

Miguel Angel Jaimes Pérez  
Cirurgião-Dentista

**INFLUÊNCIA DO DESENHO DOS IMPLANTES ENDÓSSEOS NA  
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES APÓS APLICAÇÃO  
DE CARGAS VERTICAIS E OBLÍQUAS.  
ANÁLISE ESTRUTURAL E FOTOELÁSTICA**

Dissertação apresentada a Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica Área de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais.

Orientador: Prof.Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa

Piracicaba - SP  
2008

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA  
Bibliotecário: Sueli Ferreira Julio de Oliveira – CRB-8ª. / 2380

P415i Pérez, Miguel Angel Jaimes.  
Influência do desenho dos implantes endósseos na distribuição de tensões após aplicação de cargas verticais e oblíquas: análise estrutural e fotoelástica. / Miguel Angel Jaimes Pérez. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2008.

Orientador: José Ricardo de Albergaria-Barbosa  
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Implante dentário. 2. Implante dentário endósseo. 3. Osseointegração. I. Albergaria-Barbosa, José Ricardo de. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(sfjo/fop)

Título em Inglês: Influence of dental implant design on tensions distribution after vertical and oblique loading: a structural and photoelastic study.

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Dental implantation. 2. Dental implant endosseous. 3. Osseointegration.

Área de Concentração: Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Ricardo Faria Ribeiro, Renato Mazzonetto, José Ricardo de Albergaria Barbosa

Data da Defesa: 18-07-2008

Programa de Pós-Graduação em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 18 de Julho de 2008, considerou o candidato MIGUEL ANGEL JAIME PEREZ aprovado.

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Jose Ricardo de Albergaria Barbosa".

---

PROF. DR. JOSE RICARDO DE ALBERGARIA BARBOSA

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Ricardo Faria Ribeiro".

---

PROF. DR. RICARDO FARIA RIBEIRO

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Renato Mazzonetto".

---

PROF. DR. RENATO MAZZONETTO

## **Dedicatória**

### **Aos meus pais,**

Minha referência de vida, alicerce, motivo, razão e inspiração de tudo que sou dedico o meu amor, respeito e infinita gratidão pela sabedoria e simplicidade com que ensinaram a mim e aos meus irmãos, através do exemplo de vida, honestidade e amor familiar.

### **Aos meus irmãos,**

Pelo amor e carinho de sempre, por todo apoio e incentivo na minha busca por um crescimento profissional e pessoal.

### **A Rafaela,**

Por sua dedicação ao nosso amor, seu companheirismo e indispensável apoio nesta importante fase da minha vida.

## **Agradecimentos**

A **Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Universidade Estadual de Campinas**, na pessoa do diretor, Prof. Dr Francisco Haiter Neto, pela a oportunidade de um crescimento científico e profissional.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa**, por fazer parte importante da minha formação profissional durante todos esses anos. Por seu apoio, incentivo e confiança transmitida para a elaboração deste trabalho, o meu eterno agradecimento.

Ao **Prof. Dr. Luis Augusto Passeri**, pela transmissão de conhecimentos ao longo do curso.

Ao **Prof. Dr. Renato Mazzonetto**, pela transmissão de valiosos ensinamentos durante o curso, além de seu constante testemunho de conhecimento e prática profissional.

Ao **Prof. Dr. Márcio de Moraes**, por sua dedicação em nos ensinar, cuja competência profissional e vocação docente se complementam com a amizade e respeito que dedica a seus alunos, colegas e pacientes.

Ao **Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira**, por sua vontade de ensinar, mostrando-nos a grandiosidade da nossa especialidade, estimulando sempre a melhoria do grupo.

Ao **Prof. Dr. Mauro Nobilo**, pelas importantes contribuições feitas para a elaboração dos blocos em resinas fotoelástica.

Ao **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, pela receptividade e constante colaboração oferecida.

A **Engenheira Ana Paula Macedo**, pela receptividade e aporte oferecidos nas atividades laboratoriais durante o desenvolvimento dos testes fotoelásticos.

Ao **Engenheiro Paulo Frighetto**, pela ajuda e auxílio oferecidos nas atividades laboratoriais, para o desenvolvimento dos testes fotoelásticos.

A **Ricardo Antunis**, pela ajuda oferecida nas atividades laboratoriais, durante o desenvolvimento dos testes fotoelásticos.

As empresas, **Conexão®**, **Neodent®**, **Emfils®** e **Colosso®**, pela cessão dos implantes utilizados na pesquisa.

Aos **meus amigos de turma**, Fábio Sato, Jaime Chessa, Rafael Grotta, Adriano Freitas e Frederico de Oliveira que durante a convivência ao longo do curso, tornaram-se bons amigos. Suas amizades, apoio e incentivo foram muito importantes neste período, sendo suas ajudas no desenvolvimento deste estudo muito valiosa. Obrigado por tudo!

Aos **meus amigos do doutorado**, Bento Stang, Eduardo Serena, Leandro Klüppel e Renato Sawasaki, pela ajuda, paciência e aprendizado que tive e tenho com vocês e pela amizade que compartilhamos.

Aos **amigos do Mestrado II**, Mariana Negreiros, Sergio Olate, Heric Iamashita, Henrique Duque, pela amizade, companheirismo e oportunidade de aprendermos juntos neste período que aqui passamos.

Aos **amigos do Mestrado I**, José Muñante, Saulo Ellery, Érica Marchiori, Sergio Monteiro, pela amizade e companherismo.

Aos **meus colegas egressos**, Alexander Sverzut, Cecília Pereira, Glaykon Stabile, Greison Oliveira, Aníbal Henrique Luna, Bernardo Brasileiro, Fabrício Serra e Silva, pela ajuda, paciência e aprendizado que tive com vocês e amizade que compartilhamos. Muito Obrigado!

As funcionárias do Centro Cirúrgico da Faculdade de Odontologia de Piracicaba-Unicamp, **Edilaine Cristina Mendes Felipe (Didi), Daiana Tonin, Fernanda e Angélica**, sem as quais nossas atividades clínicas não seriam possíveis.

A todos que contribuíram direta ou indiretamente para a realização deste trabalho:  
Muito Obrigado!

## RESUMO

Este estudo teve como objetivo analisar a influência do desenho dos implantes endósseos na distribuição de tensões geradas nos modelos fotoelásticos após aplicação de cargas verticais e oblíquas a 7,5N, em quatro marcas comerciais de implantes endósseos. Foram selecionados doze implantes, divididos em quatro grupos: I.) Máster Conect Cônico<sup>1</sup> 4,3 x 13 mm; II.) Titamax Ti Medular<sup>2</sup> 3,75 x 13 mm; III.) Colosso<sup>3</sup> RC 4,0 x 13mm; IV.) Bicon Uncoated Implant<sup>4</sup> 3,5 x 11mm, cada grupo contendo 3 implantes da mesma marca comercial. Através da Microscopia Eletrônica de Varredura foi analisado o desenho estrutural dos implantes. Para a análise da distribuição de tensão foram confeccionados oito modelos em resina fotoelástica com dimensões de 40 mm x 10 mm de base e 30 mm de comprimento. Dois implantes para cada grupo foram posicionados e fixados no interior dos modelos fotoelásticos. Uma vez verificada a ausência de tensões nos oito modelos foram iniciados os ensaios. Quatro modelos dos diferentes grupos receberam cargas verticais e quatro receberam cargas oblíquas de 7,5N. Por meio do polariscópio circular pertencente ao laboratório de Materiais Dentários e Prótese da USP-Riberão Preto, foi possível visualizar as franjas de tensões geradas nos modelos. Cada seqüência foi fotografada, sendo mantida a mesma distância focal em todos os ensaios. Os resultados obtidos foram analisados por grupos. O Grupo I, implante de hexágono interno longo com porção cervical polida, topo das roscas arredondadas, passos das roscas contínuas, espirais angulados e configuração cônica, apresentou concentração das tensões na região apical, quando submetida à carga vertical e oblíqua. O Grupo II, implante de hexágono externo, porção cervical polida, topo das roscas em forma de “v”, passos das roscas contínuos, espirais anguladas e configuração cilíndrica, apresentou distribuição das tensões na região apical, médio e cervical do implante quando submetida à carga vertical e oblíqua. O Grupo III, implante com hexágono interno, porção cervical polida, topo das roscas em forma cônica, passos das roscas contínuos, espirais anguladas e configuração cilíndrica, apresentou

distribuição das tensões nas regiões apical, médio e cervical do implante após aplicação de carga vertical e oblíqua. O Grupo IV, implante com sistema cone morse, ombro cervical inclinado, platô ou barbatanas, topo do platô quadradas, passos do platô descontínuais, e configuração cilíndrica, distribuiu as tensões nas regiões apical, médio e cervical do implante após aplicação de carga vertical e oblíqua. Baseado nos resultados obtidos e dentro da metodologia deste estudo conclui-se que: O grupo I, de configuração cônica concentrou a distribuição das tensões em região apical. Os grupo II, III e IV, de configuração cilíndrica, distribuíram as tensões com intensidade e localização similares nos terços apical médio e cervical. O presente estudo evidenciou haver diferenças na distribuição das cargas de um tipo de implante para outro, levando acreditar que essas diferenças possam ter relação com o desenho das roscas e platô.

Palavras-chave: Osseointegração; Desenho de Implantes; Análise de tensões.

<sup>1</sup> Conexão® – Sistemas de Próteses, SP, Brasil

<sup>2</sup> Neodent® – Implante Osseointegrável, SP, Brasil

<sup>3</sup> Emfils® – Indústria e Comércio de Produtos Odontológicos, SP, Brasil

<sup>4</sup> Bicon® – Dental Implants, Boston, EUA

## ABSTRACT

The meaning of this study was analyze on 4 dental implants brands the influence of its thread design on tensions distribution generated thru photoelastic models, after applying a 7.5N load on vertical and oblique directions. Twelve implants, organized in four groups had been selected: I.) Máster Conect Cônico<sup>1</sup> 4.3 x 13 mm; II.) Titamax Ti Medular<sup>2</sup> 3.75 x 13 mm; III.) 4,0 Colosso<sup>3</sup> RC x 13mm; IV.) Bicon Uncoated Implant<sup>4</sup> 3.5 x 11mm, being in each group, three dental implants of the same commercial brand. The structural designs of the implants were analyzed with Electronic Microscopy Sweepings. For the tension distribution analysis, eight models had been confectioned in photoelastic resin with 40mm x 10mm base dimensions and 30 mm of length. Two implants of each group had been located and fixed in the interior of photoelastic models. Once verified the absence of tensions in the eight models the analysis were started. Four models of the different groups had received 7.5N load on vertical and four received this same load on oblique direction. By means of the circular polariscope developed in the Dental Materials and Prosthesis laboratory the Ribeirão Preto Dental School (USP/RP), it was possible to visualize the tensions fringes generated in the models. Each sequence was photographed, being kept the same focal distance in all the assays. The gotten results had been analyzed by groups. Group I., implants with long internal hexagon and polishing cervical portion, top of rounded off threads, angled steps of continuous threads, spirals and conical configuration, presented tensions concentration on the apical region, when submitted to the vertical and oblique load. Group II., implants with external hexagon, polishing cervical portion, top of threads in form of v, angled steps of continuous threads, spirals and cylindrical configuration, presented tensions distribution on the apical, medial and cervical regions of the dental implants, when submitted to the vertical and oblique load. Group III., implants with internal hexagon, polishing cervical portion, top of threads in conical form, steps of threads continuous, spirals angled and cylindrical configuration, presented tensions distribution on the apical, medial and cervical

regions . Group IV., implants with cone morse system, inclined cervical shoulder, square shaped threads, fin or plateau , angled plateau steps discontinuous, and cylindrical configuration, distributed the tensions on the apical, medial and cervical regions after the application of vertical and oblique loads. Based in the results gotten and respecting the limitations of this study it can be concluding that: Group I. with conical configuration, the tension distributions is concentrated on the apical region. Groups II, III and IV, with cylindrical configuration, had distributed the tensions with similar intensity and localization on the apical, medial and cervical regions. In the present study it is evidenced to have differences in the distribution of loads on the dental implants analyzed, being not evident that these differences have relation with the threads design.

