

**RAFAEL IMAI CARLI**

**Avaliação da distribuição das tensões em diferentes sistemas  
de implantes: Estudo pelo método da fotoelasticidade  
(Processo FAPESP N° 2009/00762-2)**

**ARAÇATUBA - SP**

**2009**

**RAFAEL IMAI CARLI**

**Avaliação da distribuição das tensões em diferentes sistemas  
de implantes: Estudo pelo método da fotoelasticidade**

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**

**2009**

# *DEDICATÓRIA*

Aos meus pais, **Adilson e Lúcia** pelo amor,  
dedicação, carinho e compreensão, responsáveis pela  
minha formação.

*DEDICO ESTE TRABALHO*

# *AGRADECIMENTOS ESPECIAIS*

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 doutoranda, **Rosse Mary Falcón Antenucci** agradeço pela notável ajuda prestada em todo decorrer desse trabalho.

# *AGRADECIMENTOS*

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

*“O Homem razoável adapta-se ao mundo,  
O não razoável persiste em tentar adaptar o mundo a si mesmo.  
Entretanto, todo progresso depende do homem não razoável”*

CARLI, RI. **Avaliação da distribuição das tensões em diferentes sistemas de implantes: Estudo pelo método da fotoelasticidade**. 2009. 40 f. Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2009.

### **Resumo**

O objetivo deste estudo foi avaliar a distribuição das tensões em diferentes sistemas de implantes pelo método da fotoelasticidade. Para isso, foram confeccionados cinco modelos em resina fotoelástica PL-2, cada modelo composto por um bloco de resina fotoelástica (10x40x45mm), com apenas um implante com cicatrizador. Modelo 1- Implante ( $\Phi 4,0 \times 10$  mm) Hexágono interno (Conect AR, Conexão, São Paulo, Brasil), modelo 2- Implante ( $\Phi 4,1 \times 10$  mm) Cone Morse/Octógono interno (Standard, Straumann ITI, EUA), modelo 3- Implante ( $\Phi 4,0 \times 10$  mm), Cone Morse (AR Morse, Conexão, São Paulo, Brasil), modelo 4- Implante ( $\Phi 4,0 \times 11$  mm), Locking Taper (Bicon, EUA), 5- Implante ( $\Phi 4,0 \times 10$  mm), Hexágono externo (Master Screw, Conexão, São Paulo, Brasil). Foi aplicada uma carga axial e oblíqua ( $45^\circ$ ) de 150 N por meio da Máquina de Ensaio Universal (EMIC-DL 3000) e para visualização das tensões foi utilizado um polariscópio circular. Os resultados foram registrados fotograficamente e analisados de forma qualitativa com ajuda do programa (AdobePhotoshop). Os resultados mostraram que quando a aplicação da carga axial a mais alta concentração de tensões foi localizada nos terços cervical e apical e quando aplicação da carga oblíqua o maior número de franjas isocromáticas foram observadas no ápice do implante e na cervical do lado da direção da carga em todos os modelos. O modelo 2 (Cone Morse, Octógono interno, Straumann ITI/EUA), foi o que apresentou menor concentração de tensões e o modelo 5 (Hexágono externo, Master screw, Conexão) maior intensidade de tensão. Concluiu-se que: Os implantes de conexão tipo Cone Morse apresentaram uma distribuição de tensões mais favorável. O implante de conexão tipo hexágono externo apresentou a maior concentração de tensões. A carga oblíqua gerou maior intensidade de tensões em todos os modelos analisados.

Palavras-chave: Implante dentário. Biomecânica. Estresse mecânico.

CARLI, RI. **Evaluation of stress distribution in different implant system: Photoelasticity method**. 2009. 40 f. Trabalho de conclusão de curso (TCC) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2009.

### **Abstract**

The aim of this study was to evaluate the stress distribution in different implant systems by means of photoelastic method. Five models were confectioned in photoelastic resin PL-2, composed by photoelastic resin block (10x40x45mm), with a implant and healing *abutment*. Model 1 - Implant ( $\Phi 4.0 \times 10$  mm) internal hexagon (Conect AR, Conexão, São Paulo, Brazil), model 2 - Implant ( $\Phi 4.1 \times 10$  mm) Morse taper/Octogon (Standard, Straumann ITI, USA.), model 3 - Implant ( $\Phi 4.0 \times 10$  mm), Morse taper (AR Morse, Conexão, São Paulo, Brazil), model 4 - Implant ( $\Phi 4.0 \times 11$  mm), Locking Taper (Bicon, USA.), 5 - Implant ( $\Phi 4.0 \times 10$  mm), external hexagon (Master Screw, Conexão, São Paulo, Brazil). A 150 N axial and oblique ( $45^\circ$ ) load was applied on occlusal surfaces of healing *abutment* by means of the Universal Testing Machine (EMIC-DL 3000) and for visualization of the isocromatic fringes was used a circular polariscope. The results were observed, photographed and qualitatively analyzed with the aid of the graphic software (AdobePhotoshop). The results showed that when the application of the axial load the highest stress concentrations was located in the third apical and coronal, when to application of the oblique load the stress concentration was observed in the apex of the implants and third cervical of the side of the load direction in all the models, and model 2 (Morse taper, Octogon, Straumann, ITI) presented lower stress concentrations and model 5 (external hexagon/Master screw) higher stress concentrations. It was concluded that: The Morse taper connection presented a more favorable stress distribution. The external hexagon connection presented the highest stress concentration. The oblique load generated higher magnitude of stress in all the analyzed models.

Keywords: Dental implantation. Biomechanics. Mechanical stress.



## *Lista de Figuras*

|                    |                                                        |           |
|--------------------|--------------------------------------------------------|-----------|
| <b>Figura 1-</b>   | Matriz (Bloco Metálico).....                           | <b>17</b> |
| <b>Figura 2 -</b>  | Altura da matriz .....                                 | <b>17</b> |
| <b>Figura 3 -</b>  | Espessura da matriz .....                              | <b>17</b> |
| <b>Figura 4 -</b>  | Largura da matriz.....                                 | <b>17</b> |
| <b>Figura 5 -</b>  | Matriz de silicone de duplicação.....                  | <b>18</b> |
| <b>Figura 6 -</b>  | Matriz de silicone com bloco de gesso.....             | <b>18</b> |
| <b>Figura 7 -</b>  | Posicionamento do análogo com ajuda do delineador      | <b>19</b> |
| <b>Figura 8 -</b>  | Blocos de gesso especial com seus respectivos análogos | <b>19</b> |
| <b>Figura 9 -</b>  | Blocos de gesso fixados à placa de vidro               | <b>20</b> |
| <b>Figura 10 -</b> | Vazamento de silicone                                  | <b>20</b> |
| <b>Figura 11 -</b> | Silicone até o nível da bolinha de cera                | <b>20</b> |
| <b>Figura 12 -</b> | Sistemas de implantes.....                             | <b>20</b> |
| <b>Figura 13 -</b> | Matriz de silicone com implantes posicionados          | <b>20</b> |
| <b>Figura 14 -</b> | Resina fotoelástica PL-2.....                          | <b>20</b> |
| <b>Figura 15 -</b> | Manipulação da resina fotoelástica.....                | <b>21</b> |
| <b>Figura 16 -</b> | Vazamento da resina fotoelástica.....                  | <b>21</b> |
| <b>Figura 17 -</b> | Resina sob pressão de 40 lbf/pol <sup>2</sup>          | <b>21</b> |
| <b>Figura 18 -</b> | Matriz com modelos de resina PL-2                      | <b>21</b> |
| <b>Figura 19 -</b> | Cicatrizador com nicho na superfície                   | <b>22</b> |
| <b>Figura 20 -</b> | Máquina de Ensaio Universal e polariscópio circular    | <b>23</b> |

