

**LILIAN COSTA ANAMI**

**DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES GERADAS AO REDOR DE  
IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS DE DIFERENTES  
CONEXÕES CONE MORSE: análise fotoelástica e pelo  
método dos elementos finitos**



**2011**

**LILIAN COSTA ANAMI**

**DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES GERADAS AO REDOR DE  
IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS DE DIFERENTES  
CONEXÕES CONE MORSE: análise fotoelástica e pelo  
método dos elementos finitos**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Fernando Eidi Takahashi

São José dos Campos

2011

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:  
Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático para Normalização de Trabalhos Acadêmicos da FOSJC. São José dos Campos: FOSJC/UNESP; 2008.

A13d Anami, Lilian Costa.  
Distribuição das tensões ao redor de implantes osseointegrados de diferentes conexões cone Morse: análise fotoelástica e pelo método dos elementos finitos / Lilian Costa Anami. \_\_ São José dos Campos : [s.n.], 2011.  
111.f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista, 2011.  
Orientador: Prof. Dr. Fernando Eidi Takahashi.

1.Prótese Dentária Fixada por Implante. 2. Birrefringência. 3. Análise de Elemento Finito. I. Fernando Eidi Takahashi. II. UNESP – Univ Estadual Paulista. Faculdade de Odontologia de São José dos Campos. III. Título

tD3

Ficha catalográfica elaborada pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP

## AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte.

São José dos Campos, 03 de Março de 2011.

Assinatura:

E-mail: [lianami@hotmail.com](mailto:lianami@hotmail.com)

## **BANCA EXAMINADORA**

**Prof. Dr. Fernando Eidi Takahashi** (Orientador)

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos  
Universidade Estadual Paulista – UNESP

**Prof. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges**

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos  
Universidade Estadual Paulista – UNESP

**Prof. Assist. Dra. Cristiane Aparecida de Assis Claro**

Faculdade de Odontologia  
Universidade de Taubaté – UNITAU

São José dos Campos, 03 de Março de 2011.

*Dedico esta dissertação...*

*A Deus*

*Pela dádiva da vida, por me guiar e me abençoar, permitindo a realização dos meus sonhos.*

*Aos meus queridos pais Daise Costa Anami e Samuel Anami*

*Por tantas vezes terem aberto mão de suas vidas pela minha vida. Obrigada pelo amor incondicional, pelos ensinamentos, por estarem sempre dispostos a me apoiar e por confiarem em mim quando eu mesma duvidei. Vocês são exemplos de vida para mim e a ajuda de vocês foi fundamental em mais essa etapa. Essa conquista também é de vocês!*

*Ao meu amado Julio Victor Paulin*

*Pelo companheirismo incomparável. Tê-lo ao meu lado tornou minha caminhada mais paciente e determinada. Obrigada por me ajudar a ser melhor. Te amo!*

*Ao Prof. Dr. Maximiliano Piero Neisser*

*Pela amizade e participação fundamental no meu desenvolvimento profissional e pessoal. Pelos ensinamentos e momentos de alegria, minha eterna gratidão. Obrigada por acreditar em mim e no meu potencial.*

*Aos meus avós maternos Ruth Resende Costa e Marcílio da Costa Júnior*

*Por me ensinaram que sempre é hora de aprender mais e que o melhor caminho é ao lado de Deus.*

*As minhas "irmãs" Luciana Costa Santos, Lauren Anami e Nicole Gaino e à minha madrastra Aparecida Eliane Rocha*

*Por me proporcionarem diversos momentos de alegria e por entenderem minha ausência. Obrigada por me aconselharem e me fazerem refletir à busca de soluções.*

*Obrigada por fazerem parte da minha vida!*

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Fernando Eidi Takahashi**, pelo aprendizado que me proporcionou e pelo modo paciente e dedicado com que fez isso. Agradeço a disponibilidade com que me ajudou sempre que precisei e a simplicidade que teve em dividir toda sua experiência comigo. Um exemplo de profissional.

Ao **Prof. Tit. Marco Antonio Bottino**, pelo incentivo nesta empreitada, pela confiança depositada em mim e pela generosidade com que doa seu tempo e seu conhecimento ao nosso programa de Pós-Graduação. Agradeço a oportunidade de fazer parte dessa equipe tão competente.

## AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, em especial à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, em nome do Diretor **Prof. Adj. José Roberto Rodrigues** e do Vice-Diretor **Prof. Dr. Carlos Augusto Pavanelli**, por possibilitarem meu aprendizado em uma instituição de excelência.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese Dentária, coordenado pela **Profa. Adj. Márcia Carneiro Valera Garakis**, pela oportunidade concedida.

Aos **Professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora**, pela contribuição na minha formação acadêmica e científica, bem como pelo prazer de ter convivido com todos durante esses anos.

Aos **pesquisadores do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer** onde realizei parte deste trabalho, em especial ao **Doutor Pedro Yoshito Noritomi**, à **Doutora Tathy Aparecida Xavier** e ao aluno de graduação **César Augusto Rocha Laureti**. Obrigada por todo o apoio, pela maneira prestativa com que me receberam e por compartilharem comigo seus conhecimentos sobre elementos finitos.

Ao **Prof. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges**, que me ajudou no desafio de iniciar essa nova linha de pesquisa e dividiu comigo dificuldades e descobertas.

À **Prof. Dra. Cristiane Aparecida de Assis Claro**, pelos conhecimentos transmitidos e pela maneira atenciosa com que sempre me atendeu e se dispôs a me ajudar.

Às funcionárias do Departamento de Prótese da FOSJC - UNESP, **Eliane Wenzel, Clélia Martins e Juliane Damasceno** pelo cuidado e dedicação que nos dispensam diariamente.

Aos funcionários do laboratório, **Inês e Fernando**, do Departamento de Prótese da FOSJC - UNESP, por toda a atenção e disposição em ajudar.

Aos funcionários da secção de Pós Graduação da FOSJC - UNESP, **Cidinha, Erena e Rose**, pelas informações e serviços prestados.

Às minhas queridas amigas **Sâmia Mota, Priscila Cristoforides Pereira** e **Sabrina Feitosa**, que dividiram comigo muito mais do que salas de aula. Obrigada pelas conversas, conselhos, risadas, cumplicidade, enfim, por traduzirem tão bem o que é ser amigo.

Aos meus amigos de Pós-Graduação, **Vanessa Macedo, Flávia Trindade, Aleska Vanderlei, Susana Marocho, Marina Amaral, Paula Benetti, Liliana May, Humberto Castro, Pedro Corazza, José Renato Queiroz, Silvia Masae, Renata Marques de Melo, Diana Barca, Regina Amaral, Rodrigo Othávio Souza, Anderson Castilho, Lucas Zogheib, Luis Guilherme Macedo, Sandra Zamboni, Luis Gustavo Vasconcellos, Gabriel Portela Paulo, Lucas Hian da Silva, Anna Karina Costa, Carolina Martinelli, Carolina Cotes, Fernanda Campos, Mayra Cardoso, Anelyse Arata e Alecsandro Silva**. Foi um prazer conviver com todos vocês.

Às minhas amigas **Gabriela Moraes, Nayara Meireles e Mariana Souza** que estiveram sempre ao meu lado. Obrigada por estarem presentes em mais uma etapa da minha vida!

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)** pelo apoio financeiro concedido.

E à todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

*“Os que se encantam com a prática sem a ciência são como os timoneiros que entram no navio sem timão nem bússola, nunca tendo certeza do seu destino.”*

*Leonardo da Vinci*

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	12
<b>LISTA DE QUADROS</b> .....	17
<b>RESUMO</b> .....	18
<b>ABSTRACT</b> .....	20
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	21
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	25
2.1 Conexão cone Morse, Biomecânica e Osseointegração .....	25
2.2 Análise fotoelástica .....	32
2.3 Método dos elementos finitos .....	44
<b>3 PROPOSIÇÃO</b> .....	48
<b>4 MATERIAIS E MÉTODO</b> .....	49
4.1 Materiais.....	49
4.2 Metodologia .....	52
4.2.1 Método dos elementos finitos .....	52
4.2.1.1 Caracterização do material .....	52
4.2.1.2 Análise por elementos finitos .....	56
4.2.2 Análise fotoelástica .....	63
4.2.2.1 Confecção dos modelos fotoelásticos .....	63
4.2.2.2 Montagem do polariscópio .....	70
4.2.2.3 Verificação das tensões residuais .....	71
4.2.2.4 Ensaio mecânicos .....	71
4.3 Análise dos Resultados .....	72
<b>5 RESULTADOS</b> .....	75
5.1 Análise fotoelástica .....	75
5.2 Método dos elementos finitos .....	82

5.2.1 Método dos elementos finitos em bloco de resina versus bloco ósseo.....	92
<b>6 DISCUSSÃO.....</b>	<b>94</b>
<b>7 CONCLUSÃO.....</b>	<b>101</b>
<b>8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>102</b>

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - Esquema de configuração de polariscópio de transmissão: 1- fonte de luz; 2- lente polarizadora; 3- modelo fotoelástico; 4- lente analisadora; 5- câmera fotográfica ou filmadora; 6- lentes de  $\frac{1}{4}$  de onda. a) polariscópio plano; b) polariscópio circular. .... 37
- Figura 2 - Esquema de configuração de polariscópio de transmissão: 1- fonte de luz; 2- lente polarizadora; 3- modelo fotoelástico; 4- lente analisadora; 5- câmera fotográfica ou filmadora; 6- lentes de  $\frac{1}{4}$  de onda. a) polariscópio circular de campo claro. As lentes polarizadoras estão com seus eixos alinhados entre si. b) polariscópio circular de campo escuro. As lentes polarizadoras estão com seus eixos cruzados em  $90^\circ$  e as lentes de  $\frac{1}{4}$  de onda estão com eixos cruzados  $90^\circ$  entre si e em  $45^\circ$  com as polarizadoras..... 38
- Figura 3 - Configuração de polariscópio de reflexão: 1- fonte de luz; 2- lente polarizadora; 3- lentes de  $\frac{1}{4}$  de onda; 4- objeto de estudo; 5- lente analisadora; 6- observador (Retirado de Fernandes et al., 2003). .... 38
- Figura 4 - Gráfico resultante da caracterização da resina fotoelástica Araldite (Araldite GY 279 BR e endurecedor Aradur HY 2963 BR, Araltec Produtos Químicos Ltda.). O valor  $F_f$  corresponde à frequência flexional do corpo-de-prova frente ao estímulo mecânico e o valor  $F_t$  é a frequência torcional. .... 53
- Figura 5 - Equação utilizada para o cálculo do módulo de elasticidade (E) (Retirado de Cossolino e Pereira, 2010). .... 53

Figura 6 - Fator de correção utilizado no cálculo do módulo de elasticidade (E) (Retirado de Cossolino e Pereira, 2010). .....	54
Figura 7 - Equação utilizada para o cálculo do módulo de cisalhamento (G) (Retirado de Cossolino e Pereira, 2010). .....	54
Figura 8 - Fator de correção utilizado no cálculo do módulo de cisalhamento (G) (Retirado de Cossolino e Pereira, 2010). .....	54
Figura 9 - a) Componentes protéticos (à esquerda Pilar Hexagonado e à direita Pilar Sólido); b) Imagem do Parafuso Passante em TIFF (corte nº 255 da microtomografia). .....	56
Figura 10 - Pilar Sólido a) imagem em DICOM; b) imagem em STL. Parafuso Passante c) em DICOM; d) em STL. Parafuso Cortical e) em DICOM; f) em STL.....	57
Figura 11 - a) Imagem em DICOM da montagem do bloco de resina com Parafuso Cortical e Pilar Sólido; b) Imagem em DICOM da montagem do bloco de resina com Parafuso Cortical e Pilar Hexagonado. ....	60
Figura 12 - Malhas utilizadas no método dos elementos finitos. a) Parafuso Cortical; b) Parafuso Cortical e Pilar Hexagonado; c) Parafuso Cortical e Pilar Sólido; c) bloco de resina com Pilar Sólido; e) bloco de resina com Pilar Hexagonado (as setas verdes representam a aplicação de carga e os pontos azuis representam os planos de corte da simetria). ....	62
Figura 13 - a) Impressora tridimensional: máquina de prototipagem rápida SinterStation 2000; b) Desenho do bloco de resina no formato STL gerado pelo software Rhinoceros; c) Bloco prototipado; d) Procedimento de perfuração do bloco ósseo com furadeira de bancada.....	64

Figura 14 - a) Implante inserido no bloco prototipado; b) Transferente sendo aparafusado ao pilar protético. ....	65
Figura 15 - a) Borracha de silicone utilizada para confecção dos moldes; b) Moldes prontos com implante e pilar posicionado e aparafusado ao transferente. ....	67
Figura 16 - a) Aspecto da resina fotoelástica após remoção do molde; b) Aspecto final dos modelos fotoelásticos. ....	70
Figura 17 - Montagem do polariscópio e posicionamento do modelo para verificação da presença de tensões residuais. ....	70
Figura 18 - Equação para cálculo do erro do método ou teste de Dahlberg (retirado de Harris e Smith, 2009). ....	76
Figura 19 - Modelo Pilar Hexagonado a) antes do tratamento térmico; b) após tratamento térmico, ausência de carregamento; c) carregamento de 1kgf. ....	77
Figura 20 - Modelo Pilar Sólido a) antes do tratamento térmico; b) após tratamento térmico, ausência de carregamento; c) carregamento de 1kgf. ....	78
Figura 21 - Modelos fotoelásticos com carregamento de 14 kgf. a) modelo Pilar Hexagonado; b) modelo Pilar Sólido. ....	79
Figura 22 - Pontos de análise das tensões nos modelos (a) Pilar Hexagonado e (b) Pilar Sólido. ....	
Figura 23 - Aproximação dos pontos de análise das tensões nos modelos (a) Pilar Hexagonado e (b) Pilar Sólido. ....	81
Figura 24 - Gráfico com os valores de pontos de observação <i>versus</i> médias simples de ordem de franja (N) para os modelos Pilar Hexagonado e Pilar Sólido. ....	81

- Figura 25 - Análise pelo método dos elementos finitos do modelo resina e Pilar Hexagonado. a) escala extrapolada para melhor visualização do padrão de distribuição das tensões no resultado de deslocamento total do modelo de estudo; Resultados das tensões de Von Mises para (b) imagem aproximada do bloco de resina; (c) visão externa do Parafuso Cortical; (d) visão interna do Parafuso Cortical; (e) Pilar e (f) Parafuso Passante..... 85
- Figura 26 - Análise pelo método dos elementos finitos do modelo resina e Pilar Sólido. a) escala extrapolada para melhor visualização do padrão de distribuição das tensões no resultado de deslocamento total do modelo de estudo; Resultados das tensões de Von Mises para (b) imagem aproximada do bloco de resina; (c) visão externa do Parafuso Cortical; (d) visão interna do Parafuso Cortical e (e) Pilar Sólido. .... 86
- Figura 27 - Aspecto dos modelos de resina (imagem aproximada) resultantes com as tensões de Von Mises do método dos elementos finitos em escala expandida: a) modelo Pilar Hexagonado; b) modelo Pilar Sólido..... 87
- Figura 28 - Comparação dos resultados com carregamento de 14 kgf do modelo Pilar Hexagonado pelo (a) método dos elementos finitos em transparência e pela análise fotoelástica; E do modelo Pilar Sólido para o (c) método dos elementos finitos em transparência e para (d) análise fotoelástica. .... 88
- Figura 29 - Comparação dos resultados de deslocamento total do método dos elementos finitos, em escala extrapolada, para os modelos (a) resina e Pilar Hexagonado, (b) ósseo e Pilar Hexagonado, (c) resina e Pilar Sólido e (d) ósseo e Pilar Sólido. .... 89
- Figura 30 - Análise pelo método dos elementos finitos. Tensões de Von Mises do modelo ósseo e Pilar Hexagonado. a) osso cortical; b)

osso trabecular; c) visão externa do Parafuso Cortical; d) visão interna do Parafuso Cortical; e) Pilar; f) Parafuso Passante.....91

Figura 31 - Análise pelo método dos elementos finitos. Tensões de Von Mises do modelo ósseo e Pilar Sólido. a) osso cortical; b) osso trabecular; c) visão externa do Parafuso Cortical; d) visão interna do Parafuso Cortical; e) Pilar Sólido. .... 92

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Descrição do nome comercial e fabricante dos materiais para o estudo.....	49
Quadro 2 - Descrição do modelo, fabricante ou distribuidor dos equipamentos utilizados no estudo.....	50
Quadro 3 - Propriedades mecânicas da resina fotoelástica Araldite (Araldite GY 279 BR e endurecedor Aradur HY 2963 BR, Araltec Produtos Químicos Ltda.) obtidas na caracterização do material: módulo de Elasticidade (E – GPa), módulo de cisalhamento (G – Gpa) e coeficiente de Poisson ( $\nu$ ).....	55
Quadro 4 - Propriedades mecânicas das estruturas biológicas e do titânio empregadas: módulo de Elasticidade (E – GPa) e coeficiente de Poisson ( $\nu$ ). .....	59
Quadro 5 - Quantidade de elementos utilizados na análise de elementos finitos. ....	62
Quadro 6 - Descrição e características da base GY 279 BR e do endurecedor HY 2963 BR da resina Araldite empregados no presente estudo.....	68
Quadro 7 - Sequência de cores produzidas por polariscópio com luz branca na configuração de campo escuro. ....	74
Quadro 8 - Resultados de tensão em MPa nos pontos de análise para os modelos do método dos elementos finitos. ....	93

Anami LC. Distribuição das tensões geradas ao redor de implantes osseointegrados de diferentes conexões cone Morse: análise fotoelástica e pelo método dos elementos finitos [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2011.

## RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a localização e distribuição das tensões geradas ao redor de implantes com pilares protéticos de diferentes conexões cone Morse através da análise fotoelástica (AFE) e do método dos elementos finitos (MEF). Para o MEF, implante e pilares protéticos de diferentes conexões cone Morse (hexagonado e sólido) foram digitalizados pela técnica da microtomografia computadorizada e, com auxílio de *softwares* computacionais foi realizada a modelagem da malha tridimensional e o carregamento dos objetos. Foi realizada a caracterização das propriedades mecânicas da resina fotoelástica. Foram simulados blocos com propriedades mecânicas de osso cortical e trabecular e de resina fotoelástica. A AFE foi realizada a partir de blocos de resina fotoelástica onde foram incluídos os implantes aparafusados aos diferentes pilares protéticos. Estes blocos foram confeccionados a partir de um bloco prototipado do modelo utilizado no MEF. Os corpos-de-prova foram imersos em um recipiente com óleo mineral e o conjunto foi observado no polariscópio circular com dispositivo de aplicação de cargas acoplado e recebendo a mesma carga, em sentido e posição iguais. Foi feita análise descritiva para as imagens obtidas em ambas as metodologias onde observou-se que: as imagens obtidas no MEF apresentaram distribuição de tensões bastante similar entre os dois modelos com diferentes pilares protéticos. Foram observadas diferenças entre a distribuição das tensões em blocos ósseo e de resina; As imagens obtidas na AFE se assemelharam às obtidas em MEF com bloco de resina. As imagens da AFE também foram analisadas quantitativamente, por comparação a valores atribuídos às franjas. A concordância inter-observadores foi conferida pelo teste de Dahlberg. Concluiu-se que o Pilar Sólido transfere cargas mais homoganeamente para o osso adjacente ao implante em comparação com o Pilar Hexagonado, para ambas as metodologias de análise empregadas. Entre as metodologias empregadas, observou-se que a AFE gerou resultados bastante similares aos obtidos no MEF em bloco de resina, mas diferentes aos obtidos em MEF quando simulada a condição clínica em bloco ósseo.

Palavras-chave: Prótese Dentária Fixada por Implante. Birrefringência.  
Análise de Elemento Finito.

Anami LC. *Stress distribution around osseointegrated implants with different Morse taper connections: photoelastic and finite element analysis [dissertation].* São José dos Campos: School of Dentistry of São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2011.

## **ABSTRACT**

*The goal of this study was to evaluate the location and distribution of stresses generated around implants with different Morse taper connections abutments by photoelastic (PA) and finite element analysis (FEA). For FEA, implant and abutments with different Morse taper connections (hexagonal and solid) were scanned by computerized microtomography technique. The tridimensional mesh was modeled and the objects were loaded with the help of computer software. Photoelastic resin was characterized by mechanical properties. Trabecular and cortical bone and photoelastic resin blocks were simulated with their respective mechanical properties. The PA was performed with photoelastic resin blocks where implants were included and the different abutments were bolted. These blocks were made from a prototyped block of model used in FEA. Specimens were immersed in a mineral oil container and it was observed in the circular polariscope with the application device attached, where loads were received on same charge, on equal direction and position. Images obtained in both methodologies were descriptively analyzed where it was that: FEA images showed very similar stress distribution between two models with different abutments. Differences were observed between stress distribution in bone and resin blocks; PA images resembled those obtained on resin block FEA. PA images were also quantitatively analyzed by comparing the values assigned to fringes. Inter-observer agreement was given by Dahlberg test. It was concluded that solid abutment distributes loads more evenly to bone adjacent to implant compared with hexagonal abutment, for both analysis methods employed. Among the methodologies employed, it was observed that the PA has generated very similar results to those obtained in FEA with resin block, but different to those obtained in FEA when the clinical condition of the bone block was simulated.*

**Keywords:** *Implant-Supported Dental Prosthesis. Birefringence. Finite Element Analysis.*

## 1 INTRODUÇÃO

A função mastigatória sempre foi motivo de preocupação na reabilitação oral (Mahler, Payton, 1955; Bottino et al., 2009). A partir dos anos 80, percebeu-se um aumento do interesse estético, tanto por parte dos clientes, quanto dos profissionais (Brisman, 1980; Brånemark et al., 1985). Com a descoberta da osseointegração (Brånemark et al., 1985), os implantes vieram auxiliar grandemente a reposição funcional e estética dos elementos dentários perdidos.

A reabsorção óssea é citada como uma das principais complicações no tratamento com implantes (Goodacre et al., 2003). Pesquisas mostraram que certa reabsorção óssea marginal ao redor de implantes pode ser considerada clinicamente aceitável. Isso seria o correspondente a uma perda óssea média de 0,9 mm no primeiro ano e de 0,1 mm nos anos seguintes (Adell et al., 1981; Goodacre et al., 2003) que, segundo Assenza et al. (2003), pode estar relacionado a uma inflamação no espaço entre osso e implante e/ou resultante de concentração de forças na área como resultado da atividade mastigatória.

A maneira pela qual as forças oclusais são transferidas para a interface osso/implante é um fator crucial para o resultado do tratamento reabilitador, uma vez que a interface deve tolerar tais forças sem causar efeito adverso ao tecido ósseo (Çehreli et al., 2004b). Segundo alguns autores (Brunski, 1988; Frost, 1990; Frost, 1994), o

desenho de um implante que distribua cargas oclusais de modo funcional em níveis fisiológicos para o osso peri-implantar é essencial.

Os pilares protéticos de titânio são amplamente utilizados em reconstruções com implantes, devido à sua boa estabilidade (Henry et al., 1996; Scheller et al., 1998). Constantes avanços dos sistemas de implantes e componentes protéticos ampliaram as possibilidades de emprego clínico da técnica e aumentaram as chances de obtenção de sucesso, reduzindo a ocorrência de falhas (Taylor, Agar, 2002).

O comportamento biomecânico dos implantes dentários é influenciado pela configuração geométrica de cada componente do complexo osso/implante/componentes protéticos (Skalak, 1983). Segundo Çehreli et al. (2004b), a influência, sob carga funcional, do desenho do implante e da interface implante/pilar protético nas reações do osso marginal é ainda obscura.

As conexões internas se destacam quando comparadas às externas por apresentarem menor desaperto e perdas de parafuso, absorção de sobrecargas externas (Norton, 1997) e distribuição mais homogênea das tensões ao redor dos implantes (Hansson S, 2003).

Os principais métodos de investigação do comportamento biomecânico de próteses e seus componentes são: análise de elementos finitos, fotoelasticidade, *strain-gauge* e avaliação da resistência da união implante/tecido ósseo, por meio de testes de compressão, tração e cisalhamento (Turcio et al., 2009).

Dentre os métodos citados, a fotoelasticidade é um método de estudo quase exclusivo para testes *in vitro*, com grande aplicabilidade e excelentes resultados para a reabilitação (Sadowsky, Caputo, 2000; Assunção et al., 2009), por permitir a localização de regiões críticas das próteses (Assunção et al., 2009; Turcio et al., 2009). Essa técnica é baseada na propriedade de anisotropia óptica inerente a determinados materiais plásticos transparentes, que apresentam

diferentes índices de refração quando submetidos à deformação (Goiato et al., 2009).

Na fotoelasticidade, o polariscópio é o dispositivo utilizado que permite a visualização da concentração de tensões no modelo a ser analisado (Mahler, Peyton, 1955; Sadowsky, Caputo, 2000; Assunção et al., 2009). É composto por: lentes polarizadora, analisadora e de quarto de onda, fonte de luz e câmera fotográfica ou filmadora (Assunção et al., 2009).

Quando a fonte de luz utilizada for monocromática e o modelo fotoelástico estiver sofrendo deformação, as franjas resultantes serão observadas em preto e branco (Mahler, Peyton, 1955; Goiato, et al., 2009). Caso seja utilizada iluminação branca, as franjas serão coloridas. Segundo Goiato et al. (2009), a iluminação branca é mais indicada para avaliação qualitativa e é capaz de fornecer informações mais fidedignas sobre a direção das tensões.

O modelo fotoelástico, apesar de ser diferente do osso humano, constituído por osso cortical e medular, é capaz de reproduzir a localização e a norma geral das tensões geradas *in vivo* (Ueda et al., 2004), ainda que a técnica apresente como desvantagem a impossibilidade de uma análise verdadeiramente tridimensional.

