelos mestres: 1) implantes verticais paralelos, e 2) implantes distais inclinados. Extensômetros foram fixados nos pilares de cada modelo mestre, para medir a deformação quando uma carga estática de 50N foi aplicada no cantilever (15 mm). Os valores de deformação foram medidos quando a infraestrutura metálica era testada sobre três, quatro ou cinco pilares e transformada em valores de força e momentos de flexão. Os dados foram analisados utilizando os teste ANOVA e Teste de Tukey's para múltiplas comparações ao nível de 5% de significância. Como resultados, os autores enfocados observaram que o pilar 01 (adjacente ao cantilever) obteve os maiores valores de força e momentos de flexão para todos os testes com três, quatro ou cinco pilares. Independente do número de pilares, a força axial no pilar 01 foi maior no modelo vertical do que no modelo inclinado. O total de momentos de flexão foi mais alto com três pilares do que com quatro ou cinco pilares. Independente da inclinação dos implantes, a média de forças com quatro ou cinco pilares foi menor do que com três pilares. Desta forma, os resultados sugerem que implantes distais inclinados com quatro ou cinco pilares reduzem as forças axiais e não aumentam os momentos de flexão.

Eraslan *et al.* (2010) avaliaram os efeitos do desenho da supraestrutura na distribuição de tensões no osso suporte e implante. Neste estudo, foi utilizado o método tridimensional de análise de tensões dos elementos finitos. Três modelos do tipo tridimensionais, simulando três diferentes desenhos de infraestruturas para prótese parcial fixa implantossuportada foi preparado com estruturas de suporte.

Foram simulados desenhos de infraestruturas convexa (1), côncava (2) e convencional. Uma carga oclusal vertical estática de 300N foi aplicada na superfície oclusal do pântico, para calcular a distribuição da tensão. Como uma segunda condição, as infraestruturas foram diretamente carregadas para avaliar o efeito do desenho da infraestrutura claramente. O programa utilizado para modelagem e análise, foi o Solidworks/Cosmoworks®. As análises dos valores de tensão revelaram que a máxima concentração de tensão foi localizada nas áreas de carregamento, para todos os modelos. As bordas marginais do pântico da restauração e a cervical dos implantes foram outras regiões de concentração de tensão. Não houve diferença clara entre os modelos, quando as restaurações foram carregadas na superfície oclusal. Quando a porcelana vestibular foi removida e a carga foi aplicada diretamente na infraestrutura, houve um claro aumento na concentração de tensão na infraestrutura com desenho côncavo e estrutura óssea adjacente.

Ogawa *et al.* (2010) avaliaram as forças axiais e momentos de flexão em implantes, suportando uma prótese total fixa em relação ao número e distribuição dos implantes e do tipo de material das próteses. Sete implantes Branemark®, com diâmetro de 3,75 mm e comprimento de 13 e 7 mm foram colocados em uma mandíbula utilizada como modelo experimental. Foram feitas mandíbulas em material totalmente acrílico, acrílico reforçado com fibra, e uma estrutura fresada de titânio. Uma carga vertical de 50 N foi aplicada sobre a extensão distal em 10 mm do implante mais posterior. Forças axiais e momentos de flexão foram medidos através de sinais de três extensômetros anexados a cada um dos pilares. A carga foi avaliada em três modelos diferentes, com diferentes números de implantes de apoio (3, 4 e 5), três modelos com implante de distribuição em diferentes condições (pequenas, médias e grandes) e três modelos com diferentes materiais de próteses (titânio, acrílico e acrílico reforçado com fibra). Máximos momentos de flexão foram maiores quando as próteses foram apoiadas por três implantes em comparação com quatro e cinco implantes ($p < 0,001$). Os momentos

de flexão foram significativamente influenciados pela distribuição do implante, em que a menor distribuição induziu o maior momento de flexão ($p < 0,001$). Máximos momentos de flexão foram menores com a prótese de titânio ($p < 0,01$). As forças resultantes sobre os implantes foram significativamente associadas com o número e distribuição dos implantes e do material das próteses.

Dittmer *et al.* (2010) investigaram a influência de quatro diferentes conceitos oclusais na distribuição da tensão em quatro próteses parciais fixas de zircônia. Um modelo tridimensional de elemento finito foi criado e quatro versões do modelo com contatos entre 15 e 42 pontos foi desenvolvido. Uma força de 300N foi distribuída sobre as superfícies de mastigação, de acordo com os diferentes tipos de conceitos oclusais e, virtualmente, foi aplicada uma força perpendicular ao plano oclusal em cada versão. Em seguida, a análise do elemento finito foi realizada e a distribuição de tensão foi avaliada. Os mais altos picos de tensão foram localizados no ponto de aplicação na face vestibular e mediam de 104 a 204 MPa. Os maiores valores de tensão com infraestrutura foram localizados na base dos conectores e mediam entre 12 e 39 MPa. Esse estudo mostra que a distribuição dos pontos de contato oclusal, influencia, significativamente, na tensão induzida pelas forças oclusais nas quatro próteses parciais fixas totalmente cerâmicas e sugere altas tensões quanto ao número e a distribuição dos contatos oclusais os quais são importantes na avaliação, para minimizar os efeitos.

Nissan *et al.* (2010) compararam os efeitos da carga oclusal simulada de três implantes restaurados com coroas totais cimentadas, esplintadas e não esplintadas. Três implantes adjacentes, em forma de parafuso, foram passivamente inseridos em três orifícios em um modelo fotoelástico. Duas combinações de restaurações foram fabricadas, três ao lado não esplintadas e três coroas adjacentes esplintadas. Extensômetros foram fixados na cervical do implante e às margens das coroas. Quinze cargas axiais estáticas de 20 kg foram realizadas, uma em seguida da outra, através de um aparelho de carga

personalizado. Extensômetros, localizados na cervical do implante de apoio da restauração esplintada, demonstraram, de forma significativa ($p < 0,001$), mais tensão, (soma das tensões = $3348,54\mu\epsilon$) em comparação com as coroas individuais (soma das tensões = $988,57\mu\epsilon$). Em contraste, de forma significativa, ($p < 0,001$), mais tensão foi registrada nos extensômetros localizados nas margens da restauração das coroas individuais, (soma das tensões = $756,32\mu\epsilon$), quando comparado com restaurações esplintadas, (soma das tensões = $186,12\mu\epsilon$). O conceito de implantes unitários adjacentes para reduzir o carregamento das estruturas de suporte pode exigir uma reavaliação. E a relevância clínica destes achados precisa ser mais bem investigada.

Nishioka *et al.* (2010) realizaram um estudo *in vitro*, com o objetivo de quantificar as tensões desenvolvidas durante a fixação de três parafusos unitários em uma prótese parcial fixa, variando o tipo de conexão implante/pilar e o tipo do *coping* protético. A hipótese foi que o tipo de conexão hexagonal poderia gerar diferentes micro tensões e o tipo de *coping* poderia produzir similar micro tensões, após os parafusos protéticos terem sido apertados nos pilares *microunits*. Para a pesquisa foram utilizados três implantes dentários com configuração hexagonal interna e externa, os quais foram inseridos em blocos de poliuretano. Os pilares *microunits* foram parafusados em seus respectivos grupos de implantes, aplicando um torque de 20 Ncm. *Copings* usinados de Co-Cr (M) e coping plásticos foram parafusados em seus pilares, os quais receberam padrões de cera. Os padrões de cera foram fundidos em ligas de Co-Cr ($n=5$), formando quatro grupos: G1)EH/M; G2)EH/P; G3)IH/M e G4)IH/P. Quatro extensômetros foram colados na superfície do bloco, em posição tangencial aos implantes, extensômetro 1, mesialmente ao implante 1, extensômetro 2 e extensômetro 3, mesialmente e distalmente ao implante 2, respectivamente e, extensômetro 4, distalmente ao implante 3. A supraestrutura oclusal parafusada foi apertada nos pilares microunits com um torque de 10 Ncm, usando um torquímetro manual. A magnitude das micro tensões em cada extensômetro foi registrada em unidades de *microstrain*. Os

dados foram analisados estatisticamente pelos testes ANOVA e Tukey's. Os valores de micro tensões para cada grupo foi: G1=338,1±223,0με; G2=363,9±109,9με; G3=415,1±53,5με; G4=363,9±190,9με. Nenhuma diferença estatística significativa foi encontrada entre hexágono externo e hexágono interno, independente do tipo de *coping* ($p>0,05$). As hipóteses foram parcialmente aceitas. Os autores concluíram que o tipo de conexão hexagonal e *coping* apresentam comportamento mecânico similar, sob condições de apertamento.

Chou *et al.* (2010) avaliaram a resposta biomecânica do osso mandibular, simulando várias situações clínicas, nas quais os implantes e as características dos implantes eram levados em consideração. Através do uso do método do elemento finito foi avaliada a distribuição de tensão ao redor dos implantes. Foram utilizados implantes curtos (WDS) de 5 x 6mm, implantes com diâmetro estreito e implantes com diâmetro longo (NDL) de 3.5 x 10.7mm. Foi construído um modelo tridimensional através de imagem tomográfica computadorizada da região do pré-molar. Forças oclusais foram simuladas através da aplicação de carga oblíqua de 100N no pilar. A distribuição de tensão no osso, em diferentes sítios de inserção e dois níveis de qualidade óssea alveolar foi avaliada. Para um implante NDL, cerca de 60% a 80% do volume de osso ao redor do implante, foi submetido a 200-1000 (με) *μstrain*, e 15% para 35% foi submetido a 1000-3000 με, independentemente da qualidade do osso alveolar. Para um implante WDS, o volume ósseo submetido a 1000-3000μ aumentou e o volume ósseo submetido a 200-1000μ no osso alveolar de qualidade inferior. Para ambos os tipos de implantes, os níveis de tensão em relação ao volume ósseo tendo menos de 200μ, e/ou superior a 3000μ, relativamente pequeno. Conclui-se que os implantes rosqueados promoveram maior tensão ao redor das roscas e o osso dentro das roscas foi menos prejudicado. Uma maior e mais alta distribuição de tensão no osso periimplantar foi gerada pelo implante WDS em comparação aos implantes NDL. Independente das dimensões dos implantes e da simulação dos vários cenários clínicos, o desenvolvimento de altos níveis de estresse no osso alveolar foi inevitável. Níveis

de tensão no osso periimplantar foram reduzidos quando a profundidade de inserção do implante foi diminuída.

Serrano-Sánchez *et al.* (2011) realizaram uma revisão de literatura dos artigos que tratam da influencia do degrau ou recuo de plataforma nos tecidos duro e mole da cavidade oral. Todos os artigos envolvendo recuo de plataforma indexados pelo *Medline* e publicados em inglês foram utilizados para este estudo. Foram incluídos casos clínicos, estudos experimentais e não experimentais, bem como 21 revisões de literatura. Nesta pesquisa foram encontrados: 16 séries clínicas ou casos clínicos unitários, 10 testes e estudos controlados, 09 estudos experimentais e 03 revisões de literatura. Os autores concluíram que todos os artigos escritos por diferentes pesquisadores mostraram uma melhoria na preservação do osso periimplantar. Mas, além disso, estudos de longo prazo são necessários para confirmar estes resultados. Esses artigos consultados referem-se ao comportamento biomecânico do complexo implante/pilar em resposta a aplicação de carga oclusal, a manutenção da altura da crista óssea e a recuperação do espaço biológico.

