



**BRUNNA MOREIRA DE FARIAS PEREIRA**

**”Influência da inclinação e tipo de conexão de implante na distribuição de tensão para o conceito “*All - on - Four*” em mandíbula”**

Piracicaba

2013





UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

BRUNNA MOREIRA DE FARIAS PEREIRA

**“INFLUÊNCIA DA INCLINAÇÃO E TIPO DE CONEXÃO DE IMPLANTE NA DISTRIBUIÇÃO DE  
TENSÃO PARA O CONCEITO “ALL - ON - FOUR” EM MANDÍBULA”**

Orientador: Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do título de Doutora em Clínica Odontológica na área de Prótese Dental.

Este exemplar corresponde à versão final da Dissertação defendida pela aluna Brunna Moreira de Farias Pereira, e orientada pela Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

Assinatura do Orientador

---

PIRACICABA  
2013

Ficha catalográfica  
Universidade Estadual de Campinas  
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba  
Josidelma Francisca Costa de Souza - CRB 8/5894

P414i Pereira, Brunna Moreira de Farias, 1986-  
Influência da inclinação e tipo de conexão de implante na distribuição de tensão para o conceito "All - on - Four" em mandíbula / Brunna Moreira de Farias Pereira. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: Mauro Antônio de Arruda Nóbilo.  
Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Implantes dentários. 2. Biomecânica. I. Nóbilo, Mauro Antonio de Arruda, 1965-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

**Título em outro idioma:** Influence of tilt and type of implante connection on the stress distribution for the "All - on - Four" concept in the mandible.

**Palavras-chave em inglês:**

Dental implants  
Biomechanics

**Área de concentração:** Prótese Dental

**Titulação:** Doutora em Clínica Odontológica

**Banca examinadora:**

Mauro Antônio de Arruda Nóbilo [Orientador]  
José Maurício dos Santos Nunes Reis  
Manoel Gomes Tróia Júnior  
Márcio de Moraes  
Guilherme Elias Pessanha Henriques

**Data de defesa:** 19-06-2013

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



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 19 de Junho de 2013, considerou a candidata BRUNNA MOREIRA DE FARIAS PEREIRA aprovada.

Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

Prof. Dr. JOSÉ MAURÍCIO DOS SANTOS NUNES REIS

Prof. Dr. MANOEL GOMES TRÓIA JÚNIOR

Prof. Dr. MÁRCIO DE MORAES

Prof. Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

# **Dedicatória**

## **A Deus,**

Presença constante na minha vida, principalmente nos momentos mais difíceis.

## **Aos meus pais,**

Sylvio Sérgio e Virgínia Eufrásia, meus amores, pelo carinho, amor e dedicação. Por não medirem esforços para minha formação. Por serem exemplos de vida e superação, servindo de inspiração para todas as minhas decisões. Obrigada por estarem presentes e me apoiando, mesmo que não fisicamente, nos momentos mais difíceis, me dando forças para não desistir.

## **À minha irmã,**

Beatriz, minha melhor amiga, obrigada pelos momentos felizes e de descontração, pelos conselhos e amizade sincera.

## **Aos meus avós,**

Bernardino, Maria do Socorro e Maria Dulce, o meu muito obrigado, pelo apoio e generosidade, sem vocês essa conquista não seria possível.

# Agradecimentos especiais

Ao meu orientador, **Prof.Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo**, pela confiança dedicada a mim, ensinamentos, dedicação e por todo o apoio durante esses anos e acima de tudo, obrigada pela amizade, respeito e paciência, características inerentes de pessoas especiais como você.

# Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP, na pessoa de seu Diretor Prof. Dr. Jacks Jorge Junior e Diretor Associado Prof. Dr. Alexandre Augusto Zaia.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte - UFRN, na pessoa da Coordenadora Profa. Dra. Maria do Socorro Costa Feitosa Alves, Instituição que me deu a formação necessária para ingressar na profissão de cirurgiã-dentista e o apoio que me estimulou a seguir para pós-graduação.

À Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia, coordenadora da pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP.

Ao Prof. Dr. Márcio de Moraes, coordenador do programa de pós-graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de odontologia De Piracicaba UNICAMP.

À Conexão Sistemas de Prótese, pelo material cedido para o desenvolvimento deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques, da Área Prótese Fixa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pelos ensinamentos, e bom convívio.

Ao Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela amizade e aprendizado diário.

Ao Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani, da Área de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela amizade e ensinamentos transmitidos durante esses anos.

À Profa. Dra. Roseana de Almeida Freitas, da Área de Patologia Oral da Universidade Federal do Rio Grande do Norte e à Profa Dra. Adriana da Fonte Porto Carreiro da Área de Prótese Total da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, por me incentivarem à realização de pesquisas científicas.

À amiga Maíra Daysê, pelo carinho e amizade durante esses quatro anos e meio, pelas palavras sinceras e acolhedoras seja nos momentos difíceis ou nos mais divertidos, pela companhia de todos os dias literalmente e todos os momentos.

Aos amigos queridos que aqui conheci: Ana Paula Martins, Leonardo Flores Luthi, Cláudia Brilhante, Isabella Marques, Indira Cavalcanti, obrigada por minimizarem a saudade de casa.

À amiga Jéssica Takahashi, pela realização da análise estatística e pela amizade, disponibilidade e carinho que sempre teve comigo.

Aos amigos de Pós-Graduação: Ana Patrícia Fernandes, Gabriela Cassaro, Izabella Patta Pereira, João Paulo dos Santos Fernandes, Lívia Forster, Mariana Agostinho, Juliana Nunez, Mateus Bertolini, João Paulo Neto.

Às amigas, Luana Martins e Letícia Nóbrega, pela amizade, paciência, compreensão e bom convívio.

Às amigas Luciana Jácome e Emanuelle Vieira, pela ótima companhia e bom convívio.

Aos amigos: Ana Luíza Cardoso, Louise Santos, Fernanda Sousa, Thatianny Brito, Cecília Schiefler, Polyxena Gurgel, Lucila Sarmiento, Sofia Mariz, Ana Clara Azevedo, Mércia Cunha, Ana Flávia Alcoforado, Luísa Dantas, Carla Staudinger, Arcelino Farias Neto, Vitor Martins, Vinícius Martins, Nathali Wilde e Vantuir Rodrigues que direta ou indiretamente contribuíram para essa conquista.

Às minhas primas e grandes amigas: Juliana Moreira, Waleska Moreira, Fernanda Petrovich, Lorena Petrovich e Marianna Petrovich, pela amizade, carinho e torcida pelas minhas conquistas.

A toda minha família, pelo apoio em todas minhas decisões.

Às secretárias do Departamento de Prótese e Periodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP.

A todos que indiretamente me apoiaram e contribuíram para a realização deste trabalho.

## Resumo

O objetivo neste trabalho foi avaliar, por meio da análise fotoelástica, a influência da angulação dos implantes distais e o tipo de conexão protética na técnica *All-on-four*. Quatro grupos foram formados e submetidos a cinco repetições cada: HE Paralelo - protocolo inferior com quatro implantes de conexão Hexágono Externo dispostos paralelos entre si; CM Paralelo - protocolo inferior com quatro implantes de conexão Cone Morse dispostos paralelos entre si; HE Inclinado - protocolo inferior com quatro implantes de conexão Hexágono Externo sendo os implantes distais com inclinação de 30° para distal; CM Inclinado - protocolo inferior com quatro implantes de conexão Cone Morse sendo os implantes distais com inclinação de 30° para distal. Foram confeccionadas para cada grupo infraestruturas metálicas de Ti6Al4V soldadas a Laser. A partir da moldagem de transferência de uma matriz de aço inoxidável, foram obtidos quatro modelos fotoelásticos com resina flexível (Polipox GIV – Indústria e Comércio Ltda. – SP), onde foram incorporados implantes de 4,0x11,5 mm (retos) ou 4,0x13,0 mm (inclinados distais) tipo hexágono externo (Easy Grip, Conexão Sistemas de Prótese, SP, Brasil) e Cone Morse Indexado (AR Torq, Conexão Sistema de Prótese, SP). As tensões geradas a partir do aperto dos parafusos e da aplicação da carga de 0,55 kgf aplicada nos *cantilevers* bilateralmente e foram analisadas no polariscópio circular (PTH-A-01) e registradas por máquina fotográfica (Cyber-Shot DCR-SX-40-Sony). Os resultados obtidos foram tabulados e submetidos a análise de variância para dados com 2 fatores de estudo (Anova 2-way) seguida do teste de Tukey para comparação entre as médias ( $\alpha = 0,05$ ) (SAS versão 9.1 – The SAS Institute, Cary, NC, EUA). Os resultados mostraram que houve diferença estatística quanto a região avaliada em cada grupo, exceto para o grupo CM inclinado. Não foi observado diferença estatística entre os grupos HE Paralelo e HE inclinado e entre HE paralelo e CM paralelo. Os grupos HE Inclinado e CM Inclinado apresentaram diferença estatística ao serem comparados, bem como, os grupos CM Paralelo e CM Inclinado. Os grupos com conexão tipo Cone Morse

apresentaram melhores padrões de distribuição de tensão e a inclinação dos implantes não afetou a indução de tensão nos mesmos.

**Palavras-chaves:** Implantes, Biomecânica, Implantes inclinados, Conexão dos implantes

# Abstract

The purpose of this study was to assess, through the photoelastic analysis, the influence to the angulation of the distal implants and prosthetic connection type on All-on-four technique. Four groups were formed and submitted to five repetitions each: HE Parallel – Low jaw protocol with four implants External Hexagon connection arranged parallel to each other; CM Parallel – Low jaw protocol with four implants Morse taper connection arranged parallel to each other; HE Tilted – Low jaw protocol with four implants External Hexagon connection with distal implants 30° tilted distally; CM Tilted – Low jaw Protocol with four implants Morse taper connection with distal implants 30° tilted to distally. Were made for each group metal infrastructures of Ti6Al4V Laser welded. From the transfer molding of a Stainless steel array, were obtained four photoelastic models with flexible resin (Polipox GIV - Indústria e Comércio Ltda. - SP), which incorporated implants 4,0 x11, 5 mm (straight) or 4,0 x13, 0 mm (tilted) External Hexagonal (Easy Grip, Conexão Sistemas de Prótese, SP, Brasil) and Morse taper (AR Torq, Conexão Sistema de Prótese, SP). Tensions generated from the tightening of the screws and the load of 0.55 kgf applied bilaterally and on cantilevers were analyzed in a circular polariscope (PTH-A-01) and recorded by camera (Cyber-Shot DCR-SX-40-Sony). The results were tabulated and submitted to analysis of variance for data with two factors study (2-way Anova 2) followed by Tukey's test to compare the mean ( $\alpha = 0,05$ ) (SAS versão 9.1 – The SAS Institute, Cary, NC, EUA). The results showed no statistical difference on the region evaluated in each group, except for group CM tilted. There was no statistical difference between the groups HE Parallel and HE tilted and between HE parallel and CM parallel. Groups HE Tilted and CM Tilted showed statistical difference when comparing, as well as the groups CM Tilted and CM Parallel. Groups with Morse taper connection type showed better distribution patterns of tension and tilted implants did not affect the induction of tension.

Keywords: Dental Implants, Biomechanics

# Sumário

<b>1. Introdução.....</b>	<b>1</b>
<b>2. Revisão de Literatura.....</b>	<b>6</b>
<b>3. Proposição.....</b>	<b>25</b>
<b>4. Material e Métodos.....</b>	<b>26</b>
<b>5. Resultados.....</b>	<b>44</b>
<b>6. Discussão.....</b>	<b>48</b>
<b>7. Conclusão.....</b>	<b>53</b>
<b>Referências.....</b>	<b>54</b>

# 1.Introdução

A ausência total de dentes acarreta problemas funcionais e estéticos aos pacientes, visto que ocorre o rompimento do equilíbrio do sistema estomatognático, instituindo uma condição cumulativa de processos degenerativos que podem agravar o estado de saúde geral e bucal (Pereira, 2011).

A reposição dos elementos dentários ausentes é conseguida por meio de próteses que proporcionam a reconstrução da função e estética do paciente. Entretanto, pacientes totalmente edêntulos com acentuada reabsorção óssea do rebordo residual, frequentemente apresentam insatisfação com relação à retenção e estabilidade de suas próteses, principalmente ao se alimentarem (Dinato, Wulff & Biachini, 2001). A fim de solucionar esses problemas, recomenda-se o tratamento com implantes osseointegrados, que desde o surgimento e aplicação dos princípios de osseointegração na Odontologia, viabilizam novos horizontes para reabilitação bucal de pacientes edêntulos (Skalak, 1983).

De acordo com o protocolo clássico descrito por Bränemark em 1977 para mandíbulas totalmente edêntulas, dois estágios cirúrgicos são necessários. No primeiro, os implantes são colocados na região anterior de mandíbula entre os forâmes mentonianos, variando de 4 a 6 implantes com diâmetro de 3,75 mm. Após o período de reparo ósseo, de 4 a 6 meses, pode ser realizada a instalação da prótese total fixa com estrutura metálica, *cantilever* de 15 a 20 mm de comprimento, suportando os dentes de estoque (Bränemark, 1983).

A reabilitação com implantes osseointegrados já é realidade atualmente, entretanto, ainda é grande a demanda de pacientes edêntulos na busca de procedimentos reabilitadores que proporcionem maior eficiência, funcionalidade, menor agravante psicológico e diminuição dos custos. Dessa forma, estudos que visam otimizar e simplificar o protocolo original de Bränemark apresentam

alternativas viáveis para popularização da implantodontia na reabilitação de pacientes edêntulos. Estudos clínicos, sugerem que os implantes utilizados para substituir os dentes naturais podem ser reduzidos em número e ainda fornecer função confiável durante décadas (Sadowsky & Caputo, 2004; Vasconcelos *et al.*, 2005).

