

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
ESPECIALIZAÇÃO EM CIRURGIA E TRAUMATOLOGIA BUCOMAXILOFACIAL

CD. ESTEVAN MARÇAL DA SILVEIRA STEGUES

TRATAMENTO DE SUPERFÍCIES DE IMPLANTES OSSEOINTEGRAVEIS EM
TITÂNIO: REVISÃO DA LITERATURA

Porto Alegre

2014

CD. ESTEVAN MARÇAL DA SILVEIRA STEGUES

TRATAMENTO DE SUPERFÍCIES DE IMPLANTES OSSEOINTEGRAVEIS EM
TITÂNIO: REVISÃO DA LITERATURA

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Especialização em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofaciais da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do título de Especialista.

Orientador: Prof. Dr. Marcel Fasolo de Paris

Porto Alegre

2014

CIP- Catalogação na Publicação

Bortolli, Juliane de Quadros de

Entendendo o osteocondroma e a hiperplasia condilar na articulação temporomandibular : ênfase no diagnóstico diferencial / Juliane de Quadros de Bortolli. – 2014.

29 f. : il.

Trabalho de Conclusão (Especialização) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Faculdade de Odontologia, Curso de Especialização em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofaciais, Porto Alegre, BR-RS, 2014.

Orientador: Angelo Luiz Freddo

1. Osteocondroma. 2 Hiperplasia. 3. ATM. I. Freddo, Angelo Luiz. II. Título.

Elaborada por Ida Rossi - CRB-10/771

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus amigos, pais e colegas pelo apoio nestes últimos dois anos.

Aos professores por compartilhar seus conhecimentos e valores, aos quais devo meu crescimento profissional e pessoal durante este curso.

E a Ronize Bernardi pelo apoio, compreensão e excelente trabalho que realiza.

RESUMO

STEGUES, Estevan Marçal da Silveira. **Tratamento de superfície de implantes osseointegráveis em titânio: revisão da literatura.** 2014. 56 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Especialização em Cirurgia Bucomaxilofacias) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2014.

Um dos fatores determinantes para que ocorra a osseointegração diz respeito à superfície dos implantes dentários. A resposta biológica está diretamente relacionada às propriedades físico-químicas das superfícies. Este estudo objetiva revisar os diferentes tipos de superfícies dos implantes dentários correlacionando-os com taxa de osseointegração, a composição química e a rugosidade da superfície. Observou-se que os implantes com rugosidade superficial possuem maior estabilidade primária e modificam os mecanismos de interação das células com sua superfície em relação aos com superfície lisa. O tratamento da superfície pode ser feito por imersão em ácidos, jateamento, tratamento eletroquímico ou por plasma spray e laser. No tratamento com ácidos, a rugosidade do implante torna-se homogênea, há aumento da área superficial ativa e conseqüentemente melhora a possibilidade de bioadesão das células. O jateamento pode ser feito com óxido de alumínio, titânio, silício, cloreto de sódio e hidroxiapatita. No tratamento eletroquímico são empregadas soluções ácidas e básicas em diferentes temperaturas que permitem a incorporação de íons de Ca, F e P. Com o tratamento de laser e plasma spray as superfícies apresentam-se com valores elevados de rugosidades, sendo caracterizadas com macrorugosidades. Diferentes superfícies de tratamento devem ser pesquisadas para a melhor indicação de determinado tratamento.

Palavras-chave: implantes dentários, superfície de implantes, tratamento de superfície, osseointegração, resposta celular.

ABSTRACT

STEGUES, Estevan Marçal da Silveira. **Surface treatment of dental titanium implants: review of the literature**. 2014. 56 f. Final Paper (specialization in maxillofacial surgery and traumatology) – School of Dentistry, Federal University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2014.

One of the determining factors for osseointegration to occur with respect to the surface of dental implants. The biological response is directly related to the physicochemical properties of surfaces. This study aims to review the different types of surfaces of dental implants and correlated with rate of osseointegration, the chemical composition and surface roughness. It was observed that the implants have a surface roughness greater primary stability and modifying the mechanisms of interaction with its cell surface compared to a smooth surface. The surface treatment can be done by soaking in acids, sandblasting or electrochemical treatment by plasma spray and laser. In the acid treatment, the surface roughness of the implant becomes homogeneous, no increase in the active surface area and consequently enhances the chance of bioadhesion of cells. The blasting may be done with aluminum, titanium, silicon sodium chloride and hydroxyapatite oxide. In the electrochemical treatment acidic and basic solutions at different temperatures to allow incorporation of ions of Ca, F and P. The laser treatment and plasma spray surfaces are shown, with high levels of roughness, being characterized in macrorugosidades are employed. Different surface treatment must be researched to the best indication of a particular treatment.

Keywords: dental implants, implant surface, surface treatment, osseointegration, cellular response.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 1 - Superfície do implante usinado
- Figura 2- Vista panorâmica do corpo do implante usinado
- Figura 3- Exemplo de imagem em MEV de superfície de implante tratado com jateamento de óxido de alumínio
- Figura 4- Método de tratamento superficial de implantes modificado por Laser
- Figura 5- MEV da superfície após irradiação pelo feixe de Laser
- Figura 6- Tratamento com ataque ácido
- Figura 7- Comparações entre quatro superfícies
- Figura 8- Nanotexturização através da anodização

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO.....	9
REVISÃO	11
SUPERFÍCIES USINADAS	12
SUPERFÍCIE MACROTEXTURIZADA	14
SUPERFÍCIES MICROTEXTURIZADAS	17
NANOTEXTURIZAÇÃO.....	19
RESPOSTA BIOLÓGICA A SUPERFÍCIES DE TRATAMENTO PARA IMPLANTES.....	21
DISCUSSÃO.....	24
CONSIDERAÇÕES FINAIS	27
REFERÊNCIAS	28

INTRODUÇÃO

Conforme o conceito de osseointegração de Bränemark deve haver uma relação direta de contato, estrutural e funcional, entre o tecido ósseo e toda superfície do implante, podendo assim receber uma carga de função. Além disso, alguns fatores devem-se levar em consideração na hora de selecionar os casos cirúrgicos a serem realizados, como: condições de saúde do receptor, técnica cirúrgica utilizada, seleção do implante quanto à morfologia, composição e características de superfície (ALBREKTSSON et al., 1981).

O material de eleição na confecção dos implantes é o titânio que apresenta biocompatibilidade; porém, ainda se estuda formas de se obter uma resposta tecidual mais rápida, ou melhor, no sentido de reparo ósseo. A investigação a cerca dos materiais envolvem o desenho do implante, análise dos biomateriais e nanotecnologia, componentes protéticos e resposta celular (LEVELLE, 1981; CHEROUD, 1982).

A área anatômica a ser reabilitada com implantes, também deve ser levada em consideração. A diferença de qualidade dos tecidos na cavidade bucal e estruturas da face; e entre diferentes pacientes tem levado a uma previsibilidade de tratamento variável. Os índices de sucesso relatados entre os maxilares e os mandibulares são diferentes (MISCH, 1990).

Segundo Hsu et al. (2007), o sucesso clínico nos tratamentos com implantes dentários, à longo prazo, depende de uma biomecânica. A qualidade da interface osso-implante vai permitir o implante suportar ou não cargas multidirecionais; o aumento da área de superfície no implante e modificações no desenho do corpo do implante pode favorecer o aumento na força nessa interface, acelerar o reparo ósseo, potencializar a estabilidade inicial do implante e melhor distribuição das forças.

