

INFLUÊNCIA DA TEXTURA SUPERFICIAL DOS IMPLANTES

TEXTURE OF THE TITANIUM IMPLANT SURFACES

Nagem Filho, Halim*
Francisconi, Paulo Afonso Silveira**
Campi Júnior, Laurito***
Fares, Nasser Husein****

RESUMO

Dentre as várias características dos implantes a topografia da superfície é reconhecida como fator capaz de alterar a resposta das células dos tecidos adjacentes modificando a migração, inserção, proliferação e síntese de colágeno no local, determinando assim o tipo de tecido que será obtido na interface osso-implante e sua integração. Graças aos diferentes tipos de tratamentos tornou-se possível obter várias formas de caracterização da superfície facilitando a compreensão dos padrões de formação óssea, comportamento das células e até mesmo prever o tipo cicatricial que será obtido a partir da conformação dos tecidos adjacentes às superfícies dos implantes. Superfície de titânio com a rugosidade e microestrutura complexa aumenta a osseointegração no contato osso e implante, eleva a força de torque de remoção *in vivo* e a diferenciação *in vitro* dos osteoblastos induzidos pela função de rugosidade e topografia na osseointegração. Em superfícies de implantes tratadas com plasma de titânio (TPS), jateadas com areia e tratadas com ácido (SLA) os resultados demonstraram que tanto a rugosidade como o tratamento químico das superfícies pode influenciar bastante a força superficial de cisalhamento (resistência oferecida à remoção). Estas características da superfície do titânio, além de otimizar o procedimento, podem ainda, por exemplo, permitir a colocação dos implantes em função mais precocemente e ampliar a gama de aplicações possíveis para osso alveolar de densidade inferior ou favorecer sua aplicação em osso regenerado.

UNITERMOS: titânio; implante dental; textura de superfície.

SUMMARY

The aim of this review was to update the concepts regarding the preparation of the surfaces of titanium implants, focusing on SLA (sandblasted and acid etched implants). Texture was the most remarkable isolated feature, regarded as an osseointegration promoter. In a comprehensive review of the effects of implant surface topography on cell behavior, one can verify that there is bone apposition onto the implant surface regardless of its characteristics: polished or rough, made of titanium. Studies indicate that microstructuring by sandblasting and acid etching (SLA) enhances the osteogenic properties of titanium. Roughness is mandatory for bone apposition. It has been shown that roughness may play an important role in the percentage of bone apposition as well as in the velocity of apposition. In this review, a quite promising type of surface called SLA is pointed out, showing that either roughness or acid conditioning of the surfaces can significantly improve shear strength. Besides optimizing the procedure, these surface characteristics may, eventually, allow for an earlier loading of the implant and extend the indications for implants in low-density alveolar bone and in regenerated bone.

UNITERMS: titanium; dental implant; texture of surface.

* Professor Titular de Materiais Dentários da FOB-USP.

** Doutor. Professor de Materiais Dentários – FOB-USP.

*** Professor e coordenador do Curso de Especialização de Implantologia da FIMCA.

**** Doutor. Professor de Dentística da FIMCA.

INTRODUÇÃO

Devido a sua excelente biocompatibilidade, baixa condutividade térmica, e alta resistência, o titânio passou a ser empregado na Odontologia na forma de implantes, possuindo a capacidade de osseointegração viabilizando assim, a substituição de elementos dentários perdidos (Lautenschlager et al.,¹² 1993).

Os Implantes dentários osseointegrados podem fornecer bons resultados mesmo quando há diversidade nas técnicas restauradoras. Contudo durante a osseointegração, existe influência do comportamento biológico do material, do formato, tamanho (Lee et al.,¹³ 2005) e superfície do implante (Aalam et al.,¹ 2005), além da técnica e da densidade do osso, devendo-se respeitar o período de cicatrização de quatro meses para a mandíbula e cinco a seis meses para a maxila (Albrektsson et al.,² 1987) O êxito oferecido pelo implante é tão primoroso que o conceito da maioria dos pacientes mudou o seu pensamento e eles, atualmente, exigem o tratamento que naturalmente veio preencher uma lacuna na odontologia. Atualmente o implante dental apresenta uma boa opção reconstrutiva funcional/estética do paciente. Contudo a anatomia local adversa e o tempo para osseointegração são limitadores da sua indicação. Os implantes dentais vêm revelando um avanço extraordinário, demonstrando a existência de íntima integração ente o tecido ósseo e a superfície do implante. Desta forma é importante estudar os formatos com intenção de obter melhor adaptação na superfície de contato entre os implantes e o tecido ósseo. O formato do implante, às vezes, apresenta inconciliáveis com o local do dente ausente e isto tende gerar tensões superficiais que podem caracterizar uma redução da completa regeneração óssea. O tratamento da superfície do implante tem por fim melhorar fixação do implante favorecendo a integração óssea.

