

Implantes curtos do tipo cone - Morse: Proporção coroa-implante

Morse Taper implants short: crown-to-implant ratio.

Eduardo Piza Pellizzer^I | Sandra Lúcia Dantas de Moraes^{II} | Joel Ferreira Santiago Junior^{III}
Daniel Augusto de Faria Almeida^{IV} | Heitor Marques Honório^V | Fellippo Ramos Verri^{VI}

RESUMO

A proposta deste estudo foi analisar as interações biomecânicas no tecido ósseo entre implantes curtos e coroas implantossuportadas com diferentes alturas. Dois modelos foram confeccionados usando os programas Invesalius 3.0, Rhinoceros 4.0 e Solidworks 2010. Esses modelos foram constituídos de um bloco ósseo com implante curto (3,75 x 8,5 mm) cone Morse. A altura da coroa (cimentada) foi estabelecida em 10.00 mm e 15.00 mm. Os modelos foram processados pelos programas Femap 10 e NeiNastran 10.0. A força aplicada foi de 200N (vertical) e 100N (oblíqua). Os resultados foram plotados em mapas de Tensão Máxima Principal. A análise estatística foi realizada com ANOVA. Os resultados apontaram que o aumento da altura da coroa ampliou a concentração de tensões na coroa de 15 mm, sob carregamento oblíquo ($p < 0.001$), e a carga oblíqua ampliou consideravelmente a área de concentração de tensões ($p < 0.001$). O aumento da coroa ampliou a concentração de tensões sendo estatisticamente significativa para implantes curtos do tipo cone Morse. A região distal e mesial apresentaram a maior concentração de tensões, sob carregamento oblíquo. O carregamento oblíquo foi o mais prejudicial, quando comparado com o carregamento axial, sendo estatisticamente significativa.

Descritores: Implantes dentários; Biomecânica; Análise por elementos finitos. Análise de variância.

ABSTRACT

The purpose of this study was to analyze the biomechanical interactions in bone tissue between short implants and implant-supported crowns with different heights. Two models were made using the programs InVesalius 3.0, Rhinoceros 4.0 and Solidworks 2010. The models were established from a bone block with the short implant (3.75 x 8.5 mm) with geometry Morse taper connection (MT). The height of the crown (cemented) was set at 10.0 mm and 15.00 mm. The models were processed by programs and 10 NEiNastran Femap 10.0. The force applied was 200N (vertical) and 100N (oblique). The results were plotted on maps Voltage Maximum Principal. Statistical analysis was performed using ANOVA. The results showed that the increase in crown height, increased stress concentration in the crown of 15 mm under oblique loading ($p < 0.001$), the oblique loading has significantly expanded the area of stress concentration ($p < 0.001$). Conclusion:

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 Professora Adjunta, Faculdade de Odontologia de Pernambuco, Universidade de Pernambuco, Campus de Camaragibe, PE, Brasil.

III Doutorando do programa de pós-graduação, Departamento de Prótese Dentária e Materiais Odontológicos, UNESP - Univ Estadual Paulista, Araçatuba, São Paulo, Brasil.

IV Doutorando do programa de pós-graduação, Departamento de Prótese Dentária e Materiais Odontológicos, UNESP - Univ Estadual Paulista, Araçatuba, São Paulo, Brasil.

V Prof. Dr. Departamento de Odontopediatria, Ortodontia e Saúde Coletiva. Faculdade de Odontologia de Bauru - Universidade de São Paulo (FOB-USP).

VI Professor Assistente, Departamento de Prótese Dentária e Materiais Odontológicos, UNESP - Univ Estadual Paulista, campus de Araçatuba, São Paulo, Brasil.

the increase of the crown increased the stress concentration, being statistically significant for short implants Morse taper. The mesial and distal region had the highest concentration of stresses under oblique loading. The oblique loading was more harmful when compared with axial loading, being statistically significant.

