FACULDADE DE TECNOLOGIA DE SETE LAGOAS

SABRINA DE ANDRADE SCHNEIDER

TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE EM IMPLANTES DENTÁRIOS

ITAJAÍ

2017

SABRINA DE ANDRADE SCHNEIDER

TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE EM IMPLANTES DENTÁRIOS

Monografia apresentada ao curso de Especialização *Lato Sensu* da Faculdade Sete Lagoas, como requisito parcial para conclusão do Curso de Implantodontia.

Área de Concentração: Implantodontia

Orientadores: Prof. Francisco Patiño, MSc.

Co-orientadora: Prof. Juliana Sedrez Reis Patiño, Dra

ITAJAÍ

2017

Schneider, Sabrina Andrade
Tratamentos de superfície em implantes dentários/Sabrina de Andrade Schneider – 2017

29f.

Orientador: Francisco Patiño.
Co-orientadora: Juliana Sedrez Reis Patiño.
Monografia (especialização) - Faculdade Sete Lagoas, 2017.
1. Superfície de implante. 2. Resposta Celular. 3. Osseointegração.
I. Título.
II.Francisco Patiño.

AGRADECIMENTOS

Ao professor *Francisco Patino*, excelente professor, profissional e pessoa que serve de exemplo e inspiração para os que o cercam. O meu agradecimento por toda a atenção e paciência.

DEDICATÓRIA

A minha filha, *Amanda de Andrade Schneider*, hoje estudante de Odontologia. Que ela encontre satisfação e realização nesta profissão, que é tão linda quando exercida com responsabilidade e profissionalismo.

RESUMO

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

Palavras Chaves:
Tratamento de superfície, Osseointegração, Resposta Celular.

ABSTRACT

Among the several characteristics of the implants the topography of the surface is recognized as a factor capable of altering the response of the cells of the adjacent tissues, modifying the migration, insertion, proliferation and synthesis of collagen in the site, thus determining the type of tissue that will be obtained at the bone interface -implants and their integration. Thanks to the different types of treatments it has become possible to obtain various forms of surface characterization, facilitating the understanding of the bone formation patterns and behavior of the cells, making more predictable the cicatricial type that will be obtained from the conformation of the tissues adjacent to the surfaces of the implants. Surface of titanium with roughness and complex microstructure increases osseointegration in bone and implant contact, elevates in vivo removal torque strength and in vitro differentiation of osteoblasts induced by roughness function and topography in osseointegration. The results showed that both roughness and chemical treatment of surfaces can greatly influence the surface shear force (resistance offered to removal) . These characteristics of the titanium surface, in addition to optimizing the procedure, can also, for example, allow implant placement to function more quickly and extend the range of possible applications for lower density alveolar bone or favor its application in regenerated bone. Thus, the objective of this work was to review the literature on the surface treatments of titanium implants and their capacity to stimulate bone formation, focusing on the scientific evidence about the chemical and topographic alterations in the context of osseointegration

Keywords: Surface treatment; Osseointegration; Cellular respons.

Sumário

1. INTRODUÇÃO: 8

2. REVISÃO DE LITERATURA: 10

2.1 TIPOS DE TRATAMENTOS DE SUPERFICIE 122

2.1.1 SUPERFICIES USINADAS 122

2.1.2 SUPERFICIES MACROTEXTURIZADAS 133

2.1.2.2 SPRAY DE PLASMA DE TITÂNIO 133

2.1.2.3 SPRAY PLASMA HIDROXIAPATITA 133

2.1.2.4 MODIFICADA POR FEIXE DE LASER 144

2.1.2.5 JATEAMENTO DE PARTÍCULAS 155

2.1.3 SUPERFICIES MICROTEXTURIZADAS 155

2.1.3.1 ATAQUE ÁCIDO 155

2.1.4 SUPERFÍCIES NANOTEXTURIZADAS 166

2.1.5 SUPERFÍCIES BIOMIMETICAS 17

2.2 ASSOCIACAO DE TECNICAS DE TRATAMENTO 18

3. 3.DISCUSSAO 20

4. CONCLUSAO 2424

5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 255

1 INTRODUÇÃO

A implantodontia é hoje uma realidade nos consultórios odontológicos e a reabilitação bucal através de implantes dentários tornou-se uma opção de tratamento cada vez mais previsível e duradoura.

Os implantes dentários evoluíram desde a sua descoberta até os dias atuais e várias pesquisas continuam a ser desenvolvidas com a finalidade de realizar um tratamento de qualidade para os pacientes com resultados satisfatórios e que atenda às suas necessidades.

Para que tenhamos sucesso no tratamento reabilitador com implantes é necessário que ocorra o processo de osseointegração. A osseointegração é dependente de vários fatores, entre eles as características na escala macro e micrométrica dos implantes. As características macrométricas envolvem o material usado na fabricação, a forma do corpo do implante, o perfil dos filetes de rosca, dimensões dos implantes e o modo de fixação dos componentes protéticos. As características nas escalas micro e nanométrica são identificadas na morfologia da superfície do implante, as quais influenciam nos mecanismos de interação com células durante o período de cicatrização e reparo dos tecidos (Neto, N. A., 2013).

Os implantes são fabricados geralmente em titânio e o seu uso Odontologia está relacionado às suas excelentes propriedades mecânicas, físicas e químicas. (Machado, S., 2009).

