

XXXXXXXXXXXXXXXXXX
XXXXXXX

Caracterização das superfícies dos implantes osseointegráveis: Revisão de literatura

Natália Reis Ribeiro ARANTES*

José Ricardo Muniz FERREIRA**

Eduardo C. Lopes de Chaves de Mello DIAS***

Characterization of osseointegrated implants surfaces: literature review

Resumo

A composição química e a rugosidade da superfície estão diretamente ligadas ao sucesso dos implantes osseointegrados. Implantes com superfície moderadamente rugosa modificam os mecanismos de interação das células com a superfície quando comparados aos implantes de superfícies usinadas, acelerando o processo de osseointegração. Clinicamente, implantes com superfície rugosa permitem a colocação dos mesmos em função mais rapidamente e aumentam o índice de sucesso, principalmente em situações de risco como regiões de osso de baixa densidade, osso regenerado e altura óssea reduzida. O presente trabalho tem como objetivo fazer uma revisão da literatura científica sobre os diversos tratamentos de superfície dos implantes osseointegráveis e apresentar estudos que avaliam as suas características e influência na cicatrização óssea.

Abstract

The chemical composition and surface roughness are directly linked to the success of dental implants. Implants with treated surface modify the mechanisms of interaction of cells with the surface in relation to implants machined surfaces, accelerating the process of osseointegration. Clinically, implants with treated surface allow to activate faster and increase the success rate especially in risk situations such as regions of low density of alveolar bone, regenerated bone and reduced bone height. This study aims to review the scientific literature on the various surface treatments of dental implants and present studies that evaluate its characteristics and influence on bone healing.

Palavras-chave

Implantes dentários, Osseointegração, Superfície de implante.

Keywords

Dental implants. Osseointegration. Implant surface.

Introdução

O tratamento com implantes osseointegráveis para a substituição de dentes perdidos é um tratamento bastante previsível. Inicialmente foi indicado como um tratamento para edentulismo total, que logo depois foi extrapolado para uso em outras aplicações reparadoras na Odontologia. Sendo assim, implantes que eram usados anteriormente para tratar mandíbulas e maxilas totalmente edêntulas, hoje são uma alternativa viável, com altos índices de sucesso para a reabilitação, quer seja unitária, parcial ou total. A previsibilidade a longo prazo e o sucesso destas reconstruções protéticas estão baseados primariamente numa união ativa entre o tecido vivo e a superfície do implante em nível molecular. Esta união ativa se baseia em três grandes fatores: o biomaterial do implante, sua texturização superficial e a resposta tecidual. As modificações na superfície dos implantes visam fornecer

uma maior área de contato com o tecido ósseo e induzir uma resposta favorável do leito receptor, levando ao aumento e possivelmente acelerando a osseointegração (Qahash et al., 2007).

Os diversos sistemas de implantes comercialmente disponíveis utilizam vários tipos de tratamento de superfície com diferentes composições e graus de rugosidade, visando à aumentar os percentuais de contato osso-implante. O aumento da demanda clínica para o início de carga nos implantes e sua instalação em regiões desfavoráveis têm levado a indústria nos últimos anos a realizar importantes alterações na superfície de seus implantes. O objetivo desse trabalho é fazer uma revisão da literatura científica a respeito das superfícies dos implantes osseointegráveis, ressaltando suas propriedades e características.

Revisão de Literatura

O titânio: As suas ótimas propriedades físico-químicas fazem do titânio a escolha ideal para os implantes osseointegráveis. Apresenta comprovada biocompatibilidade, alta resistência à corrosão e à tração, baixa condutividades elétrica, forma liga com quase todos os metais e um módulo de elasticidade compatível com o tecido ósseo. Esse módulo de elasticidade fica próximo ao osso compacto, permitindo um comportamento mecânico (deformação) semelhante ao do conjunto composto pela peça metálica e pelo tecido calcificado quando submetido a forças fisiológicas da mastigação (Teixeira, 2001).

As características químicas da superfície do implante são muito importantes para as reações biológicas que ocorrem após a inserção do biomaterial em um tecido vivo. Mais recentemente tem sido demonstrado que não só a rugosidade da superfície aumenta a aposição óssea, mas também sua química é um fator-chave que influencia o contato osso-implante. O aumento da capacidade de molhabilidade e hidrofobicidade e a energia livre de superfície exercem influências positivas na aposição óssea (Buser et al., 2004).