Buser et al. (2004), argumentam em sua pesquisa que em uma cirurgia de colocação de implantes dentários com mínimo trauma, o primeiro íntimo contato entre tecido ósseo e o titânio acontece através dos fluidos teciduais que regulam o processo.

Imediatamente, uma camada de macromoléculas glicoproteica e água se forma na superfície do implante, servindo com base formadora e substrato necessário para a adesão, proliferação, diferenciação e síntese proteica de células de fenótipo osteoblástico.

Logo após esta fase, com a presença de tecido de granulação na região entre a base óssea e o implante, inicia-se um processo de reparação ocorrido em fraturas ósseas, com a deposição de matriz colágena não calcificada e a consequente formação de matriz fibrosa, ou matriz óssea dita primária, ainda sem os níveis de mineralização alcançados pelo tecido ósseo maduro. A esta matriz fibrosa agregar-se-ão gradativamente cálcio, fosfato, sódio, magnésio e vários outros componentes minerais do tecido ósseo de origem sistêmica, em sítios específicos localizados entre as fibras colágenas, sendo estes os responsáveis pela maturação estrutural do tecido (BUSER et al., 2004)

Esta interface que se forma entre implantes dentários e tecido ósseo tem sido pesquisada por diversos autores a fim de identificar os processos dinâmicos que ocorrem de acordo com o tratamento de superfície que os implantes recebem. (BOWERS et al,1992).

Acredita-se que os materiais que apresentam rugosidades entre as espiras dos implantes, ofereceriam um embricamento maior com o tecido ósseo, gerando a necessidade de um torque maior ao removê-los. Observa-se ainda que a presença de uma camada de óxido de titânio nestes com superfície rugosa que ajudaria no processo de adesão e diferenciação celular (LINK; GILLINGS, 1993).

Existe um investimento financeiro pesado por parte das empresas com objetivo de obter a superfície mais adequada e favorável para a ancoragem e posterior osseointegração dos dispositivos de reabilitação. Nesta busca, vários são os tratamentos de superfície utilizados, tais como: tratamento químico através de ataque ácido ou eletro corrosão, tratamento por jateamento com substâncias como areia, zircônia ou óxido, laser sobre a superfície do implante e anodização. (SCWARTZ et al., 1996).

Objetivo desta revisão é discutir as diferentes superfícies dos implantes em titânio citadas na literatura assim como seus efeitos na qualidade e tempo da osseointegração,.

REVISÃO

Os implantes de titânio comercialmente puro (TiCP) com superfície usinada foram desenvolvidos por Bränemark et al. (1969) nos trabalhos iniciais sobre osseointegração (ALBREKTSSON et al., 1981). Inicialmente os implantes foram instalados na região anterior de maxila e mandíbula unidos para uma melhor distribuição das cargas mastigatórias. O sucesso desta técnica levou a realização de implantes osseointegrados para reabilitações de pacientes edentados parciais através de próteses parciais fixas ou unitárias, instalando os implantes em regiões de menor qualidade óssea, como a região posterior de maxila. As altas taxas de sucesso observadas anteriormente em estudos de longo prazo, como as superfícies usinadas já não eram observadas (GROISMAN et al., 2005).

Somando-se a isso, a busca por tempo de cicatrização em tempo cada vez menor, estimularam a pesquisa e o desenvolvimento de novas superfícies de implante. O grau de rugosidade e a orientação das irregularidades da superfície caracterizam a topografia da superfície dos implantes (GROISMAN et al., 2005). Os implantes originais de Bränemark eram usinados com uma mínima rugosidade na superfície, entre $0,5\mu\text{m}$ e $1,0\mu\text{m}$, e foram considerados como o padrão ouro, baseado em estudos clínicos longitudinais (VAN STEENBERGHE et al., 1990). Já nos inícios dos anos de 1990, outros estudos experimentais citavam que implantes com rugosidades em torno de $1,5\mu\text{m}$, possuíam uma melhor resposta do tecido ósseo quando comparados a implantes usinados (superfície com rugosidades menor que $1,0\mu\text{m}$) ou a implantes com superfície plasma spray (superfície com rugosidade maior que $2,0\mu\text{m}$) (ELIAS et al., 2008).

Assim, apesar do titânio e suas ligas serem aplicadas em grande escala na implantodontia e de os resultados das experiências apresentarem excelente biocompatibilidade, ainda existem dúvidas quanto às características e propriedades físicas destes materiais (ELIAS et al., 2005).

A energia de superfície e carga ditam as características químicas das superfícies dos implantes. Uma alta energia de superfície possui melhor molhabilidade e uma maior afinidade por adsorção, o que determina se a superfície será hidrofílica ou hidrofóbica. Desta forma implantes com alta energia de superfície devem apresentar

uma osseointegração mais forte que implantes com baixa energia de superfície, devido à melhor adsorção das proteínas (ALBREKTSSON et al., 2004).

As classificações das superfícies dos implantes de titânio, de acordo com Carvalho et al. (2009) são divididas em cinco grupos: superfícies usinadas, superfícies macrotextrizadas, superfícies microtetrizadas, superfícies nanotetrizadas e superfícies biomiméticas.

SUPERFÍCIES USINADAS

Conforme Figura 1, os implantes dentários usinados, com um valor médio de rugosidade de superfície (Ra) entre 0,53 e 0,96, passam por um processo de limpeza, passivação, descontaminação e esterilização (ELIAS et al., 2002). As ranhuras superficiais de usinagem direcionam o crescimento das células do sítio em somente um sentido (Carvalho et al., 2006). Pela presença de microrranhuras superficiais, a superfície usinada não exibe características de completa lisura superficial. As ranhuras superficiais são consideradas importantes para o processo de adesão celular e produção de matriz proteica. (ELIAS et al., 2002).

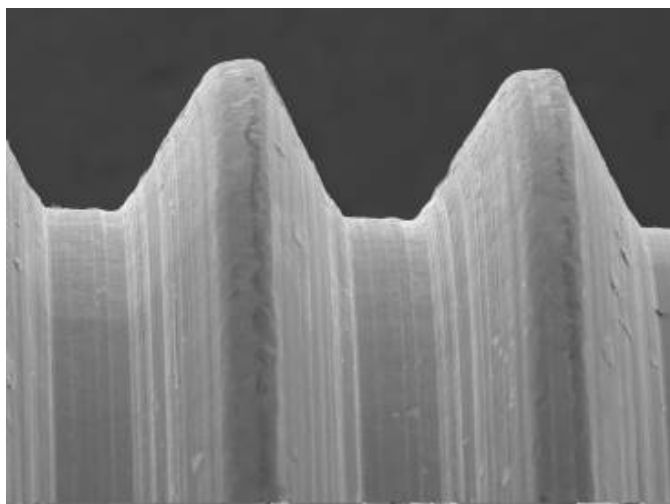


Figura 1: Superfície do implante¹ usinado. Aumento: 200X (ELIAS et al., 2008).

