



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

RICARDO PEZZINI FILHO

SUPERFÍCIES DE IMPLANTES: REVISÃO DE LITERATURA

Florianópolis
2017



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

SUPERFÍCIES DE IMPLANTES: REVISÃO DE LITERATURA

Trabalho de Conclusão de Curso de
Odontologia UFSC 2013/1, do Centro de
Ciências da Saúde da Universidade
Federal de Santa Catarina

Aluno: Ricardo Pezzini Filho

Orientador: Prof^o. Dr. Ricardo de Souza
Magini

Ricardo Pezzini Filho

SUPERFÍCIES DE IMPLANTES: REVISÃO DE LITERATURA

Florianópolis, Outubro 2017

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini
Orientador
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Dr. César Augusto Magalhães Benfatti
Universidade Federal de Santa Catarina

Cirurgiã-Dentista Letícia Bins Ely
Universidade Federal de Santa Catarina

Dedico este trabalho à minha família e a meus amigos. Obrigado por sempre estarem ao meu lado.

Agradecimentos

Gostaria de agradecer a minha família por sempre ter me apoiado durante meus 23 anos de vida.

À minha mãe, Nádia Hamid, por me ensinar a importância da honestidade e dedicação.

À minha irmã, Mariana Pezzini, por ser minha grande amiga, conselheira e consumidora número 1 de caronas.

A meu pai, Ricardo Pezzini, por ser o homem que me inspirou a ser quem eu sou hoje. Obrigado por me ensinar o valor do trabalho, da vontade de vencer e o amor à Odontologia.

A minha namorada, Manuela Lebarbenchon, por trazer equilíbrio e amor a minha vida.

Aos meus amigos por sempre estarem ao meu lado durante toda esta trajetória, obrigado.

Aos meus professores por terem a calma e a generosidade de compartilharem seus conhecimentos.

Um agradecimento em especial ao Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini por proporcionar uma plataforma onde os estudantes possam realizar pesquisas e estudos mais aprofundados na área da Implantodontia.

A Doutoranda Letícia Bins Ely por ser extremamente prestativa durante a confecção deste trabalho e a me ensinar (muito) sobre implantes dentários.

Ao Prof. Bruno Mello, por me acolher em sua instituição de ensino e me introduzir ao mundo da Implantodontia.

Obrigado a todos, de coração.

Dai-me Senhor a serenidade necessária para aceitar as coisas que não posso mudar, coragem para mudar o que posso e sabedoria para saber a diferença [...].

- Reinhold Niebuhr

Lista de abreviaturas

HA – Hidroxiapatita

TPS – Espriamento com plasma de titânio.

°C – Graus Celsius

BMP – Bone Morphogenetic Protein

TGF-β – Transforming Growth Factor Beta

FGF – Fibroblast Growth Factor

HMG-CoA – 3-hidroxi-3-metil-gluratil-coenzima A

TiO₂ – Óxido de Titânio

ASTM – American Society for Testing and Materials

Ti-6Al-4V - ligas alfa + beta de titânio

Ti-15Mo – Liga beta de titânio

Ti-35Nb-7Zr-5Ta – Liga beta de titânio (Designação #3 da ASTM)

Ti-3Al-2.5V – Liga alfa + beta de titânio (Designação #6 da ASTM)

Co-Cr – Cobalto-Cromo

µm – Micrômetros

nm - Nanômetros

CST – Tensão Superficial Crítica

HA – Hidroxiapatita

Plasma de Titânio – TPS

CaP – Fosfato de Cálcio

H₂SO₄ – Ácido Sulfúrico

H₃PO₄ – Ácido Fosfórico

HNO₃ – Ácido Nítrico

HF – Ácido Fluorídrico

HCl – Ácido Clorídrico

SLA – Jateamento de Partículas / Ataque Ácido

ECM – Matriz Extracelular Sub-Endotelial

Al₂O₃ – Alumina

µA – Microampere

mm – Milímetros

RESUMO

Desde a descoberta da osseointegração por Branemark em 1964, implantes dentários vêm sendo utilizados em reabilitações orais devido a sua alta previsibilidade e segurança.

Com novas descobertas tecnológicas, buscas por melhores resultados estéticos e funcionais tornaram-se cada vez mais comuns. Alterações na camada superficial do implante dentário mostraram-se eficientes para a obtenção de melhores processos de osseointegração e regeneração tecidual, desta forma inúmeros tipos de tratamentos de superfícies foram sugeridos e, assim, estudos que visem a melhoria dos aspectos biológicos de implantes dentários devem ser realizados.

Esta revisão de literatura buscou encontrar informações sobre a importância da superfície do implante em relação à osseointegração. Buscas foram realizadas utilizando bases de dados como Scielo, PubMed, Scopus, LILACS e Web Of Science com as palavras-chave: Dental, Implants, Titanium, Osseointegration, Surface, Micro topography, Coating, Treatment. As informações foram compiladas com o intuito de fornecer bases concretas para o estudo e pesquisas sobre superfícies de implantes dentários.

Palavras Chave: Dental; Implant; Treatment; Titanium; Osseointegration; Surface; Coating; Micro topography.

ABSTRACT

Since the discovery of osseointegration by Branemark in 1964, dental implants have been used in oral rehabilitations because of their high predictability and safety.

With new technological discoveries, searches for better aesthetic and functional results have become increasingly common. Alterations in the superficial layer of the dental implant were efficient to obtain better processes of osseointegration and tissue regeneration, in this way innumerable types of surface treatments were suggested and, therefore, studies aimed at improving the biological aspects of dental implants should be performed.

This literature review sought to find information about the importance of implant surface in relation to osseointegration. Searches were conducted using databases such as Scielo, PubMed, Scopus, LILACS and Web of Science with the keywords: Dental, Implants, Titanium, Osseointegration, Surface, Micro topography, Coating, Treatment. The information was compiled in order to provide concrete basis for the study and research on surfaces of dental implants.

Key Words: Dental; Implant; Treatment; Titanium; Osseointegration; Surface; Coating; Micro topography.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	11
2 OBJETIVOS	14
3 METODOLOGIA	15
4 REVISÃO DE LITERATURA	16
4.1 Histórico dos implantes dentários	16
4.2 Titânio	18
4.3 Osseointegração	19
4.4 Superfícies de implantes	21
4.4.1 Tipos de tratamentos.....	23
4.5 O Futuro dos Tratamentos de Superfície	28
5 DISCUSSÃO.....	31
6 CONCLUSÃO	35
7 REFERÊNCIAS.....	36

1 INTRODUÇÃO

Implantes dentários possuem alta taxa de previsibilidade e sucesso em tratamentos reabilitadores e isto se deve em grande parte a biocompatibilidade dos materiais utilizados para a fabricação do implante (ANANTH, H., *et al.*, 2015). Sabe-se que o processo de osseointegração na superfície do implante é um dos personagens principais para a longevidade do tratamento e assim, estudos (DAVIES, J. E., 2003; COOPER LF., *et al.*, 1998; ANANTH H., *et al.*, 2015; ANSELME K., *et al.*, 2005) procuram encontrar maneiras de modificar a superfície de implantes a fim de melhorar o processo de osseointegração.

O titânio, largamente aplicado na confecção de implantes dentários, apresenta alta resistência à corrosão em solução fisiológica e ótima biocompatibilidade segundo Ananth, H. *et al.*, em 2015. Os implantes dentários geralmente são confeccionados com titânio comercialmente puro ou ligas a base de titânio devido as suas propriedades de resistência à corrosão, sua capacidade bioinerte durante a osseointegração, alto limite de resistência à fadiga e sua característica fina camada de óxido de titânio (TiO₂), formada após as técnicas de acabamento e polimentos da superfície do implante, (STEINEMANN, S. 1998).

Estatísticas da Associação Americana de Cirurgiões Orais e Maxilofaciais, coletadas em 2014, demonstram que 69% dos adultos com idades entre 35 e 44 anos perderam pelo menos um dente permanente devido a acidentes, doenças periodontais, tratamentos de canal falhos ou cáries dentárias. Além disso, até os 74 anos de idade, 26% dos adultos perdem todos os seus dentes permanentes. Logo, o uso de implantes dentários varia de 100.000 a 300.000 todos os anos nos Estados Unidos (GUPTA, A., *et al.*, em 2010).

Acredita-se que a taxa de instalação de implantes dentários tende a aumentar nos próximos anos, não apenas devido ao crescimento ou envelhecimento da população, mas também em razão das altas taxas de sucesso clínico (César, J. *et al.*, 2007).