Keywords: Dental Implants, Biomechanics, Finite element analysis. Analysis of variance.

INTRODUÇÃO

Os implantes cone Morse apresentaram elevada previsibilidade nos tratamentos reabilitadores ao longo das últimas décadas.^{1,2} Além disso, possuem a vantagem de localizar a junção implante/coroa na região intrassulcular, a distância da crista óssea.^{3,4} Esse fato tem conduzido a menor perda óssea perimplantar nestes implantes,^{5,6} permitindo um isolamento biológico.

Biomecanicamente, os implantes cone-Morse têm apresentado melhor distribuição de tensões, quando comparados a implantes de hexágono externo.^{7,8} Além disso, essa geometria tem permitido maior resistência frente a forças excêntricas e flexão, assegurando uma estabilidade melhor e redução de incidentes e complicações nas próteses.⁹

A associação de implantes do tipo cone-Morse e com geometria curta tem sido relatado na literatura,¹⁰ principalmente em regiões com leito ósseo reduzido, evitando-se, assim, procedimentos cirúrgicos avançados com elevada morbidade, como por exemplo, lateralização e enxertias ósseas.

Os implantes curtos procuram compensar o reduzido comprimento através de tratamento de superfície, número e formato de roscas, o que permite um melhor contato osso-implante.¹¹ Uma possível desvantagem biomecânica está relacionada com a proporção coroa/implante observada nesses implantes, uma vez que uma coroa longa é capaz de funcionar como um cantiléver vertical, poten-

cializando forças oriundas da mastigação.¹¹ Assim, um rigoroso ajuste oclusal deve ser recomendado a fim de evitar sobrecargas nessas reabilitações. Além disso uma situação de possibilidade de falhas pode ocorrer em situações de parafunções.¹²

Estudos que realizam uma análise biomecânica utilizando a metodologia de elementos finitos tridimensionais associada à ferramenta de estatística¹³ permitem analisar por meio de simulação computacional o melhor direcionamento clínico para cada situação proposta.

Assim, o objetivo deste estudo foi estudar a distribuição de tensões no tecido ósseo perimplantar em implantes curtos de 8,5 mm, com diâmetro de 4,0 mm e conexão protética de cone-Morse, com altura de coroa de 10,0 mm e 15,00 mm, sob cargas axiais e oblíquas. A hipótese da pesquisa é a de que a maior altura de coroa em implantes de diâmetro regular apresenta uma maior concentração de tensões no tecido ósseo perimplantar em implantes cone Morse.

MATERIAIS E MÉTODOS

Delineamento Experimental

Este estudo foi desenvolvido, considerando-se os fatores: altura da coroa em dois níveis: 10 mm e 15 mm; forças em dois níveis: axial e oblíqua; regiões em quatro níveis: mesial, distal, vestibular e lingual.

Método de elementos finitos

Essa metodologia segue à semelhança de estudos prévios realizados anteriormente. Para este estudo, foram confeccionados quatro modelos tridimensionais (Tabela 1), representados por uma secção de osso mandibular, com um implante e uma coroa. As dimensões do bloco ósseo foram de 25.46 mm de altura, 13.81 mm de largura e 13.25mm de espessura, composto por osso tra-

becular no centro circundado por 1 mm de osso cortical da região do segundo molar mandibular, simulando um osso tipo III.

Tabela 1 - Especificações dos modelos

| Modelo | Carga | Descrição |
|--------|---------|---|
| A | Axial | Implante unitário de 3,75 x 8,5mm e coroa 10 mm |
| B | Axial | Implante unitário de 3,75 x 8,5mm e coroa 15 mm |
| C | Oblíqua | Implante unitário de 3,75 x 8,5mm e coroa 10 mm |
| D | Oblíqua | Implante unitário de 3,75 x 8,5mm e coroa 15 mm |

O osso (trabecular e cortical) foi obtido a partir da recomposição de uma Tomografia Computadorizada da secção transversal mandibular na região de molar, transferida ao programa InVesalius (CenPRA, São Paulo, Brasil). A partir da imagem bidimensional da tomografia, o programa InVesalius permite criar modelos virtuais tridimensionais. Posteriormente, o modelo foi exportado ao programa Rhinoceros® 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, Seattle, EUA) para modelagem final das superfícies envolvidas no estudo.