|                   |                                                 |           |
|-------------------|-------------------------------------------------|-----------|
| <b>Figura 21</b>  | Esquema do Polariscópio circular                | <b>24</b> |
| <b>Figura 22-</b> | Modelo sem tensões                              | <b>25</b> |
| <b>Figura 23</b>  | Padrão de Ordem das Franjas.....                | <b>26</b> |
| <b>Figura 24</b>  | Mod. 1 – Hexágono Int. (Conect AR-Conexão)..... | <b>29</b> |
| <b>Figura 25-</b> | Mod. 2 – Cone Morse/Octogono (Straumann)        | <b>29</b> |
| <b>Figura 26</b>  | Mod. 3 – Cone Morse (AR Morse-Conexão).....     | <b>29</b> |
| <b>Figura 27</b>  | Mod. 4 – Cone Morse (Bicon-Locking Taper).....  | <b>29</b> |
| <b>Figura 28</b>  | Mod. 5 – Hexágono Ext. (Master Screw-Conexão)   | <b>29</b> |
| <b>Figura 29</b>  | Mod. 1 – Hexágono Int. (Conect AR-Conexão)      | <b>31</b> |
| <b>Figura 30</b>  | Mod. 2 –Cone Morse/Octogono (Straumann)         | <b>31</b> |
| <b>Figura 31</b>  | Mod. 3 – Cone Morse (AR Morse-Conexão)          | <b>31</b> |
| <b>Figura 32</b>  | Mod. 4 – Cone Morse (Bicon-Locking Taper).....  | <b>31</b> |
| <b>Figura 33-</b> | Mod. 5 – Hexágono Ext. (Master Screw-Conexão)   | <b>31</b> |

## *Lista de Tabelas*

|                   |                                 |           |
|-------------------|---------------------------------|-----------|
| <b>Tabela 1 -</b> | Especificações dos modelos..... | <b>18</b> |
| <b>Tabela 2 -</b> | Carga axial.....                | <b>27</b> |
| <b>Tabela 3 -</b> | Carga oblíqua.....              | <b>28</b> |

## *Lista de Abreviaturas e Siglas*

|    |   |             |
|----|---|-------------|
| mm | - | Milímetros  |
| nm | - | Nanômetro   |
| μs | - | Microstrain |

## *Sumário*

|                            |           |
|----------------------------|-----------|
| 1 Introdução.....          | <b>13</b> |
| 2 Proposição.....          | <b>16</b> |
| 3 Materiais e métodos..... | <b>17</b> |
| 4 Resultado.....           | <b>27</b> |
| 5 Discussão.....           | <b>32</b> |
| 6 Conclusão.....           | <b>35</b> |
| Referências.....           | <b>36</b> |

## 1. Introdução

A tentativa de substituição de dentes perdidos por outros materiais com a finalidade estética e funcional é tão antiga quanto o desenvolvimento de nossa civilização. Dentre estes materiais utilizaram-se dentes extraídos, madeiras, rochas ígneas, ferro, ouro, tântalo, aço inoxidável, grafite, ligas de prata e outros. Na maioria dos casos, as aplicações in vivo estabeleciam a biocompatibilidade do material empregado. As reações do hospedeiro favoráveis ou adversas determinavam, respectivamente, o sucesso ou falha do procedimento.<sup>1</sup>

Em 1960, o ortopedista e pesquisador sueco Per-Ingvar Brånemark descobriu o fenômeno biológico da osseointegração por meio do qual um metal biocompatível pode ser estruturalmente integrado ao osso vivo a nível bioquímico, de forma a apresentar uma fixação rígida ao mesmo.<sup>2</sup> A aplicação desta teoria aos implantes dentais reduziu a dependência do travamento mecânico e permitiu o desenvolvimento de sistemas de implantes com um desenho versátil adequado à implantação endosseal.<sup>3</sup> Subseqüentemente, foram desenvolvidos diversos sistemas de implante variando o formato, comprimento, largura e tipos de conexões protéticas, fatores que estavam intrinsecamente ligados à aplicabilidade e ao sucesso dos implantes endosseais.<sup>4</sup>

Um fator determinante que afeta a reabilitação com implantes osseointegrados é a forma como as forças oclusais são transferidas para a interface osso-implante, e vai depender muito do desenho do implante, tipo de conexão implante/*abutment*, presença ou ausência das roscas, micro arquitetura e composição química da superfície.<sup>5-8</sup> Assim, o objetivo dos desenhos funcionais é direcionar as cargas por meio de uma melhor distribuição das forças, otimizando a função das próteses implantossuportadas.<sup>9</sup>

As indústrias vêm fabricando diferentes desenhos e configurações de implantes para que o profissional tenha uma grande liberdade de escolha do implante para cada situação clínica.<sup>10</sup> Atualmente existem muitos desenhos de implantes disponíveis. A evolução tem sido influenciada pelas mudanças nas medidas, forma, materiais e superfície dos desenhos antigos e a demanda do mercado odontológico.<sup>5</sup> Do ponto de vista da Bioengenharia, um assunto importante é o desenho do implante com uma geometria que minimizará as tensões no osso causado pelo carregamento.<sup>11</sup>

A reabsorção do osso alveolar devido à interação biomecânica entre o implante e os tecidos suportes tem sido identificada como a maior causa da falha dos implantes. Portanto, é fundamental o controle dos fatores que podem influenciar favorável ou desfavoravelmente essa interação. Dessa forma, em relação ao desenho do implante, biomecanicamente poderia ser mais favorável o implante que concentra as tensões em áreas distantes ao osso marginal.<sup>4,12</sup>

Outro fator que também afeta na distribuição das tensões na interface implante/osso é o tipo de conexão, assim pesquisas em diferentes metodologias têm demonstrado a superioridade dos implantes de conexão interna quando comparados aos de conexão externa.<sup>15-17</sup> Entretanto num estudo prospectivo,<sup>18</sup> em relação à perda óssea marginal não houve uma diferença significativa entre os dois sistemas de implantes (Astra Tech e Branemark), no entanto, os autores observaram que o padrão de remodelação óssea foi diferente para cada sistema. O desenho das roscas tem um papel importante na dissipação das tensões,<sup>4,19-22</sup> segundo Hsuan et al.<sup>23</sup> as roscas do implante também podem influenciar sobre a densidade óssea, desse modo implantes sem roscas permitem a formação de osso mais macio ou de menor densidade ao seu redor do que os implantes com roscas. Nesse estudo, concluiu-se que a densidade óssea aumentaria na ponta das roscas, mas diminuiria na área próxima ao corpo do implante e que o contorno do implante (forma e dimensão) afeta na distribuição da densidade óssea, porém as diferenças entre os diferentes sistemas de implantes (Ankylos, Bicon, ITI e Nobel Biocare) foram relativamente pequenas.