A molhabilidade da superfície também tem sido proposta para promover a aderência de fibrina. Esta adesão de fibrina fornece orientação de contato para os osteoblastos, que migram ao longo da superfície (Le Guéhennec et al., 2007).

Mecanismo de integração endóssea: Botticelli et al. (2003) descreveram o mecanismo de integração endóssea sugerindo que há dois diferentes fenômenos nos quais o osso recém formado pode justapor-se à superfície do implante. A osteogênese à distância, na qual o novo osso atinge a superfície do implante através do crescimento aposicional do osso existente, e a osteogênese de contato em que a formação do novo osso ocorre diretamente na superfície do implante.

Topografia de superfície dos implantes

Superfícies usinadas: Os estudos mais antigos sobre osseointegração foram conduzidos utilizando as superfícies lisas, também chamadas de usinadas. Estas superfícies recebem somente a usinagem ou

*Especialista Implantodontia São Leopoldo Mandic – Vitória. ** Especialista Periodontia e Mestre Implantodontia UNIGRANRIO. Professor do Curso de Especialização em Implantodontia São Leopoldo Mandic - Unidade Vila Velha - ES. ***Doutorando, Mestre e Especialista em implantodontia. Coordenador do Curso de Especialização em Implantodontia - São Leopoldo Mandic - Unidade Vila Velha - ES.

E-mail: naty.odonto@hotmail.com

o corte da peça metálica durante o processo de fabricação e macroscopicamente assemelham-se a uma peça polida. Microscopicamente verifica-se que os implantes usinados apresentam microranhuradas e não possuem um polimento final. Essas ranhuras são consideradas importantes para os fenômenos celulares de adesão e produção de matriz proteica do processo de osseointegração e, portanto não recebem nenhum tipo de polimento após a usinagem (Teixeira, 2001).

Wennerberg et al. (2004) sugeriram que o termo “liso” fosse utilizado para descrever pilares, e os termos “minimamente rugosa” (0,5 a 1µm), “moderadamente rugosa” (1 a 2 µm) e rugosa (2 a 3 µm) fossem utilizadas para descrever a rugosidade de superfície dos implantes. Contudo, a maioria dos relatos na literatura baseados na média de rugosidade de superfícies (RA), descrevem superfícies ≤ 1µm como lisas, enquanto aquelas com RA > 1µm são consideradas rugosas. Mesmo após a verificação em microscopia eletrônica, o termo “liso” continua internacionalmente consagrado na literatura para descrever tais superfícies.

Embora não muito mais utilizada clinicamente e ou comercialmente disponíveis, os implantes com esta superfície ainda são muito utilizados em pesquisas como superfície controle para avaliação da osseointegração.

Superfícies rugosas: Apesar do sucesso dos implantes de superfície usinadas, começaram-se estudos para trabalhar essas superfícies a fim de melhorar ainda mais a sua biocompatibilidade e a osseointegração. O termo texturização de superfície refere-se a qualquer tratamento realizado no intuito de modificar a estrutura superficial de um implante metálico (Teixeira, 2001).

Jaffin & Berman (1991) mostraram que o índice de insucesso dos implantes com superfícies usinadas era de 35% para região posterior de maxila e 3% nas demais regiões. Mostrando a necessidade de evolução dos projetos dos implantes, incluindo sua superfície.

Os processos de texturização de superfície dos implantes osseointegrados podem ser classificados em dois grandes grupos: processos de subtração superficial e de processos de adição. O processo de subtração é quando se subtrai algo da superfície, como nas técnicas de jateamento, ataque ácido, SLA (Jateamento de partículas e duplo ataque ácido) e o laser. O processo de adição é quando se ganha volume da área superficial pelo acréscimo de partículas à superfície e como exemplos podemos citar: técnicas de spray de plasma, recobrimento com hidroxiapatita, nanotratamento com fosfato de cálcio, oxidação anódica e coberturas biomiméticas (Elias et al., 2008).

Jateamento de partículas: O jateamento de partículas é um método frequentemente usado para modificação da superfície. Nesta técnica de texturização superficial por subtração, partículas são projetadas em alta velocidade por meio de ar comprimido e, ao colidirem com a superfície, geram ranhuras irregulares. Dependendo do tamanho das partículas jateadas, diferentes rugosidades podem ser produzidas sobre a superfície metálica do implante de titânio. O material jateado deve ser quimicamente estável, biocompatível e não levar prejuízos à osseointegração. As partículas utilizadas são óxido de alumínio (Al₂O₃), óxido de titânio (TiO₂) e partículas de cálcio (Le Guéhennec et al., 2007).

