

**Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais  
Departamento de Odontologia**

**AVALIAÇÃO DE TENSÕES EM PRÓTESES  
PARCIAIS FIXAS  
DENTOIMPLANTOSSUPORTADAS DE  
UNIÃO RÍGIDA POR MEIO DA ANÁLISE  
FOTOELÁSTICA.**

**RILDO SIQUEIRA PÊGO**

**Belo Horizonte**

**2010**

Rildo Siqueira Pêgo

**AVALIAÇÃO DE TENSÕES EM PRÓTESES  
PARCIAIS FIXAS  
DENTOIMPLANTOSSUPOORTADAS DE  
UNIÃO RÍGIDA POR MEIO DA ANÁLISE  
FOTOELÁSTICA.**

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Odontologia, área de concentração Clínicas Odontológicas com ênfase em Prótese Dentária.

**Orientador:** Prof. Dr. Marcos Dias Lanza

**Co-orientador:** Prof. Dr. Perrin Smith Neto

Belo Horizonte

2010

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

P376a Pêgo, Rildo Siqueira  
Avaliação de tensões em próteses parciais fixas dentoimplantossuportadas de união rígida por meio da análise fotoelástica / Rildo Siqueira Pêgo. Belo Horizonte, 2010.  
88f. : il.

Orientador: Marcos Dias Lanza

Co-orientador: Perrin Smith Neto

Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais.  
Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

1. Implantes dentários. 2. Prótese parcial fixa. 3. Biomecânica. I. Lanza, Marcos Dias. II. Smith Neto, Perrin. III. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

CDU: 616.314-089.843

## **FOLHA DE APROVAÇÃO**

## DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a minha esposa Marisa, que nesse período de minha dedicação ao mestrado, foi pai, mãe, conselheira, chefe de família e mais do que nunca, mostrou ser uma guerreira de fazer inveja aos grandes guerreiros da História. Obrigado, Mary's.

Aos meus filhos, meus grandes tesouros Amanda (Dinha), Bruno (Bui) e Beatriz (Bia) por darem sentido a minha vida.

Ao meu pai, Edgar, grande amigo e companheiro, que foi, é e sempre será o meu exemplo de vida.

A minha saudosa Lucília, minha eterna mãezinha, que zela por mim lá de cima todos os dias da minha vida.

Aos meus irmãos, Alex e Rossana e aos sobrinhos pelo apoio incondicional que sempre me deram. Agradeço também a você Lilha, por ser essa pessoa maravilhosa.

Uma dedicatória especial a DEUS, por ter me dado o dom da vida. Vida ao lado de uma família maravilhosa. Vida de alegrias e tristezas, vitórias e derrotas, mas, sobretudo, uma VIDA.

## AGRADECIMENTOS

Em nossas vidas, eventualmente cruzamos com pessoas diferenciadas, que um dia receberam a luz e que agora trazem luz aos nossos caminhos. Essas pessoas são chamadas de **MESTRES**.

Agradeço ao professor Marcos Dias Lanza, orientador desse trabalho e um verdadeiro mestre na arte de ensinar, que, com sua sabedoria, transmitiu conhecimento na hora certa e da forma certa.

Meus sinceros agradecimentos ao professor Paulo Isáias Seraidarian pela seriedade com que sempre conduziu sua missão de nos formar como mestres.

Meu agradecimento ao professor Wellington Correa Jansen, pela paciência e dedicação que dispensou a mim na realização desse trabalho.

Ao professor Perrin Smith Neto que, com toda a sua grandeza, se mostrou humilde e complacente, como todo mestre deve ser.

A Cristina Almeida Magalhães, por sua disponibilidade e boa vontade de contribuir para o sucesso desse trabalho.

Gostaria de agradecer a todos os funcionários da PUC Minas, em especial à Marly, Lú, Eliete, Mariângela, Toninha e Silvânia pela boa vontade e simpatia ao nos servir.

Um eterno agradecimento aos meus colegas de mestrado e grandes companheiros Décola e Yuri pela cumplicidade criada nesses dois anos, seguindo à risca o lema dos mosqueteiros: “Um por todos e todos por um”.

## **Epígrafe**

***"Nosso maior desejo na vida é encontrar alguém que nos faça fazer o melhor que pudermos."***

(Ralph Waldo Emerson)

***"Tudo o que um sonho precisa para ser realizado é alguém que acredite que ele possa ser realizado".***

(Roberto Shinyashiki)

***"Se fui capaz de ver mais longe, é porque me apoiei em ombros de gigantes."***

( Isaac Newton )

## RESUMO

Na clínica implantodôntica diária, existem situações em que se faz necessário a confecção de próteses parciais fixas unindo dentes naturais a implantes osteointegrados. Porém, o uso dessa forma de conexão ainda gera muita polêmica, havendo muita discordância na literatura a respeito deste tipo de indicação. A relação raiz-osso se dá por meio de um complexo mecanismo de união que é o ligamento periodontal, que não está presente nos implantes. As diferenças de forma, função e de constituição que existem entre implantes e dentes naturais devem ser consideradas no planejamento, execução e preservação de trabalhos protéticos que envolvem conjuntamente esses dois tipos de pilares. Esse estudo utilizou modelos de resina fotoelástica, com variações no número de dentes e de implantes, sobre os quais foram construídas próteses fixas com união rígida, para que pudesse ser observado o comportamento biomecânico dessas próteses mediante cargas axiais. O objetivo desse trabalho é avaliar, através da análise fotoelástica, as tensões geradas em próteses fixas dentoimplantossuportadas quando submetidas a uma carga de 100 N no sentido vertical, distribuídas em todo o conjunto protético.

**Palavras-chave:** Implantes dentários. Prótese Parcial Fixa. Biomecânica.

## **ABSTRACT**

In daily clinical implant dentistry, there are situations where it's necessary to the preparation of fixed partial dentures connecting natural teeth to implants osteointegrated. However, using this type of connection still generates much controversy, there's much disagreement in the literature about this type of statement. The ratio of root-bone occurs through a complex mechanism which is the union of the periodontal ligament, which is not present in the implants. The differences of form, function and constitution that exist between implants and natural teeth must be considered in planning, implementation and proservation prosthetic works involving jointly these two types of pillars. This study used photoelastic models with variations in the number of teeth and implants, on which were built fixed prosthesis with rigid union, so it can be observed the biomechanical behavior of these prostheses under axial loads. The aim of this study is to evaluate, through photoelastic analysis, the tensions generated in implant-teeth supported fixed prostheses when subjected to a load of 100 N vertically distributed around the prosthetic joint.

**Keywords:** Dental implants. Fixed Partial Denture. Biomechanics.

## LISTA DE ARTIGOS

Esta dissertação gerou as seguintes propostas de artigos:

I - PÊGO, R.S.; MAGALHÃES, C.A., SMITH NETO, P., SERAIDARIAN, P.I., JANSEN, W.C., LANZA, M.D. **Análise fotoelástica de tensões em próteses dentoimplantossuportadas, com variação do número de implantes.**

II - PÊGO, R.S.; MAGALHÃES, C.A., SMITH NETO, P., SERAIDARIAN, P.I., JANSEN, W.C., LANZA, M.D. **Comparação de tensões em próteses dentoimplantossuportadas, variando o número de dentes como pilares: uma análise fotoelástica.**

Os artigos serão submetidos à revista Implant News.

## LISTA DE ABREVIATURAS

mm - Milímetros

$\mu\text{m}$  - Micron ou micrometro

N - Newtons

N - ordem de franja

n - Número

PFIDS - Prótese fixa implanto dento suportada

p - Página

T - Tensão

v - Volume

lbs - libras

Mpa - Mega Pascal

Pa - Pascal

PUC - Pontifícia Universidade Católica

ml - Mililitros

Ltda - Limitada

Ind - Indústria

Cm - centímetros

g - grama

Kgf - Quilograma força

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

$f\sigma$  : constante ótica

h : espessura

T: tensão de cisalhamento

## SUMÁRIO

1 - INTRODUÇÃO.....	11
2 – OBJETIVOS.....	14
2.1 Objetivo geral .....	14
2.2 Objetivos específicos .....	14
3 - CONSIDERAÇÕES GERAIS REFERENCIAL TEÓRICO.....	15
3.1 Diferença estrutural e biomecânica entre dentes e implantes .....	15
3.2 Complicações das próteses fixas dentoimplantossuportadas.....	17
3.3 Quando indicar a união dente-implante com prótese fixa .....	20
3.4 Sistema de união mais indicado (rígida ou semi-rígida).....	21
3.5 Fotoelasticidade de transmissão plana.....	25
3.5.1 Tipos de Polariscópio – Componentes Básicos.....	26
3.5.2 Lei Ótica de Tensão.....	28
4 - MATERIAL E MÉTODOS .....	30
4.1 Obtenção dos modelos .....	31
4.2 Reprodução dos modelos em resina fotoelástica .....	34
4.3 Análise fotoelástica .....	36
REFERÊNCIAS GERAIS .....	38
APÊNDICES.....	45
Artigo 1 .....	45
Artigo 2 .....	67

## 1. INTRODUÇÃO

As próteses fixas implantossuportadas são cada vez mais utilizadas como uma alternativa viável para pacientes com perda de elementos dentários. O protocolo original desenvolvido por Branemark restringia o uso de implantes dentais aos pacientes totalmente edêntulos (ADELL et al, 1981). Entretanto, nas últimas duas décadas, tem se mostrado que os implantes dentários têm sido utilizados com sucesso no tratamento de pacientes parcialmente edêntulos (BUSER, et al 1997 ; NAERT, et al 2002.)

A princípio, não havia recomendação protética da união entre implantes e dentes naturais. Contudo, em certos casos, fatores como falhas na osseointegração, limitações anatômicas de espaço, má quantidade e/ou qualidade óssea podem gerar situações em que não é possível a utilização de dois ou mais implantes como pilares de próteses. Neste momento, a união dente-implante pode ser considerada uma alternativa de tratamento na reabilitação do paciente (LAUFER e GROSS, 1998).

A prótese dentoimplantossuportada é uma alternativa interessante para os pacientes e para os profissionais devido a razões econômicas, bem como por razões clínicas. Por isso, deve ser de interesse de todos a investigação dos resultados desta opção protética na clínica diária.

Os dentes apresentam certo grau de mobilidade primária relacionado com a extensão do ligamento periodontal, área da superfície da raiz, plasticidade do processo alveolar e função do dente. Como no implante não há ligamento periodontal para agir como amortecedor ou mecanismo para distribuição de tensões, as cargas são diretamente transferidas da aplicação para o osso, via implante. (ULBRICH et al, 2000).

Os dentes podem se mover até 100µm pela presença do ligamento periodontal, enquanto os implantes têm mobilidade secundária de até 10µm limitada pela plasticidade óssea, de modo que desajustes protéticos mínimos podem provocar altos níveis de tensão (WATANABE et al, 2000).

As próteses dentoimplantossuportadas por décadas têm sido questionadas por razões das diferenças de mobilidade entre o dente e o implante no risco de intrusão do pilar natural, bem como na atrofia do ligamento periodontal (WEINBERG, 1993; 2003). Todavia, algumas pesquisas

demonstram que, em princípio, essas diferenças não representariam maior importância, pois poderiam ser compensadas pelo grau de mobilidade dentária, plasticidade óssea, flexão da infra-estrutura e flexão dos componentes protéticos (RANGERT, 1991; NAERT, 1992; BECHELLI, 2006).

GREENSTEIN et al em 2009 listou as vantagens e as desvantagens de se unir dente e implante em uma mesma prótese fixa. Como vantagens foram citadas: permitir planejamentos protéticos mesmo em áreas com limitações anatômicas para instalação de mais implantes, esplintar dentes com algum grau de mobilidade a implantes rígidos, prover propriocepção à prótese, reduzir custos, evitar o uso de *cantilever*, entre outros. As desvantagens relatadas foram: intrusão dentária, fratura do implante e/ou do dente, afrouxamento do parafuso do pilar, fratura da prótese, cáries, problemas endodônticos.

Segundo CARRILLO, ARIAGA e GUIRADO (2010) a conexão entre dente e implante por meio de próteses é um assunto controverso devido aos resultados discrepantes obtidos nos vários estudos que foram realizados em todo mundo. As diferenças na união entre um implante osseointegrado e a união de um dente natural ao osso alveolar através das fibras do ligamento periodontal propiciam um comportamento muito variável em relação aos diferentes tipos de forças mastigatórias, naturais ou patológicas.

As pesquisas em implantodontia almejam sobremaneira esclarecer e explicar os fenômenos que ocorrem na interface osso/implante. Neste ínterim, a análise fotoelástica se apresenta como eficiente método para estudar modelos complexos e de formas variadas, como os produzidos em Odontologia (OLIVEIRA, 2004).

Esta técnica é baseada nas propriedades que os materiais transparentes têm de exibir padrões coloridos quando visualizados com luz polarizada, e estes diferentes padrões são desenvolvidos pela distribuição das tensões internas e são denominados de efeitos fotoelásticos (CARDOSO et al, 1988 apud VAZ,1999).

A fotoelasticidade apresenta como vantagens a possibilidade de visualização conjunta de tensões internas nos corpos, sem necessidade de gráficos ou esquemas requeridos por outros métodos analíticos, e aplicabilidade para corpos de morfologia complexa, em que métodos puramente matemáticos, como o do elemento finito, seriam muito difíceis. As

limitações da técnica incluem a dificuldade para obtenção dos modelos fotoelásticos com reprodução acurada do original e isentos de tensões prévias à análise. Além disso, as forças aplicadas sobre os modelos não devem exceder o limite elástico do material (CAMPOS Jr. et al, 1986).

A confiabilidade pelos resultados obtidos pela análise de tensões em modelos fotoelásticos já foi comprovada em estudos de correspondência histológica (BRODSKY, CAPUTO, FURSTMAN, 1975) e comparativo com outros métodos para estudos de tensões (CLELLAND et al, 1993).

A proposta deste trabalho foi avaliar as tensões geradas através de cargas verticais estáticas em prótese parcial fixa dentoimplantossuportada com conexão rígida, utilizando o método da análise fotoelástica.

## **2. OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo Geral:**

Avaliar qualitativa e quantitativamente as tensões geradas em próteses fixas dentoimplantossuportadas pelo método fotoelástico.

### **2.2 Objetivos específicos:**

Utilizando a técnica da análise fotoelástica, sob cargas verticais em próteses parciais fixas dentoimplantossuportadas com conexão rígida na região posterior da mandíbula, variando a quantidade de dentes e implantes como pilares, este trabalho tem como objetivo:

- verificar os níveis de tensão em uma prótese fixa dentoimplantossuportada tendo como pilares um dente e um implante;
- verificar os níveis de tensão em uma prótese fixa dentoimplantossuportada tendo como pilares um dente e dois implantes;
- verificar os níveis de tensão em uma prótese fixa dentoimplantossuportada tendo como pilares dois dentes e um implante.

### **3. CONSIDERAÇÕES GERAIS - Referencial teórico**

#### **3.1 Diferença estrutural e biomecânica entre dentes e implantes**

O padrão do movimento fisiológico do dente é significativamente diferente do implante e ocorre em dois estágios: 1º - consiste em um deslocamento rápido que acontece assim que o ligamento periodontal é comprimido ou estirado; 2º - movimento mais linear devido a uma deformação elástica das paredes do alvéolo, o qual se assemelha mais ao padrão de movimento do implante (RICHTER, 1989).

Para NAERT (1992), a elasticidade dos sistemas de implantes osseointegrados se aproximaria do potencial de movimento fisiológico do ligamento periodontal. Assim, nas próteses fixas em que ocorre a união de dente e implante também apresentaria movimentos, devido à flexão da estrutura e do parafuso protético do pilar. Dessa forma, o movimento da prótese parcial fixa auxiliaria a compensação de alguma diferença entre a mobilidade de um dente saudável e o implante.

ULRICH em 1993, afirmou que a presença do ligamento periodontal promove absorção e neutralização do impacto das forças mastigatórias; função sensorial e protetora e transformação das tensões em estímulo à remodelação óssea. Dessa forma, mediante a ausência de ligamento periodontal na osseointegração, haveria uma diferença significativa na dissipação de forças mastigatórias, que, nos implantes, são transmitidas de forma direta aos componentes protéticos e ao tecido ósseo.

WEINBERG e KRUGER, 1994 classificaram os movimentos dos dentes e implantes em três categorias:

- macromovimento (> 0,5 mm) – dentes com suporte periodontal pobre
- micromovimento (0,1 a 0,5mm) – dentes com bom suporte periodontal
- micronmovimento (< 0,1 mm) – implantes osteointegrados.

A combinação de dois sistemas com grande diferença de rigidez pode resultar em complicações biomecânicas (os dentes têm uma mobilidade dez vezes maior que a dos implantes). Os dentes naturais por meio do ligamento periodontal, têm uma mobilidade fisiológica e capacidade para movimento

ortodôntico. O contrário acontece com os implantes que são praticamente fixos em suas posições. Isto faz com que os implantes ligados a dentes por conexões rígidas absorvam a maior parte das cargas aplicadas. (HOBBO, 1997).

Segundo LANGERT e RANGERT, em 1998, os implantes são mais rígidos em direção axial do que os dentes, mesmo quando se utilizam elementos móveis, e a flexibilidade do ligamento periodontal não é reproduzida pelo sistema mecânico. Por outro lado, muitos implantes podem, como unidades isoladas, serem considerados flexíveis e se curvar, e compensar a mobilidade de um dente. Os diferentes tipos de conexões devem ser considerados em relação a estas propriedades mecânicas dos implantes, bem como para as razões de uni-los a dentes. A conexão rígida (solda) transfere as forças e os momentos em todas as direções, enquanto diferentes tipos de encaixes pré-fabricados permitem a movimentação em direções pré-definidas de cargas, limitando a interação entre os membros suporte.

Nas próteses implantodentossuportadas, o desenho e a resistência mecânica da fixação ao dente tornam-se crucial. Se o dente estiver livre para movimentar na direção do alvéolo, ele pode retornar à posição original devido ao efeito de mola fornecido pelo ligamento periodontal e, se essa movimentação for contraposta por fricção do encaixe, o dente pode ficar sujeito a movimentos ortodônticos.

Na situação de unir um dente a um implante, o propósito é dividir as cargas entre os membros. A flexibilidade inerente dos parafusos dos implantes, que imita a mobilidade axial de um dente conectado rigidamente, parece ser um pré-requisito para resultados em longo prazo. Uma vantagem dessa modalidade é que ela pode permitir uma prótese fixa onde a anatomia somente permitiria a colocação de apenas um implante. Entretanto, as restaurações sobre vários implantes e dentes, formam uma unidade rígida que não se desestabiliza com a movimentação dos dentes, introduzindo, dessa forma, um potencial de sobrecarga, porque o acoplamento age como um cantilever sobre os implantes, resultando em um estresse elevado aos componentes e ao osso.

Como a presença do ligamento periodontal permite a mobilidade dental, acredita-se que a união dente-implante pode levar a um aumento da transferência de cargas mastigatórias ao implante e que a concentração e

intensidade da mesma seriam proporcionais à mobilidade natural do dente e ao tamanho da ponte (MENICUCCI et al, 2002).

BECELLI (2006) relatou que a transformação de tensões de pressão em tração é uma das funções mais importantes do ligamento periodontal, do ponto de vista biológico. Quando a força mastigatória é axializada, essa é transmitida ao ligamento periodontal e transformada em tração uniforme, sobre a cortical alveolar. Dentro de um sistema de coordenadas, observou que no dente ocorre um rápido deslocamento no sentido da força, até o limite máximo de elasticidade do ligamento. A partir desse limite, mediante a persistência da força, ocorreria a fratura ou a avulsão do dente. No implante, o deslocamento seria contínuo e limitado exclusivamente pela plasticidade óssea, até que ocorresse fratura na tábua óssea ou nos componentes do implante.

As respostas biomecânicas diante de determinada força seriam, portanto, totalmente diferentes e, quando combinados dentes naturais com implantes, cuidados especiais como uma maior quantidade de elementos de conexão entre implante e componentes protéticos para uma maior flexibilidade do sistema, deveriam ser tomados no planejamento para compensar tal diferença.

MISCH, em 2006, afirmou que a mobilidade dental horizontal é maior que o movimento vertical, porém a interface entre implante e osso também apresenta movimento lateral. Desta forma, implante, osso e prótese compensariam o leve movimento dental, se o mesmo apresentar mobilidade zero (fisiológica).

### **3.2 Complicações das próteses fixas dentoimplantossuportadas**

CHEE e CHO (1997) relataram que, devido ao movimento fisiológico do dente natural, alguma flexibilidade no sistema de implante deve ocorrer durante a carga oclusal, sendo que essa flexibilidade é oriunda do osso ou dos componentes internos do implante. Estes componentes estão sujeitos a flexões repetidas, levando à perda do parafuso ou fadiga do metal com eventuais fraturas dos componentes. Neste estudo, observaram o problema da intrusão

dental, em prótese dentoimplantossuportada, de conexão semi-rígida, ao final de doze meses de observações.

Em um estudo de MENICUCCI et al., em 2002, quando construíram modelos de prótese rígida dentoimplantossuportadas pelo método dos elementos finitos, após avaliarem seus resultados, concluíram que o dente tende a intruir dentro do alvéolo devido à deformação progressiva do ligamento periodontal fazendo com que o pântico e o pilar natural, atuem como um *cantilever* do implante.

BARBOSA (2003) relatou em seu trabalho que um dos problemas mais constantes vem sendo o fenômeno da intrusão dental, especialmente quando o dente pilar está próximo a um implante com conexão rígida. Esse fenômeno pode acontecer se o dente estiver entre implantes, ou na extremidade da prótese, na mandíbula ou maxila.

