

Geometria das roscas dos implantes: revisão de literatura

Geometry of Implant Threads: a Review of the Literature

Sandra Lúcia Dantas de Moraes^I
Bruno Machado de Carvalho^{II}
Eduardo Piza Pellizzer^{III}
Rosse Mary Falcón-Antenucci^{IV}
Joel Santiago Ferreira Júnior^V

Recebido em 12/05/2008
Aprovado em 20/11/2008

RESUMO

Os aspectos biomecânicos de um implante são fundamentalmente diferentes daqueles de um dente natural, circundado por ligamento periodontal. Esse mecanismo de transferência de forças por meio do implante para os tecidos circundantes é um determinante claramente importante no desenvolvimento da interface osso-implante e na longevidade deste. Portanto, é essencial conhecer os fatores relacionados à geometria do implante que influenciam a distribuição do estresse, para determinar o ótimo desenho do implante que minimizará as tensões. O objetivo deste trabalho foi o de realizar uma revisão de literatura para conhecer os diferentes tipos de roscas e sua influência na transmissão das tensões aos tecidos circundantes. Para isso, foi realizada uma busca em 2 bases de dados: MEDLINE e Biblioteca Cochrane desde 1977 a 2008. Os critérios de inclusão e exclusão foram: artigos clínicos, laboratoriais e de revisão que estudavam ou comparavam a geometria das roscas dos implantes. Foram localizados 156 artigos, sendo selecionados 31. Conclui-se que o formato das roscas deve objetivar maximizar a força e estabilidade interfacial assim como a transferência de cargas para o osso de forma mais bem distribuída, melhorando, assim, o prognóstico do implante em longo prazo.

Descritores: Implante Dentário. Biomecânica. Materiais Biomédicos e Odontológicos.

ABSTRACT

The biomechanical aspects of an implant are fundamentally different from those of a natural tooth, surrounded by a periodontal ligament. This mechanism of the transfer of forces by means of the implant to the surrounding tissues is a clearly important determinant in the development of the bone-implant interface and in longevity of the implant. It is therefore essential to know the factors relating to the geometry of the implant that influence the distribution of stress in order to determine an implant design that will minimize the stress. The purpose of this study was to undertake a review of the literature in order to become acquainted with the different types of implant threads and their influence on the transmission of stress to the surroun-

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

^{II}Mestrando do Curso de Pós-graduação em Odontologia, área de concentração - Implantodontia. Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP.

^{III}Professor Adjunto da Disciplina de Prótese Parcial Removível e Implantodontia. Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP.

^{IV}Doutoranda do Curso de Pós-graduação em Odontologia, área de concentração - Prótese Dentária. Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP.

^VMestrando do Curso de Pós-graduação em Odontologia, área de concentração - Implantodontia. Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP.

ding structures. To this end two data bases were consulted: MEDLINE and the Cochrane Library from 1977 to 2008. The inclusion and exclusion criteria were as follows: clinical, laboratory and review articles that examined or compared the geometry of implant threads. Of the 156 articles found, 31 were selected. It was concluded that thread format should maximize strength and interfacial stability, as well as load transfer to the bone in the best distributed manner, thereby improving the long-term prognosis of the implant.

Keywords: Dental Implantation. Biomechanics. Biomedical and Dental Materials.

INTRODUÇÃO

Os implantes dentários osseointegráveis desempenham um importante papel na substituição de elementos dentários perdidos para o restabelecimento da estética e da função perdidas¹. Entretanto, os índices de sucesso relatados variam em diferentes áreas da cavidade bucal e em diferentes pacientes. Por exemplo, menores índices de sucesso são relatados para implantes dentários maxilares que para os mandibulares². Estudos vêm sendo realizados para o entendimento dos fatores que poderiam comprometer o sucesso desses implantes. Fatores, como biocompatibilidade do material, técnica cirúrgica, leito do hospedeiro, condições de carga oclusal e superfície e desenho do implante, têm sido apontados como importantes influenciadores da osseointegração³.

Conseqüentemente, modificações no desenho do corpo e na superfície do implante têm sido sugeridas para aumentar o sucesso em ossos menos densos, através do hipotético ganho de uma melhor ancoragem e uma maior área de superfície para a distribuição das cargas oclusais⁴. A estrutura tridimensional do implante dentário, com todos os elementos e características que a compõem, é conhecida como desenho (ou geometria) do implante. O tipo de interface protética, a presença ou ausência de roscas, macroirregularidades adicionais e o formato externo do corpo do implante constituem os aspectos mais importantes do desenho do implante⁵.