Em pacientes totalmente edêntulos a perda óssea é compensada pela colocação da prótese. Para mandíbula, uma solução alternativa para reconstrução protética com implantes osseointegrados, já que o número de implantes passou de 6 para 5 e posteriormente para 4, é a estratégia do conceito *All-on-four*. Esse tipo de planejamento requer posicionamento específico dos implantes para maximizar a vantagem biomecânica da distribuição das forças (Malò *et al.*, 2005)

Para utilizar o conceito *All-on-four* na mandíbula, os implantes distais devem apresentar uma inclinação entre 30° e 45° para distal, o que permite a utilização de implantes mais longos, favorecendo a estabilidade primária dos implantes sem interferir em estruturas nobres como o forame mental e o nervo alveolar inferior. Além disso, apresentam como vantagem, favorecer uma melhor distribuição dos implantes em casos desfavoráveis e aumenta a extensão e resistência da prótese.

Embora o tratamento com implantes osseointegrados tenha sucesso, falhas podem acontecer devido a infecção do tecido periimplantar e cargas excessivas sobre as próteses implantossuportadas e conseqüentemente sobre os implantes, podem não apenas causar falhas mecânicas, bem como, provocar falha da osseointegração (Lindquist, Rockler & Carlsson, 1988; Rangert, Jemt & Journeus, 1999; De Boer, 1993; Torres, Mattos & Ribeiro, 2006; Assunção *et al.*, 2009).

As reabilitações protéticas são constantemente submetidas a cargas oclusais provocadas pelos movimentos mastigatórios, os quais originam forças axiais e oblíquas (Gerg *et al.*, 2001; Takahashi, 2011). Considerando que ocorra

transferência de carga excessiva ao implante e deste ao osso, pode ultrapassar o limite fisiológico do osso adjacente e levar a ineficácia do tratamento.

As tensões induzidas pelas cargas oclusais são relacionadas as propriedades mecânicas das estruturas envolvidas, do posicionamento dos implantes e do tipo de conexão protética que podem influenciar a distribuição de tensões no osso adjacente.

Pacientes submetidos à reabilitação protética, utilizando o conceito *All-on-four* apresentam os implantes distais mais longos e em posição inclinada, como descrito anteriormente. Devido a inclinação dos implantes, faz-se necessário o uso de componentes protéticos angulados para correção do posicionamento no sentido vestibulo-lingual e mesio-distal, fornecendo condições adequadas para confecção e inserção da prótese (Takahashi, 2011).

Porém, a utilização de componentes angulados pode gerar aumento da incidência de cargas oblíquas sobre os implantes e tecido ósseo de suporte (Lin *et al.*, 2008), que pode ser afetado de diferentes maneiras e apresentar diferentes padrões de distribuição de tensão (Holmes & Loftus, 1997).

A carga mastigatória sobre a reabilitação causa fletores nos implantes de suporte. Quanto estes encontram-se em posição inclinada a intensidade dos momentos fletores aumenta (Kao *et al.*, 2008), aumentando a tensão nos tecidos de suporte.

Para avaliar as tensões causadas pelas cargas excessivas sobre os implantes e estruturas de suporte alguns métodos de análise foram introduzidos na Odontologia, por meio da Bioengenharia, como, por exemplo, a avaliação de tensões através dos medidores elétricos, conhecido como extensômetros, análise por elemento finito e o método de análise fotoelástica (Freitas *et al.*, 2007; Assunção *et al.*, 2009).

A técnica da extensometria por sua vez é uma maneira eficiente de quantificar tensões (Abduo *et al.*, 2010). A análise extensométrica é realizada por meio da utilização de resistores elétricos, extensômetros (*strain gauges*), associados a equipamentos analisadores que fornecem informações de carregamento estático ou dinâmico, podendo ser utilizada *in vivo* ou *in vitro* (Akca *et al.*, 2002; Assunção *et al.*, 2009). Por meio da extensometria, podem-se obter informações quantitativas a respeito da situação avaliada. Entretanto, os *strain gauges* aferem deformações em apenas uma direção (Clelland *et al.*, 1993), não se sabendo ao certo a influência do tamanho do extensômetro nos resultados apresentados pelo teste (Tanino *et al.*, 2007), desta maneira a detecção de tensões poderá ser aleatória e altamente dependente do local onde o extensômetro é fixado (Sahin *et al.*, 2002; Karl *et al.*, 2004).

Com o método dos elementos finitos, é possível avaliar a dinâmica das tensões por meio da simulação de um modelo numérico, desenvolvido com auxílio de computador, que permite a visualização da distribuição das tensões e seus valores em todas as superfícies e estruturas do modelo virtual, sendo amplamente aplicada em estudos na área de Odontologia (Tanino *et al.*, 2007). As simulações por meio do método dos elementos finitos permitem prever a distribuição de tensão na região de contato do implante com a cortical óssea e em torno do ápice no osso trabecular (Sutpideler *et al.*, 2004), além de permitir prever problemas na conexão prótese-implante e falhas no parafuso de retenção e demais componentes protéticos (Kano *et al.*, 2006). Entretanto, para a confecção de modelos de elementos finitos, algumas pressuposições devem ser realizadas e podem influenciar os resultados obtidos após a análise. Algumas destas pressuposições são referentes ao detalhamento da geometria óssea e do implante, a serem modeladas, às propriedades dos materiais, condições de contorno (Korioth & Versluis, 1997) e interface entre osso e implante (Van Oosterwyck *et al.*, 1998).

Já a análise fotoelástica é de fácil realização e baseia-se no princípio de transformação de tensão mecânica interna, produzida em estruturas geométricas complexas, em padrões de luz visíveis que indicam a localização e a magnitude das tensões. É possível observar o padrão de distribuição de tensão em um material com propriedades fotoelásticas, que simula os tecidos de suporte. O padrão de distribuição das tensões no material fotoelástico é determinado pela presença e concentração de franjas isocromáticas na região ao redor dos implantes, que são formadas em função do fluxo de tensões na região avaliada (Cehreli *et al.*, 2004). O número de franjas indica a magnitude da tensão e a proximidade entre elas indica sua concentração na região.

Portanto, julga-se interessante avaliar, por meio de análise fotoelástica a magnitude das tensões exercidas sobre os implantes distais em reabilitações do tipo *All-on-4* em mandíbula, e verificar a influência da carga oclusal e de diferentes implantes e conexões protéticas.

## 2. Revisão de Literatura

### 2.1. Implantodontia: Biomecânica e o conceito *All-on four*

Chamay & Tschantz, em 1972, realizaram um estudo com o objetivo de observar a relação entre a distribuição de tensões e a quantidade de hipertrofia do tecido ósseo adjacente. Observaram que quando o tecido ósseo é submetido a uma carga, ocorre uma deformação fisiológica elástica. Porém, o osso pode ser sobrecarregado ocasionando uma deformação plástica que produz lesões internas e sem fraturas.

Skalak, em 1983, observou a distribuição macroscópica de tensão e transferência de carga nas adjacências da interface osso/implante, a fim de averiguar aspectos que podem transferir tensão do implante para o osso circunjacente. O autor concluiu que quando a peça protética é submetida a forças de torção e tração ou quando apresenta ausência de passividade sobre os implantes, influencia na direção e intensidade de tensão à interface da osseointegração.

Lindquist, Rocler & Carlsson, em 1988, realizaram um estudo com 46 pacientes tratados com implantes osseointegrados, segundo o protocolo de Branemark, e foram observados durante 6 anos com o intuito de avaliar a perda óssea ao redor dos implantes, reabilitados com próteses totais fixas, através de tomadas radiográficas periapicais. Os pesquisadores observaram pequena perda óssea, aproximadamente 0,5mm, durante o primeiro ano e de 0,06mm a 0,08mm anualmente. Os autores concluíram que higiene oral deficiente e parafunções como apertamento influenciaram diretamente na perda óssea. Além disso, constataram que a maior quantidade de perda óssea foi ao redor dos implantes mediais, do que nos mais posteriores.

De Boer, em 1993, afirmou que, reabilitações sobre implantes para paciente edentulos devem ser bem planejadas, sejam elas fixas ou removíveis, a fim de, alcançar o sucesso do tratamento. O autor ainda destaca que a extensão em *cantilever*, das próteses fixas, não deve ser maior que duas vezes a distância entre os implantes que o antecedem, preservando assim, o bom comportamento biomecânico da reabilitação.

Branemark *et al.*, em 1995, realizaram um estudo retrospectivo que avaliou, pelo período de 10 anos, pacientes reabilitados com próteses fixas implantossuportadas em mandíbula com quatro e seis implantes. Os autores observaram que tanto com quatro e seis implantes tiveram a mesma sobrevida e relataram que a colocação de muitos implantes, proposta por alguns profissionais, deveria ser questionada.

Dinato *et al.*, em 2001, afirmam que ao parafusar a prótese pode estar mascarando a falta de adaptação da prótese implantossuportada, porque durante o aperto do parafuso pode fechar o espaço de desadaptação entre a prótese e o pilar protético, gerando tensão nos implantes, o que pode causar fratura do parafuso ou mesmo perda óssea ao redor dos implantes. Os autores ainda relatam que quanto maior o número de implantes, mais comprometida estará a passividade da peça. Os autores consideram que as próteses parafusadas apresentam vantagens quanto a remoção da peça do que as próteses cimentadas, porém, peças cimentadas toleram melhor os desajustes e estes podem ser corrigidos pela espessura da linha de cimento.

Duyck *et al.*, em 2001 conduziram uma pesquisa com próteses desadaptadas para analisar o mecanismo das forças sobre a osseointegração. As desadaptações protéticas provocariam tensão ao redor dos implantes devido a forças estáticas e a soma desses valores às cargas oclusais resultaria no aumento da concentração de tensão na região marginal à fixação. Foram aplicadas cargas dinâmicas e estáticas sobre implantes do tipo Brånemark de 10 mm, inseridos

bicorticalmente em tíbia de coelhos. Em cada animal foram instalados três implantes, onde um implante foi submetido a carregamento estático de 29,4 Ncm aplicado com uma distância de 1,5mm do topo do implante, resultando em momento flexor de 4,4 Ncm; outro implante foi submetido a carga dinâmica de 14,7 Ncm aplicada a 50mm da superfície do implante, resultando em um momento flexor de 73,5 Ncm, com 2.520 ciclos no total, em uma frequência de 1Hz; como controle foi utilizado um implante sem carga. O carregamento foi realizado por 14 dias. Foram realizadas em cortes histológicos e observadas imagens histológicas similares ao osso submetido à carga estática e o grupo controle, lamelas ósseas corticais densas foram encontradas circundantes a região marginal e apical dos implantes, sem sinais de perda óssea. Nos implantes submetidos a cargas dinâmicas foram observados defeitos ósseos em forma de cratera evidenciando a reabsorção óssea ao redor da área marginal. Apesar desses defeitos, pequena quantidade de tecido ósseo encontrava-se em contato com a superfície do implante na região marginal. Assim, não foi observada uma menor área de contato significativa entre osso/implante ao redor das fixações ao comparar os grupos controle e o de carga estática com o grupo de carga dinâmica. Porém, quando comparada a quantidade de osso na zona periimplantar, os implantes sob carregamento dinâmico apresentaram volume ósseo significativamente menor. Os autores concluíram que cargas dinâmicas excessivas causaram defeitos em forma de cratera laterais aos implantes osseointegrados.

Joly & Lima, em 2001, compararam sistemas de implantes de um e dois estágios através de relato de casos clínicos. Os pacientes foram submetidos a exame clínico, radiográfico e os modelos de estudo foram utilizados para os planejamentos cirúrgico e protético. O acompanhamento dos pacientes mostrou que o sistema de um estágio pode ser uma alternativa viável de tratamento por reduzir o período para finalização protética e minimizar o risco de contaminação bacteriana dos tecidos periimplantares.

Sahin, Çehreli e Yalcin, em 2002, avaliaram a influência de forças funcionais na biomecânica de próteses implantossuportadas. Foi realizado um levantamento bibliográfico incluindo tópicos como o efeito da carga imediata e tardia, influência da qualidade óssea, tipo de prótese e material, número de implantes, tipo de análise do comportamento dos implantes. Ao final, os autores concluíram que o resultado do tratamento pode ser melhor quando os implantes são instalados em osso denso, a escolha do local de instalação dos implantes pode diminuir o efeito do momento de flexão.

Ekelund *et al.*, em 2003, observaram clínica e radiograficamente a performance de próteses fixas mandibulares suportadas por implantes osseointegrados por mais de 20 anos. Os autores observaram que o tratamento continua bem sucedido após os 20 anos. Durante os últimos 5 anos, a maioria dos implantes apresentavam alguma exposição, mas poderiam ser mantidos sem maiores complicações e que o surgimento de periimplantite foi menor de 3%.

Maló *et al.*, em 2006, realizaram um estudo retrospectivo para avaliar a performance clínica de um novo desenho de implante nas reabilitações de mandíbulas totalmente edêntulas em combinação com carga imediata utilizando o conceito *All-on-four*. Os autores concluíram e afirmaram indicação da reabilitação de mandíbulas edêntulas utilizando carga imediata e que níveis favoráveis de osso marginal podem ser mantidos.

Torres *et al.*, em 2007, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a adaptação passiva e desajuste de infraestruturas metálicas sobre 5 implantes. Foram utilizadas 3 ligas metálicas diferentes: Ti comercialmente puro, ligas à base de NiCr (NiCrTi) e CoCr. Os materiais foram fundidos em monobloco e posteriormente analisados. Os autores verificaram que as infraestruturas em monobloco apresentaram desajuste independente do tipo de liga utilizada. Os autores recomendam, portanto, o uso de técnicas como seccionamento e soldagem convencional, soldagem a laser e outros métodos, a fim de obter o assentamento passivo da peça e diminuição do desajuste.