¹ Implante com rugosidade média igual a 0,51 mm Master Screw (Conexão Sistemas e Prótese);

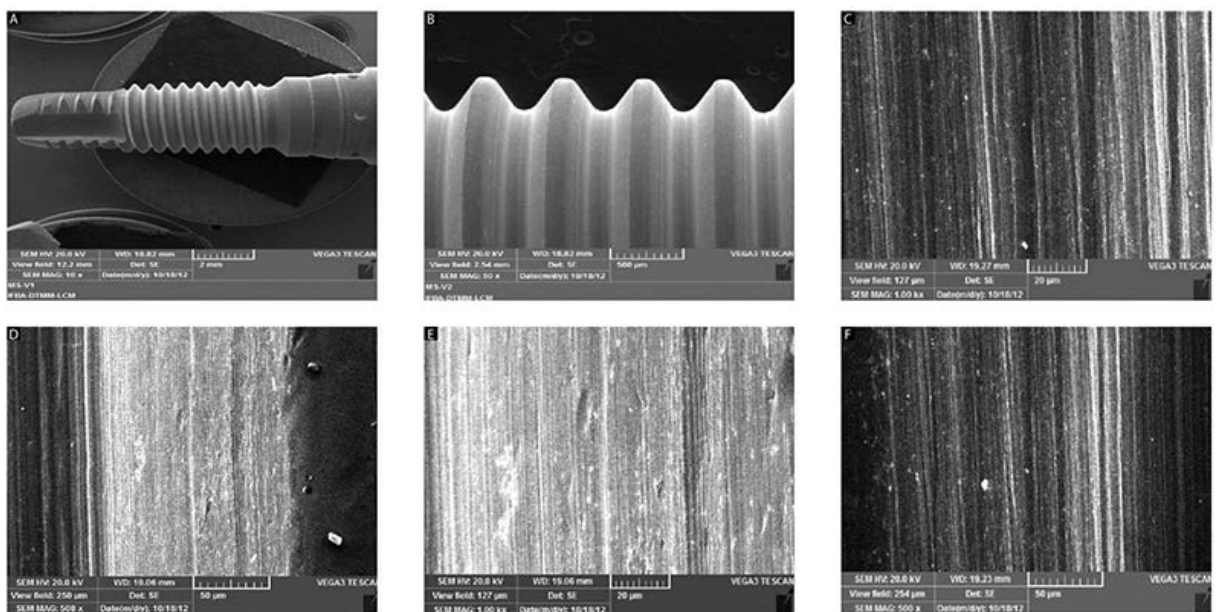


Figura 2: Vista panorâmica do corpo do implante usinado e das roscas, com magnificação de 0x e 50x (A,B); Vista aproximada da região de vale e das roscas com magnificação de 500 (C,E) e 1000x (D,P); (PAIXÃO et al., 2013).

SUPERFÍCIE MACROTEXTURIZADA

As superfícies macrotextrizadas podem ser produzidas pelo spray de plasma de titânio, spray de plasma hidroxiapatita, modificada por feixe de laser, entre outros. Os três principais tipos de superfície macrotextrizada utilizadas em implantes na cavidade bucal são: as roscas (rosqueado ou auto rosqueável), forma do desenho de corpo sólido e tecnologia sintetizada por retenção. Essas abordagens visam alcançar estabilidade inicial do implante e criar grandes espaços volumétricos de desenvolvimento ósseos. Destaca-se um princípio biológico importante referente ao osso responder favoravelmente a cargas de compressão (sem a presença de um ligamento periodontal, mas não a forças de cisalhamento). Assim, os desenhos de roscas foram adaptados para realizar um carregamento de compressão do osso circundante (STANFORD, 2002).

Além disso, o jateamento com partículas de vários diâmetros é outro método frequentemente usado para macrotextrização superficial. Partículas como silício, óxido de alumínio, óxido de titânio e vidro, são bombardeadas na superfície do implante criando por meio de abrasão, uma superfície com ranhuras irregulares que variam de acordo com o tamanho e forma das partículas e também das condições do jateamento. A rugosidade média (Ra) pode variar entre 1,2 e 2,2 μ m (PILLIAR et al., 1998).

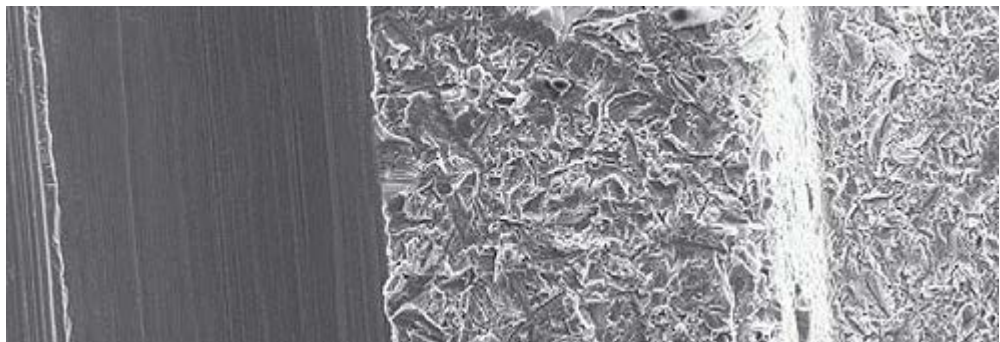


Figura 3: exemplo de imagem em MEV de superfície de implante tratado com jateamento de óxido de alumínio (PILLIAR et al., 1998).

O spray de plasma de titânio tem sido usado para produzir superfícies rugosas. Este método consiste em injetar pó de titânio em pistola de plasma a uma temperatura alta. As partículas são projetadas na superfície dos implantes onde se fundem e se condensam formando um filme de mais ou menos 30 μm de espessura (LE GUÉHENNEC et al., 2007). A rugosidade encontrada nos implantes revestidos com uma camada de spray de plasma de titânio é superior a 2 μm . O nível de rugosidade desses implantes encontra-se em desuso (ELIAS, LIMA, SANTOS, 2008).

No método de aspersão térmica por plasma, a chama ionizada de um gás é aquecida a temperaturas muito altas, 10000 a 30000°C, e partículas aquecidas do material de revestimento são lançadas em altas velocidades contra o corpo do implante; após o contato com o corpo de implante, as partículas esfriam e solidificam-se, e a superfície adquire um aspecto de lava vulcânica solidificada.

A adição de hidroxiapatita na superfície dos implantes, visa gerar uma ligação química entre implante recoberto com hidroxiapatita e tecido ósseo (GOTTLANDER et al., 1992). No entanto, esse método vem caindo em desuso, por apresentar algumas desvantagens como o alto custo de fabricação e pelo fato de alguns estudos *in vivo* demonstrarem que havia o destacamento da camada de hidroxiapatita do implante (VIDIGAL et al., 1999).

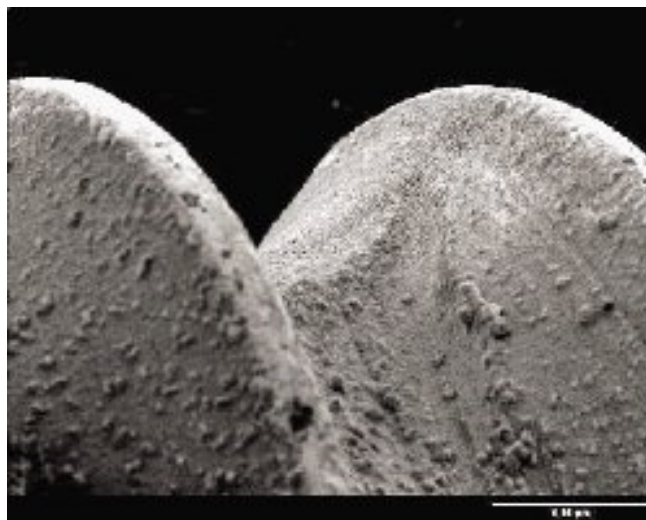


Figura 4: Imagem de superfície de implante que recebeu tratamento de spray de hidroxiapatita (VIDIGAL et al., 1999).