Segundo Sykaras et al. (2000) a rugosidade média (Ra) das superfícies jateadas pode variar entre 1,20 a 2,20µm, e existe uma tendência de que quanto maior o tamanho da partícula jateada maior a rugosidade da superfície.

Ataque ácido: O ataque ácido é outro método de texturização por subtração. Nesta técnica o implante após usinagem é submerso em solução ácida (ácido fluorídrico, sulfúrico ou clorídrico) por intervalo de tempo e temperatura determinadas que provocam erosão na superfície usinada do implante, criando pequenas rugosidades ou retenções de dimensões e formatos específicos. A concentração da solução ácida, o tempo, e a temperatura são fatores determinantes da profundidade das rugosidades criadas na superfície (Sykaras et al.,

2000). (Figura 1)

Jateamento e duplo ataque ácido (SLA): O tratamento por ácido pode ser realizado após a técnica de jateamento. Como exemplo temos a superfície SLA (Straumman®) [S= sandblasted (Jateada); L= large grit (partículas grandes); A=acid etching (ataque ácido)]. É uma superfície jateada com partículas grandes de óxido de alumínio (250-500µm) e posteriormente atacada por ácido sulfúrico/ácido clorídrico, gerando uma rugosidade de superfície média (Ra) de 1,8µm (Le Guéhennec et al., 2007).

Sammons et al. (2005) comparam a capacidade de molhabilidade de diversas superfícies. As superfícies SLA mostram porcentagens mais altas de crescimento celular. As maiores taxas de molhabilidade foram observada em implantes de superfícies de ataque ácido e de microporos, sendo que superfícies SLA e microporos aparecem com maior capacidade primária de molhabilidade no período de 30 minutos.

Foram feitos estudos em cães para avaliar a progressão da perimplantite induzida por ligaduras de algodão, em torno de implantes de superfície SLA e superfície lisas. Avaliaram que após 4 meses de uso da ligadura e mais 5 meses de acúmulo de biofilme, houve perda óssea mais pronunciada nos implantes SLA e na mucosa havia a presença de um largo infiltrado inflamatório (Berglundh et al., 2006). Dando continuidade a esse estudo, Alboy et al. (2008), avaliaram a progressão da perimplantite entorno de 4 diferentes tipo de superfície. Observaram que quanto maior a aspereza de superfície maior é a progressão da perimplantite. Abreu et al. (2000) analisaram as causas de infecção perimplantar e perda do implante, avaliando uma superfície e um projeto de implante que diminui a possibilidade de infecções e complicações para a saúde, impedindo a infiltração bacteriana. Para Amoroso et al. (2006) a aderência bacteriana às superfícies do implante pode ser influenciada pela rugosidade e pela energia livre de superfície.

Existe também uma modificação nesse método que é o SLActive® (Straumman®) que altera a estrutura química da superfície transformando-a em superfície ativa hidrofílica, permitindo uma osseointegração mais rápida. Estudo prospectivo feito em dois centros demonstrou que implantes de titânio com uma superfície SLActive® podem previsivelmente conseguir uma integração bem sucedida do tecido quando colocados em oclusão 21 dias após a instalação do implante. A osseointegração pôde ser mantida sem incidentes por pelo menos dois anos de acompanhamento (Morton et al., 2010).

Laser: Segundo Hallgren et al. (2003) a usinagem a laser é um método mais rápido, mais limpo, e fácil de adaptar-se a implantes com geometrias tridimensionalmente complexas.

Recentemente, estudos estão sendo dirigidos para o aperfeiçoamento de outra técnica de texturização superficial por subtração, envolvendo o uso de laser de alta potência. Este, por ser um feixe de luz concentrado, que necessita somente o meio físico para se propagar é uma vantagem em relação às técnicas tradicionais descritas acima no que diz respeito à contaminação. Os implantes apresentam um superfície mais regular e homogênea com rugosidades de profundidade e diâmetro maiores ou menores de acordo com a propagação de intensidade de pulso da fonte emissora. Além disso, o grau de contaminação superficial dos implantes com superfícies tratadas a laser, em comparação com as técnicas tradicionais é significativamente menor. Como vantagem, pode-se reproduzir os mesmos desenhos em vários implantes não ficando aleatório como nos casos de jateamento e não há elemento contaminante que não o próprio titânio. Porém, a pouca literatura existente e a falta de estudos de acompanhamento clínico ainda limitam a aprovação definitiva deste processo (Teixeira, 2001).