CORDARO et al (2005) a partir de uma análise clínica, que tinha como parâmetros a estabilidade dos implantes, perda óssea marginal e intrusão dentária, avaliaram 19 pacientes que tinham dentes remanescentes, sobre os quais foram construídas próteses totais dentoimplantossuportadas. Foram utilizados como pilares 90 implantes e 72 dentes, sobre os quais foram confeccionadas 19 próteses. Em avaliações realizadas de 24 a 94 meses depois, os autores puderam concluir que todos os implantes analisados estavam estáveis. Na análise radiográfica, não houve perda de estrutura óssea maior que 3mm e, do total de 72 dentes pilares utilizados nesse estudo, apenas 4 sofreram intrusão, a qual ocorreu na prótese unida com conexão semi-rígida e com suporte periodontal normal.

Em um trabalho realizado em 2006, AKÇA, UYSAL E ÇEHRELI avaliaram 29 pacientes que receberam 34 próteses fixas dentoimplantossuportadas. Estas próteses foram submetidas à mensuração da força oclusal máxima através de uma mini célula de carga conectada a um sistema de aquisição de dados. As alterações no nível ósseo marginal foram avaliadas através de radiografias digitalizadas obtidas na época da confecção das próteses e após 24 meses de acompanhamento. Os autores chegaram à conclusão que, embora a carga mastigatória seja aumentada sobre os implantes, a união rígida entre implante e dentes naturais através de prótese

fixa não coloca em risco a estabilidade óssea do implante mediante a essas cargas funcionais.

Utilizando modelos de próteses fixas dentoimplantossuportadas pelo método de elemento finito, LIN, WANG e CHANG (2008) avaliaram três fatores: a aplicação da carga, o número de dentes esplintados e o tipo de conector. Eles observaram que a condição da carga aplicada (axial ou oblíqua, maior ou menor intensidade) é mais importante do que o número de dentes pilares ou o tipo de conector, na geração de tensão em uma prótese dentoimplantossuportada.

PJETURSSON e LANG (2008), em um trabalho de meta-análise, relataram que as próteses fixas dentoimplantossuportadas possuem uma taxa de sobrevida de 95,5% no período de 5 anos e de 77,8% no período de 10 anos, sendo que as complicações mais comumente encontradas são a perda e/ou afrouxamento do parafuso do pilar, e complicações biológicas como as mucosites e perimplantites.

SRINIVASAN e PADMANABHAN (2008) avaliaram a intrusão dentária em próteses fixas dentoimplantossuportadas usando a fotoelasticidade bidimensional. Dois modelos foram utilizados, um de prótese dentossuportada e o outro de dentoimplantossuportada. Nos análogos dentais, simulou-se ligamento periodontal com polivinilsiloxano (0,3 mm de espessura). Em ambos os modelos foram analisadas próteses com conector rígido e não-rígido. Cargas verticais de 0,5 e 100 lbs foram aplicadas sobre o retentor anterior, sobre o pântico e sobre o retentor posterior. As tensões aumentaram proporcionalmente à quantidade de força aplicada em ambos os modelos. O uso de conectores não-rígidos não apresentou nenhuma significância na distribuição de tensões. Os valores de tensão foram maiores no modelo de prótese dentoimplantossuportada. Os resultados demonstraram que os padrões de força encontrados não são suficientes para causar a intrusão dental. Esta deve ser provocada por outros fatores que não tensão excessiva e necessita maiores investigações.

Avaliando modelos pelo método do elemento finito, com variação das condições de suporte periodontal, tipo de implante, número de dentes esplintados e o tipo de carga, LIN et al (2010) concluíram que o tipo de carga foi o fator predominante no desenvolvimento de tensão no osso, no implante e

na prótese. Segundo eles, a força oclusal oblíqua aumentou o nível de tensão, quando comparada à mesma intensidade de força axial. A esplintagem a um dente com suporte periodontal comprometido gerou um aumento muito pequeno no valor da tensão óssea ao redor do implante, quando comparado à união a um dente com suporte periodontal normal. A esplintagem a um dente adicional não teve impacto significativo nos valores de tensão nas próteses dentoimplantossuportadas.

### **3.3 Quando indicar a união dente-implante com prótese fixa**

RANGERT et al em 1991 afirmaram que as razões para união entre dentes e implantes estariam fundamentadas diante de áreas anatômicas limitantes à instalação de implantes, tais como proximidade do nervo alveolar e altura óssea insuficiente.

CLEPPER (1997), em um estudo retrospectivo de 103 implantes suportando 60 próteses fixas, onde 54 restaurações continham um ou mais implantes conectados a um ou mais pilares naturais, desenvolveu um protocolo para conexão entre dente e implante: 1- em próteses posteriores, se possível, utilizar pelo menos dois implantes com um dente para suportar um pântico. Ele considera a regra de dois implantes e um dente ou um implante e dois dentes como pilares; 2- conectores intracoronários não devem ser utilizados; 3- a conexão entre dente e implante deve ser realizada sobre um pilar natural que apresente relação coroa-raíz satisfatória.

De acordo com LAUFER e GROSS (1998), em muitas situações clínicas a esplintagem de implante com dente natural pode ser uma alternativa racional. As situações clínicas que podem levar ao planejamento de próteses dentoimplantossuportadas são: 1- número de implantes ou de pilares naturais insuficientes para suportar uma prótese fixa independente; 2- localização desfavorável ou distribuição ao longo do arco, o que permitiria intercalar implantes entre dentes remanescentes; 3- dentes periodontalmente comprometidos, necessitando de um suporte adicional, derivado da estabilidade dos implantes.

CORDARO et al, em 2005, afirmaram que pode-se indicar este tipo de união entre dentes e implantes quando ocorrer: dentes pilares sem aumento da mobilidade, deficiência óssea para instalação dos implantes, recusa do paciente em submeter-se às técnicas de reconstruções ósseas, baixa condição financeira.

MISCH (2006) sugeriu que quando o osso adjacente a um dente não puder receber enxerto para instalação de implantes, uma das opções seria inserir um implante mais distal e confeccionar uma prótese parcial fixa que conecte um implante a um dente sem mobilidade, ou se o elemento dental apresentar mobilidade, uma alternativa seria melhorar a distribuição de tensão pela esplintagem de implantes a pilares naturais adicionais, desde que seja observada mobilidade clínica zero.

Em 2008, LINDH, a partir de uma revisão da literatura, relatou que não existe suporte científico para extração dentária em favor da instalação de implantes para evitar a confecção de uma prótese dentoimplantossuportada, pois ele considera essa, uma opção protética viável.

### **3.4 Sistema de união mais indicado (rígida ou semi-rígida)**

SCHLUMBERGER, BOWLEY e MAZE, em 1988 fizeram um trabalho de revisão da literatura a respeito da controvérsia relativa à conexão de implante com dentes naturais em próteses parciais fixas, principalmente relacionada a relatos clínicos de intrusão dos dentes naturais. Embora tenham sido proposto teorias para explicar este fenômeno, a causa da intrusão permanece desconhecida. Numerosos estudos longitudinais demonstraram que podem ser conectados dentes a implantes com sucesso. O uso de conectores rígidos é descrito como um mecanismo para prevenir intrusão do dente natural.

NISHIMURA et al, em 1999, avaliaram a distribuição de tensão entre implantes e dentes unidos por meio de conexão rígida e semi-rígida sobre estimulação de carga funcional, usando a técnica de análise fotoelástica. A variação decorrente da colocação de um ou dois implantes também foi avaliada. Os autores concluíram que a carga transmitida ao osso de suporte

depende do número de implantes e da sua distribuição. Também relataram que em situações onde o número de implantes é reduzido e há necessidade de unir dentes a implantes, a conexão pode ser realizada, apresentando a vantagem da manutenção da propriocepção. A conexão não-rígida apresenta a facilidade da manutenção da prótese e do efeito *cantilever*. Porém, essa conexão pode induzir a intrusão do dente. A indicação da conexão rígida deve ser baseada em critérios clínicos, como mínima mobilidade dental, implantes com boa osseointegração e possibilidade de remoção da superestrutura em caso de fracasso. O uso da conexão rígida, quando há apenas um implante, causa um ligeiro aumento de tensão, comparado às conexões não-rígidas. Entretanto, o conector rígido mostra uma transferência de tensão mais difundida e balanceada no caso da união usando dois implantes.

OCHIAI et al em 2003 realizaram um estudo fotoelástico objetivando comparar a distribuição de tensão em 1 e 2 implantes posteriores (3,75 x 13 mm) conectados à uma simulação de um dente natural anterior variando o tipo de pilar (segmentado ou não-segmentado) sob carregamento funcional. Os implantes foram colocados em material fotoelástico, simulando completa osseointegração, em áreas de primeiro e segundo molar. Foram, então, fabricadas duas infraestruturas metálicas sobre os implantes, uma sobre pilares cônicos e outra diretamente sobre os implantes (UCLA). Foram utilizados diferentes tipos de resina fotoelástica, uma para os dentes e outra para a região de suporte dos dentes e implantes, diferindo pelo módulo de elasticidade do material. Cargas verticais foram aplicadas nas coroas e foi feita uma análise qualitativa por meio de um polariscópio. Não foi encontrada diferença na distribuição das tensões, quanto ao tipo de componente protético utilizado (segmentado e não-segmentado).

MISCH em 2006 afirmou que, embora tenham sido preconizadas conexões semi-rígidas na literatura, raramente está indicada em prótese fixa unilateral. Esse tipo de conexão não melhora a distribuição de tensão entre os pilares, sendo causadora de migração de dentes naturais.

Em relação à localização dos encaixes macho-fêmea em uma prótese de conexão semi-rígida, BECHELLI (2006) afirmou que, ao se localizar o sistema fêmea no dente e a parte macho no pântico, frente às cargas mastigatórias, o dente pilar sofrerá um movimento de intrusão e, como a

prótese não é elástica e o implante não possui mobilidade, haverá uma relativa liberdade de movimento para o dente. O implante não colabora, dessa forma, com a dissipação das tensões oriundas de cargas horizontais. Por outro lado, se for utilizada a conexão semi-rígida junto ao implante, com a localização da fêmea no implante, atuando como apoio e, no momento da aplicação das cargas mastigatórias, todo conjunto composto por dentes e pânticos poderá movimentar-se o permitido pelo ligamento periodontal, axializando melhor as cargas transmitidas ao implante.

RIERA, PEDEMONTE e ESCUIN (2007) fizeram uma análise de tensão pelo método fotoelástico, onde eles construíram três modelos com próteses fixas dentoimplantossuportadas: um modelo com uma prótese cimentada tanto no dente quanto no implante; no outro modelo a prótese foi cimentada sobre o dente e aparafusada diretamente sobre o implante, com uma união rígida; e no terceiro modelo, a prótese foi cimentada sobre o dente e aparafusada diretamente sobre o implante, com um encaixe entre esses pilares. Os autores concluíram neste trabalho que a estrutura cimentada propiciou um padrão de distribuição de tensão mais favorável. Além disso, verificaram que, quando a força foi aplicada sobre o dente, que é a situação que apresenta maior risco de gerar sobrecarga sobre o implante, a estrutura cimentada e aparafusada com um encaixe entre elas, foi a que apresentou menos tensão sobre o implante. Também concluíram que as forças aplicadas na região do pântico se distribuem mais uniformemente na estrutura aparafusada com conexão rígida.

OZÇELIK e ERSOY em 2007 realizaram um trabalho onde examinaram as tensões formadas ao redor do implante e do dente natural quando estes foram pilares de próteses fixas dentoimplantossuportadas, sob cargas oclusais, usando o método de elemento finito e análise fotoelástica. Foram confeccionados três modelos de próteses fixas dentoimplantossuportadas: modelo 1, prótese com união rígida; modelo 2, conexão não-rígida com fêmea na distal do segundo pré molar; modelo 3, conexão não-rígida com fêmea na mesial do implante. Os autores concluíram que o maior nível de tensão ao redor do implante ocorreu na prótese com união rígida. Por outro lado, a conexão não-rígida incorporada na prótese com a fêmea no pilar do implante, reduziu o nível de tensão no osso.

Segundo CUNE (2008), na prática clínica, o prognóstico parece, com algumas reservas, ser semelhante tanto para próteses dentoimplantossuportadas quanto para as implantossuportadas. Para o autor, essa conclusão é particularmente válida para pontes em extremo livre, onde um único implante é conectado a um dente. Os pré-requisitos para essa união são: dente pilar saudável, o comprimento do pântico não excedendo a largura de um pré-molar, uma conexão rígida entre o implante e o dente e o uso de um cimento resistente para cimentação.

Em um trabalho realizado com o método de elemento finito (MEF), LANZA et al, em 2009 analisaram o comportamento mecânico de uma prótese fixa de união rígida entre dente natural e implantes, variando a quantidade de implantes e dentes envolvidos. Foram usados implantes curtos (6,0mm) em dois modelos: o primeiro com um dente e um implante e o segundo com um dente e dois implantes. Foi aplicada uma carga de 100N sobre as próteses. Os autores concluíram que o uso desses implantes como pilares de próteses dentoimplantossuportadas favorece a ocorrência de mobilidade do dente, pois a maior concentração das tensões ocorreu nesse pilar. Também concluíram que a colocação de implantes adicionais na prótese, favorece a distribuição das tensões. Em outro trabalho com elementos finitos, LANZA et al (2010), utilizaram implantes de 10mm de comprimento em dois modelos, um com dois implantes e um dente (modelo 1) e outro com dois dentes e um implante (modelo 2) , unidos através de um pântico com conexão rígida. Foi simulada uma carga de 100N sobre as próteses. Os autores concluíram que a união entre dente e implante é previsível mecanicamente, e que ocorre uma decomposição lateral da força axial. Concluíram também que a colocação de implantes e dentes adicionais na prótese, favorece a distribuição das tensões.

SILVA et al (2010) realizaram um estudo onde foi avaliado o padrão de transferência de tensão nas próteses dentoimplantossuportadas comparando a conexão rígida e semi-rígida e variando também o tipo de implante (hexágono interno e externo). Foram construídos dois modelos fotoelásticos, um com implante de hexágono interno (4,0 x 13mm) e outro com implante de hexágono externo (4,0 x 13mm). Três tipos de próteses foram confeccionados para cada modelo, incorporando um tipo de conexão em cada um para conectar implantes a dentes: conector rígido com solda, conector semi-rígido e conector rígido com

parafuso oclusal. Os modelos foram colocados em um polariscópio e foram aplicadas cargas axiais de 100N em pontos fixos na superfície oclusal das próteses. Nos resultados encontrados pelos autores, houve uma tendência de diminuição da tensão na conexão semi-rígida e na rígida soldada no modelo com hexágono externo; entre os três tipos de conexão no modelo com hexágono interno, a semi-rígida foi a mais desfavorável delas. Como conclusão, os autores relataram que, quando houver a necessidade de unir dente a implante em uma prótese fixa, é melhor usar o implante com hexágono externo.

### **3.5 Fotoelasticidade de transmissão plana**

CAMPOS Jr. et al, em 1986, relataram que a técnica fotoelástica consiste na produção, sob luz polarizada, de faixas coloridas (concentrações de tensão) no interior de materiais transparentes submetidos à forças externas. Esses efeitos da fotoelasticidade em certos materiais foram observados primeiramente por David Brewster em 1912 quando este realizou pesquisas de propriedades ativas de alguns materiais sólidos e transparentes. Observou que sólidos com características isotrópicas, quando submetidos a esforços se transformavam em anisotrópicos e que o grau de anisotropia era proporcional a magnitude de deformação do material.

Citaram ainda que no método fotoelástico é possível uma visualização conjunta das tensões internas nos corpos que podem ser medidas e fotografadas, enquanto que em outros métodos analíticos são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças construídas a partir de dados numéricos.

Segundo BRODSKY, CAPUTO e FURSTMAN (1970) a análise fotoelástica é uma técnica que transforma tensões existentes no interior dos corpos em padrões de luz visível, denominados franjas. Quanto maior o número de franjas visualizadas, maior é a concentração de tensão na área. Os autores realizaram um importante estudo para validação do método fotoelástico, uma vez que demonstraram a compatibilidade existente entre os

dados obtidos com essa técnica e achados histológicos. Foram instalados aparelhos ortodônticos em dentes de gatos e nos respectivos modelos fotoelásticos. Houve correlação positiva entre os padrões fotoelásticos observados nos modelos e os achados encontrados nos espécimes histológicos preparados. Onde se visualizavam forças de tração nos modelos, encontravam-se evidências de estiramento do ligamento periodontal. Nas áreas de pressão fotoelástica, verificavam-se compressão das fibras periodontais. Nos locais onde altas concentrações de tensões foram observadas nos modelos, surgiram áreas de hialinização no material histológico.

A fotoelasticidade de transmissão plana pode ser aplicada em qualquer estado de tensão, porém pode ser mais facilmente utilizada no estudo do estado plano de tensões, que requer da confecção de modelos planos, feitos de materiais transparentes, homogêneos, isotrópicos, lineares, possuindo certas propriedades óticas. A propriedade ótica fundamental é que os materiais possuam dupla refração temporária ou anisotropia ótica, quando submetidos a estados de tensões/deformações. Modelos similares são construídos e as cargas que melhor simularem as reais, são aplicadas no modelo. Utilizando-se uma fonte de luz branca, os efeitos óticos se manifestam como bandas coloridas (eucromáticas), cobrindo a faixa do espectro visual. Através da luz monocromática, os efeitos óticos se manifestam como uma série alternada de bandas pretas e brancas que tem um número de ordem em um ponto, dependendo da intensidade de carga ( GOMIDE,1990).

### **3.5.1 - Tipos de Polariscópio – Componentes Básicos**

O polariscópio de transmissão é um sistema constituído por um conjunto de elementos óticos que tem por função transmitir luz polarizada (ALVAREZ e STROHAECHER, 1998). A vibração associada à luz é perpendicular à direção de propagação de uma fonte de luz que emite ondas contendo vibrações transversais à direção de propagação. Com a introdução de um filtro polarizador no caminho das ondas de luz, somente um componente dessas

vibrações será transmitido (aquela paralela ao eixo de polarização do filtro). Este feixe orientado é chamado de luz polarizada. Se outro filtro polarizador for colocado em sua trajetória, pode se obter uma extinção completa do feixe se os eixos de polarização dos dois polariscópios estiverem perpendicular entre si (BERNARDES et al.,2003).

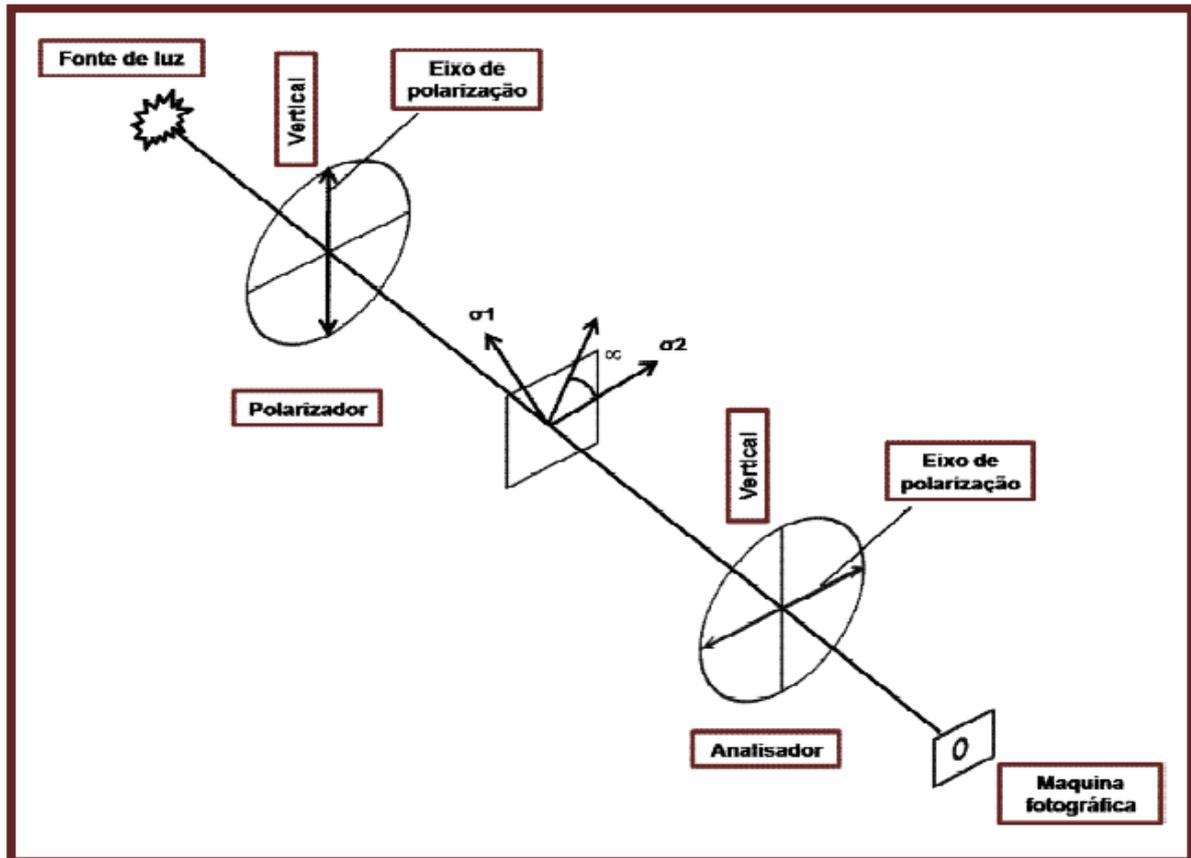


Figura 1 - Arranjo dos filtros e suas respectivas angulações para um polariscópio plano ajustado em campo escuro. ( FERREIRA Jr, 2003).