Segundo Turcio et al. (2009), para complementar a análise fotoelástica é aconselhável o uso do método de elementos finitos, uma vez que esse último apresenta informações mais detalhadas sobre o tipo de tensão enquanto a fotoelasticidade gera resultados mais qualitativos, a respeito da distribuição das tensões (Farah, Craig, 1971).

O método de elementos finitos é um método matemático que permite o cálculo da distribuição e concentração de tensões e a deformação de componentes de um sistema (Spiekermann et al., 1995), a partir de uma estrutura uni, bi ou tridimensional.

Neste método, o comportamento mecânico do objeto de estudo é avaliado a partir de uma representação aproximada, formando

um desenho tridimensional composto por diversos tetraedros e conhecido por malha. A malha pode representar o objeto em si e outros adjacentes e, a partir de simulações de programas computacionais, resulta na formação das tensões máximas principais ou das *von Mises*, essa última reúne os dois estados, de tração e de compressão (Çehreli et al., 2004b). As falhas ocorrem quando esses valores de tensão excedem o limite do critério de falha do material. Tratam-se de dados importantes para interpretação de tensões do implante como material e das tensões resultantes no osso ao redor deste (Cariello, 2007).

Considerando o exposto e a discreta informação pertinente na literatura, justificam-se trabalhos específicos que abordem a complementação da análise fotoelástica com o método de elementos finitos, na análise das tensões geradas ao redor de implantes osseointegrados com diferentes conexões cone Morse.

## **2 REVISÃO DE LITERATURA**

Neste capítulo, para uma melhor compreensão, procurou-se dividir em sub-tópicos os artigos da literatura que apresentam o estado atual dos assuntos estudados. Contudo, alguns temas abordados em diferentes sub-tópicos estão relacionados, tornando a divisão meramente didática.

### **2.1 Conexão cone Morse, Biomecânica e Osseointegração**

A conexão cone Morse foi inventada em meados de 1860 por Stephen A. Morse, com o objetivo de se tornar uma conexão mais resistente devido ao componente friccional do seu desenho. Por essa característica, as conexões cone Morse foram adotadas na implantodontia.

Segundo Hermann et al., em 2001, as conexões cone Morse apresentam estabilidade superior, em decorrência da maior profundidade de retenção quando comparadas com as conexões internas, aumentando a área de contato entre as paredes do pilar e implante.

Outros autores (Morris et al., 2004; Chou et al., 2004) encontraram evidências ainda mais promissoras para o uso das conexões cone Morse. Após avaliarem implantes com 10 anos de função, Morris et

al. (2004) não constataram nenhuma reabsorção óssea e, em alguns casos, encontraram discreto crescimento ósseo sobre a plataforma do implante. Segundo os autores, estes resultados podem ser associados ao fato desta conexão ser estável (não permitir micro-movimentações entre pilar e implante) e não apresentar descontinuidade na interface entre os componentes.

As propriedades mecânicas da conexão cone Morse podem, segundo İplikçioğlu et al. (2008), resultar em um complexo pilar-implante muito robusto, que tende a melhorar o comportamento biomecânico do implante.

Em um trabalho publicado em 2008, Francischone e Carvalho encontraram melhor dissipação de tensões para estruturas de suporte em implantes com conexão cone Morse, significando maior proteção biomecânica.

No entanto, um problema inerente deste tipo de conexão é a impossibilidade de repetitividade. Por não apresentar qualquer recurso de indexação, não é possível transferir a localização exata do pilar com segurança (Binon, 2000).

A evolução da conexão cone Morse teve como passo marcante o desenvolvimento de novos desenhos para a conexão. Hoje existem modelos de pilares protéticos cone Morse no mercado que contém, além do próprio cone, elementos de estabilização como o travamento por roscas e a presença de hexágono antirotacional.

A presença desses dois elementos de estabilização resultou em uma ligação forte, estável e mais previsível, mas apesar do objetivo ter sido alcançado no novo desenho, segundo Binon (2000), a combinação do cone com esses elementos descaracteriza a conexão como cone Morse.

Segundo Arvidson et al., em 1998, as conexões internas cônicas apresentam alta estabilidade mecânica devido ao íntimo contato

entre as paredes do implante e do pilar, propiciando maior resistência contra movimentos rotacionais em próteses unitárias.

Em geral, os efeitos da aplicação de forças em um corpo se manifestam no desenvolvimento de tensões internas que são distribuídas de acordo com a direção da aplicação da força, a maneira pela qual o corpo é suportado e o formato do corpo. Ainda mais, estas tensões são acompanhadas por deformações internas e caso suas magnitudes sejam suficientemente grandes, irão ocorrer deformação permanente e até a falha (Mahler, Peyton, 1955).

De acordo com Skalak, em 1983, a aposição de osso próximo à superfície do implante de titânio significa que quando o sistema encontra-se sob carga, a interface se move como uma unidade só, sem nenhum movimento relativo, o que é essencial para a transmissão de tensão do implante ao osso em todas as partes da interface.

French et al., em 1989, afirmaram que apesar do sucesso global, os implantes osseointegrados individuais continuavam a falhar.

A reabsorção óssea alveolar devido à interação biomecânica entre os implantes e os tecidos de suporte tem sido identificada como a principal causa de falha de implantes em função por longos períodos (Hansson B, 1977; Brånemark et al., 1985; Geng et al., 2001; Goodacre et al., 2003).

A reabsorção óssea marginal ao redor de implantes é relacionada com gengivite induzida por placa bacteriana e sobrecarga. A sobrecarga é causada por tensão excessiva, principalmente localizada na interface osso/implante (Quirynen et al., 1992).

Para que a osseointegração, definida por Brånemark et al., em 1985 e por Albrektsson et al., em 1981, seja atingida e mantida é necessário que o material do implante seja adequado, assim como seu desenho e que o osso esteja em condição apropriada. Para isto deve-se empregar uma técnica cirúrgica de instalação meticulosa e aguardar um período de cicatrização suficientemente longo antes da exposição às

cargas mastigatórias, que também deverão ser devidamente distribuídas (Adell et al., 1981).

Segundo Wiskott e Belser, em 1999, a ausência de osseointegração é relacionada ao aumento da pressão sobre o leito ósseo durante a colocação do implante, ao não estabelecimento de um "espaço biológico" fisiológico, à não proteção contra tensões excessivas e à falta de união biomecânica adequada na interface de carga do implante com o osso circundante.

Segundo French et al., em 1989, a perda de osso de suporte pode ocorrer, dentre outros motivos, como resultado de sobrecarga constante em um estágio inicial com microfraturas do osso periimplantar.

Assim, o comportamento do osso na região periimplantar está intimamente relacionado à magnitude e concentração de tensões transmitidas pelo implante. Estas tensões periimplantares estão sujeitas a diversas variáveis clínicas: força de mordida na oclusão, número de implantes disponíveis para suportar a carga, posição do implante na prótese, rigidez da prótese e geometria do implante (Hansson B, 1977).

Vaillancourt et al., em 1996, afirmam ser claro que exista uma resposta de remodelação do osso adaptado às tensões, embora o mecanismo preciso não esteja completamente entendido. Segundo os autores, o uso de tensões excessivas pode contribuir para a reabsorção patológica do osso ou levar a falha por fadiga do implante, enquanto que a sub-carga pode causar a atrofia do osso e consequente reabsorção deste.

Já Assenza et al., em 2003, não encontraram correlação positiva importante entre carregamento e reabsorção óssea. Neste estudo, os autores chegaram a levantar o carregamento e a atividade bacteriana como hipóteses de possíveis causas da perda óssea, mas a ausência de diferença estatística entre os grupos testados (com e sem carregamento) os fez concluir que o carregamento não parece ter

importância relevante na atividade osteoclástica ao redor do osso periimplantar.

Neste sentido, a análise de tensão tem sido utilizada para estudar implantes osseointegrados e suas interações biomecânicas (French et al., 1989).

Ainda assim, segundo Çehreli et al. (2004b), nenhuma destas observações oferece qualquer suporte que evidencie a influência do desenho da união implante/pilar protético na magnitude de tensões ao redor do colar do implante. Perda óssea moderada tem sido observada ao redor do implante, independente do desenho deste. Devido às tensões fisiológicas, os limiares de força de maxilas humanas não foram quantificados até então, e a relevância clínica desses valores absolutos de tensão são meramente especulativos (Çehreli et al., 2004b).

A influência, sob carga funcional, do macro-desenho do implante e da interface implante/pilar protético nas reações do osso marginal é ainda obscura. O histórico de carregamento do implante e o tempo necessário para adaptação funcional ao osso dos implantes orais podem ser mais importantes do que a natureza do implante em si (Çehreli et al., 2004b).

Os implantes orais devem cumprir certos critérios decorrentes de exigências especiais da função, que incluem a biocompatibilidade, resistência mecânica adequada, a ótima integração dos tecidos moles e duros e a transmissão de forças funcionais dentro dos limites fisiológicos do osso (Albrektsson et al. 1981; Brunski, 1988; Wiskott, Belser, 1999).

Como ainda não se sabia se os implantes de uma peça possuíam vantagens mecânicas e biomecânicas sobre os de duas peças, Çehreli et al. (2004a) compararam, através do método dos elementos finitos não-lineares, a transmissão de forças e a característica da distribuição em implantes cone Morse convencionais (2-P) e implantes cone Morse de uma peça (1-P). Para garantir a fidelidade da análise, os

materiais (parafuso cortical cone Morse e pilar protético sólido 4mm, ambos, Straumann Institute, Waldenburg, Switzerland) foram modelados tridimensionalmente, mantidos em contato e unidos para o implante 1-P e em contato, porém separados, para o implante 2-P. Segundo os autores, um fator complicador na análise de tensões por elementos finitos é a especificação das condições de interação entre as partes. Seus achados revelaram que os implantes 1-P e 2-P cone Morse tem características semelhantes de transmissão sob carga vertical.

Em implantes cone Morse, devido ao desenho cônico da interface, uma pressão normal elevada é mantida na zona de contato, concedendo retenção estável na posição por forças de atrito (Merz et al. 2000).

Não somente a magnitude das forças de tração e compressão, mas também a frequência da aplicação dessas cargas influencia na iniciação de pequenos danos e fadiga no tecido ósseo (Carter et al., 1981).

A fadiga no tecido ósseo acumula-se mais em regiões que recebem forças compressivas do que naquelas que recebem forças de tração (Carter et al., 1981).

Em um estudo longitudinal *in vivo* publicado em 1988, Lindquist et al., estudaram a reabsorção óssea ao redor de implantes osseointegrados em reabilitações fixas. Os pacientes receberam tratamento reabilitador com próteses implanto-suportadas. A avaliação final se deu após um período de 4 ou 5 anos de acompanhamento, que foi realizada através de radiografias nas quais foram medidas as alturas de ancoragem óssea nas regiões mesial e distal. As médias foram calculadas e os resultados demonstraram que a maior perda ocorreu no primeiro ano (0,40 mm a 0,45 mm), com demais perdas anuais entre 0,07 mm e 0,08 mm. Os autores concluíram que fatores como força oclusal, eficiência mastigatória e extensão do *cantilever* não apresentavam grau de correlação com a perda óssea, enquanto o nível

de higiene oral pareceu ser determinante na reabsorção quando se tratavam de pacientes com higiene insatisfatória.

Um dos elementos críticos que influenciam o funcionamento comprometido em longo prazo de um implante oral é o seu desenho (Geng et al., 2001; Çehreli et al., 2004b).

Quando compararam os implantes com conexão cônica aos de hexágono externo através do método dos elementos finitos, Merz et al., em 2000, obtiveram melhores resultados mecânicos com os implantes cônicos, explicando sua estabilidade clínica em longo prazo. Segundo os autores, além de existirem tensões significativamente maiores para essas conexões hexagonais durante o aperto dos pilares, os dois sistemas apresentaram diferentes padrões de tensões.

O fato do nível da interface pilar-implante para os pilares cônicos se situar ao nível da crista óssea faz com que os picos de tensão sejam menores do que para interfaces localizadas mais coronariamente (Hansson S, 2003).

Num estudo de 2004(a), Cehreli et al., avaliaram a resistência à fadiga mecânica de pilares cone Morse sólidos e em duas partes e concluíram que ambos podem apresentar estabilidade em longo prazo, por apresentarem alta resistência à fadiga. Adicionalmente, testaram ainda os valores de afrouxamento do parafuso e observaram que os pilares sólidos apresentaram resultado significativamente superior quando comparados aos de duas partes.

Em outro estudo, o mesmo autor (Cehreli et al., 2004b) reprovou sua hipótese inicial de que as respostas biomecânicas dependessem do desenho do implante e das propriedades mecânicas da interface de conexão. Eles observaram características similares de distribuição de forças entre conexões do tipo hexágono externo e cone Morse e concluíram que a interface pilar intermediário-implante não é fator decisivo na magnitude de tensões induzidas sobre os implantes.

Quando comparadas as diferentes conexões hexagonais, os de hexágono externo apresentaram valores maiores de tensão na primeira rosca e na região cervical dos implantes, enquanto os de hexágono interno resultaram em maior concentração de tensões nas regiões apicais (Meirelles, 2003).

Dentre as várias vantagens que as conexões internas apresentam sobre os pilares de hexágono externo está a capacidade do interno de melhor distribuir tensões, impedindo a concentração excessiva na crista óssea, principalmente em casos de carga não centralizada, como concluiu Bernardes et al., em 2004.

## **2.2 Análise Fotoelástica**

O fenômeno da fotoelasticidade (ou a também chamada birrefringência) foi descoberto por Brewster, em 1816. Neste fenômeno, certos materiais transparentes isotrópicos podem tornar-se anisotrópicos quando submetidos à tensão.

Essa técnica é baseada na propriedade que determinados materiais plásticos transparentes possuem, chamada anisotropia óptica passageira, que ocorre quando estes apresentam diferentes índices de refração (birrefringência) quando submetidos à deformação (Mahler, Peyton, 1955; Theocaris, Gdoutos, 1979; Campos Júnior et al., 1985; Goiato et al., 2009). Dentre os materiais fotoelásticos podem-se incluir resina epóxi, colóides, metacrilatos, borrachas, celulose, vidro, nitratos e formaldeídos (Sirohi, 2008) e a escolha deve depender da similaridade das características mecânicas entre o material estudado e o testado.

A fotoelasticidade é um método experimental que permite a avaliação de tensões responsáveis pela falha de uma estrutura (Mahler, Peyton, 1955), determinando a qualidade e quantidade da distribuição de

tensões em um material (Çehreli et al., 2004b; Assunção et al., 2009). A determinação relativa da magnitude da tensão e da localização de sua concentração e consequente região crítica é passível de análise quando uma aplicação de força produz padrões fotoelásticos (franjas) em um material fotoelástico (Assunção et al., 2009; Turcio et al., 2009). Cada franja de uma mesma cor representa um nível constante de tensão (French et al., 1989) e cada banda representa um diferente nível de birrefringência (Çehreli et al., 2004b).

A direção e a magnitude da força aplicada, o modo como o modelo é suportado e sua forma devem ser similares às condições da estrutura original (Mahler, Peyton, 1955; Durelli, Riley, 1965). Este método é uma importante ferramenta para determinar os pontos críticos de tensão em um material e é frequentemente utilizado para determinar os fatores de concentração de tensão em geometrias irregulares (Theocaris, Gdoutos, 1979). Segundo Frocht (1962), a fotoelasticidade é bastante utilizada em casos onde os métodos matemáticos se tornam de difícil confecção.

Na odontologia, os primeiros trabalhos representativos com o uso da fotoelasticidade foram feitos por Noonan, em 1949, Castro, em 1952, e King, em 1953 (Mahler, Peyton, 1955). No entanto, outros autores (Laganá, 1992; Assunção et al., 2009) apontam Zak, em 1935, como responsável por sua introdução. Aparentemente, os estudos de Noonan (1949), Castro (1952) e King (1953) foram as primeiras tentativas concretas de se utilizar a fotoelasticidade na solução de problemas de desenho de estruturas dentárias (Mahler, Peyton, 1955), uma vez que Zak (1935) estudou os diferentes tipos de movimentações ortodônticas.

Desde então, a aplicação desta metodologia na odontologia é variada e extensa. Esta técnica tem sido amplamente utilizada como uma ferramenta descritiva na avaliação das características da transferência e distribuição de cargas em próteses parciais fixas suportadas por implantes (Çehreli et al., 2004b), focando a distribuição de

tensões (Assunção et al., 2009). A fotoelasticidade tem sido utilizada para estudar a diferença na distribuição de carga em implantes odontológicos com diferentes desenhos de conexão em contato com osso intacto e comprometido (Akça et al., 2008). Além disso, tem auxiliado o entendimento de aspectos biomecânicos referentes a osseointegração na implantodontia, apesar dos mecanismos responsáveis pela falha de implantes osseointegrados não serem totalmente compreendidos e a literatura relativa às influências de vários fatores biomecânicos ser inconclusiva (Taylor et al., 2000).

Trata-se de uma metodologia de testes que pode ser subdividida em três distintas técnicas: bidimensional, tridimensional e *quasi*-tridimensional. Na bidimensional, a fidelidade geométrica é mantida em apenas um plano, não garantindo reprodução adequada da geometria tridimensional das estruturas. Na técnica tridimensional, as tensões são congeladas e o modelo é fatiado e cada fatia é analisada em duas dimensões. Já a técnica *quasi*-tridimensional apresenta fidelidade da geometria e permite a aplicação de múltiplos sistemas de forças em várias localidades do modelo, mas não identifica a verdadeira distribuição de forças no interior deste de modo tridimensional (Gomes, 2005; Claro, 2008).

Para que o fenômeno da fotoelasticidade possa ser compreendido, é necessário que alguns conceitos básicos sobre a luz estejam claros.

Segundo o físico escocês James Clerk Maxwell, responsável pela finalização da teoria moderna do eletromagnetismo em 1873, a luz é uma modalidade de energia radiante que se propaga através de ondas eletromagnéticas. Sua teoria foi confirmada quinze anos mais tarde por um físico alemão, Heinrich Hertz. Ao contrário do que se imaginava na época, surgiram novas explicações e outras teorias foram comprovadas ainda no início do século XX por Planck, Einstein, Milikan e Compton. Ainda assim, os fenômenos de propagação da luz continuaram

a encontrar sua melhor explicação na óptica da fotoelasticidade dentro da teoria ondulatória eletromagnética (Sears, Zemansky, 1957).

A luz visível ao olho humano é uma onda eletromagnética cuja frequência varia entre a radiação infravermelha e a radiação ultravioleta. As ondas eletromagnéticas são ondas tridimensionais que, ao contrário de outras ondas como aquáticas ou sonoras, podem ser polarizadas, alterando sua propagação de infinitos planos para plano único.

Uma fonte de luz comum emite infinitos raios em todas as direções. Após um determinado período, estes raios terão percorrido uma certa distância a partir de sua origem. A linha ou superfície que une ou contem as extremidades destes raios é denominada frente de onda. Quando a luz se propaga em um meio isotrópico, onde a velocidade da luz é igual em todas as direções, a superfície de onda em qualquer instante será esférica. Quando a luz se propaga por um meio anisotrópico, em que sua velocidade varia de acordo com a direção, os raios geralmente formam linhas curvas e a superfície da onda é representada por uma elipse (Sears, Zemansky, 1957).

Quando uma luz comum atravessa um polaróide, suas ondas são “filtradas” e apenas aquelas que estão paralelas ao eixo deste conseguem atravessar. O resultado é uma luz polarizada. Polaróide é uma lente com cobertura fina de pequenos cristais dicróicos de herapatita (sulfato de iodoquinina) alinhados paralelamente e incluídos em substância plástica (Sears, Zemansky, 1957).

A polarização da luz pode ser alterada ao atravessar qualquer meio. Ao atravessar determinados materiais, a frequência da onda (comprimento por tempo) se mantém, mas a velocidade é alterada, devido às diferenças nas estruturas atômicas das duas substâncias ou de valores de densidade óptica e índice de refração (Sirohi, 2008). Segundo Sears e Zemansky, em 1957, a velocidade da luz em um material é menor que sua velocidade no vácuo, salvo muito poucas exceções.

Sendo assim, as ondas que atravessam um material se “atrasam” em relação às que não atravessam e a isso se dá o nome de retardo. O índice de refração ( $n$ ) é uma relação calculada por:

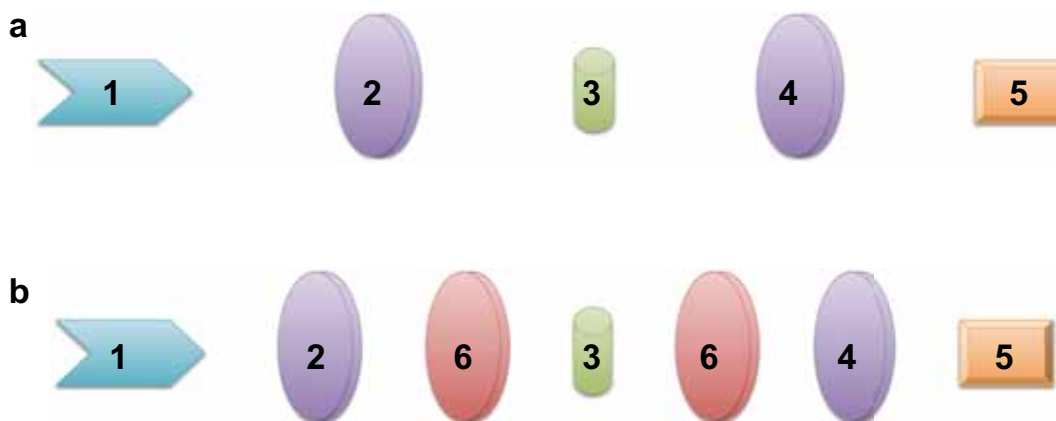
$$n = c / v$$

sendo que  $c$  é a velocidade da luz no vácuo e  $v$  é a velocidade de propagação da luz em determinado material. Este índice de refração para materiais isotrópicos é dependente da orientação dos planos de vibração da luz. Para os materiais transparentes que, quando sob tensão, se tornam opticamente anisotrópicos, o índice de refração se torna direcional (ASTM D4093-95 - reprovada 2001). Isto quer dizer que o índice de refração é relacionado às tensões.

Para que a análise desses índices de refração seja possível, é necessário que o material a ser estudado esteja sob tensão, no campo de um polariscópio. É este o aparelho responsável pela observação dos padrões fotoelásticos (Mahler, Peyton, 1955; Sadowsky, Caputo, 2000; Assunção et al., 2009). Existem duas configurações básicas de polariscópio: de transmissão e de reflexão (ASTM D4093-95 - reprovada 2001).

O polariscópio de transmissão pode ser configurado como plano ou circular. A versão plana é composta por fonte de luz, duas lentes polarizadoras (o polarizador e o analisador) interpostas pelo material a ser analisado e uma câmera fotográfica ou filmadora (Figura 1a) (Assunção et al., 2009). A adição de duas lentes de quarto de onda entre as lentes polarizadoras e o material de estudo transforma o polariscópio em circular (Figura 1b) (Campos Júnior et al., 1985; ASTM D4093-95 - reprovada 2001; Sirohi, 2008), o que elimina a visualização de franjas isoclínicas que podem obscurecer a observação das franjas isocromáticas (Badran et al., 2003; Ferreira Júnior, 2003). Essas lentes de quarto de onda são responsáveis por um atraso relativo de retardo de  $\frac{1}{4}$  de comprimento de

onda através da área de transmissão (ASTM D4093-95 - reprovada 2001).

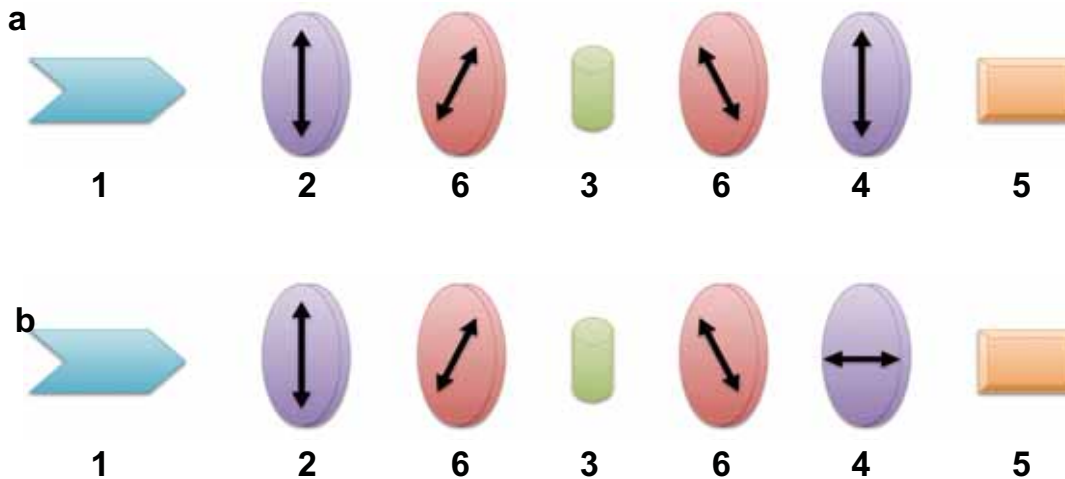


**Figura 1** - Esquema de configurações de polariscópio de transmissão: 1- fonte de luz; 2- lente polarizadora; 3- modelo fotoelástico; 4- lente analisadora; 5- câmera fotográfica ou filmadora; 6- lentes de  $\frac{1}{4}$  de onda. a) polariscópio plano; b) polariscópio circular.