**Key-words:** Osseointegration; Implants design; tension analyses.

<sup>1</sup> Conexão® – Sistemas de Próteses,SP,Brasil

<sup>2</sup> Neodent® – Implante Osseointegrável,SP,Brasil

<sup>3</sup> Emfils® – Indústria e Comércio de Produtos Odontológicos,SP,Brasil

<sup>4</sup> Bicon® – Dental Implants,Boston,EUA

# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>01</b>
<b>2</b>	<b>Revisão da literatura</b>	<b>04</b>
2.1	História dos implantes	04
2.2	Evolução do desenho	09
2.3	Biomecânica dos implantes endósseos	14
2.4	Fotoelasticidade	17
2.5	Fotoelasticidade e Implantes	21
<b>3</b>	<b>Proposição</b>	<b>26</b>
<b>4</b>	<b>Materiais e método</b>	<b>27</b>
4.1	Seleção dos implantes	27
4.2	Análise estrutural	28
4.3	Análise fotoelástica	29
<b>5</b>	<b>Resultados</b>	<b>36</b>
5.1	Grupo I – desenho estrutural e distribuição das tensões	36
5.2	Grupo II – desenho estrutural e distribuição das tensões	37
5.3	Grupo III – desenho estrutural e distribuição das tensões	38
5.4	Grupo IV – desenho estrutural e distribuição das tensões	40
<b>6</b>	<b>Discussão</b>	<b>42</b>
<b>7</b>	<b>Conclusão</b>	<b>46</b>
	<b>Referências</b>	<b>47</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A implantodontia desenvolveu-se pela necessidade de reabilitar pacientes que apresentaram perdas dentárias, numa tentativa de atender razões estéticas e funcionais que a prótese convencional não resolvia satisfatoriamente. As próteses dentais convencionais, usadas há mais de dois séculos, apresentam como desvantagens, desgaste de tecido dentário dos dentes adjacentes, cobertura dos tecidos moles pelos componentes do aparelho protético, dificuldade de higienização, desconforto e prejuízos psicológicos ao paciente. Como uma alternativa às próteses convencionais, os implantes dentários foram desenvolvidos e têm sido utilizados com sucesso há mais de 40 anos. Dentre as primeiras tentativas do uso de implantes orais, figuram os implantes metálicos subperiostais e laminares. No entanto, nenhum desses implantes atingia uma ligação com o tecido ósseo ou mesmo um nível de compatibilidade biológica que permitisse resultados satisfatórios por períodos longos (Lindhe, 1997).

Em 1969, Branemark *et al.*, iniciaram a divulgação dos resultados de seus estudos de ancoragem óssea de próteses utilizando implantes de titânio, inicialmente realizados em cães. Este mesmo autor em 1977, publicou um dos trabalhos pioneiros aumentando a credibilidade dos implantes osseointegrados apresentando resultados de 10 anos de acompanhamento de pacientes que receberam próteses totais implantosuportadas, mostrando índices de sucessos em relação a estabilidade. Observou-se então que era possível a osseointegração, isto é, a conexão direta entre o osso e a superfície do implante quando submetido a carga funcional. Esse termo passou por algumas modificações e mais tarde, em 1991, Zarb & Albrektsson redefiniriam a osseointegração como sendo a fixação rígida e assintomática entre o tecido ósseo e o implante, estando este em função.

Com o conhecimento da osseointegração, a odontologia iniciou uma nova fase. Diversos trabalhos começaram a serem realizados visando definir parâmetros mais eficazes para o uso dos implantes osseointegráveis. Como

conseqüência, houve evolução tecnológica significativa, no desenho, materiais e nas técnicas de implantação, o que vem permitindo obter êxitos em sua aplicação, dispondo-se, na atualidade, de diversos tipos de implantes para resolver diferentes problemas clínicos (Misch, 1995).

Estima-se que os implantes dentais atinjam atualmente taxas de sucesso próximas de 95 %. Os trabalhos de Adell *et al.* (1990) e Albrektsson *et al.* (1998), confirmaram esses altos índices de sucesso a longo prazo com a utilização de implantes osseointegráveis no tratamento de pacientes totalmente edêntulos. No entanto, têm-se observado que muitos fatores relacionados ao planejamento cirúrgico, à execução de uma técnica cirúrgica atraumática, à biocompatibilidade, desenho do implante, as suas características de superfície, assim como as condições do leito receptor, podem interferir no sucesso da osseointegração dos implantes (Lavelle, 1981; Cheroudi *et al.*, 1992; Boyne & Herford, 1994). Respeitadas as condições da técnica cirúrgica e aspecto sadio do tecido ósseo hospedeiro, fica claro que existem condições específicas do implante que determinam seu sucesso ou insucesso. Entre elas está a técnica de fabricação do implante, ou seja, seu desenho (Kasemo, 1983).

Um sistema de implante é caracterizado por suas macro e microestruturas, propriedades intrínsecas, tipo de conexão implante-intermediário, presença ou ausência de espiras, desenhos espirais, micro arquitetura da superfície e composição química. Estes são desenhados visando conseguir o sucesso clínico e, para que se obtenha um protótipo ideal de um implante, devem-se responder as dúvidas existentes sobre qual é a intensidade de transferência do estresse aos tecidos biológicos e as respostas destes tecidos frente a este estresse (Torezan, 1998). Por tal motivo, os princípios biomecânicos são relevantes no desenho e padronização dos implantes (Brunski, 1988).

A biomecânica de um implante é diferente daquela de um dente natural pois este é circundado por ligamentos periodontais. A possibilidade de transferir carga excessiva ao implante e deste ao osso adjacente pode acabar ultrapassando o limite fisiológico e provocar a perda da osseointegração (Kenney & Richards, 1998). Devido a esta função dos implantes de transferir cargas oclusais aos tecidos biológicos, o objetivo dos desenhos funcionais é direcionar estas cargas através de uma melhor distribuição dessas forças, otimizando a função das próteses suportadas por esses implantes. Entretanto, não é fácil quantificar a intensidade de força que pode levar a sobrecarga, pois a capacidade óssea individual de suportar forças apresenta uma grande variabilidade (Markarian, 2005).

Por tanto, estudos laboratoriais são de extrema importância para analisarmos situações clínicas. Baseado nisso, a análise fotoelástica é um método experimental que permite a visualização de tensões e deformações através do polariscópio, fornecendo informação em forma de franjas, tornando-se possível determinar as direções e intensidade das tensões. Na odontologia, a análise de tensões fotoelástica tem sido amplamente utilizada, permitindo a avaliação global do estado de tensões de um determinado componente. Em função dos conceitos expostos acima, esse estudo teve como objetivo analisar a distribuição das tensões geradas nos modelos fotoelásticos após a aplicação de cargas verticais e oblíquas a 7,5N, em quatro marcas comerciais de implantes endósseos.

## **2 REVISÃO DA LITERATURA**

### **2.1 História dos implantes dentais**

Antigos textos chineses de medicina mencionam provas que os imperadores Chin Nong (3216 a.C.) e Hou ang-Ty (2637a.C.) já relatavam os reimplantes e transplantes. Sócrates (470-399 a.C.) fazia a devida distinção entre os mesmos. Sushruta (600 a.C.) recomendava a recolocação dos dentes traumáticamente perdidos. Os etruscos, desde o século III a.C. englobavam em suas próteses fixas dentes reimplantados.

Os Maias foram, provavelmente, os primeiros a utilizarem os implantes aloplásticos em vida, já que os Egípcios o faziam para embelezamento de seus cadáveres. A implantação nessa época era feita também transplantando-se dentes de escravos, ou seja, de pessoas pobres que voluntariamente vendiam seus dentes. Dentes oriundos de cabras, cães e macacos eram também usados.

Achados arqueológicos registraram a existência de uma pedra negra de copan implantada em região de incisivo lateral esquerdo de uma mandíbula encontrada em 1890 na metrópole maia de Honduras.

Um extenso fragmento de mandíbula, pertencente à cultura maia, com três incisivos substituídos por dentes artificiais confeccionados com valvas de conchas encontra-se, desde 1933, no Museu de Peabody da Universidade de Harvard. O fragmento foi encontrado por Wilson Popenol na Praia dos Mortos, Honduras. A presença de tártaro na face língual, bem como exames radiográficos, evidencia a utilização dos implantes em vida (Ceschim, 1984). Essas menções têm valor apenas histórico, não se podendo jamais avaliar seus índices de sucesso considerando-se a época, os meios e as condições em que tais implantações foram realizadas.

O primeiro registro de patente de um implante é de Edwin J.Greenfield em 1901, feito em Kansas, E.U.A; apresentando uma arquitetura em forma de cesto cilíndrico (Serson, 1985). Curiosamente, o implante apresentava algumas características bastante utilizadas atualmente. Este possuía dois corpos, instalados em dois momentos distintos, e a prótese sobre ele era instalada somente depois da fixação do implante pelo osso neoformado no seu interior. Embora engenhoso, o implante patenteado por Greenfield estava destinado ao fracasso, pois não era biocompatível.

O conceito de biocompatibilidade teve origem a partir do trabalho de Venable *et al.*, em 1937, onde relataram a ação eletrolítica dos metais na intimidade tecidual. Hoje, a biocompatibilidade do material utilizado na confecção de um implante é a primeira condição a ser respeitada para o início de uma implantação bem sucedida.

Strock (1939) utilizou implantes de vitalium em forma de parafuso como material capaz de substituir dentes ausentes. O estudo, realizado em cães e humanos, concluiu que implantes dentários compostos deste material poderiam sustentar próteses e substituir, temporariamente, dentes ausentes.

Conforme relatado por Ceschin (1984), Salvatore Formiggini, por volta de 1940, extraiu um canino infectado, curetou o alvéolo e o protegeu com gaze iodoformada. Meses após, observou-se o envolvimento quase completo da gaze por tecido cicatricial, cuja remoção necessitou de intervenção cirúrgica. Ocorreu-lhe então a idéia de criar, com um material biocompatível, um dispositivo espiralado que, instalado em um alvéolo fresco obtivesse, após seu preenchimento por osso, o seu envolvimento por tecido cicatricial, viabilizando a criação de um pilar intrabucal para suporte de prótese (Implante Espiral de Formiggini).

Um dos implantes instalados por Formiggini fraturou na porção cervical, sendo removido e submetido a um exame histológico diagnosticando o tecido como conjuntivo fibroso. Admitiu-se, a partir de então, um dos mais duradouros dogmas da implantodontia: ao se instalar um implante metálico no interior do osso, ele seria envolvido por tecido conjuntivo fibroso denso.

Cherchève (1955), citado por Ceschin (1984), modificou o desenho original do implante de Formiggini. Confeccionou as espirais mais próximas entre si, aumentou o comprimento da haste do implante e a fortaleceu, fazendo-a mais espessa.

Os implantes de Cherchève e de Formiggini somente podiam ser instalados em alvéolos frescos ou alvéolos cirurgicamente confeccionados, prejudicando a obtenção de uma boa estabilidade inicial, fator indispensável na implantodontia atual.

Segundo Ceschin (1984), em 1962, Cherchève desenhou o implante com espiral de hélices duplas, ao mesmo tempo em que criou brocas especiais para a confecção precisa do alvéolo artificial e instrumental próprio para a instalação delicada do implante ao osso, conseguindo estabilidade inicial não vista até então.

Scialom (1965) foi o pioneiro na utilização de um implante em tripé (implante agulhado), sendo que estas se juntavam para suportar a prótese. Linkow em 1966 desenvolveu o implante em forma de lâmina feito de cromo, níquel e vanádio sem auxílio de retalhos cirúrgicos (trans-mucosos). O uso destas laminais foi comum, apresentando, posteriormente, problemas relacionados com a rápida absorção óssea e inflamação do tecido mole (Kapur, 1980). A porcentagem de sucesso em cinco anos variou de 55% (Cranin *et al.*, 1977) a 42 a 66 % (Smithloff & Fritz, 1976), com porcentagem de sucesso em 10 anos menor que 50%. Albrektsson *et*

al. (1986) definiram que os implantes laminados não apresentavam sucesso clínico.

O conceito de osseointegração originou-se em 1952, em uma pesquisa que consistiu de um estudo microscópico “in vivo”, realizado na medula óssea em perônio de coelhos. A pesquisa foi feita com um microscópio especial (vital), e baseava-se em cuidadoso preparo cirúrgico, que consistia em ressecar uma fina lâmina óssea de 10 micras de espessura. A observação se fez *in vivo* e *in situ* por transiluminação visto que através desta se obtinha uma excelente capacidade de observação do osso e medula óssea. Desta maneira, a circulação sangüínea da medula do coelho foi facilmente observada através da delgada lâmina óssea. O segmento *in vivo* do comportamento do osso e da medula, durante um grande período de tempo, foi realizado instalando-se uma câmera filmadora revestida de titânio sobre o osso, que permitia a visualização do fenômeno. Esses estudos indicaram a possibilidade de estabelecer uma verdadeira osseointegração com o tecido ósseo, visto que foi observado que, a câmera ótica utilizada não podia ser removida do tecido ósseo circundante quando cicatrizado. (Branemark , Zarb & Albrektsson, 1985).

Ao fazerem uso da osseointegração na clínica odontológica, Branemark & Zarb (1985) consideraram que a necessidade do osso preparado para alojar o implante fosse danificado o mínimo possível, removendo o menor volume de tecido para manter sua topografia a mais intacta possível. Com isso, a extirpação de um implante em caso de falha na osseointegração não prejudicasse a anatomia original, sendo o espaço anteriormente ocupado pelo implante extraído preenchido por novo osso e a topografia, bem como a condição óssea pré-operatória, restabelecida. Se a osseointegração não pudesse se efetivar e o implante tivesse que ser removido ou se o paciente desejasse voltar a usar uma prótese convencional, seria importante que sua anatomia óssea fosse a mesma que

possuía antes da instalação dos implantes. Para atender essas considerações, uma forma básica de implante precisou ser desenvolvida.

Os implantes elaborados por Branemark & Zarb (1985), apresentavam um desenho com forma de parafuso, em titânio puro com um diâmetro de 3,75mm e comprimentos que variavam de 7,0 mm a 18,0mm. Estes implantes possuíam algumas secções cortantes, destinadas a abrir caminho no osso e alojar as esquirolas ósseas oriundas do osso cortado pelo implante. Uma perfuração apical axial comunicava-se com uma perfuração transversal e o coágulo sanguíneo ali alojado era convertido em osso após o reparo e melhorava o travamento mecânico apical do implante. O implante possuía ainda um hexágono externo, com 2,4mm de largura e 0,7 mm de altura, destinado ao acoplamento dos instrumentos e conectores protéticos.