Já as superfícies macrotextrurizadas modificada por irradiação com laser Nd:YAG é muito utilizada em soldas de materiais como o titânio, a fim de promover um derretimento e soldagem do titânio, gerando maior resistência às forças de tensão. Outra vantagem deste laser é promover irregularidades e alterações morfológicas no titânio (MALUF et al., 2007). Tavares et al. (2009) descreveram que a superfície irradiada com feixe de laser apresenta vantagens quanto à padronização e facilidade do tratamento de superfície, por ser um processo limpo, reprodutível e de baixo custo quando comparado a outros métodos.

O processamento a laser é um novo método que produz, com um alto grau de pureza, rugosidade suficiente para uma boa osseointegração. Dentre as diversas técnicas de formação metálica direta, a sinterização seletiva a laser (SSL) oferece grandes benefícios potenciais no campo dos biomateriais, devido à sua capacidade de produzir, diretamente do metal em pó, componentes metálicos tridimensionais (3D) a partir de um modelo 3D virtual, com nenhuma ou mínima necessidade de procedimentos posteriores de refinamento (GAGGL *et al.*, 2000; TRAINI *et al.*, 2008).

Com o intuito de avaliar as superfícies de implante de titânio comercialmente puro (TiCP) modificadas por feixe de laser (SL) sem e com deposição de hidroxiapatita pelo método biomimético, sem (SPH) e com tratamento térmico (SHACT), comparando-as aos implantes de superfície modificada por tratamento ácido (SA) e com superfície usinada (SU), empregando-se análises topográfica, biomecânica e histométrica.

Aos 30 e 60 dias, os grupos SL, SHAST, SHACT e AS apresentaram valores de torque-reverso estatisticamente significativos, sendo superior a todos os demais grupos ($p < 0,05$) ao torque de SU. Aos 30 dias, os grupos SHAST e SHACT foram estatisticamente superiores ao grupo SA e o grupo SHAST foi superior ao SL. Aos 90 dias a diferença foi observada somente entre SHAST e SU. A análise topográfica revelou diferença estatística significativa ($p < 0,05$) entre a rugosidade de SL, SHAST e SHACT quando comparadas com SA e SU. A análise histométrica da ELCOI mostrou que SL, SHAST e SHACT foram estatisticamente superiores a SA e SU nos três períodos de avaliação. Aos 30 e 60 dias SA foi superior à SU. A análise da AO aos 30 dias revelou que SHAST foi estatisticamente superior a todos os demais grupos. Aos

60 e 90 dias, a AO de SL, SHAST e SHACT foi superior à de SU e a AO de SL também foi superior à de SA ($p < 0,05$). Concluiu-se que os implantes SL, SHAST e SHACT favoreceram a interação entre tecido ósseo e implante nos períodos de 30 e 60 dias. Além disso, SHAST apresentou maior atividade biológica, reduzindo o tempo de osseointegração (QUEIROZ., 2010).

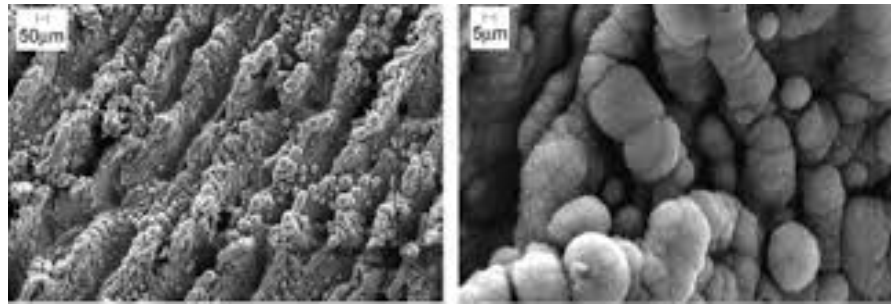


Figura 5: MEV da superfície após irradiação pelo feixe de Laser pelo aumento de 500 e 5000x (TAVARES et al., 2009).

SUPERFÍCIES MICROTERTURIZADAS

Os tipos de tratamento de superfícies microtexturizadas mais utilizados são: ataque ácido, jateamento mais ataque ácido e jateamento com óxido de alumínio. No tratamento com ataque ácido, Le Guéhennec et al. (2007) descrevem que imersão de implantes de titânio por vários minutos em uma solução de HCl e H₂SO₄ aquecidos acima de 100 ° C é empregada para produzir uma superfície rugosa. Com o tratamento ácido, a superfície torna-se mais homogênea em relação à usinada e as marcas das ferramentas são removidas. As características morfológicas facilitam adsorção, adesão, espalhamento e diferenciação das células (BUSQUIN et al., 2012).

O tratamento por ácido pode ser feito após técnica de jateamento, com partículas grandes de óxido de alumínio (250 - 500µm) e posteriormente atacada por ácido sulfúrico/ ácido hidrocloreídrico é a superfície SLA (S=sandblasted) (jateada); L=largegrit (partículas grandes); A= acidetching (ataque ácido). Este tipo de superfície

combina uma macrotexturização feita com o jateamento de partículas com a microtexturização causada pelo ataque ácido (GAHLERT *et al.*, 2007).

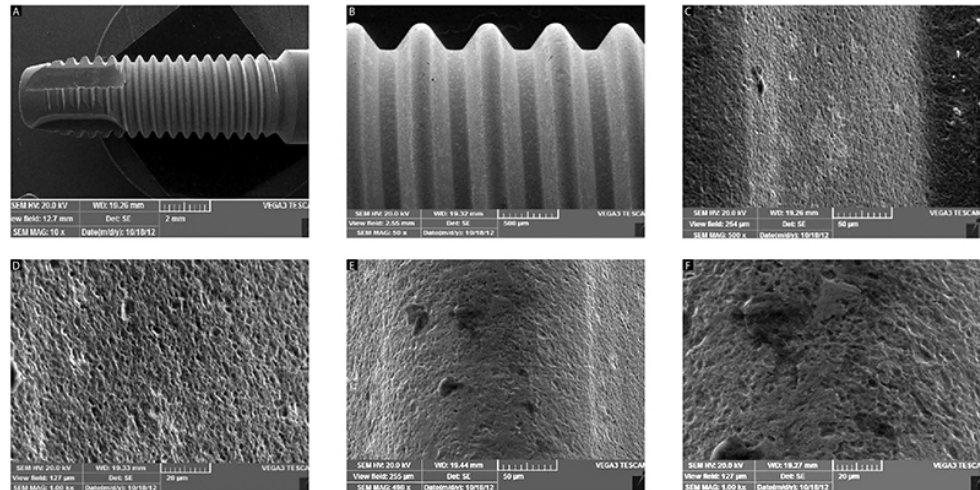


Figura 6: Vista panorâmica do corpo do implante e das roscas, com magnificação de 0x e 50x (A,B); Vista aproximada da região de vale e das roscas com magnificação de 500 (C,E) e 1000x (D,F). Tratamento com ataque ácido (PAIXÃO *et al.*, 2013).

No jateamento mais ataque ácido, os resultados do estudo de Ferguson *et al.* (2008) confirmam os benefícios de superfícies de implante de titânio com jateamento de areia e atacadas por ácido (SLA), considerando este tratamento de superfície como o padrão ouro, de qualquer maneira tem sido sugerido que implantes bioativos podem oferecer alguma promessa. A mistura de jateamento com condicionamento ácido traz uma conformação bastante homogênea, que parece ser um dos fatores que auxiliam muito na melhora da osseointegração dos implantes (GEHRKE *et al.*, 2010). Em relação ao Jateamento com Óxido de Alumínio, este produz uma superfície rugosa com granulometria variando com o tamanho do jato. Óxido de alumínio (Al_2O_3) é insolúvel em ácido e é assim difícil de remover os resíduos da superfície de titânio. Em alguns casos, essas partículas têm sido lançadas em tecidos circunvizinhos e têm interferido na osseointegração. Além disso, a heterogeneidade química da superfície do implante pode diminuir a excelente resistência à corrosão do titânio em ambiente fisiológico (LE GUÉHENNEC *et al.*, 2007).

