

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA  
CONCENTRAÇÃO EM DENTÍSTICA RESTAURADORA – DOUTORADO**

Análise fotoelástica da influência da aplicação de carga no padrão de distribuição de tensões em implantes dentários.

**Guilherme Machado Barbieri**

Tese apresentada como parte dos  
requisitos para a obtenção do título de  
Doutor em Odontologia, área de  
Concentração Dentística Restauradora.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Luiz Henrique Burnett Jr.

Porto Alegre, Janeiro de 2013.

B236a Barbieri, Guilherme Machado

Análise fotoelástica da influência da aplicação de carga no padrão de distribuição de tensões em implantes dentários / Guilherme Machado Barbieri. – Porto Alegre, 2013.  
63f.: tab. Inclui 2 artigos originais submetidos à publicação.

Tese (Doutorado) – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Faculdade de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de concentração: Dentística Restauradora

Orientador: Prof. Dr. Luiz Henrique Burnett Jr.

1. Implantes Dentários. 2. Plataforma Switching. 3. Análise Fotoelástica. I. Burnett Jr., Luiz Henrique. II. Título.

CDD 617.69

**Bibliotecária Responsável:**  
**Elisete Sales de Souza - CRB 10/1441**

## **MEMBROS DA BANCA**

Prof. Dr. Luiz Henrique Burnett Jr (PUCRS)

Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota (PUCRS)

Prof. Dr. Isaac Newton Lima da Silva (PUCRS)

Prof. Dr. Eduardo Rolim Teixeira (PUCRS)

Prof.Dr. Marcel Fasolo de Paris (UFRGS)

## **SUPLENTE**

Prof. Dr. Sinval Adalberto Rodrigues (UNOCHAPECO)

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A minha amada esposa, **Adriana** pelo carinho e apoio incondicional em todos os momentos desta caminhada.

A minha amada filha, **Giovana**, amor da minha vida, pelos momentos em que não me fiz presente para a realização deste trabalho.

Aos meus queridos pais, **Fernando** e **Elenice**, e irmãs **Gabriela** e **Fernanda** que incentivaram mais este passo em minha caminhada profissional. Agradeço pelo apoio emocional e pela paciência em todos os momentos.

Ao meu avô, colega de profissão e amigo, **João Virgílio**, pelo incentivo e dedicação em todos os momentos da minha caminhada.

Ao meu orientador, Prof. **Luiz Henrique**, que se mostrou um professor dedicado e que se tornou um grande amigo, obrigado pelo conhecimento e pela ajuda na realização deste trabalho.

*Tente uma, duas, três vezes e se possível tente a quarta, a quinta e quantas vezes for necessário. Só não desista nas primeiras tentativas, a persistência é amiga da conquista. Se você quer chegar aonde a maioria não chega, faça aquilo que a maioria não faz.*

Bill Gates

## **AGRADECIMENTOS**

À Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, na pessoa do ex-diretor da Faculdade de Odontologia, Professor **Marcos Túlio Mazzini Carvalho**, que viabilizou esta oportunidade de aprendizado, e ao atual diretor Prof. **Alexandre Bahlis**, ao qual desejo muito sucesso nesta nova caminhada.

À **CAPES**, pelo fornecimento da bolsa que me possibilitou a conclusão deste doutorado.

Ao Prof. **José Antônio Poli de Figueiredo** ex-coordenador do curso de pós-graduação em Odontologia, pela sua incansável dedicação e competência na busca por um ensino de qualidade e a atual coordenadora do programa de pós-graduação em Odontologia Profa. **Ana Maria Spohr**, a qual desejo muito sucesso nesta nova caminhada.

Ao Prof. **Eduardo Mota**, pelos ensinamentos, amizade e exemplo profissional.

Aos Prof. **Julieta e Ari** pelos ensinamentos, amizade e momentos de descontração.

Ao amigo **Eduardo Perosa** e ao seu orientador Prof. **Isaac Newton Lima da Silva**, pelo desenvolvimento deste trabalho.

## LISTA DE TABELAS ARTIGO 1

<b>Tabela 1.</b> Tipo de implante, tipo de conexão e pilar .....	19
<b>Tabela 2.</b> Valores de retardação e N para fotoelasticidade .....	21

## LISTA DE FIGURAS ARTIGO 1

<b>Figura 1.</b> Matriz de teflon .....	18
<b>Figura 2.</b> Apresentação comercial da resina fotoelástica .....	18
<b>Figura 3.</b> Polariscópio plano .....	20
<b>Figura 3.b</b> Dispositivo para aplicação de carga.....	20
<b>Figura 4.</b> Exemplo de leitura executada pelo software.....	22
<b>Figura 5.</b> Imagem fotoelasticidade prótese unitária parafusada HI 4.5 SW (3.8).....	27
<b>Figura 6.</b> Imagem fotoelasticidade prótese unitária parafusadaHI 4.5 (4.5).....	27
<b>Figura 7.</b> Imagem fotoelasticidade prótese unitária parafusadaHE 5.0 SW (4.1).....	28
<b>Figura 8.</b> Imagem fotoelasticidade prótese unitária parafusada HE 5.0 (5.0) .....	28
<b>Figura 9.</b> Imagem fotoelasticidade prótese unitária parafusada HE 4.1 (4.1).....	29
<b>Figura 10.</b> Imagem software implante HI 4.5 SW (3.8).....	29
<b>Figura 11.</b> Imagem software implante HI 4.5 (4.5).....	29
<b>Figura 12.</b> Imagem software implante HI 5.0 SW (4.1).....	30
<b>Figura 13.</b> Imagem software implante HI 5.0 (5.0).....	30
<b>Figura 14.</b> Imagem software Fig.13 implante HI 4.1 (4.1).....	30

## LISTA DE GRÁFICOS ARTIGO 1

<b>Gráfico 1.</b> Valores de tensão máxima cisalhante (T) em implantes HI.....	24
<b>Gráfico 2.</b> Valores de tensão máxima cisalhante (T) em implantes HE.....	25
<b>Gráfico 3.</b> Valores de tensão máxima cisalhante (T) HE controle.....	26

## LISTA DE TABELAS ARTIGO 2

<b>Tabela 1.</b> Forma do implante, tipo de fixação protética .....	46
<b>Tabela 2.</b> Valores de retardação e N para fotoelasticidade .....	48

## LISTA DE FIGURAS ARTIGO 2

<b>Figura 1.</b> Matriz de teflon .....	45
<b>Figura 2.</b> Apresentação comercial da resina fotoelástica .....	45
<b>Figura 3.a</b> Polariscópio plano .....	47
<b>Figura 3.b</b> Dispositivo para aplicação de carga.....	47
<b>Figura 4.</b> Exemplo de leitura executada pelo software.....	49
<b>Figura 5.</b> Imagem fotoelasticidade HE 4.1 cônico prótese parafusada.....	53
<b>Figura 6.</b> Imagem fotoelasticidade HE 4.1 cilíndrico prótese parafusada.....	53
<b>Figura 7.</b> Imagem fotoelasticidade HE 4.1 cônico prótese cimentada.....	54
<b>Figura 8.</b> Imagem fotoelasticidade HE 4.1 cilíndrico prótese cimentada.....	54
<b>Figura 9.</b> Imagem software implante HE 4.1 cônico prótese parafusada.....	55
<b>Figura 10.</b> Imagem software implante HE 4.1 cilíndrico prótese parafusada.....	55
<b>Figura 11.</b> Imagem software implante HE 4.1 cônico prótese cimentada .....	56
<b>Figura 12.</b> Imagem software implante HE 4.1 cilíndrico prótese cimentada.....	56

## LISTA DE GRÁFICOS ARTIGO 2

<b>Gráfico 1.</b> Valores de tensão máxima cisalhante (T) em implantes de HE: Cônico x cilíndrico para coroas parafusadas.....	51
<b>Gráfico 2.</b> Valores de tensão máxima cisalhante (T) em implantes de HE: Cônico x cilíndrico para coroas cimentadas.....	52

## ARTIGOS 1 e 2

### LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

Significado	
HE	conexão do tipo hexágono externo
HI	conexão do tipo hexágono interno
N	newtons
SW	plataforma switching
%	Porcentagem
®	Marca Registrada
cm	Centímetro(s)
et al.	e outros (abreviatura de <i>et alli</i> )
FO-PUCRS	Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
KPa	Kilopascal
UCLA	pilar calcinável (Universidade Califórnia Los Angeles)
H	espessura do modelo utilizado
$K\sigma$	constante ótica
mm	Milímetro(s)
MPa	Megapascal
N	ordem da franja
T	tensão máxima cisalhante
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

## SUMÁRIO

RESUMO GERAL.....	09
INTRODUÇÃO GERAL.....	11
<b>ARTIGO 1.....</b>	<b>13</b>
Introdução.....	15
Materiais e Métodos.....	18
Resultados.....	24
Discussão.....	31
Conclusão.....	35
Ref. Bibliográficas.....	36
<b>ARTIGO 2.....</b>	<b>40</b>
Introdução.....	42
Materiais e Métodos.....	45
Resultados.....	51
Discussão.....	57
Conclusão.....	60
Ref. Bibliográficas.....	61
Anexo.....	64

## RESUMO GERAL

O objetivo deste estudo foi avaliar e comparar a distribuição de tensões de implantes utilizando a técnica da plataforma “switching” com os diâmetros convencionais, através do método da fotoelasticidade, em implantes do tipo hexágono externo e hexágono interno. Cinco modelos foram construídos com a resina fotoelástica KIT FLEXÍVEL G3 (POLIPOX Ind. E Com., São Paulo Brasil), com um implante unitário em cada um deles. Estes modelos foram MODELO A plataforma de 4.1mm HE/pilar de 4.1mm, MODELO B plataforma de 5.0mm HE/pilar de 4.1mm, MODELO C plataforma de 5.0mm HE/ pilar de 5.0mm, MODELO D plataforma de 4.5mm HI/pilar de 4.5mm e MODELO E plataforma de 4.5mm HI/pilar de 3.8mm. Uma carga axial de 100N foi aplicada em um polariscópio plano para a verificação da franjas isocromáticas. As imagens foram fotografadas com uma câmera digital CANON EOS DIGITAL REBEL XTI e visualizadas com o software especialmente desenvolvido para este trabalho. Os valores de tensão máxima cisalhante total para o implante HISW foi de 20,16KPa, HI 20,64KPa, HESW 21,84KPa, HE 21,70KPa e para o implante controle 20,74KPa. O implante de hexágono interno apresentou uma melhor distribuição de carga e menores valores de tensão com a utilização da técnica plataforma “switching”, sendo que nenhum sistema foi capaz de eliminar tensão em algum dos terços.

**PALAVRAS-CHAVE:** Implantes dentários, Plataforma Switching, Análise fotoelástica.

## **ABSTRACT**

The aim of this study was to evaluate and compare stress distribution around implants using platform switching technique with conventional diameters, using the photoelasticity method in internal and external hex-type implants. Five models were fabricated using photoelastic resin kit FLEXIBLE G3 (POLIPOX Ind. E Com, Sao Paulo Brazil) with a single-body implant in each of them. These models were as follows: MODEL A - 4.1mm platform with 4.1mm external hex implant-abutment connection; MODEL B - 5.0mm platform with 4.1mm external hex implant-abutment connection; MODEL C - 5.0mm platform with 5.0-mm external hex implant-abutment connection; MODEL D - 4.5mm platform with 4.5mm internal hex implant-abutment connection; and MODEL E - 4.5mm platform 3.8mm internal hex implant-abutment connection. An axial load of 100N was applied in a plane polariscope to verify isochromatic fringes. The images were photographed with a digital camera CANON EOS DIGITAL REBEL XTI and viewed with software specially developed for this study. The values for total maximum shear stress for implant HISW was 20.16 kPa, HI 20.64 kPa, 21.84 kPa HESW, HE 21.70 kPa and 20.74 kPa for control implant. The internal hex implant showed better load distribution and lower stress values when the platform switching technique was used and no system was able to eliminate stress on some thirds.

**KEY WORDS:** Dental implants, Platform Switching, Photoelastic analysis.

## INTRODUÇÃO GERAL

A principal diferença entre dentes naturais e implantes é a ausência do ligamento periodontal, que sem sombra de dúvida exerce um papel importante na absorção das cargas transmitidas ao osso adjacente (Ueda, 2004). Implantes com diferentes geometrias apresentam diferentes comportamentos biomecânicos. O desempenho de um sistema de implante não depende somente da sua geometria, mas também do seu “design”, altura, diâmetro, forma, presença ou não de roscas e tipo de prótese (Cruz, 2006). Esta distribuição de tensões, exerce uma influência direta no sucesso e na longevidade dos implantes dentários e devem apresentar uma orientação e magnitude compatível com um estado fisiológico do tecido ósseo (Ueda, 2004).

