

Tratamentos de superfície nos implantes dentários

Surface treatments in dental implants

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

Recebido em 27/05/2008
Aprovado em 25/06/2008

RESUMO

As modificações no desenho do corpo e na superfície do implante têm sido sugeridas para aumentar o sucesso em ossos menos densos por meio do hipotético ganho de uma melhor ancoragem e uma maior área de superfície para a distribuição das cargas oclusais. O presente estudo revisa e discute as diferentes superfícies de implante citadas na literatura assim como seus efeitos na qualidade da osseointegração, na biomecânica da distribuição de forças e no sucesso em longo prazo. Foram utilizadas as seguintes bases de dados: MEDLINE, BIREME, Biblioteca Cochrane, BBO e LILACS, nos últimos 27 anos. Os critérios de inclusão e exclusão foram: artigos clínicos, laboratoriais e de revisão com metodologia adequada que estudavam ou comparavam tratamentos de superfícies dos implantes osseointegráveis disponíveis no mercado. De um total de 267 artigos, foram selecionados 36. A literatura demonstra que os implantes com superfície rugosa apresentam uma maior área de contato osso-implante e melhores características biomecânicas. Os implantes mais utilizados nas pesquisas de análise de superfície foram os de titânio comercialmente puro. Os tipos de superfície mais estudados na literatura foram a usinada, seguida da SPT e da com cobertura com hidroxiapatita. Os testes mais utilizados foram análise histométrica e de torque reverso.

Descritores: Implante Dentário. Biomecânica. Osseointegração.

ABSTRACT

Changes in the design of the body and on the surface of the implant have been suggested to increase the success rate in less dense bones, through the hypothetical gain of a better anchorage and greater surface area for the distribution of occlusal loads. This study reviews and discusses the different dental implant surfaces cited in the literature, as well as their effects on the quality of osseointegration, on the biomechanics of load distribution and on success in the long term. The following databases were used: MEDLINE, BIREME, Cochrane Library, LILACS and BBO in the last 27 years. The criteria for inclusion and exclusion were: clinical, laboratory and review articles with appropriate methodology that studied and compared the surfaces of the implants available on the market. From a total of 267 articles, 36 were selected. The literature shows that the implants with a rough surface have

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

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

^{III} Professora 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.

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

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

a larger contact area and better bone-implant contact, as well as better biomechanical characteristics. The most frequently used implants in the surface analysis studies were commercially pure titanium. The types of surface treatment most studied in the literature were the machined, followed by TPS and coverage with hydroxyapatite. The most commonly used tests were histometric analysis and reverse torque analysis.

Keywords: Dental Implantation. Biomechanics. Osseointegration.

INTRODUÇÃO

A previsibilidade dos implantes dentários tem sido variável em diferentes pacientes e em diferentes áreas da mesma boca¹. Podemos citar como exemplo os menores índices de sucesso relatados nos implantes maxilares em relação aos mandibulares².

A biomecânica é imperativa para alcançarmos sucesso clínico em longo prazo. A capacidade do implante de suportar cargas é dependente da qualidade da interface osso-implante. Consequentemente, modificações no desenho do corpo do implante e na sua superfície aumentam o sucesso pela promoção de uma maior área de superfície, contribuindo, assim, para o aumento na força da interface osso-implante, o crescimento ósseo mais acelerado, a melhor estabilidade inicial do implante e uma melhor distribuição do estresse²⁻⁴.

Este artigo revisa e discute as diferentes superfícies de implante citadas na literatura assim como seus efeitos na qualidade da osseointegração, na biomecânica da distribuição de forças e no sucesso em longo prazo.

MATERIAL E MÉTODOS

Para a identificação dos estudos incluídos ou considerados nesta revisão, foi realizada uma estratégia de busca detalhada para os bancos de dados pesquisados, dentre os quais: MEDLINE e Biblioteca Cochrane nos últimos 27 anos. Foram utilizados como descritores: dental, implant, surface e treatment.

