

**Leonardo Bueno Torcato**

**Análise Fotoelástica das Próteses Implantossuportadas  
Esplintadas  
(Processo FAPESP N° 2009/15169-5)**

**ARAÇATUBA – SP  
2010**

**Leonardo Bueno Torcato**

**Análise Fotoelástica das Próteses Implantossuportadas  
Esplintadas**

Trabalho de Conclusão de Curso 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

**ARAÇATUBA - SP  
2010**

# DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **José e Maria Cristina**, por todo o esforço, dedicação e apoio durante os quatro anos mais importantes da minha vida: período de minha Graduação em Odontologia. Representam todo o meu amor, orgulho e o „alicerce“ mais resistente sobre o qual cresci.

*Dedico esse trabalho*

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, Prof. Adj. **Eduardo Piza Pellizzer**, agradeço, inicialmente, pela oportunidade de fazer parte do corpo de estagiários na área de Prótese, pelo interesse em desenvolver um projeto de iniciação científica e por toda a preocupação e orientações concedidas a mim. Muito contribuiu para o meu desenvolvimento científico, intelectual e direcionamento/reconhecimento da afinidade por uma área da Odontologia, a Prótese Dentária.

À doutoranda, **Rosse Mary Falcón Antenucci**, agradeço por tudo o que aprendi durante o meu último ano de graduação, todas as orientações concedidas a mim, pelo constante interesse na minha instrução e auxílio em projetos e conhecimentos científicos. E como se não bastasse, pela grande amizade que desenvolvemos.

## AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, na pessoa do seu Diretor, Prof. Dr. Pedro Felício Estrada Bernabé, pela oportunidade de realização do Curso de Odontologia.

Aos docentes do Curso de Graduação em Odontologia, pelos ensinamentos e convivência compartilhados.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, pela concessão da bolsa de iniciação científica e pelo apoio financeiro para a realização da pesquisa.

## EPÍGRAFE

*“Prefiro as lágrimas de não ter vencido, do que a vergonha de não ter lutado” (Charles Chaplin).*

*“A vida é feita de oportunidades e escolhas que batem à sua porta; a virtude de uma vida plena depende apenas de seu engajamento ou não” (Leonardo B. Torcato).*

TORCATO, L.B. **Influência do Comprimento do Implante nas Próteses Implantossuportadas Esplintadas**. 2010. 40 f. Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) – Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista – „Júlio de Mesquita Filho“, Araçatuba, 2010.

### **Resumo**

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do comprimento do implante na distribuição das tensões em 2 implantes esplintados com próteses parafusadas. Foram confeccionados 3 modelos em resina fotoelástica PL-2 com 2 implantes e prótese implantossuportada esplintada. Foram utilizados implantes de hexágono externo de 4,00mm de diâmetro e diferentes comprimentos (8,5; 10 e 13 mm). Modelo 1 - 1º Implante-8,5mm + 2º Implante-8,5mm; Modelo 2 - 1º Implante-10,00mm + 2º Implante-8,5mm; Modelo 3 - 1º Implante-13,00mm + 2º Implante-8,5mm. As coroas foram confeccionadas com altura padronizada e em liga de Ni-Cr. Foi aplicada uma carga axial de 100N e oblíqua (45°) de 50N por meio da máquina de ensaio universal (EMIC DL 3000) em pontos fixos e padronizados sobre a superfície oclusal. Para visualização das tensões foi utilizado um polariscópio circular. Os resultados foram analisados de forma qualitativa com auxílio de um programa gráfico. Na aplicação da carga axial, as tensões concentraram-se ao redor do corpo do implante nos modelos A e B e houve uma melhor distribuição quando aumentamos o comprimento do implante de 8,5 (Modelo 1) para 10 mm (modelo 2). Entretanto quando aumentamos o comprimento 1º implante de 8,5mm (Modelo 1) para 13 mm (Modelo 3), as tensões diminuíram significativamente e concentraram-se principalmente no ápice do implante. Na aplicação da carga oblíqua, as tensões concentraram-se do lado oposto da aplicação da carga e na região apical; as franjas apresentaram-se com menor concentração conforme aumentamos o comprimento do 1º implante. Conforme aumentamos o comprimento do primeiro implante, a intensidade das tensões diminuiu. A tensão diminuiu significativamente quando aumentamos o comprimento no primeiro implante de 8,5 para 13 mm.

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

TORCATO, L.B. **Influence Of Implant Length On Splinted Implant Supported Dentures**. 2010. 40 f. Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) – Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista – „Júlio de Mesquita Filho“, Araçatuba, 2010.

### **Abstract**

The aim of this study was to evaluate the influence of implant length on the stress distribution in 2 splinted implants with screw-retained dentures. Three models were made of photoelastic resin PL-2 with 2 implants and splinted implant supported dentures. External hex implants measuring 4.00mm in diameter and different lengths (8.5; 10 and 13 mm) were used. Model 1 - 1st Implant-8.5mm + 2nd Implant-8.5mm; Model 2 - 1st Implant-10.00mm + 2nd Implant-8.5mm; Model 3- 1st Implant-13.00mm + 2nd Implant-8.5mm. Crowns with a standard height were made of Ni-Cr alloy. Axial load of 100N and oblique (45°) load of 50N were applied by means of a universal test machine (EMIC DL 3000) at fixed and standard points on the occlusal surface. A circular polariscope was used to visualize the stress. The results were analyzed qualitatively using a graphic software. When axial load was applied the stresses were concentrated around the implant body in Models 1 and 2, and there was a better distribution when the implant length of 8.5mm (Model 1) was increased to 10mm (Model 2). However, when the 1st implant length of 8.5mm (Model 1) was increased to 13mm (Model 3), the stresses diminished significantly and were concentrated mainly on the apex of the implant. When an oblique load was applied, the stresses were concentrated on the opposite side of the load application and in the apical region; the fringes presented lower concentration as the length of the 1st implant was increased. It was concluded that: As the length of the 1st implant was increased, the intensity of stress diminished. The stress diminished significantly when the length of the first implant was increased from 8.5mm to 13mm.