Bonnet, Postaire & Lipinski, em 2009, propuseram avaliar o comportamento biomecânico do conceito *All-on-four* através de elementos finitos utilizando propriedades ósseas isotrópicas e anisotrópicas. Os autores relataram que o desenho das próteses não ajudou, já que a porção metálica suportaria as cargas. Também observaram que a angulação dos implantes induziram maiores tensões na interface osso/implante.

Abduo *et al.*, em 2010, compararam testes laboratoriais e clínicos para o estudo do assentamento de próteses sobre implantes. Foi realizado um levantamento bibliográfico no que diz respeito ao efeito do desajuste. Após analisá-los os autores concluíram que ao desenvolver um estudo é necessário combinar métodos que verifique o desajuste, que consigam quantificar o efeito do desajuste e ainda, determinar qual o nível de desajuste aceitável.

Agliardi *et al.*, em 2010, avaliaram no período de 5 anos pacientes reabilitados com próteses totais fixas com carga imediata pela combinação de dois implantes distais angulados e dois implantes anteriores paralelos, tanto em maxila como em mandíbula. Após 1 ano em função, a sobrevida dos implantes na maxila foi de 98,36% e na mandíbula de 99,73%. Após análise dos resultados foi concluído que a técnica de posicionamento dos implantes adotada nesse estudo é uma opção viável para reabilitação com carga imediata tanto para mandíbula quanto para maxila.

Malhorta *et al.*, em 2012, realizaram um estudo para avaliar se a inclinação do implante distal em 30° e 40° com diferentes extensões de *cantilever*, 4 mm e 12 mm, poderiam afetar a distribuição e valor de tensão em reabilitações utilizando o conceito *All-on-four* através da análise de elementos finitos. Após obtenção dos resultados, os autores concluíram que o aumento da angulação dos implantes não aumenta a tensão sobre os mesmos e ainda observaram que a arquitetura da mandíbula desempenha o papel principal no planejamento do tratamento para pacientes totalmente edêntulos.

Maló *et al.*, em 2013, observaram no período de 10 anos a sobrevida de implantes colocados em mandíbula de acordo com o conceito *All-on-four*. Foram incluídos nesse estudo 245 pacientes e apenas 21 implantes em 13 pacientes falharam, observando uma sobrevida das próteses de 99,2%. Portanto, os autores concluíram que o conceito *All-on-four* utilizando carga imediata em mandíbula totalmente edêntula é viável a longo prazo.

## **2.2. Implantes angulados**

Clelland *et al.*, em 1993, realizaram um estudo que avaliou pilares com diferentes angulações, 0°, 15° e 20° através de análise fotoelástica e extensiométrica. Os autores observaram que a tensão é maior quando aumenta a angulação dos pilares, entretanto, a disposição das tensões nos modelos foi similar para todas as angulações avaliadas e as maiores tensões se concentravam próximas as junções pilar/implante.

Celletti *et al.*, em 1995, colocaram 19 implantes com variadas inclinações na mandíbula de macacos. Após 1 ano foi observada completa osseointegração e não foi observado efeito adverso em torno do osso tanto para os implantes paralelos quanto para os angulados.

Krekmanov *et al.*, em 2000, realizaram um estudo posicionando implantes na região posterior da maxila a fim de estender o suporte da prótese. Estes foram reabilitados tanto em mandíbula quanto em maxila com implantes posteriores angulados e foram acompanhados por 40 meses. Ao final, foi observado resultados satisfatórios com relação a osseointegração e extensão do suporte da prótese, mostrando que esse tipo de tratamento pode ser recomendado. Os

autores também recomendaram a colocação de implantes mais longos para obter melhor ancoragem óssea.

Aparício, Perales & Rangert, em 2001, estudaram a combinação de implantes angulados e paralelos utilizados em pacientes com severa reabsorção da região posterior da maxila. Foram reabilitados 29 pacientes utilizando 101 implantes do sistema Brånemark, sendo 59 instalados em posição paralela entre si e 42 angulados. Foram acompanhados por 37 meses. Os resultados mostraram sucesso de 95,2% para implantes angulados e 91,3% para os implantes paralelos, o que levou a conclusão que a indicação dos implantes angulados é uma alternativa eficaz e segura para maxilas com reabsorção óssea severa.

Fortin, Sullivan & Rangert, em 2002, desenvolveram um protocolo cirúrgico e protético para o tratamento com implantes em maxilas totalmente edêntulas, a fim de melhorar o suporte labial e a fonética em combinação com a boa ancoragem dos implantes. O protocolo sugerido indica a instalação da ponte de Marius, que é uma prótese total com dupla estrutura metálica que é removida pelo próprio paciente para higienizar. Os pacientes foram acompanhados por 5 anos. Os autores observaram resultado satisfatório ao utilizar a ponte de Marius e essa técnica permite a colocação de implantes mais longos e angulados para melhorar a ancoragem e suporte das próteses.

Calandriello & Tomatis, em 2005, realizaram um estudo com o objetivo de simplificar o conceito de tratamento para reabilitação de maxila atrófica utilizando implantes angulados submetidos a carga imediata. Os pacientes do estudo foram avaliados com relação a estabilidade e reabsorção do osso marginal. Os resultados do estudo mostraram que o uso de implantes angulados pode ser viável para reabilitação de maxila atrofiada.

Zampelis, Rangert & Heijl, em 2006, realizaram um estudo para avaliar se a angulação de implantes unidos afeta a distribuição de tensão no osso próximo a região cervical dos implantes e para investigar se implantes distais angulados são

biomecanicamente superiores ao uso de *cantilevers* distais através de análise de elementos finitos. Após análise dos resultados, os autores concluíram que a angulação dos implantes unidos por restaurações fixas não aumenta a tensão no osso quando comparados aos implantes paralelos. Além disso, os resultados mostraram a vantagem dos implantes angulados à presença do *cantilever* distal.

Koutozis & Wennström, em 2007, realizaram um estudo retrospectivo para analisar a influência da angulação dos implantes na perda óssea marginal em próteses implantossuportadas após 5 anos em função. Os autores observaram que a perda óssea para os implantes paralelo foi de 0,4 mm e para os implantes angulados foi de 0,5 mm e concluíram que os implantes angulados não afetam a perda do osso periimplantar.

Francetti *et al.*, em 2008, através de um estudo prospectivo, compararam os resultados do tratamento com próteses totais fixas suportadas por implantes paralelos e angulados. Não foi observada diferença significativa na perda óssea marginal ao comparar implantes angulados e paralelo após 1 ano de avaliação. Portanto, os autores consideram viável o uso de implantes angulados para reabilitações em mandíbula.

Takahashi, em 2011, avaliou por meio de análise tridimensional de elementos finitos a magnitude e a distribuição de tensão de próteses implantossuportadas observando a superfície das roscas dos implantes, o tipo de carga, o tipo de conexão e a inclinação dos implantes. Os resultados deste estudo mostraram que cargas oblíquas aumentam a tensão nas estruturas ósseas, o tipo de conexão do implante pode interferir na tensão transmitida ao osso e a inclinação dos implantes não aumenta a tensão no osso suporte.

Agnini *et al.*, em 2012, propuseram avaliar clinicamente próteses totais fixas suportadas por implantes paralelos e angulados. No período de 2006 a 2010, 30 pacientes foram reabilitados e acompanhados após 6 meses, 12 meses, 24 meses e em seguida anualmente até completar 5 anos, para avaliar radiograficamente

mudanças no nível do osso periimplantar. Após as avaliações, os autores concluíram que tanto implantes angulados quanto implantes paralelos podem ser utilizados com sucesso para reabilitar pacientes totalmente edêntulos.

Ata-Ali *et al.*, em 2012, compararam pacientes tratados com implantes paralelos e angulados, analisando o sucesso do tratamento e a perda óssea marginal. Os autores realizaram uma metaanálise, na qual foram selecionadas publicações no período de 11 anos, 1999-2010. Após análise dos estudos, os autores concluíram que não existiam evidências de diferença no sucesso do tratamento entre implantes angulados e paralelos, tanto em estudos prospectivos quanto retrospectivos. Observaram também, que a perda óssea marginal com implantes angulados e paralelos foi similar.

### **2.3. Tipos de Conexão**

Van Oosterwyck *et al.*, em 1998, relataram que apesar da análise de elementos finitos ser eficaz para observar as tensões e distribuição das forças ao redor dos implantes, tentar transferir essa análise para clínica, utilizando o método *in vivo* obtendo informações mais próximas da situação clínica real ainda é um desafio.

Merz, Hunembart & Belser, em 2000, compararam dois tipos de conexão, cone morse e conexão externa, através de análise de elementos finitos em iguais condições. A comparação entre os tipos de conexão resultou em superioridade da conexão cônica e ainda ajudou a explicar a significativa melhora em longo prazo na aplicação clínica.

Çehreli *et al.*, em 2004, compararam a magnitude de tensões no osso em conexões de implantes externa e cônica por meio de análise fotoelástica e extensiometria. Foram aplicados nos pilares dos implantes forças verticais e oblíquas com angulação de 20°. Após análise dos resultados foi observado que a característica da distribuição das tensões para ambas as conexões foi similar e o tipo de conexão não é fator decisivo para afetar a magnitude da tensão no osso simulado.

Maeda, Satoh & Sago, em 2006, avaliaram a diferença na distribuição de tensão entre implantes de conexão hexágono externo e hexágono interno utilizando modelos *in vitro* submetidos a análise de extensiometria e a carga oclusal de 30 N. Ambos os tipos de conexão apresentaram o mesmo padrão de distribuição de tensão. Sob atuação de carga oblíqua, a conexão hexágono externo apresentou maiores tensões na região cervical enquanto que a conexão hexágono interno apresentou maiores tensões no ápice dos implantes. Portanto, os autores concluíram que a conexão tipo hexágono interno apresentou melhor distribuição de tensão.

Lin, Wang & Chang, em 2008, investigaram a interação biomecânica em próteses parciais fixas suportadas por implantes e dentes naturais por meio de análise de elementos finitos. Os autores relatam que a forma como a carga é aplicada é o principal fator que afeta a distribuição de tensão em diferentes componentes, osso, próteses e implante.

Freitas *et al.*, em 2009, realizaram um estudo comparativo das propriedades mecânicas, biológicas e estéticas dos sistemas de implantes com conexão tipo hexágono externo e cone morse, por meio de uma revisão da literatura. Os autores relataram que os dois tipos de conexões apresentam vantagens. A conexão cone morse apresenta maior resistência mecânica, redução do *gap* diminuindo assim a invasão bacteriana na interface implante/pilar. A conexão tipo

hexágono externo apresenta maiores soluções protéticas, menor custo e maior domínio da técnica pelos profissionais.

Asvanud & Mosgano, em 2011, compararam as características da transmissão de tensão em próteses totais fixas implantossuportadas por 4 implantes com conexão interna e externa e aplicação de carga em três diferentes posições. A carga foi aplicada em todos os pilares simultaneamente, em seguida em apenas dois pilares e por último nos *cantilevers* e analisados por meio de fotoelasticidade. Os autores concluíram que os implantes de conexão interna produzia menores tensões ao comparar com os implantes de conexão externa. Além disso os autores ressaltam que o principal fator para a distribuição da tensão é o tipo de carga aplicada.

Pita *et al.*, em 2011, descreveram criticamente os diferentes tipo de conexão dos implantes através de conceitos biomecânicos, uso clínico e suas vantagens e desvantagens. Os autores relataram que todos os tipos de conexão apresentam altos índices de sucesso, entretanto, os autores ainda recomendam a realização do planejamento reverso para tentar reduzir a sobrecarga nos implantes.

Yamanishi *et al.*, em 2012, analisaram a influência do desenho da plataforma do implante e o tipo de conexão na distribuição de tensão no osso periimplantar através da análise de elementos finitos. Os autores relataram que os implantes de conexão cônica podem efetivamente controlar a sobrecarga oclusal no osso e durante os micromovimentos dos pilares.

## **2.4. Método experimental: Fotoelasticidade, Elementos Finitos e Extensiometria**

Em 1949, Nooman introduziu o método da análise fotoelástica na Odontologia restauradora através da realização de um estudo, onde executava a aplicação de forças sobre restaurações de amálgama realizadas em diferentes preparos cavitários feitos em blocos de resina fotoelástica sob luz polarizada, a fim de determinar a forma de preparo que gerava menor quantidade de tensões e verificou que as amostras que possuíam preparos com ângulos arredondados induziam menores tensões no material.

Mahler & Peyton, em 1955, descreveram a fotoelasticidade como sendo um método experimental utilizado para avaliar tensões e pode ser aplicada em pesquisas odontológicas devido as diferentes formas dentais e distribuição de tensões.

Campos Jr. *et al.*, em 1986, relataram que a fotoelasticidade é um método baseado na produção de faixas coloridas sob luz polarizada no interior de materiais transparentes submetidos a forças externas. Os autores ainda realizaram um levantamento bibliográfico e observaram que foi em 1816 que David Brewster observava faixas coloridas em um vidro que estava sob tensão. Todavia, apenas no século XX, esse fenômeno foi utilizado como método de pesquisa para situações que exigiam o conhecimento do espectro na distribuição de forças.

Caputo, em 1993, afirma que a fotoelasticidade é vantajosa nas pesquisas odontológicas por possibilitar a visualização das tensões em estruturas complexas com as estruturas bucais e a observação de todo o modelo, facilitando a localização e a quantidade de tensão concentrada em cada ponto.

Holmes & Loftus, em 1997, examinaram a interferência da qualidade óssea na transmissão de forças aos implantes através de análise de elementos finitos e concluíram que o implante inserido em osso de maior dureza e densidade resultará em menores micromovimentos e reduz a concentração de estresse.