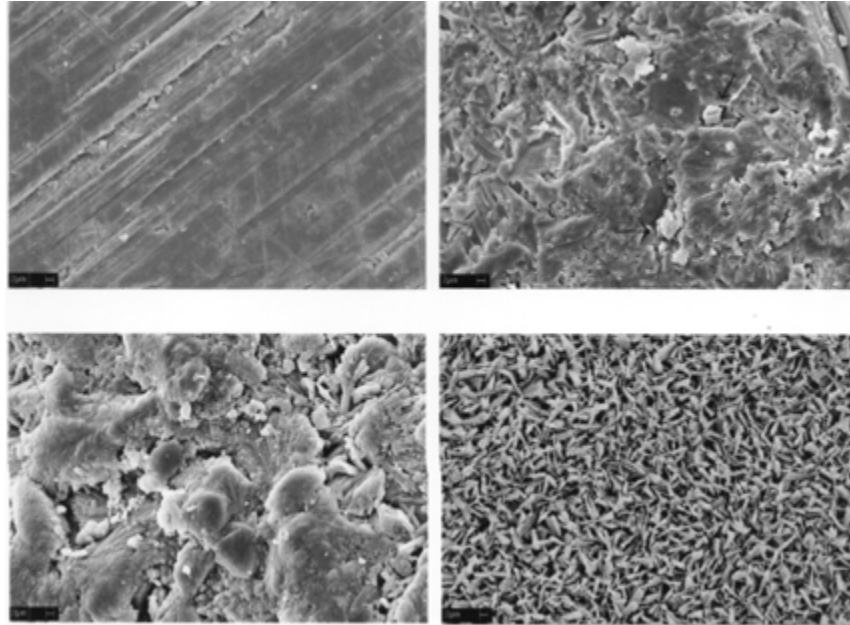


Figura 7: Superfície usinada quadro acima da esquerda, superfície tratada com óxido de alumínio no quadro acima da direita, ataque ácido abaixo a esquerda e eletrodeposição de hidroxiapatita abaixo a direita (ALBREKTSSON et al., 2004).

NANOTEXTURIZAÇÃO

Superfícies nanotexturizadas apresentam médias dos poros em torno de 1 a 2 μ m. Acaba por apresentar uma topografia específica e única, sem características agudas e com boa capacidade de reter líquidos e tecido ósseo.

Esta superfície pode ser obtida através de um processo eletroquímico chamado de oxidação anódica. Há um aumento controlado da camada de óxido na superfície do implante, conferindo mudanças específicas na espessura, rugosidade e textura do óxido (HAAL et al., 2000). Com uma ótima resistência ao desgaste, a camada de oxido aderida ao metal subjacente permite que sejam liberadas o mínimo de partículas durante a instalação do implante (AL-NAWAS et al., 2008).

A oxidação anódica ou anodização (Ti-unite-NobelBiocare, Goterbog, Suécia) onde o implante é colocado em uma célula eletroquímica servindo com ânodo. Quando um potencial elétrico é aplicado à amostra, ele gera reações de transferência de carga e íons, resultando no fluxo contínuo destes íons na célula elétrica. Em condições

controladas o campo elétrico guiará o processo de oxidação que ocorrerá no ânado (implante), que resultará num aumento da espessura da camada de oxido de titânio (GROISMAN et al., 2005). O aumento da espessura desta camada de oxido de titânio, além da adição de outros elementos químicos como o fosfato, potencializa o processo de osseointegração.

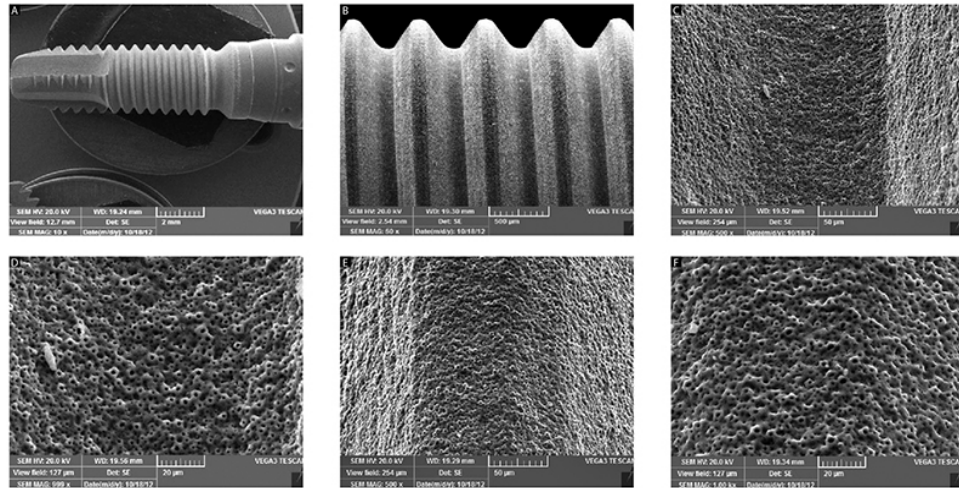


Figura 8: Nanotexturização através da anodização dos implantes dentários. com magnificação de 0x e 50x (A,B); Vista aproximada da região de vale e das roscas com magnificação de 500 (C,E) e 1000x (D,F); (PAIXÃO et al., 2013).

Conforme Pinto et al. (2006), cálcio e fósforo foram encontrado na superfície dos implante que haviam sofrido oxidação anódica, além da presença de oxigênio e titânio. Há um aumento da concentração destes íons incorporados (Ca e P) aumentando a espessura da camada de óxido. Se comparadas as superfícies usinadas, nas nanotexturizadas por oxidação, há um aumento de oxigênio e diminuição de titânio. Na oxidação ocorre formação de gases, principalmente H_2 e O_2 , que se condensam em microbolhas e originaram os poros que se interconectaram justificando o aumento da rugosidade.

As modificações obtidas com a oxidação do implante, conferem uma melhor adesão e orientação de células e uma osseointegração mais rápida. A superfície resulta em poros abertos e irregulares (ELIAS et al., 2006). Ainda se acredita que há uma melhora na coagulação do sangue e aderência em células da medula óssea humana (YANG et al., 2009). Essas superfícies controladas ou padronizadas podem ajudar a

compreender as interações entre proteínas e células específicas, além de promover a aposição óssea precoce sobre os implantes (LE GUÉHENNEC et al., 2007). Com essa potencialização da osseointegração, algumas situações da atividade clínica diária podem ser beneficiadas como: protocolos de carga imediata, instalação de implantes em alvéolos de extração, instalação de implantes e enxertos simultâneos, áreas estéticas onde a preservação do nível ósseo é fundamental, instalação de implantes em locais de baixa densidade óssea, situações onde são instalados implantes curtos e de largo diâmetro.

Atualmente, alguns métodos de tratamento de superfície parecem atuar na escala nanométrica, além da oxidação anódica. Um dos métodos utiliza um jateamento com TiO_2 , seguido por um tratamento com ácido fluorídrico (OsseoSpeed – Astra Tech AB, Molndal, Suécia). Os principais ácidos utilizados no tratamento por ataque ácido são o ácido clorídrico (HCl) e o ácido sulfúrico (H_2SO_4) em determinadas concentrações. Os principais métodos de jateamento são por óxidos (TiO_2 , Al_2O_3), fosfato de cálcio ou areia. Outro método consiste em um depósito de nanopartículas de Ca (cálcio) e P (fosfato) sobre uma superfície previamente tratada com duplo-ataque ácido (Nanotite - Biomet 3i, Palm Beach Gardens, FL, EUA). Ambos os tratamentos têm demonstrado bons resultados; porém, os verdadeiros riscos e benefícios de tratamentos de superfície em escala nanométrica serão definidos através de estudos longitudinais de longo tempo de acompanhamento (MENDONÇA et al., 2008).

