# Djeferson Henrique Andrade

Análise das tensões de próteses unitárias implantossuportadas de hexágono interno com diferentes diâmetros e comprimentos de

implante

ARAÇATUBA – SP 2011

# **Djeferson Henrique Andrade**

# Análise das tensões de próteses unitárias implantossuportadas de hexágono interno com diferentes diâmetros e comprimentos de implante

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como parte dos requisitos para a obtenção do título de Bacharel em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

Orientador: Prof. Adj. Eduardo Piza Pellizzer

# <u>Dedicalória</u>

Aos meus pais com admiração, às minhas irmãs com carinho e ao meu filho com amor. A vocês, que entenderam minhas ausências, aceitaram minhas omissões, compartilharam minhas lágrimas e sorrisos, divido, agora, o mérito desta conquista.

Aos que me apoiaram eu agradeço não somente com palavras, mas também com todo afeto e carinho que merecem:

À Deus, já que sem Ele a caminhada da vida não teria sentido.

Aos meus pais, que me guiaram e me acompanharam pelos caminhos que me proporcionaram todo aprendizado de minha vida.

Às minhas irmãs que, com carinho, apoiaram e aconselharam todos os meus passos.

Ao meu filho, uma luz em minha vida que me incentiva todos os dias a continuar caminhando.

À todos de minha família que entenderam minhas ausências, aceitaram minhas omissões, compartilharam minhas lágrimas e sorrisos, divido, agora, o mérito desta conquista.

As alegrias desse momento também são suas, pois seu amor, estímulo e carinho foram as armas desta <u>vitória</u>.

Dedico este trabalho

<u>Aqradecimentos especiais</u>

Ao meu orientador, *Prof. Adj. Eduardo Piza Pellizzer*, agradeço por tudo o que aprendi durante este ano sob sua orientação, muito me ensinou, contribuindo para meu crescimento científico, intelectual e pessoal. Pelo seu tempo, empenho e esforço dedicado neste trabalho.

À Doutora *Rosse Mary Falcón Antenucci* agradeço pela notável e essencial ajuda prestada em todo decorrer desse trabalho, sem tal jamais seria capaz de realiza-lo.

<u>(Aqradecimentos</u>

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, na pessoa do sua Diretora, Profa. Adj. Ana Maria Pires Soubhia pela oportunidade de realização do Curso de Odontologia.

Ao todos os integrantes do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese por me acolherem.

Aos docentes do Curso de Graduação em Odontologia pelos ensinamentos e convivências maravilhosos compartilhados.

"Retém a instrução e não a largues: guarda-a, porque ela é a tua vida."

Provérbios 4:13

Andrade, DH. Análise das tensões de próteses unitárias implantossuportadas
de hexágono interno com diferentes diâmetros e comprimentos de implante.
2011. 37f. Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) – Faculdade de Odontologia,
Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2011.

#### Resumo

Apesar das próteses implantossuportadas serem alvo de inúmeras pesquisas, os estudos sobre o comportamento biomecânico das próteses sobre implantes de conexão interna são poucos e limitados, principalmente associados aos diferentes comprimentos e diâmetros do implante. O objetivo deste estudo foi avaliar a distribuição das tensões nas próteses implantossuportadas de hexágono interno com diferente diâmetro e comprimento do implante, pela metodologia da fotoelasticidade. Foram confeccionados 8 modelos em resina fotoelástica PL-2 (Vishay Micro-measurements Group, Inc Raleigh, N.C. USA), cada modelo foi composto por um bloco de resina fotoelástica (10x30x45 mm), com apenas um implante de hexágono interno (Conect Ar, Conexão Sistema de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil) com diferentes diâmetros (4,3 e 5 mm) e comprimentos (10; 11,5; 13 e 15 mm). As coroas parafusadas foram confeccionadas com alturas padronizadas e em liga de NiCr. Foi aplicada uma carga axial e oblíqua de 100N em pontos fixos e padronizados na superfície oclusal por meio da Máquina de Ensaio Universal e para visualização das franjas fotoelásticas foi utilizado um polariscópio circular. Os resultados foram fotografados e analisados de forma qualitativa com auxílio do programa gráfico (AdobePhotoshop). Os resultados para os modelos de menor diâmetro mostraram áreas de concentração de tensões principalmente na região apical, já nos modelos de 5 mm de diâmetro as franjas isocromáticas distribuíram-se uniformemente ao redor do corpo do implante. Em todos os modelos, foi observado que o aumento do diâmetro e comprimento produziu um menor número de franjas.

Concluiu-se que: Os implantes de maior diâmetro apresentaram a distribuição de tensões mais favorável. Quanto maior o comprimento e o diâmetro menor a concentração de tensões.

Palavras-chave: Implante Dentário. Biomecânica. Estresse Mecânico.

Andrade, DH. Stress analysis of single implant-supported prostheses with internal-hex implants on different diameters and lengths. 2011. 37f. Trabalho de conclusão de curso (TCC) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2011.