Atualmente três metodologias estão sendo utilizadas para a determinação destas tensões, são elas: métodos dos elementos finitos, *strain gauge* (extensômetros) e a fotoelasticidade. A análise de tensão fotoelástica baseia-se na propriedade de que alguns materiais transparentes exibem padrões coloridos, quando submetidos a cargas e visualizadas com luz polarizada. Esse conjunto de padrões coloridos é chamado franjas isocromáticas e a partir delas pode-se determinar tensões ao redor de implantes (Ueda, 2004).

Apesar, do investimento das indústrias para aprimorar o desempenho biomecânico dos sistemas de implante, uma perda da crista óssea, frequentemente é relatada após o carregamento mecânico (Gurgel-Juarez, 2012). Para minimizar este problema uma técnica tem sido relatada na literatura: a técnica da plataforma “switching”. Em um protocolo padrão os componentes utilizados apresentam o mesmo diâmetro do implante. A técnica da plataforma “switching”, consiste na utilização de componentes protéticos subdimencionados em relação ao diâmetro original do implante (Pellizer, 2010; Lazzara, 2006). Com isso ocorre um reposicionamento da junção implante/pilar para o centro do implante e com isso o infiltrado inflamatório celular é deslocado juntamente diminuindo a proximidade com a crista óssea(Lazzara, 2006) . Outra possibilidade é a suposta diminuição de tensão na região cervical do implante que a pesquisa vai estudar.

Enfim, abordou-se nos dois artigos na sequencia todas estas possibilidades e avaliou-se quantitativamente, o desempenho mecânico dessas formas e técnicas, pois contou-se com o desenvolvimento de um software para calcular a tensão em cada região ao longo do implante dentário, o que garante uma avaliação com dados numéricos e não apenas interpretações visuais.

## ARTIGO 1

### **ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA INFLUÊNCIA DA PLATAFORMA “SWITCHING” NA DISTRIBUIÇÃO DE CARGA EM IMPLANTES DE HEXAGONO EXTERNO E HEXÁGONO INTERNO**

**OBJETIVO:** O objetivo deste estudo foi avaliar e comparar a distribuição de tensões de implantes utilizando a técnica da plataforma “switching” com os diâmetros convencionais, através do método da fotoelasticidade, em implantes do tipo hexágono externo e hexágono interno. **MATERIAIS E MÉTODOS:** Cinco modelos foram construídos com a resina fotoelástica KIT FLEXÍVEL G3 (POLIPOX Ind. E Com., São Paulo Brasil), com um implante unitário em cada um deles. Estes modelos foram MODELO A plataforma de 4.1mm HE/pilar de 4.1mm, MODELO B plataforma de 5.0mm HE/pilar de 4.1mm, MODELO C plataforma de 5.0mm HE/ pilar de 5.0mm, MODELO D plataforma de 4.5mm HI/pilar de 4.5mm e MODELO E plataforma de 4.5mm HI/pilar de 3.8mm. Uma carga axial de 100N foi aplicada em um polariscópio plano para a verificação da franjas isocromáticas. As imagens foram fotografadas com uma câmera digital CANON EOS DIGITAL REBEL XTI e visualizadas com o software especialmente desenvolvido para este trabalho.

**RESULTADOS:** Os valores de tensão máxima cisalhante total para o implante HISW foi de 20,16KPa, HI 20,64KPa, HESW 21,84KPa, HE 21,70KPa e para o implante controle 20,74KPa. **CONCLUSÃO:** O implante de hexágono interno apresentou uma melhor distribuição de carga e menores valores de tensão com a utilização da técnica plataforma “switching”, sendo que nenhum sistema foi capaz de eliminar tensão em algum dos terços.

**PALAVRAS-CHAVE:** Implantes dentários, Plataforma Switching, Análise fotoelástica.

## Article 1 - Abstract

**OBJECTIVE:** The aim of this study was to evaluate and compare stress distribution around implants using platform switching technique with conventional diameters, using the photoelasticity method in internal and external hex-type implants.

**MATERIALS AND METHODS:** Five models were fabricated using photoelastic resin kit FLEXIBLE G3 (POLIPOX Ind. E Com, Sao Paulo Brazil) with a single-body implant in each of them. These models were as follows: MODEL A - 4.1mm platform with 4.1mm external hex implant-abutment connection; MODEL B - 5.0mm platform with 4.1mm external hex implant-abutment connection; MODEL C - 5.0mm platform with 5.0-mm external hex implant-abutment connection; MODEL D - 4.5mm platform with 4.5mm internal hex implant-abutment connection; and MODEL E - 4.5mm platform 3.8mm internal hex implant-abutment connection. An axial load of 100N was applied in a plane polariscope to verify isochromatic fringes. The images were photographed with a digital camera CANON EOS DIGITAL REBEL XTI and viewed with software specially developed for this study.

**RESULTS:** The values for total maximum shear stress for implant HISW was 20.16 kPa, HI 20.64 kPa, 21.84 kPa HESW, HE 21.70 kPa and 20.74 kPa for control implant. **CONCLUSION:** The internal hex implant showed better load distribution and lower stress values when the platform switching technique was used and no system was able to eliminate stress on some thirds.

**KEY WORDS:** Dental implants, Platform Switching, Photoelastic analysis.

## INTRODUÇÃO

Os implantes dentários apresentam-se comercialmente com diferentes conexões, tratamentos de superfície e formas geométricas. Os dois grandes grupos de conexão mais conhecidos são externa e interna; sendo subdivididas em: hexagonal, octagonal, cônica, etc (Tonella, 2011; Binon, 2000).

Todavia, em qualquer sistema utilizado, a condição fundamental para um bom desempenho clínico é a obtenção de uma osseointegração de qualidade e a manutenção deste tecido ósseo peri-implantar. Uma perda óssea mínima ou nenhuma seria o ideal, no entanto, alguma perda óssea tem sido freqüentemente relatada, principalmente após o primeiro ano de função mastigatória (Gurgel-Juarez, 2012). Esta reabsorção em torno do implante depende de fatores biológicos e mecânicos tais como: microinfiltração bacteriana, localização da área de tecido conjuntivo inflamatório, concentração das tensões na região cervical do implante, localização da junção implante/pilar e micro movimentações (Pellizzer E, 2010).

O tipo de conexão influencia diretamente na manutenção da interface osso/implante, tanto no quesito biomecânico, na indução de tensões, quanto no quesito biológico, permitindo infiltração bacteriana na interface de conexão, influenciando diretamente no sucesso da reabilitação (Tonella, 2011; Bozkaya, 2004; Cehreli, 2004). Tal fato é principalmente observado na alteração da altura da crista

óssea como resultado da concentração de tensão na região cervical do implante (Chang, 2010). Portanto, o sistema de implante deve ser projetado de modo que ele possa dissipar melhor a carga no osso peri-implantar suportando a restauração em função e mantendo a osseointegração (Yun, 2011).

Porém, alguns estudos vêm relatando que esta reabsorção da crista óssea pode ser diminuída utilizando a técnica da plataforma “Switching”, que consiste na utilização de pilares com diâmetros menores do que a plataforma do implante, o que difere da aplicação convencional, onde implante e pilar apresentam o mesmo diâmetro. (Pellizzer, 2010; Atieh, 2010; Lazzara, 2006). Esta ligação forma um ângulo de 90° e transfere o perímetro da junção implante-pilar para dentro em direção ao eixo central, ou seja, para o centro do implante. Com isso ocorre um afastamento do infiltrado inflamatório celular da crista óssea. Vários estudos clínicos, radiográficos e histológicos confirmam esta redução na perda óssea peri-implantar, utilizando esta técnica (Gurgel-Juarez, 2012; Jung, 2008; Lee, 2007; Hurzeler, 2007; Canullo, 2007; Shin, 2006).

Portanto, as vantagens biológicas e o desempenho clínico da técnica da plataforma switching tem sido amplamente relatados na literatura, confirmando esta redução da perda óssea peri-implantar, mas o desempenho biomecânico desta técnica nos diferentes tipos de implante quando comparados com a forma convencional de utilização ainda necessitam de uma investigação mais aprofundada.

O objetivo deste estudo foi avaliar e comparar o desempenho biomecânico desses implantes, utilizando os diâmetros convencionais entre pilar/implante e diâmetros pela técnica da plataforma “Switching”, através do método da fotoelasticidade.

## MATERIAIS E MÉTODOS

Uma matriz de teflon (Figura 1) foi desenvolvida (METALÚRGICA COTRAC, Porto Alegre, Brasil), em formato retangular prismática com dimensões de 40 x 10 x 10mm e em uma das bases um transferente de moldagem correspondente a cada tipo de conexão foi instalado no centro da matriz. Um implante de cada conexão com 13mm de comprimento (SIN sistemas de implante, São Paulo, Brasil) foi fixado ao transferente e inserido na matriz. Após, a resina fotoelástica (Figura 2) KIT FLEXIVEL G3 (Polipox indústria e comércio, São Paulo Brasil) foi manipulada lentamente para evitar a formação de bolhas de ar, segundo as orientações do fabricante, na proporção de 2,5 da resina para 1,0 do catalisador, em volume. Em seguida foi feita a inserção da resina fotoelástica, aguardando 48 horas para a presa total do material a temperatura ambiente. Os modelos obtidos estão descritos na tabela 1.



**FIG. 1.: MATRIZ DE TEFLON  
COM O IMPLANTE**



**FIG. 2.: APRESENTAÇÃO COMERCIAL DA  
RESINA FOTOELÁSTICA**

**TABELA 1 Tipo de implante, tipo de conexão e pilar**

<b>MODELO</b>	<b>DESCRIÇÃO</b>
<b>A</b>	IMPLANTE UNITÁRIO (HE) COM 4.1mm DE DIÂMETRO, COM PLATAFORMA DE 4.1mm E PILAR DE 4.1mm (Diâmetro regular).
<b>B</b>	IMPLANTE UNITÁRIO (HE) COM 5.0mm DE DIÂMETRO, COM PLATAFORMA DE 5.0mm E PILAR DE 4.1mm (Plataforma "Switching").
<b>C</b>	IMPLANTE UNITÁRIO (HE) COM 5.0mm DE DIÂMETRO, COM PLATAFORMA DE 5.0mm E PILAR DE 5.0mm (Diâmetro regular).
<b>D</b>	IMPLANTE UNITÁRIO (HI) COM 4.5mm DE DIÂMETRO, COM PLATAFORMA DE 4.5mm E PILAR DE 4.5mm (Diâmetro regular).
<b>E</b>	IMPLANTE UNITÁRIO (HI) COM 4.5mm DE DIÂMETRO, COM PLATAFORMA DE 4.5mm E PILAR DE 3.8mm (Plataforma "Switching").

Cinco coroas metalo-cerâmica (VITA VM 13, Bad Säckingen, Alemanha), parafusadas foram confeccionadas utilizando um pilar UCLA correspondente a cada diâmetro. As coroas foram instaladas nos modelos correspondentes (fotoelástico) com torque de 20N/Cm utilizando uma catraca protética (NEODENT, Brasil).

A análise quantitativa da distribuição das tensões produzidas nos corpos de prova foi feita através de imagens obtidas do polariscópio plano (Figura 3) (OPTOVAC, São Paulo, Brasil). Foi acoplado ao polariscópio uma máquina fotográfica digital (CANON EOS DIGITAL REBEL XTI, com lente macro 100mm, sem

flash) permitindo registrar as franjas isocromáticas produzidas no momento da aplicação da carga axial de 100N e as imagens foram transferidas para um software.



Figura 3a.: Polariscópio plano



Figura 3b.: Dispositivo para aplicação de carga

## ANÁLISE QUANTITATIVA

Para a avaliação as imagens foram divididas em três partes: terço cervical, médio e apical. Foi desenvolvido um software (Faculdade de Engenharia de Controle e Automação da PUCRS) que realiza o cálculo a tensão máxima cisalhante da área em questão, sendo que para cada modelo foram obtidos três valores, cada um correspondente a respectiva região (cervical, médio e apical). O cálculo seguiu a “lei ótica das tensões”, que utiliza a fórmula  $t=(K\sigma.N)/2h$  (KPa), onde “t” é a tensão máxima cisalhante, “N” é a respectiva ordem da franja no ponto de interesse (tabela 2), “K $\sigma$ ” é a constante ótica do material utilizado (0,25 N/mm) e “h” é a espessura do modelo utilizado (10mm).

