

Influência do aumento do comprimento de implantes dentários

Influence of increasing the length in dental implants

Eduardo Piza Pellizzer^I | Joel Ferreira Santiago Junior^{II}

Victor Eduardo de Souza Batista^{III} | Caroline Cantieri de Mello^{IV} | Leonardo Ferreira de Toledo Piza Lopes^V | Daniel Augusto de Faria Almeida^{VI} | Rosse Mary Falcón-Antenucci^{VII}

RESUMO

A utilização dos implantes de maior comprimento pode ser mais favorável para a previsibilidade dos implantes dentários. Essa afirmação é pertinente, uma vez que a causa dos fracassos em implantes osseointegrados está mais relacionada às complicações biomecânicas. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar a influência da ampliação do comprimento ao redor da superfície do implante. Seis modelos foram criados com a presença apenas de um implante (Conexão Master Screw, Sistemas de Próteses, São Paulo, Brasil) do tipo hexágono externo de 3.75 mm x 7.0 mm (Modelo A), 3.75 mm x 8,5 mm (Modelo B), 3.75 mm x 10.0 mm (Modelo C), 3.75 mm x 11.5 mm (Modelo D), 3.75 mm x 13 mm (Modelo E), 3.75 mm x 15 mm (Modelo F) utilizando a metodologia de fotoelasticidade. Os resultados foram visualizados através de uma análise qualitativa de tensões (número e intensidade de franjas). O modelo A apresentou um padrão de distribuição de tensões menos favorável; o carregamento oblíquo foi o mais prejudicial para as estruturas relacionadas. Conclusão: O aumento do comprimento permitiu uma melhor distribuição de tensões. O carregamento oblíquo foi o mais prejudicial, quando comparado com o carregamento axial.

Descritores: Implantes dentários; Prótese dentária; Biomecânica.

ABSTRACT

The use of implants of greater length may be more favorable for the predictability of dental implants. This statement is relevant, since the cause of failures in dental implants are more related to biomechanical complications. The aim of this study was to evaluate the influence of increase of the length around the entire body of the implant. Six models were created with the presence of only one hexagonal implant (Master Screw connection, Implant Systems, São Paulo, Brazil) of 3.75 mm x 7.0 mm (Model A), 3.75 mm x 8.5 mm (Model B), 3.75 mm x 10.0 mm (Model C) 3.75 mm x 11.5 mm (Model D) 3.75 mm x 13.0 mm (Model E) 3.75 mm x 15.0 mm (Model F) using the method of photoelasticity. The results were visualized through a qualitative analysis of stresses (number and intensity photoelastic fringes). The model A showed

I. Professor Adjunto, Departamento de Prótese Dentária e Materiais Odontológicos, Faculdade de Odontologia de Araçatuba, UNESP - Univ Estadual Paulista, Campus de Araçatuba, São Paulo, Brasil. Contato: +551836363297; email: ed.pl@uol.com.br

II. Estudante de Pós Graduação, Departamento de Prótese Dentária e Materiais Odontológicos, UNESP - Univ Estadual Paulista, Araçatuba, São Paulo, Brasil.

III. Estudante de Pós-Graduação, Departamento de Prótese Dentária e Materiais Odontológicos, UNESP - Univ. Estadual Paulista, Araçatuba, São Paulo, Brasil.

IV. Estudante de Pós-Graduação, Departamento de Prótese Dentária e Materiais Odontológicos, UNESP - Univ. Estadual Paulista, Araçatuba, São Paulo, Brasil.

V. Estudante de Pós-Graduação, Departamento de Prótese Dentária e Materiais Odontológicos, UNESP - Univ. Estadual Paulista, Araçatuba, São Paulo, Brasil.

VI. Estudante de Pós-Graduação, Departamento de Prótese Dentária e Materiais Odontológicos, UNESP - Univ. Estadual Paulista, Araçatuba, São Paulo, Brasil.