French et al.<sup>12</sup> compararam a distribuição das tensões em 4 diferentes desenhos de implantes (Core-Vent, Core-Vent corp); Integral (Calcitek Inc); IMZ (Interpore International); Screw-Vent (Core-Vent Corp) por meio da metodologia da fotoelasticidade. Os autores concluíram que nenhum desenho foi superior ao outro na distribuição das tensões ao redor do implante. Os desenhos dos implantes Core-Vent e Screw-Vent (conexão interna) foram mais efetivos na redução das tensões nas áreas correspondentes ao osso marginal; os implantes IMZ e Integral foram mais efetivos na redução das tensões na interface osso/implante.

Siegele et al. (1989),<sup>24</sup> avaliou a distribuição das tensões no osso mandibular com diferentes tipos de implantes. Os resultados mostraram que diferentes formas de implantes podem levar a uma significativa variação na distribuição das tensões no osso circundante. Os autores relataram que a aplicação de carga lateral produziu

a máxima concentração de tensão na região de contato direto osso-implante e no tecido mole para os implantes cilíndricos e nas roscas superiores para o implante do tipo parafusado.

Bozkaya et al. (2004),<sup>25</sup> por meio do método dos elementos finitos avaliaram a distribuição das tensões em 5 diferentes sistemas de implante sob diferentes níveis de carga. Os autores concluíram que a sobrecarga ocorreu próxima a superfície do osso compacto, causado pelo componente lateral da força, além disso, ao nível da interface osso cortical/trabecular a sobrecarga foi devido ao componente vertical da força e as áreas de concentração de tensões variaram consideravelmente entre os 5 sistemas avaliados.

Cehreli et al. (2004),<sup>26</sup> compararam a magnitude das tensões entre implantes de hexágono externo e interno de diferentes desenhos por meio da metodologia da fotoelasticidade e *strain gauges*. Os implantes Branemark cônico e cilíndrico (Nobel biocare), ITI (Straumann), Astra Tech cônico e cilíndrico (Astra Tech), foram submetidos a cargas de 100 e 150 N axiais e oblíquas (20°) aplicadas sobre os *abutments*. Os autores concluíram que os desenhos de hexágono externo e interno apresentaram uma distribuição de tensões similares e que o tipo desenho da união implante/*abutment* não é um fator decisivo que afeta a intensidade das tensões

Pesquisas analisando o comportamento biomecânico dos implantes são numerosas, porém pesquisas avaliando a distribuição das tensões entre diferentes sistemas de implantes são poucas. 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.



## **2. Proposição**

O objetivo deste estudo foi avaliar a distribuição das tensões em diferentes sistemas de implantes, pelo método da fotoelasticidade.

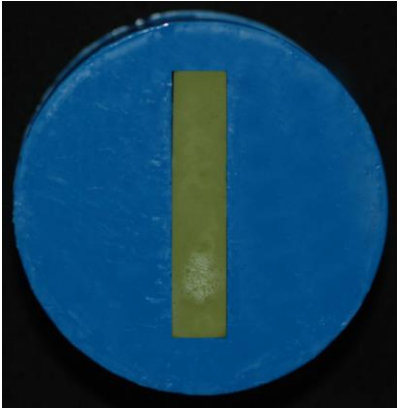
### 3. Materiais e métodos

#### *Confecção dos modelos*

Foram confeccionados 5 modelos fotoelástico a partir de um bloco metálico (10x40x45 mm)(Figs. 1-4), que foi duplicado por meio de silicone de duplicação (Sapeca artesanato, Bauru, São Paulo, Brasil), para obter uma matriz que foi vazada com gesso especial tipo IV (Durone, Dentsply Ind., Rio de Janeiro, Brasil), obtendo-se 5 modelos de gesso (Figs. 5 e 6).

A seguir, os modelos de gesso foram perfurados para receber um análogo, que foi posicionado no seu longo eixo com ajuda de um delineador (Bio-Art B 2 Equipamentos Odontológicos Ltda, Brasil)(Fig. 7), para ser fixado com resina acrílica (Duralay, Reliance Dental MFG Company Worth, Illinois, USA), sendo posicionado até o nível da plataforma para que permaneça ao nível da superfície do bloco (Fig. 8). A tabela 1 a seguir, ilustra as especificações dos modelos utilizados neste estudo.

|                                                                                     |                                                                                      |
|-------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------|
|  |  |
| <p>Fig. 1. Matriz (Bloco Metálico)</p>                                              | <p>Fig. 2. Altura da matriz</p>                                                      |

|                                                                                    |                                                                                     |
|------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|
|   |   |
| <p>Fig. 3. Espessura da matriz</p>                                                 | <p>Fig. 4. Largura da matriz</p>                                                    |
|  |  |
| <p>Fig. 5. Matriz de silicone de duplicação</p>                                    | <p>Fig. 6. Matriz de silicone com bloco de gesso</p>                                |

**Tabela 1. Especificações dos modelos**

| Modelo | Descrição                                                                                                          |
|--------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 1      | Implante de $\Phi 4.0 \times 10$ mm, Conect AR (Hexágono interno), Conexão-Brasil, com cicatrizador.               |
| 2      | Implante de $\Phi 4,1 \times 10$ mm, Standard, Straumann (Cone Morse/Octógono interno), ITI-EUA, com cicatrizador. |
| 3      | Implante de $\Phi 4,0 \times 10$ mm, AR Morse (Cone Morse), Conexão-Brasil, com cicatrizador.                      |

|   |                                                                                                         |
|---|---------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 4 | Implante de $\Phi 4,0 \times 11$ mm, Bicon (Locking Taper), EUA, com cicatrizador.                      |
| 5 | Implante de $\Phi 4,0 \times 10$ mm, Master Screw (Hexágono Externo), Conexão-Brasil, com cicatrizador. |

Para obtenção do molde para confecção do modelo fotoelástico, o modelo com o análogo já posicionado foi conectado ao transferente e o conjunto foi fixado a uma placa de vidro adaptada com uma matriz de PVC por meio de silicone laboratorial (Zetalabor, Zhermarck, Rovigo, Italy) para posterior vazamento do silicone de duplicação (Figs. 9 e 10). Antes do vazamento, foi colocada na ponta do transferente uma pequena bola de cera para indicar a saída do parafuso do transferente (Fig. 11).

