



**MILTON CRISTIAN RODRIGUES COUGO**

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM  
IMPLANTES DENTAIS SOB CARGA AXIAL E NÃO AXIAL COMPARANDO-SE  
IMPLANTES CÔNICOS E CILÍNDRICOS E A TOPOGRAFIA DAS ROSCAS.**

PIRACICABA

2014





Universidade Estadual de Campinas  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

MILTON CRISTIAN RODRIGUES COUGO

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM IMPLANTES DENTAIS SOB CARGA AXIAL E NÃO AXIAL COMPARANDO-SE IMPLANTES CÔNICOS E CILÍNDRICOS E A TOPOGRAFIA DAS ROSCAS.**

Dissertação de Mestrado apresentada a Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica, na área de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais.

Orientadora: Profa.Dra.Luciana Asprino.

Este exemplar corresponde à versão final da Dissertação defendida pelo aluno Milton Cristian Rodrigues Cougo e orientada pela Profa. Dra. Luciana Asprino.

---

Assinatura da Orientadora

PIRACICABA

2014

Ficha catalográfica  
Universidade Estadual de Campinas  
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba  
Marilene Girello - CRB 8/6159

R618a Rodrigues Cougo, Milton Cristian, 1985-  
Análise fotoelástica da distribuição de tensões em implantes dentais sob carga axial e não axial comparando-se implantes cônicos e cilíndricos e a topografia das roscas / Milton Cristian Rodrigues Cougo. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2014.

Orientador: Luciana Asprino.  
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Fotoelasticidade. I. Asprino, Luciana, 1974-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

**Título em outro idioma:** Photoelastic analysis of stress distribution on dental implants under axial and non axial loads comparing cylindrical and conical implants and the thread topography

**Palavras-chave em inglês:**

Photoelasticity

**Área de concentração:** Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais

**Titulação:** Mestre em Clínica Odontológica

**Banca examinadora:**

Luciana Asprino [Orientador]

Manoel Gomes Tróia Júnior

Ana Rosa Costa Correr

**Data de defesa:** 04-04-2014

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



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 04 de Abril de 2014, considerou o candidato MILTON CRISTIAN RODRIGUES COUGO aprovado.

A handwritten signature in cursive script, appearing to read "Luciana Asprino".

Profa. Dra. LUCIANA ASPRINO

A handwritten signature in cursive script, appearing to read "Manoel Gomes Tróia Júnior".

Prof. Dr. MANOEL GOMES TRÓIA JÚNIOR

A handwritten signature in cursive script, appearing to read "Ana Rosa Costa Correr".

Profa. Dra. ANA ROSA COSTA CORRER



## RESUMO

A perda óssea ao redor dos implantes dentários geralmente está associada à concentração das cargas mastigatórias na interface osso-implante e a propagação dessas tensões na crista do osso alveolar, acarretando redução na longevidade dos implantes. O objetivo deste estudo foi avaliar, comparativamente, *in vitro*, o efeito de diferentes desenhos do corpo e das roscas de implantes dentários, empregando a técnica experimental da fotoelasticidade. Para isto foram testados implantes Neodent® com interface protética Cone Morse, de 3,5 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento, variando-se o desenho dos implantes e das roscas entre: corpo cônico com dupla rosca Alvim®, corpo cilíndrico e dupla rosca Titamax Ex® e corpo cônico com roscas duplas e progressivas Drive®. Realizou-se avaliação qualitativa da distribuição das tensões geradas por incidência de cargas axiais e não axiais de 0,5 Kg, assim como avaliação quantitativa da tensão nos terços cervicais, médios e apicais dos implantes, após incidência destas cargas. Os valores das médias de tensões cisalhantes máximas foram submetidos à Análise de Variância de dois fatores (ANOVA 2-Way), seguidos pelo teste de Tukey ( $p < 0,05$ ) para a comparação entre as médias. Os resultados mostraram que o grupo Alvim® apresentou maior concentração de tensões em relação aos outros grupos, comparando-se os pontos cervicais. Quando submetido a carregamento axial obteve-se os valores médios de  $16,05 \pm 5,75$  Kgf e não axial de  $25,03 \pm 4,16$  Kgf, significativamente maiores que os outros grupos analisados. Em relação aos pontos médio e apicais não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Observou-se que os implantes com corpo cônico e roscas duplas progressivas apresentam melhor distribuição das tensões.

**Palavras-Chaves:** fotoelasticidade, implantes endósseos, análises de tensões.



## ABSTRACT

Bone loss around dental implants is generally associated with concentration of masticatory loads on the implant-bone interface and the spread of such strains in the alveolar bone crest, resulting in a decrease in longevity of implants. The goal of this study is do an *in vitro* evaluation of the effect of different body designs and threaded of dental implants, using the experimental technique of photoelasticity. For this Neodent implants will be tested with Morse taper interface, diameter: 3.5 mm and length: 13 mm, varying the design of implants and implant threads: 1- tapered body with double thread Alvim ®; 2- cylindrical body and double thread Titamax Ex ®; 3- tapered body with progressive double threads Drive ®. Were conducted a qualitative evaluation of the stress distribution generated by incidence of non-axial and axial loads, as well as quantitative evaluation of tension in the cervical, middle and apical thirds of the implants after incidence of these charges. The average values of maximum shear stress were subjected to ANOVA with two factors followed by Tukey's test ( $p < 0.05$ ) for comparison between means. With this analysis, the group Alvim ® showed statistically significant higher concentration of stresses than other groups, comparing cervical points. When subjected to axial loading was obtained the average values of  $16.05 \pm 5.75$  Kgf and not axial  $25.03 \pm 4.16$  kgf significantly higher than the other groups tested. Regarding the medium and apical points there was no statistically significant difference between the groups. Was found that the implants Drive® showed better stress distribution over the implants compared to implants of the other groups.

**Key Words:** photoelasticity, endosseous implants, analysis of stresses.



## SUMÁRIO

Dedicatória.....	xiii
Agradecimentos.....	xv
Epígrafe.....	xvii
1 INTRODUÇÃO .....	1
2 REVISÃO DA LITERATURA .....	6
2.1 Análise Fotoelástica .....	6
2.2 Desenho e Geometria dos Implantes Dentários .....	8
3 PROPOSIÇÃO .....	16
4 MATERIAL E MÉTODOS .....	17
4.1 Implantes .....	17
4.1.1 Grupo I: Neodent Cone Morse Alvim®:.....	17
4.1.2 Grupo II: Neodent Cone Morse Drive®: .....	17
4.1.3 Grupo III: Neodent Cone Morse Titamax Ex®: .....	18
4.2 Confecção da matriz de acrílico e obtenção do molde de borracha. ....	19
4.3 Preparo da resina fotoelástica.....	20
4.4 Confecção da prótese .....	23
4.5 Análise fotoelástica.....	25
4.6 Aplicação de carga .....	29
4.7 Análise estatística.....	30
5 RESULTADOS .....	31
5.1 Análise Qualitativa .....	31
5.2 Análise Quantitativa.....	33
5.2.1 Teste Kolmogorov-Sminov .....	33
5.2.2 Teste ANOVA 2-way .....	36
6 DISCUSSÃO .....	38
7 CONCLUSÃO.....	43
REFERÊNCIAS.....	44
APÊNDICE.....	53



Dedico este trabalho à minha  
mãe, Marta Rodrigues (*in  
memoriam*), por ter sido um  
exemplo de honestidade.



## **AGRADECIMENTOS**

Aos meus pais Milton Flávio Castro Cougo e Marta Rodrigues (*in memoriam*), e Sara Schuck pelo amor, carinho, incentivo, dedicação e educação.

Ao meu tio Renato Vianna Moraes (*in memoriam*) pela amizade, e incentivo.

À Renata Cougo Moraes e ao Luiz Henrique Longhi Rossi e Rainer Rodrigues Cougo pela amizade e pelo incentivo em todos os momentos da minha vida.

Às minhas avós Maria Aparecida Martins Rodrigues e Therezinha Castro Cougo pelos momentos felizes.

Às minhas tias Bibiana Rodrigues, Eliane Cougo, Rosa Cougo pela participação da minha educação ao longo da minha vida.

Ao Prof. Dr. Márcio de Moraes Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica pela dedicação ao curso.

Ao Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria-Barbosa pela alegria e otimismo.

À minha orientadora, Profa. Dra. Luciana Asprino pela dedicação, paciência, e ensinamentos.

Ao Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita que permitiu o espaço para a realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo pela confiança, oportunidades de aprendizado, crescimento, e ensinamentos.

Aos meus amigos Deise Danielle Dick, André Luís Porporatti, pela amizade sincera.

Às amigas Maximiana Cristina de Souza Maliska e Regiane Amaral pela amizade sincera e por todos os momentos tristes e felizes que passamos juntos.

Aos pacientes que são fundamentais para a nossa formação profissional.



*“Quando os ventos de mudança sopram, umas  
pessoas levantam barreiras, outras constroem  
moinhos de vento. ”*

*Érico Veríssimo*



## 1. INTRODUÇÃO

Os implantes dentários, inicialmente, eram realizados empiricamente a fim de reabilitar as áreas edêntulas e por volta de 1937 foi realizada a análise eletrolítica de metais puros e das ligas que eram implantadas em tecidos vivos. Observou-se que o insucesso estava atribuído a instabilidade química dos metais e das ligas que eram utilizadas nesta época. A partir de 1942, na Suécia, que a Implantodontia adquiriu cunho científico com a utilização de implantes subperiosteais; na mesma época, na Itália os implantes endósseos foram criados (Bezerra, 1985).

Na década de 60, Branemark constatou a osseointegração entre metal e osso, ao investigar a microcirculação sanguínea em tíbias de coelho com ajuda de uma câmara de observação em titânio. Embora os procedimentos recomendados por Branemark não tenham sido aceitos pelos cirurgiões da época, o voluntário Gosta Larsson instalou quatro implantes em sua mandíbula que serviriam para conexão de uma prótese fixa (Branemark et al., 1977).

Somente em 1975, Branemark conseguiu regulamentar o tratamento de especialistas adequadamente treinados em clínicas apropriadas. O conceito da osseointegração foi disseminado pelo mundo quando um pesquisador da área de Desenvolvimento de Substitutos Artificiais de Raízes Dentais, da Universidade de Toronto-Canadá, George Zarb, conheceu a pesquisa de Branemark e divulgou seus conceitos em uma conferência sobre “Osseointegração na Clínica Odontológica”, em Toronto, em 1982 (Zambrano, 1995).

Segundo Noort (1987) o uso de metais como substitutos de estruturas do corpo humano eram realizados há muito tempo; inicialmente, o aço inoxidável era o material mais utilizado, sendo após substituído pelas ligas de cromo-cobalto. O titânio foi descoberto por William Gregor em 1798, entretanto sua utilização

começou a partir de 1940 e somente na década de 80 seu uso começou a ser difundido.

Após o estabelecimento dos materiais em relação a sua biocompatibilidade e em relação ao seu comportamento mecânico; novos desenhos surgiram para aperfeiçoar suas formas com o intuito de melhorar a qualidade de suas funções (Noort,1987). Segundo Weinstein *et al.*(1976) inúmeros designs de implantes foram criados e clinicamente testados, entretanto poucos provaram ser efetivos.

Na década de 90, mais de 300000 implantes já haviam sido instalados nos Estados Unidos, sendo relatado em estudos que cerca de 42% da população acima de 65 anos é totalmente edêntula e o uso de implantes como terapia reabilitadora nestes pacientes começou a crescer devido a previsibilidade do tratamento (Kohn ,1992).

Sykaras (2000) realizou uma revisão de literatura com objetivo de estudar os materiais, designs e topografias de superfície dos implantes dentários. As diferentes categorias dos implantes e os parâmetros para seus designs foram analisados com relação aos seus efeitos e significância na osseointegração. Os materiais usados para a fabricação dos implantes são classificados de acordo com a atividade biodinâmica e composição química. A atividade biodinâmica separa os materiais em biotolerantes, bioinertes e bioativos. A composição química divide os materiais em metais, cerâmicos e polímeros. O titânio ou suas ligas são classificados como metal-bioinerte.

O design do implante refere-se à estrutura tridimensional do implante, com todos os elementos e características que o compõe. Forma, constituição, configuração, macro estrutura de superfície e micro irregularidades são termos que descrevem a estrutura tridimensional dos implantes dentários (Sykaras,2000).

Na tentativa de minimizar os problemas biomecânicos que ainda ocorriam com os demais sistemas de conexão interna foi desenvolvido um novo sistema, o

qual apresenta uma conexão cônica entre o implante e o pilar, conhecida como conexão em Cone Morse. A força de união da conexão cone morse, que é proporcional à força de inserção, evita que o cone macho seja removido do cone fêmea, mesmo ao tentar girá-lo ou aplicar uma força axial. As conexões em Cone Morse são frequentemente utilizadas nos diversos ramos da engenharia, quando há necessidade de uma junta de grande poder de retenção. A angulação total das paredes da conexão para que exista o efeito Cone Morse deve ser de 6° a 16°. Esse tipo de conexão proporciona contato íntimo entre o implante e o pilar, com a intenção de melhorar a estabilidade mecânica do mesmo, evitando o seu afrouxamento, e se mantém de forma eficiente mesmo quando cessa a força aplicada para a inserção (Bozkaya e Muflu, 2005).