A geometria de 1 implante cone Morse de 3.75mm x 8,5 mm (Conexão Master Screw, Sistemas de Próteses, Arujá, Brasil) foi utilizada como referência para a elaboração do modelo do implante, bem como dos componentes utilizados na infraestrutura. Estes foram desenhados e simplificados virtualmente, usando o programa de desenho assistido SolidWorks® 2006 (SolidWorks Corp, Waltham, EUA).

A coroa cimentada do tipo UCLA foi simulada com uma infraestrutura de Níquel-Cromo e porcelana feldspática, com alturas, de 10 mm e de 15 mm. A montagem da coroa com infraestrutura metálica e o implante foram realizados no programa Rhinoceros® 3D 4.0 (NURBS Modeling for

Windows, Seattle, EUA) para sua posterior inserção na porção óssea.

A superfície externa da coroa foi obtida a partir de um dente artificial, um segundo molar mandibular, obtido de um manequim odontológico experimental (Odontofix, Indústria e Comércio de Material Odontológico Ltda, Ribeirão Preto, Brasil), o qual foi digitalizado por meio de um scanner de superfície (Roland DG, São Paulo, Brasil). A imagem tridimensional digitalizada foi exportada ao programa Rhinoceros® 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, Seattle, EUA) para a realização do detalhamento das superfícies, bem como a montagem final dos modelos, inserindo o conjunto implante e infraestrutura como coroa no bloco ósseo. Após essa montagem, os conjuntos foram exportados para o programa FEMAP® 10 (Siemens PLM software Inc., Santa Ana, EUA). Esse software permite a importação de geometrias, geração de malhas, configuração de propriedades mecânicas e modelos de materiais, além de simular o comportamento físico.

Assim, iniciou-se a geração das malhas de elementos finitos para análise. Inicialmente, foram incorporadas as propriedades mecânicas correspondentes a cada material, como o módulo de Young e o coeficiente de Poisson, que foram determinados a partir de valores obtidos na literatura, conforme são mostrados na Tabela 2. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos.

Tabela 2 - Propriedades dos Materiais

| Estruturas | Módulo de Elasticidade (E) (GPa) | Coefficiente de Poisson (ν) | Referências |
|-----------------------------|----------------------------------|-----------------------------|-------------|
| Osso Trabecular | 1.37 | 0.30 | 14 |
| Osso Cortical | 13.7 | 0.30 | 14 |
| Titânio | 110.0 | 0.35 | 15 |
| Liga NiCr | | 0.33 | 16 |
| Porcelana Feldspática | 82.8 | 0.35 | 17 |
| Cimento de fosfato de Zinco | 22.4 | 0.35 | 16 |

Definidas as propriedades mecânicas dos materiais envolvidos, foram geradas as malhas de elementos finitos para cada estrutura envolvida no estudo. Para isso, utilizou-se o elemento sólido tetraédrico parabólico padrão do FEMAP¹⁰ (Siemens PLM Software, Inc., Santa Ana, EUA), conforme apresentado em figura 1



Figura 1 – Esquema de malha de elementos finitos dos modelos simulados. Implante Cone Morse : Cortical e Trabeculado; Porcelana, Núcleo e Linha de cimento: Coroas de 10 mm e 15 mm. Titânio: Pilar e Implante.