#### Abstract

Despite the fact of implant-supported prosthesis being the subject of numerous studies, research papers on the biomechanical behavior of internal connection implant-supported prosthesis are few and limited, mainly associated with different lengths and diameters of the implant. The aim of this study was to evaluate the stress distribution on internal hexagon implant-supported prosthesis with different diameter and length, by the method of photoelasticity. 8 models were made in photoelastic resin PL-2 (Vishay Micro-Measurements Group, Inc. Raleigh, NC USA). Each model consisted of a photoelastic resin block (10x30x45 mm) and one internal hexagon implant (Connect Air connection Implant System Ltda., São Paulo, Brazil) with different diameters (4.3 and 5 mm) and lengths (10, 11.5, 13 and 15 mm). The crowns were made with screwed-standard heights and NiCr alloy. It was applied an axial and oblique load of 100N at fixed points on the occlusal surface and patterned by the Universal Testing Machine and the photoelastic fringes were visualized by means of a circular polariscope. The results were photographed and analyzed in a qualitative analysis with the aid of graphic program (AdobePhotoshop). The results for the models of smaller diameter showed areas of stress concentration mainly in the apical region and the models of 5 mm in diameter, isochromatic fringes were uniformly distributed around the body of the implant. In all models, it was observed that the increasing of the diameter and the length produced a smaller number of fringes. It was concluded that: the larger the diameter of implants, the more favorable

stress distribution. The higher the length and diameter, the lesser stress concentration.

Keywords: Dental implantation. Biomechanics. Mechanical stress.

Lista de Figuras

FIGURA 1. MATRIZ (BLOCO METÁLICO)	19
FIGURA 2. ALTURA DA MATRIZ (BLOCO METÁLICO)	19
FIGURA 3. LARGURA DA MATRIZ (BLOCO METÁLICO)	19
FIGURA 4. ESPESSURA DA MATRIZ (BLOCO METÁLICO)	19
FIGURA 5. MATRIZ DE SILICONE DE DUPLICAÇÃO	19
FIGURA 6. MATRIZ DE SILICONE COM BLOCO DE GESSO	19
FIGURA 7. POSICIONAMENTO DO ANÁLOGO COM AJUDA DO DELINEADOR	20
FIGURA 8. BLOCOS DE GESSO ESPECIAL COM SEUS RESPECTIVOS ANÁLOGOS	20
FIGURA 9. BLOCOS DE GESSO FIXADOS À PLACA DE VIDRO	21
FIGURA 10. VAZAMENTO DE SILICONE	21
FIGURA 11. RESINA FOTOELÁSTICA PL 2	21
FIGURA 12. MANIPULAÇÃO DA RESINA FOTOELÁSTICA	21
FIGURA 13. VAZAMENTO DA RESINA FOTOELÁSTICA	22
FIGURA 14. RESINA SOB PRESSÃO DE 40 LBF/POL <sup>3</sup>	22
FIGURA 15. MÁQUINA DE ENSAIO UNIVERSAL E POLARISCÓPIO CIRCULAR	23
FIGURA 16. ORDEM DAS FRANJAS	26
FIGURA 17. MODELO 1 4,3×10,0MM	28

FIGURA 18. MODELO 2 4,3x11,0MM	
FIGURA 19. MODELO 3 4,3x13,0MM	
FIGURA 20. MODELO 4 4,3x15,0MM	
FIGURA 21. MODELO 5 5,0×10,0MM	
FIGURA 22. MODELO 6 5,0×11,5MM	
FIGURA 23. MODELO 7 5,0x13,0MM	
FIGURA 24. MODELO 8 5,0x15,0MM	
FIGURA 25. MODELO 1 4,3×10,0MM	30
FIGURA 26. MODELO 2 4,3x11,5MM	30
FIGURA 27. MODELO 3 4,3x13,0MM	30
FIGURA 28. MODELO 4 4,3x15,0MM	30
FIGURA 29. MODELO 5 5,0x10,0MM	30
FIGURA 30. MODELO 6 5,0×11,5MM	
FIGURA 31. MODELO 7 5,0×13,0MM	
FIGURA 32. MODELO 8 5,0x15,0MM	

# Lista de Tabelas

TABELA 1. ESPECIFICAÇÕES DOS MODELOS.	. 20
TABELA 2. FORÇA AXIAL	. 26
TABELA 3. FORÇA OBLÍQUA	. 27

# Lista de Abreviaturas e Siglas

mm - Milímetros

nm - Nanômetro

με - Microstrain

# Sumário

1.	Introdução	. 15
2.	Proposição	.18
3.	Material e métodos	. 19
	3.1 Confecção dos modelos	. 19
	3.2 Aplicação das cargas	. 22
	3.3 Fotoelasticidade	. 23
	3.4 Esquema de Polariscópio Circular	. 24
4.	Resultados	. 26
	4.1 Formas de análise dos resultados	. 26
	4.2 Análise 1	. 26
	4.3 Análise 2	. 28
	CARGA AXIAL	. 28
	Terço Cervical	. 28
	Terço Apical	. 29

CARGA OBLÍQUA	. 29	
Terço Cervical	. 29	
Terço Médio	. 29	
Terço Apical	. 30	
Discussão	. 31	
6. Conclusões		
Referências Bibliográficas3		
	CARGA OBLÍQUA Terço Cervical Terço Médio Terço Apical Discussão Conclusões erências Bibliográficas	

#### 1. Introdução

O tratamento reabilitador com implantes osseointegrados revolucionou a odontologia moderna, sendo uma alternativa confiável para pacientes edêntulos totais ou parciais (Gealh et al., 2010), apresentando índices de sucesso superiores a 90% (Chuang et al., 2002). O primeiro tipo de conexão protética para implantes lançada no mercado foi o sistema de encaixe tipo hexágono externo, originalmente idealizado e desenvolvido por Brånemark. Com o passar do tempo e com o aumento da utilização dos implantes pelo clínico, muitos problemas de ordem biomecânica começaram a surgir (Cibirka et al., 2001, Goodacre, 2003).