O sucesso em terapias reabilitadoras com implantes dentários está diretamente relacionado aos processos de osseointegração e à estabilidade entre a interface implante/osso. Assim, considera-se que a superfície do implante é um fator decisivo para a obtenção da osseointegração e, conseqüentemente, de melhores resultados estéticos (Lazzara R., 2012).

Segundo Park JY e Davies JE em 2000, as diferentes topografias da superfície peri-implantar promovem a regeneração inicial devido à possibilidade de manutenção da fibrina sanguínea durante o estágio crítico de migração de células osteogênicas ao redor do implante.

De acordo com os estudos experimentais em 1991 de Buser, D. *et al*, a melhora da regeneração ocorre devido a micro rugosidades nas superfícies dos implantes, as quais são responsáveis por favorecer a adesão celular, o que resulta em maior diferenciação celular e maior expressão de osteoblastos. Estudos feitos por Trisi, P. *et al*, em 2002, complementam os resultados encontrados por Buser afirmando que o efeito das micro rugosidades resulta em um rápido processo regenerativo e em uma melhor qualidade de tecido ósseo peri-implantar.

Para M. Sezin (2016), um implante com uma microtopografia complexa é essencial para, não apenas a formação de contato osteogênico, mas também para a adesão entre a matriz óssea e a superfície do implante. Este fenômeno demonstra a importância e a influência que a microtopografia da superfície do implante possui na regeneração e nas respostas biológicas durante o processo de cicatrização.

De acordo com Lacefield, WR em 1999, a superfície de um implante pode ser aumentada drasticamente por meio de técnicas de modificação adequadas, seja por procedimentos de adição ou subtração. Os métodos de tratamento de superfície também podem ser classificados em mecânicos, químicos e físicos. Vale ressaltar que os tratamentos de superfície visam alterar a topografia e a energia de superfície buscando o aumento da molhabilidade do implante, resultando em um aumento na proliferação e crescimento celular (Ponsonnet, L., *et al* em 2003).

Os métodos de adição consistem em adicionar outros materiais à superfície do implante, de maneira superficial ou integrada, divididas em revestimento e impregnação. Enquanto que o método de impregnação

consiste na integração total de um material ou agente químico ao “núcleo” do implante como a incorporação de íons de fluoreto à superfície, o método de revestimento consiste em adicionar materiais ou agentes de diferentes densidades sobre a superfície do “núcleo” do implante. Métodos de subtração consistem em remover uma camada de material do “núcleo” do implante ou deformar superficialmente a superfície do implante (Le Guéhennec L., *et al* em 2007).

Novos estudos apontam para a importância da nanotopografia de superfície do implante, onde esta apresenta capacidade de alterar o comportamento celular (ZHUKOVA & SKORB, 2016). Ainda segundo Zhukova e Skorb, fibroblastos humanos indicaram que a confecção de superfícies nanotopográficas aumentam a capacidade de osseointegração e bioatividade de superfícies de implante. Estas informações levam ao desenvolvimento de diversos tipos de materiais com diferentes superfícies nanotopográficas que possuem o intuito de melhorar as propriedades bioregenerativas e regular a performance de células sobre a superfície do implante para encurtar ainda mais o processo de cicatrização e osseointegração.

2 OBJETIVOS

Este Trabalho de Conclusão de Curso tem como objetivo compilar, por meio de uma revisão de literatura, conhecimentos de diversos autores sobre os aspectos técnicos de implantes dentários para que novos estudos possam ser realizados a fim de aperfeiçoar ainda mais esta modalidade de tratamento. Aspectos como o material utilizado na confecção de implantes dentários, tratamentos de superfície e suas relações com a osseointegração serão abordados e, assim, o objetivo específico deste trabalho pode ser elencado da seguinte forma:

Objetivo específico:

- Avaliar a resposta do tecido ósseo e consequente osseointegração frente a diferentes tipos de tratamentos de superfície.

3 METODOLOGIA

Para a confecção desta Revisão de Literatura, buscas foram realizadas utilizando bases de dados como Scielo, PubMed, Scopus, LILACS e Web Of Science com palavras-chave: Dental; Implant; Treatment; Titanium; Osseointegration; Surface; Coating e Micro topography, previamente definidas. As informações foram compiladas com o intuito de fornecer bases concretas para o estudo e pesquisas sobre superfícies de implantes.

A revisão bibliográfica, segundo Fogliatto (2007), é classificada como aquela que reúne ideias oriundas de diferentes fontes, com o objetivo de construir uma nova teoria ou uma nova forma de apresentação para um assunto já conhecido e desta forma, teses, artigos de periódicos ou jornais, foram utilizados como fonte de informações para a construção deste trabalho.

4 REVISÃO DE LITERATURA

4.1 Histórico dos implantes dentários

Em 1931, Wilson Popenoe e sua esposa encontraram num sítio arqueológico em Honduras uma mandíbula de uma jovem mulher maia. Eles perceberam que os incisivos da peça haviam sido substituídos por pedaços de concha esculpidos em forma de dentes (Figura 1) e durante 40 anos arqueólogos ao redor do mundo acreditavam que estas conchas haviam sido instaladas abaixo do nariz de maneira similar a múmias egípcias. Apenas em 1970, com a análise radiográfica da peça realizada pelo professor Amadeo Bobbio a presença de neoformação óssea ao redor da concha e a presença de cálculo dental indicam que essa “prótese” rudimentar possuía função e estética necessárias para a sua manutenção em boca podendo ser este o primeiro relato na história de uso de implantes dentários.



Figura 1 – Implante de conchas

No início do século 20, vários implantes foram feitos com uma variedade de materiais. Um dos primeiros implantes de sucesso foi o sistema de implante Greenfield de 1913 (também conhecido como berço ou cesta de Greenfield, figura 2). Feito de uma liga de irídio-platina ligada a uma coroa de ouro, o implante mostrou evidência de osseointegração e manteve-se em boca durante vários anos.

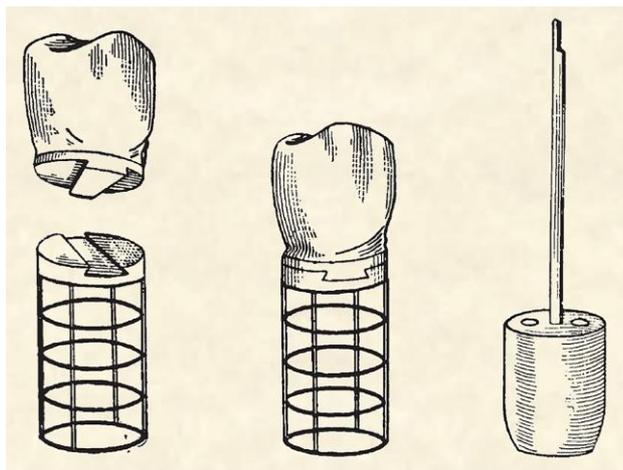


Figura 2 – Greenfield crib

O primeiro uso de titânio como material “implantável” foi feito por Bothe, Beaton e Davenport em 1940, que observaram o quão próximo aos parafusos de titânio o osso cresceu e a dificuldade que eles tiveram ao extraí-los. Bothe *et al.* foram os primeiros pesquisadores a descrever o que mais tarde seria chamado de osseointegração (nome que posteriormente seria comercializado por Per-Ingvar Brånemark). Em 1951, Gottlieb Leventhal implantou hastes de titânio em coelhos e seus resultados positivos o levaram a acreditar que o titânio representava o metal ideal para cirurgias.

