

ISSN 1983-5183

A INFLUÊNCIA DO TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE DAS FIXAÇÕES NA OSSEOINTEGRAÇÃO

THE INFLUENCE OF SURFACE TREATMENT OF FIXTURES IN OSSEOINTEGRATION

Luciano Bonatelli BISPO¹

lbbispo2@gmail.com

RESUMO

A evolução dos materiais e técnicas restauradoras culminou com o advento do fenômeno da osseointegração. A reabilitação oral, inicialmente de pacientes desdentados, posteriormente estendida aos casos estéticos unitários, tornou-se possível pelas múltiplas opções disponíveis. A produção em larga escala dos implantes modificou a forma, o tamanho, o diâmetro, a angulação e a textura das fixações. Busca-se uma melhor confiabilidade e menor dispêndio de tempo, acelerando-se e orientando-se a fisiologia para o uso da técnica da carga imediata. A exodontia seguida da colocação da prótese, mesmo que provisória, trouxe maior satisfação para os pacientes num mundo agitado em que as transformações se processam na velocidade dos computadores. Particularmente, a corrida comercial busca inovações técnicas que potencializem as fixações. Nesse contexto, a alteração superficial dos implantes procura orientar as células precursoras do osso a interagirem na interface osso/implante. A neoformação óssea ao redor dos implantes é responsável pela longevidade da reabilitação. Assim, a proposta foi a de verificar quais tratamentos de superfície dos implantes favorecem a osseointegração. O método utilizado foi uma revisão sistemática sobre artigos científicos em revistas e periódicos indexados e de fácil aquisição nas bases de dados PubMed, MEDLINE, Lilacs, BBO, SciELO e Google Acadêmico nos últimos 10 anos, acrescidos de referências clássicas e estudos considerados relevantes para essa publicação. O objetivo deste trabalho foi fazer uma revisão sistemática sobre os diferentes tratamentos de superfície dos implantes, ilustrando as reais possibilidades de aumento do contato osso/implante com variadas texturas.

DESCRITORES: Osseointegração; Implantes dentários; Propriedades de superfície.

ABSTRACT

The evolution of materials and restorative techniques culminated with the advent of the osseointegration phenomenon. Oral rehabilitation, initially of edentulous patients, later extended to the unitary aesthetic cases, was made possible by the multiple options available. The large-scale production of the implants modified the shape, size, diameter, angulation and texture of the fixtures. It is sought a better reliability and less expenditure of time, accelerating and orienting the physiology for the use of the technique of immediate loading. The exodontia followed by the prosthesis placement, even if provisional, brought greater satisfaction to the patients in a troubled world in which the transformations are processed in the speed of the computers. In particular, the commercial race looks for technical innovations that potentiate the fixtures. In this context, the superficial alteration of the implants seeks to guide the precursor cells of the bone to interact at the bone/implant interface. The bone neoformation around the implants is responsible for the longevity of the rehabilitation. Thus, the proposal was to verify which implant surface treatments favor osseointegration. The method used was a systematic review of scientific articles in indexed and easily retrieved journals and magazines in PubMed, MEDLINE, Lilacs, BBO, SciELO and Google Scholar databases in the last 10 years, together with classic references and studies considered relevant to this publication. The aim of this work was to systematically review the different surface treatments of implants, illustrating the real possibilities of increasing bone/implant contact with varied textures.

DESCRIPTORS: Osseointegration; Dental implants; Surface properties.

¹ Doutor em Dentística pela FOU SP. Especialista em Implantodontia.

INTRODUÇÃO

O fenômeno da osseointegração, descoberto pelo médico sueco Per-Ingvar Brånemark (03 de maio de 1929 – 20 de dezembro de 2014), possibilitou a devolução funcional e estética de casos clínicos anteriormente considerados impossíveis. Tal fenômeno é definido como uma conexão direta, estrutural e funcional entre o tecido ósseo vivo, organizado, maduro, vascularizado e a superfície texturizada (antes maquinada) de um implante endósseo, constituído de titânio, submetido à carga funcional, por um longo período de tempo^{1, 2, 3, 4, 5, 6, 7}.