Para tentar minimizar tais problemas; sistemas de encaixe alternativos, baseados na justaposição interna entre as paredes dos pilares e dos implantes foram desenvolvidos, alguns com desenho lembrando um hexágono interno (Lang et al. 2003), e outros com formato de cone (Norton et al., 1999; Çehreli et al., 2004), o que hipoteticamente poderia diminuir o estresse sofrido pelo parafuso do pilar, pois a tensão oclusal transmitida ao pilar estaria dividida entre as paredes do encaixe interno e o parafuso retentor (Binon, 2000). Binon, em 2000, relatou que existem mais de 20 variações de união implante/pilar. De maneira geral, a conexão do implante pode ser externa ou interna, sendo que as principais variações são: hexágono externo, hexágono interno e cone-morse. Sendo que, estudos em diferentes metodologias têm demonstrado superioridade da conexão interna em relação à externa (Merz et al., 2000; Balfour et al., 1989; Cehreli et al., 2004 ; Pellizzer et al., 2010).

Os implantes dentários funcionam para transferir a carga aos tecidos biológicos circundantes. Sendo que, o objetivo primário do desenho funcional é gerenciar (dissipar e distribuir) as cargas biomecânicas para otimizar a função da prótese implantossuportada. Entretanto, a transferência das cargas pode ser influenciada por fatores tais como: o tipo de carga, o comprimento e diâmetro do implante, o tipo de conexão protética, a forma e característica da superfície do implante, o tipo de prótese e a quantidade e qualidade do osso circundante (Eskitascioglu et al., 2004; Geng et al., 2001; Sahin et al., 2002; Weinberg et al., 1993).

Segundo alguns autores um dos principais fatores que influenciam na distribuição das tensões é o diâmetro do implante (Lee et al., 2005, Bozkaya et al.,

2004; Holmgren et al., 1998; Baggi et al., 2008; Kong et al., 2008; Ding et al. 2009), tendo maior influencia que o comprimento. De modo geral, o diâmetro dos implantes varia de 3 a 7 mm. Implantes de largo diâmetro foram introduzidos para expandir a instalação em áreas de osso de baixa densidade e altura limitada. Quanto maior este se apresentar, maior será a área de contato. Na mesma proporção haverá melhor dissipação das forças mastigatórias, redução das tensões ao redor da plataforma do implante e diminuição do deslocamento mesio-distal e vestíbulo-lingual do conjunto implante-coroa quando submetidos a cargas. (Himmlová et al., 2004; Holmgren et al., 1998; Lee et al., 2005; Anitua et al., 2010).

Estudos clínicos e em MEF indicam que implantes de largo diâmetro toleram melhor as cargas oclusais que os implantes de diâmetro regular (Petrie et al., 2005; Anner et al., 2005; Cho et al., 2004). A maioria de estudos de acompanhamento relata o sucesso dos implantes de largo diâmetro, quando colocados em região posterior da mandíbula ou maxila (Degidi et al., 2007; Mordenfeld et al., 2004, Tawil et al., 2003; Bahat et al., 1996; Aparicio et al., 1998; Renouard et al., 1999).

Em relação ao comprimento, o tamanho do implante influência na área de possível retenção óssea (Himmlová et al., 2004) e não há uma relação estabelecida entre a movimentação inicial e o comprimento do implante. Assim, análises mecânicas comprovam que o aumento do comprimento do implante somente melhora a taxa de sucesso para determinadas extensões (Douglass, 2002). Já nos implantes considerados curtos (<10 mm ou <7 mm)(Tawill et al., 2003; Friberg et al., 1991; Neves et al., 2006), a maioria de estudos de acompanhamento observaram altos índices de falha (Friberg et al., 2000; Misch, 2006). Entretanto, do ponto de vista biomecânico, pesquisadores indicaram que um melhor resultado será obtido utilizando o implante de maior diâmetro e comprimento (Misch, 2006).

Os fatores biomecânicos devem ser cuidadosamente avaliados, pois eles influenciam diretamente no planejamento de tratamentos com implantes. Na odontologia existem diferentes métodos para avaliação das tensões. Caputo & Standlee (1987) subdividiu esses métodos em duas técnicas: técnicas teóricas (matemáticas e análise de elemento finito) e técnicas experimentais (técnica do esforço padrão ou *strain gauge*, a holografia e a técnica da fotoelasticidade). Sendo que, o método da fotoelasticidade, inclui a possibilidade de visualização de tensões em estruturas complexas (estruturas orais), bem como da análise de cargas complexas (forças da mastigação), e a observação do campo como um todo, onde

16

os padrões de tensões podem ser observados através do modelo, facilitando tanto a localização como a magnitude. Sendo um método confiável e muito utilizado na área da pesquisa odontológica.

Pesquisas analisando o comportamento biomecânico dos implantes são numerosas, porém pesquisas avaliando a distribuição das tensões nas próteses implantossuportadas com implantes de hexágono interno são escassos e limitados. Assim, o entendimento e uso das teorias biomecânicas que afetam o desenho do implante osseointegrado podem melhorar o sucesso dos implantes sob varias condições de carga e permitir ao clínico a aplicação destas diretrizes, aumentando as taxas de êxito, fato que motivou a realização deste estudo.