Vaz, Cury & Mariolani, em 1999, realizaram um estudo com o objetivo de verificar a distribuição dos esforços mastigatórios em mandíbulas sob próteses do tipo sobredentaduras e prótese total. Para realização desse trabalho foram confeccionadas três mandíbulas em material fotoelástico, obtidos pela moldagem de uma mandíbula humana desdentada. Variou-se a disposição dos pilares radiculares nas réplicas, dividindo-os em 3 grupos: grupo I, a mandíbula sem raízes de suporte; grupo II, raízes dispostas bilateralmente na arcada na posição dos caninos; grupo III, raízes de um canino e um molar dispostos na mesma arcada. Sobre estes, foram confeccionadas próteses totais convencionais e sobredentaduras. Sobre cada grupo foi aplicado uma carga de 20 N, simulando a carga mastigatória. Após o congelamento das tensões, as réplicas foram cortadas em sua linha mediana e analisadas no polariscópio de transmissão. Após a análise foi verificado que os três modelos fotoelásticos testados apresentavam diferentes distribuições de tensões. A mandíbula do grupo I apresentou tensão na região do rebordo. A mandíbula do grupo II apresentou a melhor disposição das tensões quando comparadas aos outros grupos e o grupo III apresentou maior concentração de tensão tanto nos ápices radiculares como na região intermediária desdentada.

Sodowsky & Caputo, em 2000, realizaram um estudo com a finalidade de avaliar através do método da fotoelasticidade o comportamento de quatro implantes retendo uma prótese tipo overdenture. O modelo fotoelástico foi fabricado a partir do modelo de mandíbula humana edêntula, quatro implantes 3,75mmx10mm foram instalados no modelo da região da sínfise. Diferentes tipos de infraestruturas para overdenture foram avaliadas: com *cantilever*, sem *cantilever* e implantes individualizados. Durante o carregamento, o lado direito e

esquerdo produziram o mesmo padrão de franjas. Com o carregamento na região anterior, o modelo com *cantilever*, apresentou maior tensão no implantes mais distantes, independente dos desenhos das barras.

Gross & Nisson, em 2001, compararam o processo de remodelação óssea maxilar, após reabilitação com implantes osseointegrados, com fatores como sobrecarga biomecânica e inadequado volume e densidade do osso suporte, através da análise fotoelástica qualitativa. Foi construído um modelo fotoelástico bidimensional baseado em uma tomografia computadorizada seccionada no plano frontal ao nível dos primeiros molares. Dois análogos de implantes cilíndricos 4,0mmx1,0mm foram instalados na maxila do lado direito e esquerdo. A carga foi aplicado através de simulada intercuspidação. Os resultados qualitativos deste estudo mostraram que a maior concentração de tensões na superfície côncava vestibular dos modelos. Não houve concentração de tensões no ápice dos implantes maxilares no modelo fotoelásticos.

Akça, Çehreli & Iplikcioglu, em 2002, avaliaram a compatibilidade dos métodos de elementos finitos e extensimetria para medir as tensões nos implantes. Os autores relataram que apesar de haver diferenças entre os, métodos, os dois tipos de análise apresentam resultados finais semelhantes.

Bernardes, em 2004, analisou qualitativa e quantitativamente as tensões geradas em modelos fotoelásticos decorrentes de cargas aplicadas em peças simulando implantes com a mesma forma externa, diferindo apenas no tipo das junções: hexagonal externa, hexagonal interna, cônica interna e um implante sem junção. Essas peças foram submetidas a dois tipos de cargas compressivas, uma axial e outra 6,5mm fora do longo eixo. Foram analisados diversos pontos de tensão ao longo de quatro corpos de cada espécie (46 para a primeira carga e 61 para a segunda carga), nos quais se determinou a tensão cisalhante máxima. O autor observou que, para a primeira carga, o grupo cônico interno apresentou os menores valores de tensão cisalhante máxima para todo o corpo, seguido pelo

grupo peça única, 0,45% maior e após estes os grupos hexágono interno com 2,02% e hexágono externo com 3,33% maiores que o primeiro. Nesta situação de carga, analisando a área de pescoço da peça, foram encontrados menores valores para o grupo peça única, seguido pelo hexágono interno com 1,69% maior, cônico interno, 3,15% e hexágono externo, 3,82% maiores que o primeiro. Quanto para segunda carga, o grupo hexágono interno apresentou os menores valores para todo o corpo da peça, seguido pelo cônico interno com 10,9%, peça única e hexágono interno com o mesmo valor de 12,93%. Na situação de segunda carga, para a região de pescoço do implante, a ordem encontrada foi a seguinte: com menor valor o grupo hexágono interno, seguido pelo cônico interno com 9,45%, peça única com 15,20% e hexágono interno com 17,36%.

Barbosa *et al.*, em 2007, avaliaram o resultado de duas metodologias que avaliam o desajuste vertical na interface pilar/implante, o teste do parafuso único e aplicação de torque nos parafusos antes da análise. Quatro infraestruturas de cinco elementos foram fundidas em monobloco utilizando titânio comercialmente puro. Através de um microscópio óptico comparador, o desajuste vertical foi avaliado, primeiro com o teste do parafuso único e em seguida com torque de 20Ncm. Foi confeccionado um modelo fotoelástico para observar as tensões que possivelmente poderiam surgir a partir do aperto dos parafusos. Os resultados apresentaram diferença estatística entre as técnicas testadas, sendo maior para o teste do parafuso único. A análise fotoelástica mostrou grande quantidade de tensões geradas ao redor dos implantes após o aperto dos parafusos.

Markarian *et al.*, em 2007, realizaram um estudo com o objetivo de comparar através da análise fotoelástica, a distribuição de tensão em infraestruturas fixadas sobre implantes angulados e paralelos com diferentes desajustes entre a infraestrutura e um dos implantes. Dois modelos fotoelásticos foram confeccionados, um com implantes paralelos e outro com um implante central com angulação de 30°. Nos dois casos 3 implantes foram utilizados para confeccionar uma infraestrutura metálica em titânio puro. Um polariscópio de

transmissão plana foi utilizado para analisar as franjas fotoelásticas geradas após o assentamento da infraestrutura e após o carregamento com 100N sobre o implante central. A análise fotoelástica mostrou que no modelo com implantes paralelos, a concentração das franjas foi mais na superfície axial, enquanto que no modelo com o implante angulado, a concentração de tensões foi maior e não homogênea, se concentrando mais na região apical e lateral dos implantes.

Freitas Jr., em 2007, relatou sobre o método de elementos finitos, comparando-o com o método de fotoelasticidade. O autor afirmou que essas metodologias correspondem respectivamente a um método experimental e numérico, cada uma apresentando vantagens e desvantagens inerentes a suas especificidades complementando-se. Assim, o autor relata um crescimento na associação de técnicas experimentais na monitoração das soluções numéricas, conferindo maior credibilidade e relevância aos resultados obtidos.

Simamoto Jr., em 2008, avaliou quantitativa e qualitativamente, as tensões geradas pela atuação do número e do diâmetro de implantes dentários em protocolos clássicos tipo Branemark, por meio da técnica fotoelástica. Foram confeccionadas nove infraestruturas em titânio, similares ao sistema Branemark Novum®. Três grupos foram formados: grupo controle, com cinco implantes 3,75mm de diâmetro; grupo regular, com três implantes 3,75mm e grupo largo, com três implantes de 5mm de diâmetro com comprimento padronizado de 13mm para todos os implantes. Foram confeccionados nove modelos fotoelásticos com três paredes planas. Para análise foi realizada o carregamento de 1,33Kgf em um dos extremos livres da prótese. Foi utilizado o polariscópio circular, avaliando 16 pontos ao longo do corpo dos implantes. Os valores da tensão cisalhante em implantes com diâmetro maior, demonstraram diminuição em 8% para região de extremos livres.

Damaceno *et al.*, em 2008, objetivaram avaliar comparativamente a formação de tensões induzidas por infraestruturas implantossuportadas obtidas

por duas técnicas através da análise fotoelástica. Dois grupos de infraestruturas em titânio comercialmente puro foram fixadas sobre uma matriz metálica: grupo I, três infraestruturas confeccionadas pela técnica de soldagem de borda de cilindros e grupo II, três infraestruturas fundidas em monobloco e submetidas ao sistema de retificação de cilindros. Após análise em microscopia eletrônica, apenas as infraestruturas bem adaptadas foram submetidas a análise das tensões com três sequências de aperto de parafuso. Os resultados mostraram maior magnitude de tensões com a sequência de aperto de parafusos da esquerda para direita e viceversa, para ambos os grupos. A técnica de soldagem de borda a laser, associada à sequência de aperto do parafuso protético do centro para as extremidades, obteve melhores resultados quanto a formação de tensões para este tipo de reabilitação.

Cariello *et al.*, em 2009, utilizando as técnicas de análise fotoelástica e extensométrica, avaliou a tensão após a instalação de infra-estruturas metálicas protéticas implantossuportadas sobre cinco implantes. Foi confeccionada uma matriz em aço inoxidável e instalados 5 análogos de pilares do tipo Micro-Unit dispostos simetricamente de acordo com o protocolo preconizado por Branemark. O estudo foi separado em três grupos. O grupo I foi representado por uma infraestrutura de titânio fundida em monobloco. No grupo II, a infraestrutura em monobloco foi adaptada sobre cilindros de titânio pela técnica da soldagem de borda a laser. No grupo III, foi confeccionada por computador uma infraestrutura em monobloco de titânio pelo método CAD/CAM. Para a obtenção da matriz em resina fotoelástica (Araldite – Araltec) foi realizada a moldagem de transferência dos pilares Micro-Unit da matriz de aço inoxidável. O assentamento passivo foi avaliado pelas análises fotoelásticas, quando todos os parafusos receberam torque de 10Ncm sendo as tensões analisadas por polariscópio circular e registradas por máquina fotográfica digital. Posteriormente, foram instalados extensômetros de superfície na região entre os implantes para verificar as tensões geradas entre os mesmos após a instalação de cada infraestrutura. Os resultados

evidenciaram que a infraestrutura fundida em monobloco apresentou maior grau de tensão sobre os implantes enquanto as técnicas de soldagem de borda de cilindros de titânio e CAD/CAM demonstraram ser viáveis, com resultados satisfatórios.

Assunção *et al.*, em 2009, relataram que o método da fotoelasticidade tem sido utilizado de forma eficiente na engenharia e indústrias por muitos anos. Depois, esse método se difundiu pela Odontologia e suas diferentes áreas de pesquisa, principalmente com o objetivo de avaliar a distribuição de tensão. Os autores ainda complementam ao dizer que, apesar das limitações da técnica, as pesquisas odontológicas têm sido bem sucedidas ao estudarem a interação da resposta tecidual e características físicas de restaurações protéticas e implantes.

Castro, em 2011, propôs avaliar a influência de três diferentes técnicas de confecção de estruturas implantossuportadas em liga de Co-Cr quanto à passividade e resistência mecânica, por meio de análise fotoelasticidade e teste de resistência à flexão, respectivamente. Cinco estruturas foram confeccionadas para cada grupo: estruturas em monobloco, soldadas a TIG e a Laser. Os resultados não apresentaram diferença significativa entre as tensões presentes nos grupos e áreas estudadas. Para o teste mecânico as estruturas em monobloco foram mais resistentes que as soldadas a Laser, que por sua vez, foram mais que as soldadas a TIG.

Pereira, em 2011, avaliou, por meio da análise fotoelástica e teste de resistência à flexão, as técnicas de soldagem a Laser e TIG (Tungsten Inert Gas) na confecção de infraestruturas implantossuportadas de NiCrTi. Três grupos foram formados com 5 amostras cada: infraestruturas fundidas em monobloco, soldadas a Laser ou TIG. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística das tensões cisalhantes com relação às técnicas de soldagem utilizada, porém, as maiores tensões foram encontradas ao longo dos implantes do lado direito do

modelo. As estruturas em monobloco e soldadas a Laser apresentaram maior resistência à fratura quando comparadas às soldadas a TIG.

Serra-Silva, em 2011, objetivou obter estruturas metálicas com melhor assentamento e maior resistência mecânica. Este estudo avaliou, comparativamente, duas técnicas de soldagem: a Laser Nd YAG e Tungstênio Gás Inerte (TIG) por meio de análise fotoelástica e ensaios de resistência à flexão dos *cantivers*. Os corpos-de-prova foram separados em três grupos: GI, ou grupo controle, formado por infraestruturas de titânio comercialmente puro (Ti cp) em monobloco; GII, infraestruturas soldadas a Laser e GIII, soldadas a TIG. Os resultados mostraram não haver diferença estatística entre os valores de tensão cisalhante para as duas técnicas de soldagem, porém, as estruturas em monobloco apresentaram menores valores de tensão, com diferença estatística em relação à solda TIG.

### 3. Proposição

A proposta neste trabalho foi avaliar por meio de análise fotoelástica as tensões geradas, após aplicação de carga oclusal, em implantes dispostos segundo o conceito *All-on-four*, da seguinte forma:

1. Avaliação qualitativa e quantitativa das tensões cisalhantes máximas nos implantes distais e mesiais de acordo com o posicionamento: implantes paralelos e angulados em 30°.
2. Avaliação da possível relação entre a distribuição de tensão e o tipo de conexão protética utilizada: Hexágono Externo e Cone Morse.
3. Avaliação das regiões, apical e cervical, de maior concentração de tensão após aplicação de carga oclusal.

## 4. Materiais e Métodos

### 4.1. Método

#### 4.1.1. Confeccção do modelo mestre

Foi confeccionada uma matriz, composta pela união de duas placas de aço inoxidável de superfície plana, com dimensões de altura, comprimento e largura respectivamente de (23 mm x 70 mm x 10 mm) (Figura 1). A matriz foi construída pela usinagem de um bloco de aço inoxidável refratário 304, confeccionado por uma fresadora (F.T.V-2 Ferramenteira – Piracicaba - SP) e um divisor universal de transmissão. Foram instalados 4 análogos de pilar protético tipo Micro-Unit com cinta de 3 mm (Conexão Sistema de Prótese – São Paulo - Brasil) apresentando paralelismo entre si. Os análogos foram fixados com adesivo de cianoacrilato (Superbonder® - Loctite) simulando a disposição dos implantes entre os forâmes mentonianos, semelhante a disposição clínica real para confecção de uma prótese tipo protocolo inferior.