Segundo Dosualdo & Agostinho (2007), ao início dos anos 70, o Prof. André Schröder, chefe do departamento de dentística operatória, da Universidade de Berna, Suíça, estabeleceu uma estreita colaboração com o Instituto Straumann, de Waldenburg, através do Dr. Reinhard Straumann em Suíça, uma empresa privada especializada em pesquisa nas áreas de Física, Metalúrgica e Ortopedia, objetivando estudar as necessidades e problemas relacionados à implantologia oral. Os projetos de pesquisa elaborados pelo grupo foram orientados para o desenvolvimento de um sistema simples, versátil e com alta previsibilidade de sucessos.

Schröder e colaboradores desenvolveram uma abordagem única para a obtenção da anquilose funcional, através do desenvolvimento do Sistema ITI de Implantes. Esse grupo tinha como objetivo a simplificação dos aspectos cirúrgicos e restauradores no tratamento com implantes dentários, para ambos, pacientes e profissional. Nessa seqüência, o grupo finalmente se concentrou nos problemas específicos de desenho e biomecânica dos implantes dentários e clinicamente na

definição de indicações e aplicabilidade de técnicas cirúrgicas. A forma de cilindro oco foi escolhida como a forma básica do desenho, sendo que a geometria do implante e de todas as variantes era tal, que mesmo as cargas funcionais altas poderiam ser transmitidas ao osso, sem gerar picos locais de concentração de força ( Schröder & Sutter, 1996).

Os primeiros implantes de parafuso oco de 5,5 mm tinham perfurações características nas paredes do cilindro oco e uma outra fileira dispostas em ângulo, na região do ombro. O ombro do implante foi desenhado com uma secção transversal menor possível, para que o osso crescesse sobre o mesmo, mas com resistência suficiente para suportar as forças mecânicas que eram transmitidas.

Vários tipos de implantes foram desenvolvidos com o intuito de solucionar as dificuldades encontradas em mandíbulas, principalmente em regiões posteriores, onde são encontradas diferentes larguras da crista óssea e de profundidade do canal mandibular.

## **2.2 Evolução do desenho**

Desde os trabalhos iniciais, o desenvolvimento dos implantes endósseos sofreu contínuas modificações tanto nos materiais quanto na concepção do desenho. À partir do início da comercialização do sistema Branemark, outros sistemas de implantes endósseos foram comercializados como sistemas osseointegrados.

O desenho do implante, por sua vez, refere-se à sua estrutura tridimensional, com todos os elementos e características que o compõe, ou seja, sua forma, modelo, configuração, superfície macroestrutural e macro irregularidades. Existe uma enorme variedade de desenhos de implantes endósseos, todos com o

objetivo de funcionarem osseointegrados por longo tempo e proporcionarem manutenções protéticas mais simples.

Albrektsson *et al.*, em 1986, afirmaram que a osseointegração de uma implantação depende de uma relação entre vários fatores e de uma equação que inclui: biocompatibilidade do material do implante, natureza macroscópica do implante (desenho) e microscópica da sua superfície, estado do leito ósseo, técnica cirúrgica, imperturbável fase da cura da ferida, projeto protético e momento do seu carregamento.

Os materiais utilizados na confecção dos implantes dentais podem ser classificados sob os pontos de vista químico e biodinâmico. Do ponto de vista químico, os materiais podem ser divididos em metais (principalmente titânio e Ti6Al4V), cerâmicos (incluindo trióxido de alumínio e fosfato de cálcio) e polímeros (como polimetilmetacrilato e polisulfona), (Lemons, 1990).

Os metais têm sido os materiais de eleição na implantodontia por uma série de razões: propriedades biomecânicas, facilidade de processamento, tratamento, usinagem, finalização e por serem passíveis de esterilização por meios convencionais (Sykaras *et al.*, 2000). Dentre os metais, boas razões fazem do titânio (Ti) e suas ligas, particularmente a liga Ti-6Al-4V, os de eleição para implantes endósseos (Schroeder *et al.*, 1994).

O titânio e suas ligas representam o grupo de substâncias capazes de permitir a formação do tecido ósseo em suas superfícies, favorecendo sua ampla aplicabilidade. Estes materiais apresentam baixo peso molecular, alta resistência em relação ao peso, baixo módulo de elasticidade e excelente resistência à corrosão, colocando-os como importantes compostos utilizados na indústria aeroespacial desde a década de 50 (Lautenschlager & Monaghan, 1993).

O titânio possui, em temperatura ambiente, uma estrutura hexagonal compacta fechada, chamada fase alfa, a qual passa por uma transformação cristalina, em uma temperatura média de 882°C, tornando-se uma estrutura cúbica de corpo centrado chamada fase beta. Esta fase torna-se estável até 1.660°C (ponto de fusão do titânio) (Parr *et al.*, 1985). Deste modo, do ponto de vista da metalurgia, as ligas de titânio podem ser divididas em três classes: alfa, beta e alfa + beta (Lewis, 1993; Mazzone, 1999; Albergaria - Barbosa, 2001; Bastos, 2001).

Em relação aos polímeros, uma grande variedade, incluindo fibras poliamida, resina polimetacrilato, politetrafluoretileno e poliuretano, têm sido usadas como material de implantes. Era esperado que sua flexibilidade compensasse a micromovimentação do ligamento periodontal e possibilitasse a ligação do implante ao dente natural. Entretanto, a possibilidade dos implantes flexíveis transferirem estresse mais favoravelmente ao osso foi comparada com os implantes rígidos encontrando nenhuma diferença estatística. Atualmente, polímeros estão limitados à produção de materiais amortecedores, que são incorporados às supraestruturas suportadas por implantes (Sykaras *et al.*, 2000).

Do ponto de vista biodinâmico podem ser biotolerados, bioinertes e bioativos. Os materiais biotolerados são aqueles que não são necessariamente rejeitados quando implantados no interior dos tecidos, porém são encapsulados por tecido conjuntivo fibroso. Materiais bioinertes permitem aposição óssea em suas superfícies, promovendo uma osteogênese de contato ou à distância. Materiais bioativos também permitem a formação de osso em suas superfícies, mas uma troca iônica com o tecido hospedeiro promovendo sua ligação química com a interface osso-implante (Cook & Dalton, 1992; Liu, 1995).

Dentre as características macroscópicas do implante o tipo da interface protética, a presença ou ausência de espiras, macro irregularidades adicionais e a

forma/contorno do implante são aspectos considerados dos mais importantes no seu desenho. A interface protética representa o meio pelo qual a supraestrutura ou o pilar protético é conectado ao corpo do implante podendo ser externa ou interna. O tipo externo mais comum é o hexagonal. Sendo que o interno inclui o Cone Morse (ITI, Straumann, Waldenburg, Switzerland), o hexágono interno (Paragon, Dentsply, EUA) e o octógono interno (TMI, Pressing Dental, Itália).

Os implantes endósseos são caracterizados também pela presença ou não de roscas. Estas são utilizadas para aumentar o contato do implante com o osso, melhorar sua estabilidade inicial, aumentar a área superficial do implante e favorecer a dissipação do estresse.

Ivanoff *et al.*(1996) estudaram a influência da estabilidade inicial na osseointegração comparando implantes rosqueados estáveis, rotacionais móveis e totalmente móveis. Após de 12 semanas de remodelação, embora todos os implantes apresentassem estabilidade clínica, significativamente menos contato osso/implante e menos quantidade óssea entre as roscas foram encontradas nos implantes totalmente móveis. Todavia, nos implantes rotacionais - móveis, não houve diminuição da osseointegração. Tolerâncias da manufatura, técnica operatória, condição cirúrgica e qualidade óssea afetam a dimensão do sítio ósseo e determinam a magnitude das discrepâncias na precisão cirúrgica.

Alguns fabricantes de implantes introduziram os conceitos de espira dupla e tripla visando aumentar a estabilidade inicial e aumentar o torque para sua colocação. A incorporação de fatores adicionais tem sido utilizada pelas empresas para acentuar ou substituir os efeitos das roscas, destacando-se dentre eles perfurações de varias formas e dimensões, escapes saliências, sulcos e endentações. O implante pode ser ainda, maciço ou oco, cilíndrico, cônico ou escalonado com forma apical plana, arredondada ou afilada (Sykaras *et al.*, 2000).

A superfície do implante é o terceiro dentre os três fatores pertinentes à indústria descritos por Albrektsson *et al.* (1986) como influentes na remodelação do alvéolo implantado e, conseqüentemente, na osseointegração.

Em 1989, Takeshita *et al.* sugeriram que a porcentagem de contato ósseo com o implante poderia ser usada como parâmetro para a evolução quantitativa do prognóstico do implante.

Abrahamsson *et al.* (2001) estudaram implantes com diferentes tipos de superfície e sua integração tecidual, utilizando cães como modelo experimental. As amostras foram 4 implantes do sistema Osseotite® , 3 do sistema 3I® e 4 tipo autorosqueante, padrão. Na metodologia foram avaliadas duas zonas diferentes, onde a zona 1 representou a área medida entre o nível marginal do implante até 4mm acima do ápice; e a zona 2, os 4mm apicais. Os autores concluíram que o grau de contato osso/implante foi significativamente maior na superfície osseotite® que as superfícies usinadas e a densidade óssea periimplantar foi similar entre os dois grupos.

Abron *et al.* (2001) utilizaram 36 implantes com superfícies tratadas por ataque ácido e por jateamento de areia para avaliar a osseointegração primária. Esses implantes foram colocados em tíbias de ratos e analisados microscopicamente, após três semanas. Os resultados mostraram um aumento significativo no contato osso/implante nos casos dos implantes com tratamento de superfície, em relação aos implantes de superfície usinada. Para os autores, o tipo de rugosidade da superfície influencia diretamente na osseointegração e deverá possuir arquitetura com dimensões adequadas para a aposição celular.

### 2.3 Biomecânica dos implantes endósseos

A biomecânica é uma disciplina da bioengenharia que associa os estudos do campo biológico da medicina e da odontologia com os da engenharia mecânica permitindo, desta forma, o aprofundamento científico relativo às respostas teciduais à aplicação de forças, relacionando diretamente estrutura e função (Mandia *et al.*, 2007).

Branemark *et al.*(1997) estudaram biomecanicamente a osseointegração por meio de testes de torção e arrancamento (pull-out), instalando os implantes de titânio (2,0 mm diâmetro) na tíbia dos ratos machos da raça Sprague-Dawley, sacrificando os mesmos para os testes mecânicos e avaliação histológica logo após a instalação, duas semanas, quatro semanas, oito semanas e 16 semanas após instalação. Os autores concluíram que a força biomecânica teve um grande aumento nas primeiras quatro semanas e após a instalação dos implantes havendo um grande aumento no volume ósseo ao redor desses implantes.

O comportamento biomecânico dos implantes endósseo difere dos dentes naturais, pois, por serem mais rígidos e não possuírem ligamento periodontal, acabam transmitindo maiores cargas ao osso adjacente (Bidez & Misch, 1992).

Yoshida *et al.* (2001) realizaram uma medida em vivo do modulo de elasticidade do ligamento periodontal humano, por meio de medidas de deslocamento em função da força aplicada. Afirmaram que o ligamento periodontal funciona como um absorvedor de choques durante a mastigação, além de fornecer reações celulares para o remodelamento ósseo.

O implante deve ser capaz de suportar forças oclusais e dissipá-las para o osso adjacente, seguindo uma orientação e magnitude corretas a fim de manter o tecido em um estado fisiológico ideal. A habilidade do implante para transmitir

essas forças é, em grande parte, dependente da formação de uma interface osseointegrada que estabiliza o implante em curto período de tempo pós-operatório (3 a 6 meses) (Könönen *et al.*, 1992).

A densidade óssea inicial não apenas fornece a imobilização mecânica do implante, mas também permite a distribuição e transmissão dos estresses da prótese para a interface implante-osso após a osseointegração. A distribuição mecânica do estresse ocorre primeiramente na região de contato com o implante. Quanto menor a área de contato do osso ao corpo do implante, maior o estresse geral (Misch, 2006).

O tipo de carga aplicada sobre o implante pode influenciar o padrão de tensão transmitido, ou seja, o excesso de cargas oclusais dinâmicas pode levar a uma rarefação óssea ao redor da região cervical característica de um defeito com forma de cratera (Balfour, 1995; Alkan, 2004). Hoshaw *et al.*, em 1994, observaram que a sobrecarga nos implantes leva a um aumento na reabsorção ao redor do pescoço e uma diminuição no percentual de osso mineralizado na cortical.

Papavasilou *et al.* (1996) observaram que a quantidade de tensão localizada na região cervical é sempre maior que na região apical do implante em quaisquer condições. Em concordância, Duyck *et al.* (2001) demonstraram que o estresse se concentrava na região cervical devido a rígida união entre osso e implante. O módulo de elasticidade do osso cortical é maior que do osso esponjoso e por esta razão ele é mais forte e mais resistente às deformações (Bakaeen *et al.*, 2001).

