



LUIZA ALENCAR DE ANDRADE FIGUEIREDO

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DE PRÓTESES PARCIAIS FIXAS  
IMPLANTOSSUPORTADAS EM REGIÃO ANTERIOR DA MAXILA POR  
MEIO DA TÉCNICA DE EXTENSOMETRIA ELÉTRICA**

PIRACICABA

2015





UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

Faculdade de Odontologia de Piracicaba

LUIZA ALENCAR DE ANDRADE FIGUEIREDO

ANÁLISE BIOMECÂNICA DE PRÓTESES PARCIAIS FIXAS  
IMPLANTOSSUPORTADAS EM REGIÃO ANTERIOR DA MAXILA POR MEIO  
DA TÉCNICA DE EXTENSOMETRIA ELÉTRICA

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de Mestra em Clínica Odontológica, na área de Prótese Dental.

Orientador: Prof. Dr. Wilkens Aurelio Buarque e Silva

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL

DA DISSERTAÇÃO DEFENDIDA PELA ALUNA

LUIZA ALENCAR DE ANDRADE FIGUEIREDO E ORIENTADA

PELO PROF. DR. WILKENS AURELIO BUARQUE E SILVA.

---

ASSINATURA DO ORIENTADOR

PIRACICABA

2015

Ficha catalográfica  
Universidade Estadual de Campinas  
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba  
Marilene Girello - CRB 8/6159

F469a Figueiredo, Luiza Alencar de Andrade, 1986-  
Análise biomecânica de próteses parciais fixas implantossuportadas em região anterior da maxila por meio da técnica de extensometria elétrica / Luiza Alencar de Andrade Figueiredo. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2015.

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

1. Implantes dentários. 2. Prótese parcial fixa. 3. Biomecânica. I. Silva, Wilkens Aurelio Buarque e, 1967-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

**Título em outro idioma:** Biomechanical analysis of implant-supported fixed partial prosthesis in the maxilla anterior region by means of electrical extensometry technical

**Palavras-chave em inglês:**

Dental implants

Denture, partial, fixed

Biomechanics

**Área de concentração:** Prótese Dental

**Titulação:** Mestra em Clínica Odontológica

**Banca examinadora:**

Wilkens Aurelio Buarque e Silva [Orientador]

Guilherme da Gama Ramos

Gojko Cvijic

**Data de defesa:** 30-03-2015

**Programa de Pós-Graduação:** Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 30 de Março de 2015, considerou a candidata LUIZA ALENCAR DE ANDRADE FIGUEIREDO aprovada.

Prof. Dr. WILKENS AURELIO BUARQUE E SILVA

Prof. Dr. GUILHERME DA GAMA RAMOS

Prof. Dr. GOJKO CVIJIC



## RESUMO

O objetivo desse trabalho foi avaliar por meio da técnica extensometria linear elétrica as deformações ocorridas nas réplicas de implantes e nas infraestruturas metálicas de próteses parciais fixas envolvendo o espaço protético dos quatro incisivos superiores com variação na disposição dos análogos e na configuração protética. Foram confeccionadas duas infraestruturas: corpo de prova I, com análogos instalados na posição correspondente aos incisivos laterais e infraestrutura com pântico na região dos incisivos centrais e, corpo de prova II com análogos posicionados nos incisivos centrais e infraestrutura com *cantilever* na região dos incisivos laterais. Os extensômetros foram posicionados nas regiões cérvico-vestibular e cérvico-palatina dos análogos e cervical das infraestruturas. Os corpos de prova foram submetidos a carga progressiva de 150N a uma angulação de 45° na superfície palatina do incisivo lateral esquerdo superior, simulando uma oclusão funcional. Como resultados, foi observado que todos os extensômetros registraram deformação com característica de compressão ou tração. As deformações nos análogos foram significativamente diferentes das infraestruturas ( $p < 0,05$  ou  $p < 0,01$ ). Em ambos corpos de prova, maiores valores de deformação foram exibidos na região vestibular dos análogos. Não houve diferença significativa entre os extensômetros fixos na mesma posição (análogos e infraestruturas), quando os dois corpos de prova foram comparados. O corpo de prova II apresentou maiores valores de deformação. Pode-se concluir que próteses parciais fixas com extensão em *cantilever* apresentaram as maiores deformações e o posicionamento dos implantes e desenho protético influenciam na distribuição de tensão e deformação nos componentes do sistema.

Palavras-chave: Implantes dentários. Prótese parcial fixa. Biomecânica.



## **ABSTRACT**

The aim of this study was to evaluate by means of strain gauges the deformations in metal samples of implants and framework of FPDs involving the four upper incisors of different analogues positions. Thus, two samples were made: framework I with the analogues in the position of the lateral incisors and the pontic in the central incisors; framework II with the analogues in the central incisors and the cantilever in the lateral incisors. The strain gauges were positioned in the analogues on the superior buccal and palatine surfaces. In the framework the strain gauges were fixed in superior surface. The samples received a load of 150 N, at 45 angle, on the palatine surface of the incisor left side, simulating the functional occlusion. The results showed the deformations with compression and traction characteristics. The deformations in the analogues were significantly different from those in framework ( $p < 0.05$  or  $p < 0.01$ ). In both samples the highest deformations values were presented in the buccal areas of the analogues. The strain gauges positioned in the same local (analogues and framework) when compared the two samples there were no significant difference. However, the sample II showed the highest deformations values. It was concluded that the fixed partial dentures with cantilever extension showed highest deformation and the positioning of the implants and prosthetic design influence the stress distribution and deformation in the components.

Key Words: Dental implants. Fixed partial denture. Biomechanics.



# SUMÁRIO

<b>DEDICATÓRIA</b>	<b>xiii</b>
<b>AGRADECIMENTOS</b>	<b>xvii</b>
<b>1 INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b>	<b>4</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO</b>	<b>22</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS</b>	<b>23</b>
4.1 Confeção do Modelo Experimental .....	23
4.2 Confeção do Corpo de Prova .....	25
4.3 Colagem dos Extensômetros .....	29
4.4 Fixação do Corpo de Prova.....	31
4.5 Ensaio Mecânico .....	32
4.6 Análise dos resultados .....	35
<b>5 RESULTADOS</b>	<b>39</b>
5.1 Comparação das deformações com o corpo de prova I.....	39
5.2 Comparação das deformações com o corpo de prova II.....	41
5.3 Comparação de extensômetros correlatos em corpos de prova distintos .....	43
<b>6 DISCUSSÃO</b>	<b>44</b>
<b>7 CONCLUSÃO</b>	<b>48</b>
<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>49</b>



## DEDICATÓRIA

*Aos meus amados pais, **Carlos e Luciene**, por todo esforço e renúncia durante toda minha formação, dedico este trabalho, resultado do incentivo e confiança em mim depositados. Sem vocês nada disso seria possível. Muito obrigada.*

*Ao meu irmão, **Fernando**, por fazer parte da minha vida.*

*Aos meus avós maternos, **Crisóstomo e Irene**, por me proporcionar sentir o amor mais puro que já recebi. Exemplos de simplicidade, honestidade e humanidade. Muito obrigada.*

*À minha avó paterna, **Luiza**, por todo incentivo à minha formação. Ter recebido seu nome não é o bastante para ser herdado de uma mulher que une características extremas de fortaleza, garra e coragem à doçura, tranquilidade e bondade. Ter seu nome é ter uma referência de caráter a seguir. Muito obrigada.*

*Ao meu namorado, **Gustavo**, pelo apoio e incentivo irrestrito ao meu crescimento pessoal e profissional. Pelo amor dedicado a mim, pela compreensão nos momentos ausentes, por caminhar na mesma direção e compartilhar o mesmo propósito. Muito obrigada.*



## **AGRADECIMENTO ESPECIAL**

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Wilkens Aurélio Buarque e Silva**, pela oportunidade, disponibilidade e confiança em mim depositadas. Muito obrigada por viabilizar a realização desse trabalho.



## AGRADECIMENTOS

À **Deus**, por iluminar os meus caminhos e estar presente em todos os momentos da minha vida.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do seu Diretor, **Prof Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**.

À Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, **Profa. Dra. Cinthia Pereira Machado Tabchoury**.

À **Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury**, membro docente da Comissão do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, pelo apoio e incentivo à pesquisa.

Ao **Prof. Dr. Frederico Andrade e Silva**, pelo privilégio de convívio e por todos ensinamentos transmitidos. Muito obrigada.

Aos professores doutores do departamento de Prótese, **Célia Mariza Rizzatti Barbosa, Marcelo Ferraz Mesquita, Mauro Antônio de Arruda Nóbilo, Rafael Leonardo Xediek Consani, Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia, Valentim Adelino Ricardo Barão e Wander José da Silva**, pelos ensinamentos transmitidos.

À banca de qualificação, composta pelos **Prof. Dr. Eduardo Cesar Almada Santos, Profa. Dra. Giuliana Zanatta e Profa. Dra. Thais Marques Simek Vega**

**Gonçalves**, pelas contribuições para melhoria do meu trabalho.

À banca de defesa, composta pelos **Prof. Dr. Guilherme da Gama Ramos, Prof. Dr. Gojko Cvijic e Prof. Dr. Wilkens Aurélio Buarque e Silva**, pela disponibilidade em contribuir para o enriquecimento do meu trabalho.

Ao colega de pós-graduação e consultor científico da Anthogyr **Danilo Iazzari Ciotti** pelo empenho e paciência no trabalho em equipe e por disponibilizar, junto a empresa Anthogyr, os componentes necessários para o experimento.

À empresa de implantes **Anthogyr** por ceder os componentes utilizados na pesquisa.

Ao **Marcelo Alves** pela colaboração na elaboração das análises estatísticas do meu trabalho.

À **Edna e Keila**, funcionárias do laboratório de Prótese Fixa, pela amizade, conversas, troca de experiências e ensinamentos, muito obrigada.

À **Eliete Aparecida Ferreira Marim**, secretária do Departamento de Prótese e Periodontia, obrigada pela disponibilidade.

Aos meus amigos e colegas de Pós-Graduação **Ana Ligia Piza Micelli, André Gazetta de Moraes, Bruna Gabriela Araújo Ximenes, Camila Lima de Andrade, Danilo Lazzati Ciotti, Gustavo Forjaz Corradini, João Paulo dos Santos Fernandes, Kelly Machado de Andrade, Livia Forster Ribeiro, Luzmila Rojas Del Aguila, Raisal Zago Falkine e Simone Valenga**, obrigada

pelo convívio, troca de experiências e momentos de descontração.

Às amigas **Aline Araújo Sampaio** e **Samilly Evangelista Souza**, são muito além de colegas de Pós-Graduação, vocês são minha família em Piracicaba. Obrigada pela amizade, cuidado e companheirismo. Vocês são donas de uma alegria contagiante e responsáveis por tornar a vida aqui mais leve e feliz. Obrigada por tudo.

À minha tia e madrinha **Juliene**, por ser tão prestativa, especial e sempre trazer palavras sábias para o meu crescimento, muito obrigada.

Às minhas queridas tias **Darlene, Eglaciene, Cristiane, Aurenice, Ana e Rita** e tios, **Visselmo, Taunay, Humberto, Paulinho e Marcondes**, pelo apoio e carinho dedicado a mim.

Às amadas primas, **Júlia, Beatriz e Ana Clara**, pelo carinho e cuidado. Que apesar da distância se fizeram tão presentes na minha vida. Obrigada.

À prima **Natália Arraes**, por todo apoio e carinho. Obrigada também por todas conversas, conselhos e experiências compartilhadas.

Às primas **Lara e Lissa**, pelo apoio e carinho.

Aos primos, **Bárbara, Héliida, Alisson, Alan, Alexandre, Taunay, Aline, Irene, Luciane, Lais, Ana Cecília, Emiliano, Luana, Lourenço, Ailana, Pedro e Davi**, obrigada pelos momentos compartilhados.

À família **Gurgel Nóbrega**, por todo incentivo, apoio e carinho dedicado a mim.

À amiga **Rafaelle**, por todo cuidado, carinho, incentivo e atenção. Obrigada por ser tão presente na minha vida.

Às amigas **Rafaela** e **Thatielle**, por se fazerem tão presentes apesar da distância, pelas palavras de encorajamento, por estarem sempre ao meu lado. Obrigada pelo amor que vocês tem por mim.

Às minhas amigas de trabalho de Maracanaú, **Taciana, Alaíde, Iranede, Viviane, Emília** e **Jane**, minhas grandes incentivadoras, obrigada pela torcida e apoio. A realização desse sonho devo em grande parte a vocês, que sempre me incentivaram e mostraram que com persistência podemos sempre ir mais longe. Vocês foram um presente de Deus na minha vida e sempre serei grata pelos momentos compartilhados.

Aos meus **colegas de Faculdade**, por dividirem comigo experiências durante todos esses anos de Odontologia e compartilhar a mesma profissão.

Aos meus **professores de Faculdade e Especialização**, em especial Júlia Salomão, Ricardo Teixeira, Camila Maia, Paula Jacques, Elilton e Wagner Negreiros, pois além de transmitirem os conhecimentos de Odontologia, me ensinaram a amar nossa profissão. Neles me espelho como pessoa e profissional. Obrigada por todos ensinamentos.

# 1 INTRODUÇÃO

A utilização de implantes osseointegrados para reabilitação oral foi proposta inicialmente para o tratamento de edentulismo total e expandiu-se para espaços protéticos intercalares e segmentados (Zarb e Schmitt, 1993). Esta modalidade de tratamento foi consolidada devido à altas taxas de sucesso (Zarb e Schmitt, 1993; Lekholm *et al.*, 1996; Misje *et al.*, 2013). A princípio, a principal preocupação era a saúde do tecido e a sobrevivência do implante, mas com a evolução das técnicas e materiais, o resultado estético se tornou critério adicional ao se avaliar o sucesso de uma reabilitação com implantes (Al-Sabbagh, 2006), o que torna a reabilitação protética na região anterior um dos maiores desafios da odontologia estética atual (Délben *et al.*, 2012).

