

CRISTINA RAMOS DA SILVA



INFLUÊNCIA DAS VARIÁVEIS MORFOLÓGICAS EM
MODELOS FOTOELÁSTICOS COM IMPLANTES
SUBMETIDOS À CARGA AXIAL.

Araçatuba
2009

CRISTINA RAMOS DA SILVA

INFLUÊNCIA DAS VARIÁVEIS MORFOLÓGICAS EM MODELOS
FOTOELÁSTICOS COM IMPLANTES SUBMETIDOS À CARGA
AXIAL.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Araçatuba da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, como parte dos requisitos para obtenção do título de mestre, na área de Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Titular Humberto Gennari Filho

Co-Orientador(a): Prof^a. Ass. Dr^a. Adriana Cristina Zavanelli

Araçatuba
2009

Dados Curriculares

Cristina Ramos da Silva

Nascimento: 07/12/1978 – São Paulo/SP

Filiação: Samuel Medeiros de Souza
Severina Ramos da Silva

2001/2006 Curso de Graduação
Faculdade de Odontologia de Araçatuba –
UNESP

2007/2009 Aluna do curso de Pós-Graduação em
Odontologia, na área de Prótese Dentária, nível
Mestrado, na Faculdade de Odontologia de
Araçatuba - UNESP

*Ao Professor Titular **Humberto Gennari Filho**, meu orientador, com todo carinho, gratidão e admiração por sua jornada como professor, com quem muito aprendi para minha formação como profissional e pessoa, por sua compreensão quando precisei ficar mais ausente e seu incansável apoio e colaboração no período de elaboração deste trabalho.*

*Aos meus pais, **Severina e Samuel** pela geração, amor, carinho, apoio e compreensão durante todos estes anos que estive ausente.*



*Agradecimentos
especiais*

Agradeço a Deus, por me mostrar o caminho a seguir, por me dar sabedoria para prosseguir e conseguir alcançar meus objetivos. Por me dar forças para nunca desistir, por me amparar mesmo quando eu achava que estava sozinha, por me permitir mais esta conquista e por continuar regendo a minha vida,

Obrigado Senhor!

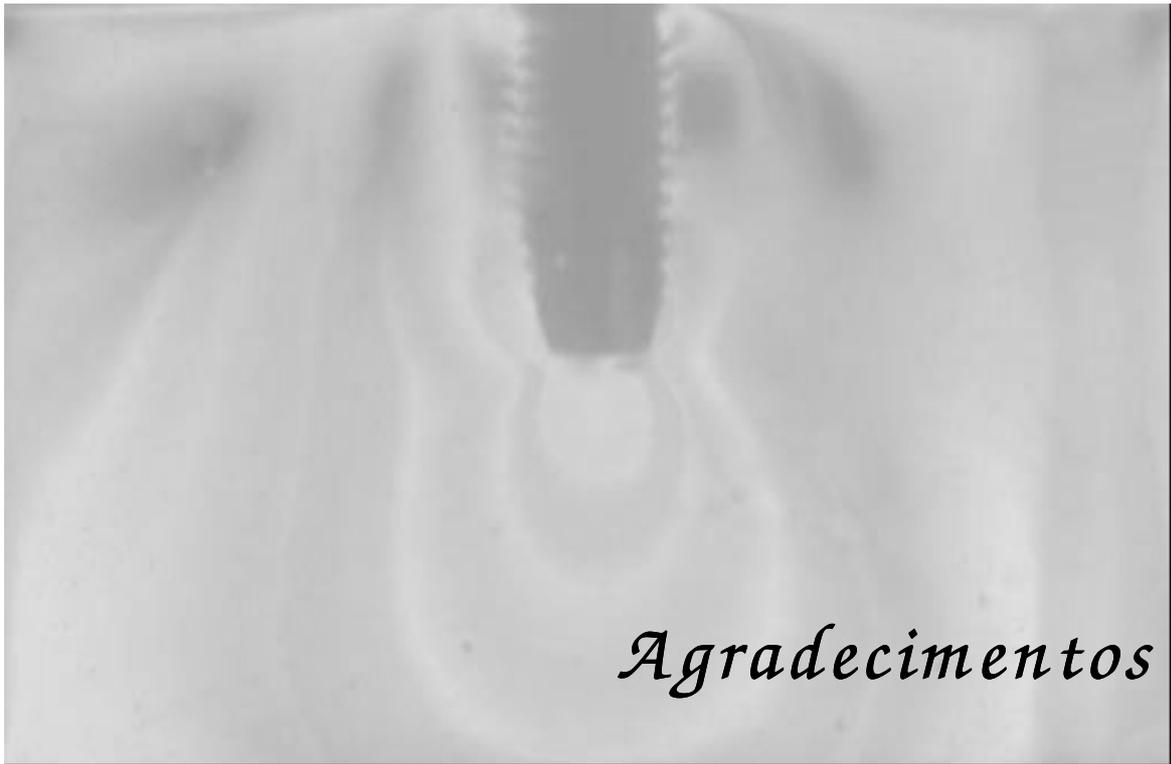
Agradeço a Professora Adriana Cristina Zavanelli por todo ensinamento desde a minha passagem pela disciplina de Prótese Parcial Fixa até hoje e por todo apoio e amizade em todos os momentos de minha vida.

Agradeço a minha avó Dona Margarida por todo carinho, companheirismo e admiração que sempre me deram forças para que eu acreditasse em mim.

Agradeço ao Professor Eduardo Piza Pellizzer que de forma direta e indireta sempre ajudou no meu desenvolvimento como pesquisadora.

Agradeço aos amigos José Vitor e Eduardo Vedovatto por todo apoio técnico-científico no desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço aos meus amigos de Turma de Mestrado Renato Ferraço e Bianca Tonella por todo apoio no desenvolvimento da parte prática deste trabalho.



A Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba – UNESP, nas pessoas do Diretor Prof. Dr. Pedro Felício Estrada Bernabé e Vice-Diretora Prof. Dr^a. Ana Maria Pires Soubhia por proporcionar a realização desta pesquisa.

A todos os professores do Curso de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, por todos os ensinamentos ministrados.

Aos Docentes e Funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, onde realizei parte do meu trabalho de pesquisa, pela gentileza com que sempre me atenderam.

Aos professores Dr. Paulo Henrique dos Santos e Dra. Maria Cristina Rosifini Alves Rezende pelo apoio no desenvolvimento do meu trabalho de qualificação.

A Conexão - Sistemas de Próteses do Brasil pela doação dos implantes que foram utilizados no desenvolvimento desta pesquisa.

Aos colegas de Pós-Graduação: Aldiéris Alves Pesqueira, Paula Ribeiro do Prado, Douglas Roberto Monteiro e Juliana Aparecida Delben pelo convívio saudável e pela troca de experiências.

*Aos técnicos de laboratório **Carlos Alberto Gonçalves, Jander Carvalho Inácio, Ana Marcelina dos Santos Bacaneli e Eduardo Rodrigues Cobo** pelo auxílio no desenvolvimento da parte prática deste trabalho, todo apoio clínico no atendimento durante a minha formação e pela amizade.*

*À secretaria do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese: **Maria Lúcia Bordan** com a gentileza com que sempre me atendeu.*

*Aos secretários da seção de Pós-Graduação **Diogo Luís Reatto, Valéria Q. M. Zagato, Marina Midori Sakamoto Kawagoi** por toda paciência e informação.*

*Aos **Funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP** que nas suas funções contribuíram de forma eficiente.*

*A amiga **Luciana Negrão** pelo companheirismo e ajuda durante o desenvolvimento do meu mestrado.*

*As amigas que dividi moradia **Isabelle e Analice** pelo companheirismo e paciência.*

*"É melhor tentar e falhar,
que preocupar-se e ver a vida passar;
é melhor tentar, ainda que em vão,
que sentar-se fazendo nada até o final.
Eu prefiro na chuva caminhar,
que em dias tristes em casa me esconder.
Prefiro ser feliz, embora louco,
que em conformidade viver ..."*

Martin Luther King

Silva, CR. Influência das variáveis morfológicas em modelos fotoelásticos com implantes submetidos à carga axial [Dissertação]. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista, 2009.

