

Avaliação das tensões na interface implante/coroa

Evaluation of stress distribution on the implant/crown interface

Rosse Mary Falcón-Antenucci^I
Eduardo Piza Pellizzer^{II}
Paulo Sérgio Perri de Carvalho^{III}
Jorge Vicente Lopes da Silva^{IV}
Sandra Lucia Dantas de Moraes^V

Recebido em 09/01/2008
Aprovado em 19/02/2008

RESUMO

Objetivo: nesta pesquisa, foi realizada uma análise da influência da inclinação das cúspides e direção da carga oclusal na distribuição das tensões, na interface implante/coroa em próteses implanto-suportadas. Metodologia: foram confeccionados 4 modelos mandibulares com auxílio de um scanner 3D e os programas de desenho: Rhinoceros 3.0 e SolidWorks 2006, simulando-se um bloco de osso mandibular com a presença de um implante com coroa com diferentes inclinações das cúspides (10°, 20° e 30°). Os modelos foram exportados para o programa de elementos finitos NEiNastran 9.0, para geração da malha de elementos finitos e análise. Aplicou-se uma carga de 200 N, em direção oblíqua, fracionada em 2 pontos, nas vertentes triturantes da coroa e em direção axial distribuída em 4 pontos (50 N), nas vertentes internas da coroa. Resultados: observou-se maiores áreas de tensão no modelo C (Cúspide 30°) (Carga oblíqua), na faixa 40.63-100 MPa. Conclusão: com o aumento da inclinação das cúspides, aumentaram-se tensões na interface coroa-implante, e a carga oblíqua aumentou a tensão na interface coroa-implante.

Descritores: Implante Dentário; Prótese Dentária Fixada por Implante; Biomecânica; Análise de Elemento Finito.

ABSTRACT

Objective: In this study an analysis was made of the influence of cuspal inclination and the direction of occlusal loading on stress distribution in implant-supported prostheses. Methodology: Four models were prepared with the aid of the Rhinoceros 3.0 and SolidWorks 2006 programs and the 3D MDX-20 scanner. A mandibular section of bone with an implant and its superstructures were simulated in this study using a 1-piece 3.75 x 10 mm screw-shape dental implant system and crown with 3 different cuspal inclinations (10°, 20° and 30°). The three-dimensional models were transferred to the NEiNastran 9.0 software for the generation of the mesh of finite elements and analysis. Oblique loading (200 N) was applied on the chewing surfaces of the buccal cusps. Next, vertical loading was applied on internal surfaces of the cusps at four points (50 N). Results: Greater areas of stress were observed in the C model (cuspal inclination 30°) (Oblique load) in the range of 40.63-100 MPa. Conclusion: An increase in cuspal inclination increased stress in the implant/crown interface and oblique loading increased stress in the implant/crown interface.

Descriptors: Dental Implantation; Dental Prosthesis, Implant-Supported; Biomechanics; Finite Element Analysis.

^IMestre em Odontologia, área de concentração em Prótese Dentária. Doutoranda do Programa de Pós-graduação em Odontologia, área de concentração em Prótese Dentária. Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP.

^{II}Professor Adjunto da Disciplina de Prótese Parcial Removível do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese. Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP.

^{III}Professor Titular do Departamento de Cirurgia e Clínica Integrada da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP.

^{IV}Doutor em Engenharia do Centro de Pesquisas Renato Archer.

^VProfessora Assistente da Disciplina de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Pernambuco-UPE. Doutoranda do Programa de Pós-graduação em Odontologia, área de concentração em Prótese Dentária. Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP.

INTRODUÇÃO

Desde a consolidação da osseointegração, a introdução dos implantes na odontologia revolucionou os tratamentos dentários, oferecendo uma nova alternativa de reabilitação na área protética em pacientes desdentados totais ou parciais, restabelecendo a saúde bucal, função e estética, provendo excelentes resultados ao longo prazo. Apesar das altas taxas de sucesso em próteses implanto-suportadas, documentadas por numerosas pesquisas clínicas, este tipo de prótese não está livre de complicações mecânicas.

Estudos longitudinais demonstram um elevado índice de complicações mecânicas¹⁻⁷. Dentre as complicações mais freqüentemente citadas, está a falha dos parafusos⁸⁻¹⁰, e o afrouxamento ou fratura dos parafusos intermediários em próteses unitárias^{4,8-11}.