Fatores biomecânicos devem ser levados em consideração, pois possuem um papel fundamental à longevidade de implantes dentários (Skalak *et al.*, 1983). Dessa forma, a qualidade e quantidade de tecido ósseo circundante, geometria e disposição do implante, assentamento entre os componentes, tipo de carregamento e planejamento protético afetam a distribuição de tensão e podem levar à sobrecarga do conjunto prótese/implante/osso com conseqüente insucesso do tratamento. (Skalak *et al.*, 1983; Rangert *et al.*, 1997; Rangert *et al.*, 1989; Tashkandi *et al.*, 1996; Sahin *et al.*, 2002)

As tensões mecânicas nos implantes também podem ser intensificadas por forças mastigatórias desequilibradas (Rangert *et al.*, 1997), onde os implantes recebem e distribuem mais uniformemente as forças axiais, enquanto as forças oblíquas, provenientes do movimento horizontal da mandíbula, potencializam o estresse dissipado podendo acarretar em comprometimento do tecido ósseo (Rangert *et al.*, 1989).

A espessura óssea ao redor do implante é um fator importante que afeta o resultado estético e a reabsorção óssea marginal (Alikhasi *et al.*, 2014). Na literatura científica consta que a mínima espessura óssea vestibulo-palatina deve ser de 1mm (Grunder *et al.*, 2005; Teughels *et al.*, 2009) ou 2mm (Buser *et al.*, 2004). Distância entre implantes de 3mm (Tarnow *et al.*, 2000) e entre

implante e dente de 2mm (Buser *et al.*, 2000), visando também oferecer condições para formação da papila interdental (Tarnow *et al.*, 2003), a qual ainda está associada a distância de 5mm entre a crista óssea e o ponto de contato do dente restaurado (Tarnow *et al.*, 1992).

Entretanto, em situações em que as condições locais do rebordo residual são desfavoráveis para colocação de um implante para cada dente perdido, em particular na região anterior de maxila, com dimensões mesio-distais limitadas que possam comprometer a estética e a longevidade do tratamento, a redução do número de implantes e incorporação de extensão em *cantilever* à prótese, pode ser considerada (Martin *et al.*, 2009; Tarnow *et al.*, 2003). Em acréscimo, é uma opção de tratamento previsível e confiável (Zurdo *et al.*, 2009; Romanos *et al.*, 2012) e apresentam altos índices de sobrevivência (Zurdo *et al.*, 2009). No entanto, a extensão em *cantilever* de prótese parcial suportada por implante cria resultantes mecânicas complexas e está associada a uma maior incidência de fratura da supra-estrutura, afrouxamento de parafusos e deformação plástica de infra-estruturas metálicas (Zurdo *et al.*, 2009; Romanos *et al.*, 2012).

Existem diferenças biomecânicas entre as reabilitações parciais ou totais com extensão em *cantilever*, pois a prótese parcial não se beneficia da estabilização total do arco e estão mais susceptíveis a cargas de flexão (Rangert *et al.*, 1997), que são uma grande preocupação, visto que esta se encontra relacionada a falha mecânica (Rangert *et al.*, 1989). Fatores como comprimento do *cantilever* (Skalak *et al.*, 1983; Yokoyama *et al.*, 2004), forma do arco e localização, número e dimensões dos implantes podem interferir na transferência e distribuição de cargas do implante para o osso (Tashkandi *et al.*, 1996).

A literatura aborda comumente estudos retrospectivos (Khraisat *et al.*, 2008; Krennmair *et al.*, 2011; Misje *et al.*, 2013; Tabrizi *et al.*, 2013) relacionados à reabilitação implantossuportada com extensão em *cantilever* da região anterior de maxila, porém, estudos direcionados ao comportamento biomecânico (Corrêa *et al.*, 2014) nessa região são escassos.

Diversos métodos são utilizados para avaliar o comportamento biomecânico de implantes dentários (Assunção *et al.*, 2009; Pesqueira *et al.*, 2012). Dentre eles, o método de análise por elemento finito (Yokoyama *et al.*, 2004; Chang *et al.*, 2012; Baggi *et al.*, 2013; Corrêa *et al.*, 2014), análise fotoelástica (Kim *et al.*, 2011) e extensometria linear elétrica (Cehreli *et al.*, 2005; Geremia *et al.*, 2009; Nissan *et al.*, 2010).

A extensometria linear elétrica visa medir deformações de corpos por meio de um extensômetro, conhecido também como *strain gauges*, no qual sua aplicação é bastante diversificada nas áreas de engenharia e há muitos anos vem sendo utilizada na odontologia. Os extensômetros são pequenas resistências elétricas que sob mínima deformação alteram a resistência da corrente elétrica e o sinal elétrico captado é enviado a uma placa de aquisição de dados onde será transformado em sinal digital, possibilitando a leitura pelo computador. Os extensômetros permitem a precisa mensuração de qualquer deformação sofrida pelo objeto e apresenta-se como um método preciso e confiável para medir tensões induzidas nos implantes (Assunção *et al.*, 2009; Pesqueira *et al.*, 2012).

Estudos que visem avaliar as deformações ocorridas neste tipo de prótese são necessários para elucidação da distribuição de tensão e disposição geométrica dos implantes, contribuindo com o entendimento das cargas mastigatórias sobre os componentes protéticos e tecido ósseo.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Osseointegração implica numa ligação direta e duradoura entre osso vital e a superfície de titânio do implante e pode ser alcançada através de uma técnica cirúrgica delicada, um longo tempo de cura e uma distribuição adequada de estresse quando em função. Foi observado que 81% dos implantes da maxila e 91% dos implantes da mandíbula mantiveram-se estáveis. Também foi observada perda óssea de 1,5 milímetros no primeiro ano após instalação do implante e nos anos subsequentes para implantes de dois estágios cirúrgicos, a perda óssea é reduzida para 0,1 milímetro. O tratamento com pontes sobre implantes osseointegrados implica não só em uma reabilitação oral, mas também em um considerável impacto positivo sobre a condição psicossocial do paciente (Adell *et al.*, 1981).

Por muitos anos a técnica da osseointegração na região anterior dos maxilares tem sido utilizada com sucesso previsível para tratar arcos completamente desdentados, conforme protocolo inicial de Branemark, proposto em 1977. Estudo prospectivo foi iniciado no ano de 1980 para adaptar esta técnica para a situação de desdentados parciais na região anterior de ambos maxilares. Noventa e quatro implantes foram colocados em 34 áreas desdentadas em 30 pacientes parcialmente desdentados. 94% dos implantes colocados na maxila e 88% dos colocados na mandíbula permaneceram em função após os períodos de carga variando entre 2 e 8 anos. A taxa média de sucesso foi de 91,5%. Estes resultados sugeriram que as experiências passadas com osseointegração na região anterior completamente desdentada pode ser aplicado em pacientes com edentulismo parcial (Zarb e Schmitt, 1993).

Considerado pioneiro a enfatizar a importância da biomecânica nas próteses implantossuportadas, Skalak, em 1983, afirmou que a ausência de tecido fibrótico intermediário e a aposição íntima de osso ao redor do implante é a característica que permite a transmissão do estresse do implante para o osso sem qualquer movimento. A distribuição de carga vertical ou lateral aplicada a uma prótese parcial fixa depende do número, disposição e rigidez

dos pilares de fixação utilizados, bem como a forma e a rigidez da prótese em si. Em geral, uma prótese parcial fixa rígida distribuirá cargas para vários dispositivos de forma mais eficaz. A presença de *cantilevers* aumentam a carga sob o primeiro implante mais próximo a extensão. O implante osseointegrado fornece contato direto com o osso e portanto irá transmitir qualquer onda de estresse aplicado a ele. Por essa razão, é aconselhável a utilização de um material de absorção de choques, como a resina acrílica sob a forma de dentes artificiais.

Rangert *et al.* (1989) apontaram parâmetros biomecânicos fundamentais que determinam a carga máxima sobre os implantes e sugeriram princípios clínicos para minimizar problemas de estresse gerado no tecido ósseo e nos componentes do sistema prótese-implante. Segundo os autores existem dois tipos de forças principais que atuam sobre o implante: a força axial e o de momento flexão. A força axial é mais favorável e distribui o estresse mais uniformemente ao longo eixo do implante, enquanto que o momento flexão exerce tensão tanto no implante quanto no osso. O assentamento perfeito de todos os componentes e alta rigidez da infra-estrutura são requisitos para que o momento seja uniformemente distribuído. Por outro lado, se não houver assentamento perfeito entre o implante e a prótese, algumas unidades receberão maior porção da carga. Se a resistência suficiente não é alcançada, a unidade mais próxima da carga irá receber maior parte do momento, sendo o parafuso o elo mais fraco do sistema, o que faz com que as fraturas ocorram nele. Sendo o afrouxamento, geralmente, a causa mais comum da falha do parafuso, os implantes devem ser distribuídos ao longo da curvatura da linha oclusal, a prótese e o pilar do implante devem apresentar um bom assentamento e permitir que o parafuso seja bem apertado. Quando os parafusos da infra-estrutura receberam torque adequado e mesmo assim ocorrem fraturas, os autores recomendam reavaliar a prótese com relação à extensão do *cantilever*, oclusão e posição dos implantes, pois pode estar ocorrendo sobrecarga no sistema.

Existem diferenças biomecânicas entre a prótese parcial e a de arco totalmente edêntulo, pois a parcial não se beneficia da estabilização total do

arco, sendo portanto, mais susceptíveis a cargas de flexão. Com base nesse princípio, o uso de implantes de 4,0mm de diâmetro ou mais para prótese parcial são recomendados para melhorar a resistência entre os componentes dentro do implante. Com o aumento dos estudos e dos conhecimentos sobre esse tipo de restauração, onde foi verificada a ocorrência de complicações, foram definidos duas razões principais para o aumento de carga: a primeira, são os fatores de cargas geométricas, que incluem número de implantes, suas posições e a geometria da prótese, e a segunda razão, fatores de carga oclusal, que inclui força oclusal lateral e hábitos parafuncionais. Esses níveis de cargas definidos devem ser ponderados em relação a ancoragem óssea e capacidade de carga da interface osso-implante contra fatores como resistência mecânica dos componentes e precisão da prótese. O número e a posição dos implantes definem a capacidade de apoio geométrico para uma prótese, e a colocação dos implantes numa configuração de arco apresentam vantagens em comparação à instalação linear, logo, implantes em linha reta submetem a prótese a forças de flexão ao invés de forças axiais, entretanto, a configuração de arco apenas é possível com a instalação de três ou mais implantes. A colocação de um ou dois implantes estão mais propícias a sofrer flexão. A inserção de *cantilever* em restaurações de arcos parcialmente desdentados parecem ter maior impacto do que situações de arcos totalmente edêntulo. As vantagens das extensões em *cantilever* de arco completo tornou-se uma medida de rotina, e isso pode ser ainda mais necessário para restaurações parciais posteriores (Rangert *et al.*, 1997).

Tarnow *et al.* (2000) propuseram avaliar se a distância entre os implantes tem efeito na altura da crista óssea. Para isso, realizaram medições radiográficas em 36 pacientes com dois implantes adjacentes com variação da distância entre eles. As radiografias foram divididas em dois grupos: os que a distância entre implantes foi 3mm ou menos e os que essa distância foi 3mm ou mais. A perda óssea marginal entre implantes com distância maior que 3mm foi de 0,45mm, enquanto implantes com distância de 3mm ou menos teve perda óssea de 1,04mm. Portanto, é recomendado uma distância entre

implantes maior que 3mm para minimizar a perda óssea marginal para implantes de dois estágios cirúrgicos.

Através do uso da técnica de extensometria linear elétrica, Janson (2002) avaliaram a distribuição de estresse em infraestrutura de prótese fixa implantossuportada em função de duas ligas metálicas. Para isso, confeccionaram dois corpos de prova simulando uma prótese total mandibular, um em liga de cobalto-cromo e outro em paládio-prata. Foi aplicada uma carga de 100N no *cantilever* a uma distância de 10, 15 e 20mm do implante terminal. Observaram que a deformação sofrida pela barra de cobalto-cromo foi sempre inferior à liga de paládio-prata para o mesmo ponto de aplicação de carga, tanto para os dados de tração quanto de compressão. A liga de cobalto-cromo com grandes extensões em *cantilever* apresentou deformação semelhante à liga de paládio-prata com *cantilever* curto. Assim, uma infraestrutura para prótese sobre implante em Co-Cr pode permitir maiores extensões em *cantilever*.