RESPOSTA BIOLÓGICA A SUPERFÍCIES DE TRATAMENTO PARA IMPLANTES

Para que ocorra a osseointegração é necessário que as células sanguíneas entrem em contato com a superfície do implante. Logo, está associada às respostas celulares que estimulam a formação de osso na superfície do implante. Como há este contato com coágulo do sangue, proteínas presentes, como plaquetas e fibrinogênio, formam uma rede de fibrina na superfície de óxido de titânio. Sendo assim, as células osteogênicas interagem com uma camada de TiO_2 modificada por células sanguíneas.

Há de se considerar que estudos *in vitro*, muitas vezes testam seus implantes em contato direto com o tecido ósseo sem levar em consideração este primeiro contato com o tecido sanguíneo.

Outra questão presente na osseointegração, nesta fase de primeiro contato com a superfície, é que todo o processo é regulado conforme as características topográficas da superfície dos implantes. O guia da osteogênese na superfície é a natureza da composição do filme de proteínas que é adsorvido na superfície. Após, uma matriz óssea mineralizada (New Bone) é formada, e a partir dela que ocorre todo o processo de formação óssea, e através de um processo de remodelação óssea que formará sítios específicos na interface implante-osso, processo este extremamente dependente da topografia do implante (DAVIES et al., 1998).

Em geral os mecanismos de ancoragem dos implantes podem ser divididos em: mecanismos de adesão biomecânica e mecanismos de adesão bioquímica. Os implantes originalmente desenvolvidos por Brånemark, chamados de usinados, permanecem ancorados ao osso por pequenos ingressos do tecido nas pequenas irregularidades da superfície. Este tipo de adesão é biomecânica. Já implantes com uma rugosidade moderada, como jateamento ou ataque ácido apresentam melhor resposta aos usinados. Implantes que apresentam irregularidades em suas superfícies favorecem a formação óssea e ocorre a adesão biomecânica. Para que ocorra esta adesão o tecido precisa ingressar nestas ranhuras, um tempo médio é necessário, momento este em que o implante fica retido no tecido ósseo através da sua macro estrutura, considerando o número de espiras, espaçamento entre elas e da forma dos implantes. Anteriormente, se acreditava (década de 80), que os implantes poderiam ter uma rugosidade 50µm a 100µm, porém atualmente rugosidades inferiores a 1µm são preferidas para favorecer a osseointegração (WENNNERBERG et al., 2000).

O titânio comercialmente puro (TiCP) é um material bioinerte, diferente de outros biomateriais como fosfatos de cálcio e biovidros, por exemplo, que são bioativos. A adesão bioquímica é caracterizada por interações químicas entre o material do implante e o tecido ósseo. Alguns tratamentos de superfície foram desenvolvidos para proporcionar uma bioatividade às superfícies de TiCP e assim promover uma adesão bioquímica. Porém, até o momento, não foi possível provar que existe realmente uma adesão bioquímica entre a superfície do implante e o tecido ósseo, e os trabalhos na

literatura apenas sugerem que essa adesão possa ocorrer (ALBREKTSSON et al., 2004).

Tendo em vista a importância da topografia e das propriedades químicas das superfícies dos implantes, a indústria iniciou uma busca para a otimização dessas superfícies. Através de diferentes métodos de tratamento de superfície é possível alterar as forças interfaciais, molhabilidade, rugosidade, energia e a capacidade de adsorver as moléculas, alterando assim a resposta tecidual. O tratamento de superfície tem como objetivos: reduzir o tempo de carregamento após a cirurgia, acelerar o crescimento e a maturação óssea para permitir o carregamento imediato, aumentar a estabilidade primária, garantir o sucesso dos implantes quando instalados em regiões que apresentam um osso com menor qualidade e quantidade, obter o crescimento ósseo diretamente na superfície do implante, obter maior área possível de osseointegração, obter contato osso-implante sem a interposição de camadas proteicas amorfas, atrair células osteoblásticas, pré-osteoblásticas e mesenquimais, atrair proteínas de ligação específicas para células osteogênicas (fibronectina) e obter maior concentração possível de proteínas de ligação celular (ELIAS et al., 1998).

Além de tratamentos de superfície que alteram a sua topografia, existem tratamentos que buscam alterar a energia da superfície dos implantes. Como foi citada anteriormente, a molhabilidade da superfície é dependente da energia da superfície. Uma alta energia de superfície proporciona melhor molhabilidade e conseqüentemente melhor adsorção e deposição de moléculas inorgânicas como íons de Ca e P, e moléculas orgânicas como proteínas, lipoproteínas e peptídeos sobre a superfície de TiO_2 , potencializando a osseointegração. Estas interações provavelmente ocorrem por forças eletrostáticas entre grupos de aminoácidos com carga positiva e a superfície negativa de TiO_2 , ou entre grupos de aminoácido com cargas negativas através de pontes de Ca^{++} que foram adsorvidas previamente pela superfície negativa de TiO_2 . Através de um processo de jateamento com grânulos de areia e ataque ácido (SLA – Straumann AG, Waldenburg, Suíça), e o enxague da superfície em uma atmosfera de N_2 e contínuo armazenamento em uma solução isotônica de NaCl, conseguiu-se chegar a uma superfície com alto grau de molhabilidade (SLActive – Straumann AG, Waldenburg, Suíça) (BU et al., 2004).

DISCUSSÃO

Estudos relatando o efeito da superfície dos implantes na cicatrização e aposição óssea, têm sido muito realizados ultimamente. Inicialmente foram desenvolvidas modificações na morfologia e rugosidade superficial para aumentar a retenção mecânica entre o tecido ósseo e superfície do implante, melhorando assim, a estabilidade inicial e a resistência. Essas alterações no tratamento da superfície dos implantes dentários geraram mudanças no protocolo e técnica cirúrgica utilizada.

As interações das células e tecidos com implante é afetada pela topografia em níveis macroscópicos e a rugosidade em nível microscópico (ELIAS et al., 2000). Espera-se que o aumento da área superficial do implante, aumente o número de sítios para as células se ligarem, facilitando assim o crescimento dos tecidos e aumento da estabilidade mecânica. As superfícies rugosas são evitadas pelos fibroblastos, que se acumulam em regiões mais lisas, no entanto, os macrófagos preferem superfícies rugosas. Já as células epiteliais são mais atraídas por superfícies rugosas do que lisas; bem como, células osteoblásticas que aderem com maior facilidade a superfícies rugosas, como as encontradas em implantes tratados com jateamento.

Lima et al. (1996), salienta que o nível de rugosidade deve ser controlado porque as células necessitam de pontos de ancoragem na superfície do implante para iniciar a proliferação e garantir a biofixação. Quando a superfície apresenta rugosidade muito menor que o tamanho das células, poderão ocorrer ausências dos sítios de fixação, entretanto, se o implante possuir grandes números de picos ou vales, mas com superfícies lisas, as células, igualmente, não poderão se fixar.

A superfície rugosa possui vantagem em relação à superfície lisa porque melhora a proliferação do osso. A estabilidade biomecânica se relaciona com a espessura do osso, desenho, micromorfologia superficial e qualidade do leito do implante.