O titânio comercialmente puro apresenta estabilidade química, possibilitando reação tecidual favorável e estímulo à atividade celular na formação da matriz óssea. Apresenta elevada resistência à corrosão e não provoca reações de hipersensibilidade ou imunológicas. A camada de óxido de titânio é responsável pela adaptação íntima entre o osso mineralizado e a superfície do implante. A busca pelo aumento da área de osseointegração direcionou as pesquisas ao desenvolvimento de novas configurações e tipos de superfície (Ferreira, F., 2012).

O tipo de superfície dos implantes, rugosa ou lisa, influencia o mecanismo de osseointegração. Em função disso, têm-se realizado trabalhos com a finalidade de se obter uma superfície ideal, que favoreça o mecanismo

de osseointegração, sem modificar os tecidos adjacentes. Atualmente, uma infinidade de tratamentos de superfícies tem sido aplicada aos implantes de titânio. Esses tratamentos envolvem desde modificações puramente mecânicas, que visam o aumento da rugosidade superficial, até tratamentos químicos, que envolvem mudanças estruturais na camada de óxido. (Moura, 2008).

Buser *et al.* (2004) descreveram que as propriedades da superfície dos implantes mais importantes são a topografia, a química, a carga de superfície e molhabilidade. Propriedades de superfície afetam processos tais como adsorção iônica e absorção de proteínas, interação célula-superfície, e as células / desenvolvimento do tecido na interface entre o osso e o biomaterial, que são relevantes para a funcionalidade do dispositivo (Mata, 2010).

Superfícies com melhores propriedades promovem aposição óssea em menores períodos de tempo e poderão elevar os índices de sucesso, como no uso dos implantes em áreas comprometidas, tais como enxertos ou colocação simultânea com enxertos e reconstruções, implantes imediatos, implantes em áreas contaminadas, implantes em pacientes fumantes e com outros comprometimentos sistêmicos, além de favorecer os casos de carga imediata (Mata 2010).

Brandão *et al.* (2010) relataram que nos tratamentos da superfície dos implantes de titânio é possível alterar a composição química, a energia superficial, a morfologia, a topografia e a rugosidade da sua superfície. Entre as mudanças químicas temos a deposição de hidroxiapatita e a incorporação de íons Ca, F e P.

Há uma variedade de tratamento de superfície disponível para implantes osseointegráveis. Esses variam em sua técnica de obtenção, rugosidade, características superficiais físicas e químicas. Cada um com as suas vantagens, desvantagens e indicações. (Carvalho et al, 2009).

2 REVISÃO DE LITERATURA

O comportamento biomecânico dos implantes osseointegrados difere daquele dos dentes naturais, pois, por serem mais rígidos e não possuírem ligamento periodontal, transmitem maiores cargas ao osso adjacente. Então, se os conceitos de biomecânica em dentes naturais já eram considerados importantes, no caso de prótese sobre implante sua importância fica ainda maior, tendo em vista a menor capacidade de adaptação fisiológica desta, sendo fator decisivo para o sucesso ou fracasso da osseointegração (Porto, 2012).

A introdução dos implantes osseointegrados na Odontologia surgiu a partir do trabalho de Branemark em 1981, um estudo longitudinal de 15 anos, no qual foram instalados implantes de titânio comercialmente puro (TiCP) com superfície usinada na região anterior da mandíbula ou maxila, unidos para uma melhor distribuição das cargas mastigatórias e utilizados para reabilitações de pacientes edentados totais. A reabilitação era realizada com prótese total metaloplástica parafusada sobre estes implantes (Brandão, 2010; Porto, 2012).

A alta taxa de sucesso dessa modalidade de tratamento levou a uma extrapolação da técnica e a partir de certo momento, passou-se a utilizar implantes osseointegrados para reabilitações de pacientes edentados parciais através de próteses parciais fixas ou unitárias. Espaços protéticos menores, ou mesmo perda de dentes unitários, começaram a ser reabilitados por meio de implantes, e a aplicação de cerâmicas sobre as próteses também foi sendo desenvolvida. Com isso passou-se a instalar-se implante em regiões de pior qualidade óssea, como a região posterior de maxila. As altas taxas de sucesso observadas anteriormente em estudos de longo prazo, com as superfícies usinadas, já não eram observadas. Aliado a isso, a busca por tempos de cicatrização cada vez menores contribuíram para o estímulo à pesquisa e ao desenvolvimento de novas superfícies de implantes. (de Brandão M.L., 2010).

Atualmente, há uma grande busca por superfícies que induzam a estabilidade biológica em tempos mais curtos. Com o intuito de suprir a necessidade de se obter uma rápida osseointegração e conseguir melhores

resultados em osso de baixa densidade, modificações na superfície dos implantes foram sugeridas. Acredita-se que estas modificações são capazes de acelerar e melhorar a qualidade da adesão osso/implante, resultando em maior deposição óssea e redução do tempo de reparo (de Brandão M.L., 2010; Novaes Jr. A.B. *et al*., 2010; Jemat A., 2015).

As indústrias de implantes médicos e odontológicos procuram desenvolver seus produtos baseados em avanços da bioengenharia tecidual relacionados com a biologia celular e molecular. Enquanto no passado a maioria dos implantes eram inertes e essencialmente estruturais, os produtos atuais buscam implantes essencialmente biológicos em sua natureza, de tal forma a favorecer o processo de reparo inerente ao organismo, além de aumentar a sua sobrevida. Além disso, uma variedade de dispositivos utilizados na implantologia tem sido explorado a fim de acelerar a velocidade do reparo ósseo, a qualidade e a quantidade de osso neoformado, além de diminuir a osteólise periprostética e o consequente afrouxamento de implantes (de Araujo, C. A. *et al*., 2015).