Como os aspectos biomecânicos de implantes são fundamentalmente diferentes daqueles de um dente natural, circundado por um ligamento periodontal^{7,12}, a possibilidade de se transferir sobrecarga ao implante e deste ao osso circundante, pode acabar ultrapassando o limite fisiológico e provocar falha nas reabilitações ou, até mesmo, a perda da osseointegração^{4,6-8,12}.

A restauração unitária torna-se biomecanicamente complexa, quando se trata da substituição de elementos dentários nas áreas de pré-molares e molares. Isso ocorre, porque, nestas áreas, as forças oclusais são maiores, podendo levar a tensões elevadas nos componentes e osso, tornando a união mais susceptível à falha⁸. Durante a transmissão das forças pela prótese ao implante, o componente lateral da força é responsável pela criação de momentos de torque, os quais têm efeito destrutivo sobre o osso cortical circundante ao implante e podem causar complicações associadas com afrouxamento ou fratura do parafuso¹⁵.

Alguns autores acreditam que a inclinação das

cúspides é o fator biomecânico que pode produzir maior sobrecarga sobre as próteses implanto-suportadas¹³⁻¹⁵. Deste modo, o grau de inclinação das cúspides pode acentuar as forças laterais, quando cargas verticais são aplicadas sobre a superfície oclusal^{16,17}. Portanto, o estudo da tensão em implantes deve incluir não somente forças verticais e horizontais¹³ mas também as forças combinadas ou oblíquas¹⁸, pois estas representam sentidos reais da mastigação e podem produzir forças maiores que causem grandes danos ao osso cortical^{17,18}.

A localização e magnitude das forças oclusais afetam a qualidade e a quantidade de tensão induzidas em todos os componentes do complexo prótese-implante-osso¹⁹. Desse modo, os implantes estão sujeitos a várias magnitudes e direções de forças durante seu funcionamento, transferindo as cargas oclusais aos tecidos biológicos circunvizinhos, sendo um fator crítico para a longevidade do implante²⁰. O objetivo do seu desenho funcional, portanto, deve ser controlar as cargas biomecanicamente (através da dissipação e distribuição)²¹.

Quando a avaliação envolve geometrias complexas, torna-se difícil a determinação da solução analítica, sendo que a técnica da análise de elementos finitos utiliza procedimentos numéricos que auxiliam na compreensão do comportamento mecânico e cálculo das tensões^{18,22}. Com isso, torna-se possível a aplicação de um sistema de forças em qualquer ponto e/ou direção, provendo, assim, informações sobre o deslocamento e o grau de tensão provocado por essas cargas ao elemento dentário, às próteses, ao implante ou ao tecido analisado²².

Estudos em relação a forças funcionais, tipo e magnitude de carga e tensão transferida aos tecidos circundantes em implantes dentários são essenciais para o entendimento do desempenho mecânico de ambos: implante e tecidos circundantes. Apesar de a biomecânica em próteses implanto-suportadas ser alvo de inúmeras pesquisas, os estudos sobre a in-

fluência da anatomia, configuração da superfície oclusal e direção das cargas oclusais, em relação à transmissão da carga na interface osso-implante, são escassos e limitados.

Este estudo teve como propósito realizar uma análise através do método dos elementos finitos tridimensionais, para avaliar a influência da inclinação das cúspides e direção da carga oclusal na distribuição das tensões na interface implante/coroa em próteses implanto-suportadas.

MATERIALE MÉTODO

Para este estudo, foram confeccionados 4 modelos tridimensionais (Tabela 1), representados por uma seção de osso mandibular com um implante e uma coroa. As dimensões do bloco do osso foram 25,46 mm de altura, 13,81 mm de largura e 13,25 mm de espessura, composto por osso trabecular no centro, circundado por 1 mm de osso cortical da região do segundo molar mandibular.

| Modelo | Descrição |
|--------|---|
| A | Implante unitário de 3,75x10 mm com coroa metalocerâmica, apresentando 10° de inclinação das cúspides. Carga Oblíqua. |
| B | Implante unitário de 3,75x10 mm com coroa metalocerâmica, apresentando 20° de inclinação das cúspides. Carga Oblíqua. |
| C | Implante unitário de 3,75x10 mm com coroa metalocerâmica, apresentando 30° de inclinação das cúspides. Carga Oblíqua. |
| D | Implante unitário de 3,75x10 mm com coroa metalocerâmica, apresentando 10° de inclinação das cúspides. Carga Axial. |

Tabela 1 - Especificações dos modelos

Os ossos trabecular e cortical foram obtidos a partir da recomposição de uma Tomografia Computadorizada da seção transversal na região de molar; transferida ao programa InVesalius (CenPRA, São Paulo, Brasil) e posteriormente ao programa Rhinoceros® 3D 3.0 (NURBS Modeling for Windows, USA). A partir da imagem bidimensional da tomografia, o programa InVesalius permite criar modelos virtuais tridimensionais.