REVISÃO DA LITERATURA

Há uma multiplicidade de variáveis dos implantes disponíveis no mercado. Suas dimensões e formas variam muito, o que representa uma ampla possibilidade de selecionar o mais adequado a cada caso (Pilliar,¹⁷ 1987). À medida que alguns artigos passaram a revelar fracassos significativos dos implantes com superfícies lisas, quando instalados em maxilares com pouca altura de rebordo alveolar e com baixa densidade óssea

(osso tipo IV), incrementou-se a pesquisa e o desenvolvimento das superfícies texturizadas. Wilke et al.²⁸ (1990) destacou uma promissora superfície denominada SLA (Sandblasted, large grit, acid-etched), tratada com jatos de areia seguida de ataque ácido. Após diferentes períodos de osseointegração, as forças de torque necessárias para a remoção dos implantes foram avaliadas. Um considerável aumento de força de cisalhamento (5 a 7 vezes maior que os demais) foi detectado nos implantes com superfícies de SLA e TPS (*Titanium plasma spray*). Os resultados demonstraram que tanto a rugosidade como o tratamento químico das superfícies pode influenciar bastante a força superficial de cisalhamento. Jaffin et al.¹¹ (1991), em um estudo retrospectivo, observaram que 90% dos implantes de superfície lisa foram instalados em maxilares com osso tipo I, II e III, dos quais perderam-se apenas 3% dos implantes. Em contraste, dos 10% dos implantes colocados em processos alveolares com corticais finas e baixa densidade trabecular (osso tipo IV), houve uma significativa perda de 35% dos elementos. Implantes colocados em processos alveolares com corticais finas e baixa densidade trabecular (osso tipo IV), apresentavam significativa perda de 35% dos elementos. Em estudo prospectivo, Quirynen et al.¹⁹ (1993) confirmaram esses resultados. Amarante et al.³ (2001), analisaram os resultados da literatura publicada sobre superfícies de implantes tratadas com plasma de titânio (TPS) e jateadas com areia e condicionadas com ácido (SLA). Os resultados demonstraram que tanto a rugosidade como o tratamento químico da superfície pode influenciar bastante a força superficial de cisalhamento (resistência oferecida à remoção). Li et al.¹⁴ (1999) demonstraram que implantes de titânio com superfícies usinadas e depois jateadas apresentaram resistência às forças de cisalhamento cinco vezes maiores que àquelas observadas nos implantes com superfícies unicamente usinadas, resultando em maior resistência à remoção ao torque. Superfícies rugosas resultam em um aumento da resistência de osseointegração na interface implante-osso devido ao aumento da área da superfície do implante. Masaki et al.¹⁵ (2005) avaliaram a promoção dos fatores osteogênicos da aderência dos osteoblastos e sua diferenciação nas superfícies dos implantes. Discos de titânio puro foram jateados (TiOblast™) condicionados com ácido fluorídrico, processada sob atmosfera de nitrogênio e armazenados em NaCl isotônico (SLActive). As propriedades da superfície

do implante tratadas contribuíram para regular a diferenciação dos osteoblastos influenciando o nível do osso e a dos fatores de transcrição no mesênquima com células pré-osteoblásticas. Tortomano Neto²⁴ (2006) relata que nas décadas de 80 e 90 havia contrastes de opiniões entre os implantes de superfícies lisas ou usinadas de superfícies tratadas. Atualmente não se discute mais se as superfícies tratadas apresentam a superioridade sobre a lisa, mas sim qual é o melhor tratamento em que as texturas superficiais dos implantes devem ser submetidas.

Graças aos diferentes tipos de tratamentos tornou-se possível obter várias formas de caracterização da superfície facilitando a compreensão dos padrões de formação óssea, comportamento das células e até mesmo prever o tipo cicatricial que será obtido a partir da conformação dos tecidos adjacentes às superfícies dos implantes.