Superfícies com melhores propriedades promovem aposição óssea em menores períodos de tempo e poderão elevar os índices de sucesso, como no uso dos implantes em áreas comprometidas, tais como enxertos ou colocação simultânea com enxertos e reconstruções, implantes imediatos, implantes em áreas contaminadas, implantes em pacientes fumantes e com outros comprometimentos sistêmicos, além de favorecer os casos de carga imediata (Tome S.B. *et al*, 2015).

Os processos de tratamento de superfícies podem ser divididos em métodos de adição, quando acrescentam algo à superfície do implante, ou subtração, quando removem parte da camada superficial. Nos métodos chamados de adição, é aplicado à superfície do implante um recobrimento, que pode ser do mesmo material do corpo do implante ou não; enquanto que nos métodos de subtração, é removida uma camada da superfície do implante por um processo controlado (de Brandão M.L., 2010).

Carvalho *et al.* (2009) classificaram as superfícies dos implantes de titânio em cinco grupos: Superfícies Usinadas, Superfícies Macrotexturizadas, Superfícies Microtexturizadas, Superfícies Nanotexturizadas e Superfícies Biomimeticas.

2.1 Tipos de tratamentos de superficie

2.1.1 Superfícies usinadas

Os primeiros implantes originais, utilizados por Branemark, eram usinados, sem nenhum tipo de tratamento de superfície adicional, tinham rugosidade mínima e por muito tempo foram reconhecidos como padrão ouro. Nos anos 1990, estudos experimentais compararam implantes usinados com aqueles que apresentavam aumento da rugosidade e mostraram melhor resposta biológica frente ao tecido ósseo dos últimos (Wennerber; Albrektsson, 2000).

Elias *et al.* (2002) explicaram que os implantes dentários usinados passam por processos de limpeza, passivação, descontaminação e esterilização. As ranhuras superficiais de usinagem, direcionam o crescimento das células esparramadas e somente naquele sentido.

Devido à presença de microrranhuras superficiais resultantes do processo de corte ou usinagem da peça metálica, a superfície usinada não exibe características de completa lisura superficial. As ranhuras superficiais são consideradas de extrema importância para o processo de adesão celular e produção de matriz proteica. Os implantes usinados têm um valor médio de rugosidade de superfície (Ra) entre 0,53 e 0,96µm (Carvalho *et al*. ; 2009).

Ao longo do tempo, modificações foram propostas para alterar a superfície de usinada para rugosa, com o proposito de alterar a superfície de contato, bem como melhorar a estabilidade ao longo do processo de osseointegração. Também se observou que a morfologia da superfície rugosa do implante dentário desempenha importante papel no comportamento celular, pois pode afetar diretamente na adesão e na diferenciação celular, responsáveis pela osseointegração. (Alves, F. F., 2014).

De fato, o processo de crescimento de células sobre a superfície do implante se mostra dependente da rugosidade, uma vez que superfícies lisas apresentam maior proliferação celular ao longo das ranhuras decorrentes do processo de usinagem, caracterizando uma forte direcionalidade. Contudo, culturas de células realizadas na presença de superfícies tratadas (as quais apresentam maior rugosidade) resultam em menor direcionalidade, o que

resulta em uma melhor interação das células com a superfície do implante (Bernardes *et al*., 2012).

2.1.2 Superfícies macrotexturizadas

O processo de texturização de superfície por adição mais comum é o de spray de plasma, realizado com partículas de titânio (Spray de plasma de titânio - SPT) ou fosfato de cálcio (Spray de plasma de hidroxiapatita - SPH), com espessuras que variam de 10 a 40µm para o SPT e de 50 a 70µm para a SPH (Carvalho *et al.*, 2008).

2.1.2.2 Spray de plasma de titânio

Le Guéhennec et al (2007) utilizaram o método SPT que consiste na injeção de titânio em pó em uma pistola de plasma (o quarto estado da matéria) em alta temperatura.

A pulverização da superfície com *spray* de plasma de titânio (TPS) resultaria num grande aumento da área de superfície e também estimularia o processo de adesão por osteogênese. Esse método era caracterizado por gotejamento de metal fundido em alta velocidade, para ser espalhado sobre o corpo com espessura de 10 a 40 micrômetros. Essas partículas resfriam-se e solidificam-se; assim, apresentam aspecto final semelhante à lava vulcânica solidificada. Esse aspecto altamente rugoso, resultante do processo de pulverização de plasma de titânio, produz superfície com elevado grau de irregularidade, com valores de rugosidade superiores a 2µm favorecendo aderência e contaminação bacteriana, o que se traduz numa desvantagem para a utilização desse trabalhoso método de tratamento de superfície, por isso não é mais utilizado na atualidade (Alves, F. F., 2014).

2.1.2.3 Spray plasma hidroxiapatita

A adição de hidroxiapatita (HA) à superfície dos implantes foi um dos primeiros métodos de tratamento propostos para se modificar a superfície destes após o processo de usinagem. Usualmente, as coberturas de

hidroxiapatita mediam 50 a 70 micrômetros e eram aplicadas por meio da tecnologia de *spray* de plasma. O objetivo foi buscar interação química entre o implante revestido com HA e o tecido ósseo, bem como aumentar a área de superfície e a rugosidade para consequente contato osso-implante – BIC (Bone implant contact) mais forte, além de acelerar a reparação da interface óssea (Mazor; Cohen, 2003).