**Tabela2. Valores de retardação e N para fotoelasticidade**

Cor	Retardação (mm)	N
Preto	0	0
Cinza	160	0,28
Branco	260	0,45
Amarelo	350	0,60
Laranja	460	0,79
Vermelho	520	0,90
Roxo	577	1,00
Azul	620	1,06
Laranja	940	1,62
Rosa	1050	1,82
Violeta	1150	2,00
Verde	1350	2,35

Fonte: Martins, 2005

## SOFTWARE EXECUTANDO A LEITURA DA TENSÃO MÁXIMA CISALHANTE NAS ÁREAS CORRESPONDENTES

Figura 4. Exemplo de leitura executada pelo software

	Terço cervical				Terço medio				Terço apical	
	Direita %	Direita pixels	Esquerda %	Esquerda pixels	Direita %	Direita pixels	Esquerda %	Esquerda pixels	%	pixels
% Preto (0 KPa)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
% Cinza (3,684 KPa)	0	0	0,1	71	0,1	89	0	0	0,1	234
% Branco (5,921 KPa)	0,1	72	0	0	0	0	0	0	0	0
% Amarelo (7,895 KPa)	19,2	13729	22,1	15763	20,3	17987	2,3	1707	10,9	25461
% Laranja (10,395 KPa)	2	1430	4,5	3210	6,6	5848	0	0	10,5	24526
% Vermelho (11,842 KPa)	1,3	930	2,3	1641	3	2658	0	0	11,2	26161
% Roxo (13,158 KPa)	0,9	644	3,4	2425	6,2	5494	0	0	2,2	5139
% Azul (13,947 KPa)	8,9	6364	24,8	17689	16,9	14974	66,1	49067	13,9	32468
% Rosa (23,947 KPa)	0,3	215	1,1	785	5,2	4608	0	0	5,2	12146
% Violeta (26,316 KPa)	0,1	72	2,2	1569	2,3	2038	0	0	0,6	1402
% Verde (30,921 KPa)	67,2	48052	39,5	28174	39,4	34911	31,6	23457	45,4	106047
Terço cervical n° de pixels selecionados	76971		72486		89141		76685		236901	
% Área não analisada	7,1		1,6		0,6		3,2		1,4	
Terço cervical n° de pixels analisados	71506		71326		88606		74231		233584	
Tensão média ponderada parcial (KPa)	24,120		19,451		19,854		19,172		20,951	
Tensão média ponderada total por terço (KPa)	21,789				19,543				20,951	
Tensão média ponderada total (KPa)	20,748									

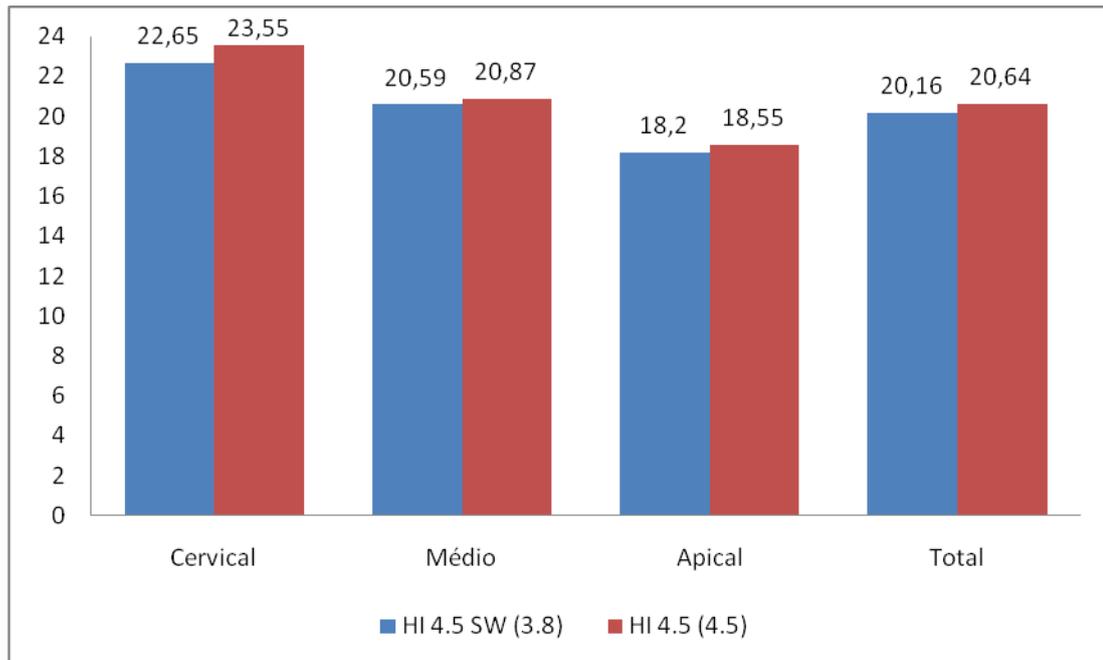
Etapa	Descrição sucinta	Descrição detalhada																
1	Definição das cores padrão.	<p>Definição das cores padrão. As cores padrão utilizadas são definidas no espaço de cor RGB, mas são transformadas e armazenadas para o espaço de cor <math>L^*a^*b^*</math>. No exemplo abaixo foram definidos nove tons genéricos e arbitrários da cor vermelha. Futuramente as cores padrão serão definidas utilizando-se um sistema de calibração para fotoelasticidade RGB e amostra padrão que consiste em um disco sob compressão diametral.</p> <table border="1" style="margin-left: auto; margin-right: auto;"> <thead> <tr> <th>RGB</th> <th><math>L^*a^*b^*</math></th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>255 99 99</td> <td>60 54 28</td> </tr> <tr> <td>255 0 0</td> <td>53 80 67</td> </tr> <tr> <td>139 0 0</td> <td>28 51 41</td> </tr> <tr> <td>205 92 92</td> <td>53 45 22</td> </tr> <tr> <td>139 58 58</td> <td>36 35 17</td> </tr> <tr> <td>205 106 106</td> <td>56 39 18</td> </tr> <tr> <td>220 20 60</td> <td>47 70 54</td> </tr> </tbody> </table>	RGB	$L^*a^*b^*$	255 99 99	60 54 28	255 0 0	53 80 67	139 0 0	28 51 41	205 92 92	53 45 22	139 58 58	36 35 17	205 106 106	56 39 18	220 20 60	47 70 54
RGB	$L^*a^*b^*$																	
255 99 99	60 54 28																	
255 0 0	53 80 67																	
139 0 0	28 51 41																	
205 92 92	53 45 22																	
139 58 58	36 35 17																	
205 106 106	56 39 18																	
220 20 60	47 70 54																	
2	Leitura de cada pixel e	Leitura de cada pixel da área selecionada e																

	comparação com a tabela de cores padrão.	comparação com a tabela de cores padrão. A cor de cada pixel é lida em RGB e transformada para $L^*a^*b^*$ .
3	Cálculo da distância euclidiana entre as cores e aplicação de demais critérios de similaridade.	A distância euclidiana é então calculada entre a leitura $L^*a^*b^*$ e cada uma das cores da tabela de calibração. A cor é considerada similar se a diferença for menor que 10 a 30%, dependendo da cor que se está analisando. Além disso, devem ser satisfeitos critérios adicionais definidos com a utilização do espaço de cor HSV. Por exemplo, a cor laranja tem matiz (hue) maior que 12 e menor que 42.
4	Apresentação dos resultados como percentual de pixels de cada cor.	Pixels que não satisfazem os critérios definidos são considerados não processados. O software informa, em relação a área selecionada, o percentual de pixels de cada cor e o percentual de pixels não analisados.

## RESULTADOS

Os resultados deste artigo estão dispostos em forma de gráfico:

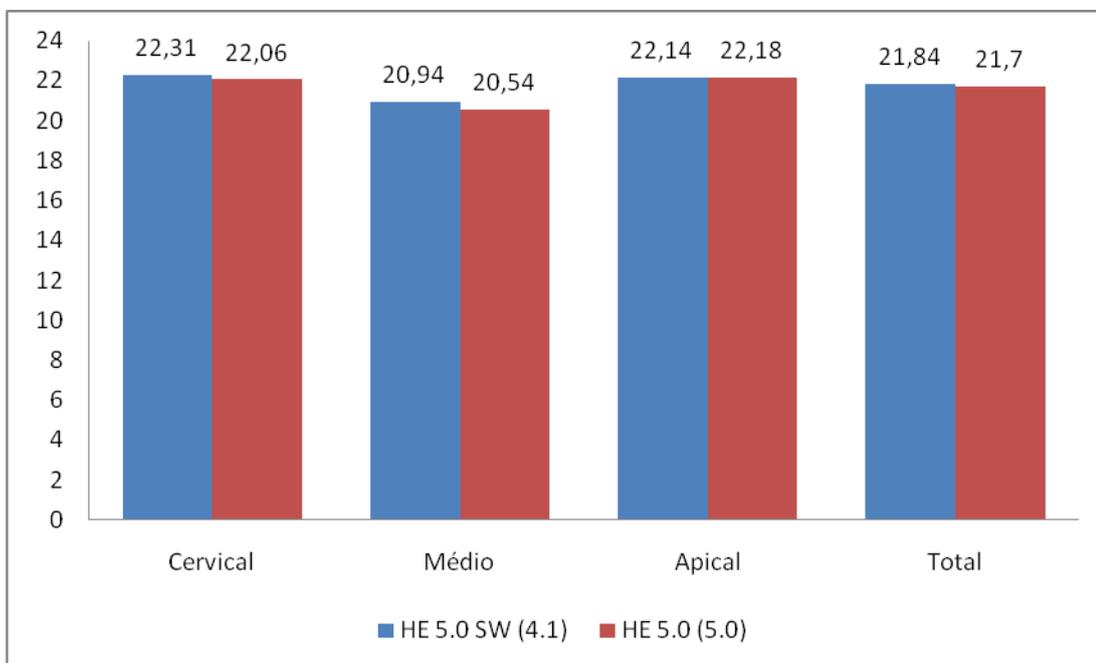
**Gráfico 1. Valores de tensão máxima cisalhante (T) em implantes de hexágono interno: com plataforma “Switching” e com diâmetro convencional**



\*Os valores estão expressos em KPa.

Os valores de tensão máxima cisalhante foram mais elevados em toda a análise dos terços e total no implante com a utilização do diâmetro convencional do pilar (HI). O implante que utilizou o pilar subdimencionado apresentou, portanto um desempenho mais favorável gerando menores valores de tensão. Os valores de tensão foram decrescentes do terço cervical para o terço apical e os mais baixos valores de tensão foram encontrados nos terços apicais em ambos os implantes.

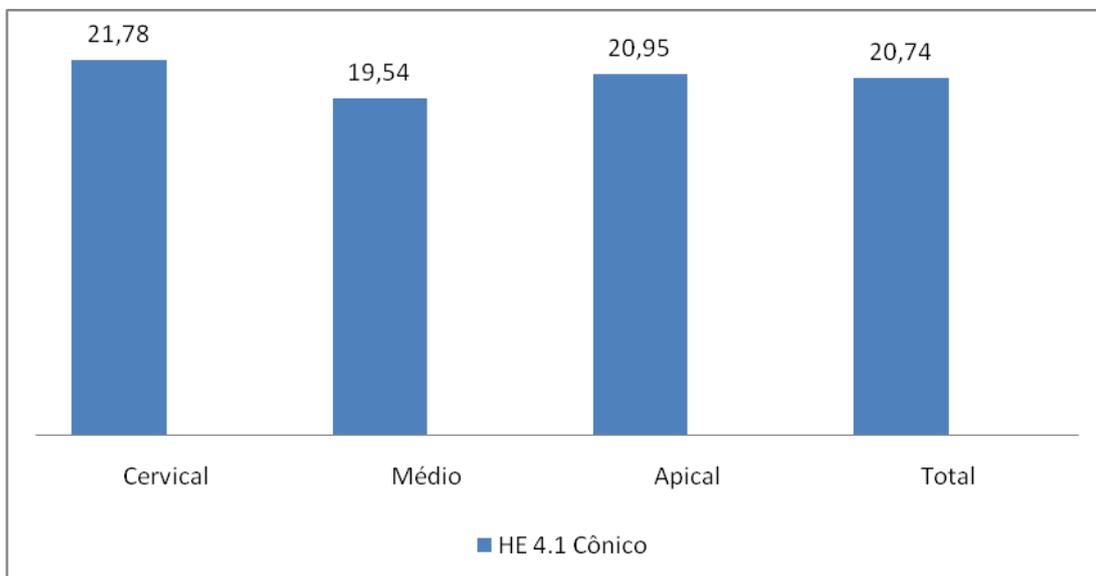
**Gráfico 2. Valores de tensão máxima cisalhante (T) em implantes de hexágono externo: com plataforma “Switching” e com diâmetro convencional**



\*Os valores estão expressos em KPa.