Os critérios de inclusão e exclusão foram: artigos clínicos, laboratoriais e de revisão que estudavam ou comparavam tratamentos de superfícies dos implantes osseointegráveis disponíveis no mercado; foram excluídos estudos in vitro, os mais antigos e

aqueles de cujo idioma não fosse o inglês, espanhol ou o português. De um total de 268 artigos, após uma análise, segundo o critério de inclusão e exclusão, foram selecionados 36. Os dados foram analisados, cruzados e debatidos para a realização da redação com os resultados concludentes.

REVISÃO DA LITERATURA

As propriedades superficiais mais importantes são topografia, química, carga superficial e molhamento⁵. Processos relevantes para a funcionalidade do dispositivo, tais como a adsorção de proteínas, interação célula-superfície e desenvolvimento celular e tecidual na interface entre o organismo e o biomaterial, são afetados pelas propriedades superficiais do implante^{6,7}.

O molhamento pode ser melhorado com uma extensiva hidroxilação/hidratação da camada de óxido do titânio. Ele está diretamente relacionado à energia de superfície e influencia no grau de contato, entre a superfície do implante e o meio fisiológico^{8,9}.

Os implantes podem ser classificados de acordo com a sua composição em implantes de titânio ou constituídos de outros materiais (tântalo, ouro, cerâmicas, zircônia, etc.). As superfícies dos implantes de titânio podem ser classificadas em cinco grupos: usinadas, macrotexturizadas, microtexturizadas, nanotexturizadas ou biomiméticas.

Implantes de titânio:

Superfície Usinada: devido à presença de microrranhuras superficiais resultantes do processo de corte ou usinagem da peça metálica, não exhibe características de completa lisura superficial¹⁰. As ranhuras

superficiais são consideradas de extrema importância para o processo de adesão celular e produção de matriz proteica. Os implantes usinados têm um valor médio de rugosidade de superfície (Ra) entre 0,53 e 0,96 μm ¹¹.

Superfícies Macrotextrizadas: o processo de texturização de superfície por adição mais comum é o de spray de plasma, realizado com partículas de titânio (Spray de plasma de titânio - SPT)¹²⁻¹⁵ ou fosfato de cálcio (Spray de plasma de hidroxiapatita - SPH)¹⁶⁻¹⁸, com espessuras que variam de 10 a 40 μm para o SPT e de 50 a 70 μm para a SPH.

O jateamento com partículas de vários diâmetros é outro método frequentemente usado para macrotextrização superficial, neste caso, por subtração¹⁹. A superfície do implante é bombardeada por partículas, como silício, óxido de alumínio (Al₂O₃), óxido de titânio (TiO₂) e vidro, criando, por meio abrasão, uma superfície com ranhuras irregulares, que variam de acordo com o tamanho e a forma das partículas e também das condições do jateamento (pressão, distância do bico do jato à superfície do implante, tempo de jateamento). A rugosidade média (Ra) pode variar entre 1,20 e 2,20 μm ^{20,21}.

A sinterização de partículas esferoidais de Ti (44 a 150 μm), usando altas temperaturas e atmosfera controlada, forma uma estrutura com distribuição uniforme de poros interconectados de 300 μm de profundidade, com um arranjo tridimensional de 100 μm de abertura, o que é ideal para o rápido crescimento ósseo em seu interior¹⁹.

Superfícies Microtexturizadas: outro método para texturização superficial por subtração é o ataque ácido^{22,23}. A rugosidade média (Ra) da superfície é de 1,30 μm ^{10,11,24}.

O tratamento por ácido pode ser feito após a técnica de jateamento descrita anteriormente, com partículas grandes de óxido de alumínio (250 - 500 μm) e posteriormente atacada por ácido sulfúrico/ácido hidrocloreídrico é a superfície SLA [S=sandblasted (jateada); L=large grit (partículas

grandes); A= acid etching (ataque ácido)]. Este tipo de superfície combina uma macrotextrização feita com o jateamento de partículas com a microtexturização causada pelo ataque ácido¹.