Devido à função dos implantes dentários de transferir as cargas oclusais aos tecidos biológicos adjacentes, o objetivo do desenho do implante deveria ser voltado para o amortecimento das cargas biomecânicas (distribuição e dissipação das forças),

a fim de se otimizar a função da prótese dentária⁶. Esse mecanismo de transferência de forças por meio do implante dentário para os tecidos biológicos é um determinante importante no desenvolvimento da interface osso-implante e na longevidade do implante⁵.

As roscas são utilizadas com o intuito de maximizar o contato inicial, melhorar a estabilidade inicial, aumentar a área de superfície do implante dentário⁷ e promover uma dissipação do estresse mais favorável⁸. Atualmente existe uma variedade nos desenhos das roscas dos implantes dentários. O formato da rosca é particularmente importante na inserção cirúrgica e ancoragem do implante, na distribuição das cargas oclusais aplicadas sobre o implante para o osso circunjacente⁹ e na interface osso-implante após a aplicação da carga⁵.

O objetivo deste artigo é o de realizar uma revisão da literatura atual acerca da geometria das roscas dos implantes dentários, dando ênfase aos seus aspectos biomecânicos e biológicos.

MATERIAL E MÉTODOS

Para a identificação dos estudos incluídos ou considerados nesta revisão, foi realizada uma estratégia de busca detalhada para os bancos MEDLINE e Biblioteca Cochrane nos últimos 31 anos. Foram utilizados como descritores: Dental Implant e Thread.

Os critérios de inclusão e exclusão foram: artigos clínicos, laboratoriais e de revisão, que estudavam a geometria das roscas dos implantes osseointegráveis; foram excluídos estudos cujo idioma não fosse o inglês, espanhol ou o português. De um

total de 156 artigos, após uma análise, segundo o critério de inclusão e exclusão, foram selecionados 31. Os dados foram analisados, cruzados e debatidos para a realização da redação com os resultados concludentes.

REVISÃO DA LITERATURA

A profundidade da rosca, sua espessura, seu ângulo, sua extremidade e seu ângulo helicoidal são alguns dos vários padrões geométricos que determinam a superfície funcional da rosca e afetam na distribuição das cargas biomecânicas nos implantes⁶.

Transformar forças de cisalhamento em forças de resistência na interface óssea é a proposta da incorporação de roscas na superfície dos implantes^{22,23}. Essa é a razão pela qual a maioria dos implantes apresenta-se atualmente com roscas, dado que implantes sem roscas resultam essencialmente em forças de cisalhamento na interface osso-implante^{20,21,24,25}. Entretanto, Jeffcoat et al.²⁶ destacam sucesso em 5 anos de acompanhamento clínico, com controle da reabsorção óssea ao redor de implantes cilíndricos sem roscas com tratamento de superfície de hidroxiapatita.

Kohn et al.¹¹ demonstraram que a tensão é mais concentrada na área de contato do osso com a crista da rosca e que essa tensão diminui da crista para a porção mais basal desta. Tem sido proposto que as roscas, devido aos seus formatos, gerariam campos heterogêneos de estresse dentro da "zona de sobrecarga fisiológica", promovendo, então, a nova formação óssea¹², o que justificaria a formação de osso em íntimo contato com a crista das roscas. Entretanto, deve-se atentar para o fato de que as roscas apresentam formatos diferentes, logo diferentes distribuições de forças e respostas biológicas, o que será abordado a seguir.

A área de superfície funcional por unidade de comprimento do implante pode ser modificada pela variação de 3 parâmetros da geometria da rosca: passo, formato e profundidade¹³. O formato da rosca

é uma característica muito importante da sua geometria geral. Os formatos das roscas disponíveis no mercado são: triangular, quadrada, trapezoidal e suas variações (Figuras 1, 2, 3 e 4). O formato da rosca pode alterar a direção da carga oclusal da prótese para diferentes direções no osso. Sob cargas axiais, uma rosca triangular é comparável à trapezoidal, quando os ângulos das faces são semelhantes, que geralmente são de 30 graus¹⁴. Tem sido sugerido que um desenho quadrado de rosca reduz o componente da força de cisalhamento, transferindo a força axial que incide sobre a prótese para o corpo do implante de uma forma mais axial, favorecendo a compressão óssea⁵. Isso seria particularmente importante para a região de crista óssea, onde, segundo Lum¹⁵, a maioria das forças oclusais é distribuída.