Spray de plasma: O spray de plasma consiste numa injeção de titânio em uma tocha de plasma em alta temperatura. As partículas de titânio são projetadas para a superfície dos implantes onde eles se condensam e se fundem, formando um filme de 30µm de espessura. A

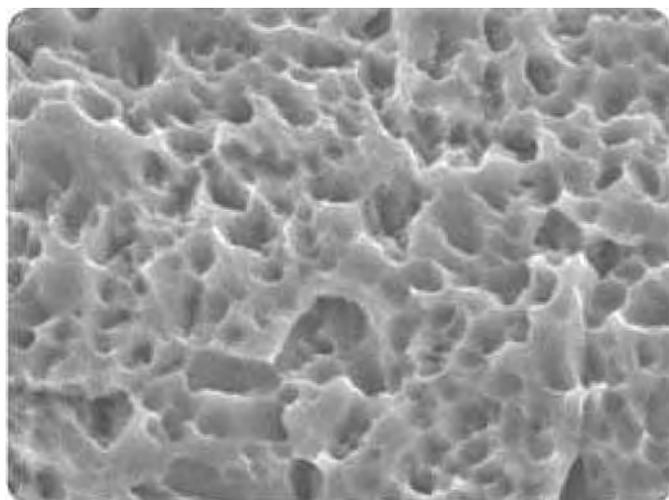


Fig. 1: Fotomicrografia de superfície tratada por ataque ácido (Master Porous®). *Cortesia:* Conexão Sistema de Prótese Ltda

espessura deve chegar a 40-50µm para ser uniforme. O resultado do revestimento do spray de plasma de titânio (TPS) tem uma rugosidade média de 7µm, o que aumenta a superfície do implante. Tem sido demonstrado que esta topografia tridimensional aumenta a resistência à tração na interface osso-implante (Le Guéhennec et al., 2007).

Recobrimento com hidroxiapatita: O recobrimento com hidroxiapatita também pode ser aplicado aos implantes metálicos por diversos métodos que incluem a deposição eletroforética, imersão, pressão isostática, spray de plasma e deposição pulsada de laser, além do processo biomimético. Na técnica de spray de plasma de hidroxiapatita, a superfície do titânio passa por um processo de jateamento de partículas a fim de criar retenções para a cobertura de hidroxiapatita, que não possui uma forte ligação ao substrato. A razão para o uso da hidroxiapatita como cobertura dos implantes de titânio está baseada na presumida ligação química que ocorre entre o fosfato de cálcio e o tecido ósseo (Schliephake et al., 2006).

O spray apresenta alguns problemas, como por exemplo, a não uniformidade química da camada de cobertura e a degradação no corpo humano. Também, a baixa força de adesão entre o metal e a cobertura deve ser levada em consideração. Entretanto outros métodos de deposição estão sendo introduzidos para resolver estas questões. Park Young-Seok et al. (2005) avaliando a deposição de hidroxiapatita assistida em superfície jateada com óxido de Alumínio de implantes com cobertura de HA, observaram um significativo aumento do torque de remoção, contato osso-implante e volume ósseo quando comparados a grupo sem cobertura.

Para minimizar os problemas da primeira geração de recobrimento com HA, uma nova geração tem sido desenvolvida. As aplicações modernas de HA, que antes tinham uma espessura mínima de cerca de 50 µm, agora passam a ter 1 µm ou até mesmo nanômetros de espessura, portanto o nível de risco pode ser considerado menor, caso a HA solte do substrato (Wennerberg e Albrektsson, 2010).

Nanotratamento: Poucos estudos têm relatado modificações para a rugosidade, bem como a química na escala do nanômetro de maneira reprodutível. Foram desenvolvidos poros nanométricos para a fixação inicial das células osteoblásticas. Estas estruturas nanômetros podem também dar orientação das células positivas por meio da seletiva penhora de osteoblastos na superfície do implante. Este processo seletivo de penhora pode resultar em melhoria da cicatrização inicial em torno dos implantes dentários (Le Guéhennec et al., 2007).

