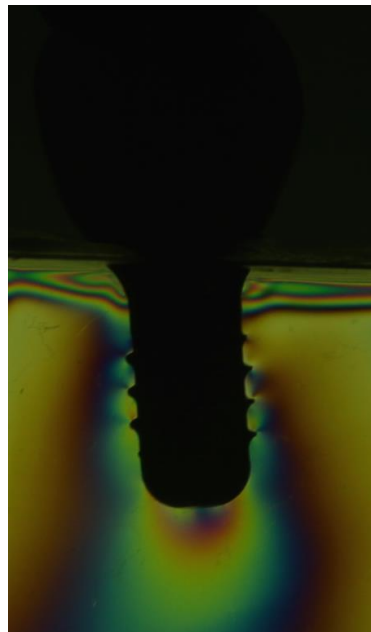


Dayana Mara do Nascimento

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DE PRÓTESE SOBRE IMPLANTE EM
CARGA AXIAL**



**Faculdade de Odontologia
Universidade Federal de Minas Gerais
Belo Horizonte
2015**

Dayana Mara do Nascimento

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DE PRÓTESE SOBRE IMPLANTE EM
CARGA AXIAL**

Monografia apresentada ao Colegiado do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do grau de Especialista em Odontologia – área de concentração em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Wellington Márcio dos Santos Rocha

**Faculdade de Odontologia
Universidade Federal de Minas Gerais
Belo Horizonte
2015**

FICHA CATALOGRÁFICA

N244a 2015 MP	Nascimento, Dayana Mara do Análise fotoelástica de prótese sobre implante em carga axial / Dayana Mara do Nascimento. – 2015. 47f. : il.
	Orientador: Wellington Márcio dos Santos Rocha
Minas	Monografia (Especialização) – Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Odontologia.
	1. Implantes dentários. 2. Prótese dentária fixada por implante. I. Rocha, Wellington Márcio dos Santos. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Faculdade de Odontologia. III. Título.

DEDICATÓRIA

À Deus

Àquele que me presenteou com o bem mais precioso que poderíamos receber um dia, a vida, e com ela a capacidade para pensar, amar e lutar pela conquista dos meus ideais. Por me conceder saúde, força, perseverança e esperança nessa minha longa caminhada em busca do que antes era um sonho e agora se torna realidade.

Aos meus pais, Adão e Leda

Por me possibilitarem ir mais longe, além do que parecia ser o limite. Por me darem asas para voar, forças para ultrapassar as barreiras e descobrir que se pode chegar ao horizonte. Sempre haverá um lugar mais distante, além do que os olhos podem ver e a mente pode imaginar. Vocês são o meu orgulho, meu exemplo de caráter, dignidade, humildade e perseverança. Eis aqui uma parte do resultado deste amor incondicional.

À minha irmã, Débora, e ao meu sobrinho, Gabriel

Não há nada mais precioso do que a presença familiar na construção do ser humano. Vocês acompanham todos os meus passos, torcendo e vibrando com as minhas conquistas. São a minha certeza de que sempre haverá alguém verdadeiramente meu. Que os nossos sentimentos de união, amor e fraternidade sejam eternos.

Ao meu namorado e companheiro, André

Pelo amor, alegria, carinho e companhia. Por estar sempre ao meu lado nesses sete anos de convivência. Por me incentivar na luta pelos meus ideais. Enfim, obrigada pela paciência e compreensão pelos momentos em que me ausentei para concluir este trabalho, e pela ajuda na formatação desse trabalho!

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Professor Dr. Wellington Rocha, quando simplesmente deveria ser professor, foi mestre, transmitiu-me seus conhecimentos e experiências. E que, quando mestre, foi amigo, me apoiando, compreendendo, inspirando, provocando e incentivando-me a trilhar outros caminhos. E no meu coração guardo a gratidão, o respeito e a saudade. Meu muito obrigada!

Aos Professores Dr. Lanza, Dr. Rômulo e Dr. Daniel, pelo aprendizado transmitido, aperfeiçoamento e crescimento profissional.

Ao José Carlos, pela boa vontade, pela organização dos materiais e pela dedicação de cada dia.

À minha amiga e dupla Karina, pela amizade, companheirismo, ajuda, tratamento ortodôntico e alegrias compartilhadas.

Aos meus colegas de classe, pela troca de experiências.

À Adriana Martins, pela ajuda no desenvolvimento e conclusão desse trabalho.

*“Não importa o que você seja, quem você seja
ou que deseje na vida.*

*A ousadia em ser diferente reflete na sua personalidade,
no seu caráter, naquilo que você é.*

E é assim que as pessoas lembrarão de você um dia.”

Ayrton Senna

RESUMO

NASCIMENTO, D. M. *Análise fotoelástica de prótese sobre implante em carga axial*. 2015. 47 f. Monografia (Especialização em Odontologia, Prótese Dentária) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2015.

Objetivo: O objetivo deste estudo foi avaliar, por meio da fotoelasticidade, as tensões geradas no osso alveolar, na presença de prótese implanto-suportada com diferentes coberturas utilizando coroa total de resina acrílica, metálica, metalocerâmica e porcelana pura, na região de molar sob carga axial de 150 N.

Metodologia: Foi realizada análise experimental por meio da Fotoelasticidade Bidimensional. O ensaio fotoelástico compreendeu escolha da resina fotoelástica, obtenção do modelo mestre, fabricação do modelo fotoelástico, calibração do material fotoelástico, captura da imagem digital e análise do campo global de distribuição das tensões.

Resultados: Na coroa em resina acrílica, sob carga de 150N, houve franja de ordem 1 no terço apical por mesial e distal no terço médio, e na região de ápice ocorreu início de franja de ordem 3; Coroa total metálica mesma tendência de franjas que a resina acrílica, porém menos intensa; Coroa metalocerâmica em carga de 150N, na região de terço médio houve franja de ordem 2; Coroa em porcelana pura toda extensão mesial do implante manteve-se pela ordem de franja 1.

Conclusão: Coroas em acrílico e metálica demandaram maior intensidade de carga para que as tensões se deslocassem para a região de crista óssea; Coroas metalocerâmicas se comportaram de forma semelhante às coroas em porcelana pura, no que tange a distribuição das tensões; Coroas metalocerâmicas apresentaram áreas mais solicitadas do ponto de vista biomecânico tanto na região de crista óssea, como na região de terço médio, ao se levar em conta todos os outros materiais.

Palavras-chave: Implantes dentários, Fotoelasticidade, Tensão, Prótese fixa implanto suportada.

ABSTRACT

NASCIMENTO, D. M. Photoelastic analysis of prosthesis on implant in axial load. 2015. 47 f. Monograph (Specialization in Dentistry, Prosthodontics) - School of Dentistry, Federal University of Minas Gerais, Belo Horizonte, 2015.

Objective: The aim of this study was to evaluate, using photoelasticity, the tensions generated in the alveolar bone in the presence of implant-supported prosthesis with different toppings using crown full of acrylic resin, metal, metal ceramic and pure porcelain, in the region of molar load axial 150N.

Methods: We performed experimental analysis by photoelasticity dimensional. The photoelastic test comprised choice of photoelastic resin, obtaining a master model, production of the photoelastic model, calibration of photoelastic material, digital image capture and analysis of the global field of distribution of stresses.

Results: In the crown in acrylic resin, under 150N load, there were fringe order 1 in the apical third by mesial and distal in the middle third, and the apex region occurred early order fringe 3; Full metal crown fringed same trend that the acrylic resin, but less intense; PFM crown in 150N load in the middle third of the region were fringe order 2; Pure porcelain crown on all mesial extension of the implant remained the fringe order first.

Conclusion: Crowns acrylic and metallic demanded greater load intensity to the tensions from traveling to the bone crest region; Metal-ceramic crowns behaved similarly to pure porcelain crowns, regarding the distribution of voltages; Metal-ceramic crowns showed most requested areas of the biomechanical point of view both in the area of bone crest, as in the middle third region, if we take into account all other materials.

Keywords: Dental implants, photoelasticity, Stress, implant supported fixed prosthesi

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	09
2 OBJETIVO.....	12
3 REVISÃO DE LITERATURA.....	13
3.1 Tipos de materiais restauradores.....	23
3.2 Fotoelasticidade.....	25
3.2.1 Luz Polarizada.....	26
3.2.2 Franjas.....	26
3.2.3 Polariscópio	26
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	28
4.1 Preparo do modelo.....	28
4.2 Obtenção do disco fotoelástico.....	32
4.3 Confeção das próteses.....	32
4.4 Confeção do modelo antagonista.....	33
4.5 Ensaio fotoelástico.....	34
5 RESULTADOS.....	36
6 DISCUSSÃO.....	39
7 CONCLUSÕES.....	42
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	43

1. INTRODUÇÃO

No início dos anos 60, Branemark investigando a microcirculação sanguínea em tíbias de coelho com ajuda de uma câmara de observação em titânio, percebeu que o metal e o osso se integravam perfeitamente, sem haver rejeição. Tornando-se mais tarde uma base segura, modificada e otimizada para receber próteses fixas de longa duração em maxila e mandíbula para aplicação humana. Desde então, a implantodontia tem sido a maior revolução na odontologia nos últimos tempos.

Implantes dentários são utilizados para a reabilitação de pacientes parcialmente ou totalmente desdentados. A força mastigatória que é exercida sobre a prótese, transferida ao implante e ao osso é fundamental para a longevidade dos implantes de maneira saudável na estrutura de suporte.

A magnitude, a forma e a direção da força e o mecanismo de sua transferência através dos implantes são de fundamental importância para não prejudicar o osso que está ao seu redor. Sua permanência como suporte protético, a longo prazo, é determinada por vários fatores, tais como: quantidade e qualidade óssea, desenho do implante e seu tratamento de superfície, técnicas cirúrgica e protética, escolha da estrutura e componentes protéticos e o tipo de revestimento estético, os quais podem interferir na distribuição das forças mastigatórias (SCHNITMAN et al., 1997; DUYCK et al., 2000; SAHIN; ÇEHRELI, 2001; VAN STEENBERGHE et al., 2004; SMET et al., 2007).