Os fracassos nos implantes que ocorrem após o carregamento protético, chamados de fracassos tardios, são relacionados com complicações biomecânicas. Na tentativa de compreender a influência de forças funcionais sobre os mecanismos responsáveis por tais falhas biomecânicas, Sahin *et al.* (2002) desenvolveram uma revisão de literatura a respeito dessa temática, onde observaram que forças oclusais transmitidas da prótese para o osso através do implante tem sido foco dos pesquisadores para obtenção de conhecimento sobre efeito biomecânico de fatores como direção e magnitude de força; tipo e material da prótese; desenho, número e distribuição dos implantes; densidade óssea e propriedades mecânicas da interface osso-implante. Vários fatores afetam a distribuição de carga sobre os implantes como: geometria, número, comprimento, diâmetro e angulação dos implantes; localização dos implantes na arcada; tipo, geometria e material da prótese; localização, direção e magnitude das forças oclusais aplicadas na prótese; condição do arco oposto; deformação mandibular; densidade óssea; idade e sexo do paciente; e rigidez dos alimentos. As cargas oblíquas geram momentos de flexão que causam tensões desfavoráveis no parafuso de ouro,

no pilar e ao redor do implante, devendo estabelecer o equilíbrio entre as forças favoráveis e desfavoráveis. A força máxima de mordida dependerá da capacidade dos tecidos em tolerá-la, entretanto, os limiares de tolerância fisiológica de mandíbulas humanas não são conhecidos. A força máxima de mordida em indivíduos dentados varia entre eles e em diferentes regiões do arco, dessa forma, implantes localizados na região posterior da boca estão em maior risco de sobrecarga, portanto, para esses casos, são recomendados implantes com diâmetro e comprimento maiores. Evidências atuais indicam que a força cortante média é de 100 a 150N em adultos. A escolha do material da prótese é controversa e alguns pesquisadores defendem o uso da resina acrílica como material de escolha devido sua resiliência ter efeito na absorção de choque e agir contra efeitos negativos de força de impacto, no entanto, durante a utilização da prótese, a baixa resistência desse material pode acarretar em contatos prematuros. A porcelana é indicada por outros pesquisadores por não oferecer força de absorção. Entretanto, é sabido que o material da prótese não tem influência sobre a sobrevivência do implante e acredita-se que esta se encontra diretamente associada à densidade óssea e à interface de contato osso-implante. Logo, o conhecimento da distribuição da qualidade óssea nas diversas regiões dos maxilares é de fundamental importância para o planejamento do tratamento odontológico com implantes. A região anterior da mandíbula é composta por osso mais denso, seguido da região posterior da mandíbula, anterior e posterior da maxila. Estudos sugerem que o aumento da rigidez da interface osso-implante e conseqüente melhora na sobrevivência dos implantes podem ser conseguidos através de superfícies de implantes mais rugosas. A falta de estudos fundamentados na biomecânica de implantes juntamente com a biologia óssea leva à incompleta interpretação dessa associação. Entretanto, os conhecimentos atuais indicam que o resultado do tratamento com implantes é melhorado quando os implantes são colocados no osso denso, quando o número e diâmetro de implantes são aumentados, e a configuração do posicionamento dos implantes reduzem os efeitos de momentos de flexão.

Para avaliar a influência da localização e comprimento do implante na distribuição de tensão em prótese de três elementos implantossuportados na região posterior da mandíbula, Yokoyama *et al.*, (2004), construíram modelos matemáticos com variações de posicionamento e extensão dos implantes. Em cada modelo foi posicionado um implante cilíndrico de 10mm de comprimento e 4mm de diâmetro na região de segundo molar, e na posição do segundo pré-molar ausente foi colocado um implante de 10mm em alguns modelos e em outros, implante de 12mm, ambos cilíndricos e com 4mm de diâmetro, colocados a uma distância de 3mm entre o implante mesial e o primeiro pré-molar remanescente, esse posicionamento do implante foi representado pelo modelo A. Implante mesial posicionado a uma distância de 5mm do primeiro pré-molar remanescente foi representada pelo modelo B, 7mm pelo modelo C, 9mm pelo modelo D e 11mm pelo modelo E. Para cada modelo foi desenvolvido uma prótese de três elementos fixa sobre os implantes. Foi simulada uma aplicação de carga oblíqua orientada para vestibular de 100N na superfície oclusal de cada coroa e após, simultaneamente nas três coroas. Quando o carregamento foi realizado na coroa do segundo pré-molar foi observado tensão máxima equivalente na região vestibular e cervical do osso ao redor do implante mesial de cada modelo. A tensão máxima aumentou com o deslocamento posterior do implante mesial e quando foi utilizado implante de 10mm de comprimento. O dobro dos valores de tensão foi observado no implante mesial quando comparado ao implante distal. Quando o carregamento ocorreu na coroa do primeiro molar as tensões máximas foram exibidas adjacentes ao implante mesial em todos os modelos, exceto no modelo A, onde a tensão máxima foi observada próxima ao implante distal. Quando o carregamento foi realizado na coroa no segundo molar, as tensões máximas foram exibidas adjacentes ao implante distal. Durante o carregamento simultâneo nas três coroas a tensão máxima foi mostrada adjacente ao implante mesial em todos os modelos, exceto no modelo A, onde foi encontrada próximo ao implante distal. A maior tensão foi exibida no modelo E, próximo ao implante mesial. Dessa forma, os autores concluíram que o modelo A, com o implante mesial localizado três milímetros posterior ao local de

referência exibiu menor tensão máxima no osso de apoio que os outros modelos avaliados. O estresse encontrado adjacente ao implante próximo ao *cantilever* aumenta à medida que a distância entre os dois implantes é reduzida. Implantes localizados a 7, 5 e 3mm de distância do local de referência estavam associados a menor tensão enquanto os implantes posicionados posteriores a tais medidas demonstraram um forte aumento de tensão. Portanto, o aumento do comprimento do implante mostrou fraca influência na redução do estresse e a localização do implante nas próteses com *cantilever* é um fator importante que influencia na distribuição de tensão para o osso.

A taxa de sobrevivência e a incidência de complicações em prótese fixa implantossuportada com *cantilever* foi avaliada por, Aglietta *et al.*, em 2009, ao produzirem uma revisão sistemática de literatura. A busca foi realizada no período de 2005 à 2007. *Cantilevers* apoiados por implantes produzem menores taxas de complicações que *cantilevers* suportados por dentes. Em situações em que o espaço é insuficiente para inserção de dois implantes adjacentes, como acontece na ausência de incisivo central e lateral maxilar, a reabilitação protética suportada por implante com extensão em *cantilever* pode ser indicada com tratamento. Foi observado associação entre uso de implante com diâmetro reduzido na proximidade da extensão em *cantilever* e fratura do implante. As complicações mais freqüentes incluíram fratura de porcelana e afrouxamento de parafuso seguidos por perda de retenção e fratura de parafuso. Não foi encontrado efeito prejudicial a nível ósseo em torno do implante próximo ao *cantilever*. Os resultados da presente revisão sistemática mostraram que curtas extensões de *cantilever* representam uma modalidade de tratamento previsível.

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: análise fotoelástica, análise através de extensômetros e análise por elementos finitos. Assim, afirmaram que a fotoelasticidade fornece boa avaliação 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 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 locais nos quais os medidores de tensão foram fixos. A análise através dos elementos finitos pode simular a tensão, quando usado um modelo criado em computador para calcular o estresse, 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. As três metodologias podem ser úteis para avaliar o comportamento biomecânico dos implantes próximos da condição clínica real, mas o pesquisador deve ter conhecimento suficiente sobre o modelo de fabricação (delineamento experimental) e uma acurada análise dos resultados.

Geremia *et al.* (2009) confeccionaram dois modelos mestre em resina epoxi. Um modelo acomodava cinco implantes retos e paralelos, e o segundo, três implantes anteriores, conforme posicionamento do modelo anterior, e os dois implantes distais inclinados. Dez barras metálicas também foram confeccionadas para simular uma infraestrutura de prótese fixa implantossuportada com *cantilever* distal. Carga de 50N foi aplicada no *cantilever* a 10, 15 e 20mm do implante distal com o objetivo de medir a deformação dos pilares através do método de extensometria linear elétrica e avaliar a magnitude e a distribuição de forças axiais e momento flexão em função da extensão do *cantilever* e da inclinação dos implantes. Dessa forma, a inclinação distal do implante pode ser biomecanicamente mais favorável para pilares de prótese fixa implantossuportada em pacientes totalmente edêntulos, pois reduziram a magnitude das forças.

Ainda no mesmo ano, Zurdo *et al.* (2009), analisaram o efeito da incorporação de extensões em *cantilever* sobre a taxa de sobrevivência de próteses parciais fixas suportadas por implantes e a incidência de complicações técnicas e biológicas através de uma revisão sistemática de estudos longitudinais retrospectivos de pelo menos cinco anos de observação. Do total de 216 próteses incluídas, extensões em *cantilever* estavam presentes em 74 e não apresentavam *cantilever* em 142 próteses. A taxa de sobrevivência foi considerada alta para ambos tipos de restaurações, 92% para prótese com *cantilever* e 96% para prótese sem, o que indica um desempenho um pouco inferior da primeira. Foram encontradas mais complicações técnicas associadas a prótese com *cantilever*, e as complicações mais comuns foram afrouxamento de parafuso e fratura de porcelana. Entretanto, a incorporação de extensões em *cantilever* não apresentaram efeito significativo sobre a perda óssea marginal.

Sanchez-Perez *et al.* (2010) realizaram uma revisão de literatura dos artigos que tratam da prevalência de fratura dos implantes dentários. Essa prevalência é considerada baixa pela maior parte dos autores examinados. No entanto, considerando que a colocação de implantes está cada vez mais popular, conseqüentemente, espera-se semelhante resultado para o número de falhas. A fratura de implante geralmente é precedida por problemas mecânicos que podem ser interpretados como indicadores de sobrecarga do implante. Portanto, é importante evitar problemas mecânicos e excessiva reabsorção óssea, a fim de evitar fratura do implante. No momento do planejamento, atenção especial deve ser dada quanto ao número, diâmetro e distribuição dos implantes, bem como do desenho da prótese (redução de *cantilever*, inclinação de cúspides, comprimento mesio-distal e vestibulo-lingual, entre outras medidas). O diagnóstico precoce dos sinais para fadiga do implante, tais como afrouxamento, torção ou fratura de parafuso e ainda fratura na cerâmica da estrutura protética, podem ajudar a evitar um resultado indesejável.

Nissan *et al.* (2010) compararam os efeitos da simulação do carregamento oclusal de três implantes restaurados com coroas totais cimentadas, esplintadas e não esplintadas. Três implantes adjacentes em

formato cônico foram inseridos passivamente em três orifícios de um modelo fotoelástico e foram fabricadas duas combinações de restaurações, três coroas adjacentes não esplintadas e três esplintadas. Extensômetros foram fixados na cervical do implante e às margens das coroas. Quinze cargas axiais estáticas de 20kg foram realizadas, uma seguida da outra, através de um aparelho personalizado. Esse estudo demonstrou, de forma significativa ( $p < 0,0001$ ), maior concentração de tensão nos extensômetros localizados na cervical do implante de apoio da restauração esplintada quando comparados a coroas individuais. Em contraste, de forma significativa ( $p < 0,0001$ ), mais tensão foi encontrada nos extensômetros localizados nas margens da restauração das coroas individuais quando comparados a coroas esplintadas. O conceito de implantes adjacentes ferulizados para reduzir o carregamento das estruturas de suporte pode exigir uma reavaliação e a relevância clínica desses achados precisa ser mais bem investigada.

Através da análise fotoelástica, Kim *et al.* (2011) examinaram o efeito biomecânico da inclinação do implante distal em uma prótese fixa total mandibular com *cantilever* distal, avaliada sob três tipos de carregamento. Por meio de uma mandíbula humana desdentada reabsorvida foram reproduzidos dois modelos em resina acrílica fotoelástica, em cada modelo foram instalados quatro implantes na área interforaminal com variação de posição dos dois implantes distais, posicionados axialmente ou com inclinação distal de 30 graus. A prótese foi confeccionada em resina acrílica com 16mm de comprimento de *cantilever* no modelo com implantes axiais e 11mm no modelo com inclinação de implantes. Foram aplicadas cargas verticais de 13kg em três carregamentos: fossa central do primeiro molar, fossa distal do primeiro pré-molar e fossa distal do segundo pré-molar. As maiores tensões foram produzidas na distal do implante terminal no lado do carregamento em ambos modelos. A inclinação de 30 graus dos implantes distais permitiu redução de 5mm do *cantilever* e este modelo com implantes ferulizados mostrou redução de aproximadamente 17% do valor de tensão quando comparado ao modelo com implantes axiais, apresentando, portanto, vantagem biomecânica na redução de tensão na interface osso-implante.

Um critério fundamental para o sucesso no tratamento com implantes dentários é o nível ósseo marginal. Avaliações clínicas e radiográficas de longo prazo são necessárias para testar os resultados das restaurações com *cantilever* ou de que forma o tamanho do implante afeta as mudanças do nível ósseo ao redor dos implantes. Não há um consenso em relação aos efeitos que as muitas variáveis como idade, gênero, tamanho do implante e do *cantilever* podem causar no nível ósseo marginal, adjacente aos implantes. Para realização desse estudo foram selecionados pacientes que receberam prótese fixa cimentada implantossuportada, os quais foram examinados em sessões de retorno de 6, 12, 24, 36 meses após função. Medições comparativas do nível ósseo foram obtidas de imagens radiográficas, com o aumento de 20x, através do programa Corel Draw 11.0. Um total de 36 pacientes e 126 implantes e o efeito de diversos fatores sobre a perda óssea marginal durante 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 *cantilever* afetando os níveis de perda óssea. Dessa forma, a perda óssea marginal foi elevada em pacientes do gênero feminino e com idade mais avançada, bem como em pacientes que receberam próteses com extensões em *cantilever*. Em casos de limitações anatômicas, implantes curtos e estreitos devem ser preferidos a extensões em *cantilever*. (Mumcu *et al*, 2011)

Para analisar o comportamento biomecânico de próteses parciais implantossuportadas ferulizadas e não ferulizadas, com e sem contato proximal distal, foi confeccionado um modelo em polimetilmetacrilato para simulação de um bloco ósseo e incorporados dois implantes com dimensões de Ø3,75 x 11 milímetros nas posições de segundo pré-molar e primeiro molar. Próteses metalocerâmicas com quatro (primeiro e segundo pré-molar e molar) ou três (primeiro e segundo pré-molar e primeiro molar) elementos foram confeccionadas com diferentes desenhos e divididos em quatro grupos: A, coroas ferulizadas com o segundo molar; B, coroas não ferulizadas com o segundo molar; C, coroas ferulizadas sem o segundo molar e D, coroas não ferulizadas sem o segundo molar. Carga de até 250N foi aplicada na superfície

distal do primeiro molar e através da técnica da correlação da imagem digital foram calculadas e analisadas as tensões geradas. Essa técnica captura imagens do modelo com a utilização de uma câmara CCD (Imager Intensa, LaVision Inc.). A primeira imagem foi capturada antes da aplicação da carga e as demais, após aplicação da cargas. Estas foram comparadas com a primeira para calcular o deslocamento na superfície do modelo e a partir dos deslocamentos as tensões foram calculadas com o uso de um software de correlação de imagem (Davis 7.2, LaVision Inc.). Os níveis mais baixos de tensões foram encontradas no grupo A (coroas ferulizados com a presença do segundo molar) o que indica a otimização da transferência de cargas em próteses parciais implantossuportadas ferulizadas e com contato proximal distal (Tiozzi *et al.*, 2011).

