

FACULDADE SETE LAGOAS - FACSETE
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

WILLIAM LILLICKER PADILHA DE SOUSA

TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE EM IMPLANTES DENTÁRIOS

São Luís

2019

WILLIAM LILLICKER PADILHA DE SOUSA

TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE EM IMPLANTES DENTÁRIOS

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

Área Concentração: Implantodontia

Orientador: Prof. Dr. Júlio Pereira Filho

São Luís

2019

De Sousa, William Lillicker Padilha.

Tratamento de superfície em implantes dentários / William Lillicker Padilha de Sousa. – São Luís, 2019.

29 f.

Orientador: Júlio Pereira Filho.

Monografia (Especialização em Implantodontia) - Faculdade de Tecnologia de Sete Lagoas, 2019.

1. Tratamento. 2. Osseointegração. 3. Implantes dentários. 4. Superfície de implantes

I. Título. II. Júlio Pereira Filho.

FACULDADE SETE LAGOAS – FACSETE
SINDICATO DOS CIRURGIÕES DENTISTAS DO MARANHÃO

Monografia intitulada “**Tratamento de superfície em implantes dentários**” de autoria do aluno William Lillicker Padilha de Sousa, aprovada pela banca examinadora constituída pelos seguintes professores:

Aprovado em ___/___/___ pela banca constituída dos seguintes professores:

Prof. Dr. Júlio Pereira Filho
Universidade Federal do Maranhão - Orientador

Prof^a. Esp. Sylvia Rejane Carvalho Lobato
Sindicato dos Cirurgiões Dentistas do Maranhão

Prof. Dr. Frederico Silva de Freitas Fernandes
Universidade Federal do Maranhão

São Luís, ____ de agosto de 2019

“O homem que vê o mundo aos 50 anos do mesmo modo que ele via aos 20 anos,
perdeu 30 anos de sua vida”.

Muhammad Ali

AGRADECIMENTOS

Quero agradecer, em primeiro lugar, a Deus, pela força e coragem durante toda esta longa caminhada.

Aos meus pais, irmã e a toda minha família que, com muito carinho e apoio, não mediram esforços para que eu chegasse até esta etapa de minha vida.

A todos os professores do curso, que foram tão importantes no meu crescimento profissional e no desenvolvimento desta monografia.

Aos amigos e colegas, pelo incentivo e pelo apoio constante nessa caminhada.

RESUMO

Na atual conjuntura, a terapia com implantes dentários consiste em uma excelente alternativa de tratamento para substituir dentes perdidos, trata-se de uma proposta cada vez mais aceita pelos pacientes e profissionais de odontologia. Os implantes dentários, desde o seu início, tiveram evoluções no desenho de sua macro e micro topografia com o intuito de favorecer a osseointegração. Para a eficácia desse processo, o implante dentário tem sido produzido mediante alta tecnologia e com materiais que proporcionam maior segurança à saúde do paciente. O principal implante ora disponível e aceito pelos profissionais da área é confeccionado em titânio comercialmente puro, cujas substâncias são biologicamente compatíveis com o osso humano, e têm elevado poder catalizador na integração ao tecido ósseo. A partir do momento em que foi utilizado, o termo osseointegração e o surgimento do titânio, com sua característica mais importante, a biocompatibilidade, estes têm sido utilizados com a finalidade de substituição de elementos dentários. Os implantes dentários estão disponíveis em diferentes formas, tamanhos e materiais com variadas propriedades de superfície, cujas alterações têm sido desenvolvidas visando melhorar a osseointegração e conseqüentemente proporcionando melhor conforto e eficácia aos pacientes que dele utilizam. Neste contexto, esta pesquisa, apresenta os diferentes aspectos da resposta de implantes dentários, destacando as propriedades do titânio e os diferentes métodos de tratamento de superfície.

Palavras - Chave: Tratamento. Osseointegração. Implantes Dentários. Superfície de implantes.

ABSTRACT

At this juncture, dental implant therapy is an excellent treatment alternative to replace missing teeth, a proposal increasingly accepted by patients and dental professionals. Dental implants, since its beginning, have evolved in the design of its macro and micro topography in order to favor osseointegration. For the effectiveness of this process, the dental implant has been produced using high technology and materials that provide greater safety to the patient's health. The main implant now available and accepted by professionals in the field is made from commercially pure titanium, whose substances are biologically compatible with human bone, and have high catalyzing power in integration with bone tissue. From the moment it was used, the term osseointegration and the emergence of titanium, with its most important feature, biocompatibility, have been used for the purpose of replacing dental elements. Dental implants are available in different shapes, sizes and materials with varying surface properties, the changes of which have been developed to improve osseointegration and thus provide better comfort and effectiveness to patients who use it. In this context, this research presents the different aspects of dental implant response, highlighting the properties of titanium and the different surface treatment methods

Keywords: Treatment. Osseointegration. Dental implants. Implant Surface

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	10
2	PROPRIEDADES DO TITÂNIO	12
3	Osseointegração	14
3.1	Breve Histórico	14
3.2	Fatores que afetam a Osseointegração.....	15
3.3	Formação do tecido ósseo.....	15
3.4	Rugosidade e molhabilidade.....	17
4	SUPERFÍCIES DO IMPLANTE DENTAL.....	19
4.1	Superfícies usinadas.....	19
4.2	Superfície Macrotexturizada.....	20
4.2.1	Pulverizador de Plasma de Titânio	20
4.2.2	Revestimento com Hidroxiapatita	21
4.2.3	Modificado Com Laser.....	21
4.3	Superfície Microtexturizada.....	22
4.3.1	Superfícies Tratadas Com Ácido	22
4.3.2	Superfícies Arenadas	22
4.3.3	Jateamento Seguido de ataque Ácido.....	23
4.4	Superfícies Nanotexturizadas (Anodização).....	23
4.5	Superfícies Biomiméticas	24
5	DISCUSSÃO	25
6	CONSIDERAÇÕES FINAIS	27
	REFERÊNCIAS.....	28

1 INTRODUÇÃO

A chegada dos implantes dentários modificou significativamente o tratamento do edentulismo parcial ou total. Implantes são agora uma realidade na odontologia e sua indicação e uso estão cada vez mais frequentes.