Os implantes de titânio são amplamente utilizados na reabilitação oral devido às vantagens oferecidas por suas propriedades mecânicas e excelente ancoragem óssea, conhecida como osseointegração, considerada essencial para a terapia com implantes (MERZ et al 2000; CIBIRKA et al., 2001; ATTARD; ZARB, 2004).

Alternativas para minimizar as forças transmitidas para o osso alveolar vêm sendo estudadas, entre elas, variações na disposição dos implantes, na sua forma e tamanho, na forma das próteses, nos requisitos oclusais, nos componentes protéticos e nos materiais das próteses sobre implantes (SKALAK, 1983; PAPAVASILIOU et al., 1996; BRUNSKI, 1999; SPIEKERMANN, 2001).

O material de recobrimento externo da prótese fixa é outro componente a ser considerado em relação à transmissão de forças ao tecido ósseo. As pesquisas mostram diferentes comportamentos entre os vários materiais de recobrimento

estético, como a resina acrílica, resina composta com suas variáveis e a cerâmica (CONSERVA et al., 2009; MERIC et al., 2011). A cerâmica é amplamente empregada para revestir as próteses fixas suportadas por implantes, devido às suas características, uma das quais relaciona-se ao alto módulo de elasticidade, que, por isso, dificulta a absorção do impacto da força mastigatória, portanto transmitindo-as diretamente para a estrutura metálica, implante ou osso circunvizinho sem amortecimento das estruturas (DAVIS et al., 1988; ÇIFTÇİN; CANAY, 2000; ÇIFTÇİN; CANAY, 2001; CONSERVA et al., 2009). Porém, não existe consenso na literatura quanto ao melhor planejamento protético para reabilitação sobre implantes, a fim de minimizar as tensões geradas na interface osso-implante, aumentando assim a previsibilidade e o sucesso em longo prazo.

Para suprir a carência e a dificuldade de se obter informações sobre sistemas de próteses simplificados, muitos estudos utilizaram informações e dados extraídos de modelos experimentais, analíticos e computacionais (CELIK; ULUDAG, 2007; VAN DE VELDE et al., 2007; MAEDA et al., 2007) podendo os mesmos orientar novas pesquisas e estudos clínicos, antecipando desvantagens e racionalizando o tempo clínico. Atualmente, entre as técnicas experimentais mais empregadas para o estudo do comportamento de tensões na implantodontia, a técnica da fotoelasticidade apresenta-se como meio adequado de análise em corpos de geometria complexa, como a mandíbula humana e sua interação com suas respectivas próteses (ÇEHRELI et al., 2004; LAGANÁ et al., 2004; LAGANÁ et al., 2007; MARKARIAN et al., 2007).

O modelo fotoelástico é uma massa plástica homogênea diferente do osso humano que é constituído de osso cortical e osso esponjoso. Sendo assim, a magnitude do stress do osso real pode ser diferente do modelo fotoelástico, contudo a localização e padrão geral de stress são semelhantes. Esta técnica propicia uma visão bidimensional, dando informação relativa da magnitude e concentração de stress (INAN; KESIN, 1999).

A fotoelasticidade consiste na parte da ótica que investiga a distribuição de tensões em corpos transparentes com a ajuda de luz polarizada. Surge um sistema de bandas de cor claro e escuro (quando se utiliza luz de uma só cor), a partir de cuja disposição se deduz o tamanho e distribuição das tensões em cada um dos pontos do corpo.

No ensaio de materiais investigam-se modelos transparentes, feitos de resina sintética, com a ajuda de processos de fotoelasticidade, para a determinação das cargas que aparecem na prática.

A técnica da fotoelasticidade tem sido utilizada nas mais diferentes áreas da engenharia, estudando a distribuição de esforços. Em consequência do baixo custo, associado à facilidade técnica de execução dos testes e compreensão dos resultados, seu emprego em odontologia tem sido cada vez maior.

2. OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi avaliar, por meio da fotoelasticidade, as tensões geradas no osso alveolar, na presença de prótese implanto-suportada com diferentes coberturas utilizando coroa total de resina acrílica, metálica, metalocerâmica e porcelana pura, na região de molar sob carga axial de 150 N.

3. REVISÃO DE LITERATURA

Acredita-se que o tipo de material utilizado para construção das próteses implanto-suportadas pode resultar em um “efeito atenuante” na interface osso-implante (CIBIRKA *et al.* 1992).

Cibirka *et al.* (1992) pensando na longevidade do tratamento com implantes analisaram o efeito de forças axiais transmitidas para o osso na interface osso-implante por meio de próteses, com o intuito de descobrir qual o melhor material para confeccionar coroas que amortecem e não transmitam cargas excessivas para o osso. Foi instalado um implante Branemarck 3,75 mm por 15 mm, em uma mandíbula de cadáver humano anteriormente ao forame mentoniano. E confeccionado próteses de três diferentes tipos: ouro, cerâmica e resina. Sobre estas, quando adaptadas ao implante, foi aplicado força axial através de uma máquina universal de ensaios Instron. O resultado não obteve diferença significativa, pois, forças oclusais são transferidas diretamente para o osso através do implante osseointegrado e isso não ocorreu no modelo experimental que, por não ser osseointegrado não se pode presumir que desenvolveu a aposição íntima com o osso quando aplicadas as forças. Entretanto, no experimento, a simulação ilustrou diferença na absorção da força entre os três tipos de prótese e concluíram que há necessidade de uma compreensão melhor da interação entre prótese, implante e osso.

Hobkirk e Psarros (1992) investigaram a hipótese de que superfícies oclusais em porcelana ou resina acrílica estão associadas a diferentes picos de forças mastigatórias quando empregado em restaurações implanto-suportadas. Reuniram um grupo de cinco indivíduos, todos os quais haviam utilizado com sucesso uma prótese mandibular estabilizada por implantes Branemark osseointegrada por mais de 6 meses. Tinham uma maxila dentada ou era desdentado parcial que tinha sido restaurado com próteses fixas ou removível. As superestruturas foram de um desenho semelhante a uma prótese convencional implanto suportada composta de liga estudantil. Superestruturas incorporaram dois molares e um ou dois pré-molares para manter a área de superfície das mesas oclusais semelhantes de indivíduo para indivíduo. Os dentes foram retidos com resina acrílica termopolimerizada, e foram dispostas para proporcionar oclusão balanceada e articulada com a dentição

antagonista. As forças foram medidas através de um transdutor de força, confeccionado em chapa de aço de 2mm temperada com espaço que coubesse a arcada, dois medidores de tensão unidos às superfícies superior e inferior conectados a um gravador multicanal UV através de um amplificador eletrônico. Os participantes mastigaram de forma sequencial: cenouras frescas em cubos, castanha de caju e pão integral marrom em ambos os lados da boca simultaneamente. Quando haviam completado os ciclos de mastigação com os dentes de acrílico, eles então repetiam o processo com os dentes de porcelana. As médias dos picos das forças mastigatórias variaram consideravelmente de indivíduo para indivíduo; não foram detectadas diferenças nas taxas de carga associada com o uso de dentes de porcelana ou resina acrílica; diferentes picos de forças mastigatórias foram observados com diferentes gêneros alimentícios.

Ciftçi e Canay (2000) utilizaram o método de análise de elementos finitos tri-dimensional (FEA 3-D) para comparar distribuição de tensões em um segmento posterior mandibular em que próteses implanto-suportadas foram fabricadas usando diferentes tipos de materiais de revestimentos. Um modelo matemático 3-D, incluindo uma estrutura, pilares, implantes, interface implante osso e uma secção da mandíbula, foi construído representando a geometria anatômica da mandíbula. Implantes foram colocados na região do segundo pré-molar inferior e segundo molar inferior. Foram confeccionadas próteses fixas sobre implante de três elementos, sendo que a coroa do primeiro molar era suspensa. Os materiais de revestimento das coroas utilizados foram: liga de ouro tipo III, porcelana feldspática, resina polimetilmetacrilato (resina acrílica Biotone), resina composta modificada por vidro (Artglass) e resina composta microparticulada (Charisma). Três forças de diferentes inclinações foram analisadas: força de mordida horizontal (FH = 0 graus), força de mordida vertical (FV = 90 graus) e força de mordida oblíqua (Fo = 120 graus). No estudo, os pesquisadores aplicaram uma carga vertical de 500 N, uma carga horizontal de 42 N e uma carga oblíqua de 1000 N. A intensidade da tensão de compressão foi maior quando as cargas verticais e horizontais foram transferidas para as cristas superiores e inferiores do osso cortical encontrados na superfície lingual do implante instalado na região do segundo pré-molar. Os valores foram maiores para a liga de ouro e menores para o material de revestimento de resina acrílica. Os valores mais baixos foram também encontrados para resina composta e resina composta modificada por vidro. O tipo de material de revestimento é