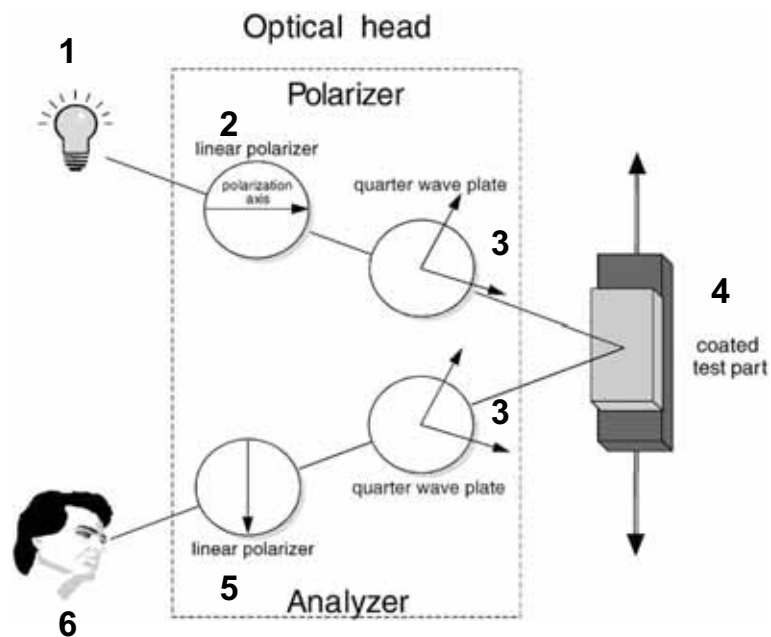
O polariscópio circular pode, ainda, ser configurado para campo escuro ou claro, dependendo da orientação dos polarizadores. Quando os polarizadores estão com eixos alinhados entre si obtém-se a configuração de campo claro, com fundo claro do padrão de franjas (Figura 2a). Quando polarizador e analisador estão com seus eixos cruzados  $90^\circ$  e as lentes de  $\frac{1}{4}$  de onda estão cruzadas entre si e a  $45^\circ$  em relação aos polarizadores obtém-se a configuração de campo escuro, com transmissão de luz reduzida ao máximo e fundo do padrão de franjas escuro (ASTM D4093-95 - reprovada 2001; Ferreira Júnior, 2003; Claro, 2008) (Figura 2b).

Existe, ainda, o polariscópio de reflexão, de composição semelhante ao polariscópio de transmissão circular. No entanto, trata-se de uma técnica diferente que está aos poucos sendo introduzida na odontologia e que apresenta como vantagem a possibilidade de identificação de áreas de tensão diretamente do objeto em questão e não em modelos, ou seja, pode ser utilizada *in vivo* (Fernandes et al., 2003).

Por utilizar a propriedade óptica da reflexão, os componentes são arranjados de maneira diferente, como pode ser observado na Figura 3.



**Figura 2** - Esquema de configurações de polariscópio de transmissão circular: 1- fonte de luz; 2- lente polarizadora; 3- modelo fotoelástico; 4- lente analisadora; 5- câmera fotográfica ou filmadora; 6- lentes de  $\frac{1}{4}$  de onda. a) polariscópio circular de campo claro. As lentes polarizadoras estão com seus eixos alinhados entre si. b) polariscópio circular de campo escuro. As lentes polarizadoras estão com eixos cruzados em  $90^\circ$  e as lentes de  $\frac{1}{4}$  de onda estão com eixos cruzados  $90^\circ$  entre si e em  $45^\circ$  com as polarizadoras.



**Figura 3** - Configuração de polariscópio de reflexão: 1- fonte de luz; 2- lente polarizadora; 3- lentes de  $\frac{1}{4}$  de onda 4- objeto de estudo; 5- lente analisadora; 6- observador (Retirado de Fernandes et al., 2003).

Algumas substâncias transparentes são, apesar de homogêneas, anisotrópicas, ou seja, a velocidade de uma onda luminosa que se propaga nelas não é a mesma em todas as direções (Sears, Zemansky, 1957). Quando um raio de luz polarizada passa através de um destes materiais, isso ocorre ao longo das duas direções principais de tensão, e cada um corresponde a um diferente índice de refração (Mahler, Peyton, 1955). Essa propriedade é chamada de birrefringência temporária (sob tensão) e é inerente a certos materiais anisotrópicos, também chamados materiais fotoelásticos e utilizados na análise fotoelástica.

Sendo assim, quando um feixe de luz polarizada incide em materiais fotoelásticos, ele se divide em dois raios, um de forma esférica e outro elipsoidal, que viajam ao longo dos planos principais do material no ponto de incidência. Os dois raios seguem a mesma trajetória, mas em velocidades diferentes e um emerge com retardo em relação ao outro (Sears, Zemansky, 1957). Estes componentes são defasados de acordo com o grau de tensão existente no objeto em questão (Mahler, Peyton, 1955).

A diferença nos índices de refração leva, então, a um relativo retardo de fase entre as duas ondas compostas (Assunção, Barão et al., 2009). Segundo a ASTM D4093-95 - reprovada em 2001, O atraso relativo ( $\delta$ ) pode ser calculado pela seguinte fórmula:

$$\delta = Kt (\varepsilon_1 - \varepsilon_2) = (n_1 - n_2) t$$

ou

$$\delta = Ct (\sigma_1 - \sigma_2) = (n_1 - n_2) t$$

em que  $K$  é a constante de deformação óptica,  $\varepsilon_1 - \varepsilon_2$  é a diferença entre as deformações principais,  $n_1 - n_2$  é a diferença entre os índices de refração (birrefringência),  $t$  é a espessura do material,  $C$  é a constante de tensão óptica ( $\text{m}^2/\text{N}$  ou Brewster ( $10^{-12}\text{m}^2/\text{N}$ )) e  $\sigma_1 - \sigma_2$  é a diferença entre as tensões principais.

As duas ondas de luz atravessam, então, a lente analisadora que é fisicamente igual à polarizadora. Os componentes das ondas de luz de incidência que são paralelos ao eixo de polarização da lente analisadora atravessam e uma vez que eles estão no mesmo plano, ocorre o fenômeno da interferência (Mahler, Peyton, 1955).

O mecanismo da fotoelasticidade utiliza a propriedade da interferência da onda de luz (Mahler, Peyton, 1955; Sirohi, 2008). Quando as duas ondas são, então, reunidas no polariscópio (Theocaris, Gdoutos, 1979), ocorre o fenômeno da interferência óptica e temos um padrão de franja, que depende do retardo relativo (Frocht, 1962).

As franjas ou bandas fotoelásticas são linhas alternadas que correspondem diretamente à tensão principal existente no modelo. A relação específica entre tensão e retardo é dado por:

$$p - q = aR$$

onde  $p$  é o valor de tensão máxima,  $q$  é o valor de tensão mínima e  $a$  é a constante que depende do material e espessura do modelo e  $R$  é o retardo sofrido pelo raio de luz (Mahler, Peyton, 1955).

Assim, pelo estudo do padrão de franja, é possível determinar o estado de tensão em vários pontos do material (Mahler, Peyton, 1955; Frocht, 1962).

No que diz respeito ao sistema de iluminação, a análise fotoelástica pode ser feita utilizando-se luz branca ou monocromática. A luz branca é um onda de luz composta por diversas ondas de diferentes frequências. Quando o aparelho utiliza luz branca são formados padrões de franja coloridos das tensões no interior do material fotoelástico (French et al., 1989). Esses padrões geram informações da magnitude relativa e da distribuição de tensões resultantes das aplicações de carga oclusal nos implantes (Caputo, Standlee, 1987).

Na realidade, quando um dos componentes da onda é eliminado pela interferência, sua cor complementar permanece e resulta

no espectro de cores complementares. Por exemplo, quando o violeta é apagado, sua cor complementar, amarela, é visível. Cada cor, então, representa um diferente grau de diferença de tensão principal.

Já a luz monocromática é constituída de infinitos feixes que vibram com frequência igual ou muito próxima e resulta em única cor visível (Campos Júnior, 1985). Ao se utilizar fonte de luz monocromática, as franjas resultantes serão visualizadas em preto e branco.

Em 1955, quando Mahler e Peyton, publicaram seu estudo, o método com fonte monocromática era muito utilizado devido à precisão quantitativa superior que apresentavam, principalmente pelo fato de ocorrer sobreposição de cores complementares e consequente perda de bandas coloridas na proximidade de áreas de alta concentração de tensão.

No entanto, avanços no sistema de polarização, iluminação e captura de imagens tem tornado o método com fonte de luz branca mais popular (Badran et al., 2003; Ferreira Júnior, 2003; Çehreli et al, 2004b; Claro, 2008).

Mais do que somente na cor, as franjas isoclínicas (em preto) e isocromáticas (em cores) apontam diferentes dados para a análise fotoelástica. Enquanto as franjas isoclínicas representam a direção da tensão principal, as franjas isocromáticas representam a magnitude da tensão (Badran et al., 2003; Ferreira Júnior, 2003). Segundo Alvarez e Strohaecker (1998), as franjas isoclínicas não sofrem variações quando a tensão é alterada e as isocromáticas se alteram sob tensão. Quando se opta pela utilização do polariscópio de campo escuro sob iluminação branca, seja ele plano ou circular, somente as franjas isocromáticas de ordem zero aparecem em preto. No caso da iluminação monocromática isso não acontece e as franjas de qualquer ordem podem ser confundidas com as de maior ordem (Phillips, 2000).

Em um polariscópio de campo escuro e iluminação branca, as franjas isocromáticas resultantes se apresentam em sequência

de cores (ASTM D4093-95 - reprovada 2001) crescentes de acordo com o retardo existente no ponto e a ordem de franja correspondente: preto (retardo zero e ordem de franja zero), cinza, branco, amarela clara, laranja, vermelha intensa, 1º tom de passagem (transição vermelha-azul), azul intenso, azul-verde, verde-amarela, laranja, vermelha rosada, 2º tom de passagem (transição vermelha-verde), verde, verde-amarela, rosa, 3º tom de passagem (transição verde-verde), verde, rosa, 4º tom de passagem (transição verde-verde) e verde. Os tons de passagem são zonas de divisão entre cores nas ordens de franja que indicam a transição entre as ordens de franja (Çehreli et al, 2004b).

Assim, com os valores referentes ao retardo relativo (em nm) correspondente a cada cor e sabendo que a espessura do modelo influencia na formação de franjas, a ordem de franja pode ser calculada pela equação:

$$\text{ordem de franja} = \delta / \lambda$$

em que  $\delta$  é o atraso relativo e  $\lambda$  é o comprimento de onda. Estes valores são os utilizados para análise quantitativa do método.

Além disso, segundo Caputo e Standlee, em 1987, French et al., em 1989 e Markarian et al., em 2007, a fotoelasticidade pode ser avaliada qualitativamente seguindo determinados parâmetros, segundo os quais quanto maior a proximidade entre as franjas maior a concentração de tensão e, quanto maior o número de ordem da franja, ou o número de franjas, maior a magnitude da tensão.

De acordo com Yu et al., em 2001, a análise fotoelástica tem limitação inerente à sua capacidade de modelar as características de não-homogeneidade e anisotropia do osso. Segundo Ueda et al., 2004, trata-se de um método capaz de reproduzir a localização e a norma geral das tensões geradas *in vivo*. Outros autores, em 2004 (Çehreli et al., 2004b), afirmam que o método não apresenta resolução numérica para discernir gradientes de tensão nas proximidades das roscas e, sendo

assim, a influência dessas roscas não pode ser observada com detalhes. Existe, ainda, a possibilidade já comentada de sobreposição de cores complementares em áreas de altas concentrações de tensão (Mahler, Peyton, 1955).

Além disso, esta técnica não impõe restrições à distribuição plana das tensões, o que pode ser aceito como uma limitação (Kinni et al., 1987). Até porque trata-se de um modelo tridimensional, mas no qual as franjas são observadas e analisadas em duas dimensões (Caputo, Stadlee, 1987), o que impossibilita uma análise verdadeiramente tridimensional.

Corroborando com Rubo e Souza, em 2001, cada método de análise possui suas vantagens e desvantagens e nenhum deles apresenta total preponderância sobre outro. O consenso é que eles devem ser complementos para se validarem entre si.

Farah e Craig, em 1973, compararam as análises fotoelástica e de elementos finitos em primeiros molares restaurados com coroas totais de ouro e geometria idealizada por modelo axissimétrico. Os autores encontraram uma comparação favorável, sendo que os valores de tensão máxima encontrados na fotoelasticidade foram próximos aos calculados pelo método dos elementos finitos.

A correlação positiva entre resultados histológicos e fotoelásticos também validou a utilização da fotoelasticidade como simulador das estruturas periodontais. Estudos de Glickman et al. (1970), Brodsky et al. (1975) e Caputo e Stadlee (1987) mostraram que as áreas de tensão e compressão observadas em modelos fotoelásticos correspondiam aos locais de estiramento e compressão do ligamento periodontal no material histológico.

Já Glantz e Rangert, em 1993, encontraram diferenças fundamentais entre as magnitudes de tensões em pilares de implantes *in vivo* e *in vitro* através da extensometria e revelaram que o momento de flexão, *in vivo*, é notavelmente maior.

### 2.3 Método dos Elementos Finitos

Segundo Turcio et al., em 2009, os principais métodos de investigação do comportamento biomecânico de próteses e seus componentes, além da fotoelasticidade, são: análise de elementos finitos, *strain-gauge* e avaliação da resistência da união implante/tecido ósseo por meio de testes de compressão, tração e cisalhamento. O autor salienta, também, a importância de complementar a análise fotoelástica com o método dos elementos finitos. Segundo Farah e Craig, em 1971, esse último apresenta informações mais detalhadas sobre o tipo de tensão enquanto a fotoelasticidade gera resultados mais qualitativos, a respeito da distribuição das tensões.

O método dos elementos finitos faz parte de uma série de ferramentas da engenharia para solução de problemas mecânicos (Rubo, Souza, 2001). Trata-se de um método numérico empregado em problemas complexos nos quais o objeto de estudo é dividido em um certo número de objetos muito menores e mais simples, chamados elementos, em que as variáveis de tensão podem ser analisadas individualmente. Segundo Geng et al., em 2001, é um método que, ao invés de buscar uma solução para a função de todo o objeto, formula uma solução para as funções de cada elemento e as combina corretamente para obter a solução para todo o corpo.

Este método permite o cálculo da distribuição e concentração de tensões e a deformação de componentes de um sistema, a partir de uma estrutura uni, bi ou tridimensional (Spiekermann et al., 1995).

A introdução na odontologia se deu por Huang e Ledley, em 1969, em um estudo sobre o efeito do momento e local de aplicação de carga em incisivo central. O uso na implantodontia se iniciou em 1976, com Weinstein et al., e, desde então, o método dos elementos finitos tem

se tornado um instrumento cada vez mais adequado para solução de problemas nesta especialidade (Holmgren et al., 1998; Geng et al., 2001). O fato dos sistemas osso e implante apresentarem geometria complexa dificulta a solução analítica dos problemas.

Inicialmente, a geometria a ser estudada é criada em programas de CAD (*Computer Aided Design*). Para isto, diferentes técnicas podem ser empregadas, desde o desenho a partir de cortes e medições do objeto até o uso da microtomografia. Esta última tem se destacado por ser uma técnica não destrutiva para obtenção de imagens.

Magne e Tan, em 2000, descreveram uma técnica de modelagem rápida de malha de elementos finitos a partir de imagens de microtomografia e concluíram que os resultados tridimensionais são detalhados e o método é rápido e pode ser facilmente utilizado, inclusive para aplicações clínicas.

A partir das imagens tridimensionais é criada a malha dos elementos. Os elementos são unidos por nós e como malha entende-se a união de todos os elementos que compõem o sistema. Esta etapa é conhecida por discretização do modelo (Holmgren et al., 1998).

O número de elementos utilizados em cada análise varia. No trabalho introdutório de Weinstein et al., em 1976, foram utilizados 255 elementos. Em trabalhos mais recentes, como o de Pacheco em 2008, foram utilizados cerca de 35 mil elementos. Os avanços tecnológicos tem permitido análises com número cada vez maior de elementos, o que tem auxiliado na evolução do uso desta metodologia, uma vez que quanto maior o número de elementos, mais detalhada e fidedigna é a simulação do problema.

Aos objetos desenhados são adicionados dados referentes às propriedades mecânicas dos materiais que compõem o objeto de estudo. Uma das formas de caracterizar os materiais se relaciona com a homogeneidade das propriedades intrínsecas destes materiais e os dividem em materiais iso ou anisotrópicos. Isotrópicos são

materiais que apresentam as mesmas propriedades em todas as direções, apresentando, portanto, somente duas constantes independentes. Anisotrópicos são materiais que apresentam diferentes propriedades quando medidos em diferentes direções e que podem ser sub-allocados em outros grupos dependendo do grau de anisotropia (ou de variância das propriedades), como transversalmente isotrópicos ou ortotrópicos. Segundo Geng et al., em 2001, a maioria dos estudos caracteriza os materiais como homogêneos, lineares e com comportamento elástico dado por módulo de Young e coeficiente de Poisson.

A análise computacional simula, de maneira geral, o deslocamento dos nós dos elementos em função da carga aplicada e das propriedades de cada material (Holmgren et al., 1998). Como resultado podem ser obtidos diversos resultados, como tensões de Von Mises ou teoria da máxima energia de distorção. Ao admitir que um material não escoar sob qualquer estado de tensão, a teoria de Von Mises impõe que a máxima energia acumulada somente na distorção do material analisado não pode ser igual ou maior que a máxima energia de distorção encontrada para o mesmo material num ensaio uniaxial de tração (Pacheco A, 2002).

Desta maneira, relacionando as alterações na forma dos elementos com a aplicação de carga é possível analisar o deslocamento e a consequente tensão sofrida em cada nó da malha.

Geng et al., em 2001, revisaram a literatura sobre as aplicações da análise de elementos finitos na implantodontia. Segundo os autores, nas últimas duas décadas esta análise se tornou uma ferramenta cada vez mais útil para prever os efeitos das tensões no implante e osso adjacente.

O método dos elementos finitos permite ao pesquisador prever a distribuição de tensões na área de contato do implante com o

osso cortical e ao redor do ápice dos implantes no osso trabecular (Geng et al., 2001).

Para o sucesso da técnica, Rubo e Souza, em 2001 salientaram alguns cuidados que devem ser tomados ao se utilizar desta metodologia. Entre eles estão: detalhamento da geometria do osso e implantes utilizados, confiabilidade dos dados de propriedade dos materiais, comportamento mecânico e a pseudo-homogeneidade do osso e o tipo de interface entre osso e implante.

Um estudo de Baiamonte et al., em 1996, comparou o resultado da análise de elementos finitos com estudos *in vivo*. Os dados experimentais do deslocamento angular *versus* força aplicada em implantes osseointegrados foram avaliados por método computacional e teste com animal e os autores observaram diferença de 3% entre os resultados. Com isso, eles concluíram que o modelo de elementos finitos resulta em uma descrição completa da flexão do implante e da distribuição das tensões no osso ao redor dos implantes.

Outro estudo, de İplikçioğlu et al. (2008), comparou os resultados de análises de elementos finitos e extensometria. Segundo os autores, existe compatibilidade dos resultados entre ambas quando a carga é aplicada axialmente. Sob carga lateral foram encontradas diferenças entre os métodos na quantificação das pressões sobre a região cervical dos implantes.

Em um trabalho de 2008, Magne e Tan, analisaram diferentes preparos coronários em incisivos e compararam os resultados obtidos no método dos elementos finitos com os da extensometria e encontraram correlação positiva.

Segundo Geng et al., em 2001, o futuro desta metodologia está em análises personalizadas de cada caso, baseadas em tecnologias digitais avançadas. Assim seria possível prever o comportamento clínico e a probabilidade de sucesso de uma indicação para determinado caso clínico.

### **3 PROPOSIÇÃO**

Três objetivos foram considerados no presente estudo:

- a) simular e avaliar a influência do tipo de componente protético na transferência de carga para o osso adjacente ao implante;
- b) comparar os resultados obtidos na análise fotoelástica com os do método dos elementos finitos.
- c) comparar os resultados dos dados do método dos elementos finitos em resina e em bloco ósseo.

## 4 MATERIAIS E MÉTODO

### 4.1 Materiais

Os materiais e equipamentos que foram utilizados no presente trabalho estão listados nos Quadros 1 e 2.

**Quadro 1** - Descrição do nome comercial e fabricante dos materiais para o estudo (continua).

<b>Produto</b>	<b>Modelo / Marca / Distribuidor</b>
Borracha de silicone branca	Borracha de silicone Branca e Catalisador para Borracha de silicone - ABCol, São Caetano do Sul, SP
Cera nº 7	Cera Rosa nº 7 - Asfer Indústria Química, São Caetano do Sul, SP
Espátula nº 24	Espátula nº 24 - Duflex, SSWhite, Rio de Janeiro, RJ
Lâmpada (luz branca)	Photoflood n2 - GE General Electric, Monterrey, México
Lixas à seco	Lixas à seco - granulação nº 220, 320, 400 e 800, série ouro - 3M, St. Paul, MN, EUA
Lixas d'água	Lixa d'água - granulação nº 60, 100, 200, 400, 600, 1200 - 3M, St. Paul, MN, EUA

**Quadro 1** - Descrição do nome comercial e fabricante dos materiais para o estudo (conclusão).

Óleo mineral	Óleo Mineral - Nativita Indústria e Comércio, Juiz de Fora, MG
Parafuso cortical	Master Ar-Morse Porous 3,75 x 13 mm - Conexão Sistemas de Prótese Ltda., SP
Pasta de polimento	Universal Polierpaste - Ivoclar Vivadent, Dusseldorf, Alemanha
Pedra-pomes	Pedra-pomes fina - Inodon Laboratório Industrial Prod Odontológicos, Porto Alegre, RS
Pilar protético Micro-Unit hexagonado para cone Morse	Pilar Micro-Unit C.M. hexagonado - Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, SP
Pilar protético Micro-Unit sólido para cone Morse	Pilar Micro-Unit C.M. sólido - Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, SP
Pote plástico descartável	Copo plástico descartável branco 50 ml – Coposul, Içara, SC
Recipiente em acrílico virgem	Forma cúbica 10 x 10 cm
Resina fotoelástica	Araldite GY 279 BR e endurecedor Aradur HY 2963 BR - Araltec Produtos Químicos Ltda. - Guarulhos, SP
Sonda exploradora	Sonda exploradora nº 5 - Duflex, SSWhite, Rio de Janeiro, RJ
Transferente	Transferente Quadrado Pilar Micro-Unit - Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, SP

**Quadro 2** - Descrição do modelo, fabricante ou distribuidor dos equipamentos utilizados no estudo.

<b>Equipamento</b>	<b>Modelo / Marca / Distribuidor</b>
Câmera fotográfica digital	Canon EOS Rebel XT - Canon Inc., Tóquio, Japão
Delineador	Delineador - Bio Art Equipamentos Odontológicos, São Carlos, SP
Estufa	Estufa Bacteriológica Orion 502 - Fanem, São Paulo, Brasil
Furadeira de bancada	Fresadora Diplomat M-3 - Deb'maq do Brasil Ltda., Camanducaia, MG
Impressora 3D	SinterStation 2000 - 3D Systems, EUA
Polariscópio Circular (2 polarizadores e 2 placas de ¼ de onda)	Eikonal Instrumentos Ópticos, São Paulo, SP
Politriz	Metaserv 3000 - Buehler, EUA
Scanner de raios-x por microtomografia computadorizada	Skyscan 1172 - Skyscan, Bélgica
Torno	NSR - Nevoni Equipamentos Hospitalares, Barueri, SP
Torquímetro digital	Torque Control - Nobel Biocare AB, Göteborg, Suécia
Torquímetro manual	Chave Catraca com Referenciador de Torque - Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, SP
Tripé para máquina fotográfica	WT012 Weifeng tripod - Importadora Dreika Comercial Ltda., São Paulo, SP

## 4.2 Metodologia

A análise pelo método dos elementos finitos, assim como parte da metodologia fotoelástica foram realizadas com apoio da equipe da Divisão de Tecnologias Tridimensionais do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (DT3D - CTI Campinas).

### 4.2.1 Método dos elementos finitos

#### 4.2.1.1 Caracterização do material

Para que fosse possível simular as propriedades mecânicas da resina fotoelástica utilizada na análise fotoelástica na etapa seguinte do trabalho, tendo em vista a ausência de dados na literatura, foi necessário realizar a caracterização deste material.

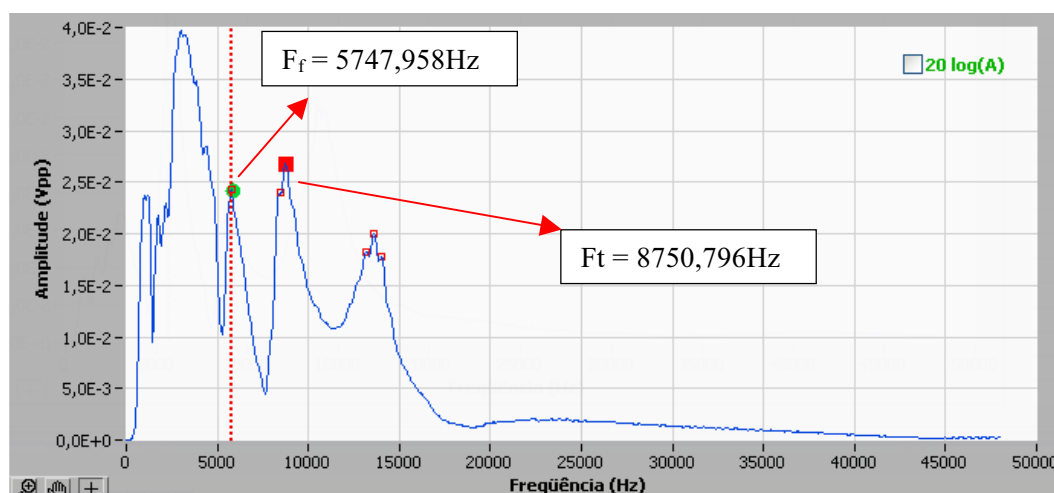
Para isto, um bloco de resina fotoelástica Araldite (Araldite GY 279 BR e endurecedor Aradur HY 2963 BR, Araltec Produtos Químicos Ltda.) foi cortado após a polimerização, em um bloco menor com dimensões aproximadas de 38 x 10 x 7 mm e massa de 2,93 g. Foi empregado o equipamento Sonelastic (ATCP Engenharia Física, São Carlos)\*, que realiza a caracterização não destrutiva dos módulos elásticos de materiais pela técnica de excitação por impulsos. Nesta técnica, os módulos elásticos são calculados a partir de ondas sonoras emitidas por um corpo-de-prova ao sofrer um estímulo mecânico

---

\* laboratório da ATCP Engenharia Física, São Carlos.