Norton (1997) relatou maior resistência à flexão na interface implante/pilar e na interface pilar/cilindro protético dos implantes com conexão Cone Morse em comparação com implantes de hexágono externo. Os melhores resultados clínicos encontrados no uso de conexões protéticas internas estão relacionados à redução da força vertical da plataforma do implante para a conexão protética, à melhor distribuição de cargas oblíquas internamente no implante e proteção do parafuso, assim como ao maior contato entre as paredes do sistema, resultando em uma conexão rígida e estável, resistente a movimentos de flexão (Goiato *et al.*, 2012).

Há diferenças relevantes entre os implantes e os dentes naturais que não permitem comportamentos semelhantes tais como a ausência de ligamento periodontal, o que reduz a mobilidade natural e que pode gerar maior tensão na superfície osso-implante pela distribuição inadequada de cargas mastigatórias (Wennerberg *et al.*, 1993), permitindo apenas micro movimentos, tornando-os incapazes de se adequarem ao desajuste protético. Outro fator considerável seria a maior rigidez do implante comparado ao dente propriamente dito (Misch, 2001) e ao osso que o rodeia, causando assim acúmulo de tensão na superfície de osseointegração (Skalak, 1983).

A geometria do implante comparada ao dente e a maior elasticidade do osso alveolar em comparação ao titânio, fazendo com que a superfície entre os dois materiais sofra maior tensão do que a interface osso-dente é também um fator que modifica o comportamento do implante dentário. A partir de tais características, é notória a maior transmissão de cargas oclusais para as estruturas adjacentes e menor amortecimento das tensões geradas pelas cargas quando se usa implantes osseointegrados comparados aos dentes naturais. Entretanto, não é possível quantificar essa carga transmitida devido ao fato de que a capacidade de suportar e minimizar a sobrecarga é uma reação individual e varia de paciente para paciente.

Pela primeira vez em 1980, Haraldson utilizou a fotoelasticidade para avaliar o comportamento dos implantes dentários. O autor encontrou diferenças na qualidade das ordens de franja de acordo com o modo que o implante se encontrava imerso no material e também quando testou implantes com e sem roscas, demonstrando a importância da arquitetura dos implantes para a transferência de tensões ao osso adjacente (Haraldson, 1980). A análise através do Método Elementos Finitos desenvolvida no início dos anos 60 para auxiliar a indústria aeroespacial foi utilizada inicialmente por Weinstein et al. na área da Implantodontia. É um método indicado para analisar problemas com geometrias complexas, combinando os elementos para representar o problema como um todo e elaborar a matriz de rigidez; aplicar condições de contorno, condições iniciais e carregamentos; resolver um conjunto de equações algébricas, lineares ou não-lineares, simultaneamente para obter os resultados nos nós dos elementos, tais como tensões e deformações (Lehmann & Elias, 2008).

Levando-se em conta a importância de se saber e observar a presença e a localização de sobrecargas oclusais e dos possíveis transtornos que ela acarreta, da dificuldade de análise e comparação de estudos em pacientes juntamente com a confiabilidade dos resultados de equipamentos, é que se valorizam as pesquisas

laboratoriais “in vitro” a análise de novas tecnologias e na análise das condições e consequências que poderão afetar os pacientes. Isso ocorre devido ao fato destas pesquisas possibilitarem a análise e a observação das sobrecargas, e conseqüentemente a indicação do melhor planejamento de tratamento para os pacientes. Desta forma, compete aos pesquisadores através de análises laboratoriais: observar, avaliar e quantificar essas forças por métodos experimentais e verificar qual tipo de implante, devido ao seu desenho e suas características, apresenta menor propensão a falhas e insucesso (Misch, 2001). Dentre os diversos fatores que afetam a transferência de carga na interface osso-implante está o tipo de carregamento, a macroestrutura da prótese e geometria do implante (Geng *et al.*, 2001; Çehreli *et al.*, 2004).

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Análise Fotoelástica

Os primeiros relatos da utilização da fotoelasticidade na Odontologia foi através de estudos de preparo cavitários para restaurações de amálgama (Noonan, 1949). A técnica de fotoelasticidade é particularmente útil para peças que apresentam infraestruturas complexas e pode ser aplicada em pesquisas odontológicas devido às diferentes formas dentais e distribuição de tensões. A direção e magnitude das forças aplicadas no modelo devem ser simuladas o mais próximo da estrutura real (Mahler & Peyton, 1955).

A técnica fotoelástica tem vantagens importantes como a visualização do conjunto de forças internas sem a necessidade de gráficos ou esquemas. Porém é importante a obtenção de modelos acurados ao original e isento de tensões prévias a análise, além do que as forças aplicadas artificialmente não podem exceder a capacidade elástica da resina fotoelástica (Campos Jr. *et al.*, 1986).

Nesta técnica, a osseointegração é simulada pela polimerização direta do material fotoelástico sobre a superfície implantar, dando assim maior veracidade ao experimento (Clelland *et al.*, 1993). A confiabilidade dos resultados obtidos pela análise de tensões em modelos fotoelásticos já foi comprovada em estudos de correspondências histológicas (Brodsky *et al.*, 1975) e comparativo com outros métodos (Clelland *et al.*, 1993), em Implantodontia.

As cores do espectro visível vão do vermelho, com comprimento de onda entre 630 e 700 nm, ao violeta, com comprimento de onda entre 400 e 450 nm. A luz branca apresenta diferentes comprimentos de onda, que através de filtros pode ser polarizada em diferentes comprimentos, ou seja, em diferentes cores. Utilizando-se a luz branca os efeitos ópticos se manifestam como franjas coloridas, que possuem um número de ordem, dependendo da intensidade da

carga. A ordem de franja em um ponto está relacionada com o estado de tensões no modelo, através da conhecida "Lei Ótica das Tensões" (Dally & Rilely, 1978)

Neste estudo, através do Polariscópio Circular foi realizada a análise dos parâmetros fotoelásticos, este equipamento é constituído de duas placas retardadoras de  $\frac{1}{4}$  de onda posicionadas entre as duas placas polarizadoras, fazendo um ângulo de  $45^\circ$  com os eixos de polarização das placas. Sendo assim o polariscópio circular é constituído por duas placas polarizadoras, uma delas definida como polarizadora e a outra definida como analisadora, e de duas placas retardadoras de  $\frac{1}{4}$  de onda. A finalidade de se utilizar as placas retardadoras de  $\frac{1}{4}$  de onda é para obtenção de luz polarizada circular, a partir da luz polarizada plana.

Çehreli *et al.* (2004) através de estudos de fotoelasticidade reconheceram a problemática da perda de tecido ósseo ao redor das fixações devido ao acúmulo de tensões, além da importância da macro e microestrutura dos sistemas de implantes em determinar o comportamento mecânico dos implantes. De um ponto de vista biomecânico os desenhos de implantes, inclusive o tipo de conexão, determinariam a magnitude das pressões sobre o osso adjacente ao implante.

Araújo (2006) afirma que a presença de tensões e sua dispersão são problemas comumente encontrados na engenharia, sendo que as tensões presentes dependem da geometria, dimensão e natureza do esforço o qual a peça é submetida. Para corpos com geometria e carregamento complexo a técnica da fotoelasticidade permite uma rápida análise qualitativa do estado de tensão através dos efeitos ópticos

Vários estudos *in vitro* tem relatado excelente estabilidade mecânica para conexão tipo Cone Morse. Esta conexão não permitiria perdas de parafusos de intermediário por reduzir cargas sobre a porção do parafuso do pilar a um nível suportável e ofereceria um melhor comportamento biomecânico sob cargas não-

axiais. (Aryatawong & Kamoplan, 1998; Çehreli & Iplikçioglu, 2002; Butkevica-Zvaigzne,2003; Weigl,2004; Bozkaya & Müftü, 2005).

Com o objetivo de investigar a distribuição das tensões em próteses suportadas por implantes com diferentes conexões protéticas, um estudo realizou análise fotoelástica de próteses sobre implante com conexão tipo hexágono externo ou conexão tipo cone Morse, sob carregamento axial e não-axial. Os resultados mostraram que o carregamento não-axial aumentou a concentração das tensões em ambos os grupos. Entretanto, sob carregamento axial, os implantes unitários com conexão tipo cone Morse apresentaram menor concentração de tensão, quando comparados ao hexágono externo (Goiato *et al.*, 2012).

O método empregado neste estudo através da técnica da fotoelasticidade que baseia-se na propriedade de birrefringência dos corpos, na qual alguns materiais quando submetidos a carregamento, alteram o coeficiente de refração da luz. Com a utilização de um polariscópio circular, que fornece luz polarizada, os modelos com propriedades fotoelásticas e aparatos para registro e análise dos efeitos ópticos formados, chamados franjas, foi possível a mensuração da tensão cisalhante máxima incidente sobre todo o modelo. Além disso, utilizou-se a avaliação quantitativa com a distribuição de pontos ao redor do implante imerso na resina fotoelástica conforme metodologias já empregadas em outros estudos. (Cidade,2012); (Figueiredo, 2012); (De Carvalho, 2013); (Odo,2013). Embora esta técnica possua limitações quanto à utilização de modelos confeccionados de materiais diferentes do osso humano, ela permite uma visão ampla da distribuição das tensões e com isso a análise de estruturas e carregamentos complexos.

## **2.2 Desenho e Geometria dos Implantes Dentários**

Modificações no desenho do corpo e na superfície do implante têm sido sugeridas para aumentar o sucesso da osseointegração em ossos menos densos, com o intuito de melhorar a ancoragem e aumentar a área de superfície para a distribuição das cargas oclusais (Schnitman *et al.*,1988). A estrutura tridimensional do implante dentário com todos os elementos e características que a compõem, é conhecida como desenho (ou geometria) do implante. Segundo Steigenga *et al.*(2003) o tipo de interface protética, a presença ou ausência de roscas, macro irregularidades adicionais e o formato externo do corpo do implante constituem os aspectos mais importantes do desenho do implante. O objetivo dos fabricantes ao criarem desenhos de implantes dentários deve estar voltado para obter o amortecimento das cargas biomecânicas, a fim de otimizar a função da prótese dentária (Schnitman *et al.*, 1988). Esse mecanismo de transferência de forças por meio do implante dentário para os tecidos biológicos é um determinante importante no desenvolvimento da interface osso-implante e na longevidade do implante (Steigenga *et al.*,2003).

As roscas têm as funções de maximizar o contato inicial, melhorar a estabilidade inicial, aumentar a área de superfície do implante dentário (Steigenga *et al.*,2003), e promover uma dissipação das tensões mais favorável (Misch, 1999). Ivanoff *et al.*(1999) afirmam que o formato da rosca é particularmente importante na inserção cirúrgica e ancoragem do implante, na distribuição das cargas oclusais aplicadas sobre o implante para o osso circunjacente e na interface osso-implante após a aplicação da carga. Segundo Misch. (1999) a profundidade da rosca, sua espessura, seu ângulo, sua extremidade e seu ângulo helicoidal são alguns dos vários padrões geométricos que determinam a superfície funcional da rosca e afetam na distribuição das cargas biomecânicas nos implantes. Transformar forças de cisalhamento em forças de resistência na interface óssea é a proposta da incorporação de roscas na superfície dos implantes (Richter *et al.*,1990; Albrektsson, 1993). Essa é a razão pela qual a maioria dos implantes apresenta-se atualmente com roscas, dado que implantes

sem roscas resultam essencialmente em forças de cisalhamento na interface osso-implante (Block *et al.*, 1997; Carlsson *et al.*, 1988). Contudo, Quirynen *et al.*(1992) destacam sucesso em 5 anos de acompanhamento clínico, com controle da reabsorção óssea ao redor de implantes cilíndricos sem roscas com tratamento de superfície de hidroxiapatita.

Kohn *et al.*(1992) demonstraram que a tensão é mais concentrada na área de contato do osso com a crista da rosca e que essa tensão diminui da crista para a porção mais basal desta. Bumgardner *et al.*(2000) propôs que as roscas, devido aos seus formatos, gerariam campos heterogêneos de tensões dentro da “zona de sobrecarga fisiológica”, promovendo, então, a nova formação óssea o que justificaria a formação de osso em íntimo contato com a crista das roscas. Entretanto, as roscas apresentam formatos diferentes, logo diferentes distribuições de forças e respostas biológicas. A área de superfície funcional por unidade de comprimento do implante pode ser modificada pela variação de 3 parâmetros da geometria da rosca: passo, formato e profundidade (Kohn *et al.*, 1992). Estão disponíveis no mercado os formatos das roscas: triangular, quadrada, trapezoidal e suas variações.