Esse método caiu em desuso, pois apresenta algumas desvantagens, como o alto custo de produção e fabricação. Ainda, estudos clínicos demonstram que, após a instalação do implante revestido com HA, observou-se o destacamento de camadas da HA do corpo do implante, o que resultou em falha na osseointegração (Costa *et al*., 2005).

2.1.2.4 Modificada por feixe de laser

A 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. A superfície do metal recém produzido pela SSL, embora já rugosa, pode não ser ideal para promover a osseointegração. Ela deve ser passível de ser tratada com outros métodos convencionais para melhorar as respostas biológicas (Carvalho *et al*, 2009).

2.1.2.5 Jateamento de partículas

O jateamento com partículas de vários diâmetros é outro método frequentemente usado para macrotexturização superficial, neste caso, por subtração. A superfície do implante é bombardeada por partículas, como silício, óxido de alumínio (Al2O3), óxido de titânio (TiO2) e vidro, criando, por meio abrasão, uma superfície com ranhuras irregulares, que variam de acordo com o tamanho e a forma das partículas e também das condições do jateamento (pressão, distância do bico do jato à superfície do implante, tempo de jateamento). A rugosidade média (Ra) pode variar entre 1,20 e 2,20µm (Carvalho *et al*, 2009).

Nesse método, a superfície do implante é bombardeada com partículas de óxido de alumínio (A1203) ou óxido de titânio (Tio 2), e pela ação é obtida uma superfície com depressões irregulares. Nesta técnica não deve haver aderência das partículas ä superfície do implante. Um cuidado especial deve ser tomado para haver a total descontaminação da superfície do implante com o material jateado, visto que este pode afetar diretamente a camada superficial de óxidos. A rugosidade depende do tamanho das partículas, tempo de jateamento, pressão e distância da superfície ao disparador (GROISMAN e VIDIGAL, 2005).

2.1.3 Superficies microtexturizadas

2.1.3.1 Ataque ácido

Ataque Acido é outro processo para obter uma superfície texturizada. 0 implante *é* imerso em uma solução Acida, formando erosões em sua superfície de tamanho e forma específicos. A concentração da solução Acida, tempo, temperatura e número de ataques são fatores determinantes da micro-estrutura da superfície. 0 processo mais utilizado é o duplo ataque-ácido com Acido hidrocloridrico e sulfúrico sobre superfícies usinadas lisas (Buttendorf, A. R., 2005).

Segundo Teixeira (2001), um cuidado especial deve ser tomado para haver uma completa neutralização dos agentes ácidos utilizados no processo de texturização, podendo haver alteração na formação da camada de óxidos do implante afetando diretamente o processo de osseointegração.

As superfícies de titânio podem ser obtidas por condicionamento ácido simples ou duplo. Em geral, o condicionamento ácido duplo é realizado pela imersão dos implantes em soluções de HCl (ácido clorídrico) + H2SO4 (ácido sulfúrico), HNO3 (ácido nítrico) + HF (ácido fluorídrico), ou apenas em solução de HNO3 (Alves, F. F., 2014).

No duplo condicionamento ácido, o implante é novamente imerso em solução aquosa de HNO3 para estabilizar a camada de TiO2. Tal procedimento potencializa a ativação das plaquetas e retém o coágulo de fibrina mais eficientemente do que em superfícies lisas, que são eventos importantes em estágios iniciais da integração de materiais com os tecidos biológicos *in vivo* (Aves, F, F., 2014).

2.1.4 Superfícies nanotexturizadas

Uma superfície nanotexturizada pode ser obtida através de um aumento controlado da camada de óxido de titânio (TiO2), incluindo alterações nas propriedades específicas na espessura, rugosidade e textura do óxido. O método de obtenção da superfície de óxido porosa é eletroquímico, chamado de oxidação anódina. A média de diâmetro dos poros fica em torno de 1 a 2µm. Esse tipo de superfície exibe uma topografia única, sem características agudas e com boa capacidade para reter líquidos e tecido ósseo. A camada de óxido é fortemente aderente ao metal subjacente, com ótima resistência ao desgaste, o que indica risco mínimo de liberação de partículas durante a inserção do implante (Carvalho *et al,* 2009).

Todos os implantes de titânio têm uma camada de óxido nativo, mas implantes anodizados são preparados com uma camada adicional de óxido, obtidas com implante colocado em um ânodo em uma célula galvânica, com um eletrólito adequado (Faresin, D. R., 2012).

A melhoria da formação de osso na interface do implante é influenciada pelas características nanométricas, que tem a capacidade de induzir a diferenciação de células mesenquimais. O processo envolve a criação de materiais na escala nanométrica (1-100 nm). A aplicação da nanotecnologia para superfícies dos implantes dentários é explicada pela capacidade das células de interagir com superfícies nanométricas (Bressan *et al*., 2013).

Elias *et al.* (2008) descreveram que implantes com superfícies anodizadas são bioativos e apresentam maior estabilidade primária e osseointegração mais rápida. A presença de nanoestruturas, independente da composição química, resulta em aumento do contato osso-implante (MEIRELLES, 2010)

Neste processo o implante é colocado em uma célula eletroquímica servindo como anodo. 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. Sob condições controladas, o campo elétrico guiará o processo de oxidação que ocorrerá no anodo (implante), que resultará no aumento da espessura da camada de óxido de titânio (TiO2)3. O aumento da espessura dessa camada de TiO2, além da adição de outros elementos químicos como o fosfato (P), potencializa o processo da osseointegração (Brandao et al, 2010).