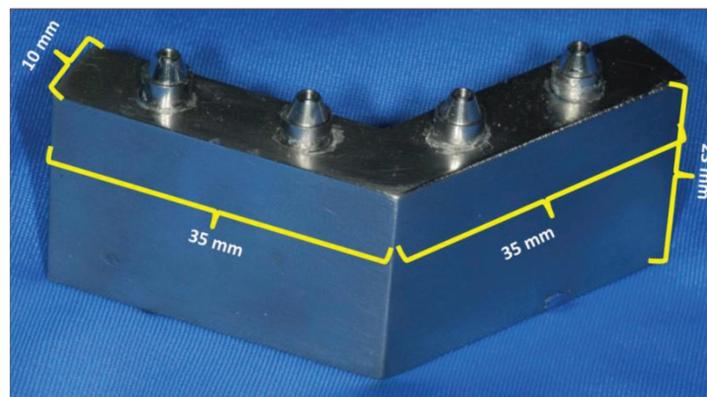


Figura 1. Matriz de aço inoxidável

#### 4.1.2. Confeção dos corpos de prova

Os corpos de prova constituíram-se de quatro infraestruturas metálicas em Titânio, soldadas a laser, as quais simularam próteses fixas tipo Protocolo Brånemark sobre quatro implantes. Cada infraestrutura foi pertencente a um grupo sendo: HE Paralelo - protocolo inferior com quatro implantes de conexão hexágono externo dispostos paralelos entre si; CM Paralelo - protocolo inferior com quatro implantes de conexão Cone-Morse dispostos paralelos entre si; HE Inclinado - protocolo inferior com quatro implantes de conexão hexágono externo sendo os implantes distais com angulação de 30° para distal; CM Inclinado - protocolo inferior com 4 implantes de conexão Cone-Morse sendo os implantes distais com angulação de 30° para distal.

Para a confecção das infraestruturas protéticas, foram utilizados 16 cilindros para soldagem de Titânio com diâmetro de 4,1 mm (Conexão Sistema de Prótese – São Paulo - Brasil) e barras de Ti6Al4V (Conexão Sistema de Prótese – São Paulo - Brasil) com 3 mm de diâmetro. Anteriormente ao procedimento de soldagem a laser, as barras de Titânio foram delimitadas com paquímetro digital (Digimatic 700 113 – Mitutoyo Corporation – Japão), seccionadas com disco de carborundum (Dentorium – NYU – EUA) acoplado a motor elétrico de bancada (Kedel – Porto Alegre - RS – Brasil). Para a adaptação nos espaços entre cada cilindro de soldagem foram realizadas nas extremidades de cada barra concavidades com objetivo de facilitar a técnica de soldagem.

Em seguida, os cilindros de soldagem foram unidos às barras de Titânio por meio de soldagem a laser (Desktop Laser – Dentaurum JP Winkelstroter RG; Pforzheim, Alemanha) (Figura 2). Esta união foi realizada alternadamente e em pontos diametralmente opostos sobre os cilindros de soldagem, até a completa soldagem das interfaces barra/cilindro. Para que a soldagem fosse completa em torno de toda a área a ser soldada, primeiramente foram feitos dois pontos opostos de solda em cada borda, para fixação prévia. Posteriormente, a estrutura

foi removida da matriz. Em seguida, todas as bordas foram soldadas através de irradiação de múltiplos pulsos sobrepostos. A máquina foi programada para trabalhar a 365 V, pulso de 9ms com foco de frequência regulado em zero. A solda foi realizada na presença de gás argônio em forma de fluxo contínuo nos pontos de solda. Após a soldagem (Figura 3), as infraestruturas foram analisadas com relação à passividade e submetidas aos procedimentos de acabamento/polimento, utilizando pedras e borrachas abrasivas de forma convencional.



Figura 2. Máquina de solda laser.



Figura 3. Infraestrutura soldada.

Para a região de *cantilevers* o comprimento de corte das barras, foi padronizado em 10 mm, simulando *cantilevers* de menor comprimento, o qual clinicamente se consegue com a angulação dos implantes distais, como foi testado neste trabalho.

#### 4.1.3. Confeção dos modelos fotoelásticos

Sobre os análogos de Micro-unit da matriz metálica foram parafusadas as infraestruturas soldadas, sendo utilizada como uma estrutura rígida de transferência a fim de anular qualquer tensão que pudesse ter sido gerada durante o processo de soldagem.

O conjunto “matriz de aço e infraestrutura metálica” foi posicionado em um recipiente plástico de PVC (Figura 4) que teve a função de suporte para o material de moldagem borracha de silicone ASB – 10 azul (Polipox® Industria e Comércio Ltda – SP, Brasil).



Figura 4. Conjunto “infraestrutura/matriz de aço” posicionado no interior do recipiente plástico.

O material de moldagem foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante na proporção de 5% de catalisador para 100g de silicone que foi manipulado e posteriormente depositado no interior do recipiente plástico (Figura 5).



Figura 5. Silicone ASB-10 sendo depositado no interior do recipiente plástico.

Após o tempo de presa, recomendado pelo fabricante, de 1 hora os parafusos de fixação dos componentes de moldagem foram liberados para possibilitar a remoção da matriz de aço inoxidável. A remoção da matriz metálica foi possível devido a fixação de dois dispositivos em sua base.

Em seguida, os intermediários protéticos, Micro-unit 0° e 30° (Conexão Sistema de Prótese – São Paulo - Brasil) foram posicionados sobre os implantes tipo hexágono externo (Easy Grip, Conexão Sistemas de Prótese, SP, Brasil) e Cone Morse Indexado (AR Torq, Conexão Sistema de Prótese, SP), sendo que nos grupos 1 e 2 (GI e GII) todos os implantes de 4,0 x 11,5 mm de comprimento, enquanto que nos grupos 3 e 4 (GIII e GIV) os dois implantes centrais eram de 4,0

x 11,5 mm de comprimento e os implantes distais de 4,0 x 13,0 mm, simulando a disposição clínica dos implantes para técnica “*all on four*”. O conjunto foi levado em posição no interior do molde em silicone (Figura 6), fixados com parafusos longos de fixação.



Figura 6: Implantes posicionados no interior do molde de silicone.

#### 4.1.4. Manipulação da resina fotoelástica

O modelo fotoelástico foi confeccionado com a resina fotoelástica Polipox GIV flexível (Polipox Indústria e Comércio Ltda. – SP – Brasil). A resina fotoelástica e o endurecedor foram pesados, segundo o fabricante, numa proporção de 100g de resina fotoelástica para 37g do agente endurecedor e a manipulação da resina foi realizada num becker de vidro com bastão de vidro, realizando movimentos circulares a fim de obter homogeneidade da mistura. Para a eliminação das bolhas, o recipiente de vidro contendo a resina foi colocado em uma câmara de pressão a vácuo (Figura 7). Nesta câmara acoplou-se uma

mangueira de injeção de ar e foi aplicada pressão de 70 kgf/cm<sup>2</sup>. O conjunto permaneceu sob pressão por 5 minutos.



Figura 7. Câmara de pressão à vácuo.

Em seguida, o molde foi preenchido lentamente com a resina fotoelástica. Para isso foi utilizada uma seringa plástica descartável de 10 ml, para facilitar a colocação da resina fotoelástica e evitar ao máximo a incorporação de bolhas ao molde (Figura 8). De acordo com as recomendações do fabricante, aguardou-se um período de 24 horas para a remoção do modelo fotoelástico.



Figura 8. Preenchimento do molde com resina fotoelástica.

Após o tempo de cura de 24 horas da resina fotoelástica, os parafusos de trabalho foram removidos dos intermediários protéticos e o modelo fotoelástico foi removido do molde através do recorte do silicone para evitar a geração de tensão no mesmo. Dessa forma, foi obtido um modelo translúcido apropriado para a análise fotoelástica (Figura 9 e 10).

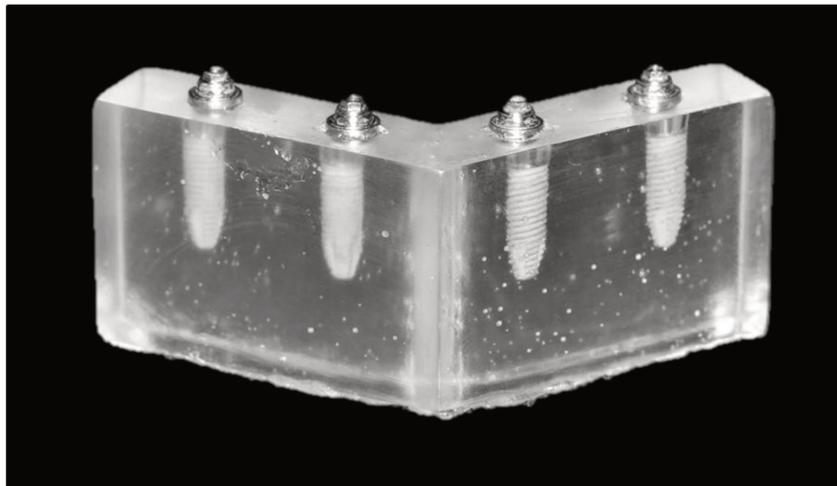


Figura 9. Modelo fotoelástico com os implantes paralelos.

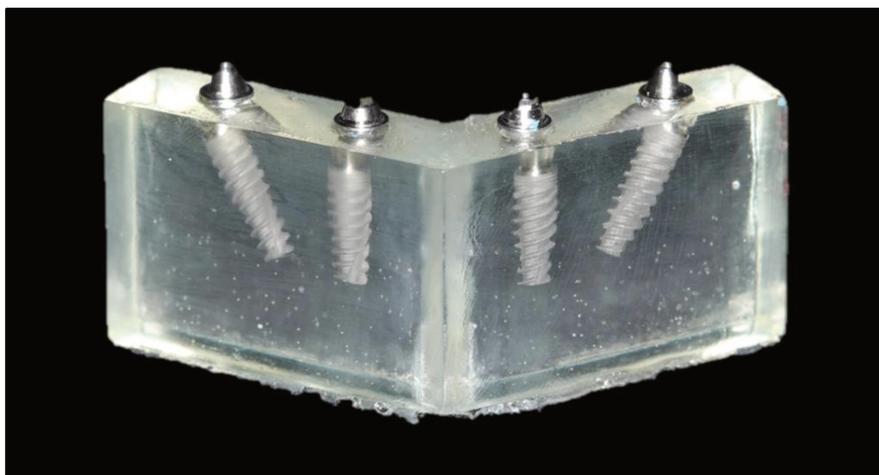


Figura 10. Modelo fotoelástico com os implantes distais inclinados a 30°.

#### 4.1.5. Análise fotoelástica

Com a finalidade de se estabelecer o nível de tensão gerada nos implantes e nos tecidos adjacentes, devido ao tipo de conexão dos implantes e a angulação dos mesmos, realizou-se a análise fotoelástica sob o efeito da aplicação de carga 0,55 kgf nos *cantilevers* de cada infraestrutura. O valor da carga foi suficiente para causar deformações na resina fotoelástica podendo visualizar franjas de até  $n=4$ .

A análise fotoelástica foi realizada no laboratório de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas.

As infraestruturas foram parafusadas sobre o modelo fotoelástico com parafuso hexagonal Micro-unit (Figura 11) (Conexão Sistema de Prótese – São Paulo - Brasil) e posteriormente, submetidas a análise, realizada sempre do lado oposto a aplicação da carga com cinco repetições de cada grupo.

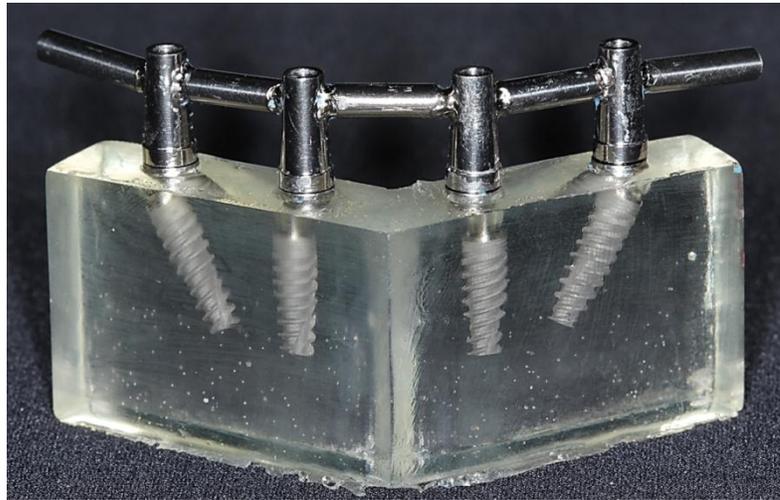


Figura 11: Infraestrutura parafusada sobre o modelo fotoelástico.

O equipamento utilizado na análise fotoelástica foi polariscópio circular (Figura 12 e 13).