**Key-words:** Dental implantation. Biomechanics. Mechanical stress.

# Lista de Figuras

<b>Figura 1-</b>	Matriz (Bloco Metálico)	<b>20</b>
<b>Figura 2 -</b>	Altura da matriz	<b>20</b>
<b>Figura 3 -</b>	Espessura da matriz	<b>20</b>
<b>Figura 4 -</b>	Largura da matriz	<b>20</b>
<b>Figura 5 -</b>	Matriz de silicone de duplicação	<b>21</b>
<b>Figura 6 -</b>	Matriz de silicone com bloco de gesso	<b>21</b>
<b>Figura 7 -</b>	Posicionamento do análogo com ajuda do delineador	<b>21</b>
<b>Figura 8 -</b>	Blocos de gesso especial com seus respectivos análogos	<b>21</b>
<b>Figura 9 -</b>	Blocos de gesso fixados à placa de vidro	<b>22</b>
<b>Figura 10 -</b>	Vazamento de silicone	<b>22</b>
<b>Figura 11 -</b>	Resina Fotoelástica PL-2	<b>22</b>
<b>Figura 12 -</b>	Manipulação da Resina Fotoelástica	<b>22</b>
<b>Figura 13 -</b>	Vazamento da resina fotoelástica	<b>23</b>
<b>Figura 14 -</b>	Resina sob pressão de 40 lbf/pol <sup>2</sup>	<b>23</b>
<b>Figura 15 -</b>	Máquina de Ensaio Universal e polariscópio circular	<b>24</b>



# **Lista de Tabelas**

<b>Tabela 1 -</b>	Especificações dos modelos	<b>21</b>
<b>Tabela 2 -</b>	Carga axial	<b>28</b>
<b>Tabela 3 -</b>	Carga oblíqua	<b>29</b>

# Lista de Abreviaturas e Siglas

mm	-	Milímetros
nm	-	Nanômetro
µs	-	Microstrain

# Sumário

1	Introdução	14
2	Proposição	18
3	Materiais e métodos	20
4	Resultado	28
5	Discussão	32
6	Conclusão	35
7	Referências	37

# *Introdução*

## 1. Introdução

O Brasil passa por um processo de envelhecimento populacional rápido e intenso, visto que os grupos de terceira idade crescem continuamente em razão do aumento da expectativa de vida; dentro desses aspectos, saúde bucal tem um papel relevante, já que afeta o nível nutricional, o bem-estar físico, mental e a vida social ativa. Por ser a perda dentária um dos problemas mais freqüentes no paciente de terceira idade, a reabilitação protética torna-se um fator importante para o restabelecimento das condições bucais ideais.

Novos conceitos de reabilitação passaram a ser conhecidos pela comunidade científica a partir de estudos longitudinais<sup>1-3</sup> que mostraram uma casuística de pacientes desdentados reabilitados com prótese implantossuportadas e um sucesso clínico de 89% na maxila e 96% na mandíbula. Desde então, a utilização de implantes osseointegrados expandiu-se do edentulismo total para as próteses parciais fixas, elementos unitários anteriores e posteriores, reconstruções maxilo-faciais e outras aplicações.<sup>4</sup>

A osseointegração é uma união estrutural e funcional entre o tecido ósseo normal viável e o implante em função, transmitindo as cargas oclusais diretamente ao osso circundante<sup>5</sup>. Um implante osseointegrado permanece rigidamente fixado ao osso e pode mover-se somente 10  $\mu\text{m}$  em direção vertical, enquanto o dente com um ligamento periodontal saudável pode mover-se 25–100  $\mu\text{m}$ <sup>6,7</sup>. Como conseqüência da falta da micromovimentação, a tensão transmitida à interface osso-implante é concentrada principalmente no osso cortical<sup>8</sup>. Assim, a perda da osseointegração e o aumento da reabsorção óssea ao redor do implante podem ocorrer como resultado da sobrecarga.<sup>9</sup>

Segundo Skalak (1983)<sup>10</sup>, a maneira como as tensões mecânicas são transmitidas para o tecido ósseo é crítica para o sucesso da reabilitação. Em próteses fixas sobre múltiplos implantes, a transmissão de cargas irá depender do número e distribuição dos implantes, bem como da rigidez da estrutura metálica. Uma estrutura rígida garante a distribuição de tensões, evitando concentração de cargas sobre um determinado implante, porém, qualquer falha de adaptação dessa estrutura aos implantes resultará na concentração de tensões na própria estrutura, nos implantes ou no tecido ósseo.

Além do exposto anteriormente, para o sucesso e longevidade clínica de um tratamento reabilitador envolvendo próteses sobre implantes, é necessário uma integração adequada entre profissionais (cirurgião e protesista), isto é, um planejamento reverso apropriado. Ainda durante a fase de planejamento pré-cirúrgico, devem-se considerar fatores clínicos (qualidade óssea, proximidade com estruturas anatômicas) e funcionais em relação ao posicionamento dos implantes. Os fatores mais importantes, no que se referem à biomecânica, estão relacionados com o diâmetro e o comprimento do implante. Um comprimento maior do implante influencia na área de possível retenção óssea e apresenta maior superfície de contato com o tecido ósseo, importante durante distribuição de forças mastigatórias.<sup>9-11</sup>

No entanto, as limitações anatômicas (proximidade ao seio maxilar ou nervo mandibular) podem dificultar o posicionamento dos implantes, sendo necessária a utilização de procedimentos cirúrgicos invasivos (enxerto ósseo, lateralização do nervo mandibular, levantamento do seio maxilar), ou opções alternativas, como o uso de implantes inclinados ou implantes curtos.<sup>12,13</sup>

Com relação aos implantes curtos, a maioria das pesquisas mostram altos índices de falhas.<sup>9,11,12</sup> Segundo Misch et al., (2006)<sup>6</sup>, existem 3 fatores de risco que aumentam a tensão nos implantes curtos e que podem explicar porque este tipo de implante tem uma alta taxa de falha na região posterior: 1) aumento da altura da coroa, 2) força de mordida alta e 3) densidade óssea. Assim, para compensar esses fatores, os autores recomendam a aplicação de métodos biomecânicos para diminuir as tensões: 1) próteses sem cantilevers, 2) eliminar a incidência de forças anguladas sobre as restaurações posteriores, através da eliminação de contatos laterais e 3) esplintagem múltipla dos implantes.