Segundo Deines *et al.*, (1993) fatores como a concentração e magnitude do estresse estão sujeitos a algumas variáveis como: dente antagonista, força oclusal, número de implantes para distribuir as cargas, posição do implante, rigidez da prótese e geometria do implante.

A oclusão é um fator importante na determinação da direção da carga. Forças compressivas devem ser as predominantes na oclusão das próteses sobre implantes, pois são menos nocivas que as forças de tensão. O osso cortical é mais resistente à compressão (Bidez & Misch, 1992).

As características da superfície de um implante são fundamentais também para o sucesso em curto e longo prazo. Os parâmetros-chaves para avaliação do material e superfície dos implantes são as tensões de superfície, as composições químicas e estabilidade, a espessura da cobertura da superfície e a resistência à corrosão (Hulth, 1980; Kasemo, 1983; Pierri, 1992).

O tipo de superfície dos implantes, rugosa ou lisa, irá influenciar no mecanismo de osseointegração dos implantes. Em função disto, têm-se realizado trabalhos com a finalidade de obter uma superfície ideal que favoreça o mecanismo de osseointegração sem modificar os tecidos adjacentes ou promover reações tipo corpo estranho. Alguns fabricantes dos implantes usados atualmente realizam o tratamento de suas superfícies através de mecanismos diversos como o plasma spray de titânio, condicionamento ácido de superfície, jateamento, mecanismo de promoção da rugosidade superficial produzido por laser ou aplicação de revestimentos de hidroxiapatita (Spiekermann *et al.*, 2000).

O sucesso dos implantes osseointegrados está intimamente relacionado às características de suas superfícies. Por esta razão, várias técnicas de tratamentos de superfície têm sido estudadas e aplicadas para obter uma maior adesão ao tecido ósseo. Algumas técnicas comumente utilizadas com esta finalidade incluem aumento da rugosidade, procedimentos de limpeza e tratamentos através da cobertura com materiais como a hidroxiapatita (Baier *et al.*, 1984; Kasemo & Lausmaa, 1986; Wagner, 1992; Ling & Gillins, 1995; Wong *et al.*, 1995).

## 2.4 Fotoelasticidade

A fotoelasticidade foi descoberta no início do século passado e se desenvolveu muito nas últimas décadas com a incorporação do processamento digital de imagens na interpretação dos resultados que anteriormente eram extremamente ligados a experiência e treinamento do usuário do sistema (Alvarez & Strohaecker, 1998; Ferreira, 2003).

Os efeitos da fotoelasticidade em certos materiais foram observados primeiramente por Brewster em 1912, quando realizou pesquisas de propriedades ativas de alguns materiais sólidos e transparentes. Observou que sólidos com características isotrópicas, quando submetidos a esforços, transformavam-se em anisotrópicos e que o grau de anisotropia era proporcional a magnitude de deformação do material (Abdu, 1994; Alvarez e Strohaecker, 1998; Anderson *et al* .,2006)

Existem vários métodos possíveis para a determinação qualitativa e quantitativa dos níveis e das distribuições de tensões em componentes (Alvarez e Strohaecker, 1998; Kinomoto & Torri, 1998). Entre eles podem-se citar os métodos numéricos como elementos finitos e os métodos experimentais tais como extensiometria e fotoelasticidade (Alvarez & Strohaecker, 1998).

O nome de fotoelasticidade reflete a natureza do método, onde (foto implica uso de luz e técnicas óticas), enquanto elasticidade (relacionase com o estudo de tensões e deformações em corpos elásticos) (Doyle & Phillips, 1978; Araújo, 2006). Com isso é a ciência que estuda os efeitos físicos, sobre a luz, devido a ação de tensões/deformações particularmente útil para estudos em partes com formas complicadas e com distribuição complexa de cargas ou ambas (Abdu,1994; Doyle &Phillips, 1978; Rubo & Souza, 2001).

O processo fotoelástico possibilita observar a distribuição de tensões em toda a estrutura, permitindo uma percepção geral sobre o comportamento das tensões. Nessa técnica observa-se a localização das tensões dentro de um modelo experimental através de franjas de diferentes colorações. Pode-se inferir a quantidade de deformação resultante de uma determinada força comparando-se as tensões observadas com a área livre de tensão. Entretanto, modelos mais complexos com diferenças de densidade na estrutura de ancoragem (resina fotoelástica) ou em outros elementos do modelo são difíceis de obter (Rubo & Souza, 2001).

Esta técnica permite a análise qualitativa e quantitativa do estado plano e tridimensional de tensão e deformação, podendo ser classificada como fotoelasticidade plana, tridimensional de transmissão e fotoelasticidade de reflexão (Gomide, 1990).

#### *2.4.1 Fotoelasticidade de Transmissão Plana*

Pode ser aplicada em qualquer estado de tensão, porém pode ser mais facilmente utilizada no estudo do estado plano de tensões, que requer da confecção de modelos planos, feitos de materiais transparentes, homogêneos, isotrópicos, lineares, possuindo certas propriedades óticas. A propriedade ótica fundamental é que os materiais possuam dupla refração temporária ou anisotropia ótica, quando submetidos a estados de tensões/deformações.

Modelos similares são construídos e as cargas que melhor simular as reais, são aplicadas no modelo. Utilizando-se uma fonte de luz branca, os efeitos óticos se manifestam como bandas coloridas (eucromáticas), cobrindo a faixa do espectro visual. Através da luz monocromática, os efeitos óticos se manifestam como uma série alternada de bandas pretas e brancas que tem um número de ordem em um ponto, dependendo da intensidade de carga (Gomide, 1990).

#### *2.4.2 Fotoelasticidade Tridimensional*

A partir da década de 40, a fotoelasticidade começou a ser aplicada em problemas tridimensionais. Vários polímeros, quando carregados sob altas temperaturas e em seguida resfriado, retém a configuração das franjas como se ainda estivessem em regime elástico. Este processo é denominado de congelamento de tensões/deformações (Abdu,1994; Araújo, 2006; Gomide,1990).

Estes polímeros são compostos de longas cadeias de moléculas de hidrocarbonetos. Algumas de essas cadeias moleculares são interligadas por uma malha de ligações primarias, enquanto grande parte desta estrutura tem ligações mais fracas através das cadeias secundárias.

Quando o polímero está à temperatura ambiente as duas cadeias atuam para resistir as deformações devido às cargas aplicadas. Desta forma a aumentar a temperatura e atingir um determinado valor, conhecido como temperatura crítica do polímero, as cadeias secundarias se rompem e as ligações primarias suportam,sozinhas as cargas aplicadas.Uma vez que as ligações secundarias constituem a maior parte das ligações do polímero, as deformações sofridas e a temperatura crítica são grandes, porem elásticas.

Se o polímero for resfriado a temperatura ambiente, com a carga aplicada no modelo, as ligações secundarias são recuperadas entre as cadeias primarias alongadas, mantendo esta na posição deformada. Mediante a remoção da carga as ligações secundarias relaxam modestamente, de tal forma que a maior porção da deformação não è restabelecia. Como as deformações ficam "congeladas" em uma escala molecular, as tensões/deformações e a conseqüente resposta ótica ficam fixas em qualquer secção, por menor que seja cortada no modelo tridimensional (Gomide,1990).

#### *2.4.3 Fotoelasticidade de reflexão*

Este método representa uma extensão dos procedimentos da fotoelasticidade de transmissão aplicada na determinação das deformidades em superfícies opacas, planas e tridimensionais (Gomide, 1990). Pode ser utilizada em problemas envolvendo deformação elástica ou plástica, assim como em problemas envolvendo materiais anisotrópicos. (Araújo,2006) Consiste em colar na superfície da peça ou estrutura a ser analisada uma placa fina de material fotoelástico, usando uma cola apropriada capaz de produzir uma superfície reflexiva na interface – espécime/camada. No caso de superfícies curvas ou irregulares, os materiais para a fotoelasticidade de reflexão podem ser moldados sobre essas superfícies, antes de sua cura ou polimerização completa, e posteriormente colados. Quando o protótipo é carregado, as deformações na sua superfície são transmitida para o material, produzindo os mesmos efeitos óticos mencionados. Estes parâmetros óticos que são relacionados com a diferenças das deformações principais na camada fotoelástica podem ser observados em um equipamento denominado de polariscópio por reflexão (Abdu,1994;Gomide,1990).

#### *2.4.4 Lei Ótica de Tensão*

Vários materiais transparentes não cristalinos são óticamente isotrópicos quando livres de tensões externas, porem ao serem tensionados, tornam se anisotrópicos, apresentando características similares às dos cristais. Essas características persistem durante a aplicação de carga, desaparecendo após sua retirada. Assim para um determinado ponto existirão três índices de refração principais associados. As mudanças nesses índices de refração são linearmente proporcionais ao carregamento. Este comportamento recebe o nome de birrefringência temporária, observada primeiramente por David Brewster. A

fotoelasticidade é baseada no comportamento dos materiais não cristalinos transparentes (isotrópicos) (Alvarez & Estrohaecher, 1998; Ferreira, 2003)

A lei ótica de tensão esta relacionada com às mudanças no índice de refração, devido à birrefringência temporária, como o estado de tensão do material (Ferreira, 2003) Sendo assim a lei ótica de tensão é definida como:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{N \cdot f\sigma}{h}$$

Onde:

$\sigma_1$  e  $\sigma_2$  – tensões principais no ponto

N - ordem de franjas

$f\sigma$  - constante ótica

h - espessura do modelo.

A principal característica do material fotoelástico é que esses materiais respondem às tensões/deformações através de uma mudança nos índices de refração nas direções das tensões principais. A diferença entre os índices de refração nos dois planos principais é proporcional à diferença das tensões principais (Araujo, 2006).

## 2.5 Fotoelasticidade e Implantes

Mahler & Peyton, em 1955, citaram que a fotoelasticidade é um método experimental utilizado para análise de tensões e podendo ser aplicada a odontologia devido às irregularidades das formas das estruturas dentais e a distribuição das tensões.

Haraldson, em 1980, analisou através da fotoelasticidade, alguns fatores biomecânicos que afetam a ancoragem de implantes osseointegrados na mandíbula. Três situações foram simuladas, aplicando seguintes cargas sobre implantes lisos e rosqueáveis: 1-máxima ancoragem óssea, 2-perda óssea vertical, 3-perda óssea horizontal. As imagens das tensões induzidas no modelo, quando posicionadas no equipamento específico para análise, puderam ser visualizadas e fotografadas. Os resultados mostraram que, no carregamento vertical aplicado sobre os implantes rosqueáveis, houve uma distribuição de tensões ao longo das superfícies das roscas, diferentemente do implante liso, no qual houve uma maior concentração de tensões no ápice do implante, mostrando que o implante de rosca distribuiu de melhor maneira a carga. No carregamento horizontal foram observadas maiores concentrações de tensões nas simulações de perda óssea vertical e horizontal. O autor concluiu que os implantes rosqueáveis apresentam uma melhor distribuição com menores tensões de cisalhamento na interface osso-implante, quando comparados com os implantes lisos.

Ainda em 1980, Thayer & Caputo, citaram que o método fotoelástico tem sido amplamente utilizado na engenharia e indústria, baseada na propriedade que tem certos materiais, em exibir padrões coloridos quando sujeitos às tensões e que podem ser observados através de luz polarizada. Essa técnica requer a confecção de um modelo fotoelástico e fornece uma análise qualitativa dos esforços no interior dessas estruturas, podendo ser observada as tensões internas com luz polarizada.

Campos *et al.*, em 1986, relataram que a técnica fotoelástica consiste na produção, sob luz polarizada, de faixas coloridas (concentrações de tensão) no interior de materiais transparentes submetidos à forças externas. Citaram que, em 1816, Sir. David Brewesrer observou essas faixas coloridas em um vidro tencionado e somente a partir do séc. XX esse fenômeno começou a ser estudado

como método de pesquisa para situações onde exige conhecimento do espectro de distribuição de forças. A partir dos anos 60, com o avanço na confecção de resinas sintéticas, esse método passou a ser usado em vários segmentos industriais. O autor cita que no método fotoelástico é possível uma visualização conjunta das tensões internas nos corpos que podem ser medidas e fotografadas, enquanto que em outros métodos analíticos são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças construída a partir de dados numéricos.

French *et al.* (1989) realizaram uma comparação das tensões geradas por quatro sistemas comerciais de implantes, através da fotoelasticidade. Utilizaram como critério de avaliação que cada franja representava um nível de tensão, sendo que quanto maior o número de franjas, maior a magnitude da tensão e que, quanto mais próximas às franjas umas das outras, maior é a concentração da tensão. Observaram que houve diferenças para os resultados entre as marcas, entretanto não houve um implante que eliminasse a concentração de tensões.

Segundo Vuolo (1998) a polarização da luz é definida pela direção da oscilação do campo elétrico da onda eletromagnética. Quando o campo varia rapidamente e de maneira aleatória, a luz é chamada não polarizada. A luz proveniente de fontes luminosas comuns é essencialmente não polarizada. Por meio de filtros ópticos podemos transformar esta luz em luz polarizada.