# 2. Proposição

O objetivo deste estudo foi avaliar a distribuição das tensões nas próteses implantossuportadas de hexágono interno com diferente diâmetro e comprimento do implante, pela metodologia da fotoelasticidade.

#### 3. Material e métodos

#### 3.1 Confecção dos modelos

Foram confeccionados 8 modelos fotoelásticos. A partir de uma matriz metálica (10x30x45 mm) (Figs. 1 a 4) que foi duplicada por meio de silicone (Sapeca artesanato, Bauru, São Paulo, Brasil) para obter um molde que foi vazado com gesso especial tipo IV (Durone, Dentsply Ind., Rio de Janeiro, Brasil) (Figs. 5 e 6), obtendo-se 8 modelos de gesso.



Fig 1. Matriz (Bloco Metálico



Fig 3. Largura da Matriz (Bloco Metálico)



Fig 5. Matriz de silicone de duplicação



Fig 2. Altura da matriz (Bloco Metálico)



Fig 4. Espessura da matriz (Bloco Metálico)



Fig 6. Matriz de silicone com bloco de gesso



Fig 7.Posicionamento do análogo com ajuda do delineador



Fig 8. Blocos de gesso especial com seus respectivos análogos

A seguir, os modelos de gesso foram perfurados para receber o análogo do implante; os análogos foram posicionados no seu longo eixo com ajuda de um delineador (Bio-Art B 2 Equipamentos Odontológicos, Brasil) (Figs 7) e foram fixados com resina acrílica (Duralay, Reliance Dental MFG Company Worth, Illinois, EUA), até que o nível da plataforma permanecesse ao nível da superfície do bloco (Figs 8). A tabela 1, a seguir, ilustra as especificações dos modelos que foram utilizados neste estudo.

Tabela 1 E	Especificações	dos modelos
------------	----------------	-------------

Modelo	Descrição
1	Implante de 4,3x10 mm, com coroa parafusada
2	Implante de 4,3x11,5 mm, com coroa parafusada
3	Implante de 4,3x13 mm, com coroa parafusada
4	Implante de 4,3x15 mm, com coroa parafusada
5	Implante de 5x10 mm, com coroa parafusada
6	Implante de 5x11,5 mm, com coroa parafusada
7	Implante de 5x13 mm, com coroa parafusada
8	Implante de 5x15 mm, com coroa parafusada

Para obtenção do molde e confecção dos modelos fotoelásticos, o bloco de gesso com o análogo, já posicionado, foi conectado ao transferente e o conjunto foi fixado em uma placa de vidro adaptada com uma matriz de PVC por meio de Silicone laboratorial (Zetalabor, Zhermarck, Rovigo, Italy) (Fig. 9) para posterior vazamento do silicone. Antes do vazamento, foi colocada na ponta do transferente uma pequena bola de cera para indicar a saída do parafuso (Fig. 10).

Após endurecimento do silicone, foi retirado o parafuso do transferente para permitir a remoção do modelo de gesso, obtendo-se assim, a matriz de silicone com o transferente já posicionado; depois foi adaptado um implante em cada modelo (Conect Ar, Conexão Sistema de Prótese Ltda., Arujá, São Paulo, Brasil) com ajuda de uma pinça hemostática.

Foi verificado o correto assentamento no componente e em seguida a resina fotoelástica (PL-2, Vishay, Micro-Measurements Group, Inc Raleigh, N.C. EUA) (Fig. 11) foi pesada em uma balança de precisão digital (BEL, Equipamentos analítico, São Paulo, Brasil) e espatulada de acordo com as instruções do fabricante (Fig. 12).



Fig 9. Blocos de gesso fixados à placa de vidro



Fig 11. Resina fotoelástica PL 2



Fig 10. Vazamento de silicone



Fig 12. Manipulação da resina Fotoelástica

O molde foi aquecido em uma estufa até atingir 52°C de temperatura e preenchido com a resina (Fig. 13). Posteriormente, foi colocado sob pressão de 40

lbf/pol<sup>2</sup> para a remoção de bolhas internas (Fig. 14) e finalmente obtemos o modelo fotoelástico. Após a obtenção do modelo fotoelástico, foi realizado o acabamento do modelo com lixas d'água de granulação fina (300, 400, 600, 1200). As coroas parafusadas foram confeccionadas com alturas padronizadas e em liga de NiCr.



Fig 13. Vazamento da resina fotoelástica



Fig 14. Resina sob pressão de 40 lbf/pol<sup>2</sup>

#### 3.2 Aplicação das cargas

A coroa foi conectada ao implante e uma carga de 100N axial e oblíqua foi aplicada, por meio de uma ponta metálica adaptada à maquina de ensaio universal, utilizada para delimitar a região selecionada no modelo fotoelástico a receber cargas. A carga foi aplicada na superfície oclusal em um ponto fixo padronizado (nicho). Para aplicação da carga oblíqua, os modelos foram posicionados em uma mesa universal do delineador com angulação pré-determinada de 45°.