RESUMO

Este trabalho teve como objetivo analisar, em 12 modelos fotoelásticos, com alturas e espessuras diferentes, se a aplicação de uma força axial de 100N sobre os implantes resultaria em alteração na morfologia da reflexão fotoelástica. Na análise fotoelástica, os modelos foram colocados em um Polariscópio para a observação das franjas isocromáticas. A formação destas franjas se fez pela aplicação de uma carga axial de 100N, dirigida ao ponto central do cicatrizador posicionado sobre o implante medindo 10mm x 3,75mm (Conexão, Sistemas de Próteses, Brasil). A tensão resultante de cada modelo fotoelástico foi monitorada e registrada fotograficamente e, subsequentemente vista através do programa gráfico Phothoshop 7.0. Para análise qualitativa, foi mensurada a área abaixo do ápice do implante, envolvendo a faixa verde da franja de segunda ordem de cada modelo através do programa Image Tool. A partir da confrontação do tamanho dessas áreas, definiu-se a performance gerada por cada corpo de prova, frente à carga axial aplicada. Resultados: houve alteração do tamanho da área analisada quando variaram a altura e a espessura dos modelos fotoelásticos. Observamos que quando os modelos foram observados em grupo, o grupo III (altura de 30mm) apresentou menor área.

Significância: a morfologia do corpo de prova pode influenciar de forma direta no resultado de pesquisas com modelos fotoelásticos e isto pode levar à

interpretações incorretas, portanto, não se pode comparar resultado de corpo de prova com tamanhos e formas diferentes.

Palavras-chave: Implante dentário, Prótese Dentária Fixada por Implante, Prótese Dentária.

[†] De acordo com as normas da Revista Dental Materials

Silva CR. Influence of variables morphological models photoelastics with implants subjected to axial load. [Dissertation] Araçatuba. School of Dentistry – UNESP, 2009.

Abstract

This study aimed to analyze in 12 photoelastics models with heights and different thicknesses if the application of an axial force of 100N on implants result in changes in the morphology of photoelastic reflection. For the photoelastic analysis the models were placed in a reflection polariscope for the observation of fringes patterns isochromatics. The formation of these fringes was done by applying an axial load of 100 N, addressed to the central point of healed positioned on the implant measuring 10mm x 3.75 mm (Conexão, Sistemas de Próteses - Brasil). The tension resulting from each photoelastic model was monitored and recorded photographically and subsequently seen through the chart Phothoshop 7.0. For qualitative analysis measured the area below the apex of the implant involving and the fringe of the green belt of the second order of each model through the Image Tool. From the comparison of the size of these areas we define the performance generated by each body of evidence, at the axial load applied. We can see that change in the size of the listening area where several analyzed height and thickness of the models under study. Results: There was variation in the size of the area where several analyzed height and thickness of the photoelastics models. We observed that when the models were observed in group, group III (height 30mm) showed a lower area.

Significance: The morphology of the samples can to influence an important role in the direct result of research with photoelastic models and this can lead to

incorrect interpretations, so we can not compare the result of samples with different size and shape.

Key-words: Dental Implantation; Dental Prosthesis, Implant-Supported; Dental Prosthesis.

Lista de Figuras

Figura 1A. Caixa molde para a obtenção dos 12 modelos em resina fotoelástica.....	36
Figura 1B. Vazamento da resina fotoelástica PL-2.....	36
Figura 2. Modelo fotoelástico (PL-2).....	36
Figura 3. Modelo fotoelástico recebendo carga axial de 100N e formação das franjas isocromáticas.....	38
Figura 4. Mensuração da área por meio do programa Image Tool.....	38
Figura 5A. Modelo fotoelástico com dimensões de 30mm de altura x 14mm de espessura.....	40
Figura 5B. Modelo fotoelástico com dimensões de 25mm de altura x 14mm de espessura.....	40
Figura 5C. Modelo fotoelástico com dimensões de 20mm de altura x 8mm de espessura.....	40

Lista de Gráficos e Tabelas

- Gráfico 1.** Valores médios das áreas formadas abaixo da franja de segunda ordem em cada modelo fotoelástico quando comparamos mesma espessura e diferentes alturas.....**41**
- Gráfico 2.** Valores médios das áreas formadas abaixo da franja de segunda ordem em cada modelo fotoelástico quando comparamos mesma altura com espessuras diferentes.....**42**
- Gráfico 3.** Valores médios dos grupos variando a altura, onde 1=20mm; 2=25mm e 3=30mm.....**43**
- Gráfico 4.** Valores das médias dos grupos variando espessura, onde 1= 8mm; 2=10mm; 3=12mm e 4=14mm.....**43**
- Tabela I.** Distribuição dos grupos.....**34**
- Tabela II.** Valores das áreas mensuradas em cada modelo fotoelástico após aplicação de carga axial de 100N.....**44**

Lista de Abreviaturas

N = Newton

mm = milímetros

rpm = rotações por minuto

U.S.A. = United States of America

Ltda = Limitada

NY = New York

Ind = Indústria

Com = Comércio

Inc = Incorporation

S.A = Sociedade Anônima

SUMÁRIO

Introdução.....	29
Materiais e Método.....	34
Resultados.....	40
Discussão.....	46
Conclusão.....	50
Referências Bibliográficas.....	52
Anexo.....	56

1. Introdução

Desde o período em que Brånemark apresentou à comunidade científica mundial a solução para os problemas da perda dos dentes naturais com a colocação de implantes ósseointegráveis, muitos trabalhos de pesquisa têm sido relatados com o intuito de trazer progressos ainda maiores.

A reabilitação protética sobre implantes dentários tem melhorado a qualidade de vida de pacientes edêntulos. A prótese total mandibular é menos favorável em relação à maxilar quando se trata de retenção; portanto, a colocação de apenas dois implantes melhora significativamente o prognóstico do edentulismo mandibular [1] e isso altera dramaticamente o escopo do tratamento protético [2].

A análise da atuação de forças sobre os implantes e a repercussão no tecido ósseo é um assunto extremamente explorado. Definidor de normas a obedecer em função da comprovação científica a qual traz em seu bojo a somatória das informações.

Atualmente, os estudos como a fotoelasticidade [3], o método dos elementos finitos [4] ou a utilização de extensômetros [5], para a análise da ação das forças sobre os implantes geram resultados interessantes. Contribuem para o entendimento da solidez ou da fragilidade de certos planejamentos reabilitadores com próteses sobre implantes. Observa-se que nenhuma das formas possui total preponderância sobre a outra. Resultando em um consenso entre pesquisadores de que as análises se complementam [5]-[6].

A análise fotoelástica baseia-se na propriedade de alguns materiais transparentes exibirem padrões de franjas coloridas quando utilizada a luz

polarizada. Esses padrões ocorrem como resultado da alteração da luz polarizada pela tensão interna de ondas que atravessam em diferentes velocidades. O desenvolvimento da tensão interna no modelo resulta da aplicação de cargas, e estas podem ser visualizadas pela observação dos modelos com filtros polarizadores [7]. Em geral, a fotoelasticidade demonstra a qualidade, a quantidade e a distribuição de cargas em um objeto por meio de desenhos de franjas que aparecem como uma sucessiva série de faixas adjacentes. Com diferentes cores, cada faixa representa um grau diferente de birrefringência, correspondendo a uma tensão subjacente na área testada [8].