Em 2007, foi lançada comercialmente uma superfície (Nanotite® - Biomet 3I) onde cristais de fosfato de cálcio (CaP) em escala nanométrica (20 a 100 nm) são adicionados à superfície tratada com duplo ataque ácido. Este processo é diferente de spray de plasma, que cria uma cobertura sobre a superfície em média de 50µm. Os finos

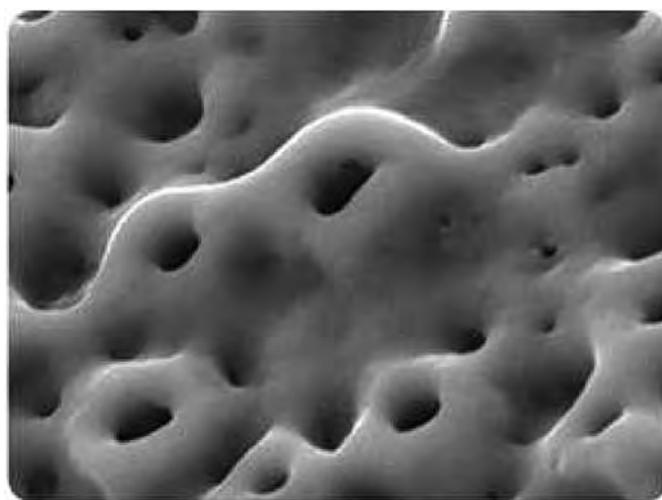


Fig. 2: Fotomicrografia de superfície tratada por oxidação anódica (TiUnite). *Cortesia:* © Nobel Biocare Services AG

depósitos de cristais de CaP na superfície do implante aceleram a formação óssea e aumentam a força de união entre o implante e o tecido ósseo. Uma maior porcentagem no contato osso-implante é observada nesta superfície quando comparada à superfície tratada com duplo ataque ácido (Goené et al., 2007).

Oxidação anódica: Um outro tipo de superfície porosa é o obtido por oxidação anódica. O método para a preparação desta superfície de óxido porosa é um processo eletroquímico onde o implante é imerso em um eletrólito adequado e se torna um anodo na célula eletroquímica. Quando uma diferença de potencial é aplicada a esta amostra, o transporte iônico de cargas se transfere através das células e uma reação eletrolítica ocorre no anodo, resultando no aumento da camada de óxido (Aalam e Nowzari, 2005).

Este método leva à formação de uma camada de óxido de titânio puro na superfície do implante. O índice de rugosidade (RA) varia de 1,20µm a 1,40µm da área coronal a apical e o diâmetro fica em torno de 1µm a 2µm (Huang et al., 2005). (Figura 2)

Tendências atuais e futuras nas superfícies

Cobertura biomimética: A cobertura biomimética dos implantes metálicos de aplicação para suporte de carga intraóssea beneficiaria ainda mais a superfície modificada que aproxima a morfologia e a química do tecido ósseo para alcançar uma ancoragem mais rápida e maior (Schliephake et al. 2006). Para tal, a deposição de fosfato de cálcio na superfície do metal sob condições fisiológicas e em finas coberturas (escala nanométrica) tem sido utilizada.

Germanier et al. (2006) investigaram a aposição óssea inicial da superfície SLA coberta com um polímero peptídeo Arg-Gly-Asp (RGD modificado) em maxilas de porcos miniatura. Os implantes testes e controles utilizados possuem a mesma microrugosidade topográfica, entretanto diferem apenas na química de superfície. Verificam que, em 2 semanas, os implantes cobertos com RGD mostram um significativo aumento de contato osso-implante quando comparado com a superfície controle, concluindo que a cobertura promove um aumento da aposição óssea em estágios iniciais da regeneração óssea.

Incorporação de substâncias biologicamente ativas sobre as superfícies dos implantes: As superfícies dos implantes de titânio podem ser cobertas com agentes estimuladores ósseos, ou seja, substâncias biologicamente ativas, na tentativa de aumentar o processo de cicatrização localmente, aumentando a qualidade da interação inicial de células formadoras de osso (bone-forming cells) com superfície do implante.