A necessidade de projetar um implante que ofereça estabilidade depende do comportamento da interface de tecido osso-implante, que depende de algumas condições, como agente ósseo, desenho do implante, técnica cirúrgica e tipo de superfície do implante.

Cumpramos ressaltar que, os dentes não são apenas ferramentas importantes para o processamento de alimentos; eles também têm considerável influência em vários outros fatores, como; fala, conforto, contorno facial e estética. Pacientes que sofrem perda de dentes devido à idade, lesão ou doença sofrem muitas vezes limitações funcionais, havendo necessidade de acompanhamento psicológico e social, por consequência. Diante disso, estratégias de restauração tem sido objeto de intensa pesquisa no campo odontológico nos últimos anos.

A substituição de dentes perdidos é frequentemente realizada através da inserção de implantes de um único dente ou próteses implantossuportadas. O desenvolvimento dos implantes dentais é uma alternativa segura e previsível para tratamentos reabilitadores em pacientes edêntulos. O sucesso deste tratamento está relacionado com a osseointegração.

O processo biológico da osseointegração é uma das descobertas mais importantes da odontologia clínica do século XX. Branemark definiu a osseointegração como “a posição direta de tecido ósseo ao substrato implantado”. O processo de osseointegração é determinante para a obtenção do sucesso nas reabilitações protéticas de rebordos total ou parcialmente edêntulos, utilizando implantes dentários. O contato direto e estável entre o implante e o osso circundante determina esse sucesso. (SILVA, 2016)

Dentre os diferentes materiais, o titânio é considerado como material de escolha para fabricação de implantes devido a sua biocompatibilidade, relacionada com a formação espontânea de uma camada superficial de óxido na superfície destes dispositivos. A esta camada será depositada um filme glicoproteico, aposição de células ósseas e posterior mineralização de matriz óssea (LE GUÉHENNEC et al., 2007). Este mecanismo pode ser influenciado por diversas propriedades superficiais dos

implantes, entre elas a composição química, energia superficial, a molhabilidade e a topografia superficial. Sabe-se que estas características superficiais dos implantes governam as respostas biológicas (LE GUÉHENNEC, et al., 2007; PALMQUISTA, et al., 2010).

As características das superfícies têm papel fundamental nos estágios iniciais da osseointegração. As modificações superficiais macro, micro e nanométricas, podem alterar as respostas biomoleculares e celulares e as respostas dos tecidos moles e ósseos *in vitro*. Mesmo que a relevância clínica das estruturas nanométricas ainda não sejam amplamente reconhecida, pesquisas já demonstraram a importância das estruturas nanométricas presentes na superfície do implante.

A tecnologia aplicada aos implantes está progredindo continuamente para alcançar um maior nível de interação entre a superfície do implante e a superfície óssea. Nesse contexto, considerando a relevância do tema abordado, o presente trabalho tem como objetivo geral, discorrer sobre tratamentos de superfície em implantes dentários que foram implementadas ao longo dos anos, a fim de obter uma osseointegração melhor e reduzir ou eliminar o tempo pós-operatório para aplicação de forças e o novo conceito de "bioatividade" do implante dentário.

2 PROPRIEDADES DO TITÂNIO

Estudos atuais buscam materiais apropriados para a substituição de dentes perdidos, restabelecendo a estética, fonética e função, da melhor forma possível. Alguns materiais são citados, ao longo da história da humanidade, como tentativas de exercer a função dos elementos dentários, dentre os quais se destacam a madeira, dentes de outros animais, marfim e pinos dos mais diversos metais. No entanto, o desenvolvimento da implantodontia na tentativa de solucionar os problemas existentes de rejeição do tipo corpo estranho, perda do tecido ósseo e infecções, passou a utilizar novos sistemas de implantes fabricados de titânio (GEHRKE, 2006).

O titânio é um elemento químico de número atômico 22 localizado no grupo 4 da tabela periódica dos elementos, cujo peso molecular é de 47,88 e símbolo químico é Ti. É um metal de transição abundante na crosta terrestre; é encontrado, sob a forma de óxido, na escória de certos minérios de ferro e nas cinzas de animais e plantas. O metal é cinza escuro, muito duro, resistente à corrosão e propriedades físicas semelhante aos de aço (SUL, et al., 2002).

O titânio é um elemento metálico que apresenta estrutura hexagonal compacta; é duro, refratário e bom condutor de eletricidade e calor. Tem boas propriedades mecânicas e também tem a vantagem, em comparação com outras propriedades mecânicas de metais semelhantes, que é relativamente leve.

Quando um material metálico é implantado num corpo humano, imediatamente ocorrem vários eventos em cascata entre a superfície e os tecidos biológicos.