O conjunto foi posicionado em um polariscópio circular colocado em um recipiente de vidro com óleo mineral até que o modelo ficasse totalmente imerso, com o objetivo de minimizar a refração de superfície e facilitar a observação fotoelástica. O recipiente foi posicionado entre um filtro polarizador e outro filtro analisador. Junto ao filtro polarizador é acoplado um difusor de luz, através do qual uma fonte de luz branca (Photoflood, General Electric, Rio de Janeiro, Brasil) recai uniformemente sobre o recipiente com o modelo fotoelástico.

O filtro analisador foi acoplado a uma máquina fotográfica digital (Nikon D80, Nikon Corp., Japan) para a captura das imagens. A partir de então, foram iniciadas as aplicações das cargas com auxílio de uma Máquina de Ensaio Universal (EMIC-DL 3000, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) (Fig. 15) que foi submetida a um script, em que ao atingir 100N na aplicação de carga, foi mantida a posição durante 10 segundos e nesse mesmo intervalo de tempo, foi ajustado o temporizador da câmera fotográfica para a padronização dos tempos das aplicações.



Fig 15. Máquina de Ensaio Universal e polariscópio circular

Após as aplicações de cargas houve a formação franjas isocromáticas correspondentes às tensões registradas. A tensão resultante em todas as áreas do modelo fotoelástico foi monitorada, registrada fotograficamente e, posteriormente, visualizada com o software (AdobePhothoshop CS3, San Jose, Calif.) que facilitou a análise qualitativa.

#### 3.3 Fotoelasticidade

A técnica fotoelástica fornece uma exibição visual das tensões em determinado modelo. Estas tensões são reveladas com o auxílio de um dispositivo denominado polariscópio. Há dois tipos de polariscópio: o plano e o circular. O polariscópio plano proporciona campo de visão escuro através dos polarizadores de eixo cruzados e claros por meio de eixos paralelos, portanto, dois tipos de franjas são visualizados neste aparelho: os padrões coloridos que são as franjas isocromáticas e mostram intensidade das tensões e as linhas escuras, chamadas isoclínicas, sobrepostas às franjas coloridas e relacionadas com a direção da tensão. Para aplicação odontológica, as informações principais requeridas são a localização e a intensidade das concentrações de tensões.

Este aparelho é dotado da parte óptica e da parte mecânica. Na sua parte óptica este aparelho possui uma fonte de luz branca, um filtro polarizador, um difusor e um filtro analisador. Na sua parte mecânica, interposta entre os conjuntos polarizador e analisador, o aparelho apresenta um instrumento que possibilita

posicionar o modelo a ser analisado no centro geométrico dos filtros. Como equipamento auxiliar do polariscópio, acopla-se uma máquina fotográfica digital para a captura das imagens, que permite visualizar as franjas e registrá-las por meio de fotografias para sua posterior análise com um programa de edição de imagens, onde poderá ser analisado qualitativamente.

Para melhor visualização dos padrões isocromáticos (franjas coloridas), devese eliminar as isoclínicas (franjas escuras) e isso pode ser realizado com uso de filtros. Estes filtros, chamados placas "quarter-wave", irão cancelar rotações das ondas de luz, o que anula as franjas isoclínicas (escuras).

O interessante dessa metodologia é que permite a visualização direta das tensões geradas sobre uma determinada estrutura, estabelecendo dessa forma, uma correlação entre modelo fotoelástico e correspondentes situações das estruturas bucais quando estão sob tensões (Haraldson, 1980; Caputo & Standlee, 1987). Além disso, a visão conjunta das tensões internas nos corpos podem ser medidas, fotografadas e filmadas, sendo que em outros métodos analíticos são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças construídos a partir de dados numéricos (Campos Jr et al., 1986).

#### 3.4 Esquema de Polariscópio Circular



Esse arranjo é chamado de polariscópio circular. Para melhor nitidez das imagens, os modelos são imersos juntamente com o aparelho para aplicação de cargas em um tanque contendo óleo mineral puro, o que possibilita ainda melhor visualização das franjas isoclínicas (escuras). As cores do espectro visível vão do vermelho com comprimento de onda entre 630 e 700 nm ao violeta com comprimento de onda entre 400 e 450 nm.

A luz branca apresenta diferentes comprimentos de onda que através de filtros pode ser polarizada em diferentes comprimentos, ou seja, em diferentes cores. Utilizando-se a luz branca, os efeitos óticos se manifestam como franjas coloridas que possuem um número de ordem, dependendo da intensidade da carga. A ordem de franja em um ponto está relacionada com o estado de tensões no modelo, através da conhecida "Lei Ótica das Tensões" (Dally & Riley, 1978).

#### 4. Resultados

#### 4.1 Formas de análise dos resultados

A técnica utilizada neste experimento é uma das formas mais comuns de se determinar a ordem de franja que é o *método qualitativo,* onde se utiliza registros fotográficos das amostras para verificação da ordem de franja (N) (Fig. 16) e da direção de propagação das tensões, conforme Standlee & Caputo (1987) (French et al., 1989; Cehrelhi et al., 2004; da Silva, 2010).

- Quanto maior o N, maior magnitude de tensões.

- Quanto mais próximas as franjas uma das outras, maior a concentração de tensões.