Segundo Wiskot *et al.* (1999) o formato da rosca pode alterar a direção da carga oclusal da prótese para diferentes direções no osso. Sob cargas axiais, uma rosca triangular é comparável à trapezoidal, quando os ângulos das faces são semelhantes, que geralmente são de 30 graus. Steigenga *et al.*(2003) sugeriram que um desenho quadrado de rosca reduz o componente da força de cisalhamento, transferindo a força axial que incide sobre a prótese para o corpo do implante de uma forma mais axial, favorecendo a compressão óssea. Isso seria particularmente importante para a região de crista óssea, onde, segundo Misch. (2000), a maioria das forças oclusais é distribuída. Portanto, conforme o desenho do implante é possível reduzir o desenvolvimento de forças de cisalhamento na interface osso-implante, melhorando o sucesso em longo prazo, particularmente

em ossos de baixa densidade (Bumgardner *et al.*,2000). O implante original de Bränemark, introduzido em 1965, apresentava roscas triangulares, para serem instaladas em sítio com osteotomia rosqueada (Misch *et al.*,1999). O desenho inicial foi alterado, a fim de permitir uma instalação mais simples e eficiente, além de obter melhor distribuição das cargas. Albrektsson *et al.*, (1993) recomendam que o topo das roscas sejam arredondadas, para aliviarem a concentração das tensões.

Segundo Kohn *et al.*(1992) o passo da rosca é definido como o número de roscas por unidade de comprimento no mesmo plano axial e no mesmo lado do eixo do corpo do implante. Portanto, quanto menor o passo, maior a quantidade de roscas no corpo do implante, e, portanto, uma maior área de superfície. Nos casos em que a magnitude da força é alta ou a densidade óssea é reduzida, o passo de rosca pode ser reduzido para aumentar a área de superfície funcional, melhorando, assim, a distribuição das tensões. A facilidade da inserção cirúrgica também está associada ao número de roscas. Quanto menor a quantidade de roscas, mais fácil a inserção do implante. Já em ossos mais densos, uma quantidade menor de roscas é mais favorável, uma vez que o osso duro oferece uma maior resistência durante a inserção de um implante rosqueado (Kohn *et al.*,1992).

Os implantes com dupla rosca e tripla rosca têm sido associados ao rosqueamento mais rápido no alvéolo cirúrgico e ao aumento da estabilidade primária. Ossos tipo IV constituem a maior indicação de seu uso (Ivanoff *et al.*, 1999). Contudo, o número de roscas, a sua profundidade e a área de superfície total são exatamente as mesmas, independentemente do número de roscas, sendo única, dupla ou tripla. Esses termos se referem ao processo de fabricação do corpo do implante. Em vez da utilização de um único instrumento para a fabricação de uma rosca de 0,6mm para cada volta no dispositivo, 2 ou 3 instrumentos fazem 2 ou 3 voltas ao mesmo tempo. Esses 2 ou 3 dispositivos são

independentes, começando 180º afastados um do outro e também estão 0,6mm de distância uma rosca da outra. Em outras palavras, uma única rosca contorna o corpo do implante a 0,6mm afastada uma da outra e a dupla-rosca a 1,2mm de distância uma da outra, na mesma área de superfície. Essa técnica permite a instalação do implante na metade do tempo (Steigenga *et al.*,2003).

Segundo Kohn *et al.*(1992) o formato de rosca triangular possui um cisalhamento 10 vezes maior sobre o osso que o de uma rosca quadrada e semelhante ao da rosca trapezoidal. Roscas quadradas possuem uma área de superfície otimizada, que é ótima para transmissão de cargas intrusivas e compressivas, resultando em uma menor tensão óssea (Misch *et al.*, 2001). Roscas trapezoidais são otimizadas para resistirem a cargas de tração (Steigenga *et al.*,2003).

Outro avanço no formato das roscas tem sido a introdução dos formatos arredondados, que segundo Steigenga *et al.*(2003) induz à osseocompressão. Implantes com desenho arredondado têm mostrado, em observações histológicas em animais, a formação de osso lamelar pela osseocompressão (Valen *et al.*, 2000). A osseocompressão permite que o osso seja moldado e compactado circunferencialmente. Futuros estudos clínicos em humanos serão necessários para prover uma análise estatística significativa e validar a importância desse desenho bem como a função da osseocompressão (Block *et al.*, 1997).

Segundo Misch. (2000) a profundidade da rosca refere-se à distância entre o maior e o menor diâmetro da rosca. Os implantes tradicionais oferecem uma profundidade de rosca uniforme, entretanto essa pode ser variada ao longo do comprimento do implante, a fim de fornecer uma área de superfície funcional nas regiões de tensão mais intensas como na região de crista óssea alveolar.

Nos últimos 30 anos o desenvolvimento do formato dos implantes resultou em grande variedade de formas geométricas dos implantes. Segundo Binon (2000) inicialmente haviam 3 formas básicas de implantes disponíveis no

mercado: rosqueados (Nobel Bicare), cilíndrico (IMZ) e cilíndricos com câmaras (Straumann). A necessidade de simplificar as técnicas cirúrgicas, aumentar a previsibilidade em ossos de baixa qualidade, promover melhor distribuição das tensões, e aumentar a estabilidade inicial; incentivou o desenvolvimento de novos designs de implantes.

Zinsli *et al.*, (2004) avaliaram clinicamente implantes Straumann®, de 3,3mm de diâmetro e corpo todo rosqueado. Coroas unitárias, próteses parciais fixas, próteses totais fixas e overdentures foram utilizadas como restaurações em 149 pacientes edêntulos totais e parciais, implantados com o implante citado (298 implantes no total). Estes pacientes foram acompanhados por um período de 10 anos, realizando revisões anuais de manutenção, e o resultado médio de sucesso e sobrevivência dos implantes no período de 06 anos foi de 96,6%, levando os autores a concluírem que estes implantes aparecem como alternativa previsível de tratamento, desde que seguidos de adequadas restaurações protéticas.

Costa *et al.*, (2007) compararam a transmissão de forças em modelos fotoelásticos, após ação de cargas sobre implantes de diferentes configurações e formatos. A conclusão dos autores foi de que apesar das diferenças nos desenhos e formatos dos implantes e também dos diferentes resultados de distribuição de cargas, não ficou evidente a relação entre os resultados deste trabalho e o desempenho das roscas associadas a seus desenhos.

Segundo Huang *et al.*, (2007) os implantes rosqueados paralelos apresentam pico de acúmulo de tensões na crista alveolar e menor acúmulo de tensões nas regiões dos vales das roscas quando comparados a implantes cilíndricos. Os implantes rosqueados cônicos apresentam menor concentração de tensões nas regiões cortical e trabecular quando comparados aos implantes rosqueados paralelos. Os autores concluíram que apesar dos implantes rosqueados não diminuir as tensões na crista alveolar, trabalham muito bem dissipando as forças no tecido ósseo.

Em relação às distâncias entre as roscas Binon (2000) relata que iniciou-se o desenvolvimento de novos modelos de roscas com várias distâncias entre as roscas para melhorar a ancoragem e compressão do osso e que pequenos passos de rosca aumentam a estabilidade primária. A evolução dos tipos de roscas inclui o número e o ângulo dos cortes; ponta da rosca cônica com três formas de corte e uma ampla câmara de corte. Os fabricantes começaram a diversificar criando designs de implantes com distâncias diferentes nos passos de rosca e menores profundidades das roscas para melhor distribuição de cargas. Fabricantes como a (Nobel Biocare e Paragon) introduziram no mercado o conceito de roscas duplas ou triplas que promovem uma introdução mais rápida do implante no alvéolo cirúrgico, gerando menos calor, aumentando a estabilidade inicial e aumentando torque de inserção (indicado para osso tipo IV). Segundo Costa *et al.*, (2007) as roscas servem para maximizar o contato inicial e aumentar a estabilidade, ampliando a área de superfície do implante e favorecendo a dissipação das tensões. Granato *et al.*, (2008) afirmaram que as roscas são responsáveis pela penetração e estabilidade biomecânica inicial.

Segundo Misch (2008) as roscas são desenhadas para aumentar a estabilidade inicial do implante. A área de superfície pode ser modificada por três parâmetros geométricos das roscas: distâncias entre as roscas (passo de rosca); forma e profundidade das roscas. A superfície do implante é diretamente proporcional à profundidade da rosca; fabricantes diferentes usam diferentes profundidades. Quanto mais rasa a profundidade de rosca, mais fácil é a inserção do implante em osso denso e conseqüentemente menor é o reparo ósseo.

Atualmente, é frequente que as empresas que comercializam os implantes dentários modifiquem as superfícies e conseqüentemente os mecanismos envolvidos na osseointegração. As empresas oferecem principalmente implantes dentários cilíndricos com roscas que foram os primeiros a serem utilizados e implantes cônicos devido a sua maior capacidade de compactação do osso

durante a inserção no alvéolo cirúrgico. Segundo Elias *et al.*, (2009) os implantes no futuro apresentarão morfologia e composição química individualizada, sendo possível o controle da interação entre proteínas e tecidos do hospedeiro e superfícies dos implantes.

### **3. PROPOSIÇÃO**

O presente estudo teve como objetivo avaliar, comparativamente, in vitro por meio de análise fotoelástica, a influência dos desenhos do corpo de implantes cônicos e cilíndricos e os tipos de rosca, entre rosca dupla simples e rosca dupla progressiva, na indução de tensões adjacentes ao implante na incidência de cargas axiais e não axiais.

## 4. MATERIAL E MÉTODOS

### a. Implantes

Descrição dos implantes utilizados neste estudo:

#### 4.1.1 Grupo I: Neodent Cone Morse Alvim®:



Figura 1 - Implante cônico com interface cone morse com roscas duplas simples; superfície tratada (Neoporos).

#### 4.1.2 Grupo II: Neodent Cone Morse Drive®:



Figura 2 - Implante cônico com interface cone morse com roscas duplas progressivas; superfície tratada (Neoporos).

#### 4.1.3 Grupo III: Neodent Cone Morse Titamax Ex®:



Figura 3 - Implante cilíndrico com interface cone Morse com roscas duplas simples; superfície tratada (Neoporos).

Para a realização do presente estudo, foram confeccionados 12 modelos de resina fotoelástica com implantes e conexões protéticas instaladas, como descritas na Tabela 1.

Tabela 1 - Delineamento do estudo.

<b>Grupo</b>	<b>Amostra</b>	<b>Característica do implante</b>
Grupo I	4 Implantes	Neodent CM Alvim® 3,5x13mm
Grupo II	4 Implantes	Neodent CM Drive® 3,5x13mm
Grupo III	4 Implantes	Neodent CM Titamax Ex® 3,5x13mm

## **b. Confeção da matriz de acrílico e obtenção do molde de borracha**

Foram confeccionadas 12 matrizes de acrílico retangular, com dimensões de altura, comprimento e espessura de 40 X 50 X 15mm, utilizadas para obtenção dos modelos de resina nas mesmas dimensões (Figura 4).

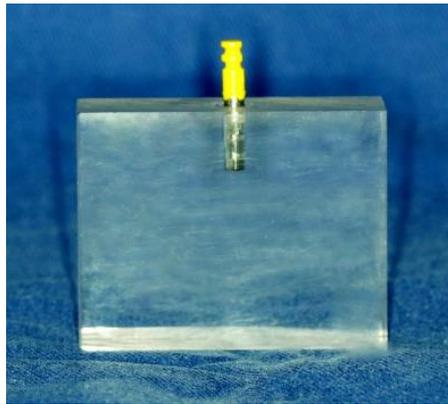


Figura 4 - Conjunto Matriz de Acrílico e Análogo do Munhão Universal e Transferente.

O conjunto matriz de acrílico e transferente foi posicionado em um recipiente de plástico para moldagem de transferência, a fim de, confeccionar um molde de borracha Silicone ASB-10 azul (Polipox® Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil). O material de moldagem foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante na proporção de 5% do catalisador para 100g de silicone, necessário para cobrir a peça a ser moldada.



Figura 5 - Recipiente plástico com o material de moldagem cobrindo o conjunto matriz de acrílico e transferente.

Concluído o tempo de polimerização do silicone, de 24 horas, as matrizes de acrílico foram cuidadosamente removidas, obtendo-se assim, os moldes para a confecção dos modelos fotoelásticos.

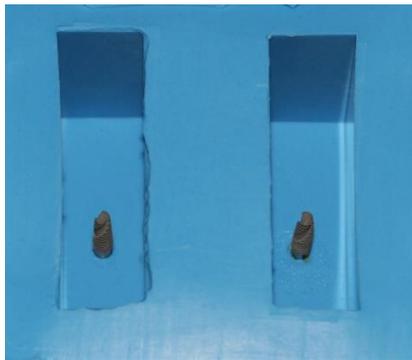


Figura 6 - Molde da matriz de acrílico com os implantes adaptados ao transferente.

### **c. Preparo da resina fotoelástica**

Para a confecção do modelo fotoelástico foi utilizada resina fotoelástica flexível composta pelo sistema bi-componente, à base de resina epóxi e endurecedor (Resina Flexível GIV e endurecedor Polipox® Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil), a qual, após polimerização, apresenta alta

flexibilidade, transparência e excelente acabamento superficial. A resina foi preparada de acordo com as recomendações do fabricante.



Figura 7 - Beckers e bastão de vidro utilizados para manipulação da resina fotoelástica.

Inicialmente, os recipientes contendo a resina e o endurecedor, na proporção de 1:2, foram colocados separadamente em uma câmara à vácuo a  $70\text{kgf/cm}^2$  por 10 minutos. Em seguida, estes foram aquecidos por 5 minutos, em banho Maria em temperatura aproximada de  $50^\circ\text{C}$  para a remoção de bolhas (Figura 8).