VII. Estudantes de Pós-Doutorado, Departamento de Prótese Dentária e Materiais Odontológicos, UNESP - Univ. Estadual Paulista, Araçatuba, São Paulo, Brasil.

a pattern of less favorable stress distribution, the oblique loading was the most detrimental to the related structures. Conclusion: The increased length allowed for a better distribution of stresses. The oblique loading was more detrimental when compared to axial loading.

Keywords: Dental Implants; Dental prosthesis; Biomechanics.

INTRODUÇÃO

Atualmente, os de implantes dentários têm sido utilizados com maior frequência para resolverem diversas situações clínicas, de modo que a sua instalação tornou-se mais segura e previsível,¹ atingindo taxas de sucesso elevadas quando realizada dentro de um planejamento correto.²

Entretanto, algumas situações clínicas impedem de realizar um planejamento adequado utilizando implantes com comprimento e diâmetro ideais. Essas situações envolvem, principalmente, a quantidade óssea e qualidade óssea, em que, muitas vezes, torna-se necessário o uso de procedimentos cirúrgicos invasivos, como, por exemplo, enxerto de tecido ósseo, lateralização do nervo alveolar inferior e levantamento do assoalho do seio maxilar², a fim de se utilizarem implantes com maiores dimensões de comprimento e diâmetro, sempre que possível.

Nesse sentido, estudo de revisão sistemática recente relata que a utilização de implantes longos foi associada com o aumento na taxa de previsibilidade e que seria uma opção mais previsível principalmente para a região mandibular.³ Além disso, estudos biomecânicos realizados identificaram que o aumento do comprimento e do diâmetro são fatores importantes para a redução das tensões e a deformação na crista óssea.⁴

Biomecanicamente, o comprimento dos implantes tem sido estudado, e o aumento destes é associado como melhor perfil para distribuição de tensões e de estabilidade primária.^{5,6} Kong et al. 2009⁶,

analisando diferentes comprimentos de implantes dentários, utilizando a metodologia de elementos finitos, concluíram que implantes com mais de 10 mm são mais favoráveis para osso tipo 2² e, apesar dessas análises, a maior parte dos estudos realizados utilizaram a metodologia de elementos finitos⁵⁻⁷, sendo raros os estudos que adotam a metodologia de fotoelasticidade para analisar este tema.

Desse modo, o objetivo deste trabalho foi analisar por meio do método da fotoelasticidade o comportamento biomecânico de diferentes comprimentos de implantes. A hipótese deste estudo é de que o maior comprimento de implante é mais eficiente na distribuição das tensões e apresenta situação mais favorável para implantes unitários.

MATERIAIS E MÉTODOS

Neste estudo, foram utilizados seis implantes (Conexão Sistema de Prótese Ltda, São Paulo, SP – Brasil) com comprimentos variando de 7 mm a 15mm, conforme Tabela 1.

Tabela 1 - Especificações dos modelos

Modelo	Descrição
A	Implante unitário de 3,75 x 7 mm com coroa metálica parafusada
B	Implante unitário de 3,75 x 8.5 mm com coroa metálica parafusada
C	Implante unitário de 3,75 x 10 mm com coroa metálica parafusada
D	Implante unitário de 3,75 x 11.5 mm com coroa metálica parafusada
E	Implante unitário de 3,75 x 13 mm com coroa metálica parafusada
F	Implante unitário de 3,75 x 15 mm com coroa metálica parafusada

Inicialmente, 6 blocos (10x30x45 mm) foram confeccionados com a resina fotoelástica PL-2 (Vishay Precision Group Inc, Raleigh, NC) que foi manipulada conforme orientações do fabricante.

A confecção da coroa parafusada foi realizada

padronizadamente utilizando liga de Ni-Cr (Fit, Cast-SB Plus, Talladium do Brasil, Curitiba, Paraná, Brazil). A coroa foi fabricada em réplicas de gesso para evitar a formação de tensões nos modelos fotoelásticos. As próteses foram parafusadas nos implantes instalados no modelo fotoelástico.