Na década de 50, pesquisas sobre o fluxo sanguíneo em organismos vivos estavam sendo conduzidas na Universidade de Cambridge. Estes pesquisadores desenvolveram um método de construção de uma câmara de titânio que foi instalada no tecido mole de orelhas de coelhos. Em 1952, o cirurgião ortopedista sueco, Per-Ingvar Brånemark, estava interessado em estudar cura e regeneração óssea. Durante seu trabalho de pesquisa na Universidade de Lund, ele adotou as câmaras de titânio de Cambridge para uso no fêmur de coelho. Após o estudo, ele tentou recuperar as câmaras dos coelhos e percebeu que não conseguia removê-las. Brånemark observou que os ossos cresceram tão próximos ao titânio que o metal estava aderido ao osso. Em 1965, Brånemark colocou seu primeiro implante dentário de titânio em um voluntário humano. Ele começou a trabalhar na boca, pois era um local mais acessível para observações contínuas e havia uma alta taxa de ausências dentárias na população em geral, oferecendo mais voluntários

para a realização de estudos. Ele chamou a adesão clinicamente observada de osso com titânio de "osseointegração"

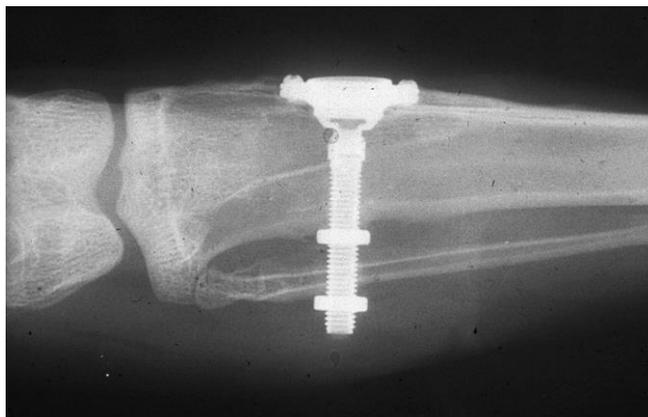


Figura 3 – Tíbia de coelho com câmara de titânio (Brannemark, 1964)

4.2 Titânio

O titânio, material largamente aplicado na produção de implantes dentários, possui inúmeras características biofísicas que o tornam confiável e aumentam sua previsibilidade nos processos de osseointegração. Este material possui excelente resistência à corrosão e não causa reações adversas de hipersensibilidade, alergia ou resposta imune. Sua excelente biocompatibilidade é baseada nas suas propriedades mecânicas, principalmente devido à formação espontânea de uma fina camada de óxido de titânio em sua superfície que acaba por proporcionar uma proteção natural contra fatores de degradação. A modificação topográfica de superfícies de titânio é objeto de estudo para melhorar as propriedades de osseointegração, para que estas possam afetar diretamente a adesão, proliferação e diferenciação celular durante o processo de osseointegração (Junker *et al.*, 2009).

Titânio puro e ligas alfa + beta, como por exemplo Ti-6Al-4V, são amplamente utilizados como biomateriais estruturais para a substituição de tecidos duros em articulações do quadril e implantes dentários, por exemplo, porque estas ligas tem excelente resistência à corrosão, e as melhores características de biocompatibilidade entre biomateriais metálicos. Ligas alfa

+ beta são usadas mais do que qualquer outro biomaterial de titânio. No entanto, novas ligas de titânio para aplicações biomédicas já foram incluídas nas padronizações da American Society for Testing and Materials (ASTM). Por exemplo, beta tipo Ti-15Mo (Designação F2066-01 da ASTM) foram registrados na ASTM e tipo beta Ti-35Nb-7Zr-5Ta (Designação #3 da ASTM), e alfa + beta tipo Ti-3Al-2.5V (Designação #6 da ASTM) estão em processo de registro. As ligas de titânio de tipo beta foram desenvolvidas com o intuito de obter baixa rigidez, que é considerada eficaz para promover a cicatrização e remodelação óssea. A rigidez das ligas de titânio alfa + beta ainda é consideravelmente maior que a do osso cortical, embora a rigidez das ligas de titânio seja menor que a de ligas de tipo Co-Cr e aços inoxidáveis usados para aplicações biomédicas (DAVIDSON, JA., E GEORGETTE, FS, em 1987). A tendência em pesquisas e desenvolvimento de ligas de titânio para aplicações biomédicas é desenvolver ligas de titânio beta de baixa rigidez compostas por elementos não tóxicos e não alérgicos com excelentes propriedades mecânicas e alta versatilidade (NIINOMI, M., em 2002).

A literatura mostrou que a topografia de superfície do titânio pode ser modificada por diferentes tratamentos com o intuito de se obter uma superfície com diferentes propriedades, as quais possuem influência direta no processo de osseointegração. Foi sugerido que a rugosidade da superfície entre 1 a 2 μ m possui características benéficas à ancoragem biomecânica de implantes dentários (LIM *et al.*, 2001).

4.3 Osseointegração

A osseointegração, de acordo com Skalak e Branemark (1985), é classificada como “a aposição íntima de osso neoformado e reformado em congruência com as fixações, incluindo irregularidades de superfície, de forma que, por meio da análise microscópica não ocorra interposição de tecido conjuntivo ou fibroso e que haja uma conexão estrutural e funcional direta, capaz de suportar cargas fisiológicas normais sem deformação excessiva e sem iniciar um processo de rejeição.” Os autores também

avaliam sobre o ponto de vista biofísico microscópico (óptico e eletrônico) que a osseointegração é permitida por meio da presença de componentes ósseos e medulares normais presentes numa fina zona ao redor da superfície de fixação, caracterizando um tecido ósseo normal.

Segundo, Davies, JE em 2003, um fator de extrema importância para a osteogênese é a osteocondução. Caracterizada pelo recrutamento e migração de células osteogênicas para a superfície do implante. A osteocondução também ocorre durante a remodelação óssea normal. Células osteogênicas são derivadas de células indiferenciadas do tecido conjuntivo perivascular (JAWORSKI ZF, em 1981).

Davies, JE em 2003, descreveu o fenômeno de osteogênese a distância, o qual é constituído pela formação de tecido ósseo “novo” sobre superfícies de tecido ósseo “antigo” no sítio periimplantar. As superfícies ósseas fornecem uma população de células osteogênicas que estabelecem uma nova matriz que, de certa forma, invade o implante (DAVIES, JE em 2003). Uma observação importante é que o novo tecido ósseo não está se formando sobre o implante, mas o implante acaba cercado-se de osso (DAVIES, JE em 2003). A osteogênese à distância pode ser esperada na cicatrização de osso cortical visto que durante a instalação do implante é possível observar a morte celular do osso cortical periimplantário e sua posterior remodelação lenta devido à migração de osteoclastos (ROBERTS, WE em 1988).

Em contraste, no processo de osteogênese de contato, o “novo” osso se forma primeiro na superfície do implante. Uma vez que, por definição, nenhum osso está presente na superfície do implante após a implantação, a superfície do implante tem de ser colonizada por células osteoblásticas antes que a formação da matriz óssea possa iniciar. Isto também é o que acontece nos sítios de remodelação óssea onde uma superfície de reabsorção de osso antigo é preenchida com células osteogênicas antes que tecido ósseo jovem pode ser estabelecido (DAVIES, JE em 2003).

Logo, de acordo com Davies, JE (2003), o processo de osteogênese é composto por três fases distintas, osteocondução, caracterizada pela migração celular de células osteogênicas; formação de matriz óssea e, finalmente, o processo de cicatrização.

As interações de células e matriz extracelular afetam diretamente os processos celulares de adesão, proliferação e diferenciação (LINCKS, J. *et al.*, 1998). Assim, as propriedades de superfície dos biomateriais são essenciais para a resposta das células na interface do biomaterial, afetando o crescimento e a qualidade do tecido ósseo recém formado (DELIGIANNI, DD. *et al.*, em 2001; LAMERS, E. *et al.*, em 2010; von der MARK, K., *et al.*, em 2010).

A marca inicial para o processo de osteocondução é a migração de células osteogênicas que são capazes de promover a formação de arcabouço de fibrina e realizar a ativação de células sanguíneas (DAVIES, 1998). Contudo, estudos vêm sendo realizados para melhor compreender a interferência sanguínea nas interações diretas em implantes osseointegrados.

4.4 Superfícies de implantes

Sobre a instalação de implantes, espera-se uma resposta óssea relacionada à capacidade de integração do material ao osso circunjacente, ou seja, avalia-se a quantidade e qualidade do tecido, características de extrema importância para a adesão celular (Junker *et al.*, 2009). Albrektsson T *et al.*, (1981) afirmaram em seu estudo algumas características que são necessárias para que a osseointegração seja satisfatória, dentre essas características estão a biocompatibilidade, o design do implante, as condições de superfície, o sitio de recebimento do implante, a técnica cirúrgica e as condições de instalação após a colocação do implante. A superfície do implante é, então, fator decisivo tanto para a obtenção da osseointegração quanto para o alcance de resultados protéticos satisfatórios, sendo assim característica essencial para a longevidade do material (Sekin *et al.*, 2016).

Objetivando aprimorar e acelerar a osseointegração, modificações nas superfícies de implantes foram sugeridas por Wennerberg *et al.* (1996). O tratamento de superfícies de implantes tem como principal função a criação de uma união bioquímica suficiente para acelerar a osseointegração (Boyan

et al., 2003). Atualmente, diferentes técnicas de modificação da superfície de implantes são colocadas em pauta, podendo estar diretamente ligadas à alterações na superfície do substrato ou podem ainda serem classificadas de acordo com tratamento diferenciado de forma física (deposição de vapor, cobertura com jateamento de plasma), química (deposição biomimética de fosfato de cálcio) ou mecânica (Duan e Wang, 2006).