Segundo Mumcu *et al.* (2011), um critério fundamental de sucesso a seguir, no tratamento com implantes dentários, é o nível ósseo marginal. Avaliações clínicas e radiográficas de longo prazo são necessárias para testar os resultados de investigações *in vitro* como restaurações com cantilever ou como o tamanho do implante afeta as mudanças no nível ósseo ao redor dos implantes. Não há um consenso em relação aos efeitos que as muitas variáveis como a idade, gênero, tamanho do implante e tamanho do cantilever podem causar no nível ósseo marginal, ao redor de próteses fixas suportadas por implantes. Nesse estudo, foram selecionados pacientes que receberam prótese fixa cimentada implantossuportada, os quais foram examinados em sessões de chamadas de retorno, de 6, 12, 24 e 36 meses após estarem em função. Medições comparativas do nível ósseo foram obtidas através de imagens radiográficas, com magnificação

de 20x, usando o programa Corel Draw 11.0. A análise estatística foi feita utilizando-se o teste t Student's e ANOVA. Após um período de observação de 26 meses, não havia incidências de falhas dos implantes, excessiva perda óssea ao redor dos implantes ou inflamação periimplantar. Um total de 126 implantes, em 36 pacientes, foi avaliado e os efeitos de diversos fatores sobre a perda óssea marginal durante os 36 meses após o carregamento foi analisada estatisticamente. Não houve relação significativa entre perda óssea marginal e altura ou diâmetro dos implantes, considerando idade, gênero e extensão do 22 cantilever afetando os níveis de perda óssea. Os autores já anteriormente citados, concluíram que a perda óssea marginal foi elevada em pacientes do gênero feminino e com idade mais avançada, bem como em pacientes que receberam extensões em cantilever. Em casos de condições anatômicas limitadas, implantes curtos e estreitos devem ser preferidos sobre extensões em cantilever.

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 heterogênia 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 conseqüentemente para os implantes.

No entanto, para Hobo *et al.* (1997), a oclusão balanceada não está 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 desocclusão 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 desocclusão 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 cantiléveres 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.

De acordo com Kim *et al.*, em 2011, devido à ausência do ligamento periodontal, implantes osseointegrados, ao contrário de dentes naturais, reagem biomecanicamente de um modo diferente com a força oclusal. É, portanto, acredita que os implantes dentários podem ser mais propensos a sobrecarga oclusal, que é muitas vezes considerado como uma das possíveis causas para perda óssea peri-implantar e falha da prótese/implante. Os fatores de sobrecarga podem influenciar negativamente na longevidade de prótese implantossuporta que incluem cantiléveres extensos, parafunções, desenhos oclusais inadequados e contatos prematuros. Por isso, é importante controlar a oclusão do implante dentro do limite fisiológico e, portanto, fornecer carga ótima ao implante para assegurar o sucesso a longo prazo. Os objetivos deste trabalho são para discutir a importância da oclusão para a longevidade do implante e fornecer orientações clínicas de oclusão ideal e as possíveis soluções, gerenciamento de complicações relacionadas com a implantação de oclusão. Deve-se ressaltar que, atualmente, não há nenhuma evidência de base, conceito-implante específico de oclusão. Futuros estudos na área são necessários para esclarecer a relação entre oclusão e sucesso do implante.

Para Hsu *et al.* (2012), a sobrecarga oclusal é o fator etiológico primário em complicações biomecânicas do tratamento com implantes, que comumente inclui a perda óssea marginal, fratura de resina, facetas de cerâmica e porcelana, dispositivo de retenção ou fratura de base da prótese implantossuportada, overdentures, afrouxamento ou fratura de parafusos dos pilares, e até mesmo falha do implante. A sobrecarga oclusal foi positivamente associada com hábitos parafuncionais como o bruxismo. Uma apreciação da complexidade da oclusão em implante iria permitir aos cirurgiões-dentistas tomar uma abordagem mais preventiva ao realizar o planejamento do tratamento com implante, como a prevenção da sobrecarga ajudaria a garantir a estabilidade a longo prazo das próteses implantossuportadas e conseqüentemente dos implantes.

De acordo com Klineberg *et al.* (2012), reabilitação oral restaura a forma e função, e os impactos sobre a saúde em geral. Dentes proporcionam uma sensação de discriminação de toque e especificidade direcional para a percepção oclusal, gestão de alimentos com a mastigação e deglutição, e consciência de sua textura e dureza. A realimentação periférica para o controle de músculos da mandíbula inclui o complexo esmalte-dentina-polpa e mecanorreceptores nos tecidos periodontais. As implicações de realimentação do periodonto e outros mecanorreceptores intra-orais, bem como alterações na representação central são significativos para a função e adaptação para a reabilitação oral. Com os implantes, na ausência do periodonto e feedback mecanorreceptor periodontal, o controle motor de mastigação é reduzido, mas os pacientes são ainda capazes de funcionar de forma adequada. Além disso, não existe nenhuma diferença significativa na função com arco inteiro com próteses fixas sobre os dentes em comparação com os implantes. Resultados previsíveis de implante depende suporte ósseo. Projeto de restauração ótima parece ser ótimo e significativo para a remodelação óssea e quantidade de osso ao redor de implantes com carga oclusal. Os resultados da análise de elementos finitos confirmou as concentrações de carga no osso coronal em torno da parte superior do implante onde a perda

óssea é vulgarmente observado clinicamente. Concentração de carga aumentou com a inclinação mais acentuada cúspide e mais ampla mesa oclusal e diminuiu com carga fossa central e de tamanho mais estreita mesa oclusal. Recomenda-se que o design oclusal deve seguir uma tabela estreito oclusal, com carga fossa central em contato intercuspidação e inclinação cúspide baixo para minimizar a carga lateral em função e parafunção. Reconhecer essas características devem resolver os problemas potenciais associados com a oclusão em tratamento com implantes.

Göre e Evlioğlu, em 2012, avaliaram os efeitos das forças do bruxismo em implantes configurados sob dois diferentes esquemas oclusais por análise de elemento finito dinâmica (FEA). Um modelo principal consiste de uma prótese parcial fixa de 5 unidades (FPD), apoiado por três implantes simulado com o osso, os implantes e superestruturas. Todos os cálculos foram feitos individualmente para cada componente, ou seja, coroas de porcelana, pilares, parafusos de pilares, implantes e osso. Tensões máximas foram observadas no grupo de oclusão em função de grupo. Carregamento em função de grupo pode resultar em excesso tensões sobre os componentes em comparação com carga em guia canina. De acordo com os resultados do presente estudo, o uso de guia canina seria encorajada em pacientes com bruxismo portadores de prótese implantossuportada.

3 Proposição

O objetivo neste trabalho foi avaliar o comportamento mecânico de pilares protéticos tipo UCLA tipo protocolo de Branemark com pânticos em cantiléveres bilaterais em corpo-de-prova simulando prótese fixa implantossuportada parafusada em seis implantes, quando submetida à cargas oblíquas com 20 graus de inclinação, por meio da extensometria elétrica.

4 Material e Métodos

4.1 Confeção do Modelo Experimental

Um modelo de arco dentário inferior desdentado foi confeccionado em gesso Tipo IV (Herostone – Vigodent S/A Ind. e Com., RJ, Brasil), a partir da duplicação de um modelo padrão metálico da área de prótese fixa.

Uma matriz cirúrgica para protocolo sistema neopronto II de carga imediata com 4 perfurações (Neodent implante osseointegrável Ltda, Curitiba, PR) 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 Padrão (Reliance Dental Mfg Co – Worth, IL, USA) 6 transferentes para moldagem aberta de maneira a permanecerem paralelos entre si com uso de delineador. A fixação dos transferentes (Neodent) foi realizada com fio dental e resina acrílica Padrão.

A crista alveolar do modelo de gesso foi modificada de maneira a ficar plana, compatível com a configuração da base da matriz. Após isso, o conjunto matriz cirúrgica/transferentes foi adaptado e fixado sobre o modelo de gesso de maneira que as linhas médias dos dois fossem coincidentes. A seguir, os parafusos dos transferentes foram posicionados e 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 (Siquimol-Siquiplás Ind. E Com. de Produtos para Artesanato Ltda.). Este procedimento prestou-se à obtenção de molde de silicone (Figura1) o 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 com hexágono externo (Neodent implante osteointegrável Ltda, Curitiba, PR) com dimensões de 3,75 de diâmetro por 13 mm de altura; após isso, o molde foi preenchido com resina Epóxyfiber, a qual após a polimerização foi removida do mesmo dando origem ao modelo experimental (Figura 2).



Figura 2 – Modelo experimental finalizado.

4.2 Confeção do Corpo-de-prova

Sobre os implantes do 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 planas (vestibular, lingual, mesial e distal), com dimensões aproximadas de 7mm de altura por 4 de largura, alcançado o término da cinta cervical (Figura3), para possibilitar a colagem dos extensômetros.



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 acrílica Padrão e modificada, a qual, originou uma barra com 6 perfurações equidistantes 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 acrílica Padrão sobre os pilares parafusados nos implantes do modelo experimental a uma altura de 9 mm da base da cinta cervical (Figura 4). Este procedimento foi feito com o auxílio de 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.

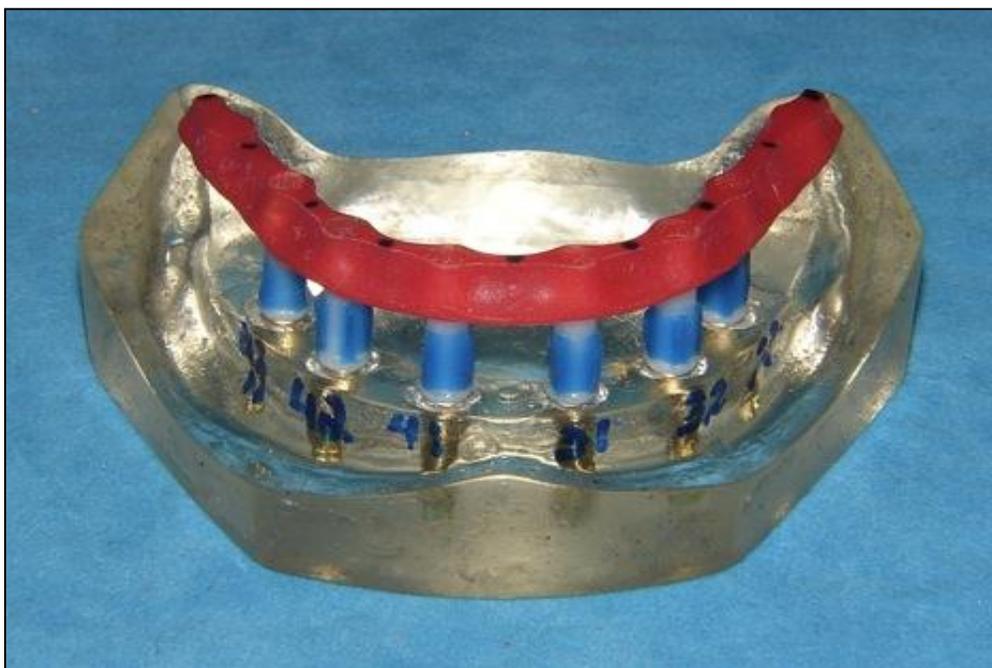


Figura 4 – Padrão do corpo- de- prova / barra fixada sobre os pilares.