2.1.5 Superfícies biomimeticas

É possível depositar camadas de fosfato de cálcio sob condições fisiológicas de temperatura e pH pelo processo biomimético. Uma vez que as moléculas estão integradas à estrutura do material, elas são liberadas gradualmente, na medida em que as camadas vão se degradando, o que aumenta o potencial de servirem como um sistema de liberação lento de agentes osteogênicos para o sítio de implantação (Carvalho *et al*, 2009).

Esse tipo de tratamento de superfície consiste na precipitação heterogênia de fosfato de cálcio sob condições fisiológicas de temperatura e ph sobre o implante dentário, por meio da utilização de solução de íons semelhantes ao plasma sanguíneo com vistas à deposição de camada de apatita. Uma vez que as moléculas estão integradas à estrutura do material,

elas são liberadas gradualmente, sendo, assim, capazes de aumentar a osseocondutividade e potencializar a formação de osso em torno do implante (Silva, F. L. *et al*, 2016)

Outra vantagem do processo de cobertura biomimética é que moléculas biologicamente ativas, como agentes osteogênicos, podem ser precipitadas com componentes inorgânicos para formarem uma matriz com propriedades tanto osteoindutora quanto osteocondutora. Nesse processo, células mesenquimais foram isoladas de biópsias da medula óssea, expandidas in vitro e então cultivadas na superfície dos implantes, carregando uma camada de fosfato de cálcio e de BMP-233, criando implantes osteoindutores (fatores de crescimento) e osteocondutores (camada de fosfato de cálcio) (Carvalho et al, 2009.)

2.2 Associação de técnicas de tratamento

Associações de técnicas também podem ser empregadas, buscando uma superfície híbrida, possuindo características de macro e micro-retenções (TEIXEIRA, 2001).

A combinação de jateamento, seguido por condicionamento ácido – SLA (Sandblasted, Large grit, Acid etching), tem sido a técnica utilizada para o tratamento da superfície dos implantes, nos últimos anos. O tratamento de superfície SLA é realizado por processo de jateamento normalmente com partículas de titânio (TiO2) ou alumina (Al2O3), o que permite controlar o tamanho das microcavidades resultantes. Algumas partículas remanescentes podem, no entanto, incorporar-se e contaminar a superfície do implante (Alves, F. F., 2014).

O condicionamento ácido remove algumas camadas da superfície deformada, o que reduz a possibilidade de contaminação da superfície por partículas que sobraram do processo, ou seja, ele atua na limpeza da superfície. Esses processos criam microcavidades sobrepostas à superfície áspera pré-moldada. A principal razão é que, hipoteticamente, o jateamento atinge rugosidade ótima de fixação mecânica, enquanto o condicionamento ácido suaviza a aspereza e pode adicionar componente de alta energia para a superfície do implante. Isso favorece a adesão da proteína, o que é

considerado importante durante o processo mais rápido de reparo ósseo (Rosa *et al*., 2013).

Além disso, após o tratamento de superfície SLA pode ser acrescentada outra característica que exerce influência no processo inicial de osseointegração, obtida quando, após o processo de jateamento e condicionamento ácido, a camada de óxido de titânio é mantida em contínua proteção de nitrogênio, armazenada em solução isotônica e esterilizada por irradiação gama. Esse processo aumenta a afinidade da superfície dos implantes dentários com a água, incrementa as características hidrofílicas e relaciona-se diretamente à energia superficial entre o implante e o meio fisiológico, além de promover a maior taxa de diferenciação de osteoblastos em comparação a superfícies SLA. Estudos *in vivo* mostram aumento do contato osso-implante com mais quantidade de angiogênese e maior torque de remoção, o que indica mais estabilidade durante a fase inicial de osseointegração (Alves, F. F., 2014).

3 DISCUSSÃO

A topografia da superfície do implante influencia efetivamente a resposta celular do tecido ao redor do implante. Dessa forma, novas tecnologias que proporcionem a partir da modificação da superfície uma melhor interação na interface metal/osso são alvo de diversas pesquisas.

Para Thakral *et al*. (2014), técnicas de texturização nos implantes dentários podem influenciar no estabelecimento da osseointegração, tanto para a diferenciação celular, após a inserção do implante, quanto na matriz óssea calcificada. Ainda conforme Wennerberg e Albrektsson33 (2009), as superfícies tratadas resultam em um maior contato osso/ implante (BIC), em relação aos implantes lisos. Assim, os implantes com superfícies texturizadas são indicados para locais com menor BIC ao final da cirurgia. Em contrapartida, Att *et al*. (2009) afirmam que o osso se deposita indistintamente em superfícies porosas ou lisas. Dessa forma, a porosidade, então, não seria condição necessária para que ocorresse aposição óssea (Silva *et al*, 2016).

Estudos clínicos e *in vivo* mostraram que a resposta óssea foi influenciada pela rugosidade da superfície do implante na escala micrométrica. Uma superfície com a Sa de 1-2 μm tem mostrado melhores resultados (Wennerberg; Albrektsson, 2009). Estudos demonstraram que os implantes de titânio, com correta rugosidade, podem melhorar o contato osso-implante. Por outro lado, o aumento da rugosidade da superfície, com Sa acima de 2 μm, provoca redução do contato osso-implante, diminuindo o valor de torque de remoção. Há também algumas indicações de que as respostas ósseas são influenciadas pela alteração da superfície em nível nanométrico (Wennerberg; Albrektsson, 2010).