importante para conduzir as tensões geradas por estática ou forças de impacto para a estrutura (PAPAVASILIOU *et al.*, 1996; MISCH, 1993; DAVIS; RIMROTT; ZARB, 1988). Uma vez que o módulo de elasticidade da resina composta (14,1 GPa) é maior do que a da resina composta modificada por vidro e resina acrílica, este material é resistente à fratura durante a mastigação e absorve a carga máxima. Por outro lado, a porcelana transfere quase todas as cargas para o osso por causa do seu maior módulo de elasticidade (70 GPa). Resina composta modificada por vidro e acrílica, com menor módulo de elasticidade (10 e 2,26 GPa, respectivamente), transferem a carga mínima para o osso e absorvem a carga. Resinas compostas modificadas por vidro representam uma tentativa de eliminar as desvantagens das resinas acrílicas e compostas, pois fornecem resistência ao desgaste semelhante ao esmalte dos dentes. Sílica ativa Inorgânica e micro partículas de bário, alumínio e silício de vidro (Ba-Al-Si de vidro) foram encontrados entre as partículas de vidro, que foram maiores no teor de matéria orgânica. Assim, resina composta modificada por vidro é mais resistente a fraturas. Os valores de tensão de compressão na face lingual do osso cortical em torno do segundo implante (2º molar) eram maiores do que os da mesma região do primeiro implante (2º pré-molar). Isso pode ser por causa da inclinação lingual de 10 graus do segundo implante resultante da angulação natural da mandíbula. As forças de impacto têm efeitos mais destrutivos sobre o osso que circunda os implantes e nas superestruturas. Distribuição de tensão é diretamente relacionado com o módulo de elasticidade do material de revestimento, ou seja, quanto mais duro for o material, mais o stress vai ser transmitido para o osso. Um material protético adequadamente selecionado irá minimizar forças em implantes e, conseqüentemente, no osso de suporte. É impossível encontrar todas as características desejáveis num único material de revestimento. Resina acrílica reduz a força de impacto, contudo, absorve água com facilidade, o que contribui para a descoloração. Porcelana tem um módulo mais elevado de elasticidade do que a resina acrílica, de modo que se for adicionado a um quadro, tal como em comparação com resina acrílica ou resina composta, mais estresse serão tomadas pela superestrutura (sob uma carga estática). A maior resistência ao desgaste pela porcelana pode contribuir para a sobrecarga prematura nos implantes ao longo do tempo. Além disso, características pessoais do paciente e movimentos parafuncionais, devem ser observadas. Quando a liga metálica foi utilizada, características semelhantes às de porcelana em termos de transferência

de carga para o implante e os seus arredores foram vistos, no entanto, é esteticamente inadequado. Em contraste, as resinas compostas ou resinas compostas modificadas por vidro permitem a formação de baixos níveis de stress no osso em torno do implante, e a qualidade estética é muito satisfatória. Os autores concluíram que: Para todos os materiais de revestimento, o estresse foi maior sob o carregamento horizontal e oblíqua e menor sob cargas verticais; Para todos os modelos, os valores de estresse mais extremos foram localizados dentro do colo do implante imediatamente abaixo da crista óssea; Tensões máximas de compressão foram vistos na face lingual do osso cortical, e esses valores estiveram muito perto de aproximar o máximo a força do osso; Os materiais resinosos são benéficos na redução das tensões sob diferentes condições de cargas; Resina acrílica ou resina composta modificada por vidro reduziu o estresse em 25% e 15%, respectivamente, quando comparado com espessuras equivalentes de porcelana ou de metal.

Ueda *et al.* (2004) compararam, através de análise fotoelástica, a dissipação de tensões em uma prótese fixa sobre implantes. Três implantes conexão, 10 mm x 3,75mm, foram fixados paralelos entre si com a dissipação de tensões na mesma prótese na existência do implante central angulado. Foram confeccionados dois modelos de resina fotoelástica e utilizaram um polariscópio para visualização das franjas isocromáticas que se formaram quando cargas axiais de 2 kg, 5 kg e 10 kg foram aplicadas em um mesmo ponto central da prótese. Verificou-se a indução de tensões (pré-tensões) nos modelos após o apertamento dos parafusos de retenção das próteses. As pré-tensões foram agravadas com a incidência de forças oclusais. Nos implantes paralelos, a dissipação de forças seguiu o longo eixo, enquanto no implante angulado houve menor quantidade de franjas, e as tensões estavam localizadas principalmente ao redor da região apical dos implantes laterais.

Eskitascioglu *et al.* (2004) examinaram o efeito de cargas oclusais sobre prótese fixa implanto-suportada e a distribuição de tensões sobre o tecido ósseo através da análise de elementos finitos tridimensional. O contato tripé em 1, 2 e 3 locais foi selecionado como padrão oclusal de carga. Confeccionaram um modelo de elementos finitos 3-D de uma secção do osso mandibular na região de segundo pré-molar. Foi utilizado um implante Straumann 4.1 de 10 mm. A estrutura da coroa protética foi confeccionada em cobalto-cromo e revestida por porcelana feldspática. Cargas verticais de 300N foram aplicadas nos seguintes locais: ponta de cúspide vestibular, fossa mesial e fossa distal. Os resultados encontrados foram tensões

concentradas no pescoço do implante devido à ligação rígida entre o implante e o osso. O módulo de elasticidade do osso cortical é maior do que no osso esponjoso, e por esta razão, o osso cortical é mais resistente à deformação. Uma consistente observação foi a concentração de tensão máxima na interface osso-implante ao nível de osso cortical. Carga vertical em dois ou três locais ocasionou em altas tensões sobre o quadro e a superfície oclusal da prótese fixa implanto-suportada e tensões baixas distribuídas sobre o osso. Carga vertical em um ponto específico produz tensões no osso cortical e no implante, enquanto tensões baixas, foram distribuídos para superfície oclusal e concluíram que isto pode influenciar a manutenção da osseointegração.

Sevimay *et al.* (2004) avaliaram a quantidade e a localização do estresse que ocorre em várias próteses implanto-suportadas sob forças funcionais e transferidos para o osso adjacente. Um modelo de elemento finito 3D de uma secção do osso mandibular com a falta de segundo pré-molar e suas superestruturas simulando osso tipo II foi utilizado. Implante Straumann 4.1 x 10 mm foi selecionado. Quatro diferentes tipos de materiais oclusais foram utilizados: IPS Empress 2, In-Ceram, Metalocerâmica com metal Co-Cr (PFBM), Metalocerâmica com metal nobre (Au-Pt-Pd) (PFNM). Uma força vertical de 300 N foi aplicada em seis pontos, na cúspide vestibular e fossas distais em oclusão cêntrica. Observaram que materiais mais rígidos ou flexíveis para a superestrutura de uma prótese implanto-suportada não teve qualquer efeito nas tensões e estresse sobre o osso ao redor do implante. No entanto, o abutment e estrutura, foram afetados pela rigidez do material. Coroa de porcelana IPS Empress 2 induziu valores mais elevados de estresse dentro de superfície oclusal do que os outros materiais de revestimento. In-Ceram e PFBM induziram valores de tensão maiores dentro de suas estruturas. Metalocerâmicas e In-Ceram transferiram menos stress ao pilar. Coroas de porcelana fundido com metal CO-Cr e In-Ceram induziram maiores valores de tensão quando comparadas as porcelanas fundida a metal nobre e coroas de porcelana IPS Empress 2. Baseados nos resultados, os autores concluíram que propriedades físicas e mecânicas, devem ser consideradas, além das propriedades estéticas e biológicas quando se está selecionando materiais restauradores. A seleção deve ser personalizada para cada caso individual, para uma melhor estética e performance. E devem ser mantido em mente, que as técnicas laboratoriais e propriedades de design de restaurações também são fatores determinantes em caso de sucesso final.

Markarin (2005) comparou, por análise fotoelástica e dinâmica, a transmissão de forças após a ação de cargas sobre próteses unitárias sobre implantes em função dos materiais protéticos. Confeccionou um modelo em resina fotoelástica contendo um implante hexágono interno de 3,75 x 11,5mm. Três tipos de próteses em materiais com rigidez decrescente foram elaboradas: Metálica liga cobre-alumínio (alta rigidez), resina composta (média rigidez) e prótese experimental com disco em EVA interposto (baixa rigidez). Foram aplicadas forças axiais de 100N. Para a análise dinâmica, realizou-se um modelamento físico de cada um dos três sistemas implante-prótese com modelos de Voigt, foi aplicado um pulso de força senoidal com duração de 0,25 segundos e intensidade máxima de 100N. Observou-se na análise fotoelástica que após a aplicação da força, surgiram tensões na região apical e cervical dos implantes, com intensidades e localização similares entre os três tipos de prótese. A análise dinâmica mostrou que a força de 100N aplicada na prótese é totalmente transmitida ao implante instantaneamente. Concluiu que os resultados das análises concordam entre si e mostram que não é possível amortecer as forças mastigatórias por meio dos materiais oclusais.

Torres (2008) avaliou, por meio de análise fotoelástica, o comportamento biomecânico de próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes cone morse com coroas isoladas ou unidas simulando a reabilitação de áreas posteriores com e sem a presença de elemento dental distal aos implantes, o recobrimento estético empregado nas restaurações protéticas foi a cerâmica ou resina. Um modelo fotoelástico foi confeccionado, simulando um espaço protético intercalado, com ausência do segundo pré-molar e primeiro molar. Quatro coroas foram confeccionadas: Coroas isoladas com recobrimento estético em resina e outra em porcelana; coroas unidas com recobrimento estético em resina e outra em porcelana. A análise fotoelástica qualitativa foi realizada sob diferentes condições de aplicação de carga na superfície oclusal das coroas: oclusal distribuída (1kgf), puntiforme simultânea (1kgf), puntiforme alternada no molar e no pré-molar (0,5kgf). Registros fotográficos foram obtidos de cada situação de interesse para análise de observação e comparação do padrão de distribuição das franjas isocromáticas em torno dos implantes. As restaurações metalocerâmicas resultaram em menor magnitude e concentração de tensões em torno dos implantes do que às restaurações metaloplásticas. A ausência de uma oclusão bem ajustada e

distribuída sobre as restaurações protéticas pode provocar sobrecarga nos implantes.

Kim *et al.* (2009) compararam o desempenho de diferentes próteses sobre implante quando recebiam forças axiais e momentos de flexão. Realizaram um estudo em três pacientes do sexo feminino e instalaram implantes Branemarck de 10 mm na mandíbula, na região de primeiro e segundo molar, sendo que uma paciente recebeu quatro implantes (dois de cada lado) e as outras pacientes receberam dois implantes do mesmo lado. Sobre os implantes foram confeccionadas uclas personalizadas e as próteses foram cimentadas com temp-bond. Próteses fixas unidas de três diferentes tipos: ouro, resina (tescera TM ATLTL) e porcelana foram confeccionadas, sendo grupo experimental a resina e grupo controle o ouro e a porcelana. Foram medidas cargas axiais e momentos de flexão, uma vez que, é comprovado que o implante pode resistir forças axiais muito bem, mas são vulneráveis a forças laterais (BARBIER e SCHEPERS, 1997), através de um medidor de tensão que transportava os valores da força de mordida de cada paciente para um conversor digital e para o computador. Com este estudo, concluíram que a resina não pode amortecer força de mordida, mas pode atrasar o tempo para atingir o pico de força devido sua baixa elasticidade. Segundo os autores, a prótese implante suportada confeccionada com resina Tescera TM ATLTM pode ser uma opção sem causar qualquer efeito nocivo para sucesso do implante, porque gerou momentos de flexão semelhante à porcelana e ouro, que foram utilizados com sucesso para próteses fixas sobre implante.