De acordo com Duan e Wang (2006) existem três categorias de modificações de superfície de implantes que podem ser realizadas: 1) adição de materiais de funções desejadas para a superfície, 2) conversão da superfície existente em topografias/composições mais desejadas e 3) remoção do material existente na superfície para criação de topografia específica. Estas categorias podem ser simplificadas, conforme citado por Maluf *et al.*, (2007) em tratamento por adição (eletroquímico, plasma de titânio e hidroxiapatita) ou subtração (ataque ácido, jateamento abrasivo, laser) ou também podendo ser realizada a associação das técnicas.

A redução do tempo de carregamento após a cirurgia, aceleração do crescimento e maturação óssea, atração de células existentes para nova formação óssea e obtenção de maior área de osseointegração, são algumas das justificativas para a realização do tratamento da superfície de implantes dentários (MUSTAFA *et al.*, 1998; IVANOFF *et al.*, 2001).

Várias técnicas de tratamentos de superfície foram estudadas e aplicadas para melhorar as propriedades de superfícies biológicas, o que favorece o mecanismo de osseointegração (Wong M., *et al.*, 1995 e Wennerberg A., *et al.*, 2010).

A superfície é um fator decisivo para alcançar e manter a osseointegração dos implantes e os resultados estéticos. Portanto, é de suma importância selecionar uma superfície de implante específica e projetada para diferentes sítios favorecendo a osseointegração, preservando o osso da crista e oferecendo um bom nível de proteção contra o desenvolvimento de peri-implantites (Novaes Jr., *et al.*, 2010).

As diferentes topografias microtexturizadas promovem a cicatrização inicial devido à possibilidade de manutenção da fibrina do sangue durante o estágio de migração celular osteogênica ao redor do implante (Park JY e Davies JE, 2000).

Segundo Bagno A, *et al.* em 2005, a aplicação de tratamentos de superfície para aumentar a rugosidade de implantes dentários mostra que a osseointegração a curto e médio prazo é favorecida por uma superfície microtexturizada. Esta melhoria parece estar associada à adesão celular sobre o implante dentário o que favorece a diferenciação celular em osteoblastos e conseqüente produção de matriz óssea resultando em uma rápida regeneração e melhor qualidade de tecido ósseo.

Estudos *in vitro* demonstraram que as células osteoblásticas se ligam, se espalham e proliferaram mais rapidamente em superfícies lisas do que em rugosas (ANSELME K, *et al.*, 2005). No entanto, os osteoblastos apresentam maior taxa de diferenciação e mineralização da matriz e maior produção de fatores de crescimento na presença de substratos rugosos (COOPER, LF, *et al.*, 1998).

Além disso, as proteínas da matriz óssea, fosfatase alcalina e osteocalcina, indicadores importantes de diferenciação osteogênica e formação de tecido ósseo demonstraram expressar níveis mais altos em superfícies mais ásperas de titânio (DAVIES, JE, 1998).

A rugosidade presente na superfície do implante foi apontada por Schroeder *et al.* (1981) como mais vantajosa quando comparada diretamente à lisa. Por meio de seus estudos, que avaliavam o crescimento ósseo ao redor do implante, percebeu-se como resultado o maior crescimento ósseo em superfícies rugosas criando uma região de anquilose no contato osso-implante.

4.4.1 Tipos de tratamentos

Segundo Kipaldi e Lemons em 1994, a molhabilidade da superfície depende em grande parte da energia da superfície e isto influencia diretamente o grau de contato com o meio fisiológico; o aumento da molhabilidade aumenta a interação entre a superfície do implante e o meio biológico. A tensão superficial crítica (CST), definida como a maior tensão superficial de um líquido que molhe completamente uma dada superfície, pode ser usada como representante da energia da superfície.

Os implantes de superfície lisa, quando comparados àqueles com a superfície tratada ou texturizada, demonstram-se menos vantajosos de acordo com a literatura atual (NOVAES JR. *et al.*, 2010; COELHO PG., 2009; BRACERAS *et al.*, 2002; GU *et al.*, 2004 e OCHSENBEIN *et al.*, 2008). Por meio de um processo de adição ou subtração, consegue-se um aspecto da superfície do implante que promove maior contato entre osso e implante, tornando o processo de osseointegração melhor e mais previsível (Wong M., *et al.*, 1995).

Os métodos de adição consistem em adicionar outros materiais à superfície, seja superficial ou integral, categorizado em revestimento e impregnação, respectivamente. Enquanto a impregnação implica que o agente químico (ou material) é totalmente integrado ao núcleo de titânio, tais como cristais de fosfato de cálcio na camada de TiO_2 ou incorporação de íons fluoreto à superfície. A técnica de revestimento por outro lado, é a adição de agentes/materiais com várias espessuras de superfície diferentes sobre o núcleo de titânio. As técnicas de revestimento podem incluir o espriamento de plasma de titânio (TPS), espriamento de plasma de hidroxiapatita (HA), revestimento com alumina e revestimento com fosfato de cálcio biomimético (CaP), A. JEMAT, *et al.*, em 2015.

Dentre os tipos de tratamento por adição, temos o mais conhecido, o spray de plasma através da utilização de partículas de titânio (spray de plasma de titânio - TPS) ou fosfato de cálcio (spray de plasma de hidroxiapatita - HA) (SCHROEDER, 1981).

Enquanto isso, as técnicas de subtração consistem na remoção de camada do material do núcleo de titânio ou na deformação plástica ou da superfície superficial e, assim, asperizar a superfície do titânio. As técnicas de subtração mais comuns são jateamentos com partículas de areia de grande porte ou jateamentos com cerâmicas, condicionamento ácido e anodização, L. LE GUÉHENNEC, *et al* em 2007. A remoção de material de superfície por métodos mecânicos envolve conformação/remoção, moagem, usinagem ou jateamento de grãos através de força física. Um tratamento químico, seja pelo uso de ácidos ou solução alcalina de ligas de titânio em particular, normalmente é realizado não apenas para alterar a rugosidade de

superfície, mas também para modificar a composição, molhabilidade ou a energia de superfície, X. LIU, *et al.*, em 2004.

- Plasma de Titânio – TPS

Classificada como uma das primeiras macrotexturizações, este método consiste em injetar pó de titânio em uma solda de alta temperatura. As partículas de titânio são projetadas na superfície de implantes dentários onde eles são condensados e se fundem formando um plasma de titânio criando uma camada com rugosidade aproximada de $7\mu\text{m}$. Este procedimento aumenta substancialmente a área de superfície de implantes dentários (NOVAES JR. *et al.*, 2010). Também já foi demonstrado que esta topografia tridimensional aumenta a força de tração entre a interface osso/implante (BUSER D, *et al.* 1991).

O tratamento com TPS é um dos métodos que aumenta a rugosidade de superfície e conseqüentemente sua área de superfície. Tais características recomendam seu uso em regiões com baixa densidade óssea (COELHO PG., 2009).

- Anodização Eletroquímica

Superfícies nano/micro também podem ser produzidas por galvanização do titânio em ácidos com pH muito baixo (H_2SO_4 , H_3PO_4 , HNO_3 e HF) em corrente elétrica de alta densidade ($200\text{A}/\text{m}^2$) ou com alto potencial elétrico (100V). O objetivo da anodização é aumentar a camada de óxido para mais de 1000nm. Quando ácidos fortes são utilizados em uma solução eletrolítica, a camada de óxidos é dissolvida em linhas já estabelecidas e engrossada em outros pontos. A dissolução da camada de óxidos acaba criando nano/micro porosidades na superfície do titânio (PETERSON, *et al.*, 2011).

Superfícies anodizadas interferem positivamente na resposta óssea local com melhores valores biomecânicos e histomorfogênicos quando comparas com superfícies polidas (ROCCI, *et al.*, 2003). Entretanto, o processo de Anodização é complexo e depende diretamente de inúmeros

fatores como densidade da corrente elétrica, potencial elétrico, concentração dos ácidos, composição e temperatura dos eletrólitos.

Dois mecanismos foram propostos para explicar essa melhor osseointegração: retenção mecânica através do crescimento ósseo nos poros e união biomecânica (SCHUPBACH, *et al* em 2005). Modificações na composição química da camada de óxidos foram testadas por meio da incorporação de magnésio, cálcio, enxofre e fósforo e isto demonstrou que o uso de magnésio leva ao aumento do valor do torque de remoção do implante quando comparado a outros íons (SUL YT, *et al.*, 2002).