Em (2003) Meirelles avaliou, através do método fotoelástico, a simulação de esforços mastigatórios em implantes rosqueáveis com hexágono interno e externo de 3,75mm de diâmetro/10mm de comprimento. Esses implantes foram instalados em blocos de policarbonato PSM-1 (Photoelastic Inc, Realeigh, USA) com proporções de 35 x 25 x 6,1 mm e, através de um dispositivo mecânico acoplado a uma célula de carga com 15 de inclinação em relação ao implante, foi aplicado um carregamento de 10Kgf sobre os implantes. A análise das tensões foi observada através de um polariscópio circular sendo obtidos valores numéricos para as

franjas fotoelásticas que correspondiam à ordem da franja para cada ponto traçado ao redor do implante sobre a imagem obtida. Os resultados demonstraram que o implante com hexágono externo apresentou valores maiores na primeira rosca e na região cervical, enquanto que o implante com hexágono interno apresentou valores maiores na região apical.

Cehreli *et al.* (2004) compararam as magnitudes do estresse e de tensões geradas em implantes que apresentavam desenhos de configurações diferentes. Aplicaram forças verticais e oblíquas de 100 e 150 N sobre os pilares em casos unitários de cargas. Foram fotografados os padrões isocromáticos marginais observados através do polariscópio no contorno dos implantes. Posteriormente analisaram e calcularam as principais tensões ao redor dos implantes. Os implantes analisados foram Branemark®, ITI®, Astra Techs®. As tensões nos implantes Branemark® foram menores que o resto dos implantes comparados.

Ueda *et al.* (2004) avaliaram por fotoelasticidade, a transmissão de forças que ocorre quando aplicada uma força em uma sobreestrutura fixa sobre três implantes, sendo que, em umas as situações com 30 graus de inclinação verificou-se indução de tensões nos modelos após o apertamento dos parafusos de fixação das próteses. Essas tensões foram agravadas após a aplicação de cargas axiais. Houve um menor número de franjas ao redor do implante angulado, sendo que as tensões se localizaram principalmente ao redor dos implantes laterais. As forças foram transmitidas axialmente nos implantes paralelos.

Markarian (2005) realizou um estudo através da análise fotoelástica, comparando a distribuição de tensões na região adjacente ao implante, a aplicação de carga utilizada foi a 100N. O método fotoelástico apresenta como vantagem, a obtenção de informações visuais diretas sobre o padrão de tensões que ocorrem em um modelo após a aplicação de cargas.

Bernardes *et al.* (2006) analisaram a distribuição de tensões sobre implantes da mesma forma externa, diferindo apenas nas junções, hexágono externo e hexágono interno. Estas peças foram inseridas em modelos fotoelásticos e submetidas a duas cargas compressivas: axial e deslocada 6,5 mm do centro. Foram analisados 61 pontos sobre o corpo do implante, nos quais os valores de tensões cisalhantes máxima foram determinados.

Da Costa *et al.* (2007), avaliaram através da análise fotoelástica sete implantes com diferentes desenhos, submetendo estes a carga de compressão vertical. Os autores concluíram que a região apical foi a principal região de concentração de tensões dos implantes de configuração cônica. Os implantes retilíneos distribuíram as tensões nos terços apical, médio e cervical.

### **3 PROPOSIÇÃO**

O objetivo deste estudo foi analisar a influência do desenho estrutural na distribuição das tensões geradas nos modelos fotoelásticos após aplicação de carga vertical e oblíqua a 7,5N. em quatro grupos de implantes endósseos.

## 4 MATERIAIS E MÉTODO

### 4.1. Seleção dos Implantes

Para a realização do presente estudo, foram utilizados 12 implantes de titânio, sendo divididos em 4 grupos, cada um contendo 3 implantes da mesma marca comercial: **I.-** Máster Conect Cônico® 4,3 x 13 mm ; **II.-** Titamax Ti Medular® 3,75 x 13 mm; **III.-** Colosso RC® 4,0 x 13mm; **IV.-** Bicon Uncoated Implant® 3,5 x 11mm . (Tabela. 1, Figura. 1)

Tabela. 1 Marca Comercial, sistema (fabricante) e quantidade de implantes utilizados.

Marca Comercial	Sistema – Fabricante	Quantidade
Máster Conect Cônico®	Conexão - Sistema de Próteses	03
Titamax Ti Medular®	Neodent - Implante Osseointegrável	03
Colosso RC®	Emfils - Indústria e Comércio de Produtos Odontológicos	03
Bicon Uncoated Implant®	Bicon - Dental Implants	03



Grupo I



Grupo II



Grupo III



Grupo IV

Figura.1 Marcas comerciais de implantes endósseos, utilizados neste estudo.

Os Implantes foram fornecidos pelos respectivos fabricantes em invólucros específicos, selados e esterilizados. As amostras foram retiradas das respectivas embalagens e manipuladas através do monta-implante, evitando-se a contaminação de suas superfícies.

## 4.2 Análise estrutural

### 4.2.1. Microscopia Eletrônica de Varredura

A análise estrutural dos quatro grupos de implantes foram realizadas através da microscopia eletrônica de varredura JEOL-JSM, modelo 5600LV, do Centro de Microscopia Eletrônica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp (Figura.2). Para esta análise foram empregados valores diferentes de aceleração e distância focal de trabalho, de acordo com o índice de aumento desejado da imagem (18x, 25x e 200 vezes).

As características estruturais analisadas foram: 1) desenho do implante, 2) plataforma do implante, 3) altura da porção cervical do implante, 4) desenho das roscas, 5) distância entre roscas, 6) desenho do passos das roscas, 7) espirais, 8) forma do ápice do implante.



Figura. 2 Microscópio Eletrônico de Varredura.

## 4.3 Análise Fotoelástica

### 4.3.1 Polariscópio

A análise da distribuição das tensões produzidas nos modelos fotoelásticos foi feita através de imagens obtidas do polariscópio circular pertencente ao laboratório de Materiais Dentários e Prótese da USP-Riberão Preto, que, acoplado a uma máquina digital (Cânon® Rebel x 5 350 D), permitiu registrar fotograficamente as franjas isocromáticas produzidas no momento da aplicação das cargas verticais e oblíquas sobre os oito modelos. O polariscópio circular é composto por uma fonte luminosa, um difusor de luz e quatro filtros ópticos, sendo eles: um filtro polarizador, dois filtros de  $\frac{1}{4}$  de onda e um filtro analisador. O sistema contém ainda um mecanismo de aplicação de forças. (Figura.3)



Figura. 3 Observe se o filtro óptico, a fonte luminosa, posteriormente, e o mecanismo de aplicação de cargas- EMIC.

O filtro polarizador seleciona as ondas de luz provenientes da lâmpada, permitindo a passagem de impulsos com apenas um plano de orientação. A seguir, a luz atravessa um filtro de  $\frac{1}{4}$  de onda, que retarda a transmissão da luz e torna a polarização circular. Ao passar pelo corpo de prova, a luz pode sofrer modificações em sua trajetória caso haja tensões sendo aplicadas no modelo. Em seguida a luz passa pelo segundo filtro de  $\frac{1}{4}$  de onda. Este segundo filtro neutraliza a circularização da luz obtida pelo primeiro filtro de  $\frac{1}{4}$  de onda, resultando em uma luz linearmente polarizada. O último filtro analisador é responsável pela extinção da luz (Ferreira, 2003).

Na configuração de campo escuro o polarizador e o analisador são angulados em  $90^\circ$ , o que extingue a transmissão da luz, tornando escuro o fundo da imagem obtida. Na configuração de campo claro, os polarizadores são orientados paralelamente tornando o fundo claro. Neste estudo foi utilizada a polarização de fundo claro.

#### *4.3.2 Modelo Fotoelástico*

Para a análise da distribuição das tensões foram confeccionados oito modelos fotoelásticos, divididos em quatro grupos. Cada grupo contendo dois modelos fotoelásticos com implantes da mesma marca comercial.

Primeiramente foram desenhados quatro blocos de acrílico polido com base de 40 mm x 10 mm e 30 mm de comprimento. Cada bloco foi fixado a uma tampa do mesmo material, nestas estas tampas foram realizadas múltiplas perfurações com finalidade de permitir fluir o silicone no momento de duplicar os mesmos. Adicionalmente, foram confeccionadas quatro caixas de acrílico polido que articulavam com suas respectivas tampas. (Figura. 4 e 5)

Posteriormente foi realizada uma perfuração de 15 mm de profundidade no meio dos blocos com um motor acoplado a um paralelometro utilizando uma broca helicoidal de 4,35 mm. Nessa perfuração foram posicionados e fixados com resina acrílica os análogos de cada um dos grupos de implantes utilizados na pesquisa. As quatro caixas foram perfuradas no meio da base, com uma broca de 4,35 mm, com a finalidade de posicionar e fixar o montador do implante. O montador estaria em contato direto com o análogo do implante, imerso no bloco de acrílico polido, no momento de articular a tampa a caixa. (Figura 6)

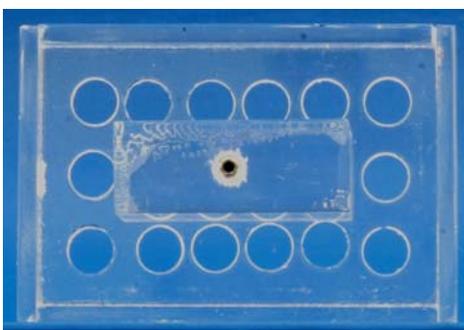


Figura 4. Bloco de acrílico polido, com análogo em seu interior.

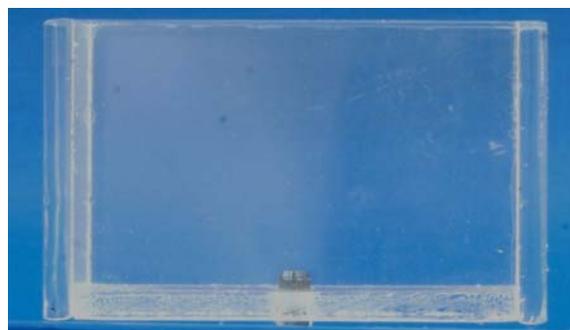


Figura 5. Caixa de acrílico polido contendo um montador de implante fixado.

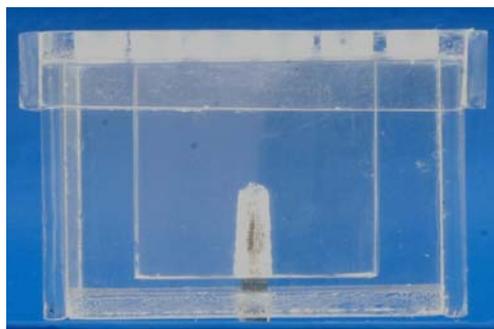


Figura 6. Tampa e caixa articulada, observar a relação do montador e o análogo.

Um silicone laboratorial para duplicação de modelos (Silibor Clássico®, São Paulo-SP), foi vertido no interior de cada um das caixas e posteriormente foram colocadas suas respectivas tampas. Após a polimerização do silicone (2 horas), foram removidas as tampas sendo observadas as réplicas em negativo dos

blocos. Seguidamente quatro implantes dos diferentes grupos, foram parafusados em seus respectivos montadores, ficando estes inseridos na região negativa dos moldes realizados pelo silicone (Figura. 7,8).

Seguindo a proporção de 1:1, 50ml de cada um dos componentes da resina fotoelástica, Araldite Gy 279 e Aradur 2963, (Araltec® Produtos Químicos Ltda. - São Paulo) foram introduzidos em um Becker, sendo manipulados com bastão de vidro por 10 minutos em movimentos circulares lentos, de forma a obter uma mistura de coloração homogênea. O recipiente foi levado a uma câmara à vácuo, na qual permaneceu por 15 minutos, de forma a eliminar inclusões de ar à resina. A resina nesse momento apresentou-se translúcida, com coloração amarelada, a mesma foi vertida no interior do molde (Figura. 9) recobrendo todas as espiras dos implantes, mimetizando a condição biológica da osseointegração, posteriormente esse molde permaneceu em repouso por 72 horas em ambiente fresco e arejado para a total polimerização da resina fotoelástica.

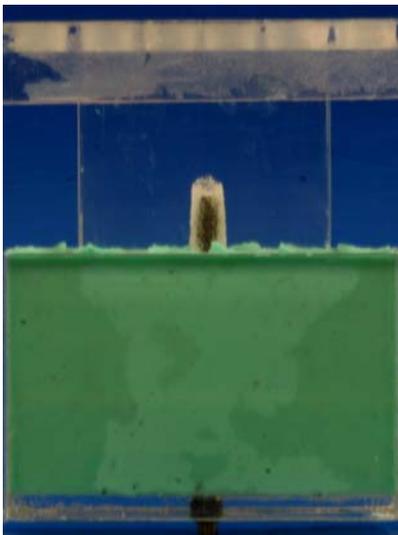


Figura 7. Remoção do bloco de acrílico, após 72 horas.



Figura 8. Duplicado em negativo, com um implante posicionado.



Figura. 9 Resina fotoelástica, sendo vertida no interior do molde em negativo.

Após o período de polimerização, os parafusos dos montadores foram soltos e os moldes em resina fotoelástica liberados, imediatamente se colocaram os parafusos cobertores correspondentes a cada implante (Figura.10), exceto o implante Bicon® que foi cortado na borracha aproximadamente a 2 mm de altura da plataforma do implante. Uma vez confeccionados quatro modelos em resina fotoelástica dos diferentes grupos, foi realizada novamente o procedimento obtendo se mais quatro modelos.