Figura 8 - Aquecimento da resina e do endurecedor.

Após adicionou-se 25mL de endurecedor à 50mL da resina e esta mistura foi manipulada com o auxílio de um bastão de vidro por aproximadamente 2 minutos até obter-se aparência homogênea. Esta mistura com aparência homogênea foi vertida lentamente nos moldes, utilizando o próprio becker onde foi misturada, a fim de evitar o aparecimento de bolhas. Após a inclusão da resina, os moldes foram submetidos à pressão na câmara à vácuo a  $70\text{kgf/cm}^2$  por 24 horas. Decorrido o tempo de polimerização os modelos fotoelásticos foram retirados do molde obtendo um modelo translúcido apropriado para a análise fotoelástica (Figura 9).



Figura 9 - Modelo fotoelástico

#### **d. Confeção da prótese**

A prótese com as características de um pré-molar superior foi fabricada com liga de cromo-cobalto pela técnica convencional (Figura 10) e possuindo nichos para aplicação das cargas axiais e não-axiais (Figura 11). Esta confeccionada através do conjunto matriz de acrílico e cilindro calcinável do munhão universal 3,3 x 4mm, e assentada ao análogo do munhão universal 3,3 x 4mm



Figura 10 - Prótese confeccionada



Figura 11 - Nicho no sulco central e no plano inclinado.

### e. Análise fotoelástica

Primeiramente, o modelo foi posicionado com a face vestibular da coroa protética voltada para a direita perpendicular aos filtros do polariscópio e a lente da câmera fotográfica. A câmera (EOS Rebel T3i/EOS 600D) foi posicionada sobre um tripé para a padronização das fotos.

Para obtenção das imagens fotoelásticas foi utilizado o polariscópio circular do Laboratório de Projetos Mecânicos da Universidade Federal de Uberlândia (Figura 12), em polarização circular para a avaliação das franjas isocromáticas (Figura 13). As ordens de franjas fracionárias para o cálculo das tensões cisalhantes máximas foram obtidas pelo programa Fringes®.

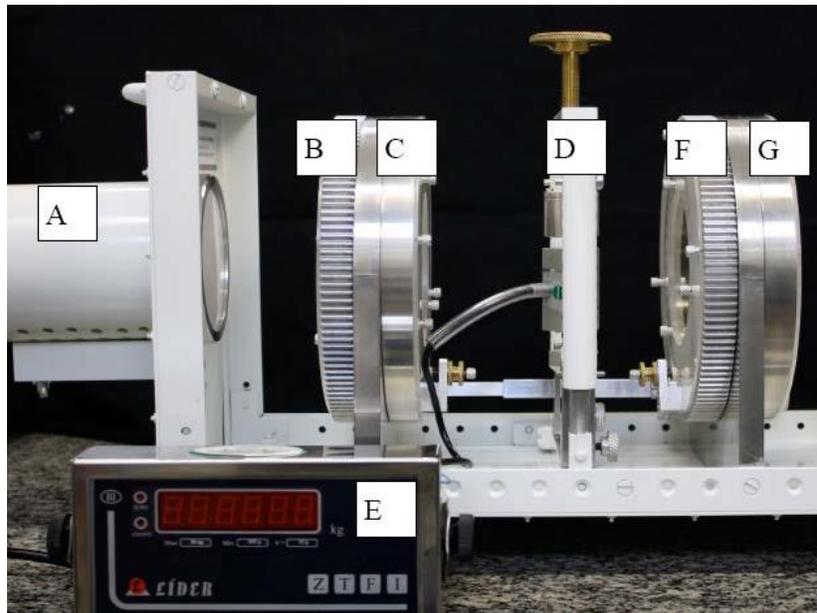


Figura 12 - Polariscópio circular. (FEMEC/UFU-FOP/UNICAMP): (A) Fonte de Luz branca; (B) Polarizador; (C) Filtro de  $\frac{1}{4}$  de onda (retardador); (D) Célula de carga; (E) Dispositivo de mensuração de carga; (F) Filtro de  $\frac{1}{4}$  de onda (retardador); (G) Analisador. Fonte: Odo:(2013).

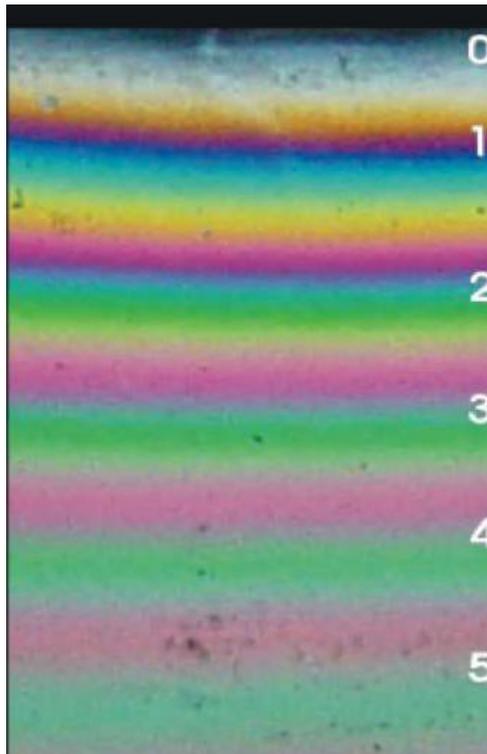


Figura 13 - Ordens de franjas isocromáticas inteiras. Fonte: Damaceno: (2005)

O programa Fringes® possui armazenado previamente, os valores da constante óptica dos materiais fotoelásticos. O modelo fotoelástico foi confeccionado com a Resina Polipox GIV Flexível que possui valor de constante óptica de 0,38 N/mm franja.

Ao utilizar o programa, inicialmente, escolheu-se o tipo de polarização a ser analisada (circular) e abriu-se a imagem fotoelástica dentro do programa. Em seguida, clicou-se no comando “tabela de calibração” que corresponde ao material fotoelástico da Resina GIV Flexível. Digitou-se o número de amostras para a análise (01), diante destes comandos o programa abriu a janela para download da imagem fotoelástica. Cortou-se a imagem mantendo apenas a área que seria analisada, respeitando os pontos de referência para a manutenção das medidas previamente escolhidas. Em seguida, a imagem fotoelástica para a determinação dos pontos foi exposta na tela de visualização. Clicou-se no ícone “resultados” e

obteve-se os resultados através das tabelas com a ordem de franja e a tensão cisalhante máxima que foram geradas em Excel® (Microsoft, EUA).

Para a padronização da leitura das ordens de franjas, foram escolhidos 18 pontos distribuídos ao longo do corpo dos implantes. Estes pontos foram mapeados em imagens do modelo, para cada plano, obtidas pela máquina digital acoplada ao polariscópio, através do programa *Fringes*®, em plataforma MATLAB do LPM/ FEMEC/UFU (Figura 14).

A fim de padronizar a posição dos pontos ao redor do implante na imagem do programa *Fringes*®, utilizou-se o programa Power Point® (Microsoft, EUA) para a confecção de uma malha que permitiu que o recorte das imagens fotoelásticas fossem realizados posteriormente, em plataforma MATLAB na mesma posição. Primeiramente, abriu-se as imagens fotoelásticas dentro do programa Power Point® para a criação da malha conforme a posição do implante de modo que ele sempre estivesse centralizado. Após a criação da malha, utilizou-se a ferramenta “Print screen” da imagem agrupada à malha padrão. Desta forma, obteve-se a imagem com os pontos, devidamente, padronizados em relação ao implante. Esta operação foi realizada em cada imagem fotoelástica da amostra.

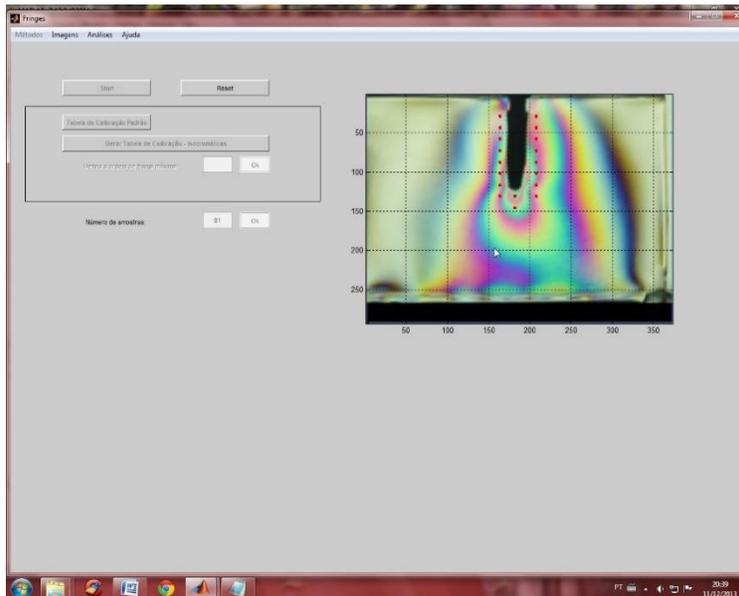


Figura 14 - Ilustração do programa Fringes® em plataforma MATLAB.

Os pontos dispostos ao redor dos implantes foram distribuídos em terços cervical (pontos 1,2,10,11), médio (pontos 3,4,5,12,13,14), apical (pontos 6,7,8,9,15,16,17,18). (Figura 15)

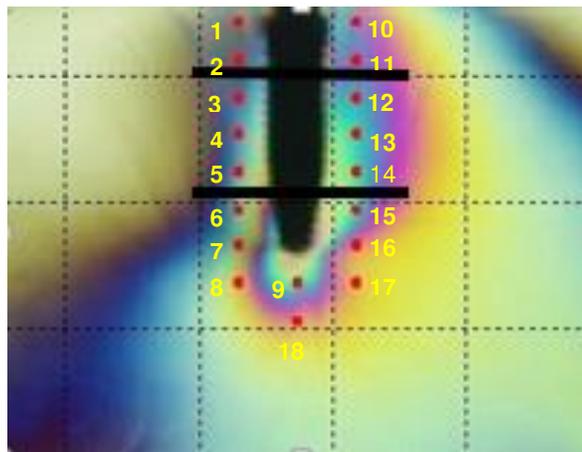


Figura 15 - Fotografia do modelo fotoelástico após aplicação de carga não-axial no Programa Fringes® para análise das tensões cisalhantes máximas.

#### f. Aplicação de carga

Os modelos foram posicionados no polariscópio circular e através de uma máquina de carregamento universal modelo LD1050 (Líder, Araçatuba, São Paulo, Brasil) (Figura 16) aplicou-se cargas axiais e não-axiais de 0,5 quilos utilizando uma célula de carga em pontos fixos (nichos) na superfície oclusal da coroa. (Figura 17:a e b)

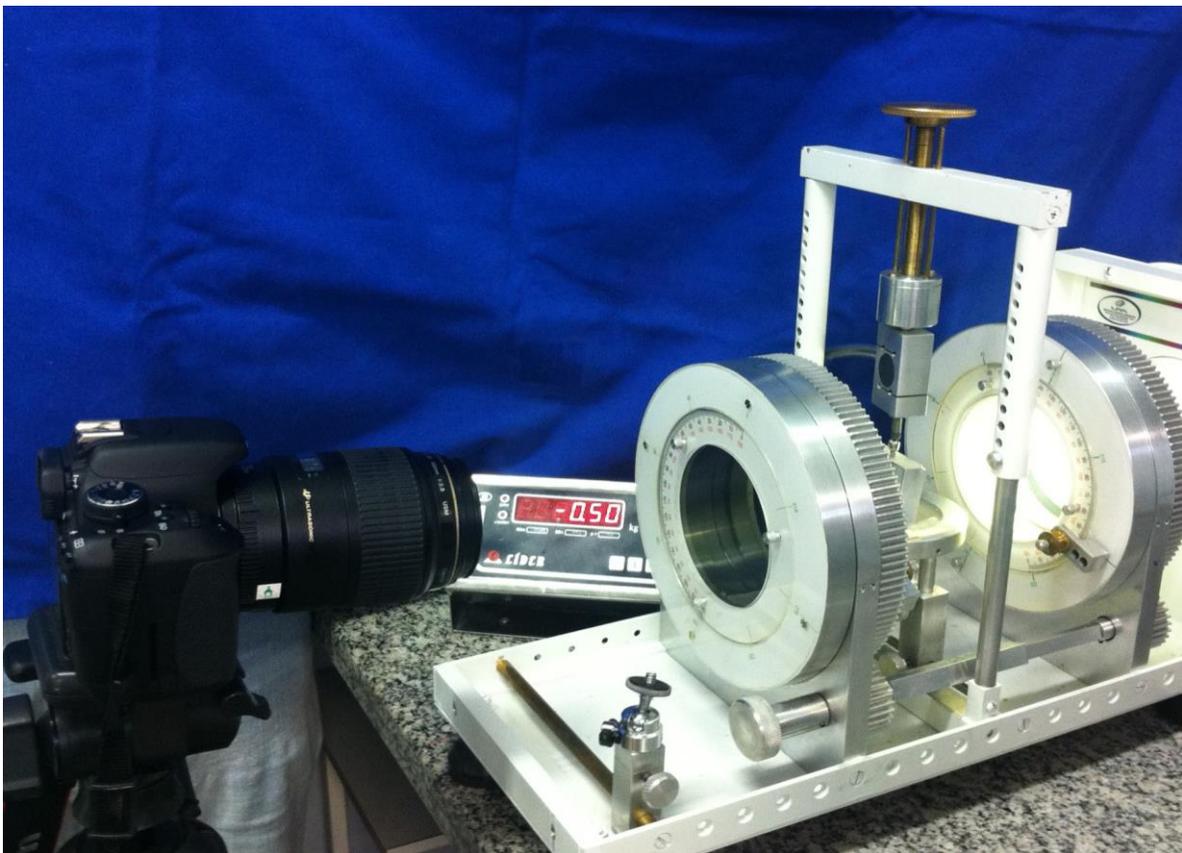


Figura 16 - Máquina de carregamento universal.