Compósito micro particulado, no caso a resina, não reduz a amplitude de força do impacto quando comparado com porcelana, mas o tempo para alcançar a amplitude máxima desta força é maior ao usar resina composta do que quando se utiliza porcelana. Esta propriedade pode ser uma vantagem, porque a taxa de carga (frequência de cursos de mascar) pode ser mais curta e a carga aplicada pode desaparecer antes de atingir o ponto de máxima amplitude da força (SOUMEIRE; DEJOU, 1999).

Enrico *et al.* (2009) realizaram um estudo *in vitro* para medir forças mastigatórias transmitidas através de coroas protéticas feitas de diferentes materiais. Utilizaram um robô capaz de reproduzir os movimentos mastigatórios mandibulares humanos e as forças exercidas durante a mastigação. O robô, que teve um implante instalado, foi capaz de gravar um arquivo das forças transmitidas para o osso peri-

implantar simulando o eixo mastigatório vertical, lateral e ântero-posterior. Os materiais que foram construídas as próteses eram resinas compostas de três diferentes marcas (Ivoclar Vivadent, Heraeus Kulzer e DEI Itália) e porcelana (Ivoclar Vivadent) sendo construída uma coroa de cada. Concluíram que, as resinas compostas, principalmente devido ao seu baixo módulo de elasticidade, são melhores para absorver o impacto de forças oclusais.

Menani (2009) por meio de análise fotoelástica avaliou o comportamento biomecânico de próteses parciais fixas cimentadas sobre implantes cone Morse (titamax CM 4.0 x 11 mm, Neodent) com coroas unidas ou isoladas, simulando a reabilitação de áreas posteriores, quando sobre as próteses foram aplicadas diferentes tipos de cargas estáticas. O material de recobrimento estético foi cerâmica ou resina. Foi confeccionado um modelo antagonista em resina acrílica e realizado o ajuste oclusal. Foram aplicadas cargas na superfície oclusal das coroas: oclusal distribuída (10kgf), puntiforme simultânea (10kgf) e puntiforme alternada no molar e no pré-molar (5kgf). De acordo com os resultados obtidos pode-se concluir que as restaurações cimentadas provocaram tensões no modelo fotoelástico mesmo quando da ausência de cargas oclusais. A ferulização das restaurações em cerâmica promoveu melhores distribuições das tensões isocromáticas em torno dos implantes. A presença do pilar distal com ponto de contato efetivo e ajustado nas restaurações modificou a distribuição das tensões isocromáticas, sendo que os estresses gerados pelas cargas oclusais foram também dissipados pelas réplicas dos dentes e transmitidos ao sistema fotoelástico. Ressalta-se a importância da obtenção de oclusão bem ajustada e equilibrada, para que haja adequada distribuição de forças aos implantes e osso de suporte, garantindo maior longevidade e previsibilidade de sucesso.

Ferreira (2010) avaliou as tensões geradas em prótese unitária sobre implante com diferentes tipos de materiais de superfície oclusal, por meio da análise fotoelástica. Confeccionaram quatro modelos padrões de uma hemimandíbula, em resina fotoelástica. O material de cobertura oclusal comparado foi a liga Ni-Cr, cerômero e a porcelana. Instalaram um implante hexágono externo em cada modelo de hemimandíbula, neodent 3,75 mm com plataforma 4.1 variando o comprimento de 9 mm e 13 mm, com inclinação diferente, reto e angulado, e divididos em quatro grupos. Para aplicação da força, foi confeccionado um dispositivo metálico de liga Ni-Cr, utilizado como antagonista e os contatos nas faces oclusais das duas

superfícies foram determinados em três pontos. Uma força de 100 N foi aplicada perpendicular à superfície oclusal das coroas. Utilizou-se uma máquina fotográfica acoplada a um polariscópio para observação das franjas no modelo fotoelástico e posterior análise. Foi observado em todos os modelos que os níveis maiores de tensão estavam localizados no ápice e na região cervical dos implantes. A variação de material de cobertura oclusal das próteses sobre implantes influencia na transmissão de tensão ao osso adjacente ao implante, sendo a superfície metálica a que apresentou a menor tensão. Não há um consenso na literatura sobre qual tipo de material de cobertura oclusal seria mais indicado para amenizar as transmissões de tensões. As próteses, quando instaladas sobre implantes angulados, geram maiores níveis de tensão ao osso. A diferença de comprimento dos implantes utilizados neste estudo não causou grandes diferenças de tensão no osso. A porcelana obteve índices de transmissão de tensão bastante semelhantes aos do cerômero. O autor concluiu que este tema ainda precisa de mais estudos, independente do método de análise. Não há uma padronização das metodologias utilizadas.

Sohn *et al.* (2011) com o intuito de avaliar e comparar a quantidade e distribuição dos valores médios de tensão sobre implantes no lado de trabalho e balanceio de próteses fixas implanto-suportadas mandibulares, utilizou um simulador de mascar combinado com medidor de tensão sob várias cargas dinâmicas. Um modelo de resina acrílica mandibular parcialmente desdentado e o antagonista foram fabricados com resina auto-polimerizável e dentes artificiais. Seis implantes foram instalados nas seguintes regiões direito e esquerdo da mandíbula: canino, segundo pré-molar e segundo molar. Próteses fixas unidas de cinco elementos implanto-suportadas parafusadas foram confeccionadas com estrutura de liga de ouro tipo III revestida com resina Tescera. A mesa oclusal foi projetada para ter três contatos oclusais na cúspide funcional, fossa central e crista marginal de cada dente. As forças nos implantes foram dependentes da localização de cada implante na arcada dentária e os implantes colocados na região posterior, obtiveram maior risco de sobrecarga. Somente a oclusão balanceada unilateral teve força de tensão mais notável sobre o lado de trabalho do que a oclusão bilateral equilibrada; as tensões em implantes sob carga dinâmica foram relacionadas com a posição dos implantes e o tipo de oclusão incluindo a inclinação da cúspide, a orientação da cabeça da mandíbula e a guia anterior.

Gomes (2013) avaliou o comportamento das tensões na estrutura de suporte Peri-implantar, decorrentes das cargas axiais atuantes sobre uma prótese fixa revestida em cerâmica, por meio do método fotoelástico. Foram confeccionadas três mandíbulas em resina fotoelástica, cada uma contendo cinco implantes hexágono externo de 3,75mm com comprimentos variáveis de 10mm, 13mm e 15mm, localizados entre os forames mentuais. Foi construída uma estrutura de prótese fixa em cobalto-cromo em cantilever bilateral de 15 mm, revestida por cerâmica. A porcelana possui como vantagem, a confecção de uma melhor individualização e preservação da anatomia das cúspides dos dentes, pois, com o uso, o desgaste é menor. As próteses fixas sobre implantes, revestidas em cerâmica, mostraram que quanto maior o comprimento do implante, as tensões são mais distribuídas ao longo do seu corpo e ápice, propagando-se pelas estruturas mandibulares. Os implantes localizados mais distalmente, próximos ao cantilever, apresentaram maiores tensões em relação aos demais.

Chang *et al.* (2013) investigaram as distribuições de tensões na coroa, abutnant, parafuso do pilar, implante e osso de suporte. Foram construídos oito modelos tridimensionais de elementos finitos contendo quatro tipos de implantes dentários de dois sistemas diferentes, Straumann e NobelBiocare, embutidos em duas qualidades ósseas diferentes (tipo II e IV). O implante, abutnant e o parafuso do pilar eram todos de liga de titânio e a coroa revestida com liga de ouro. A morfologia da coroa foi desenhada para imitar o segundo pré-molar superior. Foram aplicadas na mesa oclusal da coroa uma força axial de 100 N e uma força oblíqua de 30°C. A tensão máxima foi observada no abutnant do implante do sistema Straumann sob a força oblíqua. Com aplicação da carga axial, no parafuso e no abutnant do sistema NobelBiocare foram maiores no nível tecido-implante do que no nível implante-osso. O sistema Straumann produziu tensões maiores no osso cortical tipo IV, mas no osso tipo II as tensões nos dois sistemas eram quase iguais. NobelBiocare produziu tensões superiores no osso esponjoso, independente do tipo de ângulo de carga. A fim de alcançar taxas de sucesso a longo prazo com o uso de implantes, é fundamental a seleção do sistema do implante combinada com a qualidade do osso ideal e uma carga apropriada.

Grando *et al.* (2014) avaliaram a deformação sofrida por próteses fixas implanto suportadas em cantilever, estrutura fundida em liga de prata-paládio e revestido com dois materiais de revestimento oclusais, a resina acrílica ou cerâmica

feldspática. Foi confeccionado um modelo circular mestre em aço com cinco réplicas de implantes hexágono externo da conexão 3,75mm de diâmetro. Foi dividido em três grupos: grupo controle (aplicou a força somente sobre a estrutura metálica sem revestimento); grupo resina (quadro coberto com acrílico); grupo cerâmica (quadro coberto com cerâmica). A força foi aplicada através de uma máquina de teste universal para aplicação de carga compressiva lança-master. Segundo os autores, a disposição correta dos implantes no espaço desdentado a ser reabilitado, pode permitir uma melhor distribuição das forças aplicadas ao sistema prótese-implante-osso. No entanto, devido as limitações ósseas, têm-se utilizado próteses com cantilever extensos. Estas próteses foram mais bem sucedidas na arcada inferior, devido a quantidade e qualidade óssea. Concluíram que a porcelana pode ter melhorado a rigidez da prótese o que proporcionou menor distorção; e o comprimento do cantilever teve influência decisiva na taxa de deformação independente do material de revestimento.