Baseados em resultados clínicos, modelos de elementos finitos e estudos fotoelásticos, tem sido recomendado a conexão rígida entre os múltiplos implantes,<sup>14, 15</sup> com o intuito de reduzir as forças oclusais transferidas ao periodonto e ao tecido peri-implantar.<sup>16,17</sup> Guichet et al., (2002)<sup>18</sup> observou num estudo fotoelástico que as restaurações esplintadas distribuíram de forma favorável as tensões entre os implantes, quando forças excêntricas foram aplicadas.

Por outro lado, estudos longitudinais e clínicos<sup>9,19</sup> demonstraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os implantes esplintados e os não esplintados, com relação à perda óssea. Assim, Randow et al. (1999)<sup>20</sup>

observaram que houve a mesma taxa de sucesso, tanto em próteses unitárias, quanto em próteses múltiplas na região posterior da mandíbula, entretanto, os implantes que suportavam as próteses múltiplas apresentaram maior perda da crista óssea marginal, com resultados estatisticamente significantes. Os autores acreditam que a estabilidade dada pelo ponto de contato bilateral na prótese unitária e a maior dificuldade de higienização na ponte fixa sejam os fatores responsáveis por estes achados.

Ainda existe muita controvérsia em relação às vantagens biomecânicas da esplintagem para as reabilitações com múltiplos implantes adjacentes e poucos são os estudos onde são testadas possíveis variáveis, a fim de melhorar a distribuição de cargas e minimizar as tensões geradas na interface osso/implante, com o intuito de aumentar a previsibilidade e o sucesso em longo prazo das próteses implantossuportadas.

*Proposição*

## **2. Proposição:**

O objetivo do presente trabalho é realizar uma análise qualitativa das tensões geradas a partir de próteses implantossuportadas esplintadas, com variação do comprimento de um dos implantes, através do método da fotoelasticidade.





# *Material e Método*



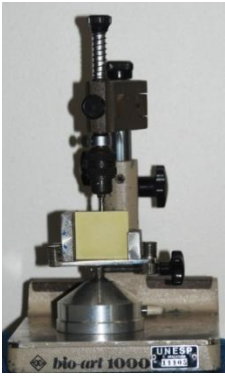
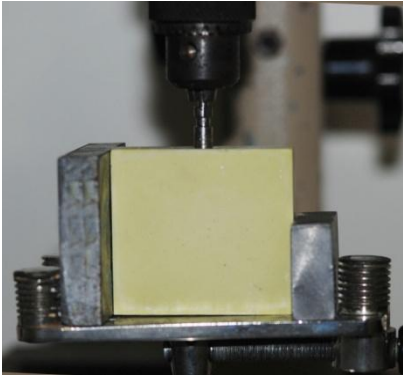
### 3. Material e Método

#### Confecção dos modelos

Foram confeccionados 3 (três) modelos fotoelásticos. A partir de uma matriz metálica (10x30x45 mm) (Figs. 1 a 4), procedeu-se à duplicação dessa por meio de silicone, (Sapeca artesanato, Bauru, São Paulo, Brasil) a fim de se obter um molde que foi vazado com gesso especial tipo IV (Durone, Dentsply Ind., Rio de Janeiro, Brasil) (Figs. 5 e 6) para a confecção de três modelos de gesso.

Posteriormente, os modelos de gesso foram perfurados para receber dois análogos; a seguir, esses análogos foram conectados com os transferentes quadrados, posicionados no seu longo eixo com ajuda de um delineador (Bio-Art B2 Equipamentos Odontológicos, Brasil)(Fig. 7) e fixados com resina acrílica, (Duralay, Reliance Dental MFG Company Worth, Illinois, EUA) após certificada a coincidência do nível da plataforma com o nível da superfície do bloco (Fig. 8).

	
Fig. 1. Matriz (Bloco Metálico)	Fig. 2. Altura da matriz (Bloco Metálico)
	
Fig. 3. Largura da matriz (Bloco Metálico)	Fig. 4. Espessura da matriz (Bloco Metálico)

	
<p>Fig. 5. Matriz de silicone de duplicação</p>	<p>Fig. 6. Matriz de silicone com bloco de gesso</p>
	
<p>Fig 7. Posicionamento do análogo com ajuda do delineador</p>	<p>Fig 8. Blocos de gesso especial com seus respectivos análogos</p>

O quadro 1 a seguir ilustra as especificações dos modelos que foram utilizados neste estudo.

**Quadro 1. Especificações dos modelos**

Modelo	Descrição
1	Prótese implantossuportada parafusada de 2 elementos com 2 Implantes de hexágono externo de 4,00x8,5mm e 4,00x8,5mm.
2	Prótese implantossuportada parafusada de 2 elementos com 2 Implantes de hexágono externo de 4,00x10mm e 4,00x8,5mm.
3	Prótese implantossuportada parafusada de 2 elementos com 2 Implantes de hexágono externo de 4,00x13mm e 4,00x8,5mm.