Os implantes dentais de titânio representam uma alternativa segura na reabilitação oral de pacientes edêntulos, estando seu uso amplamente consolidado na prática clínica e fundamentado em uma vasta literatura científica. Mecanicamente, sua dureza permite suportar altas cargas oclusais produzidas durante a mastigação, e seu módulo elástico é muito semelhante ao do osso. Os implantes podem ser fabricados em titânio puro (grau 1 a 4) ou com titânio em alumínio e / ou liga de vanádio. Este material permite a osseointegração do implante, desde que sua superfície não seja lisa. Os quatro graus dependem do teor de impurezas (oxigênio, nitrogênio, carbono, hidrogênio e ferro) que controlam suas propriedades mecânicas (AMARANTES et al., 2001).

Os estudos mais recentes sobre a osseointegração têm sido direcionados no sentido de se obter altas taxas de sucesso clínico, sobretudo em sítios ósseos de menor densidade, e em abreviar o tempo necessário para submeter os implantes a cargas funcionais (GUÉHENNEC, 2007). Nesse contexto, a superfície do titânio desempenha um papel fundamental.

A biocompatibilidade do implante de titânio garante a compatibilidade biológica, evitando assim que haja uma reação de corpo estranho, o que levaria à falha do mesmo (PARK, 2000). Não obstante, o conceito de biocompatibilidade está, também, relacionado à capacidade de um material desempenhar uma função específica, podendo esta função variar de acordo com o local implantado (ELIAS, 2011).

A formação da camada de óxido na superfície do implante quando exposta ao ar ou a uma atmosfera oxidante confere ao titânio uma barreira protetora a qual proporciona excelente resistência à corrosão (TEXTOR, 2001). No entanto, esta camada de óxido de titânio que se forma espontaneamente não apresenta qualidades adequadas para garantir a biocompatibilidade do titânio. Ainda em relação à camada de óxido de titânio, é necessário alterar as propriedades químicas e físicas da superfície do implante para modificar a energia superficial e obter mecanismos adequados nas etapas dos processos celulares, como a adesão e sinalização celular (FENG et al., 2004).

A matéria prima utilizada na fabricação dos implantes deve ter excelente resistência à corrosão, uma vez que esta degradação pode levar à liberação de íons que comprometem o desempenho do implante e os produtos oriundos desse evento modificam os tecidos na região circunvizinha, resultando em efeitos indesejáveis para o organismo humano, o qual é conhecido como metalose (PARK, 2000). A literatura aponta, também, outro fator que influencia na resposta tecidual óssea que é a alteração da estrutura cristalina da superfície dos implantes. A presença das fases rutilo e anatásio influenciam positivamente na resposta celular quando comparado a presença apenas de anatásio ou fase amorfa (SUL et al., 2002).

3 OSSEOINTEGRAÇÃO

3.1 Breve Histórico

Em 1965, a equipe do professor Peringvar Branemark realizou um trabalho no qual procuraram investigar a anatomia e fisiopatologia das lesões do tecido ósseo e sua microcirculação em uma série de tíbias de coelhos (SUL et al., 2005). Para avaliar alterações teciduais sob condições experimentais controladas, especificamente através de microscopia de observação, câmeras foram colocadas dentro do osso cujas carcaças eram feitas de titânio.

A equipe descobriu que uma conexão firme poderia ser feita entre o osso e as carcaças de titânio, desde que o trauma causado durante a cirurgia tenha sido mínimo. De fato, depois de cicatrização e remodelação tecidual foi impossível remover as carcaças sem danificar o osso envolvente, uma vez que a estrutura de titânio tinha sido totalmente incorporada no osso, e tecido ósseo mineralizado foi totalmente congruente com as irregularidades da superfície do titânio (SUL et al., 2005).

Este foi um resultado surpreendente, já que antes desses achados acreditava-se que era impossível que os metais se integrassem diretamente no osso. Como consequência de tudo isso e depois de uma série de trabalhos que se estenderam por mais de uma década, o Professor Branemark desenvolveu um novo conceito, chamado osseointegração, que previu o sucesso funcional a longo prazo dos implantes dentários de titânio através do íntimo contato entre o osso e a superfície do implante.

A osseointegração efetiva é dependente de características como forma do implante (macroscópica e microscópica), qualidade do titânio, superfície e sua interação químico-biológica com o tecido ósseo. Essa análise guiará escolhas clínicas adequadas, propiciando melhor qualidade e rapidez à osseointegração. (SILVA et al., 2016)

A atividade funcional das células em contato com um implante é determinada pelas propriedades da superfície (SUL et al., 2005). A topografia da superfície promove orientação para específicos tipos de células, agindo diretamente sobre a formação e função celular. Já o design geométrico e a composição química da superfície do implante afetam diretamente a estabilidade e influenciam a resposta tecidual (LEE et al., 2004). Vale lembrar que as alterações na superfície dos implantes podem minimizar a deficiência de contato quando em áreas de baixa qualidade óssea.

Na busca de melhorar e/ou aumentar o contato osso/implante foram desenvolvidos os primeiros tratamentos de superfície. Estudos experimentais comparando

superfícies lisas e rugosas demonstram uma melhor resposta biológica para as últimas. Com a evolução da implantodontia, alterações nas superfícies dos implantes começaram a ser realizadas com intuito de aperfeiçoar a osseointegração (SILVA, 2016).

Esses novos processos podem ser divididos em métodos de adição, quando acrescentam algum material na superfície do implante por meio de revestimento plasma spray, ou de subtração, quando se remove parte dessa camada superficial por processos físicos e/ou químicos, tais como abrasão por jateamento ou condicionamento ácido (GROISMAN; VIDIGAL, 2005; SILVA, 2016).

3.2 Fatores que afetam a Osseointegração

Existem seis fatores essenciais, amplamente aceitos, para alcançar uma boa osseointegração. Eles foram propostos por Albrektsson et al., em 1981 e constituem a base da boa prática clínica em implantologia dentária: o material do implante; a qualidade da superfície do implante; o desenho macroscópico e dimensional do implante; o estado do osso receptor; a técnica cirúrgica; as condições de carga do implante. (FENG, 2002).