Os valores de tensão máxima cisalhante foram similares nos dois implantes. O implante que utilizou o pilar subdimencionado apresentou valores minimamente mais altos de tensão nos terços cervical, médio e no total, exceto o terço apical. Os mais baixos valores de tensão foram encontrados no terço médio em ambos os implantes.

**Gráfico 3. Valores de tensão máxima cisalhante (T) em implante de hexágono externo: com diâmetro e componente convencionais (controle)**



\*Os valores estão expressos em KPa.

O implante de plataforma regular (controle) apresentou valores de tensão menores na comparação com o implante da mesma conexão mas maior diâmetro, para todos os terços e total.

**IMAGENS OBTIDAS COM APLICAÇÃO DA CARGA AXIAL 100N EM  
POLARISCÓPIO PLANO**

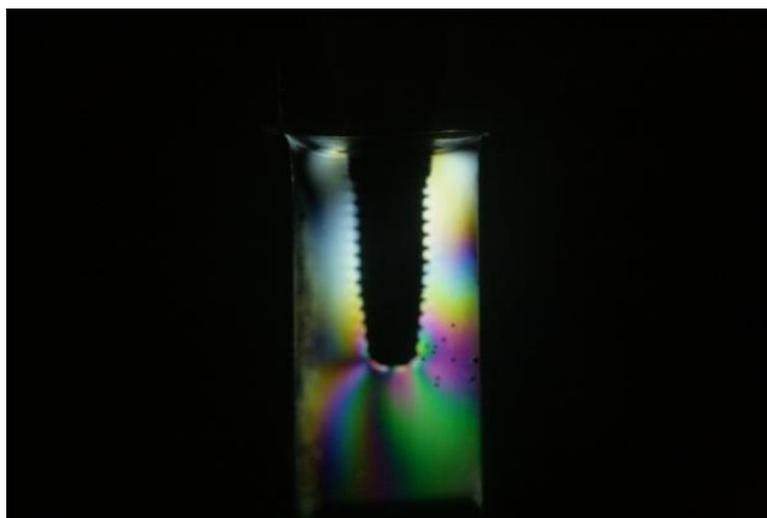


Figura 5. Modelo de prótese unitária parafusada  
HI 4.5 SW (3.8)



Figura 6. Modelo de prótese unitária parafusada  
HI 4.5 (4.5)

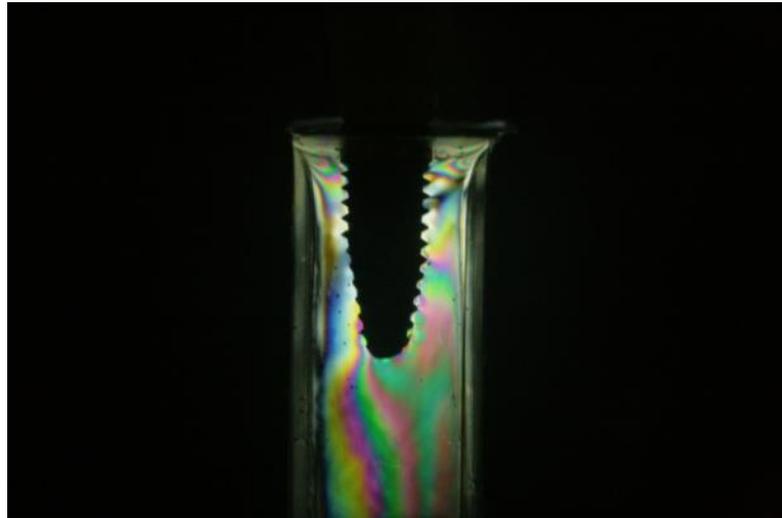


Figura 7. Modelo de prótese unitária parafusada  
HE 5.0 SW (4.1)

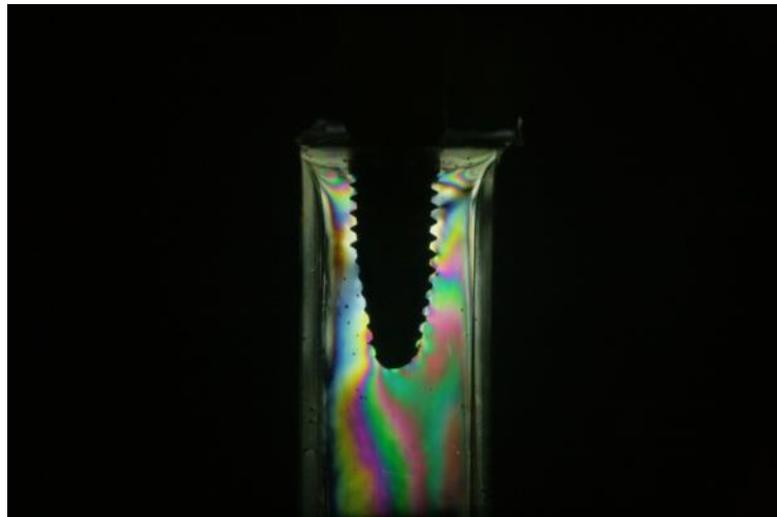


Figura 8. Modelo de prótese unitária parafusada  
HE 5.0 (5.0)

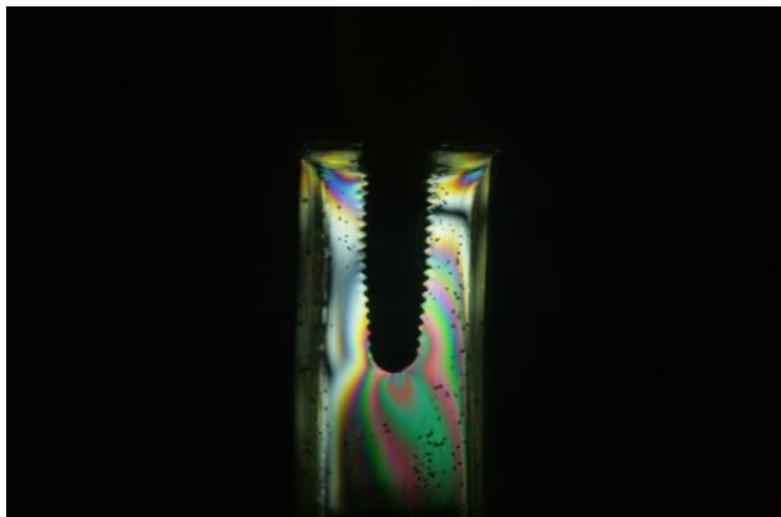


Figura 9. Modelo de prótese unitária parafusada HE 4.1 (4.1)

**IMAGEM CONVERTIDA PELO SOFTWARE PARA A LEITURA DA TENSÃO MÁXIMA CISALHANTE DA ÁREA**

Fig. 10 implante HI 4.5 SW (3.8)

Fig.11 implante HI 4.5 (4.5)

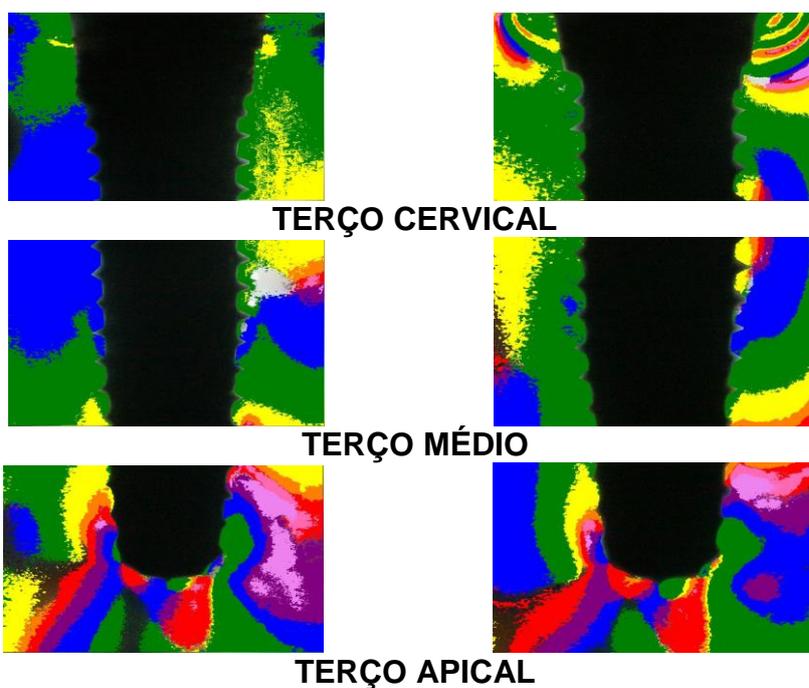


Fig. 12 implante HI 5.0 SW (4.1)

Fig.13 implante HI 5.0 (5.0)

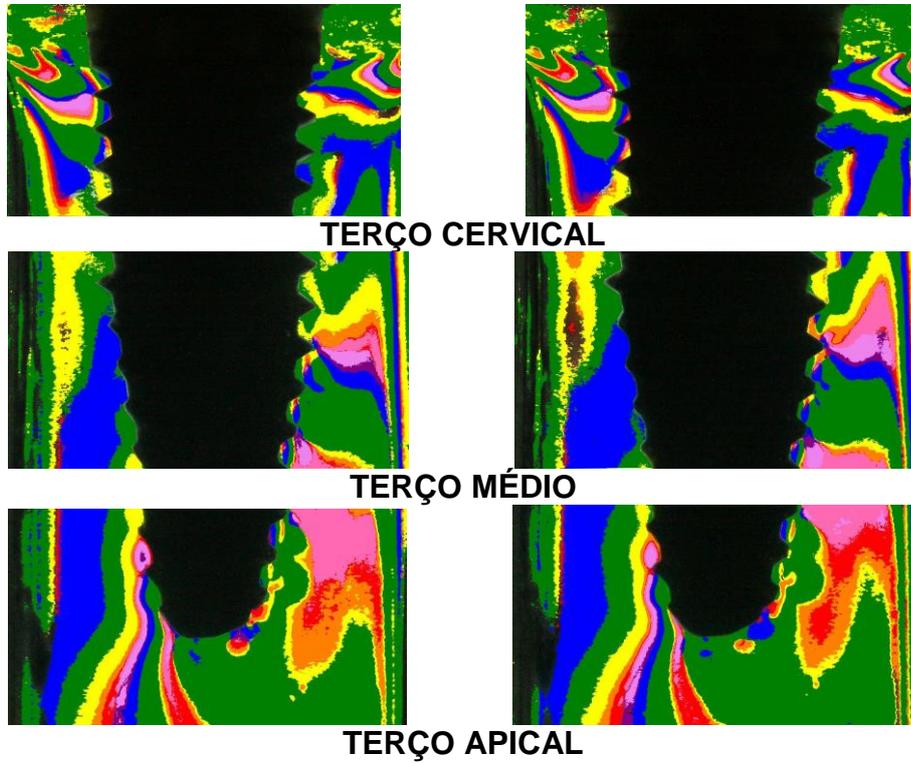
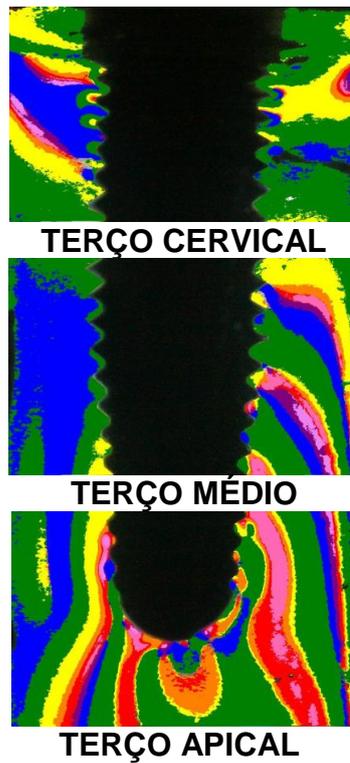


Fig.14 implante HI 4.1 (4.1)



## DISCUSSÃO

Este trabalho foi realizado utilizando a equação da lei óptica das tensões para a determinação da tensão cisalhante máxima. Inúmeros trabalhos na literatura utilizam este método, mas realizam apenas uma análise qualitativa, não obtendo valores numéricos para a tensão cisalhante máxima, ou obtém valores de determinados pontos. Para este trabalho foi desenvolvido um software que analisa a imagem e calcula a tensão cisalhante máxima da área analisada. Diferenças muito significativas de resultados, foram encontradas uma vez que o software analisa a imagem em nível do pixel e a cor é determinada com exatidão o que difere muito de uma análise apenas qualitativa (visual).