A estabilidade primária é definida como sendo a fixação adquirida no momento de inserção do implante no seu alvéolo cirúrgico. A estabilidade primária é afetada por fatores como: quantidade e qualidade do tecido ósseo local, procedimento cirúrgico e formato da fixação. É caracterizada pela ausência de mobilidade do implante após sua inserção. Por outro lado, a estabilidade secundária é caracterizada pela fixação obtida durante o processo de cicatrização e remodelação óssea na interface osso/implante devido ao processo de regeneração, maturação e neoformação óssea⁸.

Na carga imediata é de fundamental importância a obtenção da estabilidade primária. Mozzatti⁹ *et al.*, em 2008, relataram que implantes com alta estabilidade que receberam carga imediata com próteses parciais apresentaram uma taxa de sucesso após 4 anos de 98,4%. Cornelini¹⁰ *et al.*, em 2006, tinham obtido 97,5% de sucesso em experimento semelhante. Nikellis¹¹ *et al.*, em 2004, obtiveram 100% em 190 implantes inseridos com mais de 32 N.cm (Newton por centímetro), carregados com próteses provisórias totais, parciais ou unitárias instaladas em até 72 horas. Já o implante imediato, é definido como aquele instalado no momento da exodontia. Indicado nos casos em que dentes fraturados, acometidos por patologias (cáries, reabsorções radiculares, entre outros) não são passíveis de serem submetidos ao tratamento com as técnicas disponíveis até o momento. Sendo os implantes indicados, por serem a melhor opção em termos de restituição do conforto, da função mastigatória, da fonética e da estética¹².

Nota-se que, quanto mais cedo o osso interagir com a superfície dos implantes, mais rápido a estabilidade secundária processar-se-á com menores chances de perda das fixações e maior confiabilidade na duração da prótese ao longo do tempo. Em detrimento às alterações no desenho dos implantes, as modificações e os tratamentos de rugosidade são empregados visando alterar a energia livre de superfície, a adesividade, a quimiotaxia de células precursoras de tecido ósseo, a hidrofília, o aumento de ligações químicas iônicas e covalentes, enfim, pretende-se potencializar a interação bioquímica entre o implante e o tecido vivo ao redor de suas roscas¹³.

O objetivo deste estudo foi fazer uma revisão sistemática da literatura avaliando a influência dos tratamentos de superfície das fixações na potencialização do aumento do contato osso/implante, ilustrando qual a influência dessas modificações na determinação das estabilidades primária e secundária, como, por exemplo, na indicação da carga imediata ou no uso da técnica de implantes imediatos.

MATERIAL E MÉTODOS

A seleção de artigos foi realizada por busca eletrônica em várias bases de dados: PubMed, MEDLINE, LILACS, BBO, SciELO e Google Acadêmico, com os termos de indexação: *osseointegration* (osseointegração); *dental implants* (implantes dentários); *surface properties* (propriedades de superfície).

Foram considerados elegíveis artigos publicados entre os anos de 2009 a 2019, disponíveis *on line*, preferencialmente em língua portuguesa, inglesa e/ou espanhola, que mantivessem relação com o tema desta revisão. Artigos com dados históricos, estudos clássicos e publicações consideradas úteis e elucidativas para esta revisão foram acrescentados. Como critérios de exclusão foram removidos estudos não pertinentes ao tema, com áreas de atuação e emprego dos implantes incondizentes com o objetivo, ou ainda, que mantivessem financiamento com indústrias ou marcas comerciais que fugissem de evidências com base científica. Assim foram selecionados 47 artigos do total, permanecendo após exclusão 13 artigos. Do total dos 13 referenciados, os adicionais foram obtidos dentro do próprio histórico dos *papers* anteriores.