(Cossolino e Pereira, 2010). Esta resposta acústica é composta pelas frequências naturais de vibração do corpo-de-prova que são proporcionais aos módulos elásticos.

O corpo-de-prova foi apoiado em uma espuma e o microfone e a ponta de estímulo foram posicionadas diagonalmente de modo a obter a frequência de ressonância fundamental torcional ( $F_t$ ) do corpo-de-prova. A partir de  $F_t$  é possível calcular o módulo de cisalhamento do material. No gráfico resultante (Figura 4) é possível observar também a frequência de ressonância fundamental flexional ( $F_f$ ) do mesmo, com o qual é possível obter o módulo de elasticidade do material.



**Figura 4** - Gráfico resultante da caracterização da resina fotoelástica Araldite (Araldite GY 279 BR e endurecedor Aradur HY 2963 BR, Araltec Produtos Químicos Ltda.). O valor  $F_f$  corresponde à frequência flexional do corpo-de-prova frente ao estímulo mecânico e o valor  $F_t$  é a frequência torcional.

A partir destes valores foram calculados os módulos de elasticidade ( $E$ ) e de cisalhamento ( $G$ ) (ASTM E1876-07; Cossolino e Pereira, 2010).

Para o cálculo do módulo de elasticidade ( $E$ ) utilizou-se a equação da Figura 5 (ASTM E1876-07; Cossolino e Pereira, 2010).

$$E = 0,9465 \left( \frac{mf_f^2}{b} \right) \left( \frac{L^3}{t^3} \right) T_1$$

**Figura 5** - Equação utilizada para o cálculo do módulo de elasticidade (E) (Retirado de Cossolino e Pereira, 2010).

Em que  $m$  é a massa da barra,  $L$  o comprimento,  $b$  a largura e  $t$  a altura da barra;  $F_f$  é a frequência de ressonância fundamental flexional e  $T_1$  é um fator de correção para o modo fundamental flexional dado por (Figura 6):

$$T_1 = 1 + 6,585 (1 + 0,0752\mu + 0,8109\mu^2) \left( \frac{t}{L} \right)^2 - 0,868 \left( \frac{t}{L} \right)^4 - \left[ \frac{8,340 (1 + 0,2023\mu + 2,173\mu^2) \left( \frac{t}{L} \right)^4}{1,000 + 6,338 (1 + 0,1408\mu + 1,536\mu^2) \left( \frac{t}{L} \right)^2} \right] \quad (16)$$

**Figura 6** - Fator de correção utilizado no cálculo do módulo de elasticidade (E) (Retirado de Cossolino e Pereira, 2010).

Para o cálculo do módulo de cisalhamento (G) utilizou-se a equação da Figura 7 (ASTM E1876-07; Cossolino e Pereira, 2010).

$$G = \frac{4Lmf_t^2}{bt} R$$

**Figura 7** - Equação utilizada para o cálculo do módulo de cisalhamento (G) (Retirado de Cossolino e Pereira, 2010).

Em que  $G$  é o módulo de cisalhamento,  $F_t$  é a frequência de ressonância fundamental torcional e  $R$  é um fator dependente da relação entre a largura e a altura da amostra dado por (Figura 8):

$$R = \left[ \frac{1 + \left(\frac{b}{t}\right)^2}{4 - 2,521 \frac{t}{b} \left(1 - \frac{1,991}{e^{\frac{b}{t}} + 1}\right)} \right] \left[ 1 + \frac{0,00851 n^2 b^2}{L^2} \right] - 0,060 \left(\frac{nb}{L}\right)^{\frac{3}{2}} \left(\frac{b}{t} - 1\right)^2$$

**Figura 8** - Fator de correção utilizado no cálculo do módulo de cisalhamento (G) (Retirado de Cossolino e Pereira, 2010).

Como a razão de Poisson também era um valor desconhecido, este foi calculado a partir dos módulos de elasticidade e cisalhamento experimentais.

Segundo a norma ASTM E1876-07, a razão de Poisson se relaciona com os módulos de elasticidade e cisalhamento pela seguinte equação:

$$\nu = (E / 2G) - 1$$

Onde  $\nu$  é a razão de Poisson,  $E$  é o módulo de Young e  $G$  é o módulo de cisalhamento. Sendo assim, os valores obtidos na caracterização estão dispostos no Quadro 3.

**Quadro 3** - Propriedades mecânicas da resina fotoelástica Araldite (Araldite GY 279 BR e endurecedor Aradur HY 2963 BR, Araltec Produtos Químicos Ltda.) obtidas na caracterização do material: módulo de Elasticidade ( $E$  – GPa), módulo de cisalhamento ( $G$  – GPa) e coeficiente de Poisson ( $\nu$ ).

Estrutura	E (GPa)	G (GPa)	$\nu$
Resina fotoelástica	2,07	0,73	0,41

#### 4.2.1.2 Análise por elementos finitos

O Parafuso Cortical (Master Ar-Morse Porous 3,75 x 13 mm) e os Pilares Protéticos (Pilar Micro-Unit cone Morse hexagonado e Pilar Micro-Unit cone Morse sólido, todos da Conexão Sistemas de Prótese Ltda.) (Figura 9a) foram individualmente digitalizados utilizando um *scanner* de raios-X por microtomografia computadorizada (Skyscan 1172, Skyscan)\*. Este aparelho é acoplado a um computador com processador Quad Core com 4 Gb de RAM e disco rígido de 1 TB. O equipamento foi ajustado para digitalizar as estruturas em sua totalidade, com voltagem de aceleração do feixe de 100kV, corrente de feixe de raio-X de 100 uA e uso de filtro de cobre e alumínio. Foram geradas cerca de 500 imagens em formato TIFF (*Tag Image File Format*) de cada componente, com magnificação de pixels de 11,84 µm em resolução 1024 x 1024, em arquivos de 4Mb cada. Foram feitos quadros para 180° de rotação, com passo de rotação de 0,40° e 885 ms de exposição por quadro. Foi obtido um total de 522 imagens, em média, de cada componente (Figura 9b). Com o objetivo de observar a qualidade das imagens geradas, estas foram reconstruídas no *software* NRecon (Skyscan)\*.

Para que as imagens fossem reconstruídas tridimensionalmente e seguissem para as modelagens e análise de elementos finitos, elas foram convertidas do formato TIFF para o formato DICOM (*Digital Imaging Communications in Medicine*) (Figuras 9b, 10a, 11a e 11e) compatível com o *software* de reconstrução InVesalius 3.0 (CTI Renato Archer, São Paulo, Brasil). Para isto utilizou-se um *software* criado pelo mesmo grupo de desenvolvimento do *software* InVesalius\*\*. O *software* InVesalius é capaz de empilhar as imagens de

---

\* micro-tomógrafo do Laboratório de Tecnologia Nuclear, da EMBRAPA São Carlos.

\*\* Divisão de Tecnologias Tridimensionais, Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, Campinas.

micro tomografia e gerar imagens 3D dos objetos digitalizados em formato STL (de *StereoLithography*, formato padrão para prototipagem rápida).

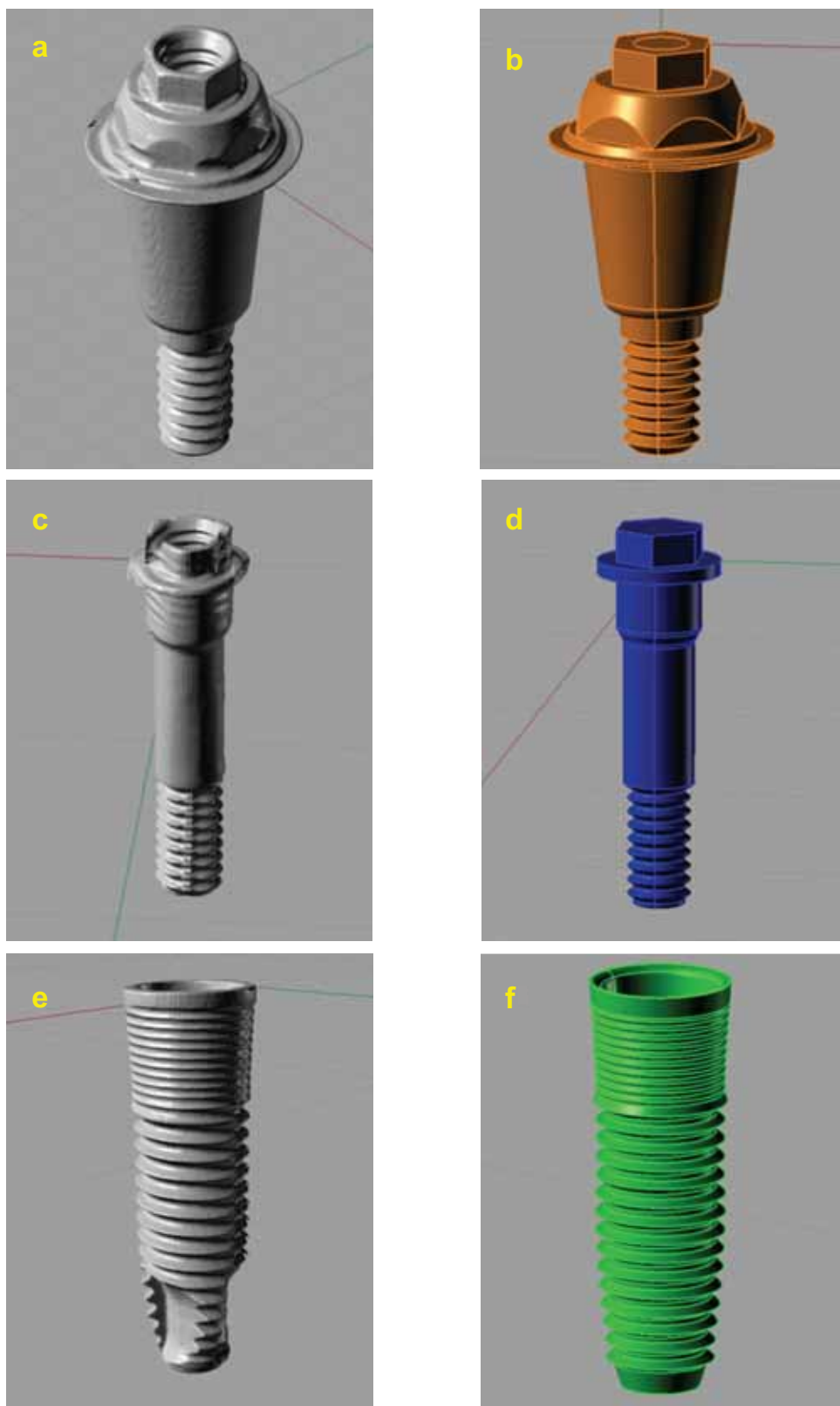


**Figura 9** - a) Componentes protéticos (à esquerda Pilar Hexagonado e à direita Pilar Sólido); b) Imagem do Parafuso Passante em TIFF (corte nº 255 da microtomografia).

As imagens em formato STL foram, então, enviadas para o *software* de CAD Rhinoceros 4.0 (Robert McNeel & Associates, Seattle, EUA)\* para que fosse gerada a geometria tridimensional dos objetos. Neste passo, optou-se por realizar a simplificação do desenho (Figura 10), substituindo todas as roscas helicoidais por anéis e ignorando a rosca superficial dos pilares onde seria aparafusada a peça protética. Isso se deu com o objetivo de diminuir o tempo despendido com o refino da malha e evitar o desperdício de elementos da análise por elementos finitos. Tais simplificações não comprometem as análises, tampouco reduzem a qualidade dos resultados de campos de tensão/deformação obtidos na simulação.

---

\* Divisão de Tecnologias Tridimensionais, Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, Campinas.



**Figura 10** - Pilar Sólido a) imagem em DICOM; b) imagem em STL. Parafuso Passante c) em DICOM; d) em STL. Parafuso Cortical e) em DICOM; f) em STL.

A geometria gerada pelo programa de CAD foi importada para o software FEMAP (*Finite Element Modeling and Postprocessing*, versão 10.1, Siemens PLM Software, Alemanha)\* para a fase de pré-processamento da análise por elementos finitos. Nesta etapa foram atribuídas as propriedades dos materiais utilizados, baseadas em dados da literatura, caracterizadas pelo módulo de Elasticidade (E) e coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) e que estão dispostos no Quadro 4.

**Quadro 4** - Propriedades mecânicas das estruturas biológicas e do titânio empregadas: módulo de Elasticidade (E – GPa) e coeficiente de Poisson ( $\nu$ ).

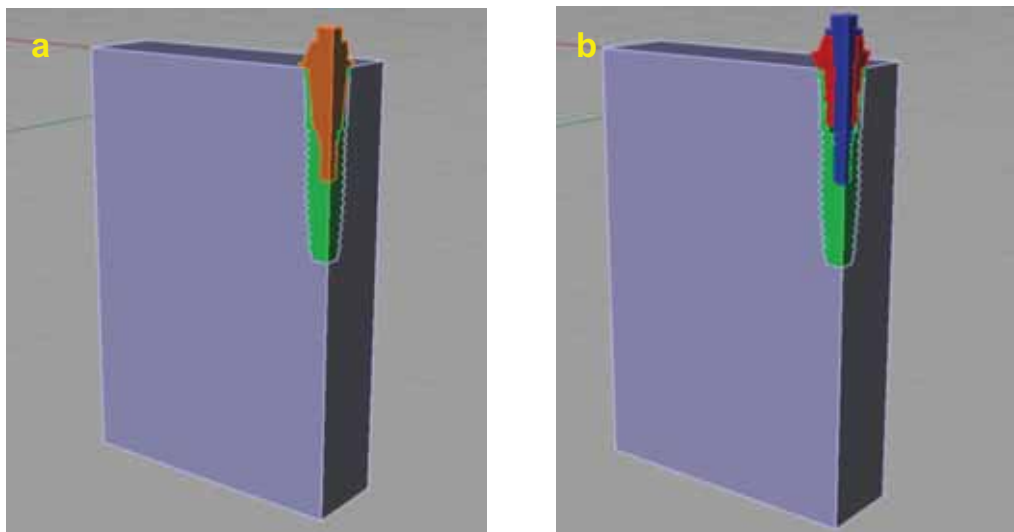
<b>Estrutura</b>	<b>E (GPa)</b>	<b><math>\nu</math></b>
Resina fotoelástica	2,07	0,41
Osso cortical	13,7	0,3
Osso trabecular D2	7,9	0,3
Titânio comercialmente puro	110,0	0,35

Fonte: Rubo, Souza, 2001; Çehreli et al., 2004b; Pacheco, 2008; Turcio et al., 2009.

A Figura 11 representa as imagens finais, em formato DICOM, dos blocos de resina com os componentes montados. Para que um maior número de elementos pudesse ser utilizado na análise e supondo distribuição simétrica das tensões sob carga axial, os conjuntos foram seccionados e apenas  $\frac{1}{4}$  do conjunto seguiu para análise. Todos os materiais foram considerados estáticos, lineares, homogêneos e isotrópicos.

---

\* Divisão de Tecnologias Tridimensionais, Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, Campinas.

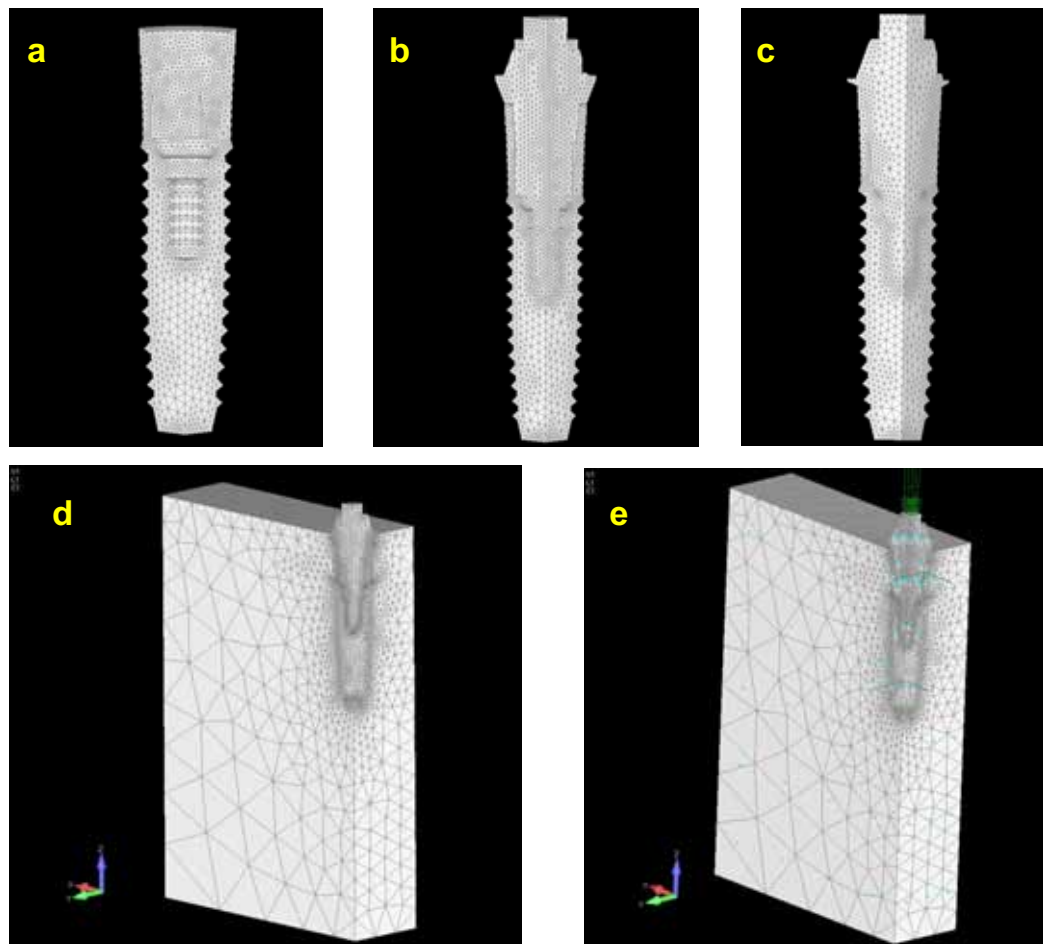


**Figura 11** - a) Imagem em DICOM da montagem do bloco de resina com Parafuso Cortical e Pilar Sólido; b) Imagem em DICOM da montagem do bloco de resina com Parafuso Cortical e Pilar Hexagonado.

A base do bloco de osso teve seu deslocamento restrito em todas as direções do espaço ( $x$ ,  $y$  e  $z$ ). Foram consideradas uniões perfeitas e com ausência de defeitos em todas as interfaces do modelo, através da atribuição de contato do tipo “colado” entre as superfícies de rosca e contato do tipo “simples” entre as demais superfícies que a compõem. O contato do tipo “colado” é atribuído quando se deseja ter características de união perfeita entre as superfícies, impossibilitando o deslizamento de uma sobre a outra ou a separação de ambas. Neste caso, este tipo de contato foi escolhido para que as roscas simulassem as condições de 1- completa osseointegração entre osso (ou resina) e as roscas externas do parafuso cortical e, 2- máximo engrenamento possível entre as roscas internas do parafuso cortical e as externas dos pilares protéticos. Para as demais estruturas, optou-se pelo contato simples por haver somente justaposição das mesmas. Este contato permite o afastamento das superfícies e pequenos deslizamentos das mesmas, de maneira independente. Nenhum destes contatos permite penetração das superfícies.

Para que fosse possível a comparação dos dados do método dos elementos finitos com os da análise fotoelástica, o carregamento foi padronizado para os dois testes. Foi aplicada uma força de 14 kgf com um aplicador de área de 8 mm de diâmetro no centro da superfície superior do pilar protético. Não foi utilizada pré-carga. O torque dos parafusos foi simulado pela atribuição do contato do tipo “colado”.

A malha foi construída com elementos tetragonais de 10 nós com maior refinamento na região do bloco ao redor do implante. A Figura 12 representa o aspecto final das malhas utilizadas neste estudo.



**Figura 12** - malhas utilizadas no método dos elementos finitos. a) Parafuso Cortical; b) Parafuso Cortical e Pilar Hexagonado; c) Parafuso Cortical e Pilar Sólido; d) bloco de resina com Pilar Sólido; e) bloco de resina com Pilar Hexagonado (as setas verdes representam a aplicação de carga e os pontos azuis representam os planos de corte da simetria).

Os números de elementos utilizados em cada malha estão listados no Quadro 5. No total, foram utilizados 98391 elementos para o modelo simulado de resina e Pilar Hexagonado e 90661 elementos para o modelo simulado resina e Pilar Sólido. Para os modelos simulados de bloco ósseo, foram utilizados 102651 elementos para Pilar Hexagonado e 95101 elementos para Pilar Sólido.

**Quadro 5** - Quantidade de elementos utilizados na análise de elementos finitos.

<b>Componentes</b>	<b>Número de elementos</b>
Parafuso Cortical	42147
Pilar protético Hexagonado	8416
Pilar protético Sólido	15268
Parafuso Passante	14402
Bloco de resina	33246
Bloco ósseo cortical	11645
Bloco ósseo trabecular	26041

Todas as informações da fase de pré-processamento foram transformadas em dados numéricos que alimentaram o programa computacional de processamento NEINastran versão 9.2 (*Finite Element Analysis and Simulation Software*, Noran Engineering Inc, Westminster, CA, EUA)\* para a realização da análise mecânica estática. A fase de pós-processamento foi realizada pelo mesmo *software* de pré-processamento, em que foram analisados os deslocamentos e tensões máxima principal e de Von Mises.

---

\* Divisão de Tecnologias Tridimensionais, Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, Campinas.

## 4.2.2 Análise fotoelástica

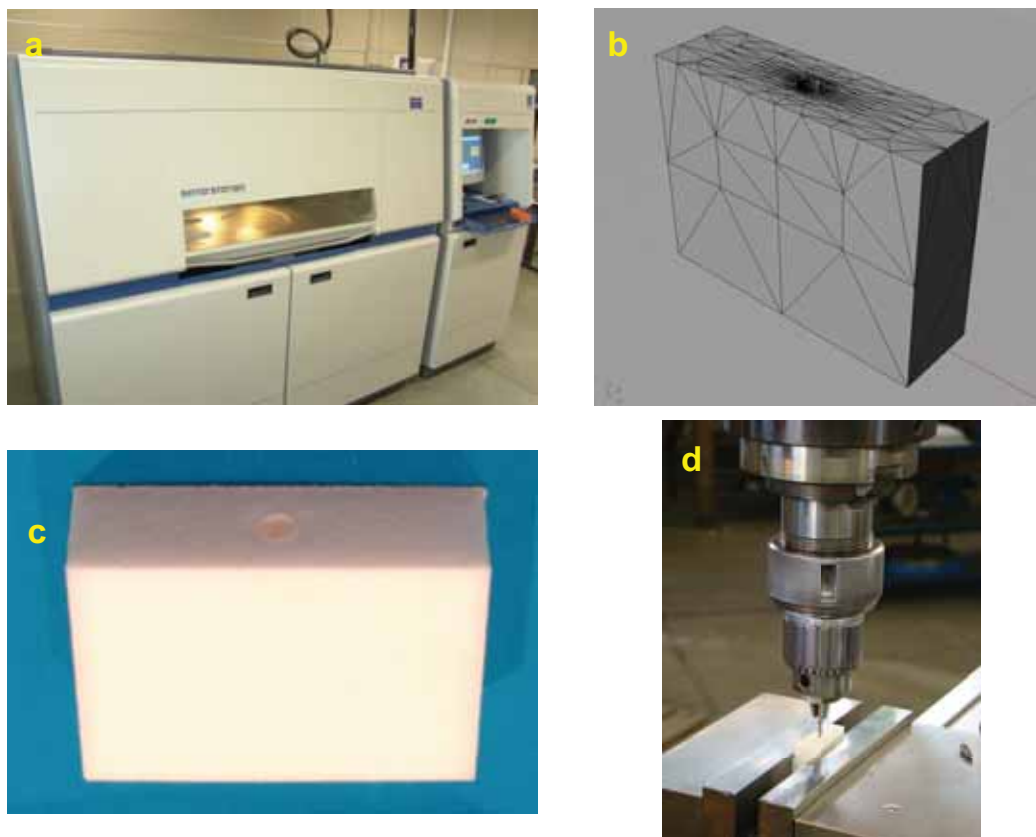
### 4.2.2.1 Confeção dos modelos fotoelásticos

Com o objetivo de melhor comparar os dados obtidos no método dos elementos finitos e na análise fotoelástica, optou-se por padronizar os modelos de teste. Por este motivo, o método dos elementos finitos iniciou antes e, a partir da imagem gerada no *software* Rhinoceros 4.0, foi confeccionado um padrão em impressora tridimensional (Figura 13a), pela técnica da prototipagem rápida. O arquivo em formato STL (Figura 13b) foi enviado para impressora SinterStation 2000 (3D Systems)\* (Figura 13a) que virtualmente divide o desenho em fatias de 0,1 mm e confecciona a peça em resina a base de PA12 (poliamida 12) através da sobreposição de camadas de pó de nylon Duraform PA (à base de PA12) polimerizadas por laser de CO<sub>2</sub> seletivo. A impressora é constituída de uma mesa onde é depositado o pó de nylon, que é esticado por um rolo até que se forme uma camada compactada e lisa. Através de uma janela na parte superior, a máquina recebe os comandos do computador e posiciona os espelhos que direcionam o feixe para pontos específicos da camada de pó superficial, polimerizando estas regiões. Após cada “desenho de camada” um elevador abaixa a mesa em 0,1 mm, nova camada de pó é depositada e esticada e seletivamente polimerizada pelo laser. Assim, ao final do processo, obtém-se uma peça em resina à base de poliamida 12 polimerizada, que passa por limpeza com escovas e jateamento com micro esferas de vidro, para que o excesso de pó seja removido e a peça seja destinada a seu uso.