Os últimos três fatores, estado do osso receptor, técnica cirúrgica e condições de carga do implante, são fatores de controle clínico. Enquanto o *design*, material e qualidade da superfície do implante dentário são fatores em que a engenharia tem uma influência significativa. No entanto, na pesquisa e desenvolvimento de implantes dentários, o conhecimento multidisciplinar de todos os profissionais envolvidos é fundamental.

3.3 Formação do tecido ósseo

O sistema de formação de coágulos é uma reação natural do organismo para reduzir o processo de sangramento. Simultaneamente, há uma reação inflamatória para reparação do tecido que sofreu a injúria. Estes eventos são importantes para entender a osseointegração, uma vez que, imediatamente após a instalação, os implantes de titânio interagem com os fluidos biológicos e com tecidos, dando início à osseointegração. É nesta fase que as propriedades físicas, rugosidade, molhabilidade e composição química da superfície do implante têm importância primordial (FENG, 2002).

A osseointegração está associada às respostas celulares que contribuem para a formação de osso em superfícies aloplásticas. As reações iniciais entre os tecidos e a superfície dos implantes governam as reações futuras e determinam a atividade biológica da superfície e a resposta celular. A resposta celular depende das propriedades da superfície, que influenciam na natureza da composição subsequente do filme de proteínas que é adsorvido na superfície do implante (ELIAS et al., 2008).

Os materiais bioinertes não são rejeitados pelo organismo; as células induzem a formação de uma cápsula de tecido fibroso ao redor do biomaterial. Para os materiais bioativos, em especial o titânio comercialmente puro (Ti cp), as células induzem uma resposta biológica específica na superfície do biomaterial para identificar o tamanho da rugosidade.

Com base na identificação da rugosidade, as células iniciam diferentes reações e com diferentes velocidades. Nas superfícies de titânio lisas (rugosidades inferiores a 0,5 μ m) há ligação de fibroblastos. Nas superfícies com rugosidade entre 0,5 e 1,5 μ m há a adesão de osteoblastos. Ou seja, não basta que a célula identifique a presença do Ti cp para ocorrer a osseointegração; as reações que são desencadeadas na superfície dependem da rugosidade superficial. Cada superfície provoca uma reação específica com várias fases que ocorrem simultaneamente (ELIAS et al., 2008).

Procura-se ter controle das características da superfície dos implantes para garantir adequada adsorção de proteínas, adesão, espalhamento, crescimento e ativação celular.

Portanto, o emprego do titânio na fabricação dos implantes dentários não é suficiente para garantir a osseointegração; a rugosidade deve ter valores capazes de atrair células específicas que levam à deposição óssea e mineralização. É importante que ocorra uma resposta específica dos tecidos. Na região em contato com tecidos duros, a superfície do implante deve ter rugosidade para favorecer a atração e adesão de osteoblastos. Na região de contato com tecidos moles, a superfície deve ser lisa para permitir a aderência de fibroblastos (ELIAS et al., 2008).

Independente do nível da rugosidade, as células não se ligam diretamente à superfície do material bioativo. A ligação ocorre por meio de glicoproteínas da matriz extracelular (MEC). Para esta ligação ocorrer, há necessidade da presença de receptores, entre eles as integrinas. Como destacado nos trabalhos *in vitro*, a adesão das células é observada pelo seu espalhamento e reorganização das

proteínas do citoesqueleto. Nos pontos de contato das células com o biomaterial ocorrem trocas de informações com a MEC; esta troca de sinais resulta em ativação gênica, espalhamento e remodelamento das células. A cada gene ativado resulta em nova função no processo de adesão. Quando o biomaterial está revestido por glicoproteínas ou por fragmentos reconhecíveis pela célula e, havendo a adsorção, há início de uma cascata de reações de sinalização intracelular, a qual induz o espalhamento da célula, a secreção de enzimas, mitose e outras funções. O entendimento destes mecanismos é importante para a análise da osseointegração, uma vez que os osteoblastos são células que dependem de ancoragem e da presença de rugosidade (FENG,2002).

A superfície dos implantes de titânio sem tratamento de superfície não são capazes de adsorver íons cálcio e fosfato (ELLINGSEN, 2000). A capacidade da adsorção de íons pelo titânio e da indução e crescimento de cristais de apatita na sua superfície estão ligados à presença de inúmeros grupos hidroxílicos (Ti-OH) formados pela reação química do óxido superficial com a água e/ou os líquidos biológicos. A reação de formação dos grupos hidroxílicos na superfície do titânio e sua posterior dissolução em presença de um meio aquoso, segundo um ponto de vista termodinâmico.

A concentração de sítios (Ti-OH) formados na superfície dos implantes de titânio pode ser aumentada através de tratamentos físico-químicos adequados (FENG, 2002).

3.4 Rugosidade e molhabilidade

As influências da morfologia, rugosidade e molhabilidade no processo de osseointegração são parâmetros de constantes estudos. A modificação da superfície é uma alternativa importante para obter um caráter biofuncional dos metais para uso biomédico, incluindo a área da odontologia (HANAWA, 2010).

Elias et al. (2008) analisaram as propriedades que o Ti CP deve apresentar para o uso na implantodontia odontológica, destacando a importância da rugosidade e da molhabilidade na osseointegração. As morfologias e rugosidades de superfície dos implantes são avaliadas através do Sa, que corresponde a média 3D da rugosidade superficial.