Todos estes trabalhos foram feitos no Laboratório de Prótese Fixa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba-Unicamp, sob a orientação do Professor Doutor Wilkens Aurélio Buarque e Silva.

O padrão do corpo-de-prova foi removido 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 450°C, onde permaneceu por 60 minutos para desidratação e calcinação do padrão. A temperatura foi elevada à 950°C e o anel mantido no forno por mais 60 minutos para complementação do ciclo de expansão do revestimento.

A liga metálica utilizada à base de cobalto-cromo (StarLoy C – Degudent, GmbH, Germany – Quadro 1) foi colocada no cadinho da máquina de fundição por eletro-indução (SAED - Scientific Apparatus Electronic Devices; F. Lli Manfredi, S. Secondo di Pinerolo, Italy) onde procedeu-se o processo de aquecimento e liquefação da liga.

Liga	Lote Nº	Composição Química	Intervalo de Fusão (°C)	Módulo de Elasticidade (GPa)	Peso Específico (g/cm ³)
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

Figura 5 – Propriedades físicas e químicas da liga metálica utilizada (dados fornecidos pelo fabricante).

Após o esfriamento do anel foi realizada a desinclusão e limpeza inicial do corpo-de-prova com jato abrasivo de óxido de alumínio e jateamento com esferas de vidro (Knebel produtos Dentários Ltda.), com partículas de 100 μ m à pressão de 60 Lbl/pol². Para remoção de resíduos de revestimento, o corpo-de-prova foi imerso em solução de ácido hidrofúorídrico a 20% e submetido novamente ao jateamento. Os condutos de alimentação foram seccionados e a superfície inspecionada para verificar possíveis poros e falhas (Figura 6).



Figura 6 – Corpo-de-prova monobloco parafusado no 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 50 μ m (Knebel produtos dentários) , para a superfície ficar condicionada para colagem dos extensômetros (Figura 7).

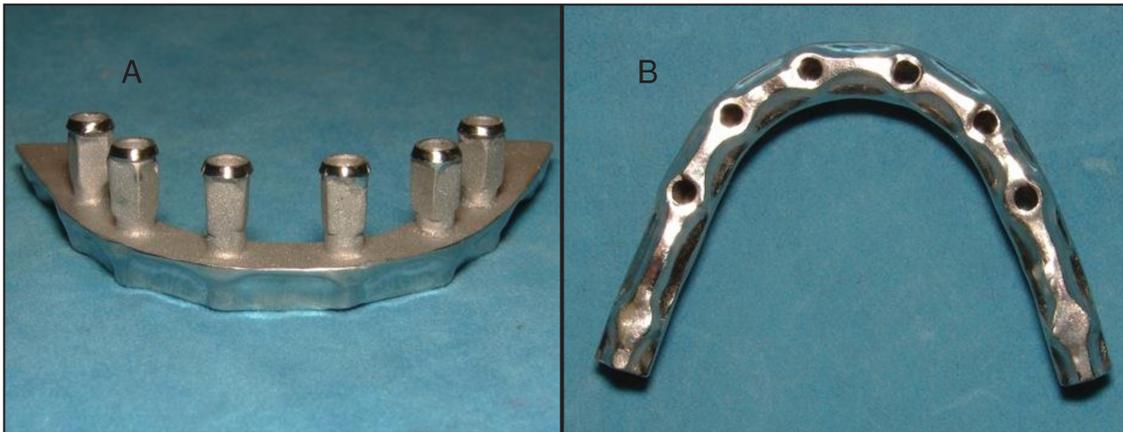


Figura 7 – Corpo-de-prova concluído. Vista frontal (letra A) e vista oclusal (letra B)

4.3 Colagem dos Extensômetros

Os extensômetros lineares elétricos (Fig. 8) 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 mecânica externa. Estes sensores constituem-se de resistências elétricas nas quais percorre uma corrente elétrica de baixa intensidade. Quando sofre qualquer deformação, a resistência elétrica do extensômetro é alterada, gerando uma tensão de saída nos terminais da ponte. Esses sinais elétricos são enviados pelos canais para placa de aquisição de dados, que transforma os sinais elétricos em sinais digitais, enviando-os para a placa de leitura instalada no computador, onde os dados são transformados em valores de deformação específica, permitindo a visualização das deformações em tempo real. 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.

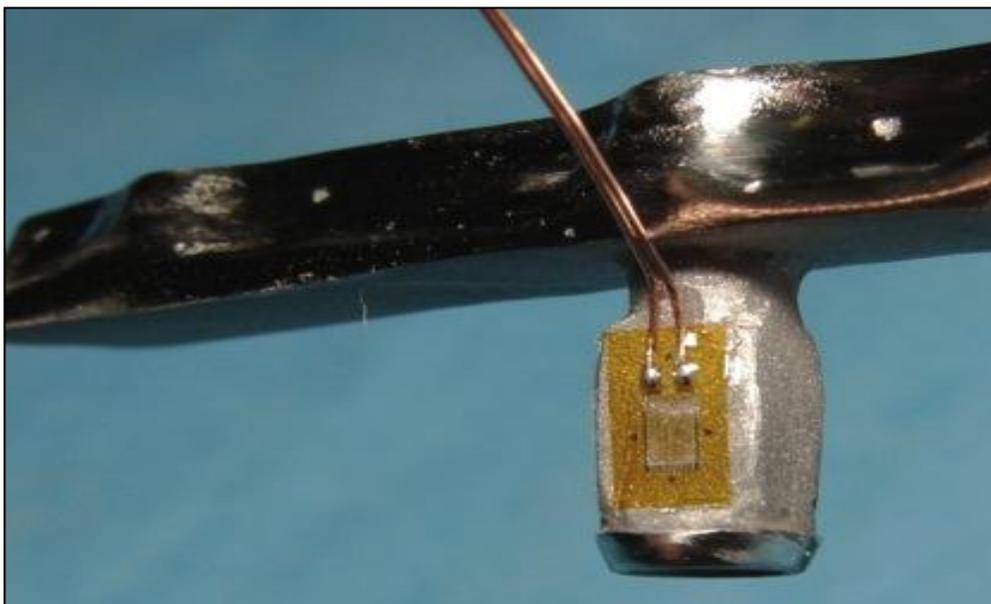


Figura 8 – Extensômetro utilizado (Excel – mod. PA-06-060BG-350L).

Para a colagem dos extensômetros, 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 éster 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, sendo as outras faces mantidas isoladas com a fita adesiva.

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 verticalmente os extensômetros nas faces proximais (mesial e distal) de cada pilar, seguindo a mesma técnica descrita anteriormente (Figura 9).

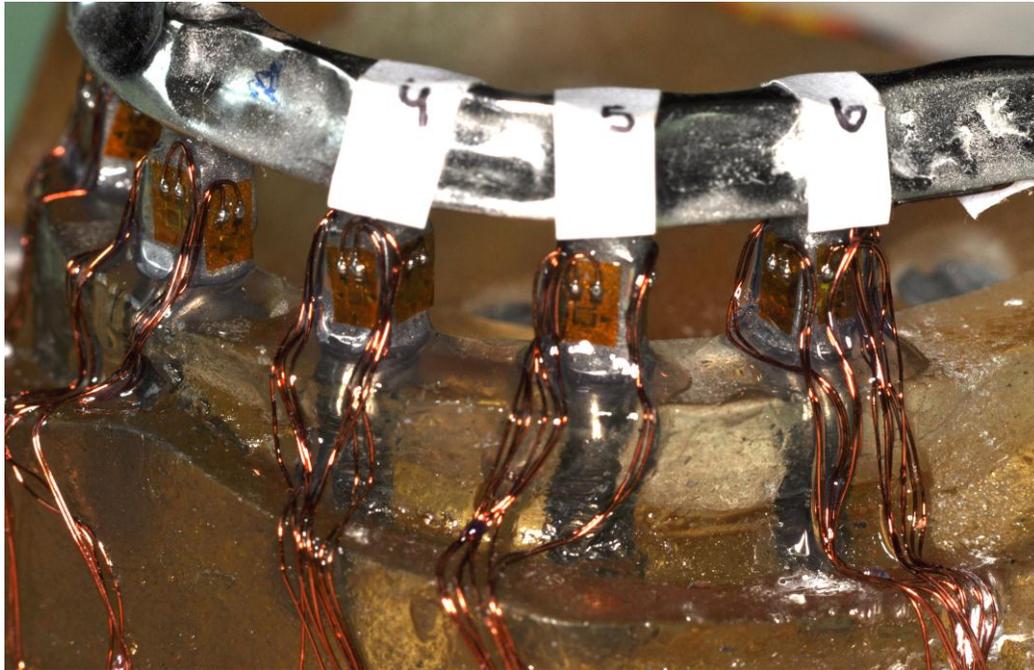


Figura 9 - Extensômetros colado nas faces vestibulares e proximais dos pilares.

Finalmente, foram fixados mais 2 extensômetros em cada base inferior da infra-estrutura na região do cantilever, a uma distância de 7mm e 14mm do pilar distal, bilateralmente na horizontal.

Foram fixados um total de 28 extensômetros. Segundo as recomendações do fabricante (Excel) foi necessário aguardar uma hora após a colagem dos extensômetros para que os ensaios mecânicos pudessem ser executados.

Os quatros extensômetros fixados verticalmente em cada pilar e dois em cada cantilever foram ligados, na configuração “1/4 de Ponte” de *Wheatstone*

(Figura 10). Esta configuração é indicada quando a solicitação de deformação de cada face individualmente do pilar por um extensômetro por compressão ou tração, para verificar a distribuição de carga nas faces. Cada extensômetro vai obter uma medição diferente em função da carga aplicada na inclinação de 20 graus. A despeito disso, é provável que um lado possa deformar mais que o outro, e essa diferença deve ser captada para saber em que direção a deformação está acontecendo. A configuração em “Ponte Completa” cancela os efeitos de flexão (extensômetros) em cargas não axiais e só registra carga vertical média, não consegue ler com detalhes, cancela efeito de Poisson.