Logo, considerações no desenho do implante

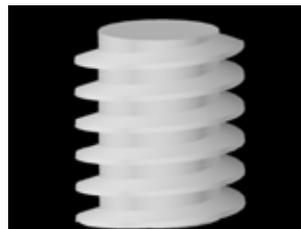


Fig. 1. Rosca de tipo Trapezoidal.



Fig. 2. Rosca de tipo Arredondada.

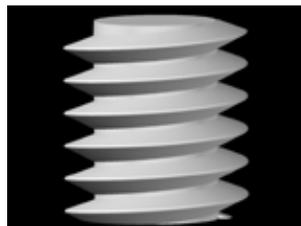


Fig. 3. Rosca de tipo Triangular.

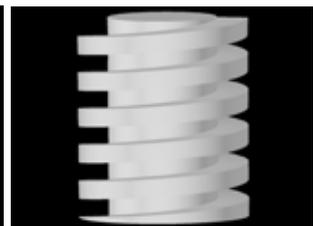


Fig. 4. Rosca de tipo Quadrada.

que reduzem o desenvolvimento de forças de cisalhamento na interface osso-implante, podem melhorar o sucesso em longo prazo, particularmente em ossos de baixa densidade¹⁰. O implante original de Brånemark, introduzido em 1965, apresentava roscas triangulares, para serem instaladas em sítio com osteotomia rosqueada¹⁶. O desenho inicial foi sendo modificado através dos anos, para permitir uma instalação mais simples e eficiente, além de uma melhor distribuição

das cargas. Albrektsson et al.¹⁷ recomendam que o topo das roscas sejam arredondadas, para aliviarem a concentração do estresse.

O passo da rosca é definido como o número de roscas por unidade de comprimento no mesmo plano axial e no mesmo lado do eixo do corpo do implante¹³. Quanto menor o passo, maior a quantidade de roscas no corpo do implante, e, portanto, uma maior área de superfície. Então, se a magnitude da força é aumentada ou a densidade óssea é reduzida, o passo de rosca pode ser reduzido para aumentar a área de superfície funcional, melhorando, assim, a distribuição do estresse. A facilidade da inserção cirúrgica também está associada ao número de roscas. Quanto menor a quantidade de roscas, mais fácil a inserção do implante. Já em ossos mais densos, uma quantidade menor de roscas é mais favorável, uma vez que o osso duro oferece uma maior resistência durante a inserção de um implante rosqueado¹³.

O conceito de implantes com "dupla-rosca" e "tripla-rosca" tem sido recentemente introduzido (ex: Nobel Biocare USA Inc., Yorba Linda, CA; Paragon & Calcitek, Centerpulse Dental Inc., Carlsbad, CA)⁵. Esses implantes têm sido associados a um rosqueamento mais rápido no alvéolo cirúrgico e a um aumento na estabilidade primária, dado que eles requerem um maior torque de inserção. Ossos porosos do tipo IV constituem a maior indicação de seu uso⁹. Entretanto, o número de roscas, a sua profundidade e a área de superfície total são exatamente as mesmas, independente do número de roscas, sendo única, dupla ou tripla. Esses termos referem-se ao processo de fabricação do corpo do implante. Em vez da utilização de um único instrumento para a fabricação de uma rosca de 0,6mm para cada volta no dispositivo, 2 ou 3 instrumentos fazem 2 ou 3 voltas ao mesmo tempo. Esses 2 ou 3 dispositivos são independentes, começando 180° afastados um do outro e também estão 0,6mm de distância uma rosca da outra. Em outras palavras, uma única rosca contorna o corpo do implante a 0,6mm afastada

uma da outra e a dupla-rosca a 1,2mm de distância uma da outra, na mesma área de superfície. Essa técnica permite a instalação do implante na metade do tempo⁵.

O formato de rosca triangular (Fig. 3) (Paragon/Calcitek; Centerpulse Dental Inc.; 3I, 3i Implant Innovations, Inc., Palm Beach Gardens, FL; ITI, The Strauman Co., Waltham, MA; and Nobel Biocare, Nobel Biocare USA Inc.) possui um cisalhamento 10 vezes maior sobre o osso que o de uma rosca quadrada e semelhante ao da rosca trapezoidal¹³. Roscas quadradas (Fig. 4) (Biohorizons; Biohorizons Implant Systems, Birmingham, AL) possuem uma área de superfície otimizada, que é ótima para transmissão de cargas intrusivas e compressivas, resultando em uma menor tensão óssea. Roscas trapezoidais (Fig. 1) são otimizadas para resistirem a cargas de tração¹⁸. Os implantes com roscas trapezoidais reversas (Steri-Oss, Steri-Oss Inc., Anaheim, CA) apresentam estas em menor número e mais rasas⁵.