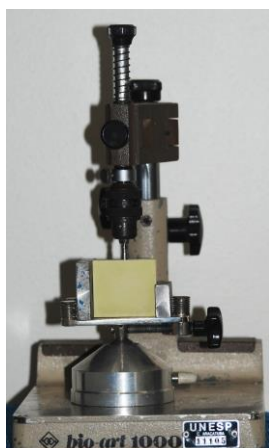


Fig 7. Posicionamento do análogo com ajuda do delineador

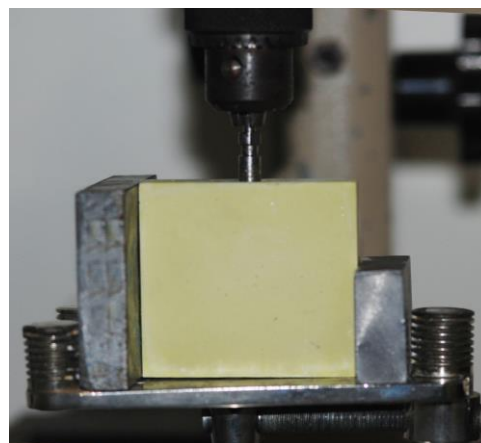


Fig 8. Blocos de gesso especial com seus respectivos análogos.

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 para cada modelo (Fig. 12), com ajuda de uma pinça hemostática.



Fig 9. Blocos de gesso fixados à placa de vidro

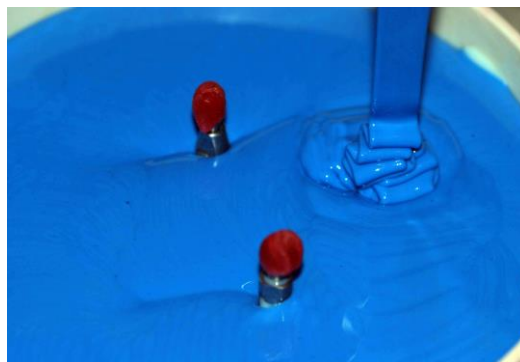


Fig 10. Vazamento de silicone

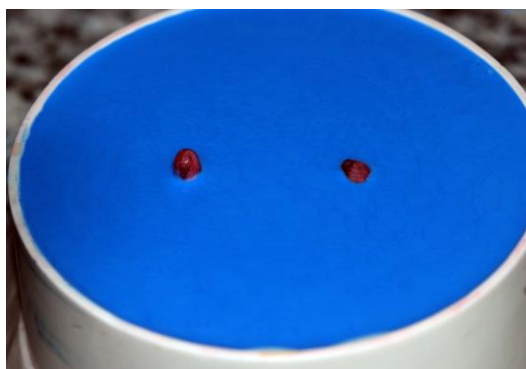


Fig 11. Silicone até o nível da bolinha de cera



Fig 12. Sistemas de implantes

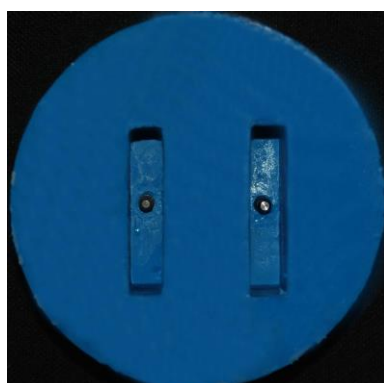
Fig 13. Matriz de silicone com implantes  
posicionados

Fig 14. Resina fotoelástica PL-2

Após verificado o correto assentamento dos implantes (Fig. 13), a resina fotoelástica (PL-2, Vishay, Micro-Measurements Group, Inc Raleigh, N.C. USA)(Fig. 14) foi pesada em uma balança de precisão digital (BEL, Equipamentos analítico, São Paulo, Brasil) e espatulada de acordo com as instruções do fabricante (Fig. 15). O molde foi aquecido em uma estufa até atingir 52°C de temperatura, e preenchido com a resina (Fig. 16). Posteriormente, foi colocado sob uma pressão de 40 lbf/pol<sup>2</sup> para a remoção de bolhas internas (Fig. 17), para finalmente obter os modelos fotoelásticos (Fig.18). Após a obtenção dos modelos fotoelásticos, foi realizado o acabamento do modelo com lixas d'água de granulação fina (400, 600, 1200) (Norton, São Paulo, Brasil).



Fig 15. Manipulação da resina fotoelástica



Fig 16. Vazamento da resina fotoelástica

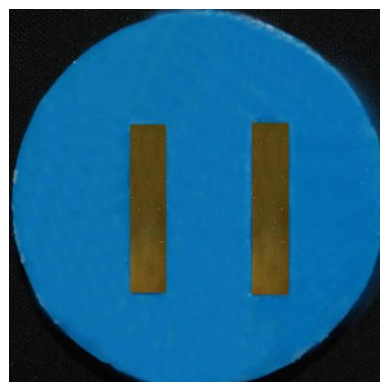
Fig 17. Resina sob pressão de 40 lbf/pol<sup>2</sup>

Fig 18 Matriz com modelos de resina PL-2



### ***Aplicação das cargas***

Um cicatrizador correspondente a cada sistema foi conectado ao implante, e a carga foi aplicada em um mesmo ponto da superfície oclusal. Para isso, foi realizado com uma broca esférica um nicho padronizado em todos os cicatrizadores (Fig. 19). Para aplicação da carga oblíqua os modelos foram posicionados em uma mesa universal do delineador com angulação pré-determinada de 45°, sendo fixados à mesa com uma matriz confeccionada em acetato.



Fig 19. Cicatrizador com nicho na superfície

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, 2 filtros de  $\frac{1}{4}$  de onda e um filtro analisador. Junto ao filtro polarizador é acoplado um difusor de luz, o qual permite que uma fonte de luz branca (Photoflood 500W, General Electric, Rio de Janeiro, Brasil) recaia uniformemente sobre o recipiente com o modelo fotoelástico.



Fig 20. Máquina de Ensaio Universal  
e polariscópio circular

O filtro analisador é acoplado a uma máquina fotográfica digital (Nikon D80, Nikon Corp., Japan) para a captura das imagens. A partir de então são iniciadas as aplicações de carga axial e oblíqua de 150N, em pontos fixos, na superfície do cicatrizador com o auxílio de uma Máquina de Ensaio Universal (EMIC-DL 3000, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil)(Fig 20) que foi programada para transmitir a carga durante um período de 10 segundos.