O bloco de osso foi fixado nos três planos do espaço, nas faces laterais, sendo que a base ficou livre ou suspensa. Todas as superfícies de contato entre as estruturas do estudo foram simuladas por contato colado. A única exceção foi o contato entre a infraestrutura e o implante que foi simulado do

tipo justaposto. O carregamento total foi de 200N em direção axial, realizado em 4 pequenas áreas de superfície, em cada cúspide. O carregamento oblíquo foi de 100N, feito mediante a supressão das cargas sobre as cúspides vestibulares numa tentativa de aproximação de situação clínica real.

Finalizadas todas as configurações do problema matemático, a análise foi gerada pelo programa FEMAP 10 (Siemens PLM Software Inc., Santa Ana, EUA) e exportada para resolução no núcleo de solução do programa de elementos finitos NEiNas-tran® 9.0 (Noram Engineering, Westminster, EUA), para obtenção dos resultados. Após o cálculo dos resultados, estes foram exportados novamente ao programa FEMAP 10 (Siemens PLM software Inc., Santa Ana, EUA) para visualização gráfica, por meio dos mapas de tensão e/ou deslocamento. Os resultados obtidos foram visualizados por meio de mapas de Tensão Máxima Principal para indicar os níveis e padrões da concentração de tensões.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise de variância a três critérios foi realizada para verificar a influência dos fatores: altura da coroa (10 mm e 15 mm), força (Axial e Oblíqua) e regiões da cortical óssea (mesial, distal, vestibular e lingual) na distribuição de Tensões Máxima Principal, utilizando valores de $p < 0.05$, os quais foram considerados estatisticamente significativos. Utilizou-se o pós-teste de Tukey para analisar os resultados significativos e interações. O software de estatística Sigma (Sigma Plot¹³.São José, EUA) foi empregado.

RESULTADOS

O critério de tensão máxima principal foi utilizado para análise do tecido ósseo. Esse tipo de análise é indicado e recomendado para materiais do tipo frágeis. A unidade utilizada foi MegaPascal (MPa).

As tensões de tração (valores positivos) e compressão (valores negativos) para as coroas de 10 mm e 15 mm estão ilustrada nas Figuras 2 e 3.

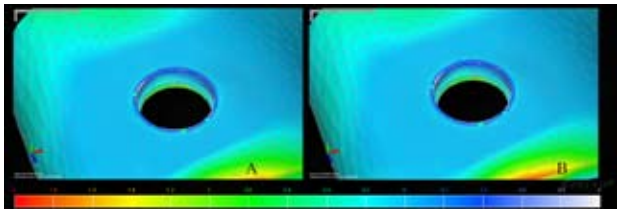


Figura 2 – Cortical Óssea Superior – Carregamento Axial - Modelos A e B.

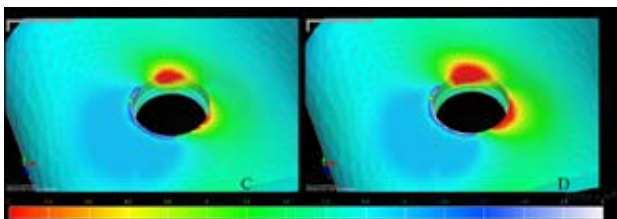


Figura 3 – Cortical Óssea Superior – Carregamento Oblíquo - Modelos C e D.

Análise do aumento da coroa em implante cone Morse

Em uma análise dos modelos, observou-se que houve um padrão de distribuição de tensões semelhantes para os dois modelos analisados, sob carregamento axial (Figura 2). Porém, em uma análise do carregamento oblíquo, houve aumento da concentração de tensões na cortical com ampliação da coroa (figura 3). A análise ANOVA e pós-teste de Tukey apontaram resultados estatisticamente significantes para o aumento da concentração de tensões na cortical óssea com o aumento da coroa para 15 mm, $p < 0.001$ (Figura 4).