Trabalhos de He *et al*. (2009) demonstram que o ataque ácido seguido de tratamento térmico promove uma osseointegração nos estágios iniciais de cicatrização e melhora a bioatividade do implante. Dam *et al*. (2013) constataram, ainda, uma menor perda óssea ao redor dos implantes com superfícies tratadas com jateamento e ácido quando comparados aos tratados com spray de plasma de titânio (Tome *et al*, 2015).

Zareidoost *et al*. (2012) estudaram o aumento da rugosidade superficial após tratamento dos implantes com condicionamento ácido e verificaram seus benefícios para proliferação de células formadoras tecido ósseo. Por outro lado, Wennerberg e Albrektsson (2009) colocam que o ideal é uma rugosidade moderada para a integração do implante com as células ósseas, pois rugosidades muito grandes podem ser entendidas pelas superfícies como lisas. Meirelles *et al.* (2010) também observaram aumento de contato ósseo em superfícies de implantes que combinam nano e micro-estruturas onde a rugosidade é moderada. Schwarz *et al*. (2008) observaram a osseointegração mais rápida nos implantes com superfícies mais rugosas ou porosas. Já estudos de Zhang *et al*. (2012), comparando superfícies tratadas com peróxido de hidrogênio e ácido clorídrico seguidas ou não de tratamento térmico verificaram melhora na osseointegração na superfície tratada apenas quimicamente. Pacheco *et al.* (2010) compararam implantes com superfícies rugosas e superfícies recobertas por proteína morfogenética óssea sendo que, neste, constataram um maior aumento da densidade óssea e aspectos clínicos e radiográficos positivos. Já Meirelles *et al*. (2010) referem que os valores de contato osso-implante variam de acordo com a quantidade de nanoestruturas em implantes experimentais. Da mesma maneira, Cheng *et al.* (2012) relacionam a importância das nanoestruturas para a distribuição uniforme do estresse sobre o implante (Tome *et al*., 2015).

Park *et al*. (2015) e Yan *et al*. (2013) mostraram que os implantes de Ti recobertos com plasma *spray* de hidroxiapatita apresentavam maiores quantidade de osso na interface osso/implante, quando comparados a implantes com superfície lisa (Silva et al, 2016).

Herrero-Climent *et al*. (2013) optaram por realizar um estudo comparativo entre as superfícies com plasma *spray* titânio (TPS) e as jateadas com óxido de titânio. Puderam constatar que a TPS tem um padrão único de formação de matriz óssea quando comparada à outra. Com o auxílio de microscopia de varredura, foi identificado que cada superfície acumulou uma quantidade distinta de matéria orgânica e inorgânica na formação de matriz óssea. Isso sugere que as respostas celulares ocorrem independentemente das propriedades físico-químicas do condicionamento das superfícies (Silva et al, 2016).

Nessa linha de raciocínio, Rupp *et al*. (2014) confirmam que as superfícies SLActive e SLA não apresentaram diferenças aparentes quando ambas apresentavam a mesma topografia, porém, foram observadas diferenças estatisticamente significantes com duas ou quatro semanas de reparação da BIC (contato osso/implante). Isso relata que as alterações não foram consequências da topografia, mas que, provavelmente, ocorreram pelas alterações nas estruturas químicas (Silva *et al*, 2016).

No tratamento eletroquímico das superfícies dos implantes submetidos à oxidação anódica, Elias *et al*. (2006) descreveram que as características morfológicas facilitam a adesão, orientação e formação óssea com maior rapidez. Estas características permitem a inserção dos implantes em regiões com baixas densidades e acelera o carregamento dos implantes. Yang *et al*. (2009) observaram um aumento da espessura da camada de óxido com melhor orientação e adesão de células. Pinto *et al*. (2006) relataram que a superfície tratada por oxidação com cálcio e fósforo apresentou poros e rugosidade aumentada e elevações em forma de vulcões. Elias & Mattos (2009) afirmaram que a superfície anodizada revela presença de Ca e P além de Ti e O2 alterando a morfologia e aumento da rugosidade. Observaram também que o processo de osseointegração é acelerado e há um aumento da resistência da interface osso/implante quando comparado com outros tipos de tratamento de superfície (Falco, L. A., 2010)

Huang *et al*. (2014) estudou o efeito das modificações químicas e nanotopográficas nas fases iniciais de osseointegração. Foram investigadas as modificações de superfície de jateamento com óxido de Ti, tratamento com flúor e modificações com nanohidroxiapatita, analisadas por meio do torque de remoção e análises histológicas após quatro semanas. Análises das imagens de MEV indicaram a presença de nanoestruturas sobre os implantes quimicamente modificados, constatando a presença de Ti, O2, C e N em todos os grupos estudados. O torque de remoção foi maior para os implantes com modificações químicas nanotopográficas. Conclui-se que superfícies nanotopograficamente modificadas produziram uma superfície diferenciada com maior aposição óssea, explicando então os resultados maiores para torque de remoção nessa superfície (Silva *et al*, 2016).

O estudo em escala nanometrica tem demonstrado ser bastante relevante no contexto da osseointegracao, influenciando na adesão celular especifica, proliferação e diferenciação. Entretanto, existem poucas pesquisas sobre a importância das nanoestruturas na integração ossoimplante, e os que existem indicam que estes têm um impacto na cicatrização óssea nos momentos inicias. (Costa *et al*, 2015l).