Para a obtenção de um novo molde para a confecção dos modelos fotoelásticos, o bloco de gesso com os análogos e transferentes conectados foram unidos com fio dental e resina acrílica duralay e esse conjunto foi fixado em uma placa de vidro que foi adaptada a uma matriz de PVC por meio de Silicone laboratorial, (Zetalabor, Zhermarck, Rovigo, Italy)(Fig. 9) com o objetivo de possibilitar o vazamento do silicone. Antes do vazamento, foi colocada na ponta do transferente uma pequena bola de cera para indicar a saída do parafuso do transferente (Fig. 10).

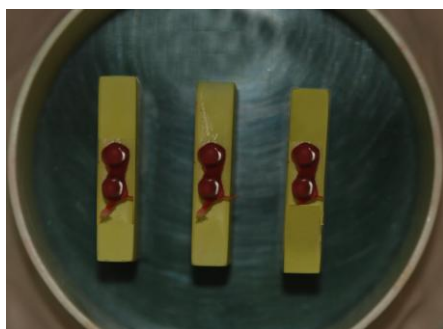


Fig 9. Blocos de gesso fixados à placa de vidro

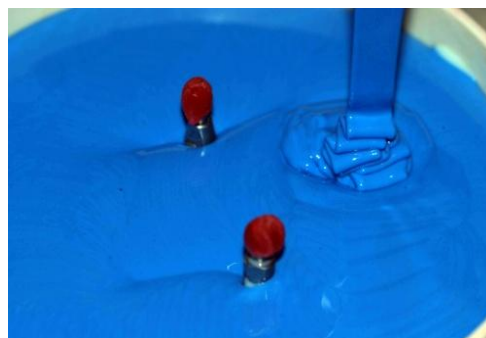


Fig 10. Vazamento de silicone



Fig 11. Resina fotoelástica PL 2

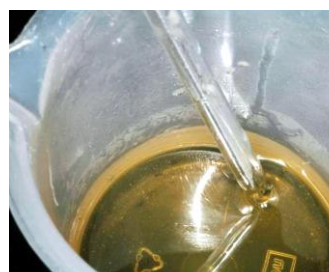
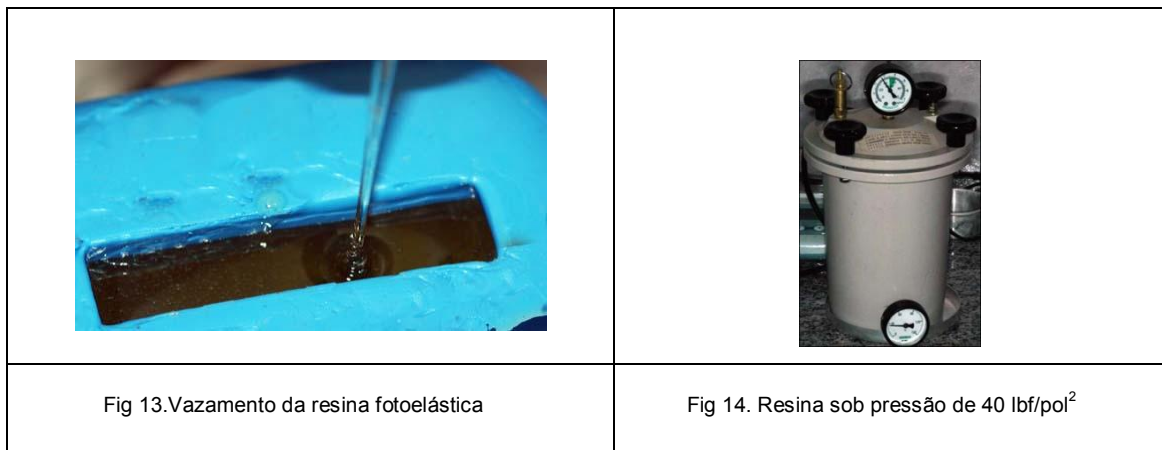


Fig 12. Manipulação da resina fotoelástica

Após o endurecimento do silicone, o parafuso do transferente foi desrosqueado e retirado para permitir a remoção do modelo de gesso de dentro do molde sem romper ou tirar de posição os transferentes, a partir dos quais foram adaptados dois implantes (Master Screw, Conexão Sistema de Prótese, Ltda., São Paulo, Brasil) em cada modelo, conforme a especificação de cada um, através da ajuda de uma pinça hemostática.

Foi verificado o correto assentamento do 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).

O molde foi aquecido em uma estufa até atingir 52°C de temperatura e, preenchido com a resina (Fig. 13). Posteriormente, foi colocado sob uma pressão de 40 lbf/pol<sup>2</sup> para a remoção de bolhas internas (Fig. 14) e, finalmente, obter o modelo fotoelástico. Após isso, os modelos fotoelásticos tiveram um acabamento de superfície com lixas d'água de granulação fina (300, 400, 600, 1200).



### **Aplicação das cargas**

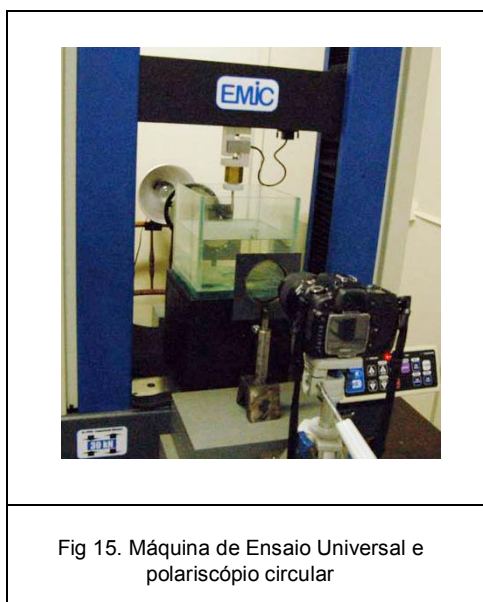
As próteses parciais fixas implantossuportadas de NiCr foram conectadas aos implantes e a carga foi aplicada por meio de uma ponta metálica utilizada para delimitar a região selecionada no modelo fotoelástico a receber cargas e adaptada à máquina de ensaio universal. O carregamento foi aplicado na superfície oclusal correspondente à saída dos parafusos de cada coroa. 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 e imerso em um recipiente de vidro contendo óleo mineral, 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, o qual permite que uma fonte de luz branca (Photoflood, General

Electric, Rio de Janeiro, Brasil) recaia uniformemente sobre o recipiente com o modelo fotoelástico.