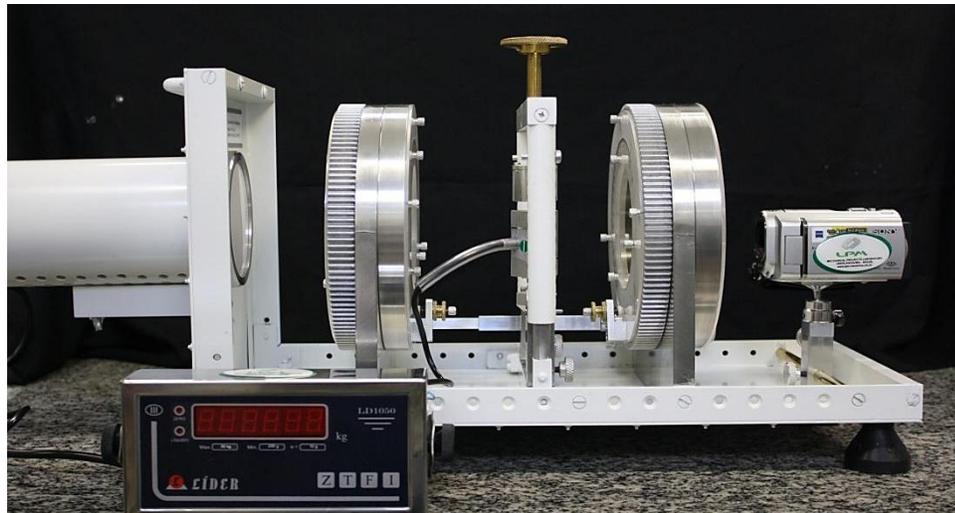


Figura 12. Polariscópio circular

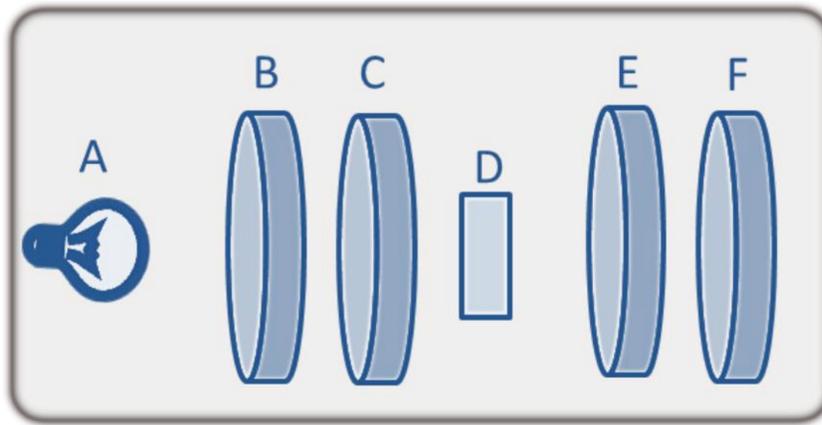


Figura 13. Desenho esquemático do polariscópio circular. A) fonte de luz; B) placa polarizadora; C) placa retardadora; D) modelo fotoelástico; E) placa retardadora; F) placa analisadora.

O polariscópio circular é constituído de uma fonte de luz, uma placa polarizadora e uma analisadora, e mais duas placas retardadoras de um quarto de onda, que fazem um ângulo de  $45^\circ$  com os eixos de polarização das placas polarizadoras. As placas retardadoras de um quarto de onda são usadas para gerar a partir da luz polarizada plana, luz polarizada circular possuindo seção transversal uniforme composta de um cristal de determinada espessura. Esta espessura é determinante para produzir uma diferença de fase de um quarto de comprimento de onda entre as ondas emergentes.

Para que a posição do modelo fotoelástico fosse padronizada para todos os grupos, foram feitas marcações na mesa analisadora do polariscópio e em seguida o modelo fotoelástico foi fixado em posição com uma pequena quantidade de adesivo de cianoacrilato (Superbond® - Loctite).

A fim de evitar que tensões residuais pudessem camuflar os resultados do estudo, todos os modelos foram previamente testados e observou-se ausência de franjas antes da aplicação da carga.

As imagens foram registradas por câmera digital Cyber-Shot DCR-SX-40-Sony.

#### 4.1.5.1. Leitura da ordem de franja

Para a padronização da leitura das ordens de franja foi projetada pelo programa Fringes® uma grade com pontos ao longo do corpo dos implantes.

O objetivo da leitura foi determinar as ordens de franjas e as direções das tensões principais, em 20 pontos dispostos ao longo dos quatro implantes de cada modelo fotoelástico (Figuras 14, 15, 16 e 17).

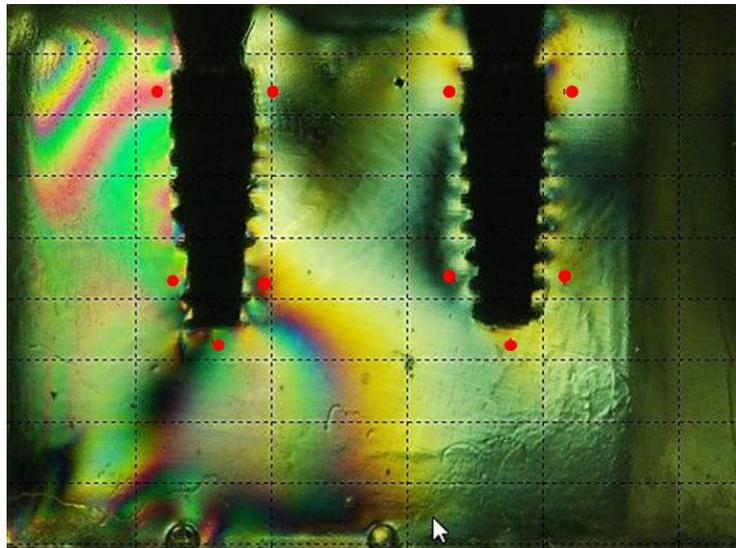


Figura 14. Disposição dos pontos ao longo dos implantes paralelos do lado direito do modelo fotoelástico.

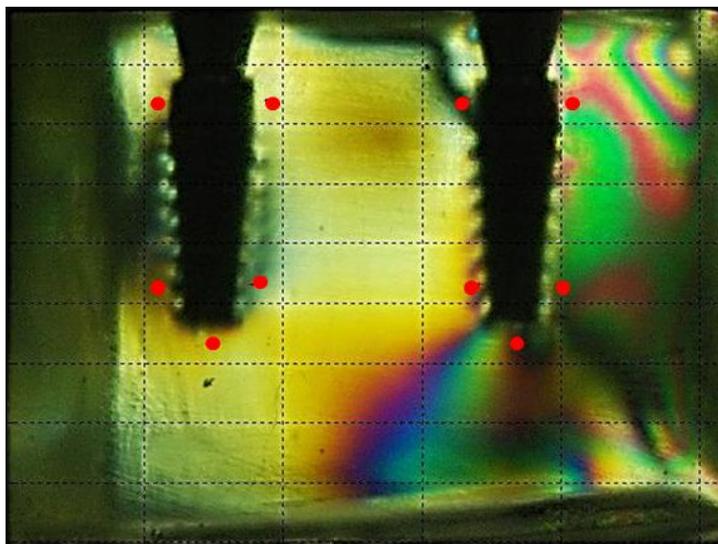


Figura 15. Disposição dos pontos ao longo dos implantes paralelos do lado esquerdo do modelo fotoelástico.

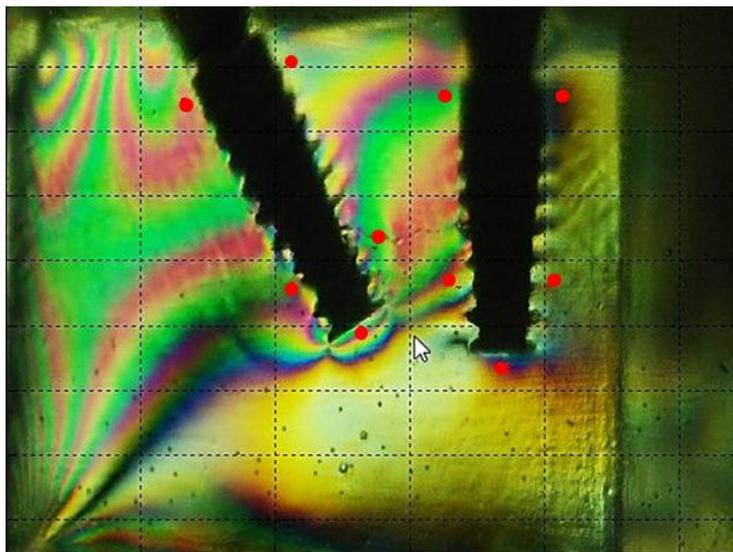


Figura 16. Disposição dos pontos ao longo do implante distal angulado do lado direito do modelo fotoelástico.

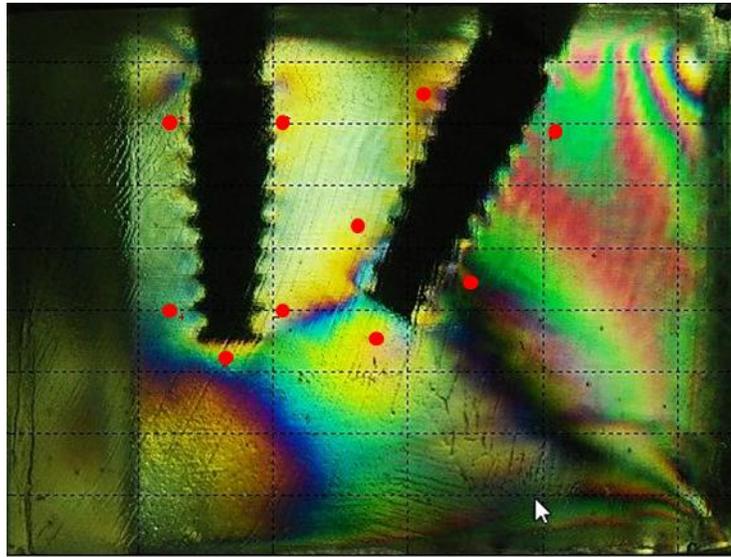


Figura 17. Disposição dos pontos ao longo do implante distal angulado do lado esquerdo do modelo fotoelástico.

Para cada ponto de leitura foram determinadas as direções das tensões principais (Isoclínicas) e as ordens de franjas (Isocromáticas). As ordens de franjas fracionais foram determinadas pelo método de compensação de Tardy (Bernardes, 2004). Utilizando a constante óptica do material, os valores medidos das ordens de franjas e a espessura do modelo, lançados na equação foi possível determinar a tensão cisalhante nos pontos desejados.

Os princípios para a técnica da fotoelasticidade baseiam-se na lei de Brewster (Bernardes, 2004), a qual determina que mudança no índice de refração é proporcional a diferença entre as deformações principais.

De acordo com o tipo de polarização da luz, dois parâmetros fotoelásticos podem ser medidos (Bernardes, 2004):

- a) Isoclínicas: franjas pretas, onde ocorre completa extinção da luz, que aparecem em polariscópio plano, observadas no lugar geométrico dos pontos do modelo que

possuem a mesma direção das tensões principais. Elas são necessárias para a localização da direção das tensões principais;

- b) Isocromáticas: franjas coloridas observadas no lugar onde a diferença das tensões principais é um múltiplo do componente de onda do espectro da luz visível. Este parâmetro, identificado no polariscópio circular, que tem a propriedade de eliminar o parâmetro das Isoclínicas, é obtido utilizando o método de compensação de Tardy. Por meio de uma fonte de luz branca, as Isocromáticas são formadas por faixas de diferentes colorações, onde  $N_f$  representa as ordens de franjas (Figura 17), sendo:

Nf = 0 (preta)

Nf = 1 (Transição violeta/azul)

Nf = 2 (Transição vermelho/verde)

Nf = 3 (transição vermelho/verde)

Nf = 4 (transição vermelho/verde)



Figura 18. Visualização das cores das ordens de franjas inteiras e suas Transições (Bernardes, 2004).

Para a determinação da ordem de franja no modelo usando o método de compensação de Tardy (Bernardes, 2004) foram realizados os seguintes procedimentos:

- 1- Usando um polariscópio plano, gira-se o conjunto Polarizador/Analisador até que uma Isoclínica passe sobre o ponto em questão, fixa-se o conjunto nesta posição, o que pode ser melhor visualizado;

- 2- Colocam-se as duas placas retardadoras de  $\frac{1}{4}$  de onda fazendo um ângulo de  $45^\circ$  com os eixos de polarização, transformando o polariscópio em circular. Com isso, desaparecem as Isoclínicas, permanecendo apenas as Isocromáticas;
- 3- Observa-se o espectro, assinalando as ordens de franjas inteiras ( $n_1$ ,  $n_2$ ), próximas ao ponto de interesse;
- 4- Gira-se o analisador, observando cuidadosamente a movimentação das franjas, até que uma das franjas inteiras passe pelo ponto, no transferidor do polariscópio lê-se o ângulo de rotação ( $\alpha$ );
- 5- Se a franja se moveu em direção ao ponto a de ordem menor ( $n_1$ ), tem-se que a ordem de franja fracionária no ponto é dada por:

$$N_f = n_1 + \alpha/180$$

Se a franja q se moveu for a de ordem mais alta ( $n_2$ ) tem-se:

$$N_f = n_2 - \alpha/180$$

#### 4.1.5.2. Determinação da tensão cisalhante máxima

De acordo com Dally e Rillely (2005), a diferença das tensões principais depende da constante fotoelástica do material ( $K$ ), da ordem das franjas ( $N$ ) e da espessura do modelo fotoelástico ( $b$ ), ou seja:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{NK}{b} \quad (1)$$

Na equação (1)  $\sigma_1$  e  $\sigma_2$  são tensões principais. Da resistência dos materiais a tensão cisalhante ( $t$ ) é obtida pela diferença das tensões principais, ou seja:

$$t = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2} \quad (2)$$

Da equação (1) e equação (2) é possível determinar a tensão cisalhante a partir das ordens de franjas, medidas, ou seja:

$$t = \frac{KN}{2b} \quad (3)$$

Todas as equações acima descritas bem como a determinação da constante óptica foram realizadas pelo programa Fringes® desenvolvido no laboratório de projetos mecânicos da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia.