As superfícies moderadamente rugosas (Sa 1-2 μ m) apresentam algumas vantagens clínicas sobre superfícies mais lisas ou mais rugosas. Entre os processos de tratamentos para promover a rugosidade adequada das superfícies de implantes destacam-se: ataque ácido, jateamento e anodização. Os mais utilizados são o duplo condicionamento ácido (ELIAS et al., 2012), o jateamento seguido de ataque ácido (KIM et al., 2015); a anodização (SALOU et al., 2015) e os implantes conhecidos como bioativos (aqueles que recebem algum tipo de modificação na superfície como, por exemplo, deposição de elementos químicos com o intuito de aumentar sua interação biológica) (ANIL et al, 2011).

A superfície implantar condicionada com ataque ácido apresenta morfologia superficial que varia de acordo com as condições de tratamento como: tipo de ácido, composições das soluções ácidas usadas nas misturas, tempo e temperatura do tratamento. Através do tratamento ácido é possível controlar a rugosidade, número, tamanho e distribuição dos poros em escalas micrométricas e nanométricas (ELIAS, 2011).

Após os tratamentos com ácidos, a rugosidade superficial do implante apresenta uma característica mais homogênea. Além disso, há um aumento da área superficial promovendo uma melhor adesão celular. Um dos tratamentos sugeridos indica a imersão dos implantes durante 72 horas em banhos de soluções contendo HCl/H₂SO₄, HF/HNO₃ e HNO₃ (LIMA et al., 2003).

O aumento da área de superfície aumenta a energia de superfície dos implantes de titânio, o qual está diretamente relacionado ao grau de molhabilidade superficial. A molhabilidade é considerada pela literatura como o fator de grande influência no BIC (*Bone Implant Contact*). A quantidade e qualidade de osso peri-implantar em contato com a superfície do implante é avaliada pelo BIC. Uma das maneiras de quantificar a energia de uma superfície é através do ângulo de contato do líquido com a superfície (LIMA et al., 2003). Por meio de um modelo matemático, conhecido como método de *Young*, é possível obter a energia da superfície.

O resultado obtido é representado pela EQ. $\gamma_{SL} = \gamma_{SV} - \gamma_{LV} \cos\theta$. Nesta equação o termo γ_{SL} indica a energia da interface sólido-líquido, γ_{SV} representa a energia entre sólido e vapor e γ_{LV} representa a energia da interface líquido-vapor (LIMA et al., 2003).

Os tratamentos superficiais promovem um aumento da rugosidade da superfície dos implantes levando a um aumento da energia superficial. Quando ocorre

aumento da energia superficial dos implantes há redução do ângulo de contato que é representativo de uma melhor interação com o leito receptor ósseo, principalmente à nível celular (ANIL et al, 2011). Outro aspecto a ser considerado em relação ao efeito microestrutural da superfície na adesão celular é o tipo de célula estimulada.

Elias et al., (2012) relataram a característica de rugofilia apresentada pelas células ósseas. A literatura relata que superfícies rugosas são preferidas por células como osteoblastos, macrófagos, células epiteliais; leucócitos são mais atraídas por superfícies lisas.

4 SUPERFÍCIES DO IMPLANTE DENTAL

Conforme Carvalho et al., (2009), as superfícies dos implantes de titânio podem ser classificadas nos seguintes grupos: usinadas, macrotextrizadas, microtetrizadas, nanotextrizadas ou biométricas.

4.1 Superfícies usinadas

Os primeiros implantes dentários foram desenvolvidos sem nenhum tipo de tratamento na sua superfície, eram realizados por um processo de usinagem, o qual resultava em implantes com superfície lisa. Durante muito tempo, esse implante foi concebido como padrão ouro (SILVA, 2016).

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

Um exemplo deste tipo é o sistema Brånemark, em uma superfície completamente "lisa" pode ser observada, mas em uma visão topográfica a presença de microsulcos é observada. Estes micro-sulcos são de tamanho regular, devidos ao corte da peça de metal.

Esses sulcos superficiais têm grande importância no fenômeno de adesão celular e produção de matriz proteica do processo de osseointegração.(FAVERANI,

2011). Atualmente este tipo não é mais utilizado; todos os implantes possuem algum tipo de tratamento de superfície.

Apesar das superfícies usinadas não serem mais utilizadas, em um estudo realizado em 2009 por Kim et al. onde eles compararam a estabilidade do titânio em implantes com diferentes superfícies topográficas em cães, concluíram que no estudo histológico não houve diferença na formação óssea após 8 semanas nas 8 superfícies; além disso houve uma queda na estabilidade do implante em diferentes momentos nos diferentes implantes, e que da mesma forma a elevação dessa estabilidade também aumenta em tempos diferentes, de 3 e 7 semanas, respectivamente.

Então podemos concluir que apesar de não receber tratamento na sua superfície os implantes usinados dão bons resultados e são usados para experiências comparativas como um padrão ouro.

4.2 Superfície Macrotextrizada

4.2.1 Pulverizador de Plasma de Titânio

O plasma spray é o tipo de tratamento mais comum, feito com a chama ionizada de um gás aquecido entre 10.000°C e 30.000°C, e as partículas são lançadas em grandes velocidades contra o corpo do implante. Após o contato, essas partículas esfriam e se solidificam. O spray de plasma é utilizado para aplicar e incorporar o Ti (titânio) e a HA (hidroxiapatita) na superfície do implante (SILVA, 2016)

Depois de adquirir velocidade, as partículas intensamente aquecidas colidem contra a superfície do implante e se solidifica instantaneamente, causando deformação.