Através de um programa de análise por elemento finito, para simular uma maxila humana desdentada na região do primeiro molar esquerdo reabilitada com prótese implantossuportada, foi avaliado o comportamento biomecânico e influência do diâmetro de implantes curtos em diferentes condições de qualidade óssea. Como uma alternativa para reduzir os riscos cirúrgicos relacionados aos procedimentos de enxerto tem sido proposta a colocação de implante dentário curto. Foram simulados implantes com 6mm de comprimento e variação de diâmetro de 6, 7 e 8mm e três tipos de qualidade óssea, o que correspondeu ao osso tipo II, III e IV descritos por Lekholm e Zarb em 1985. Foram aplicadas cargas verticais e laterais de 150N, totalizando 18 modelos de elementos finitos. Os resultados mostraram que a concentração de estresse foi localizada na região cervical do osso cortical, independente do diâmetro do implante, do tipo de carregamento e qualidade óssea. Pôde-se observar melhor transmissão mecânica na utilização de implante curto com diâmetro de 7mm ou superior. É recomendado adequada anatomia oclusal ou ajustes oclusais para reduzir as forças laterais sobre o implante curto. (Chang *et al.*, 2012)

A taxa de sucesso em implantes pode ser afetada pelo mecanismo de distribuição de tensão para interface osso/implante, pois o comportamento biomecânico de implantes dentários é diferente dos dentes naturais. Este

estudo objetivou uma revisão de literatura sobre os três métodos de análise de tensão utilizados no estudo do carregamento de prótese implantossuportada: modelos de elementos finitos, fotoelasticidade e medidores de tensão. Modelos de elementos finitos foram usados para avaliar os novos componentes de materiais, configurações e forma de implantes. Modelos fotoelásticos permitem visualizar as tensões nas estruturas complexas, observar padrões de estresse em todo o modelo e localizar e quantificar a magnitude do estresse. Medidores de tensão são pequenas resistências elétricas que medem a deformação de um objeto submetido à estresse e alteram a resistência sob ligeira deformação. Uma placa de aquisição de dados recebe o sinal elétrico capturado e o transforma em sinal digital, para que este seja lido pelo computador. Foi observado na literatura que o uso do medidor de tensão apresenta fiabilidade para avaliar a tensão induzida nos implantes, e estes podem ser utilizados para avaliar o stress em próteses, implantes e dentes, tanto in vivo como in vitro. Ambas as metodologias podem ser amplamente aplicadas em odontologia (Pesqueira *et al.*, 2012).

Romanos *et al.* (2012) realizaram uma revisão sistemática para avaliar o uso de *cantilever* em próteses fixas implantossuportadas. Estudos demonstraram que foi encontrada como complicação a fratura de porcelana, entretanto, a complicação mais frequente foi afrouxamento de parafuso. O fracasso desse tipo de prótese tem sido associada a hábitos parafuncionais do paciente, espessura insuficiente do metal e comprimento excessivo do *cantilever*. Com base em 2444 implantes utilizados para suportar *cantilever*, foi encontrada taxa de sobrevida de 95%. Portanto, é considerado uma modalidade de tratamento confiável e previsível.

Tabrizi *et al.* (2013) selecionaram cinquenta e oito indivíduos com deficiência óssea e necessidade de tratamento com implante dental angulado na região anterior de maxila para avaliar a quantidade de perda óssea em pacientes que receberam esse tipo de tratamento. Cada indivíduo recebeu um implante no incisivo central ou lateral da maxila e o carregamento foi realizado três meses após a inserção do implante. O acompanhamento teve duração média de três anos após o carregamento. E para quantificar a angulação,

modelos foram montados em articulador e foi calculado a diferença entre a média de angulação vestibulo-palatina dos dois dentes adjacentes e a angulação vestibulo-palatina do pilar implante para o plano de oclusão. A avaliação da reabsorção óssea e nível de osso marginal nas superfícies distal e mesial dos implantes foi realizada através de radiografias periapicais. Quando a angulação do implante foi de 15°, a reabsorção óssea média foi de 0,87mm. Não foi encontrada correlação entre a angulação do implante e o aumento do risco de perda óssea. Concluindo, assim, que a angulação de implantes pode ser uma alternativa satisfatória para evitar enxertos ósseos na região anterior de maxila.

Estudo retrospectivo de 12 a 15 anos em 18 pacientes com 22 implantes na região maxilar anterior avaliou a sobrevivência do implante, perda óssea, complicações protéticas, satisfação do paciente e avaliação da estética do paciente e do profissional. Em 16 pacientes foram colocados apenas um implante (incisivo maxilar) e em dois pacientes foram colocados três implantes adjacentes. A cirurgia de dois estágios cirúrgicos foi o procedimento de escolha, e as próteses foram instaladas após 3 a 12 meses da instalação dos implantes. Com exceção de duas próteses que foram parafusadas as demais foram cimentadas. Os pacientes foram questionados quanto a satisfação através de uma escala com variação de zero (insatisfeito) a dez (totalmente satisfeitos). Da mesma forma os profissionais avaliaram os resultados estéticos. Os níveis ósseos foram medidos através de radiografias periapicais e a média de perda óssea marginal foi de 1,53mm. Em nove pacientes houve necessidade de reparo de porcelana, que variou de substituição de coroa a reparo menor. Foi observada alta taxa de sobrevivência dos implantes, de 95%, e, apesar da alta frequência de complicações de próteses, os pacientes estavam, geralmente, muito satisfeitos com o resultado do tratamento a longo prazo (Misje *et al.*, 2013).

Estudo retrospectivo realizado no período de 2008 a 2011 com 787 pacientes que receberam 3043 implantes, avaliou a sobrevida dos implantes quanto ao diâmetro e comprimento, após dois anos de função, visto que implantes curtos e estreitos tem tido crescente emprego nas reabilitações

protéticas em locais de extrema reabsorção óssea. O comprimento de implante inferior a 10mm foram considerados curtos e diâmetro inferior a 3,75mm, estreitos. A sobrevida global foi de 98% com 39 falhas. Implantes maxilares e mandibulares tiveram semelhante taxa de sobrevivência. Não houve evidência significativa de que comprimento e diâmetro influenciam na sobrevida do implante em pacientes parcialmente desdentados, entretanto se faz necessário acompanhamento a longo prazo para obtenção de resultados definitivos (Mijiritsky *et al.*, 2013).

Mangano *et al.* (2013) avaliaram através de histologia e histomorfometria as respostas ósseas peri-implantares em cinco implantes recuperados por fratura depois de mais de 20 anos de carregamento. Desses cinco implantes, três suportavam pontes fixas parciais e dois suportavam overdenture mandibular. Quatro implantes foram localizados na mandíbula e um na maxila. Foi observado em todas as amostras osso maduro em contato com a superfície do implante, também foi observado a presença de osso recentemente formado e muitas áreas de remodelação estavam presentes. Em todos os implantes o osso estava presente abaixo da linha de fratura do implante. Concluindo que mesmo depois de muitos anos de função, todos os implantes apresentaram adequado contato ósseo, variando de 37% a 76% e eles estavam bem integrados ao osso peri-implantar.

Para identificar os principais fatores biomecânicos que afetam a transmissão de cargas e os mecanismos de transmissão de cargas desequilibradas, duas técnicas de reabilitação de desdentado total suportados por quatro implantes foram comparados. Através do método de elementos finitos foram gerados dois modelos maxilares e dois mandibulares, ambos desdentados e restaurados com diferentes técnicas. A primeira utiliza dois implantes mesiais verticais e dois implantes distais com inclinação de 30 graus, e a segunda utiliza apenas implantes verticais. Foi considerada osseointegração completa dos implantes e foram modelados diferentes tipos ósseos. Maior distribuição uniforme de cargas foi encontrado na prótese com implantes inclinados distalmente, exceto na maxila sob uma carga frontal. Os mecanismos de transmissão de carga e os riscos de sobrecarga óssea em

prótese total suportada por quatro implantes podem ser afetados pelo comprimento do cantilever, desenho e posicionamento do implante, e as propriedades mecânicas e morfológicas do osso. Em ambas situações os níveis de stress computadorizados foram fisiologicamente aceitáveis, embora os implantes com inclinação distal tenham induzidos melhor transmissão de carga do que os implantes verticais (Baggi *et al.*, 2013).

Com o objetivo de investigar o impacto do *cantilever* a longo prazo, assim como a influência do comprimento e da localização, como também as dimensões e desenho da prótese, condições periodontais e relação dos parâmetros de sucesso com resultados técnicos e biológicos encontrados, Kim *et al.* (2013) selecionaram pacientes que tinham recebido pelo menos um implante para suportar uma prótese. Os pacientes foram divididos em dois grupos: grupo experimental composto por 107 pacientes com prótese fixa em *cantilever* suportada por 132 implantes, e grupo controle formado por 99 pacientes com restauração fixa sem *cantilever* suportada por 203 implantes. Os critérios para considerar o sucesso dos implantes foram ausência de mobilidade, dor, sensação de corpo estranho e de radioluscência ao redor do implante. Para o sucesso biológico ao nível do implante ser considerado, não deveria apresentar patologia em tecido mole, perda óssea radiográfica maior que 1,5mm e sangramento à sondagem. Ausência de afrouxamento e fratura do parafuso do pilar e ausência de fratura do implante foram critérios para considerar sucesso técnico ao nível do implante. A sobrevivência do implante foi definida como manutenção do implante em função com ou sem complicações e o sucesso da restauração foi considerado com a permanência desta livre de complicações técnicas durante o período de observação. A média de acompanhamento dos pacientes foi de 4,3 anos no grupo experimental e 4,1 no grupo controle. De acordo com este estudo, não houve diferença significativa na perda óssea entre os dois grupos, mas no grupo experimental houve perda óssea significativa na região posterior de mandíbula quando comparado com outras regiões. A presença de *cantilever* foi associada com maiores complicações técnicas ao nível do implante, mas não ao nível da

prótese. O comprimento do *cantilever* maior que 8mm foi associado a maior taxa de complicações técnicas e biológicas.

Para analisar a influência da espessura e composição óssea e da angulação da carga recebida na distribuição de tensão no osso vestibular de implante na região anterior da maxila, Alikhasi *et al.* (2014), através do método de elementos finitos, confeccionaram nove modelos tridimensionais contendo um implante, um pilar, osso esponjoso, osso cortical e gengiva. Esses modelos diferiam entre si na espessura óssea vestibular de 0,75mm, 1,5mm e 2mm, na composição óssea, podendo apresentar tanto a mesma quantidade de osso cortical e esponjoso, quanto menor ou maior quantidade de cada tipo ósseo. Por último, diferentes ângulos de carga (0, 15, 30, 45 e 60 graus) foram aplicados e analisados. Em todas as combinações, os maiores níveis de tensão foram encontrados na região da crista óssea. Modelos com menores espessuras ósseas foram associados ao aumento de tensão. Quanto a composição óssea, os modelos com proporções de osso esponjoso maior que osso cortical foram responsáveis por um aumento da tensão máxima encontrada, sendo assim, mais desfavorável a distribuição de tensão no osso, ao passo que um aumento de osso cortical foi associado a redução de estresse. Quando os modelos foram submetidos a cargas de diversas angulações, observou-se que a medida que a direção da carga se aproximava do longo eixo do implante as tensões foram reduzidas e distribuídas de forma mais simétrica. O maior valor de tensão máxima foi encontrado no modelo com menor espessura óssea vestibular (0,75mm) e angulação de zero graus. Portanto, uma maior espessura óssea vestibular, maior quantidade de osso cortical e uma angulação da carga mais próxima do longo eixo dos implantes, estão relacionadas a diminuição de falhas dos tratamentos com implantes dentais e esses fatores devem ser considerados para esse tipo de tratamento.