A geometria de um implante rosqueável, hexágono externo de 3,75x10 mm (Conexão Master Screw,

São Paulo, Brasil) foi utilizada como referência para a elaboração do modelo do implante. Este foi simulado virtualmente, utilizando o programa de desenho assistido SolidWorks® 2006 (SolidWorks Corp, Massachusetts, USA).

A coroa parafusada do tipo UCLA foi simulada com 3 diferentes inclinações de cúspides (10°, 20° e 30°); o material da coroa foi uma liga de Níquel-Cromo e Porcelana feldspática de 2 mm de espessura²³. A coroa foi desenhada a partir de um dente artificial, segundo molar mandibular, obtido de um manequim odontológico experimental, o qual foi digitalizado por meio de um scanner 3D MDX-20 (Roland DG, São Paulo, Brasil). O modelo foi exportado ao programa Rhinoceros® 3.0, e o detalhamento da superfície foi realizado no programa SolidWorks®. As medidas do dente molar foram baseadas na literatura²⁴.

Confeccionados os modelos tridimensionais, iniciou-se a geração do modelo de elementos finitos para análise, tendo sido inicialmente incorporadas as propriedades mecânicas correspondentes a cada material, tais como módulo de Young e coeficiente de Poisson que foram determinados a partir de valores obtidos na literatura, como mostrados na Tabela 2. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, linearmente elásticos e homogêneos.

| Estruturas | Módulo de Elasticidade (E) (GPa) | Coeficiente de Poisson (ν) | Referências |
|-----------------------|----------------------------------|----------------------------|------------------------------------|
| Osso Trabecular | 1,37 | 0,30 | Sertgoz ²³ |
| Osso Cortical | 13,7 | 0,30 | Papavasiliou ²⁵ |
| Titânio | 110,0 | 0,35 | Ciftci ²⁶ |
| Liga NiCr | 206,0 | 0,33 | Hojjatie & Anusavice ²⁷ |
| Porcelana Feldspática | 82,8 | 0,35 | Sertgoz ²³ |

Tabela 2 - Propriedades dos Materiais.

Definidas as propriedades mecânicas dos materiais envolvidos, foi realizado o processo de geração da malha de elementos finitos. O número de nós e elementos para os modelos neste estudo foi, em média, de 174.284 elementos e 284.815 nós. O modelo foi definido, estabelecendo-se as condições de vínculo ou restrição e carga para a análise dos resultados em função da solicitação imposta.

O carregamento total foi de 200 N nodal28; em direção oblíqua, realizado em 2 pontos, fracionados em 100 N, perpendicular às vertentes triturantes da coroa e em direção axial (200N), distribuídas em 50N por cada ponto, aplicado nas vertentes internas das cúspides da coroa.

Finalizadas as configurações da análise, foi executado o núcleo de solução do programa de elementos finitos NEiNastran® 9.0, gerando os resultados visualizados por meio de mapas de tensão de von Mises .

RESULTADOS

Os mapas de tensão de von Mises apresentaram valores de tensão máxima no local de aplicação da força. Em um corte sagital, observou-se, nos três modelos, a propagação da tensão desde a união do UCLA - parafuso da coroa - plataforma do implante, até a primeira ou segunda rosca do implante (Figuras 1A, 2A, 3A e 4A).