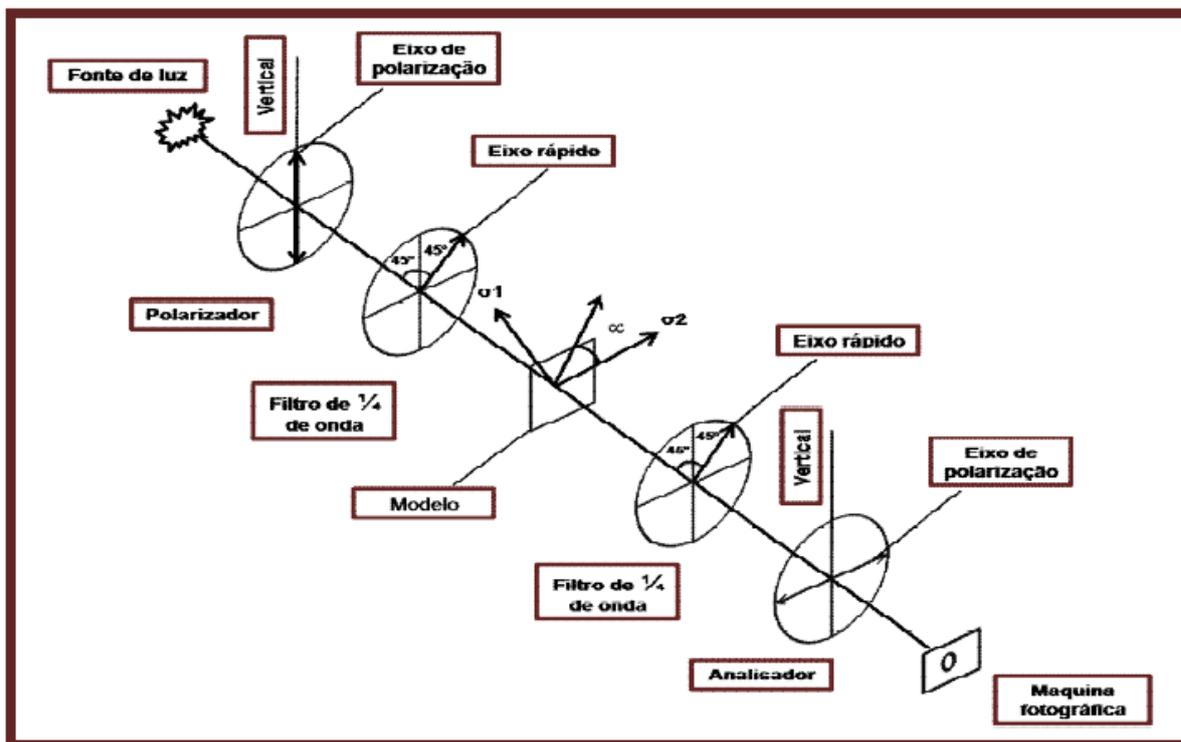


Figura 2 - Arranjo dos filtros e suas respectivas angulações para um polariscópio circular ajustado em campo escuro ( FERREIRA Jr, 2003).

O polariscópio plano é o sistema ótico mais simples utilizado em fotoelasticidade, sendo constituído de dois polarizadores e uma fonte luminosa (FERREIRA Jr 2003).

O polariscópio mais próximo da fonte luminosa é chamado de polarizador, enquanto o outro filtro polarizador é conhecido como analisador. Os eixos de polarização do polarizador e do analisador são cruzados perpendicularmente e assim a intensidade da luz resultante é nula. Quando a luz atravessa um polarizador plano, ele a divide em dois componentes de onda de luz vibrando em planos mutuamente ortogonais.

### 3.5.2 Lei Ótica de Tensão

Vários materiais transparentes não cristalinos são óticamente isotrópicos quando livres de tensões externas, porém ao serem tensionados, tornam se anisotrópicos, apresentando características similares às dos cristais. Essas características persistem durante a aplicação de carga, desaparecendo após

sua retirada. Assim para um determinado ponto existirão três índices de refração principais associados. As mudanças nesses índices de refração são linearmente proporcionais ao carregamento. Este comportamento recebe o nome de birrefringência temporária, observada primeiramente por David Brewster. (ALVAREZ & ESTROHAECHER, 1998; FERREIRA Jr., 2003). A lei ótica de tensão está relacionada com as mudanças no índice de refração, devido à birrefringência temporária, como o estado de tensão do material (FERREIRA Jr., 2003). Sendo assim, a lei ótica de tensão é definida como:

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

Onde:

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

N : ordem de franjas

$f\sigma$  : constante ótica

h : espessura do modelo.

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

A tensão de cisalhamento depende apenas da diferença das tensões principais e pode ser descrita como:

$$T = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2}$$

Das equações anteriores, temos que:

$$T = \frac{f\sigma \cdot N}{2 \cdot h}$$

Portanto a tensão máxima cisalhante determinada em toda a extensão do modelo pode ser calculada através da “lei ótica das tensões”, conhecendo-se a respectiva ordem de franja no ponto de interesse, a constante ótica do material utilizado e a espessura do modelo analisado.

#### 4. MATERIAL E MÉTODOS

A fotoelasticidade é uma técnica experimental para análise de tensões e/ou deformações úteis para estudos em partes com formas complicadas, distribuições complexas de cargas ou ambas. A passagem da luz polarizada através de um modelo confeccionado com material fotoelástico sob carga irá gerar tensões representadas por franjas luminosas escuras ou coloridas, formando desenhos que, uma vez analisados e medidos, irão determinar as deformações e tensões do material.

O método fotoelástico possibilita observar a distribuição de tensões em toda a estrutura, permitindo uma percepção geral sobre o comportamento das tensões. Nessa técnica observa-se a localização das tensões dentro de um modelo experimental através de franjas de diferentes colorações. Pode-se inferir a quantidade de deformação resultante de uma determinada força comparando-se as tensões observadas com a área livre de tensão. Quanto maior o número de franjas, maior a intensidade de tensão; e quanto mais próximas as franjas umas das outras, maior a concentração de tensão (FRENCH et al., 1989).

Para realização desse trabalho, cuja parte experimental foi realizada no laboratório de Engenharia Mecânica da PUC-Minas, foram construídos três modelos experimentais de resina fotoelástica:

- modelo 1: um dente artificial (canino) e um implante (região de segundo pré-molar), suportando uma prótese parcial fixa metálica de três elementos com união rígida;
- modelo 2: um dente artificial (canino) e dois implantes (região de segundo pré-molar e primeiro molar), suportando uma prótese parcial fixa metálica de quatro elementos com união rígida;
- modelo 3: dois dentes artificiais (canino e primeiro pré-molar) e um implante (região de primeiro molar), suportando uma prótese parcial fixa metálica de quatro elementos com união rígida.

As propriedades elásticas dos materiais foram adotadas no regime linear, em cuja hipótese, a deformação dos corpos elásticos é proporcional à força aplicada. Além disso, essas propriedades foram consideradas constantes e isotrópicas (iguais em todas as direções).

#### **4.1 Obtenção dos modelos**

Para realização deste experimento foram confeccionados modelos padrão de uma hemi-mandíbula obtida a partir da reprodução de uma mandíbula de um crânio humano de material plástico de finalidade didática e próximo da escala 1:1. Esta hemi-mandíbula, representativa de um arco edêntulo atrófico, foi reproduzida com silicone 920 (cor azul, uso industrial, data de fabricação 24/02/2010, Casa da Resina, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil), catalisador 503 (uso industrial, fabricado em 24/02/2010, Casa da Resina, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil) na proporção 100g de silicone para 3,0 ml de catalisador. O molde foi preenchido com resina acrílica de polimerização química JET<sup>®</sup> na cor transparente (Clássico<sup>®</sup>, São Paulo, Brasil), confeccionando três modelos (a alteração dimensional proveniente da polimerização da resina não interfere com o trabalho, pois esses modelos servirão apenas para fixação dos pilares, quando serão duplicados, dando origem aos modelos fotoelásticos). Esses modelos foram perfurados com motor elétrico (Beltec lb 100, Beltec Indústria e Comércio de Equipamentos Odontológicos Ltda., Araraquara, Brasil) e broca para acrílico (fresa maxicut de corte liso número 79, Edenta, Áustria), simulando “alvéolos” com distâncias padronizadas entre eles (10mm entre dente e implante; 6mm entre a plataforma dos dois implantes; 4mm entre dois dentes), onde foram afixados os pilares das próteses. Os dentes artificiais (Prodens<sup>®</sup>, Niterói, Brasil) receberam preparos protéticos do tipo coroa total antes de serem afixados aos modelos, e os implantes utilizados foram os implantes Prevail 4510 (Biomet 3i<sup>™</sup>, Flórida, Estados Unidos), do tipo hexágono interno, com diâmetro de 4.0 mm, plataforma de 4.8mm e 10 mm de comprimento. Sobre os implantes foram instalados os intermediários do tipo Gengihue<sup>™</sup> reto (Biomet 3i<sup>™</sup>), que também foram preparados para melhorar o eixo de inserção das próteses.

Instalou-se, então, os dentes e os implantes relativos aos modelos 1, 2 e 3 anteriormente citados (figura 1). Eles foram afixados aos modelos com cera 7 (Polidental<sup>®</sup>, Cotia, Brasil). Sobre esses pilares (dentes e implantes), foram construídas próteses parciais fixas metálicas para cimentação. O metal usado foi uma liga de Níquel-Cromo da marca Durabond<sup>®</sup> (Dental Gaúcho Marquart e Cia Ltda, São Paulo, Brasil), que possui um alto módulo de elasticidade (204.000 MPa). As próteses foram cimentadas sobre os pilares com o cimento de hidróxido de cálcio Dycal<sup>®</sup> (Dentisply, Petrópolis, Brasil).

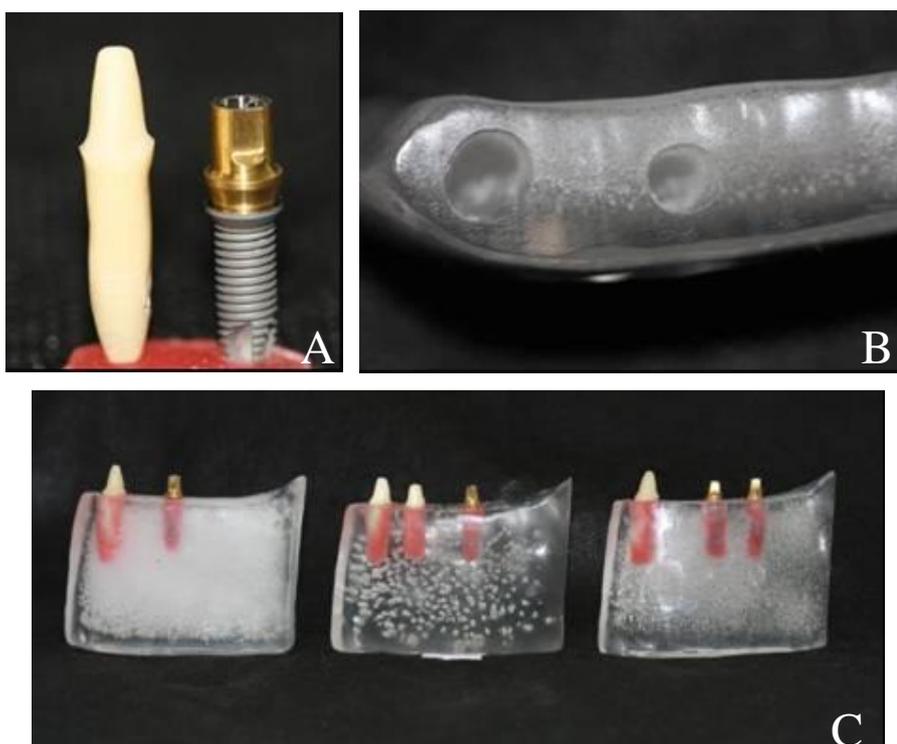


Figura 1 - Dente preparado e componente protético instalado sobre o implante (A); modelo de resina acrílica perfurado (B); os três modelos prontos com os pilares afixados com cera 7 (C).

Os conjuntos próteses / pilares foram retirados dos modelos de resina acrílica para que fosse confeccionada sobre as raízes dos dentes uma simulação do ligamento periodontal. Inicialmente foram pinceladas sobre as raízes dos dentes três (03) camadas de um esmalte para unha de secagem rápida (Finaflor<sup>®</sup>, Bioclass Ind. de Cosméticos Ltda, Belo Horizonte, Brasil), sendo que após a aplicação de cada camada, foi aguardado o tempo de secagem do esmalte. Esse esmalte foi aplicado pelo mesmo operador, para que ficasse com uma espessura uniforme (figura 2).



Figura 2: Uso de esmalte como espaçador para confecção do “ligamento periodontal”.

Após a secagem completa do esmalte, passou-se uma camada de vaselina sólida (Quimidrol Comércio Indústria Importação Ltda., Joinvile, Brasil) e foi realizado um reembasamento nos alvéolos utilizando a resina acrílica autopolimerizável transparente, de forma que as raízes dos dentes ficaram intimamente adaptadas às superfícies dos alvéolos. Concluídos os reembasamentos, o esmalte foi removido das raízes com o auxílio de algodão embebido em uma solução à base de acetona (Ideal<sup>®</sup>, Lemos e Rago Ltda., Nova Lima, Brasil). O uso de esmalte serviu como espaçador para a confecção do ligamento periodontal simulado. Em seguida, os “alvéolos” foram lubrificados com vaselina sólida e sobre as raízes dos dentes, foi aplicada uma camada de adesivo do material de moldagem poliéter (Impregum Soft<sup>®</sup> – 3M ESPE, Seefeld, Alemanha). Manipulou-se, então, o poliéter de consistência média, introduzindo-o no interior dos alvéolos e, em seguida, posicionou-se os dentes dentro deles (figura 3). Após o tempo de presa do material, foram removidos os dentes do interior dos “alvéolos”, ficando a camada do poliéter aderida às raízes dos dentes.

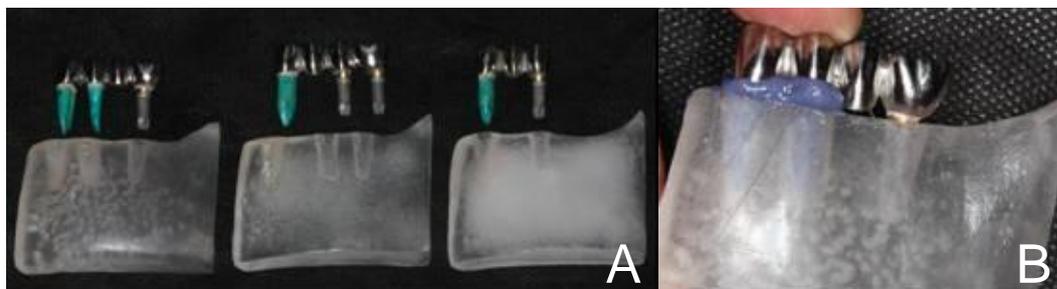


Figura 3- Uso do adesivo de poliéter nas raízes dos dentes (A); preenchimento dos “alvéolos” com poliéter e reposicionamento do conjunto pilar/prótese (B).

Estando pronta a simulação do ligamento periodontal, os conjuntos pilares/próteses foram novamente posicionados sobre os modelos de resina acrílica para que fossem reproduzidos para a confecção dos modelos de resina fotoelástica.

#### 4.2 Reprodução dos modelos em resina fotoelástica

Cada modelo de resina acrílica recebeu uma base de cera 7 (Polidental<sup>®</sup>, Cotia, Brasil) coladas com instrumental aquecido e afixado no interior de um caixote de material reciclado com subdivisões internas que apresentavam medidas de 06 cm de largura por 12 cm de comprimento e 08 cm de profundidade. Uma borracha Silicone 920 azul (Belo Horizonte, Brasil), de uso industrial, foi misturada ao catalisador 503 (Belo Horizonte, Brasil), na dosagem indicada pelo fabricante (100g de silicone para 3,0 ml de catalisador) e, então, vertida dentro do caixote de uma forma que cobrisse os modelos, os pilares e as próteses. Foi aguardado o tempo de vinte e quatro horas para a cura final do material, quando então, os modelos foram removidos dos moldes de silicona. As próteses e os pilares (dentes e implantes) ficaram presos dentro do molde (figura 4).



Figura 4 – Recipiente para moldagem dos modelos (A); manipulação da silicona industrial (B); moldes com os conjuntos pilares/próteses em seu interior (C, D e E).

Usando a resina flexível G III (Polipox Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, Brasil) cujo catalisador é o Endurecedor EL-1252 (Polipox Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, Brasil), proporcionada de acordo com a especificação do fabricante (duas medidas e meia da resina para uma do endurecedor), os moldes foram preenchidos lentamente para não formar bolhas (figura 5). Após o vazamento com a resina, o molde foi colocado sob uma pressão de 40 lbf/pol<sup>2</sup> para a remoção de bolhas internas. Foi preciso aguardar vinte e quatro horas para que a resina atingisse sua presa final. Após esse período de tempo, os modelos foram removidos dos moldes de silicone e analisados quanto à presença de bolhas internas. Havendo a presença de bolhas o modelo era descartado.



Figura 5 – Molde de silicona preenchido com a resina fotoelástica.

Se, ao avaliar os modelos com o auxílio de um polariscópio, for detectada alguma tensão residual, esses modelos deverão ser colocados em estufa a 50 °C por uma hora para eliminação dessas tensões. (MARKARIAN et al, 2007). Em uma avaliação fotoelástica preliminar, os modelos foram considerados livres de tensões residuais, estando prontos para o início dos testes (figura 6).



Figura 6: modelos antes da aplicação da carga

### 4.3 Análise fotoelástica

As amostras fotoelásticas foram analisadas com o auxílio de um polariscópio. A utilização do polariscópio na análise de tensões permite uma visualização da distribuição das tensões no modelo de estudo. Os modelos foram posicionados um a um dentro de um suporte de acrílico transparente. Para a aplicação da força, utilizou-se um dispositivo semelhante a uma prensa com um bloco de acrílico de superfície plana preso na ponta, de forma que quando fosse aplicada a carga, esse bloco de acrílico tocasse simultaneamente nas pontas das cúspides das próteses. Para que ocorresse esse contato simultâneo, utilizou-se uma fita de papel carbono AccuFilm II (Parkell, Nova Iorque, Estados Unidos) sobre cada elemento das próteses, verificando os contatos e realizando ajustes, quando necessário (figura 7). Dessa forma, a carga de 100N foi dividida pelas superfícies oclusais, proporcionalmente, de acordo com a quantidade de elementos das respectivas superfícies.

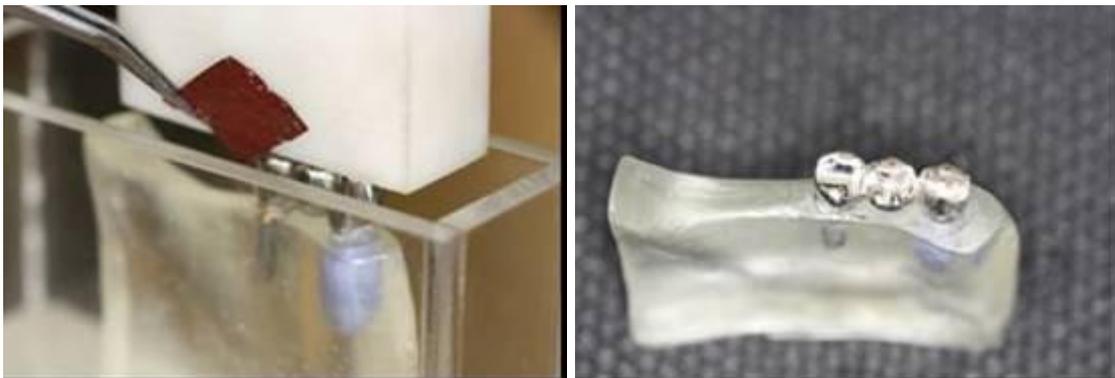


Figura 7 – Ajuste da oclusão das próteses com papel carbono.

Foi conectada a essa prensa uma célula de carga de 50 Kgf (Kratos Equipamentos Industriais, Cotia, Brasil) para controle da força aplicada. Foi acoplado ao sistema uma máquina digital (EOS XSi Rebel, Canon, Tóquio, Japão) para permitir visualizar as franjas e registrar as imagens em fotografias digitais nos três modelos. Para melhor visualização das franjas, verteu-se óleo mineral puro no interior do recipiente de acrílico, de forma que cobrisse os modelos. Foram, então, aplicadas as forças sobre cada modelo e, no momento que o leitor da célula de carga registrava 100N, os modelos foram fotografados

e as imagens foram repassadas para um computador, onde foram devidamente analisadas (figura 8).