REVISÃO DE LITERATURA / HISTÓRICO

Em 1965, a proposta inicial de Bränemark era tratar pacientes edêntulos, preferencialmente na mandíbula, com ossos do tipo I e II, com período de espera baseado no protocolo da carga tardia de 4 meses para a maxila e de 6 meses para a mandíbula¹⁴. Nessa época os implantes ditos maquinados não recebiam qualquer tratamento superficial, mesmo assim, obtinham índices de sucesso ao redor de 90 %. O que para muitos permanece estranho, até os dias de hoje, é que os primeiros implantes “lisos”, maquinados ou usinados, exibiam uma rugosidade natural (**Primeira Geração**) da ordem de 0,4 a 0,7 μ m (micrômetros), pelo próprio torneamento de produção¹⁵. A ampliação das indicações para os ossos de baixa densidade tipo III e IV, bem como de distúrbios sistêmicos de pacientes com diabetes, tabagistas e usuários crônicos de corticosteroides, fez com que a previsibilidade dos implantes maquinados caísse para 80%. Estudos desenvolvidos na década de 70, por André Schroeder, postulavam alterações de cunho geométrico e nas superfícies rugosas¹⁶. O intuito era elevar as taxas de osseointegração em osso de baixa qualidade e em pacientes pertencentes a grupos de risco. Admitia-se, também, a carga após o ato cirúrgico, sem o período de espera. Assim, nasceu a **Segunda Geração** de implantes, suscitando discussões sobre a topografia ideal, considerando uma osseointegração mais eficiente. Havia discordância sobre qual rugosidade, obtida industrialmente, seria necessária para a máxima resposta biológica. Duan & Wang¹⁷ (2006) classificaram, modernamente, as modificações superficiais das fixações nas seguintes técnicas: 1) adição de materiais; 2) transformação da superfície para características desejáveis; e 3) subtração de material superficial visando a obtenção de uma determinada topografia, pertinente à função almejada. O objetivo primordial era mimetizar a natureza, criando-se uma superfície bem próxima à do tecido ósseo, de tal sorte que o coágulo pudesse percorrer os óxidos de titânio formados, proporcionando uma molhabilidade padronizada, levando a uma formação óssea. Ainda na década de 80, supunha-se que, quanto maior a rugosidade, proporcionalmente, maior a osseointegração. Chegando-se a algumas marcas comerciais com 2 μ m de espessura. Entretanto, a observação longitudinal demonstrou um aumento da colonização de bactérias patogênicas nessas rugosidades, agravando a peri-implantite, com consequente perda das fixações¹⁸ ^{19, 20}. Os estudos de Ann Wennerberg^{21, 22, 23} apontaram uma nova iniciativa: as superfícies deveriam ser moderadamente rugosas, em torno de 1 a 2 μ m (**Terceira Geração**). Ou seja, as superfícies deveriam ser rugosas, sem, no entanto, serem atrativas para microrganismos, portanto “seletivas” para células osteogênicas ou osteoprogenitoras, incentivando a resposta biológica no sentido da osseointegração. Todas as companhias mudaram seus conceitos sobre rugosidade e implementaram o ataque ácido, o jateamento e a anodização. Em 2010, chegou ao mercado a nanotecnologia (**Quarta Geração**). Consiste no tratamento superficial em nível nanométrico, com partículas preparadas para desempenhar funções específicas. Atuam como catalisadores e coadjuvantes nos processos bioquímicos¹⁵. Tal geração engloba

ISSN 1983-5183

adição de hidroxiapatita, fluoretos, estrôncio, entre outros, bem como a combinação de tratamentos como ataque ácido e anodização, por exemplo. O futuro reserva tratamentos de superfície inteligentes ou medicinais, voltados à especificidade e à necessidade do paciente, em conformidade com sua condição sistêmica^{15,24}.