O processamento a laser é um novo método que produz, com um alto grau de pureza, rugosidade suficiente para uma boa osseointegração²⁵. Dentre as diversas técnicas de formação metálica direta, a sinterização seletiva a laser (SSL) oferece grandes benefícios potenciais no campo dos biomateriais, devido à sua capacidade de produzir, diretamente do metal em pó, componentes metálicos tridimensionais (3D) a partir de um modelo 3D virtual, com nenhuma ou mínima necessidade de procedimentos posteriores de refinamento^{26,27}. A superfície do metal recém-produzido pela SSL, embora já rugosa, pode não ser ideal para promover a osseointegração. Ela deve ser passível de ser tratada com outros métodos convencionais para melhorar as respostas biológicas²⁶.

Superfícies Nanotextrizadas: uma superfície nanotextrizada pode ser obtida através de um aumento controlado da camada de óxido de titânio (TiO₂), incluindo alterações nas propriedades específicas na espessura, rugosidade e textura do óxido²⁸. O método de obtenção da superfície de óxido porosa é eletroquímico, chamado de oxidação anódica. A média de diâmetro dos poros fica em torno de 1 a 2 μm . Esse tipo de superfície exibe uma topografia única, sem características agudas e com boa capacidade para reter líquidos e tecido ósseo. A camada de óxido é fortemente aderente ao metal subjacente, com ótima resistência ao desgaste, o que indica risco mínimo de liberação de partículas durante a inserção do implante²⁸⁻³⁰.

Superfícies Biomiméticas: atualmente, é possível depositar camadas de fosfato de cálcio sob condições fisiológicas de temperatura e pH pelo processo biomimético. Uma vez que as moléculas estão integradas à estrutura do material, elas são liberadas gradualmente, na medida em que as camadas vão se degradando, o que aumenta o potencial de servi-

rem como um sistema de liberação lento de agentes osteogênicos para o sítio de implantação³¹.

Outra vantagem do processo de cobertura biomimética é que moléculas biologicamente ativas, como agentes osteogênicos, podem ser precipitadas com componentes inorgânicos para formarem uma matriz com propriedades tanto osteoindutora quanto osteocondutora^{31,32}. Nesse processo, células mesenquimais foram isoladas de biópsias da medula óssea, expandidas *in vitro* e então cultivadas na superfície dos implantes, carregando uma camada de fosfato de cálcio e de BMP-233, criando implantes osteoindutores (fatores de crescimento) e osteocondutores (camada de fosfato de cálcio)^{31,34}.

Implantes constituídos de outros materiais:

Temos uma grande variedade, dentro da história da Implantodontia, de materiais utilizados para a confecção dos implantes osseointegráveis, porém, atualmente, somente dois tipos, além do titânio, são utilizados, a cerâmica e a zircônia devido a seus aspectos estéticos.

Pelas características mecânicas da cerâmica, ela pode ser pressionada, porém é passiva de fratura em baixos níveis de tensão, dobra e torção. Os implantes teriam que ter dimensões geométricas grandes, limitando a sua indicação³⁵. A ZrO₂ possui uma dureza menor que o óxido de alumínio, possui uma coloração mais semelhante à do dente, o implante pode ser rosqueado ou cilíndrico, e a sua textura superficial pode ser modificada. Nenhuma união química ou física ocorre entre a ZrO₂ e o biofilme bacteriano, diminuindo os riscos de perimplantite³⁶.

DISCUSSÃO

Nas últimas décadas, uma série de estudos *in vivo* examinou o efeito da superfície dos implantes na cicatrização e aposição ósseas²⁻⁴. Modificações na morfologia e rugosidade superficiais foram inicialmente desenvolvidas com o intuito de aumentar o embricamento mecânico entre tecido ósseo e superfície do implante, melhorando, assim, a esta-

bilidade inicial, sua resistência e a sua dissipação de forças⁵⁻⁹.

Implantes com superfície de SPT mostraram melhores resultados clínicos do que implantes usinados¹⁰⁻¹². Já Carr et al.¹⁵ não encontraram diferenças no percentual de contato osso-implante entre dispositivos com superfície SPT e usinada, contudo, em seu estudo, os implantes foram instalados em osso tipo I e esses foram submetidos à carga funcional por 6 meses, fatores esses que propiciam uma osseointegração mais precoce e um maior contato osso-implante. Quando os implantes tratados com SPT foram comparados a uma superfície tratada com ataque ácido mostraram valores semelhantes de contratorque após um mês de cicatrização¹³. Já quando implantes tratados com SPT foram comparados com implantes tratados com SPH e ataque ácido, por meio de testes histométricos e biomecânicos, a superfície SPT obteve valores mais baixos que as outras duas¹⁴.