Para facilitar a análise, a região ao redor de cada implante foi dividida em três segmentos padronizados, correspondendo ao terço cervical, médio e apical. Os resultados da análise fotoelástica foram dispostos da seguinte forma:

#### 4.2 Análise 1

Onde foi observada a quantidade de franjas formadas. Para esta análise, foram contadas todas as franjas de ordens inteiras (**N**):

Franja de ordem N = 0 (Preta)
Franja de ordem N = 1 (Transição Vermelho/Azul)
Franja de ordem N = 2 (Transição Vermelho /Verde)
Franja de ordem N= 3 (Transição Rosa /Verde)



### Tabela 2. Força axial

Modelo	Descrição	Número de Franjas
1	Implante de 4,3x10 mm, com coroa parafusada	3
2	Implante de 4,3x11,5 mm, com coroa parafusada	2
3	Implante de 4,3x13 mm, com coroa parafusada	1
4	Implante de 4,3x15 mm, com coroa parafusada	1
5	Implante de 5x10 mm, com coroa parafusada	2
6	Implante de 5x11,5 mm, com coroa parafusada	1
7	Implante de 5x13 mm, com coroa parafusada	1
8	Implante de 5x15 mm, com coroa parafusada	1

# Tabela 3. Força oblíqua

Modelo	Descrição	Número de Franjas
1	Implante de 4,3x10 mm, com coroa parafusada	6
2	Implante de 4,3x11,5mm, com coroa parafusada	6
3	Implante de 4,3x13 mm, com coroa parafusada	4
4	Implante de 4,3x15 mm, com coroa parafusada	4
5	Implante de 5x10 mm, com coroa parafusada	5
6	Implante de 5x11,5mm, com coroa parafusada	5
7	Implante de 5x13 mm, com coroa parafusada	3
8	Implante de 5x15 mm, com coroa parafusada	3

#### 4.3 Análise 2

Para isso, foram avaliados os resultados da aplicação de carga axial e oblíqua em cada implante individual e comparativamente.

### **CARGA AXIAL**

#### Terço Cervical

Nos modelos 1 e 2 (4,3x10mm e 4,3x11mm) foram notadas formações de franjas bilateralmente na região de primeira rosca enquanto que nos modelos 3 e 4 (4,3 mm de diâmetro) essas formações não foram notadas, já nos modelos 5, 6 e 7 (5x10, 5x11,5; 5x13 mm) houve uma formação de franjas na região de primeira rosca enquanto que no modelo 8 essas formações não foram notadas.



### Terço Médio

Os modelos 1 e 2 apresentaram uma área de formação de franjas do lado direito do implante, já nos modelos 3 e 4 não foram notadas formações de franjas. Os modelos 5, 6, 7 e 8 apresentaram uma distribuição uniforme das tensões.

#### Terço Apical

Os modelos 1, 2, 3 e 4 apresentaram uma área de concentração das tensões que diminuiu conforme aumentou o comprimento do implante, sendo os modelos de menor comprimento de implante apresentando uma maior quantidade de franjas. Os modelos 6 e 7 apresentaram uma concentração de tensões semelhantes, já no modelo 8 a área de concentração foi mais centralizada.

Comparativamente os modelos de 5 mm de diâmetro distribuíram de maneira uniforme as tensões ao longo de todo corpo do implante, o que não ocorreu nos modelos de 4,3 mm de diâmetro, que apresentaram concentração de tensões principalmente na região cervical e apical.

#### **CARGA OBLÍQUA**

Terço Cervical

Todos os modelos apresentaram concentração de tensões principalmente do lado oposto de concentração de tensões, nos modelos de 4,3 mm de diâmetro as franjas de alta tensão estavam mais concentradas na região de primeira rosca do implante e mais espaçadas e em menor número nos modelos de maior comprimento de implante. Os modelos de 5 mm de diâmetro as franjas de alta tensão estavam distribuídas por todo terço cervical e mais espaçadas e em menor número nos modelos de maior número nos modelos de maior comprimento de implante.

#### Terço Médio

Não foram observadas franjas de alta intensidade na região de terço médio dos implantes de todos os modelos, as franjas de baixa intensidade notadas em todos os modelos estavam mais bem distribuídas nos modelos mais longos tanto nos de 4,3 mm de diâmetro, quanto nos de 5 mm de diâmetro.

Comparativamente os modelos de 5 mm de diâmetro obtiveram uma distribuição melhor nas tensões na região do terço médio dos implantes do que nos modelos de 4,3 mm de diâmetro.



## Terço Apical

Observamos que todos os modelos apresentaram franjas de alta intensidade concentradas principalmente do lado oposto da aplicação da carga. As franjas apresentaram-se mais próximas.

#### 5. Discussão

A realização desse estudo comparativo entre implantes de conexão interna permitiu a análise do comportamento biomecânico dos mesmos levando em consideração suas diferenças em relação ao diâmetro e comprimento, sendo considerado por alguns autores como alguns dos principais fatores que influenciam na distribuição das tensões. (Baggi et al., 2008; Holmgren et al., 1998; Siegele et al., 1989; Bozkaya et al., 2004). Do ponto de vista biomecânico a magnitude da transferência das forças na área peri-implantar vai ser influenciada pelo desenho do implante e pelas propriedades estruturais e mecânicas da interface (Misch, 2006; Brunski et al., 1999).

