

Otimização das superfícies dos implantes: plasma de titânio e jateamento com areia condicionado por ácido – estado atual

Optimization of implant surfaces: titanium plasma spray and acid-etched sandblasting – current state

Evandro Scigliano AMARANTE*

Luiz Alves de LIMA**

AMARANTE, E. S.; LIMA, L. A. de. Otimização das superfícies dos implantes: plasma de titânio e jateamento com areia condicionado por ácido – estado atual. **Pesqui Odontol Bras**, v. 15, n. 2, p. 166-173, abr./jun. 2001.

O objetivo deste trabalho foi analisar os resultados da literatura publicada sobre superfícies de implantes tratadas com plasma de titânio (TPS) e jateadas com areia e tratadas com ácido (SLA). Isoladamente, a textura da superfície foi a característica mais marcante na promoção da osseointegração. Os estudos da topografia da superfície implantar no comportamento celular mostraram que o osso se deposita indistintamente em superfícies porosas ou lisas, seja em implantes de cerâmica, titânio, ou em ampla variedade de outras superfícies. A porosidade portanto, não é condição necessária para que ocorra aposição óssea, entretanto, desempenha um papel preponderante no percentual de aposição óssea sobre a superfície do implante, assim como na velocidade com que essa deposição ocorre. Nesta revisão destacou-se uma promissora superfície denominada SLA, tratada com jatos de areia (partículas pequenas) seguida de ataque ácido. Os resultados demonstraram que tanto a rugosidade como o tratamento químico das superfícies podem 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: Implante dentário endósseo; Titânio; Osseointegração.

INTRODUÇÃO

Em 1952, na Suécia com BRÄNEMARK *et al.*³, iniciou-se um novo conceito de implantes dentais osseointegrados com eficácia clínica comprovada através de inúmeros casos suportando próteses em plena função por longos períodos.

No decorrer dos anos setenta, SCHROEDER *et al.*²⁸ (1976) e SCHULTE³⁰ (1980) conduziram paralelamente estudos similares abrindo novos horizontes na Implantodontia.

A partir dos estudos fundamentais de BRÄNEMARK *et al.*^{3,4} (1969, 1977) e SCHROEDER *et al.*^{28,29} (1976, 1978), os implantes osseointegrados acabaram por transformarem-se em uma ferramenta previsível e confiável de reposição dental. Foram desenvolvidos para seguir um rígido protocolo cirúrgico que permite o tratamento dos desdentados parciais ou totais e continuam universalmente aceitos até os dias de hoje.

Ainda que o método de implantes osseointegrados já tenha se consagrado como uma previsível possibilidade para a restauração das perdas dentais, a eventual confirmação de que determinadas superfícies possibilitam maior e mais rápido contato ósseo na fase de cicatrização e contato ósseo duradouro quando em função poderá certamente contribuir para a otimização do procedimento.

Estas características da superfície do titânio poderiam ainda, por exemplo, permitir a colocação dos implantes em função mais precocemente e ampliar a gama de aplicações possíveis para osso alveolar de qualidade inferior.

REVISÃO DE LITERATURA

Osseointegrados são implantes que originalmente foram definidos por BRÄNEMARK *et al.*^{3,4} (1969, 1977) como aqueles capazes de receber uma direta deposição óssea nas suas superfícies e man-

*Doutorando do Curso de Pós-graduação em Periodontia da Faculdade de Odontologia da USP e Professor Adjunto da Disciplina de Clínica Integrada da Faculdade de Odontologia da Universidade de Santo Amaro.

**Professor Associado da Disciplina de Periodontia da Faculdade de Odontologia da USP.

tê-la quando em função, fenômeno também chamado de anquilose funcional por SCHROEDER *et al.*^{28,29} (1976, 1977).

Em 1985, BRÄNEMARK *et al.*⁵ de forma mais compreensiva definiram que osseointegração se caracteriza por uma conexão direta, funcional e estruturada entre osso organizado e vital e a superfície de implantes sujeitos a cargas funcionais.