Le Guéhennec e seus colaboradores em 2007 utilizaram este método que consiste na injeção de titânio em pó em uma pistola de plasma em alta temperatura. As partículas de titânio são projetadas e fundidas sobre a superfície formando um filme de aproximadamente 50 micrometros de espessura. O revestimento resultante tem uma média de 7 micrômetros de rugosidade, o que aumenta a superfície do implante. Em seu trabalho, foi demonstrado que esta topografia tridimensional aumentou a resistência à ruptura na interface osso/implante.

4.2.2 Revestimento com Hidroxiapatita

Para Sykaras et al (2000), o revestimento com hidroxiapatita (HA) consiste em que a superfície do implante tem uma camada de HA. A Hidroxiapatita em contato com fluidos orgânicos forma uma camada de fosfato de cálcio, que tem propriedades osteocondutoras para a formação óssea e tem propriedades químicas e cristalográficas semelhante a apatita do osso. Este fosfato de cálcio permite criar uma rede nos espaços que permanecem entre o osso e o implante.

Também tem uma rugosidade e aumento similar da área de superfície funcional para o spray de plasma de titânio. Ligação do osso com o revestimento HA e a força da interface HA-Osso é maior que a do titânio com o osso e ainda mais alto que o do spray de plasma de titânio.

A desvantagem de ambos são os seguintes:

1. - Aparecimento de aparas, fraturas ou arranhões durante a inserção;
2. - Maior retenção da placa quando está no osso;
3. - Mais nichos de bactérias e bactérias para a infecção;
4. - Complicação do tratamento de implantes com falha.

Nem o Spray de Plasma de Titânio nem o revestimento HA são usados hoje visto que nenhum funcionou ou serviu bem. Isso é porque existe a possibilidade de que quando o implante é submetido a cargas funcionais este libere as partículas (no caso do Spray com Plasma de Titânio ou este com revestimento HA), que facilitará por um lado a corrosão deste implante, que por causa das propriedades que o titânio tem são mínimas e mais importantes ainda, a colonização por microrganismos nesta área, que é um grande problema (SYKARAS et al., 2000).

4.2.3 Modificado Com Laser

O tratamento de superfície à laser é um método que produz, com um alto grau de pureza, rugosidade suficiente para uma boa osseointegração. Este tipo de modificação de superfície apresenta a vantagem de ser um procedimento rápido, exato e livre de impurezas, porém, ainda existe a necessidade de seu processamento com outra modalidade de tratamento de superfície, para apresentar características ideais de osseointegração (LEE et al., 2011).

Esta técnica de subtração utiliza um feixe de luz, sendo que as rugosidades podem ter tamanhos e formas variadas, dependendo da intensidade do pulso da fonte

emissora. A alteração de superfície por meio do uso de laser tem a vantagem de não envolver diferentes elementos químicos, não contaminando a camada de óxidos. Outra vantagem que esse tipo de modificação apresenta é o controle sobre a angulação das rugosidades produzidas, que cria microretenções regularmente orientadas na superfície do implante (SYKARAS, 2000).

4.3 Superfície Microtexturizada

4.3.1 Superfícies Tratadas Com Ácido

Este tratamento foi proposto para modificar a superfície do implante sem deixar os resíduos que podem ser encontrados após o procedimento de impacto por jato de areia, para evitar o tratamento não uniforme da superfície e para controlar a perda de substância metálica do corpo do implante.

O ataque ácido pode ser conseguido utilizando uma mistura de ácido clorídrico e ácido sulfúrico (HCl / H₂SO₄) ou uma solução de ácido fluorídrico a 20% e ácido nítrico a 10% (HF / HNO₃). Tamanhos de partículas, concentrações e tipos de ácidos dependem do fabricante.

Uma das marcas de implantes utilizados em nosso país é a empresa Brasileira Conexão, que afirma que o tempo de aplicação do ácido e sua temperatura, juntamente com a concentração, determinarão a profundidade da rugosidade criada e que são muito importantes no processo da adesividade celular (LAZZARA, et al., 1998).

4.3.2 Superfícies Arenadas

O tratamento do núcleo metálico com jateamento de partículas cria superfícies modificadas. Depende do número e da velocidade das rotações às quais o implante é submetido. Este procedimento foi realizado com o objetivo de aumentar a irregularidade da superfície do implante.

Óxidos específicos são usados, como Óxido de Alumínio ou Óxido de Titânio, que projeta na superfície causando cavitações ou sulcos irregulares mais profundo do que com outras técnicas de subtração, chamadas macroretenções. Em alguns estudos mostraram que o uso desta técnica permite a adesão, proliferação e diferenciação de osteoblastos.

O processo de jateamento é realizado com partículas de óxido médio ou grosso, Alumínio (Al_2O_3), fosfato tricálcico (GROISMAN; VIDIGAL, 2005).

4.3.3 Jateamento Seguido de ataque Ácido

As superfícies SLA(*sand blasted large grit and acid etched surface*) são tratadas com jatos de areia de granulação grossa (250-500 μm), produzindo macrorrugosidades no implante, seguidos por ataque ácido (HCl/H₂SO₄), que é responsável pela microrrugosidade desse.

Os implantes que são tratados com jateamento de areia seguido de ataque ácido, sendo processados sob atmosfera de nitrogênio e armazenados em NaCl (cloreto de sódio) isotônico, são denominados SLActive. Esses implantes têm uma estabilidade secundária mais ativa que os demais implantes, sendo que essa ocorre em duas semanas após a instalação do implante no osso.

Nessa nova técnica, a superfície é hidroxilada, e essa mudança química melhora as estruturas superficiais, que são ideais para a adsorção de proteínas e para promover a intenção imediata do implante no tecido ósseo. A superfície SLActive foi desenvolvida para otimizar a estabilidade do implante em menor tempo e diminuir os riscos do tratamento nas fases iniciais.(SILVA, 2016).