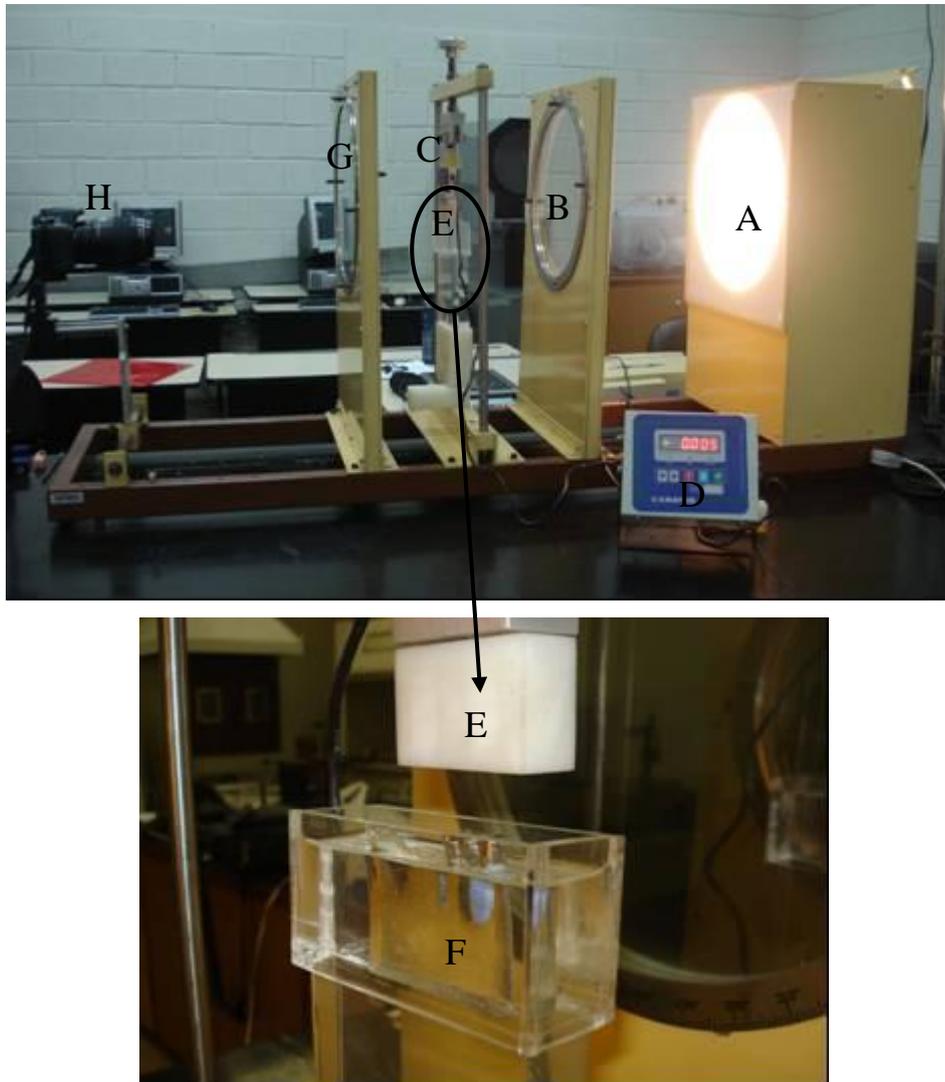


Figura 7 – Fonte de luz (A); filtro polarizador (B); célula de carga (C); leitor da célula de carga (D); dispositivo de aplicação da carga (E); recipiente com óleo mineral (F); filtro analisador (G); máquina fotográfica (H).

## REFERÊNCIAS GERAIS

1. ADELL, R; LEKHOLM, U; ROCKLER, B.; BRÅNEMARK, P.I.A. 15 Years of Study of Osseointegrated Implants in the Treatment of Edentulous Jaw. **International Journal of Oral Surgery**. 6:387-416, 1981.
2. AKÇA, K., UYSAL, S., ÇEHRELI, M.C. Implant–tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. **Clinical Oral Implants Research**, v. 17, p. 331–336, 2006.
3. ALVAREZ, E.D., STROHAECKER, T.R. Equipamento de baixo custo para análise de tensões. **RFAI**. 1998;13:86-91.
4. ARAÚJO, C.A. Introdução à fotoelasticidade de transmissão plana e mecânica aplicada. **Apostila UFU/FEM**, Uberlândia, 41 p., 2006.
5. BARBOSA, J.F.S.. Prótese fixa implanto-dento-suportada sob carga dinâmica: análise através de Métodos de Elementos Finitos 3D. Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais- Faculdade de Odontologia, 94 fls, 2003.
6. BECHELLI,A.H. Prótese implanto suportada e carga imediata. In: BECHELLI,A.H. **Carga imediata em implantologia oral**. São Paulo: Ed. Santos, cap.8, p.186-215, 2006.
7. BERNARDES, S.R., ARAÚJO. C.A., NEVES, F.D. Análise do campo de tensões em implantes dentários do tipo hexágono interno, hexágono externo e cone morse usando a técnica fotoelástica. In: **Anais do 13° POSMEC – Simpósio do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica**. Uberlândia: UFU; p.1-10, 2003.
8. BRODSKY, J.E.; CAPUTO, A.A.; FURSTMAN, L.L.. Root typing: a photoelastic-histopathologic correlation. **American Journal of**

- Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis, v. 67, n. 1, p. 1-10, Jan., 1975.
9. BUSER,D., MERICSKE-STERN, R., BERNARD, J.P., BEHNEKE, A., BEHNEKE, N., HIRT, H.P., BELSER, U.C., LANG, N.P.. Long term evaluation of non-submerged ITI implants part I: 8 year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. **Clinical Oral Implants Research**, v.8, p. 161-172, 1997.
  10. CAMPOS Jr, A., PASSANEZI, E, NAHÁS, D., JANSON, W.A. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte I. Campo de aplicação. **Estomatologia e Cultura**, v. 16, n. 1, p. 20-25, jan/mar 1986.
  11. CARRILLO C.H., ALIAGA M.H., GUIRADO J.L.C. Tooth-implant connection: A bibliographic review. **Medicina Oral Patologia Oral e Cirurgia Bucal**. Mar 1; 15 (2), p. 387-94, 2010.
  12. CHEE,W.W.L., CHO,G.C.. A rationale for not connecting implants to natural teeth. **Journal of Prosthodontics**, v.6, p.7-10, 1997.
  13. CLELLAND, N.L.; GILAT, A.; McGLUMPHY, A.; BRANTLEY, W.A. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. **International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, Lombard, v.8, n.5, p. 541-8, 1993.
  14. CLEPPER, D.P., Should natural teeth and osseointegrated implants be used in combination to supported a fixed prosthesis? **International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, v.9, p. 711-18, 1997.
  15. CORDARO,L., ERCOLI, C., ROSSINI, C., TORSELLO, F., FENG, C. Retrospective evaluation of complete-arch fixed partial dentures connecting teeth and implant abutments in patients with normal and reduced periodontal supported. **Journal of Prosthetic Dentistry**, n.94, p.313-20, 2005.

16. CUNE, M.S. Prosthetic dilemmas. Connecting natural teeth and implants. **Nederlands tijdschrift voor tandheelkunde**, v.115, n.11, p. 613-9, 2008.
17. FERREIRA JÚNIOR, A.F.G. Desenvolvimento de um sistema para análise automática do padrão de franjas fotoelásticas isocromáticas. **Dissertação de Mestrado**, USP/ Escola Politécnica, 85 p., 2003.
18. FRENCH, A.A., BOWLES, C.Q., PARHAM, P.L., EICK, J.D., COBB, C.M. Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants. **International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry**, 9 : 221-30 ,1989.
19. GOMIDE, H. A. Fotoelasticidade: aplicação na Biomecânica. In: **Anais do XII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**. Ribeirão Preto, 1990.
20. GREENSTEIN, G., CAVALLARO, J., SMITH, R., TARNOW, D. Connecting Teeth to Implants: A Critical Review of the Literature and Presentation of Practical Cuidelines. **Compendium**. v. 30, n. 7 , Setembro, 2009.
21. HOBO,S. **Osseointegração e Reabilitação Oclusal**. Ed. Quintessence, São Paulo, p.278, 1997.
22. LANGER, B., RANGERT, B. Biomechanical interaction between implants and teeth. In: NEVINS,M., MELLONING, J.T. **Implants Terapy**. Chicago: Quintessence, p. 47-51, 1998.
23. LANZA, M.D.S., ROCHA, W.M.S., LANZA, L.D., LEMOS, E.S., LANZA, M.D. Comportamento biomecânico de uma prótese fixa implantodentossuportada utilizando implantes curtos. *Revista Dental Press de Periodontia e Implantologia*, v. 3, n. 4, p. 91-100, 2009.

24. LANZA, M.D.S., VIEIRA, A.C.B., SERAIDARIAN, P.I., JANSEN, W.C., LANZA, M.D. Comportamento biomecânico das próteses fixas dentoimplantossuportadas. **Revista ImplantNews**, v. 7 (3), p. 417-23, 2010.
25. LAUFER, Z., GROSS, M. Splinting Osseointegrated Implants and Natural Teeth in Rehabilitation of Partially Edentulous Patients. Part I: Laboratory and Clinical Studies. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.25, p.863-870, 1997.
26. LIN C.L., WANG J.C., CHANG W.J. Biomechanical interactions in tooth–implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis. **Clinical Oral Implants Research**, v. 19, p.107–117, 2008.
27. LIN, C.L., WANG, J.C., CHANG, W.J., CHEN, S.T. Evaluation of Stress Induced by Implant Type, Number of Splinted Teeth, and Variations in Periodontal Support in Tooth-Implant–Supported Fixed Partial Dentures: A Non-Linear Finite Element Analysis. **Journal of Periodontology**, v. 81, p.121-130, 2010.
28. LINDH, T. Should we extract teeth to avoid tooth-implant combinations? **Journal of Oral Rehabilitation**, n.35, p.44-54, 2008.
29. MARKARIAN, R.A., UEDA, C., SENDYK, C.L., LAGANÁ, D.C., SOUZA, R.M. Stress Distribution after Installation of Fixed Frameworks with Marginal Gaps over Angled and Parallel Implants: A Photoelastic Analysis. **Journal of Prosthodontics**, v. 16, n. 2, p. 117-122, 2007.
30. MENNICUCCI, G. MOSSOLOV, A., MOZZATI, M., LORENZETTI, M., PRETI, G.. Tooth-implant connections: some biomechanical aspects based on finite element analyses. **Clinical Oral Implants Research**, n.13, p.334-341, 2002.
31. MISCH, C.E.. Dentes naturais adjacentes a sítios multiimplantares: efeito no diagnóstico e plano de tratamento. In : MISCH, C.E. **Prótese sobre Implantes**. São Paulo. Ed. Santos, 2006, cap. 12, p.180-95.

32. NAERT, I.E. QUIRYNEN, M., VAN STEENBERGHE, D., DARIUS, P.. A six year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partially edentulism. **Journal of Prosthetics Dentistry**, v.67, p.236-245, 1992.
33. NAERT, I.E., KOUTSIKAKIS, G., QUIRYNEN, M., DUYCK, J., VAN STEENBERGHE, D., JACOBS, R. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partially edentulism. **Clinical Oral Implants Research**, v.13, p. 381-389, 2002.
34. NISHIMURA, R.D.. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. **Journal of Prosthetics Dentistry**, v.81, n.6, p.696-703, jun 1999.
35. OCHIAI, K.T., Ochiai KT; Ozawa S; Caputo AA; Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments **Journal of Prosthetics Dentistry** , v.89, n.5, p.495-502, 2003.
36. OLIVEIRA, E.J., GOMES, V.L., GOMIDE, H.A.. Material e técnica para análise fotoelástica plana da distribuição de tensões produzidas por implantes odontológicos. **Revista da Faculdade de Odontologia de Anápolis**, v.6, n.1, p.8-13, jan/jun, 2004.
37. OZÇELIK, T.B., ERSOY, A.E. An Investigation of Tooth/Implant Supported Fixed Prosthesis Designs with Two Different Stress Analysis Methods: An in vitro Study. **Journal of Prosthodontics**, v.16, n. 2 (Mar/Apr), p. 107-16, 2007.
38. PJETURSSON, B.E. & LANG, N.P.. Prosthetic treatment planning on the bases of scientific evidence. **Journal of Oral Rehabilitation**, n. 35, p.72-79, 2008.

39. RANGERT, B., GUNNE, J., SULLIVAN, D. Y.. Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: An in vitro study. **International Journal of Oral Maxillofacial Implants** v.6, p.177–85, 1991.
40. RICHTER, E. J. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. **Journal of Prosthetics Dentistry**, n.6, Jan, p.602-609, 1989.
41. RIERA, F., PEDEMONTE, E., ESCUIN, T. Análisis fotoelástico de las tensiones generadas con diferentes diseños de prótesis dento-implanto soportadas. **DENTUM**, v.7(1), p. 31-36, 2007.
42. SCHLUMBERGER, T.L., BOWLEY, J.F., MAZE, G.I.. Intrusion phenomenon in combination tooth-implant restorations: a review of the literature. **Journal of Prosthetics Dentistry**, Aug;80(2):199-203, 1998.
43. SILVA, E. F., PELLIZZER, E. P., MAZARO, J.V.Q. e GARCIA Jr, I. R., Influence of the Connector and Implant Design on the Implant–Tooth-Connected Protheses. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v.12, p. 254–262, 2010.
44. SRINIVASAN, M., PADMANABHAN, T.V. Intrusion in implant-tooth-supported fixed prosthesis: an in vitro photoelastic stress analysis. **Indian Dental Research**, v. 19, p. 6-11, 2008.
45. ULBRICH, N.L., HACK, M. B. , BASSANTA, A. D..Estudo da distribuição das tensões no sistema de implantes IMZ nos três elementos intramóveis com cargas verticais. **Revista Brasileira de Prótese Clínica e Laboratorial ( PCL)**, ano 2, v. 2, n. 5, p. 32-38, 2000.
46. ULRICH, R., MUHLBRADT, L., MOHLMANN, H., SCHIMID, H., HOSS, A. Qualitative mechanoperception of natural teeth and endosseous implants. **International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, v.8, p.173-178, 1993.

47. VAZ, M. A. K., CURY, A. A. D. B., MARIOLANI, J. R. L. Análise fotoelástica da distribuição de tensões produzidas na mandíbula pela simulação do esforço mastigatório em sobredentaduras muco-dento-suportadas e prótese total. **Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo**, v. 13, n. 1, p. 67-73, jan./mar. 1999.
48. WATANABE, F., UNO, I., HATA, Y., NEUENDORFF, G., KIRSCH, A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. **International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, v. 15, n.2, p. 209-18, 2000.
49. WEINBERG,L.A.. **Atlas of tooth and implant supported prosthodontics**. Quintessence Publishing Co, p. 223, 2003.
50. WEINBERG,L.A. . The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. **International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, n.8, 1993.
51. WEINBERG,L.A. , KRUGER,B.. Biomechanical considerations when tooth-supported and implant-supported prostheses. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology**, v. 78, n.1, p.22-27, 1994.

## APÊNDICE

### Artigo 1:

#### **ANÁLISE DE TENSÕES EM PRÓTESES DENTOIMPLANTOSSUPOORTADAS PELO MÉTODO FOTOELÁSTICO COM VARIAÇÃO DO NÚMERO DE IMPLANTES.**

RILDO SIQUEIRA PÊGO<sup>1</sup> ; CRISTINA ALMEIDA MAGALHÃES<sup>2</sup> ; PERRIN SMITH NETO<sup>3</sup> ; PAULO ISAIAS SERAIDARIAN<sup>4</sup> ; WELLINGTON CORREA JANSEN<sup>5</sup> ; MARCOS DIAS LANZA<sup>6</sup> .

- 1- Especialista em Prótese Dentária (Univ. Itaúna)  
Mestrando em Clínicas Odontológicas (PUC-Minas)  
Endereço para correspondência: Rua São Gabriel, n° 32, Bairro Todos os Santos. CEP: 39401-796, Montes Claros – MG / Brasil.  
Telefones: (38) 32234128 / (38) 32215166 / (38) 99025577.  
E-mail: [rildopg@gmail.com](mailto:rildopg@gmail.com)
- 2- Mestre em Informática (PUC-Minas)  
Doutoranda em Engenharia Mecânica (PUC- Minas)
- 3- Professor da Pós-Graduação em Engenharia Mecânica (PUC-Minas)  
Doutor em Engenharia Mecânica (USP)
- 4- Professor da Pós-Graduação Odontologia (PUC-Minas)  
Doutor em Odontologia Restauradora (UNESP)
- 5- Professor da Pós-Graduação Odontologia (PUC-Minas)  
Doutor em Materiais Dentários (USP-São Paulo)
- 6- Professor da Pós-Graduação Odontologia (PUC-Minas)  
Doutor em Reabilitação Oral (FOB-USP).

## **ARTIGO 1**

### **ANÁLISE FOTOELÁSTICA DE TENSÕES EM PRÓTESES DENTOIMPLANTOSSUPORTADAS, COM VARIAÇÃO DO NÚMERO DE IMPLANTES.**

**PROPOSIÇÃO:** O objetivo desse estudo foi avaliar os níveis de tensões gerados em próteses fixas dentoimplantossuportadas com conexão rígida, variando a quantidade de implantes como pilares.

**MATERIAIS E MÉTODO:** Foram construídos dois modelos de resina fotoelástica, um contendo uma prótese fixa metálica de três elementos, tendo como pilares um dente e um implante (modelo 1); e outro contendo uma prótese fixa metálica de quatro elementos, tendo como pilares um dente e dois implantes (modelo 2). Sobre esses modelos foram aplicadas cargas verticais de 100N, distribuídas uniformemente em todo o conjunto, o que gerou franjas óticas no interior dos modelos, que posteriormente foram analisadas e interpretadas quanto à localização e a concentração de tensão.

**RESULTADOS:** Após a aplicação de uma carga de 100N, as imagens geradas pelo polariscópio mostraram que a maior concentração de tensão no modelo 1 foi ao redor do implante, principalmente na região apical, seguida pela região disto-cervical e, também, pela região apical do dente. No modelo 2, a área de maior concentração de tensão foi no ápice do implante mais posterior. Também foram registradas concentrações de tensões altas nos ápices do dente e do implante anterior, bem como em toda a região distal do implante posterior.

**CONCLUSÃO:** em uma prótese dentoimplantossuportada, o maior valor de tensões sob cargas oclusais ocorre sobre os implantes, possivelmente devido à ausência do ligamento periodontal; a instalação de implantes adicionais promove uma maior distribuição das tensões; esse modelo de prótese é biomecanicamente previsível e uma opção viável de tratamento.

**UNITERMOS:** Biomecânica; implantes dentários; prótese parcial fixa.

**Título em inglês:****PHOTOELASTICS STRESS ANALYSIS IN TEETH-IMPLANTS SUPPORTED PROSTHESIS, WITH VARIATION OF THE NUMBER OF IMPLANTS.****Abstract**

**PURPOSE:** The aim of this study was to evaluate the levels of tension generated in teeth-implants supported fixed prostheses with rigid connection, varying the number of implants as abutments.

**MATERIALS AND METHODS:** they had been constructed two photoelastics resin models, one containing a metal fixed prosthesis of three elements, with the pillars of a tooth and an implant (model 1) and another containing a metal fixed prosthesis of four elements, and as a pillar tooth and two implants (model 2). On these models were applied vertical loads of 100N, distributed evenly across the set, generating optical fringes within the models, which were then analyzed and interpreted on the location and concentration of stress.

**RESULTS:** After applying a load of 100N, the images generated by the polariscope showed that the highest stress concentration in the model was first around the implant, mainly at the apical region, followed by the disto-cervical, and also by the apical the tooth. In model 2, the area of highest stress concentration was at the apex of the posterior implant. Were also recorded high stress concentrations in the apex of the tooth and the implant before and throughout the distal region of the posterior implant.

**CONCLUSION:** With a teeth- implants supported prosthesis, the highest stress occurs under occlusal loads on the implants, possibly due to the absence of periodontal ligament; the installation of additional implant promotes better distribution of stresses; this model of prosthesis is biomechanically predictable and a viable treatment option.

**KEY WORDS:** Biomechanics, dental implants, fixed partial denture.

## Introdução

A possibilidade de substituir dentes naturais perdidos por implantes osseointegrados tem melhorado a qualidade de vida de muitos pacientes edêntulos. Para esses, os implantes proporcionam retenção e estabilidade em próteses removíveis ou fixas, assim como permitem reabilitar de forma bastante conservadora pequenos espaços protéticos. Nos planejamentos reabilitadores atuais, existem situações em que se faz necessário a confecção de próteses parciais fixas unindo dentes naturais a implantes osteointegrados. Porém, o uso dessa conexão ainda gera muita polêmica, havendo muita discordância na literatura a respeito desse tipo de indicação.

As próteses dentoimplantossuportadas por décadas têm sido questionadas por razões das diferenças de mobilidade entre os pilares, no risco de intrusão do dente pilar natural e no risco de complicações técnicas<sup>1-2-3-4-5-6-7</sup>. A presença do ligamento periodontal nos dentes promove absorção e neutralização do impacto das forças mastigatórias; função sensorial e protetora e transformação das tensões em estímulo à remodelação óssea. Dessa forma, mediante a ausência de ligamento periodontal na osseointegração, haveria uma diferença significativa na dissipação de forças mastigatórias, que, nos implantes, são transmitidas de forma direta aos componentes protéticos e ao tecido ósseo<sup>1,8-9</sup>.

O tratamento com próteses fixas dentoimplantossuportadas foi considerado como uma opção viável por vários autores<sup>10-11-12-13-14-15-16</sup>, que concluíram que, na prática clínica, o prognóstico é relativamente semelhante tanto para próteses dentoimplantossuportadas quanto para as implantossuportadas. Apesar dos resultados obtidos em estudos *in vitro* apresentarem uma distribuição desigual das forças sobre os dois tipos de retentores, estas não tem se mostrado nocivas ao implante ou osso suporte. Pacientes reabilitados com próteses implantossuportadas bem como dentoimplantossuportadas não tem apresentado diferenças significativas na taxa de sobrevida das mesmas, nos dois tipos de configuração.

Porém, as razões para a união entre dentes e implantes estariam fundamentadas em limitações à colocação de mais implantes, como dificuldades anatômicas, recusa do paciente em realizar tratamentos com enxertos, razões econômicas, entre outras<sup>10,17-18</sup>.

Outro fator polêmico na união de dentes naturais a implantes em próteses fixas é o tipo de conector a ser utilizado. A conexão do tipo semi-rígida tende a ser mais

eficiente em relação à compensação da diferença de mobilidade entre os pilares, diminuindo, então, o nível de tensão ao redor deles, quando comparada com a conexão rígida. Porém, essa diminuição da tensão não é significativamente importante a ponto de levar à indicação da conexão semi rígida, pois esse tipo de conector tem um grande potencial de provocar a intrusão dos dentes naturais nesses modelos de próteses<sup>14</sup>.

As próteses fixas dentoimplantossuportadas ideais são aquelas onde o espaço é pequeno, incluindo apenas um dente e um implante com possibilidade de no máximo dois pânticos<sup>22</sup>. Se for possível a colocação de mais de um implante, deve-se unir os implantes adjacentes ao pilar natural para melhorar a estabilidade deste último<sup>20</sup>.