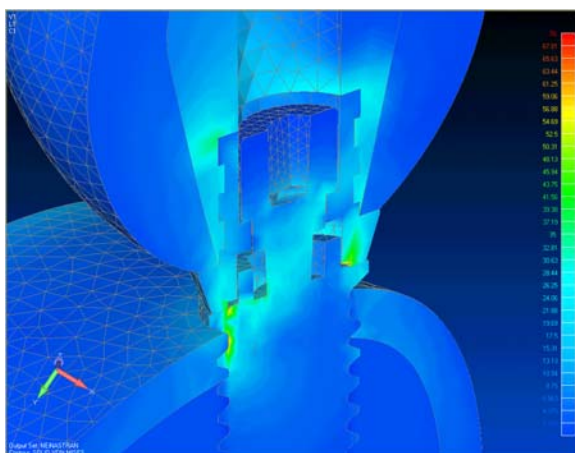


Figura 1 - Maior aumento interface implante/coroa- (Mod. A: Cúspide 10°)(Carga oblíqua)

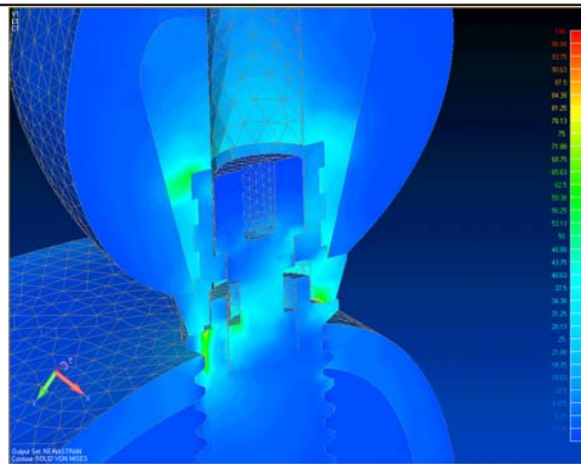


Figura 2 - Maior aumento interface implante/coroa- (Mod. B: Cúspide 20°)(Carga oblíqua)

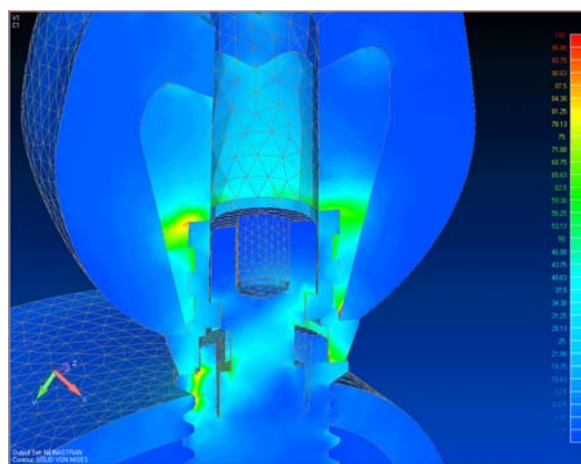


Figura 3 - Maior aumento interface implante/coroa- (Mod. C: Cúspide 30°)(Carga oblíqua)

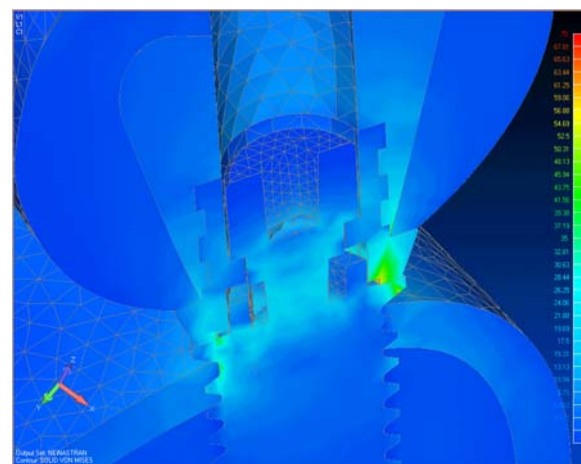


Figura 4 - Maior aumento interface implante/coroa- (Mod. D: Cúspide 10°) (Carga Axial)

Observou-se que as maiores áreas de concentração de tensões localizaram-se na estrutura metálica da coroa (Liga NiCr), ao nível da união com a plataforma do implante com a coroa e no pescoço do parafuso. A intensidade da tensão aumentou conforme aumentou a inclinação da cúspide, o que pode ser verificado através da observação da extensão da faixa 26.25 - 56.88 MPa no modelo A (Figura 1A); a faixa 34.38 - 78.13 MPa no modelo B (Figura 2A) e a faixa 40.63 - 100 MPa no modelo C (Figura 3A), mostrando um aumento dos níveis de tensão em todos os modelos.

Quando comparado o tipo de carga aplicada, os mapas gerais de tensão de von Mises do modelo de carga axial (Figura 4A) e carga oblíqua (Figura 1A) apresentaram valores de tensão máxima no local de aplicação da força. O valor máximo de tensão geral foi encontrado no modelo A (Carga oblíqua) (2012 MPa) (Figura 1A). No corte sagital, observou-se, nos dois modelos, a propagação da tensão desde a união do UCLA - parafuso da coroa - plataforma do implante até a primeira ou segunda rosca do implante.