O filtro analisador foi acoplado à uma máquina fotográfica digital (Nikon D80, Nikon Corp., Japan) para a captura das imagens. A partir de então, foram iniciadas as aplicações de carga axial e carga oblíqua, 100N e 50 N respectivamente, em pontos fixos na superfície oclusal das próteses, com o auxílio de uma Máquina de Ensaio Universal (EMIC-DL 3000, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) (Fig.15). Foi submetido um script à máquina EMIC que, ao atingir 100N na aplicação das cargas, seria mantida a posição durante 10 segundos, ou seja, mesmo tempo para o qual foi ajustado o temporizador da câmera fotográfica para a padronização dos tempos das aplicações.

Após as aplicações de cargas, deverá haver a formação de franjas isocromáticas correspondentes às tensões registradas. As tensões resultantes em todas as áreas do modelo fotoelástico foram monitoradas, registradas fotograficamente e, posteriormente, visualizadas com ajuda do programa de edição gráfica (AdobePhotoshop CS3, San Jose, Calif.) que facilitará a análise qualitativa.



### **Fotoelasticidade**

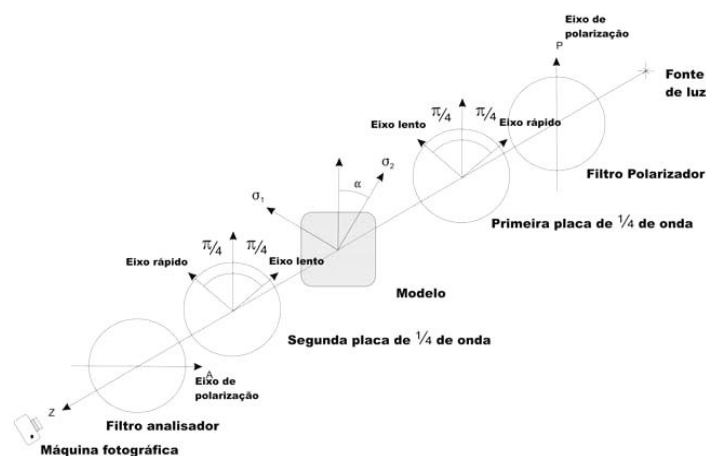
A técnica fotoelástica fornece uma exibição visual das tensões em determinado modelo. Estas tensões são reveladas com o auxílio de um dispositivo denominado polariscópio. Há dois tipos de polariscópio: o plano e o circular. O

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 qualitativa em um programa de edição de imagens.

Para melhor visualização dos padrões isocromáticos (franjas coloridas), deve-se 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).

### *Esquema de Polariscópio circular*



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).

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 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, em 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).

*Resultados*

#### 4. Resultados

Para facilitar a análise, a região ao redor de cada implante foi dividida em três segmentos padronizados correspondendo ao terço cervical, médio e apical.

A seguir são apresentados os resultados da análise fotoelástica, dispostos da seguinte forma:

**Análise 1** - onde será observada a quantidade de franjas formadas.

**Análise 2** – onde serão observadas a direção e a concentração de tensões.

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

##### **Análise 1**

Para este análise, foram contadas todas as franjas de ordens inteiras (**N**) e de alta intensidade:

Franja de ordem **N** = 0 (Preta)

Franja de ordem **N** = 1 (Transição Vermelho/Azul)

Franja de ordem **N** = 2 (Transição Vermelho /Verde)

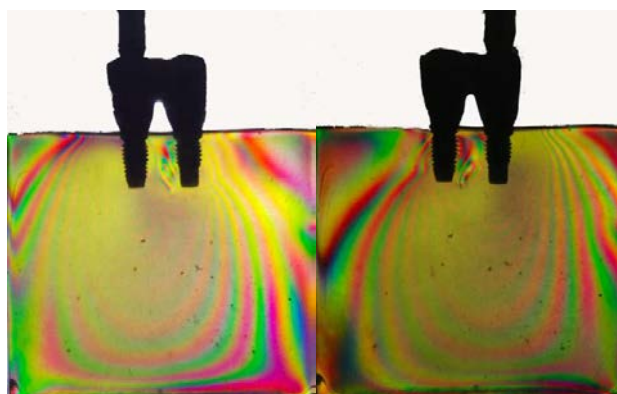
Franja de ordem **N**= 3 (Transição Vermelho /Verde)

##### **Quadro 2.- Carga axial**

<b>Modelo</b>	<b>Descrição</b>	<b>Número de franjas</b>
1	Prótese implantossuportada parafusada de 2 elementos com 2 Implantes de 4,00x8,5mm e 4,00x8,5mm.	13
2	Prótese implantossuportada parafusada de 2 elementos com 2 Implantes de 4,00x8,5mm e 4,00x10mm.	8
3	Prótese implantossuportada parafusada de 2 elementos com 2 Implantes de 4,00x8,5mm e 4,00x13mm.	5