Em uma próxima etapa, os modelos fotoelásticos foram posicionados em um polariscópio circular e uma máquina de ensaio universal (EMIC-DL 3000, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) e aplicou-se um carregamento axial e oblíquo de 45° no valor de 100N na face oclusal da coroa, seguindo estudos anteriores relacionados pelo grupo.⁸

Os resultados da aplicação de cargas nos modelos fotoelásticos foram registrados por uma câmera digital (Nikon D 80, Nikon Corp, Japão) e analisados com um software (Adobe Photoshop CS5, Adobe System, San Jose, CA, EUA) para permitir visualização, compreensão e interpretação da localização e intensidade/concentração das tensões ao redor dos implantes e em toda a extensão dos modelos fotoelásticos.

A análise qualitativa dos resultados foi empregada conforme estudos sugerem na literatura Caputo & Standlee 1987.⁹ Assim, o número e a ordem de franjas indicam a intensidade das tensões, enquanto a proximidade delas representa a concentração de tensões.⁸ A fotoelasticidade permite a formação de ordens franjas, e, a cada ordem de franja, é contada pela face de transição atribuindo valores de 0 a 3 que indicam da menor para a maior intensidade, conforme figura 1A.

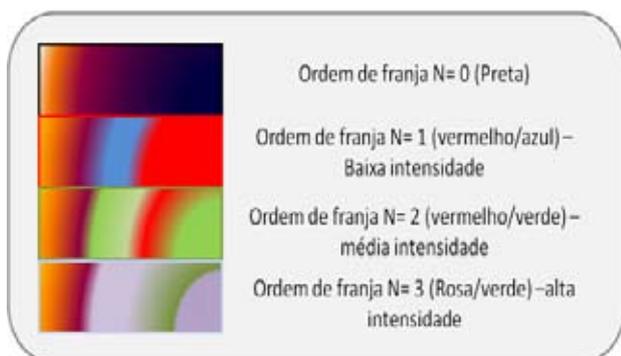
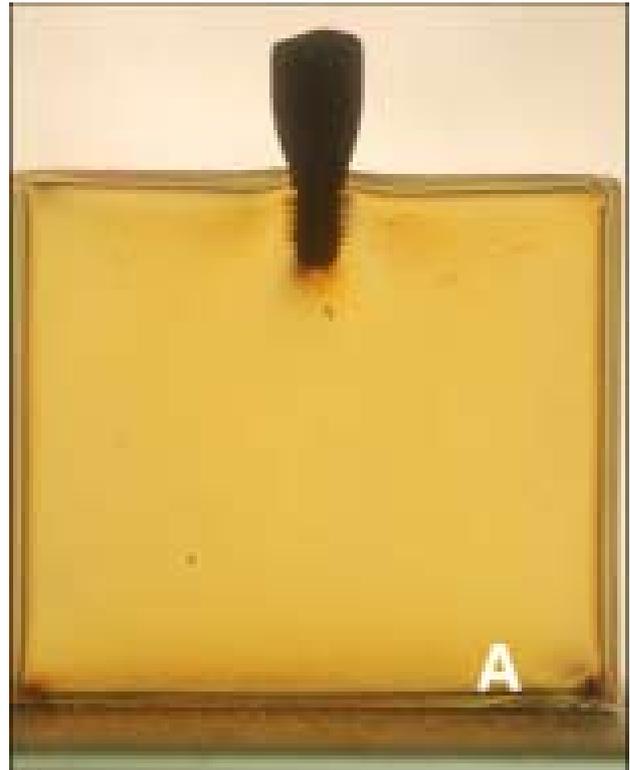


Figura 1A – Análise qualitativa da ordem de franjas.

Todos os modelos foram submetidos inicialmente a um registro fotográfico sem aplicação de cargas, para se analisar a ausência total de tensões previamente ao ensaio mecânico, condição necessária para evitar erros de interpretação durante os ensaios, figura 1B.

Figura 1B – Figura ilustrativa do modelo A (3,75 x 7 mm) em fase inicial sem carregamento, situação que é possível observar ausência de formação de franjas.