De acordo com os estudos pioneiros de BRÄNEMARK *et al.*^{3,4} (1969, 1977) e SCHROEDER *et al.*^{28,29} (1976, 1977), o contato osso-implante em tecido ósseo vital é considerado totalmente previsível, seguro e duradouro, o que transformou os implantes osseointegrados no tipo de implante de eleição dos dias de hoje.

SCHROEDER *et al.*²⁸ (1976) enfatizaram que implantes dentais devem integrar-se com três diferentes tecidos: epitelial, conjuntivo e ósseo para que possam, de forma previsível, ser realmente duradouros.

Dentre muitos materiais possíveis, o titânio é atualmente considerado o material de escolha para a confecção dos implantes osseointegrados devido a sua ótima aceitação biológica pelo osso. O alto grau de biocompatibilidade é atribuído, em parte, à estável camada de óxido de titânio que facilita a deposição e adesão da matriz extracelular na interface osso-implante. A composição e estrutura da camada oxidada, por sua vez, depende da técnica utilizada para o condicionamento da superfície implantar¹⁷.

Focalizando-se especificamente na fase óssea, pôde-se perceber nas duas últimas décadas um interesse constante no estudo das variáveis que influenciam o grau de deposição óssea nas superfícies implantares.

THOMAS; COOK³³ (1985) investigaram inúmeras variáveis e demonstraram que dentre 12 parâmetros estudados em fêmures de cães, somente as características das superfícies desempenhavam um papel relevante na osseointegração dos implantes. As características analisadas envolveram módulo elástico dos materiais, textura das superfícies, assim como suas composições.

À medida que algumas publicações passaram a acusar 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.

JAFFIN *et al.*¹⁶ (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. Em estudo prospectivo, QUIRYNEN *et al.*²⁶ (1993) confirmaram esses resultados.

Muito embora o percentual de contato entre osso e implante suficiente para uma duradoura estabilidade em função seja ainda desconhecido, a noção de senso comum de que “quanto mais contato melhor” tem motivado os pesquisadores a uma intensa busca da melhoria da ancoragem dos implantes através do incremento de sua área de contato, às custas de macro- e microrretenções.

A ortopedia médica tem maior tradição no estudo de variados implantes com diferentes texturas, como demonstraram as completas revisões de PILLIAR²⁵ (1987) e SPECTOR³² (1987).

Os pesquisadores HAHN; PALICH¹⁵ foram os pioneiros em fazer relatos sobre implantes cobertos com plasma de titânio em 1970, e desde então, esses implantes têm sido utilizados e testados com sucesso em experimentos variados.

Em 1988, BRUNETTE⁶, em uma revisão sobre os efeitos da topografia da superfície implantar no comportamento celular, destacou que o osso se deposita indistintamente em superfícies porosas ou lisas, seja em implantes de cerâmica, titânio, ou uma ampla variedade de outras superfícies. A porosidade portanto, de acordo com o autor, não seria condição necessária para que ocorresse aposição óssea. Conclui, entretanto, que a rugosidade desempenha um papel preponderante no percentual de aposição óssea sobre a superfície do implante.

Implantes dentais osseointegráveis de titânio com superfícies lisas, assim como os de plasma de titânio ou de hidroxiapatita (com superfícies rugosas), têm sido os mais comumente empregados nas últimas três décadas.

Apesar do sucesso obtido com as superfícies de plasma de titânio, desde seu lançamento comercial em 1974⁷ outras superfícies alternativas, no entanto, nunca deixaram de ser investigadas; mormente aquelas rugosas com grande potencial de ancoragem óssea.

A partir de um ensaio *in vitro*, realizado por WILKE *et al.*³⁵ (1990) destacou-se uma promissora

superfície denominada SLA, tratada com jatos de areia (partículas pequenas) seguida de ataque ácido. Nesse ensaio, parafusos corticais de 4,5 x 12 mm com diferentes características físico-químicas de superfície foram inseridos em tíbias de carneiros com um torque padrão de 1 nm. 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 mais forte que os demais) foi detectado nos implantes com superfícies de SLA e TPS. Os resultados demonstraram que tanto a rugosidade como o tratamento químico das superfícies podem influenciar bastante a força superficial de cisalhamento (resistência oferecida à remoção).