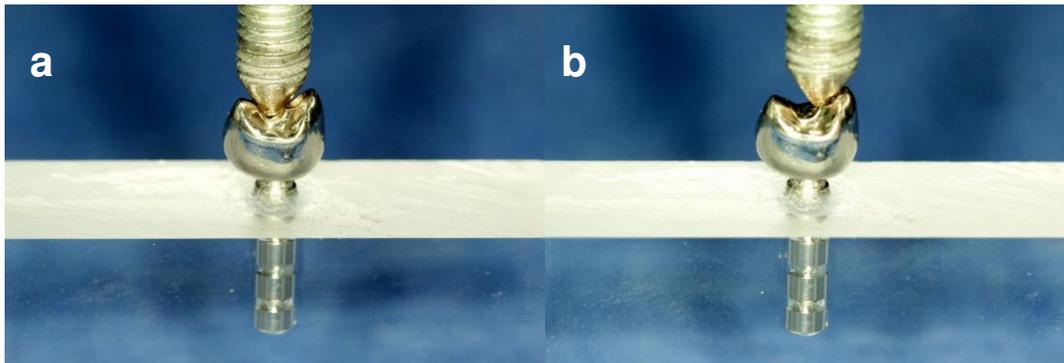


Figura 17 - a: carga axial; b: carga não-axial.

#### **g. Análise estatística**

As tensões cisalhantes máximas foram obtidas dos pontos pré-determinados e os resultados obtidos foram tabulados e submetidos à análise estatística (SAS versão 9.1 – The SAS Institute, Cary, NC, EUA). Para a comparação da tensão cisalhante em todas as comparações realizadas os resultados foram submetidos à Análise de Variância com dois fatores (ANOVA 2-WAY), seguida do teste de Tukey ( $p < 0,05$ ) para a comparação entre as médias. Para análise dos dados e montagem dos gráficos foi utilizado o programa (EXCEL® Microsoft, EUA).

## 5. RESULTADOS

### a. Análise Qualitativa

Na avaliação qualitativa observa-se tensões de intensidades diferentes na região cervical, média e apical dos implantes, com áreas mais concentradas de tensão na região apical quando os implantes são submetidos ao teste de carregamento axial em todos os grupos: Alvim®, Titamax Ex® e Drive®. Verifica-se que o implante Alvim® apresentou mais tensão na região cervical do que os demais grupos (Figura 18).

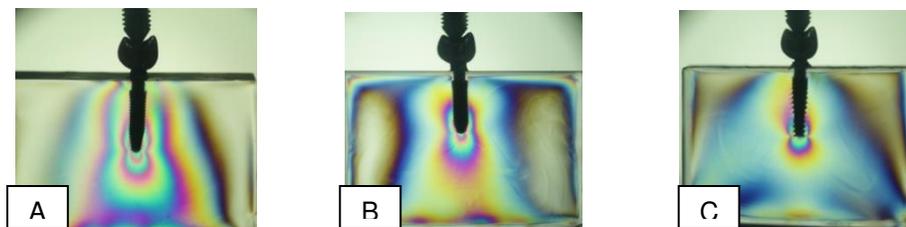


Figura 18 - A: Alvim®, B: Titamax Ex®, C: Drive®

Quando os implantes foram submetidos ao teste de carregamento não-axial observa-se similaridade entre a distribuição de tensão dos diferentes implantes, havendo tendência a maior concentração de tensões nos terços médio e principalmente apical. Verifica-se que o implante Alvim® apresentou mais tensão na região cervical do que os demais grupos (Figura 18).

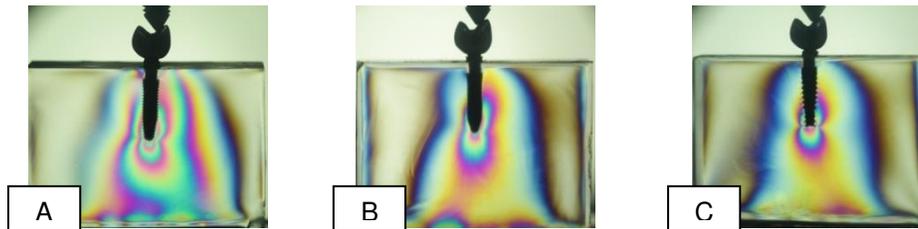


Figura 19 - A: Alvim®, B: Titamax Ex®, C: Drive®

## b. Análise Quantitativa

### 5.2.1 Teste Kolmogorov-Sminov

#### 5.2.1.1 Implantes Alvim®:

O grupo de Implantes Alvim® possui distribuição normal, segundo o teste Kolmogorov-Sminov, tanto para forças de cargas axiais, como não axiais, visto que o sig (p) apresentou valor maior que 0,05. Foi utilizado para tal análise o programa estatístico SPSS.

Tabela 2 - One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

		Axial	Não Axial
N		18	18
Normal Parameters <sup>a,b</sup>	Mean	21,168131	25,555847
	Std. Deviation	9,9365282	8,2376615
Most Extreme Differences	Absolute	,217	,143
	Positive	,217	,091
	Negative	-,106	-,143
Kolmogorov-Smirnov Z		,920	,605
Asymp. Sig. (2-tailed)		,366	,858

a. Test distribution is Normal.

b. Calculated from data.

### 5.2.1.2 Implantes Drive®:

O grupo de Implantes Drive® possui distribuição normal, segundo o teste Kolmogorov-Sminov, tanto para forças de cargas axiais, como não axiais, visto que o sig (p) apresentou valor maior que 0,05. Foi utilizado para tal análise o programa estatístico SPSS.

Tabela 3 - One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

		Axial	Não Axial
N		18	18
Normal Parameters <sup>a,b</sup>	Mean	22,813351	20,709193
	Std. Deviation	12,8216232	7,5405935
Most Extreme Differences	Absolute	,173	,149
	Positive	,173	,149
	Negative	-,164	-,141
Kolmogorov-Smirnov Z		,736	,632
Asymp. Sig. (2-tailed)		,651	,819

a. Test distribution is Normal.

b. Calculated from data.

### 5.2.1.3 Implantes Titamax Ex®:

O grupo de Implantes Titamax Ex® possui distribuição normal, segundo o teste Kolmogorov-Sminov, tanto para forças de cargas axiais, como não axiais, visto que o sig (p) apresentou valor maior que 0,05. Foi utilizado para tal análise o programa estatístico SPSS.

Tabela 4 - One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

		Axial	Não Axial
N		18	18
Normal Parameters <sup>a,b</sup>	Mean	24,20	24,553140
	Std. Deviation	12,219	8,2093771
Most Extreme Differences	Absolute	,146	,094
	Positive	,146	,072
	Negative	-,132	-,094
Kolmogorov-Smirnov Z		,620	,401
Asymp. Sig. (2-tailed)		,837	,997

a. Test distribution is Normal.

b. Calculated from data.

### 5.2.2 Teste ANOVA 2-way

Os resultados encontrados foram tabulados comparando as tensões cisalhantes dos pontos cervicais (Tabela 5), pontos médios (Tabela 6) e pontos apicais (

Tabela 7) entre os grupos de implantes Alvim®, Drive®, e Titamax Ex® submetidos aos testes de carregamento axial e não-axial.

Tabela 5 - Valores médios de tensões cisalhantes dos pontos cervicais, para os três implantes, submetidos ao carregamento axial e não axial.

<b>Carga</b>	<b>Alvim</b>	<b>Drive</b>	<b>Titamax EX</b>
<b>Axial</b>	16,05 ± 5,74a	10,15 ± 5,7b	7,65 ± 2,12b
<b>Não Axial</b>	25,03 ± 4,16a	15,77 ± 1,79b	17,94 ± 8,41b

Médias seguidas por letras distintas diferem estatisticamente entre si, pelo teste de Tukey em nível de 5%.

Tabela 6 - Valores médios de tensões cisalhantes dos pontos médios, para os três implantes, submetidos ao carregamento axial e não axial.

<b>Carga</b>	<b>Alvim</b>	<b>Drive</b>	<b>Titamax EX</b>
<b>Axial</b>	20,22 ± 11,7a	24,94 ± 14a	23,4 ± 9,04a
<b>Não Axial</b>	24,4 ± 12,2a	20,46 ± 8,64a	21,82 ± 4,72a

Médias seguidas por letras distintas diferem estatisticamente entre si, pelo teste de Tukey em nível de 5%.

Tabela 7 - Valores médios de tensões cisalhantes dos pontos apicais, para os três implantes, submetidos ao carregamento axial e não axial.

<b>Carga</b>	<b>Alvim</b>	<b>Drive</b>	<b>Titamax EX</b>
<b>Axial</b>	24,43 ± 9,97a	27,54 ± 11,14a	33,09 ± 7,40a
<b>Não Axial</b>	26,70 ± 6,94a	23,36 ± 7,82a	29,90 ± 7,30a

Médias seguidas por letras distintas diferem estatisticamente entre si, pelo teste de Tukey em nível de 5%.

O grupo Alvim® apresentou maior concentração de tensões na região cervical, com diferença estatisticamente significativa, em relação aos outros

grupos. Em relação aos pontos médios e apicais não houve diferença estatística significativa.

## 6. DISCUSSÃO

Neste trabalho, as tensões foram mensuradas após aplicação de cargas axiais e não-axiais sobre 3 grupos de implantes Cone Morse com desenhos e geometrias diferentes. Realizou-se a verificação quantitativa das tensões presentes em pontos pré-estabelecidos no modelo fotoelástico, metodologia semelhante foi utilizada por Bernardes (2004), Cariello (2007), Simamoto-Júnior (2008), Bernardes *et al.* (2009), Zacarias Filho, (2010).

Como a distribuição das tensões em torno dos implantes não pode ser mensurada *in vivo*, a qualidade e a quantidade das tensões não pode ser avaliada dentro do osso. Portanto, os estudos biomecânicos são realizados principalmente *in vitro*. A análise das tensões através de estudos fotoelásticos é amplamente utilizada para estudar a biomecânica das transferências de tensões em odontologia (Çehreli *et al.*,2004). A análise fotoelástica pode ser aplicada para a avaliação das tensões por todo modelo fotoelástico, fornecendo a localização das concentrações das tensões (Guichet *et al.*, 2000; Araújo *et al.*, 2006).

Há limitações nesta técnica experimental em relação a reprodutibilidade das características físicas dos tecidos peri-implantares, pois o modelo fotoelástico possui propriedades homogêneas e isotrópicas, enquanto o osso possui variações no módulo de elasticidade conforme a região. Por estas razões, os resultados não representam exatamente os valores reais. Contudo, pode-se obter através da fotoelasticidade informações importantes sobre o comportamento das tensões geradas pelos implantes *in vivo* (Çehreli *et al.*,2004; White *et al.*, 2004; Freitas Júnior *et al.*, 2007; Begg *et al.*, 2009; Abduo *et al.*, 2010).

Para análise fotoelástica quantitativa, a tensão cisalhante máxima é determinada a partir do número de ordem de franja fracionário, nos pontos escolhidos, pelo método de compensação de Tardy e aplicação da Lei Óptica das tensões (Araújo, 2006; Simamoto-Júnior, 2008). No presente estudo, a tensão

cisalhante máxima foi obtida com auxílio de um programa desenvolvido no Laboratório de Projetos Mecânicos da Universidade Federal de Uberlândia, que utiliza comparações de padrões de cores relacionados com a constante óptica do material fotoelástico, previamente estabelecida para o cálculo.

Neste estudo, foi observado que os implantes do grupo Alvim® apresentaram maior concentração de tensões na região cervical em relação aos implantes dos grupos Drive® e Titamax Ex®. Além disso, constatou-se que os implantes do grupo Drive apresentaram melhor comportamento em relação a sua distribuição das tensões em relação aos outros dois grupos. O desenho e a geometria dos implantes podem explicar as diferenças entre as distribuições de tensões ao redor dos implantes (Çehreli *et al.*, 2004). Portanto, a melhor distribuição das cargas nos implantes do grupo Drive® pode estar relacionada ao fato de possuírem “roscas duplas progressivas” característica esta que os diferenciam em relação aos outros dois grupos, os quais “roscas duplas simples”.