A aplicabilidade da fotoelasticidade, como método de estudo da distribuição de forças, é bastante ampla por ser já testada, viável, de relativa facilidade de construção dos modelos e de interpretação simples dos resultados [9]. No entanto, realçam a exigência de um cuidado extremo no controle das variáveis inerentes à construção dos modelos, como as dimensões lineares e espessura do material fotoelástico. Todas essas medidas têm influência no resultado final e na composição do espectro [10]. As forças aplicadas produzem tensões internas que se distribuem de acordo com a direção, com a forma e com o modo de sustentação dos padrões [11]. Portanto, a base de sustentação dos padrões e a fixação destes são fatores que devem ser observados com atenção para que as extrapolações práticas sejam as mais próximas possíveis da situação real.

A análise fotoelástica de tensão tem-se desenvolvido como uma técnica poderosa, precisa e amplamente utilizada na engenharia e na indústria. Ela tem facilitado o desenvolvimento de complicadas estruturas e maquinários e tem

tido ampla aplicação na indústria aeroespacial. Nos últimos anos, a fotoelasticidade tem tido sua aplicação na Odontologia de forma sempre crescente [7] sendo empregada com sucesso no estudo das interações entre respostas teciduais e características físicas das restaurações protéticas como também dos implantes [12]. Embora não seja possível diferenciar osso cortical e medular, a técnica é válida na observação de estresses gerados por diferentes tipos de próteses, mesmo que a magnitude desses estresses seja provavelmente diferente da situação real; mas o local de concentração é indicado com precisão [12].

A fotoelasticidade tem sido usada, na maioria das vezes, somente em estudos *in vitro* para avaliar a distribuição de tensões [13] em próteses fixas [14]-[15], [12], em próteses removíveis [16], diferentes desenhos de implantes [8], em implantes angulados [3], angulação de retentores [17], entre outros. Porém, Fernandes *et al* [13] demonstraram a efetividade da fotoelasticidade refletiva como uma técnica de monitoramento de distribuição de estresse/tensão em aparelhos protéticos “in vivo”.

Muitas são as técnicas empregadas para as pesquisas de tensões geradas através da aplicação de cargas axiais, ou não, em corpos de prova em resina fotoelástica. Essas pesquisas simulam uma situação clínica de pacientes submetidos a reabilitações com a colocação de implantes dentários. Pode-se dizer que, em algumas situações, pelo fato de os corpos de prova não apresentarem o mesmo volume ou tamanho, a reflexão fotoelástica pode ser alterada independentemente da força aplicada.

O objetivo deste trabalho foi analisar em 12 modelos fotoelásticos, com alturas e espessuras diferentes, se a aplicação de mesma força axial de 100N sobre implantes de 3,75mm x 10mm resulta em alteração na reflexão fotoelástica devido à variação do tamanho das amostras.

2. Materiais e Método

Para a obtenção dos corpos de prova, foi confeccionado um padrão em cera rosa nº 7, medindo 30mm de comprimento x 30mm de altura x 14mm de espessura, correspondendo em tamanho ao maior corpo de prova em estudo. O modelo foi assentado sobre uma placa de vidro e revestido com silicone (Zetalabor, Zhermack S.A., Rovigo, Itália) que, ao polimerizar-se, resultou em um molde que, pelo vazamento de gesso tipo IV obteve-se 12 modelos em gesso com as mesmas dimensões. Esses modelos tiveram seus lados desgastados com lixas d'água com granulações de 280 e 400 (3M do Brasil, Sumaré, São Paulo, Brasil) em uma máquina politriz (Arotec S.A. Ind e Com, Cotia, São Paulo, Brasil). Todos os modelos permaneceram com o mesmo comprimento (30mm), variando-se a altura e a espessura (Tabela 1).

Tabela 1. Distribuição dos grupos

Grupo	Comprimento (mm)	Altura (mm)	Espessura (mm)
I	30	20	14
	30	20	12
	30	20	10
	30	20	8
II	30	25	14
	30	25	12
	30	25	10
	30	25	8
III	30	30	14
	30	30	12
	30	30	10
	30	30	8

Com a obtenção dos modelos em gesso, demarcou-se previamente o centro geométrico da base de implantação onde foram feitas as perfurações com broca esférica e tronco cônicas picotadas em micromotor de baixa rotação

(Kavo do Brasil Ind e Com Ltda, Joinville, Santa Catarina, Brasil), sequencialmente, até o momento em que o implante penetrasse a perfuração com ligeira folga até o nível de sua plataforma cervical.

Os implantes apresentando medidas de 10mm x 3,75mm (Conexão – Sistemas de Prótese Ltda, Arujá, São Paulo, Brasil) foram inseridos nos modelos em gesso perfurados com o auxílio de um delineador (DFL Indústria e Comércio S.A., Jacarepaguá, Rio de Janeiro, Brasil) para que esses assumissem sempre a mesma posição axial e perpendicular a plataforma de implantação.

Para a fixação dos implantes no modelo em gesso, foi utilizada cera extra dura, que depois de fundida, foi depositada cuidadosamente no espaço restante entre o modelo de gesso e o implante. Todas as matrizes modelo/implante foram fixadas a uma placa de vidro para a confecção de uma caixa molde. Em seguida, houve o vazamento do silicone (Sapeca Artesanato, Bauru, São Paulo, Brasil) que, aguardando sua polimerização, permitiu a retirada das matrizes. A resina fotoelástica (PL-2, Vishay Micro-Measurements, Raleigh, NC, USA) foi manipulada toda de uma vez para evitar possíveis variáveis na confecção dos corpos de prova e vertida em todos os espaços do molde, dando origem aos modelos fotoelásticos (Figura 1A e 1B).

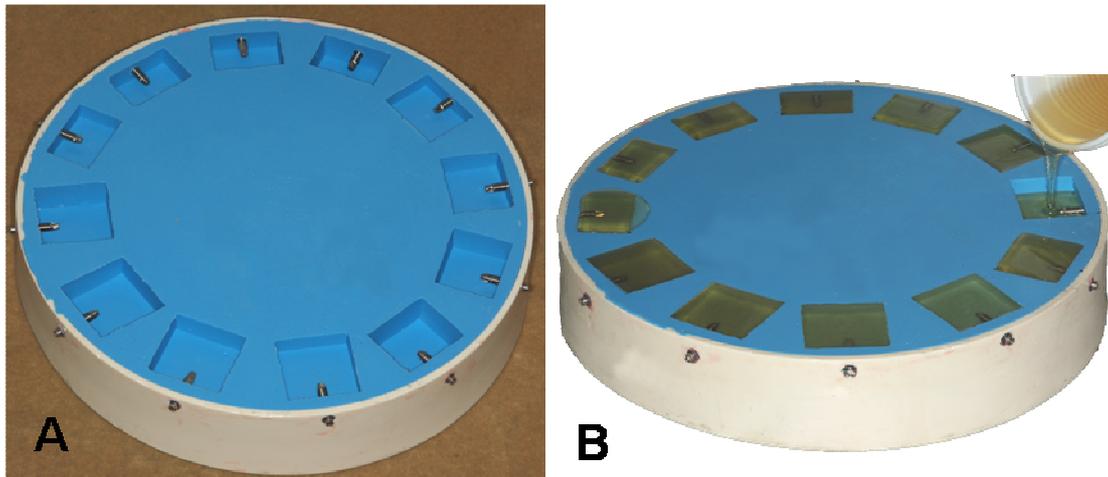


Figura 1A. Caixa molde para a obtenção dos 12 modelos em resina fotoelástica.
Figura 1B. Vazamento da resina fotoelástica PL-2.