Em estudo histomorfométrico em cobaias, BUSER *et al.*¹⁰ (1991) demonstraram que, de um modo geral, os implantes com superfícies rugosas implantados nas tíbias dos animais apresentaram maiores taxas de contato osso-implante. Revelaram que o condicionamento ácido da superfície apresentou uma influência estimulante adicional quanto às taxas de aposição óssea. Concluíram, ainda, que as mais altas taxas de contato osso-implante foram obtidas nas superfícies com hidroxiapatita, não obstante essas superfícies terem apresentado sinais consistentes de reabsorção.

Considerando o papel preponderante que as características da superfície do implante têm na resposta reparacional, BAIER; MEYER¹ (1988) classificaram-nas em três categorias: textura (ou rugosidade), carga (ou potencial elétrico) e química (normalmente descritos em valores de energia de superfície, p. ex.: tensão superficial). 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. Dentre as várias macromoléculas capazes de promover aderência celular, as mais estudadas são: fibronectina, laminina, epibolina, epi-

nectina, osteopontina, moléculas colágenas e vitronectina⁶.

De acordo com essa linha de pensamento, ELLINGSEN¹⁴ (1998) teorizou que, imediatamente após a instalação de um implante, sua superfície entra em contato com uma série de diferentes substâncias encontradas nos fluidos teciduais tais como: íons, polissacárides, carboidratos e proteínas, assim como células do tipo condroblastos, fibroblastos e osteoblastos que reagem com a superfície. Essa camada glicoprotéica, fruto das reações iniciais entre os constituintes teciduais e a superfície implantar, governará as reações subseqüentes que determinarão o tipo de resposta celular. A continuação deflagra uma série de interações entre as células que dão lugar à liberação de citocinas e fatores de crescimento que modularão a atividade celular circunjacente determinando a eventual taxa de aposição óssea. Ainda, de acordo com o autor, idealmente, uma superfície deveria sempre suscitar o perfeito controle de adsorção protéica e adesão celular, assim como propiciar condições ideais para o crescimento, diferenciação e síntese protéica celular subseqüente.

SIMPSON; SNÉTIVY³¹ (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 (HCl/H₂SO₄) responsável pela microrrugosidade perceptível ao microscópio eletrônico.

É unânime entre os pesquisadores que as propriedades físico-químicas das superfícies dos implantes exercem um papel fundamental no sucesso do fenômeno biológico da osseointegração. As interações moleculares e celulares que norteiam o destino biológico dos implantes ocorrem nos estágios iniciais da cicatrização.

Muitas são essas propriedades e dentre as mais investigadas destacam-se: os resultados superficiais dos diferentes métodos de esterilização e as várias técnicas de tratamento das superfícies.

KELLER *et al.*¹⁸ (1990) utilizaram uma bateria de ensaios físico-químicos (microscopia de varredura, evidenciadores de pH, espectômetros e medidas de ângulos de contato), cultura de células (ensaio de aderência celular), além do resultado de três diferentes métodos de esterilização de implantes: autoclavagem, óxido de etileno, etanol absoluto. Concluíram que os diferentes métodos de esterilização alteraram as superfícies, tendo as autoclavadas apresentado contaminação iônica.

Essas alterações ocasionam mudanças na atividade dos fibroblastos que incluíram menor adesão celular e menor crescimento relativo quando comparadas às superfícies controle não esterilizadas.

Utilizando um perfilômetro para avaliar se superfícies implantares lisas ou rugosas, com morfologia regular ou irregular, podem ser consistentemente produzidas com métodos convencionais de fabricação, BOWERS *et al.*² (1992) testaram *in vitro* as respostas celulares de fibroblastos a estas superfícies de titânio. Averiguaram que níveis altamente significativos de adesão celular estavam associados às superfícies rugosas irregulares jateadas com areia.