DISCUSSÃO

MATERIAL DE FABRICAÇÃO DOS IMPLANTES

O titânio comercialmente puro (Ti CP), graus II ou IV, devido às suas propriedades mecânicas e biológicas, é usado para fabricar o implante dentário. O "abutment" ou pilar protético é produzido com as ligas de Ti-6Al-4V (titânio, alumínio, vanádio) por suas propriedades superiores em suportar as demandas funcionais advindas do ato mastigatório. Íons ou óxidos desgarrados da superfície de tais materiais podem ser mutagênicos e tóxicos, principalmente quando em contato com a saliva e fluidos corpóreos. Atualmente, zircônio (Zr), nióbio (Nb) e tântalo têm sido estudados no sentido de constituírem alternativas em substituição ao titânio e suas ligas clássicas²⁵. O titânio comercialmente puro (Ti CP) é um tipo α de liga e Ti-6Al-4V um tipo de liga $\alpha+\beta$. As ligas de titânio β como Ti45Nb (Nióbio), devido à sua microestrutura cúbica de corpo centrado, exibem um módulo de Young menor quando comparado às ligas de Ti-6Al-4V, representando assim uma alternativa interessante como material com finalidades ortopédicas. Particularmente, são biomateriais favoráveis em acelerar a remodelação óssea e favorecerem os osteoblastos²⁶.

MODIFICAÇÃO FÍSICA E QUÍMICA DAS SUPERFÍCIES

Os implantes tradicionais de Brånemark exibiam mínima rugosidade superficial, com 0,5 a 1,0 μ m, aproximadamente. Após 1990, achados preconizavam 1,5 μ m como superiores em termos de resposta biológica, quando comparados com os usinados (rugosidades inferiores a 1,0 μ m), ou ainda, com implantes tratados com spray plasma (superfícies com rugosidade maior do que 2,0 μ m). Supostamente, alterações superficiais, notoriamente as químicas, influem na energia de superfície e na carga aplicada. Uma alta energia de superfície corresponde a uma melhor molhabilidade, sendo esta uma característica importante na adsorção de proteínas que desencadeiam os fenômenos de neoformação óssea. Também, os implantes que têm alta energia de superfície são conhecidos como mais hidrofílicos²⁷.

Devido às diferentes propriedades dos materiais, bem como características mecânicas, como a dureza, os materiais têm que ser tratados de acordo com diferentes procedimentos, para obtenção de uma superfície rugosa. Por exemplo, implantes de titânio puro têm que ser condicionados (atacados) por banhos ácidos, enquanto as ligas de titânio (Ti6Al4V- titânio, alumínio, vanádio), têm que ser submetidas ao jateamento com areia, o que causa uma deformação plástica em sua superfície²⁸. Diversos são os meios para modificar as superfícies, tornando-as texturizadas: ataque ácido, jateamento, plasma, laser, anodização, recobrimento, enfim.

NANOTEXTURIZAÇÃO

Um processo que consiste na submersão de um implante numa solução isotônica, mantendo a estabilidade química superficial, protege sua reatividade e melhora a aposição óssea nos estágios iniciais da osseointegração. Conhecida como SLA active e SLA modificada. Tem-se demonstrado alta hidrofília e molhabilidade, com aumento superficial na área do contato osso/implante nas primeiras quatro semanas de colocação. Osteoblastos nas superfícies SLA mostram fosfatase alcalina aumentada, síntese de osteocalcina e presença de reguladores osteogênicos²⁵. A superfície pode ser conseguida por jateamento com óxido de alumínio, silício ou titânio. Posteriormente, após alcançada a nanotexturização, são vibradas ultrassonicamente em banhos ácidos: clorídrico, hidrófluorídrico, nítrico ou sulfúrico. Atingindo-se rugosidades da ordem de 1,1 a 2,5µm. A alegação de que o jateamento deixa impurezas sobre as alterações plásticas da superfície do titânio são desencorajadas atualmente pelo refino no processamento industrial e pela clara observação laboratorial e clínica do aumento da osteocondução, com adesão de fibrina e colonização de células com potencial osteogênico. A litografia e a ablação com laser podem, adicionalmente, texturizar tais superfícies em escala nanométrica.