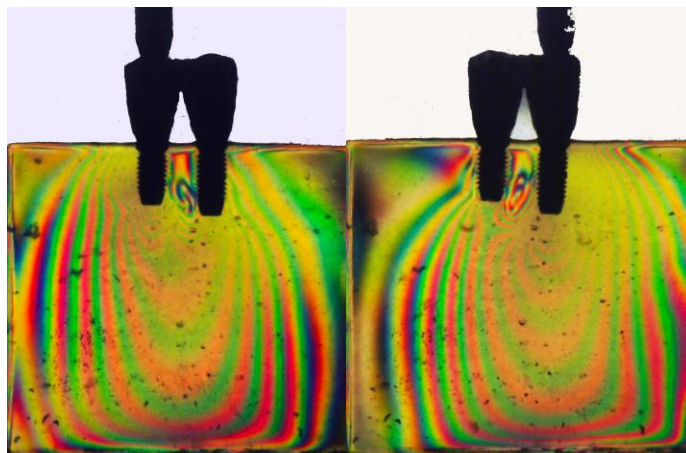
**Quadro 3.- Carga oblíqua**

<b>Modelo</b>	<b>Descrição</b>	<b>Número de franjas</b>
1	Prótese implantossuportada parafusada de 2 elementos com 2 Implantes de 4,00x8,5mm e 4,00x8,5mm.	21
2	Prótese implantossuportada parafusada de 2 elementos com 2 Implantes de 4,00x8,5mm e 4,00x10mm.	11
3	Prótese implantossuportada parafusada de 2 elementos com 2 Implantes de 4,00x8,5mm e 4,00x13mm.	5

**Análise 2****CARGA AXIAL****Modelo 1**

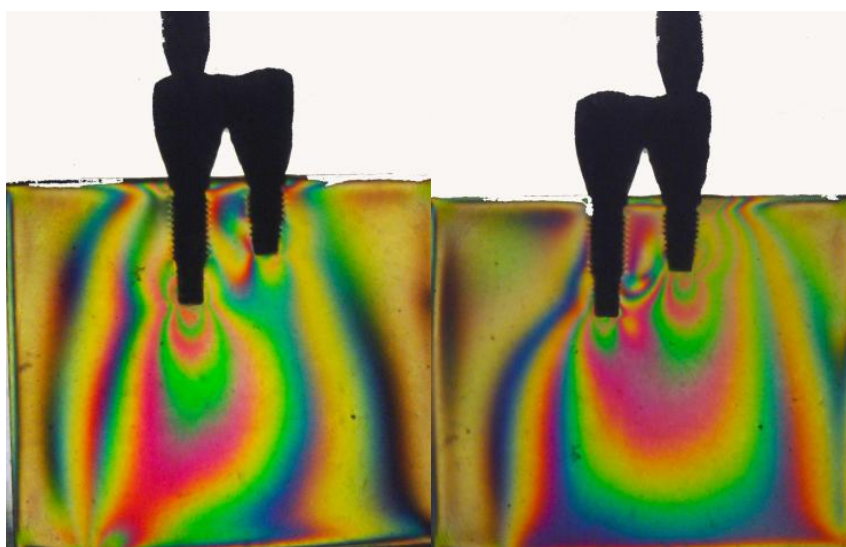
No modelo 1 (Implantes 8,5 x 8,5 mm), a aplicação de carga sobre os implantes possibilitou a observação de franjas de alta intensidade ao redor deste, ao redor do segundo implante e apenas 1 ordem entre os implantes. Pela grande proximidade das franjas isocromáticas, diz-se que houve uma maior concentração de tensões, principalmente ao longo do terço médio e apical dos implantes do lado correspondente à aplicação.

**Modelo 2**



No modelo 2 (Implantes 8,5 x 10 mm), a aplicação de carga sobre os implantes levou à formação de franjas isocromáticas que se concentraram ao longo de todo o corpo do implante, observando-se um maior número das mesmas do lado correspondente à aplicação de carga.

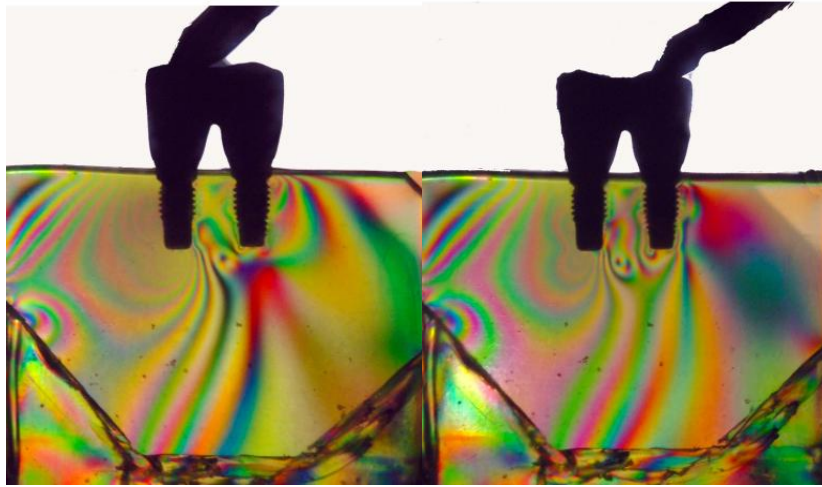
### Modelo 3



No modelo 3 (Implantes 8,5 x 13 mm), quando da aplicação de carga sobre o primeiro implante, observaram-se franjas mais distantes, ou seja, houve uma menor concentração de tensões e estão distribuídas, principalmente, no terço apical do mesmo. Já a aplicação de carga sobre o segundo implante (8,5mm) proporcionou uma maior concentração de franjas ao redor dos terços médio e apical