O conjunto foi mantido em um recipiente hermeticamente fechado, sob pressão de 40 libras durante 24 horas para evitar a incorporação de bolhas no interior dos modelos. Após esse período, os modelos fotoelásticos receberam o procedimento de regularização de superfície na máquina politriz com lixas d'água com granulação de 1200 em 300 rpm para não causar tensão nos mesmos; em seguida, polidos em torno (Nevoni, Lapa, São Paulo, Brasil) (Figura 2).



Figura 2. Modelo fotoelástico (PL-2).

Sobre o implante foi colocado um cicatrizador (Conexão – Sistemas de Prótese Ltda, Arujá, São Paulo, Brasil), onde foi aplicada a carga axial de 100 Newton (N) no seu ponto central. A carga utilizada foi compatível com a resina fotoelástica, possibilitando melhor leitura da ordem de franjas. Em seguida, o modelo fotoelástico foi colocado em um recipiente com óleo mineral até que ficasse totalmente imerso com o objetivo de minimizar a luz de refração da superfície e facilitar a observação das franjas isocromáticas, conforme Federick e Caputo, 1996 [18].

O recipiente foi posicionado entre o filtro polarizador e analisador de um polariscópio de transmissão circular. Junto ao filtro polarizador, foi acoplado um difusor de luz, permitindo que uma fonte de luz branca (Photoflood, 500w 120v, OSRAM do Brasil – Lâmpadas Elétricas Ltda, Osasco, São Paulo, Brasil) incidisse uniformemente sobre o recipiente com o modelo fotoelástico. O filtro analisador foi acoplado a uma máquina digital Nikon D70 (Nikon Americas Inc., Melville, NY, USA) para a captura das imagens. Cada modelo foi observado pela câmera digital para identificação de tensão inicial proveniente da confecção dos modelos e, a partir desse momento, iniciadas as aplicações de cargas axiais de 100N. A tensão resultante em todas as áreas do modelo fotoelástico foi monitorada e registrada fotograficamente (Figura 3) e, subsequentemente, vista através do programa gráfico Phothoshop 7.0 (Adobe System – San Jose, California, USA).

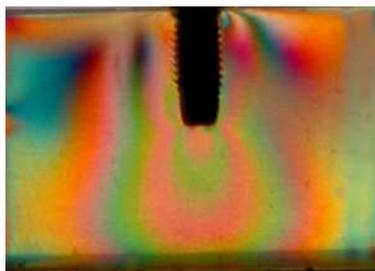


Figura 3. Modelo fotoelástico recebendo carga axial de 100N e formação das franjas isocromáticas.

Para a análise qualitativa da área de tensão formada abaixo do ápice do implante de cada modelo fotoelástico foi delimitada a área entre o ápice do implante e a faixa verde da franja de segunda ordem. Foi escolhida a faixa verde como referência devido à sua maior facilidade de visualização e delimitação e por estar presente em todos os modelos estudados. Essa análise foi realizada por meio do programa UTHSCSA Image Tool (IT) (Figura 4) e os resultados numéricos tabulados e comparados permitiram verificar se a variação do modelo resultou em alteração na morfologia da reflexão fotoelástica.

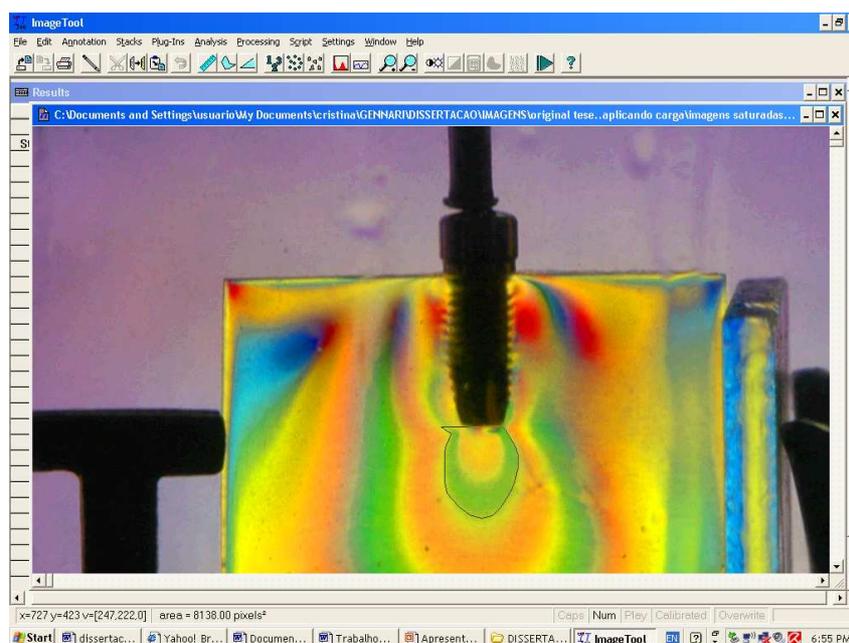


Figura 4. Mensuração da área por meio do programa UTHSCSA Image Tool.

3. Resultados

A aplicação da carga axial de 100N produziu área de tensão na região apical do implante com um padrão similar de ordem de franjas. Portanto, podemos observar que a área em estudo foi maior ou menor comparada à altura e à espessura dos modelos modificados (Figuras 5A, 5B e 5C). Podemos observar que, quanto menor foi à altura do modelo fotoelástico, as franjas se apresentaram de forma mais organizada (Figura 5C), ou seja, a franja de primeira ordem não se espalhou pelo modelo, como observado nas figuras 5A e 5B.

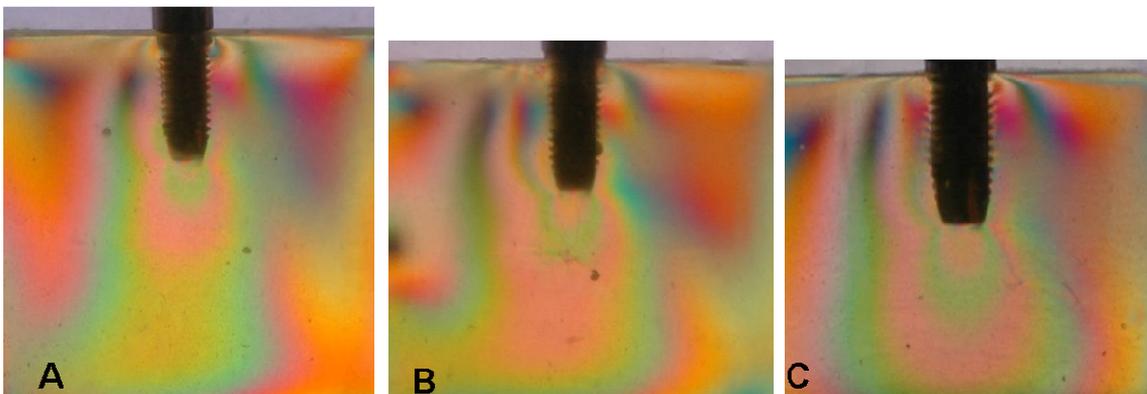


Figura 5A. Modelo fotoelástico com dimensões de 30mm de altura x 14mm de espessura. Figura 5B. Modelo fotoelástico com dimensões de 25mm de altura x 14mm de espessura. Figura 5C. Modelo fotoelástico com dimensões de 20mm de altura x 8mm de espessura.

Quando comparamos a análise fotoelástica dos modelos com mesma espessura e alturas diferentes (20, 25 e 30mm), observamos tendência de que quanto menor a altura, menor foi à representação da área selecionada nos modelos de 8 e 10mm e o inverso aconteceu com as espessuras de 12 e 14mm (Gráfico 1).