O objetivo desse estudo foi avaliar os níveis de tensão gerados em próteses fixas dentoimplantossuportadas com conexão rígida, variando a quantidade de implantes como pilares, utilizando a análise fotoelástica.

### **Material e Métodos**

Para a obtenção dos modelos de resina fotoelástica utilizados neste estudo, foi necessário confeccionar inicialmente dois modelos em resina acrílica que simulassem uma hemi mandíbula inferior direita edêntula. Esses modelos foram obtidos através de uma moldagem de uma mandíbula de finalidade didática, utilizando uma silicona industrial, cujo molde foi vazado com resina acrílica autopolimerizável transparente (Clássico<sup>®</sup>, São Paulo, Brasil). Foram utilizados dentes artificiais (dois caninos inferiores direitos) da marca Prodens<sup>®</sup> (Niterói, Brasil), que receberam preparos protéticos do tipo coroa total e três implantes Prevail 4510 (Biomet 3i<sup>TM</sup>, Flórida, Estados Unidos), do tipo hexágono interno, com diâmetro de 4.0 mm, plataforma de 4.8mm e 10 mm de comprimento. Sobre os implantes foram instalados os intermediários do tipo Gengihue reto (Biomet 3i<sup>TM</sup>), que também foram preparados para melhorar o eixo de inserção das próteses. Os modelos em acrílico foram, então, perfurados, simulando “alvéolos” para a fixação dos pilares. No primeiro modelo (modelo 1) foram simulados os “alvéolos” nas regiões de canino e segundo pré molar e no segundo modelo (modelo 2), nas regiões de canino, segundo pré molar e primeiro molar. Os pilares foram fixados dentro dos alvéolos com cera e sobre eles construídas próteses parciais fixas metálicas em Níquel Cromo (Durabond<sup>®</sup>, Dental Gaúcho

Marquart e Cia Ltda, São Paulo, Brasil), que depois de concluídas, foram cimentadas (figura 1).

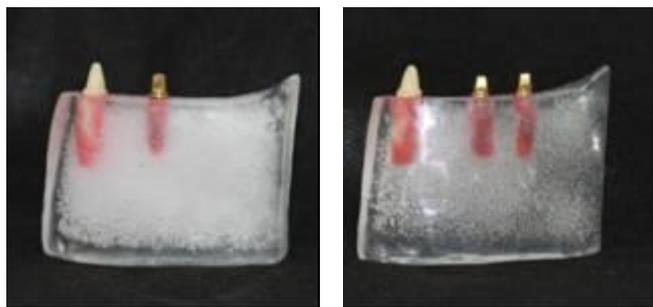


Figura 1- modelos de resina acrílica com os pilares afixados

Após a cimentação, os conjuntos próteses-pilares foram removidos dos modelos e sobre as raízes dos dentes foi aplicada uma camada de adesivo do material de moldagem poliéter (Impregum Soft – 3M ESPE, Seefeld, Alemanha). Manipulou-se o poliéter de consistência média, introduzindo-o no interior dos alvéolos e, em seguida, os dentes foram posicionados dentro deles. Após o tempo de presa do material, foram removidos os dentes do interior dos “alvéolos”, estando o poliéter aderido às raízes (figura 2). Estando pronta a simulação do ligamento periodontal, os conjuntos pilares/próteses foram novamente posicionados sobre os modelos de resina acrílica para que fossem reproduzidos para a confecção dos modelos de resina fotoelástica.

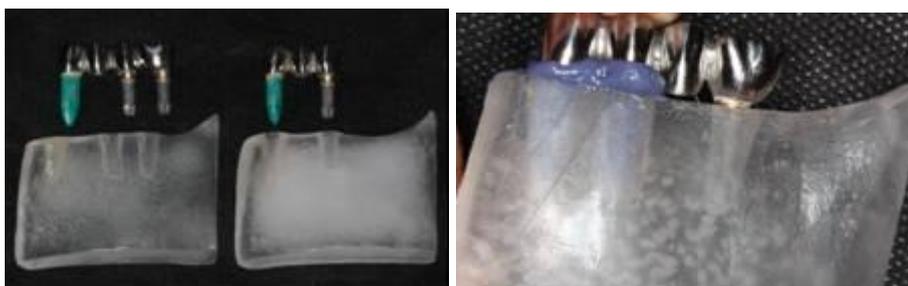


Figura 2 – confecção da simulação do ligamento periodontal

### **Reprodução dos modelos em resina fotoelástica**

Cada modelo de resina acrílica foi afixado no interior de um caixote de material reciclado. Uma borracha Silicone 920 azul (Belo Horizonte, Brasil), de uso industrial, foi misturada ao catalisador 503 (Belo Horizonte, Brasil), na dosagem indicada pelo fabricante (100g de silicone para 110 gotas do catalisador) e, então, vertida dentro do

caixote de uma forma que cobrisse os modelos, os pilares e as próteses. Aguardou-se o tempo de vinte e quatro horas para a cura final do material, quando então, os modelos foram removidos dos moldes de silicone. As próteses e os pilares (dentes e implantes) ficaram presos dentro do molde (figura 3). Usando a resina flexível G III (Polipox Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, Brasil) cujo catalisador é o Endurecedor EL-1252 (Polipox Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, Brasil), proporcionada de acordo com a especificação do fabricante (duas medidas e meia da resina para uma do endurecedor), os moldes foram preenchidos lentamente para não formar bolhas (figura 4). Após o vazamento com a resina, o molde foi colocado sob uma pressão de 40 lbf/pol<sup>2</sup> para a remoção de bolhas internas. Foi preciso aguardar vinte e quatro horas para que a resina atingisse sua presa final. Após esse período, os modelos foram removidos dos moldes de silicone e, em uma avaliação fotoelástica preliminar, foram considerados livres de tensões residuais, estando prontos para o início dos testes (figura 5).



Figura 3: molde de silicone



Figura 4: vazamento com resina fotoelástica

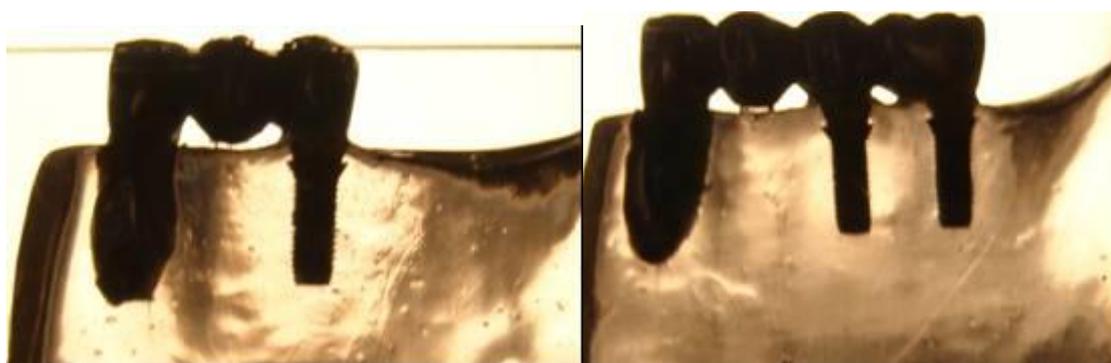


Figura 5: modelos antes da aplicação da carga

### **Análise fotoelástica**

As amostras fotoelásticas foram analisadas com o auxílio de um polariscópio. A utilização do polariscópio na análise de tensões permite uma visualização da

distribuição das tensões no modelo de estudo. As franjas luminosas são consequência da passagem da luz polarizada através do material fotoelástico.

Os modelos foram posicionados um a um dentro de um suporte de acrílico transparente contendo óleo mineral puro, que melhora a visualização das franjas. Para a aplicação da força, utilizou-se um dispositivo semelhante a uma prensa com um bloco de acrílico de superfície plana preso na ponta, de forma que quando fosse aplicada a carga, esse bloco de acrílico tocasse simultaneamente nas pontas das cúspides das próteses. Foi conectada a essa prensa uma célula de carga de 50 Kgf com um leitor (Kratos Equipamentos Industriais, Cotia, Brasil) para controle da força aplicada. Foi acoplado ao sistema uma máquina digital (EOS XSi Rebel, Canon, Tóquio, Japão) para permitir visualizar as franjas e registrar as imagens em fotografias digitais nos três modelos (figura 6). As imagens obtidas foram ampliadas pelo computador e devidamente analisadas.

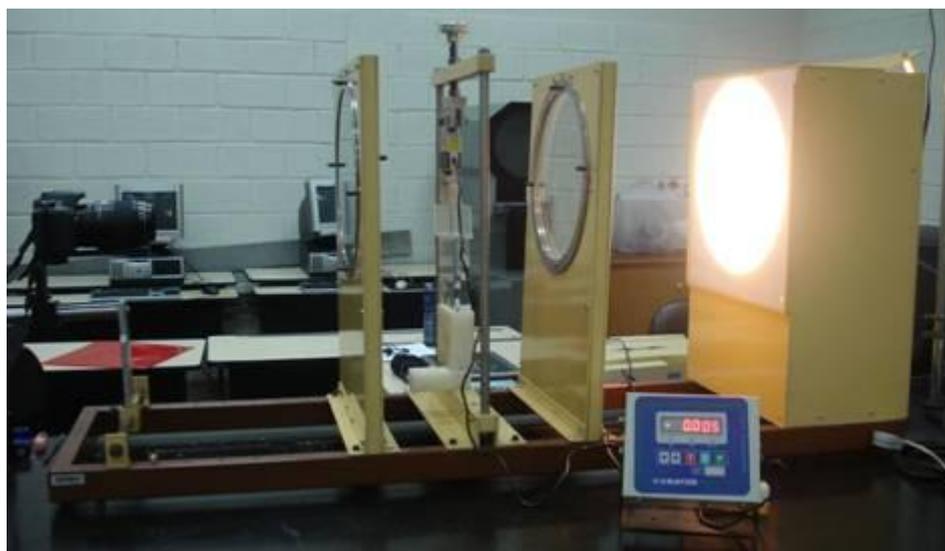


Figura 6: Polariscópio circular da PUC- Minas

Para realizar a análise quantitativa foi necessária a utilização de fórmulas específicas de análise de tensões em fotoelasticidade. A equação considerada como básica na fotoelasticidade pode ser escrita como:

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

Onde:

- $\sigma_1$  e  $\sigma_2$  = tensões principais
- $N$  = ordem de franja
- $h$  = espessura do modelo

- $f_\sigma$  = fator de franja do material.

Ela permite quantificar a diferença entre as tensões principais  $\sigma_1 - \sigma_2$ , que por sua vez, é igual ao dobro da tensão cisalhante máxima ( $\tau$ ), já que:

$$\tau = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2}$$

e sendo assim:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = 2\tau = f_\sigma \frac{N}{h}, \text{ logo } \tau = \frac{f_\sigma N}{2h}$$

De forma simplificada, a fotoelasticidade bidimensional, para uma aplicação básica, deve-se seguir os seguintes passos:

- Fabricação do modelo fotoelástico;
- Calibração do material fotoelástico;
- Captura da imagem digital;
- Determinação das ordens de franja.

A calibração do material fotoelástico é realizada por meio de um disco circular sob a carga compressiva onde o fator de franja ( $f_\sigma$ ) do material pode ser calculado, pois a geometria do material é bem conhecida<sup>21</sup>. Fator de franja do material:

$$f_\sigma = \frac{8}{\pi D} \left( \frac{P}{N} \right)$$

onde:  $D$  = diâmetro (figura 7),

$P$  = carga aplicada.

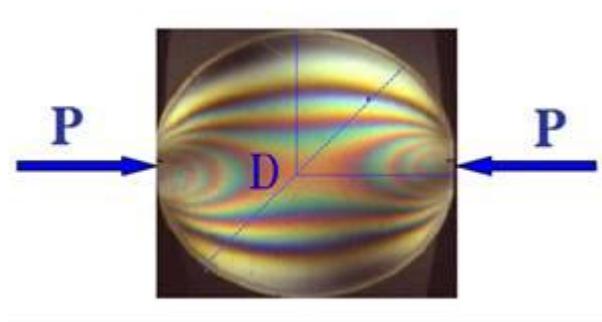


Figura 7: Exemplo de peça submetida à compressão<sup>21</sup>.

Sendo assim, basta obter a relação  $P/N$  para encontrar o fator de franja do material da seguinte forma:

- Observam-se as passagens de ordens de franja no centro do corpo de prova correspondentes a  $N= 0; 1; 2; 3; \dots$ , no campo escuro e  $N= 0,5; 1,5; 2,5; 3,5; \dots$ , no campo claro. Anota-se a carga  $P$  correspondente a cada passagem.
- Obtendo-se assim uma tabela que originará os pontos do gráfico  $P$  versus  $N$ .
- O valor de  $P/N$  é determinado traçando uma reta pelos vários pontos do gráfico  $P$  versus  $N$  e calculando sua inclinação.

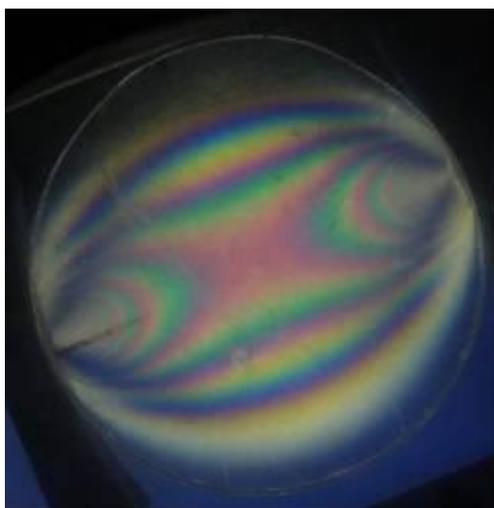


Figura 8: Corpo de prova para obtenção do fator de franja ( $f_\sigma$ ) da resina utilizada, com diâmetro de 40 mm.

Ordem de franja	Força (Kgf)
1,0	0,30
2,0	0,58
3,0	0,90
4,0	1,20
5,0	1,49

Tabela 1 – Relação entre obtenção da ordem das franjas no centro do modelo e a força aplicada para determinação do fator de franja ( $f_\sigma$ ) da resina fotoelástica utilizada.

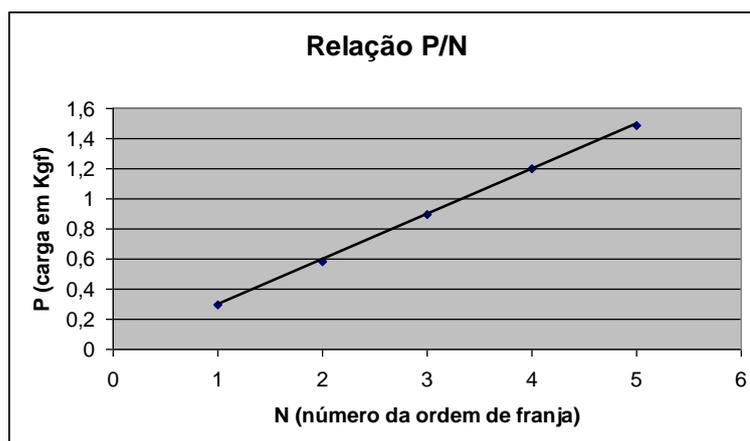


Gráfico 1: Relação (P/N) para cálculo do fator de franja do material.

O fator de franja encontrado foi  $f_{\sigma} = 0,21 \text{ N/mm}^2$ .

## Resultados

Aplicando-se gradualmente uma carga sobre os modelos, as áreas mais tensionadas começarão a apresentar uma coloração, na seqüência: cinza, branco, amarelo, laranja, vermelho, violeta e azul, sendo aí encontrada a primeira franja ( $N=1$ ). Este ponto é chamado de tonalidade de passagem, que é a transição do violeta para o azul para esta primeira franja, sendo que, nas demais franjas, se dará do vermelho para o verde. A seguir tem-se: azul acentuado, azul esverdeado, amarelo esverdeado, laranja, rosa, vermelho e verde, onde se tem a segunda franja. Continuando na aplicação de carga, o ciclo de cores das franjas será repetido, mas não serão exatamente as mesmas cores do primeiro ciclo, pois ocorrerá a extinção simultânea de duas ou mais cores <sup>21</sup>(Figura 9).



Figura 9: Passagem de ordem de franja em luz branca.

### Análise qualitativa

A análise de tensões realizada neste estudo foi elaborada através da descrição da localização e distribuição das franjas fotoelásticas coloridas formadas após a realização de cada seqüência de teste.

A carga aplicada sobre o modelo 1 proporcionou a formação de tensões que se concentraram principalmente na região apical do implante, seguido da região distal do mesmo e região apical do dente. O terço cervical do dente, por mesial, foi a área de menor formação de tensões (figura 10).

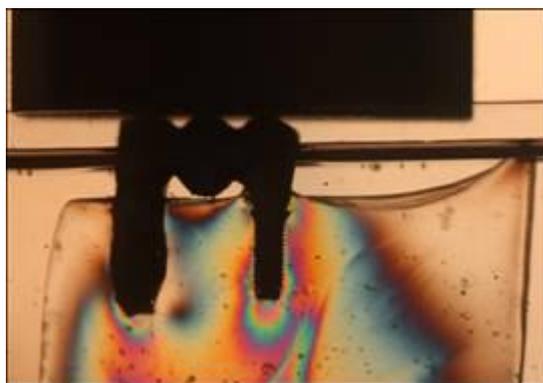


Figura 10: franjas formadas no modelo 1 após a aplicação da carga de 100N.

Quando foi aplicada uma carga de 100N sobre o modelo 2, houve a formação de franjas que se concentraram na região apical do implante mais posterior e , com um

pouco menos de intensidade, na distal do mesmo e nas regiões apicais do implante mesial e do dente. A área de menor tensão foi o terço médio e cervical do dente (figura 11).

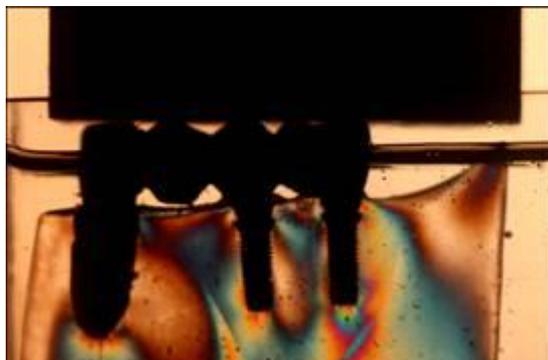


Figura 11: franjas formadas no modelo 2 após a aplicação da carga de 100N.

### **Análise quantitativa**

Alguns pontos ao longo dos modelos foram enumerados, para que fosse possível obter a medida da espessura de cada ponto através de um paquímetro. Depois da realização do teste, foram observados os números de ordem de franja para cada ponto e calculados os respectivos valores das tensões cisalhantes.

Inicialmente foram construídas tabelas que mostram, para cada ponto, a espessura, o número de ordem de franja e a tensão cisalhante máxima. Depois foram elaborados gráficos com a distribuição das tensões cisalhantes para cada ponto dos modelos.

#### MODELO 1

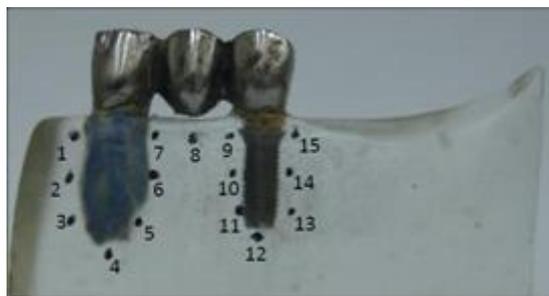


Figura 12: Pontos de análise no modelo 1 (01 dente e 01 implante).

**Força 100N**

Figura 13: visualização das franjas em campo escuro.

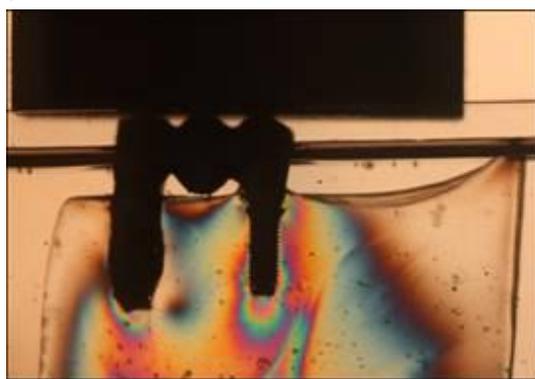
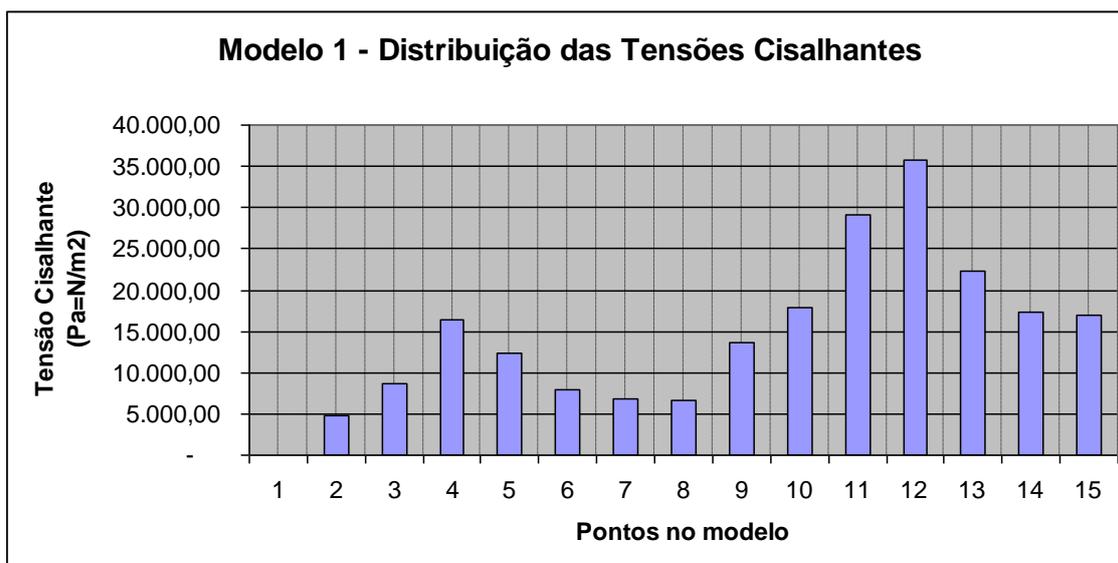


Figura 14: visualização das franjas em campo claro.