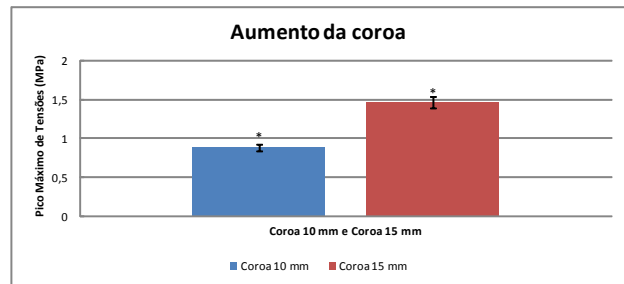


Figura 4 – O aumento da coroa de 10 mm para 15mm ampliou a concentração de tensões na cortical óssea sendo estatisticamente significativa ($p < 0.001$) em implantes cone Morse. * Diferença significativa.

Análise das Regiões

Em uma análise das diferentes regiões (mesial, distal, vestibular e lingual), sob carregamento axial, o aumento da coroa de 10 mm para 15 mm ampliou a concentração de tensões significativamente, embora de maior intensidade no carregamento axial (média máxima de: -0.29 MPa – face mesial), figura 5A.

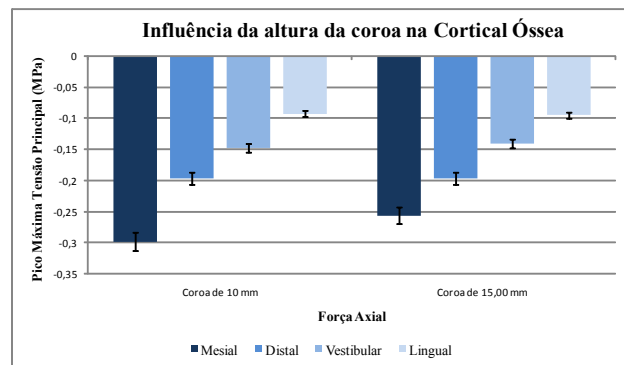


Figura 5A– Análise da influência da altura da coroa nas diferentes regiões da cortical óssea, sob carregamento axial.

Em uma análise da influência da altura da coroa nas diferentes regiões da cortical óssea, sob carregamento oblíquo, observou-se que o aumento da coroa para 15 mm ampliou a concentração de tensões, principalmente na região distal e vestibular, conforme figura 5B.

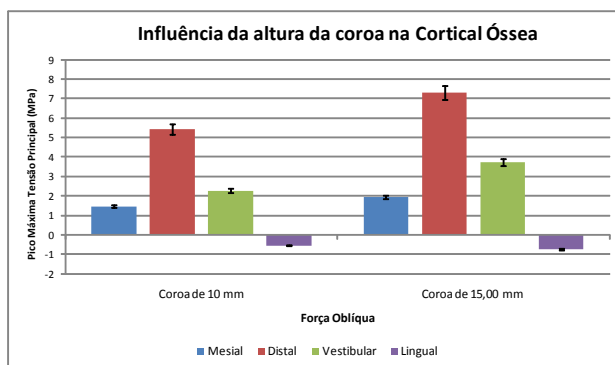


Figura 5B - Análise da influência da altura da coroa nas diferentes regiões da cortical óssea, sob carregamento oblíquo.

Análise de Variância (ANOVA) a três critérios mostrou existirem diferenças significantes entre as regiões analisadas ($p < 0.001$), sendo que o pós-teste de Tukey apontou diferenças estatisticamente significantes entre regiões: distal vs. lingual ($p < 0.001$), distal vs. mesial ($p < 0.001$), distal vs. vestibular ($p < 0.001$), vestibular vs. lingual ($p < 0.001$), vestibular vs. mesial ($p = 0.015$), mesial vs. lingual ($p < 0.001$)

Análise da força

Em uma análise da distribuição de tensões nos modelos de implantes cone Morse analisados, observou-se que a aplicação da carga oblíqua potencializou a concentração de tensões nos modelos analisados, sendo estatisticamente significantes ($p < 0.001$). (figura 5C)