- Ataque ácido

Para o tratamento de superfície de implantes com utilização de ácidos, diversos são os produtos de escolha. Dentre eles temos o ácido hidrofluorídrico (HF), ácido nítrico (HNO₃) e o ácido sulfúrico (H₂SO₄), além da possibilidade de fazer uma combinação dos mesmos (JEMAT *et al.*, 2015). Juoszbaly *et al.*, utilizaram também o ácido clorídrico (HCl₂) e fosfórico (H₃PO₄) e obtiveram resultados satisfatórios em relação a uma menor rugosidade quando utilizaram os ácidos sulfúrico ou clorídrico. Ainda no mesmo estudo, os autores concluíram que os melhores resultados foram mostrados quando houve duplo condicionamento ácido com o HCl₂ e H₂SO₄.

A escolha no uso destes ácidos é justificada, pois promove limpeza da superfície e alteração da porosidade permitindo maior adesão celular e formação óssea (NOVAES *et al.*, 2004).

Há, muitas vezes, o questionamento quanto à saúde periodontal quando do uso deste tipo de tratamento de superfície, de acordo com Ztterqvist *et al.*,(2010) a utilização de ácidos não traz prejuízo nem à mucosa ou nem mesmo pode causar aumento do risco da ocorrência de periimplantite.

- Jateamento de partículas / Ataque ácido (SLA)

Este tratamento combina o jateamento com partículas grandes de areia e corrosão ácida sequencialmente para obter superfícies com macro

rugosidades e micro poros (KIM, H., *et al.*, 2008) para aumentar a rugosidade da superfície, bem como a osseointegração (S. -A. CHO e S. -K. Jung em 2003; CONFORTO, E., *et al.*, em 2004; MONETTA, T., *et al.*, em 2012 e ZINGER, O., *et al.*, em 2004). Cho e Jung em 2003, descobriram que as superfícies tratadas com o método SLA possuíam cavidades largas (de 5 µm a 20 µm de diâmetro) e micro-poros (de 0,5 µm a 3 µm de diâmetro), indicando um aumento na rugosidade da superfície e na área de superfície. Desta forma, segundo os autores, a superfície tratada com SLA revelou-se útil para melhorar a integração dos tecidos e a proliferação celular. Estudos *in vivo* em seis cães adultos realizados por XUE *et al.*, em 2005, indicaram que a superfície após o jateamento abrasivo e o tratamento alcalino apresentaram alta resistência ao cisalhamento, melhorando o crescimento ósseo precoce e a osseointegração.

Uma investigação realizada por Hallgren, C., *et al.*, em 2003 sobre um tratamento químico em duas etapas (ácido-alcálico) constatou que a morfologia otimizada e a boa bioatividade resultaram em boa osseointegração durante a fase inicial da implantação. Da mesma forma, HE, *et al.*, em 2009 descobriram que os implantes tratados com jateamento seguido pela aplicação dos ácidos HCl e H₂SO₄ promovem melhor osseointegração durante a fase de cicatrização, indicando uma grande melhora nas bioatividades. Além disso, a avaliação biológica por KIM *et al.*, em 2008 descobriu que os osteoblastos humanos crescem notavelmente nas superfícies tratadas com SLA, o que proporciona um maior espaço para a ligação e proliferação das células.

- Laser

A utilização do laser objetiva a modificação da superfície da liga tornando-a bioativa. De acordo com estudo de Moreira, A *et al.* (2009) a topografia dos implantes foi alterada sendo percebido o aumento significativo da rugosidade e porosidade, resultado da fusão e solidificação aceleradas que ocorrem durante o procedimento.

Outra técnica observada por PETO, *et al.* em 2002, envolve o uso de Laser na qual o torque de remoção de implantes tratados a laser foi 20%

maior que os de implantes polidos e jateados. Estes resultados concordaram com as informações encontradas por Hallgren *et al.* em 2003, que demonstraram que o torque de remoção de implantes foi maior em implantes modificados por laser após 12 semanas de cicatrização.

4.5 O Futuro dos Tratamentos de Superfície

Segundo Smeets, R. *et al.* em 2016, para enfrentar os desafios das indicações avançadas em implantologia dentária, um tremendo esforço científico está atualmente focado em revestimentos de superfície bioativos. Essas abordagens inovadoras pretendem imitar o meio bioquímico e a arquitetura nanoestrutural do osso humano (Smeets, R. *et al.*, 2016). Ainda segundo Smeets, R., os revestimentos compreendem agentes específicos, drogas, proteínas ou fatores de crescimento e os objetivos clínicos da pesquisa de biomateriais foram: a otimização da estabilidade do implante através da interação com as cascatas naturais de osseointegração, a melhoria da integração peri-implante de tecidos moles e a redução da peri-implantite pela redução da adesão bacteriana à superfície do implante.

- **Cerâmicas Bioativas**

A hidroxiapatita é uma forma biológica altamente estável de fosfato de cálcio que fortalece a matriz orgânica do tecido ósseo durante a mineralização. O objetivo é assegurar uma liberação de cálcio e fosfato que circunda a superfície do implante para acelerar a precipitação de apatita biológica na superfície do implante (Le Guehennec, *et al.*, em 2007). Para realizar a texturização da superfície de implantes é por meio da cobertura com Fosfato de Cálcio predominantemente composto por hidroxiapatita (HA). Diversas são as técnicas propostas para permitir a adesão de hidroxiapatita aos implantes de titânio, contudo apenas a técnica de espraçamento vem sendo utilizada com resultados satisfatórios (LE GUEHENNEC, 2007).

- Fatores de Crescimento

As proteínas morfogenéticas do osso foram descritas pela primeira vez em 1965 e compreendem um grupo de pelo menos 18 fatores de crescimento que pertencem à família TGF- β (Transforming Growth Factor Beta) (Junker, R. *et al.*, 2009). In vivo, as BMP (Bone Morphogenetic Proteins) são liberadas a partir de osteoblastos, plaquetas e células endoteliais e são depositadas na matriz óssea até serem liberadas durante a preparação do nicho de implantação do implante (A. C. Carreira, *et al.*, 2014). As BMPs regulam genes para colágeno e fosfatase alcalina; BMP2, BMP4 e BMP7 estimulam exclusivamente a formação óssea (A. C. Carreira, *et al.*, 2014).

- Proteínas da Matriz Extracelular

Na fase proliferativa da osseointegração, os fibroblastos são estimulados pelo FGF (Fibroblast Growth Factor) para secretar proteínas da matriz extracelular como colágeno, sulfato de condroitina, fibronectina, vitronectina e outros proteoglicanos uma vez que a matriz extracelular fornece orientação crucial para células de osteoprogenitoras que migram para o implante através da interação de integrinas na superfície celular (H. Terheyden, *et al.*, 2012). Ainda segundo H. Terheyden, *et al.*, em 2012, após a liberação de BMP, os fibroblastos se diferenciam em osteoblastos.

- Impregnações com Fármacos

Os revestimentos com HA foram utilizados com sucesso como meios locais de impregnação de fármacos. Estatinas inibem a redutase HMG-CoA e são prescritas para pacientes com dislipidemia. Quando incorporados na superfície do implante, as estatinas desencadearam a liberação local de BMPs, promovendo a osseointegração (B. Stadlinger, *et al.*, em 2012).

Bisfosfonatos são fármacos anti-reabsortivos que influenciam o metabolismo ósseo principalmente pela inibição de osteoclastos e sua indicação mais comum se dá em pacientes que possuam quadros de

osteoporose (R. G. G. Russell, *et al.*, em 2008). B. Peter *et al.*, em 2005 demonstrou que implantes com um revestimento de HA contendo ácido zoledrônico produzem uma maior densidade óssea peri-implantar e promovem fixação mecânica aumentada.

- Aplicação de Corrente Elétrica

O campo eletromagnético é um campo físico produzido por objetos carregados eletricamente. Campos magnéticos envolvem e são criados por correntes elétricas, dipolos magnéticos e campos elétricos em mudança. Os campos magnéticos também têm sua própria energia, com uma densidade de energia proporcional ao quadrado da intensidade do campo. Quanto maior a corrente, mais forte é o campo eletromagnético. O campo eletromagnético possui vetores tridimensionais com valores definidos em todos os pontos do espaço (S. Barak, *et al.*, 2015). O tratamento de campo eletromagnético é uma modalidade de tratamento útil que mostrou ser eficaz em uma variedade de condições médicas, especialmente na cura de fraturas ósseas (Gupta *et al.* 2009; Goldstein *et al.*, 2010) e esse tipo de o tratamento tende a aumentar a resistência mecânica do osso fraturado (Bruce *et al.*, 1987).