ANODIZAÇÃO

Processo eletroquímico que consiste num circuito elétrico onde se aplica uma tensão, sendo o titânio colocado no ânodo, causando uma oxidação controlada na superfície do material (Pilha de Daniel), podendo-se, inclusive, ter o controle sobre a espessura da camada oxidativa a ser formada. O processo é controlado de tal forma que, em certas condições de voltagem e eletrólitos com fluoretos, por exemplo, dá-se origem a estruturas tubulares com dimensões da ordem de nanômetros²⁵. A tribocorrosão (perda de substância em ambiente corrosivo) afeta a superfície do material devido às cargas transmitidas pela função. Todavia, a superfície anodizada minimiza a degradação tribocorrosiva²⁵.

RECOBRIMENTOS

Técnicas procuram recobrir a interface de osseointegração com hidroxiapatita. O aumento da saturação dos fluídos peri-implantares com a precipitação de apatitas estimula a adesividade e aposição de células osteogênicas. O plasma é descrito como um gás parcialmente ionizado por elétrons, íons e diminutas partículas (átomos, moléculas e radicais). Pode ser diferenciado em dois tipos: térmico e não térmico (também denominado "frio" – **C**old **A**tmospheric **P**lasma - CAP). Com uma temperatura menor do que 40°C no ponto de aplicação. Estudos demonstram molhabilidade e maior dispersão celular nas superfícies de titânio modificadas por plasma. Aumenta-se a proliferação celular, a síntese de proteínas da matriz extracelular e a maior diferenciação em osteoblastos²⁹. Técnicas por *spray* de plasma visam recobrir com hidroxiapatita ou mesmo óxido de titânio as superfícies dos implantes. Partículas de titânio ou hidroxiapatita em alta temperatura são aspergidas sobre os implantes, que, após resfriarem, formam uma cobertura de 3µm. Tal espessura tem apresentado poros, tensões residuais, fissuras e fraturas por delaminação (processo de separação entre o titânio do implante e sua cobertura, de hidroxiapatita, por exemplo, causada por ondas de choque), principalmente quando da aplicação de carga oclusal²⁵. A nitreção iônica (nitreção em descarga luminosa ou nitreção por plasma) é uma técnica em que a produção das interfaces é mais resistente à delaminação. Nitretos são depositados por plasma de nitrogênio. A técnica é desenvolvida em baixa temperatura, com maior controle da camada, com baixa

ISSN 1983-5183

pressão, em menor tempo, com homogeneidade, intensa molhabilidade, alta dureza, alta resistência mecânica, baixo coeficiente de atrito, entre outros benefícios²⁵.

SOLUÇÕES COM FOSFATO DE CÁLCIO

Hench³⁰ *et al.*, em 1980, demonstraram *in vivo* a formação de uma superfície rica em silício, com um biofilme de fosfato de cálcio superficialmente ao biovidro. O tratamento baseado na precipitação heterogênea de fosfatos sobre substratos metálicos ou poliméricos, com solução composta por íons semelhantes aos obtidos no plasma sanguíneo, potencializando a deposição de apatita, é capaz de aumentar a osseocondutividade bem como a osseointegração; tal processo é conhecido como biomimético (por mimetizar as condições fisiológicas)³¹. Consoante Barros³² *et al.*, os recobrimentos bioativos com fosfato de cálcio são altamente biocompatíveis, com capacidade osteoindutora, acelerando a osseointegração, produzindo sítios ativos para nucleação de cristais, estimulando quimicamente as células pela detecção de cálcio e contribuindo sobremaneira para a angiogênese, fator *sine quo non* na reparação tecidual. Acrescentam que as superfícies microtexturizadas promovidas por jateamento e erosão ácida são predominantes comercialmente, com altas taxas de sucesso (97,0 %) e de sobrevivência (98,8 %), em 10 anos de acompanhamento^{33,34} (Tabela 1). Todavia, apesar de os dados demonstrarem que a bioatividade de superfícies, empregando o fosfato de cálcio, é potencializada, a falta de padronização nos procedimentos e equipamentos industriais interferem nessa propriedade³³.