Porcelana tem sido amplamente utilizada em prótese sobre implante. No entanto, este material não é considerado um bom absorvente do estresse, uma vez que as forças aplicadas à superfície oclusal da prótese são transmitidas diretamente para a estrutura, componentes do implante e tecido ósseo. Buscando uma maior absorção de choque de forças de impacto sobre a prótese, o uso de resina acrílica como o material de cobertura tem sido idealmente sugerido. Por outro lado, resinas acrílicas apresentaram um maior desgaste quando funcionando como antagonista de esmalte ou de material cerâmico (GRANDO *et al.*, 2014), no entanto, a escolha de um material de revestimento é caso-dependente, uma vez que cada material oferece vantagens e desvantagens particulares.

3.1 Tipos de materiais restauradores

Os materiais para confecção de próteses que podem ser usados sobre implantes odontológicos são os seguintes (HEGDE *et al.*, 2010):

1. As ligas de metais nobres:

I. Ligas de Paládio ouro-platina (Au-Pt-Pd)

II. Ligas ouro-paládio-prata (Au-Pd-Ag)

- III. Ligas ouro-paládio (Au-Pd)
- IV. Ligas paládio-prata (Pd-Ag)
- V. ligas de alto paládio.

2. Ligas de metais comuns:

- I. Níquel cromo (Ni-Cr)
- II. Cobalto-cromo (Co-Cr)

3. Polímeros:

- I. Resinas acrílicas
- II. Resinas compostas.

4. Cerâmica:

- I. Porcelana feldspática
- II. Cerâmicas à base de alumina
- III. Cerâmicas à base de zircônia
- IV. Cerâmica dissilicato de lítio

Os requisitos de um material restaurador ideal para prótese implanto suportada são (HEGDE *et al.*, 2010):

- Deve ser estável no ambiente oral e não deve sofrer corrosão;
- Deve caber passivamente sobre o pilar do implante;
- Deve ser estético;
- Não deve induzir tensões indevidas no implante ou o osso;
- Deve ser biocompatível e não deve induzir qualquer reação alérgica;
- Deve ser fácil de fabricar e manusear.

Segundo Hegde *et al.* (2010) com materiais mais novos a serem introduzidos em implantodontia, é fundamental adquirir conhecimentos sobre os vários materiais disponíveis e entender os fatores que contribuirão para o sucesso ou fracasso das restaurações. Para pensar em vantagens e desvantagens dos vários materiais, antes de prosseguir com o tratamento, seria prudente a decisão do adequado material para o paciente em termos de saúde, estética e função, sempre levando em consideração o desejo do paciente.

Os materiais oclusais para as próteses implanto-suportadas são normalmente indicados após avaliação prévia da estética, força de impacto, carga estática, eficiência mastigatória, fratura, desgaste, espaço oclusal e precisão do material (MISCH, 2000).

Geralmente, os mais utilizados são o metal, a porcelana ou as resinas (acrílica ou composta). Comparando, pelo método de elemento finito, a distribuição de estresse de diferentes materiais (liga de ouro tipo III, resina acrílica, resina composta, porcelana dental e liga de cobalto-cromo) utilizados para a confecção de coroas em prótese sobre implante, verificou-se que os materiais da coroa dental apresentam grande influência no *abutment* do implante, mas pouca influência na interface osso/implante e a distribuição de estresse induzida pelas forças oclusais foram mais influenciadas pela direção da carga que pelo material das coroas (SIDDIQUI; CAUDILL, 1994).

Para Misch (2000) as superfícies oclusais em metal e em resina são bastante recomendadas para as restaurações do quadrante posterior, principalmente em casos de pacientes que apresentam o hábito de bruxismo, visando à diminuição da força de impacto na interface osso/implante.

3.2 Fotoelasticidade

O fenômeno da fotoelasticidade foi descoberto por David Brewster, em 1816, quando em um vidro sob tensão observou faixas coloridas. Este método teve grandes avanços com o advento das resinas sintéticas nos anos 60. O princípio básico da fotoelasticidade baseia-se no surgimento de faixas coloridas correspondente a concentração de tensões, denominadas franjas ou bandas, em determinados materiais transparentes que, quando submetidos a tensões e iluminados por luz polarizada, podem ser analisados qualitativa e quantitativamente. A técnica possui como vantagem a possibilidade de visualização conjunta de tensões internas nos corpos, sem necessidade de gráficos ou esquemas comuns a outras técnicas, além da possibilidade de aplicação em corpos com morfologia complexa. São exigidos que os modelos tenham uma reprodução fiel do original, além de estarem livre de tensões previamente à análise.

3.2.1 Luz Polarizada

A luz polarizada é produzida por um equipamento chamado de “polariscópio”. A interação da luz polarizada com os modelos de tensão produz padrões característicos de cores ou franjas que são as informações fornecidas para analisar a tensão no componente.

3.2.2 Franjas

As franjas se dividem em duas classes: a primeira chamada de isoclínicas ou isóclinas que representa a região na qual todas as tensões principais têm a mesma direção e a segunda chamada de isocromáticas que representa a região na qual é possível obter o ângulo entre as tensões principais. Quanto maior o número de franjas, maior a intensidade de tensão, Quanto mais próximas as franjas umas das outras, maior a concentração de tensão.

3.2.3 Polariscópio

O Polariscópio é um equipamento que permite a análise das tensões e suas distribuições em modelos de materiais transparentes utilizando-se as técnicas da Fotoelasticidade.

Basicamente um Polariscópio deve possuir:

- fonte de luz
- dois filtros polarizadores (polarizador e analisador)
- sistema de fixação dos modelos
- sistema de solicitação dos modelos

O polariscópio possibilita a visualização dos parâmetros fotoelásticos, em forma de franjas coloridas quando utilizada a luz branca, e franjas pretas e brancas quando se utiliza luz monocromática. Esta ordem de franjas está associada com o estado de tensão no modelo.

Segundo Ferreira (2010) certos critérios devem ser seguidos para a utilização da técnica fotoelástica no que se refere ao tipo de material. É consenso na literatura que o material deve apresentar propriedades técnicas capazes de, com um auxílio da luz polarizada, sob tensão, manifestar as propriedades ópticas, não mascarando

ou simulando um resultado falso do teste. Na odontologia, trabalha com formas geométricas irregulares, muitas vezes difíceis de serem reproduzíveis em outros métodos. A fotoelasticidade permite atribuir aos testes experimentais uma conformidade e similaridade dessas formas, atestando a originalidade e credibilidade do trabalho. Porém, faz-se necessário uma adequada manipulação do material, o conhecimento deste material a ser utilizado e, principalmente, o seu limite elástico, para não comprometer o estudo a ser feito.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste estudo, foi realizada análise experimental por meio da Fotoelasticidade Bidimensional.

As etapas para o ensaio fotoelástico compreendeu: escolha da resina fotoelástica, conforme propôs Martins (2013); obtenção do modelo mestre; fabricação do modelo fotoelástico; calibração do material fotoelástico (obtida em estudo prévio) Martins (2013); captura da imagem digital e análise do campo global de distribuição das tensões.

4.1 Preparo do modelo

Foi construído um modelo mestre, relativo a uma prótese fixa de três elementos, a partir da inclusão, em gesso pedra especial tipo IV (Herostone, Vigodent, Rio de Janeiro – RJ, Brasil) de duas réplicas de implante e pilar (Glob Tek, Ø 4.1 mm, 5mm altura), nas posições relativas ao primeiro pré-molar inferior esquerdo (34) e primeiro molar inferior esquerdo (36). Foi planejada a construção de um modelo de prótese fixa de três elementos, com a intenção futura de analisar a distribuição das tensões ao suporte alveolar para implantes esplintados por meio de tal prótese. Para o estudo em questão, a análise foi da condição unitária. Em seguida à cristalização do gesso, o modelo foi usinado, a fim de diminuir suas dimensões (Figura 1)

Figura 1 – modelo mestre



Foi construída uma prótese fixa provisória de três elementos, em resina acrílica (Dencor, Clássico, Campo Limpo Paulista – SP, Brasil) relativa aos dentes

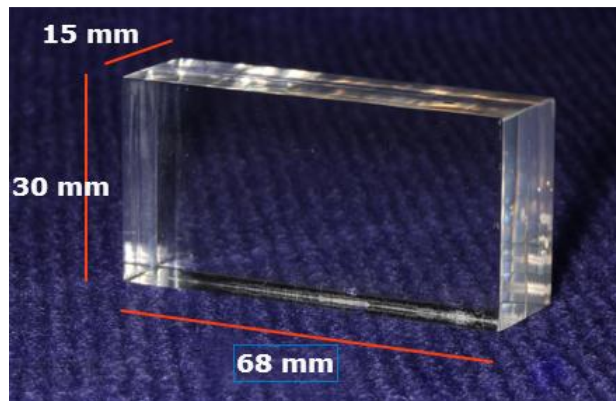
34 (pilar), 35- segundo pré-molar inferior esquerdo (pôntico) e 36 (pilar), fazendo uso de copings calcináveis sobre os pilares (Figura 2).

Figura 2 – prótese fixa provisória de três elementos



Na sequência, foi realizada uma perfuração no centro de um bloco em policarbonato de 68 mm, 30 mm e 15 mm de comprimento, altura e espessura, respectivamente. Neste espaço, foi introduzido gesso pedra especial tipo IV (Herostone, Vigodent, Rio de Janeiro – RJ, Brasil) além do modelo anteriormente usinado (Figura 3).