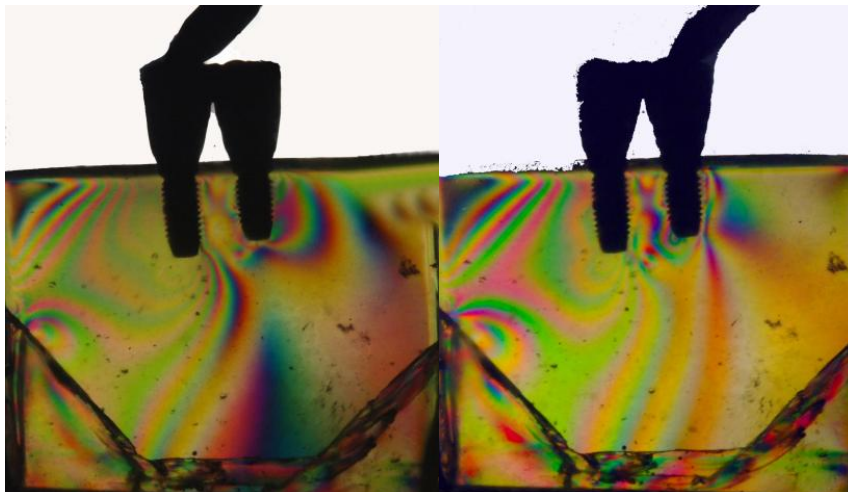
## **CARGA OBLÍQUA**

### **Modelo 1**

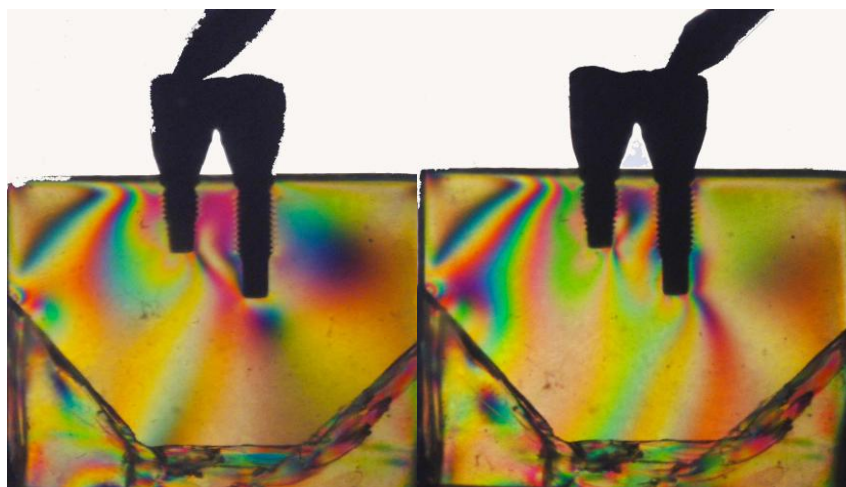


Na aplicação de carga sobre o primeiro implante, apresentaram-se franjas concentradas ao longo do corpo do mesmo, porém do lado oposto à aplicação da carga; não houve formação de tensões entre os implantes e no segundo implante observou-se apenas uma ordem de franja na região cervical. A aplicação de carga no segundo implante proporcionou apenas a formação de 2 ordens de franjas ao redor do primeiro e do segundo implante.

### **Modelo 2**



Verificou-se a formação de ordens de franjas tanto ao redor do primeiro implante, quanto do segundo implante, quando sob a aplicação de carga. As franjas concentraram-se ao longo de todo o corpo do implante do lado oposto à aplicação de carga.

**Modelo 3**

Verificou-se apenas a formação de franjas de baixa intensidade ao redor do corpo do primeiro implante, quando sob a aplicação de carga no mesmo. Já na aplicação de carga sobre o segundo implante, as franjas mostraram-se mais dispersas e em número reduzido tanto no primeiro quanto no segundo implante, o que indica que houve uma menor concentração de tensões, localizando-se ao longo do corpo do implante do lado oposto à aplicação da carga.

*Discussão*

## 6. Discussão

As cargas oclusais sobre os implantes osseointegrados são citadas como um fator significativo para o sucesso em longo prazo das restaurações implantossuportadas. Clinicamente, é comum unir as restaurações de implantes adjacentes na reabilitação de pacientes parcialmente edêntulos. A forma de resistência e retenção são as maiores indicações para esplintagem. Um dos princípios da esplintagem de coroas implantossuportadas é distribuir as cargas não axiais, minimizar a transferência delas tanto para a restauração quanto para o suporte ósseo e aumentar a área total de transferência da carga.<sup>25</sup>

Do ponto de vista periodontal, a esplintagem das coroas seria danosa para os tecidos de suporte, já que a inflamação decorrente da dificuldade para a higienização,<sup>12</sup> pode levar à perda óssea com o tempo e, portanto resultar na falha do implante. Entretanto, de acordo com Heckmann et al. (2006),<sup>26</sup> os índices que revelam comprometimento inflamatório do tecido periodontal, tal como sangramento, placa dentária, etc., são considerados fatores coadjuvantes na perda óssea somente quando associados a fatores biomecânicos (sobrecarga oclusal).

Analisando os resultados obtidos, observou-se que o aumento do comprimento de um dos implantes favoreceu uma menor concentração de tensões, tanto na carga axial quanto na oblíqua, já que a maior área de contato na interface osso/implante possibilitou uma melhor distribuição das tensões.<sup>27</sup> O uso de implantes de largo diâmetro ou dois implantes na região molar pode provar a vantagem da redução de estresses no osso circunjacente; isso ocorre devido ao aumento da capacidade estrutural e uma área de contato osso/implante maior oferecida por esses implantes<sup>28</sup>. Apesar da diferença da metodologia e das condições desse estudo comparado ao nosso, ênfase deve ser dada para o embasamento científico sobre a relação da superfície de contato/distribuição das tensões.

Já na aplicação de carga oblíqua, observou-se que as tensões nos modelos fotoelásticos foram de baixa magnitude e de caráter compartilhado, provavelmente porque houve uma divisão das cargas oclusais transferidas do implante carregado para o não-carregado, ocorrência semelhante também observada por Wang et al. (2002)<sup>29</sup> num estudo pelo Método dos Elementos Finitos, no qual as coroas esplintadas apresentaram menores tensões sob carga horizontais, quando

comparadas às coroas unitárias. Resultados similares foram observados por Guichet et al. (2002)<sup>18</sup> numa análise fotoelástica, no qual as coroas implantossuportadas esplintadas cimentadas apresentaram menor concentração das tensões quando comparadas às não-esplintadas. Misch et al. (2005)<sup>12</sup>, numa análise teórica, recomendaram a esplintagem dos implantes curtos como um dos fatores para a diminuição das tensões nos implantes, já que a esplintagem aumentaria a área de distribuição de carga oclusal.