Outros estudos mostraram que as “roscas duplas” facilitam a instalação do implante tornando-a mais rápida e proporcionam maior estabilidade primária, pois estes implantes ao serem instalados requerem maior torque. Em relação as roscas serem “progressivas” esta característica é definida pelas angulações das roscas serem diferentes ao longo do implante, ou seja, angulações maiores na porção inferior com o intuito de facilitar sua inserção; e angulações menores na porção superior diminuindo a probabilidade da remoção do implante após a sua inserção no osso (Misch *et al*, 2008). Além disso, as roscas progressivas por apresentarem diferenças entre as suas angulações podem distribuir melhor as tensões ao longo do corpo do implante diminuindo assim, a concentração de tensões na região cervical conforme foi verificado no nosso estudo.

O comportamento dos implantes cônicos do grupo Alvim® divergiu em partes do que é encontrado na literatura, no que diz respeito a maior quantidade de concentração de tensões na região cervical quando comparado com os implantes

cilíndricos do grupo Titamax Ex®. De acordo com os estudos de Binon, 2000; Costa *et al.*, 2007 e Huang *et al.*, 2007 os implantes cilíndricos concentram maior tensão na região da crista alveolar, devido a distribuição das tensões serem maiores na região cervical e, os implantes cônicos têm maior concentração das tensões na região apical. Essa divergência possivelmente deve-se a fatores relacionados à limitação do modelo experimental.

O comportamento elástico da resina fotoelástica difere-se do osso perimplantar, pois o osso na região cervical apresenta-se corticalizado, com maior módulo de elasticidade, concentrando e distribuindo as tensões, desta forma, na região apical, que possui menor módulo de elasticidade, estaria presente menor concentração de tensões (Helldén e Dérand, 1998; Markarian *et al.*, 2007; Begg *et al.*, 2009). Entretanto, Siegele & Soltész (1989), por meio de elementos finitos mostraram que a distribuição das tensões em torno dos implantes cônicos foi similar com os dos implantes cilíndricos, entretanto devido a diminuição do diâmetro na porção apical, o acúmulo das tensões na região apical ao redor dos implantes cônicos tendem a ser o dobro dos implantes cilíndricos.

A distribuição equilibrada das tensões pode ser obtida quando a resultante das forças oclusais são direcionadas ao longo eixo do implante, entretanto é impossível eliminar as forças laterais dos componentes oclusais. Estudos anteriores indicaram que a concentração de tensões na região cervical dos implantes diminuem a longevidade dos implantes devido a reabsorção do osso marginal (Hansson,2003). Portanto, as concentrações de tensões devem ser direcionadas para a região apical, a fim de proteger o osso marginal. Sendo assim, a utilização de implantes com plataforma “Cone Morse” pode-se obter melhor comportamento biomecânico no que diz respeito a distribuição das tensões, justificando o comportamento dos implantes do grupo Titamax Ex® que, apesar de cilíndricos apresentaram melhor distribuição das tensões comparados aos implantes do grupo Alvim®.

A conexão tipo “Cone Morse” dos sistemas de implantes pode reduzir cargas na porção cervical do implante e levar a um melhor comportamento biomecânico sob cargas oblíquas (Çehreli & Iplikçioğlu, 2002). Considerando que quanto maior são as tensões geradas na região cervical, maior será a perda óssea na região cervical do implante. Métodos que possam reduzir as tensões na crista óssea tem um impacto na longevidade do implante (Misch, 2006). Ao comparar implantes cônicos através de modelos tridimensionais utilizando a análise de elementos finitos constataram através das simulações que os implantes cônicos com plataforma hexágono externo geram maior acúmulo de tensões na região cervical do que os implantes cônicos com plataforma hexágono interno (Lehmann & Elias 2008).

Jemt *et al.*, analisando clinicamente a instalação de implantes para reabilitações com restaurações unitárias, encontraram em seus resultados maior perda óssea ao redor dos implantes cônicos em relação aos cilíndricos. Norton (1998), ao analisar reabilitações com o uso de implantes cônicos em substituição a elementos unitários, constatou ocorrer excessiva perda óssea em curto período de tempo na região cervical e descreveu que a causa principal era o *design* cônico dos implantes.

De acordo com Çehreli *et al.* (2004) a macro e a microestrutura dos sistemas de implantes podem determinar seu comportamento biomecânico. Diferentes desenhos de implantes e configurações de rosca podem desempenhar um importante papel no tipo de força transmitida (Misch *et al.*, 2001).

De acordo com a literatura, é evidente que diversos fatores podem afetar a transferência de cargas ao redor do implante, como o tipo de carregamento, comprimento do implante, geometria das roscas do implante, altura da prótese, qualidade e quantidade óssea (Geng *et al.*, 2001), implantes isolados no arco (Bahat, 1993), instalados em região posterior, situações de cantilever e diâmetro

do implante (Rangert *et al.*, 1995), também são fatores que influenciam na distribuição de tensões ao redor dos implantes.

Estudos clínicos têm documentado que próteses suportadas por implantes na região posterior da maxila e da mandíbula geralmente apresentam altas taxas de sucesso (Adell *et al.*, 1990; Bahat, 1993). Estes achados evidenciam que falhas nos implantes ocorrem quando diferentes fatores adversos estão envolvidos simultaneamente, a ponto de superar o limite de sobrecarga que os tecidos ao redor do implante podem suportar. É fundamental a identificação dos fatores de risco para guiar o planejamento do tratamento reabilitador, uma vez que os fatores adversos relacionados ao implante como altura da prótese, comprimento, desenho e geometria do implante, podem contribuir para o fracasso do tratamento.

## **7.CONCLUSÃO**

Dentro das limitações deste estudo, as seguintes conclusões podem ser definidas:

1. A comparação do desenho do corpo do implante entre cônico e cilíndrico mostrou que o desenho cilíndrico é mais favorável à distribuição de tensão ao longo do implante, visto que, sob carregamento, o desenho cônico apresentou maior concentração de tensão na região cervical.
2. A comparação do desenho das roscas do implante entre rosca dupla e rosca dupla progressiva mostrou que a rosca dupla progressiva é mais favorável a distribuição de tensão ao longo do implante, visto que, sob carregamento, a rosca dupla progressiva equilibrou a distribuição de tensões no implante de corpo cônico.

## REFERÊNCIAS

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Bränemark P-I, Jemt T. A long term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990; 5: 347–59.

Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25: 506-515.

Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont*. 1993; 6(2): 95-105.

Albrektsson T. On long-term maintenance of the osseointegrated response. *Aust Prosthodont J*. 1993;7(Suppl):15-24.

Araújo CA. Fotoelasticidade de transmissão plana. Uberlândia; UFU; 2006.

Aryatanong, K.; Kamoplan, N. Antirrotational effect of conical abutment/ implant interface for single-tooth replacement. *Proceedings of the 15<sup>th</sup> international conference on oral biology*. Baveno, Italy. 1998.

Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: Report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993; 8: 151–61.

\* De acordo com a norma Unicamp/FOP, baseada na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

Begg T, Geerts GAVM, gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24: 663-671.

Bernardes, S. R.; Araújo, C. A.; Neves, F. D. Análise de tensões em implantes dentários utilizando a técnica fotoelástica. III CONEM, 2004. III Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, 2004 apresentado em Belém. 1 CD-ROM.

Bernardes SR, Araújo CA, Fernandes Neto AJ, Simamoto Júnior P, Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24:781-789.

Binon,P.P.Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:76-95.

Block CM, Tillmanns HW, Meffert RM. Histologic evaluation of the LaminOss osteocompressive dental screw: a pilot study. *Compend Contin Educ Dent.* 1997;18:676-85;

Bozkaya D, Muflu S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomechanics.* 2005;38(1): 87-97.

Brodsky JF, Caputo AA, Furstman LL. Root tipping: a photoelastic-histopathologic correlation. *Am J Orthodontic.* 1975;67(1):1-10.

Bumgardner JD, Boring G, Cooper RC Jr, Gao C, Givaruangsawat S, Gilbert JA, et al. Preliminary evaluation of a new dental implant design in canine models. *Implant Dent.* 2000;9(3):252-60.

Butkevica- Zvaigzne, A.; Nathanson, D.; Pober, R.; Jacobson, Z. Residual torques of implant screws after cyclic loading in vitro. Boston University, MA. USA.2003.

Campos Jr A, Passanezi E, Nahás D, Janson WA. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte I. Campo de aplicação. Estomatologia e Cultura.1986;16(1):20-25.

Cariello MP. Análise fotoelástica das tensões induzidas por estruturas de prótese sobre implantes fabricadas pelas técnicas monobloco, soldagem de borda e método CAD/CAM. [Dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP;2007.

Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T. Removal torques for polished and rough titanium implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1988;3(1):21-4.

Catálogo Neodent 2013. Disponível em : [www.neodent.com.br](http://www.neodent.com.br)

Çehreli MC, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. Clin Oral Implants Res. 2004; 15(2): 249-57.

Çehreli MC, İplikcioglu H. *In vitro* strain gauge analysis of axial and off axial loading on implant supported fixed partial dentures. Implant Dent. 2002; 11(3): 286-92.

Cidade CPV. Análise Fotoelástica do conceito all-on-four usando implantes angulados convencionais com e sem cantilever na maxila. [Dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/ FOP; 2012.

Clelland NL, Gilat A, McGlumphy A, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. International Journal of Oral Maxillofacial Implants.1993;8(5): 541-8.

Costa CES. Avaliação comparativa fotoelástica de diferentes desenhos de implantes submetidos à carga de compressão. Implant News, 2007; (4): 377-382.

Dally JW, Riley WF. Experimental stress analysis. 2 ed. Tokyo: McGrawHill Kogakusha Ltda; 1978.

Damaceno ARD. Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros. [Dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.

De Carvalho BCF. Análise fotoelástica da distribuição de tensões geradas por carregamento em coroas unitárias suportadas por implantes curto e longo. [Tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2013.

Elias CN; Mattos FR. Tratamentos das superfícies dos implantes para melhorar a quantidade e a osseointegração. In: OSSEOINTEGRAÇÃO 20 ANOS DA EXPERIÊNCIA BRASILEIRA, 2009, São Paulo. Visão Contemporânea da implantodontia. São Paulo: Quintessence, 2009: p.1-9.

Figueiredo EVP. Análise Fotoelástica da influência do carregamento e do comprimento na distribuição de tensão em dois sistemas de implantes dentários. [Dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2012.

Freitas-Junior AC, Rocha EP, Assunção WG, Santos PH. Bioengenharia aplicada à odontologia: método dos elementos finitos versus fotoelasticidade. ImplantNews.2007; 4 (5):469-76.

Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2001; 85:585-98.

Glickman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JH. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. J Periodontol. 1970; 41(1):30-5.

Goiato MC, Pesqueira AA, Falcón-Antenucci RM, Santos DM, Haddad MF, Bannwart LC, Moreno A. Stress distribution in implant-supported prosthesis with external and internal implant-abutment connections. *Acta Odontol Scand.* 2012; 10:1–6.

Granato R et al. Tendências atuais para aprimorar o processo de osseointegração. *Innovations Implant Journal – Biomaterials and Esthetics.* São Paulo, p. 20-26, mai/ago 2008.

Guichet et al. Passivity off it and marginal opening in screw- or cemented-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;15:239-249.

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):209-14.

Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Survival of 1,920 IMZ implants followed for up to 100 months. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(5):581-8.

Hansson S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. *Clin Oral Implant Res* 2003;14:286-93.

Helldèn LB, Dérand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13:190-196.

Huang HL. Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007; 22(4):551-562.

Ivanoff CJ, Gröndahl K, Sennerby L, Bergström C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(2):173-80.

Jemt,T.; Lehholm, U.; Grondahl,K. 3 year follow up study of early single implant restorations and modum Branemark. *Int J Periodontics Restorative Dent*, v.10,p.341-349,1990.

Kohn DH. Overview of factors important in implant design. *J Oral Implantol*. 1992; 18(3): 204-19.

Ko CC, Kohn DH, Hollister SJ. Micromechanics of implant/tissue interfaces. *J Oral Implantol*. 1992;18(3):220-30.

Lehmann RB, Elias CN. Tensões em implantes cônicos com hexágono externo e com hexágono interno. *Rev. Dental Press Periodontia Implantol.*, Maringá, v.2,n.2,p.91-99, abr/maio/jun. 2008.

Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res*.1955; 34(6): 831-38.

Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Laganá DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed framework with marginal gaps over angled and parallel implants. *J Prosthodont*. 2007;16:117-122.

Meirelles, L. A., Análise fotoelástica da distribuição de tensões em implantes cilíndricos rosqueados com hexágono externo e interno [Dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.

Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. 2nd ed. St. Louis: Mosby; 2000.

Misch CE. *Prótese sobre Implantes*. São Paulo: Santos; 2006.

Misch CE, Bidez MW, Sharawy M. A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case report. J Periodontol. 2001 Sep;72(9):1276-86.

Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. J Oral Maxillofac Surg. 1999;57(6):700-8.

Misch CE. Contemporary Implant Dentistry. 2nd ed. St. Louis: Mosby; 1999.

Misch et al. Base científica para o desenho do implante dental. In: Misch, C.E. Implantes dentários contemporâneos. 3ª ed. São Paulo: ELSEVIER p.209-216, 2008.

Noonan MA. The use of photoelasticity in a study of cavity preparation. J Dent Child. 1949; 16 (4): 24-8.