RESULTADOS

Análise do carregamento axial

Em análise do carregamento axial, foi observado que houve formação de franjas de elevada intensidade nos ápices dos implantes analisados, principalmente para os modelos A, B e C, conforme figura 2A. Além disso, é possível observar que o aumento do comprimento propiciou a formação de tensões no terço médio e apical, reduzindo as tensões na região coronal do implante. Isso pode ser mais bem observado na figura 2B que ilustra

um zoom das regiões analisadas. Essa transição de tensões da porção coronal se torna mais nítida a partir do modelo c (comprimento de 10 mm). De uma forma geral, houve predomínio de tensões de baixa e média intensidade ao longo dos corpos dos implantes para todos os modelos analisados, com exceção para a porção apical dos modelos A, B, C, D e E (Figura 2B).

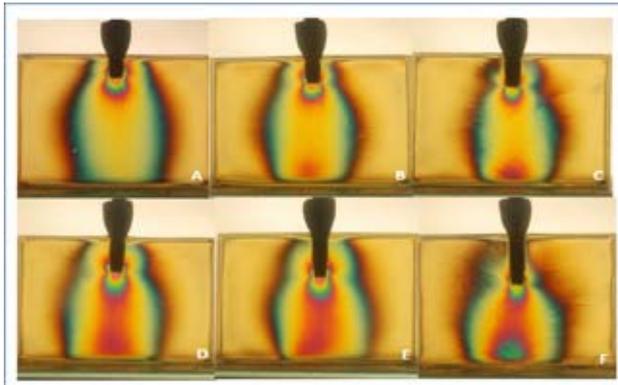


Figura 2A – Carregamento Axial

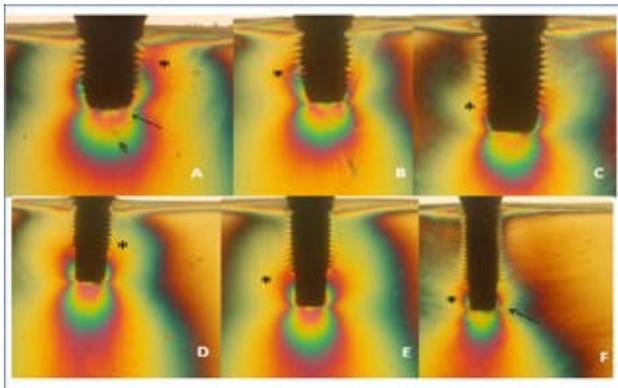


Figura 2B – Carregamento Axial – Zoom - * Indica região de maior concentração de tensões. Seta indica redução da concentração de tensões do modelo A para F.

Em análise do número de franjas e da intensidade do carregamento axial apresentou-se um número reduzido de franjas, apresentando franjas de baixa e alta intensidade, sendo a situação mais favorável para o modelo F, conforme tabela 2.

Tabela 2 - Carregamento Axial – Número de franjas entre os diferentes modelos analisados

Modelo	Números de franja	Intensidade	Score final
A	2	1 alta, 1 baixa	4
B	2	1 alta, 1 baixa	4
C	2	1 alta, 1 baixa	4
D	2	1 alta, 1 baixa	4
E	2	1 alta, 1 baixa	4
F	1	1 baixa	1

CARREGAMENTO OBLÍQUO

Em análise do carregamento oblíquo, foi possível observar que houve ampliação das áreas e intensidade de tensões (alta intensidade) especialmente para os modelos A e B. O aumento do comprimento a partir do modelo C propiciou redução e deslocamento das tensões da porção coronal para terço médio do implante (Modelo C e D), sendo que o momento de maior queda do score de tensões iniciou-se no modelo D. Em análise do modelo E e F, foi possível observar que as áreas de tensões, com predomínio de baixa intensidade estiveram localizadas no terço apical dos implantes, conforme Figura 3A.