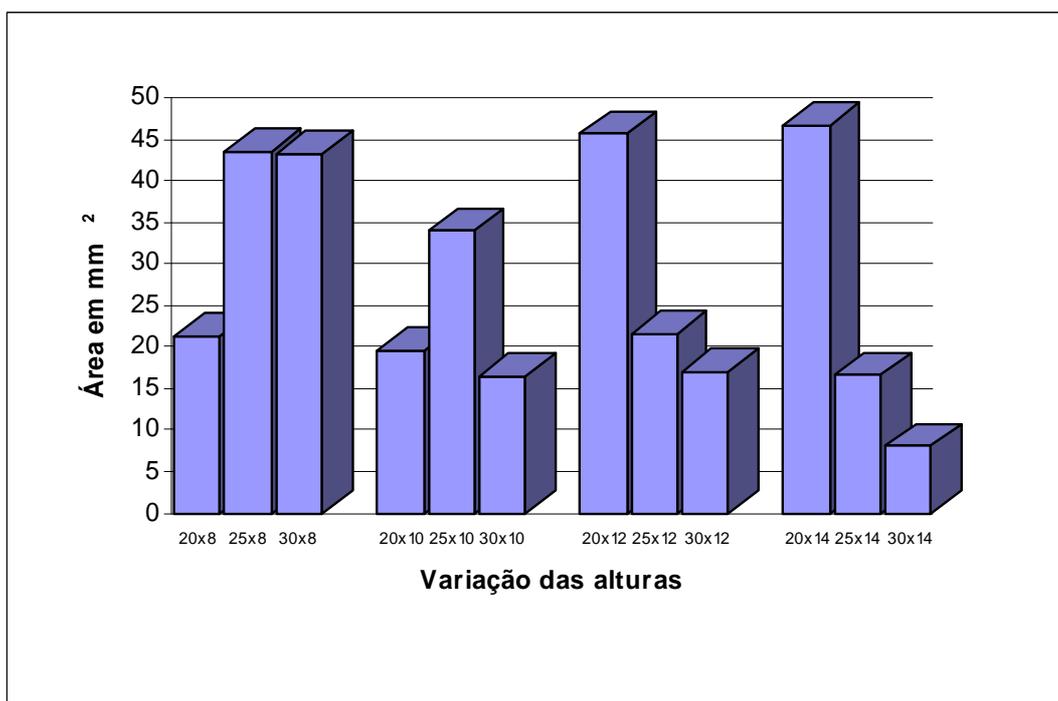


Gráfico 1. Valores médios das áreas formadas abaixo da franja de segunda ordem em cada modelo fotoelástico quando foi comparada mesma espessura e diferentes alturas.

Quando comparamos a análise fotoelástica dos modelos com mesma altura e espessuras diferentes (8, 10, 12 e 14mm), observamos nas alturas de 25 e 30mm a tendência de que quanto menor a espessura, maior foi a representação da área selecionada. Já nas com altura de 20mm, observamos uma tendência contrária (Gráfico 2).

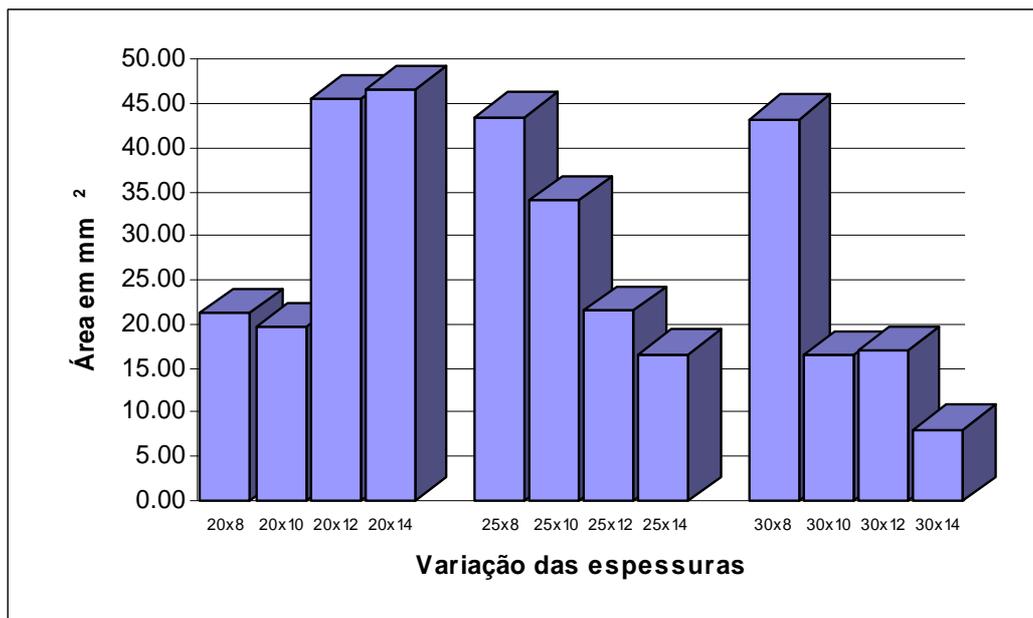


Gráfico 2. Valores médios das áreas formadas abaixo da franja de segunda ordem em cada modelo fotoelástico quando foi comparada mesma altura com espessuras diferentes.

Ao analisarmos os valores médios da representação das áreas selecionadas para cada grupo, considerando somente as alturas (20, 25 e 30mm), observamos uma tendência: quanto maior for a altura dos modelos, menor foi a área em análise (Gráfico 3). Sendo assim, quando analisamos os grupos de mesma espessura, não observamos nenhuma tendência. Porém, os modelos com espessuras de 8 e 12mm apresentaram valores maiores em área (Gráfico 4). A tabela 2 mostra os valores de cada leitura e valores médios de cada modelo fotoelástico analisado.

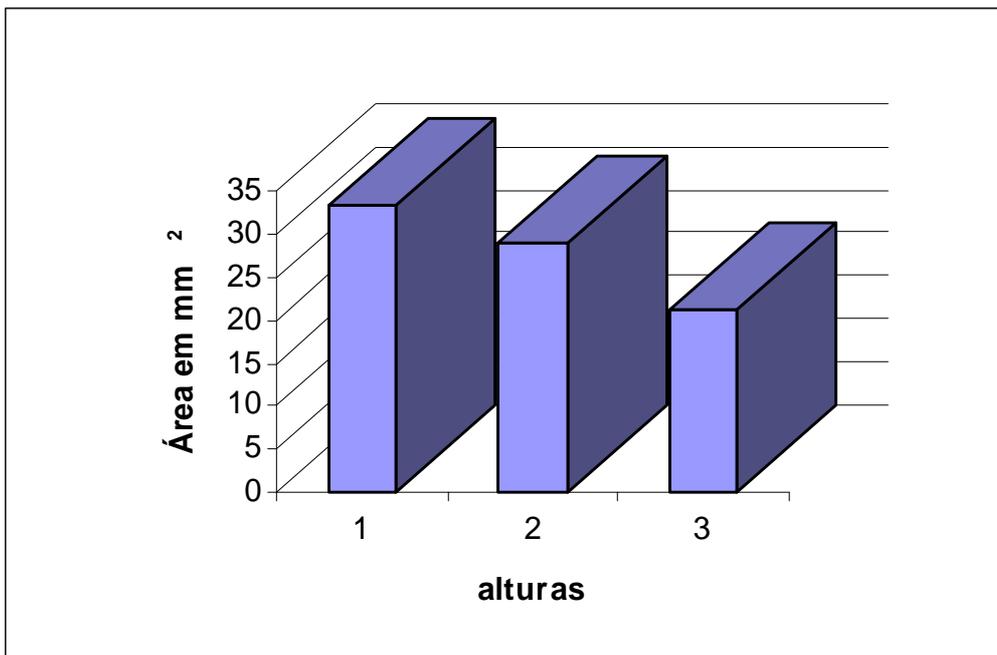


Gráfico 3. Valores médios dos grupos variando a altura, onde 1= 20mm; 2= 25mm e 3= 30mm