Avaliou-se a rugosidade de superfície de implantes nano estruturados, jateados e implantes SLA (superfície tratada com jatos de areia e ataque acido). A superfície nanoestruturada mostrou valores de aspereza estatisticamente mais altos que as duas outras superfícies, com mais homogeneidade num arranjo de saliências e depressões. Um estudo comparativo analisou implantes SLActive (mais hidrofílico que o SLA) entre 1,2-3,99 µm, e NanoTite (criado pela deposição de CaP cristais de 20-100nm), e não foram encontradas diferenças estatísticas entre as superfícies, concluindo que implantes rugosos e nanoestruturados induziram uma resposta óssea similar apos um período de 2, 4 e 8 semanas de implantação nas mandíbulas de cães. E importante ressaltar que em escala micro, a morfologia da superfície dos implantes tratados e também a interação do osso com os microporos e irregularidades da superfície ainda não foram totalmente investigada (Costa *et al*. 2015).

Assim como no estudo de Rupp *et al*. (2014), um estudo realizado na Suécia por Oates *et al*. (2007) demonstrou que o aumento na velocidade de formação óssea pode influenciar na estabilidade do implante. As superfícies SLA e SLActive foram analisadas por meio de uma frequência de ressonância quanto à osseointegração. Os autores observaram que o tempo de transição de estabilidade primária para a estabilidade secundária foi de duas semanas para superfície SLActive e de quatro semanas para a SLA. Tais resultados demonstram que a velocidade de formação óssea influencia diretamente a estabilidade do implante (Silva *et al*. 2016).

4 CONCLUSÃO

O desenvolvimento de diferentes tipos de tratamento de superfície vem sendo um assunto amplamente discutido pela literatura. Neste contexto, é importante salientar que estes processos visam somente a otimização do processo de osseointegração, o qual ocorre até mesmo em superfícies polidas. Contudo esta ferramenta pode ser de grande relevância, especialmente em casos limítrofes como tecido ósseo de baixa densidade, enxertos prévios, utilização de implantes curtos e pacientes com comprometimentos sistêmicos que podem afetar o metabolismo ósseo pelo fato de diminuírem o tempo de espera da fase de deposição biológica durante o processo de osseointegração.

Os tratamentos envolvem tanto modificações físicas quanto modificações da estrutura química da superfície com tendência à combinação de duas ou mais técnicas, buscando o benefício de ambas em uma só superfície.

Dentre os benefícios trazidos pelas diferentes técnicas pode-se destacar a rugosidade em diferentes escalas, aumento da camada de óxido de titânio, osteocondutividade, entre outros; os quais favorecem a ancoragem, a adesão de céuluas osteogênicas, diminuição da corrosividade, aumento do potencial de adsorção das proteínas, maior deposição óssea nos estágios iniciais, resistência ao cisalhamento, remodelação óssea mais rápida.

Apesar dos resultados apresentados a literatura odontológica não é unânime quanto ao melhor tipo de tratamento de superfície.

5 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALVES, Fabiana Ferreira. Estudo Comparativo da Interação Celular entre Quatro Tipos de Implantes Dentários. Dissertação (Mestrado). Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofaciais. Orientadora: Maria da Graça Naclério-Homem. Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. São Paulo, 2014.

BERNARDES, Sérgio Rocha; CLAUDINO, Marcela; SARTORI, Ivete Aparecida de Mattias. Relevância Clinica do Tratamento de Superfícies de Implantes Dentários. Jornal ILAPEO, v.6, n.2, p.65-74, 2012.

BRANDÃO, M. L. ; et al. Superfícies dos Implantes Osseointegrados X Resposta biológica. Revista Implantnews 2010; 7(1):95-101.

BUTTENDORF, André Ricardo. Tratamento de Superfície de Implantes Dentários. Trabalho de conclusão apresentado ao curso de Especialização em Implantodontia da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito para obtenção do título de Especialista em Implantodontia. Orientador: Prof. Ricardo de Souza Magini. Florianópolis, 2005.

CARVALHO, Bruno Machado de; PELLIZZER, Eduardo Pizza; MORAES, Sandra Lúcia Dantas de; FALCON-ANTENUCCI, Rosse Mary; JUNIOR, Joel Santiago Ferreira. Tratamento de Superfície nos Implantes Dentários. Ver. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-Fac., Camargibe v.9, n.1, p.123-130, jan./mar. 2009.

COSTA, C. A.; SENA, L. A.; PINTO, M.; MULLER, C. A.; CAVALCANTI, J. H. L.; SOARES, G. A. *In Vivo* Characterization of Titanium Implants Coated with Synthetic Hidroxyapatite by Electrophoresis. Braz Dent J. 2005;16(1):75-81.

DE ARAÚJO, Cleudmar Amaral; MENDONÇA, Gustavo; MENDONÇA, Daniela Bacelli Silveira. CRESCIMENTO CELULAR EM SUPERFÍCIES DE TITÂNIO. ENEBI 2015. Uberlandia – MG.

ELIAS, C. N. et al. Caracterização e torque de remoção de implantes dentários com superfície bioativa. Rev, Bras, Odontol., Rio de Janeiro, v.65, n.2, p. 273-279, jul/dez. 2008.

ELIAS, Carlos Nelson et al. Variações da superfície dos implantes osseointegráveis. In: CONGRESSO EM CIENCIA DOS MATERIAIS, 2002, Joinvile, S.C.

FALCO, Luciana Amaral. Tipos de Superfícies dos Implantes Dentarios. Monografia apresentada ao Centro de Pós- Graduação Ciodonto para obtenção do grau de Especialista em Odontologia. Área de Concentração: Implantodontia.Orientadora: Prof. Dra. Flávia Rabello de Mattos. Rio de Janeiro, 2010.