De acordo com os resultados obtidos nesse estudo, podemos constatar que há diferença nos valores de tensão quando comparados a utilização ou não da técnica de plataforma “switching”. Os fatores que podem ter contribuído para esses resultados são: a utilização da técnica de plataforma “switching”, o tipo de conexão implante/pilar e a diferença de diâmetro entre os sistemas.

Ambos os implantes (hexágono externo e interno) distribuíram as tensões com intensidade e localização similares nos três terços analisados, não houve, portanto ausência de tensão em nenhuma região, concordando com Da Costa *et al.* (2007), onde relatam que os implantes apresentaram distribuição nos três terços. Todavia, discordamos com a afirmação de que os implantes cônicos

apresentaram mais tensão no terço apical. Na análise da figura número 4 qualitativamente pode parecer que apresenta tensão apenas no ápice, mas com o software foi possível detectar a real cor da franja em questão e na verdade a área apresenta tensão. Portanto, atribuímos esta diferença de resultado a diferença de metodologia, pois o software consegue identificar melhor as franjas do que em métodos qualitativos. O valor de tensão máxima cisalhante total para o implante de HI com componente sub-dimensionado (SW) foi 20,16KPa enquanto para o componente convencional 20,64KPa, esta tendência se manteve na análise dos terços apresentando todos os valores mais baixos em relação à utilização com os componentes com diâmetros convencionais, sendo região cervical 22,65KPa, terço médio 20,59KPa, terço apical 18,20KPa, enquanto para o diâmetro convencional região cervical 23,55KPa, terço médio 20,87KPa e terço apical 20,64KPa. Este estudo concorda com Rossi *et al.*(2011) onde o implante de hexágono interno com plataforma “switching” apresentou redução nos valores de tensão cervical quando comparado a utilização convencional. Esta diminuição de tensão na região cervical pode reduzir a perda óssea que freqüentemente é relatada, principalmente após o primeiro ano de função mastigatória segundo Gurgel-Juarez (2012). Rossi *et al.*(2011) sugerem a utilização de sistemas que permitam a utilização de componentes com menor diâmetro. Para a conexão do tipo hexágono externo os valores de tensão máxima cisalhante entre a utilização da plataforma “switching” ou

o diâmetro convencional do componente foram muito similares. A tensão total para SW foi de 21,84KPa enquanto para o diâmetro convencional 21,70KPa esta tendência se manteve na comparação dos terços SW cervical 22,31KPa, médio 20,94KPa contra cervical 22,06KPa, médio 20,54KPa e, com exceção do terço apical 22,14KPa e 22,18KPa. A utilização de componentes com diâmetros menores não alterou a distribuição de tensão para este diâmetro e tipo de conexão, mas este equilíbrio de tensões é benéfico uma vez que distribui as tensões uniformemente.

Ao compararmos os valores de tensão entre os sistemas de conexão utilizados, com os diâmetros convencionais de cada sistema e também com a plataforma “switching”, percebemos que nos dois casos a conexão do tipo hexágono externo apresentou valores mais elevados de tensão total sendo HE 21,70KPa / HI 20,64KPa e HESW 21,84KPa / HISW 20,16KPa. Tal fato, vai ao encontro de vários estudos na literatura, mesmo empregando diferentes metodologias comparando implantes de hexágono externo com interno concluíram que os implantes do tipo hexágono interno dissipam melhor as cargas quando comparados com os externos (Asvanud 2011, Maeda 2006, Chun 2006).

Para Cruz *et al.*(2006) o comportamento biomecânico, de um sistema de implante, não depende estritamente da sua geometria, mas também do seu design, diâmetro e altura, forma e materiais, bem como o tipo de prótese. A partir desta informação fizemos uma comparação entre um implante HE 4.1 e um HE 5.0

ambos cônicos e com os respectivos componentes no diâmetro convencional para avaliar a interferência do diâmetro na aplicação distribuição de tensão. O implante de menor diâmetro (4.1) apresentou um valor de tensão total de 20,74KPa enquanto o de maior diâmetro 21,70KPa portanto podemos concluir que o implante de menor diâmetro apresentou uma melhor distribuição de tensão. Esta tendência se manteve para terço cervical (4.1) 21,78KPa, médio 19,54KPa e apical 20,95KPa e cervical (5.0) 22,06KPa, médio 20,54KPa e apical 22,18KPa. Estes resultados não estão de acordo com a literatura analisada (Ding, 2009, Himmlová, 2004, e Holmgren, 1998), mas podem ser explicados, em parte por Ding 2009, o qual observou que a diferença no comportamento biomecânico ocorre principalmente nos diâmetros menores que 4.1 ou seja plataformas de 3.3mm, por exemplo, e principalmente em implante menores que 10mm, lembrando que este estudo utilizou implantes de 13mm. Também para Holmgren *et al.* (1998), existe um diâmetro correto para cada situação e muitas vezes um diâmetro exagerado gera um comportamento biomecânico desfavorável quando comparados com diâmetros menores.

## CONCLUSÃO

A partir da metodologia utilizada neste estudo, pode-se concluir que:

- O implante de hexágono interno apresentou uma melhor distribuição de tensões e menores valores de intensidade com a utilização da técnica plataforma “switching”,
- A conexão do tipo hexágono interno apresenta melhor desempenho que conexão do tipo hexágono externo;
- Todos os implantes testados apresentaram tensão nos terços: cervical, médio e apical, portanto nenhum implante foi capaz de eliminar tensão em alguma região;
- Para implantes longos, o aumento do diâmetro do implante não melhorou o seu desempenho mecânico;

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *J Prosthet Dent*. 2011 Oct;106(4):266-71.

Atieh MA, Ibrahim HM, Atieh AH. Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol*. 2010 Oct;81(10):1350-66.

Binon P. Implants and components: Entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):76-94.

Bozkaya D, Muftu S, MS, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*. 2004;92(6):523-530

Canullo L, Rasperini G: Preservation of peri-implant soft and hard tissues using platform switching of implants placed in immediate extraction sockets: a proof-of-concept study with 12- to 36-month follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:995-1000

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

Chang CL, Chen CS, Hsu ML. Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Mar-Apr;25(2):295-304.

Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Mar-Apr;21(2):195-202

Cruz M, Lourenço AF, Toledo EM, da Silva Barra LP, de Castro Lemonge AC, Wassall T Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded implant geometries.. Technol Health Care. 2006;14(4-5):421-38

Da Costa CE, Pelegrine AA, Lopes FM, Guimarães CPD, Sendyk CL, Sendyk WR. Avaliação comparativa fotoelástica de diferentes desenhos de implantes submetidos a carga de compressão. Implant News. 2007; 4(4):377-382.

Ding X, Zhu XH, Liao SH, et al. Implant–bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: A three-dimensional finite element analysis. J Prosthodont. 2009; Apr 3.

Gurgel-Juarez NC, de Almeida EO, Rocha EP, Freitas AC Jr, Anchieta RB, de Vargas LC, Kina S, França FM. Regular and platform switching: bone stress analysis varying implant type. J Prosthodont. 2012 Apr;21(3):160-6.

Himmlová L, Dostálová T, Káčovský A, et al. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. J Prosthet Dent. 2004;91(1):20-25

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, et al. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral Implantol. 1998;24(2):80-88.

Hurzeler M, Fickl S, Zuhr O, et al: Peri-implant bone level around implants with platform-switched abutments: preliminary data from a prospective study. J Oral Maxillofac Surg 2007;65:33-39

Jung RE, Jones AA, Higginbottom FL, et al: The influence of non-matching implant and abutment diameters on radiographic crestal bone levels in dogs. J Periodontol 2008;79: 260-270

Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* . 2006;26(1):9-17.

Lee D-W, Choi Y-S, Park K-H, et al: Effect of microthread on the maintenance of marginal bone level: a 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:465-470

Maeda Y, Sato T, Sogo M. In Vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil*. 2006;33(1):75-78.

Martins, G.P. Fotoelasticidade Primeiros Passos. Comissão nacional de energia nuclear Publicação CDTN-944/2005. Belo Horizonte – MG – Brasil, 2005

Pellizzer E, Falcón-Antenucci RM, Perri de Carvalho P, Santiago Junior J, de Moraes SL, Carvalho B. Photoelastic analysis of the influence of Platform switching on stress distribution in implants. *J Oral Implantol*. 2010 Jun 14.

Rossi F, Zavanelli AC, Zavanelli RA. Photoelastic comparison of single tooth implant-abutment bone of platform switching vs conventional implant designs. *J Contemp Dent Pract*. 2011 Mar 1;12(2):124-30.

Shin T-K, Han C-H, Heo S-J, et al: Radiographic evaluation of marginal bone level around implants with different neck designs after 1 year. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;20:789-794

Tonella BP, Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, Ferração R, de Faria Almeida DA. Photoelastic analysis of biomechanical behavior of single and multiple fixed partial prostheses with different prosthetic connections. *J Craniofac Surg*. 2011 Nov;22(6):2060-3.

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

Yun HJ, Park JC, Yun JH, Jung UW, Kim CS, Choi SH, Cho KS .A short-term clinical study of marginal bone level change around microthreaded and platform-switched implants. *J Periodontal Implant Sci.* 2011 Oct;41(5):211-7.

## ARTIGO 2

### **ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA DISTRIBUIÇÃO DE CARGA EM IMPLANTES CONICOS E CILINDRICOS COM PILARES CIMENTADOS E PARAFUSADOS**

**OBJETIVO:** O objetivo deste estudo foi avaliar e comparar quantitativamente a distribuição de tensões em implantes cônicos e cilíndricos, com pilares cimentados e parafusados, através do método da fotoelasticidade. **MATERIAIS E MÉTODOS:** Quatro modelos foram construídos com a resina fotoelastica KIT FLEXÍVEL G3 (POLIPOX Ind. E Com., São Paulo Brasil), com um implante unitário em cada um deles. Estes modelos foram MODELO A Implante HE 4.1 cônico com prótese cimentada, MODELO B Implante HE 4.1 cônico com prótese parafusada, MODELO C Implante HE 4.1 cilíndrico com prótese cimentada e MODELO D Implante cilíndrico com coroa parafusada. Uma carga axial de 100N foi aplicada foi aplicada em um polariscópio plano para a verificação da franjas isocromáticas. As imagens foram fotografadas com uma câmera digital CANON EOS DIGITAL REBEL XTI e visualizadas com o software especialmente desenvolvido para este estudo, para facilitar a análise. **RESULTADOS:** Os valores de tensão máxima cisalhante total para os implantes parafusados foi de 20,74KPa (cônico) e 21,1KPa (cilíndrico) e para os cimentados foi de 22,46KPa (cônico) e 21,58KPa e para o implante controle 20,74KPa. **CONCLUSÃO:** Para coroas parafusadas, o implante cônico apresentou melhor desempenho que o de forma cilíndrica, em todas as situações os implantes testados apresentaram tensão nos terços: cervical, médio e apical, portanto nenhum implante foi capaz de eliminar tensão em alguma região;

**PALAVRAS-CHAVE:** Implantes dentários, Dental implant design, Análise fotoelástica.

## Article 2 - Abstract

**OBJECTIVE:** The aim of this study was to evaluate and compare stress distribution around implants using platform switching technique with conventional diameters, using the photoelasticity method in internal and external hex-type implants.

**MATERIALS AND METHODS:** Five models were fabricated using photoelastic resin kit FLEXIBLE G3 (POLIPOX Ind. E Com, Sao Paulo Brazil) with a single-body implant in each of them. These models were as follows: MODEL A - 4.1mm conical platform with cemented retention; MODEL B - 4.1mm conical platform with screw retention; MODEL C - 4.1mm cylindrical platform with cemented retention; MODEL D - 4.1mm conical platform with screw retention. An axial load of 100N was applied in a plane polariscope to verify isochromatic fringes. The images were photographed with a digital camera CANON EOS DIGITAL REBEL XTI and viewed with software specially developed for this study.

**RESULTS:** The values for total maximum shear stress for implant HISW was 20.16 kPa, HI 20.64 kPa, 21.84 kPa HESW, HE 21.70 kPa and 20.74 kPa for control implant. **CONCLUSION:** The internal hex implant showed better load distribution and lower stress values when the platform switching technique was used and no system was able to eliminate stress on some thirds.

**KEY WORDS:** Dental implants, Platform Switching, Photoelastic analysis.

## INTRODUÇÃO

O sucesso de um implante osseointegrado depende em boa parte da maneira pela qual as tensões geradas pela carga oclusal são transferidas para o osso circundante. A forma e o tipo de conexão do implante tem sido relatados como fatores principais na transferência de tensões e na conseqüente dissipação das cargas oclusais ao tecido ósseo (Mohammed, 2011).