Através do método de elementos finitos, Corrêa *et al.* (2014) avaliaram o comportamento biomecânico de reabilitação da região anterior da maxila com ausência de quatro dentes utilizando dois implantes dispostos em diferentes posições. Para isso, foram confeccionados três modelos tridimensionais computadorizados com ausência de quatro incisivos superiores, divididos em

três grupos, ambos com distância intercanina de 27,3mm. O grupo IL com os dois implantes colocados na posição dos incisivos laterais com pântico na posição dos incisivos centrais, o grupo IC com os dois implantes na posição dos incisivos centrais com *cantilever* nas posições correspondentes aos incisivos laterais e o grupo ILIC com um implante na posição de incisivo lateral e outro na posição de incisivo central com um pântico e um *cantilever*. Para simular a oclusão funcional foi aplicada uma carga de 150N no centro da superfície palatina de cada dente a um ângulo de 45 graus em relação ao longo eixo do dente. Após análise da distribuição de tensão no conjunto prótese-implante-osso, foi observada maior concentração de tensão na estrutura protética nos grupos IL e ILIC, e ainda que essas tensões estavam concentradas na região do pântico no grupo IL e na região do incisivo central e lateral, próximos ao *cantilever*, no grupo ILIC. O grupo IC resultou em menor concentração de tensão na estrutura protética. Quanto a distribuição de cargas no osso maxilar, foi observada uma dissipação equilibrada no grupo IL, mas no grupo ILIC foi observado maior estresse que o grupo IL e essas tensões estavam concentradas adjacente ao implante mais próximo do *cantilever*. O grupo IC foi a configuração que resultou em maior sobrecarga no osso maxilar. A maior tensão no pilar protético estava localizada na face vestibular. Os grupos com *cantilever* além de resultarem em concentração de tensão na estrutura óssea também resultaram em concentração de estresse nos implantes, no entanto, com valores abaixo do limite considerado como sobrecarga.

### **3 PROPOSIÇÃO**

Esse trabalho objetiva analisar, por meio do método de Extensometria Linear Elétrica, as deformações ocorridas no terço cervical de análogos e de infraestruturas metálicas de próteses parciais fixas implantossuportadas englobando o espaço protético dos quatro incisivos superiores com variação da disposição dos análogos.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 Confeção do Modelo Experimental

A partir da duplicação de um modelo padrão totalmente dentado em resina acrílica (VIPI Flash - VIPI Produtos Odontológicos, Pirassununga, São Paulo, Brasil) (figura 1), foi confeccionado um modelo em gesso tipo IV (Herostone – Vigodent S/A Ind. e Com., Rio de Janeiro, RJ, Brasil). Neste, foi realizado desgaste com broca para gesso nos elementos 12, 11, 21 e 22 e extensão desse desgaste na região correspondente a raiz de cada elemento (figura 2 e 3). O modelo de gesso foi posicionado sobre uma placa de vidro e circundado por lâminas de cera tipo 7, de maneira a configurar uma caixa na qual foi preenchida com silicone para obtenção do molde (figura 4). Este foi preenchido com resina Fiberglass (VI Fiberglass, São Paulo, Brasil), aguardou-se a polimerização, foi realizada a remoção do molde e obtido o modelo experimental (Figura 5).



Figura 1 – Modelo padrão.



Figura 2- Modelo de gesso (Vista oclusal).



Figura 3 – Modelo de gesso (vista frontal).



Figura 4 – Molde de Silicone.



Figura 5 – Modelo experimental.

## 4.2 Confeção do Corpo de Prova

Análogos de implantes cone morse (diâmetro 4.1mm - Anthogyr, Sallanches, França) com transferentes de moldeira aberta (Anthogyr, Sallanches, França) foram posicionados paralelamente entre si com o uso de delineador (Bioart®, São Carlos, São Paulo, Brasil) e unidos com o auxílio de fio dental e Duralay® (Reliance Dental Mfg. Co. – Worth, IL, USA) (figura 6). O

conjunto análogos/transferentes foram fixados no modelo de gesso com adesivo à base de cianoacrilato (Superbond, Loctite-Henkel Ltda, Itapevi, São Paulo, Brasil) no ápice dos análogos. Após a secagem, os espaços entre as perfurações e os análogos foram preenchidos com cera 9 (Lysanda Produtos Odontológicos, São Paulo, São Paulo, Brasil) (figura 7),

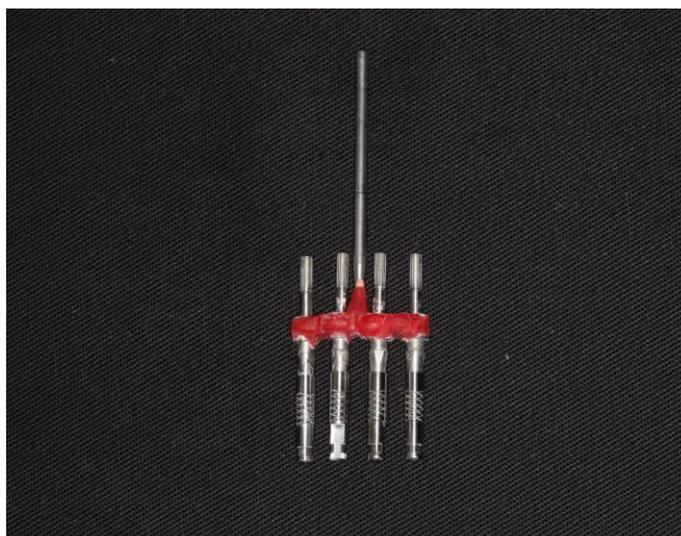


Figura 6 – Análogos e transferentes fixos paralelamente entre si.

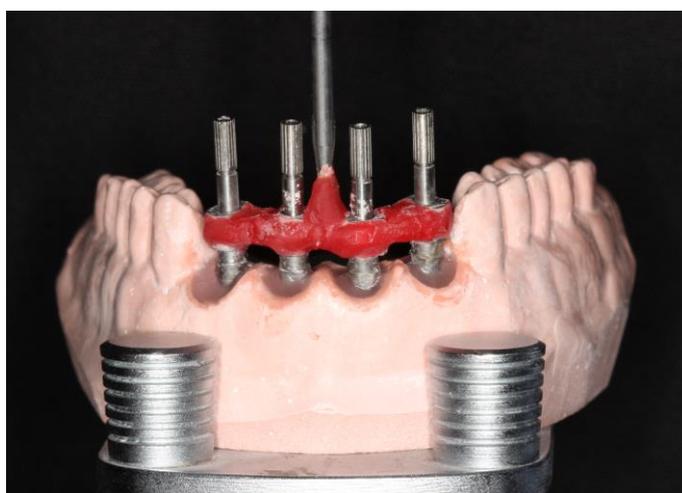


Figura 7 – Conjunto análogos/transferentes fixo no modelo de gesso.

Os transferentes foram removidos e dois pilares (Pilar cônico, 0°, altura de 2mm transmucoso, Anthogyr, Sallanches, França) foram aparafusados

sobre os análogos correspondentes aos elementos 12 e 22, para a confecção da infraestrutura I. Sobre estes pilares foram confeccionados uma estrutura protética em resina acrílica (Dencril Comércio de Plásticos Importação e Exportação LTDA., Pirassununga, São Paulo, Brasil) simulando uma prótese fixa de quatro elementos sendo o 11 e o 21 pôneicos, reabilitando o espaço protético (figura 8). Foram confeccionadas duas muralhas de silicona (Vigodent Coltene S/A Indústria e Comércio, Rio de Janeiro, Brasil), uma posicionada na face vestibular (figura 9) e outra na face palatina (figura 10). Essas muralhas de silicona tiveram a finalidade de auxiliar a confecção da infraestrutura II que foi duplicada a partir da infraestrutura I sobre pilares parafusados nos elementos 11 e 21, com o 12 e o 22 em *cantilever*, de maneira que ambas estruturas protéticas fossem o mais semelhantes possíveis entre si.



Figura 8 – Estrutura protética em resina acrílica.



Figura 9 – Muralha de silicone da face vestibular.

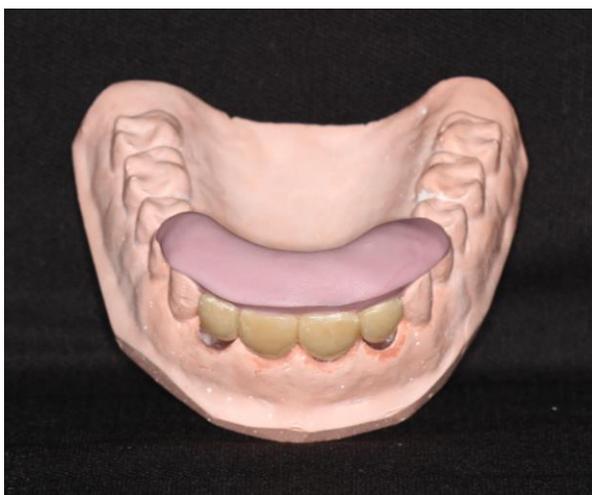


Figura 10 – Muralha de silicone da face palatina.

As estruturas protéticas em resina acrílica foram removidas do modelo de gesso e fundidas com liga à base de cobalto-cromo (Fit Cast – Talmax, Curitiba, Paraná, Brasil – Quadro 1). Após a fundição foi realizada a limpeza dos corpos de prova, seguido de jateamento com esferas de vidro e óxido de alumínio e submetidos ao acabamento com pedras e discos de óxido de alumínio (Dedeco International Inc., Long Eddy, NY, USA).

Liga	Lote N°	Composição Química (%)	Intervalo de Fusão (°C)	Módulo de elasticidade (MPa)	Peso específico (g/cc)
Fit Flex - Talmax	130027	Co: 59 - 61 Cr: 26 - 29 Mo: 6,2 - 7,0 Si: <1 Mn: <1 C: <1	1.388 – 1.480	663	8,33

Quadro 1 – Propriedades físicas e químicas da liga metálica utilizada (dados fornecidos pelo fabricante).

### 4.3 Colagem dos Extensômetros

Com os corpos de prova finalizados, procedeu-se a colagem dos extensômetros.

Inicialmente, nas regiões em que deveriam ser colados, foi realizada a colagem da fita adesiva incolor FK1 (Excel Sensores Ind. e Com. Ltda., Cotia, SP) para isolá-las e não haver contaminação das mesmas. Para remover qualquer resíduo que pudesse interferir no processo de fixação dos extensômetros, foi realizada a limpeza das superfícies. Para isso, uma fita adesiva foi removida por vez e a limpeza procedeu com o auxílio de um cotonete embebido em álcool isopropílico e secagem com lenço de papel absorvente.

Foram colados extensômetros nos análogos e nas infraestruturas metálicas. Nos análogos foram colados extensômetros nas regiões cérvico-vestibular e cérvico-palatina. Na infraestrutura I os extensômetros foram fixados regiões cérvico-vestibular e cérvico-palatina 12 e 22 e na face cervical dos pânticos; na infraestrutura II os extensômetros foram colados nas regiões cérvico-vestibular e cérvico-palatina dos elementos 11 e 21 e na face cervical dos pânticos em *cantilever*, referentes aos elementos 12 e 22 (figura 11, a, b e c).

Vinte extensômetros com dimensões de 5x2mm orientados verticalmente, foram fixados com cola à base de cianoacrilato. Foi utilizada uma película de Teflon® (Indaco, Jurubatuba, São Paulo, Brasil) comprimida por meio de uma almofada de silicone mantida em posição por uma pinça para manter os extensômetros em posição durante o período de polimerização da cola. Esse procedimento foi repetido para cada extensômetro obedecendo uma sequência da face vestibular e palatina dos análogos à face vestibular, palatina e cervical dos corpos de prova.

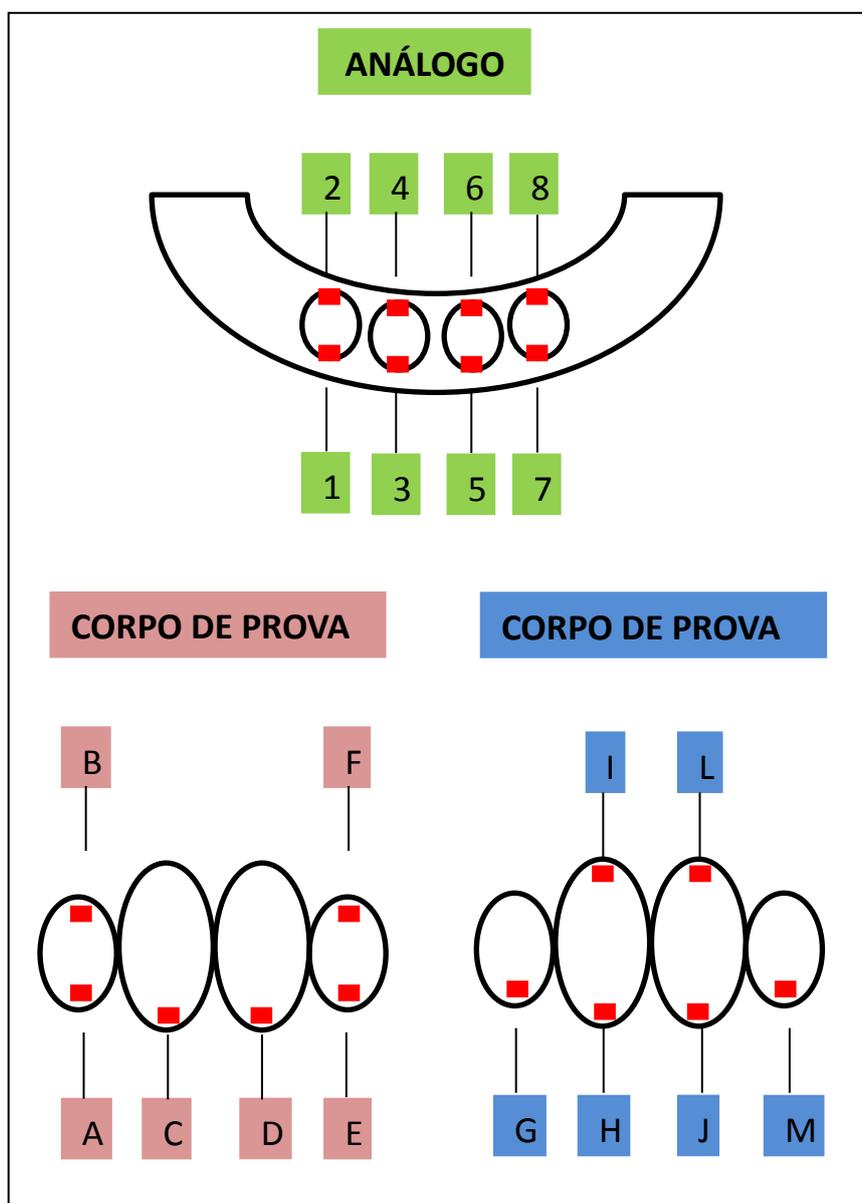


Figura 11 – a) Desenho esquemático com as identificações de cada extensômetro posicionado.