Analisando os modelos sob aplicação de carga axial, foi observado que os modelos de largo diâmetro apresentaram a menor concentração de tensões ao nível cervical quando comparado aos de menor diâmetro. Biomecanicamente é um fato importante, porque a redução de tensões ao nível cervical minimizará as probabilidades de saucerização, o que biologicamente é vantajoso em relação à redução da perda óssea marginal e no sucesso em longo prazo (Misch, 2006; Brunski et al., 1999). Pesquisas por outras metodologias analisando diferentes variáveis do implante (entre elas o diâmetro) relataram que o diâmetro do implante influenciou na redução de tensões ao nível cervical (Holgrem et al., 1998; Baggi et al., 2008; Himmlová et al., 2004; Bozkaya et al., 2004).

A distribuição das tensões para os modelos de menor diâmetro na aplicação de carga axial apresentaram-se centralizadas ao nível do ápice para todos os modelos, provavelmente essa distribuição seja devido a que as cargas axiais se distribuem uniformemente ao longo eixo do implante (Sahin et al., 2002; Misch, 1994), isso somado a que a conexão interna apresenta uma maior área de conexão entre o implante e o pilar, e uma maior estabilidade o que pode ter favorecido na transferência de cargas ao longo eixo do implante (Niznick, 1991; Maeda et al., 2006). Porém alguns modelos apresentaram baixas tensões ao nível do terço médio, possivelmente isso se deve a uma imprecisão na união coroa/implante. Segundo Lang et al. (2003) os implantes de hexágono interno apresentam algum movimento rotacional do pilar ao redor do implante, o que pode resultar em instabilidade da junta.

31

Os modelos de largo diâmetro, sob aplicação de carga axial distribuíram as tensões uniformemente ao redor do corpo do implante, e em menor área e intensidade que os modelos de menor diâmetro, isso possivelmente está relacionado à maior dissipação de tensão devido ao aumento da superfície de contato. Assim, o aumento do diâmetro do implante dissipa melhor as cargas oclusais e reduz as tensões na região peri-implantar (Langer et al., 1993; Ivanoff et al., 1997; Degidi et al., 2007; Misch, 1999) devido a uma maior área de contato osso/implante Segundo Bidez & Misch (1999), a magnitude das tensões é dependente de duas variáveis: a magnitude da força e a área sobre a qual a força é dissipada. Portanto uma menor área levaria a uma maior concentração de tensões.

Em relação ao comprimento do implante, notou-se que conforme aumentou o comprimento do implante a concentração de tensões localizou-se mais apicalmente, num estudo realizado por Baggi et al., (2008) pelo MEF, analisando a influência do diâmetro e o comprimento do implante, os autores relataram que a pesar que o diâmetro influenciou mais na redução das tensões o comprimento permitiu que a diminuição das tensões no osso trabecular.

As concentrações e magnitude de tensões foram maiores durante a aplicação da carga oblíqua, o que também foi observado em outros estudos pela metodologia da fotoelasticidade e de elementos finitos (French et al., 1989; Eskitascioglu et al., 2004; Bozkaya et al., 2004; Siegele et al., 1989). Os modelos tiveram uma maior concentração de tensões na região cervical no lado de direção da carga o que foi verificado também por Cehreli et al. (2004) por meio de uma análise fotoelástica.

Poucos foram os estudos encontrados avaliando a influencia do diâmetro e comprimento associado aos implantes de hexágono interno. Portanto, mais investigações *in vitro* e estudos clínicos fazem necessários para avaliar o comportamento biomecânico do sistema de conexão interna e dos seus componentes.

32

## 6. Conclusões

Diante dos resultados encontrados, concluímos que:

- Os implantes de maior diâmetro apresentaram a distribuição de tensões mais favorável.
- ✓ Quanto maior o comprimento e o diâmetro menor a concentração de tensões.

#### Referências Bibliográficas

- 01. Aparicio C, Orozco P. Use of 5-mm-diameter implants: Periotest values related to a clinical and radiographic evaluation. Clinic Oral Implants Res 1998;9(6):398-406.
- 02. Anner R, Better H, Chaushu G.The clinical effectiveness of 6 mm diameter implants. J Periodontol. 2005 Jun;76(6):1013-5.
- 03. Anitua, E.; Tapia, R.; Luzuriaga, F.; Orive, G. Influence of Implant Length, Diameter, and Geometry on Stress Distribution: A Finite Element Analysis. Restorative Dent. 2010. 30 (1):89-95.
- 04. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. J Prosthet Dent 2008;100(6):422-31.
- 05.Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. J Prosthet Dent. 1995;73(1):36-43.
- 06. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. J Oral Implantol 1992;18(3):264-74.
- 07.Binon, P.P. Implants and Components: Entering the New Millennium. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Jan-Feb., 15(1):76-94.
- 08. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. J Prosthet Dent 2004;92(6):523-30.
- 09. Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. Adv Dent Res. 1999 Jun;13:99-119.
- Campos Jr A, Passanezi E, Nahás D, Janson WA. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte I – Campo de aplicação. Rev Odontol Univ São Paulo. 1986;16:20-25.
- 11. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence Publishing Co., 1987.
- Cehreli, M.; Duyck, J.; De Cooman, M.; Puers, R.; Naert, I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. Clin. Oral Impl. Res. 2004 Apr., 15(2):249-57.