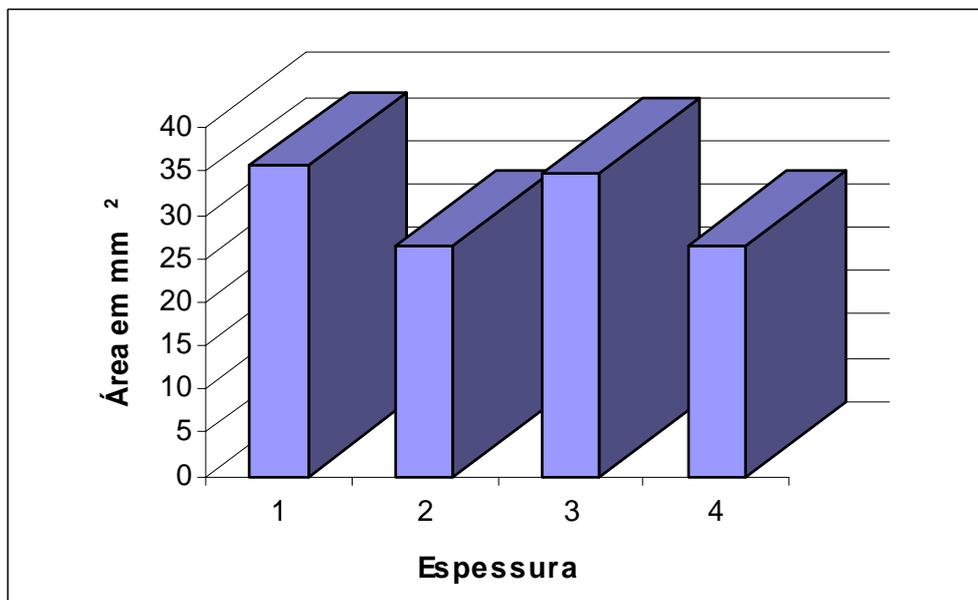


Gráfico 4. Valores das médias dos grupos variando espessura, onde 1= 8mm; 2= 10mm; 3= 12mm e 4= 14mm.

Tabela 2. Valores das áreas mensuradas em cada modelo fotoelástico após aplicação de carga axial de 100N.

Grupos		Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Área (mm²)
I	20x8	21.49	21.21	21.11	21.27
	20x10	19.43	19.82	19.57	19.61
	20x12	45.77	45.07	45.95	45.60
	20x14	47.32	46.03	46.48	46.61
II	25x8	43.69	43.19	43.58	43.49
	25x10	33.4	34.39	34.15	33.98
	25x12	22.23	21.36	21.23	21.61
	25x14	16.89	16.63	16.21	16.58
III	30x8	43.13	43.44	43.09	43.22
	30x10	16.18	16.3	16.69	16.39
	30x12	16.95	17.17	16.98	17.03
	30x14	7.98	7.9	8.35	8.08

4. Discussão

Os resultados obtidos neste estudo mostram a utilidade da fotoelasticidade por reflexão para análises *in vitro*. O método foi capaz de detectar as áreas de tensões bem como a localização do estresse com a carga aplicada de 100N. Atualmente, o planejamento para fixação dos implantes ósseointegráveis objetiva situações similares à carga axial. Fato que reduziria o problema da perda óssea marginal.

A força aplicada em modelos fotoelásticos produz tensões internas que se difundem de acordo com a direção dessas forças. A forma e o modo de sustentação [11] se confirmam em nossa pesquisa, na qual a aplicação da carga, no sentido axial do implante, mostrou uma distribuição uniforme das tensões no ápice do implante em todos os corpos de prova, independente das suas dimensões (Figura 5A, 5B e 5C).

Ao observamos as áreas mensuradas do grupo I, altura de 20mm, os modelos fotoelásticos com maior espessura apresentaram os maiores valores se comparados com os de menor espessura. Resultados contrários foram observados nos grupos II e III, alturas de 25 e 30mm, respectivamente, Tabela 2.

O modelo fotoelástico que apresentou a menor área foi aquele com as maiores dimensões. Isso confirma a teoria de que, quanto maior o volume de resina fotoelástica menor é a deformação plástica deste material, o que pode interferir na formação das franjas isocromáticas. Esse resultado pode ser devido ao fato de que a carga aplicada é a mesma para todos os corpos de prova e, por isso, a deformação desse modelo mais espesso aconteceu com

menor intensidade, dando origem a franjas que representam menor tensão no modelo testado. Tal fenômeno se aplica também quando fazemos uma análise biomecânica do implante com o tecido ósseo. A extrapolação dos resultados *in vitro* indica que, quanto maior o volume de tecido ósseo circunjascente ao implante, melhor será a resposta biológica, oferecendo garantias de que determinada carga pode ser suportável.

Quando se comparam os modelos com espessuras de 14mm observamos que as áreas das franjas mensuradas tendem a diminuir gradativamente quando aumentamos a altura do modelo fotoelástico. O mesmo aconteceu para os modelos com espessura de 12mm. Em contrapartida, não pudemos confirmar esse achado para as outras duas espessuras analisadas neste estudo. Com isso, podemos deduzir que estudos com espessuras inferiores a 12mm pode comprometer a validação dos resultados em pesquisas com a análise em modelos fotoelásticos em formato de blocos dependendo da altura pré-estabelecida. Não podemos afirmar que existe uma relação direta entre tamanho da área e altura do modelo fotoelástico, mas considerar sempre a espessura.

Ao analisarmos qualitativamente os modelos fotoelásticos com as menores dimensões, estes apresentaram as franjas isocromáticas mais nitidamente. Permitiu afirmar que modelos menores podem ser melhores aplicados em análise de tensões provocadas por cargas em implantes a partir de estudos fotoelásticos. Estes modelos com dimensões menores podem dar uma visão mais próxima de uma situação real quando queremos analisar a tensão transmitida pelo implante ao tecido ósseo.

No entanto, se compararmos o modelo de menor dimensão (20x8mm) com o de maior dimensão (30x14mm), independentemente dos grupos, notamos que a diferença entre as áreas selecionadas entre esses modelos fotoelásticos é bastante significativa. O modelo 30x14mm apresenta aproximadamente três vezes menos área em relação ao de 20x8mm. Esse achado provavelmente tenha um significado clínico importante quando correlacionado com análise *in vivo* na qual implantações em pequenas dimensões ósseas possam gerar maiores tensões.

Observamos que, dentro dos grupos, houve variações significativas visíveis entre a maior e menor dimensão como representado na Tabela 2. Esse resultado tem significado clínico quando se pretende definir valores para as franjas formadas. Além desse fato, deve-se considerar também a influência da base de apoio dos modelos fotoelásticos [11] que exercem, sob carga, tensão no sentido contrário e podem influenciar a origem da formação das franjas, mascarando a análise visual da morfologia da reflexão fotoelástica. Isso, entretanto, não ocorre em uma situação *in vivo*, na qual não temos base de apoio, e sim a ação dos músculos, se considerarmos o estudo em mandíbula, que podem gerar outras formas de tensão independente da presença do implante.

Pode-se deduzir, portanto, que apesar da consagração da técnica de análise fotoelástica e do seu vasto emprego na odontologia, o estudo confirma a sua aplicabilidade; porém, com certa subjetividade, chamando a atenção daqueles que se utilizam dessa metodologia para a afirmação de seus resultados.