Noort VR. Review titanium: the implant material of today. Journal of Materials Science. 1987: (22) : 3801-3811.

Norton MR. An *in vitro* evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. Clinical Oral Implants Research. 1997: (8): 290-298.

NortonMR. Marginal bone levels at single tooth implants with a conical fixture desing for fixed partial prostheses. A preliminary report. Clin. Oral Impl. Res. 1998;9:91-99.

Odo CH. Análise Fotoelástica da distribuição de tensões ao redor de implantes hexágono externo e cone morse em diferentes sistemas de carga imediata. [Tese]. Piracicaba: UNICAMP/ FOP;2013.

Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and implant success in the Brånemark system. *Clin Oral Impl Res.* 1992; 3:104–111.

Rangert B, Krogh PHJ, Langer B, Van Roekel N. Bending Overload and Implant Fracture: A Retrospective Clinical Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10:326–334.

Richter EJ, Jovanovic SA, Spiekermann H. Rein implantatgetragene Brücken – eine alternative zur verbundbrücke? *Zeitschrift für Zahnärztliche Implantologie.* 1990;6:137-44.

Schnitman PA, Rubenstein JE, Woehrlé PS, DaSilva JD, Koch GG. Implants for partial edentulism. *Int J Oral Implantol.* 1988;52(12):725-36.

Siegele D, Soltész U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. 1989 Apr (333-340).

Simamoto Junior PC, Novais VR, Nóbilo MAA, Barbosa AS, Soares CJ, Neves FD. Influência de tipo de soldagem na qualidade da adaptação de infraestrutura protética: análise por microscopia eletrônica de varredura. *Arquivos em Odontologia.* 2008; 44(1): 23-9.

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):306-17.

Sykaras N. Implants materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2000; 15(5):675-690.

Taylor TD, Agar JR. "Twenty years of progress in implant prosthodontics." *Journal of Prosthetic Dentistry*.2002; 88:793.

Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Laganá DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Braz Oral Res*. 2004;18(1):45-52.

Valen M, Locante WM. LaminOss immediate-load implants: I. Introducing osteocompression in dentistry. *J Oral Implantol*. 2000;26(3):177-84.

Weinstein AM. Stress analysis of porous rooted dental implants. *Journal of Dental Research*. 1976: 55(5):772-777.

Wennerberg A, Albrektsson T, Anderson B. Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems. *Int. J. Oral & Maxillofac. Surg*.1993: 8(6): 622-33.

White SN, Caputo AA, Anderkist T. Effect of cantilever length on the stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent*. 1994; 71: 493-9.

Wiskot HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res*. 1999;10(6):429-44.

Zacarias Filho RP. Análise Fotoelástica de distribuição de tensões em implantes paralelos e em protocolo tipo all-on-four. [Dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2010.

Zinsli B. et al. Clinical evaluation of small-diameter ITI implants: a prospective study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, v.19,n 01, p.92-99, Jan/Fev. 2004

## APÊNDICE

Materiais utilizados para os experimentos laboratoriais:

- 12 Matrizes de acrílico retangular, com dimensões de altura, comprimento e espessura de 40 X 50 X 15mm;
- 01 Cilindro calcinável do munhão universal®:
  - Tamanho (3,3 x 4mm);
  - Referência: 118.181;
  - Lote: 800063512.
- 12 Análogos do munhão universal®:
  - Tamanho (3,3 X 4mm);
  - Referência: 101.038;
  - Lote: 800066719.
- 12 Transferentes do munhão universal®:
  - Tamanho (3,3 X 4 mm);
  - Referência: 108.042;
  - Lote: 800081713.
- 12 Munhões universais Cone Morse®:
  - Tamanho (3,3 X 4 X 3,5 mm);
  - Referência: 114.079;
  - Lote: 800083283.
- 04 Implantes Neodent Alvim Cone Morse®:
  - Tamanho (3,5 X 13mm);
  - Referência: 109.621;
  - Lote: 800073090.
- 04 Implantes Neodent Drive Cone Morse®:
  - Tamanho (3,5 x 13mm);
  - Referência: 109.683;

- Lote: 800069206.
  
- 04 Implantes Neodent Titamax Ex Cone Morse®:
  - Tamanho (3,5 x 13mm);
  - Referência: 109.663;
  - Lote: 800081945.
  
- 01 Coroa protética fabricada em laboratório com liga de cromo-cobalto pela técnica convencional com características de um pré-molar superior;
  
- 02 Kg de Borracha Silicone ASB-10 Azul e Catalisador Polipox® Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil:
  - Código: 151150GH;
  - Lote: 0190984;
  - Fabricação: 22/09/13;
  - Validade: 01 ano.
  
- 01 Kit de Resina Flexível GIV e Endurecedor Polipox® Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil:
  - Código: 120510FG;
  - Lote: 050273;
  - Fabricação: 16/09/13;
  - Validade: 01 ano.



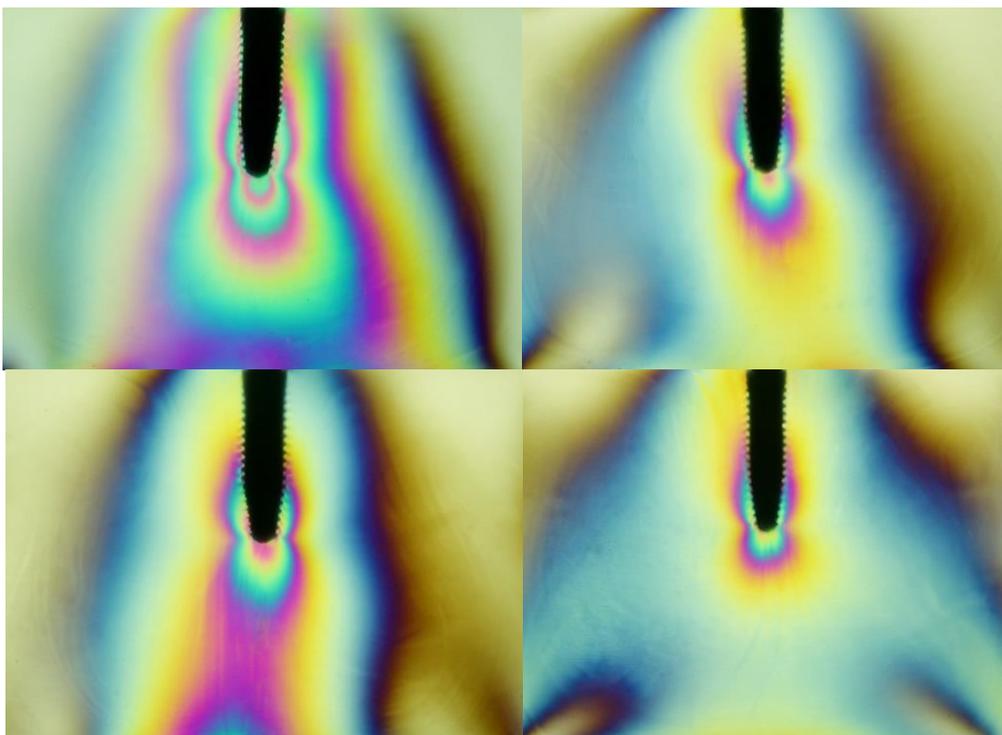
Corpo de prova do implante Alvim Cone Morse®.



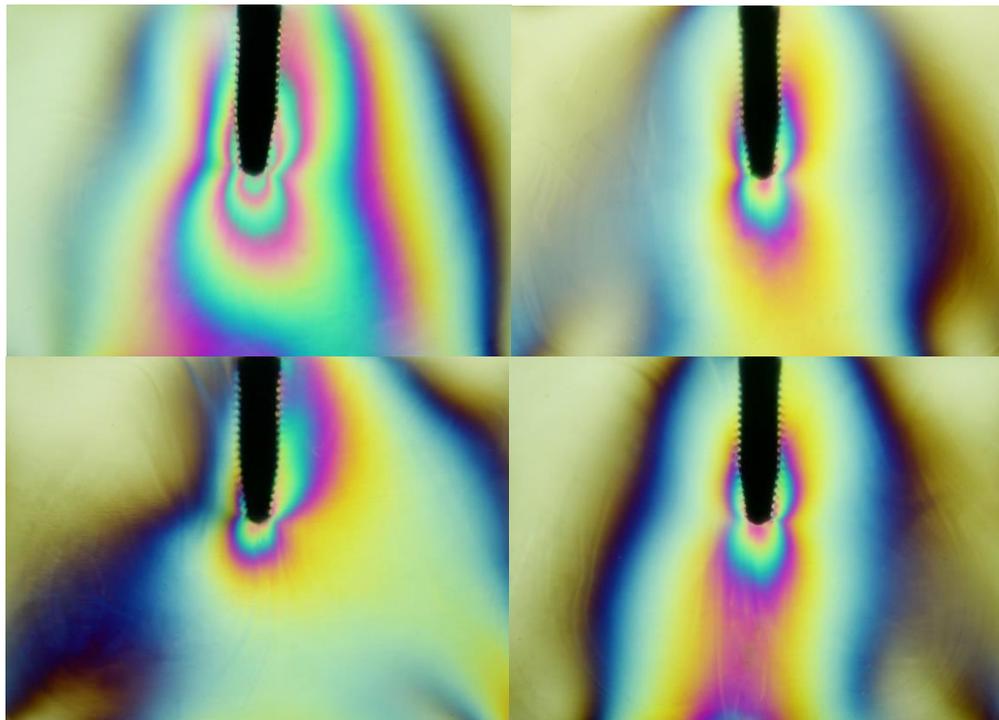
Corpo de prova do implante Drive Cone Morse®.



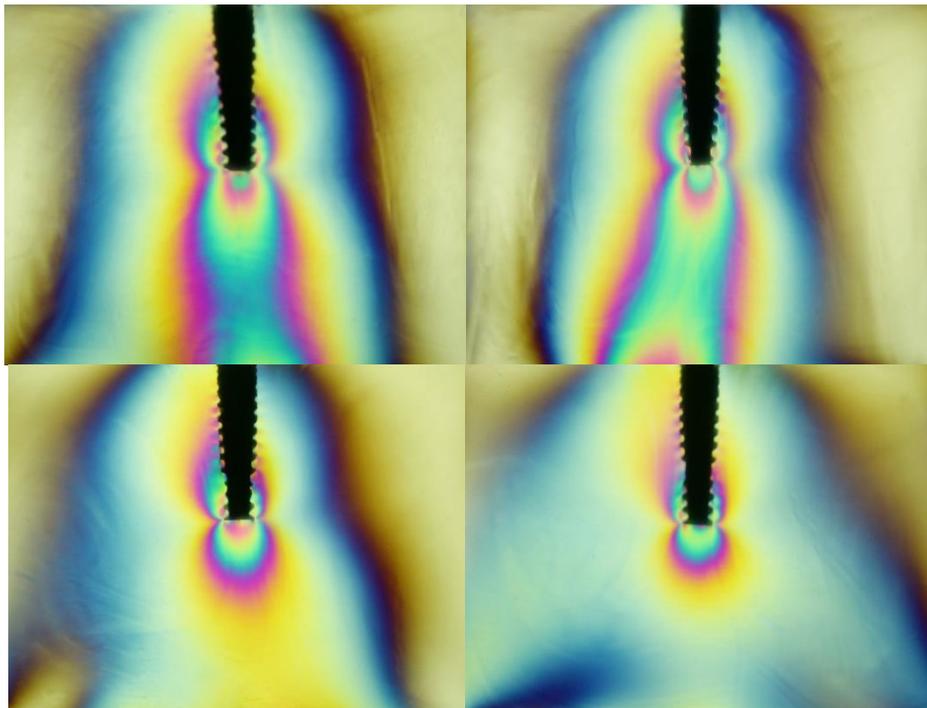
Corpo de prova do implante Titamax Ex Cone Morse.



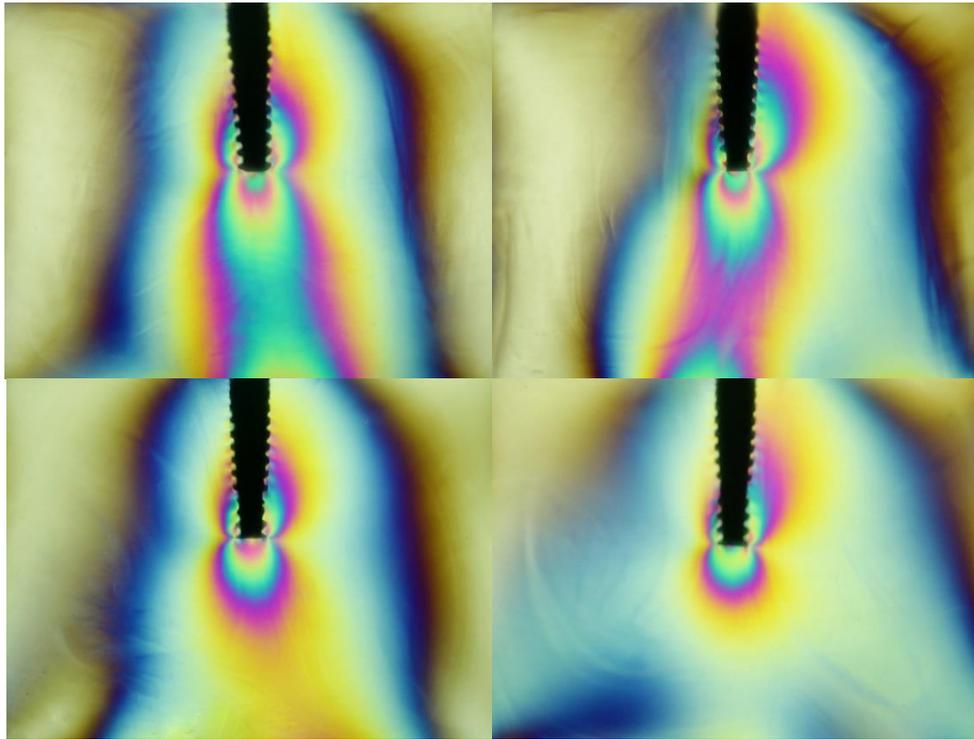
Imagens dos corpos de prova dos implantes do sistema Alvim Cone Morse® submetidos ao teste de carregamento axial.