De acordo com Buser et al.¹⁶, Jansen et al.¹² e Strnad et al.¹⁷, a superfície, criada pelo spray de plasma de hidroxiapatita (HA), obteve os maiores percentuais de contato osso-implante na maioria das análises histológicas em comparação com outras superfícies, tanto em animais quanto em humanos. Esses dados não combinam entretanto, com os achados de London et al.¹⁸, que obtiveram resultados melhores para implantes tratados com ataque ácido. Todavia, relatos de falhas desse tipo de tratamento, como o descolamento da hidroxiapatita e exposição das roscas do implante no meio bucal, foram responsáveis pelo declínio do seu uso.

Um significativo aumento na retenção óssea foi observado nos implantes tratados com jateamento de partículas de dióxido de titânio (TiO₂)¹⁹, com excelentes resultados clínicos após 5 anos de carga²⁰. Ivanoff et al.²¹ mostraram que a texturização de superfície criada por jateamento levou a um maior contato osso-implante em comparação com a superfície usinada. Contudo, Cordioli et al.¹⁴ não

encontraram diferenças significantes nos valores de contratorque e de contato osso-implante entre implantes com superfícies jateada, maquinada e SPT, provavelmente justificado pelo fato de o experimento ter sido realizado em osso tipo I e ter sido deixado por um longo período de cicatrização.

De acordo com Hsu et al.²², o ataque ácido reduz as concentrações de C, Ti e N, porém aumenta a quantidade de O. Revelando uma superfície mais oxidada que a maquinada²⁸. Klokkevold et al.²³ estudaram a força de osseointegração através da análise do torque reverso de implantes com superfície tratada com ataque ácido e usinados. Os resultados mostraram que implantes tratados quimicamente apresentaram uma força de resistência ao torque reverso 4X maior que os usinados 2 meses após a instalação do implante.

Cordioli et al.¹⁴ fizeram uma comparação histomorfométrica e biomecânica da resposta óssea com 4 tipos diferentes de topografia de superfície de implante: usinado, jateado, SPT e ataque ácido. O valor de torque reverso foi maior no grupo tratado com ataque ácido, enquanto o menor foi no grupo usinado, o que está de acordo com estudos de Sammons et al.²⁹. Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa nos valores de torque reverso entre os grupos tratados com SPT e jateamento ou entre o grupo tratado com jateamento e usinado.

O tratamento de superfície a laser apresenta a vantagem de ser um procedimento rápido, exato e livre de impurezas, porém ainda sim existe a necessidade do seu processamento com outra modalidade de tratamento de superfície, para apresentar características ideais à osseointegração²⁵⁻²⁷.

Kohal et al.³⁵ compararam o comportamento histológico de implantes de zircônia com os de titânio em macacos. Os implantes de titânio foram tratados por meio de jateamento com óxido de alumínio e ataque ácido, enquanto os implantes de zircônia foram somente tratados com jateamento com partículas de vidro. Após análises dos resultados, eles concluíram

que o custo para a confecção dos implantes foi o mesmo, e a porcentagem de contato osso-implante e tecido mole-implante não foi estatisticamente diferente, apesar de os valores terem sido ligeiramente maiores para os implantes de titânio. Contudo, Gahlert et al.¹ fizeram uma comparação histológica e biomecânica entre implantes de zircônia maquinados e jateados com partículas de vidro e implantes de titânio de superfície SLA, em que concluíram que os implantes de zircônia, apesar de oferecerem importantes vantagens em áreas estéticas, ainda apresentam características biomecânicas piores.