Schliephake et al. (2004) testaram a hipótese de que a imobilização das BMP2 na superfície de titânio podem aumentar a formação óssea perimplantar. Pesquisaram se estas proteínas permanecem

biologicamente ativas e no local de aplicação. Moléculas de BMP2 foram imobilizadas em implantes anodizados. Mostraram grande potencial de formação de osso na superfície (63%) e sugeriram um benefício considerável para osseointegração com o uso das BMPs, onde observaram depois de 3 meses um aumento na densidade óssea.

Implantes Nacionais

Os implantes osseointegrados foram introduzidos no Brasil no final da década de 80, início dos anos 90 e, com o passar dos anos, se tornaram cada vez mais acessíveis aos pacientes. Essa acessibilidade se tornou significativa após a nacionalização dos produtos relacionados à implantodontia, desde a fabricação de implantes e componentes até a fabricação de acessórios como fresas e motores.

Na prática da clínica atual, a utilização dos implantes nacionais é uma realidade e avanços em pesquisas sobre o tratamento de suas superfícies estão sendo desenvolvidos. Dentre as marcas comercialmente disponíveis no mercado nacional podemos citar superfícies de jateamento de óxido de alumínio e ataque ácido: Bonelike® (3i Biomet-Brasil), Titanium Fix, e Colosso® (Emfils), ataque ácido: Pouros® (Conexão), duplo ataque ácido (SIN e Neodent); oxidação anódica (Vulcano® - Conexão) e oxidação à laser (Serson®).

Gebran e Wassal (2007) observaram que o grau de rugosidade da superfície do implante Titamax II® (Neodent) apresentou sucesso na adesão de células ósseas, apresentando um bom desempenho *in vitro* no tocante a adesão de células osteoblásticas.

Para Fernandes et al. (2007) a superfície texturizada MASTER POROUS® (Conexão Sistema de Prótese) apresentou um aumento significativo na porcentagem osso-implante e maior torque de remoção em tíbias de coelho quando comparados aos lisos da mesma empresa. Os resultados corroboram com os encontrados na literatura.

Discussão

Muitos estudos comprovam o resultado benéfico da texturização da superfície dos implantes de titânio nos componentes celulares e teciduais envolvidos na osseointegração, a fim de aumentar o contato osso-implante. As técnicas de texturização superficial podem influenciar várias etapas do processo de desenvolvimento e estabelecimento da osseointegração, tanto na diferenciação das células presentes na interface titânio-osso, após a inserção cirúrgica do implante quanto na quantidade de matriz óssea calcificada depositada na superfície do implante. A complexidade bioquímica e celular do processo de reparo osseo perimplantar e os métodos de avaliação disponíveis atualmente não permitem conclusões clínicas definitivas sobre os reais mecanismos neste processos em humanos, e, portanto, pesquisas continuam ser realizadas.

Uma grande indicação para utilização de superfície rugosa é em regiões de baixa qualidade óssea e pouco volume ósseo. De acordo com Le Guéhennec et al. (2007), nestas situações clínicas desfavoráveis, um contato osso-implante mais precoce e maior poderia ser benéfico para permitir altos níveis de carga. Para esses mesmos autores, o tratamento com ataque ácido promove uma mais rápida osseointegração, mantendo o sucesso por mais de 3 anos. Constataram também que o duplo ataque ácido da superfície melhora o processo de osteocondução através da penhora de fibrina e de células osteogênicas, resultando em uma nova formação óssea diretamente sobre a superfície do implante.

Jungner et al. (2005) comparam implantes com superfícies de oxidação anódica e lisas com respeito ao fracasso. Observaram que a estabilidade primária é fator chave para o sucesso. Demonstram ainda que há um maior contato osso-implante para superfícies anodizadas. Porém quando se trata de carga imediata de prótese fixas na região anterior de mandíbula, para Fröberg et al. (2006) existe uma alta previsibilidade de sucesso, não havendo diferenças estatisticamente significativa entre o uso de superfície lisas ou anodizadas.

Uma das desvantagens parece ser a maior capacidade do biofilme de aderir às superfícies rugosas, quando comparadas às usinadas. Berglundh et al. (2006) em estudo experimental em cães, analisaram a progressão de perimplantite induzida por ligadura em torno dos implantes com diferentes rugosidades superfícies. Observaram que durante o período de ligadura, ocorre similar perda óssea, mas após a remoção da ligadura implantes com superfície rugosas (SLA) apresentaram maior perda óssea do que os implantes de superfície lisas, com maior área de biofilme, sugerindo uma progressão da perimplantite mais pronunciada. Porém, 6 meses após tratamento esses mesmos implantes obtêm maior resolução da perda óssea causada pela perimplantite.