Tabela 1. Consulta rápida nos catálogos disponíveis de algumas marcas comerciais sobre os tratamentos de superfície.

MARCA COMERCIAL	TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE
Neodent [®]	Jateamento e subtração ácida NeoPoros [®]
Conexão [®]	Superfície Master Porous [®] (ataque ácido) e Superfície Vulcano [®] (oxidação anódica)
S.I.N. [®]	HAnano [®] duplo ataque ácido + tratamento térmico + camada de nanocristais de hidroxiapatita
Straumann [®]	Superfície SLA [®] e SLActive [®] jateamento e ataque ácido
Sistema INP [®]	Duplo tratamento de superfície
Arcsys [®] FGM	Duoattack [®] - duplo ataque ácido (camada de dióxido de titânio TiO ₂)
Titaniumfix [®]	Tratamento de superfície híbrido (deformação por jateamento + subtração por ataque ácido)

POLÍMEROS BIOINTEGRÁVEIS OU BIOPOLÍMEROS

Contemporaneamente, os implantes de zircônia têm sido testados, primeiro em resposta às reações de hipersensibilidade aos óxidos de titânio em alguns pacientes, segundo pela possibilidade de serem jateados com areia, atacados com ácido hidrofúorídrico ou mesmo com laser. Tal alteração de superfície é necessária para aumentar o torque (estabilidade primária) e acelerar os eventos bioquímicos da osseointegração (estabilidade secundária)³⁵. Entretanto são susceptíveis à tensão residual e possuem um alto módulo de elasticidade de 210 GPa (GigaPascal). Para acelerar a osseointegração, modificações de superfície são requeridas com diferentes técnicas. Carga imediata em implantes feitos de zircônia³⁶

ISSN 1983-5183

é possível sem causar perda da crista óssea alveolar. Contudo, a zircônia requer o recobrimento desses tratamentos descritos anteriormente com uma camada de polietilenoglicol ou poli-(L-lisina)-g-polietilenoglicol, com liberação lenta e controlada de antimicrobianos. Fatores de crescimento³⁷ (BMPs – **B**one **M**orphogenetic **P**roteins), ou fatores de crescimento como TGF- β ou TGF- β 1. Adicionalmente, tem-se proposto recobrir tais superfícies com bisfosfonatos, drogas conhecidas para terapêutica da osteoporose na menopausa. Entretanto, isso constitui um contrassenso, tendo em vista a baixa incidência, porém, alta morbidade do potencial de osteonecrose dos maxilares com essa classe de medicamentos^{2,3,4,5,6,38}. Fatores de crescimento derivados de plaquetas (PDGF) e de insulina (IGF-1 e 2), mesmo o hormônio do crescimento (GH), têm sido propostos na alteração da superfície dos implantes com resultados muito contraditórios, que carecem de maiores investigações^{39,40}.

CONCLUSÕES

Pelo exposto, depreende-se que:

- Os tratamentos propostos na texturização dos implantes envolvem potencializar a molhabilidade, a hidrofília, a quimiotaxia, a aposição de células mesenquimais indiferenciadas (osteoblastos em potencial), a adesividade celular, entre outras características benéficas para a maximização do fenômeno da osseointegração;
- Todas as pesquisas são esforços válidos na confiabilidade do uso da técnica da carga imediata ou mesmo na técnica de instalação imediata de implantes após uma exodontia, para acelerar e maximizar o processo;
- O forte apelo comercial e as múltiplas variáveis disponíveis são difíceis de serem controladas e mesmo impossíveis de serem comparadas;
- Não há uma técnica de tratamento de superfície superior às outras, sendo que 45 dias após a instalação dos implantes o fenômeno da osseointegração se processa em igualdade de condições morfológicas e clínicas.