Após as aplicações de cargas a formação de franjas isocromáticas correspondentes à tensão resultante em todas as áreas do modelo fotoelástico foram registradas e posteriormente visualizadas com um programa computacional (AdobePhotoshop CS3, San Jose, Calif.) para facilitar 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.

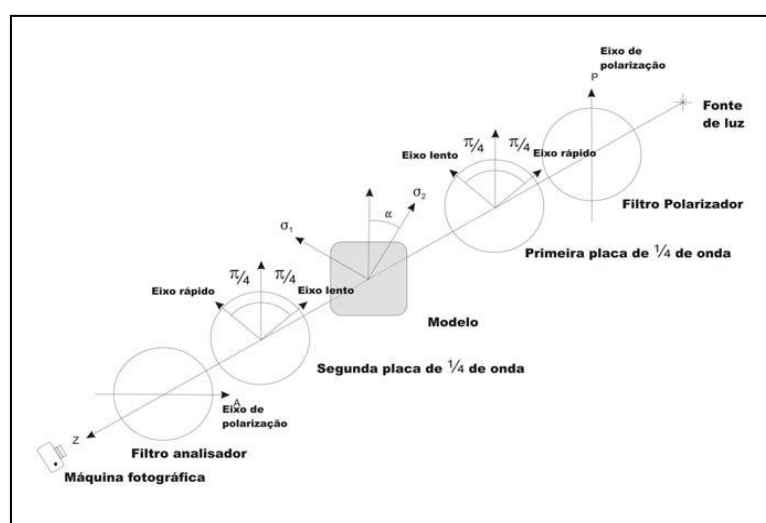


Fig. 21. Esquema do Poláscópio Circular

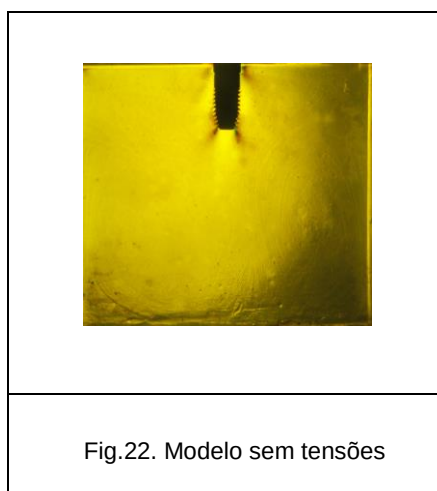
Para melhor visualização dos padrões isocromáticos (franjas coloridas), deve-se eliminar as isoclínicas (franjas escuras) e isso pode ser realizado com uso de filtros. Estes filtros, chamados placas “quarter-wave” ( $\frac{1}{4}$  de onda) que irão cancelar rotações das ondas de luz, o que anula as franjas isoclínicas (escuras). 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 ópticos 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 Óptica das Tensões".<sup>27</sup>

### **Forma de análise dos resultados**

Os resultados foram analisados pelo método visual das franjas fotoelásticas, visto que esta é uma análise qualitativa, não necessitando, portanto, de análise estatística.

Inicialmente foi realizado um registro fotográfico sem aplicação de cargas para verificar a presença ou não de tensões no interior do modelo fotoelástico. Pela imagem pode-se perceber que o modelo apresenta-se isento de tensões (Fig. 22), condição necessária para que não houvesse mascaramento e indução de erros de leitura durante os experimentos.



Os ensaios fotoelásticos foram devidamente documentados e registrados por meio de fotografias obtidas por máquina digital, conforme descrito anteriormente. As imagens coletadas foram avaliadas por dois observadores com auxílio do software, com o intuito de facilitar a visualização, interpretação e localização das tensões distribuídas ao redor dos implantes.

A técnica de análise utilizada neste experimento foi uma das formas mais comuns de se determinar a ordem das franjas que é o método qualitativo onde se utilizou registros fotográficos das amostras para verificação da ordem de franja **(N)** (Fig. 23) e da direção de propagação das tensões, conforme Caputo & Standlee (1987)<sup>28</sup>:

1. Quanto maior o número de franjas, maior a magnitude da tensão;

2. Quanto mais próximas as franjas umas das outras, maior a concentração de tensões.

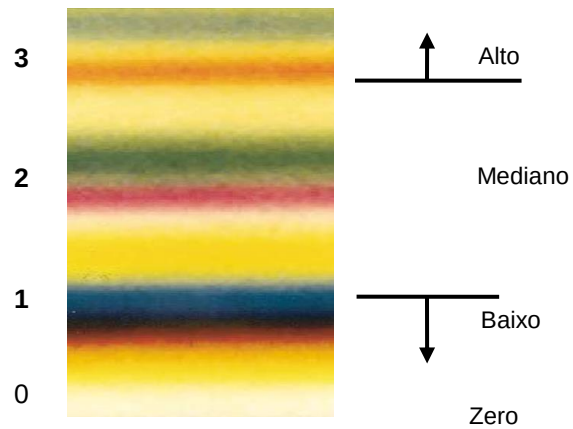


Fig. 23. Padrão de Ordem das Franjas

#### 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 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 Vermelho /Verde)

**Tabela 2.- Carga axial**

| <b>Modelo</b> | <b>Descrição</b>                                  | <b>Número de franjas</b> |
|---------------|---------------------------------------------------|--------------------------|
| 1             | Conect AR (Hexágono interno)                      | 11                       |
| 2             | Standard, Straumann (Cone Morse/Octógono interno) | 7                        |
| 3             | AR Morse (Cone Morse)                             | 8                        |
| 4             | Bicon (Locking Taper)                             | 8                        |
| 5             | Master Screw (Hexágono externo)                   | 12                       |

**Tabela 3.- Carga oblíqua**

| <b>Modelo</b> | <b>Descrição</b>                                  | <b>Número de franjas</b> |
|---------------|---------------------------------------------------|--------------------------|
| 1             | Conect AR (Hexágono interno)                      | 12                       |
| 2             | Standard, Straumann (Cone Morse/Octógono interno) | 10                       |
| 3             | AR Morse (Cone Morse),                            | 10                       |
| 4             | Bicon (Locking Taper)                             | 10                       |
| 5             | Master Screw (Hexágono externo)                   | 14                       |

**Análise 2****CARGA AXIAL**

Nas Figuras 24 à 28 observa-se as tensões geradas com diferentes sistemas de implantes. O padrão de distribuição de tensões foi semelhante para todos os modelos

**Terço Cervical**

Todos os modelos apresentaram áreas de concentração de tensão ao nível do colo do implante, sendo o modelo 5 (Hexágono externo/Master screw/Conexão) o que apresentou um maior número de franjas, o que corresponde a uma maior intensidade. Já no modelo 2 (Cone Morse/Octógono interno/Straumann ITI/EUA), observou-se um número de franjas reduzida, em comparação aos outros modelos.