Figura. 10a, Grupo I

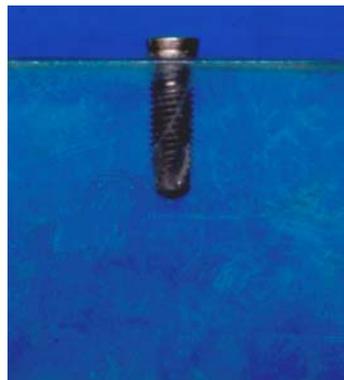


Fig.10b, Grupo II



Figura.10c, Grupo III

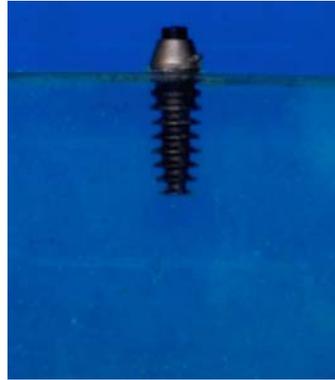


Figura.10d, Grupo IV

Figura 10.(a,b,c,d) Confeção de blocos em resina fotoelástica, contendo em seu interior implantes dos diferentes grupos.

#### 4.3.3. Ensaio de fotoelasticidade

Em uma avaliação fotoelástica preliminar através do polariscópio, sete modelos foram considerados livres de tensões residuais, estando pronto para o início dos testes, sendo que um modelo do grupo I apresentou tensões residuais na região do terço médio e cervical observando-se esta de cor branca (Figura. 11). Registros fotográficos de cada um dos modelos foram realizados a uma mesma distancia focal em 3 momentos: antes, durante e após aplicação das cargas.



Figura.11a, Grupo I



Figura.11b, Grupo II

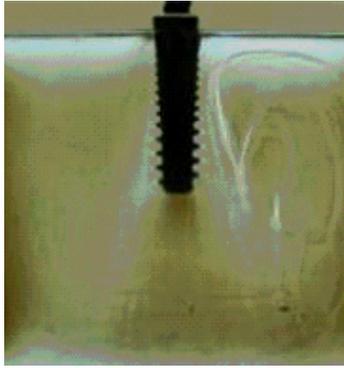


Figura.11c, Grupo III

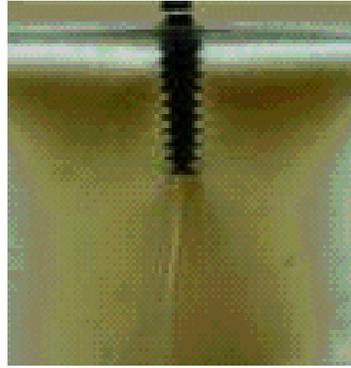


Figura.11d, Grupo IV

Figura 11.( a,b,c,d) Registro fotográfico através do polariscópio, dos quatro grupos de implantes.Sem evidencia de tensões residuais.

Um pino rosqueado com ponta de 2 mm de diâmetro fixado a uma célula de carga (EMIC), incidia sobre o parafuso cobertor do implante posicionado no interior do modelo fotoelástico, transferindo desta forma as cargas progressivamente, com uma duração de 7 segundos por cada N, até chegar a 7,5 N. Quatro modelos dos diferentes grupos foram submetidos a cargas verticais, e outros quatro a cargas oblíquas a 15°, para conseguir esta última foi necessário realizar uma base de acrílico polido inclinada a 15° onde foram posicionadas os modelos.

## 5 RESULTADOS

O grupo I) Máster Conect Cônico<sup>®</sup>, implante cônico de hexágono interno longo, porção cervical polida de 1 mm de altura, com topo das roscas arredondadas, passos das roscas contínuas, com distância entre estas de 0,5 décimas de milímetros, espirais angulados, ápice cônico com duas secções cortantes eqüidistantes entre si de 3 mm de longitude ao eixo longo do implante por 1mm de largura. Apresentaram concentração das tensões na região apical, quando submetida à carga vertical e oblíqua (Figuras 12,13,14,15,16) e tabela (2,3).

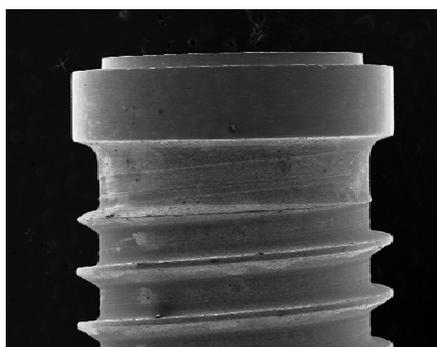


Figura. 12 Implante Master Conect Conect<sup>®</sup>. Observa-se cinta cervical polida, com 1 mm de altura.

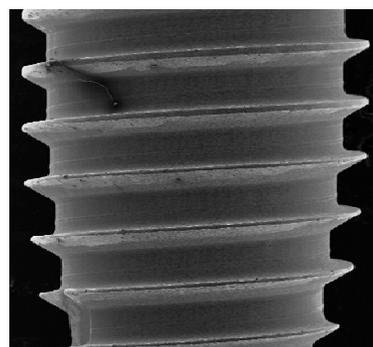


Figura. 13 Espirais anguladas, e distância de 0,5 dm entre as roscas.

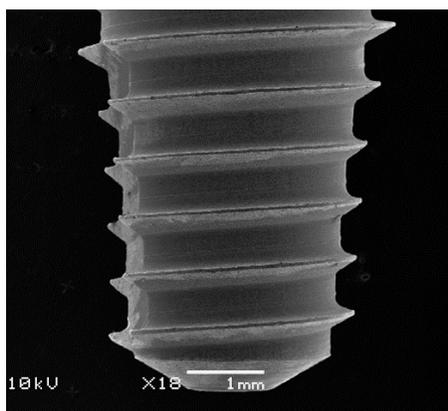


Figura. 14 Ápice cônico.



Figura. 15 Teste fotoelástica implante Master Conect Cônico® Submetido a carga vertical.

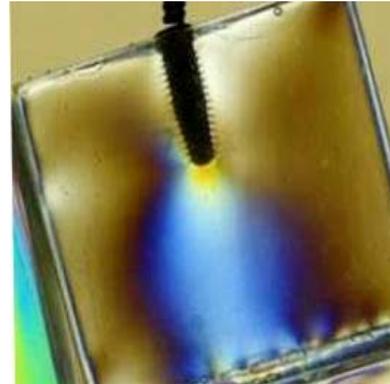


Figura. 16 Implante Master Conect Cônico® Submetido a carga oblíqua.

O grupo II) Titamax Ti Medular®, implante cilíndrico de hexágono externo, porção cervical polida de 1.0 mm de altura, com topo das roscas em forma de v, passos das roscas contínuos, com distância entre estas de 0.5 décimos de milímetros, espirais anguladas, ápice arredondado com quatro secções cortantes oblíquas ao eixo longo do implante de 4 mm de comprimento por 1 mm de largura. Apresentaram distribuição das tensões na região apical, médio e cervical do implante quando submetida à carga vertical e oblíqua (Figuras 17,18,19,20,21) e tabelas (2,3).

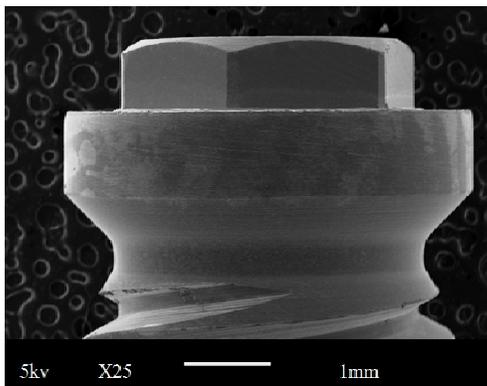


Figura. 17 Implante Titamax Ti Medular® Observe-se cinta cervical polida, 1 mm de altura e hexágono externo.

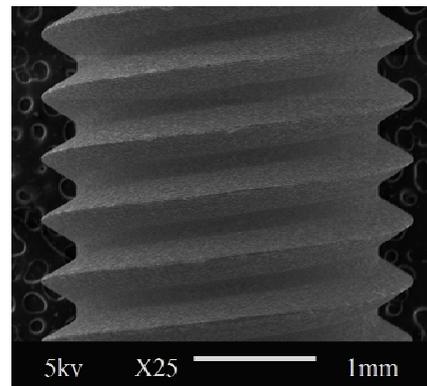


Figura. 18 Espirais anguladas, e distância de 0.5 dm entre as roscas.

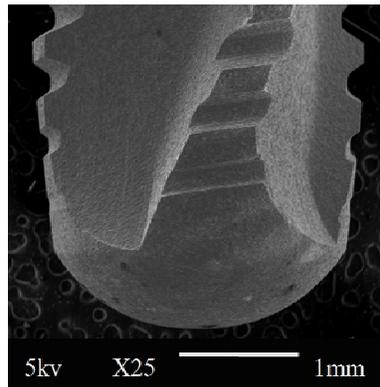


Figura.19 Ápice arredondado.

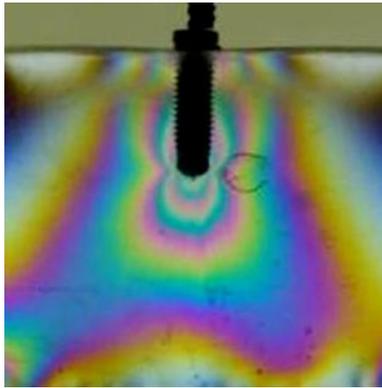


Figura. 20 Teste fotoelástico Implante Titamax Ti Medular ® submetido a carga vertical.

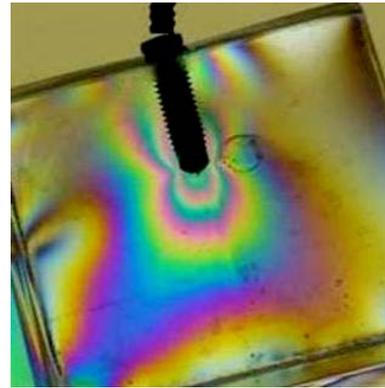


Figura. 21 Implante Titamax Ti Medular ® submetido a carga Oblíqua.

O grupo III) Colosso RC<sup>®</sup>, implante cilíndrico com hexágono interno, porção cervical polida de 2 mm de altura, topo das roscas em forma cônica, passos das roscas contínuos, com distância entre estas de 0.5 décimas de milímetros na região cervical, 0.6 décimas de milímetros na região médio e 1mm na região apical, espirais anguladas e ápice cônico. Apresentaram distribuição das tensões na região apical médio e cervical do implante após aplicação de carga vertical e oblíqua (Figuras 22,23,24,25,26) e tabelas (2,3).

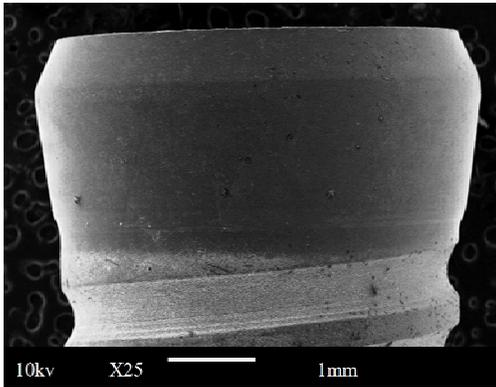


Figura. 22 Colosso RC® Observe-se cinta cervical polida, 2 mm de altura.

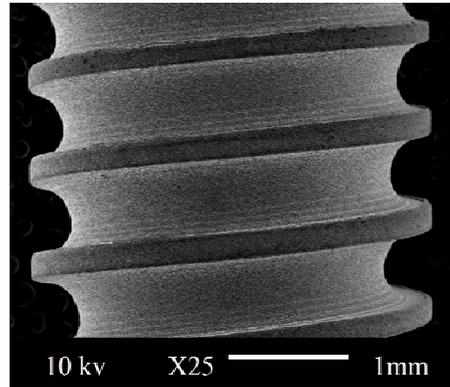


Figura. 23 Espirais angulados, e distância de 0.6 dm entre as roscas, terço médio.

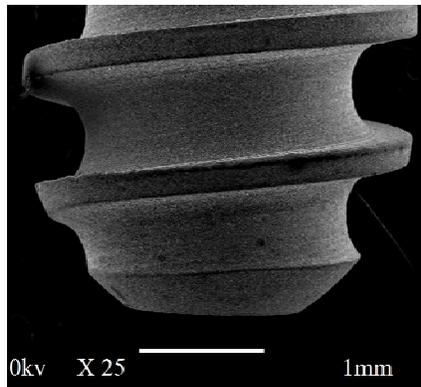


Figura. 24 Ápice cônico

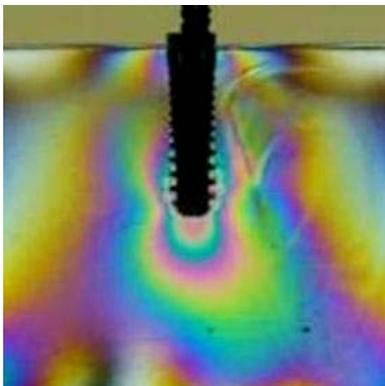


Figura. 25 Teste fotoelástico Implante Colosso RC® submetido a carga vertical.