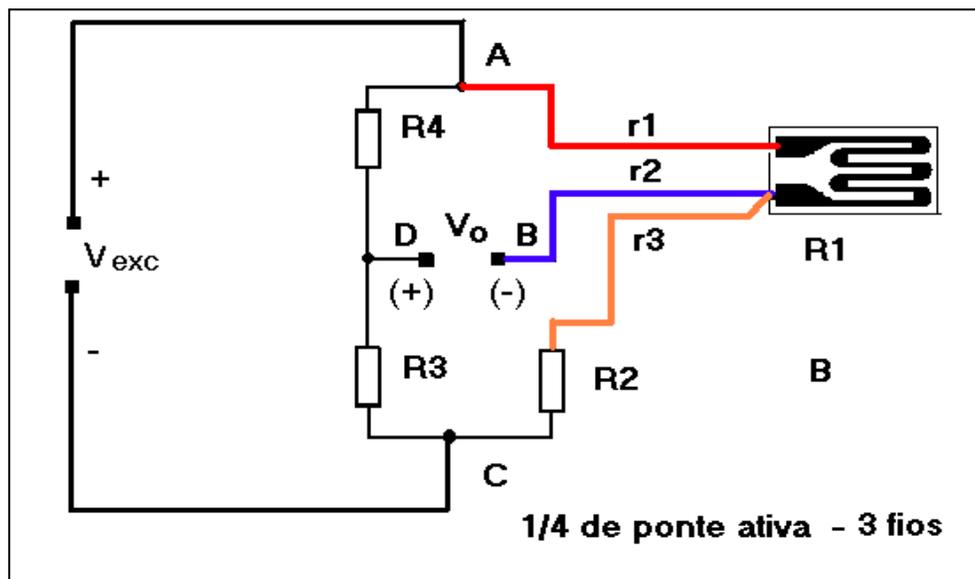


Figura 10 – Ilustração esquemática de “1/4 de Ponte” de *Wheatstone*.

4.4 Fixação do Corpo-de-prova

O corpo-de-prova com os extensômetros colados foram posicionados sobre o modelo e parafusado com chave digital até a percepção da resistência, no sentido horário seguindo a seguinte ordem de aperto de parafusos referentes

aos pilares: 2, 4, 3, 1, 5, 6, respectivamente (Jemt, 1991). A seguir foi empregado um torque de 10Ncm e em sequência 20Ncm com um torquímetro manual (Neodent), seguindo-se a mesma ordem descrita anteriormente (Figura 11).

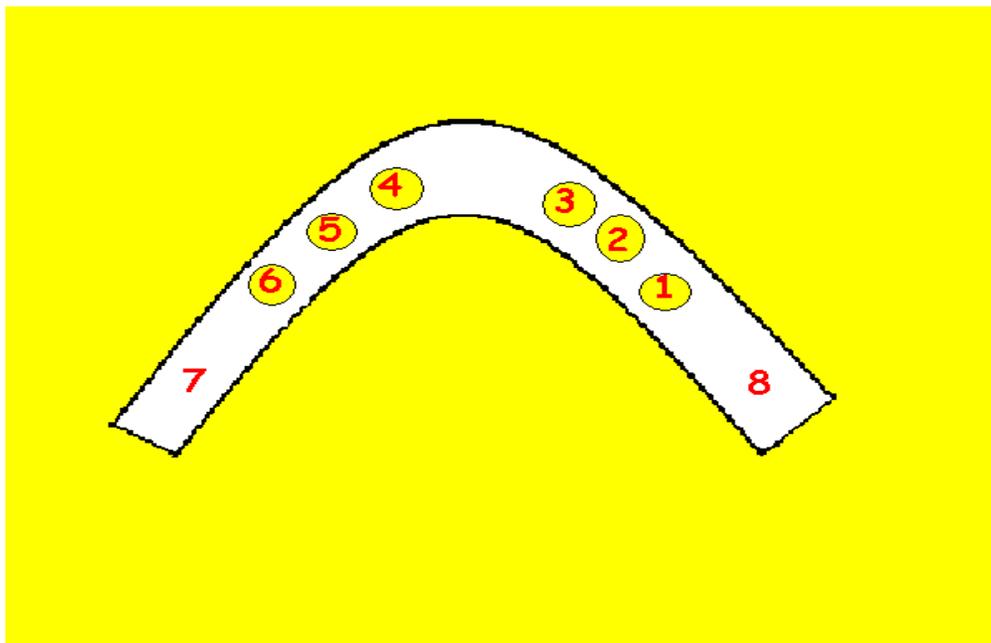


Figura 11–Pontos correspondentes aos pilares e às extensões dos cantilêveres.

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 sequência, foram soldados à cabos flexíveis blindados com dimensões aproximadas de 4x26mm, AWG com isolamento em PVC, correspondente a cada um dos pilares 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 Instron-5585H . Foi fabricada (CCDM-UFSCAR) uma célula de carga 5 Kn/5000N e uma ponteira de aço 1020 para aplicação pontual da carga.

Todos os ensaios realizados foram feitos no Laboratório de Materiais CCDM da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de São Carlos, sob a orientação do Professor Doutor Enrico Giordani.

Para que o modelo experimental pudesse ser posicionado na Máquina Universal de Ensaio MTS Instron 5585H (Material Testing System Corporation, Minneapolis-Minnesota-Model 490.05C), foi confeccionada uma base de madeira de 15cm de comprimento, por 10cm de largura e 5cm de espessura, posicionada e parafusada em um suporte fabricado em aço 1020, o qual foi utilizado o goniômetro para calcular 20 graus de inclinação no suporte e permitir que o ensaio com carga fosse realizado nesta angulação e a ponteira da célula de carga no ponto pré-determinado a uma distancia de 7mm do pilar distal direito (ponto8) (Figura 12).

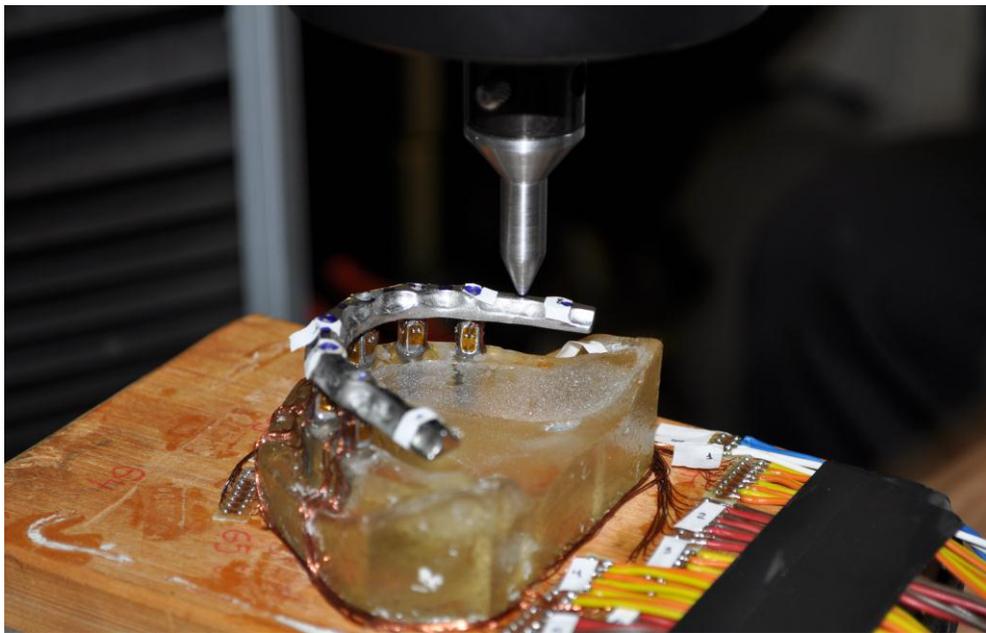


Figura 12: Aplicação da carga oblíqua a 20 graus na região do *cantilever*.

4.5 Ensaio Mecânico

Os cabos flexíveis foram ligados a um sistema receptor de dados (ADS 2000-IP- Lynx – BR/AI. 2160-Lynx), o qual capta o sinal de deformação do SG, por até 32 canais e faz geração gráfica das deformações. Foram utilizados 28 dos 32 canais disponíveis no receptor de dados, um para cada extensômetro. O receptor de dados estava conectado a um micro-computador convencional; permitindo a visualização dos dados obtidos e simultânea armazenagem dos mesmos, para posterior geração gráfica (Figura13).



Figura 13 – Modelo experimental fixado Máquina de ensaios Instron 5585H.

Na primeira fase foi feita a calibração pelo método Shuntcal, que é um método comum para calibração do sensor em ponte é a ligação de um resistor em *shunt*. Este método utiliza um resistor com valor conhecido R_{shunt} que, ao ser colocado em paralelo com um dos braços da ponte (preferencialmente o braço ativo), simula uma deformação que pode ser calculada através dos dados

fornecidos no relatório de calibração do programa AI 2161 (valor exato de R_{shunt} em Ω) e das características do sensor declaradas pelo fabricante.

O valor da deformação simulada pela aplicação de R_{shunt} na ponte é dada por uma equação:

$$\epsilon = \frac{1}{GF} \times \frac{Req}{Rg} \times \frac{Req}{(Req + Rshunt)}$$

onde:

GF = *gage factor*; é dado pelo fabricante, aproximadamente 2.

Rg = resistência do extensômetro (usualmente 120 Ω , 350 Ω , 700 Ω ou 1000 Ω);

r = resistência do cabo (na maioria das aplicações pode ser considerada zero);

$Req = Rg + r$ (se $r = 0$, $Req = Rg$);

$Rshunt$ = resistência de calibração em *shunt*;

e = deformação em $\mu strain$.

Na segunda fase foi realizado o ensaio onde uma ponta de aço 1020 com forma de “ponta de lápis”, foi fixada à célula de carga com capacidade de 500kgf, na qual foi aplicada uma carga cíclica de 150Ncm (15,3 KGF) de cinco ciclos de zero a 150 Ncm pontualmente, com velocidade de carregamento de 15N/s com uma frequência de 0,5 Hz em 2 segundos vai até ao ponto máximo e volta ao ponto inicial. A carga foi aplicada no ponto 8. Após aplicação de carga, foi checado o aperto dos parafusos com torquímetro na mesma ordem (2, 4, 3, 1, 5 e 6), para avaliar se não ocorreu nenhum afrouxamento.

A análise dos dados obtidos foi realizada por meio do software ADS 2000 LYNX de 32 canais, na empresa LYNX Tecnologia Eletrônica Ltda; São Paulo, SP, Brasil, sob a supervisão do engenheiro mecatrônico André Luis Caetano e o técnico eletrônico e estudante de engenharia aeroespacial Renato Fransoni.

4.6 Análise dos Resultados

Foi calculada a média entre os 5 ciclos realizados para cada extensômetro. Foi aplicada a técnica de análise de variância baseada nos postos, para experimentos com dois fatores, medido através de medidas repetidas (pilares e faces em um mesmo objeto). As análises de variância foram calculadas através do procedimento GLIMMIX do sistema SAS (SAS Institute Inc. The SAS system, release 9.2. SAS Institute Inc., Cary:NC, 2009). O teste de Tukey-Kramer foi usado para realização de comparações de médias e foi adotado o nível de significância de 5%.

5 Resultados

Após o cálculo da média dos valores obtidos no quadro de análise de variância foi observado ($p < 0,0001$) diferenças estatisticamente significantes entre as médias verdadeiras de deformação nos diferentes pontos e faces avaliados, assim como da interação entre estes dois fatores (Tabela 1).

Tabela 1 - Análise de variância dos dados originais construído a partir da adoção de um modelo linear generalizado misto com matriz de covariância auto-regressiva; resíduos aleatoriamente distribuídos para estudo de efeito de medidas repetidas e graus de liberdade ajustados de acordo com o método de Kenward-Roger.