Observou-se que as maiores áreas de concentração de tensões localizaram-se, para o modelo A (Carga oblíqua) (Figura 1A), nas faces vestibular e lingual da união da coroa com a plataforma do implante, e no modelo D (Carga axial) (Figura 4A), localizou-se nas faces lingual e em uma pequena área na face vestibular da união coroa-implante, o que pode ser verificado por meio da observação das extensões das faixas 24.06 - 56.88 MPa (Mod. D) e 21.08 - 56.88 MPa (Mod. A). Em uma análise comparativa, observou-se uma maior extensão da área de tensão na interface coroa-implante para o modelo A (carga oblíqua) (Figura 1A), a qual alcança até a estrutura metálica da coroa (NiCr).

DISCUSSÃO

Na área da implantodontia, a biomecânica tem um significado especial, porque os dentes e os implantes estão ancorados de modo diferente no osso. A oclusão pode ser um fator crítico para a longevidade

do implante devido ao tipo da carga criado pelo contato do dente com o implante e seu efeito na interface osso-implante. O comportamento do osso na região periimplantar está relacionado à magnitude e concentração de tensão transmitido ao implante. Se as forças oclusais excedem a capacidade da interface para absorver a tensão, o implante falhará²⁰.

A análise pelo método dos elementos finitos tridimensionais foi utilizada neste estudo, porque permite o desenvolvimento de modelos mais realísticos de geometria complexa e detalhada, obtendo-se consequentemente resultados mais coerentes com os fenômenos em estudo^{18,22}.

A carga oblíqua foi aplicada, pelo fato de não serem consideradas importantes, apenas, as forças axiais e horizontais mas também uma carga combinada (força oblíqua), pois representa os movimentos látero-protrusivos durante a mastigação¹⁸. Do mesmo modo, Rangert et al.¹³, em uma análise teórica, afirmaram que dois tipos de forças oclusais devem ser consideradas na avaliação das tensões, em próteses implantado-suportadas, forças axiais e forças oblíquas, pois apesar de, durante a mastigação, ocorrerem, principalmente, forças verticais na dentição natural, as forças transversais também são criadas pela movimentação horizontal da mandíbula e pela inclinação das vertentes das cúspides dos dentes.

A carga mastigatória simulada neste estudo foi de 200 N, representando a média registrada em pacientes com próteses sobre implantes²⁸. Deve ser notado que uma grande variação de forças/cargas verticais tem sido reportada para pacientes com implantes (média: 91-284 N), sendo que a magnitude das cargas parece estar relacionada à localização do implante tanto como à consistência do alimento²⁸, o que demonstra que os limites para o carregamento aceitável dos implantes são difíceis de serem estimados.

Analisando-se o corte sagital dos mapas gerais, observou-se maior tendência à concentração de tensão na interface coroa-implante, na qual a tensão propaga-se através do parafuso até a primeira ou se-

gunda rosca. Este resultado concorda indiretamente com estudos clínicos, nos quais as complicações mecânicas mais freqüentemente encontradas nas próteses implanto-suportadas são no parafuso do abutment, apresentando afrouxamento e/ou fratura dos parafusos, especialmente em coroas unitárias^{4,6,8}. Concorda também com a análise teórica, além das experiências clínicas de Ranger et al.¹³, que também afirmaram que para um implante osseointegrado em osso de boa qualidade, o ponto mais fraco do sistema será no parafuso do abutment ou no parafuso de ouro.

Os pontos de tensão máxima na interface coroa-implante localizaram-se na estrutura metálica da coroa (liga NiCr), isso provavelmente deve-se ao módulo de elasticidade da liga de NiCr²⁷, que é maior que o do Titânio²⁷, que suportou melhor as cargas que a estrutura metálica da coroa.