Figura 3 – Bloco em policarbonato



Este conjunto, compreendendo o bloco em acrílico e o modelo de gesso incrustado, foi colado no centro de uma caixa em acrílico totalmente desmontável. Em seguida, a caixa foi preenchida com silicona industrial (Silicone 8001 – Casa da Resina e do Silicone), com o objetivo de transferir a prótese provisória (Figura 4).

Figura 4 – Moldagem de transferência

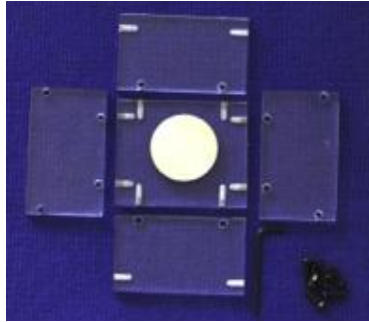


Fig. 4a - Caixa em acrílico totalmente desmontável

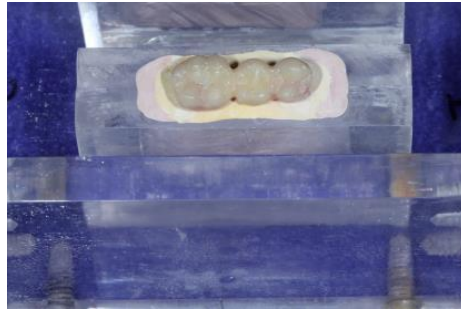


Fig. 4 b - Caixa em acrílico totalmente desmontável com o bloco em acrílico e o modelo de gesso incrustado



Fig 4 c - Silicona industrial 8001 – casa da resina e do silicone - pasta base e líquido catalisador

Após a presa do material, a caixa foi desmontada, o molde removido e a prótese provisória foi deixada internamente ao molde.

Os pilares relativos aos implantes correspondentes aos dentes 34 e 36 (Glob Tek, Ø 4.1 mm, 5mm altura) foram acoplados aos respectivos implantes (Glob Tek, Ø 4.1 mm, 5mm altura). Em seguida, foram adaptados à prótese provisória.

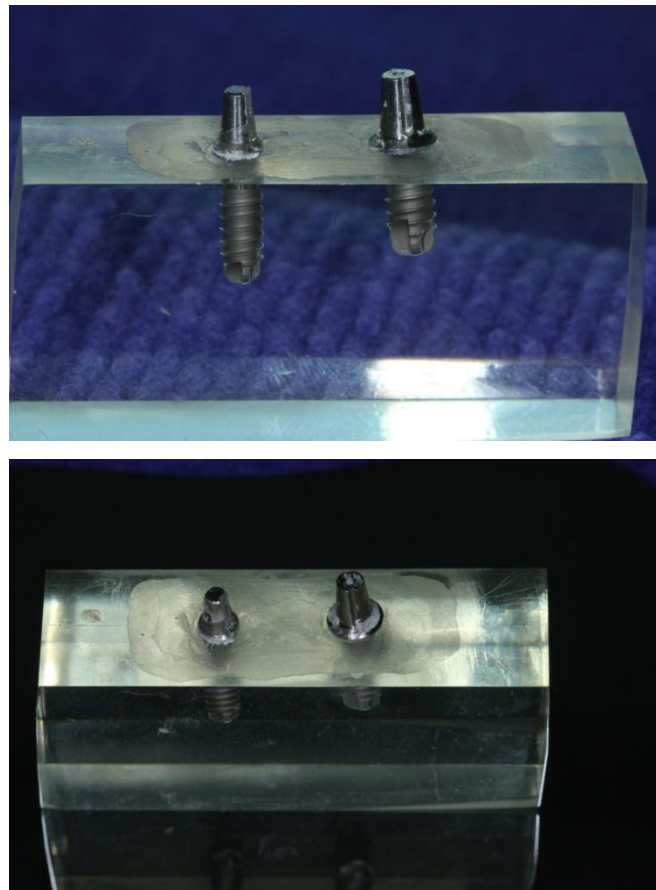
A resina fotoelástica (Resina Araldite - Produtos Químicos Ciba S/A do Brasil) foi manipulada conforme especificação do fabricante e vertida no interior do molde. Para prevenir a formação de bolhas no modelo fotoelástico, o mesmo foi mantido no interior da Eliminadora de Bolhas para Aparelhos de Ortodontia (VH), durante 2 horas (figura 5).

Figura 5 - Resina Fotoelástica manipulada (Resina Araldite - produtos químicos ciba s/a do Brasil)



Após a presa da resina fotoelástica, o modelo foi removido do interior do molde. Suas paredes receberam polimento com lixas específicas, decorridos sete dias da sua confecção. (CDTN-Belo Horizonte) (Figura 6).

Figura 6 – Modelo Fotoelástico



O implante testado apresentava sistema de conexão protética tipo Cone Morse (Figura 7).

Figura 7 - Implante Glob Tek com o pilar conectado



4.2 Obtenção do disco fotoelástico

O disco em resina fotoelástico considerado no presente estudo foi extraído de Martins (2013). Sendo assim, a calibração das passagens de ordem das franjas partiu da análise de tais imagens, já que a Resina aqui considerada foi de mesma marca comercial e número de lote (Resina Araldite - Produtos Químicos Ciba S/A do Brasil)

4.3 Confeção das próteses

Coping calcinável foi adaptado ao pilar relativo ao implante 37, onde um enceramento de uma coroa de molar foi providenciado. Foram obtidas quatro tipos de prótese fixa unitária com os seguintes revestimentos:

- Resina Acrílica
- Coroa total Metálica
- Metalocerâmica
- Porcelana Pura

Essas coroas foram confeccionadas em um laboratório de prótese externo (Figura 8).

Figura 8 - Próteses Fixas Unitárias: Resina Acrílica, Metálica, Metalocerâmica e Porcelana Pura



Fig. 8 a – Vista Oclusal



Fig 8 b – Lateral

4.4 Confeção do modelo antagonista

Para aplicação da carga sobre o modelo fotoelástico, foi construído um molar em metal (liga de níquel – cromo). Anteriormente, foi feito o enceramento da réplica do molar superior, depois a moldagem e obtenção do antagonista em gesso. No modelo em gesso, foi ajustada a oclusão em tripodismo (A,B,C). Logo após, foi realizado a réplica do modelo em cera e fundido em metal (Figura 9).

Figura 9 – Confeção do Modelo Antagonista



4.5 Ensaio Fotoelástico

De posse dos modelos, estes foram levados para ensaio em polariscópio de transmissão do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN – Belo Horizonte), a partir de um arranjo de polariscópio circular de campo escuro, o que permitiu registrar as franjas de ordem inteira, sob luz branca (Figura 10).

Figura 10 – Polariscópio de Transmissão (CDTN)



Fig. 10 a - Vista Frontal

Fig. 10 b - Vista Lateral

Imagens cedidas por Adriana Vieira Martins

Foi aplicada uma carga de 150 N, estática e axial, a partir de um molar em Ni-Cr, que funcionou como dente antagonista aos quatro tipo de coroas analisadas (Acrílico, Metal, Metalocerâmica e Porcelana Pura).

As imagens foram registradas a partir de uma câmera fotográfica (Canon-T2i).

5. RESULTADOS

Previamente ao carregamento do modelo, este foi levado ao polariscópio, a fim de detectar possíveis tensões residuais. Estas tensões estavam presentes na região de crista marginal. Foi providenciado tratamento térmico do modelo, por 20 minutos, a uma temperatura constante de 50 graus. Conforme as imagens que se seguem, foi possível observar que estas tensões intrínsecas persistiram no modelo. Sendo assim, a análise dos resultados se procedeu, desconsiderando aquelas tensões.

Ao iniciar o carregamento sobre a coroa em resina acrílica, foi possível observar que, ao atingir o carregamento intermediário (70 N, aproximadamente), a franja de número 1 se formou no terço apical do implante, sendo que por mesial, esta franja compreendeu todo o terço médio do implante. Exatamente no ápice, uma franja de cor vermelha, de ordem número 2, se formou, o que também pode ser observado no aspecto distal da crista marginal, sinalizando áreas mais solicitadas do ponto de vista biomecânico. Ao atingir o carregamento proposto (150 N), a franja de ordem 1 se aproximou ainda mais do terço apical, por mesial. Por distal, esta mesma franja praticamente envolveu o terço médio. Na região de ápice, foi possível notar uma maior intensidade e concentração da cor avermelhada, relativo ao início da formação da ordem de franja número 3. Para região de crista, praticamente não houve novos incrementos de franjas fotoelásticas (Figura 11).

Figura 11 – Aplicação de carga sobre coroa em resina acrílica

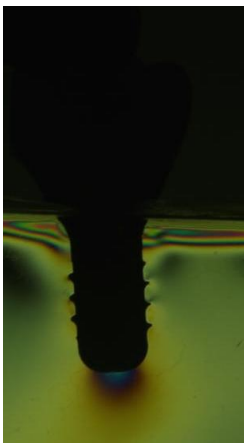


Fig. 11 a - Carga 0

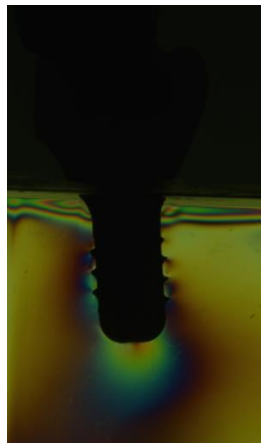


Fig. 11 b - Carga 70 N

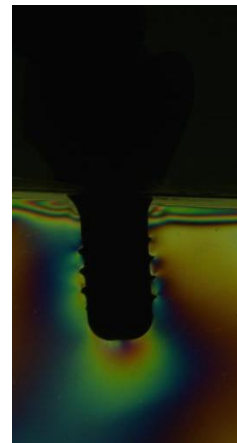


Fig. 11 c - Carga 150 N

Para a coroa total metálica, a mesma tendência pode ser observada. Diferenças, no entanto, foram notadas, na região de ápice, onde a coloração vermelha mostrou-se sutil para a condição de carregamento intermediário e intensificada para a condição de carregamento de 150 N. Porém, menos intensa em relação ao ensaio para coroa em acrílico, sugerindo maior solitação do ápice na condição anterior (Figura 12).