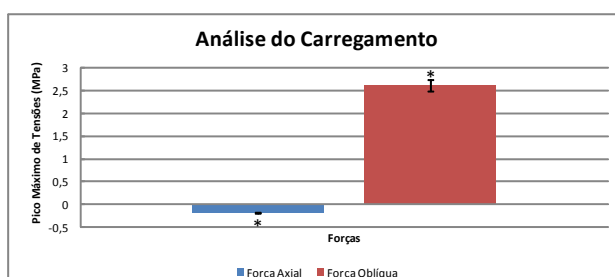


Figura 5C – Análise da influência do carregamento. A aplicação da carga oblíqua potencializou a concentração de tensões sendo estatisticamente significantes. ($p < 0.001$).

DISCUSSÃO

A utilização de implantes com a geometria cone Morse apresenta não só respaldo na literatura,² como também, demonstra vantagens biomecânicas no que diz respeito ao travamento do pilar/implante e distribuição de tensões ao redor da região perimplantar.^{7,9} O efeito de uma distribuição de tensões eficaz e de baixa magnitude ao redor da cortical óssea nesses implantes tem sido relatado recentemente¹⁸. Nossos resultados concordam, revelando uma intensidade de tensões de no máximo 9.2 MPa na face distal, sob carregamento oblíquo da coroa de 15 mm.

Os resultados apresentados neste estudo estão dentro dos limites fisiológicos propostos na literatura de até 170 MPa de compressão e 76 MPa de tração.¹⁷ Além disso, esses resultados apontaram uma possível vantagem dos implantes cone-Morse e a possibilidade de centralização das tensões ao longo eixo do implante,^{8,9} reduzindo a magnitude de tensões na cortical óssea.

Com relação ao aumento da coroa, de fato, essa é uma importante variável biomecânica que sobrecarregou o implante ($p < 0.001$). Esse dado concorda com a literatura qual revela que uma relação coroa/implante desvantajosa pode levar à falha e ao comprometimento do implante.¹⁸ A literatura recente ainda sugere que a relação coroa/implante seja um importante fator que possa regular o sucesso e a perda óssea ao redor dos implantes. Assim, o controle adequado de cargas funcionais vou conduzir a redução de tensões excessivas na interface osso-implante que podem resultar na perda da crista óssea ou no insucesso do implante.¹⁹

No que diz respeito ao aumento da coroa de 10 mm para 15 mm, a literatura tem relatado uma possível vantagem da geometria de implantes cone Morse, quando comparada a implantes de hexágono externo.¹⁸ Os implantes de hexágono externo apresentam uma maior área de concentração de tensões ao redor da cortical óssea, quando compa-

rado a implantes do tipo cone-Morse.^{7,9,18}

O carregamento oblíquo induziu a uma maior concentração de tensões no tecido ósseo ao redor dos implantes, principalmente nas faces distal e mesial, sendo em maior proporção para o modelo com a coroa de 15 mm ($p < 0.001$). Isso está de acordo com a literatura, a qual relata maior intensidade de tensões no tecido ósseo para implantes sob carregamento oblíquo, quando comparado ao carregamento axial.^{7,20} Além disso, em implantes curtos, essa situação pode ser ainda agravada devido à menor área para dissipação de tensões. Assim, um correto planejamento reabilitador e, o controle das forças mastigatórias para permitir um direcionamento das forças ao longo eixo do implante são relevantes.

A hipótese definida como a de que o aumento de coroas em implantes curtos é prejudicial para o tecido perimplantar foi aceita, representando assim um passo importante no adequado planejamento das próteses implantossuportadas. O controle parafuncional e, a distribuição das forças para o longo eixo do implante são variáveis importantes que devem ser consideradas.

CONCLUSÃO

Considerando-se as limitações da metodologia utilizada, foi que conclui-se:

- O aumento da coroa ampliou a concentração de tensões, sendo estatisticamente significativa para implantes curtos de cone Morse.
- O carregamento oblíquo foi o mais prejudicial, quando comparado com o carregamento axial, sendo estatisticamente significativa.