Yeo, Han e Yang³⁴ investigaram a resposta óssea precoce e aspectos biomecânicos de implantes de titânio com 4 diferentes tratamentos de superfície [cobertura de metafosfato de cálcio (biomimético), oxidação anódica, SPH e usinado]. Todos os implantes com superfície modificada apresentaram respostas ósseas iniciais superiores aos usinados³¹⁻³³. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre os grupos com superfície tratada, contudo a que apresentou maiores valores foi obtida com a superfície anodizada. Um estudo muito semelhante e, em acordo com este, foi realizado por Al-Nawas et al.³⁰, que analisaram 4 diferentes tipos de tratamento de superfície: usinados, oxidação anódica, jateamento/ ataque ácido e SPT. Uma média de 50 a 70% de contato osso-implante foi encontrada para todos os tipos de implante. Os implantes com a superfície tratada com oxidação anódica apresentaram uma média de contato osso-implante 8% maior que os usinados. Os implantes tratados com SPT e jateamento/ataque ácido não apresentaram diferenças estatisticamente significantes.

Os implantes usinados tiveram um grande declínio de uso clínico, havendo pouca disponibilidade comercial destes, devido aos melhores resultados clínicos e laboratoriais dos implantes de superfície tratada, porém o seu emprego como controle negativo nas pesquisas ainda tem o seu valor. Podemos notar que, após o carregamento do implante, pouca

diferença clínica e histológica é percebida entre os diferentes tratamentos de superfície, porém o grande diferencial desses tratamentos está na aceleração do processo de osseointegração, possibilitando uma instalação mais precoce da prótese, permitindo a reabilitação do paciente em um período de tempo mais reduzido.

CONCLUSÃO

Há uma variedade de tratamento de superfície disponível para implantes osseointegráveis. Esses variam em sua técnica de obtenção, rugosidade, características superficiais físicas e químicas. Cada um com as suas vantagens, desvantagens e indicações.

Os implantes mais utilizados nas pesquisas de análise de superfície foram os de titânio comercialmente puro. Os tipos de superfície mais estudados na literatura foram a usinada (geralmente utilizada como controle negativo de rugosidade), seguida da SPT (algumas vezes utilizada como controle positivo de rugosidade) e da com cobertura com hidroxiapatita. Os testes mais utilizados foram análise histométrica e de torque reverso. As últimas publicações estão tendendo a estudar mais o tratamento de superfície nanotexturizada. A literatura demonstra que implantes com superfície rugosa apresentam uma maior área de contato osso-implante e melhores características biomecânicas.

REFERÊNCIAS

1. Gahlert M, Gudehus T, Eichhorn S, Steinhauser E, Kniha H, et al. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:662-8.
2. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *Int J Oral Implantol.* 1990;6:23-31.
3. Esposito M, Murray-Curtis L, Grusovin MG, Coul-

thard P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. *Cochrane Database Syst Rev.* 2007;17:CD003815. Review.

4. Hsu SH, Liu BS, Lin WH, Chiang HC, Huang SC, et al. Characterization and biocompatibility of a titanium dental implant with a laser irradiated and dual-acid etched surface. *Biomed Mater Eng.* 2007;17:53-68.
5. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52:155-70.
6. Ratner BD, Porter SC. Surfaces in biology and biomaterials; description and characterization. In: Brash JLW, editor. *Interfacial Phenomena and Bioproducts.* New York: Marcel Dekker; 1996. p 57-83.
7. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6:24-30.
8. Bornstein MM, Valderrama P, Jones AA, Wilson TG, Seibl R, et al. Bone apposition around two different sandblasted and acid-etched titanium implant surfaces: a histomorphometric study in canine mandibles. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:233-41.
9. Textor M, Sittig C, Frauchiger V, Tosatti S, Brunette DM. Properties and biological significance of natural oxide films on titanium and its alloys. In: Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen P, editors. *Titanium in Medicine.* Berlin: Springer; 2001. p 171-230.
10. Teixeira ER. Superfície dos implantes: o estágio atual. In: Dinato JC, Polido WD. *Implantes osseointe-*