Figura 12 – Aplicação de carga sobre coroa metálica

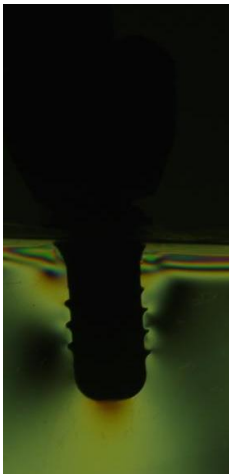


Fig. 12 a - Carga 0

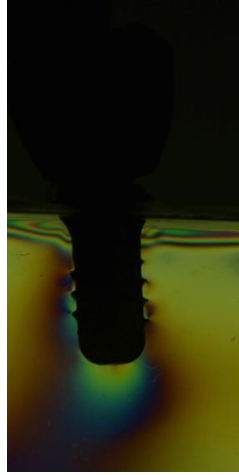


Fig. 12 b - Carga 70 N

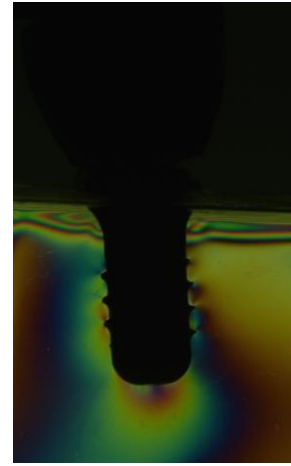


Fig. 11 c - Carga 150 N

Ao considerar as imagens relativas à coroa metalocerâmica, já na condição de carregamento intermediário, a franja de ordem 1 praticamente envolveu todo o comprimento do implante por mesial. E para a condição de 150 N, a franja de ordem 1, na região de terço médio, deu lugar à franja de ordem 2, mostrando áreas de maiores valores de tensão para esta região. Ao considerar a região apical, praticamente a mesma condição pode ser observada para a coroa total metálica.

Figura 13 – Aplicação de carga sobre coroa metalocerâmica

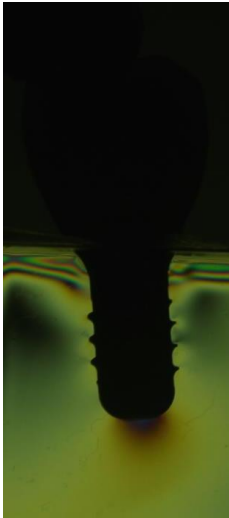


Fig. 13 a - Carga 0

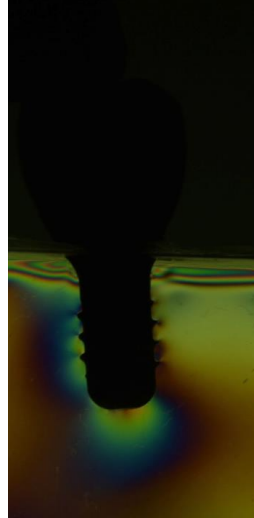


Fig. 13 b - Carga 70 N

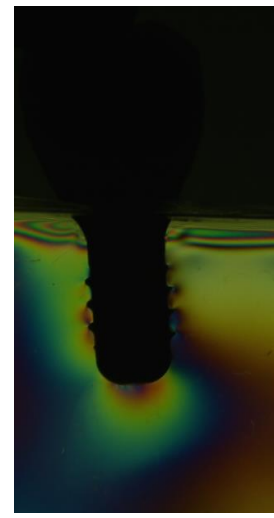


Fig. 13 c - Carga 150 N

Levando em conta a condição de carregamento intermediário para coroa em porcelana pura, a distribuição das franjas mostrou a mesma tendência da coroa metalocerâmica, apresentando o terço coronário já solicitado ao carregamento intermediário. Diferença sutil foi notada para o carregamento de 150 N, onde toda extensão mesial do implante manteve-se compreendida pela ordem de franja número 1, não sendo observadas áreas relativas a maiores valores de tensão (vermelho) na região de terço médio, como para a condição da coroa metalocerâmica.

Figura 14 – Aplicação de carga sobre coroa em porcelana pura

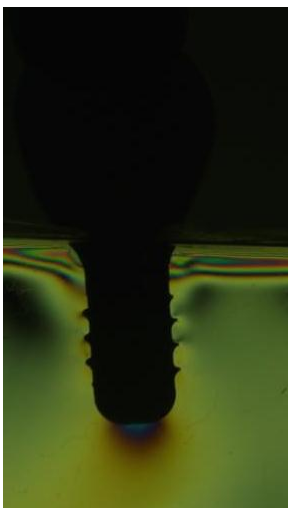


Fig. 14 a - Carga 0

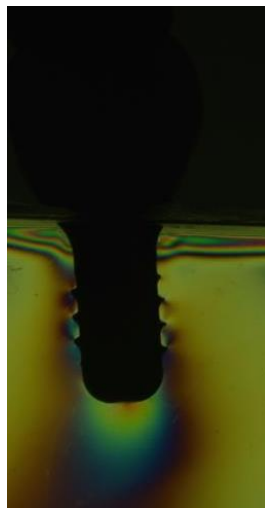


Fig. 14 b - Carga 70 N

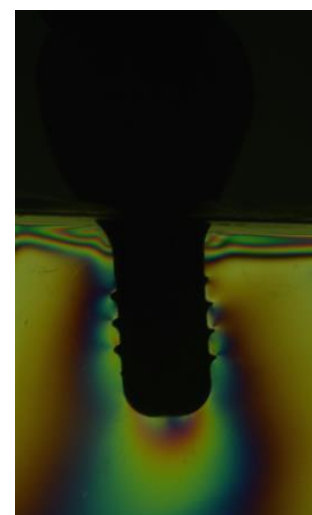


Fig. 14 c - Carga 150 N

6. DISCUSSÃO

Foi possível notar, a partir do ensaio aqui proposto, que diferenças nas franjas fotoelásticas, ainda que sutis, puderam ser notadas, ao se levar em conta os quatro materiais analisados.

Considerando as coroas metalocerâmica e porcelana pura, as tensões apresentaram uma tendência mais expressiva em se direcionar para a região de crista óssea. E ao comparar estes dois materiais, franjas de coloração avermelhada, indicando maiores valores de tensão puderam ser notados na condição da coroa metalocerâmica.

Já para o carregamento sobre o implante restaurado por meio da coroa acrílica, notou-se que foi necessário carregar a coroa até 150 N para que a franja de ordem 1 se direcionasse à crista óssea, além de áreas relativas a auto valor de tensão estar presente na região de ápice, e ausente nas paredes laterais do implante.

A coroa total metálica, no presente estudo, teve resultados semelhantes à resina acrílica, o que contradiz com Ciftiçi e Canay (2000) que relataram, em seu estudo, que a liga metálica não obteve características semelhantes à resina acrílica em termos de transferências de carga para o implante, porém foi semelhante à porcelana. Pôde-se perceber que, tendo a coroa metálica como material de revestimento de prótese implanto – suportada, o estresse se concentrou na região apical do implante, sob carga de 150N. Contudo, este material é esteticamente inadequada. Embora, segundo Misch (2000), as superfícies em metal e resina são recomendadas para restaurações do quadrante posterior, principalmente em casos de hábito de bruxismo, visando a diminuição do impacto na interface osso/implante.

Resina acrílica possui a característica de absorção da carga, protegendo a união rígida que há entre implante e osso, devido a não presença de ligamento periodontal. Foi observado que a força manteve-se mais a nível apical em presença de carga 150N, para atingir a crista óssea seria necessário maior intensidade de carga aplicada. Este dado corrobora com o estudo de Ciftiçi e Canay (2000), que relata que resina acrílica reduz a força de impacto, porém tem a desvantagem de absorção de água o que ocasiona a descoloração interferindo no resultado estético; e com estudo de Grandó *et al.* (2014), a resina acrílica absorve a carga, porém apresenta maior desgaste quando o antagonista é dente natural ou porcelana.

A coroa metalocerâmica transferiu um estresse maior, ficando concentrada a força tanto no ápice quanto no corpo do implante e na crista óssea. Conforme intensificação da carga houve um aumento no número de franja. Condizendo com Ciftiçi e Canay (2000) que relataram que as forças de impacto têm efeito mais destrutivo sobre osso que circunda os implantes e suas estruturas. E com Eskitascioglu *et al.* (2004) que encontraram tensões concentradas no pescoço do implante devida à ligação rígida entre implante e osso, usando coroa metalocerâmica.

Porcelana pura foi semelhante à metalocerâmica quanto à transferência e áreas de concentração de força no implante. Embora, em condição de carga de 150N, este material de revestimento manteve com franja de ordem 1, enquanto a metalocerâmica apresentou franja de ordem 2 e na fotoelasticidade, quanto maior o número de franjas, maior a intensidade da tensão. Para Grandó *et al.* (2014) a porcelana não é considerada um bom absorvente do estresse e transfere diretamente para o implante e para tecido ósseo, embora tenha vantagens estéticas e resistência a fraturas. Porcelana possui alto módulo de elasticidade e por isso, como descrito na literatura, este tipo de revestimento não absorve a carga, concordando com Enrico *et al.* (2009) que relataram que porcelana é ruim para absorver o impacto de forças oclusais devido ao seu alto módulo de elasticidade.

O módulo de elasticidade dos materiais de revestimento é um fator imprescindível para a manutenção do osso alveolar e qualidade da osseointegração em longo prazo.

Porcelana causa mais estresse do que resina acrílica que possui baixa elasticidade. Distribuição de tensão é diretamente proporcional ao módulo de elasticidade do material (CIFTIÇI E CANAY, 2000; ENRICO *et al.*, 2009).

Neste estudo, foi utilizada, para análise fotoelástica, a carga axial de 150 N para molar, a fim de obter um resultado significativo. Markarin (2005) mostrou que força axial de 100N aplicada na prótese (metálica, resina composta ou prótese experimental com disco de EVA interposto) é totalmente transmitida ao implante instantaneamente, segundo o autor não é possível amortecer forças mastigatórias por meio de materiais oclusais.