---

\* Divisão de Tecnologias Tridimensionais, Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, Campinas.

Com a prototipagem pronta, seguiu-se para a confecção do padrão em resina fotoelástica. Como se pode ver na Figura 13c, a peça prototipada continha um guia para a perfuração e instalação do implante. Sendo assim, o padrão prototipado foi fixado na base de uma furadeira de bancada (Fresadora Diplomat M-3, Deb'maq do Brasil Ltda.) (Figura 13d) e a perfuração foi alargada com brocas de aço rápido. Para que o formato cônico do implante fosse respeitado na perfuração, foram utilizadas diferentes brocas com diferentes diâmetros por alturas de perfuração: broca de 2,90 mm a 13 mm, broca de 3,20 a 11 mm, broca de 3,30 a 9 mm, broca de 3,50 a 6 mm, broca de 3,70 a 4,00 mm e broca de 3,90 a 2 mm. O procedimento com a furadeira de bancada foi escolhido uma vez que a composição do material do bloco prototipado impossibilitava a perfuração com fresas de um kit de implante comum.

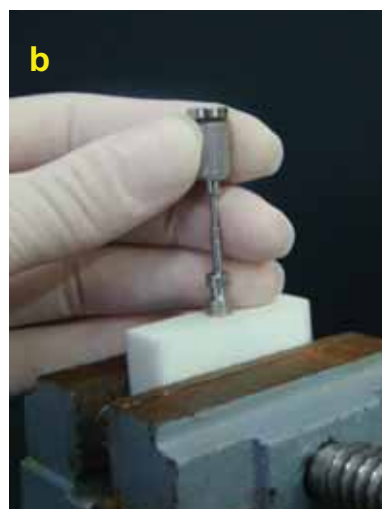


**Figura 13** - a) Impressora tridimensional: máquina de prototipagem rápida SinterStation 2000; b) Desenho do bloco de resina no formato STL; c) Bloco prototipado; d) Procedimento de perfuração do bloco ósseo com furadeira de bancada.

O Parafuso Cortical foi introduzido no modelo para conferir o correto posicionamento (Figura 14a).

O fato do modelo ter sido confeccionado por prototipagem faz com que ele apresente estrias em suas laterais referentes à finalização das camadas de impressão. Para evitar a incorporação destas imperfeições no modelo final, optou-se por alisar e polir as superfícies do bloco. Para isso foram utilizadas lixas d'água de granulação decrescente (nº. 60, 100, 200, 400, 600, 1200) acopladas à politriz (Metaserv 3000, Buehler).

Inicialmente, o Pilar Micro-Unit Hexagonado (Conexão Sistemas de Prótese Ltda.) foi aparafusado sobre o implante (Master Ar-Morse Porous 3,75 x 13 mm, Conexão Sistemas de Prótese Ltda.) apoiado em uma morsa e, com um torquímetro manual (Chave Catraca com Referenciador de Torque, Conexão Sistemas de Prótese Ltda.), conferiu-se o torque de 20 Ncm. O Transferente Quadrado para Pilar Micro-Unit (Conexão Sistemas de Prótese Ltda.) foi posicionado e aparafusado sobre o pilar com as chaves específicas do sistema (Figura 14b). O conjunto foi inserido no bloco após o polimento deste até que a porção cervical do implante estivesse nivelada com a superfície superior do bloco.



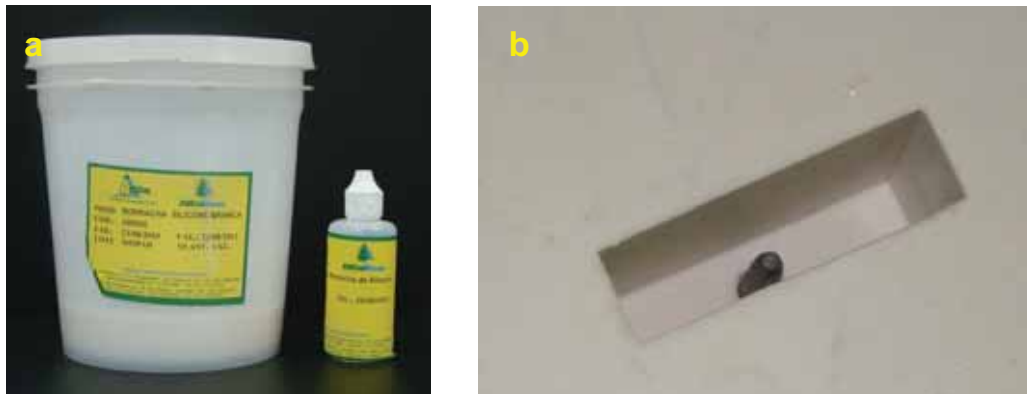
**Figura 14** - a) Implante inserido no bloco prototipado; b) Transferente sendo aparafusado ao pilar protético.

Um pote plástico descartável teve sua base removida com disco de carborundum montado em peça reta e micromotor, e o conjunto foi fixado na tampa do pote com fita dupla-face. Para evitar que o material de moldagem extravasasse, a interface entre pote e tampa foi vedada com cera nº 7 rosa (Asfer). A base do material de duplicação (200 g, Borracha de silicone branca, ABCol) (Figura 15a) foi manipulada ao catalisador (1 g, Catalisador para Borracha de silicone, ABCol) (Figura 15a) lentamente para não incluir bolhas de ar e foi despejado com cuidado no pote plástico. O conjunto permaneceu em repouso por 3 h para a polimerização total do silicone e, então, o parafuso do transferente foi solto e o conjunto foi liberado do molde. O Pilar Protético Sólido foi desparafusado do Parafuso Cortical e reservado junto ao seu molde para uso posterior.

Em seguida, o Pilar Micro-Unit Sólido (Conexão Sistemas de Prótese Ltda.) foi aparafusado ao Parafuso Cortical, o torque foi dado com o mesmo torquímetro manual até 20 Ncm e todo o processo de moldagem foi repetido. Um segundo molde foi obtido.

Com auxílio de uma morsa, os pilares foram aparafusados nos implantes e, com um torquímetro manual (Chave Catraca com Referenciador de Torque, Conexão Sistemas de Prótese Ltda.) foi obtido o torque inicial de 20 Ncm para ambos os pilares, de acordo com as indicações dos fabricantes. Em seguida, os conjuntos implante/pilar foram cuidadosamente encaixados e aparafusados aos transferentes posicionados dentro dos moldes (Cariello, 2007) (Figura 15b).

A partir das instruções do fabricante, os dois líquidos da resina Araldite (Araldite GY 279 BR e Aradur HY 2963 BR, Araltec Produtos Químicos Ltda.) foram inseridos em diversas seringas graduadas de 5mL para melhor dosagem. A proporção indicada pelo fabricante é de 100:42g. Um estudo piloto permitiu confirmar a quantidade necessária de mistura para completar um molde e assim foram utilizados 10 mL da base e 4,2 mL do endurecedor.



**Figura 15** - a) Borracha de silicone utilizada para confecção dos moldes; b) Moldes prontos com implante e pilar posicionado e aparafusado ao transferente.

A escolha desta resina se deu pelo fato de não haver liberação de líquidos durante a polimerização e por possibilitar a obtenção de modelos fotoelásticos de alto brilho e de coloração mais límpida (pouco amarelada). Algumas características desta resina estão descritas no Quadro 6.

Os líquidos foram lentamente manipulados em recipiente plástico com espátula nº 24 (Duflex, SSWhite) por 2 minutos. O recipiente plástico foi inserido no pote plástico da espatuladora à vácuo. O uso da espatuladora a vácuo é contra-indicado neste caso, pois durante o estudo piloto percebeu-se a ocorrência de interação entre o plástico do pote e a resina utilizada no trabalho. Sendo assim, optou-se por utilizar o pote da espatuladora e foi acoplado a ele uma tampa com bom vedamento. Essa tampa foi perfurada para que o sugador do equipamento de clínica fosse introduzido no pote plástico. Assim foi possível que o procedimento de eliminação de bolhas em câmara à vácuo procedesse na ausência de um aparelho específico para este fim.

Com o recipiente plástico contendo a resina dentro do pote plástico devidamente tampado, o sugador foi introduzido e ligado à potência mínima, que foi lentamente aumentada até atingir a máxima. O sugador permaneceu ligado na potência máxima por 3 minutos, tempo

apontado como suficiente para remoção das bolhas durante o estudo piloto. O sugador teve sua potência lentamente reduzida até ser desligado. Abriu-se o pote e observou-se que a mistura apresentava aspecto liso e homogêneo.

**Quadro 6** - Descrição e características da base GY 279 BR e do endurecedor HY 2963 BR da resina Araldite empregados no presente estudo.

<b>GY 279 BR</b>	<b>HY 2963 BR</b>
<p>Descrição: Resina epóxi líquida, modificada, com diluente reativo monofuncional a base de Bisfenol A, viscosidade baixa a média, multiuso, indicada para sistemas de injeção, pisos auto-nivelantes e revestimentos em geral. Pode ser usada também em argamassas, adesivos, massas espatuláveis. Formulação livre de solvente.</p>	<p>Descrição: Endurecedor a base de amina cicloalifática, modificado, líquido, de viscosidade extremamente reduzida, utilizado como um dos endurecedores com melhor solidez a luz, apresentando um revestimento transparente por ser um produto livre de fenol.</p> <p>Tempo de uso (250 g a 23°C): 40 minutos</p>
<p>Cor (Gardiner) = 3 Viscosidade a 25°C: 500-700 MPa Peso específico (20°C): 1,10 h/cm<sup>3</sup> Teor Epóxi: 4,70-5,20 Eq/kg Equivalente epóxi EEW: 192-212 Eq/kg</p>	<p>Viscosidade a 25°C: 30-70 MPa Aspecto e cor Gardiner: 2 Peso específico (25°C): 1,00 h/cm<sup>3</sup> Índice de amina: 324-350 mgKOH/kg Ponto de fulgor (ISO2719): ≥ 108°C</p>

Fonte: Araltec.com.br [homepage na Internet]. São Paulo: Araltec Produtos Químicos, [citado 2010 Set 28]. Disponível em: <http://www.araltec.com.br/>

A resina foi, então, lentamente vertida no interior do molde com auxílio de espátula nº 24. Este passo é fundamental para a obtenção de modelos livres de bolhas. Observou-se necessário executar este passo

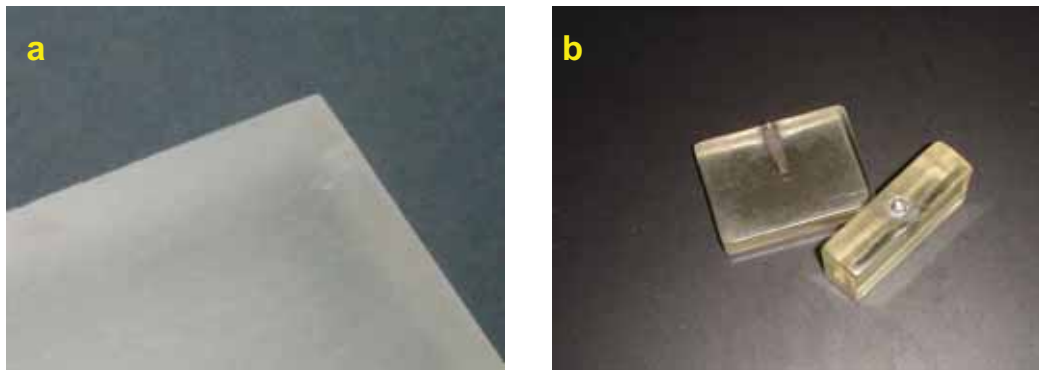
de maneira extremamente lenta para que a incorporação de bolhas fosse reduzida ao máximo.

A resina foi depositada no interior do molde com uma quantidade mínima de excesso cobrindo a parte superior do molde. Isso se deu com o objetivo de compensar a contração que a resina sofre durante a polimerização. Com o molde completo por resina, as mínimas bolhas encontradas foram cuidadosamente puxadas até a superfície com auxílio de sonda exploradora (sonda exploradora nº 5, Duflex, SSWhite) e o conjunto foi mantido em repouso dentro de recipiente fechado por 72 horas para completa polimerização.

O contato da resina polimerizada com os implantes simulou a completa osseointegração (French et al., 1989). Para garantir que os modelos apresentassem espessura uniforme e idêntica, os mesmos não tiveram caracterizações do tipo contorno gengival (Claro, 2008).

O torque de precisão dos pilares foi, então, conferido com torquímetro digital (Torque Control, Nobel Biocare AB) com força calibrada de 20 Ncm para ambos os pilares.

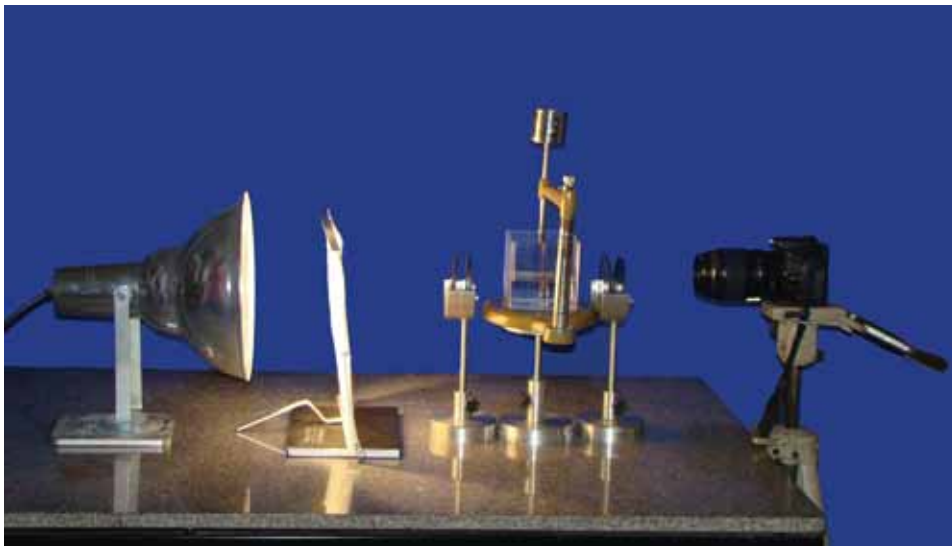
Observou-se necessário o polimento dos blocos após a remoção dos moldes, pois os mesmos não apresentavam superfície lisa e completamente transparente (Figura 16a). Com lixas à seco de granulação decrescente (nº 220, 320, 400 e 800, série ouro, 3M) acopladas à mandril em baixa rotação procedeu-se o polimento em todas as faces dos blocos. Em seguida, os blocos foram cuidadosamente polidos em torno (NSR - Nevoni Equipamentos Hospitalares) com escova molhada em mistura de pedra-pomes fina (Inodon Laboratório Industrial Prod Odontológicos) e água, foram secas e receberam polimento no mesmo torno com escova de feltro seca e pasta de polimento (Universal Polierpaste, Ivoclar Vivadent). O aspecto final dos modelos fotoelásticos pode ser visto na Figura 16b.



**Figura 16** - a) Aspecto da resina fotoelástica após remoção do molde; b) Aspecto final dos modelos fotoelásticos.

#### 4.2.2.2 Montagem do polariscópio

Para o presente estudo optou-se pelo uso do polariscópio na configuração circular de campo escuro (Figura 17).



**Figura 17** - Montagem do polariscópio e posicionamento do modelo para verificação da presença de tensões residuais.

Este foi montado com fonte luminosa (Photoflood n2, GE General Electric), filtro difusor de luz, polarizador e analisador, duas placas de  $\frac{1}{4}$  de onda (Eikonal Instrumentos Ópticos) e máquina fotográfica (Canon EOS Rebel XT, Canon) (Figura 17).

O modelo fotoelástico foi inserido em recipiente de acrílico virgem contendo óleo mineral (Nativita Indústria e Comércio) em seu interior para reduzir a refração superficial e facilitar a observação fotoelástica (Frederick e Caputo, 1996). O recipiente de acrílico foi observado no campo do polariscópio para confirmar a ausência de tensões.

#### 4.2.2.3 Verificação de tensões residuais

Para confirmar a ausência de tensões residuais, os modelos foram inicialmente observados com ausência de carregamento (French et al., 1989; Ueda et al., 2004) no campo do polariscópio circular.

Verificou-se a necessidade de liberação das tensões e para isso os modelos foram acondicionados em estufa (Orion 502, Fanem) à 37°C por 15 minutos. Este protocolo mostrou-se suficiente para alívio das tensões e seguro à estrutura do material, por estar abaixo da temperatura de decomposição térmica da resina informada pelo fabricante (200° C) .

#### 4.2.2.4 Ensaios mecânicos

O modelo foi observado e fotografado antes e durante a aplicação de carga com máquina fotográfica Canon EOS Rebel XT (Canon) com fotogramas de 2500 x 1900 pixels.

Para análise das tensões ao redor dos implantes, os modelos fotoelásticos foram posicionados no campo do polariscópio circular montado com um delineador com carga (Bio Art Equipamentos Odontológicos) (Lelis et al., 2009), como pode ser observado na Figura 13. Um dispositivo de aplicação de carga composto por um apoio de 1 kg, 13 placas de 1 kg cada, e um aplicador com ponta plana de 8 mm foram acoplados ao delineador, totalizando 14 kg.

Após confirmação de ausência de tensão residual, o carregamento foi executado e a verificação das tensões geradas ao redor dos implantes foi realizada por meio de análise fotoelástica qualitativa, observando-se o padrão de distribuição de franjas isocromáticas ao redor dos implantes de cada um dos modelos, com diferentes pilares protéticos. As análises iniciaram-se aleatoriamente pelo modelo com o Pilar Hexagonado.

Após o carregamento do delineador, as tensões observadas no polariscópio foram registradas pela câmera fotográfica. Após a análise do modelo do Pilar Hexagonado, este foi removido do óleo e o modelo com o Pilar Sólido foi inserido e posicionado da mesma maneira, mantendo-se a mesma distância entre todos os constituintes do polariscópio e a angulação entre máquina fotográfica e modelo fotoelástico. O carregamento foi repetido, assim como os registros fotográficos.

### **4.3 Análise dos resultados**

As imagens obtidas na fotoelasticidade foram transferidas para um computador e avaliadas por dois meios: qualitativamente, seguindo parâmetros pré-estabelecidos por outros estudos (Caputo, Stadlee, 1987; French et al., 1989; Markarian et al., 2007), nos quais

quanto maior a proximidade entre as franjas maior a concentração de tensão e quanto maior o número de ordem da franja, ou o número de franjas, maior a magnitude da tensão; quantitativamente, por meio da comparação de valores que foram atribuídos às franjas, de acordo com o valor de cada cor (Quadro 7) proposto pela ASTM D4093-95 - reprovada em 2001.

Para análise quantitativa, as imagens foram importadas para o *software* Power Point 2008 for Mac (Microsoft, EUA), no qual foi adicionada uma série de doze quadrados de dimensões iguais, numerados crescentemente no sentido cérico-apical, que serviram de demarcação dos pontos de análise (Meirelles, 2003). Desta maneira, foi obtido um maior número de pontos para análise. Para padronizar as análises, a grade foi feita sobre uma imagem e copiada para outra. A maior ordem de franja, encontrada em cada quadrado de análise, foi anotada para possibilitar a tabulação dos dados.

Devido à rotação sofrida pelo longo eixo do implante com o Pilar Sólido durante a confecção do modelo, o lado direito das imagens foi escolhido para análise.

Para o método de elementos finitos, foi feita análise descritiva por meio da observação visual das imagens gráficas do deslocamento e das tensões máxima principal e de Von Mises ocorridas nas estruturas dos modelos.

Para melhor comparação dos dados entre os blocos, os valores de tensões resultantes foram analisados em três pontos dos blocos, todos na área de contato com lado esquerdo do implante: CE- cervical do implante; BE- 8,5 mm abaixo da cervical do implante; e AE- apical do implante.

**Quadro 7** - Sequência de cores produzidas por polariscópio com luz branca na configuração de campo escuro.

<b>Cor</b>	<b>Atraso relativo (<math>\delta</math>)</b>	<b>Ordem de franja (N)</b>
Preta	0	0
Cinza	160	0,28
Branca	260	0,45
Amarela clara	350	0,60
Laranja	460	0,79
Vermelha intensa	520	0,90
Transição vermelha-azul	577	1,00
Azul intenso	620	1,06
Azul-verde	700	1,20
Verde-amarela	800	1,38
Laranja	940	1,62
Vermelha rosada	1050	1,81
Transição vermelha-verde	1150	2,00
Verde	1350	2,33
Verde-amarela	1450	2,50
Rosa	1550	2,67
Transição vermelha-verde	1730	3,00
Verde	1800	3,10
Rosa	2100	3,60
Transição rosa-verde	2300	4,00
Verde	2400	4,13

Fonte: ASTM D4093-95 - reprovada 2001.

## **5 RESULTADOS**

### **5.1 Análise fotoelástica**

Ambos os modelos fotoelásticos apresentaram tensões residuais insignificantes previamente à aplicação de carga no campo do polariscópio circular (Figuras 19a, 19b, 20a, 20b), uma vez que receberam tratamento térmico para alívio das mesmas. Sendo assim, os padrões de franja ao redor dos implantes resultaram da carga aplicada (Figuras 19c, 20c, 21).

O modelo Pilar Hexagonado apresentou altos valores de ordem de franja ao redor das regiões apical e cervical do Parafuso Cortical, sugerindo tensões de maior magnitude. Na região cervical, foram observadas também franjas bastante próximas ao redor do Parafuso Cervical, sugerindo acúmulo de tensões.

No modelo Pilar Sólido foram observados valores de ordem de franja baixos na região apical. No entanto, na região cervical do Parafuso Cortical, as franjas apresentaram-se bastante próximas e com altos valores de ordem, sugerindo tensões concentradas e de magnitude alta.

Devido à rotação do longo eixo do Parafuso Cortical no modelo Pilar Sólido, este modelo apresentou concentração de tensão não simétrica na região apical do Parafuso, sugerindo que na porção côncava

houve menor concentração de tensões e tensões de menores valores em relação à porção convexa.

Em comparação com o modelo Pilar Sólido, o modelo Pilar Hexagonado apresentou maiores valores de ordem de franja em pontos específicos e no modelo como um todo.

As Figuras 22 e 23 mostram os pontos observados em cada modelo durante a análise quantitativa. Os pontos foram numerados de 1 a 12 no sentido corono-apical.