Efeito	Graus de liberdade		Valor F	Valor-p
	Numerador	Denominador		
Ponto	7	22,02	1363,76	<0,0001
Face	3	53,62	133,26	<0,0001
Ponto*Face	17	56,64	570,66	<0,0001

Diante da existência de diferença significativa da interação entre pontos e faces, tem-se que desdobrar a comparação de médias de forma para avaliar o efeito entre os pontos e as faces avaliadas, através do teste de Tukey-Kramer (Tabela 2).

Tabela 2 - Análise de variância construído a partir da adoção de um modelo linear generalizado misto com matriz de covariância auto-regressiva; resíduos aleatoriamente distribuídos para estudo de efeito de medidas repetidas e graus de liberdade ajustados de acordo com o método de Kenward-Roger.

Ponto	Face	Média $\mu\epsilon$	Desvio padrão	Intervalo de confiança da média (95%)		Tukey-Kramer ($\alpha=5\%$)
1	Distal	241,813	10,882	259,128	224,497	A
	Lingual	95,740	3,675	100,304	91,176	B
	Mesial	46,364	1,296	47,973	44,755	D
	Vestibular	56,984	0,917	58,122	55,846	C
2	Distal	5,793	0,111	5,968	5,617	B
	Lingual	5,506	0,203	5,758	5,254	C
	Mesial	4,092	0,499	4,711	3,473	D
	Vestibular	36,256	1,514	38,136	34,376	A
3	Distal	18,954	0,135	19,122	18,786	B
	Lingual	1,740	0,225	2,020	1,460	D
	Mesial	2,274	0,187	2,506	2,042	C
	Vestibular	52,006	0,263	52,333	51,679	A
4	Distal	9,050	0,120	9,199	8,901	B
	Lingual	5,752	0,113	5,892	5,612	C
	Mesial	6,180	0,206	6,436	5,924	B C
	Vestibular	21,218	0,481	21,815	20,621	A
5	Distal	1,690	0,082	1,792	1,588	D
	Lingual	9,470	0,125	9,626	9,314	A
	Mesial	5,108	0,168	5,316	4,900	B
	Vestibular	3,170	0,423	3,695	2,645	C
6	Distal	2,940	0,284	3,293	2,587	D
	Lingual	21,596	1,048	22,898	20,294	A
	Mesial	5,376	0,132	5,540	5,212	C
	Vestibular	12,062	0,855	13,123	11,001	B
7	Distal	0,900	0,067	0,983	0,817	A
	Mesial	0,880	0,000	0,880	0,880	B
8	Distal	0,772	0,038	0,820	0,724	B
	Mesial	81,084	1,098	82,447	79,721	A

*Letras maiúsculas diferentes significam que houve diferenças estatisticamente significativas entre os valores apresentados ($p<0,05$).

Diferenças significantes foram observadas entre todas as faces dos pontos avaliados ($p < 0,05$). O único ponto que apresentou algumas faces cujas médias de deformação não diferiram entre si foi o ponto 4 no qual a face Vestibular apresenta média significativamente maior ($21,218\mu\epsilon$) que todas as demais e depois, somente apresenta diferença significativa entre as médias das faces distal ($9,050\mu\epsilon$) e lingual ($5,752\mu\epsilon$).

De maneira similar à comparação das faces em cada ponto foi realizada a comparação das deformações dos pontos, mas fixando-se cada uma das faces (Tabela 3).

Tabela 3 - Análise de variância construído a partir da adoção de um modelo linear generalizado misto com matriz de covariância auto-regressiva; resíduos aleatoriamente distribuídos para estudo de efeito de medidas repetidas e graus de liberdade ajustados de acordo com o método de Kenward-Roger.

Face	Ponto	Média μE	Desvio padrão	Intervalo de confiança da média (95%)		Tukey-Kramer ($\alpha=5\%$)
Distal	1	241,813	10,882	259,128	224,497	A
	3	18,954	0,135	19,122	18,786	B
	4	9,050	0,120	9,199	8,901	C
	2	5,793	0,111	5,968	5,617	D
	6	2,940	0,284	3,293	2,587	E
	5	1,690	0,082	1,792	1,588	F
	7	0,900	0,067	0,983	0,817	G
	8	0,772	0,038	0,820	0,724	H
Lingual	1	95,740	3,675	100,304	91,176	A
	6	21,596	1,048	22,898	20,294	B
	5	9,470	0,125	9,626	9,314	C
	4	5,752	0,113	5,892	5,612	D
	2	5,506	0,203	5,758	5,254	D
	3	1,740	0,225	2,020	1,460	E
Vestibular	1	56,984	0,917	58,122	55,846	A
	3	52,006	0,263	52,333	51,679	B
	2	36,256	1,514	38,136	34,376	C
	4	21,218	0,481	21,815	20,621	D
	6	12,062	0,855	13,123	11,001	E
	5	3,170	0,423	3,695	2,645	F
Mesial	8	81,084	1,098	82,447	79,721	A
	1	46,364	1,296	47,973	44,755	B
	4	6,180	0,206	6,436	5,924	C
	6	5,376	0,132	5,540	5,212	D
	5	5,108	0,168	5,316	4,900	DE
	2	4,092	0,499	4,711	3,473	E
	3	2,274	0,187	2,506	2,042	F
7	0,880	0,000	0,880	0,880	G	

*Letras maiúsculas diferentes significam que houve diferenças estatisticamente significativas entre os valores apresentados em cada face ($p<0,05$).

Somente não há deformação significativa entre os pontos 4 e 2 na face lingual e na face mesial não há diferença significativa entre os pontos 6 e 5, bem como entre os pontos 2 e 5. Em todas as demais comparações são observadas diferenças significativas pelo teste de Tukey-Kramer em nível de significância de 5%.

A Figura 14 ilustra o comportamento das médias de deformação nos pontos em cada uma das faces estudadas.

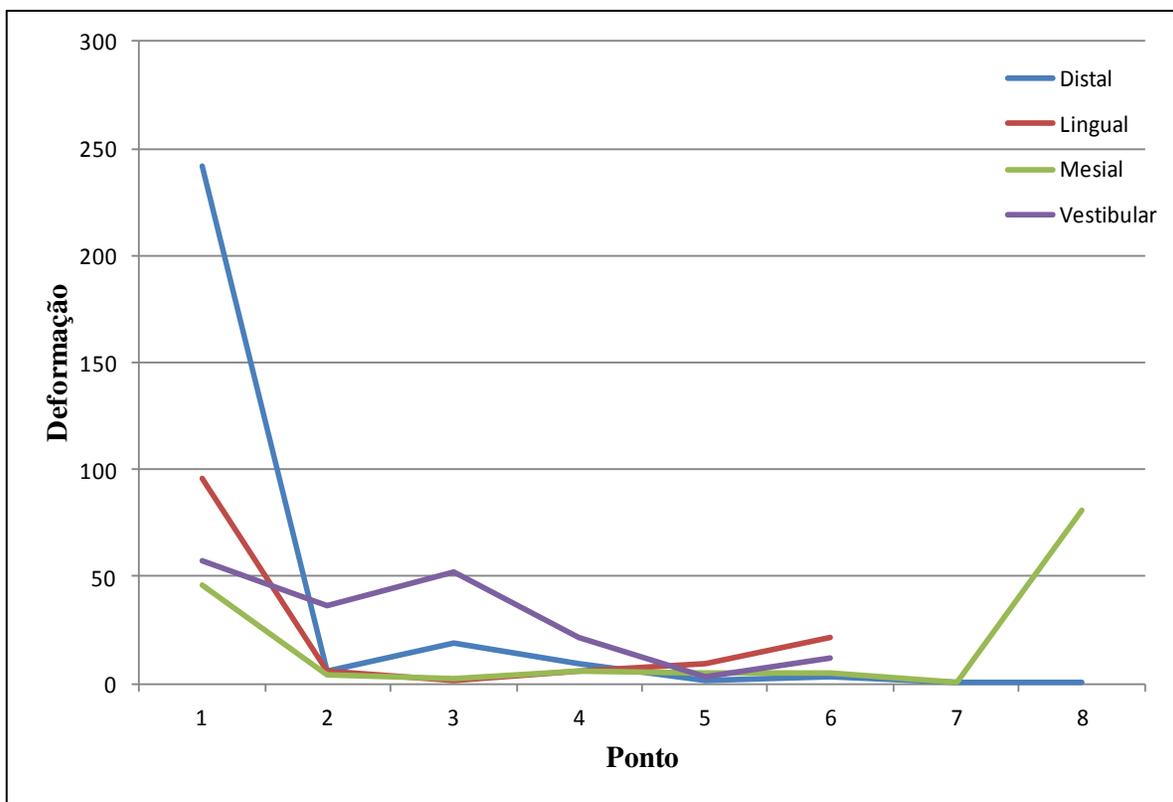


Figura 14 - Deformação média observada em cada uma das faces ao longo dos pontos.

6 Discussão

Com o avanço da Implantodontia e a indicação de próteses sobre implantes na reabilitação bucal, a aplicação de conhecimentos de engenharia em Odontologia ajuda na compreensão de aspectos relacionados a biomecânica em implantes osseointegrados. Várias técnicas têm sido utilizadas para avaliar a carga biomecânica de implantes (Assunção et al., 2009), como a análise fotoelástica, análise de tensões por elementos finitos e 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*). Estes sensores conseguem detectar as deformações tridimensionais ocorridas nos componentes protéticos e transformá-las em tensões, permitindo uma análise quantitativa tridimensional dos dados, podendo ser realizada *in vitro* e *in vivo* sob cargas estáticas ou dinâmicas (Assunção et al., 2009). Observamos neste experimento, que estes pequenos terminais de medição (extensômetros fabricados com a liga de constantan=Cr-Ni), registraram com precisão a deformação por compressão e/ou tração e flexão nos pontos avaliados.

Portanto, o presente estudo teve como objetivo avaliar a magnitude e distribuição de cargas oblíquas 20 graus e momentos de flexão da infra-estrutura com cantilever com 20 milímetros de extensão e pilares de prótese fixa implantossuportada para um arco mandibular edêntulo. Esse estudo mostrou que cargas oblíquas aferiram momentos de compressão, tração e flexão nos pilares da prótese fixa implantossuportada. Diferenças significantes de valores de deformação foram observadas nos pilares (pontos) e faces avaliadas, assim como da interação entre estes dois fatores. O ponto 4 foi o único que apresentou algumas faces cuja a deformação não diferem entre si, a face vestibular que apresentou deformação significativamente maior (21,218 $\mu\epsilon$) e depois diferenças significantes entre as faces distal (9,050 $\mu\epsilon$) e lingual (5,752 $\mu\epsilon$); que estas duas

não diferem da deformação da face mesial (6,180). Isto ocorreu porque a carga oblíqua a 20 graus ponto 8 cantilever, braço de potência e o ponto 4 braço de resistência no extremo anterior do lado oposto, funciona como um fulcro, tração/alavanca, momentos de torção no pilar e infra-estrutura que pode resultar no afrouxamento do parafuso ou fratura de um dos componentes da prótese e na integração osso-implante quando excessivas (Reuiard et al, 2002).