Em superfícies de implantes tratadas com plasma de titânio (TPS), jateadas com areia e tratadas com ácido (SLA) os resultados demonstraram que tanto a rugosidade como o tratamento químico das superfícies pode influenciar bastante a força superficial de cisalhamento (resistência oferecida à remoção). Estas características da superfície do titânio, além de otimizar o procedimento, podem ainda, por exemplo, permitir a colocação dos implantes em função mais precocemente e ampliar a gama de aplicações possíveis para osso alveolar de densidade inferior ou favorecer sua aplicação em osso regenerado.

DISCUSSÃO

Os materiais mais utilizados no momento para jateamento de superfície são partículas de óxido de alumínio que pertencem ao grupo de materiais bioinertes. Alterações nas propriedades de superfície dos implantes afetam significativamente sua performance *in vivo*. Mudanças na geometria microscópica dos implantes, como o desenvolvimento de novas superfícies com padrão de rugosidade controlada, também favorecem a osseointegração. O aumento do percentual de contato ósseo ao redor dos implantes atua diminuindo a tensão transmitida ao tecido ósseo na interface com o implante.

Superfície de titânio com a rugosidade e microestrutura complexa aumenta a osseointegração no contato osso e implante, eleva a força de torque de remoção *in vivo* e a diferenciação *in vitro* dos osteoblastos induzidos pela função

de rugosidade e topografia na osseointegração (Pilliar,¹⁸ 1988; Buser et al.,⁸ 1991). Assim superfícies rugosas tratadas por métodos subtrativos, tais como, jateamento e condicionamento ácido (SLA) apresentam uma microestrutura complexa de cavidades de aproximadamente de 20 a 40 μm de largura produzida pelo processo da jateamento superpostos por microporos produzidos pelo ataque ácido, ao redor de 0,5 a 3 μm de diâmetro (Wieland et al.,²⁷ 2000).

A regeneração óssea exibe várias características singulares, Simpson et al.²² (1998) esclareceram que a nova superfície SLA é obtida graças a um forte jateamento de areia de granulação grossa (250-500 μm) que produz macrorrugosidades, seguida de um ataque ácido ($\text{HCl}/\text{H}_2\text{SO}_4$) responsável pela microrrugosidade perceptível ao microscópio eletrônico modificando-se não só entre as diferentes localizações anatômicas, como também dentro de um mesmo osso. A interação de fatores intrínsecos e extrínsecos no sítio ósseo lesado determina o caminho da diferenciação de fonte de células mesenquimais, controlando os monócitos, células gigantes do tipo corpo estranho, e células inflamatórias, do tecido conjuntivo estimulados por produtos de degradação da matriz, inviáveis para crescer e repovoar a área do implante do osso descalcificado. Macrófagos são mais numerosos do que qualquer outra forma celular e podem transferir atividade colagenolítica para o substrato, causando dissolução da matriz.

A maioria de falhas dos implantes, por experiência clínica, surgem no período crítico do tratamento ou seja nas primeiras oito semanas depois inserção do implante. Isto é em virtude do modo lento da reparação óssea e em consequência tende a restringir assim a adequação em aplicar carga imediata. O crescimento rápido da implantodontia e a inovações de técnicas mais agressivas do tratamento, mostra a existência de métodos alternativos cuja aplicação tende a para reduzir o risco durante esta fase do tratamento.

Segundo Yahyapour et al.²⁶ (2004), o condicionamento ácido da superfície apresentou uma influência estimulante adicional quanto às taxas de aposição óssea. Outro aspecto interessante a favor do ataque ácido está relacionado com a contaminação do parafuso. Estudo sugere que a molhabilidade insuficiente pode influenciar no condicionamento inicial da superfície pelos componentes do sangue e afetar subsequente a quimiotaxia celular.