#### 4.1.6. Análise estatística

Os resultados obtidos foram tabulados e submetidos à análise estatística. Os dados de tensão cisalhante máxima foram submetidos a análise de variância para dados com 2 fatores de estudo (Anova 2-way) seguida do teste de Tukey para comparação entre as médias ( $\alpha = 0,05$ ) (SAS versão 9.1 – The SAS Institute, Cary, NC, EUA).

## 5. Resultados

As tensões cisalhantes exercidas ao redor dos implantes foram analisadas e obtidas através do programa Fringes®. Foi obtida a média das tensões cisalhantes quanto a região avaliada (cervical e apical) e quanto a angulação dos implantes (0° e 30°) de cada grupo como expresso na Tabela 1.

**Tabela 1.** Média (desvio padrão) de tensão cisalhante máxima (N/cm<sup>2</sup>) em função da região avaliada, tipo de implante e inclinação.

Região	Grupos			
	HE Paralelo	HE Inclinado	CM Paralelo	CM Inclinado
Cervical	27,43 (0,19) Bc	28,39 (0,50) Ba	23,55 (0,42) Aa	26,28 (0,72) Ab
Apical	19,94 (0,44) Aa	23,54 (0,53) Ac	27,22 (0,45) Bc	26,46 (0,52) Ab

Letras maiúsculas comparam na coluna e minúsculas na linha  $\alpha=0,05$

Foi observado tensão em todos os grupos. Nos grupos HE Paralelo, HE inclinado, e CM Paralelo foi observado diferença estatística entre as regiões, apical e cervical, de cada grupo (Figuras 19, 20 e 21). No grupo CM Inclinado não foi observado diferença estatística entre as regiões (Figura 22).

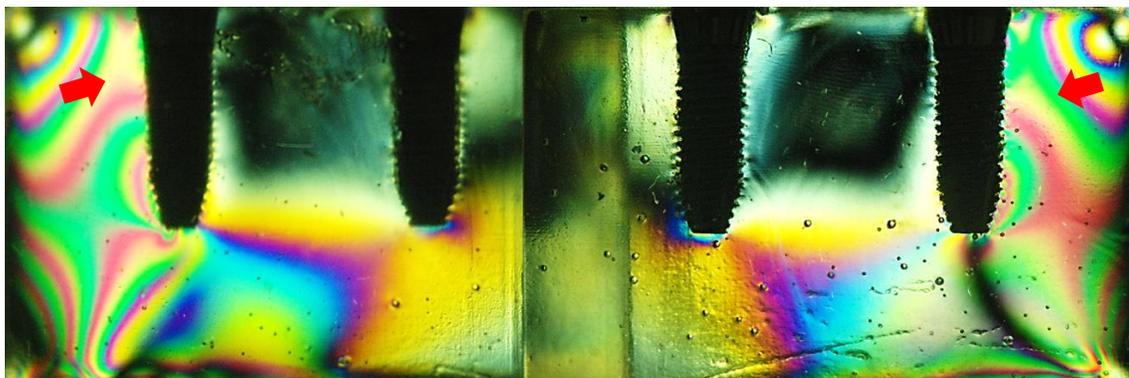


Figura 19. Grupo HE Paralelo. Indicação das tensões na região cervical.

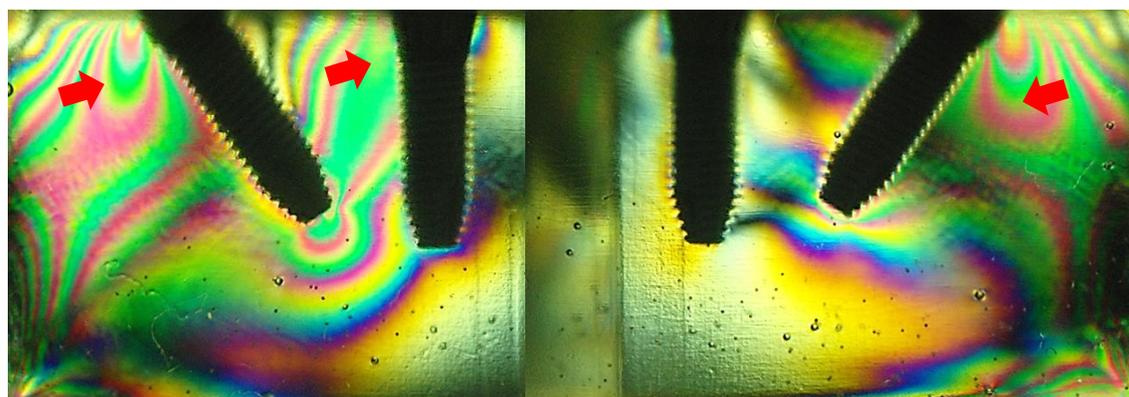


Figura 20. Grupo HE Inclinado. Indicação das tensões na região cervical.

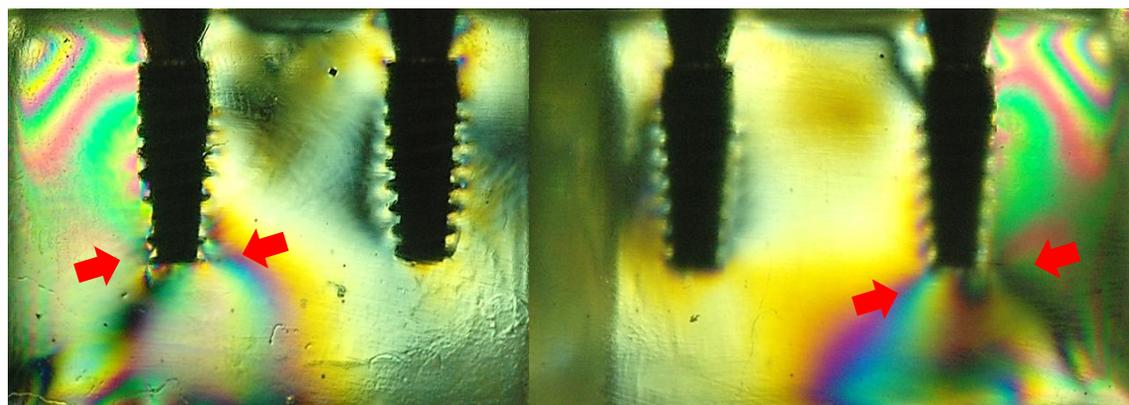


Figura 21. Grupo CM Paralelo. Indicação de tensões na região apical.

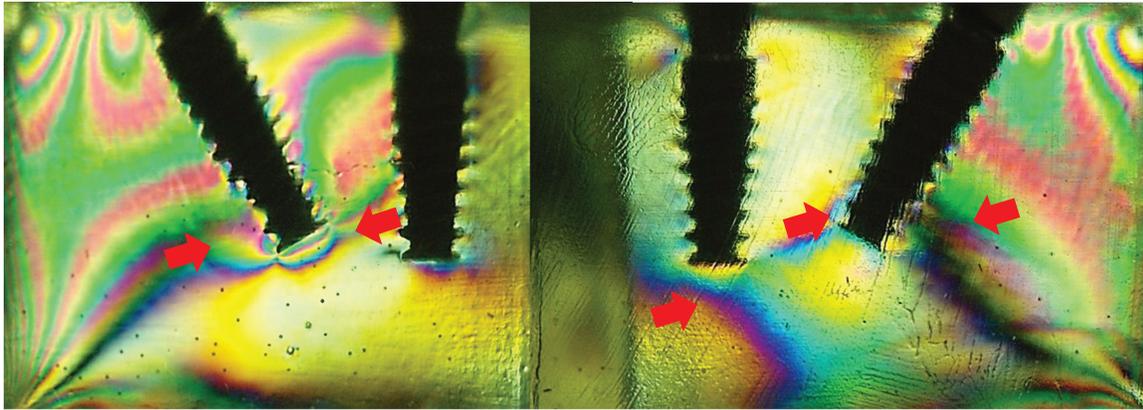


Figura 22. Grupo CM Inclinado. Indicação de tensões na região apical.

### **Grupo HE Paralelo x Grupo HE Inclinado**

Ao comparar os grupos HE Paralelo e Inclinado, observou-se que os valores da tensão cisalhante máxima na região cervical e apical não apresentaram diferença estatística.

### **Grupo CM Paralelo x Grupo CM Inclinado**

As regiões cervicais dos grupos CM Paralelo e Inclinado foram comparadas e apresentaram diferença estatística entre os grupos, sendo que maiores tensões foram encontradas no grupo CM Paralelo. Ao analisar as regiões apicais dos grupos também foi encontrada diferença estatística entre os grupos, sendo o grupo CM Inclinado o que a apresentou maior concentração de tensão cisalhante máxima.

## **Grupo HE Paralelo x Grupo CM Paralelo**

Em ambos os grupos foram comparadas as regiões cervicais e apicais dos implantes. Os resultados tanto da região cervical quanto da apical não apresentaram diferença estatística entre si.

## **Grupo HE Inclinado x Grupo CM Inclinado**

Ao comparar os resultados da tensão cisalhante máxima na região cervical de ambos os grupos, observou-se diferença estatísticas nos resultados, sendo que o grupo HE Inclinado apresentou maior concentração de tensão nessa região. Ao analisar os resultados na região apical também foi encontrada diferença estatística entre os grupos, sendo a maior concentração de tensão no grupo CM Inclinado.

## 6. Discussão

O protocolo padrão proposto por Bränemark estabeleceu a inserção de múltiplos implantes paralelos entre si na região anterior de mandíbula e maxila (Bränemark, Svensson & Steeberghe, 1995). Alguns estudos têm mostrado que grande parte das forças aplicadas na extensão distal, *cantilever*, das próteses são absorvidas pelo implante mais distal e o total da carga absorvida não está relacionada com o número de fixações dessas reabilitações (Duyck *et al.*, 2000). Portanto a colocação de quatro implantes parece ser biomecanicamente suficiente, logo, o conceito *all-on-four* foi introduzido para permitir a colocação de quatro implantes em adequada posição e inclinação para melhor distribuição das forças.

Inúmeros estudos utilizam a técnica da fotoelásticidade para avaliar as tensões provocadas pelo comportamento das próteses sobre implantes (Vaz, Cury & Mariolani, 1999; Sodowsky & Caputo, 2004; Gross & Nisson, 2001; Sodowsky & Caputo, 2004; Markarian *et al.*, 2007; Damaceno *et al.*, 2008). Os materiais utilizados para confecção dos modelos experimentais apresentam módulo de elasticidade próximo ao encontrado no tecido ósseo, porém, esses ainda apresentam algumas limitações, como a não diferenciação do osso cortical e medular, o que altera a magnitude da tensão induzida pelo carregamento. No entanto, a localização e comportamento das tensões sofrem poucas modificações em comparação a um modelo real. O material utilizado para confecção do modelo fotoelástico neste trabalho foi gerado a partir da resina epóxi flexível (Bernardes, 2004; Barbosa *et al.*, 2007; Simamoto Jr., 2008; Pereira, 2011), com baixo módulo de elasticidade quando comparada a outras resinas disponíveis no mercado e se apresenta altamente sensível ao carregamento.

Campos Jr. *et al.*, em 1986, afirmaram que a análise fotoelástica é usada para transformar forças mecânicas em padrões de luz visível que indicam a

localização e intensidade dessas forças. A maioria dos estudos descritos na literatura avalia as tensões qualitativamente, ou seja, não encontraram valores específicos que descrevessem uma grandeza as tensões. As avaliações, na sua maioria, foram realizadas de forma visual, utilizando a concentração das franjas formadas como referência de comparação entre amostras (Vaz, Cury & Mariolani, 1999; Sodowsky e Caputo, 2000; Sodowsky & Caputo, 2004; Markarian *et al.*, 2007). Outros estudos completavam a técnica da fotoelasticidade com extensimetria (*Strain Gauge*), com o objetivo de quantificarem os valores de deformação gerados nos modelos (Freitas Jr. *et al.*, 2007; Cariello, 2009). Recentemente estudos foram desenvolvidos utilizando o método de análise fotoelástica com avaliações quantitativas (Castro, 2011; Pereira, 2011; Serra-Silva, 2011), assim como realizado neste estudo.

Neste estudo, foi avaliado as tensões exercidas sobre implantes de conexão hexagonal externa e cone morse com angulação do implante distal de 0° e 30°, simulando reabilitações no conceito *All-on-four* após serem submetidas a carga oclusal nos *cantilevers*.

Com relação as regiões analisadas, cervical e apical, foi observada diferença estatística nos grupo HE Paralelo, HE Inclinado e CM Paralelo. Nos grupos HE Paralelo e HE Inclinado os maiores valores de tensão se localizaram na região cervical. Isso se deve ao fato de que o centro de rotação desse tipo de conexão, hexágono externo, ser mais alto, o que diminui a resistência a rotação quando os implantes são submetidos a movimentos laterais e cria um possível espaço na junção pilar/implante, causando tensões na região cervical, podendo ocorrer clinicamente, reabsorção óssea no local (Pita *et al.*, 2011). No grupo CM paralelo também foi observada diferença estatística entre as regiões cervical e apical, sendo que as maiores tensões foram concentradas da região apical. Explicação para esse comportamento pode ser explicado no trabalho de Pita *et al.*, em 2011, eles expõem que a junção pilar/implante da conexão tipo cone morse é mais profunda quando comparada a do hexágono externo. Dessa forma, ocorre

uma mudança no fulcro do implante, que quando submetido a forças laterais deslocam as tensões para a região mais apical dos implantes.

No grupo CM Inclinado não houve diferença estatística entre as regiões cervical e apical. Esse resultado pode estar relacionado à combinação das características do tipo de conexão e o tipo de reabilitação utilizada nesse estudo. Como visto anteriormente a junção pilar/implante da conexão Cone Morse é mais profunda, localizada um pouco abaixo do centro do implante, além disso, essa junção é dada pela fricção mecânica entre as paredes externas do pilar e as paredes internas do implante diminuindo assim, as tensões causadas pela aplicação da carga. O tipo de reabilitação utilizada neste estudo, prótese total fixa, na qual os implantes estão unidos pela infraestrutura metálica favorece uma melhor distribuição das tensões sobre os implantes (Merz, Hunembart & Belter, 2000; Joly & Lima, 2001; Inoue *et al.*, 2006).