|                                                                                                                                                                                                                                   |                                                                                                                                                                                                                                        |                                                                                                                                                                                                                              |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <br>A square image showing a cross-section of a dental implant with a hexagonal internal connection. A dark, tapered component is inserted into the center, creating a yellow and orange heat map pattern that radiates outwards. | <br>A square image showing a cross-section of a dental implant with a conical Morse/Octagonal connection. A dark, tapered component is inserted into the center, creating a yellow and orange heat map pattern that radiates outwards. | <br>A square image showing a cross-section of a dental implant with a conical Morse connection. A dark, tapered component is inserted into the center, creating a yellow and orange heat map pattern that radiates outwards. |
| Fig. 24. Mod. 1 – Hexágono<br>Int. (Conect AR-Conexão)                                                                                                                                                                            | Fig. 25. Mod. 2 – Cone<br>Morse/Octógono (Straumann)                                                                                                                                                                                   | Fig. 26. Mod. 3 – Cone Morse<br>(AR Morse-Conexão)                                                                                                                                                                           |
| <br>A square image showing a cross-section of a dental implant with a conical Morse connection. A dark, tapered component is inserted into the center, creating a yellow and orange heat map pattern that radiates outwards.      | <br>A square image showing a cross-section of a dental implant with an external hexagonal connection. A dark, tapered component is inserted into the center, creating a yellow and orange heat map pattern that radiates outwards.     |                                                                                                                                                                                                                              |
| Fig. 27. Mod. 4 – Cone Morse<br>(Bicon-Locking Taper)                                                                                                                                                                             | Fig. 28. Mod. 5 – Hexágono Ext.<br>(Master Screw-Conexão)                                                                                                                                                                              |                                                                                                                                                                                                                              |

De acordo com o número de franjas e a proximidade entre elas, observa-se que houve uma maior concentração e intensidade de tensões nos modelos 5, 1, 4, 3, 2 respectivamente.

### **Terço médio**

No modelo 1 (Hexágono interno/Conect AR/Conexão), 3 (Cone Morse/AR Morse/Conexão), 4 (Locking Taper/Bicon/ EUA) e 5 (Hexágono externo/Master screw/Conexão) observou-se pequenas áreas de concentração de tensão de mediana e baixa intensidade ao redor das roscas. Sendo o modelo 5, o que apresentou franjas mais próximas entre si, correspondendo a uma maior concentração de tensões. O modelo 2 (Cone Morse/Octógono interno/Straumann ITI/EUA) apresentou ausência de formação de franjas.

Observou-se que houve uma maior concentração e intensidade de tensões nos modelos 5, 4, 3, 1 e 2 respectivamente.

### **Terço apical**

Observamos que no modelo 1 (Hexágono interno/Conect AR/Conexão) 3 (Cone Morse/AR Morse/Conexão), 4 (Locking Taper/Bicon/ EUA) e 5 (Hexágono

externo/Master screw/Conexão), houve formação de franjas de alta intensidade, e estas apresentaram-se em maior número ao nível do ápice. O modelo 5 foi o que apresentou o maior número de franjas e a maior concentração de tensões.

No modelo 2 (Cone Morse/Octógono interno/Straumann ITI/EUA), observa-se áreas de tensões de baixa intensidade nas roscas, e estas apresentaram-se mais espaçadas.

De acordo com o número e a proximidade das franjas os modelos que apresentaram maior tensão foram 5, 1, 4, 3, 2 respectivamente.

## **CARGA OBLÍQUA**

Nas Figuras 29 à 33 observa-se que o padrão de distribuição de tensões foi semelhante entre os modelos.

### ***Terço cervical***

Em todos os modelos observou-se formação de franjas isocromáticas, correspondendo a tensões de alta intensidade, localizadas no colo do implante do lado da direção da carga, e estas localizaram-se bilateralmente apenas nos modelos 1 (Hexágono interno/Conect AR/Conexão) e 5 (Hexágono externo/Master screw/Conexão).

As franjas apresentaram-se mais concentradas nos modelos 1 (Hexágono interno/Conect AR/Conexão) e 5 (Hexágono externo/Master screw/Conexão). De acordo com o número e a proximidade das franjas, observou-se que houve uma maior concentração e intensidade de tensões nos modelos 5, 1, 3, 4, e 2 respectivamente.

### ***Terço médio***

Todos os modelos apresentaram formação de franjas de alta intensidade de tensão localizadas do lado da direção da carga. No lado contralateral não observaram-se tensões. No modelo 2 (Cone Morse/Octógono interno/Straumann ITI/EUA) observou-se franjas mais espaçadas o que indica menor concentração de tensões.

|                                                                                                                                                                                                                                                                                  |                                                                                                                                                                                                                                                                                  |                                                                                                                                                                                                                                                                                |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <p>A square image showing a stress distribution pattern on a metallic surface. A dark, serrated object is positioned at the top center, with stress lines radiating outwards in a hexagonal pattern. The colors range from yellow to blue, indicating varying stress levels.</p> | <p>A square image showing a stress distribution pattern on a metallic surface. A dark, serrated object is positioned at the top center, with stress lines radiating outwards in a conical pattern. The colors range from yellow to blue, indicating varying stress levels.</p>   | <p>A square image showing a stress distribution pattern on a metallic surface. A dark, serrated object is positioned at the top center, with stress lines radiating outwards in a conical pattern. The colors range from yellow to blue, indicating varying stress levels.</p> |
| Fig. 29. Mod. 1 – Hexágono<br>Int. (Conect AR-Conexão)                                                                                                                                                                                                                           | Fig. 30. Mod. 2 –Cone<br>Morse/Octodono (Straumann)                                                                                                                                                                                                                              | Fig. 31. Mod. 3 – Cone Morse<br>(AR Morse-Conexão)                                                                                                                                                                                                                             |
| <p>A square image showing a stress distribution pattern on a metallic surface. A dark, serrated object is positioned at the top center, with stress lines radiating outwards in a conical pattern. The colors range from yellow to blue, indicating varying stress levels.</p>   | <p>A square image showing a stress distribution pattern on a metallic surface. A dark, serrated object is positioned at the top center, with stress lines radiating outwards in a hexagonal pattern. The colors range from yellow to blue, indicating varying stress levels.</p> |                                                                                                                                                                                                                                                                                |
| Fig. 32. Mod. 4 – Cone Morse<br>(Bicon-Locking Taper)                                                                                                                                                                                                                            | Fig. 33. Mod. 5 – Hexágono Ext.<br>(Master Screw-Conexão)                                                                                                                                                                                                                        |                                                                                                                                                                                                                                                                                |

### ***Terço apical***

Em todos os modelos, o maior número de franjas, correspondendo a tensões de alta intensidade, localizaram-se na região apical do lado da direção da carga e estas diminuíram de intensidade a medida que se aproximavam do lado oposto. Estas apresentaram-se mais concentradas no modelo 5 (Hexágono externo/Master screw/Conexão).