Figura 11 – b) Extensômetros posicionados na face vestibular (esquerda) e palatina (direita) da infraestrutura I.



Figura 11 – c) Extensômetros posicionados na face vestibular (esquerda) e palatina (direita) da infraestrutura II.

#### 4.4 Fixação do Corpo de Prova

A infraestrutura I com os respectivos extensômetros colados, foi posicionada sobre o modelo e aparafusada com chave digital até a percepção da resistência e aplicado um torque de 25Ncm com um torquímetro protético manual (Anthogyr, Sallanches, França). 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 mesmos procedimentos decritos acima foram repetidos para a infraestrutura II.

Foi confeccionada uma base de madeira de 15cm de comprimento, por 10cm de largura e 5cm de espessura, para que o modelo experimental fosse posicionado na Máquina Universal de Ensaio Instron 5585H. A base de madeira foi posicionada e parafusada em um suporte fabricado em aço 1020, de modo que a região onde a carga será aplicada ficasse centralizada na base de madeira (figura 12).

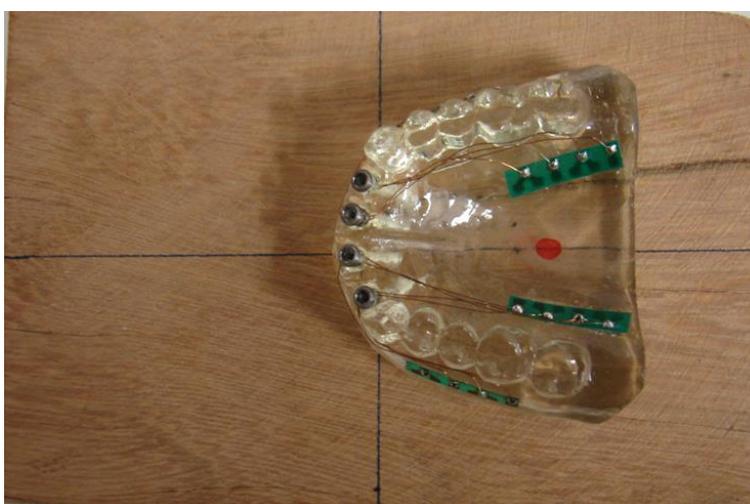


Figura 12 – Modelo experimental fixado na base de madeira.

#### 4.5 Ensaio Mecânico

Os cabos flexíveis foram ligados a um sistema receptor de dados (ADS 2000-IP-Lynx – BR/AI. 2160-Lynx) (figura 13), o qual capta o sinal de deformação do *strain gauge*, por até 32 canais e faz geração gráfica das deformações. Foram utilizados 20 dos 32 canais disponíveis no receptor de dados, um para cada extensômetro. O receptor de dados foi conectado a um

micro-computador convencional, permitindo a visualização dos dados obtidos e simultânea armazenagem dos mesmos, para posterior geração gráfica.

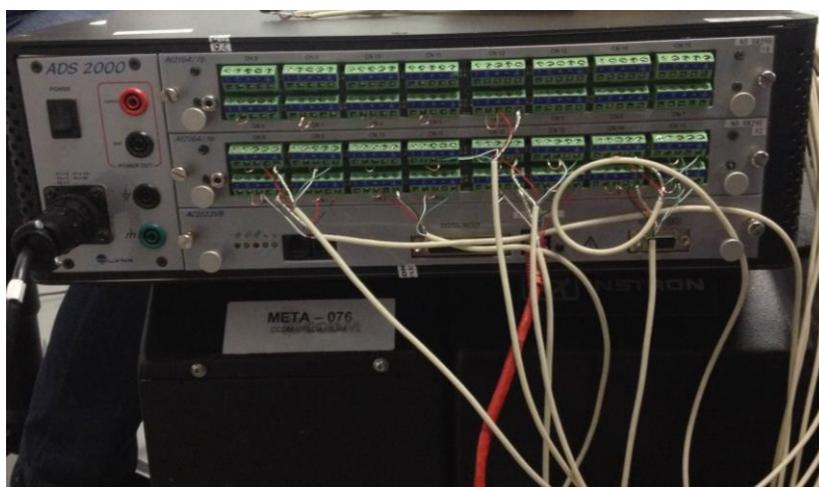


Figura 13 – Sistema receptor de dados (ADS 2000-IP-Lynx – BR/AI. 2160-Lynx).

Uma ponta de aço 1020 com forma de “ponta de lápis” foi fixada à célula de carga com capacidade de 500kgf e o conjunto modelo experimental/base de madeira, fixo no suporte, foram posicionados paralelamente ao solo e fixos na Máquina Universal de Ensaio Instron 5585H (figura 14). Dessa forma, a ponta em contato com a região de cingulo na superfície palatina do incisivo lateral esquerdo superior do corpo de prova formaria um ângulo de 45 graus, simulando uma oclusão funcional. Foi aplicada uma carga progressiva de 150N (15,3 KGF) (Helkimo et al., 1977) com um ciclo de zero a 150N pontualmente, com velocidade de carregamento de 15 N/s com uma frequência de 0,5Hz em 2 segundos até o ponto máximo e volta ao ponto inicial. A aplicação da carga seguiu uma sequência do ponto 1 ao ponto 2 (figura 15 e 16) e após o carregamento do ponto 1 foi reaplicado torque de 25N nos parafusos com torquímetro manual. O mesmo procedimento de posicionamento e carregamento foi repetido com os dois corpos de prova.

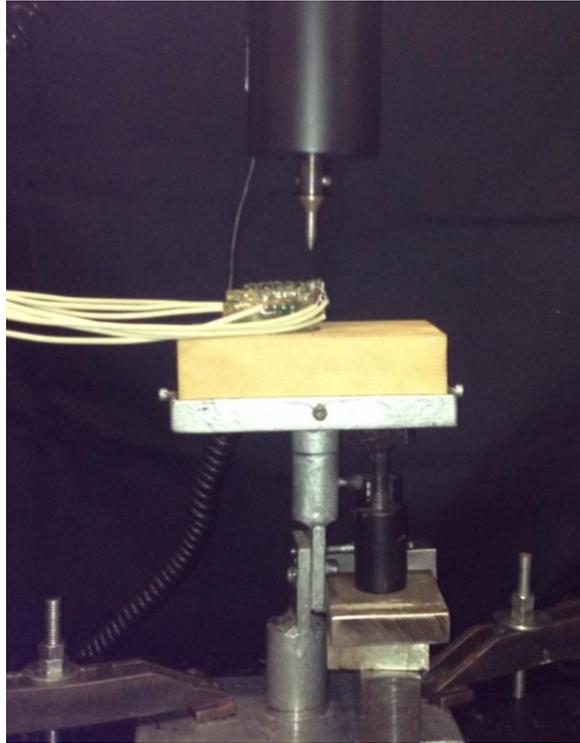


Figura 14 – Modelo experimental fixo na Máquina Universal de Ensaio Instron 5585H.



Figura 15 – Carregamento no ponto 1.

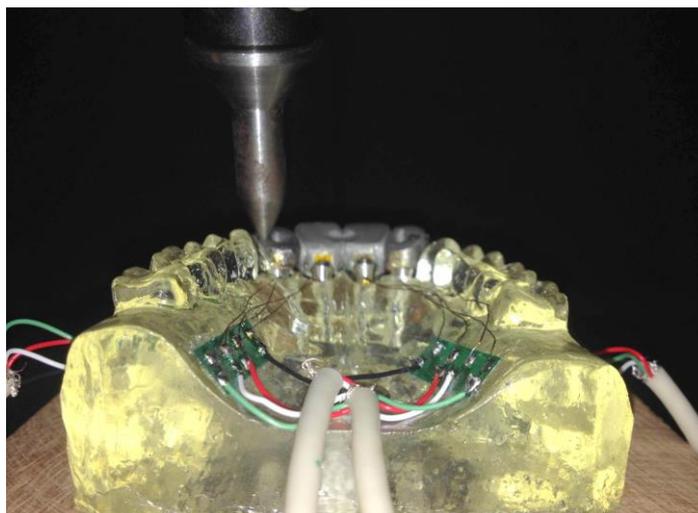


Figura 16 - Carregamento no ponto 2.

A análise dos dados obtidos foi realizada por meio de software ADS 2000 LYNX de 32 canais, da empresa Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda; São Paulo, SP, Brasil, sob supervisão do técnico eletrônico e estudante de engenharia aeroespacial Renato Fransoni. O ensaio mecânico foi realizado no Laboratório de Metais da Universidade Federal de São Carlos (CCDM-UFSCar), sob a orientação do Engenheiro Ivan Moroz, MSc.

#### **4.6 Análise dos resultados**

Para o cálculo da média, os valores obtidos no carregamento do ponto 2 foram utilizados como a repetição do ponto 1, visto que ambas estruturas protéticas são o mais semelhantes possíveis entre si. Para isso foi alterada a identificação dos extensômetros da seguinte maneira:

Corpo de prova I - O extensômetro A no carregamento do ponto 1 foi considerado E na repetição desse ponto; B, F; C, D; D, C; E, A; e F, B (figura 17, a e b).

Corpo de prova II - O extensômetro G no carregamento do ponto 1 foi considerado M na repetição desse ponto; H, S; I, L; J, H; L, I e M, G (figura 18, a e b).

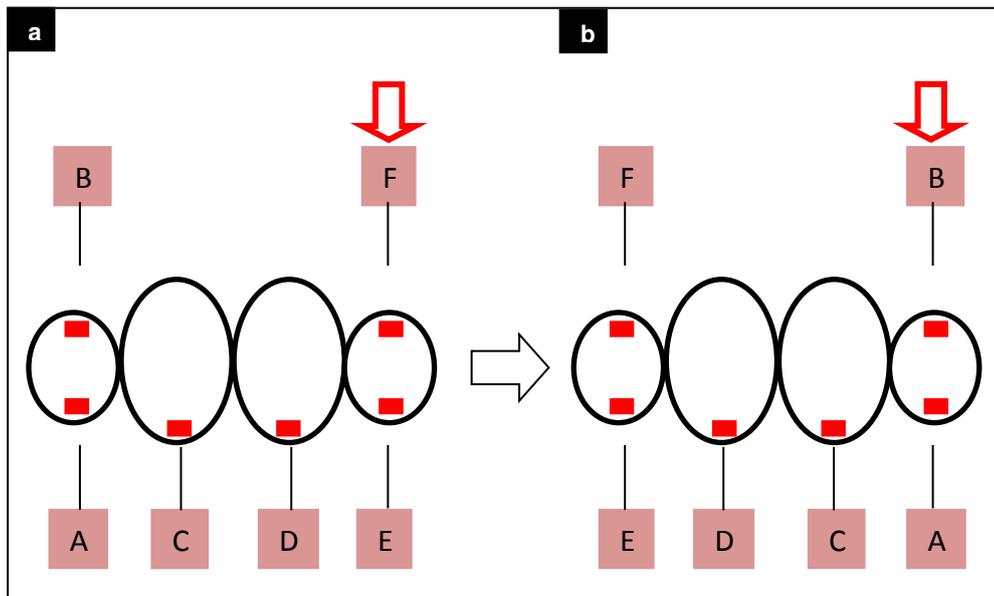


Figura 17 – Desenho esquemático do corpo de prova I. a) Identificação dos extensômetros no carregamento no ponto 2. b) Identificação dos extensômetros na repetição do ponto 1.

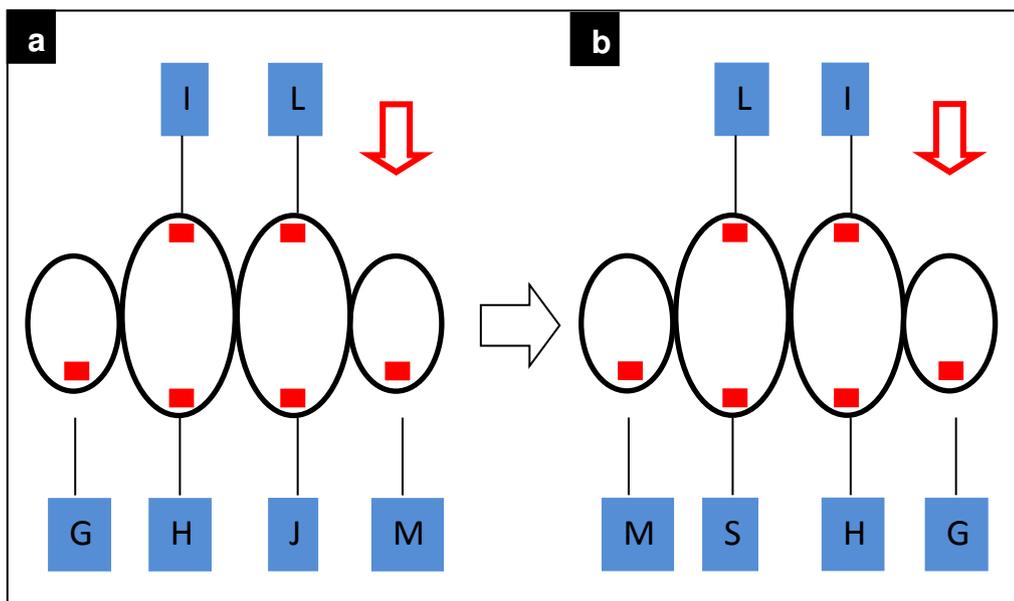


Figura 18 – Desenho esquemático do corpo de prova II. a) Identificação dos extensômetros no carregamento no ponto 2. b) Identificação dos extensômetros na repetição do ponto 1.