Em estudos *in vitro*, um campo elétrico pode ser aplicado em toda a superfície em que as células estão crescendo, ou indiretamente através do meio de cultura (Brighton, CT, *et al.*, 1981), para avaliar fenômenos de crescimento ósseo. Correntes diferentes podem ser aplicadas. Uma corrente que varia de 1 μA a 50 μA pode estimular a proliferação de osteoblastos (Gittens, RA, *et al.*, 2011), bem como a expressão de fatores de crescimento para a diferenciação de osso (Kim, IS, *et al.*, 2006).

5 DISCUSSÃO

A estratégia mais atraente para guiar células é o uso de materiais dinâmicos. Uma vez que, de acordo com B. A. Grzybowski em 2013, todos os sistemas vivos são dinâmicos. Processos dinâmicos encontrados na vida incluem o uso de fluxos de líquidos, gradientes de concentração, transporte molecular e resposta ambiental.

Avanços recentes na biologia celular resultaram em um maior conhecimento do ambiente extracelular. A matriz extracelular sub-endotelial (ECM) é conhecida por ter uma geometria de superfície altamente complexa nos níveis celular e subcelular. As moléculas ECM têm nanodimensões. Por exemplo, o colágeno, a proteína ECM estrutural mais abundante, possui aproximadamente 300 nm de comprimento e 1,5 nm de largura, e pode se montar em fibrilas com diâmetros entre 250-400 nm e vários micrômetros de comprimento, *in vivo* e *in vitro*, como afirmado por L. Bozec *et al.*, em 2007. De acordo com K. Kadler em 1995, as adesões focais possuem nanoestrutura e nanoconectividade à actina do citoesqueleto. As pistas nanotopográficas presentes no nível celular que compõem o ambiente extracelular, como o tamanho das moléculas ECM e proteínas adsorvidas, o espaçamento do ligando peptídico, têm um impacto no comportamento das células. Vários estudos sobre estruturação de superfície (C. Selhuber-Unkel, *et al.*, Em 2010, E. A. Cavalcanti-Adam, *et al.*, Em 2007 e S. Oh, *et al.*, em 2009) sugerem que as células respondem à nanotopografia.

Micro/nano estruturas são amplamente pensadas para promover a osseointegração. No nível de micron, a estrutura de uma superfície de implante pode aumentar a superfície de contato entre o osso e o implante e, portanto, o travamento biomecânico entre o osso eo implante. De acordo com T. Albrektsson, *et al* em 2004, no nano-nível, uma estrutura de superfície mais texturizada aumenta a energia da superfície. A energia superficial elevada aumenta a molhabilidade do sangue, bem como a ligação das proteínas da fibrina e da matriz. Esta condição favorece a aderência celular e a cicatrização de tecidos, particularmente imediatamente após a implantação,

o que é importante no processo de osseointegração, conforme indicado por MJ. Dalby *et al.* em 2014.

Modificações em superfícies de implante consistem basicamente na reestruturação da camada de óxido formada sobre o titânio utilizando diferentes métodos de tratamento para oxidação. Em vários estudos a superfície de titânio foi modificada pela combinação de diferentes métodos de modificação, combinações de métodos mecânicos e métodos químicos (jateamento com areia e condicionamento ácido), por exemplo. Combinações de dois métodos químicos também foram realizados, anodização de dois passos, condicionamento ácido e subsequente oxidação controlada em peróxido de hidrogênio, estudada por S. Grigorescu, *et al.* em 2014 e S, Ferraris, *et al.* em 2013.

Quando realizamos um comparativo entre os diversos tipos de tratamento, os autores defendem diferentes tipos de tratamento de acordo com o resultado de suas pesquisas. Inúmeros estudos (Levelle, *et al.*, em 1981; Albrechtson, *et al.*, em 1981 e Williaim, *et al.*, em 1994) ressaltam a importância de superfícies rugosas para a obtenção de melhor resposta do tecido ósseo e torque inicial do implante em relação a implantes dentários com superfícies lisas.

De acordo com Giavaresi em 2003, quando comparados implantes tratados com ácido fluorídrico, HA e anodização, foi percebido que após 8 semanas aqueles que sofreram o processo de anodização obtiveram qualidades ósseas superiores aos demais. Já Ferguson *et al.*, em 2008 pode concluir em seu trabalho que os tratamentos de superfície permitem uma melhor ancoragem do implante com a superfície óssea, contudo o tratamento com fosfato de cálcio parece ser uma ótima opção, uma vez que permite alta taxa de neoformação óssea. Apesar dos bons resultados, os implantes tratados com estímulos eletroquímicos não apresentaram diferenças quando comparados aos de fosfato de cálcio (Ferguson, *et al.*, 2008).

Em 2003, Shirakura *et al.*, avaliou implantes tratados com jateamento de alumina (Al_2O_3) e implantes com camada de hidroxiapatita (biovidros). Com este estudo, os autores concluíram que após 21 dias após a instalação dos implantes houve osseointegração e o grupo tratado com hidroxiapatita obteve melhores resultados.

Dentro da “categoria” de subtração temos o método de Anodização eletroquímica que, segundo PETERSON *et al.* em 2011, é mais moderno e capaz de criar superfícies com poros micro/nano que por sua vez favorecem positivamente o processo de osseointegração e regeneração tecidual.

Gonzalez, M., *et al.*, em 2006, concluiu que implantes tratados com duplo ataque ácido (ácido hidrofluorídrico e ácido nítrico) possuíam melhores características de superfície de implante, com valores de torque aumentados quando comparados a implantes de superfícies lisas.

Implantes irradiados com laser possuem rugosidade de superfície homogênea, com cavidades de aproximadamente 25 μm . Sob análise de microscópio eletrônico, pode-se observar um aumento quantitativo de 157% de oxigênio sobre a área tratada em relação à superfície lisa (Maluf, *et al.*, 2007).

O potencial de revestimentos com espraçamento de plasma melhora o comportamento mecânico dos implantes (BRACERAS *et al.*, 2002; GU *et al.*, 2004; OCHSENBEIN *et al.*, 2008). Fouda *et al.*, reportou que implantes revestidos com espraçamento de hidroxiapatita (HA) poderiam melhorar o período de cicatrização se comparado a implantes não revestidos.

Em um estudo realizado em 2005 por Y. Liu, *et al.*, os autores descobriram que revestimentos biomiméticos de fosfato de cálcio contendo BMP2 num disco de titânio levaram à ossificação ectópica sustentada em ratos. Segundo M. Ramazanoglu, *et al.*, em 2011 num estudo realizado em porcos, os revestimentos de CaP portadores de BMP2 aumentaram a densidade óssea, quando comparados a implantes tratados com ácidos.

Implantes dentários revestidos com proteínas da matriz extracelular mostraram um efeito positivo na formação óssea peri-implantar em estudos pré-clínicos. R. R. M. de Barros *et al.*, em 2015 relatou um aumento no volume ósseo e mineralização em implantes revestidos com sulfato de colágeno tipo II / condroitina em comparação com implantes não revestidos em testes com cães.

J. Abtahi, *et al.*, em 2012, realizou um ensaio clínico randomizado com 16 pacientes, os implantes dentários que possuíam revestimento de fibrinogênio com diluição de bisfosfonato mostraram uma fixação mecânica significativamente melhorada, em relação a implantes sem o fármaco.

Em 2016, Bins-Ely, *et al.*, estudaram a cicatrização de implantes em cães. Os autores instalaram nove implantes dentários de titânio (6 mm x 11,5 mm) com superfície lisa em seis cães machos da raça Beagle e os dividiram em 3 grupos. Grupo A (implantes com corrente elétrica de 10 μ A); Grupo B (implantes com corrente elétrica de 20 μ A) e Grupo C (grupo controle), em seguida, as interfaces implante-osso foram avaliadas por análises histológicas após 7 e 15 dias. Segundo os autores, após 7 dias de estimulação elétrica, não houveram diferenças estatísticas na interface osso/implante nos 3 grupos. Todavia, após 15 dias, um aumento significativo na interface osso/implante foi observado no grupo B em relação aos grupos A e C. Desta forma, os autores concluíram que a estimulação elétrica de implantes dentários pode gerar uma maior área de contato na interface osso/implante devido à formação óssea.