Pontos	Espessura (mm)	N	$\tau$ (Pa=N/m <sup>2</sup> )
1	11,40	0,00	-
2	10,85	0,50	4.838,71
3	12,20	1,00	8.606,56
4	12,75	2,00	16.470,59
5	12,75	1,50	12.352,94
6	10,70	0,80	7.850,47
7	9,20	0,60	6.847,83
8	8,00	0,50	6.562,50
9	7,65	1,00	13.725,49
10	8,80	1,50	17.897,73
11	9,00	2,50	29.166,67
12	10,30	3,50	35.679,61
13	9,40	2,00	22.340,43
14	9,10	1,50	17.307,69
15	9,30	1,50	16.935,48

Tabela 2: Espessura, ordem de franja e tensão cisalhante de cada ponto do modelo 1.

Gráfico 2



Analisando as tabelas e os gráficos em relação ao modelo 1, foi possível observar os pontos de maior e menor valor de tensão. No dente, a região apical foi a que apresentou um maior valor de tensão, representada pelos pontos 4, 3 e 5. Na região cervical (pontos 1,2,6 e 7), os valores de tensão registrados foram bem menores do que no ápice. No implante, os pontos 12, 11 e 13, que estão localizados na região apical, foram, respectivamente, os de maior valor de tensão do modelo. Os outros pontos (10, 14, 15 e 9), que estão mais próximos à cervical, apresentaram um valor de tensão menor, mas ainda assim maiores que os valores encontrados ao redor do dente.

MODELO 2

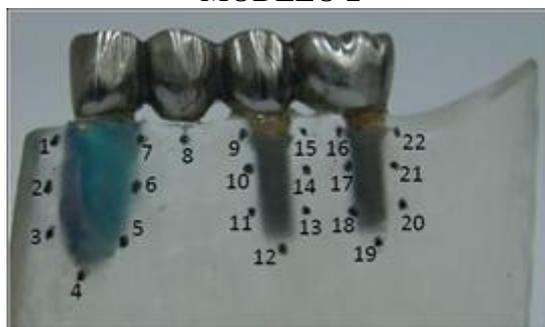


Figura 15 - Pontos de análise no modelo 2 (01 dente e 02 implantes)

### Força 100N



Figura 16 - visualização das franjas em campo escuro.

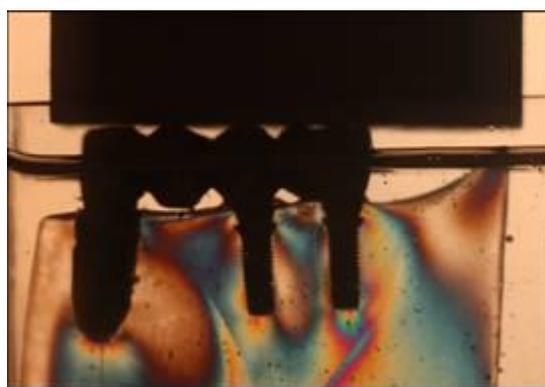
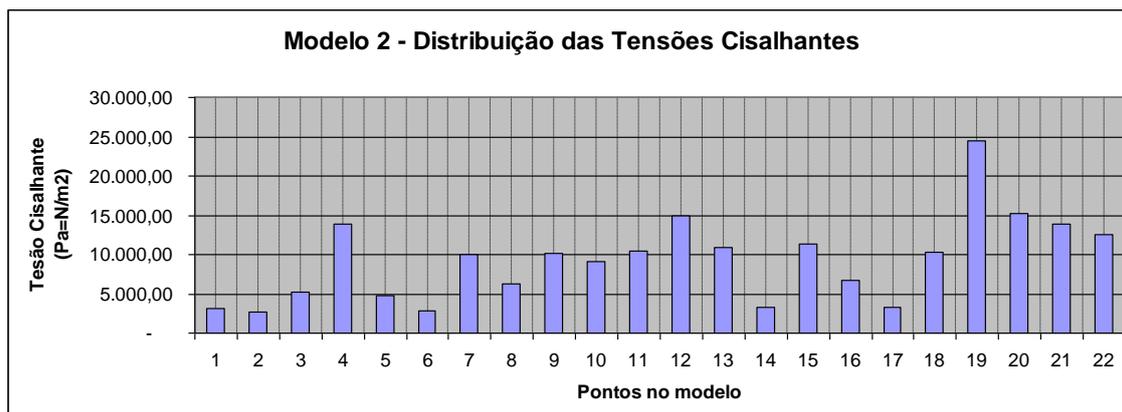


Figura 17 - visualização das franjas em campo claro.

Pontos	Espessura (mm)	N	$\tau$ (Pa=N/m <sup>2</sup> )
1	9,55	0,28	3.078,53
2	9,70	0,25	2.706,19
3	10,10	0,50	5.198,02
4	11,35	1,50	13.876,65
5	11,15	0,50	4.708,52
6	10,15	0,28	2.896,55
7	7,30	0,70	10.068,49
8	8,35	0,50	6.287,43
9	8,30	0,80	10.120,48
10	9,30	0,80	9.032,26
11	10,00	1,00	10.500,00
12	10,55	1,50	14.928,91
13	9,65	1,00	10.880,83
14	9,00	0,28	3.266,67
15	7,45	0,80	11.275,17
16	7,80	0,50	6.730,77
17	9,15	0,28	3.213,11
18	10,20	1,00	10.294,12
19	10,70	2,50	24.532,71
20	10,30	1,50	15.291,26
21	9,50	1,25	13.815,79
22	8,35	1,00	12.574,85

Tabela 3 : Espessura, ordem de franja e tensão cisalhante de cada ponto do modelo 2.

Gráfico 3



Fazendo uma análise quantitativa do modelo 2, pôde-se observar que a região apical dos implantes foi onde houve uma maior concentração de tensão, principalmente no implante mais posterior (pontos 19 e 20), seguido pelo ponto 12 (ápice do implante anterior). Na região cervical dos implantes (pontos 16,17,14 e 10), os valores de tensão foram bem menores, porém na região disto-cervical dos dois implantes (pontos 15 e 22), foram achados valores maiores do que na méso-cervical. Analisando as tensões formadas ao redor do dente, verificou-se que somente no ponto mais apical (ponto 4), houve concentração de tensão considerada importante.

## DISCUSSÃO

Em função do diferente comportamento biomecânico que apresentam dente e implante quando são submetidos a uma carga, a união de ambos com uma prótese fixa pode se tornar um risco. Isto tem levado muitos autores a investigar as reações que ocorrem ao redor desses pilares<sup>1-2-3,6-7</sup>. Este estudo investigou a magnitude das tensões ao redor de dentes e implantes quando unidos por meio de próteses fixas com união rígida.

Foi mostrado através de uma análise qualitativa pelo método fotoelástico que na prótese parcial fixa unindo um dente a um implante (modelo 1), houve uma maior formação de franjas na região apical do implante, onde foi possível observar a sequência de cores que foi do preto, que é a ordem de franja 0,00, passando pelo cinza, branco, amarelo claro, laranja, vermelho, roxo (franja 1,00), azul, azul esverdeado, amarelo

esverdeado, laranja, rosa e roxo, que é a franja de ordem 2,00. Essa sequência começa a ser repetida, com alguma alteração nas cores, até chegar à ordem de franja 3,5. Ao redor do dente, a área de maior formação de franjas foi o ápice, onde o número de ordem de franja alcançado foi 2,00. Quando houve o acréscimo de um implante como pilar (modelo 2), as franjas apareceram em maior quantidade no ápice do implante mais distal, chegando à ordem de número 2,5, enquanto no ápice do dente a ordem de franja atingida foi 1,5. Essa análise mostra que a inclusão de implantes adicionais ao conjunto de pilares promove uma maior distribuição das tensões geradas, diminuindo o estresse tanto sobre o dente, quanto sobre o implante. Esses resultados são semelhantes aos encontrados em outro trabalho<sup>23</sup>, onde os autores usaram o método de elementos finitos e concluíram que o acréscimo de implantes adicionais está indicado no planejamento dessas situações clínicas, pois permitem uma maior ancoragem, diminuindo os valores de tensões resultantes. Segundo outro autor<sup>20</sup>, sempre que houver a possibilidade de instalação de mais de um implante, deve-se unir os implantes adjacentes ao pilar natural para melhorar a estabilidade deste. Essas conclusões são contrárias às de outros estudos<sup>24-25</sup>, que preconizaram que, quando houver implantes adicionais, apenas um deveria ser unido ao dente para evitar o efeito *cantilever* devido à intrusão do elemento dentário pela maior rigidez do conjunto.

No presente estudo, ao aplicar uma força distribuída uniformemente ao longo da prótese, a maior concentração de tensões se deu no implante, principalmente na região apical, seguida pela região cervical distal e pelo ápice do dente. Ao acrescentar um implante como pilar, a localização das tensões continuou a mesma, apesar da intensidade ter diminuído, sendo que a maior intensidade de tensão ficou no ápice do implante mais distal. Esse achado difere de outro estudo<sup>23</sup>, que em um modelo de elementos finitos, mostrou uma concentração de tensão bem maior no implante mesial.

Quando foi usado também o método da fotoelasticidade para avaliar a união entre um dente e um implante com prótese fixa, foi observado que ao aplicar uma carga diretamente sobre o dente, a maioria das tensões se concentrou na zona apical, sendo essas de bastante intensidade. Quando a força foi aplicada sobre o implante, foram geradas tensões ao redor de todo o implante, mas que se tornavam maiores à medida que se aproximava da região cervical. Com uma aplicação de força na região do pântico, as tensões ficaram distribuídas de maneira muito equilibrada<sup>26</sup>.

Avaliando quantitativamente o modelo 1, verificou-se um maior valor de tensão no terço apical do implante, principalmente no ponto12 (35.679,61 Pa). Os valores

decreceram no sentido da região cervical do implante. Em relação ao dente, a área com maior valor de tensão foi o ápice, especificamente no ponto 4 (16.470,59Pa). Por outro lado, a região cervical do dente apresentou o menor valor de tensão (pontos 1, 2, 6 e 7). No modelo 2, a análise quantitativa mostrou que o maior valor de tensão localizou-se no ápice do implante mais posterior, com 24.532,71Pa (ponto 19). No ápice do dente (ponto 4) e no ápice do implante mesial (ponto 12) foram observados valores semelhantes entre si. A área de menor valor numérico de tensão foi o terço médio e cervical do dente (pontos 1, 2, 5 e 6). Comparando os dados dos modelos 1 e 2, verificou-se uma diminuição dos valores de tensão no modelo 2, quando foi acrescentado um implante como pilar da prótese fixa.

O fato das análises qualitativa e quantitativa mostrarem uma menor concentração de tensão na região dos dentes naturais, quando comparado aos implantes, vem corroborar com a literatura no que diz respeito à eficiência do ligamento periodontal como mecanismo de absorção e dissipação de forças e de suas propriedades mecanorreceptoras.

## **CONCLUSÕES**

1. Nas próteses fixas dentoimplantossuportadas, o maior valor de tensão sob cargas oclusais ocorre no ápice dos implantes pilares, possivelmente por não apresentarem um mecanismo de absorção.
2. A região cervical dos dentes é o ponto de menor concentração de tensões, independente do número de implantes pilares.
3. A instalação de implantes adicionais propicia maior distribuição de tensões resultantes.
4. As próteses dentoimplantossuportadas são biomecanicamente previsíveis, sendo uma opção viável de tratamento.

## REFERÊNCIAS

1. ULRICH,R., MUHLBRADT, L., MOHLMANN, H., SCHIMID, H., HOSS,A. Qualitative mechanoperception of natural teeth and endosseous implants. **International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, v.8, p.173-178, 1993.
2. LANGER, B., RANGERT, B. Biomechanical interaction between implants and teeth. In: NEVINS,M., MELLONING, J.T. **Implants Terapy**. Chicago: Quintessence, p. 47-51, 1998.
3. WEINBERG,L.A. , KRUGER,B.. Biomechanical considerations when tooth-supported and implant-supported prostheses. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology**, v. 78, n.1, p.22-27, 1994.
4. WEINBERG, L.A. . **Atlas of tooth and implant supported prosthodontics**. Quintessence Publishing Co, p. 223, 2003.
5. LANG, N.P., PJETURSSON, B.E., TAN, K., BRAGGER, U., EGGER, M., ZWAHLEN, M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth–implant-supported FPDs. **Clinical Oral Implant Research**, n.15, p. 643–653, 2004.
6. NICKENING, H.J., SPIEKERMANN, H., WICHMANN, M., ANDREAS, S.K., EITNER, S. Survival and Complication Rates of Combined Tooth-Implant–Supported Fixed and Removable Partial Dentures. **The International Journal of Prosthodontics**, n. 21, p. 131-37, 2008.
7. PJETURSSON, B.E., LANG, N.P. Prosthetic treatment planning on the bases of scientific evidence. **Journal of Oral Rehabilitation**, n.35 , p.72-79, 2008.
8. PESUN, I.J., STEFLIK, D. E., PARR, G. R., HANES, P. J. Histologic evaluation of the periodontium of abutment teeth combination implant/tooth fixed partial denture. **International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, v.14, n.3, p.342-350, 1999.
9. MENNICUCCI, G. MOSSOLOV, A. MOZZATI, M. LORENZETTI, M., PRETI,G. Tooth-implant connections: some biomechanical aspects based on finite element analyses. **Clinical Oral Implants Research**, n.13, p.334-341, 2002.
10. CORDARO,L., ERCOLI, C., ROSSINI, C., TORSSELLO, F., FENG, C. Retrospective evaluation of complete-arch fixed partial dentures connecting teeth and implant abutments in patients with normal and reduced periodontal supported. **Journal of Prosthetic Dentistry**, n.94, p.313-20, 2005.
11. AKÇA, K., UYSAL, S., ÇEHRELI, M.C. Implant–tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. **Clinical Oral Implants Research**, v. 17, p. 331–336, 2006.

12. SRINIVASAN, M., PADMANABHAN, T.V. Intrusion in implant-tooth-supported fixed prosthesis: an in vitro photoelastic stress analysis. **Indian Dental Research**, v. 19, p. 6-11, 2008.
13. LIN, C.L., WANG, J.C., CHANG, W.J., CHEN, S.T. Evaluation of Stress Induced by Implant Type, Number of Splinted Teeth, and Variations in Periodontal Support in Tooth-Implant-Supported Fixed Partial Dentures: A Non-Linear Finite Element Analysis. **Journal of Periodontology**, v. 81, p.121-130, 2010.
14. MISCH, C.E.. Dentes naturais adjacentes a sítios multiimplantares: efeito no diagnóstico e plano de tratamento. In : MISCH,C.E. **Prótese sobre Implantes**. São Paulo. Ed. Santos, cap. 12, p.180-95, 2006.
15. LIN C.L., WANG J.C., CHANG W.J. Biomechanical interactions in tooth-implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis. **Clinical Oral Implants Research**, v. 19, p.107-117, 2008.
16. CUNE, M.S. Prosthetic **dilemmas. Connecting natural teeth** and implants. **Nederlands tijdschrift voor tandheelkunde**, v.115, n.11, p. 613-9, 2008.
17. RANGERT,B., GUNNE, J., SULLIVAN, D. Y.. Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: An in vitro study. **International Journal of Oral Maxillofacial Implants** v.6, p.177-85, 1991.
18. LAUFER, Z., GROSS, M. Splinting Osseointegrated Implants and Natural Teeth in Rehabilitation of Partially Edentulous Patients. Part II: Principles and Applications. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.25, p.69-80, 1998.
19. TANGERUD, T., GRØNNINGSÆTER, A.G., TAYLOR, A. Fixed Partial Dentures Supported by Natural Teeth and Brånemark System Implants: A 3-year Report. **The Journal of Oral Maxillofacial Implants**, v. 17, n. 2, p. 212-19, 2002.
20. CLEPPER, D.P., Should natural teeth and osseointegrated implants be used in combination to supported a fixed prosthesis? **International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, v.9, p. 711-18, 1997.
21. BERNARDES, S.R.; Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade. **Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia** para obtenção do título de Mestre, 2004.
22. MATTHYS, D. R.. "Isochromatic Fringes", **Marquette University Website**, ([academic.mu.edu](http://academic.mu.edu)), resumo de aulas do Prof. Matthys, Marquette University Physics Dept., Milwaukee, 1997.

23. LANZA, M.D.S., VIEIRA, A.C.B., SERAIDARIAN, P.I., JANSEN, W.C., LANZA, M.D. Comportamento biomecânico das próteses fixas dentoimplantossuportadas. **Revista ImplantNews**, v. 7 (3), p. 417-23, 2010.
24. LANGER, B., RANGERT, B. Biomechanical interaction between implants and teeth. In: NEVINS, M., MELLONING, J.T. **Implants Therapy**. Chicago: Quintessence, p. 47-51, 1998.
25. RENOARD, F., RANGERT, B. Mandible edentulous treatment. In: Risk factors in implant dentistry: simplified clinical analysis for predictable treatment. **Quintessence International**, 2ª ed., cap. 5, p. 99-128, 2008.
26. RIERA, F., PEDEMONTE, E., ESCUIN, T. Análisis fotoelástico de las tensiones generadas con diferentes diseños de prótesis dento-implanto soportadas. **DENTUM**, v.7 (1), p. 31-36, 2007.

**Artigo 2:****COMPARAÇÃO DE TENSÕES EM PRÓTESES DENTOIMPLANTOSSUPORTADAS, VARIANDO O NÚMERO DE DENTES COMO PILARES: UMA ANÁLISE FOTOELÁSTICA.**

RILDO SIQUEIRA PÊGO<sup>1</sup>; CRISTINA ALMEIDA MAGALHÃES<sup>2</sup>; PERRIN SMITH NETO<sup>3</sup>; PAULO ISAIAS SERAIDARIAN<sup>4</sup>; WELLINGTON CORREA JANSEN<sup>5</sup>; MARCOS DIAS LANZA<sup>6</sup>.

- 1- Especialista em Prótese Dentária (Univ. Itaúna)  
Mestrando em Clínicas Odontológicas (PUC-Minas)

Endereço para correspondência: Rua São Gabriel, n° 32, Bairro Todos os Santos.

CEP: 39401-796, Montes Claros – MG / Brasil.

Telefone: (38) 32234128 / (38) 32215166 / (38) 99025577.

E-mail: [rildopg@gmail.com](mailto:rildopg@gmail.com)

- 2- Mestre em Informática (PUC-Minas)  
Doutoranda em Engenharia Mecânica (PUC- Minas).

- 3- Professor da Pós-Graduação em Engenharia Mecânica (PUC-Minas);  
Doutor em Engenharia Mecânica (USP).

- 4- Professor da Pós-Graduação Odontologia (PUC-Minas);  
Doutor em Odontologia Restauradora (UNESP).

- 5- Professor da Pós-Graduação Odontologia (PUC-Minas);  
Doutor em Materiais Dentários (USP-São Paulo).

- 6- Professor da Pós-Graduação Odontologia (PUC-Minas);  
Doutor em Reabilitação Oral (FOB-USP).

**ARTIGO 2****COMPARAÇÃO DE TENSÕES EM PRÓTESES PARCIAIS FIXAS DENTOIMPLANTOSSUPORTADAS, VARIANDO O NÚMERO DE DENTES COMO PILARES: UMA ANÁLISE FOTOELÁSTICA.**

**PROPOSIÇÃO:** O objetivo desse estudo foi avaliar qualitativa e quantitativamente os níveis de tensão gerados em próteses fixas dentoimplantossuportadas com conexão rígida, variando a quantidade de dentes como pilares.

**MATERIAL E MÉTODOS:** Foram construídos dois modelos de resina fotoelástica, um contendo uma prótese fixa metálica de três elementos, tendo como pilares um dente e um implante (modelo 1); e outro contendo uma prótese fixa metálica de quatro elementos, tendo como pilares dois dentes e um implante (modelo 2). Sobre esses modelos foram aplicadas cargas verticais de 100N, distribuídas uniformemente em todo o conjunto, o que gerou franjas óticas no interior dos modelos, que posteriormente foram analisadas e interpretadas quanto à localização e concentração de tensão.

**RESULTADOS:** Após a aplicação de uma carga de 100N, as imagens geradas pelo polariscópio mostraram que a maior concentração de tensão no modelo 1 foi ao redor do implante, principalmente na região apical, seguida pela região disto-cervical e, também, pela região apical do dente. No modelo 2, a área de maior concentração de tensão foi no ápice do implante. Também foram registradas concentrações de tensões altas nos ápices dos dentes. Porém quando se comparou os resultados dos dois modelos, foi observado que houve uma ligeira diminuição de tensão no modelo 2, que utilizou um pilar natural adicional.

**CONCLUSÃO:** em uma prótese dentoimplantossuportada, o maior valor de tensão sob cargas oclusais ocorre sobre os implantes, possivelmente devido à ausência do ligamento periodontal, enquanto a região cervical dos dentes é a região de menor valor de tensão; a utilização de dentes pilares adicionais promove uma maior distribuição das tensões; esse modelo de prótese é biomecanicamente previsível e uma opção viável de tratamento.

**UNITERMOS:** Biomecânica; implantes dentários; prótese parcial fixa.

**Título em inglês:****COMPARISON OF STRESS IN TOOTH-IMPLANT SUPPORTED FIXED PARTIAL DENTURE, VARYING THE NUMBER OF TEETH AS ABUTMENTS: A PHOTOELASTIC ANALYSIS.****Abstract**

**PURPOSE:** The aim of this study was to evaluate qualitatively and quantitatively the levels of tension generated in tooth-implant supported fixed prostheses with rigid connection, varying the number of teeth as abutments.