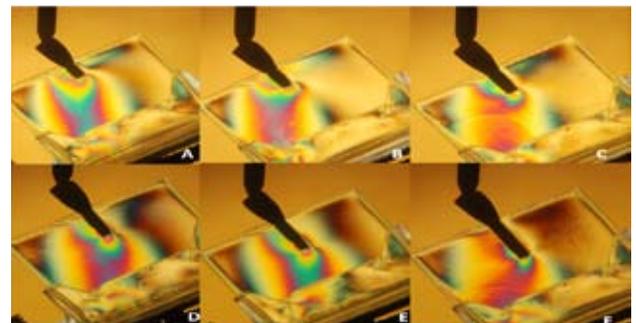


Figura 3A– Carregamento Oblíquo

Na análise do zoom das regiões peri-implantares, foi possível relatar a formação de grandes áreas no sentido da aplicação da carga, principalmente para os modelos A e B, concentrando nas regiões de coronal e terço médio dos implantes. O com-

primento de 10 mm (modelo C) representou um fator divisor que reduziu a intensidade das tensões para os modelos seguintes, sendo que a situação mais favorável foi para o modelo mais longo (modelo F), existindo apenas tensões de média e baixa intensidade, conforme figura 3B.

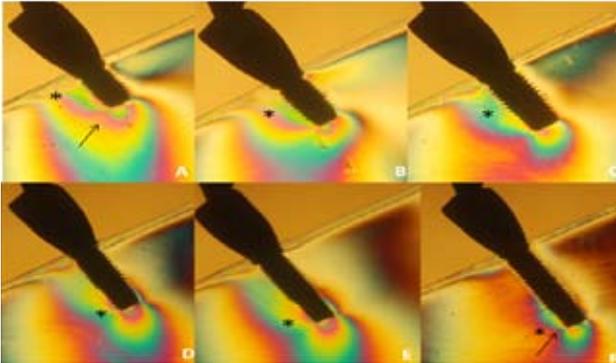


Figura 3B – Carregamento Oblíquo – Zoom - * Indica região de maior concentração de tensões. Seta indica redução da concentração de tensões do modelo A para F.

Em uma análise do número de franjas, foi observado que houve uma distribuição de franjas em todos os níveis analisados, sendo a situação mais favorável para o modelo F, apresentando 2 franjas localizadas no ápice dos implantes analisados, conforme tabela 3.

Tabela 3 - Carregamento Oblíquo – Números de franjas entre os diferentes modelos analisados

Modelo	números de franja	Intensidade	score
A	2	2 alta, 1 média, 2 baixa	9
B	2	2 alta, 1 média, 2 baixa	9
C	2	1 alta, 1 média, 2 baixa	7
D	2	1 alta, 2 baixa	5
E	2	1 alta, 1 baixa	4
F	1	1 baixa	1

Realizando uma análise de ambos os carregamentos e realizando-se a contagem de franjas, é possível observar que existe aumento expressivo do

número de franjas no carregamento oblíquo e que existe redução significativa, principalmente a partir do modelo D (11.5mm), conforme Figura 4.

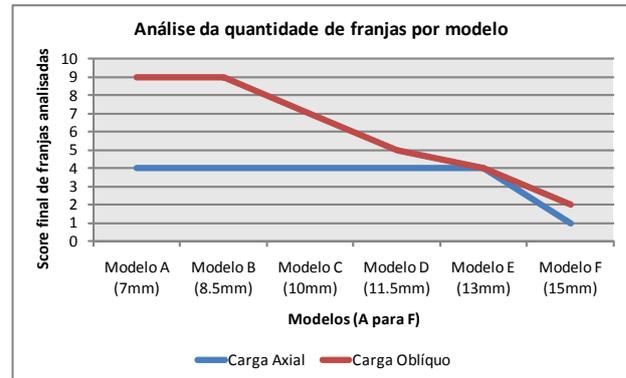


Figura 4 – Score final das franjas analisadas para cada modelo proposto. * Redução expressiva do score a partir do Modelo D.