Podemos observar neste estudo que quando uma carga oblíqua de 20 graus foi aplicada na região do *cantilever* (a 7mm do pilar distal), uma maior força de compressão pode ser observada no pilar mais próximo ao ponto de aplicação da carga, sendo maior na face distal (241,813 $\mu\epsilon$), seguida da lingual (95,740 $\mu\epsilon$), vestibular (56,984 $\mu\epsilon$) e mesial (46,364 $\mu\epsilon$). Com o resultado do carregamento a 20 graus no cantilever e potencial de intrusão do implante no componente adjacente gerou momentos de flexão devido ao extremo livre e efeito de alavanca nos pilares anteriores. O componente adjacente deformou disto-lingual, sendo que as faces distal e lingual deformaram por compressão, vestibular e mesial por tração, alongamento. Este padrão de distribuição de força relatado in vitro devido efeito de flexão (dobradiça) da prótese suportada por múltiplos implantes. A medida que o implante, pilar e o sistema de prótese não é completamente rígido por causa de lacunas microscópicas e de deformação elástica com uma carga de 20 graus no cantilever promove uma cadeia de reação nos pilares de apoio a prótese. Na face mesial do ponto 8 (81,084 $\mu\epsilon$) aplicação de carga maior deformação por flexão, cantilever, não existe componente posterior para dissipar a carga. Em seguida valores maiores foram observados nas faces vestibulares dos pilares 3 (52,006 $\mu\epsilon$), vestibular do pilar 2 (36,256 $\mu\epsilon$), lingual do pilar 6 (21,596 $\mu\epsilon$), vestibular do pilar 4 (21,218 $\mu\epsilon$), distal do pilar 3 (18,954 $\mu\epsilon$), vestibular do 6 (12,062 $\mu\epsilon$), lingual do pilar 5 (9,470 $\mu\epsilon$) e distal do pilar 4 (9,050 $\mu\epsilon$). Estas deformações são por causa do eixo imaginário de rotação, carga oblíqua 20 graus cantilever, que resultou em uma tração (alavanca) e torção da infra-estrutura e momentos de torque nos pilares que deformam por flexão de acordo com

dissipação da carga na curva da linha oclusal. Nos pilares tem face que deforma mais que outra por compressão e/ou tração, para que lado o pilar deformou, entortou. Menores valores foram observados na face distal do ponto de aplicação da carga (0,072 $\mu\epsilon$) por estar mais distante do pilar adjacente e ser cantilever e nas faces do cantilever oposto a este ponto (0,900 $\mu\epsilon$ e 0,880 $\mu\epsilon$), são menores deformações por flexão, porque esta distante do ponto de aplicação de carga e existem 6 implantes anteriores em curva para dissipar a carga. A carga dissipada e a tensão é distribuída em cada componente da prótese diretamente proporcional à distancia a partir do ponto de aplicação da carga.

Os estudos de Charles, em 1993, de reabilitações em arcos edentulos 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.

De maneira similar á comparação das faces em cada ponto foi realizada a comparação das deformações dos pontos, mas fixando-se cada uma das faces. Somente não há deformação significativa entre os pontos 4 (5,752 $\mu\epsilon$) e 2 (5,506 $\mu\epsilon$) na face lingual devido a carga oblíqua 20 graus no cantilever e o efeito alavanca e na face mesial entre os pontos 5 (5,108) e 6 (5,376), entre os pontos 2 (4,092 $\mu\epsilon$) e 5 (5,108 $\mu\epsilon$) ocorreram menores deformações e não diferenças significativa devido a flexão dos pilares, como deformaram, entortaram.

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.

De acordo com nossos resultados, quando uma carga oblíqua foi aplicada na região do *cantilever* com 6 implantes, o pilar que mais sofreu deformação foi aquele adjacente a região de extremo livre, seguido daqueles que ficam na posição mais anterior da infra-estrutura curvilínea (ponto 3). Isto ocorre devido ao eixo de rotação, sendo que os pilares anteriores registram maior deformação positiva devido ao efeito flexional da extremidade livre, criando um braço de alavanca.

No arco mandibular, em função da quantidade e qualidade óssea e possibilidade de utilização de implantes mais longos entre os forames mentuais 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) (Jemt, 1991; Assif *et al.*, 1996). Neste estudo, reproduziu-se o arco mandibular com extensão em cantilever de 20mm, podendo observar que cargas compressivas menores foram observadas nos implantes intermediários (ponto 2 e 5), não havendo a necessidade de implantes longos nesta região, assim como relatado por Mumcu *et al.*, em 2011. 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 ou se for de pequenas dimensões, a extensão do *cantilever* deve ser bem reduzida ou, até eliminá-lo. Se grande quantidade de energia de deformação é consumida perto do ponto de aplicação de carga (o que prevê alta concentração de tensão ao redor do implante mais próximo), ocorre grande redução de energia transmitida e conseqüentemente baixa concentração de tensão nos demais implantes, anteriores e lado oposto. (Benzing *et al.*, 1995).

O sucesso clínico está diretamente ligado aos pilares protéticos, parafusos e cooping, que 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 tensionais e de torque, que quando excessivas podem causar falha na estrutura da prótese e integração osso-implante (Reuiard J *et al.*, 2002). Neste estudo não houve interferência destes fatores tendo em vista que utilizou-se um modelo único e não houve afrouxamento dos parafusos durante o ensaio.

Em prótese convencional, os dentes se movimentam para compensar pequenos erros de adaptação da peça protética, mas os implantes osseointegrados não mudam 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 (“fendas”) entre 25 a 150 μ m, 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 distribuição apropriada da tensão (Lundgren & Laurell, 1993) e prover o planejamento protético, que possibilita distribuição equilibrada das forças incidentes na prótese e redução nas tensões induzidas sobre seus componentes.

Portanto, não foi encontrado na literatura consultada nenhum outro trabalho que realizou o mesmo tipo de ensaio, com o mesmo modelo experimental (6 implantes e cantilever de 20mm e 28 *strain gauges*), não sendo permitido a comparação direta dos resultados. Novos estudos devem investigar a influencia de outras variáveis, como condições de carga e fadiga dos componentes.

7 Conclusão

A partir dos resultados obtidos conclui-se que:

- ✓ "Na aplicação de carga oblíqua de 20 graus na região do cantilever, o pilar adjacente apresentou maior deformação de compressão, seguido dos pilares 3 e 4 do extremo anterior da infra-estrutura, de acordo com o eixo imaginário de rotação. Os pilares anteriores sofreram menor deformação".
- ✓ Maior deformação pode ser observada no pilar mais próximo da região do cantilever, na face distal, em sequência a mesial do ponto 8, face lingual, vestibular, mesial do pilar adjacente.
- ✓ Valores de deformação foram diferentes entre os pilares e entre faces, devido ao movimento de alavanca gerado pelo cantilever. Maior deformação do ponto 1 na face distal e em sequência no ponto 2 da face vestibular, ponto 3 da face vestibular, ponto 4 da face vestibular, ponto 5 da face lingual, ponto 6 da face lingual, ponto 7 da distal e ponto 8 da mesial.

..

REFERÊNCIAS*

- Akça K, et al. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with “in vitro” strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(2): 115-21.
- Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J. Prosth Dent.* 1996; 75(3): 285-91.
- Assunção W, Barão V, Tabata L, Gomes E, Delben J, Santos P. Biomechanics studies in dentistry: Bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg* 2009; 20 1173-1177.
- Bidez, M.W. et al. Finite element analysis of four abutment Harder bar designs. *Implant Dent.*, Baltimore, v.2, n.3, p. 171-176, 1993.
- Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10(2): 188-98.
- Brunski, J.B.; Skalak, R. Biomechanical considerations applications to the maxillofacial region. In: Worthington, P. Branemark, P.I. *Advance osseointegration surgery*: Quintessence-Chicago, 1990. P.15-38
- Cehreli MC, Duyck J, Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004; 15(2): 249-57.
1. Cehreli MC, Akkocaoglu A, Comert A, Tekdemir I, Akca K. Human ex vivo bone tissue strains around natural teeth vs. immediate oral implants. *Clin oral Implants Res.* 2005; 16: 540-8.
- 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.
- Charles, E. Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants. *Implant Dentistry*, v, 2, n.4, 1993.

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

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

Clelland NI. Et al. A photoelastic and strain gauge analysis for angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8(5): 541-8.

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.

Dittmer MP, Kohorst P, L. Borchers L, R. Schwestka R, M. Stiesch. Stress analysis of an all-ceramic FDP loaded according to different occlusal concepts. *J Oral Rehabil.* 2010 Apr; 38(4):278-85.

Duyck J, Van Ooterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Imp Res* 2000; 11: 654-475.

Eraslan O, Inan O, Secilmis A. The effect of framework design on stress distribution in implant- supported FPDs: A 3-D FEM study. *Eur J Dent* 2010; 4: 374-382.

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.

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

Göre E, Evlioğlu G (2012). Assessment of the effect of two occlusal concepts for implant-supported fixed prostheses by Finite Element Analysis in patients with bruxism. Sourcea Istanbul University, Faculty of Dentistry, Maxillofacial Prosthodontics, Istanbul University, Faculty of Dentistry. *J Oral Implantol.* 2012 Jan 15. [Epub ahead of print] PMID: 22242658 [PubMed - as supplied by publisher]

Hobkirk JA, Psarros KJ. The influences of occlusal 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 Editora Santos, 1997.

Hsu YT, Fu JH, Al-Hezaimi K, Wang HL. Biomechanical implant treatment complications: a systematic review of clinical studies of implants with at least 1 year of functional loading. Source Department of Periodontics and Oral Medicine, School of Dentistry, University of Michigan, Ann Arbor, Michigan 48109-1078, 2012. USA. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 Jul-Aug;27(4):894-904.

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

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 prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991; 6(3): 270-6.

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

Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. Source Department of Periodontics/Prevention/Geriatrics, University of Michigan School of Dentistry, 1011 North University Avenue, Ann Arbor, MI 48109, USA. 2011. Kim Y et al. *Clin Oral Implants Res*. (2012)

Klineberg IJ, Trulsson M, Murray GM. Occlusion on implants - is there a problem? Source Westmead Centre for Oral Health, Faculty of Dentistry, 2012. The University of Sydney, Westmead, NSW, Australia. *J Oral Rehabil*. 2012 Jul;39(7):522-37. doi: 10.1111/j.1365-2842.2012.02305.x. Epub 2012 Apr 17.

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 prosthesis superstructures in tissue integrated dental prostheses [abstract 1112]. *J Dent Res*. 1983; 62: 293.

Lundgren, D. & Laurell, L. Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants. *Periodontology* 2000, v. 4, p. 23-40, 1994.

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

Misch, C. & Bidez, M. Considerações sobre a Oclusão das Próteses Implantossuportadas: Oclusão Protetora do Implante e Materiais Oclusais. In: Misch, C.E. *Implantes dentários Contemporâneos*. 2.ed. São Paulo: Editora Santos, 2000. Cap. 38, p. 609-629.

Mumcu E, Bilhan H, Cekici A. Marginal bone Loss around implants supporting fixed restorations. *J Oral Implantol*. 2011 Oct; 37(5):549-58.