Outro avanço no formato das roscas tem sido a introdução dos formatos arredondados, que dizem induzir à osseocompressão⁵. Um desenho arredondado (LaminOss immediateload implant; Impladent Ltd., Holliswood, NY) tem mostrado, em observações histológicas em animais, a formação de osso lamelar pela osseocompressão¹⁹. Este permite que o osso seja moldado e compactado circunferencialmente. Futuros estudos clínicos em humanos serão necessários para prover uma análise estatística significativa e validar a importância desse desenho bem como a função da osseocompressão²⁰.

A profundidade da rosca refere-se à distância entre o maior e o menor diâmetro da rosca. Os implantes tradicionais oferecem uma profundidade de rosca uniforme, entretanto essa pode ser variada ao longo do comprimento do implante (Nobel Biocare USA Inc., Yorba Linda, CA), a fim de fornecer uma área de superfície funcional nas regiões de tensão mais intensas (como na região de crista óssea alveolar)¹³.

DISCUSSÃO

Um maior índice de reabsorção óssea foi encontrado nos implantes não rosqueados quando comparados aos rosqueados²¹⁻²⁶. Entre os estudos revisados, somente um²⁶ reportou sucesso em acompanhamento clínico de 5 anos com implantes cilíndricos sem rosca, contudo vale ressaltar que nesse estudo não houve uma comparação com implantes rosqueados. Bolind et al.¹ relataram por meio de uma análise histomorfométrica que a reabsorção óssea para os implantes não rosqueados foi de 65% de seu comprimento, enquanto nos implantes rosqueados foi de 43%. Os valores de contato osso-implante foram de 23% para os não rosqueados e 33% para os rosqueados. Os autores puderam concluir, então, que implantes cilíndricos sem rosca apresentam uma maior saucerização, um menor contato osso-implante e, conseqüentemente, uma menor fixação óssea, evidenciando o valor das roscas na inserção cirúrgica, ancoragem e distribuição das cargas oclusais³⁻⁹, fato esse muito importante em ossos mais porosos², em que essa geometria irá favorecer a estabilidade primária. Bumgardner, Boring e Cooper¹⁰ acrescentam que implantes sem roscas resultam essencialmente em forças de cisalhamento na interface osso-implante. Todas essas desvantagens levaram a uma grande redução do uso e da disponibilidade comercial dos implantes sem rosca, principalmente em implantes curtos, em que o seu pequeno comprimento é compensado pela incorporação de roscas, o que acarretará em um aumento substancial da área de contato osso-implante.

Em contrapartida, houve um aumento no uso e na pesquisa sobre os implantes rosqueados, principalmente no que diz respeito às respostas teciduais ósseas, ao travamento inicial do implante à qualidade e porcentagem de osseointegração e distribuição das forças oclusais. Huang et al.²⁸, por exemplo, investigaram o estresse ósseo e o travamento de 4 desenhos de implantes (cilíndricos sem rosca, cilíndrico com rosca, cônicos sem rosca e cônicos com rosca) e 3 dimensões de implantes (padrão, longo e

de largo diâmetro) por meio do método de análise de elementos finitos em 3D (AEF3D). Eles encontraram que o uso de implantes rosqueados diminuiu o estresse ósseo e aumentou o travamento em cerca de 30%, quando comparados com não rosqueados, o que pode aumentar a estabilidade inicial e sobreviver em longo prazo.

Com relação à qualidade e porcentagem de osseointegração, Steigenga et al.²⁹ analisaram o efeito de 3 tipos de roscas (triangular, quadrada e trapezoidal) por meio das análises histomorfométrica e de torque reverso. Eles acharam um toque reverso e uma porcentagem de contato osso-implante significativamente maiores para os implantes com roscas quadradas. Não foi encontrada diferença significativa entre os testes para os implantes com roscas triangular e trapezoidal. Outros estudos com metodologias diferentes chegaram aos mesmos resultados, como Steigenga et al.²⁹, Misch¹³, Misch, Qu e Bidez¹⁴ e Misch, Bidez e Sharawy¹⁸.