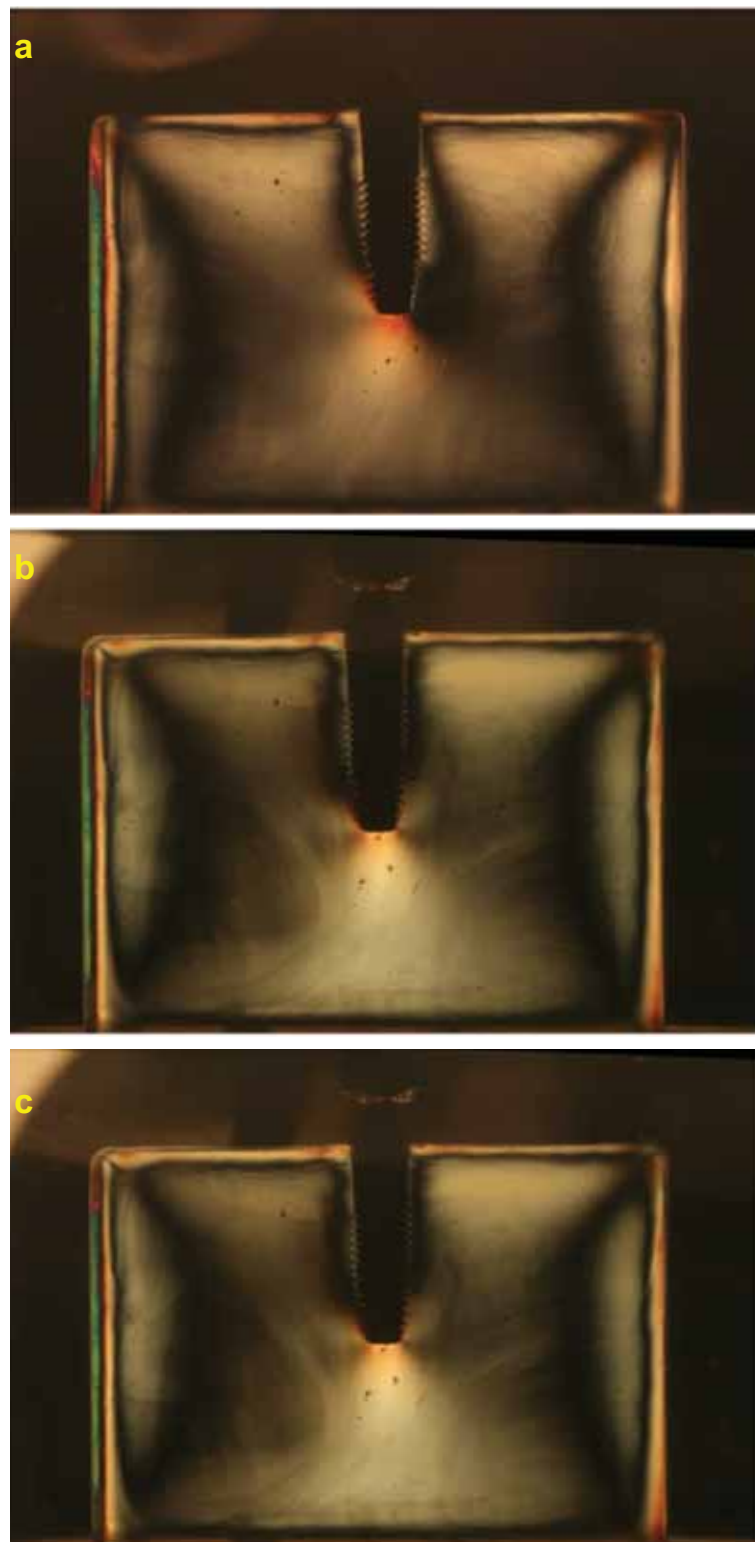
A avaliação foi realizada por dois operadores previamente calibrados. O erro da repetibilidade do método foi determinado pelo teste de Dahlberg, através da seguinte equação (Figura 18):

$$d = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (X_{1i} - X_{2i})^2}{2n}}$$

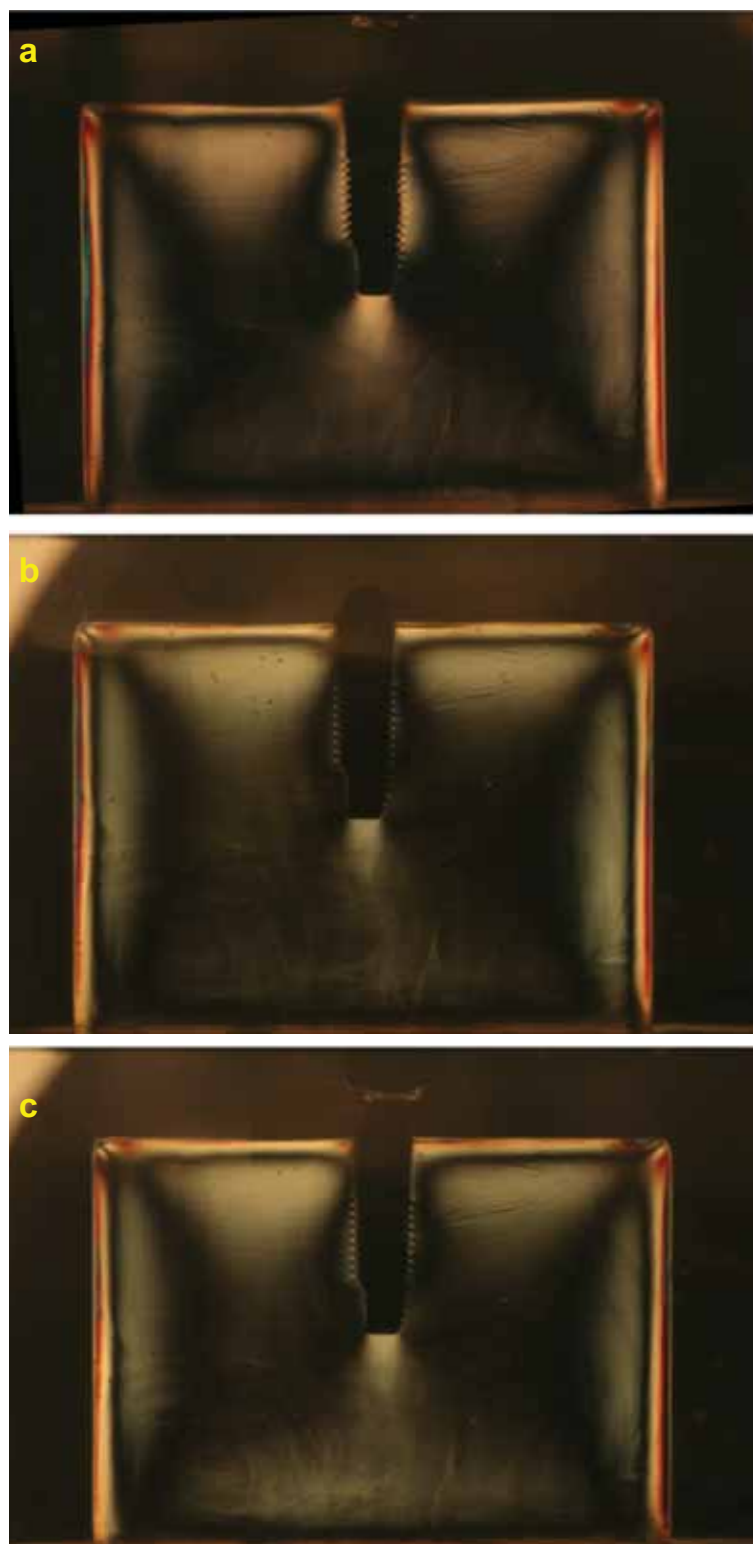
**Figura 18** - Equação para cálculo do erro do método ou teste de Dahlberg (retirado de Harris e Smith, 2009).

sendo que  $d$  é o desvio padrão calculado por uma série de repetidas medições feitas a partir de  $i = 1$  para  $n$  espécimes (Harris e Smith, 2009). Assim, o  $d$  de Dahlberg resulta no desvio padrão da amostra de dupla determinação, não na diferença das médias.

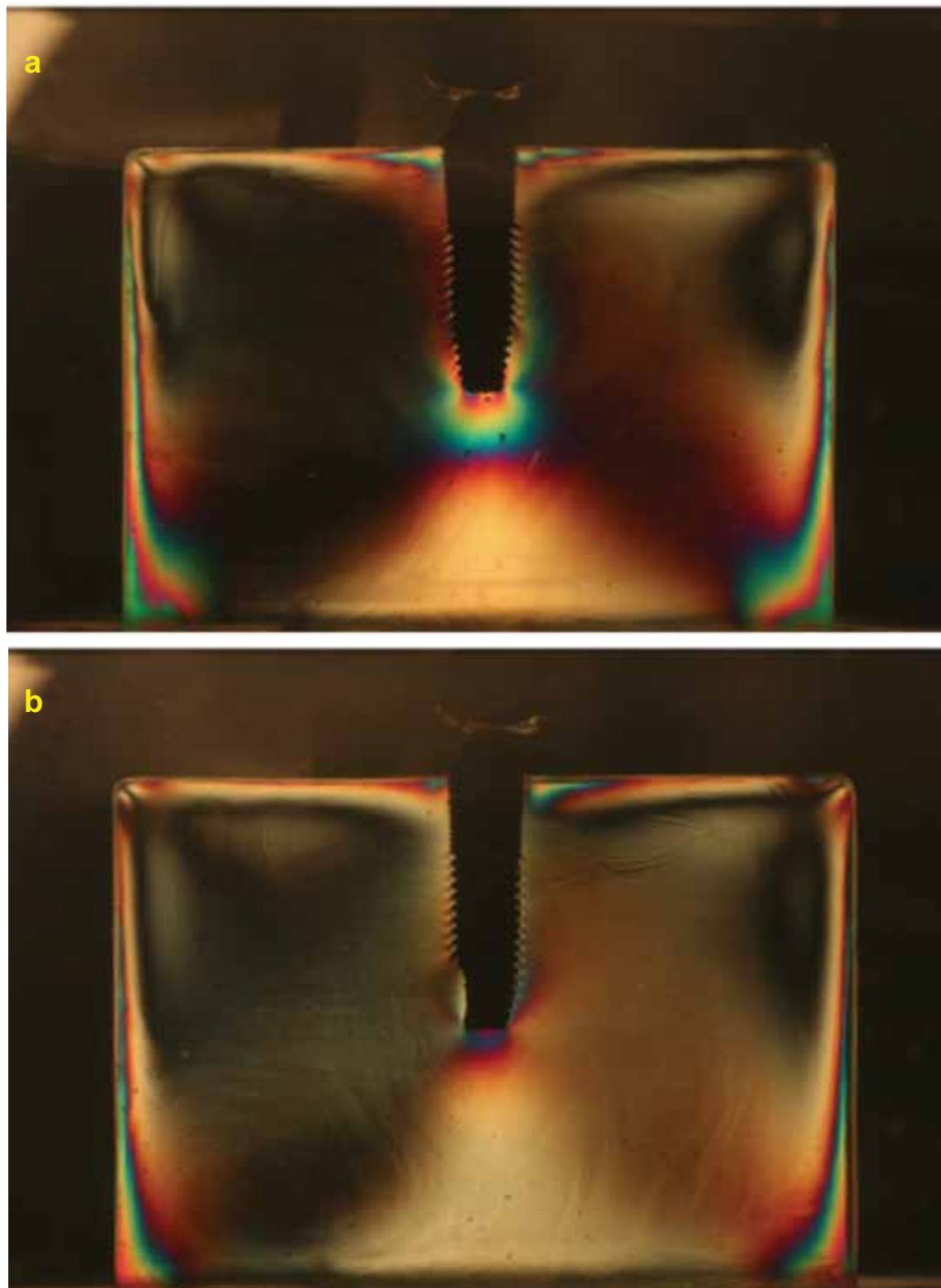
O resultado do teste de Dahlberg foi de 0,695 para Pilar Hexagonado e 0,688 para Pilar Sólido, o que significa que entre cada análise, cada avaliador diferiu em 0,695 e 0,688 N respectivamente. Estes valores são considerados baixos, tendo em vista as diferenças entre valores de ordem de franja da tabela utilizada.



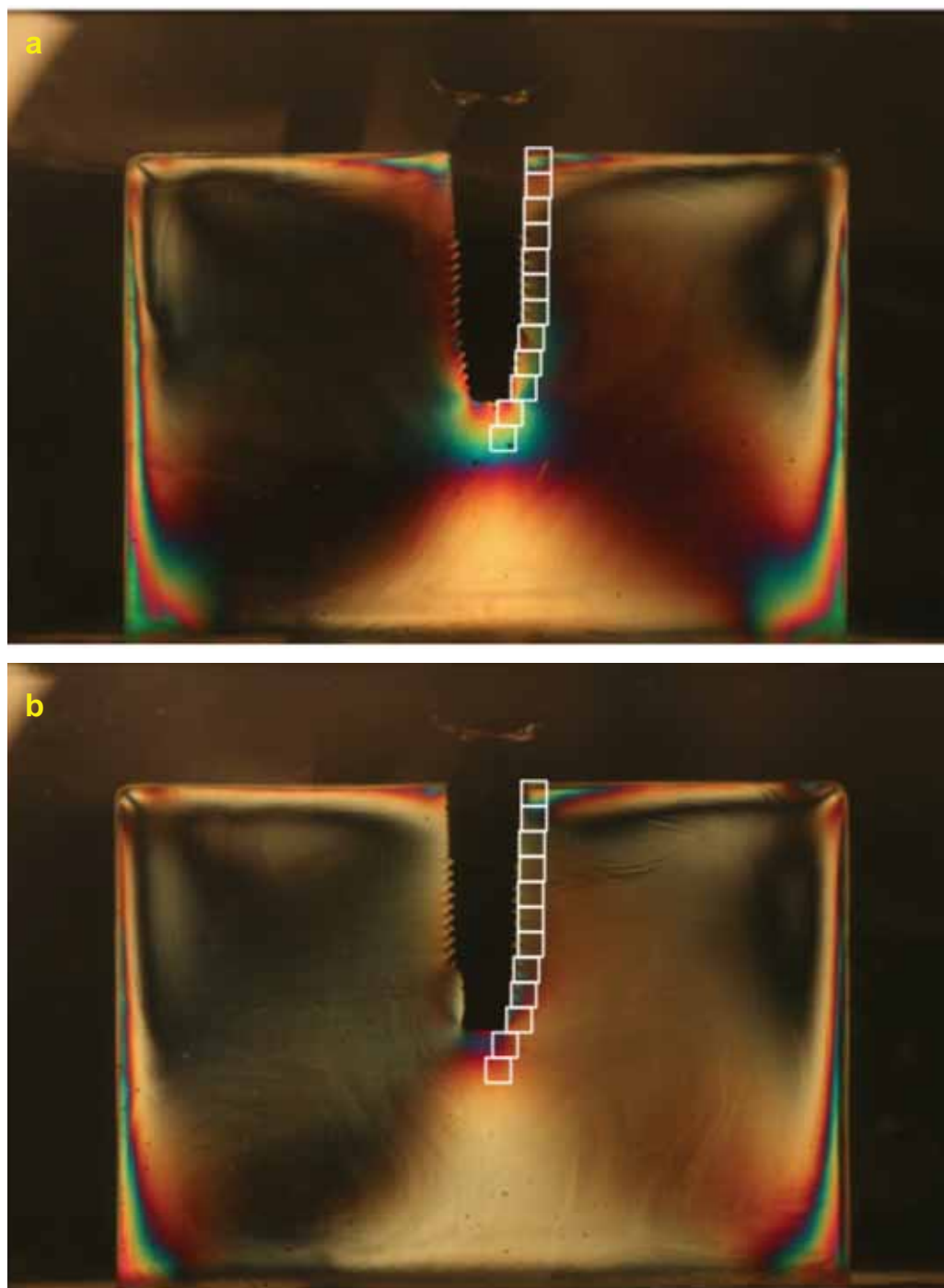
**Figura 19** - Modelo Pilar Hexagonado a) antes do tratamento térmico; b) após tratamento térmico, ausência de carregamento; c) carregamento de 1kgf.



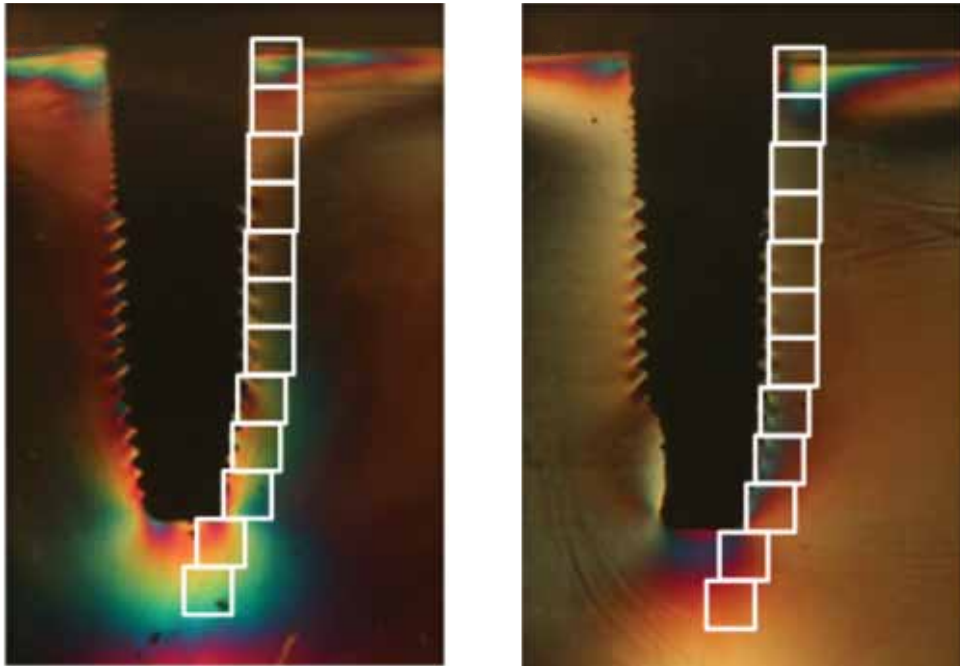
**Figura 20** - Modelo Pilar Sólido a) antes do tratamento térmico; b) após tratamento térmico, ausência de carregamento; c) carregamento de 1kgf.



**Figura 22** - Modelos fotoelásticos com carregamento de 14 kgf. a) modelo Pilar Hexagonado; b) modelo Pilar Sólido.

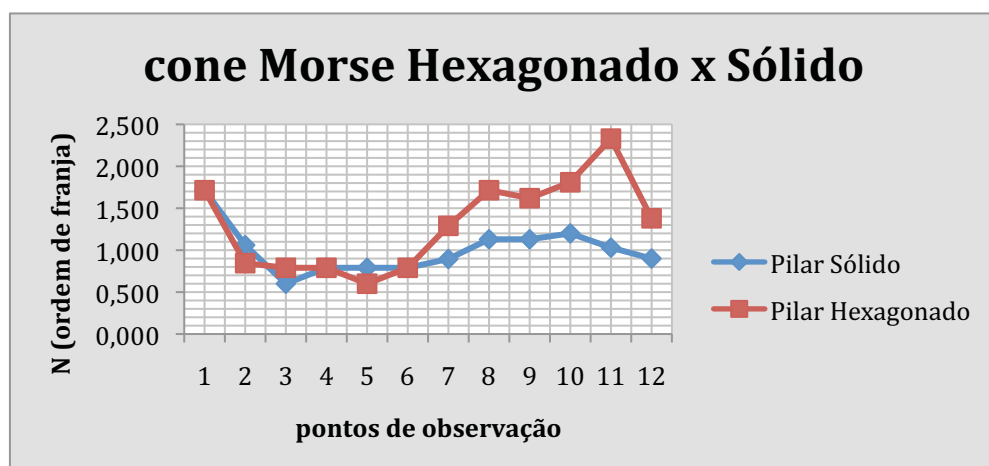


**Figura 22** - Pontos de análise das tensões nos modelos (a) Pilar Hexagonado e (b) Pilar Sólido.



**Figura 23** - Aproximação dos pontos de análise das tensões nos modelos (a) Pilar Hexagonado e (b) Pilar Sólido.

Para que fosse possível a análise ponto a ponto das imagens obtidas, foi construído um gráfico (Figura 24) com os pontos de análise *versus* as médias simples entre os valores de ordem de franja (N) obtidos em cada ponto (Meirelles, 2003) pelos observadores.



**Figura 24** - Gráfico com os valores de pontos de observação *versus* médias simples de ordem de franja (N) para os modelos Pilar Hexagonado e Pilar Sólido.

Na Figura 24 estão representados os valores das ordens de franja correspondentes aos pontos de análise dos dois modelos fotoelásticos utilizados no trabalho. Os valores de ordem de franja ao redor do implante com Pilar Hexagonado foram maiores em todos os pontos, exceto nos pontos 2 e 5. Entre os valores observados nos pontos 2 e 5, o modelo com Pilar Sólido apresentou maior ordem de franja. Nos pontos 4 e 6 os valores observados em ambos os modelos foram iguais. Nos demais pontos, o modelo com Pilar Sólido apresentou valores inferiores aos valores do Pilar Hexagonado.

A distribuição dos valores obtidos para o Pilar Sólido foi mais homogênea, enquanto para o Pilar Hexagonado foram observados picos de tensão bastante concentrados nas regiões apical e cervical do implante.

## **5.2 Método dos elementos finitos**

O modelo simulado de bloco de resina e montagem com Pilar Hexagonado apresentou deslocamento baixo e dentro da linearidade, com os componentes do conjunto Pilar/Parafuso Cortical se deslocando como um bloco único (Figura 25a).

A distribuição de tensões de Von Mises no bloco de resina foi relativamente uniforme, com ligeira concentração na borda do topo, ao redor do Parafuso Cortical (Figura 25b). Este, por vista externa (Figura 25c), apresentou maior concentração na porção cervical, distribuída por todo o perímetro de contato com o bloco. Outro ponto de concentração importante foi observado nos dois primeiros passos das roscas menores (região superior) e maiores (região média). No restante do corpo, ocorreu dissipação mais homogênea das tensões.

Por vista interna do Parafuso Cortical, observou-se concentração de tensões nos vértices onde se apóia o hexágono do pilar, principalmente nas áreas de descontinuidade geométrica (Figura 26d). A rosca interna apresentou maior concentração no primeiro e último passos.

Ainda no mesmo modelo, o Pilar concentrou tensões nos contatos com o bloco de resina (ângulo vivo na borda superior) e com o parafuso passante (Figura 25e). Este, por sua vez, apresentou maior tensão nos três primeiros passos da rosca (Figura 25f).

O modelo simulado de resina e Pilar sólido apresentou o mesmo padrão de deslocamento observado na primeira montagem (Figura 26a).

Neste caso, o bloco de resina comportou-se de maneira similar ao bloco com Pilar Hexagonado, com ligeira concentração de tensões de Von Mises no perímetro superior onde estava inserido o implante (Figura 26b). A porção apical também foi semelhante nos dois casos, embora o Pilar Sólido aparente direcionar mais a tensão em direção apical.

Observando-se o bloco de cervical para apical, o primeiro caso apresentou maiores valores de tensão nas roscas localizadas cervicalmente, enquanto no Pilar Sólido as tensões começaram a se concentrar mais apicalmente.

As tensões no Parafuso Cortical por vista externa concentraram-se mais na borda cervical interna, onde existe contato com o Pilar Sólido (Figura 26c). Em relação ao modelo Pilar Hexagonado, neste caso observou-se menor concentração de tensões nos dois primeiros passos das roscas maiores (região cervical).

Por vista interna do Parafuso Cortical, embora tenham sido encontradas diversas regiões de contato prematuro na região de contato com o Pilar Sólido (Figura 26d), a concentração de tensões deste caso também foi menor que no modelo Pilar Hexagonado. Assim como no

primeiro caso, a rosca interna do Parafuso exibiu maior concentração de tensão, tanto no primeiro, como no último passos.

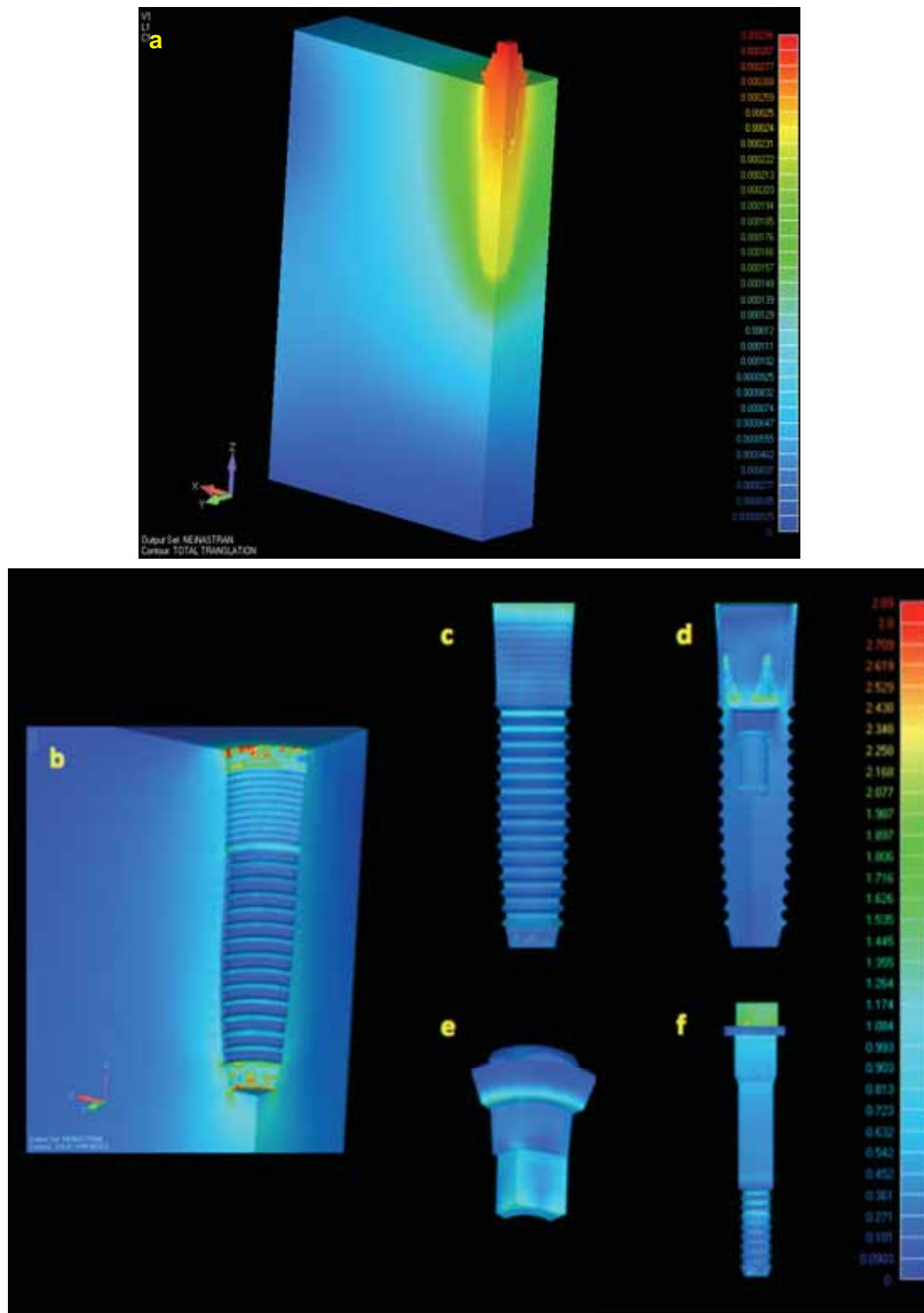
Acima da rosca do parafuso do Pilar Sólido, observaram-se maiores valores de tensão do que no caso Pilar Hexagonado, no qual quase não existiram tensões nessa área.

As tensões no Parafuso Cortical, foram, em geral, direcionadas do interior do corpo para as roscas externas, enquanto no primeiro caso o direcionamento foi do interior do corpo para as roscas internas. Por este motivo, o Parafuso Cortical como um todo é menos solicitado no primeiro caso que no modelo Pilar Sólido, e apresentou menores valores de tensão).