6 CONCLUSÃO

Com base neste trabalho podemos concluir que existe a deposição de tecido ósseo sobre implantes osseointegrados independentemente de estes serem texturizados ou não. Todavia, é importante ressaltar que as texturizações (tratamentos) de superfícies de implantes contribuem enormemente para uma maior área de contato entre a interface osso/implante o que melhora a funcionalidade do implante e sua longevidade.

Superfícies texturizadas permitem que implantes dentários recebam cargas funcionais mais precocemente e favorecem o prognóstico quando aplicadas em tecidos ósseos de baixa qualidade uma vez que tratamentos de superfície levam a um aumento na energia de superfície do implante o que acarreta numa maior molhabilidade da superfície, ou seja, maior interação do implante com as substâncias fisiológicas osteoindutoras (BMPs e células osteoblásticas).

O “futuro” dos tratamentos de superfície de implantes dentários consiste basicamente em “imitar” a arquitetura natural do osso alveolar humano e os maiores desafios da atualidade são: liberar os polímeros de superfícies gradualmente ao invés de liberá-los em uma única “dose” e manter estes polímeros sobre a superfície do implante durante o procedimento de instalação e a resposta biológica de osseointegração.

Mais estudos são necessários para se compreender ainda mais os mecanismos de osseointegração humanos e para o desenvolvimento de técnicas que permitam melhorar a arquitetura de superfície de implantes dentários bem como seus recobrimentos com polímeros biomiméticos.

7 REFERÊNCIAS

1. Anselme K, Bigerelle M. **Topography effects of pure titanium substrates on human osteoblast long-term adhesion.** Acta Biomater 2005;1:211-222.
2. Hariprasad Ananth, Vinaya Kundapur, H. S. Mohammed, M. Anand, G. S. Amarnath, and Sunil Mankar, **A Review on Biomaterials in Dental Implantology.** Int J Biomed Sci. 2015 Sep; 11(3): 113–120.
3. Laura Gaviria, John Paul Salcido, Teja Guda, and Joo L. Ong. **Current trends in dental implants.** J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg. 2014 Apr; 40(2): 50–60.
4. American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons; Disponível em: <http://www.aaoms.org/conditions-and-treatments/dental-implants>.
5. Gupta A, Dhanraj M, Sivagami G. **Status of surface treatment in endosseous implant: a literary overview.** Indian J Dent Res. 2010;21:433–438.
6. Boyan BD, Lossdorfer S, Wang L, Zhao G, Lohmann CH, Cochran DL, Schwartz Z. **Osteoblasts generate an osteogenic microenvironment when grown on surfaces with rough microtopographies.** Eur Cell Mater. 2003; 6: 22-7
7. Coelho PG, Granjeiro JM, Romanos GE, Suzuki M, Silva NR, Cardaropoli G, et al.. **Basic research methods and current trends of dental implant surfaces.** J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2009;88:579-596.
8. Cho S.-A., Park K.-T. **The removal torque of titanium screw inserted in rabbit tibia treated by dual acid etching.** Biomaterials. 2003;24(20):3611–3617. doi: 10.1016/S0142-9612(03)00218-7

9. Jaworski ZF. **Physiology and pathology of bone remodeling: cellular basis of bone structure in health and in osteoporosis.** Orthop Clin North Am 1981;12:485-512.
10. Cooper LF, Masuda T, Yliheikkila PK, Felton DA. **Generalizations regarding the process and phenomenon of osseointegration.** Part II. *In vitro* studies. Int J Oral Maxillofac Impl 1998;13:163-174.
11. Davies J.E. **Understanding peri-implant endosseous healing.** J. Dent. Educ. 2003.
12. Duan K, Wang R. **Surface modifications of bone implants through wet chemistry.** J Mater Chem. 2006; 16 (24):2309-21.
13. HALLGREN C; REIMERS H; CHAKAROV J; GOLD J; WERNNERBERG A. **An in vivo study of bone response to implants topographically modified by laser micromachining.** Biomaterials, vol 24, 2003.
14. IVANOFF, Carl-Johan et al. **Histologic evaluation of the bone integration of TiO₂ blasted and turned titanium microimplants in humans.** Clinical oral implants research, v. 12, n. 2, p. 128-134, 2001.
15. Lacefield WR. Adv Dent Res. 1999 Jun; 13():21-6.
16. Lazzara R. **Dental implant system design and potential impact on the establishment and sustainability of aesthetics.** J Impl Reconstruct Dent Edit. 2012.
17. Le Guéhennec L., Soueidan A., Layrolle P., Amouriq Y. **Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration.** Dental Materials. 2007;23(7):844–854.

18. Lim YJ, Oshida Y, Andres CJ, Barco MT. **Surface characterizations of variously treated titanium materials.** *Int J Oral Maxillof Imp* 2001;16:333-342.
19. Lincks J, Boyan BD, Blanchard CR, Lohmann CH, Liu Y, Cochran DL, et al.. **Response of MG63 osteoblast-like cells to titanium and titanium alloy is dependent on surface roughness and composition.** *Biomaterials* 1998;19:2219-2232.
20. MOREIRA A.M.A; CATAO DSC; FOOK LVM; RABELLO PI; ARAUJO CJ; ZOROASTRO TV. **Influencia das modificacoes superficiais na topografia de liga de niti para aplicacao como biomaterial.** 2009
21. MUSTAFA, Kamal et al. **Attachment and proliferation of human oral fibroblasts to titanium surfaces blasted with TiO₂ particles. A scanning electron microscopic and histomorphometric analysis.** *Clinical oral implants research*, v. 9, n. 3, p. 195-207, 1998.
22. NOVAES Jr, A.B., SOUZA S.L.S., BARROS R.R.M., PEREIRA K.K.Y., IEZZI G., PIATTELLI A. **Influence of Implant Surfaces on Osseointegration.** *Braz Dental J*, 2010.
23. Özcan M., Hämmerle C. **Titanium as a reconstruction and implant material in dentistry: advantages and pitfalls.** *Materials*.2012;5(9):1528–1545.
24. Park J.Y., Davies J.E. **Red blood cell and platelet interactions with titanium implant surfaces.** *Clin. Oral Implants Res.* 2000.
25. Parsikia F., Amini P., Asgari S. **Influence of mechanical and chemical surface treatments on the formation of bone-like structure in cpTi for endosseous dental implants.** *Applied Surface Science.* 2012;259:283–287

26. Ponsonnet L., Reybier K., Jaffrezic N., et al. **Relationship between surface properties (roughness, wettability) of titanium and titanium alloys and cell behaviour.** Materials Science and Engineering C. 2003;23(4):551–560.
27. Rocci A, Martignoni M, Gottlow J. **Immediate loading of Branemark System TiUnite and machined-surface implants in the posterior mandible: a randomized open-ended clinical trial.** Clin Implant Dent Relat Res 2003;5:557-563
28. Rosales-Leal J. I., Rodríguez-Valverde M. A., Mazzaglia G., et al. **Effect of roughness, wettability and morphology of engineered titanium surfaces on osteoblast-like cell adhesion.** Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects.2010;365(1–3):222–22
29. SCHROEDER, André et al. **The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces.** Journal of Maxillofacial Surgery, v. 9, p. 15-25, 1981.
30. SHIRAKURA, M. et al. **Tissue response to titanium implantation in the maxilla, with special reference to the effects to surface conditions on bone formation.** Clin. Oral Implant. Res., Paris, v. 14, p. 687-696, Set. 2003.
31. Skalak & Branemark. Extraído de <http://www.branemark.org.br/integracao/definicoes/>
32. Trisi P., Lazzara R., Rao W., Rebaudi A. **Bone-implant contact and bone quality: evaluation of expected and actual bone contact on machined and osseotite implant surfaces.** Int. J. Periodontics Restorative Dent.

33. Steinemann S. **Titanium-the material of choice**; Periodontology 2000 1998;17:7–21.
34. Greenfield, E.J. (1931). “**Implantation of artificial crown and bridge abutments**”. Dental Cosmos. 55: 364-369.
35. M. Sezin, L. Croharé and J.C. Ibanez. “**Microscopic Study of Surface Microtopographic Characteristics of Dental Implants**”. The Open Dentistry Journal, 2016, 10, 139-147.
36. Juodzbaly G, Sapragoniene M, Wennerberg A. **New Acid Etched Titanium Dental Implant Surface. Stomatologija. Baltic Dental Maxillofacial, J 2003**;
37. L. Le Guehenec, A. Soueidan, P. Layrolle, and Y. Amouriq. **Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. Dental Materials**, vol. 23, no. 7, pp. 844–854, 2007.
38. X. Liu, P. K. Chu, and C. Ding. **Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. Materials Science and Engineering R: Reports**, vol. 47, no. 3-4, pp. 49–121, 2004.
39. Junker R, Dimakis A, Thoneick M, Jansen JA. **Effects of implant surface coatings and composition on bone integration: a systematic review. Clin Oral Implants Res 2009**;20:185-206.
40. Novaes JR. AB, Souza, SL, Barros, R, Pereira, K, IEZZI, G, Piatelli, A. **Influence of Implant Surfaces on Osseointegration. Braz Dent J (2010) 21(6): 471-481.**
41. Deepak V. Kilpadi e Jack E. Lemons. **Surface energy characterization of unalloyed titanium implants. Publicado em 1994.**
42. Roberts WE. **Bone tissue interface. J Dent Educ 1988**;52:804-9.