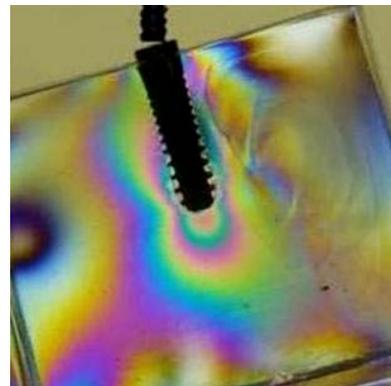


Figura. 26 Implante Colosso RC® submetido a carga oblíqua.

O grupo IV) Bicon Uncoated Implant<sup>®</sup>, implante cilíndrico Cone Morse, ombro cervical inclinado com 2 mm de altura, topo do platô ou barbatanas quadradas, com distância entre estas de 0.7 décimas de milímetros, espirais anguladas e ápice plano segmentado, distribuíram as tensões na região apical médio e cervical do implante após aplicação de cargas vertical e oblíqua (Figuras 27,28,29,30,31) e tabela (2,3).

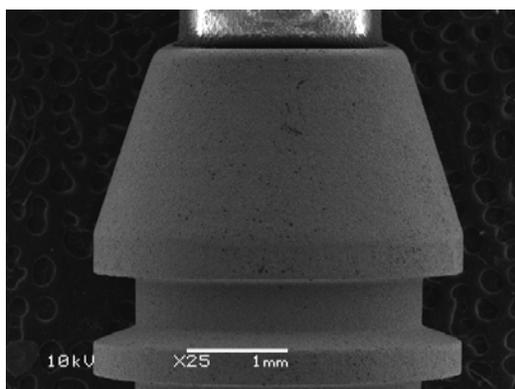


Figura. 27 Implante Bicon Uncoated Implant<sup>®</sup>. Observe-se ombro inclinado de 2 mm de altura, sistema cone morse.

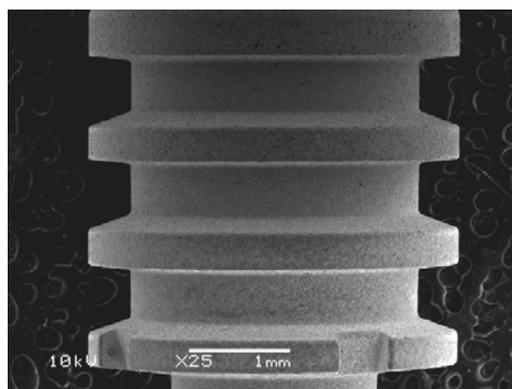


Figura. 28 Topo do platô quadradas, com distância entre estas de 0.7 dm.

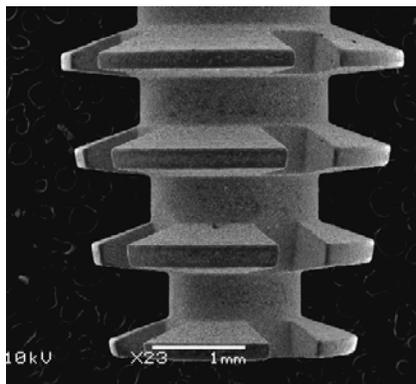


Figura. 29 Ápice plano segmentado.

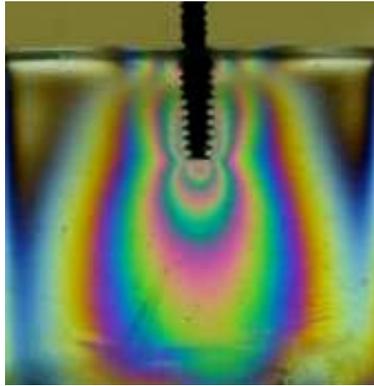


Figura. 30 Teste fotoelástico, implante Bicon® submetido a carga vertical.

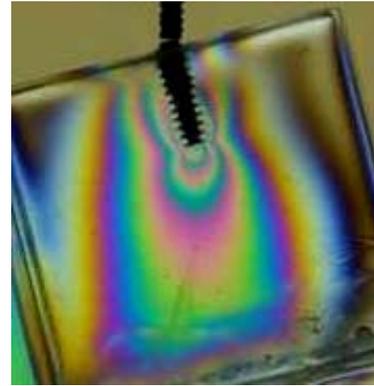


Figura. 31 Implante Bicon®, submetido a carga oblíqua.

Tabela 2 - Distribuição das tensões geradas nos diferentes grupos de implantes, após carga vertical e oblíqua. O sinal + significa tensão gerada, o sinal - ausência de tensão.

Grupos	Terço cervical	Terço médio	Terço apical
Grupo I	-	-	+
Grupo II	+	+	+
Grupo III	+	+	+
Grupo IV	+	+	+

Tabela 3 – Comparação dos diferentes desenhos de implantes analisados através do Microscópio Eletrônico de Varredura.

	<b>Grupo I</b>	<b>Grupo II</b>	<b>Grupo III</b>	<b>Grupo IV</b>
<b>Desenho do implante</b>	cônico	cilíndrico	cilíndrico	cilíndrico
<b>Plataforma</b>	hexágono int.	hexágono ext.	hexágono int.	cone morse
<b>Porção cervical</b>	1 mm de altura	1 mm de altura	2 mm altura	2 mm altura
<b>Topo das roscas</b>	arredondadas	v	cônicas	quadradas
<b>Distância entre roscas</b>	0,5 dm	0,5 dm	0,5 dm -0,6 dm 1 mm	0,7 dm
<b>Passos das roscas</b>	contínuos	contínuos	contínuos	contínuos
<b>Espirais</b>	angulados	angulados	angulados	angulados
<b>Forma do ápice</b>	cônico	arredondadas	cônico	platô

## 6 DISCUSSÃO

Além de alcançar sucesso na osseointegração, existe também uma grande preocupação em obter êxito nas reabilitações sobre os implantes principalmente em locais que apresentaram condições desfavoráveis. Para isso, regiões com defeitos em tecidos duros e moles, necessitam de implantes com desenhos especializados. Dessa forma, as indústrias vêm fabricando diferentes desenhos e configurações, para que o profissional tenha uma grande liberdade de escolha do implante para cada situação clínica. (Zadeh & Daftary, 2004)

No presente estudo buscou-se analisar a influência do desenho na distribuição de tensões geradas nos modelos fotoelásticos de quatro grupos diferentes de implantes endósseos após aplicação de cargas verticais e oblíquas de 7,5N. O método fotoelástico apresenta como vantagem a obtenção de informações visuais diretas sobre o padrão de tensões que ocorrem em um modelo fotoelástico após aplicação de cargas.

Os resultados deste estudo mostraram que, implantes cônico com hexágono interno longo minimizam as tensões na região cervical, podendo ser uma eleição clínica favorável para os casos onde se desejam menores tensões periimplantares na crista alveolar, contrariando os resultados apresentados por pesquisadores como Petrie & Willians (2005), que comparou 16 implantes através de modelos tridimensionais de elementos finitos, verificando maiores tensões periimplantares em implantes estreitos, curtos e cônicos. Deve ser considerado que este estudo foi realizado através do análise fotoelástico sendo que Petrie & Willians (2005) realizou seu estudo através do análise dos elementos finitos com a aplicação de cargas superiores as realizadas no presente estudo, o que pudera sugerir uma diferença de resultados devido a metodologia utilizada.

Estes resultados experimentais, através da análise fotoelástica, poderiam favorecer a colocação de implantes cônicos naquelas situações clínicas onde a qualidade do osso é desfavorável ou nos casos de carga imediata, minimizando as tensões na região da crista alveolar. Payne *et al.* (2001), realizaram um acompanhamento de 1 ano em 10 pacientes onde se instalaram 2 implantes com desenho cônico na região anterior da mandíbula, carregados imediatamente de maneira progressiva e reabilitados com sobre dentaduras. O índice de sucesso foi de 100% observando-se diminuição da crista óssea similares às encontradas nos procedimentos de cargas convencionais.

Em 1986 Albrektsson *et al.*, estabeleceram os critérios que definiam o sucesso dos implantes com hexágono externo introduzidos por Branemark, sendo: imobilidade clínica do implante ausência de radiolucência periimplantar; perda óssea vertical menor que 0,2 mm anualmente a partir, do primeiro ano de função, ausência de sinais e sintomas tais como dor, infecção, neuropatia, parestesia ou violação do canal mandibular, que 85% dos implantes avaliados aos cinco anos de função e 80% aos dez atendam o contexto acima. Este autor levou a aceitação de um padrão de perda óssea na crista do rebordo por se entender que a mesma seria inexorável. Com isso, alguns fabricantes dos sistemas trataram de adequar seus implantes a essa prerrogativa e os produziram com uma cinta cervical altamente polida. Preventivamente, o implante oferecia uma boa condição ao tecido epitelial que ali se alojaria após a reabsorção óssea.

Mish (1995) atribuiu tal reabsorção a um processo multifatorial atuando individualmente ou em conjunto naquela região. Esses fatores podem ser: abertura do retalho com exposição óssea, utilização do *countersink*, forças mastigatórias atingindo o osso com intensidade superior à da capacidade fisiológica, micromovimentação do pilar protético, desenvolvimento microbiano entre pilar e implante além do estresse entre dois materiais com módulos de elasticidade diferente.

Warren *et al.* (2002) observaram ausência de reabsorções na crista do rebordo em implantes inteiramente jateados com óxido de titânio. Atribuíram a ausência de saucerização ao desenho e à superfície do implante e mostraram que aquela reabsorção não era inexorável como se acreditava.

Ao comparar dois tipos de encaixes de implantes, um com hexágono externo e outro com hexágono interno longo, Binon (1996) atribuiu ao hexágono interno longo superioridade sobre o externo por distribuir as forças mastigatórias pelo interior do implante ao contrário do externo, cujas forças são direcionadas para a periferia cervical, por poupar o parafuso de fixação dos pilares de esforços excessivos e por eliminar os efeitos desestabilizadores vibratórios oclusais.

Da Costa *et al.* (2007), através da análise fotoelástica comparou sete diferentes desenhos de implantes. Um dos implantes submetido à análise foi o implante Máster Conet Cônico® com hexágono interno longo, sendo este implante usado no presente estudo. Este autor relata que estes implantes concentraram as tensões em região apical com distribuição para o terço médio e cervical de maneira mais uniforme quando comparado aos implantes de configuração retilínea. Os resultados obtidos em quanto a distribuição das tensões do Implante Máster Conet Cônico® difere com os resultados apresentados por Da Costa (2007), sendo que estes implantes concentraram as tensões em região apical sem distribuição a região media e cervical, algo que se poderia atribuir ao tipo de hexágono, concordando com Binon (1986).

Em relação à distribuição das tensões dos implantes cilíndricos estes também apresentaram um padrão de distribuição das tensões diferentes aos apresentados por Da Costa (2007). Este autor relata que os implantes cilíndricos apresentaram menores concentrações de tensões em região apical, localizadas principalmente nos terços médio e cervical do implante. Nosso estudo evidenciou

um padrão uniforme de distribuição das tensões nos terços apical, médio e cervical em todos os implantes cilíndricos.

O formato das roscas dos implantes é basicamente em “v”, quadrada e arredondada, sendo estas utilizadas para maximizar o contato inicial, aumentando a estabilidade e ampliando a área de superfície do implante, resultando no favorecimento das dissipações interfaciais das tensões.

Chun *et al.* (2002) procuraram determinar o padrão e forma das roscas ideal para distribuição dessas tensões. Descobriu-se que o filete em forma de rosca quadrada com pequeno raio foi o desenho de implante mais efetivo na distribuição de estresse comparado aos demais implantes utilizados na análise. Esse formato de rosca foi presente em um dos grupos analisados, Implantes Bicon®. Este grupo apresentou distribuição de tensões na região apical médio e cervical quando aplicadas cargas verticais e oblíquas. Em discordância com o trabalho apresentado por Da Costa (2007) onde a concentração de tensões no implante Bicon é em região apical.

Steigenga *et al.* (2003) relataram que modificações no desenho e superfície do implante têm sido sugeridas para aumentar o sucesso da osseointegração e proporcionar melhor distribuição de cargas em locais de qualidade óssea pobre. Dessa forma, devido a função dos implantes de transferir cargas oclusais aos tecidos biológicos, o objetivo dos desenhos funcionais é, portanto, direcionar as cargas biomecânicas através de uma melhor distribuição dessas forças, otimizando a função das próteses suportadas pelos implantes.

## **7 CONCLUSÃO**

O presente estudo evidenciou haver diferenças na distribuição de tensão entre o grupo de implantes cônico e cilíndrico, levando a acreditar que essas diferenças possam ter relação com o desenho das roscas e platô.