Estas cargas geradas pela mastigação são transmitidas das faces oclusais para as infraestruturas das próteses e posteriormente chegam ao tecido ósseo onde são absorvidos (Cehreli, 2004). A concentração de tensões e deformações no osso podem causar o acúmulo de microdanos e induzir reabsorções ósseas (Hoshaw, 1994). Alguns autores sugerem que, quando os implantes são colocados em função, ocorre um remodelamento da crista óssea como resultado da concentração de tensão na região cervical do implante (Chang, 2010; Duick, 2001; Pilliar 1991). Tal fato pode gerar a possibilidade de uma carga tão elevada que ultrapassará o limite fisiológico do osso provocando uma provável perda da osseointegração, mesmo para uma osseointegração já estabelecida (Kenney, 1998; Isidor, 1996).

Além disso, o comportamento biomecânico dos implantes diferem-se muito de um dente natural devido a falta de um ligamento periodontal, que de certa forma absorve em parte estas tensões geradas pelas cargas oclusais (Yoshida, 2001; Bidez, 1992).

Mesmo após o desenvolvimento de inúmeros sistemas, a indústria continua investindo muito nos desenhos funcionais destes implantes, com o objetivo de direcionar estas cargas através de uma melhor distribuição dessas forças, otimizando a função das próteses implanto-suportadas. Entretanto, não é fácil quantificar a intensidade de força que pode levar a sobrecarga, pois a capacidade óssea individual de suportar forças apresenta uma grande variabilidade (Markarian, 2005).

Considera-se o “design” de um sistema de implante como sendo a sua forma, o tipo de conexão pilar - implante, presença e distribuição de roscas externas, tipo de tratamento superfície e até a sua composição química. (Cehreli, 2004). Muitos estudos têm afirmado que não só a forma do implante, cônica ou cilíndrica, influencia o padrão de estresse do osso peri-implantar, mas também todos estes fatores associados. Logo, o “design” do implante pode criar regiões de maior estresse no osso peri-implantar, estimulando uma reabsorção óssea maior ou menor (Bernardes, 2009).

Historicamente, os estudos de biomecânica de implantes se concentram em coroas parafusadas, mas próteses cimentadas têm sido amplamente utilizadas apesar de pouca avaliação científica. Sabe-se também que o tipo de pilar tem influência significativa sobre a distribuição das tensões no osso, por causa principalmente de mecanismos diferentes de transferência de carga e por diferenças no tamanho da área de contato entre o pilar e o implante (Chun, 2006). Um pilar muito versátil e que por vezes soluciona muitos dilemas clínicos, como problema de alinhamento do implante ou até mesmo em limitação de altura interoclusal, é o pilar do tipo UCLA (Guichet, 2000). Pode-se utilizá-lo em próteses unitárias ou múltiplas, na forma parafusada ou cimentada. Portanto, como será o desempenho de implantes com o formato cônico e cilíndrico associados a pilares parafusados ou cimentados, na dissipação de carga ao tecido ósseo?

Frente à estas indagações, este estudo tem como objetivo avaliar e comparar o desempenho biomecânico do implante de conexão tipo hexágono externo com forma cônica e cilíndrica, utilizando pilar do tipo UCLA cimentado e parafusado, através do método da fotoelasticidade.

## MATERIAIS E MÉTODOS

Uma matriz de teflon (Figura 1) foi desenvolvida (METALÚRGICA COTRAC, Porto Alegre, Brasil), em formato retangular prismática com dimensões de 40 x 10 x 10mm e em uma das bases um transferente de moldagem foi instalado no centro da matriz. Um implante de plataforma regular (cônico ou cilíndrico) com 13mm (SIN sistemas de implante, São Paulo, Brasil) foi fixado ao transferente e inserido na matriz. Após, a resina fotoelástica (Figura 2) KIT FLEXIVEL G3 (Polipox indústria e comércio, São Paulo -Brasil) foi manipulada lentamente para evitar a formação de bolhas de ar, segundo as orientações do fabricante, na proporção de 2,5 da resina para 1,0 do catalisador, em volume. Em seguida era feita a inserção da resina fotoelástica, aguardando 48 horas para a presa total do material a temperatura ambiente. Os modelos obtidos estão descritos na tabela 1.



**FIG. 1.: MATRIZ DE TEFLON  
COM O IMPLANTE**



**FIG. 2.: APRESENTAÇÃO COMERCIAL DA  
RESINA FOTOELÁSTICA**

**TABELA 1 Forma do implante, tipo de fixação protética**

<b>MODELO</b>	<b>DESCRIÇÃO</b>
<b>A</b>	IMPLANTE 4.1X13MM CÔNICO, COROA CIMENTADA
<b>B</b>	IMPLANTE 4.1X13MM CÔNICO, COROA PARAFUSADA
<b>C</b>	IMPLANTE 4.1X13MM CILÍNDRICO, COROA CIMENTADA
<b>D</b>	IMPLANTE 4.1X13MM CILÍNDRICO, COROA PARAFUSADA

Quatro pilares do tipo UCLA foram fundidos e sobre eles foram confeccionadas quatro coroas metalo-cerâmicas (VITA VM 13, Bad Säckingen, Alemanha), sendo duas coroas metalo-cerâmicas parafusadas e outras duas coroas metalo-cerâmicas cimentadas. As coroas foram instaladas nos modelos correspondentes (fotoelástico) com torque de 20N/cm utilizando uma catraca protética (NEODENT, Brasil). Após procedeu-se a cimentação das duas coroas com cimento de fosfato de zinco (S.S.WHITE, Rio de Janeiro-RJ) seguindo as orientações do fabricante.

A análise quantitativa da distribuição das tensões produzidas nos corpos de prova foi feita através de imagens obtidas do polariscópio plano (Figura 3) (OPTOVAC, São Paulo, Brasil). Foi acoplado ao polariscópio uma máquina

fotográfica digital (CANON EOS DIGITAL REBEL XTI, com lente macro 100mm, sem flash) permitindo registrar as franjas isocromáticas produzidas no momento da aplicação da carga axial de 100N e as imagens foram transferidas para um software para serem analisadas.



Figura 3.: Polariscópio plano

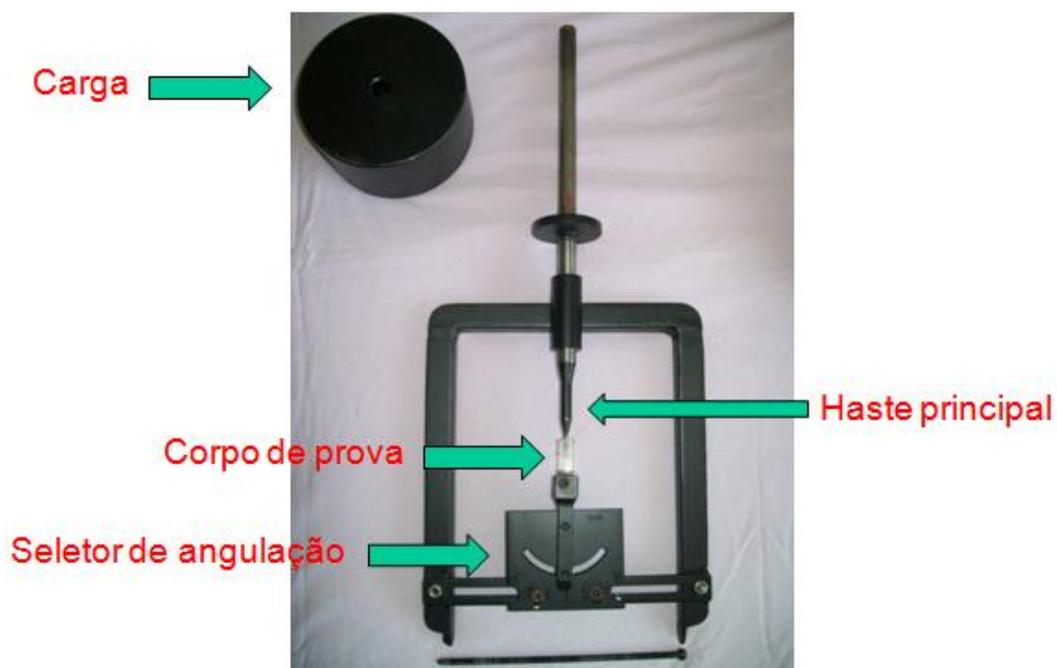


Figura 3b.: Dispositivo para aplicação de carga

## ANÁLISE QUANTITATIVA

Para a avaliação dos valores numéricos da ordem das franjas, as imagens foram divididas em três partes: terço cervical, médio e apical. Foi desenvolvido um software (Faculdade de Engenharia de Controle e Automação da PUCRS) que calcula a tensão máxima cisalhante da área em questão, sendo que para cada modelo foram obtidos três valores, cada um correspondente a respectiva região (cervical, médio e apical). O cálculo seguiu a “lei ótica das tensões”, que utiliza a fórmula  $t=(K\sigma.N)/2h$  (KPa), onde “t” é a tensão máxima cisalhante, “N” é a respectiva ordem da franja no ponto de interesse (tabela 2), “K $\sigma$ ” é a constante ótica do material utilizado (0,25 N/mm) e “h” é a espessura do modelo utilizado (10mm).

**Tabela2. Valores de retardação e N para fotoelasticidade**

Cor	Retardação (nm)	N
Preto	0	0
Cinza	160	0,28
Branco	260	0,45
Amarelo	350	0,60
Laranja	460	0,79
Vermelho	520	0,90
Roxo	577	1,00
Azul	620	1,06
Laranja	940	1,62
Rosa	1050	1,82
Violeta	1150	2,00
Verde	1350	2,35

Fonte: Martins, 2005

## SOFTWARE EXECUTANDO A LEITURA DA TENSÃO MÁXIMA CISALHANTE NAS ÁREAS CORRESPONDENTES

Figura 4. Exemplo de leitura executada pelo software

	Terço cervical				Terço medio				Terço apical	
	Direita %	Direita pixels	Esquerda %	Esquerda pixels	Direita %	Direita pixels	Esquerda %	Esquerda pixels	%	pixels
% Preto (0 KPa)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
% Cinza (3,684 KPa)	0	0	0,1	71	0,1	89	0	0	0,1	234
% Branco (5,921 KPa)	0,1	72	0	0	0	0	0	0	0	0
% Amarelo (7,895 KPa)	19,2	13729	22,1	15763	20,3	17987	2,3	1707	10,9	25461
% Laranja (10,395 KPa)	2	1430	4,5	3210	6,6	5848	0	0	10,5	24526
% Vermelho (11,842 KPa)	1,3	930	2,3	1641	3	2658	0	0	11,2	26161
% Roxo (13,158 KPa)	0,9	644	3,4	2425	6,2	5494	0	0	2,2	5139
% Azul (13,947 KPa)	8,9	6364	24,8	17689	16,9	14974	66,1	49067	13,9	32468
% Rosa (23,947 KPa)	0,3	215	1,1	785	5,2	4608	0	0	5,2	12146
% Violeta (26,316 KPa)	0,1	72	2,2	1569	2,3	2038	0	0	0,6	1402
% Verde (30,921 KPa)	67,2	48052	39,5	28174	39,4	34911	31,6	23457	45,4	106047
Terço cervical n° de pixels selecionados	76971		72486		89141		76685		236901	
% Área não analisada	7,1		1,6		0,6		3,2		1,4	
Terço cervical n° de pixels analisados	71506		71326		88606		74231		233584	
Tensão média ponderada parcial (KPa)	24,120		19,451		19,854		19,172		20,951	
Tensão média ponderada total por terço (KPa)	<b>21,789</b>				<b>19,543</b>				<b>20,951</b>	
Tensão média ponderada total (KPa)	<b>20,748</b>									