REFERÊNCIAS

1. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Bränemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1990;5(4):347-59.
2. Adornato MC, Morcos I, Rozanski J. The treatment of bisphosphonate-associated osteonecrosis of the jaws with bone resection and autologous platelet-derived growth factors. *J Am Dent Assoc*. 2007;138(7):971-7.
3. Alakangas A, Selander K, Mulari M, Halleen J, Lehenkari P, Monkkonen J, *et al*. Alendronate disturbs vesicular trafficking in osteoclasts. *Calcif Tissue Int*. 2002;70(1):40-7.
4. American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons position paper on bisphosphonate-related osteonecrosis of the jaws. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2007;65(3):369-76.

ISSN 1983-5183

5. Colella G, Campisi G, Fusco V. American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons position paper: Bisphosphonate-Related Osteonecrosis of the jaws-2009 update: the need to refine the BRONJ definition. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2009;67(12):2698-9.
6. Boyde A. Jaw bone necrosis and bisphosphonates: microanatomical questions. *Int Bone and Mineral Society Knowledge Environment*. 2006;3(9):19-23.
7. Brånemark P-I, Zarb GA. *Tissue Integrated Prostheses: osseointegration in clinical dentistry* Quintessence Pub Co; 1985.
8. Rocha F. *Análise dos fatores que influenciam a estabilidade primária dos implantes dentários [Masters thesis]*. Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia; 2010.
9. Mozzati M, Monfrin SB, Pedretti G, Schierano G, Bassi F. Immediate loading of maxillary fixed prostheses retained by zygomatic and conventional implants: 24-month preliminary data for a series of clinical case reports. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2008;23(2):308-14.
10. Cornelini R, Cangini F, Covani U, Barone A, Buser D. Immediate loading of implants with 3-unit fixed partial dentures: a 12-month clinical study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2006;21(6):914-8.
11. Nikellis I, Levi A, Nicolopoulos C. Immediate loading of 190 endosseous dental implants: a prospective observational study of 40 patient treatments with up to 2-year data. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2004;19(1):116-23.
12. Forcelini A, Debarba RH, Demarchi CL, Bez L, Hochheim Neto R. Implante dentário e carga imediata após a extração do incisivo lateral superior decíduo: quatro anos de acompanhamento. *ImplanteNewPerio*. 2017;2(1):64-70.
13. Silva FL, Rodrigues F, Pamato S, Pereira JR. Tratamento de superfície em implantes dentários: uma revisão de literatura. *RFO UPF*. 2016;21(1):136-42.
14. Francischone C, Carvalho P. *Prótese sobre implantes: planejamento, previsibilidade e estética*. São Paulo: Santos; 2010.
15. Sistema Implante. Nanotecnologia: a superfície do seu implante cada vez mais inteligente. *ImplanteNewPerio*. 2017;2(1):162-65.
16. Schroeder A, Van Der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *Journal of maxillofacial surgery*. 1981;9(1):15-25.
17. Duan K, Wang R. Surface modifications of bone implants through wet chemistry. *J Mater Chem*. 2006;16(24):2309-21.
18. Jordana F, Susbielles L, Colat-Parros J. Periimplantitis and implant body roughness: a systematic review of literature. *Implant dentistry*. 2018;27(6):672-81.