Deve ser considerado que os diversos formatos das roscas provocam diferentes distribuições de forças e respostas biológicas^{11,12,14, 16-20}.

Chun et al.³⁰, por meio da análise de elementos finitos em 2D, analisaram a distribuição óssea das forças oclusais em 5 tipos diferentes de rosca (triangular, quadrada, em platô, em platô com pequeno raio de curvatura positiva e quadrada com pequeno raio de curvatura negativa). Com seus resultados, eles concluíram que a maior concentração do estresse ósseo foi na primeira rosca em todos os modelos e que este foi mais bem distribuído nos implantes com roscas quadradas com pequeno raio de curvatura negativo. Com relação à aplicação de força no eixo longitudinal, o estresse máximo no osso compacto foi maior nas roscas de formato em platô, quando comparadas com as quadradas, as triangulares e suas variações. Os achados de Misch, Qu e Bidez¹⁴ estão de acordo com esse estudo.

Essa distribuição do estresse na interface osso-implante e a estabilidade dos implantes com

rosca pode variar também de acordo com a quantidade das rosca (simples, dupla e tripla), como foi analisado por Sun et al.³¹, através da AEF3D. Eles concluíram que os implantes com rosca simples mostraram uma melhor distribuição do estresse interfacial sob cargas axiais, que as rosca simples e triplas mostraram uma melhor distribuição do estresse sob cargas vestibulo-linguais e que esses 3 números de rosca mostraram uma estabilidade similar do implante após a osseointegração. As rosca dupla e tripla têm sido associadas a um rosqueamento mais rápido no alvéolo cirúrgico e a um aumento na estabilidade primária do implante^{5,9}. Essas características fazem delas uma boa opção para ossos mais corticais.

Temos observado no mercado a existência de passos de rosca diferentes em distintas áreas do mesmo implante, onde o passo é menor na região mais coronal. Este fato pode ser explicado pela necessidade de uma maior área de distribuição de forças nessa região, visto que a interface osso-implante distribui a maioria das forças oclusais para a porção mais superior do corpo do implante, próximo à crista do rebordo¹⁵. Aliado a esse fato, como o passo de

rosca é maior no restante do corpo do implante, há uma maior facilidade e rapidez de inserção deste.

Dentro deste mesmo raciocínio, observamos também a associação de diferentes formatos de rosca em um mesmo implante, com a existência de rosca quadradas na porção mais coronal e de rosca triangulares no restante deste. Essa tendência pode ser justificada pelo fato de o formato triangular favorecer o corte ósseo e a inserção do implante, enquanto o formato quadrado melhorar o travamento e a compactação óssea, assim como a distribuição de forças na região coronal do implante, características muito importantes quando utilizados em regiões posteriores de maxila e mandíbula.

Não há um desenho de rosca ideal. Entretanto, o formato das rosca deve ser confeccionado, objetivando maximizar a força, estabilidade interfacial e transferência de cargas para o osso de forma mais bem distribuída, melhorando, assim, o prognóstico do implante em longo prazo (Tabela 1).

Devemos conhecer as características de cada geometria de rosca para sabermos indicá-las e

Tabela 1

Formato da rosca	Facilidade de inserção	Travamento do implante	Distribuição das forças	Indicações	Referências
Triangulares	Ótima	Regular	Regular	Osso tipo I	13,15,27,28, 29,31
Quadradas	Regular	Ótimo	Ótima	Osso tipo III e IV	5,13,17,28, 29, 31
Trapezoidais	Boa	Bom	Boa	Osso tipo II	13,17,28
Arredondadas	Regular	Ótimo	Boa	Osso tipo III e IV	5,16,19,29

contraindicá-las de maneira adequada, ter em mente também que o formato da rosca é somente uma parte da geometria do implante dentário, em que essa será aliada às outras características geométricas para alcançarmos maiores índices de sucesso.

CONCLUSÕES

1. Transformar forças de cisalhamento em forças de resistência na interface óssea é a proposta da incorporação de rosca nos implantes dentários.
2. As rosca são utilizadas com o intuito de ma-

ximizar o contato inicial, melhorar a estabilidade inicial, aumentar a área de superfície do implante e promover uma dissipação mais favorável do estresse.

3. Existe uma grande variedade nos desenhos das roscas. Sua profundidade, espessura, ângulo, sua extremidade e ângulo helicoidal são padrões geométricos que afetam a distribuição das cargas biomecânicas.
4. Seu emprego é particularmente importante em ossos menos densos.