5. Conclusão

De acordo com este estudo e levando em considerações as suas limitações, podemos concluir que:

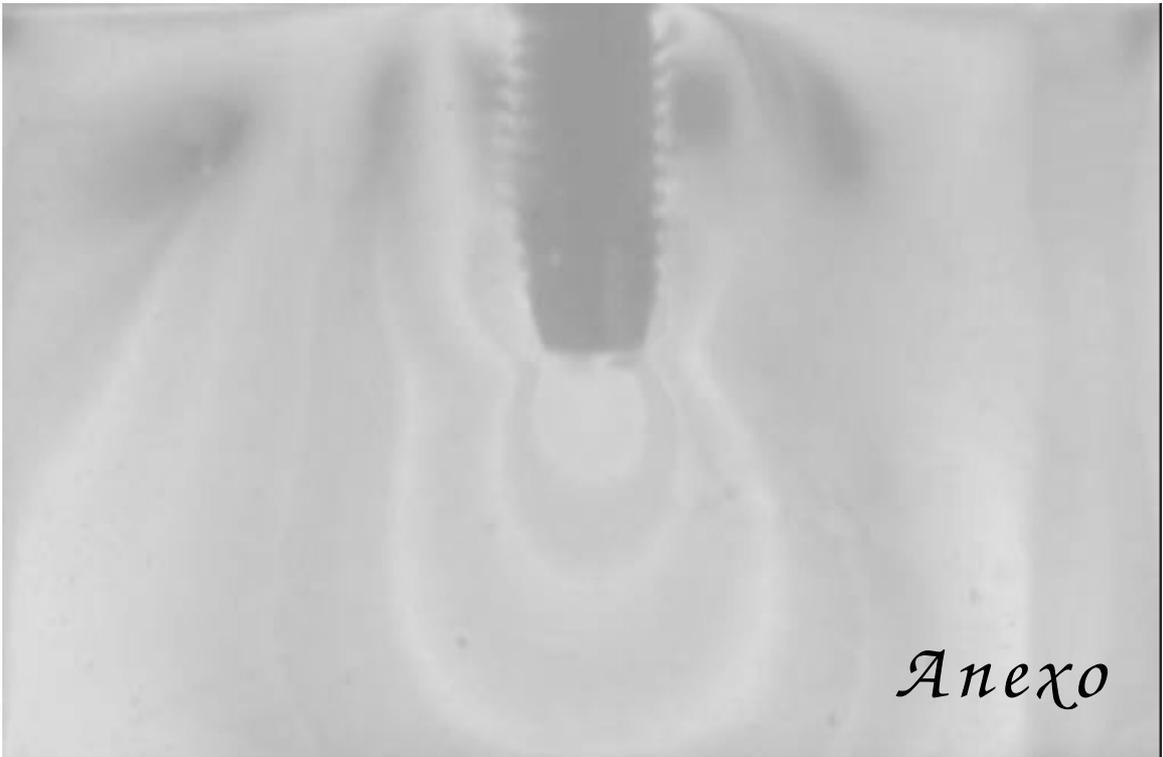
1. Houve variação do tamanho das áreas analisadas quando variamos altura e espessura dos modelos em estudo;
2. Houve tendência de que, quanto maior o tamanho do modelo fotoelástico, menor a área formada;
3. Não existe relação direta entre altura do modelo e área formada;
4. A morfologia do corpo de prova pode influenciar de forma direta no resultado em pesquisas com modelos fotoelásticos.

6. Referências bibliográficas:

1. Lee CK, Agar JR. Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: A clinical report. *J Prosthet Dent*, 2006; 95(2):102-5.
2. Taylor TD, Wiens J, Carr A. Evidence-based considerations for removable prosthodontic and dental implant occlusion: A literature review. *J Prosthet Dent*, 2005; 94(6):555-60.
3. Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Lagana DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Braz Oral Res*, 2004; 18(1):45-52.
4. Abu-Hammad O, Khraisat A, Dar-Odeh N, Jagger DC, Hammerle CH. The staggered installation of dental implants and its effect on bone stresses. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2007; 9(3):121-7.
5. Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosth Dent*, 1996; 75:285-91.
6. Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. *Rev. FOB*, 2001; 9:97-103.
7. Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in Clinical Dentistry*. Quintessence Publishing Co., Chicago, Illinois. 1987; p21-9.
8. Cehreli M, Duyck J, Cooman MD, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Impl Res*, 2004; 15:249-57.

9. Turcio KH, Goiato MC, Gennari Filho H, dos Santos DM. Photoelastic analysis of stress distribution in oral rehabilitation. *J Craniofac Surg*, 2009; 20:471-4.
10. Campos Junior A. Distribuição fotoelástica de forças axiais: Influência da base apical de sustentação e das características morfológicas das raízes. Bauru, 1983. Tese Faculdade de Odontologia de Bauru, USP.
11. Mahler DB, Peyton FA. Photoelastic as a research technique for analysing stresses in dental structures. *J Dent Res*, 1955; 34:831-38.
12. Sadowski SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdenture. *J Prosth Dent*, 2000; 84(3):327-34.
13. Fernandes CP, Glantz PO, Svensson AS, Bergmark A. Reflection photoelasticity: a new method for studies of clinical mechanics in prosthetic dentistry. *Dent Mater*, 2003; 19(2):106-117.
14. Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segment and nonsegment abutments. *J Prosthet Dent*, 2003; 89(5):495-502.
15. Sulik WD, White JT. Modification of stresses surrounding abutment teeth for fixed partial dentures induced by various levels of periodontal support: A photoelastic study. *J Prosthet Dent*, 1981; 46(1):32-5.
16. Reitz PV, Sanders JL, Caputo AA. A photoelastic study of split palatal major connector. *J Prosthet Dent*, 1984; 51(1):19-23.

17. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1993; 8(5):541-8.
18. Federick DR, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent*, 1996; 76:624-32.



ANEXO A – Normas para publicação na revista Dental Materials.

Dental Materials

Official Publication of the [Academy of Dental Materials](#)

Edited by:

David C. Watts

ISSN: 0109-5741

Imprint: Elsevier

Issues per year: 12

Impact Factor: 2.990

Guide for Authors

Guide for Authors

Authors are requested to submit their original manuscript and figures via the online submission and editorial system for Dental Materials. Using this online system, authors may submit manuscripts and track their progress through the system to publication. Reviewers can download manuscripts and submit their opinions to the editor. Editors can manage the whole submission/review/revise/publish process. Please register at: <http://ees.elsevier.com/dema>.

Dental Materials now only accepts online submissions.

The Artwork Quality Control Tool is now available to users of the online submission system. To help authors submit high-quality artwork early in the process, this tool checks the submitted artwork and other file types against the artwork requirements outlined in the Artwork Instructions to Authors on http://www.elsevier.com/wps/find/journaldescription.cws_home/601024/www.elsevier.com/artworkinstructions.

The Artwork Quality Control Tool automatically checks all artwork files when they are first uploaded. Each figure/file is checked only once, so further along in the process only new uploaded files will be checked.

Manuscripts

The journal is principally for publication of *Original Research Reports*, which should preferably investigate a defined hypothesis. Maximum length 6 journal pages (approximately 20 double-spaced typescript pages) including illustrations and tables.

Systematic Reviews will however be considered. Intending authors should communicate with the Editor beforehand, *by email*, outlining the proposed scope of the review. Maximum length 10 journal pages (approximately 33 double-spaced typescript pages) including figures and tables.

Three copies of the manuscript should be submitted: each accompanied by a set of illustrations. The requirements for submission are in accordance with the "Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals", *Annals of Internal Medicine*, 1977,126, 36-47. All manuscripts must be written in American English. Authors are urged to write as concisely as possible.