FARESIN, Deisi Rosa. Diferentes Tratamentos de Superfícies de Implantes Dentários de Titânio. Monografia apresentada ao curso de Pós-gradução da Faculdade Meridional/IMED de Passo Fundo – RS como requisito parcial para obrenção do título de Especialista em Implantodontia. Orientador: Prof. Ms. Cristiano Maganin. Passo Fundo, 2012.

FERREIRA, Fábio. Tratamento de Superfície do Implante frente à Osseointegração. Monografia apresentada ao Programa de Especialização em Ortodontia do ICS – FUNORTE/SOEBRAS, NUCLEO CUIABÁ, como parte dos requisitos para obtenção do título de Especialista em Implantodontia. Orientador: Prof. Dr. Dalter Favarete. Cuiabá, 2012.

FRANCISCONE, Giovana Barbosa. “Processo de reparo ósseo diante de três tipos de superfície de titânio. Análise histomorfométrica e por microscopia eletrônica de varredura associada ao EDS. Estudo experiemental.” Dissertaçào apresentada à Faculdade de Odontologia do Câmpus de Araçatuba – Unesp, para a obtenção deo Grau de “Mestre em Odontologia”- Área de Concentração em Implantodontia. Orientador: Prof. Dr. Idelmo Rangel Garcia-Júnior. Araçatuba, São Paulo, 2014.

GROISMAN, M.; VIDIGAL, G.M. Tipos de superfícies dos implantes. In: ALMEIDA, R.V. Implantodontia – A atualização clínica baseada em evidências científicas. Artes Médicas: São Paulo, 2005.

JEMAT A. et al. Surfece Modifications and Their Efects on Titanium Dental Implants. BioMed Research International. Volume 2015, Article ID 791725, 11 páginas.

LE GUEHENNEC, L.; SOUEIDAN, A.; LAYROLLE, P.; AMOURIG, Y. Surface treatments of titanium dental implantes for rapid osseointegration. Dent. Mater. 2007 Jul;23(7):844-54.

MACHADO, Soraia. Tratamento de Superfície em Implantes Osseointegrados: Revisão de Literatura. Trabalho de conclusão de curso, apresentado ao Curso de Implantodontia da Universidade Tuiuti do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do título de Especialista. Orientador: Dr Marcos R. Puppo. Curitiba, 2009.

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

MATA, Ana Carolina Cedro da. Tratamento de Superfície de Implantes Dentais de Titânio. Monografia apresentada ao Programa de Especialização em Implantodontia do ICS – FUNORTE/SOEBRAS, Núcleo Governador Valadares, como parte dos requisitos para obtenção do título de Especialista em Implantodontia. Orientador: Prof. Ms Pedro Bonfim de Souza Júnior. Goverandor Valadares, 2010.

MAZOR, Z.; COHEN, D. K.. Preliminary 3-dimensional surface texture measurement and early loading results with a microtextured implant surface. Int. J. Oral Maxillofac Implants. 2003 Sep-Oct;18(5):729-38.

MEIRELLES, L. Nanoestruturas e a resposta óssea. Uma alternativa segura para a reabilitação com implantes osseointegráveis? Revista ImplantNews, São Paulo, v.7, n.2, p. 169-172, março/abril, 2010.

NETO, Nicodemos Areias. “Tipos de Superfícies dos Implantes Dentários”. Monografia apresentada ao Centro de Pós-Graduação da FUNORTE para obtenção do Grau de Especialista em Odontologia. Area de Concentração: Implantodontia. Orientador: Prof. Marcelo Cavalcante Gonçalves. Contagem, 2013.

NOVAES Jr. A. B. et al. Influence of Implant Surfaces on Osseointegration. Braz Dent J 21(6) 2010.

PORTO, ROSA E. Manutenção dos Implantes a Longo Prazo: Aspectos Biomecânicos. 2012. Monografia apresentada ao Programa de Especialização em Implantodontia do Instituto de Ciências de Saúde – FUNORTE, Núcleo Salvador. Salvador, 2012.

ROSA, M.B.; ALBREKTSON, T.; FRANCISCHONE, C. E.; SCHWARTZ Fo H. O.; WENNERBERG, A. The influence of surface treatment on the implant roughenes pattern. J. Appl.Oral Sci. 2012. Sep-Oct; 20(5): 550-5.

SILVA, Fabrizio Lorenzoni; RODRIGUES, Franciely; PAMATO, Saulo; PEREIRA, Jefferson Ricardo. Tratamento de superfície em implantes dentários: uma revisão de literatura. RFO, Passo Fundo, v.21, n.1, p.136-142, jan/abr. 2016.

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, E. R. Superfície dos implantes: o estágio atual. In: DINATO, J. C.; POLIDO, W. D. Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese. Artes Médicas: São Paulo, 2001.

TOMÉ, Simone Barbieri et al. ESTADO ATUAL DAS SUPERFÍCIES DE IMPLANTES DENTÁRIOS DE TITÂNIO. **REVISTA SAÚDE INTEGRADA**, v. 6, n. 11-12, p. 39-58, 2015.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T. On implant surfaces. A review of current knowledge and opinions. Int Oral Maxilofac Implants. 2010 Jan-Feb; 25(1):63-74.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. Int. J.Oral Maxillofac Implants. 2000 May-Jun; 15(3):331-44.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSON, T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. Clin Oral Implants Res 2009 Sep; 20 Suppl 4:172-84.