**MATERIAL AND METHODS:** We constructed two photoelastic resin models, one containing a metal fixed prosthesis of three elements, with the pillars of a tooth and an implant (model 1) and another containing a metal fixed prosthesis of four elements, with the two pillars teeth and an implant (model 2). On these models were applied vertical loads of 100N, distributed evenly across the set, generating optical fringes within the models, which were then analyzed and interpreted on the location and concentration of stress.

**RESULTS:** After applying a load of 100N, the images generated by the polariscope showed that the highest stress concentration in the model was first around the implant, mainly at the apical region, followed by the disto-cervical, and also by the apical the tooth. In model 2, the area of highest stress concentration was at the apex of the implant. Were also recorded high stress concentrations in the apices of the teeth. But when comparing the results of two models, it was observed that there was a slight decrease of tension in model 2, which used an additional natural pillar.

**CONCLUSION:** in a teeth-implants supported prosthesis, the highest value of stress under occlusal loads occurs on the implants, possibly due to the absence of periodontal ligament; while the cervical of the teeth is the region of lower stress value; the additional use of abutment teeth promotes greater stress distribution; this type of prosthesis is biomechanically predictable and a viable treatment option.

**KEY WORDS:** Biomechanics, dental implants, fixed partial denture.

## INTRODUÇÃO

Até alguns anos atrás, pacientes com espaço protético sem pilar posterior, tinham como único meio de reabilitação o uso de próteses parciais removíveis. Mesmo fazendo um bom planejamento e executando bem a técnica, essa modalidade de tratamento apresenta aspectos desfavoráveis, como presença de grampos em áreas estéticas, acúmulo de alimentos sob a base e também uma estrutura metálica muitas vezes desconfortável ao paciente. Próteses unitárias sobre implantes e próteses fixas implantossuportadas e dentoimplantossuportadas têm sido bastante utilizadas para solucionar o edentulismo parcial de extremo livre. A combinação dos dois tipos de elementos de suporte apresenta, entretanto, um dilema na biomecânica das próteses parciais fixas. Os dentes apresentam cerca de 100 $\mu$ m de mobilidade relacionado com a extensão do ligamento periodontal, enquanto os implantes têm mobilidade de até 10 $\mu$ m limitada pela elasticidade óssea. Como os implantes estão rigidamente fixos ao osso e os dentes não, uma diferença na quantidade de movimento irá ocorrer nas extremidades da prótese fixa e as cargas serão diretamente transferidas da aplicação para o osso, via implante<sup>1-2-3-4</sup>.

O padrão do movimento fisiológico do dente é significativamente diferente do implante e ocorre em dois estágios: 1º - consiste em um deslocamento rápido que acontece assim que o ligamento periodontal é comprimido ou estirado; 2º - movimento mais linear devido a uma deformação elástica das paredes do alvéolo, o qual se assemelha mais ao padrão de movimento do implante<sup>5</sup>.

Outro fator bastante polêmico na união de dente a implante em uma mesma prótese fixa é em relação ao tipo de conexão (rígida ou não rígida) e suas implicações. Uma das principais controvérsias é a causa da intrusão dentária nesses tipos de próteses. Embora tenham sido proposto teorias para explicar este fenômeno, a causa da intrusão permanece desconhecida. Numerosos estudos longitudinais demonstraram que podem ser conectados dentes a implantes com sucesso. O uso de conectores rígidos é descrito como um mecanismo para prevenir intrusão do dente natural<sup>6</sup>. A conexão não-rígida apresenta a facilidade da manutenção da prótese e do efeito *cantilever*. Porém, essa conexão pode induzir a intrusão do dente. A indicação da conexão rígida deve ser baseada em critérios clínicos, como mínima mobilidade dental, implantes com boa

osseointegração e possibilidade de remoção da superestrutura em caso de fracasso. O uso da conexão rígida, quando há apenas um implante, causa um ligeiro aumento do estresse, comparado às conexões não-rígidas. Entretanto, o conector rígido mostra uma transferência de tensão mais difundida e balanceada no caso da união usando dois implantes<sup>7</sup>.

Apesar dos resultados obtidos em estudos *in vitro* apresentarem uma distribuição desigual das forças sobre os dois tipos de retentores, estas não têm se mostrado nocivas ao implante, ao dente ou ao osso suporte. Ao comparar próteses implantossuportadas com dentoimplantossuportadas observou-se que não houve diferenças significativas na taxa de sobrevida das mesmas<sup>8-9-10</sup>.

O objetivo desse estudo foi avaliar os níveis de tensão gerados em próteses fixas dentoimplantossuportadas com conexão rígida, variando a quantidade de dentes como pilares, utilizando a análise fotoelástica.

### **Material e Métodos**

Para a obtenção dos modelos de resina fotoelástica utilizados neste estudo, foi necessário confeccionar inicialmente dois modelos em resina acrílica que simulassem uma hemi mandíbula inferior direita edêntula. Esses modelos foram obtidos através de uma moldagem de uma mandíbula de finalidade didática, utilizando uma silicona industrial, cujo molde foi vazado com resina acrílica autopolimerizável transparente (Clássico, São Paulo, Brasil). Foram utilizados dentes artificiais (dois caninos e um pré molar inferiores direitos) da marca Prodens (Niterói, Brasil), que receberam preparos protéticos do tipo coroa total e dois implantes Prevail 4510 (Biomet 3i™, Flórida, Estados Unidos), do tipo hexágono interno, com diâmetro de 4.0 mm, plataforma de 4.8mm e 10 mm de comprimento. Sobre os implantes foram instalados os intermediários do tipo Gengihue reto (Biomet 3i™), que também foram preparados para melhorar o eixo de inserção das próteses. Os modelos em acrílico foram, então, perfurados, criando “alvéolos” para a fixação dos pilares. No primeiro modelo (modelo 1) foram criados os “alvéolos” nas regiões de canino e segundo pré molar com uma distância de 10mm entre eles e no segundo modelo (modelo 2), nas regiões de canino, primeiro pré molar e primeiro molar. Os pilares foram fixados dentro dos alvéolos com cera e sobre eles construídas próteses parciais fixas metálicas em Níquel Cromo

(Durabond, Dental Gaúcho Marquart e Cia Ltda, São Paulo, Brasil), que depois de concluídas, foram cimentadas (figura 1).

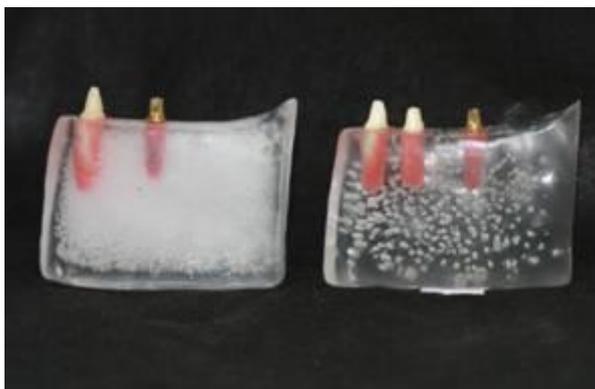


Figura 1- modelos de resina acrílica com os pilares afixados.

Após a cimentação, os conjuntos próteses-pilares foram removidos dos modelos e sobre as raízes dos dentes foi aplicada uma camada de adesivo do material de moldagem do tipo poliéter (Impregum Soft – 3M ESPE, Seefeld, Alemanha). Manipulou-se, então, o poliéter de consistência média, introduzindo-o no interior dos alvéolos e, em seguida, posicionou-se os dentes dentro deles. Após o tempo de presa do material, foram removidos os dentes do interior dos “alvéolos”, estando a camada do poliéter aderida às raízes (figura 2). Estando pronta a simulação do ligamento periodontal, os conjuntos pilares/próteses foram novamente posicionados sobre os modelos de resina acrílica para que fossem reproduzidos para a confecção dos modelos de resina fotoelástica.



Figura 2 – confecção da simulação do ligamento periodontal.

### **Reprodução dos modelos em resina fotoelástica**

Cada modelo de resina acrílica foi afixado no interior de um caixote de material reciclado. Uma borracha Silicone 920 azul (Belo Horizonte, Brasil), de uso industrial, foi misturada ao catalisador 503 (Belo Horizonte, Brasil), na dosagem indicada pelo fabricante (100g de silicone para 110 gotas do catalisador) e, então, vertida dentro do caixote de uma forma que cobrisse os modelos, os pilares e as próteses. Aguardou-se o

tempo de vinte e quatro horas para a cura final do material, quando então, os modelos foram removidos dos moldes de silicone. As próteses e os pilares (dentes e implantes) ficaram presos dentro do molde (figura 3). Usando a resina flexível G III (Polipox Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, Brasil) cujo catalisador é o Endurecedor EL-1252 (Polipox Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, Brasil), proporcionada de acordo com a especificação do fabricante (duas medidas e meia da resina para uma do endurecedor), os moldes foram preenchidos lentamente para não formar bolhas (figura 4). Após o vazamento com a resina, o molde foi colocado sob uma pressão de 40 lbf/pol<sup>2</sup> para a remoção de bolhas internas. Foi preciso aguardar vinte e quatro horas para que a resina atingisse sua presa final. Após o endurecimento final, os modelos foram removidos dos moldes de silicone e, em uma avaliação fotoelástica preliminar, foram considerados livres de tensões residuais, estando prontos para o início dos testes (figura 5).



Figura 3: molde de silicone



Figura 4: vazamento com resina fotoelástica



Figura 5: modelos antes da aplicação da carga.

### **Análise fotoelástica**

As amostras fotoelásticas foram analisadas com o auxílio de um polariscópio. A utilização do polariscópio na análise de tensões permite uma visualização da distribuição das tensões no modelo de estudo. As franjas luminosas são consequência da passagem da luz polarizada através do material fotoelástico.

Os modelos foram posicionados um a um dentro de um suporte de acrílico transparente contendo óleo mineral puro, que melhora a visualização das franjas. Para a aplicação da força, utilizou-se um dispositivo semelhante a uma prensa com um bloco de acrílico de superfície plana preso na ponta, de forma que quando fosse aplicada a carga, esse bloco de acrílico tocasse simultaneamente nas pontas das cúspides das próteses. Foi conectada a essa prensa uma célula de carga de 50 Kgf com um leitor (Kratos Equipamentos Industriais, Cotia, Brasil) para controle da força aplicada. Foi acoplado ao sistema uma máquina digital (EOS XSi Rebel, Canon, Tóquio, Japão) para permitir visualizar as franjas e registrar as imagens em fotografias digitais nos três modelos (figura 6). As imagens obtidas foram ampliadas pelo computador e devidamente analisadas.

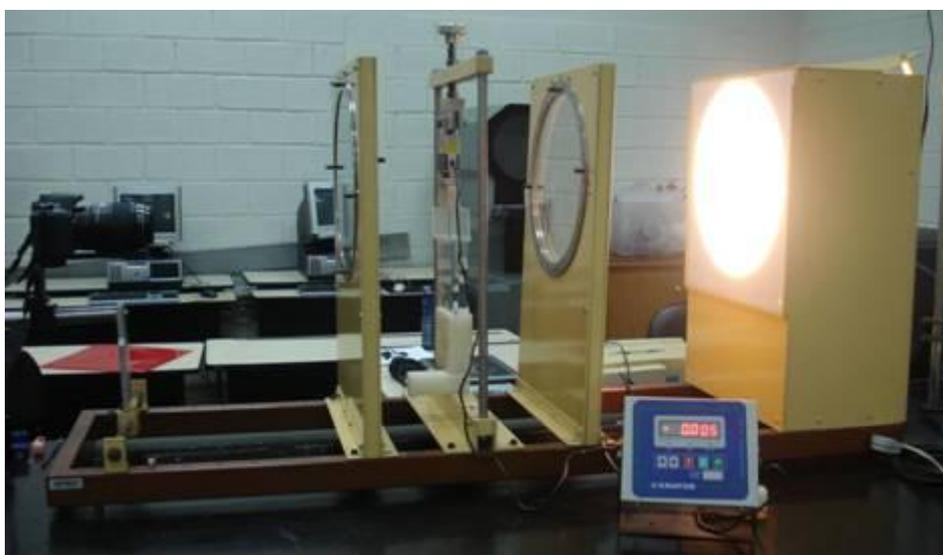


Figura 6: Polariscópio circular da PUC- Minas

Para realizar a análise quantitativa foi necessária a utilização de fórmulas específicas de análise de tensões em fotoelasticidade. A equação considerada como básica na fotoelasticidade pode ser escrita como:

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

Onde:

- $\sigma_1$  e  $\sigma_2$  = tensões principais
- $N$  = ordem de franja
- $h$  = espessura do modelo
- $f_\sigma$  = fator de franja do material.

Ela permite quantificar a diferença entre as tensões principais  $\sigma_1 - \sigma_2$ , que por sua vez, é igual ao dobro da tensão cisalhante máxima ( $\tau$ ), já que:

$$\tau = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2}$$

e sendo assim:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = 2\tau = \frac{f_\sigma N}{h}, \text{ logo } \tau = \frac{f_\sigma N}{2h}$$

De forma simplificada, a fotoelasticidade bidimensional, para uma aplicação básica, deve-se seguir os seguintes passos:

- Fabricação do modelo fotoelástico;
- Calibração do material fotoelástico;
- Captura da imagem digital;
- Determinação das ordens de franja.

A calibração do material fotoelástico é realizada por meio de um disco circular sob a carga compressiva onde o fator de franja ( $f_\sigma$ ) do material pode ser calculado, pois a geometria do material é bem conhecida<sup>11</sup>.

Fator de franja do material:

$$f_\sigma = \frac{8}{\pi D} \left( \frac{P}{N} \right)$$

onde:  $D$  = diâmetro (figura 7),

$P$  = carga aplicada.

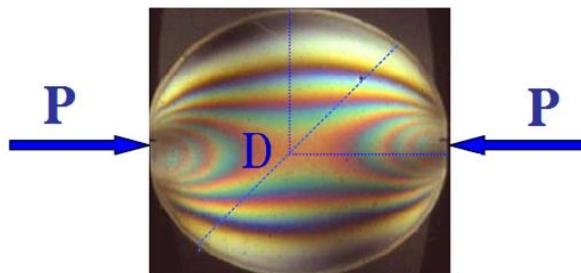


Figura 7: Exemplo de peça submetida à compressão<sup>11</sup>.

Sendo assim, basta obter a relação  $P/N$  para encontrar o fator de franja do material da seguinte forma:

- Observam-se as passagens de ordens de franja no centro do corpo de prova correspondentes a  $N= 0; 1; 2; 3; \dots$ , no campo escuro e  $N= 0,5; 1,5; 2,5; 3,5; \dots$ , no campo claro. Anota-se a carga  $P$  correspondente a cada passagem.
- Obtendo-se assim uma tabela que originará os pontos do gráfico  $P$  versus  $N$ .
- O valor de  $P/N$  é determinado traçando uma reta pelos vários pontos do gráfico  $P$  versus  $N$  e calculando sua inclinação.

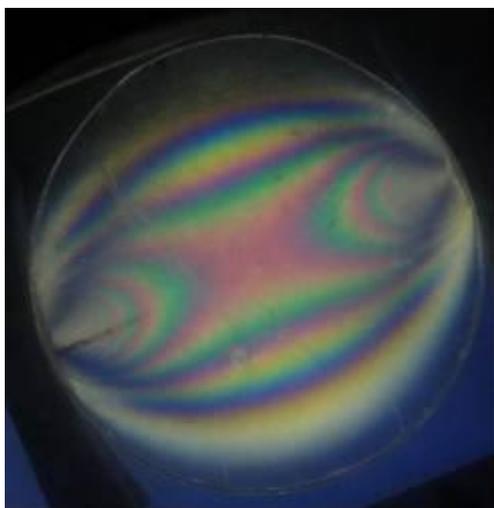


Figura 8: Corpo de prova para obtenção do fator de franja ( $f_{\sigma}$ ) da resina utilizada, com diâmetro de 40 mm.

Ordem de franja	Força (Kgf)
1,0	0,30
2,0	0,58
3,0	0,90
4,0	1,20
5,0	1,49

Tabela 1 – Relação entre obtenção da ordem das franjas no centro do modelo e a força aplicada para determinação do fator de franja ( $f_{\sigma}$ ) da resina fotoelástica utilizada.

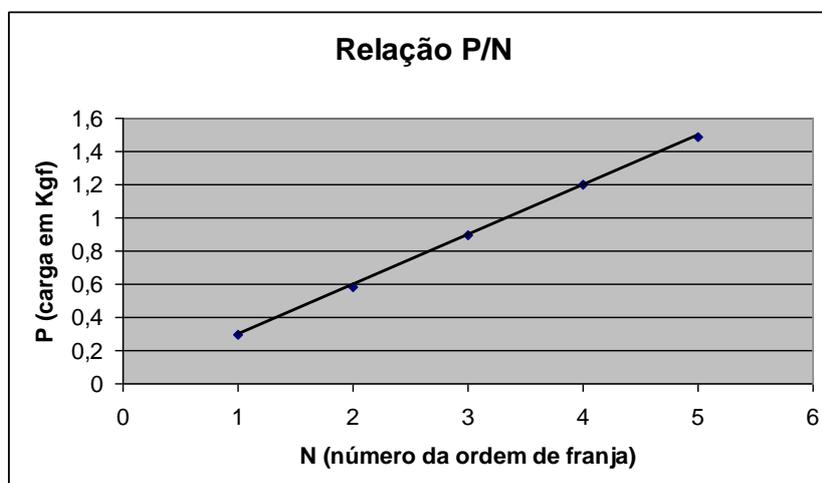


Gráfico 1: Relação (P/N) para cálculo do fator de franja do material.

O fator de franja encontrado foi  $f_{\sigma} = 0,21 \text{ N/mm}^2$ .

## RESULTADOS

Aplicando-se gradualmente uma carga sobre os modelos, as áreas mais tensionadas apresentaram uma coloração, na seqüência: cinza, branco, amarelo, laranja, vermelho, violeta e azul, sendo aí encontrada a primeira franja ( $N = 1$ ). Este ponto é chamado de tonalidade de passagem, que é a transição do violeta para o azul para esta primeira franja, sendo que, nas demais franjas, se dará do vermelho para o verde. A seguir tem-se: azul acentuado, azul esverdeado, amarelo esverdeado, laranja, rosa, vermelho e verde, onde se tem a segunda franja. Continuando na aplicação de carga, o

ciclo de cores das franjas foi repetido, mas não exatamente as mesmas cores do primeiro ciclo, pois ocorreu a extinção simultânea de duas ou mais cores <sup>11</sup> (Figura 9).

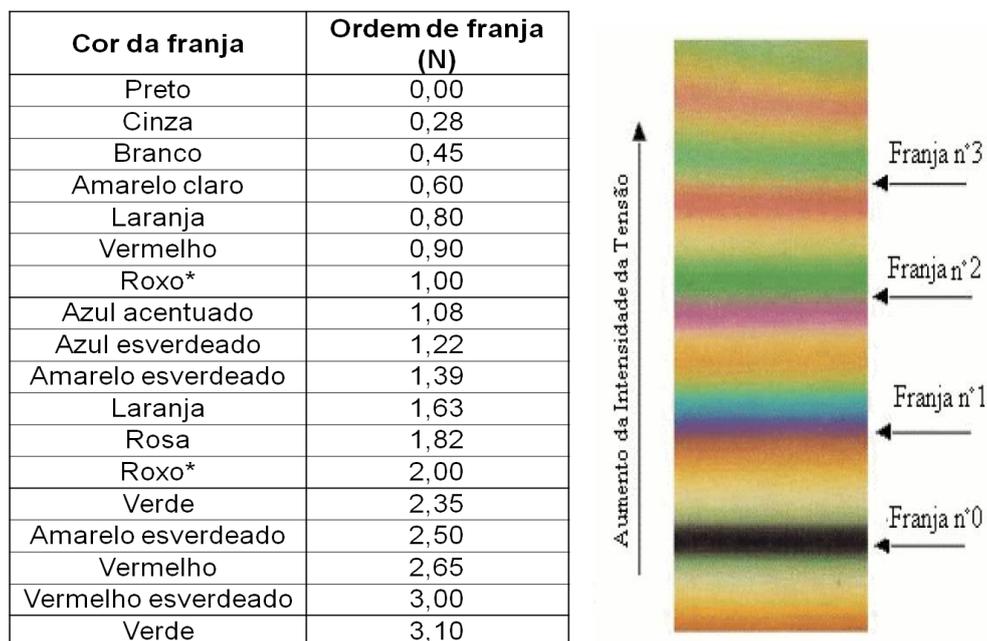


Figura 9: Passagem de ordem de franja em luz branca.

### Análise qualitativa

A análise de tensões realizada neste estudo foi elaborada através da descrição da localização e distribuição da franjas fotoelásticas coloridas formadas após a realização de cada seqüência de teste.

A carga aplicada sobre o modelo 1 proporcionou a formação de tensões que se concentraram principalmente na região apical do implante, seguido da região distal do mesmo e região apical do dente. O terço cervical do dente, por mesial, foi a área de menor formação de tensões (figura 10).

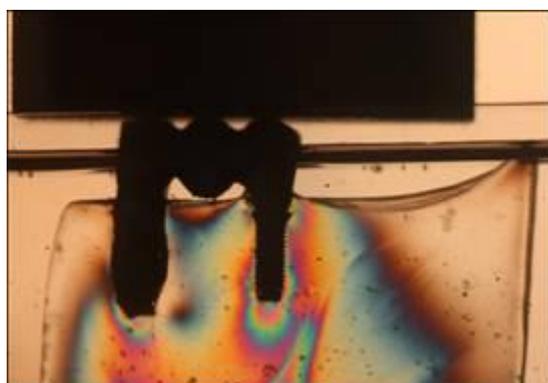


Figura 10: franjas formadas no modelo 1 após a aplicação da carga de 100N.