Movidos por semelhante curiosidade, COOPER *et al.*¹² (1999) optaram por um estudo comparativo entre as superfícies implantares de titânio polidas, aspergidas com plasma de titânio (TPS) e as jateadas com o óxido de titânio. Cultura de células osteoblásticas fetais bovinas com marcadores imunológicos foram empregadas para a investigação da eventual formação de matriz óssea mineralizada nas diferentes superfícies. Os diferentes estágios da formação de matriz foram avaliados através da observação dos marcadores em microscópio de luz, já a detecção de mineralização dentro da matriz foi possível graças ao corante de von Kossa. Puderam constatar que as TPS apresentaram um padrão único de formação de matriz quando comparadas às outras duas. Com o emprego de microscopia de varredura, notaram que cada superfície acumulou uma quantidade distinta de matéria orgânica e inorgânica na formação de matriz óssea. Essas evidências sugeriram que respostas celulares distintas ocorreram dependentes das propriedades físico-químicas inerentes ou produzidas pelo condicionamento das superfícies.

As metodologias aplicadas aos estudos *in vivo*, quando em animais, têm permitido investigações quanto aos percentuais de aposição óssea, grau de mineralização e força de cisalhamento (resistência à força de remoção por torque ou por tração), tanto em estudos em ossos longos como em maxilas, além da monitorização de parâmetros clínicos e radiográficos em estudos na cavidade oral.

Já os estudos em humanos têm geralmente se limitado ao controle de parâmetros clínicos e radiográficos, assim como exames histológicos de eventuais implantes extraídos em razão de fracasso, por motivos psicológicos ou ainda em autópsias.

Num estudo de osseointegração de implantes em tíbias e fêmures de cobaias, BUSER *et al.*¹⁰ (1991) utilizaram implantes cilíndricos ocos com 6 diferentes tipos de superfície com o propósito de avaliar a influência dessas características na osseointegração. Demonstraram uma correlação positiva entre o percentual de contato ósseo medular ao implante e a crescente rugosidade obtida pelos diferentes tratamentos das 6 diferentes superfícies testadas. Histologicamente, evidenciaram que as três superfícies que mais rapidamente receberam aposição de células ósseas nos períodos avaliados (3 e 6 semanas) foram respectivamente a superfície de hidroxiapatita e uma superfície alternativa jateada com areia e atacada com ácido seguidas pela já consagrada superfície com plasma de titânio.

WONG *et al.*³⁶ (1995) investigaram o efeito da topografia superficial de três diferentes implantes (jateados com areia, atacados por ácido e revestidos com hidroxiapatita) quanto a resistência à força de remoção por tração, assim como, o percentual de superfície em contato com osso. Os implantes, instalados em joelhos de cobaias, foram avaliados após 12 meses *in situ*. Demonstraram excelente correlação positiva ($r^2 = 90$) entre a rugosidade da superfície e a resistência à força de remoção por tração, além da superfície de hidroxiapatita ter se mostrado superior em termos de contato osso-implante e resistência à força de remoção por tração.

Com o intuito de procurar a melhor das superfícies em termos de quantidade de contato ósseo, WENNERBERG *et al.*³⁴ (1998) compararam histologicamente superfícies polidas a outras três diferentes superfícies jateadas, após 12 meses de implantação em tíbias de coelhos. As superfícies jateadas mostraram quantidade de contato ósseo superior, tendo as jateadas com partículas de 75 μm se destacado dentre elas.

Motivados por similar curiosidade científica, D'LIMA *et al.*¹³ (1998) avaliaram diferentes superfícies de implantes cilíndricos transmedulares em 60 coelhos. As superfícies testadas foram as texturizadas em forma de malha (formato semelhante à lã de vidro), com porosidade mediana de 400 μm , jateadas com areia com rugosidade média de 18 μm e atacadas com ácido com 6 μm de rugosidade em média. Através de microscopia de varredura, analisaram a porcentagem de superfície em contato com osso após 2, 6 e 12 semanas de implantação, evidenciando de modo geral que as superfícies atacadas por ácido mostraram maiores

médias de osseointegração que as tramadas. As três superfícies demonstraram resistências semelhantes ao teste de tração (resistência à força de tensão para remoção) realizado aos 12 meses.