Naconecy MM, Geremia T, Cervieri A, Texeira ER, Shinkai RS. Effect of the number of abutments on biomechanics of Branemark prosthesis with straight and tilted distal implants. *J App Oral Sci* 2010; 18(2); 178-85.

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

Nishioka RS, Nishioka LN, Abreu CW, Vasconcellos LG, Balducci I. Machined and plastic copings in three-element prostheses with different types of implant-abutment joints: a strain gauge comparative analysis. *J Appl Oral Sci*. 2010 May-Jun; 18(3):225-30. types of implant-abutment joints: a strain gauge comparative analysis. *J Appl Oral Sci*. 2010 May-Jun; 18(3):225-30.

Nissan J, Ghelfan O, Gross M, Chaushu G. Analysis of load transfer and stress distribution by splinted and unsplinted implant-supported fixed cemented restorations. *J Oral Rehabilitation* 2010 37; 658–662.

Ogawa T, Dhaliwa S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, Duyck J. Impact of implant number, distribution and prosthesis material on loading on implants supporting fixed prostheses. *Journal Of Oral Rehabil* 2010 Jul; 37(7); 525-31.

OH, T.; Yoon, J. Misch, C.; Wang, H.L. The causes of Early Implant Bone Loos: Myth or Science. *J. Periodontol*, v.73, n.3. p. 322-333, 2002.

Osier, J.F. Biomechanical load analysis of cantilevers implants systems. *J Oral Implantol*, v.17, p.40-47, 1991.

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.

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

Rangert, B.; Jemt. F. Jorneus, L. Forces and Moments on Branemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.4, n.3, p. 241-247, 1989.

Rieger, M.R. ; Mayberry, M.; Brose, M.O. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent*, v.63, n.6, p. 671-6, jun 1990.

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.

Sato, Y. et. al A biomechanical effect of wide implant placement and offset placement of three implants en the posterior partially edentulous region. *J Oral Rehabilitation*, v.27, n.1,p.154-21, 2000.

Serrano-Sánchez P, Calvo-Guirado JL, Manzanera-Pastor E, Lorrio-Castro C, Bretones-López P, Pérez-Llanes JA. The influence of platform switching in dental implants. A literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011 May 1;16(3):e400-5.

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

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

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.

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.

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

Venturelli, A. A Modified Surgical Protocol for Placing Implants in the Maxillary Tuberosity: Clinical Results at 36 Months After Loading Fixed Partial Dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.11, p. 743-749, 1996.

Waskewicks, G. A. Ostrowski, J.S.; Parks, V.J. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int. J. Oral Maxillofa. Implants*, v.9,n.4, p.405-11, 1994.

Wang, Y. H. et al. Nerve regeneration after implantation in peri-implant area, histological study on different implant materials in dog. In: Jacobs, R., ed. *Osseoperception*. Leuven, Catholic University Leuven. 1998, Cap. 1, p. 13-20.

Watson, R.M. et al Considerations in design and fabrication of maxillary implant supported prostheses. *Int J Prosthodont*, v.4, n.3 p. 232-239, 1991.

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

Weinberg, L.A. ; Kruger, B. Na Evaluation of Torque (Moment) on Implant/Prosthesis With Staggered Buccal and Lingual Offset. *Int J Periodont. Rest. Dent*, v.16, n.3, p.253-261, 1996.

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

Williams , K. R.; Watson, C.J.; Murphy, W.M.; Scott, J. Gregory, M. Sinobad, D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants, *Quintessence Int*, v.21, p. 563-570, 1990.

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. Prosthet Dent.* 1990; 64(2): 185-94.

ANEXOS

O diagrama apresentado na figura 14 apresenta a forma de distribuição das forças de acordo com os pontos e as faces avaliadas.

Ponto	Ordem de deformação das faces			
	Maior			Menor
Barra				
1				
2				
3				
4				
5				
6				
Cantilever				
7				
8				
Legenda				

Figura 14 - Ordem de deformação das faces de acordo com o ponto em estudo.

Relatório de processamento de dados

Introdução

O presente relatório se refere ao serviço de processamento de dados oriundos de pesquisa científica planejada e conduzida pelo pesquisador solicitante. Não se objetiva o desenvolvimento de um texto que deva ser parte do artigo científico, mas sim subsidiar a sua redação.

As técnicas de análise de dados foram definidas em conjunto com o pesquisador solicitante com base nos objetivos da pesquisa, na natureza dos dados e no delineamento e condução do experimento anteriormente concebido.

Técnicas de análise utilizadas

Em vista dos objetivos especificados, do delineamento experimental adotado, das características das variáveis de resposta e do fator em estudo, julgou-se apropriada a aplicação da técnica de análise de variância, pois esta permite efetuar a comparação das

médias de deformação quantificadas em diversos pontos diante do exercício de uma carga em um ponto específico da estrutura.

Como as mensurações ocorriam de forma simultânea nos diversos pontos de uma mesma estrutura e em cada ponto em diversas faces, não é razoável a presunção de independência entre as medidas, condição básica para a aplicação do processo tradicional da análise de variância. Ao invés disto, foi adotado método de análise de dados apropriada para a condição de medidas repetidas.

Sendo assim, foi adotado modelo linear generalizado misto, calculado através do procedimento GLIMMIX do sistema SAS (SAS Institute Inc. The SAS System, release 9.2. SAS Institute Inc., Cary:NC, 2008).

Esse tipo de análise é bastante moderno, tendo sido incorporado aos softwares de análise de dados, de maneira totalmente funcional, muito recentemente (há cerca de 2 anos); e seu uso vem crescendo muito, em função dos benefícios propiciados.

A análise partiu de um modelo de análise de variâncias apropriado para experimentos com dois fatores, testados em condição de medidas repetidas. Foi adotada a suposição de resíduo aleatório e matriz de covariância do tipo autorregressiva de primeira ordem.

A validade do modelo de análise de variância foi avaliada através do estudo de resíduos, o que permitiu a detecção de problemas a proposição de medidas saneadoras e a avaliação de sua eficácia, principalmente em vista da necessidade de que os resíduos tenham distribuição aderente à Gaussiana, o que foi avaliado através do teste de Shapiro-Wilk e dos coeficientes de assimetria e curtose.

Em vista da ausência de sucesso na obtenção de resíduos normalmente distribuídos, quando analisados os dados originais, optou-se pela análise de variância baseada nos postos, o que anteriormente se associava a execução de testes não paramétricos. Nas técnicas atuais, serão mantidos os testes paramétricos desde que os resíduos obtidos após a aplicação dos postos se comportem de maneira a aderir à distribuição normal.

Para execução das comparações múltiplas de médias foi adotado o teste de Tukey-Kramer, selecionado antes da execução das análises em função de sua recorrência nos artigos científicos.

Também foi arbitrado para a redação do presente relatório, o nível de significância de 5% aplicado na interpretação de todos os testes estatísticos.

Para a descrição da análise estatística aplicada no estudo pode-se dizer, em geral no último parágrafo do capítulo de material e métodos:

Foi aplicada a técnica de análise de variância baseada nos postos, para experimentos com dois fatores, medido através de medidas repetidas (pontos e faces em um mesmo objeto). As análises de variância foram calculadas através do procedimento GLIMMIX do sistema SAS (SAS Institute

Inc. The SAS system, release 9.2. SAS Institute Inc., Cary:NC, 2009.). O teste de Tukey-Kramer foi usado para realização de comparações de médias e foi adotado o nível de significância de 5%.

Resultados

Estudos de suposições

A primeira análise efetuada partiu dos dados originais, sem qualquer medida de correção de problemas e chegou-se a um modelo cujos resultados se iniciam pelo quadro de análise de variância que é apresentado na tabela 1.

Tabela 2. Quadro de análise de variância dos dados originais construído a partir da adoção de um modelo linear generalizado misto com matriz de covariância auto-regressiva; resíduos aleatoriamente distribuídos para estudo de efeito de medidas repetidas e graus de liberdade ajustados de acordo com o método de Kenward-Roger.

Efeito	Graus de liberdade		Valor F	Valor-p
	Numerador	Denominador		
Ponto	7	22,02	1363,76	<0,0001
Face	3	53,62	133,26	<0,0001
Ponto*Face	17	56,64	570,66	<0,0001

O quadro de análise de variância nos dá fortes indícios ($p < 0,01$) da existência de diferenças entre as médias verdadeiras de deformação nos diferentes pontos e faces, assim como da interação entre estes dois fatores. Ocorre, todavia, que a validade das conclusões depende da aderência dos resíduos deste modelo, à distribuição normal.

Sendo assim, antes de se desenvolver o restante da análise, procede-se um estudo para avaliar a distribuição dos erros e inicia-se tal análise pelo teste de Shapiro-Wilk e de coeficientes de assimetria e curtose (tabela 2).

Tabela 3. Teste de Shapiro-Wilk e coeficientes para avaliação da aderência dos resíduos do modelo de análise de variância obtido com os dados originais, à distribuição normal (Gaussiana).

Coeficiente		Teste de Shapiro-Wilk (H_0 :Normal)	
de assimetria	de curtose	Estatística W	Valor-p
4,38704	57,4618	0,31796	<0,0001

Através do coeficiente de assimetria, deseja-se avaliar a distribuição dos dados em relação à simetria dos dados à esquerda (dados pequenos) e à direita (dados grandes) da média. Há indícios de que uma distribuição é simétrica quando o coeficiente de assimetria se aproxima de 0 (0 de assimetria). Admite-se como válida uma variação de mais ou menos 2 (-2 a +2) como indicadora de dados suficiente simétricos e neste caso, o valor de +4,39

não é suficientemente pequeno para que concluamos que esses dados representam um grau apropriado de simetria.

Como o valor é muito maior que 2, temos a indicação de que há mais variabilidade dos dados de grandes deformações enquanto que as pequenas variações são relativamente pouco variáveis. Um segundo coeficiente tradicionalmente avaliado é o coeficiente de curtose que também não indica problemas quando se situa entre -2 e +2. Neste caso, há indícios de uma curtose excessivamente grande o que, na prática, se associa com uma excessiva repetição em um ou poucos números.

Por fim, o teste de Shapiro-Wilk ($p < 0,0001$) nos dá fortes indícios de que os erros não são aderentes à distribuição normal, o que pode ser avaliado na figura 1.