Uma modificação no método SLA alterando a estrutura química da superfície transformando-a em superfície ativa e hidrofílica, permite uma oseointegração mais rápida e aumenta a estabilidade reduzindo o tempo de fixação de 12 semanas para 2 a 4 semanas. Nesta nova técnica denominada de *SLActive*, a superfície do implante é hidroxilada e esta mudança química melhora as condições consideradas ideais para a adsorção direta das proteínas, assim promover a iniciação imediata da integração do implante no sítio ósseo. *SLActive* é constituído por meio de um processo de produção em que a superfície do implante é secada sob atmosfera de nitrogênio, e o implante armazenado imerso em solução de NaCl isotônico (Ruup et al.,²¹, 2006) *SLActive* foi desenvolvido para otimizar a estabilidade em menor tempo do implante e reduzir o risco durante o tratamento no início crítico da implantação. Em 8 semanas superfícies *SLActive* ou SLA não apresentaram diferenças aparentes quando ambas possuíam a mesma topografia, porém foram observadas diferenças estatisticamente significantes com 2 ou 4 semanas de reparação; isto exprime que as alterações não foram conseqüências da topografia mas provavelmente pelas alterações nas estruturas químicas. Desta forma pode-se inferir que a submersão de um implante em solução isotônica parece proteger sua superfície dos carbonatos e componentes orgânicos que ocorrem, naturalmente, na atmosfera preservando-a limpa e ativa (Steinemann,²³ 1998). A superfície SLA promoveu uma redução do período de reparação óssea nos pacientes de três meses para seis semanas em implantes colocados em osso de densidade regular. (Rocuzzo et al.,²⁰ 2001; Cochran et al.,¹⁰ 2002; Bornstein et al.,⁶ 2003), contudo, a superfície *SLActive* poderá no futuro oferecer uma redução ainda maior, para tanto, novas pesquisas deverão ser elaboradas para melhor elucidação do mecanismo da interação molecular.

O formato, a textura rugosa, a composição e a energia livre da superfície do implante (SPE) são fatores importantes quando este interage com o tecido vivo circunvizinho. A energia livre de superfície e a capacidade hidrofílica da superfície do implante podem ser especialmente decisivas durante a adesão de proteínas e quimiotaxia das células (Rupp et al.,²¹ 2006). Desta forma o ataque ácido é indispensável para uma boa limpeza da superfície do implante, como também, para a hidrofília, a conservação em solução isotônica.

Considerando o papel preponderante que as características da superfície do implante têm na

resposta na reparação, Baier et al.,⁴ (1988) classificaram-nas em três categorias: textura (ou rugosidade), carga (ou potencial elétrico) e química (normalmente descritos em valores de energia livre de superfície). Concluíram que o eventual grau de integração correlaciona-se positivamente com a deposição daquilo que nomearam de “filme condicionador glicoprotéico” que, por sua vez, depende de dois fatores: da textura, com sua propriedade de embricamento celular e da energia de superfície, com sua propriedade de adsorção molecular (“wettability”). A adsorção protéica ocorre rapidamente, com a formação de uma camada de 2 a 5 nm, no primeiro minuto após o contato com sangue. Como regra geral, as células não se aderem diretamente às superfícies dos materiais e sim à camada glicoprotéica extracelular que está adsorvida na superfície do implante (Brunette,⁷ 1988).

Embora exista um contínuo debate sobre a natureza de uma adequada adesão ao implante, não existe dúvida de que em um determinado estágio às células são atraídas e aderem ao implante para formar o tecido de integração. A aderência de células à superfície do implante é um assunto complexo porque existem três distintos tipos de células envolvidas: epitélio, tecido conjuntivo e tecido ósseo. Carter⁹ (1967) sugeriu o termo *haptotaxis* para descrever uma hipótese para o movimento direcional das células envolvendo a mobilidade que ocorre como resultado da variação do grau de certas características adesivas no substrato.

Para finalizar este artigo, é necessário informar que, além da textura rugosa e limpeza da superfície do implante, é muito importante também lembrar que o tamanho é decisivo na seleção do parafuso. Assim como a seleção de implante de maior diâmetro diminui a tensão transmitida ao osso na interface com o implante, devido ao aumento da área de contato ósseo. O raciocínio contrário também é verdadeiro. A escolha de implante de menor diâmetro (3,25 mm ou 3,3 mm), deve ser feita de forma criteriosa, evitando seu uso em áreas submetidas à grande esforço mastigatório. Deve-se considerar que a grande percentagem de falhas dos implantes não é devida a problemas de oseointegração, mas sim da sobrecarga oclusal.

CONCLUSÕES

Em face das inferências observadas na exposição teórica deste trabalho, pode-se concluir que rugosidade superficial é um fator importante