Estudo histomorfométrico, comparando superfícies TPS e SLA em mandíbulas de cães, foi realizado por COCHRAN *et al.*¹¹ (1998), que analisaram os implantes transmucosos em três tempos de reparação: três meses após osseointegração, três meses após osseointegração mais três meses de carga e três meses de osseointegração mais doze meses de carga. As diferenças foram importantes entre o período isento de carga e o de doze meses com carga. As superfícies SLA apresentaram maior porcentagem de contato ósseo que os implantes com TPS após os três meses (SLA = $72,2 \pm 7,6$; TPS = $52,1 \pm 9,10$, $p < 0,001$). O mesmo ocorreu aos 12 meses de carga, onde os implantes SLA tiveram uma porcentagem maior que os implantes com TPS (SLA = $71,6 \pm 6,6$; TPS = $58,8 \pm 4,62$, $p < 0,001$). Baseados nesses resultados, sugeriram que a superfície de SLA promove um melhor e mais rápido contato ósseo que as superfícies de TPS.

Já PEBE *et al.*²⁰ (1997), em estudo piloto, optaram por estudar as diferentes superfícies de implantes dentais através de testes de resistência à força de remoção por torque, buscando identificar aquela que apresentasse maior percentual de contato osso-implante e correlacioná-las. Os resultados dessa investigação em animais demonstraram que os implantes rosqueados de titânio com as superfícies tratadas com ácido resistiram mais ao torque do que as lisas e as jateadas. No entanto, curiosamente ao microscópio óptico, as superfícies mostraram-se comparáveis entre si quanto ao percentual de contato osso-implante contrariando a maioria dos estudos similares.

Noutro experimento que avaliou a força exercida na remoção por torque, BUSER *et al.*⁸ (1998) compararam duas diferentes superfícies: uma mista, polida e atacada por ácido (Osseotite) e a outra jateada com areia e atacada por ácido (SLA), em cobaias. Após 4, 8 e 12 semanas de cicatrização, foi aplicado teste de resistência ao torque para remoção dos implantes para avaliação da força de cisalhamento (força necessária para desunião de duas superfícies) da interface osso-implante. Concluíram que a força média de torção para remoção do SLA foi de 75% a 125% maior do que para o Osseotite aos 3 meses de cicatrização.

No ano seguinte em 1999, BUSER *et al.*⁹ novamente estudaram superfícies SLA, comparando-as

às TPS e polidas como controles. O estudo em maxilares de cobaias mediu a força de cisalhamento à torção, da interface osso-implante das duas superfícies. Os resultados alcançaram diferenças estatisticamente significativas entre as superfícies polidas e as duas rugosas ($p < 0,00001$) tendo as primeiras apresentado valores médios de resistência ao torque entre 0,13 e 0,26 N/m, enquanto os valores para as outras superfícies variaram entre 1,14 e 1,56 N/m. Aos 4 meses, SLA apresentou-se mais resistente ao torque para remoção do que as TPS e igualaram-se aos 8 e 12 meses. Teorizaram que as forças de cisalhamento de implantes de titânio são significativamente influenciadas pelas suas características de superfície.

Como resultado direto dos estudos pioneiros de BRÄNEMARK *et al.*⁴ (1977), estabeleceu-se um rígido protocolo que, dentre inúmeros itens mandatórios para a garantia do fenômeno da osseointegração, ressaltavam a necessidade de um período médio de cicatrização de seis meses, totalmente livre de cargas mastigatórias.

Com o advento de superfícies rugosas que favoreciam uma melhor e mais rápida aposição óssea e implantes de diâmetros maiores, vislumbrou-se a possibilidade da exposição desses implantes às cargas mastigatórias mais precocemente, culminando com experimentos de cargas imediatas.