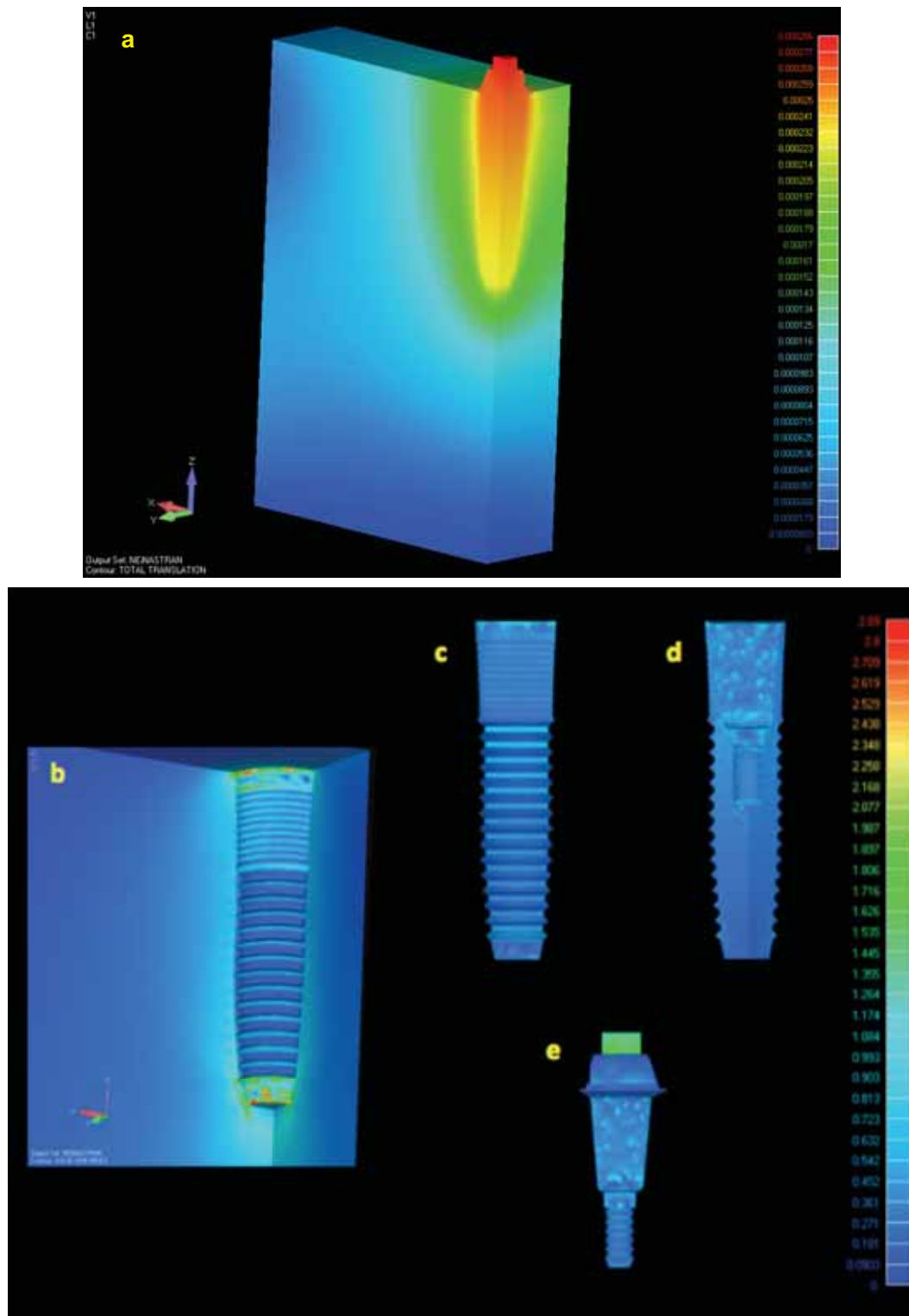
O Pilar Sólido teve boa distribuição das tensões, com maior concentração no ângulo onde ele se apoia no Parafuso Cortical (Figura 26e). As roscas não concentraram tensões como no primeiro caso.

Em valores absolutos, o deslocamento apresentado pelo modelo resina e Pilar Hexagonado foi maior que para o modelo resina e Pilar Sólido. A Figura 27 representa os resultados do método dos elementos finitos em tensões de Von Mises para os dois modelos estudados.

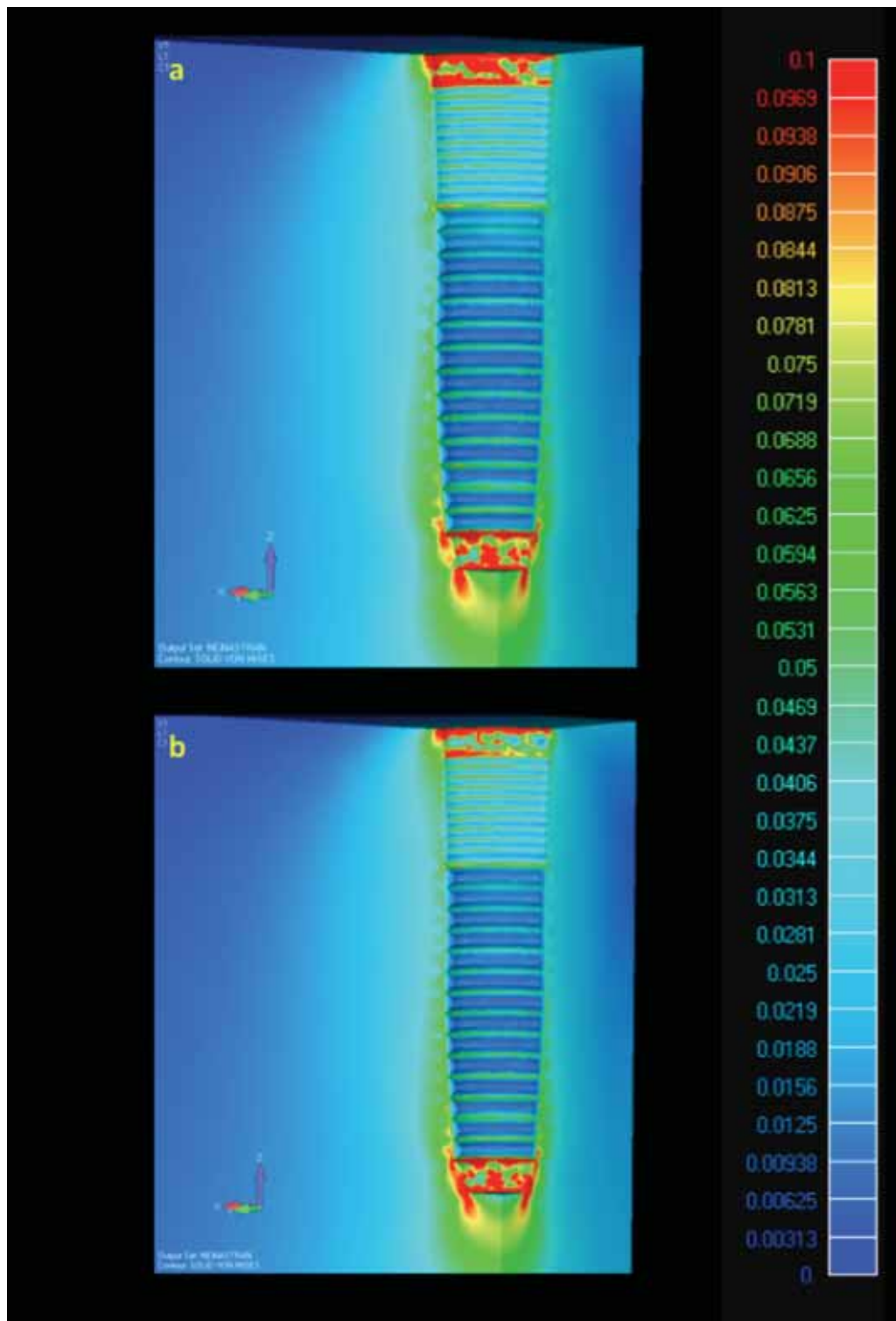
A Figura 28 representa a comparação dos achados do método dos elementos finitos em transparência em termos de tensões de Von Mises e da análise fotoelástica para ambos os modelos. Apesar das diferenças encontradas na análise fotoelástica entre a distribuição de tensões nos modelos, o método dos elementos finitos demonstra, por esta vista transparente, uma distribuição mais homogênea e bastante similar.



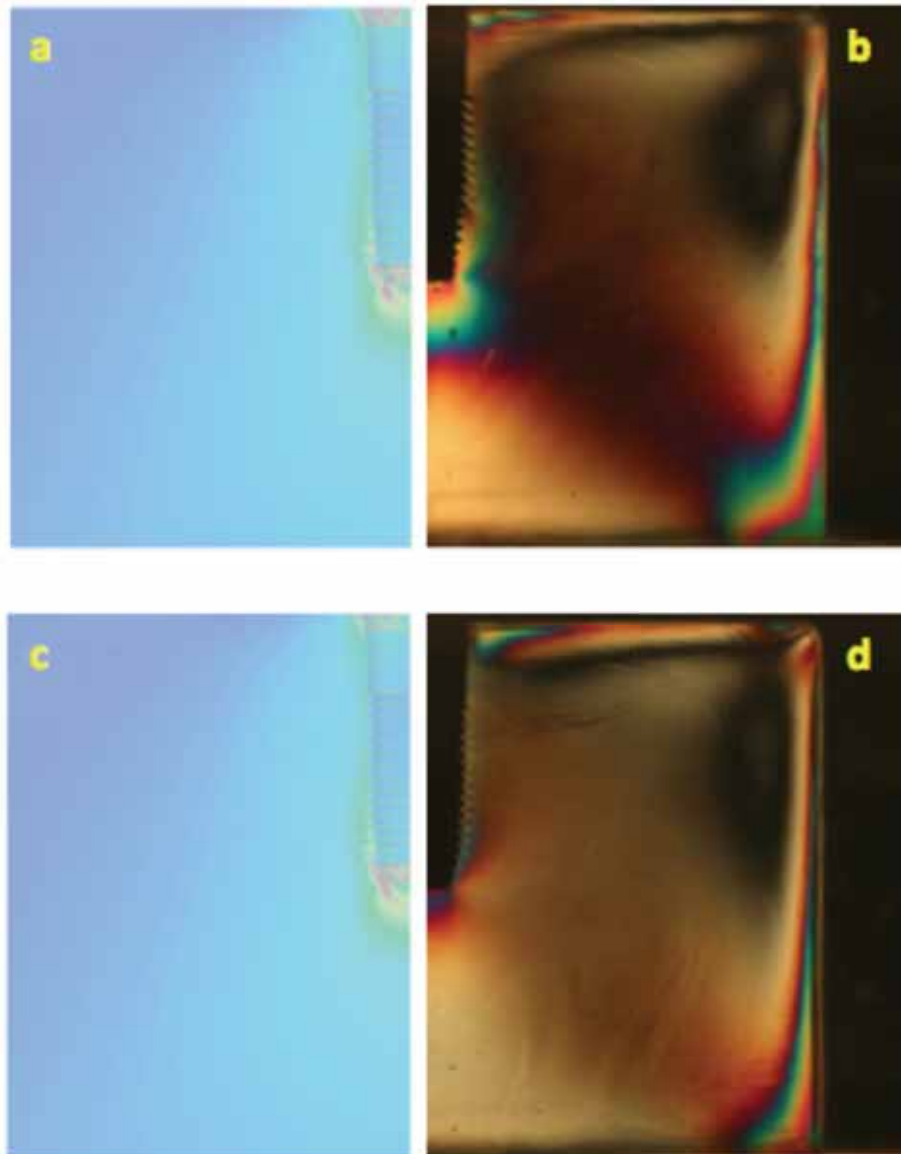
**Figura 25** - Análise pelo método dos elementos finitos do modelo resina e Pilar Hexagonado. a) escala expandida para melhor visualização do padrão de distribuição das tensões no resultado de deslocamento total do modelo de estudo; Resultados das tensões de Von Mises para (b) imagem aproximada do bloco de resina; (c) visão externa do Parafuso Cortical; (d) visão interna do Parafuso Cortical; (e) Pilar e (f) Parafuso Passante.



**Figura 26** - Análise pelo método dos elementos finitos do modelo resina e Pilar Sólido. a) escala expandida para melhor visualização do padrão de distribuição das tensões no resultado de deslocamento total do modelo de estudo; Resultados das tensões de Von Mises para (b) imagem aproximada do bloco de resina; (c) visão externa do Parafuso Cortical; (d) visão interna do Parafuso Cortical e (e) Pilar Sólido.

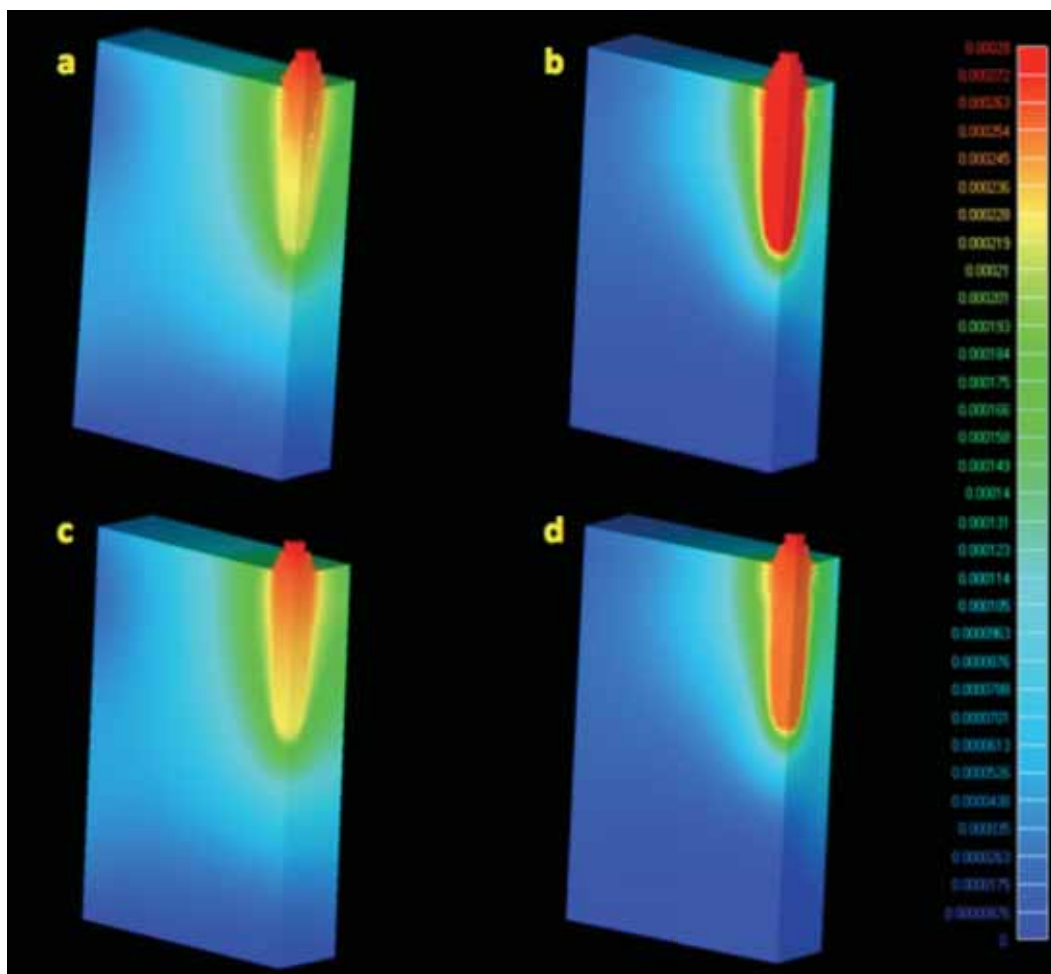


**Figura 27** - Aspecto dos modelos de resina (imagem aproximada) resultantes com as tensões de Von Mises do método dos elementos finitos em escala expandida: a) modelo Pilar Hexagonado; b) modelo Pilar Sólido.



**Figura 28** - Comparação dos resultados com carregamento de 14 kgf do modelo Pilar Hexagonado pelo (a) método dos elementos finitos em transparência e pela análise fotoelástica; E do modelo Pilar Sólido para o (c) método dos elementos finitos em transparência e para (d) análise fotoelástica.

A Figura 29 representa uma comparação entre estes achados para o bloco de resina e os seguintes achados para o bloco ósseo, com ambos os pilares protéticos analisados.



**Figura 29** - Comparação dos resultados de deslocamento total do método dos elementos finitos, em escala extrapolada, para os modelos (a) resina e Pilar Hexagonado, (b) ósseo e Pilar Hexagonado, (c) resina e Pilar Sólido e (d) ósseo e Pilar Sólido.

O deslocamento do modelo simulado de bloco ósseo e Pilar Hexagonado foi semelhante aos casos com bloco de resina (Figura 29).

Quanto às tensões de Von Mises, o osso cortical absorveu praticamente todas as tensões e o osso trabecular foi bem pouco solicitado (Figuras 30a e 30b)

O Parafuso Cortical por vista externa concentrou mais tensões na região cervical e nos locais onde o Pilar Hexagonado se apóia (Figura 30c). Por vista interna, foi observada concentração de tensões na

borda superior e nas regiões próximas ao contato com o pilar hexagonado (Figura 30d). A primeira rosca do parafuso interno também sugere concentração de tensões.

O Pilar Hexagonado apresentou maior concentração de tensões no ângulo do apoio com o Parafuso Cortical e na região do antirotacional (Figura 30e).

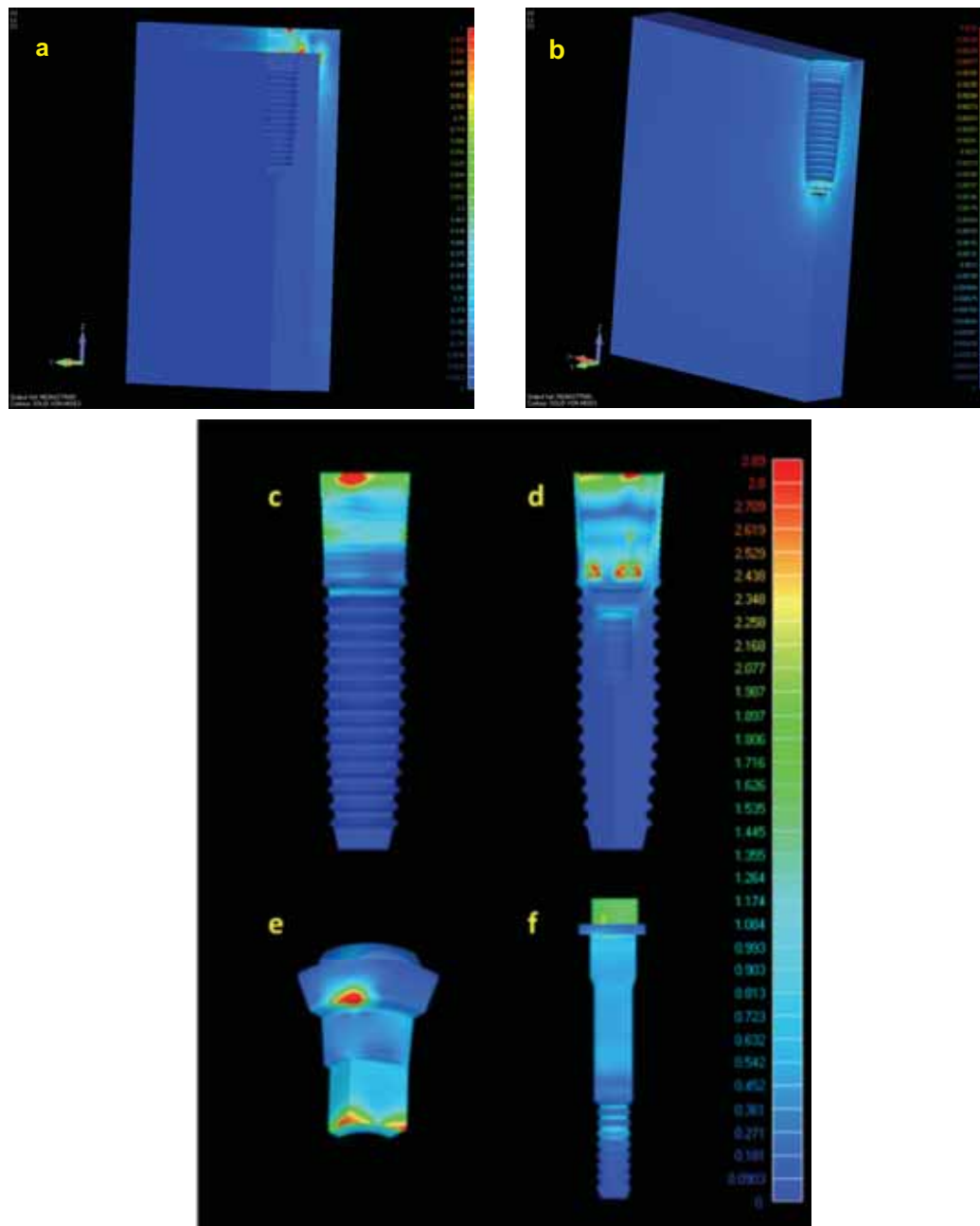
Quando o Parafuso Passante foi isolado, foi possível observar maiores valores de tensão nos primeiros passos de rosca e superiormente, no ângulo do apoio com o pilar (Figura 30f).

No modelo simulado de osso e Pilar Sólido, o bloco ósseo também se deslocou de maneira similar, mas com valores menores que para o mesmo bloco com Pilar Hexagonado (Figura 31). Pequenas alterações na largura de campos de maiores valores de deslocamento do osso cortical para o trabecular e do Pilar Sólido para o Parafuso Cortical.

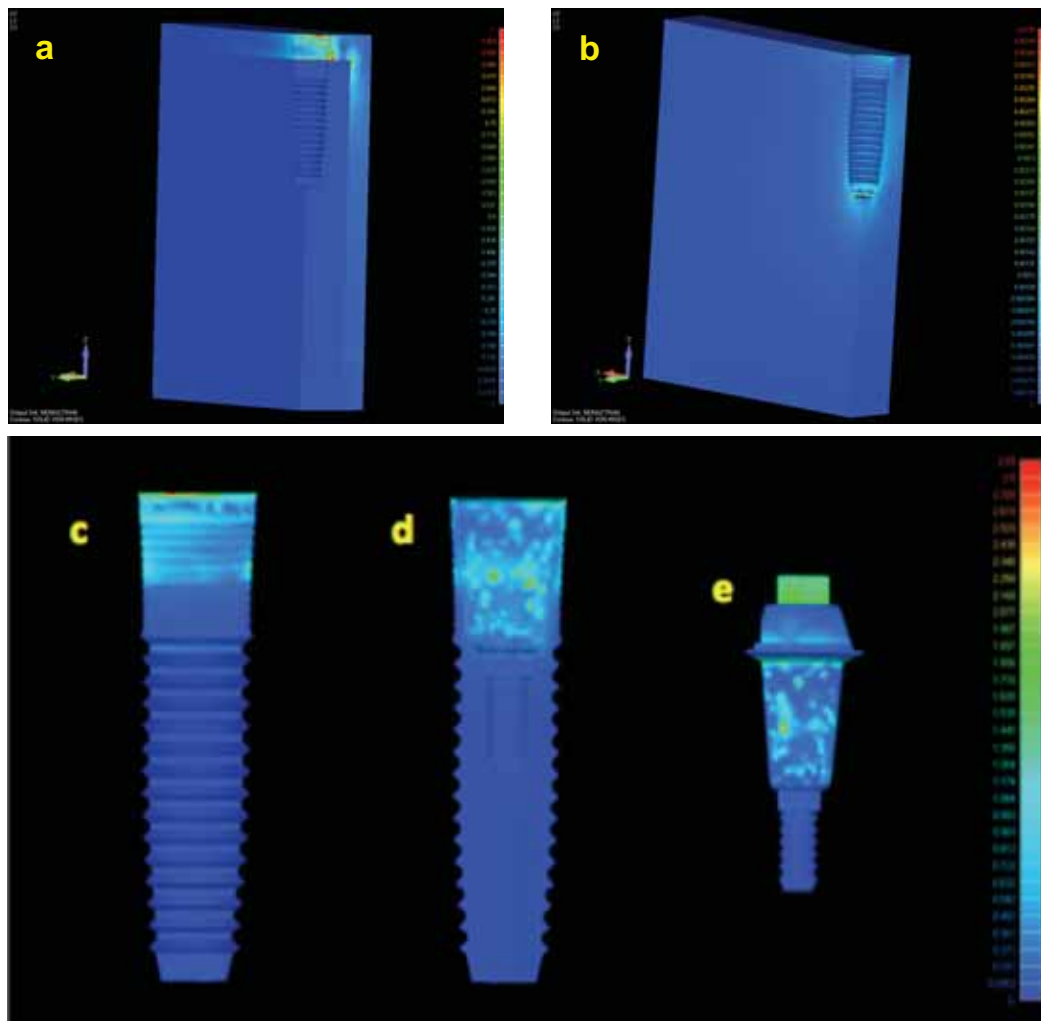
Neste modelo, a distribuição entre trabecular e cortical ocorreu como no modelo anterior, porém com valores mais baixos (Figuras 31a e 31b). No Parafuso Cortical, visto por fora, quase toda tensão se concentrou na borda cervical, onde ele se insere no osso cortical (Figura 31c). As tensões apresentaram maiores valores na região de contato com o osso cortical. No contato com o trabecular houve maior concentração no primeiro passo das roscas maiores (inferiores).