Os implantes com as superfícies no estado como usinada apresentam rugosidade com forte direcionalidade. As marcas de usinagem ficam evidentes no MEV e este tipo de ranhura induz crescimento nas células em uma direção preferencial. (ELIAS et al., 2002). Pinto et al. (2006) cita que quanto menor direcionalidade melhor o comportamento da células na superfície do implante. Neste estudo os autores referem que embora a superfície usinada de um implante de titânio seja macroscopicamente lisa, a nível microscópico apresenta sulcos e estrias dificultando o espalhamento aleatório das células aderidas à superfície.

Paredes et al. (2006) mostrou que o jateamento abrasivo com spray de plasma de titânio (SPT) é adequado para obter superfícies com morfologia e rugosidade eficaz no processo de osseointegração. Le Guéhennec et al (2006) relatam que a superfície dos implantes que utilizam o método SPT aceleram o processo de osseointegração resultando em alteração com uma media de 7 μm de rugosidade. No entanto, Granato et al. (2008), analisaram que SPT alterou consideravelmente a rugosidade da superfície dos implantes levando a riscos de contaminação bacteriana.

Conforme Teixeira et al (2001) e Jensen et al (1998) implantes com superfícies SPT mostraram melhores resultados clínicos que implantes usinados. Mas, Karr et al. (2000), não encontraram diferenças no percentual de contato osso-implanes entre os dispositivos com superfície SPT e usinada, em seu estudo os implantes foram instalados em osso tipo I e esses foram submetidos a carga funcional por seis meses, fatores estes que propiciam uma osseointegração mais precoce e um maior contato osso implante.

De acordo com Klokkevold et al. (1997), quando se compara implantes tratados com SPT comparados com superfície tratada de ataque ácido, ambos apresentam valores semelhantes de contratorque após um mês de cicatrização. Já quando os implantes tratados com SPT são comparados com Spray de plasma de hidroxiapatita (SPH) e ataque ácido, através de testes histométricos e biomecânicos, a superfície SPT obteve valores mais baixo que as outras duas. BUSER et al. (1991), JENSEN et al. (1998) e STRNAD et al. (2000) referem que a superfície citada pelo SPH obteve os maiores percentuais de com o osso-implantes na maioria das análises histológicas em comparação com outras superfícies, tanto em animais quanto em humanos. Apesar dos bons resultados do tratamento com SPH, relatos de falhas deste

tipo de tratamento, como o descolamento da hidroxiapatita e exposição das roscas no meio bucal, foram responsáveis pelo declínio do seu uso.

Há um relato de London et al. (2002) que obteve resultados melhores para implantes tratados com ataque ácido. Conforme HSU et al. (2007) o ataque ácido diminui as concentrações de C, Ti e N; porém, aumenta a quantidade de oxigênio, revelando uma superfície mais oxidada que a maquinada (HALL et al. 2000). Em uma análise no torque reverso em implantes com superfície tratada com ataque ácido e superfície usinada, Klokkevold et al. (1997) mostraram que implantes tratados quimicamente apresentaram uma força de resistência ao torque reverso 4X maior que os usinados, 2 meses após a instalação do implante.

Em uma comparação histomorfométrica e biomecânica da resposta óssea com 4 tipos diferentes de topografias de implantes (usinado, jateado, SPT e ataque ácido) concluíram que o valores de torque reverso foi maior no ataque ácido enquanto menor foi no grupo usinado, o que está de acordo com os estudos de Sammons et al. (2005). Nos grupos tratados com SPT e jateamento ou entre o grupo tratado com jateamento e usinado, não foi encontrada diferença estatística significativa nos valores de torque reverso.

O uso dos implantes dentários usinados está em declínio na clínica odontológica de acordo com os resultados clínicos e estudos experimentais, mas continuam sendo usados como controle nas pesquisas. Já as superfícies tratadas com spray de plasma e laser, não apresentam uma rugosidade suficiente que favoreçam a adesão mecânica celular. O ataque ácido tem sido mais explorado pelas empresas. De acordo com o tipo de ácido, tempo de exposição, concentração e temperatura, obtém-se uma área com irregularidades mais homogêneas. A combinação de jateamento mais ácido, aumentam a rugosidade e bioadesão de células. Os implantes tratados por anodização influenciaram na rugosidade, composição química e morfologia e podem ser quantificadas em micrômetro ou nanômetro.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

O uso dos implantes dentários usinados está em declínio na clínica odontológica de acordo com os resultados clínicos e estudos experimentais, mas continuam sendo usados como controle nas pesquisas.

Já as superfícies tratadas com spray de plasma e laser, não apresentam uma rugosidade suficiente que favoreçam a adesão mecânica celular. O ataque ácido tem sido mais explorado pelas empresas.

De acordo com o tipo de ácido, tempo de exposição, concentração e temperatura, obtém-se uma área com irregularidades mais homogêneas. A combinação de jateamento mais ácido, aumentam a rugosidade e bioadesão de células.

Os implantes tratados por anodização influenciaram na rugosidade, composição química e morfologia e podem ser quantificadas em micrômetro ou nanômetro.

REFERÊNCIAS

ALBREKTSSON T, BRÅNEMARK P.-I, HANSSON H.A. LINDSTRÖM J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant Anchorage in man. **Acta Orthopaedica Scandinavica** 1981;52:155-70.

ALBREKTSSON T, WENNERBERG A. Oral implant surfaces: Part 1 – Review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. **In J Prosthodont** 2004;17:536-46.

ALBREKTSSON T, WENNERBERG A. Oral implant surfaces: Part 2 – Review focusing on clinical knowledge of different surfaces. **Int J Prosthodont** 2004;17:544-64.

AL-NAWAS B, GROETZ KA, GOETZ H, DUSCHNER H, WAGNER W. Comparative histomorphometry and resonance frequency analysis of implants with moderately rough surfaces in a loaded animal model. **Clin Oral Implants Res.** 2008;19:1-8.

BRÅNEMARK PI, ADELL R, BREINE U, HANSSON BO, LINDSTRÖM J, OHLSSON A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses I. **Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg** 1969;3:81-100.

BUSER D, BROGGINI N, WIELAND M, SCHENK R K, DENZER A J, Cochran D L et al. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. **J Dent Res** 2004; 83(7):529-33.

BUSER D, SCHENK RK, STEINEMANN S, FIORELLINI JP, FOX CH, et al. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. **J Biomed Mater Res.** 1991;25:889-902.

BUSQUIM, T.P. et al. Caracterização dos óxidos de titânio das superfícies de implantes dentários com diferentes tratamentos. **Revista Implant News**, São Paulo, v.9, n.2, p.207-214, 2012.

CARVALHO, B. M. et al. Tratamentos de superfície nos implantes dentários. **Revista de Cirurgia e Traumatologia Buco-maxilo-facial**, 2009, v.9, n.1, p.123-130.

CASTILHO, G.A.A., MARTINS, M.D., MACEDO, A.A. Surface Characterization of Titanium Based Dental Implant. **Brazilian Journal of Physic**, 2006, v.36, p.1004-1008.

DAVIES JE, Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont* 1998; 11:391-401.

DINATO, JC, POLIDO, WD. Implantes Osseointegrados: Cirurgia e Prótese. Texeira, Eduardo Rolim. Superfícies dos Implantes – O Estágio Atual. **São Paulo: Arte Médicas**, 2004. p. 63-70.

ELIAS CN, LIMA JHC, SANTOS MV. Modificações na superfície dos implantes dentários: da pesquisa básica à aplicação clínica. **Revista ImplantNews** 2008; 5(5):467-76.