PIATTELLI *et al.*²³, em estudo piloto de 1997, analisaram o efeito de cargas precoces (15 dias) sobre 24 implantes de titânio com superfícies aspergidas com plasma de titânio instalados em maxilares de quatro macacos. Puderam concluir que os implantes carregados precocemente durante 8 a 9 meses, apresentaram taxas de contato osso-implante de $67,2 \pm 3,1\%$ na maxila e $80,7 \pm 4,6\%$ na mandíbula, suficientemente boas e similares aos implantes controle.

PIATTELLI *et al.*^{21,24} (1996,1997), novamente em duas publicações seguidas, de casos clínicos, diferentemente do habitual, ofereceram à comunidade científica evidências histológicas raras de implantes de sucesso resgatados de humanos tanto por razões de fratura como por razões psicológicas. Esses implantes TPS haviam sido carregados precocemente (aos dois meses) e imediatamente. A análise desse material revelou que, em ambos os casos, ao redor dos implantes havia osso lamelar compacto com a presença de inúmeros sistemas de Havers e osteons em contato a 60-70% da superfície. Com o auxílio do corante von Kossa, ob-

servaram ainda que o osso era altamente mineralizado.

O mesmo grupo de PIATTELLI *et al.*²² em estudo subsequente de 1998, analisou as reações teciduais ao redor de 48 implantes de superfície TPS que receberam cargas funcionais imediatas após a implantação (3 dias) em maxilares de macacos. Nove meses após a implantação, os implantes foram retirados em blocos, processados para obtenção de lâminas para serem analisadas sob microscópio óptico de luz normal e polarizada. A análise histomorfométrica demonstrou que, nos implantes teste, o percentual de contato osso-implante foi de $67,3 \pm 7,6\%$ na maxila e $73,2 \pm 5,9\%$ na mandíbula; nos implantes controle os percentuais foram, respectivamente, $54,5 \pm 3,3\%$ e $55,8 \pm 6,5\%$. Concluíram que o percentual de contato osso-implante foi significativamente maior no grupo teste que no controle ($p < 0,01$) e que nenhuma interposição de tecido conjuntivo foi detectada.

Como pudemos verificar, trabalhos recentes mostraram que a rugosidade superficial do implante favoreceu a adesão de osteoblastos, sua diferenciação e a produção de matriz extracelular, resultando em maior contato osso-implante, contato este que foi alcançado mais rapidamente; e resultou em maiores forças necessárias para removê-los por torque. Essas características das superfícies rugosas poderão reduzir o tempo necessário para a colocação dos implantes em função, possibilidade que já vem sendo testada por estudos recentes. Assim como, melhorar o prognóstico para implantes colocados em áreas com tecido ósseo menos denso, ou ainda, em áreas de reconstrução óssea, como demonstrado por LIMA¹⁹

(1999), que verificou maior percentual de contato osso-implante para a superfície de plasma de titânio em osso regenerado, quando comparada à superfície de titânio lisa.

Não podemos deixar de notar a dificuldade ao analisarmos as publicações em geral, para estabelecer-se parâmetros comparativos entre os estudos, devido à falta de caracterização das superfícies testadas e ao desconhecimento das reações celulares e teciduais às diversas modificações da superfície possíveis. É importante esclarecer que as superfícies rugosas não são iguais entre si e, por consequência novas superfícies rugosas não responderão necessariamente como aquelas que já têm comprovada eficiência.

CONCLUSÕES

1. A deposição de tecido ósseo sobre as superfícies dos implantes osseointegrados ocorre independentemente destas serem polidas ou texturizadas.
2. As superfícies texturizadas contribuem para um maior percentual de contato implante-tecido ósseo.
3. As superfícies TPS, SLA e HA apresentam contatos com o osso neoformado em tempo mais curto do que as superfícies lisas.
4. Essas características das superfícies texturizadas (promovendo maior contato osso-implante e favorecendo contatos mais rapidamente) permitem que os implantes osseointegrados com essas superfícies recebam cargas funcionais mais precocemente e favorecem seu prognóstico quando aplicados em tecido ósseo pouco compacto, ou em osso regenerado.

AMARANTE, E. S.; LIMA, L. A. de. Optimization of implant surfaces: titanium plasma spray and acid-etched sandblasting – current state. **Pesqui Odontol Bras**, v. 15, n. 2, p. 166-173, abr./jun. 2001.