Os implantes com recobrimento de HA da primeira geração não deram muito certo, porém a segunda geração demonstrou ser uma superfície aceitável, com um acompanhamento de 5 anos de estudo, demonstrando que a nanorugosidade pode melhorar o desempenho dos implantes com recobrimento (Wennerberg e Albrektsson, 2010).

Vignoletti et al. (2009) demonstraram discreta influência da superfície com nanotratamento (Nanotite® - Biomet 3I) na reparação óssea de implantes instalados em alvéolos frescos na fase precoce de 1-4 semanas. Observaram que essa superfície mostrou maior valor de contato osso-implante (BIC) quando comparada à superfície tratada por duplo ataque ácido do mesmo fabricante (Osseotite®). Entretanto a diferença não foi estatisticamente significativa quando comparada na oitava semana de tratamento.

Para Wennerberg e Albrektsson (2010) parece óbvio que a osseointegração por si só não está ligada a determinadas características de superfície definida, uma vez que um grande número de diferentes superfícies alcançam a osseointegração. Porém, uma resposta do osso mais forte ou mais fraca pode estar relacionada com fenômenos de superfície.

A dúvida que persiste até o momento, é saber qual o tipo de textura de superfície de titânio seria considerada ideal para uma melhor e mais rápida osseointegração. Existem grandes divergências entre os grupos de pesquisas ligados à entidades universitárias e àqueles que trabalham para companhias que produzem e comercializam os implantes. Cada grupo defende a textura de superfície que idealizou e produziu, como sendo ideal para osseointegração.

As pesquisas continuam avançando, seja para a busca de um melhor entendimento da cicatrização óssea na região perimplantar e nos mecanismos de osseointegração, seja na melhora da superfícies já existentes.

Conclusão

Com base no proposto, podemos concluir que implantes com superfície texturizada têm obtido maior sucesso clínico que os implantes usinados. As superfícies mais utilizadas nos dias atuais são as superfícies de oxidação anódica, ataque ácido e jateamento de partículas, porém não é possível estabelecer qual a melhor tratamento de superfície comercialmente disponível.

Referências Bibliográficas

1. Adell R, Leholm U, Rockler Bet al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*, 1981;10(6):387-416.
2. Aalam AA, Nowzari H. Clinical evaluation of dental implants with surfaces roughened by anodic oxidation, dual acid-etched implants, and machines implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(5):793-795.
3. Abreu MH, Rossing CK. Dental implants for replacing missing teeth in periodontal patients—systematic review. *R. Periodontia*. 2000;17(4):37-45.
4. Albouy J-P, Abrahamsson I, Persson LG, Berglundh T. Spontaneous progression of peri-implantitis at different types of implants. *An*