Análogos - O extensômetro 1 no carregamento do ponto 1 foi considerado 7 na repetição desse ponto; 2, 8; 3, 5; 4, 6; 5, 3; 6, 4; 7, 1 e 8, 2 (figura 19, a e b).

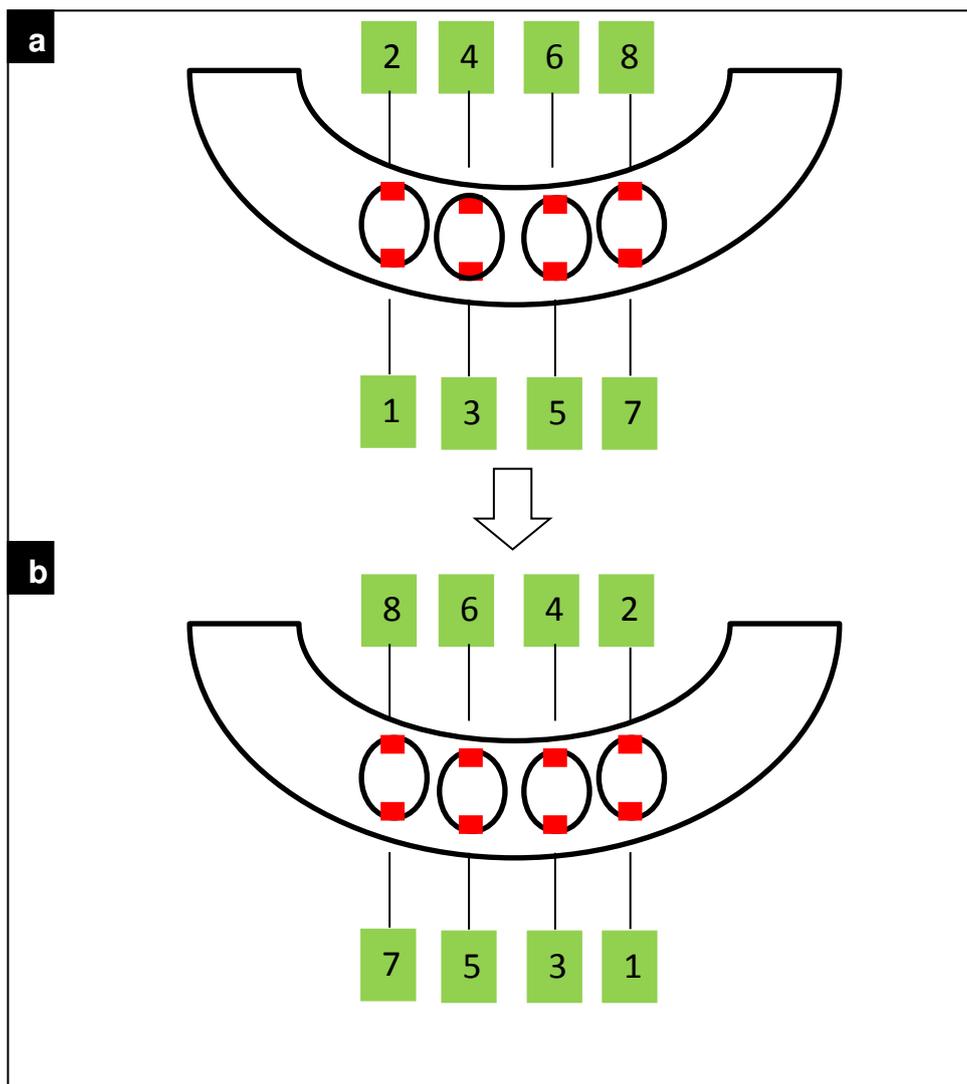


Figura 19 – Desenho esquemático dos análogos. a) Identificação dos extensômetros no carregamento no ponto 2. b) Indentificação dos extensômetros na repetição do ponto 1.

Foi aplicada a técnica de análise de variância e o teste para comparações múltiplas de média de Tukey baseados em modelos lineares generalizados mistos apropriados para dados obtidos na condição de medidas repetidas e que tiveram sua validade avaliada por meio do teste de Shapiro-Wilk e dos coeficientes de assimetria e curtose aplicados com objetivo de verificar a aderência dos resíduos à distribuição gaussiana. Casos de resíduos não aderentes à distribuição gaussiana foram tratados pela análise de variância baseada em postos normalizados e teste t de Student para comparações múltiplas de médias. Os cálculos foram feitos com apoio do sistema SAS (SAS

Institute Inc. The SAS System, release 9.3. SAS Institute Inc., Cary:NC, 2010) e em todos os testes foi adotado o nível de significância de 5% ( $\alpha=0,05$ ).

## 5 RESULTADOS

A análise dos resultados foi dividida em três etapas:

### 5.1 Comparação das deformações com o corpo de prova I

Foi realizado a comparação das deformações medidas por meio dos extensômetros fixos no corpo de prova I e nos análogos quando este corpo de prova se encontrava em posição.

Os dados tiveram seus resíduos avaliados e relação de normalidade, e baseado no modelo satisfatório foi aplicado análise de variância com base nos dados originais (tabela 1).

Tabela 1 - Análise de variância baseada no ajuste de um modelo linear generalizado misto para comparação das médias de deformação ( $\mu S$ ) nos diferentes extensômetros de análogos e corpos de prova fixos pelos implantes laterais.

Grau de liberdade		Teste F	
Numerador	Denominador	Estatística F	Valor-p
13	12	29,66	0,0001

De acordo com a análise de variância há diferença significativamente estatística ( $p < 0,01$ ) entre as médias de deformação de pelo menos dois dos pontos testados. O teste de Tukey foi realizado para comparar os extensômetros dois a dois e verificar quais extensômetros teriam medidos maior ou menor deformação, conforme apresentado na tabela 2.

Tabela 2 – Médias (desvios padrão), limites do intervalo de confiança e teste para comparações múltiplas de média de Tukey com nível de significância de 5% ( $\alpha=0,05$ ). Médias com letras iguais não diferem entre si.

Ponto	Média±desvio padrão		Limites do intervalo de confiança (95%)		Grupos de Tukey
			Inferior	Superior	
2	396,885 ±	0,855	404,567	389,202	A
4	205,473 ±	1,589	219,745	191,200	A B
8	142,531 ±	137,689	1379,621	-1094,559	A B C
6	125,240 ±	45,924	537,848	-287,369	B C
A	23,039 ±	8,050	95,368	-49,291	B C
F	10,192 ±	14,413	139,690	-119,307	B C
E	2,817 ±	0,011	2,916	2,718	B C
C	0,000 ±	–	–	–	B C
D	0,000 ±	0,000	–	–	B C
3	-9,805 ±	13,868	114,789	-134,400	B C
B	-49,608 ±	70,157	580,726	-679,942	B C
5	-53,074 ±	75,059	621,300	-727,448	B C
7	-63,720 ±	131,709	1119,638	-1247,078	C
1	-732,285 ±	57,357	-216,954	-1247,617	D

A menor média de deformação negativa foi medida no extensômetro 1 (-732,285  $\mu$ S), enquanto a maior média de deformação positiva ocorreu no extensômetro 2 (396,89  $\mu$ S). O que revela diferenças distintas de comportamento, visto que valores negativos são característicos de deflexão e valores positivos são característicos de flexão.

O valor de tensão máxima foi exibido no extensômetro 1, sendo, portanto, o que mediu maior deformação.

Observamos indícios de que o extensômetro 1 apresenta média de deformação significativamente diferente de todas as demais e que o extensômetro 2 difere significativamente das médias registradas nos extensômetros 6, A, F, E, D, 3, B, 5, e 7, além do extensômetro 1 como citado anteriormente.

Há indícios de que a média de deformação do extensômetro 4, difere significativamente, além do extensômetro 1, da média do extensômetro 7.

## 5.2 Comparação das deformações com o corpo de prova II

Análise similar a anterior foi realizada para comparar as deformações medidas por meio dos extensômetros fixos no corpo de prova II e nos análogos quando este corpo de prova se encontrava em posição.

Os dados tiveram seus resíduos avaliados e relação de normalidade, e baseado no modelo satisfatório foi aplicado análise de variância com base nos dados originais (tabela 3).

Tabela 3. Análise de variância baseada nos postos com ajuste de um modelo linear generalizado misto para comparação das médias de deformação ( $\mu S$ ) nos diferentes pontos de corpos de prova fixos pelos implantes centrais.

Grau de liberdade		Teste F	
Numerador	Denominador	Estatística F	Valor-p
13	13	3,06	0,0268

A análise de variância nos dá indícios ( $p < 0,05$ ) da existência de diferenças entre as médias de deformação de pelo menos dois dentre os pontos testados o que requer a aplicação do teste de t de Student para comparar os pontos dois a dois e se concluir quais pontos teriam maior ou menor deformação, conforme apresentado na tabela 4.

Tabela 4 – Médias (desvios padrão), limites do intervalo de confiança e teste t de Student para comparações múltiplas de média com nível de significância de 5% ( $\alpha=0,05$ ). Médias com letras iguais não diferem entre si.

Ponto	Média±desvio padrão	Limites do intervalo de confiança (95%)		Grupos de Tukey
		Inferior	superior	
6	477,439 ± 629,782	6135,802	-5180,923	A
4	474,417 ± 627,546	6112,696	-5163,863	A B
H	26,995 ± 36,323	353,348	-299,359	A B C
J	26,806 ± 35,876	349,140	-295,527	A B C
2	3,960 ± 5,386	52,355	-44,434	A B C D
8	3,850 ± 5,389	52,268	-44,569	A B C D
1	-0,227 ± 4,909	43,876	-44,330	B C D
7	-0,235 ± 5,109	45,669	-46,139	B C D
G	-6,862 ± 8,993	73,938	-87,662	C D
M	-6,970 ± 9,020	74,073	-88,014	C D
L	-87,798 ± 105,895	863,635	-1039,231	D
I	-88,121 ± 106,966	872,930	-1049,172	D
3	-1129,047 ± 1596,708	13216,804	-15474,897	D
5	-1129,087 ± 1596,770	13217,322	-15475,495	D

A maior média de deformação positiva foi observada no extensômetro 6 (477,439  $\mu$ S) e este diferiu significativamente das médias dos extensômetros 1, 7, G, M, L, I, 3 e 5.

Nos extensômetros 3 e 5 foram medidos maiores deformações (-1129,047 e -1129,087, respectivamente) e estas exibiram valores negativos.

As médias dos extensômetros L, I, 3 e 5 diferem significativamente das médias dos extensômetros 6, 4, H e J. E ainda que a média do extensômetro 4 é significativamente diferente de G, M, L, I, 3 e 5.

### 5.3 Comparação de extensômetros correlatos em corpos de prova distintos

A última etapa das análises comparou as deformações ocorridas entre os extensômetros correlatos localizados no corpo de prova I e II e entre os extensômetros correlatos localizados nos análogos quando fixo o corpo de prova I e quando fixo o corpo de prova II.

Definida a validade dos modelos como geradores de estatísticas apropriadas, foram calculados os testes F decorrentes do modelo de análise de variância e aplicadas as correções pelo método de Bonferroni, conforme demonstrado na tabela 5.

Tabela 5 – Análise de variância baseada no ajuste de um modelo linear generalizado misto para comparação das médias de deformação ( $\mu S$ ) nos extensômetros correlatos nos corpos de prova I e II e nos extensômetros correlatos dos análogos.

Ponto	Graus de liberdade		Teste F		
	Numerador	Denominador	Estatística	Valor-p	Bonferroni
1:I – 3:II	1	2	0,12	0,7590	1,0000
2:1 – 4:II	1	2	0,03	0,8774	1,0000
7:1 – 5:II	1	2	0,88	0,4463	1,0000
8:I – 6:2	1	2	0,54	0,5390	1,0000
A – G	1	2	12,27	0,0727	1,0000
B – I	1	2	0,18	0,7117	1,0000
C – H	1	2	0,37	0,6528	1,0000
D – J	1	2	1,12	0,4014	1,0000
E – M	1	2	2,35	0,2647	1,0000
F – L	1	2	1,68	0,3242	1,0000

Não há evidências da existência de diferenças estatísticas entre as médias verdadeiras dos extensômetros comparados.

## 6 DISCUSSÃO

Extensometria foi o método de escolha para realização desse experimento por medir a deformação ocorrida em estruturas com precisão, apresentar confiabilidade clínica e possibilitar a avaliação da dissipação de estresse tanto *in vitro* quanto *in vivo*. As medições se limitam às áreas onde os medidores são posicionados (Assunção *et al.*, 2009; Pesqueira *et al.*, 2012), mas tal limitação não se aplica ao presente estudo, visto que a localização das áreas de concentração máxima de tensão e conseqüentemente das deformações geradas, seguem um padrão visto por estudos prévios semelhantes (Chang *et al.*, 2012; Alikhasi *et al.*, 2014; Corrêa *et al.*, 2014). Adicionalmente, os locais de escolha para fixação dos extensômetros nos análogos coincidem com a localização de defeitos ósseos na prática clínica (Tarnow *et al.*, 2000; Mumcu *et al.*, 2011).

Esse estudo demonstra que em todos os extensômetros foram registrados deformações através de valores positivos e negativos, o que indica que em determinadas áreas a deformação ocorreu por compressão, expressa por valores negativos, e em outras por tração, visível por valores positivos.