## REFERÊNCIAS

1. Abdu AT. Estudo da distribuição das tensões na mandíbula humana usando fotoelasticidade tridimensional. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia e Departamento de Engenharia Mecânica, Uberlândia.1994;74.
2. Abrahamsson I. *et al.* Bone and soft tissue integration to titanium implants with different surface topography: an experimental study in the dog. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16: 323-332.
3. Abron A. *et al.* Evaluation of a predictive model for implant surface topography effects on early osseointegration in the rat tibia model. *J Prosthet Dent.* 2001; 85: 40-46.
4. 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):347-59.
5. Alvarez ED, Strohaecker TR. Equipamento de baixo custo para análise de tensões. *Revista Física Aplicada e Instrumentação.*1998; 13(4):86-91.
6. Albergaria - Barbosa JR. Análise microestrutural de cinco marcas comerciais de implantes de titânio comercialmente puro. Piracicaba, 2001. 111p. Tese Livre Docência (Área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial) Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP.
7. Albrektsson T. *et al.* The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int. J. Oral Maxillofacial Implants.* 1986; 1(1): 11-25.

8. Albrektsson T, Zarb GA. Determinants of correct clinical reporting. *Int J Prosthodont.* 1998; 11(5):517-21.
9. Alkan I, Sertgoz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthetic Dent.* 2004; 91(4): 319-25.
10. Anderson DN, Joyce AP, Roberts S, Runner RA. A comparative photoelastic stress analysis of internal root stresses between RC Prep and saline when to the profile/GT rotary instrumentation system. *Journal Endodontics.* 2006; 32(3):222-224.
11. Araújo CA. Introdução a fotoelasticidade de transmissão plana e mecânica aplicada. Apostila Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Mecânica, Laboratórios de Projetos Mecânicos. 2006;41.
12. Bakaeen LG, Winkler S, Neff PA. The effect of implant diameter, restoration design, and occlusal table variations on screw loosening of posterior single-tooth implants restorations. *J Oral Impl.* 2001; 27(2):63- 72.
13. Baier RE. *et al.* Surface properties determine bioadhesive outcomes methods and results. *J Biomed Mater Res.* 1984; 18 (4): 337-355.
14. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutment. *J Prosthet Dent.* 1995; 73(1): 36-43.
15. Bastos EG. Análise química, microestrutural e da interface implante – pilar intermediário de quatro sistemas de implantes dentários endo-ósseos. Piracicaba, 2001. 113p. Tese (Doutorado em Cirurgia Buco-Maxilo-Facial). Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.

16. Bernardes S, De Araújo CA, Neto AJF, Gomes VL, Das Neves FD. Análise fotoelástica da união de pilar a implantes de hexágonos externo e interno. *Implant News*. 2006; 3(4): 355-359.
17. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *Oral Implant*. 1992; 18(3): 264-74.
18. Binon P. The evolution and evaluation of two interference-fit implant interfaces. *Postgraduate Dent*. 1996; 3(1):3-14.
19. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A– Intraosseous anchorage of dental protheses. I – Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 1969; 3: 81-100.
20. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated dental implants in the treatment of edentulous jaws. Experience from a 10 year period. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1977; 16: 1-132.
21. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue-integrated protheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co.; 1985. p. 1–356.
22. Branemark R, Ohrnell LO, Nilsson P & Thomsen P. Biomechanical characterization of osseointegration during healing: An experimental in vivo study in the rat, *Biomaterials*. 1997; 18: 969 - 978.
23. Bruski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants*. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988; 3(2):85-97.

- 24.Boyne PJ, Herford AS. Effect of configuration of surgical burs on osseointegration of dental implants: a pilot study. *Implant Dent.* 1994; 3(1): 47-50.
- 25.Campos Jr A, Passanezi E, Nahas D, Janson WA. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte I – Campo de aplicação. *Rev Odontol Univ São Paulo.* 1986; 16 (1): 20-25.
- 26.Ceschin JR. *Implante na reabilitação bucal.* São Paulo: Panamed. 1984;p. 63.
- 27.Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Impl Res,* 2004; 15: 249–257.
- 28.Cheroudi B, Gould TR, Brunette DM. The role of connective tissue ininhibiting epithelial down growth on titanium-coated percutaneous implants. *J Biomed Mater Res.* New York, 1992; 26(4): 493-515.
- 29.Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC,. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J.Oral Rehabil.* 2002; 29: 565-574.
- 30.Cook SD, Dalton JE. Biocompatibility and biofuncionality of implanted materials. *Alpha Omegan.* 1992; 85(4): 41-47.
- 31.Cranin AN, Rabkin MF,Garfinkel L. A staiscal evaluation of 952 endosteal implants in humans.*J Am Dent Asso.* 1977; 94:315-320.

32. Da Costa CE, Pelegrine AA, Lopes FM, Guimarães CPD, Sendyk CL, Sendyk WR. Avaliação comparativa fotoelástica de diferentes desenhos de implantes submetidos a carga de compressão. *Implant News*. 2007; 4(4):377-382.
33. Deines DN, Eick JD, Coob CM, Bowles CQ, Johnson CM. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implants designs. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 1993; 13(6):540-9.
34. Dosualdo JA, Agostinho RM. Histórico e Evolução dos Implantes. *Filosofia e Técnica de Implantes de Um Estágio Cirúrgico*, 2007; p 1- 42.
35. Doyle JF, Phillips JW. *Manual on experimental stress analysis*. Society for experimental mechanics. 1978; Quinta edição.
36. Duyck J, Naert I, Van OH, Ronold HJ, Vander JS, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res*, 2001; 12(3):207-18.
37. Ferreira JAFG. Desenvolvimento de um sistema para análise automática do padrão de franjas fotoelásticas isocromáticas. *Dissertação de Mestrado*, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. 2003; 85.
38. French AA, Bowles CQ, Parham PI, Eick Jd, Killoy Wj. Comparison of peri implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants *Int J Periodontic Restorative Dent*, 1989; 9 (3): 221-30.
39. Gomide HA. Fotoelasticidade aplicação na biomecânica. *Anais XII Congresso Brasileiro de engenharia biomédica*, Ribeirão Preto. 1990.

40. 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: (3) 209-214.
41. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1994; 9 (3): 345-60.
42. Hulth A. Fracture healing: a concept of competing healing factors. *Acta Orthop Scand*, 1980; 51(1): 5-8.
43. Ivanoff C.J, et al. Influence of initial implant mobility on the integration of titanium implants. An experimental study in rabbits. *Clin. Oral Impl*, 1996; 7(2):128-32.
44. Kapur KK. Benefit and risk of blade implants: A critique. In Schnitman P, Shulman L. (eds): *Dental Implants: Benefit and risk*. U.S. Dept. of Health and Human Services, NIH, 1980 ;pp.306-308.
45. Kasemo B. Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, 1983; 49(6): 832-37.
46. Kasemo B, Lausmaa J. Surface science aspects on inorganic materials. *Crit Rev Biocompatibil*, 1986; 2: 335-380.
47. Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns by implant-retained overdentures. *J Prosthet Den*, 1998; 80 (5): 559-564.
48. Kinomoto Y, Torri M. Photoelastic analysis of polymerization contraction stress in resin composite. *Journal of dentistry*. 1998;26(2):165-171.

49. K un nem M. et al. Effect of surface processing on the attachment orientation and proliferation of human gingival fibroblasts on titanium. *J Biomed Mater Res*, New York, 1992; 26(10):1325-1341.
50. Lavelle CL. Mucosal seal around endosseous dental implants. *J Oral Implantol*, 1981; 9(3): 357-71.
51. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J*, 1993; 43(3): 245-253.
52. Lemons JE. Dental implants biomaterials. *J Am Dent Assoc*, 1990; 121(6):716-719.
53. Lewis G. X-ray photoelectron study of surface layers on orthopaedic alloys. I. Ti-6Al-4V (ASTM F136) alloy. *J Vac Sci Technol*, 1993; 325-355.
54. Lindhe J. *Tratado de Periodontia Clinica e Implantodontia Oral*. Rio de Janeiro: Guanabara – Koogan, 1997. 720 p.
55. Ling BC, Gillings BR. Cleansing and surface modifying agents on implants: fixation and related aspects of aesthetics. *Asian J Aesthet Dent*, 1995; 3:17-21.
56. Linkow L. Clinical evaluation of the various designed endosseous implants. *J Oral Implantol Transplant Surg*. 1966; 12:35-44.
57. Liu H, Klein CP, van Rossen IP, de Groot K. A Model for the evaluation of mandibular bone response to implant materials. *J Oral Rehabil*, 1995; 22(4): 283-287.

58. Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res.* 1955; 34 (6): 831-838.
59. Mandia Jr, Kesselring ALF. Biomecânica em osseointegração. Ebook Jubileu de Ouro CIOSP, 2007; Capítulo 6: 178-179.
60. Markarian RA. Biomecânica da transmissão de cargas a implantes unitários em função dos materiais protéticos. Análise fotoelástica e dinâmica. São Paulo, 2005. Dissertação (Mestrado em Prótese Dentária) Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo – USP.
61. Mazzonetto R. et al. Análise química e metalográfica de três implantes dentários endósseos. Estudo in vitro. *JBC, Curitiba,* 1999; 3 (15):38-41.
62. Meirelles LAD. Análise fotoelástica da distribuição de tensões em implantes cilíndricos rosqueados com hexágono externo e interno Piracicaba 2003, Dissertação, Faculdade de Odontologia de Piracicaba UNICAMP.
63. Misch CE. Crestal bone loss etiology and its effect on treatment planning for implants. *Postgraduate Dent,* 1995; 2 (3): 3-17.
64. Misch, CE. Contemporary Implant Dentistry. Densidade óssea: um determinante –chave para o sucesso clínico. St Louis: Mosby-Year Book Inc. 2006; Capítulo 9:137.
65. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent,* 1996; 76(6):633-40.

66. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. J Prosthet Dent, Saint Louis, 1985; 54: 410- 414.
67. Payne AG, Tawse-Smith A, Kumara R, Thomson WM. One year prospective evaluation of the early loading of unsplinted conical branemark fixtures with mandibular overdentures immediately following surgery. Clin Impl Dent Rel Res 2001; 3(1): 9-19.
68. Perri De Carvalho et al. Ação das brocas do sistema T.F. (Tissue Functional), com e sem irrigação externa, no tecido ósseo. Estudo histológico em coelhos. RGO, 1992; 42: 171-173.
69. Petrie CS, Willians JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A tree-dimensional finite-element analysis. Clin Oral Implants Res 2005; 16(4):486-494.
70. Schröder A, et al. Implantologia Dental. São Paulo: Panamericana, 1994.
71. Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: Solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. Revista Faculdade de Odontologia de Bauru. 2001; 9(3):97-103.
72. Schröder A, Sutter F. Stages in the development of the ITI Implant. In: Schröder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G. eds. Oral Implantology. Basics, ITI Dental Implant System. 2<sup>nd</sup> edn. New York: Thieme Medical Publishers, 1996:66-79.

73. Scialom J. Implants aiguilles (pin implants). *J Oral Implant Transplant Surg.* 1965; 11:18-23.
74. Smithloff M, Fritz ME. The use of blade implants in a selected population of partially edentulous adults. A five-year report. *J Periodontol.* 1976;47(1):19-24.
75. Spiekermann, H. et al. *Atlas Colorido de Odontologia Implantologia.* Artemed editora. Porto Alegre. 2000.
76. Serson, D. *Implantes orais, teoria e prática.* Porto Alegre: Artes Médicas, 1985; p.4-5.
77. Steigenga JT, al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL, Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent* 2003; 12(4):306-317.
78. Strock AE. Experimental work on a method of the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into alveolus. *Am J Orthod Oral Surg*, Saint Louis, 1939; 25: 467- 472.
79. Sykaras N. et al. Implant materials designs and surfaces topographies: Their effect on osseointegration. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, quintessence publishing, 2000; 15 (5): 675-690.
80. Takeshita F et al. A quantitative study on the interface between bone tissue and blade-vent implants using the image processing system. *J Oral Implantol*, 1989; 15, (3):154-9.

81. Thayer HH, Caputo A. A Photoelastic stress analysis of overdenture attachments. *J Prosthet Dent*. 1980; 43(6): 611-617.
82. Torezan JFR. Estudo comparativo entre dois tipos de superfícies de implantes de titânio. Análise histológica e biomecânica em tibia de coelhos. Piracicaba, 1998, 145p. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica – Área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial) Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp.
83. Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Lagana DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angle implants after installation of fixed prostheses. *Pesq Odontol Bras*, 2004; 18(1):45-52.
84. Venable CS, Stuck GW, Beach A. The effects on bone of the presence of metals based upon electrolyses. *Annals of Surgery*, 1937; 105(6): 917-37.
85. Vuolo JH. Polarização da luz e display PN. In: *Introductory course on liquid crystal displays*. Madrid, 1988; 1-19.
86. Wagner WC. A brief introduction to advanced surface modification technologies. *J Oral Implantol*, Abington, 1992; 16: 231-235.
87. Warren P. et al. A retrospective radiographic analysis of bone loss following placement of TiO<sub>2</sub> gritblasted implantes in the posterior maxilla and mandible. *Int. J. Oral Maxillofac Implants*, 2002; 17(3):399-404.
88. Wong M. et al. Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials. *J Biomed Mater Res*, New York, 1995; 29:1567-1575.

89. Yoshida N, Koga Y, Peng CL, Tanaka E, Kobayashi K. In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament. *Med Eng Phys*, 2001; 23(8):567-572.
90. Zadeh HH, Daftary F. Implant designs for the spectrum of esthetic and functional requirements. *J Calif Dent Assoc* 2004; 32(12):1003-10.
91. Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament? *J Periodont Rest Dent*, 1991; 11: 89-91.