- experimental study in dogs. I: clinical and radiographic observations. *Clin. Oral Impl. Res.* 2008;19(10):997-1002.
5. Amoroso PF, Adams RJ, Walters MG, Williams DW. Titanium surface modification and its effect on the adherence of *porphyromonas gingivalis*: an in vitro study. *Clin. Oral Impl. Res.* 2006;17(6):633-637.
 6. Berglundh T, Gotfredsen K, Zitzmann NU, Lang NP, Lindhe J. Spontaneous progression of ligature induced peri-implantitis at implants with different surface roughness: an experimental study in dogs. *Clin. Oral Impl. Res.* 2006;18(5):655-661.
 7. Botticelli D, Berglund T, Buser D, Lindle J. Appositional bone formation in marginal defects at implant - An experimental study in the dog. *Clinical Oral Implants Research.* 2003;14(1):1-9.
 8. Buser D, Brogini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL, Hoffman B, Lussi A, Steinemann SG. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res.* 2004;83(7):529-533.
 9. Elias CN, Oshida Y, Lima JHC, Muller CA. Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials.* 2008;1(3) 234-242.
 10. Fernandes EDE L, Unikowski IL, Teixeira ER, Da Costa NP, Shinkai RS. Primary stability of turned and acid-etched screwtype implants: a removal torque and histomorphometric study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(6):886-892.
 11. Fröberg KK, Lindh C, Ericsson I. Immediate loading of Branemark System Implants: a comparison between TiUnite and turned implants placed in the anterior mandible. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;4(1):187-197.
 12. Germanier Y, Tosatti S, Brogini N, Textor M, Buser D. Enhanced bone apposition around biofunctionalized sandblasted and acid-etched titanium implant surfaces. A histomorphometric study in miniature pigs. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(3):251-257.
 13. Gebran MP, Wassal T. Evaluation in vitro of the adhesion of osteoblasts on osseo integrat implant with treated surface (Titamax®). *Implant News.* 2007;4(1):79-84.
 14. Goené RJ, Testori T, Trisi P. Influence of a nanometer-scale surface enhancement on the new bone formation on titanium implants: a histomorphometric study in human maxillae. *Inst J Periodontics restorative Dent.* 2007;27(3):211-219.
 15. Hallgren C, Reimers H, Chakarov D, Gold J, Wennerberg A. An in vivo study of bone response to implants topographically modified by laser micromachining. *Biomaterials.* 2003;24 (5): 701-710.
 16. Huang Y, Xiropaidis A V, Soresnsen RG, Albadar JM, Hall J, Wikesjö U M. E. Bone formation at titanium porous oxide (TiUnite®) oral implants in type IV bone. *Clin. Oral Impl. Res.* 2005;16(1):105-111.
 17. Jaffin AR & Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: A 5-years analyses. *J. Periodontol.* 1991;62(1):2-4.
 18. Jungner M, Lundqvist P, Lundgren S. Oxidized titanium implants (Nobel Biocare® TiUnite) compared with turned titanium implants (Nobel Biocare® mark III) with respect to implant failure in a group of consecutive patients treated with early functional loading and two-stage protocol. *Clin. Oral Imp. Res.* 2005;16(3):308-312.
 19. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater.* 2007;23(7):844-854.
 20. Morton D, Bornstein MM, Wittneben JB, Martin WC, Ruskin JD, Hart CN, Buser D. Erly loading after 21 days of healing nonsubmerged titanium implants with a chemically modified sandblasted and acid-etched surface: two-year results of a prospective two-center study. *Clin. Impl. Dent Relat Res.* 2010;12(1):9-17.
 21. Park YS, Yi KY, Lee IS, Han CH, Jung YC. The effects of ion beam-assisted deposition of hydroxyapatite on the grit-blasted surface of endosseous implants in rabbit tibiae. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;20(1):31-38.
 22. Qahash M, Hardwick WR, Rohrer MD, Wozney JM, Wikeso UM. Surface-etching enhances titanium implant osseointegration in newly formed (rhbmp-2-induced) and native bone. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2007;20(3):472-477.
 23. Sammons RL, Lumbikanonda N, Gross M, Catzler P. Comparison of osteoblast spreading on microstructured dental implant surface and cell behaviour in an explant model of osseointegration. *Clin. Oral Impl. Res.* 2005; 16(6):657-666.
 24. Schliephake H, Aref A, Scharnwebwe D, Bierbaum S, Roessler S, Sewing A. Effect of immobilized bone morphogenic protein 2 coating of titanium implants on peri-implant bone formation. *Clin. Oral Impl. Res.* 2004; 16(5):563-569.
 25. Schliephake H, Scharnweber D, Roessler S, Dard M, Sewing A, Aref A. Biomimetic calcium phosphate composite coating of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;18(5):738-746.
 26. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Wood RD. Implant materials, design, and surface topographies: their effect on osseointegration. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(5):675-690.
 27. Teixeira ER. Superfície dos implantes: O estágio atual. In: Dinato JC, Polido WD. *Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese.* São Paulo: Artes Médicas, 2001. p.63-80.
 28. Vignoletti F, Johansson C, Albrektsson T, De Sanctis M, San Roman F, Sans M. Early healing of implants placed into fresh extraction sockets: an experimental study in the beagle dog. De novo bone formation. *J Clin Periodontol* 2009;36(8):265-277.
 29. Wennerberg A, Ide-Ektestabi A, Hatkamata S, Sawase T, Johansson C, Albrektsson T, Martinelli A, Södervall U, Odelius H. Titanium release from implants prepared with different surface roughness. An vitro ex vivo study. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(5): 505-512.
 30. Wennerberg A, Albrektsson T. On implant surface: A review of current knowledge and opinions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(1):63-74.