DISCUSSÃO

Conforme analisado em nosso estudo, o aumento do comprimento do implante diminuiu a intensidade das tensões geradas e aumentou sua área de distribuição. Esse fato está em discordância com outros autores na literatura, como Himmlová et. al. 2004¹⁰, que analisaram mediante a metodologia de elementos finitos, a influência do comprimento dos implantes na geração de tensões no tecido ósseo. Constataram que esse aumento diminui a intensidade das tensões geradas (von Mises) e, Baggi et. al. 2008¹¹, que analisou, por essa mesma metodologia, que o aumento do implante diminui as tensões geradas no trabeculado ósseo, o que é de suma importância para a longevidade da reabilitação. O aumento do comprimento do implante pode ser benéfico, também, para o período de osseointegração, o que sugere que quanto maior o comprimento do implante uma maior a tendência de atingir a estabilidade primária.¹²

Além do aumento do comprimento, um fator importante analisado foi o momento de redução (modelos) das tensões. Nossos resultados apontaram melhor padrão de distribuição de tensões,

principalmente a partir dos modelos de 11.5 mm. Isso é um fator favorável que deve ser levado em consideração. Outros estudos biomecânicos, utilizando a metodologia de elementos finitos, encontraram resultados semelhantes, Kong et al. 2008⁶ realizaram um estudo avaliando o efeito do comprimento e diâmetro, utilizando a metodologia de elementos finitos, sendo que em uma avaliação de comprimentos de 6 mm, 11 mm e 16 mm, a partir do comprimento de 11 mm os resultados foram mais favoráveis para distribuição de tensões.

De fato, a literatura ressalta a importância da utilização de implantes com maiores comprimentos e diâmetros como sugestão para aperfeiçoamento biomecânico. Nesse sentido, Baggi et al. 2008¹¹ ratificam que implantes osseointegrados devem ser escolhidos especialmente baseados em 2 fatores: primeiro: a sobrecarga nas regiões peri-implantares é dependente do tamanho do implante (comprimento e diâmetro) e local da instalação. Além disso, o segundo fator, o estresse mecânico, que pode ser reduzido nos implantes, quando a perda da crista óssea pode ser controlada efetivamente.

Outra informação importante está relacionada ao fato de que o maior comprimento pode ser benéfico principalmente para implantes de estreito diâmetro. Petrie e Willians 2005¹³ baseados em estudo utilizando a metodologia de elementos finitos analisaram diferentes diâmetros e comprimentos (5.75 mm a 23.5 mm), recomendando que, na utilização, principalmente em osso de baixa qualidade, é crucial a utilização de implantes de longo e de largo diâmetro. Os autores ainda enfatizam que o aumento do comprimento pode interagir de moderado para expressivamente na melhoria da distribuição de tensões, especialmente em implantes de diâmetro regular e estreito.

Por outro lado, a utilização sensata de implantes curtos também pode ser realizada. Um dos grandes motivos para se estudar o comportamento biomecânico dos implantes curtos é o fato de que,

com o atual desenvolvimento da implantodontia, principalmente em relação ao tratamento de superfície, consegue-se atingir um sucesso clínico semelhante aos implantes convencionais com a utilização destes.¹⁴ Pode ser uma alternativa de tratamento, com os devidos cuidados necessários, para casos nos quais nos deparamos com limitações anatômicas, como pneumatização do seio maxilar e localização do nervo alveolar inferior próximo ao rebordo edêntuloem vez de cirurgias invasivas que requerem grande demanda de tempo de tratamento e altos custos.¹⁵

O aumento da intensidade das tensões geradas pelo carregamento oblíquo foi uma constante encontrada em nosso trabalho. Esse dado fora encontrado também por outros autores, como, de Faria Almeida et al. 2013¹⁶, que constataram, pela metodologia de elementos finitos tridimensionais, que a aplicação de cargas oblíquas é mais danosa ao tecido ósseo, principalmente quando associadas aos implantes de hexágono externo. Além disso, Papavasiliou et al. 1996¹⁷, utilizando a mesma metodologia, constataram que o carregamento oblíquo aumentou a tensão no osso cortical em 15 vezes, sendo essa uma condição que pode estar associada à microfratura no tecido ósseo. Esse fato nos reforça ainda mais a grande importância de um bom ajuste oclusal, principalmente uma prótese sobre implante unitária, visando, além de reestabelecer a eficiência mastigatória, minimizar as concentrações de tensões geradas pelas forças biomecânicas da mastigação, tendo em vista gerar somente forças axiais nessa restauração protética.