REFERÊNCIAS

1. Bolind PK, Johansson CB, Becker W, Langer L, Sevetz EB Jr, Albrektsson TO. A descriptive study on retrieved non-threaded and threaded implant designs. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(4):447-55.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387-416.
3. Albrektsson T, Lekholm U. Osseointegration: current state of the art. *Dent Clin North Am.* 1989;33(4):537-54.
4. Schnitman PA, Rubenstein JE, Woehrl PS, DaSilva JD, Koch GG. Implants for partial edentulism. *Int J Oral Implantol.* 1988;52(12):725-36.
5. Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent.* 2003;12(4):306-17.
6. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry.* 2nd ed. St. Louis: Mosby; 1999.
7. Ivanoff CJ, Gröndahl K, Sennerby L, Bergström C, Lekholm U. Influence of variations in implant diame-
- ters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(2):173-80.
8. Brunsky JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3(2):85-97.
9. Sykaras R, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(5):675-90.
10. Bumgardner JD, Boring G, Cooper RC Jr, Gao C, Givaruangawat S, Gilbert JA, et al. Preliminary evaluation of a new dental implant design in canine models. *Implant Dent.* 2000;9(3):252-60.
11. Ko CC, Kohn DH, Hollister SJ. Micromechanics of implant/tissue interfaces. *J Oral Implantol.* 1992;18(3):220-30.
12. Wiskot HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10(6):429-44.
13. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry.* 2nd ed. St. Louis: Mosby; 2000.
14. Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999;57(6):700-8.
15. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol.* 1991;17:126-131.
16. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the eden-

- tulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132.
17. Albrektsson T. On long-term maintenance of the osseointegrated response. *Aust Prosthodont J.* 1993;7(Suppl.):15-24.
18. Misch CE, Bidez MW, Sharawy M. A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case report. *J Periodontol.* 2001;72(9):1276-86.
19. Valen M, Locante WM. LaminOss immediate-load implants: I. Introducing osteocompression in dentistry. *J Oral Implantol.* 2000;26(3):177-84.
20. Block CM, Tillmanns HW, Meffert RM. Histologic evaluation of the LaminOss osteocompressive dental screw: a pilot study. *Compend Contin Educ Dent.* 1997;18:676-85.
21. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T. Removal torques for polished and rough titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3(1):21-4.
22. Richter EJ, Jovanovic SA, Spiekermann H. Rein implantatgetragene Brücken – eine alternative zur verbundbrücke? *Zeitschrift für Zahnärztliche Implantologie.* 1990;6:137-44.
23. Albrektsson T. On long-term maintenance of the osseointegrated response. *Aust Prosthodont J.* 1993;7(Suppl.):15-24.
24. Dietrich U, Lippold R, Dirmeier TH, Behneke N, Wagner W. Statistische Ergebnisse zur Implantatprognose am Beispiel von 2017 IMZ-implantaten unterschiedlicher Indikation der letzten 13 Jahre. *Zeitschrift für Zahnärztliche Implantologie.* 1993;9:9-18.
25. Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Survival of 1,920 IMZ implants followed for up to 100 months. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(5):581-8.
26. Quirynen M, Neert I, van Steenberghe D, Duchateau L, Darius P. Periodontal aspects of Branemark and IMZ implants supporting overdentures: a comparative study. In: Laney, W. & Tolman, D., editors. *Tissue Integration in Oral, Orthopaedic and Maxillofacial Reconstruction.* Chicago: Quintessence; 1992. p.80-93.
27. Jeffcoat MK, McGlumphy EA, Reddy MS, Geurs NC, Proskin, HM. A comparison of hydroxyapatite (HA)-coated threaded, HA-coated cylindrical, and titanium threaded endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(3):406-10.
28. Huang KL, 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;36(6):409-17
29. Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti FH Jr, Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol.* 2004;75(9):1233-41.
30. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehab.* 2002;29(6):565-74.
31. Sun Y, Kong L, Liu B, Song L, Yang S, Wei T. Comparative study of single-thread, double-thread, and triple-thread dental implant: a three-dimensional finite element analysis. *World Journal of Modelling and Simulation.* 2007;3:310-4.

ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA

Eduardo Piza Pellizzer

Rua José Bonifácio, 1193

Vila Mendocça - Araçatuba/SP – Brasil

CEP 16015-050

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