No modelo 2, após a aplicação da carga, pôde-se observar uma concentração de franjas basicamente na região apical do implante, seguido pela região distal do mesmo. Os dentes apresentaram uma pequena quantidade de franjas nos ápices (figura 11).

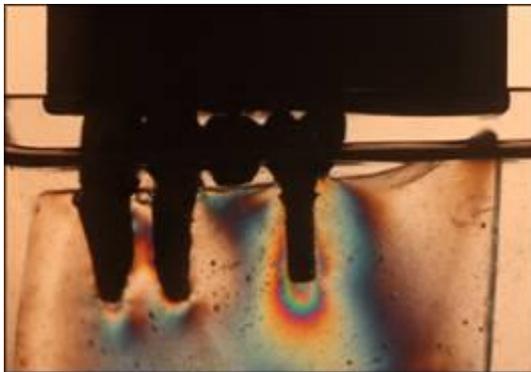


Figura 11 - franjas formadas no modelo 2 após a aplicação da carga de 100N.

### **Análise quantitativa**

Foram enumerados alguns pontos ao longo dos modelos para que fosse possível obter a medida da espessura de cada ponto através de um paquímetro. Depois da realização do teste, foram observados os números de ordem de franja para cada ponto e calculado o valor da tensão cisalhante desses pontos.

Inicialmente foram construídas tabelas que mostram, para cada ponto, a espessura, o número de ordem de franja e a tensão cisalhante máxima. Depois foram elaborados gráficos com a distribuição das tensões cisalhantes para cada ponto dos modelos.

### **MODELO 1**

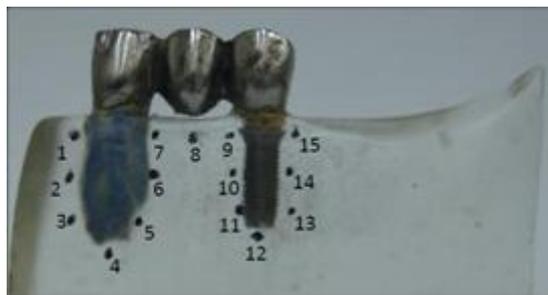


Figura 12: Pontos de análise no modelo 1 (01 dente e 01 implante).

**Força 100N**

Figura 13: visualização das franjas em campo escuro.

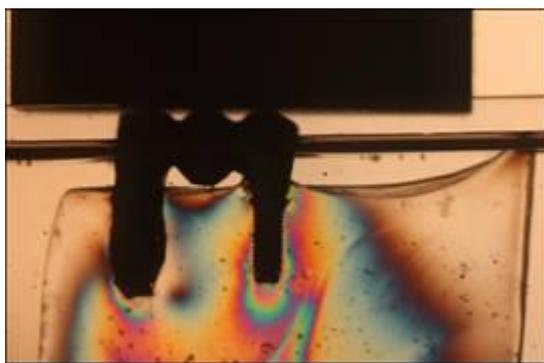
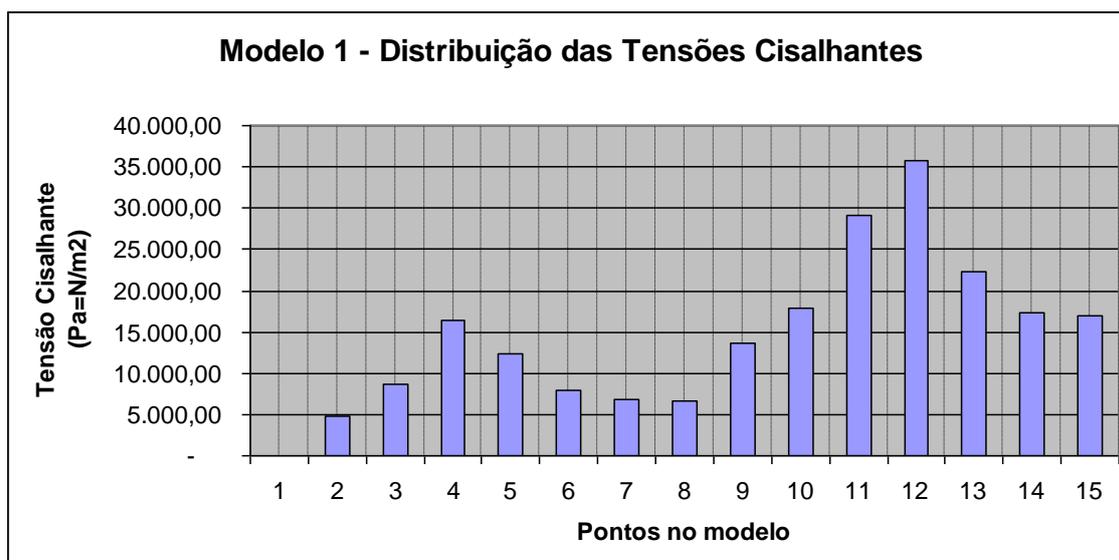


Figura 14: visualização das franjas em campo claro.

Pontos	Espessura (mm)	N	$\tau$ (Pa=N/m <sup>2</sup> )
1	11,40	0,00	-
2	10,85	0,50	4.838,71
3	12,20	1,00	8.606,56
4	12,75	2,00	16.470,59
5	12,75	1,50	12.352,94
6	10,70	0,80	7.850,47
7	9,20	0,60	6.847,83
8	8,00	0,50	6.562,50
9	7,65	1,00	13.725,49
10	8,80	1,50	17.897,73
11	9,00	2,50	29.166,67
12	10,30	3,50	35.679,61
13	9,40	2,00	22.340,43
14	9,10	1,50	17.307,69
15	9,30	1,50	16.935,48

Tabela 2 : Espessura, ordem de franja e tensão cisalhante encontrada em cada ponto.

Gráfico 2



Analisando as tabelas e os gráficos em relação ao modelo 1, foi possível observar os pontos de maior e menor valor de tensão. No dente, a região apical foi a que apresentou um maior valor de tensão, representada pelos pontos 4, 3 e 5. Na região cervical (pontos 1,2,6 e 7), os valores de tensão registrados foram bem menores do que no ápice. No implante, os pontos 12, 11 e 13, que estão localizados na região apical, foram, respectivamente, os de maior valor de tensão do modelo, sendo que no ponto 12 foi verificado um valor de tensão de 35.679,61 Pa. Os outros pontos (10, 14, 15 e 9), que estão mais próximos à cervical, apresentaram um valor de tensão menor, mas ainda assim maiores que os valores encontrados ao redor do dente.

## MODELO 2

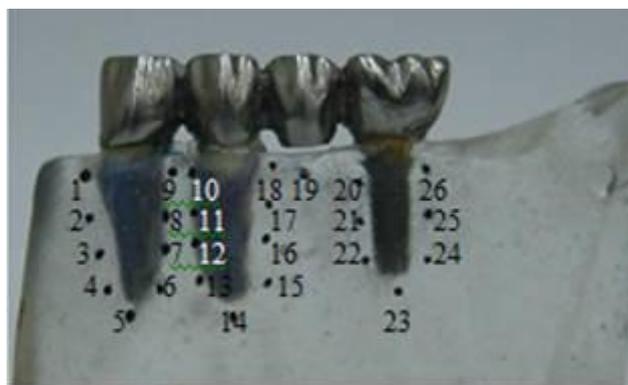


Figura 15 - Pontos de análise no modelo 2 (02 dentes e 01 implante).

### Força 100N

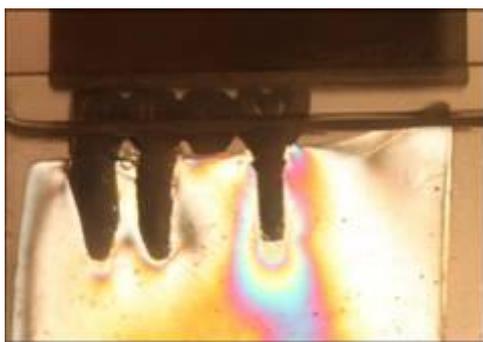


Figura 16: visualização das franjas em campo escuro.

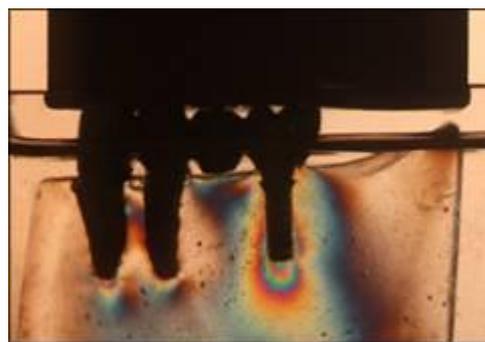
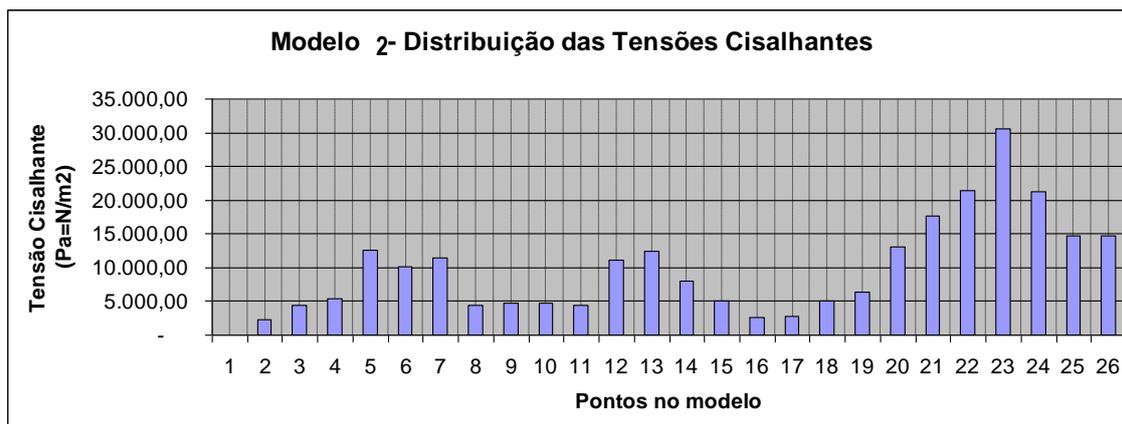


Figura 17: visualização das franjas em campo claro.

Pontos	Espessura (mm)	N	$\tau$ (Pa=N/m <sup>2</sup> )
1	10,80	0,00	-
2	11,80	0,25	2.224,58
3	11,85	0,50	4.430,38
4	11,80	0,60	5.338,98
5	12,55	1,50	12.549,80
6	12,40	1,20	10.161,29
7	12,00	1,30	11.375,00
8	11,70	0,50	4.487,18
9	10,90	0,50	4.816,51
10	11,20	0,50	4.687,50
11	11,90	0,50	4.411,76
12	12,20	1,30	11.188,52
13	12,70	1,50	12.401,57
14	13,00	1,00	8.076,92
15	12,25	0,60	5.142,86
16	11,45	0,28	2.567,69
17	10,75	0,28	2.734,88
18	9,45	0,45	5.000,00
19	8,15	0,50	6.441,72
20	8,00	1,00	13.125,00
21	8,90	1,50	17.696,63
22	9,80	2,00	21.428,57
23	10,30	3,00	30.582,52
24	9,90	2,00	21.212,12
25	8,75	1,22	14.640,00
26	7,15	1,00	14.685,31

Tabela 3 : Espessura, ordem de franja e tensão cisalhante de cada ponto do modelo 2.

Gráfico 3



Em relação ao modelo 2, observou-se que a área de maior valor de tensão foi o terço apical do implante, principalmente no ápice (ponto 23), onde a tensão cisalhante atingiu 30.582,52 Pa, sob uma carga de 100N. Nos outros pontos ao redor do implante, as tensões foram menores, mas ainda assim foram maiores do que as tensões geradas ao longo dos dois dentes. Analisando os dados do que ocorreu ao redor dos dentes, a região onde houve formação de valores de tensão significantes foi nos ápices (pontos 5, 13 e 14).

## DISCUSSÃO

Um grande número de trabalhos na literatura<sup>6,12-13-14</sup> considera que a união entre dentes e implantes não deve ser considerada como primeira alternativa de reabilitação protética, sendo preferível adotar o planejamento de próteses implantossuportadas isoladas. Entretanto, devido a limitações anatômicas, deficiência óssea para instalação dos implantes, recusa do paciente em submeter-se às técnicas de reconstruções ósseas, baixa condição financeira, uma combinação entre dentes e implantes como pilares de próteses fixas pode ser adotada com índices de sucesso semelhante às próteses fixas implantossuportadas<sup>13-14-15-16</sup>.

Esse trabalho mostrou através de uma análise qualitativa pelo método fotoelástico que na prótese parcial fixa unindo um dente a um implante (modelo 1), houve uma maior formação de franjas na região apical do implante, onde foi possível observar a sequência de cores que foi do preto, que é a ordem de franja 0,00, passando pelo cinza, branco, amarelo claro, laranja, vermelho, roxo (franja 1,00), azul, azul esverdeado, amarelo esverdeado, laranja, rosa e roxo, que é a franja de ordem 2,00. Essa

sequência começa a ser repetida, com alguma alteração nas cores, até chegar à ordem de franja 3,5. Ao redor do dente, a área de maior formação de franjas foi o ápice, onde o número de ordem de franja alcançado foi 2,00. Quando houve o acréscimo de um dente como pilar (modelo 2), as franjas continuaram maiores no ápice do implante, chegando à ordem de número 3,0, enquanto no ápice do dente (canino) a ordem de franja atingida foi 1,5, assim como no terço apical do pré molar. As regiões cervicais dos dentes naturais apresentaram as menores ordens de franjas. Essa análise mostra que a inclusão de implantes adicionais ao conjunto de pilares promove uma maior distribuição das tensões geradas, diminuindo o estresse tanto sobre o dente, quanto sobre o implante.

O estudo da biomecânica é uma análise da distribuição de tensões para o osso quando os dentes estão ocluindo. Observou-se em testes que a intensidade de força fisiológica bilateral e unilateral é de 569N e 430N respectivamente<sup>17</sup>. No presente trabalho foi aplicada uma carga vertical de 100N na face oclusal de todo o conjunto protético, distribuída uniformemente de acordo com a quantidade de elementos das respectivas superfícies. Fazendo uma análise quantitativa das tensões geradas por essa força aplicada, no modelo 1 verificou-se um maior valor de tensão no terço apical do implante, principalmente no ponto 12 (35.679,61 Pa). Os valores decresceram no sentido da região cervical do implante. Em relação ao dente, a área com maior valor de tensão foi o ápice, especificamente no ponto 4 (16.470,59Pa). Por outro lado, a região cervical do dente apresentou o menor valor de tensão (pontos 1, 2, 6 e 7). No modelo 2, o maior valor de tensão foi observado no ápice do implante (ponto 23) , com 30.582,52Pa. Ao redor de todo o implante houve uma formação de tensão significativa. Em relação aos dentes naturais, o primeiro dente (canino) apresentou um maior valor de tensão no seu ápice (12.549,80Pa), quando comparado com o ápice do pré molar (8.076,92Pa). As regiões cervicais dos dentes naturais (pontos 1,2,8,9,10,11,17e18) mostraram os menores valores de tensão desse modelo. Essa constatação de que a maior concentração de tensão ocorre nos ápices dos implantes coincide com as conclusões de vários autores<sup>1-2-3-4,18-19</sup>, que afirmam que nessa união de dente com implante, este último absorve a maior parte das cargas aplicadas.

Em um estudo clínico retrospectivo<sup>20</sup>, concluiu-se que a adição de mais um dente como pilar, é uma opção viável para as próteses dentoimplantossuportadas. Esse achado reforça os resultados obtidos neste trabalho que, ao incluir um dente adicional como pilar, chegou-se à conclusão que ocorre uma diminuição das tensões nos dentes e

também no implante. Em outro trabalho<sup>21</sup>, com o método dos elementos finitos, ao observar uma redução das tensões quando foi adicionado um pilar natural, concluiu-se que se houver a possibilidade de instalação de apenas um implante, então dois pilares naturais deverão ser usados como retentores para suportar um pântico, melhorando a rigidez do conjunto. Outros autores<sup>22</sup> tiveram uma conclusão diferente, quando concluíram que o acréscimo de um dente adicional como pilar não teria efeito na redução de tensão em prótese dentoimplantossuportada.

### **CONCLUSÕES**

- 1- Em uma prótese dentoimplantossuportada, o maior valor de tensão ocorre sobre os implantes, provavelmente devido à ausência do ligamento periodontal;
- 2- O terço cervical dos dentes é a região com menor formação de tensão em próteses dentoimplantossuportadas;
- 3- A instalação de dentes adicionais promove maior distribuição das tensões;
- 4- Esse modelo de prótese é biomecanicamente previsível e uma opção viável de tratamento.

**REFERÊNCIAS**

1. WEINBERG,L.A. ,KRUGER,B.. Biomechanical considerations when tooth-supported and implant-supported prostheses. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology**, v. 78, n.1, p.22-27, 1994.
2. ULBRICH, N.L., HACK, M. B. , BASSANTA, A. D., Estudo da distribuição das tensões no sistema de implantes IMZ nos três elementos intramóveis com cargas verticais. **Revista Brasileira de Prótese Clínica e Laboratorial ( PCL)**, ano 2, v. 2, n. 5, p. 32-38, 2000.
3. WATANABE,F; UNO,I; HATA,Y; NEUENDORFF,G; KIRSCH,A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. **International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, v. 15, n.2, p. 209-18, Mar/Abr 2000.
4. LINDH, T., DAHLGREN, S., GUNNARSSON, K., JOSEFSSON, T., NILSON, H., WILHELMSSON, P., GUNNE, J. Tooth-Implant Supported Fixed Prostheses: A Retrospective Multicenter Study. **International Journal of Prosthodontics**, v. 14, p 321–328, 2001.
5. RICHTER, E. J. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic; dentistry. **Journal of Prosthetics Dentistry**, n.6, Jan, p.602-609, 1989.
6. SCHLUMBERGER,T.L.,BOWLEY,J.F., MAZE, G.I.. Intrusion phenomenon in combination tooth-implant restorations: a review of the literature. **Journal of Prosthetics Dentistry**, Aug;80(2):199-203,1998.
7. NISHIMURA,R.D.. Photoelastic stress analisys of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid conectors. **Journal of Prosthetics Dentistry**, v.81, n.6, p.696-703, jun 1999.
8. CORDARO,L., ERCOLI, C., ROSSINI, C., TORSELLO, F., FENG, C. Retrospective evaluation of complete-arch fixed partial dentures connecting teeth and implant abutments in patients with normal and reduced periodontal supported. **Journal of Prosthetic Dentistry**, n.94, p.313-20, 2005.

9. AKÇA, K., UYSAL, S., ÇEHRELI, M.C. Implant–tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. **Clinical Oral Implants Research**, v. 17, p. 331–336, 2006.
10. CUNE, M.S. Prosthetic dilemmas. Connecting natural teeth and implants. **Nederlands tijdschrift voor tandheelkunde**, v.115, n.11, p. 613-9, 2008.
11. BERNARDES, S.R.; Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade. **Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia** para obtenção do título de Mestre, 2004.
12. PESUN, I.J., STEFLIK, D. E., PARR, G. R., HANES, P. J. Histologic evaluation of the periodontium of abutment teeth combination implant/tooth fixed partial denture. **International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, v.14, n.3, p.342-350, 1999.
- 13- LAUFER, Z., GROSS, M. Splinting Osseointegrated Implants and Natural Teeth in Rehabilitation of Partially Edentulous Patients. Part II: Principles and Applications. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.25, p.69-80, 1998.
- 14- PJETURSSON, B.E. & LANG, N.P.. Prosthetic treatment planning on the bases of scientific evidence. **Journal of Oral Rehabilitation**, n35 , p.72-79, 2008.
- 15- LANGER, B., RANGERT, B. Biomechanical interaction between implants and teeth. In: NEVINS, M., MELLONING, J.T. **Implants Therapy**. Chicago: Quintessence, p. 47-51, 1998.
- 16- LANG, N.P., PJETURSSON, B.E., TAN, K., BRAGGER, U., EGGER, M., ZWAHLEN, M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth–implant-supported FPDs. **Clinical Oral Implant Research**, n.15, p. 643–653, 2004.
- 17- Van der BILT ,A., TEKAMP F.A. , van der GLAS, H.W., ABBINK, J.H. Bite force and electromyography during maximum unilateral and bilateral clenching. **European Journal Oral of Science**, 116: 217–222, 2008.

- 18- HOBO,S. **Osseointegração e Reabilitação Oclusal**. Ed. Quintessence, São Paulo, p.278, 1997.
- 19- CHORRES, J.E., UONO, C., GIOSO, M.A., BATISTA, L., MURAMATSU, M., CAMPOS, T.N. Qualitative analysis of stress distribution in tooth-implant and implant-supported prosthesis by means of holography interferometry method. **RPG Revista da Pós Graduação**, 12 (4) p.412-16, 2005.
- 20- CLEPPER, D.P., Should natural teeth and osseointegrated implants be used in combination to supported a fixed prosthesis? **International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, v.9, p. 711-18, 1997.
- 21- LANZA,M.D.S., VIEIRA, A.C.B., SERAIDARIAN, P.I., JANSEN, W.C., LANZA, M.D. Comportamento biomecânico das próteses fixas dentoimplantossuportadas. **Revista ImplantNews**, v.7 (3), p. 417-23, 2010.
- 22- LIN, C.L., WANG,J.C., CHANG,S.H., CHEN, S.T. Evaluation of Stress Induced by Implant Type, Number of Splinted Teeth, and Variations in Periodontal Support in Tooth-Implant–Supported Fixed Partial Dentures: A Non-Linear Finite Element Analysis. **The Journal of Periodontology**, v. 81 (1), p. 121-30, 2010.