The aim of this review was to update the concepts regarding the preparation of the surfaces of titanium implants, focusing on TPS (titanium plasma-sprayed implants) and 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 or ceramic. Roughness is not mandatory for bone apposition. However, 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: Dental implantation, endosseous; Titanium; Osseointegration.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BAIER, R. E.; MEYER, A. E. Implant surface preparation. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 3, p. 9-20, 1988.
2. BOWERS, K. T.; KELLER, J. C.; RANDOLPH, B. A. *et al.* Optimization of surface micromorphology for enhanced osteoblast responses *in vitro*. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 7, n. 3, p. 302-310, 1992.
3. BRÄNEMARK, P.-I.; BREINE, U.; LINDSTRÖM, J. *et al.* Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I – experimental studies. **Scand J Plast Reconstr Surg**, v. 3, p. 81, 1969.
4. BRÄNEMARK, P.-I.; HANSON, B. O.; ADELL, R. *et al.* Osseo-integrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. **Scand J Plast Reconstr Surg**, v. 16-20, p. 122-132, 1977.
5. BRÄNEMARK, P.-I.; ZARB, G. A.; ALBREKTSSON, T. Tissue integrated prostheses. In: **Osseointegration in clinical dentistry**. Chicago : Quintessence Publ. Co. Inc. 1985.
6. BRUNETTE, D. M. The effects of implant surface topography on the behavior of cells. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 3, p. 231-246, 1988.
7. BUSER, D.; BELSER, U. C.; LANG, N. P. The original one-stage dental implant system and its clinical application. **Periodontology 2000**, v. 17, p. 106-118, 1998.
8. BUSER, D.; NYDEGGER, T.; HIRT, H. P. *et al.* Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 13, p. 611-619, 1998.
9. BUSER, D.; NYDEGGER, T.; OXLAND, T. *et al.* Interface shear strength of titanium implants with sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. **J Biomed Mater Res**, v. 45, n. 2, p. 75-83, 1999.
10. BUSER, D.; SCHENK, R. K.; STEINEMANN, S. *et al.* Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. **J Biomed Mater Res**, v. 25, p. 889-902, 1991.
11. COCHRAN, D. L.; SCHENK, R. K.; LUSSI, A. *et al.* Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. **J Biomed Mater Res**, v. 40, p. 1-11, 1998.
12. COOPER, L. F.; MASUDA, T.; WHITSON, S. W. *et al.* Formation of mineralizing osteoblast cultures on machined, titanium oxide grit-blasted, and plasma-sprayed titanium surfaces. **Int J Oral Maxillofac Implant**, v. 14, n. 1, p. 37-47, 1999.
13. D'LIMA, D. D.; LEMPERLE, S. M.; HOLMES, R. E. *et al.* Bone response to implant surface morphology. **J Arthroplasty**, v. 13, n. 8, p. 928-934, 1998.
14. ELLINGSEN, J. E. Surface configurations of dental implants. **Periodontology 2000**, v. 17, p. 36-46, 1998.
15. HAHN, H.; PALICH, W. Preliminary evaluation of porous metal-surfaced titanium for orthopedic implants. **J Biomed Mater Res**, v. 4, n. 4, p. 571-577, 1970.
16. JAFFIN, R. A.; BERMAN, C. L. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. **J Periodontol**, v. 62, p. 2-4, 1991.
17. KASEMO, B.; LAUSMAA, J. Biomaterial and implant surfaces: a surface science approach. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 3, p. 247-259, 1988.
18. KELLER, J. C.; DRAUGHN, R. A.; WIGHTMAN, J. P. *et al.* Characterization of sterilized CP titanium implant surface. **Int J Maxillofac Implants**, v. 5, p. 360-367, 1990.