4.4 Superfícies Nanotexturizadas (Anodização)

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) (SUL et al., 2005). A anodização eletroquímica em uma superfície de implante SLA, forma uma superfície de alto grau de molhamento e uma camada de TiO₂ na superfície (SLAffinity) A resposta biológica in vitro foi favorável a atração de osteoblastos, sugerindo, um potencial para uma melhor osseointegração. Entretanto, essa superfície foi pouco estudada (SUL et al., 2005)

4.5 Superfícies Biomiméticas

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, cuja ação aumenta o potencial de servirem como um sistema de liberação lento de agentes osteogênicos para o sítio de implantação.

Outra vantagem do processo de cobertura biométrica 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).

5 DISCUSSÃO

De acordo com Nagem Filho et al. (2007), atualmente os implantes osseointegráveis apresentam uma boa opção reabilitadora tanto do ponto de vista funcional quanto estético do paciente, contudo a anatomia local adversa e o tempo para osseointegração são fatores que devem ser considerados para tal indicação. Frente a isso o tratamento da superfície do implante tem por finalidade melhorar a fixação do implante acelerando o processo de neoformação óssea .

Para Awad (2007), as qualidades biológicas dos implantes dependem das propriedades químicas, físicas, mecânicas e topográficas da suas superfícies. Essas diferentes propriedades interagem entre si, influenciando as atividades osteoblásticas ao redor dos implantes. Ainda de acordo com o autor, a busca constante por condições que favoreçam a neoformação óssea ao redor dos implantes tem estimulado cada vez mais as indústrias a desenvolverem diferentes tipos de tratamentos de superfície para os implantes de titânio. O tipo de tratamento de superfície influencia a adesão, diferenciação e morfologia celular na interface do implante.

Já para Castilho et al (2006), o sucesso clínico é conseguido não só por causa do material do implante, mas também por causa de outras propriedades como desenho, tratamento e qualidade da superfície, além de outras implicações como técnica cirúrgica, qualidade óssea e de suporte de carga. Ainda segundo eles, a composição química da superfície dos implantes pode variar consideravelmente devido a fabricação e acabamento, como usinagem , tratamento térmico, decapagem e até mesmo procedimentos de esterilização. Baseado nestas considerações, um controle cuidadoso da composição da superfície de implantes torna-se um procedimento extremamente relevante para a produção de alta qualidade destes dispositivos.

Para Alves et al (2011), o aumento da rugosidade da superfície dos implantes aumenta a molhabilidade da superfície, afetando diretamente a adsorção das proteínas depositadas, além de facilitar não só a estabilidade inicial do coágulo como também a aderência, locomoção e espraiamento das células rugofílicas (osteoblastos, macrófagos, células epiteliais e leucócitos), melhorando a interação biomecânica do implante com o tecido ósseo.

Para Elias et al.(2004) quanto menor a direcionalidade da rugosidade na superfície do implante, melhor a cinética do processo de neoformação óssea.No estudo de Pinto et al. (2006) , destacaram que a superfície usinada de um implante de titânio

embora seja macroscopicamente lisa, a nível microscópico apresentam sulcos e estrias que dificultam o espalhamento aleatório das células aderidas à superfície.

O trabalho de Paredes et al. (2006) evidencia que o jateamento abrasivo com SPT mostrou-se adequado para obter superfícies com morfologia e rugosidade eficazes no processo de osseointegração. O estudo de Le Guénnec et al. (2007) descreveu que a superfície dos implantes que utilizaram o método SPT aceleraram o processo de osseointegração resultando em alteração com média de 7 micrometros de rugosidade.

Em relação as superfícies tratadas com SPH, Carvalho et al. em 2009 relataram que falhas como o descolamento da hidroxiapatita bem como exposição das roscas do implante no meio bucal e conseqüente infecção (periimplantite) foram responsáveis pelo declínio do uso desse tipo de tratamento de superfície de implantes dentários.

No trabalho de Kim et al. (2008), foi avaliado a superfície do implante tratada com jateamento e ataque ácido. Houve resultados benéficos sobre biocompatibilidades e propriedades osteoindutoras devido ao aumento do número de células aderidas na superfície do implante.

Em relação ao tratamento por anodização, Pinto et al. (2006) relatou que a superfície tratada por oxidação com cálcio e fósforo apresentou aumento nos poros e rugosidades assim como nas elevações. O trabalho de Elias et al. (2009) demonstra que o processo de ósseointegração é acelerado e há um aumento da resistência da interface osso/implante quando comparado aos outros tipos de tratamento de superfície.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Com base no exposto, constatou-se que, as superfícies bioativadas são superiores às superfícies ásperas e usinadas porque promovem uma ligação química entre o implante e o osso circundante obtendo uma estabilidade secundária mais precoce e causando redução da queda crítica da curva; esse processo diminui o risco de falhas nos implantes dentais.

Superfícies híbridas e aquelas que recebem tratamento de oxidação anódica também promovem um bom resultado, e em um tempo maior. Além de ser atualmente uma das superfícies mais utilizadas devido ao seu fácil acesso e cientificamente mais estudada, com resultados satisfatórios.

Superfícies com tratamentos de subtração, embora não sejam mais usadas, têm sido a base para a criação de uma nova geração de tratamentos de superfície. As superfícies que recebem tratamentos de adição, não são mais usadas, devido ao descolamento da camada que a cobre. Foram os pioneiros a demonstrar que uma superfície modificada gera um melhor contato da interface de tecido implante ósseo.