The Editor and Publisher reserve the right to make minimal literary corrections for the sake of clarity. Authors for whom English is not the first language should have their manuscripts read by colleagues fluent in English. If extensive English corrections are needed, authors may be charged for the cost of editing. For additional reference, consult issues of *Dental Materials* published after January 1999 or the Council of Biology Editors Style Manual (1995 ed.).

All manuscripts should be accompanied by a *letter of transmittal* , signed by each author, and stating that the manuscript is not concurrently under consideration for publication in another journal, that all of the named authors were involved in the work leading to the publication of the paper, and that all the named authors have read the paper before it is submitted for publication.

Always keep a backup copy of the electronic file for reference and safety.

Manuscripts not conforming to the journal style will be returned. In addition, manuscripts which are not written in fluent English will be rejected automatically without refereeing.

Format

General

- number all pages consecutively.
- type double-spaced on A4 or 8.5 x 11-inch bond paper, with margins of 30 mm.
- double-space references.
- indent or space paragraphs.
- arrange article in the following order: Title, Abstract, Introduction, Materials and Methods, Results, Discussion, Conclusion, Acknowledgements, References, Tables,

Figures, Captions.

- start each section on a separate page.

Title page

- Title (capitalize the first letter of the first word) e.g. Comparison of the color stability of ten new composites.

- Authors (first name, middle initial, surname) e.g. Kenneth J. Anusavice 1, Victoria

Marker 2

- Authors' addresses (abbreviated) e.g.

1 Department of Biomaterials, University of Florida, Gainesville, Florida, USA

2 Department of Biomaterials Science, Baylor College of Dentistry, Dallas, Texas, USA

- Short Title (45 characters) e.g Color stability of composites

- **Corresponding Author details (essential): Name, complete address, phone, fax, and E-mail numbers**

Abstract (structured format)

- 250 words or less.
- subheadings should appear in the text of the abstract as follows: Objectives, Methods, Results, Significance. (For Systematic Reviews: Objectives, Data, Sources, Study selection, Conclusions). The Results section may incorporate small tabulations of data, normally 3 rows maximum.

Keywords

Up to 10 keywords should be supplied e.g. dental material, composite resin, adhesion.

Introduction

This must be presented in a structured format, covering the following subjects, although actual subheadings should not be included:

- succinct statements of the issue in question;
- the essence of existing knowledge and understanding pertinent to the issue (reference);

- the aims and objectives of the research being reported relating the research to dentistry, where not obvious.

Materials and methods

- describe the procedures and analytical techniques.
- only cite references to published methods.
- include at least general composition details and batch numbers for all materials.
- identify names and sources of all commercial products e.g.
"The composite (Silar, 3M Co., St. Paul, MN, USA)..."
"... an Au-Pd alloy (Estheticor Opal, Cendres et Metaux, Switzerland)."
- specify statistical significance test methods.

Results

- refer to appropriate tables and figures.
- refrain from subjective comments.
- make no reference to previous literature.
- report statistical findings.

Discussion

- explain and interpret data.
- state implications of the results, relate to composition.
- indicate limitations of findings.
- relate to other relevant research.
- suggest directions for future research.

Conclusion (if included)

- must NOT repeat Results or Discussion
- must concisely state inference, significance, or consequences

Acknowledgements

As appropriate, e.g.:

"Based on a thesis submitted to the graduate faculty, University of Virginia, in partial fulfilment of the requirements for the M.S. degree."

"This investigation was supported in part by Research Grant DE 00000 from the National Institute of Dental Research, Bethesda, MD 20892."

References - must now be given **according to the following numeric system:**

Cite references in text in numerical order. Use square brackets: in-line, not superscript e.g. [23]. All references must be listed at the end of the paper, double-spaced, without indents. For example:

1. Moulin P, Picard B and Degrange M. Water resistance of resin-bonded joints with time related to alloy surface treatments. *J Dent*, 1999; 27:79-87.
2. Taylor DF, Bayne SC, Sturdevant JR and Wilder AD. Comparison of direct and indirect methods for analyzing wear of posterior composite restorations. *Dent Mater*, 1989; 5:157-160.

Avoid referencing abstracts if possible. If unavoidable, reference as follows:

3. Demarest VA and Greener EH . Storage moduli and interaction parameters of experimental dental composites. *J Dent Res*, 1996; 67:221, Abstr. No. 868.

Tables and figures

All tables and figures must be thoroughly discussed in the text of the manuscript.

Tables

- one table to a page, each with a title.
- number tables in order of mention using Arabic numerals.
- must be able to "stand alone" apart from text.
- when appropriate, standard deviations of values should be indicated in parentheses; (do NOT use \pm notation).
- results of statistical analysis must be included, use superscript letters to indicate significant differences.
- for explanatory footnotes, use symbols (*, #, **, ##).

Figures

- Do not import the figures into the text file but, instead, indicate their approximate locations directly in the electronic text. Images to be supplied separately in jpg, gif or other graphics file.
- only black and white photographs for print publication.
- omit titles and other information contained in the figure caption.
- maximum of 6 figures per manuscript.
- figures grouped together should have similar dimensions and be labelled "a, b, c", etc.
- place magnification markers directly on the micrographs.
- authors should consider that the majority of figures will be reduced to the width of a

single column (approximately 85 mm). Preferably figures should exactly match, or be no more than 1.5 times that width.

- authors can indicate if they feel a figure should be full page width.

Dental Materials has been selected for inclusion in a new 'colourful e-products' workflow. Figures that appear in black and white in the printed version of the journal can be IN COLOUR, online, in ScienceDirect. Authors wishing to make use of this facility should ensure that 1. the artwork is in an acceptable format (TIFF, EPS or MS Office files) and at the correct resolution 2. RGB colourspace is used and 3. for colour online and black and white in print, both colour and black and white artwork (file and/or hardcopy) is provided. **There will be no charges to the authors for colour figures online.**

Graphs

- unique, concise axis labels; do not repeat the Figure caption.
- uniform size for graphs of similar type.
- type size that will be easily read when the graph is reduced to one column width.
- lines that are thick and solid (100% black).

Captions to tables and figures

- list together on a separate page.
- should be complete and understandable apart from the text.
- include key for symbols or abbreviations used in Figures.
- individual teeth should be identified using the FDI two-digit system.

General Notes on Text

Abbreviations and acronyms: terms and names to be referred to in the form of abbreviations or acronyms must be given in full when first mentioned.

Correct Usage

- use S.I. units (International System of Units). If non-SI units must be quoted, the SI equivalent must immediately follow in parentheses.
- use correct symbols for μ , L (as in μm , mL, etc.)
- put leading zeros in all numbers less than 1.0
- write out number of ten or fewer (ten rats) except when indicating inanimate quantities (10 mL)
- always use digits for dates, dimensions, degrees, doses, time, percentages, ratios, statistical results, measurements, culture cells, and teeth.
- the complete names of individual teeth must be given in the text.

General Policy

- receipt of manuscripts will be acknowledged.
- after initial review, authors will be notified of status.
- every effort is made to obtain timely reviews; please remember that the referees and the editor are volunteers.
- a list of revisions and responses to reviewers' critiques must accompany resubmitted revised manuscripts.

On Submission: Agreement, by the act of ticking a box, to the statement, "This paper has been compiled with the knowledge, input and approval of all the named authors."

On acceptance, authors will be required to sign a *transfer of copyright agreement* . If figures, tables, or other excerpts, are included from copyrighted works the author is responsible for obtaining written permission from the copyright holder prior to submitting the final version of the paper. Full credit must be given to such sources.

Offprints and page charges: no page charges are levied on articles published in *Dental Materials*. Each corresponding author receives 25 offprints of their article free of charge after it has been published; they will also have the opportunity to order additional copies.