A maior intensidade de tensões observada segundo o numero e a proximidade das franjas ocorreu nos modelos 5, 1, 3, 2 e 4 respectivamente.



## 5. Discussão

A realização desse estudo comparativo entre cinco diferentes implantes permitiu a análise do comportamento biomecânico dos mesmos levando em consideração suas diferenças em relação ao desenho e o tipo de conexão, sendo considerado por alguns autores como uns dos principais fatores que influenciam na distribuição das tensões.<sup>12,21,24,26</sup> Do ponto de vista biomecânico a magnitude da transferência das forças na área periimplantar vai ser influenciada pelo desenho do implante e pelas propriedades estruturais e mecânicas da interface.<sup>4,5,24,25</sup> Este, refere-se as macro e micro características estruturais de um sistema de implantes caracterizado pelas propriedades intrínsecas, tais como: forma, tipo de conexão implante/*abutment*, presença ou ausência de roscas, desenho das roscas, microestrutura e composição química da superfície.<sup>5,6,19</sup>

Neste estudo os 5 implantes avaliados apresentaram um padrão de distribuição de tensões similar e simétrico. Este resultado não era esperado devido aos diferentes desenhos dos implantes testados. No entanto Cehreli et al., (2004),<sup>26</sup> observaram a mesma situação, sob cargas axiais, quando compararam diferentes sistemas de implantes pelo método da fotoelasticidade. As maiores diferenças na distribuição das tensões nos modelos testados foram observadas ao nível cervical e apical, isso provavelmente ocorreu pela diferença entre o tipo de conexão, desenho do implante, formato das roscas e presença ou ausência de microroscas no colo do implante.

Ao analisar os modelos quando da aplicação da carga axial e oblíqua observamos que os implantes de conexão tipo cone morse (Straumann, Bicon e AR Morse), apresentaram a menor concentração de tensões ao nível cervical quando comparado aos outros implantes. 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 a longo prazo.<sup>4,5,12</sup>

No presente estudo, os implantes conexão morse apresentaram a mesma magnitude de tensões, porém ao fazer uma análise comparativa entre eles, observou-se, diferenças em relação à distribuição das tensões, isso pode ser explicado pelo diferente formato das roscas. Segundo Abusussein et al.<sup>20</sup> o formato da rosca pode influenciar no tipo de força transmitida ao osso circundante

(compressão, tensão ou cisalhamento). O implante Straumann apresentou tensões mais dissipadas, e menos concentradas ao nível cervical, o que pode ser explicado pela presença de uma superfície lisa no colo deste implante com ausência de roscas no terço cervical. Além disso, esse implante possui um formato de rosca chamado *Buttress*, que de acordo com alguns autores<sup>21,22</sup> esse tipo de formato dissipada melhor as cargas através de forças de compressão. Estudos tem comprovado que as forças de compressão são mais favoráveis para o tecido ósseo. Um outro implante cone Morse que apresentou uma melhor distribuição das tensões (entre os implantes de conexão Morse) foi o implante AR Morse, que possui um formato de roscas chamado de *V-shaped* que segundo Misch et al. (2008),<sup>4</sup> transmite as cargas axiais através da combinação de forças de compressão, tensão e cisalhamento. Ao nível cervical desse implante houve uma melhor dissipação das tensões, isso pode ser explicado pela presença das microroscas que segundo Cehreli et al. (2008)<sup>29</sup>, produzem um aumento da superfície de contacto, minimizando a magnitude das tensões que são distribuídas de uma forma homogênea. Entretanto, resultados diferentes foram observados por Schrotenboer et al. (2008),<sup>30</sup> por meio de um estudo pelo método dos elementos finitos, onde concluíram que a presença das microroscas na cervical do implante aumentou as tensões. Em relação ao implante Bicon ao nível cervical observou-se a maior concentração de tensões, provavelmente pela redução da área de contacto no colo do implante. Analisando o terço cervical, observamos uma maior concentração de tensões, possivelmente devido ao formato das roscas chamado de *Plateau*, como observado por Chun et al.<sup>19</sup>, que ao comparar diferentes tipos de roscas, por meio do método dos elementos finitos, observaram a maior concentração de tensões neste tipo de rosca.

O presente estudo é qualitativo, portanto não é possível quantificar a magnitude das tensões e indicar se as tensões concentradas nas roscas do implante Bicon podem ser nocivas para a osseointegração, pois segundo algumas pesquisas, as tensões deveriam estar acima de 3000 $\mu$ s (*microstrain*) para produzir reabsorção óssea.<sup>31,32</sup>

Analisando comparativamente os tipos de conexão dos diferentes sistemas de implantes (hexágono externo, interno e cone morse), quando a aplicação da carga oblíqua, observou-se que o implante do tipo hexágono externo apresentou a maior concentração de tensões ao nível cervical. Esse comportamento pode ser explicado devido ao tipo de conexão, neste caso a conexão externa que apresenta uma maior

liberdade rotacional em relação à conexão interna, o que causaria teoricamente micromovimentações, por falta de engrenagem mecânica, gerando, portanto maior tensão e consequentemente reabsorção ao nível da crista óssea.<sup>15-17,26</sup>

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.<sup>12,19,26,24</sup> 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.<sup>26</sup> por meio de uma análise fotoelástica. Os modelos com conexão interna do tipo cone Morse apresentaram uma distribuição de tensões mais favorável, isso devido a grau de conicidade da conexão interna que fornece uma alta tolerância e resistência as forças laterais.<sup>15,17</sup> Numa análise comparativa entre os sistemas avaliados (conexões externa e interna), observamos que o implante com conexão externa apresentou a mais alta intensidade de tensões, tanto na aplicação da carga axial quanto na oblíqua, este resultado esta de acordo com pesquisas, cujos resultados demonstraram que condições mecânicas favoráveis podem ser alcançadas pela manutenção do osso circundante, se as forças são transferidas preferencialmente por uma conexão cônica<sup>17,18,33</sup>

A análise em estudo foi do tipo qualitativo, sendo possível observar as áreas de concentração das tensões e a intensidade destas (representada pela ordem das franjas isocromáticas), o que permitiu diferenciar a melhor situação entre os diferentes sistemas de implantes. Entretanto, devido às limitações deste estudo, não foi possível determinar se estas magnitudes seriam favoráveis ou desfavoráveis no processo de remodelação óssea (reabsorção ou aposição), porém, foi possível determinar quais áreas foram mais susceptíveis de concentrar tensões na interface implante/osso, o que permitiu indicar que tipo de desenho ou sistema de implante é mais favorável na distribuição das tensões em certas áreas ou no conjunto total.

## **6. Conclusão**

Dentro das limitações da metodologia utilizada, concluímos que:

1. Os implantes de conexão tipo cone Morse (Straumann, Bicon e AR Morse), apresentaram uma distribuição das tensões mais favorável.
2. O implante de conexão tipo hexágono externo apresentou a maior concentração de tensões.
3. A carga oblíqua gerou maior intensidade de tensões em todos os modelos analisados.