Diante dos resultados, confirmaram-se as hipóteses elaboradas, uma vez que o aumento do comprimento do implante foi mais favorável para a distribuição de tensões, e o carregamento oblíquo apresentou as maiores concentrações de tensões.

CONCLUSÃO

Baseado na metodologia utilizada conclui-se que:

- O aumento do comprimento permitiu melhor distribuição de tensões na região peri-implantar.
- Os implantes com comprimento acima de 11.5mm apresentaram uma redução de tensões consideravelmente, quando comparados com os demais modelos.
- O carregamento oblíquo foi o mais prejudicial, quando comparado com o carregamento axial.

AGRADECIMENTOS

- Fundação de Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP 2009/15169-5
- Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil.

REFERÊNCIAS

1. Wennerberg A, Albrektsson T. Current challenges in successful rehabilitation with oral implants. *J Oral Rehabil.* 2011 Apr; 38(4):286-94.
2. Toniollo MB, Macedo AP, Rodrigues RC, Ribeiro RF, de Mattos Mda G. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution on different bony ridges with different lengths of morse taper implants and prosthesis dimensions. *J Craniofac Surg.* 2012 Nov; 23(6):1888-92.
3. Telleman G, Raghoobar GM, Vissink A, den Hartog L, Huddleston Slater JJ, Meijer HJ. A systematic review of the prognosis of short (<10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. *J Clin Periodontol.* 2011 Jul; 38(7):667-76.
4. Ding X, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009 Dec; 11(4):279-87.
5. Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ, Tu MG, Ko CC, Shen YW. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: a non-linear finite element study. *J Dent.* 2008 Jun; 36(6):409-17.
6. Kong L, Sun Y, Hu K, Li D, Hou R, Yang J, Liu B. Bivariate evaluation of cylinder implant diameter and length: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont.* 2008 Jun; 17(4):286-93.
7. Verri FR, Pellizzer EP, Rocha EP, Pereira JA. Influence of length and diameter of implants associated with distal extension removable partial dentures. *Implant Dent.* 2007 Sep; 16(3):270-80.
8. Pellizzer E, Tonella B, Ferrazzo R, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Goiato M. Photoelastic analysis of cemented or screwed implant-supported prostheses with different prosthetic connections. *J Oral Implantol.* 2010 Aug 16. [Epub ahead of print]
9. Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in Clinical Dentistry.* Chicago, Ill: Quintessence Publishing Co, 1987.
10. Himmlová L, Dostálová T, Káčovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004 Jan; 91(1):20-5.
11. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2008 Dec; 100(6):422-31.

12. Cooper LF. Factors influencing primary dental implant stability remain unclear. *J Evid Based Dent Pract.* 2012 Sep; 12(3 Suppl):185-6.
13. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005 Aug; 16(4):486-94.
14. Kotsovilis S, Fourmouis I, Karoussis IK, Bamia C. A systematic review and meta-analysis on the effect of implant length on the survival of rough-surfaced dental implants. *J Periodontol.* 2009 Nov; 80(11):1700-18.
15. das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ. Short implants--an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006 Jan-Feb; 21(1):86-93.
16. de Faria Almeida DA, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago Junior JF, de Carvalho PS. Influence of Morse Taper and External Hexagon Connections on Bone Stresses Around Tilted Dental Implants. Three-Dimensional Finite Element Method With Statistical Analysis. *J Periodontol.* 2013 May 20. [Epub ahead of print]
17. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent.* 1996 Dec; 76(6):633-40.

CORRESPONDÊNCIA

Professor Eduardo Piza Pellizzer

Departamento de Prótese Dentária e Materiais Odontológicos, UNESP - Univ Estadual Paulista Araçatuba São Paulo/Brasil

Rua José Bonifácio, 1193. Araçatuba/São Paulo/BR CEP 16015-050,

Telefone: +55 1836363297 –

Fax: +55 – 1836363245.

E-mail: ed.pl@uol.com.br

(FAPESP 2009/15169-5)