Os resultados mostraram que quando comparadas as deformações ocorridas nos extensômetros onde o carregamento foi realizado no corpo de prova I, ocorreram diferenças significativas entre o extensômetro 1 (figura 11 a, página 32) e os demais, pois se trata do menor valor de deformação negativa observado nesse carregamento. O extensômetro 2 exibiu maior média positiva de deformação e resultou em diferença significativamente diferente dos extensômetros 6, A, F, E, D, 3, B, 5 e 7. O valor negativo exibido pelo extensômetro 1, localizado na região vestibular, indica que ocorreu compressão nessa área e o valor positivo medido pelo extensômetro 2, localizado na região palatina, indica que ocorreu tração. Tal diferença de comportamento pode ser explicada pelo fato de implantes posicionados em linha estarem sujeitos a forças de flexão quando a prótese é carregada na direção não axial. Diferente

do que ocorre em restauração completa de arco, que permite uma dissipação mais uniforme das forças axiais (Rangert *et al.*, 1997).

Quando a análise se limitou às deformações ocorridas nas regiões dos análogos e corpo de prova II, infraestrutura com *cantilever*, foi observado maior valor de deformação positiva no extensômetro 6 e que esse ponto difere significativamente das deformações observadas nos pontos 1, 7, G, M, L, I, 3 e 5. A média do ponto 4 é significativamente diferente do valores mostrados pelos extensômetros G, M, L, I, 3 e 5. As deformações medidas pelos extensômetros H e J diferem significativamente das deformações nos extensômetros L, I, 3 e 5. A mesma justificativa para os resultados analisados no parágrafo anterior se aplica para esse, pois seguiu o mesmo padrão de deformação.

Foi observado um padrão de deformação distinto entre os extensômetros localizados na face vestibular e palatina independente do corpo de prova carregado. A região vestibular dos análogos 1, 3, 5 e 7 sofreram deformação negativa (compressão) e a palatina dos análogos 2, 4, 6 e 8 mediram deformação positiva (tração). Esse comportamento pode ser justificado pelo tipo de inclinação (45°) e direção palato-vestibular da força durante o carregamento, similar aos movimentos mastigatórios, que direciona a força para as áreas nas quais exibiram compressão. Como resposta clínica é esperado que haja reabsorção óssea vestibular e conseqüente retração gengival, visto que deformações por compressão provocam maiores danos ao sistema. (Rangert *et al.*, 1989; Corrêa *et al.*, 2014).

Quando deformações de pontos correlatos em corpos de prova distintos foram comparados foi demonstrado que não houveram diferenças estatisticamente significativas entre os pontos analisados. Entretanto, foram exibidos valores mais altos de deformação pelos extensômetros posicionados no corpo de prova com extensão em *cantilever*. Essas observações concordam com estudos realizados por Corrêa *et al.* (2014) os quais encontraram maiores concentrações de estresse em configuração de prótese em *cantilever*. E ainda com estudo clínico retrospectivo de implantes em região estética realizado por

Misje *et al.* (2013) onde foi observado maior perda óssea em implantes adjacentes. Sob o ponto de vista estético a reabilitação com dois implantes na posição dos incisivos laterais é a opção de escolha, pois é possível otimizar a arquitetura gengival sem implantes adjacentes, assim como apresenta-se como opção clínica para linhas de sorriso alta associadas a dentes triangulares (Chen *et al.*, 2011).

Podemos observar no atual estudo que a tensão máxima foi exibida nos extensômetros 3 (-1129,047) e 5 (-1129,087), correspondentes a região vestibular dos análogos quando a carga foi aplicada no corpo de prova II (com análogos posicionados da região de incisivos centrais). Esses achados estão de acordo com estudo realizado por Alikhasi *et al.* (2014) e Corrêa *et al.* (2014) no qual observaram magnitude de tensão na região cervical dos análogos quando solicitados por configuração de prótese em *cantilever*.

Quando próteses em *cantilever* são submetidas a carga, esse fenômeno pode ser comparado a um sistema de alavanca classe I, onde o implante mais próximo da extensão representa o fulcro e cria um momento fletor no sistema prótese-implante, este modifica drasticamente a direção e magnitude de forças no pilar. A alavanca é um dos fatores primários causadores das concentrações excessivas de tensões que levam a perda óssea ao redor dos implantes, o que revela a importância do conhecimento da biomecânica da extensão em *cantilever*, do desenho da prótese e porque essa temática ainda está sob investigação na implantodontia (Rangert *et al.*, 1989).

Apesar dos valores de deformações mais altos registrados nesse estudo estarem abaixo dos valores considerados por Frost (1987) como geradores de reabsorção patológica ( $4000\mu\text{S}$ ), alguns fatores devem ser considerados, como padrão oclusal, hábitos parafuncionais, extensão do espaço protético, assim como características do tecido ósseo, pois assim como a deformação plástica resultante do uso a longo prazo, podem maximizar as tensões transmitidas e gerar sobrecargas no sistema. Outro fator a ser considerado é que o autor utilizou exágono externo e no presente estudo foi utilizado conexão cone morse.

Próteses com extensões em *cantilever* apresentam altas taxas de sobrevivência (Zurdo et al., 2009) e pesquisadores a consideram como uma opção de tratamento previsível (Martin et al., 2009; Zurdo et al., 2009; Tarnow et al., 2003; Romanos et al., 2012). Entretanto, os fatores citados no parágrafo anterior devem ser considerados para a indicação do tipo de prótese e para tais situações é sugerido por Mumcu *et al.* (2011) a utilização de implantes com diâmetro e comprimento menores no espaço relativo ao *cantilever*.

Os extensômetros 3, 4, 5 e 6 do corpo de prova I e 1, 2, 7 e 8 do corpo de prova II sofreram deformações mesmo quando não solicitados pelos corpos de prova. Consideramos que essa resposta pode ser fundamentada no fato do carregamento ter transmitido tensão da réplica do implante de apoio através do material do modelo experimental, o que indica que clinicamente também ocorra transmissão de cargas pelo tecido ósseo.

Como há deficiência na literatura de estudos que realizaram ensaios similares quanto ao modelo experimental e quanto ao método para análise, dificultou a comparação direta dos resultados. Assim como também não há entendimento suficiente quanto ao posicionamento de implantes e configuração protética que ofereça comportamento biomecânico superior aliado ao resultado estético. Dessa forma, consideramos a necessidade de futuros estudos para avaliar outros aspectos como outras configurações protéticas e materiais utilizados na sua confecção, dimensões e posicionamentos dos implantes e condições de carregamento.

## 7 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos, conclui-se que:

- Todos os extensômetros exibiram deformações com características de compressão e tração;
- As deformações observadas entre os análogos e ambos corpos de prova foram significativamente diferentes entre si;
- A prótese com configuração de pântico promoveu menores valores de tensão na infraestrutura e nos análogos quando comparada à prótese em *cantilever*;
- Próteses parciais fixas com extensão em *cantilever* apresentaram maiores riscos de falha quando comparados a reabilitações com pânticos;
- O posicionamento dos implantes e desenho protético influenciam na distribuição de tensão e deformação nos componentes do sistema.

## REFERÊNCIAS\*

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark P-I. Review article A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981; 10: 387–416.

Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Brägger U, Pjetursson BE, Lang NP, Salvi GE. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2009; 20(5): 441–51.

Alikhasi M, Siadat H, Geramy A, Hassan-ahangari A. Stress Distribution Around Maxillary Anterior Implants as. *J Oral Implantol.* 2014; 40(1): 37–41.

Al-Sabbagh M. Implants in the esthetic zone. *Dent Clin North Am.* 2006; 50(3): 391–407.

Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg.* 2009; 20(4): 1173–7.

Baggi L, Pastore S, Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a

---

\* De acordo com as normas da UNICAMP/FOP. Baseadas na padronização do International Committee of Medical Journal Editors. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

three-dimensional finite element approach. *J Prosthet Dent.* 2013; 109(1): 9–21.

Buser D, Martin W, Belser UC. Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19: 43-61.

Chang SH, Lin CL, Hsue SS, Lin YS, Huang SR. Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. *Med Eng Phys.* 2012; 34(2): 153–60.

Chen A, Real-Dias MC, Caramês J. Reabilitação implanto-suportada dos 4 incisivos superiores: quantidade, estética e função – fatores de decisão. *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac.* 2011;52:225-34.

Cehreli MC, Akkocaoglu M, Comert A, Tekdemir I, Akca K. Human ex vivo bone tissue strains around natural teeth vs. immediate oralimplants. *Clin Oral Implants Res.* 2005; 16(5): 540-8.

Corrêa CB, Margonar R, Noritomi PY, Vaz LG. Mechanical behavior of dental implants in different positions in the rehabilitation of the anterior maxilla. *J Prosthet Dent.* 2014; 111(4): 301–9.

Délben JA, Goiato MC, Gennari Filho H, Assunção WG, Santos DM. Esthetics in implant-supported prostheses: a literature review. *J Oral Implantol.* 2012; 38(6): 718–22.

Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent.* 2004;91(2):144-50.

Frost HM. Bone “mass” and the “mechanostat”: A proposal. *Anat Rec.* 1987; 219: 1–9.

Geremia T, Naconecy MM, Mezzomo LA, Cervieri A, Shinkai RSA. Effect of cantilever length and inclined implants on axial force and bending moment in implant-supported fixed prostheses. *Rev. odonto ciênc.* 2009; 24(2): 145–50.

Grunder U, Gracis S, Capelli M. Influence of the 3-D bone-to-implant relationship on esthetics. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2005; 25(2):113-9.

Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand.* 1977; 35: 297-303.

Janson VRP. Análise da deformação gerada em infra-estruturas de prótese fixa implantossuportada, através do uso de extensômetros [dissertação]. Bauru: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Bauru; 2002.

Khraisat A, Jebreen SE, Baqain ZH, Eng F. Multicenter Retrospective Study of Cement-Retained Implant-Supported Anterior Partial Prostheses : *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008; 23: 705–8.

Kim KS, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Biomechanical Comparison of Axial and tilted implants for mandibular full-arch Fixed Prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011; 26(5): 976–84.

Kim P, Ivanovski S, Latcham N, Mattheos N. The impact of cantilevers on biological and technical success outcomes of implant-supported fixed partial dentures. A retrospective cohort study. *Clin Oral Implants Res*. 2013: 1–10.

Krennmair G, Seemann R, Weinländer M, Wegscheider W, Piehslinger E. Implant-prosthetic rehabilitation of anterior partial edentulism: a clinical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011; 26(5), 1043–50.

Lekholm U, Sennerby L, Roos J, Becker W. Soft tissue and marginal bone conditions at osseointegrated implants that have exposed threads: a 5-year retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996; 11(5): 599–604.

Mangano C, Piattelli A, Mortellaro C, Mangano F, Perrotti V, Lezzi G. Evaluation of peri-implant bone response in implants retrieved for fracture after more than 20 years of loading. A case series. *J Oral Implantol*. 2013; 21.

Martin W, Lewis E, Nicol A. Local risk factors for implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009; 24 Suppl: 28–38.

Mijiritsky E, Mazor Z, Lorean A, Levin L. Implant diameter and length influence on survival: interim results during the first 2 years of function of implants by a single manufacturer. *Implant Dent.* 2013; 22(4): 394–8.

Misje K, Bjørnland T, Saxegaard E, Jensen JL. Treatment Outcome of Dental Implants in the Esthetic Zone. *Int J Prosthodont.* 2013; 26(4): 365–70.

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

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 Rehabil.* 2010; 37(9): 658-62.

Pesqueira A, Goiato MC, Gennari Filho H, Monteiro DR, Santos DM, Haddad MF, Pellizzer EP. The use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Implantol.* 2012; 40(2): 217-28.

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

Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997; 12(3): 360–70.

Romanos GE, Gupta B, Eckert SE. Distal cantilevers and implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012; 27(5): 1131–6.

Sahin S, Çehreli MC, Yalçin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses — a review. *J Dent*. 2002; 30: 271–82.

Sanchez-Perez A, Moya-Villaescusa M, Jornet-Garcia A, Gomez S. Etiology, risk factors and management of implant fractures. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2010; 15(3): e504–8.

Skalak R. Biomechanical osseointegrated. *J Prosthet Dent*. 1983; 49, 843-8.

Tabrizi R, Pourdanesh F, Zare S, Daneste H, Zeini N. Do angulated implants increase the amount of bone loss around implants in the anterior maxilla? *J Oral Maxillofac Surg*. 2013; 71(2): 272–7.

Tarnow DP, Magner AW, Fletcher P. The effect of the distance from the contact point to the crest of bone on the presence or absence of the interproximal dental papilla. *J Periodontol*. 1992; 63(12): 995-6.

Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol*. 2000; 71(4): 546–9.

Tarnow D, Elian N, Fletcher P, Froum S, Magner A, Cho SC, Salama M, Garber DA. Vertical distance from the crest of bone to the height of the

interproximal papilla between adjacent implants. *J Periodontol.* 2003; 74(12): 1785–8.

Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent.* 1996; 76(2): 158–64.

Teughels W, Merheb J, Quirynen M. Critical horizontal dimensions of interproximal and buccal bone around implants for optimal aesthetic outcomes: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009; 20 (4): 134-45.

Tiozzi R, Lin L, Rodrigues RC, Heo YC, Conrad HJ, Mattos Mda G, Ribeiro RF, Fok AS. Digital image correlation analysis of the load transfer by implant-supported restorations. *J Biomech.* 2011; 44(6): 1008–13.

Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2004; 91(3): 234–40.

Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants in anterior partially edentulous patients. *Int J Prosthodont.* 1993; 6(2): 180–8.

Zurdo J, Romão C, Wennström JL. Survival and complication rates of implant-supported fixed partial dentures with cantilevers: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009; 20 Suppl 4, 59–66.