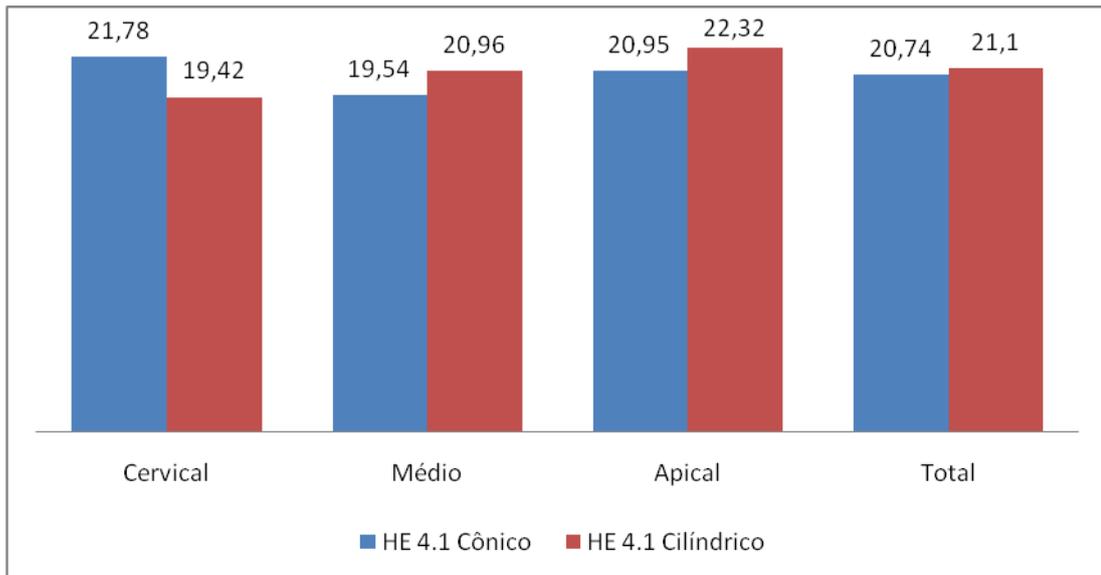
Etapa	Descrição sucinta	Descrição detalhada										
1	Definição das cores padrão.	<p>Definição das cores padrão. As cores padrão utilizadas são definidas no espaço de cor RGB, mas são transformadas e armazenadas para o espaço de cor L*a*b*. No exemplo abaixo foram definidos nove tons genéricos e arbitrários da cor vermelha. Futuramente as cores padrão serão definidas utilizando-se um sistema de calibração para fotoelasticidade RGB e amostra padrão que consiste em um disco sob compressão diametral.</p> <table border="1" style="margin-left: auto; margin-right: auto;"> <thead> <tr> <th>RGB</th> <th>L*a*b*</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>255 99 99</td> <td>60 54 28</td> </tr> <tr> <td>255 0 0</td> <td>53 80 67</td> </tr> <tr> <td>139 0 0</td> <td>28 51 41</td> </tr> <tr> <td>205 92 92</td> <td>53 45 22</td> </tr> </tbody> </table>	RGB	L*a*b*	255 99 99	60 54 28	255 0 0	53 80 67	139 0 0	28 51 41	205 92 92	53 45 22
RGB	L*a*b*											
255 99 99	60 54 28											
255 0 0	53 80 67											
139 0 0	28 51 41											
205 92 92	53 45 22											

2	Leitura de cada pixel e comparação com a tabela de cores padrão.	Leitura de cada pixel da área selecionada e comparação com a tabela de cores padrão. A cor de cada pixel é lida em RGB e transformada para L*a*b*.
3	Cálculo da distância euclidiana entre as cores e aplicação de demais critérios de similaridade.	A distância euclidiana é então calculada entre a leitura L*a*b* e cada uma das cores da tabela de calibração. A cor é considerada similar se a diferença for menor que 10 a 30%, dependendo da cor que se está analisando. Além disso, devem ser satisfeitos critérios adicionais definidos com a utilização do espaço de cor HSV. Por exemplo, a cor laranja tem matiz (hue) maior que 12 e menor que 42.
4	Apresentação dos resultados como percentual de pixels de cada cor.	Pixels que não satisfazem os critérios definidos são considerados não processados. O software informa, em relação a área selecionada, o percentual de pixels de cada cor e o percentual de pixels não analisados.

## RESULTADOS

Os resultados deste artigo estão dispostos em forma de gráfico:

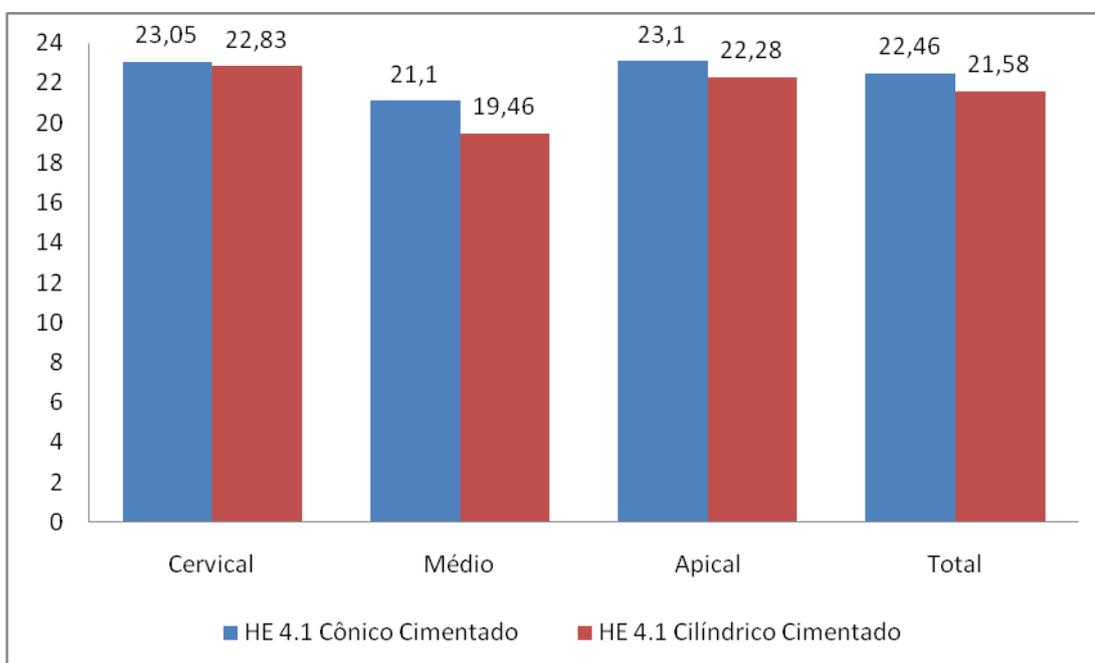
**Gráfico 1. Valores de tensão máxima cisalhante (T) em implantes de hexágono externo: Cônico x Cilíndrico para coroas parafusadas**



\*Os valores estão expressos em KPa.

O valor de tensão máxima cisalhante total foi menor no implante cônico. Esta tendência se manteve na avaliação dos terços exceto no terço cervical. Os menores valores de tensão foram encontrados no terço médio para o cônico e no terço cervical para o cilíndrico.

**Gráfico 2. Valores de tensão máxima cisalhante (T) em implantes de hexágono externo: Cônico x Cilíndrico para coroas cimentadas**



\*Os valores estão expressos em KPa.

O valor de tensão máxima cisalhante total foi menor no implante cilíndrico. Esta tendência se manteve na avaliação dos terços. Os menores valores de tensão foram encontrados nos terços médios nos dois implantes.

**IMAGENS OBTIDAS COM APLICAÇÃO DA CARGA AXIAL 100N EM  
POLARISCÓPIO PLANO**

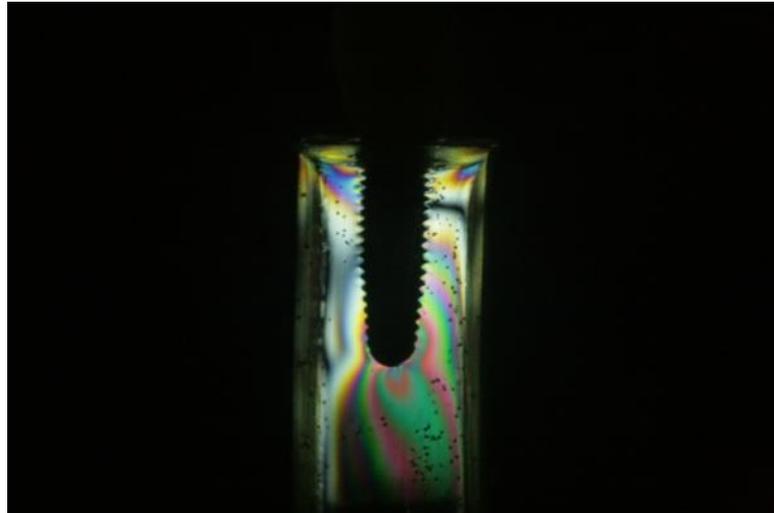


Figura 5. Modelo de prótese unitária parafusada  
HE 4.1 Cônico

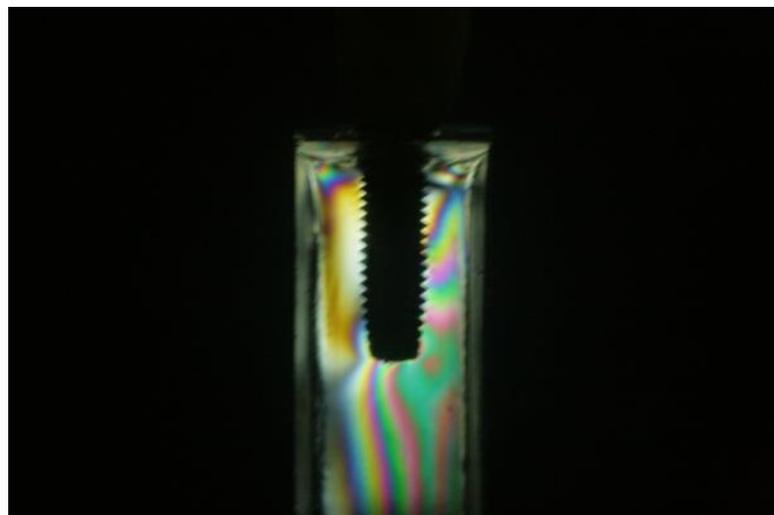


Figura 6. Modelo de prótese unitária parafusada  
HE 4.1 Cilíndrico

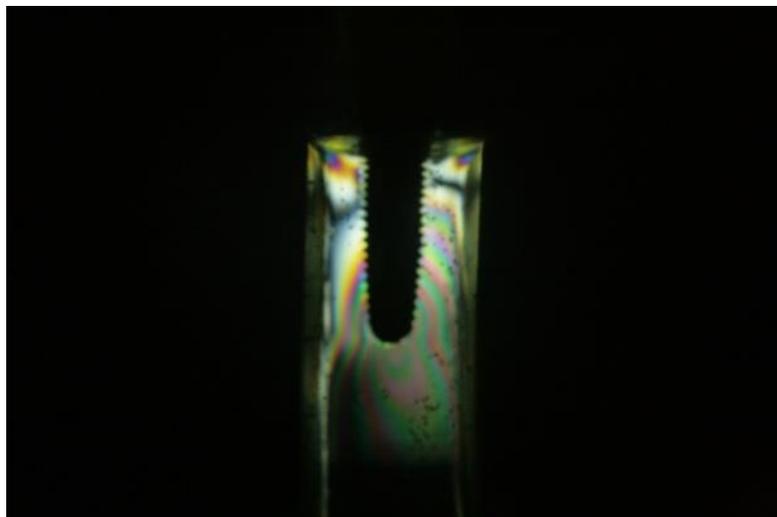


Figura 7. Modelo de prótese unitária cimentada  
HE 4.1 Cônico

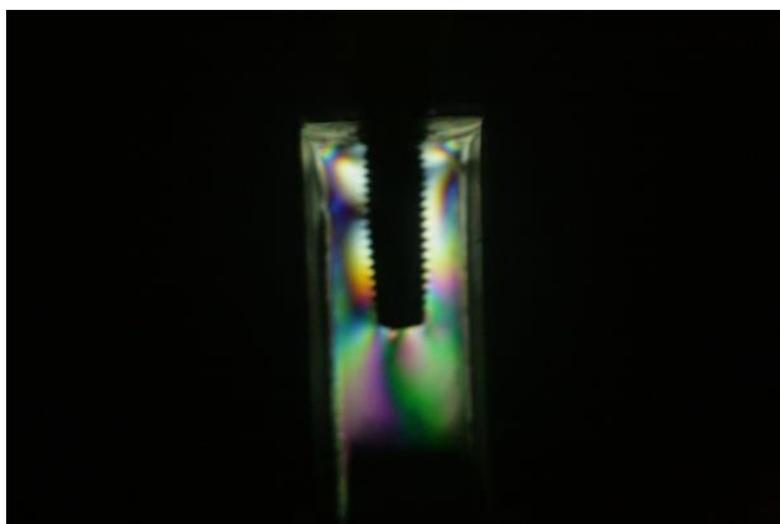


Figura 8. Modelo de prótese unitária cimentada  
HE 4.1 Cilíndrico

**IMAGEM CONVERTIDA PELO SOFTWARE PARA A LEITURA DA TENSÃO  
MÁXIMA CISALHANTE DA ÁREA**

Fig. 9 implante HE 4.1 cônico  
parafusado

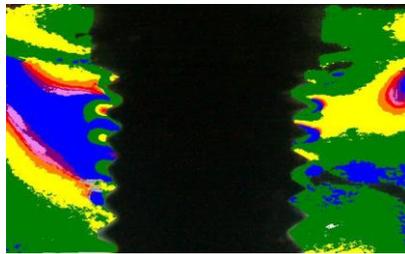
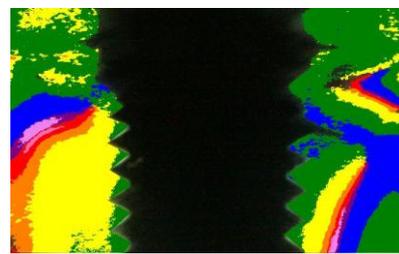
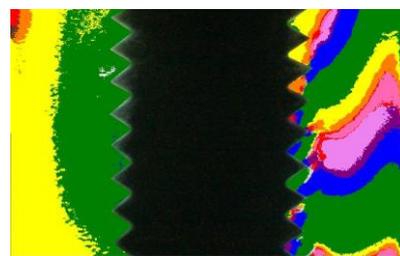
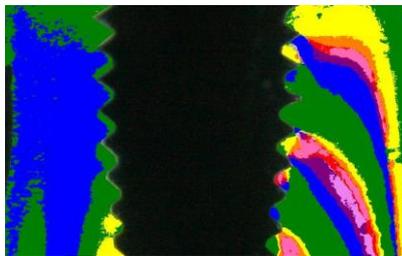