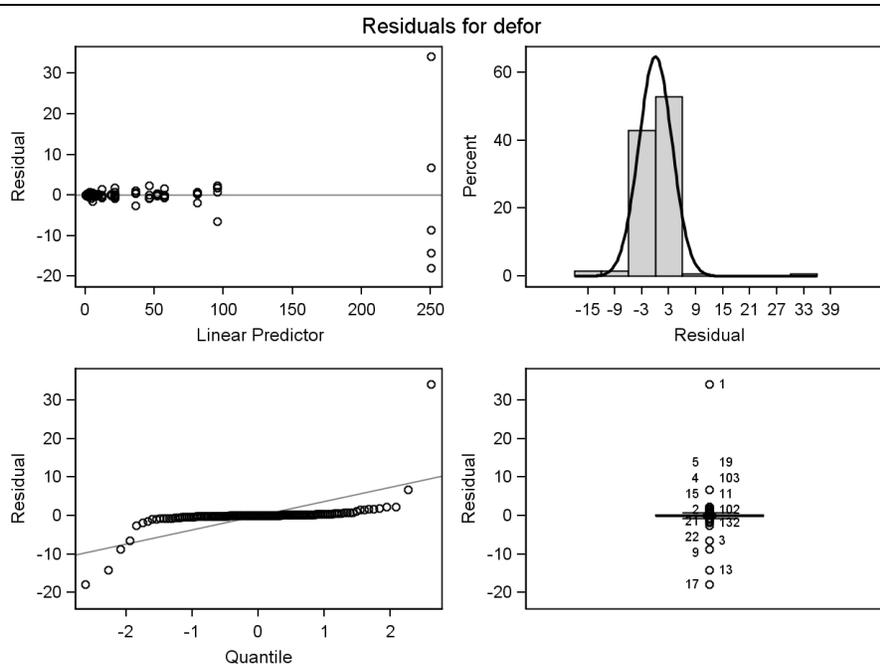


Figura 1. Estudo dos resíduos do modelo ajustado para os dados originais.

Os gráficos permitem verificar todos os problemas apontados na análise dos coeficientes apresentados na tabela 1. Iniciando-se pela assimetria, nota-se no primeiro gráfico, no canto superior esquerdo que a variabilidade dos erros vai aumentando de acordo com o aumento dos valores preditos.

No gráfico do canto superior direito observa-se que a cauda do lado direito é mais comprida que a cauda à esquerda dos pontos de maior frequência, reforçando a questão da assimetria e observa-se ainda que os dados se distribuem quase em sua totalidade em apenas duas barras o que corrobora a ideia de que a curtose é excessiva. Ainda neste gráfico o no do canto inferior esquerdo, nota-se que os dados (barras e bolinhas) não seguem as linhas de referência que se associam à distribuição normal.

Por fim, no gráfico do canto inferior direito, são observados alguns dados (bolinhas) isolados dos demais o que nos apresenta a ideia da existência de dados muito discrepantes (*outliers*) e cuja manutenção no estudo podem causar problemas já que foram observadas deformações muito grandes ou muito pequenas em relação a outros dados observados em condições similares.

Diante desta situação, um estudo foi conduzido para se identificar os dados discrepantes e se chegou a 4 observações suspeitas: a observação 1, a observação 21, a 126 e a 130, listadas na tabela 2.

Tabela 4. Listagem de dados suspeitos para avaliação da pertinência da exclusão dos mesmos da análise.

Observação	Sujeito	Ponto	Face	Repetição	Deformação
1	1	1	Distal	1	284,49
121	6	2	Distal	1	3,90
126	32	7	Mesial	3	0,58
130	33	7	Mesial	5	0,66

Em primeiro lugar, observa-se que se tratam de dados observados em diferentes sujeitos, não havendo, portanto um problema único de medição. Em relação aos pontos são vistos dois problemas de medição no ponto 7, um no ponto 1 e um no ponto 2 e em duas faces (dois à mesial e dois à distal).

Diante da distribuição dos problemas, não creio haver grandes transtornos decorrentes da exclusão desses 4 dados, o que foi feito e, em seguida, foi efetuado um novo cálculo de ajuste do modelo a fim de se verificar se a pura e simples exclusão desses quatro dados seria medida suficiente para se corrigir os problemas até então detectados.

Serão apresentados, diretamente, os coeficientes e o teste de normalidade de Shapiro-wilk (tabela 4).

Tabela 5. Teste de Shapiro-Wilk e parâmetros para avaliação da aderência dos resíduos do modelo de análise de variância ajustado, à distribuição normal (Gaussiana) após a exclusão de dados potencialmente discrepantes.

Coeficiente		Teste de Shapiro-Wilk (H_0 :Normal)	
de assimetria	de curtose	Estatística W	Valor-p
2,94110	43,9295	0,42183	<0,0001

Observa-se que a exclusão dos 4 dados reduz em muito pouco os problemas, conforme ilustra a figura 2.

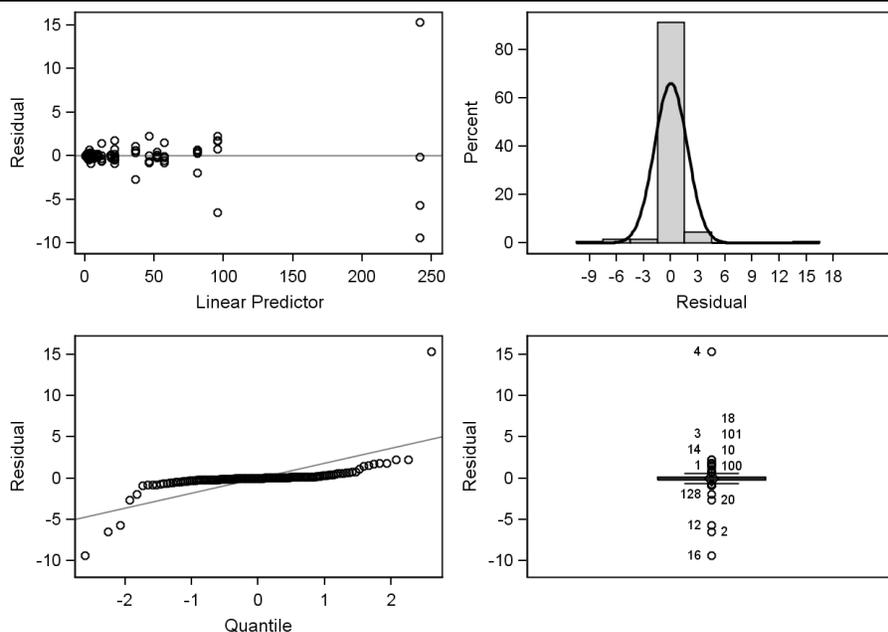


Figura 2. Estudo dos resíduos do modelo ajustado para os dados após a exclusão de dados potencialmente discrepantes.

Não se tendo efeitos eficazes desta e de outras medidas saneadoras tentadas, optou-se pela condução de um estudo de comparação de médias calculado com base nos postos dos dados originais, o que se comporta como uma técnica de análise de variância não paramétrica.

Por fim, a tabela 5 permite a avaliação da normalidade residual do modelo de análise de variância adotado.

Tabela 6. Teste de Shapiro-Wilk e parâmetros para avaliação da aderência dos resíduos do modelo de análise de variância ajustado, à distribuição normal (Gaussiana). Calculado com base nos postos dos dados.

Coeficiente		Teste de Shapiro-Wilk (H_0 :Normal)	
de assimetria	de curtose	Estatística W	Valor-p
0,17419	1,10536	0,98519	0,14948

Diferente das condições anteriormente observadas, os coeficientes se situam de forma bastante confiável dentro dos limites estabelecidos (-2 a +2) e o teste de Shapiro-Wilk não nos dá indícios ($p > 0,05$) de severas discrepâncias em relação à distribuição normal.

A fim de se visualizar a distribuição dos erros é que se apresenta na figura 3, o estudo dos resíduos.

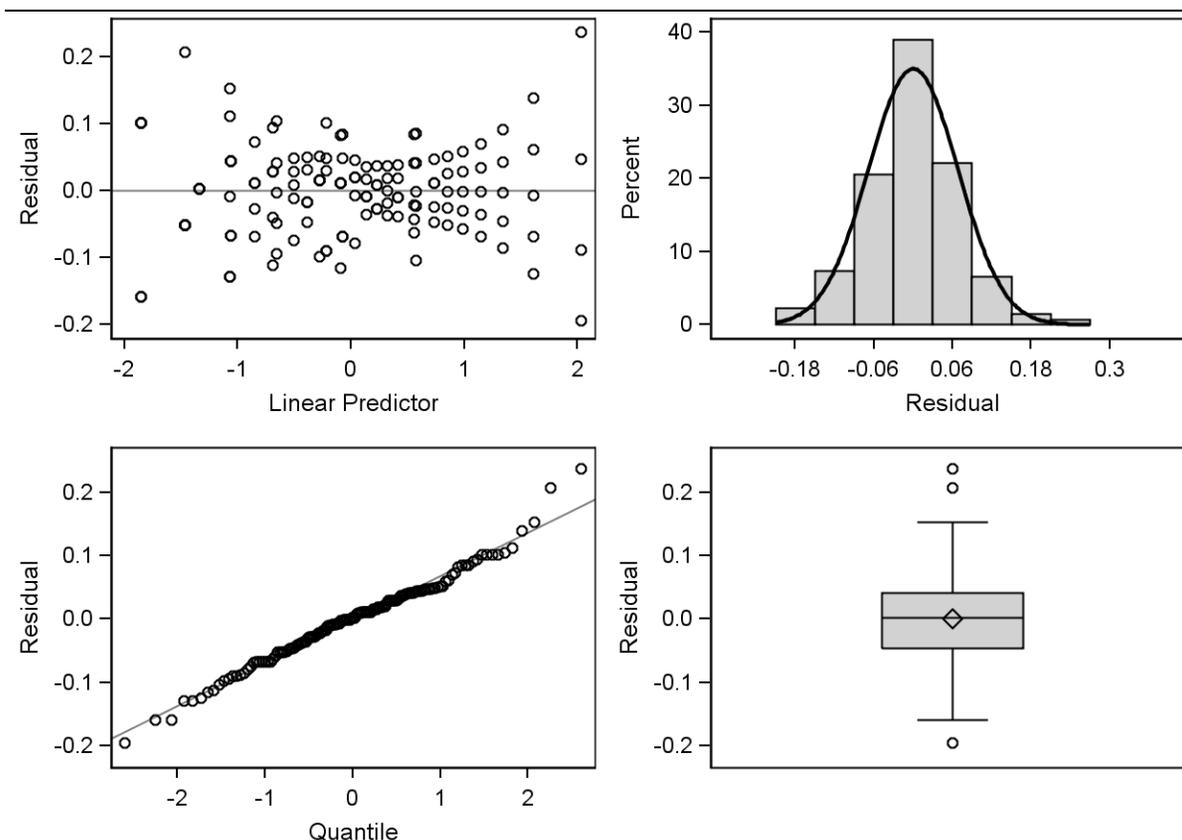


Figura 3. Estudo dos resíduos do modelo ajustado para os dados após a exclusão de dados potencialmente discrepantes.

Observe a partir do gráfico do canto superior esquerdo, como os erros se distribuem de maneira mais aleatória, não havendo aglutinações de dados como se observava nas análises anteriores. No gráfico do canto superior direito, observe como a cauda é muito pouco mais longa à direita e como os dados (barras) seguem a referência de distribuição normal (linha em forma de sino). Note que não há um ponto (ou dois) no qual estão todos os dados, mas sim uma distribuição suave indo de menor frequência até a máxima frequência e daí voltando de maneira suave, na cauda direita a menores frequências.

No canto inferior esquerdo, observa-se que os dados (bolinhas) seguem bem de perto a linha contínua que nos dá uma referência de normalidade e poucos pontos são tidos como relativamente discrepantes no diagrama de boxplot (canto inferior direito), mas nada que se aproxime das condições iniciais.