Embora as superfícies usinadas não sejam utilizadas, deve-se levar em conta que elas são a base para os implantes dentários e o padrão ouro para o surgimento de novos tratamentos.

O uso de fosfato de cálcio como agente de ativação da superfície de um implante baseia-se na capacidade de formação de apatita que favorece a adesão de células osteoprogenitoras que produzem a matriz extracelular do tecido osso.

O aumento da rugosidade superficial melhora a biomecânica do implante com o osso e a qualidade de interação do osso formado com a superfície do implante. A nova geração de tecnologia para superfícies de implantes, portanto, promove a osseointegração rápida, a integração de tecidos moles, redução da perda de estabilidade no processo de cicatrização inicial, redução da perda óssea e controle do crescimento celular. Todas estas considerações indicam uma tendência crescente, por parte dos fabricantes, para a substituição dentária com materiais aloplásticos e para o uso de engenharia.

Em suma, após a análise da bibliografia analisada, acredita-se que os profissionais dentistas devem conhecer em profundidade a variedade de topografias de implantes existente, para poder atuar com base científica e, assim, alcançar o tratamento previsível.

REFERENCIAS

ALVES, M.C.R.; DEKON, S.F.C.; GRANDINI, C.R.; BERTOZ, A.P.M. Tratamento de superfícies de implantes dentários. **Revista Odontológica de Araçatuba**, v.32, n.2, p. 38-43, Julho/Dezembro, 2011.

AWAD J.; FIGUEREDO, L. Avaliação longitudinal da utilização do metronidazol associado à amoxicilina no tratamento das perimplantites. [Tese] Centro de pós-graduação, pesquisa e extensão, Guaralhos 2007.

CARVALHO, BM, Pellizzer, EP, Moraes, SLD, Falcón-Antenicci, RM,Junior, JSF. **Tratamentos de superfície nos implantes dentários** – Surface treatments in dental implants. *Cir Traumatol Bucomaxilofac.* 2009;9(1):123-30.

CASTILLO, 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.

ELIAS CN, Lima JHC, Barboza EP. Diferentes superfícies dos implantes dentários. 3. Congresso LatinoAmericano de ÓrgãosArtificiais e Biomateriais. Campinas-SP; 2004.

ELIAS, C.N.; MATTOS, F.R. Tratamentos das superfícies dos implantes para melhorar a qualidade e a osseointegração. In: **Osseointegração 20 anos da experiência brasileira**, 2009, São Paulo. Visão Comtemporânea da implantodontia. São Paulo: Quintessence, 2009. P.1-19.

ELIAS *et al.* Importância da qualidade da superfície dos implantes osseointegráveis na biofixação **Rev Bras Implant.** v.6, p. 3-5, 2011.

ELLINGSEN, J. E. **On the properties of surface-modified titanium.** In Bone Engineering. Primeira edição. Toronto – Canada: J. E. Davies University of Toronto Press: p. 183-189, 2000.

FAVERANI, L.P et al. Implantes osseointegrados: evolução sucesso. **Salusvita**, Bauru, v. 30, n. 1, p. 47-58, 2011

FENG, B., CHEN, J. Y., QI, S. K., HE, L., et al. Characterization of surface oxide films on titanium and bioactivity. **Journal of Materials Science: Material in Medicine**, v.13, p.457-464, 2002.

GEHRKE, S.A. **Bases clínicas e cirúrgicas em Implantodontia.** Santa Maria: Editora Bioface, 2006.

GROISMAN, M.; VIDIGAL, G.M. Tipos de superfícies dos implantes. In: ALMEIDA, R.V. 11111) **Implantodontia**— A atuação clínica baseada em evidências científicas. Artes Médicas: Sao Paulo, 2005.

GUÉHENNEC L.L. *et al.*, Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration, **Dental Materials**, v.23, p.844-854, 2007.

HANAWA T. Biofunctionalization of titanium for dental implant. **Japanese Dental Science Review**, v.46, n.2, p.93-101, 2010.

KIM, H. et al. The biocompatibility of SLA- treated titanium implants, *Biomedical Materials*, 2008, v.3, n., p. 1-6.

LAZZARA, R. et al. **A prospective multicenter study evaluating loading of osseointegrated implants two months after placement: one-year results.** *Esthet Dent*, v.10, p. 280-289, 1998.

LEE, Ji-Hun et al. Effect of erbium-doped: yttrium, aluminium and garnet laser irradiation on the surface microstructure and roughness of sand-blasted, large grit, acid-etched implants. **Journal of periodontal & implant science**, v. 41, n. 3, p. 135-142, 2011.

NAGEM FILHO, H.; FRANCISCONI, P. A. S.; CAMPI JUNIOR ; FARES, N. H. Influência da textura superficial dos implantes / Texture of the titanium implant surfaces. **Rev. odonto ciênc.** v. 22, p. 55, p. 82-86, 2007.

PARK JY. Red blood cell and platelet interactions with titanium implant surfaces. **Clin Oral Impl Res.** v. 11: p. 530–539, 2000.

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 aspersão térmica. In: **17 Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciências dos Materiais.** Foz do Iguaçu, 2006.

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

SILVA, F.L.; et al. Tratamento de superfícies em implantes dentários: uma revisão de literatura. **RFO**, Passo Fundo, v. 21, n. 1, p. 136-142, jan./abr. 2016

SYKARAS, N. et al. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.15, p.675-690, 2000.

TEXTOR, M., SITTING, G., FRAUCHIGER, V., TOSATTI, S., et al. Properties and biological significance of natural oxide films on titanium and its alloys. **In titanium in Medicine**. Springer Edited. Berlin-Heidelberg: p. 172-224, 2001.