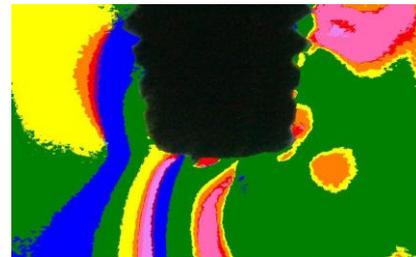
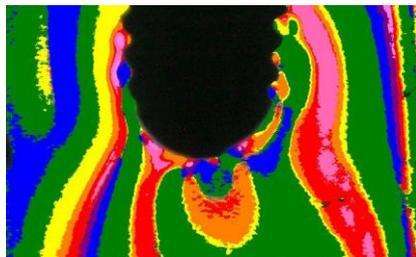
Fig.10 implante HE cilíndrico  
parafusado



**TERÇO CERVICAL**



**TERÇO MÉDIO**



**TERÇO APICAL**

Fig. 11 implante HE 4.1 cônico  
cimentado

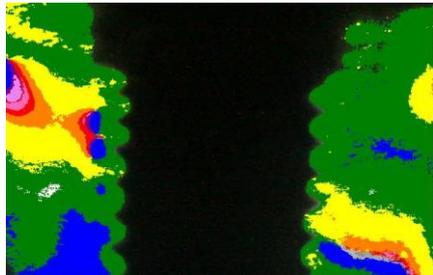
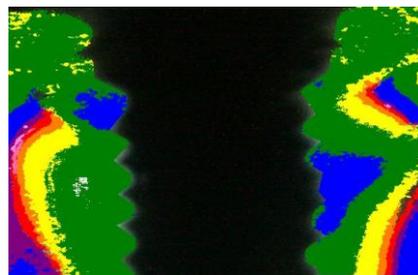
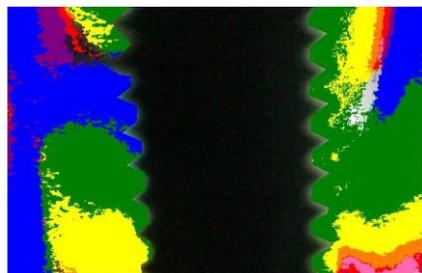
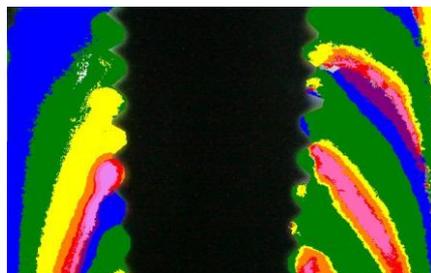


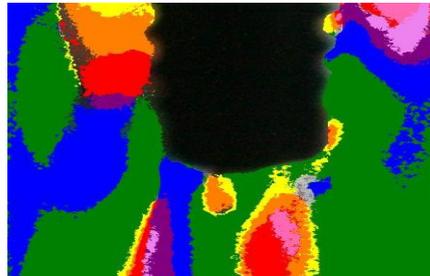
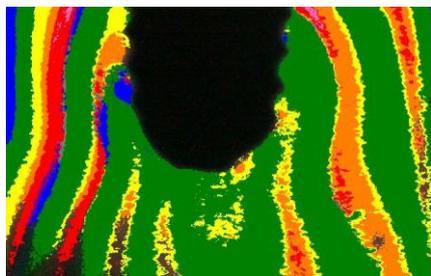
Fig.12 implante HE cilíndrico  
cimentado



**TERÇO CERVICAL**



**TERÇO MÉDIO**



**TERÇO APICAL**

## DISCUSSÃO

Este trabalho foi realizado utilizando a equação da lei óptica das tensões para a determinação da tensão cisalhante máxima. Inúmeros trabalhos na literatura utilizam este método, mas realizam apenas uma análise qualitativa, não obtendo valores numéricos para a tensão cisalhante máxima, ou obtém valores apenas em determinados pontos. Para este trabalho foi desenvolvido um software que analisa a imagem e calcula a tensão cisalhante máxima da área analisada. Diferenças muito significativas de resultados foram encontradas, uma vez que o software analisa a imagem em nível do pixel e a cor é determinada com exatidão o que difere muito de uma análise apenas qualitativa (visual).

De acordo com os resultados obtidos nesse estudo, constatou-se que há diferença nos valores de tensão quando comparados a utilização de implantes cônicos e cilíndricos, pilares cimentados ou aparafusados.

Através da análise dos resultados podemos verificar que ambos implantes distribuíram as tensões com intensidade e localização similares nas três regiões, tanto para coroas parafusadas quanto para cimentadas. Para as coroas parafusadas o implante cilíndrico, apresentou um valor mais alto para tensão total 21,10KPa enquanto o cônico 20,74KPa, o que nos leva a concluir que a forma do implante interfere na distribuição da tensão ao tecido ósseo, concordando com Ferreira *et al.* (2012) e Pierrisnard *et al.* (2002) onde o implante cônico apresentou

um melhor desempenho quando comparado ao cilíndrico, também para uma aplicação de carga de 100N, para os métodos da fotoelasticidade e elementos finitos, respectivamente. Estudos relatam o melhor desempenho biomecânico dos implantes cônicos devido a maior semelhança com a forma radicular Deines *et al.* (1993) e Rieger *et al.* (1990). Já para as coroas cimentadas o implante cilíndrico apresentou um valor menor de tensão sendo 21,58KPa contra 22,46KPa para o de formato cônico, mas ambos apresentaram maiores valores que os correspondentes parafusados, discordando de Quaresma *et al.*(2008) e em parte de Karl *et al.*(2006) pois eles encontraram valores menores de tensão para próteses cimentadas em comparação com as parafusadas. Isto pode ter ocorrido devido à necessidade de fundição dos pilares do tipo UCLA. Sugerem ainda a utilização de componentes pré-fabricados, pois normalmente apresentarão melhor desempenho do que os fundidos. Segundo Chun *et al.* (2006) a presença de intermediários altera e diminui a distribuição de tensões. Sugere-se futuros estudos comparativos com pilares cimentados pré-fabricados e fundidos. Outro aspecto foi a não utilização de cimentação resinosa que pode melhorar a distribuição de carga a resina fotoelástica. Ainda assim não existe consenso na literatura quanto ao tipo de retenção protética que melhor distribui as tensões aos implantes (Heckmann 2004, Yoshida 2001), sendo necessários mais estudos sobre o assunto.

Ainda, segundo Tada *et al.*(2003) a densidade do osso e o tamanho dos implantes influenciam diretamente na distribuição das tensões, sendo que implantes cônicos apresentam melhor desempenho que cilíndricos e implantes longos apresentam melhor desempenho que os curtos, portanto ossos com maior densidade propiciariam um melhor ambiente biomecânico. Estes fatores podem ter influência direta nos resultados do nosso estudo principalmente ao compararmos a diferença no módulo de elasticidade dos diferentes ambientes aonde os implantes podem estar inseridos, resina fotoelástica 0,21GPa (Vishay, 2002), osso medular 1,37GPa (Canay, 2000) , osso cortical 13,7GPa (Canay, 2000). Portanto, nos leva a crer que o desempenho dos implantes inseridos em resina fotoelástica apresentem um comportamento biomecânico mais semelhante ao osso de baixa densidade (medular).

## **CONCLUSÃO**

A partir da metodologia utilizada neste estudo, pode-se concluir que:

- Para coroas parafusadas, o implante cônico apresentou melhor distribuição de tensões em relação ao de forma cilíndrica;
- Em todas as situações os implantes testados apresentaram tensão nos terços: cervical, médio e apical, portanto nenhum implante foi capaz de eliminar tensão em alguma região;

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Simamoto Junior P, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 Sep-Oct;24(5):781-9.

Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *Oral Implant*. 1992; 18(3): 264-74.

Canay S, Çiftçi Y. The Effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15:571-82.

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

Chang CL, Chen CS, Hsu ML. Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Mar-Apr;25(2):295-304.

Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Mar-Apr;21(2):195-202.

De Castro Ferreira E, Corbella S, Zanatta LC, Taschieri S, Del Fabbro M, Gehrke SA. Photo-elastic investigation of influence of dental implant shape and prosthetic materials to patterns of stress distribution. *Minerva Stomatol*. 2012 Jun;61(6):262-71.

Deines D.N., J.D. Eick J.D., Cobb C.M., Bowles C.Q., Johnson C.M. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs, *Int J Periodontics Restorative Dent* **13**(6) (1993), 541–549.

Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: An animal experimental study. *Clin Oral Implants Res* 2001;12: 207–218.

Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Mar-Apr;15(2):239-46.

Heckmann, S.M. et al. Cement fixation and screw: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res*, Copenhagen, v.15, n.4, 466-473, 2004.

Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:345-360.

Isidor F. Histological evaluation of periimplantat boné at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8:1-9.

Karl , M. et al. In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. *J Prosthodontic*, Berlin, V.15, n.1, p.20-24, 2006.

Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent*. 1998; 80(5): 559-64.

Markarian, R.A. Biomecânica da transmissão de cargas a implantes unitários em função dos materiais protéticos. 2005. 107f Dissertação ( mestrado em prótese dentaria) – Faculdade de Odontologia Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

Mohammed Ibrahim M, Thulasingam C, Nasser KS, Balaji V, Rajakumar M, Rupkumar P. Evaluation of design parameters of dental implant shape, diameter and length on stress distribution: a finite element analysis. *J Indian Prosthodont Soc*. 2011 Sep;11(3):165-71.

Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N. Dental implant design—Effect on bone remodeling. *J Biomed Mater Res* 1991;25:467–483.

Pierrisnard L, Hure G, Barquins M, Chappard D. Two dental implants designed for immediate loading: a finite element analysis.. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002 May-Jun;17(3):353-62.

Quaresma, S.E.T. ET al. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol*, Lawrence, v.34, n.1, p. 1-6, 2008.

Rieger M.R., Adams W.K., Kinzel G.L. A finite element survey of eleven endosseous implants, *J Prosthet Dent* 63(4) (1990), 457–465.

Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 May-Jun;18(3):357-68.

Vishay Measurements Group. PL-2 Photoelastic resin. Raleigh, EUA;2002(InstructionBulletin IB -234-3).

Yoshida N, Koga Y, Peng CL, Tanaka E, Kobayashi K. In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament. *Med Eng Phys*. 2001; 23(8): 567-72.



*Comissão Científica e de Ética  
Faculdade da Odontologia da PUCRS*

---

**Porto Alegre 13 de Julho de 2010**

**O Projeto de: Tese**

**Protocolado sob nº:** 0052/10  
**Intitulado:** Análise de tensões ao redor de implantes dentários em prótese  
tipo protocolo: estudo de fotoelasticidade  
**Pesquisador Responsável:** Prof. Dr. Luiz Henrique B. Júnior  
**Pesquisadores Associados** Guilherme Machado Barbieri  
**Nível:** Tese / Doutorado

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS  
em *13 de Julho de 2010*.

**Profa. Dra. Ana Maria Spohr**  
Presidente da Comissão Científica e de Ética da  
Faculdade de Odontologia da PUCRS