ELIAS, C. N. et al. Interações de células com diferentes superfícies de implantes dentários. **Revista Brasileira de Odontologia**, 2005, v. 62, n. 12, p.119-124, 2005.

ELIAS, Carlos Nelson et al. Variações da superfície dos implantes osseointegráveis. In: CONGRESSO EM CIÊNCIA DOS MATERIAIS, 2002, Joinville, Sc.40.

ELIAS, CN, LIMA, JHC, PRADO, MHS. Importância da Superfície dos Implantes Osseointegráveis na Biofixação. **IBI – Inst Bras de Implant**. 2000 [citado em abril de 2010]. Disponível em: <http://www.ibi.org.br/Artigos/Importancia%20da%20superf%C3%ADcie%20dos%20implantes%20na%20biofixa%C3%A7%C3%A3o.htm>

GAGGL A, SCHULTES G, MÜLLER WD et al., Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces – a comparative study. **Biomaterials** [s. i], 2000;21:1067-73.

GAHLERT, M.; GUDEHUS T.; EICHHORN, S. et al., Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. **Clin Oral Implants Res.**, Copenhagen, 2007;18:662-8.

GEHRKE, S.A. et al. Desenvolvimento, caracterização e avaliação de uma superfície de implante microtexturizada. **FULL Dentistry in Science**. São José dos Pinhais, v.1, n.2, p.135-141, 2010.

GOTTLANDER M, ALBREKTSSON T, CARLSSON LV. A histomorphometric study of unthreaded hydroxyapatite-coated and titanium-coated implants in rabbit bone. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1992;7(4):485-90.

GRANATO, R. et al. Tendências atuais para aprimorar o processo de osseointegração. **Innovations Implant Journal - Biomaterials and Esthetics**. São Paulo, p. 20-26, mai/ago 2008.

GROISMAN M; VIDIGAL-JR GM. Tipos de superfícies de implantes.. In: *Sobrape*. (Org.). *Periodontia e Implantodontia - Atuação clínica baseada em evidências científicas*. **Sobrape**; 2005. v.14, p.1-14.

HALL J, LAUSMAA J. Properties of a new porous oxide surface on titanium implants. **Applied Osseointegration Res**. 2000;1:5-8.

HSU SH, LIU BS, LIN WH, Chiang HC, Huang SC, et al. Characterization and biocompatibility of a titanium dental implant with a laser irradiated and dual-acid etched surface. **Biomed Mater Eng**. 2007;17:53-68.

JENSEN OT, SHULMAN LB, BLOCK MS, IACONO VJ. Report of the Sinus Consensus Conference of 1996. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1998;13:11-45.

KARR AB, GERARD DA, LARSEN PE. Histomorphometric analysis of implant anchorage for 3 types of dental implants following 6 months of healing in baboon jaws. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2000; 15 : 785-91.

KLOKKEVOLD PR, NISHIMURA RD, ADACHI M, CAPUTO A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. **Clin Oral Implants Res.** 1997;8:442-7.

LE GUÉHENNEC, L, SOUEIDAN, A, LAYROLLE, P, AMOURIQ, Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. **Dent Mat.**2007;23(7):844-54.

LIMA, JHC, BARBOZA, EP, ELIAS, CN, GOMES, DT. Treatments and Characterization of surface of osseointegrated implants. **IBI.** 1996:21-5.

LONDON RM, ROBERTS FA, BAKER DA, ROHRER MD, O'NEAL RB. Histological comparison of a thermal dualetched implant surface to machined, TPS, and HA surfaces: bone contact in vivo in rabbits. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2002;17:369-76.

MALUF, P. S. Z. et al. Vantagens do tratamento de superfície a laser em implantes dentais osseointegráveis. **Revista ImplantNews**, São Paulo, v.4, n.6, p. 643-646, 2007.

MENDONÇA G, MENDONÇA DBS, ARAGÃO FJL, COOPER LF. Advancing dental implant surface technology – From micron to nanotopography. **Biomaterials** 2008; 29:3822-35.

MISCH CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. **Int J Oral Implantol.** 1990;6:23-31.

PAREDES, R.S.C.; VAZ, A.P.; SILVA, J. C. Avaliação da influência da preparação da superfície de titânio utilizado para implantes odontológicos revestidos com titânio depositado por aspensão térmica PS. In: **17 Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais.** Foz do Iguaçu, 2006.

PAIXÃO, A.H.; ROCHA, J.R.M.; BOTTO, B.; MIRANDA, D.A.O.; SARDINHA, S.C.S.; Análise topográfica de implantes de titânio comercialmente puros. Estudo por meio de microscopia eletrônica de varredura. In: **Dental press implantol.** 2013 apr-june;7(2):49-58

PILLIAR RM. Overview of surface variability of metallic endosseous dental implants: textured and porous surface-structured designs. **Implant Dent.** 1998;7:305-14.

PINTO, L. E. S. C.; ELIAS, C. N.. Análise química e topográfica de implantes de titânio após tratamentos químicos de superfície. In: **IV CONGRESSO LATINO AMERICANO DE ÓRGÃOS ARTIFICIAIS E BIOMATERIAIS**, 2006, Caxambu. 42

QUEIROZ, T. P. Estudo de implantes de Ticp com superfícies modificadas por feixe de laser com e sem deposição química de apatitas: análises topográfica, biomecânica e histométrica em coelhos. Tese de Doutorado apresentada a Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2010.

OLIVEIRA, N.T.C.; ALEIXO, G.; CARAM, R.; GUASTALDI, A.C. Development of Ti-Mo alloys for biomedical applications: microstructure and electrochemical characterization. **Materials Science and Engineering: A.** v. 452/3, p. 727-731, 2007.

SAMMONS RL, LUMBIKANONDA N, GROSS M, CANTZLER P. Comparison of osteoblast spreading on microstructured dental implant surfaces and cell behavior in an explant model of osseointegration. A scanning electronmicroscopic study. **Clin Oral Implants Res.** 2005;16:657-66.

STANFORD, C M. Surface modifications of implants. **Oral Maxillofacial Surg. Clin N Am.** 2002; 14(1):39-51

STRNAD Z, STRNAD J, POVÝSIL C, Urban K. Effect of plasma-sprayed hydroxyapatite coating on the osteoconductivity of commercially pure titanium implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2000;15:483-90.

TAVARES, H.S. ET AL. Avaliação de implantes modificados por feixe de laser nd: yag e implantes de superfície usinada empregando-se mev e torque reverso. **Revista implantnews**, São Paulo, v.6, n.4, p. 381-385, 2009.

TEIXEIRA ER. Superfície dos implantes: o estágio atual. In: Dinato JC, Polido WD. Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese. São Paulo: **Artes Médicas**; 2001. cap.5, p.63-80

TRAINI T, MANGANO C, SAMMONS RL et al., Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. **Dent Mater.**, v. 24, p.1525-33, 2008.

VAN STEENBERGHE D, LEKHOLM U, BOLENDER C, FOLMER T, HENRY P, HERRMANN I et al. The applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. **Int J Oral Maxillofac Implants** 990;5: 272-81.

VIDIGAL-JR, GM, GROISMAN M, ARAGONES LCA, CAMPOS JUNIOR A. Histomorphometric analyses of hydroxyapatite-coated and uncoated titanium dental implants in rabbit cortical bone. **Implant Dent** 1999; 8(3):295-302.

WENNERBERG A, ALBREKTSSON T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2000; 15(3):331-444.

YANG, Wei-en et al. Nano/submicron-scale TiO₂ network on titanium surface for dental implant application. **Journal Of Alloys And Compounds**, 2009, p. 642-647. 43