A oclusão, tanto para dentes quanto para implantes, deve ser estabelecida pelo tripodismo (A B C) a fim de manter saúde, equilíbrio e não ocasionar sobrecargas no tecido ósseo. A fim de obter maior confiabilidade e resultado

aproximado da realidade para o paciente, foi realizado um molar em metal como antagonista tendo a oclusão ajustada em três pontos. Menani (2009) ressalta a importância da obtenção de oclusão bem ajustada e equilibrada para que haja adequada distribuição de forças aos implantes e osso de suporte. Siddiqui e Caudill (1994) verificaram que o material oclusal apresenta pouca influência na interface osso/implante e que a distribuição de estresse foi mais influenciada pela direção da carga.

Estudos têm sido realizados para se definir qual o melhor material para confecção de prótese implanto – suportada que permitirá uma manutenção da osseointegração. Para Ferreira (2010), não há um consenso na literatura sobre qual tipo de material de cobertura oclusal seria mais indicado para amenizar as transmissões de tensões e que é necessário mais estudos, independente do método de análise. É prudente a decisão da escolha do material adequado para o paciente em termos de saúde, estética e função, assim como, o desejo do paciente (HEDGE *et al.* 2010), corroborando com o relato de Misch (2000) para se definir qual o melhor material oclusal para prótese implanto – suportada, esta escolha deve ser realizada após a avaliação prévia da estética, força de impacto, carga estática, eficiência mastigatória, fratura, desgaste, espaço oclusal e precisão do material.

Com esta pesquisa foi observado que são necessários mais estudos para estabelecer uma metodologia padronizada.

7. CONCLUSÕES

Diferenças na distribuição das franjas fotoelásticas foram notadas para os quatro materiais restauradores aqui analisados;

Coroas em acrílico e metálica demandaram maior intensidade de carga para que as tensões ao longo do corpo do implante se deslocassem para a região de crista óssea;

Coroas metalocerâmicas se comportaram de forma semelhante às coroas em porcelana pura, no que tange a distribuição das tensões;

Coroas metalocerâmicas apresentaram áreas mais solicitadas do ponto de vista biomecânico tanto na região de crista óssea, como na região de terço médio, ao se levar em conta todos os outros materiais;

Outras análises devem ser consideradas, a fim de detectar se as observações aqui notadas se traduzem em diferenças significantes.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ATTARD, N. J.; ZARB, G. A. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: The Toronto study. *Int J Prosthodont*, v. 17, p. 417-424, 2004.
- BARBIER, L.; SCHEPERS, E. Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 12, p. 215–223, 1997.
- BRUNSKI, J. B. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental implant interface. *Adv Dent Res*, v. 13, p. 99-119, 1999.
- CELIK, G.; ULUDAG, B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent*, v. 97, p. 229-235, 2007.
- CHANG, H.S. *et al.* Stress distribution of two commercial dental implant systems: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Dental Sciences*, v. 8, p. 261-271, may 2013.
- CIBIRKA, R. M. *et al.* Examination of the implant- abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent*, v. 85, n. 3, p. 268-275, 2001.
- CIBIRKA, R. M. *et al.* Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY*, v. 67, n. 3, p. 361-364, mar. 1992.
- ÇEHRELI, M. *et al.* Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain – gauge analysis. *J Clin Oral Implant*, v. 2, p. 249-257, 2004.
- ÇİFTÇİ, Y.; CANAY, S. The Effect of Veneering Materials on Stress Distribution in Implant-Supported Fixed Prosthetic Restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 15, n. 4, p. 571–582. 2000.
- ÇİFTÇİ, Y.; CANAY, S. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *Int J Prosthet*, v. 14, n. 5, p. 406-411, 2001.
- CONSERVA, E. *et al.* The use of a masticatory robot to analyze the shock absorption capacity of different restorative materials for prosthetic implants: A preliminar report. *Int J Prosthet*, v. 22, n. 1, p. 53-55, 2009.

DAVIS, D.; RIMROTT, R.; ZARB, G. A. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 2. The effect of adding acrylic superstructure. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 3, p. 275–280, 1988.

DUYCK, J. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *J Clin Oral Implant Reseach*, v. 5, n. 11, p. 465-476, 2000.

ESKITASCIOGLU, G. *et al.* The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*, v. 91, n. 2, p. 144-150, fev. 2004.

FERREIRA, Y. F. *Tensões geradas em prótese sobre implante com diferentes materiais restauradores: Estudo fotoelástico.* 2010. 86 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia, Clínicas Odontológicas) - Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2010.

GOMES, M. H. G. *Análise fotoelástica das tensões nas estruturas Peri-implantares, suportes de próteses fixas com revestimento em cerâmica.* 2013. 123 f. Tese (Doutorado em Odontologia, Prótese Dentária) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

GRANDO, A. F. *et al.* Effect of veneering material on the deformation suffered by implant-supported fixed prosthesis framework. *J Appl Oral Sci*, Bauru, v. 22, n.3, p. 209-217, jan. 2014.

HEDGE, C. *et al.* Implant Restoration Materials: An Overview. *International Journal of Oral Implantology and Clinical Research*, v. 1, n. 1, p. 43-48, jan./abr. 2010.

HOBKIRK, J. A.; PSARROS, K. J. The Influence of Occlusal Surface Material on Peak Masticatory Forces Using Osseointegrated Implant-Supported Prostheses. *J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS*, v. 7, p. 345-352, mar. 1992.

INAN, O.; KESIM, B. Evaluation of the effects of restorative materials used for occlusal surfaces of implant-supported prostheses on force distribution. *Implant Dent*, v. 8, p. 311-316, 1999.

KIM, H. K. *et al.* In vivo comparison of force development with various materials of implant-supported prostheses. *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 36, p. 616-625, maio 2009.

LAGANÁ, D. C. *et al.* Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Pesq Odonto Bras*, v. 18, n. 1, p. 45-52, 2004.

LAGANÁ, D. C. *et al.* Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. *Int J Prosth*, v. 16, n. 2, p. 117-122, 2007.

MAEDA, Y. *et al.* Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Impl Res*, v. 18, p. 581-584, 2007.

MARKARIAN, R. A. *Biomecânica da transmissão de cargas a implantes unitários em função dos materiais protéticos – Análise fotoelástica e dinâmica.* 2005. 106 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia, Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

MARKARIAN, R. A. *et al.* Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. *J Prosthet*, v. 16, n. 2, p. 117-122, 2007.

MARTINS, A. V. *Análise fotoelástica da união dente-implante com plataforma switching, sistema de retenção tipo cone morse e roscas quadradas.* 2013. 116 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia, Dentística) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2013.

MENANI, L. R. *Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas cimentadas sobre implantes cone morse.* 2009. 128 f. Tese (Doutorado em Odontologia, Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2009.

MERIC, G. *et al.* Influence of prosthesis type and material on the stress distribution in bone around implants: A three-dimensional finite elemento analysis. *J dent Sci*, v. 6, n. 1, p. 25-32, 2011.

MERZ, B. R.; HUNENBART, S.; BELSER, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 15, n. 4, p. 519-526, 2000.

MISCH, C. E. *et al.* *Implantes dentários contemporâneos.* 2. ed. São Paulo: Santos, 2000. 11p.

MISCH, C.E. Progressive loading of bone with implant prostheses. *J Dent Symp*, v. 1, p. 50-53, 1993.

PAPAVASILIOU, G. *et al.* 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*, v. 76, n. 6, p. 633–640, 1996.

- SAHIN, S.; ÇEHRELI, M. C. The significance of passive fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent*, v. 10, n. 2, p. 85-89, 2001.
- SCHINITMAN, P. A. *et al.* Ten-year results for Branemark implants immediately load with fixed prostheses at implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 12, n. 4, p. 495-503, 1996.
- SEVIMAY, M.; USUMEZ, A.; ESKITASCIOGLU, G. The Influence of Various Occlusal Materials on Stresses Transferred to Implant-Supported Prostheses and Supporting Bone: A Three-Dimensional Finite-Element Study. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*, v. 73B, p. 140–147, mar. 2005.
- SIDDIQUI, A. A.; CAUDILL, R. Proceedings of the fourth international symposium on implant dentistry: focus on esthetics. *Implant Dentistry*, v. 72, n. 6, p. 623-634, 1994.
- SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*, v. 49, n. 6, p. 843-848, 1983.
- SMET, E. D. *et al.* Timing of loading – Immediate, early, or delayed – in the outcome of implants in edentulous mandible: A prospective clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 22, p. 580-594, 2007.
- SOHN, B. S. *et al.* Strain of implants depending on occlusion types in mandibular implant-supported fixed prostheses. *J Adv Prosthodont*, v. 3, p. 1-9, jan. 2011.
- SOUMEIRE, J.; DEJOU, J. Shock absorbability of various restorative materials used on implants. *J Oral Rehabil*, v. 26, p. 394–401, 1999.
- SPIEKERMANN, H. *Atlas colorido de implantologia*. Porto Alegre: Artes Médicas, 2001.
- TORRES, Érica Miranda de. *Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes cone Morse*. 2008. 114 f. Tese (Doutorado em Odontologia, Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2008.
- UEDA, C. *et al.* Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Braz Oral Res*, São Paulo, v. 18, n. 1, p. 45-52, FEB. 2004.
- VAN DE VELDE, T.; COLLAERT, B.; DE BRUYN, H. Immediate loading in completely edentulous mandible: technical procedure and clinical results up to 3 years of functional loading. *Clin Oral Impl Res*, v. 18, p. 295-303, 2007.

VAN STEENBERGHE, D. *et al.* The immediate rehabilitation by means of a ready-made final fixed prosthesis in the edentulous mandible: a 1-year follow-up study on 50 consecutive patients. *Clin Oral Impl Res*, v. 15, p. 360-365, 2004.