Por vista interna, foram observados pontos de contato prematuro das malhas (Figura 31d). As tensões mais altas se localizaram mais cervicalmente, em direção a área de contato com o osso cortical e quase não houve dissipação de tensões para as roscas internas.

No Pilar Sólido foi encontrada concentração de tensões no corpo do cone, com pouca dissipação para as roscas (Figura 31e). Como no caso anterior, a área de contato superior entre Parafuso Cortical e Pilar foi bastante solicitada.



**Figura 30** - Análise pelo método dos elementos finitos. Tensões de Von Mises do modelo ósseo e Pilar Hexagonado. a) osso cortical; b) osso trabecular; c) visão externa do Parafuso Cortical; d) visão interna do Parafuso Cortical; e) Pilar; f) Parafuso Passante.



**Figura 31** - Análise pelo método dos elementos finitos. Tensões de Von Mises do modelo ósseo e Pilar Sólido. a) osso cortical; b) osso trabecular; c) visão externa do Parafuso Cortical; d) visão interna do Parafuso Cortical; e) Pilar Sólido.

### 5.2.1 Método dos elementos finitos em bloco de resina *versus* bloco ósseo

Nos pontos determinados para análise, as tensões de Von Mises encontradas para todos os modelos testados no método dos elementos finitos encontram-se no Quadro 8.

**Quadro 8** - Resultados de tensão em MPa nos pontos de análise para os modelos do método dos elementos finitos.

Bloco	Componente	Tensão nos pontos (MPa)		
		CE'	BE'	AE'
Resina	Pilar hexagonado	0,210	0,060	0,171
	Pilar sólido	0,170	0,060	0,153
Ósseo	Pilar hexagonado	0,310	0,000642	0,002
	Pilar sólido	0,595	0,000537	0,002

## 6 DISCUSSÃO

Os implantes osseointegrados podem ser indicados para diferentes casos clínicos e justamente para essa variedade de indicações existe uma série de diferentes componentes. Entre os implantes de conexão interna, os cônicos se destacam pela robustez da conexão cone Morse (Arvidson et al., 1998; Chou et al., 2004; Morris et al., 2004; Francischone e Carvalho, 2008; İplikçioğlu et al., 2008), onde uma extensa área de contato entre as paredes auxilia na distribuição das tensões e a presença de atrito entre as mesmas garante estabilidade e retenção ao sistema.

Os componentes utilizados na implantodontia são desenvolvidos para suportar e transmitir forças mastigatórias para o osso adjacente de modo funcional em níveis fisiológicos (Brunski, 1988; Frost 1990) e a geometria desses componentes influencia o comportamento biomecânico de todo o sistema (Skalak, 1983).

Apesar de externamente semelhantes, os Pilares Sólido e Hexagonado apresentam diferenças em sua geometria. O Sólido possui a conexão cone Morse adicionada do parafuso retentor, indicada por alguns autores (Hermann et al., 2001; Morris et al., 2004; Francischone e Carvalho, 2008) como uma conexão estável, com bom comportamento biomecânico e ausência de degrau entre os componentes.

O Hexagonado apresenta, além desta, a conexão por hexágono, que possibilita a transferência mais confiável do

posicionamento dos componentes (Binon, 2000) e uma conexão ainda mais estável que, segundo Arvidson et al. (1998), propicia maior resistência contra movimentos rotacionais em próteses unitárias.

Corroborando com Çehreli et al. (2004a), neste trabalho observaram-se características semelhantes entre a distribuição de tensões pelos pilares protéticos de diferentes conexões cone Morse sob carregamento vertical.

Na análise fotoelástica, o modelo Pilar Hexagonado apresentou concentração de tensões significativas nas regiões cervical e apical, com distribuição simétrica. O modelo Pilar Sólido apresentou tensões mais uniformemente distribuídas, com concentração observada somente na região cervical e distribuição assimétrica.

Essa distribuição assimétrica das tensões do modelo Pilar Sólido pode ser associada à rotação que o Parafuso Cortical que o sustenta sofreu durante a confecção dos modelos. Com isso, a região de um dos cava-roscas do Parafuso Cortical do Pilar Sólido ficou perpendicular ao eixo de observação das tensões. É possível observar que, segundo o gráfico da Figura 24, as linhas correspondentes às tensões para os dois pilares começam a se distanciar a partir do sétimo ponto de observação, região que corresponde ao início do cava-roscas. Este fato pode ter camuflado a real distribuição de forças neste modelo. Porém, devido ao número em que essa geometria é encontrada no Parafuso Cortical utilizado no estudo (três), a distribuição em 120° dificulta o posicionamento idêntico entre os diferentes modelos, uma vez que este Parafuso encontra-se inserido no bloco prototipado quando teve sua posição transferida para o molde que recebeu a resina fotoelástica.

Deste modo, estudos futuros em implantodontia utilizando a técnica fotoelástica devem se atentar ao posicionamento dos parafusos corticais para evitar possíveis diferenças entre os resultados.

Na análise por elementos finitos, o modelo ósseo e Pilar Hexagonado apresentou concentração de tensões importantes na região

cervical externa do Parafuso Cortical (Figura 30c) e no ponto de apoio da cabeça do Pilar sobre o Parafuso Cortical (Figura 30e). Em ambos os casos essa concentração pode ser associada a possíveis regiões de contato prematuro da malha dos elementos finitos.

Ainda no mesmo modelo, observou-se concentração de tensões na região interna do Parafuso Cortical onde se apóia o Pilar (Figura 30d) e no Pilar na região do hexágono correspondente a esse contato (Figura 30e). Este fato demonstra que a tensão recebida pelo Parafuso Cortical foi bastante transmitida ao Pilar, principalmente nessa região de apoio. O Parafuso Passante também foi requisitado na dissipação de tensões (Figura 30f) e isso ocorreu principalmente no corpo e nas primeiras roscas deste.

O modelo ósseo e Pilar Sólido apresentou uma distribuição de tensões mais homogênea, sem regiões com excessiva concentração de tensões causada por contato prematuro. Externamente, o corpo do Parafuso Cortical foi mais requisitado na região cervical (Figura 31c), enquanto que internamente notou-se distribuição bastante homogênea por toda a área de contato do cone do Pilar Sólido (Figura 31d). Este fato pode ser associado ao efeito de cunha causado pela própria geometria destes componentes, causando uma maior solicitação da região externa do Pilar Sólido, principalmente concentrada na região cervical.

No que diz respeito ao Pilar Sólido, observou-se no presente estudo que a dissipação de tensões do Pilar para o Parafuso Cortical é feita exclusivamente pelo cone do Pilar, não havendo solicitação da região do parafuso de retenção deste (Figura 31e).

Estudos futuros com o objetivo de avaliar a real necessidade dos parafusos de retenção nestes casos devem ser feitos, uma vez que, caso não ocorram forças extrusivas no pilar ou o atrito das paredes externa do pilar e interna do parafuso na região do cone seja

suficiente para reter o pilar em posição, o uso destes pode ser desnecessário.

Neste caso e de acordo com Merz et al., em 2000, este desenho cônico da interface, que mantém uma zona de contato com pressão normal elevada concedida por forças de atrito, poderia ser suficiente para uma retenção estável do pilar protético em posição.

No que diz respeito ao bloco ósseo, a distribuição de tensões demonstrou ser bastante similar para os Pilares Hexagonado e Sólido, não havendo diferenças relevantes neste sentido.

A forma com que a transmissão de cargas mastigatórias até o osso suporte ocorre também se inclui no objeto de estudo na biomecânica, uma vez que se trata de fator fundamental para a osseointegração e o sucesso do tratamento reabilitador (Çehreli et al., 2004b). Este fato motivou o uso da fotoelasticidade, que é um método laboratorial que objetiva visualizar a distribuição e a magnitude de tensões através da avaliação de franjas em um modelo confeccionado com material birrefringente. As franjas fotoelásticas representam as tensões de tração e de compressão.

Existem diversos materiais que podem ser utilizados para a análise fotoelástica e por isso denominados materiais fotoelásticos, cada um com suas diferentes propriedades mecânicas. Segundo Sirohi (2008), essas propriedades mecânicas do material fotoelástico de escolha devem ser similares às características mecânicas do material de estudo. No entanto, todos os materiais fotoelásticos apresentam, após a manipulação e polimerização, característica de homogeneidade propriedade que difere dos ossos.

Em 1962, Frocht afirmou que a análise fotoelástica era indicada para casos em que método dos elementos finitos se tornava de difícil confecção. Atualmente, os avanços tecnológicos mudaram este quadro.

O método dos elementos finitos é um método computacional em que um modelo aproximado de uma estrutura real simula, a partir de cálculos matemáticos, o comportamento esperado para aquela estrutura sob as dadas condições e propriedades mecânicas dos materiais que a compõe. Sendo assim, qualquer material cujas propriedades mecânicas possam ser calculadas pode ter seu comportamento simulado por este método.

Entre os resultados possíveis do método dos elementos finitos encontram-se também as tensões de Von Mises e o deslocamento total. De forma similar aos resultados de uma análise fotoelástica, a tensão de Von Mises representa os dois estados da tensão, tração e compressão.

Na etapa inicial da análise pelo método dos elementos finitos do presente trabalho, utilizou-se um bloco de resina com as mesmas dimensões e posicionamento do bloco utilizado na análise fotoelástica e com propriedades mecânicas de uma resina fotoelástica. As imagens que representam os resultados das tensões de Von Mises para ambos modelos experimentais de resina se assemelham às imagens resultantes da análise fotoelástica (Figura 28). Isso pode ser interpretado como uma correlação positiva para o uso da fotoelasticidade para simulação de situações laboratoriais.

No entanto, a anatomia óssea é caracterizada por não homogeneidade e anisotropia (Yu et al., 2001). Clinicamente os implantes encontram-se instalados em sítios compostos por ossos cortical e trabecular, cada qual com características mecânicas próprias e conseqüente diferentes comportamentos frente ao carregamento. O módulo de elasticidade, grandeza que relaciona a resistência de um material à sua deformação plástica, varia entre 13,7 GPa para osso cortical e 7,3 GPa para o osso trabecular do tipo D2 (Rubo, Souza, 2001; Pacheco, 2008). Para a resina fotoelástica utilizada e caracterizada no presente trabalho esse valor é de 2,07 GPa.

Os valores observados nos pontos de análise para o método dos elementos finitos (Quadro 8) mostraram que nos blocos de resina, os valores de BE foram maiores que os mesmos valores para os blocos ósseos. Ainda assim, observou-se que nos blocos de resina, os valores de CE e AE são próximos, enquanto para os blocos ósseos, esses valores são bastante diferentes. Uma explicação para isso se relaciona ao fato dos módulos elásticos e da composição dos materiais serem diferentes. A resina absorve as tensões de modo mais homogêneo, enquanto nos blocos ósseos a maior parte das tensões é absorvida pela camada cortical e apenas uma parte é transmitida ao osso trabecular.

Ainda neste sentido e segundo Glantz e Rangert, em 1993, existem diferenças significativas entre as magnitudes de tensões em pilares sobre implantes testados *in vivo* e *in vitro*, reforçando a necessidade de uma metodologia de análise de tensões que se aproxime mais da realidade clínica. No caso do método dos elementos finitos, os resultados apresentam uma descrição completa da distribuição de tensões no osso ao redor de implantes, como demonstrado por Baiamonte et al., em 1996.

Apesar da fotoelasticidade ser um método confiável e aplicável a vários ensaios mecânicos, como em testes de intrusão de próteses parciais removíveis ou totais (onde se deseja observar o comportamento da fibromucosa), ou ainda, em casos onde a resina não é utilizada para simular estruturas, como no caso de testes de contração de resinas durante a polimerização, os resultados deste trabalho corroboram com outros autores (Mahler, 1955; Caputo, Stadlee, 1987; Yu et al., 2001; Çehreli et al., 2004b;) sobre algumas limitações da técnica. Além da desvantagem da obtenção de resultados sobrepostos numa análise *quasi*-tridimensional (Caputo, Stadlee, 1987), a fotoelasticidade não apresenta resolução numérica para discernir gradientes de tensão nas proximidades das roscas (Çehreli et al., 2004b) e se limita a reproduzir materiais não homogêneos.

Uma opção para uso da fotoelasticidade como metodologia de análise de estruturas não homogêneas seria o desenvolvimento de resinas com composições diferentes, possibilitando densidades semelhantes aos ossos cortical e trabecular.

Possivelmente a adição de diferentes quantidades de partículas de carga vítrea silanizadas poderia ser a solução, levando em consideração que essa adição não pode alterar a translucidez do material, necessária para a análise fotoelástica.

Caso essas resinas sejam desenvolvidas, o passo seguinte seria testar os resultados garantindo a semelhança entre os materiais originais e os simulados e validando o método como alternativa ao método dos elementos finitos.

## **7 CONCLUSÃO**

Dentro dos limites deste trabalho, algumas conclusões podem ser formuladas.

Quanto à influência do tipo de componente protético, observou-se que para o Pilar Sólido a transferência de carga para o osso adjacente ao implante foi mais homogênea do que para o Pilar Hexagonado, em ambas as metodologias de análise empregadas.

Os resultados da análise fotoelástica foram bastante similares aos obtidos no método dos elementos finitos em bloco de resina.

As análises pelo método dos elementos finitos revelaram diferenças significativas entre a distribuição de tensões ao redor dos implantes em bloco de resina e em bloco ósseo.

## 8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387-416.

Akça K, Fanuscu MI, Caputo AA. Effect of compromised cortical bone on implant load distribution. *J Prosthodont.* 2008;17(8):616-20.

Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H-A, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. *Acta Orthop Scan.* 1981;52:155-70.

Alvarez ED, Strohaecker TR. Equipamento de baixo custo para análise de tensões. *Rev Fís Aplic Instr.* 1998;13(4):86-91.

Araltec.com.br [homepage na Internet]. São Paulo: Araltec Produtos Químicos, [citado 2010 Set 28]. Disponível em: <http://www.araltec.com.br/>

Arvidson K, Bystedt H, Frykholm A, van Konow L, Lothingius E. Five-years prospective follow-up report of the Astra Tech dental implant system in the treatment of edentulous mandible. *Clin Oral Impl Res.* 1998;9(4):225-34.

Assenza B et al. Osteoclast activity around loaded and unloaded implants:

---

\* Baseado em:

International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [homepage na Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [disponibilidade em 2008 ago; citado em 25 ago.] Disponível em: [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

a histological study in the beagle dog. *J Oral Implantol.* 2003;29(1):1-7.

Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg.* 2009;20(4):1173-7.

American Society for Testing and Materials. D4093-95 reprovada 2001: Standard test method for photoelastic measurements of birefringence and residual strains in transparent or translucent plastic materials. West Conshohocken: ASTM International; 2001. 11p.

American Society for Testing and Materials. E1876-07: Standard test method for dynamic Young's modulus, shear modulus, and Poisson's ratio by impulse excitation of vibration. West Conshohocken: ASTM International; 2007. 15p.

Badran SA, Orr JF, Stevenson M, Burden DJ. Photoelastic stress analysis of initial alignment archwires. *Eur J Orthod.* 2003;25(2):117-25.

Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Impl.* 1996;22(2):104-10.

Bernardes SR, Neves FD, Araújo CA. Análise experimental de tensões em implantes com três diferentes tipos de junções e corpo único utilizando a metodologia da fotoelasticidade plana. 14<sup>o</sup> POSMEC. FEMEC/UFU, Uberlândia-MG, 2003.

Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1):76-95.

Bottino MA, Faria R, Valandro LF. Percepção – Estética em próteses livres de metal em dentes naturais e implantes. São Paulo: Artes Médicas; 2009.

Brånemark P-I et al. Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Publ Co; 1985.

Brisman AS. Esthetics: a comparison of dentists' and patients' concepts. *J Am Dent Assoc.* 1980;100(3):345-52.

Brodsky JE, Caputo AA, Furstman LL. Root typing: a photoelastic-histopatologic correlation. *Am J Orthod.* 1975;67(1):1-10.

Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3(2):85-97.

Campos Júnior A, Passanezi E, Nahás D, Janson WA. Bases teóricas fundamentais para a utilização da fotoelasticidade como método de estudo de distribuição de forças. *Estomat Cult.* 1985;15(1):20-4.

Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in Clinical Dentistry.* Chicago: Quintessence Publ Co; 1987.

Cariello MP. Análise fotoelástica das tensões induzidas por estruturas de próteses sobre implantes fabricadas pelas técnicas monobloco, soldagem de borda e método CAD/CAM [tese]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba (SP): UNICAMP - Universidade Estadual de Campinas; 2007.

Carter DR, Caler WE, Spengler DM, Frankel VH. Fatigue behavior of adult cortical bone: the influence of mean strain and strain range. *Acta Orthopaedica Scandinavica.* 1981;52:481-90.

Castro ME. Photoelasticity applied in a comparative study of four types of cavity preparations for primary molars [tese]. Ann Arbor (MI): University of Michigan; 1952.

Çehreli MC, Akça K, İplikçioğlu H. Force transmission of one- and two-piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. *Clin Oral Impl Res.* 2004a;15(4):481-9.

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

Chou C, Morris HF, Walker L, DesRosiers D. AICRG, part II: Crestal bone loss associated with the ankylos implant: loading to 36 months. *J Oral Implantol.* 2004;30(3):134-43.

Claro CA. Análise da distribuição de tensões, em modelo fotoelástico, decorrente de diferentes arcos de intrusão de incisivos inferiores [tese]. São Paulo: Faculdade de Odontologia de São Paulo (SP): USP - Universidade de São Paulo; 2008.

Cossolino LC, Pereira AHA. Módulos elásticos: visão geral e métodos de caracterização. [homepage na Internet]. São Carlos: ATCP Engenharia Física, [citado 2011 jan 25] Disponível em: <http://www.atcp.com.br/images/stories/products/RT03-ATCP.pdf>

Durelli AJ, Riley WF. *Introduction to Photomechanics.* Englewood Cliffs (NJ): Prentice-Hall; 1965.

Farah JW, Craig RG. Reflection of photoelastic stress analysis of a dental bridge. *J Dent Res.* 1971;50(5):1253-9.

Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech.* 1973;6(5):511-20.

Fernandes CP, Glantz P-OJ, Svensson SA, Bergmark A. Reflection photoelasticity: a new method for studies of clinical mechanics in prosthetic dentistry. *Dent Mat.* 2003;19:106-17.

Ferreira Júnior AFG. Desenvolvimento de um sistema para análise automática do padrão de franjas fotoelásticas isocromáticas [dissertação]. São Paulo: Escola Politécnica de São Paulo (SP): USP - Universidade de São Paulo; 2003.

Francischone C, Carvalho P. Prótese sobre implantes – planejamento, previsibilidade e estética. São Paulo: Santos; 2008. p.99-101.

Frederick DR, Caputo AA. Effects of Overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent.* 1996;78(6):624-32.

French DMD, Bowles CQ, Parham PL, Eick JD, Killoy WJ, Cobb CM. Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants. *Int J Periodontics Restor Dent.* 1989;9(3):12.

Frocht MM. Photoelasticity. New York (NY): Wiley; 1962.

Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. *Anat Rec.* 1990;226(4):403-13.

Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod.* 1994;64(3):175-88.

Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585-98.

Glantz P-O, Rangert B, Svensson A, Stafford GD, Arnvidarson B, Radow K et al. On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study. *Clin Oral Impl Res.* 1993;4(2):99-105.

Glickman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JHN. Photoelastic analysis for internal stress in the periodontium created by occlusal forces. *J Periodontol.* 1970;41:30-5.

Goiato MC, Tonella BP, Ribeiro PP, Ferração R, Pellizer EP. Methods used for assessing stresses in buccomaxillary prostheses: photoelasticity, finite element technique, and extensometry. *J Craniofac Surg.* 2009;20(2):561-4.

Gomes FAP. Análise fotoelástica da dissipação de cargas oclusais através de overdentures mandibulares com barra dolder resiliente

implanto-retida [tese]. São Paulo: Faculdade de Odontologia: USP - Universidade de São Paulo; 2005.

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2003;90(2):121-32.

Hansson BO. Success and failure of osseointegrated implants in the edentulous jaw. *Swed Dent J.* 1977;1:(Suppl 1)1-101.

Hansson S. A conical implant–abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone: An axisymmetric finite element analysis. *Clin Oral Impl Res.* 2003;14:286-93.

Harris EF, Smith RN. Accounting for measurements error: A critical but often overlooked process. *Arch Oral Biol.* 2009;54S:S107-17.

Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PHJ, Polizzi G et al. Osseointegrated implant for single-tooth replacement: A prospective 5-year multicenter study. *J Oral Maxillofac Implants.* 1996:450-5.

Hermann J, Buser D, Schoolfield JD, Cochran DL. Biologic width around one and two-piece titanium implants: a histometric evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *Clin Oral Impl Res.* 2001;12: 559-71.

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis: a twodimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape and load direction. *J Oral Impl.* 1998;24(2):80-8.

Huang HK, Ledley RS. Numerical experiments with a linear force displacement tooth model. *J Dent Res.* 1969;48(1):32-7.

İplikçioğlu H, Akça K, Çehreli MC, Sahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a morse taper implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;18(2):258-65.

King RM. A method for the photoelastic study of stresses developed in dental structures [tese]. *Ann Arbo (MI): University of Michigan*;1953.

Kinni ME, Hokama SN, Caputo AA. Force transfer by osseointegration implant device. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1987;2(1):11-4.

Laganá DC. Estudo comparativo do comportamento biomecânico das próteses parciais removíveis de extremidade livre e das próteses parciais fixas em cantilever. Análise fotoelástica das reações das estruturas de suporte [tese]. São Paulo: Faculdade de Odontologia de São Paulo (SP): USP - Universidade de São Paulo; 1992.

Lekholm U, Adell R, Branemark PI. Possible complications. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson TA, editors. *Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago (IL): Quintessence; 1985. p.233-40.

Lelis ER, Oliveira ACD, Oliveira SAG, Araújo CA, Costa MM. Influência do diâmetro do implante e do tipo de intermediário na distribuição de tensão nas estruturas de suporte de próteses parciais removíveis de extremidade livre conjugadas com implantes. *Horizonte Científico*. 2009;1(10):1-30.

Lindquist L W, Rockeler B, Carlsson G. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1988;59(1):59-63

Magne P, Tan DT. Incisor compliance following operative procedures: a rapid 3-D finite element analysis using micro-CT data. *J Adhes Dent*. 2008;10(1):49-56.

Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res*. 1955;34(6):831-8.

Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Laganá DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: A photoelastic analysis. *J Prosthodont*. 2007;16(2):117-22.

Meirelles LAD. Análise fotoelástica da distribuição de tensões em implantes cilíndricos rosqueados com hexágono externo e interno [dissertação]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba (SP): UNICAMP - Universidade Estadual de Campinas; 2003.

Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:519-26.

Morris H, Ochi S, Crum P, Orenstein IH, Winkler S. AICRG, part I: a 6-year multicentered, Multidisciplinary clinical study of a new and innovative implant design. *J Oral Implantol*. 2004;30(3):125-33.

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

Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Impl Res*. 1997;8:290-8.

Pacheco A. Teorias de falha. [homepage na Internet]. [citado 2010 out 02] Disponível em:  
[http://chasqueweb.ufrgs.br/~apacheco/ENG01140/Notas%20de%20Aula/ENG01140\\_22%20Falhas.pdf](http://chasqueweb.ufrgs.br/~apacheco/ENG01140/Notas%20de%20Aula/ENG01140_22%20Falhas.pdf)

Pacheco ND. Distribuição de tensões em implantes dentários inclinados empregando o método dos elementos finitos [dissertação]. Rio de Janeiro: IME - Instituto Militar de Engenharia; 2008.

Phillips JW. Experimental Stress Analysis - Photoelasticity. [homepage na Internet]. [2007 jun 21] Disponível em:  
<http://www.tam.uiuc.edu/courses/TAM326/2000.1/syllabus.html>.

Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clin Oral Implants Res.* 1992;3(3):104-11.

Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: Solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. *Rev. FOB.* 2001;9(3/4):97-103.

Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent.* 2000;84(3):327-34.

Sears FW, Zemansky MW. Física General. Madri: Aguilar; 1957. p.745-71;895-914.

Scheller H, Urgell JP, Kultje C, Klineberg I, Goldberg PV, Stevenson-Moore P, et al. A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(2):212-8.

Sirohi RS. Optical methods of measurement. *Wholefield Techniques.* Nova York (NY): Taylor & Francis; 2008. p. 202-37.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49(6):843-8.

Spiekermann H, Jansen VK, Richter E-J. A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10:231-42.

Taylor TD, Agar JR, Theodora V. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1):66-75.

Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2002;88(1):89-95.

Theocaris PS, Gdoutos EE. Matrix Theory of Photoelasticity. New York (NY): Springer; 1979.

Turcio KHM, Goiato MC, Gennari Filho H, Santos DM. Photoelastic analysis of stress distribution in oral rehabilitation. J Craniofac Surg. 2009;20(2):471-4.

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

Vaillancourt H, Pillar, RM, McCammond D. Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11(3):351-9.

Vishay Micro-Measurements - Instruction Bulletin B-234-3 [homepage na Internet]. São Paulo: Vishay Micro-Measurements, [10 outubro 01]. Disponível em: [http://www.vishaypg.com/docs/11234/11234\\_b2.pdf](http://www.vishaypg.com/docs/11234/11234_b2.pdf)

Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schussler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. J Dent Res. 1976;55:727-7.

Wiskott HWA, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. Clin Oral Impl Res. 1999;10:419-44.

Yu P-S, Yoo Y-S, Kim K-W. A photoelastic study of the stress distribution on canine retraction by segmented TMA T-loop spring. Korea J Orthod. 2001;31:199-207.

Zak B. Photoelastic analysis in der orthodontischen mechanik. Z stomatol. 1935;33(1):22-37.