A tensão na interface coroa-implante aumentou conforme a inclinação da cúspide, apresentando maior intensidade no modelo C (Cúspide de 30°). Provavelmente esse resultado deve ter sido influenciado pelo contato oclusal e pela inclinação da cúspide, pois sabe-se que o grau de angulação da cúspide potencializa a sobrecarga nos componentes do implante^{14,16}, o que está de acordo com os trabalhos de Weinberg & Kruger¹⁵, que, ao avaliar os fatores que produzem sobrecarga no abutment, parafuso e implante, constataram que a medida que aumenta a inclinação da cúspide, maior será a tensão na coroa e no parafuso. Entretanto o aumento das tensões na interface com o aumento da angulação da cúspide parece estar dentro da capacidade de absorção das tensões. Novas pesquisas precisam ser realizadas com o objetivo de melhor explicar essa distribuição e quantificar a capacidade de resistência na interface. Observa-se o maior valor de tensão no modelo A (carga oblíqua), (2012 MPa), em relação ao modelo D (carga axial) (989.1 MPa). Esses resultados provavelmente se devem à intensidade nos pontos de aplicação da carga, de acordo com outros trabalhos em elemento finito^{18,25,29}, entretanto observamos maiores áreas de

tensão e/ou maiores intensidades nas estruturas isoladas do modelo de carga oblíqua.

No corte sagital, observou-se, em ambos modelos, a propagação da tensão desde a união do UCLA - parafuso da coroa até a primeira ou segunda rosca do implante. Estes resultados estão de acordo com Rangert et al.¹³, que afirmaram ser a união coroa-implante, através do parafuso do abutment ou o parafuso de ouro, o ponto mais fraco do sistema prótese/implante. Além disso, estudos longitudinais^{2,3,5,8} mostraram que as falhas mais freqüentes em próteses implanto-suportadas são o afrouxamento ou a fratura dos parafusos do implante. Com a carga oblíqua, a maior concentração de tensão localizou-se em vestibular da união da coroa com a plataforma do implante. Isso provavelmente ocasionou o cantilever criado pela força oblíqua aplicada na cúspide vestibular, o que produz um momento de deflexão na coroa. Isso não foi tão evidente com a carga axial devido a uma melhor distribuição desta.

CONCLUSÃO

Baseado na metodologia utilizada, foi possível concluir que:

- O aumento da inclinação das cúspides aumentou as tensões na interface coroa-implante.
- A carga oblíqua aumentou a tensão na interface coroa-implante.

REFERÊNCIAS

1. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9(1):90-4.
2. Cox JF, Zarb GA. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1987;2(2):91-100.
3. Eckert SE., Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac*

- Implants. 2000;15(5):662-7.
4. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2003;90(2):121-32.
 5. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(2):169-78.
 6. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(3):326-34.
 7. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(1):19-31.
 8. Ekfeldt A, Carlsson GE, Börjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(2):179-83.
 9. Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Branemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. *J Prosthet Dent.* 1995;73(3):274-9.
 10. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(4):450-5.
 11. Laney WR., Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(1):49-54.
 12. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49(6):843-8.
 13. Rangert BO, Jemt T, Jorneus L. Force and moments on Branemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(3):241-7.
 14. Weinberg LA. Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. *Implant Dent* 1998;7(4):277-85
 15. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont* 1995;8(5):421-33.
 16. Kaukinen J, Edge MJ, Lang BR. The influence of occlusal design on simulated masticatory forces transferred to implant-retained prostheses and supporting bone. *J Prosthet Dent.* 1996; 76(1): 50-55.
 17. 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 Impl Res.* 2005; 16(4): 486-94.
 18. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis-A two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantolog.* 1998; 24(2): 80-88.
 19. Sahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *J Dent.* 2002; 30(7-8): 271-82.
 20. Chapman RJ. Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing and force

of occlusal contacts. Quintessence Int. 1989; 20(7): 473-80.

21. Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti F, Misch CE, Wang H-L. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. Implant Dent. 2003; 12(4): 306-17.

22. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review literature. J Prosthet Dent. 2001; 85(6): 585-98.

23. 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.

24. Figún ME, Garino RR. Anatomia odontológica funcional e aplicada. São Paulo: Panamericana; 1988.

25. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. J Dent 1997;25(6):485-91.

26. Ciftci Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15(4):571-82.

27. Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. J Dent Res. 1987;66(9):1493-8.

28. Morneburg TR, Proschel PA. Measurement of masticatory forces and implant forces and implant loads: a methodologic clinical study. Int J Prosthodont 2002;15(1):20-7.

29. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around

the screw-vent implant. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991; 6(4): 391-8.

ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA

Eduardo Piza Pellizzer

Rua José Bonifácio, 1193 - Vila Mendoga

Araçatuba - São Paulo

CEP 16015-050

Telf: (18)36363247

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