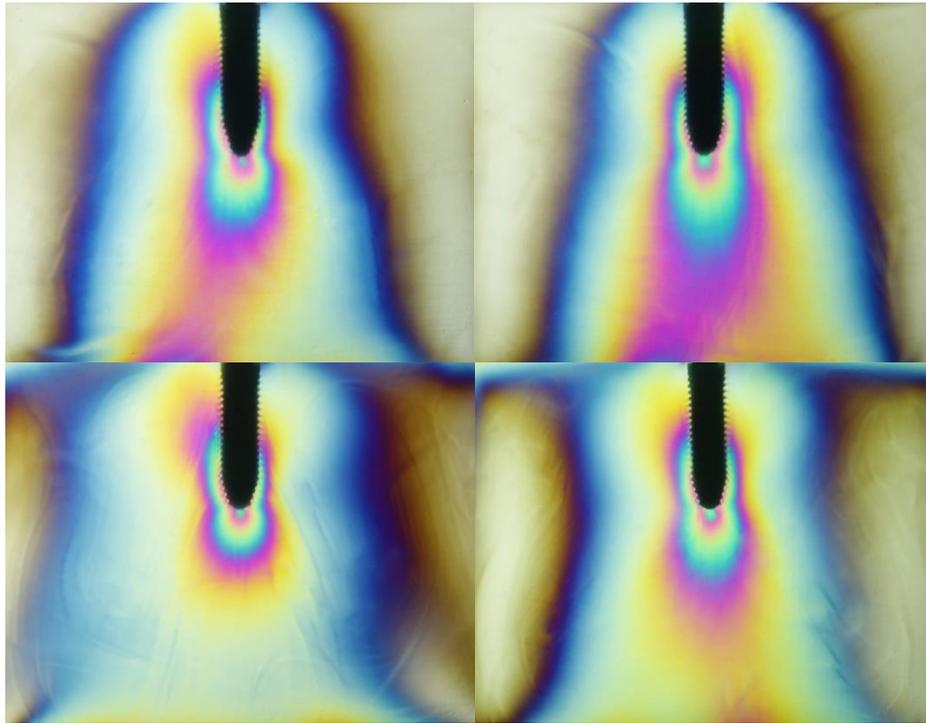
Imagens dos corpos de prova dos implantes do sistema Alvim Cone Morse® submetidos ao teste de carregamento não-axial.



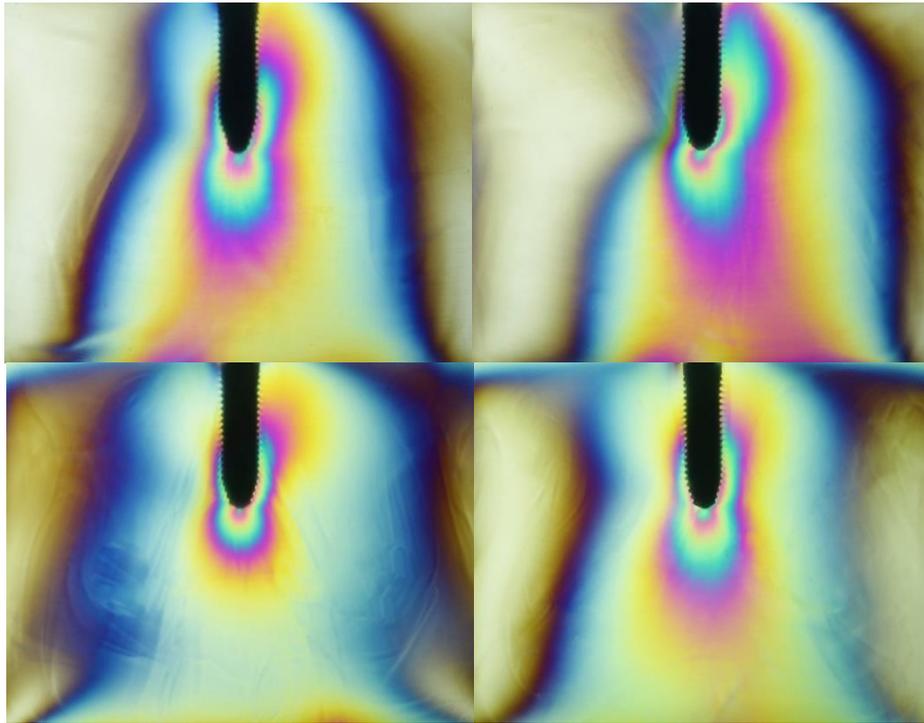
Imagens dos corpos de prova dos implantes Drive Cone Morse® submetidos ao teste de carregamento axial.



Imagens dos corpos de prova dos implantes Drive Cone Morse® submetidos ao teste de carregamento não-axial.

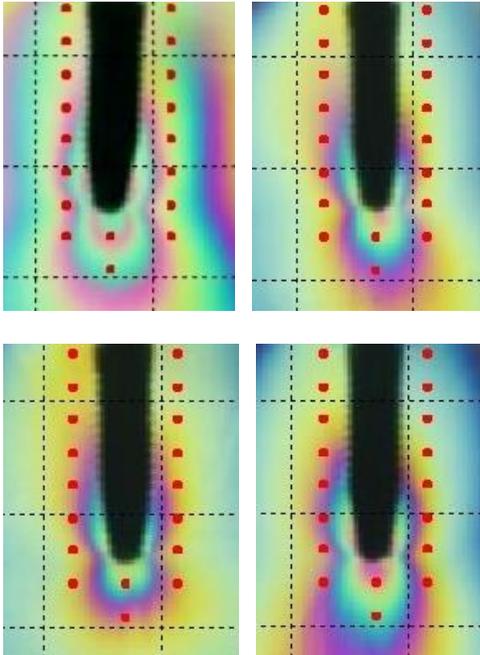


Imagens dos corpos de prova dos implantes Titamax Ex Cone Morse® submetidos ao teste de carregamento axial.

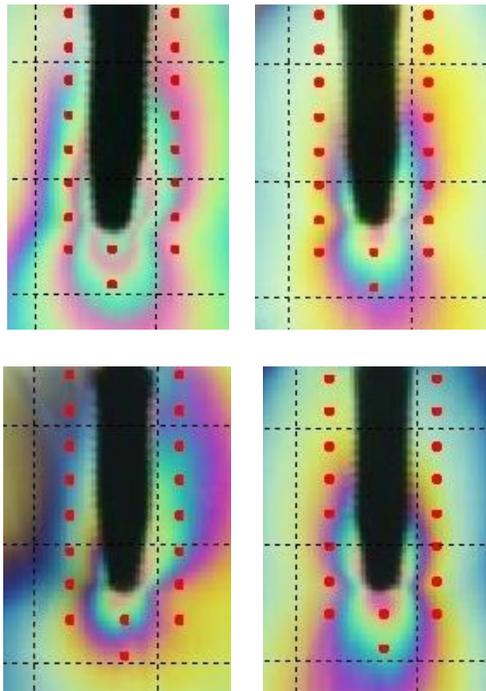


Imagens dos corpos de prova dos implantes Titamax Ex Cone Morse® submetidos ao teste de carregamento não-axial.

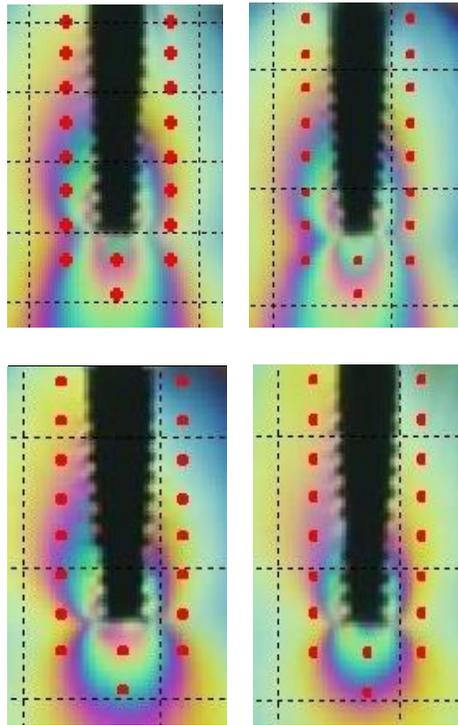
**Imagens obtidas do Programa Fringes®:**



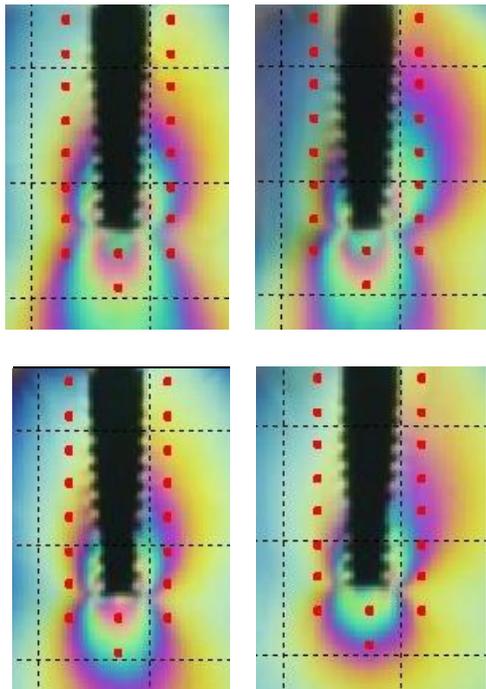
Pontos de análise para o carregamento axial dos implantes Alvim Cone Morse®.



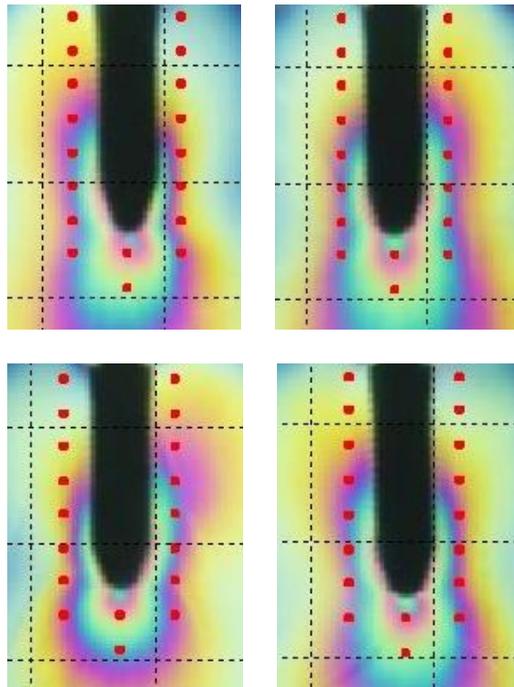
Pontos de análise para o carregamento não-axial dos implantes Alvim Cone Morse®.



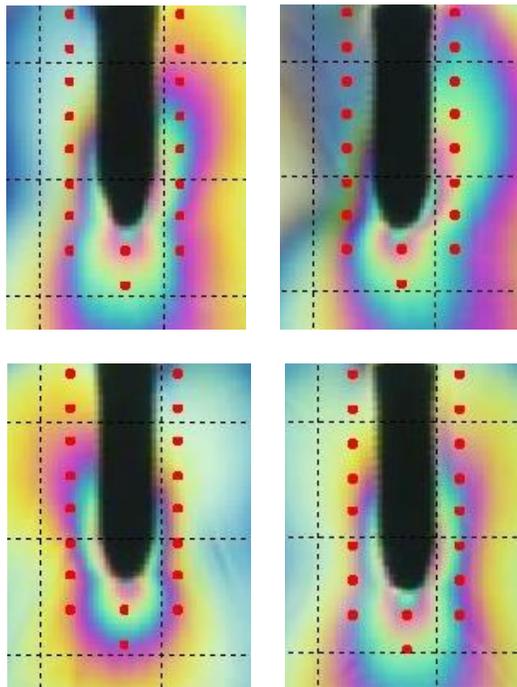
Pontos de análise para o carregamento axial dos implantes Drive Cone Morse®.



Pontos de análise para o carregamento não-axial dos implantes Drive Cone Morse®.



Pontos de análise para o carregamento axial dos implantes Titamax Ex Cone Morse®.



Pontos de análise para o carregamento não-axial dos implantes Titamax Ex Cone Morse®.