## Referências

1. LEMONS, J. E.; LUCAS, L. C. Properties of biomaterials. **J. Arthroplasty.**, v. 1, n. 2, p. 143-147, 1986.
2. BRANEMARK, P.I.; ADELL, R.; BREINE, U. Intra-osseus anchorage of dental prostheses I Experimental studies. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.**, v. 3, n. 2, p. 81-100, 1969.
- 3 ADELL, R.; HANSSON, B.O.;BRANEMARK, P.I.; BREINE, U. Intra-osseous anchorage of dental prostheses II Review of clinical approaches. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.**, v. 4, n. 1, p. 19-34, 1970.
4. MISH, C.E.; STRONG, T. Scientific rationale for dental implant design. In: MISCH, C. E. **Contemporary Implant Dentistry**. St. Louis: Elsevier, 1999. p. 200-229.
5. BRUNSKI, J.B. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone dental-implant interface. **Adv. Dent. Res.**, v. 13, n. 1, p. 99-119, 1999.
6. KASEMO, B.; LAUSMAA, J. Biomaterial and implant surfaces: a surface science approach. **Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.**, v. 3, n. 4, p. 247-259, 1988.
7. COSTA, C. E. S.; PELEGRINE, A. A.; LOPES, F.M.; GUIMARÃES, C. P. D.; SENDYK, C. L.; SENDYK, W. R. Avaliação comparativa fotoelástica de diferentes desenhos de implantes submetidos á carga de compressão. **Rev. Implant. News.**, v. 4, n. 4, p. 377-382, 2007.
8. GENG, J. P.; TAN, K. B.; LIU, G. R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review literature. **J. Prosthet. Dent.**, v. 85, n. 6, p. 585-598, 2001.
9. STEIGENGA, J. T.; AL-SHAMMARI, K. F.; NOCITI, F. H.; MISCH, C. E.; WANG, H. L. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. **Implant. Dent.**, v. 12, n. 4, p. 306-317, 2003.
10. ZADEH, H. H. ;DAFTARY, F. Implant design for the spectrum of esthetic and functional requirements. **J. Calif. Dent. Assoc.**, v. 32, n. 12, p. 1003-1010, 2004.
11. HANSSON, S. The implant neck: smooth or provided with retention elements: a biomechanical approach. **Clin. Oral. Implants. Res.**, v. 10, n. 5, p. 394-405, 1999.
12. FRENCH, A. A.; BOWLES, C. Q.; PARHAM, P. L.; EICK, J. D.; KILLOY, W. J.; COBB, C. M. Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants. **Int. J. Perio. Rest. Dent.**, v. 9, n. 3, p. 221-230, 1989.

13. HOLMES, D. C.; LOFTUS, J. T. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. **J. Oral. Implantol.**, v. 23, n. 3, p. 104-111, 1997.
14. HOLMGREN, 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. Implantolog.**, v. 24, n. 2, p. 80-88, 1998.
15. SUTTER, F.; WEBER, H. P.; SORENSON, J.; BELSER, U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: Design and engineering. **Int. J. Periodontics. Restorative. Dent.**, v.13,n. 4, p. 409-431, 1993.
16. BALFOUR, A.; O'BRIEN, G. R. Comparative study of antirotational single tooth abutments. **J. Prosthet. Dent.**, v. 73, n. 1, p. 36-43, 1995.
17. 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. Rehab.**, v. 33, n. 1, p. 75-78, 2006.
18. ENGQUIST, B.; ÅSTRAND, P.; DAHLGREN, S.; ENGQUIST, E.; FELDMANN, H.; GRÖNDAHL, K. Marginal bone reaction to oral implants: a prospective comparative study of Astra Tech and Brånemark System implants. **Clin. Oral. Impl. Res.**, v. 13, n. 1, p. 30-37, 2002.
19. CHUN H. J.; CHEONG S. Y.; HAN J. H.; HEO S. J.; CHUNG, J. P.; RHYU, I. C.; CHOI Y. C.; BAIK H. K.; KU, Y.; KIM, M.-H. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. **J. Oral Rehab.**, v. 29, n. 6, p. 565–574, 2002.
20. ABUSUSSEN, H.; PAGNI, G.; REBAUDI, A.; WANG, H-L. The effect of thread pattern implant osseointegration. **Clin. Oral. Implant. Res.**, (Epub ahead of print), 2009.
21. BARBIER, L.; SCHEPERS, E. Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. **Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.**, v. 12, n. 2, p. 215-223, 1997.
22. BUMGARDNER, J. D.; BORING, J. G.; COOPER, R. C. Jr.; GAO, C.; GIVARUANGSAWAT, S.; GILBERT, J. A.; MISCH, C. M.; STEFLIK, D. E. Preliminary evaluation of a new dental implant design in canine models. **Implant. Dent.**, v. 9, n. 3, p. 252-260, 2000.
23. CHOU, H-Y.; JAGODNIK, J. J.; MUFTU, S. Predictions of bone remodeling around dental implant Systems. **J. Biomech.**, v. 41, n. 6, p. 1365-1373, 2008.

24. SIEGELE, D.; SOLTESZ, U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. **Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.** v. 4, n. 4, p. 333-340, 1989.
25. 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.**, v. 92, n. 6, p. 523-530, 2004.
26. 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.** v. 15, n. 2, p. 249-257, 2004.
27. DALLY, L. W.; RILEY, W. F. **Experimental Stress Analysis**. New York: McGraw-Hill, 1985.
28. CAPUTO, A. A.; STANDLEE, J. P. **Biomechanics in Clinical Dentistry**. Chicago: Quintessence Publishing Co., 1987.
29. AKÇA, K.; ÇEHRELI, M. C. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. **Int. J. Periodontics. Restorative Dent.**, v. 28, n. 4, p. 391-399, 2008.
30. SCHROTENBER, J.; TSAO, Y-P.; KINARIWALA, V.; WANG, H-L. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: A finite element Analysis. **Periodontolog.**, v. 79, n. 11, p. 2166-2172, 2008.
31. ALBREKTSSON, T.; SENNERBY, L.; WENNERBERG A. State of art in oral implants. **Periodontol. 2000.**, v. 47, n. 1, p. 15-26, 2008.
32. DUYCK, J.; RONOLD, H. J.; VAN OOSTERWYCK, H.; NAERT, I.; VANDER SLOTEN, J.; ELLINGSEN, J. E. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. **Clin. Oral. Implants. Res.**, v. 12, n. 3, p. 207-218.2001
33. MERZ, B. R.; HUNENBART, S.; BELSER, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: An 8-degree taper compared to a butt joint connection. **Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.**, v. 15, n. 4, p. 519-526, 2000.