- grados: cirurgia e prótese. São Paulo: Artes Médicas; 2001. cap.5, p.63-80
11. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, design and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:675-90.
 12. Jensen OT, Shulman LB, Block MS, Iacono VJ. Report of the Sinus Consensus Conference of 1996. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13:11-45.
 13. Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8:442-7.
 14. Cordioli G, Majzoub Z, Piattelli A, Scarano A. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: an experimental study in the rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:668-74.
 15. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. Histomorphometric analysis of implant anchorage for 3 types of dental implants following 6 months of healing in baboon jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:785-91.
 16. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, et al. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res.* 1991;25:889-902.
 17. Strnad Z, Strnad J, Povýsil C, Urban K. Effect of plasma-sprayed hydroxyapatite coating on the osteoconductivity of commercially pure titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:483-90.
 18. London RM, Roberts FA, Baker DA, Rohrer MD, O'Neal RB. Histological comparison of a thermal dual-etched implant surface to machined, TPS, and HA surfaces: bone contact in vivo in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17:369-76.
 19. Pilliar RM. Overview of surface variability of metallic endosseous dental implants: textured and porous surface-structured designs. *Implant Dent.* 1998;7:305-14.
 20. Gotfredsen K, Karlsson U. A prospective 5-year study of fixed partial prostheses supported by implants with machined and TiO₂-blasted surface. *J Prosthodont.* 2001;10:2-7.
 21. Ivanoff CJ, Hallgren C, Widmark G, Sennerby L, Wennerberg A. Histologic evaluation of the bone integration of TiO₂ blasted and turned titanium microimplants in humans. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12:128-34.
 22. Hsu SH, Liu BS, Lin WH, Chiang HC, Huang SC, et al. Characterization and biocompatibility of a titanium dental implant with a laser irradiated and dual-acid etched surface. *Biomed Mater Eng.* 2007;17:53-68.
 23. Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface, *Clin. Oral Implants Res.* 1997;8:442-7.
 24. Pilliar RM. Overview of surface variability of metallic endosseous dental implants: textured and porous surface-structured designs. *Implant Dent.* 1998;7:305-14.
 25. Gaggli A, Schultes G, Müller WD, Kärcher H. Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces - a comparative study. *Biomaterials.* 2000;21:1067-73.
 26. Traini T, Mangano C, Sammons RL, Mangano F

- Macchi A, et al. Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dent Mater.* 2008;24:1525-33.
27. Hollander DA, von Walter M, Wirtz T, Sellei R, Schmidt-Rohlfing B et al. Structural, mechanical and in vitro characterization of individually structured Ti-6Al-4V produced by direct laser forming. *Biomaterials.* 2006;27:955-63.
28. Hall J, Lausmaa J. Properties of a new porous oxide surface on titanium implants. *Applied Osseointegration Res.* 2000;1:5-8.
29. Sammons RL, Lumbikanonda N, Gross M, Cantzler P. Comparison of osteoblast spreading on microstructured dental implant surfaces and cell behavior in an explant model of osseointegration. A scanning electronmicroscopic study. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:657-66.
30. Al-Nawas B, Groetz KA, Goetz H, Duschner H, Wagner W. Comparative histomorphometry and resonance frequency analysis of implants with moderately rough surfaces in a loaded animal model. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:1-8.
31. Liu Y, Layrolle P, de Bruijn J, van Blitterswijk C, de Groot K. Biomimetic coprecipitation of calcium phosphate and bovine serum albumin on titanium alloy. *J Biomed Mater Res.* 2001; 57:327-35.
32. Liu Y, Hunziker EB, de Groot K, Layrolle P. Introduction of ectopic bone formation by BMP-2 incorporated biomimetically into calcium phosphate coatings of titanium alloy implants. In: Ben-Nissan B, Sher D, Walsh W, editors. *Bioceramics.* Sydney: Trans Tech Publications; 2002. v.15, p. 667-70.
33. Liu Y, Hunziker EB, de Groot K. BMP-2 incorporated into biomimetic coatings retains its biological activity. *Tissue Eng.* 2004;10:101-8.
34. Yeo IS, Han JS, Yang JH. Biomechanical and histomorphometric study of dental implants with different surface characteristics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008;87:303-11.
35. Kohal RJ, Weng D, Bächle M, Strub JR. Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J Periodontol.* 2004;75:1262-8.
36. Oblak C, Jevnikar P, Kosmac T, Funduk N, Marion L. Fracture resistance and reliability of new zirconia posts. *J Prosthet Dent.* 2004;91:342-8.

ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA

Eduardo Piza Pellizzer

Rua José Bonifácio 1193 - Vila Mendocça

Araçatuba – São Paulo.

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