Em pacientes parcialmente edêntulos classe I ou II de Kennedy, a reabilitação com próteses fixas implantossuportadas é uma opção favorável sob o ponto de vista estético e funcional. No entanto, a maioria dos casos clínicos apresentam rebordos extremamente reabsorvidos e proximidade com as estruturas anatômicas, como nervo mandibular ou seio maxilar. Nesses casos, pode-se lançar mão de procedimentos alternativos ao invés da exposição desses pacientes a intervenções mais invasivas: utilização de implantes inclinados ou curtos. Os implantes curtos, segundo alguns autores, apresentam um alto índice de falha, mas quando são associados, por meio da esplintagem, a implantes de comprimento longo, a distribuição das tensões pode ser mais favorável, como observado no presente estudo.

Os modelos fotoelásticos utilizados em técnicas experimentais não reproduzem de maneira idêntica uma situação clínica, por isso, a aplicação dos resultados obtidos deve ser moderada com o senso clínico. Mais estudos clínicos controlados devem ser realizados, avaliando-se as variáveis abordadas nesse presente trabalho, a fim de elucidar os resultados obtidos adequadamente. O planejamento das próteses implantossuportadas deve seguir criteriosos padrões com relação ao seu comportamento biomecânico, uma vez que a longevidade das reabilitações orais implanto-suportadas está relacionada como as forças mastigatórias que são transmitidas aos implantes e ao tecido ósseo circundante.



*Conclusão*

## **7. Conclusão**

Dentro das limitações da metodologia utilizada, concluiu-se que:

1. Conforme aumentamos o comprimento do primeiro implante, a intensidade das tensões diminuiu.
2. A tensão diminuiu significativamente quando aumentamos o comprimento no primeiro implante de 8,5 para 13 mm.

# *Referências Bibliográficas*

## Referências Bibliográficas

1. ADELL R, ERIKSSON B, LEKHOLM U, BRÅNEMARK PI, JEMT T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(4):347-359.
2. BRANEMARK, P. I. OSSEOINTEGRATION AND ITS EXPERIMENTAL BACKGROUND. *J Prosthet Dent*. 1983;50(3):399-410.
3. ADELL R, LEKHOLM U, ROCKLER B, BRANEMARK PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981;10:387-416.
4. KHRAISAT A, STEGAROIU R, NOMURA S, MIYAKAWA O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent*. 2002;88(6):604-10.
5. BRANEMARK PI, ZARB GA, ALBREKTSSON T. Tissue-integrated prostheses osseointegration in clinical dentistry. Quintessence. 1995:120-200.
6. MISCH CE. Prótese sobre implantes. São Paulo: Ed. Santos; 2006.
7. NYMAN SR, LANG NP. Tooth mobility and the biological rationale for splinting teeth. *Periodontol 2000*. 1994;4:15-22.
8. WEINBERG LA. The biomechanics of force distribution in implant supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8:19-31.
9. NAERT I, KOUTSIKAKIS G, DUYCK J, QUIRYNEN M, JACOBS R, VAN STEENBERGHE D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part I: A longitudinal clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13:381-389.
10. SKALAK R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983;49:843-8.

11. YOKOHAMA S, WAKABAYASHI N, SHIOTA M, OHYAMA T. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2004;91:234-240.
12. MISCH CE. Short dental implants: a literature review and rationale for use. *Dent Today.* 2005;24:64-6, 68.
13. DAS NEVES FD, FONES D, BERNARDES SR, DO PRADO CJ, NETO AJ. Short implants--an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21:86-93.
14. STEGAROIU R, SATO T, KUSAKARI H, MIYAKAWA O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13:82-90.
15. DAVIDOFF SR. Restorative-based treatment planning: determining adequate support for implant-retained fixed restorations. *Implant Dent.* 1996;5:179-84.
16. ITOH H, CAPUTO AA, WYLIE R, BERG T. Effects of periodontal support and fixed splinting on load transfer by removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1998;79:465-71.
17. YANG HS, LANG LA, FELTON DA. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1999;81:721-728.
18. GUICHET DL, YOSHINOBU D, CAPUTO AA: Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2002;87:528-535.
19. LINDH T, GUNNE J, TILLBERG A, ET AL: A meta-analysis of implants in partial edentulism. *Clin Oral Implants Res.* 1998;9:80-90.

20. RANDOW K, ERICSSON I, NILMER K, PETERSSON A, GLANTZ PO. Immediate functional loading of Brånemark dental implants. An 18-month clinical follow-up study. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10:8-15.
21. 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.
22. CAPUTO AA, STANDLEE JP. *Biomechanics in Clinical Dentistry.* Chicago: Quintessence Publishing Co., 1987.
23. 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.
24. DALLY JM, RILLEY WF. *Experimental stress analysis,* New York: McGraw Hill, 1978
25. NISSAN J, GHELFAN O, GROSS M, CHAUSHU G. Analysis of load transfer and stress distribution by splinted and unsplinted implant-supported fixed cemented restorations. *J Oral Rehabil.* 2010 Sep;37(9):658-62. Epub 2010 May 20.
26. HECKMANN SM, LINKE JJ, GRAEF F, FOITZIK CH, WICHMANN MG, WEBER HP. Stress and inflammation as a detrimental combination for peri-implant bone loss. *J Dent Res.* 2006 Aug;85(8):711-6.
27. RANGERT B, JEMT T, JORNEUS L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4:241-247.
28. HUANG HL, HUANG JS, KO CC, HSU JT, CHANG CH, CHEN MY. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005 Aug;16(4):466-72.

29. WANG TM, LEU LJ, WANG J, LIN LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(2):231-7.