AGRADECIMENTOS

- Fundação de Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP 2009/16164-7

- Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, Campinas, São Paulo, Brasil
- Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Jiansheng H, Dongying X, Xianfeng W, Baoyi X, Qiong L, Jincai Z. Clinical evaluation of short and wide-diameter implants immediately placed into extraction sockets of posterior areas: a 2-year retrospective study. *J Oral Implantol* 2012; 38(6):729-37.
2. Nentwig GH. Ankylos implant system: concept and clinical application. *J Oral Implantol* 2004;30(3):171-7.
3. Inoue RT, Inoue NJ, Inoue LT, Feltrin PP. Resolução protética em implante com conexão Cone Morse, de único estágio cirúrgico, utilizando-se poste sólido sem e com preparo. *Implant News* 2006; 3(6): 625-632.
4. Calvo Guirado JL, Saez Yuguero MR, Pardo Zamora G, Muñoz Barrio E. Immediate provisionalization on a new implant design for esthetic restoration and preserving crestal bone. *Implant Dent* 2007;16(2):155-64.
5. Weng D, Nagata MJ, Leite CM, de Melo LG, Bosco AF. Influence of microgap location and configuration on radiographic bone loss in non-submerged implants: an experimental study in dogs. *Int J Prosthodont* 2011;24(5):445-52.
6. Mangano C, Mangano F, Shibli JA, Ricci M, Sammons RL, Figliuzzi M. Morse taper connection implants supporting "planned" maxillary and mandibular bar-retained overdentures: a 5-year prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res* 2011;22(10):1117-24.
7. Tonella BP, Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, Ferraço R, de Faria Almeida DA. Photoelastic

- analysis of biomechanical behavior of single and multiple fixed partial prostheses with different prosthetic connections. *J Craniofac Surg* 2011;22(6):2060-3.
8. Pellizzer EP, Carli RI, Falcón-Antenucci RM, Verri FR, Goiato MC, Villa LM. Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. *J Oral Implantol* 2011 Dec 30. [Epub ahead of print]
 9. Pellizzer EP & Perri de Carvalho PSP. *Fundamentos em Implantodontia: uma visão contemporânea*. São Paulo: Quintessence, 2011.
 10. Urdaneta RA, Daher S, Leary J, Emanuel KM, Chuang SK. The survival of ultrashort locking-taper implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(3):644-54.
 11. Santiago Junior JF; Verri FR ; Pellizzer EP; Moraes SLD ; Carvalho BM. Implantes dentários curtos: Alternativa conservadora na reabilitação bucal.. *Revista de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial* 2010; 10(1): 67-76.
 12. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns: preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J Periodontol* 2004;75(2):327-32.
 13. Chu CM, Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ. Influences of internal tapered abutment designs on bone stresses around a dental implant: three-dimensional finite element method with statistical evaluation. *J Periodontol* 2012;83(1):111-8.
 14. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997;10(1):19-27.
 15. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama H, Miyakama O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(6):781-90.
 16. Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J Dent Res* 1987;66(9):1493-8.
 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;76(6):633-40.
 18. Moraes SLD. *Influência da altura da coroa em implantes osseointegrados. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais, SP [tese]*. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho";2011.
 19. Malchiodi L, Cucchi A, Ghensi P, Consonni D, Nocini PF. Influence of crown-implant ratio on implant success rates and crestal bone levels: a 36-month follow-up prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2013 Feb 12. doi: 10.1111/clr.12105. [Epub ahead of print]
 20. Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Santiago JF, de Moraes SL, de Carvalho BM. Photoelastic analysis of the influence of platform switching on stress distribution in implants. *J Oral Implantol*. 2010;36:419-24.

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 16015-050, Brasil. Telefone: +55 1836363297 – Fax: +55 – 1836363245.

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