- 13. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. J Prosthet Dent. 2001 Mar;85(3):268-75.
- 14. Cho S-C, Small P-N, Elian N, Tamow D. Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7-years longitudinal data. Implant Dent 2004; 13:254-250.
- 15. Chuang, S.K.; Wei, L.J.; Douglass, C.W.; Dodson, T.B. Risk Factors for Dental Implant Failure: A Strategy for the Analysis of Clustered Failure-time Observations. J Dent Res. 2002. 81 (8):572-577.
- 16. Dally JM, Rilley WF. Experimental stress analysis. New York: McGraw Hill, 1978.
- 17.das Neves FD, Fones D, bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ. Short implants-na analysis of longitudinal studies. Int J Oral Maxillofac Implants 2006; 21(1):86-93.
- 18. Douglass GL, Merrin RL. The immediate dental implant. J Calif Dent Assoc. 2002; 30:362-5.
- 19. Degidi M, Piattelli A, Iezzi G, Carinci F. Wide-diameter implants: analysis of clinical outcome of 304 fixtures. J Periodontol 2007;78(1):52-8.
- 20. Ding X, Zhu X-H, Liao S-H, Zhang X-H, Chen H. Implant–bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: threedimensional finite element analysis. J Prosthodont 2009;18(5):393-402
- 21. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. J Prosthet Dent 2004;91:144-50.
- 22. French AA, Bowles CQ, Parham PL, Eick JD, Killoy WJ, Cobb CM. Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants. Int J Perio Rest Dent. 1989;9:221-230.
- 23. Friberg B, Gröndahl K, Lekholm U, Bränemark PI. Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. Clin Implant Dent Relat Res 2000;2(4):184-9.
- 24. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6(2):142-6.

- 25. Gealh. W.C.; Mazzo. V.; Barbi, F.; Camarini, E.T. Osseointegrated Implants Fracture: Causes And Treatment. J Oral Implantol. 2010 Jun., 16.
- 26. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review literature. J Prosthet Dent 2001;85:585-98.
- 27. Goodacre CJ, Bernal G, Runcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent 2003;90(2):121-32.
- 28. Haraldson T. A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. Scand J Plast Reconstr Surg. 1980;14:209-214.
- 29. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. J Prosthet Dent. 2004; 91:20-5.3.
- 30. Homlgren, E.P.; Seckinger, R.J.; Kilgren, L.M.; Mante, F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral Implantol. 1998. 24 (2):80-8.
- 31. Ivanoff CJ, Sennerby L, Johansson C, Rangert B, Lekholm U. Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. Int J Oral Maxillofac Surg 1997;26(2):141-8.
- 32. Kong L, Sun Y, Hu K, Li D, Hou R, Yang J, Liu B. Bivariate evaluation of cylinder implant diameter and length: a three-dimensional finite element analysis, J Prosthodont 2008;17(4):286-93
- 33.Lang, L. A; Kang, B; Wang, R. F; Lang, B. R. Finite element analyst to determine implant preload. The Journal of Prosthetic Dentisty, v. 90, n. 6, p. 539 – 545, 2003.
- 34. Langer B, Langer L, Herrmann I, Jorneus L. The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8(4):400-8.
- 35.Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. J Prosthet Dent 2005;94(4):377-81.
- 36. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In Vitro differences os stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections a short communications J Oral Rehab. 2006:33(1):75-8

- 37.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(4):519-26.
- 38. Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. Compendium 1994; 14(11):1330-32,34passim;quiz 1344.
- 39. Misch CE. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. Implant Dent 1999;8(4):376-86.
- 40. Misch CE. Prótese sobre implantes. São Paulo: Liv. Santos; 2006. 625p.
- 41. Mordenfeld MH, Johansson A, Hedin M, Billström C, Fyrberg KA. A retrospective clinical study of wide-diameter implants used in posterior edentulous areas. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004 May-Jun;19(3):387-92.
- 42. Niznick G. The implant abutment connection: the key to prosthetic success. Compend ContinEducDent. 1991:12(12):932,934-8
- 43. Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. <u>J Prosthet Dent</u> 1999;81(2):159-66.
- 44. Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Santiago JF, de Moraes SL, de Carvalho BM. Photoelastic analysis of the influence of platform switching on stress distribution in implants. J Oral Implantol 2010;36(6):419-24.
- 45. Pellizzer, E.P.; Tonella, B.P.; Ferraço, R.; Falcón-Antenucci, R.M.; de Carvalho, P.S.; Alves-Rezende, M.C.R. Photoelastic Stress Analysis in Screwed and Cemented Implant-Supported Dentures With External Hexagon Implants. J Craniofac Surg. 2010 Jul., 21(4):1110-3.
- 46. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length and taper on strains in the alveolar crest. A threedimensional finite-element analysis. Clin Oral Implants Res 2005;16(4):486-94.
- 47. Renouard F, amoux J\_P, Sament DP. Five-mm-diameter implants without a smooth surface collar: report on 98 consecutive placements. Int J Oral Maxilofac Implants 1999; 14(1): 101-7
- 48. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. Int J Oral Maxillofac Implants. 1989 Winter;4(4):333-40.

- 49.Şahin S, Çehreli MC, Yalçin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. J Dent 2002;30:271-82.
- 50. Silva EF, Pellizzer EP, Quinelli Mazaro JV, Garcia Júnior IR. Influence of the connector and implant design on the implant-tooth-connected prostheses. Clin Implant Dent Relat Res. 2010 Sep;12(3):254-62. Epub 2009 May 7.
- 51. Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined surface implants followed for 12 to 92 months. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003; 18: 894-901.
- 52. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993;8:19-31.