Ao comparar os grupos HE Paralelo com HE Inclinado e os grupos HE Paralelo com CM Paralelo, não foi observada diferença estatística. Esse resultado se deve a união dos implantes promovida pela infraestrutura metálica rígida que reduz o movimento de deflexão dos implantes (Francetti *et al.*, 2008). Na comparação dos grupos HE Paralelo e HE Inclinado não foi observada diferença estatística. Estudo realizado por Zampelis *et al.*, em 2006 concorda com os achados deste estudo. Os autores analisaram através da análise de elementos finitos, implantes distais inclinados unidos por uma prótese fixa e observaram que não houve aumento de tensão no osso marginal quando comparados a mesma situação com implantes paralelos. Estudos clínicos longitudinais também observaram semelhança com a distribuição de tensão e perda óssea marginal ao comparar implantes paralelos e inclinados (Celletti *et al.*, 1995; Maló *et al.*, 2005; Routozis & Wemström, 2007; Francetti *et al.*, 2008).

Ata-Ali *et al.*, em 2012, realizaram um estudo de metaanálise, no qual fizeram levantamento bibliográfico de artigos publicados no período de onze anos

(1999-2011) e de acordo com seus achados os autores concluíram que não existem evidências com relação a diferença no sucesso do tratamento e reabilitador e perda óssea marginal com implantes paralelos e inclinados.

É importante ressaltar que de acordo com alguns autores existe uma inclinação limite, de 15° a 30°, sendo a de 30° utilizada neste estudo, para que implantes inclinados e paralelos apresentem resultados semelhantes, não havendo efeitos danosos na transmissão de carga ao osso adjacente (Krekmanov et al., 2000; Aparício, Perales & Rangert, 2001; Aparício *et al.*, 2002; Fortin, Sullivan & Rangert, 2002; Calandriello & Tomatis, 2005).

A comparação dos grupos HE Inclinado e CM Inclinado apresentou diferença estatística. Possivelmente esse resultado se deve ao tipo de conexão de cada grupo, hexágono externo e cone morse. Ao comparar os grupos, as maiores tensões foram encontradas no grupo HE Inclinado, devido a esse tipo de conexão apresentar menor resistência a forças laterais, causando o aparecimento de espaço entre a junção pilar/implante, o que faz surgir um aumento de tensão nessa área quando comparados a conexão cone morse (Maeda, Soto & Sago, 2006; Pita *et al.*, 2011), como foi observado neste estudo.

Não houve diferença estatística ao comparar os grupos CM Paralelo e CM Inclinado. Este resultado pode ser explicado pelo fato da aplicação da carga no *cantilever* ter ocorrido mais próximo a extremidade do mesmo. Logo, a carga recebida pelo implante inclinado se comportou como uma força axial e para o implante paralelo como força oblíqua, equivalendo assim, os resultados.

Algumas limitações deste estudo podem ser observadas, por exemplo, o tipo de aplicação de carga. Neste estudo foi realizado carregamento axial bilateralmente nos *cantilevers* das infraestruturas. Alguns estudos de análise de elementos finitos e fotoelasticidade, observaram que diferentes tipos de carregamento produzem variados padrões de distribuição de tensão, além disso,

os autores apontam a carga como o principal fator da indução de tensão nos implantes quando comparada ao tipo de conexão e angulação dos implantes.

Estudos com elementos finitos observaram tensões na junção pilar/implante (Yamanishi *et al.*, 2012; Takahashi, 2011). Essa localização das tensões não pode ser observada pela análise fotoelástica. Por serem métodos complementares é interessante observar essa distribuição de tensão, seja na junção pilar/implante, no pilar de escolha ou no parafuso protético, para dessa forma, melhor entender o comportamento das tensões observadas. Também, por se tratar de estudo experimental, o método de fotoelasticidade, entre outros, deve ser complementado com estudos clínicos longitudinais para que melhor seja elucidado as dúvidas levantadas neste trabalho.

## 7. Conclusão

Com base nos resultados obtidos e de acordo com as limitações deste estudo, pode-se concluir que:

- A conexão Hexágonal Externa concentrou as tensões na região cervical, enquanto que a conexão Cone Morse concentrou na região apical.
- A conexão Cone Morse apresentou melhor padrão de distribuição de tensões.
- Não houve diferença na intensidade e distribuição de tensões ao avaliar implantes paralelos e angulados em 30°.

## Referências\*

Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 3(25): 50615.

Agliardi E, Panigatti S, Clericò M, Villa C, Malò P. Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin. Oral Impl. Res.* 2010; 21; 459–465.

Akca K, Cehreli MC, Iplikcioglu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont* 2002; 15:115-121.

Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periostest study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001; 3:39–49.

Assunção WG, Barão VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, Dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: Bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg.* 2009; 20: 1173-1177.

Asvanud P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *J Prosthet Dent.* 2011; 106; 266-271.

Ata-Ali J, Peñarrocha-Oltra D, Candel-Mati E, Peñarrocha-Diogo M. Oral rehabilitation with tilted dental implants: A metaanalysis. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2012 Jul 1;17(4); 582-7.

\*De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseados em conformidade com o Medline na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Group Vancouver

Barbosa GAS, Bernardes SR, Mattos MGC, Neto AJF, Neves FD, Ribeiro RF. Estudo comparativo dos métodos de avaliação do desajuste vertical na interface pilar/implante. *Cienc Odontol Bras*. 2007; 10 (1):84-89.

Bernardes SR. Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade [dissertação]. Universidade Federal de Uberlândia/Faculdade de Odontologia; 2004.

Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge Finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Medical Engineering & Physics*. 2009; 31; 806–815.

Branemark PI, Svensson B, Van Steenberghe D. Ten year survival of fixed prostheses on four or six implants ad modum Bränemark full edentulism. *Clin Oral Impl Res*. 1995; 6; 227-231.

Bränemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, *et al.* Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*. 1997 Suppl 16: 1132.

Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005; 7(Suppl 1): 1–12.

Campos Jr A, Passanezi E, Nahás D, Janson WA. A fotoelasticidade na pesquisa Odontológica. Parte I – campo de aplicação. *Ver Odontol Univ SPaulo*. 1986; 16(1): 20-25.

Caputo AA. Stress analysis. Seminário de biomateriais, Science section, abstracts. 1993.

Cariello MP. Análise Fotoelástica e extensométrica das tensões induzidas por estruturas de prótese sobre implantes fabricadas pelas técnicas monobloco, soldagem de borda e método CAD/CAM [Tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2009.

Castro GC. Distribuição de tensões e resistência mecânica de infraestruturas de cobalto-cromo sobre implantes após soldagem a Laser e TIG [Dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2011.

Çehreli M, Duyck J, de Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. Clin Oral Imp Res. 2004; 15(2): 249-257.

Celletti R, Pameijer CH, Brachetti G, Donath K, Persichetti G, Visani I. Histologic evaluation of osseointegrated implants restored in nonaxial functional occlusion with preangled abutments. Int J Periodontics Restorative Dent. 1995; 15; 562-73.

Chamay A, Tschantz P. Mechanical influences in bone remodeling: Experimental research on Wolff's law. J Biomech. 1972; 5(2): 173-180.

Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 5(8): 5418.

Damasceno ARD, Nóbilo MAA, Henriques GEP, Mesquita MF. Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infraestruturas implantossuportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros. Ciênc Odontol Bras. 2008; 11(1): 27-34.

De Boer J. Edentulous implants: overdenture versus fixed. J Prosthet Dent. 1993; 69(4): 386-390.

Dinato JC, Wulff LCZ, Bianchini MA, Adaptação passiva: ficção ou realidade? Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese. São Paulo: Artes médicas, cap.15, 283-313, 2001.

Duyck J, Naert I, Ronold HJ, Ellingsen JE, Oosterwyck HV, Slotem JV. The influence of static and dynamic loading on margin bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. Clin Oral Impl Res. 2001; v.12(3): p.207-218.

Fortin Y, Sullivan RM, Rangert B. The Marius implant bridge: surgical and prosthetic rehabilitation for the completely edentulous upper jaw with moderate to severe resorption: a 5-year retrospective clinical study. Clin Implant Dent Relat Res 2002; 4:69–77.

Francetti L, Agliardi E, Testori T, Romeo D, Toschieri S, Del Fabbro M. Immediate Rehabilitation of the Mandible with Fixed Full Prosthesis Supported by Axial and Tilted Implants: Interim Results of a Single Cohort Prospective Study. Clinical Implant Dentistry and Related Research. 2008; 10 (4); 235-263.

Freitas Jr. AC, Rocha EP, Assunção WG, Santos PH. Bioengenharia aplicada à Odontologia: métodos dos elementos finitos versus fotoelasticidade. Implantnews. 2007; 4(5): 476-469.

Gross MD, Nisson J. Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry, Part II. J Prosthet Dent. 2001; 85(5): 450-454.

Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. The Journal of oral implantology 1997; 3(23): 104-11.

Inoue RT, Inoue NJ, Inoue LT, et al. Resolução protética em implante com conexão Cone Morse, de único estágio cirúrgico, utilizando-se poste sólido sem e com preparo. Implant News. 2006; 3; 625-632.

Joly JC, Lima AFM. Comparação entre sistemas de implantes de um e dois estágios. *Rev Bras Implant.* 2001; 7; 8-11.

Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures of screw loosening in UCLA – type abutments. *Journal of Prosthodontics.* 2006; 15(2): 77-81.

Kao HC, Grung YW, Chung TF, Hsu ML. The influence of abutment angulation on micromotion level for immediately loaded dental implants: a 3-D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:623-630.

Koutouzis T, Wennström J. Bone level changes at axial- and nonaxial positioned implants supporting fixed partial dentures: A 5-year retrospective longitudinal study. *Clin. Oral Impl. Res.* 2007; 18; 585–590.

Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants of improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15; 405–414.

Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J prosthet Dent.* 1988; 59(1): 59-63.

Lin CL, Wang JC, Chang WJ. Biomechanical interactions in tooth–implantsupported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis. *Clin.Oral.Impl.Res.* 2008; 19; 107-117.

Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil.* 2006; 33: 75-78.

Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res.* 1955; 34(6): 831-838.

Malò P, Nobre MA, Petersson U, Wigren S. A Pilot Study of Complete Edentulous Rehabilitation with Immediate Function Using a New Implant Design: Case Series. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2006; 8 (4); 223-232.

Malò P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Francischone C, Rigolizzo M. All-on-4” Immediate-Function Concept for Completely Edentulous Maxillae: A Clinical Report on the Medium (3 Years) and Long-Term (5 Years) Outcomes. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2013; 14; 139-150.

Makarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Loganá DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: A photoelasticity analysis. *Journal of Prosthodontics*. 2007; 16(2): 117-122.

Malhotra AO, Padmanabhan TV, Mohamed K, Natarajan S, Elouia U. Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an all-on-four situation. *Australian Dental Journal*. 2012; 57; 440-445.

Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant– abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15; 519–526.

Nooman M. The use of photoelasticity in a study of cavity preparations. *J Dent Children*. 1949; 16(4): 24-28.

Pereira BMF. Distribuição de tensões e resistência mecânica de infraestruturas de ni-cr-ti sobre implantes após soldagem a laser ou tig [Dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2011.

Pita MS, Anchieta KB, Barão VA, Garcia DR Jr, Pedrazzi U, Assunção WA. Prosthetic Platforms in Implant Dentistry. *J Craniofac Surg*. 2011;22; 2327-2331. Sadoswsky SJ, Caputo A. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *J Prosthet Dent*. 2004; 92: 328-36.

Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001; 10 (2): 85-90.

Serra-Silva MDM. Análise fotoelástica das tensões e resistência mecânica de infraestruturas de titânio sobre implantes após soldagem a Laser e TIG [Dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2011.

Simamoto Jr. PC. Análise das tensões na estrutura de suporte em protocolos implantossuportados com alteração do número e diâmetro das fixações [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2008.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983; 49(6): 843-848.

Sodoswsky SJ, Caputo A. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *J Prosthet Dent.* 2004; 92: 328-336.

Takahashi JMFk. Análise tridimensional por elementos finitos da biomecânica de próteses implantossuportadas: influência da carga oclusal, tipo de conexão, angulação dos implantes e simplificações de modelagem [Tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2011.

Torres EM, Mattos MGR, Ribeiro RF. Análise de testes empregados no estudo da adaptação marginal de prótese sobre implantes: proposição de novos conceitos e parâmetros. *Ciênc Odontol Bras.* 2007; 9(3): 32-40.

Van Oosterwyck H, Duyk J, Vander Sloten J, Von der Perre G, De Cooman M, Lievens S, *et al.* The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res* 1998; 6(9): 407-18.

Vasconcelos LW, Petrilli G, Vasconcelos RCB, Kobayashi F, Carvalho RS. Função imediata em mandíbula: simplificação da técnica. *Implant News*. 2005; 2 (2): 149-52.

Vaz MAK, Cury AADB, Marioline JRL. Análise fotoelástica da distribuição de tensões produzidas na mandíbula pela simulação do esforço mastigatório em sobredentaduras muco-dento-suportada e prótese total. *Rev Odontol Univ SPaulo*. 1999; 3(1), 1999.

Yamanishi Y, Yamaguchi S, Imazato S, Nakano T, Yatani H. Influences of implant neck design and implant–abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: Threedimensional finite element analysis. *Dentalmaterials*. 2012; 28; 1126–1133.

Zampelis, A., Rangert, B. & Heijl, L. (2007) Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: A two-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry* **97**: S35-43.