para a escolha do implante porque aumenta a área de osseointegração no contato osso e implante. O jateamento da superfície do implante promove macrorrugosidade na textura e o ataque ácido além de promover macrorrugosidade, elimina a contaminação e o estado hidrofóbico da superfície, permitindo melhor adsorção das proteínas. A conservação da hidrofília na superfície do implante depende de seu armazenamento em solução isotônica, que evita a contaminação com a atmosfera.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Aalam AA, Nowzari H. Clinical evaluation of dental implants with surfaces roughened by anodic oxidation, dual acid-etched implants, and machined implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005; 20(5):793-8.
2. Albrektsson T, Jacobsson, M. Bone-metal interface in osseointegration. *J Prosthet Dent*. 1987;57(5): 597-607.
3. Amarante ES, Lima LA. Otimização das superfícies dos implantes: plasma de titânio e jateamento com areia condicionado por ácido – estado atual. *Pesqui Odontol Bras*. 2001;15(2):166-73.
4. Baier RE, Meyer AE. Implant surface preparation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988;3:9-20.
5. Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater*. 1997;13(4):258-69.
6. Bornstein MM, Lussi A, Schmid B, Belser UC, Buser D. Early loading of titanium implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface. 3-year results of a prospective study in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003; 18:659-66.
7. Brunette DM. The effects of implant surface topography on the behavior of cells. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988;3:231-46.
8. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res*. 1991;25(7):889-902.
9. Carter SB. Haptotaxis and the Mechanism of Cell Motility. *Nature*. 1967;213(5073):256-60.
10. Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, Weigart D, Taylor TM, Bernard JP et al. The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trial on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13:144-53.
11. Jaffin RA, Bermann CL. The excessive loss of Bränemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol*. 1991;62:2-4.
12. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J (Guildford)*. 1993;43(1):245-53.
13. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent*. 2005;94(4):377-81.
14. Li DH, Liu BL, Zou JC, Xu KW. Improvement of osseointegration of titanium dental implants by a modified sandblasting surface treatment: an *in vivo* interfacial biomechanics study. *Imp Dent*. 1999;8: 289-94.
15. Masaki C, Schneider GB, Zaharias R, Seabold D, Stanford C. Effects of implant surface microtopography on osteoblast gene expression. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(6):650-6.
16. Marukawa E, Asahina I, Oda M, Seto I, Alam M, Enomoto S. Functional reconstruction of the non-human primate mandible using recombinant human bone morphogenetic protein-2. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2002;31(3):287-95.
17. Pilliar RM. Porous-surfaced metallic implants for orthopedic applications. *J Biomed Mater Res*. 1987;21:1-33.
18. Pilliar RM. Porous surfaced endosseous dental implants: fixation by bone ingrowth. *Univ Tor Dent J*. 1988;1(2):10-5.
19. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. The cumulative failure rate of Bränemark system in the overdenture, the fixed partial and the fixed full prosthesis design: a prospective study on 1,273 fixtures. *J Head Neck Pathol*. 1993;10:43-53.
20. Rocuzzo M, Bunino M, Prioglio F, Bianchi SD. Early loading of sandblasted and acidetched (SLA) implants: a prospective split-mouth comparative study. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12:572-78.
21. Rupp F, Scheideler L, Olshanska N, De Wild M, Wieland M, Geis-Gerstorfer J. Enhancing surface free energy and hydrophilicity through chemical modification of microstructured titanium implant surfaces. *Biomed Mater Res A*. 2006;76(2):323-34.
22. Simpson J, Snétivy D. La superficie SLA de ITI® Straumann. Waldenburg, Switzerland: Institut Straumann AG; 1998.
23. Steinemann SG. Titanium – the material of choice? *Periodontol* 2000. 1998;17(7):21.
24. Tortomano Neto P. Novas superfícies para a osseointegração otimizando a carga imediata e a carga precoce. *ImplantiNews*. 2006;3(1):12-3.
25. Urist MR. Bone: Formation by auto induction. *Science*, 1965; 150: 893-897.
26. Yahyapour N, Eriksson C, Malmberg P, Nygren H. Thrombin, kallikrein and complement C5b-9 adsorption on hydrophilic and hydrophobic titanium and glass after short time exposure to whole blood. *Biomaterials*. 2004;25(16):3171-6.
27. Wieland M, Sittig C, Brunette DM, Textor M, Spencer ND. Measurement and evaluation of the chemical composition and topography of titanium implant surfaces. In: Davies JE, ed. *Bone engineering*. Toronto, Canada. 2000. p. 163-82.
28. Wilke HJ, Claes L, Steinemann S. The influence of various titanium surfaces on the interface shear strength between implant and bone. In: Heimke G, Soltész U, Lee AJC. *Adv Biomaterials*. Amsterdam: Elsevier Science Publishers B.V.; 1990. p. 309-14.

Recebido para publicação em: 09/05/2006; aceito em: 19/09/2006.

Endereço para correspondência:

HALIM NAGEM FILHO
Rua João Poletti, 4-33 – Jardim Dona Sara
CEP 17012-360, Bauru, SP, Brasil
Fone: (14) 223-5073
E-mail: hnagem@usp.br