19. LIMA, L. A. P. A. **Reparação dos tecidos periimplantares após colocação de implantes de titânio, de superfícies lisas ou plasma de titânio, simultânea à regeneração óssea guiada. Estudo histológico e histométrico em cães**. São Paulo, 1999. 83 p. Tese (Livro-Docência) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
20. PEBE, P.; BARBOT, R.; TRINIDAD, J. *et al.* Countertorque testing and histomorphometric analysis of various implant surfaces in canines: a pilot study. **Implant Dent**, v. 6, n. 4, p. 259-265, 1997.
21. PIATTELLI, A.; CORIGLIANO, M.; SCARANO, A. Microscopic observations of the osseous responses in early loaded human titanium implants: a report of two cases. **Biomaterials**, v. 17, n. 13, p. 1333-1337, 1996.
22. PIATTELLI, A.; CORIGLIANO, M.; SCARANO, A. *et al.* Immediate loading of titanium plasma-sprayed implants: an histologic analysis in monkeys. **J Periodontol**, v. 69, n. 3, p. 321-327, 1998.
23. PIATTELLI, A.; CORIGLIANO, M.; SCARANO, A. *et al.* Bone reaction to early occlusal loading of two-stage titanium plasma-sprayed implants: a pilot study in monkeys. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v. 17, n. 2, p. 162-169, 1997.
24. PIATTELLI, A.; PAOLANTONIO, M.; CORIGLIANO, M. *et al.* Immediate loading of titanium plasma-sprayed screw-shaped implants in man: a clinical and histological report of two cases. **J Periodontol**, v. 68, n. 6, p. 591-597, 1997.
25. PILLIAR, R. M. Porous-surfaced metallic implants for orthopedic applications. **J Biomed Mater Res**, v. 21, p. 1-33, 1987.
26. QUIRYNEN, M.; NAERT, I.; VAN STEENBERGHE, D. *et al.* The cumulative failure rate of Brånemark system in the overdenture, the fixed partial and the fixed full prosthesis design: a prospective study on 1,273 fixtures. **J Head Neck Pathol**, v. 10, p. 43-53, 1993.
27. SCHENK, R. K.; BUSER, D. Osteointegration: a reality. **Periodontology 2000**, v. 17, p. 22-35, 1998.
28. SCHROEDER, A.; POHLER, O.; SUTTER, F. Gewebsreaktion auf ein Titan-Hohlzylinderimplantat mit Titan-Spritzschichtoberfläche. **Schweiz Mschr Zahnheilk**, v. 86, n. 7, p. 713-727, 1976.
29. SCHROEDER, A.; STICH, H.; STRAUMANN, F. *et al.* Über die anlagerung von osteozement an eien belasteten implantatkörper. **Schweiz Mschr Zahnheilk**, v. 88, n. 10, p. 1051-1058, 1978.
30. SCHULTE, W. **Anleitung für das Frialit®-Dentalimplantat, Tübingen**. Mannheim, Friedrichsfeld AG. 1980.
31. SIMPSON, J.; SNÉTIKY, D. **La superficie SLA de ITI® Straumann**. Waldenburg, Switzerland, Institut Straumann AG. 1998.
32. SPECTOR, M. Historical review of porous-coated implants. **J Arthroplasty**, v. 2, n. 2, p. 163-177, 1987.
33. THOMAS, K. A.; COOK, S. D. An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition. **J Biomed Mater Res**, v. 19, p. 875-901, 1985.

34. WENNERBERG, A.; HALLGREN, C.; JOHANSSON, C. *et al.* A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. **Clin Oral Implant Res**, v. 9, n. 1, p. 11-19, 1998.
35. WILKE, H. J.; CLAES, L.; STEINEMANN, S. The influence of various titanium surfaces on the interface shear strength between implantes and bone. *In*: HEIMKE, G.; SOLTÉSZ, U.; LEE, A. J. C. **Adv Biomaterials**. Amsterdam : Elsevier Science Publishers B. V., 1990. p. 309-314.
36. WONG, M.; EULENBERGER, J.; SCHENK, J. *et al.* Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone. **J Biomed Mater Res**, v. 12, p. 1567-1575, 1995.

Recebido para publicação em 14/08/00
Enviado para reformulação em 05/02/01
Aceito para publicação em 01/03/01