ISSN 1983-5183

19. Lee MJ, Kwon JS. The antibacterial effect of non-thermal atmospheric pressure plasma treatment of titanium surfaces according to the bacterial wall structure. *Scientific reports*. 2019;9(1):1938.
20. Pistilli R, Genova T, Canullo L, Faga MG, Terlizzi ME, Gribaudo G, *et al*. Effect of bioactivation on traditional surfaces and zirconium nitride: adhesion and proliferation of preosteoblastic cells and bacteria. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2018;33(6):1247-54.
21. Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2000;15(3):331-44.
22. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clinical oral implants research*. 1995;6(1):24-30.
23. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1996;11(1):38-45.
24. Bispo LB. Implantes curtos: proposta de um novo desenho. *Rev odontol Univ Cid São Paulo* 2016;28(3):250-61.
25. Souza JCM, Silva JSP, Oliveira FG, Rocha LA, Magini RS. Superfícies de implantes dentários. *In: Magini, RS, Benfatti, CA, Souza, JCM, editors. Noções de implantodontia cirúrgica. São Paulo: Artes Médicas; 2016.*
26. Lauria I, Kutz TN, Boke F, Rutten S, Zander D, Fischer H. Influence of nanoporous titanium niobium alloy surfaces produced via hydrogen peroxide oxidative etching on the osteogenic differentiation of human mesenchymal stromal cells. *Materials science & engineering C, Materials for biological applications*. 2019;98:635-48.
27. Brandão ML, Esposti TBD, Bisognin ED, Harari ND, Vidigal Júnior GM, Conz MB. Superfície dos implantes osseointegrados X resposta biológica. *Rev ImplantNews* 2010;7(1):95-101.
28. Marenzi G, Impero F, Scherillo F. Effect of different surface treatments on titanium dental implant micro-morphology. *Materials* 2019;12(5):1-14.
29. Naujokat H, Harder S, Schulz Y, Wiltfang J, Florke C, Acil Y. Surface conditioning with cold argon plasma and its effect on the osseointegration of dental implants in miniature pigs. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*. 2019;47(3):484-90.
30. Ogino M, Ohuchi F, Hench LL. Compositional dependence of the formation of calcium phosphate films on bioglass. *Journal of biomedical materials research*. 1980;14(1):55-64.
31. Alves-Rezende MCR, Dekon SF, Grandini CR, Bertoz APdM, Alves-Claro APR. Tratamento de superfície de implantes dentários: SBF. *Rev Odontol Araçatuba* 2011;32(2):38-43.
32. Barros VM, Martinez LFP, Sá MA, Vasconcelos WA, Moreira AN. Avaliação topográfica e in vitro de superfícies de titânio revestidas com vidro bioativo. *Rev odontol UNESP* 2018;47:230-6.

ISSN 1983-5183

33. Buser D, Janner SF, Wittneben JG, Bragger U, Ramseier CA, Salvi GE. 10-year survival and success rates of 511 titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a retrospective study in 303 partially edentulous patients. *Clinical implant dentistry and related research*. 2012;14(6):839-51.
34. Van Velzen FJ, Ofec R, Schulten EA, Ten Bruggenkate CM. 10-year survival rate and the incidence of peri-implant disease of 374 titanium dental implants with a SLA surface: a prospective cohort study in 177 fully and partially edentulous patients. *Clinical oral implants research*. 2015;26(10):1121-8.
35. Rohr N, Nebe JB, Schmidli F, Muller P, Weber M, Fischer H, *et al*. Influence of bioactive glass-coating of zirconia implant surfaces on human osteoblast behavior in vitro. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2019;35(6):862-70.
36. Komasa S, Nishizaki M. Osseointegration of alkali-modified NANOZR implants: an In vivo study. 2019;20(4):1-12.
37. Bispo LB. O uso da proteína recombinante no aumento ósseo em Implantodontia. *Rev Bras Odontol*. 2015;72 (1-2):30-6.
38. Bispo LB. Considerações da Implantologia sobre a osteonecrose dos maxilares potencializada pela terapia com bisfosfonatos. *Rev bras odontol*. 2013;70(2):196-201.
39. Pagnoncelli RM, Gerzson AS, Camilotti RS, Jasper J, Böing F. Hormônio do crescimento humano e a perspectiva futura em odontologia. *RFO*. 2014;19(3):379-83.
40. Kobayashi WC, Uchôa DC, Fortes RP. Análise histomorfológica da cicatrização óssea em implantes com aplicação de hormônio do crescimento. *Odontol Clín-Cient*. 2013;11(2):133-8.

RECEBIDO EM 27/05/2018

ACEITO EM 15/10/2019