43. G. Pető, A. Karacs, Z. Pászti, L. Gucci, T. Divinyi, and A. Jób, **“Surface treatment of screw shaped titanium dental implants by high intensity laser pulses,”** *Applied Surface Science*, vol. 186, no. 1–4, pp. 7–13, 2002.
44. C. Hallgren, H. Reimers, D. Chakarov, J. Gold, and A. Wennerberg, **“An in vivo study of bone response to implants topographically modified by laser micromachining,”** *Biomaterials*, vol. 24, no. 5, pp. 701–710, 2003.
45. H. Kim, S.-H. Choi, J.-J. Ryu, S.-Y. Koh, J.-H. Park, and I.-S. Lee, **“The biocompatibility of SLA-treated titanium implants,”** *Biomedical Materials*, vol. 3, no. 2, p. 25011, 2008.
46. S.-A. Cho and S.-K. Jung, **“A removal torque of the laser-treated titanium implants in rabbit tibia,”** *Biomaterials*, vol. 24, no. 26, pp. 4859–4863, 2003.
47. E. Conforto, B.-O. Aronsson, A. Salito, C. Crestou, and D. Caillard, **“Rough surfaces of titanium and titanium alloys for implants and prostheses,”** *Materials Science and Engineering: C*, vol. 24, no. 5, pp. 611–618, 2004.
48. T. Monetta and F. Bellucci, **“The effect of sand-blasting and hydrofluoric acid etching on Ti CP 2 and Ti CP 4 surface topography,”** *Open Journal of Regenerative Medicine*, vol. 1, no. 3, pp. 41–50, 2012.
49. O. Zinger, K. Anselme, A. Denzer et al., **“Time-dependent morphology and adhesion of osteoblastic cells on titanium model surfaces featuring scale-resolved topography,”** *Biomaterials*, vol. 25, no. 14, pp. 2695–2711, 2004.

50. W. Xue, X. Liu, X. Zheng, and C. Ding, **"In vivo evaluation of plasma-sprayed titanium coating after alkali modification,"** *Biomaterials*, vol. 26, no. 16, pp. 3029–3037, 2005.
51. F.M.He, G. L. Yang, Y.N. Li, X. X. Wang, and S. F. Zhao, **"Early bone response to sandblasted, dual acid-etched and H₂O₂/HCl treated titanium implants: an experimental study in the rabbit,"** *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, vol. 38, no. 6, pp. 677–681, 2009.
52. Braceras I., Alava J. I., Oñate J. I., et al. **Improved osseointegration in ion implantation-treated dental implants. Surface and Coatings Technology.** 2002;158-159:28–32. doi: 10.1016/S0257-8972(02)00203-7.
53. Gu Y. W., Khor K. A., Pan D., Cheang P. **Activity of plasma sprayed yttria stabilized zirconia reinforced hydroxyapatite/Ti-6Al-4V composite coatings in simulated body fluid.** *Biomaterials*. 2004;25(16):3177–3185. doi: 10.1016/j.biomaterials.2003.09.101.
54. Ochsenbein A., Chai F., Winter S., Traisnel M., Breme J., Hildebrand H. F. **Osteoblast responses to different oxide coatings produced by the sol-gel process on titanium substrates.** *Acta Biomaterialia*. 2008;4(5):1506–1517. doi: 10.1016/j.actbio.2008.03.012.
55. Fouda M. F. A., Nemat A., Gawish A., Baiuomy A. R. **Does the coating of titanium implants by hydroxyapatite affect the elaboration of free radicals. An experimental study.** *Australian Journal of Basic and Applied Sciences*. 2009;3:1122–1129.
56. A. Jemat, M. J. Ghazali, M. Razali, e Y. Otsuka. **Surface Modifications and Their Effects on Titanium Dental Implants.** *Biomed Res Int*. 2015; 2015: 791725. Published online 2015 Sep 7. doi: 10.1155/2015/791725

57. Niinomi, M. **Fatigue performance and cyto-toxicity of lowrigidity titanium alloy, Ti–29Nb–13Ta–4.6Zr**. *Biomaterials* 24 (2003) 2673–2683
58. Smeets, R. *et al.* **Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration**. *Biomed Res. Int.* 2016, 6285620 (2016).
59. A. C. Carreira, F. H. Lojudice, E. Halcsik, R. D. Navarro, M. C. Sogayar, and J. M. Granjeiro, **Bone morphogenetic proteins: facts, challenges, and future perspectives**. *Journal of Dental Research*, vol. 93, no. 4, pp. 335–345, 2014.
60. Y. Liu, K. de Groot, and E. B. Hunziker, **BMP-2 liberated from biomimetic implant coatings induces and sustains direct ossification in an ectopic rat model**. *Bone*, vol. 36, no. 5, pp. 745–757, 2005.
61. M. Ramazanoglu, R. Lutz, C. Ergun, C. von Wilmsky, E. Nkenke, and K. A. Schlegel, **The effect of combined delivery of recombinant human bone morphogenetic protein-2 and recombinant human vascular endothelial growth factor 165 from biomimetic calcium-phosphate-coated implants on Osseointegration**. *Clinical Oral Implants Research*, vol. 22, no. 12, pp. 1433–1439, 2011.
62. H. Terheyden, N. P. Lang, S. Bierbaum, and B. Stadlinger, **Osseointegration—communication of cells**. *Clinical Oral Implants Research*, vol. 23, no. 10, pp. 1127–1135, 2012.
63. R. R. M. de Barros, A. B. Novaes, P. Korn *et al.*, **Bone formation in a local defect around dental implants coated with extracellular matrix components**. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, vol. 17, no. 4, pp. 742–757, 2015.

64. B. Stadlinger, P. Korn, N. Tödtmann et al., **Osseointegration of biochemically modified implants in an osteoporosis rodent model**. *European Cells & Materials*, vol. 25, pp. 326–340, 2012.
65. R. G. G. Russell, N. B. Watts, F. H. Ebetino, and M. J. Rogers, **Mechanisms of action of bisphosphonates: similarities and differences and their potential influence on clinical efficacy**. *Osteoporosis International*, vol. 19, no. 6, pp. 733–759, 2008.
66. B. Peter, D. P. Pioletti, S. Laib et al., **Calcium phosphate drug delivery system: influence of local zoledronate release on bone implant osteointegration**. *Bone*, vol. 36, no. 1, pp. 52–60, 2005.
67. J. Abtahi, P. Tengvall, and P. Aspenberg, **A bisphosphonate-coating improves the fixation of metal implants in human bone. A randomized trial of dental implants**. *Bone*, vol. 50, no. 5, pp. 1148–1151, 2012.
68. S. Barak, M. Neuman, G. Iezzi, A. Piattelli, V. Perrotti, Y. Gabet. **A New Device for Improving dental Implants Anchorage: A Histological and Micro-Computed Tomography Study in the Rabbit**. *Clinical Oral Implants Research* em 2015.
69. Brighton CT, Black J, FriedenberG ZB, Esterhai JL, Day LJ, Connolly JF. **A multicenter study of the treatment of nonunion with constant direct current**. *J Bone Joint Surg Am* 1981;63:2–13.
70. Gittens RA, Olivares-Navarrete R, Tannenbaum R, Boyan BD, Schwartz Z. **Electrical implications of corrosion for osseointegration of titanium implants**. *J Den Res* 2011;90:1389–1397.
71. Kim IS, Song JK, Zhang YL, Lee TH, Cho TH, Song YM. **Biphasic electric current stimulates proliferation and induces VEGF production in osteoblast**. *Biochim Biophys Acta* 2006;1763:907–916.

72. Bins-Ely LM, Cordero EB, Souza JCM, Teughels W, Benfatti CAM, Magini RS. **In vivo electrical application on titanium implants stimulating bone formation.** J Periodont Res 2016; doi: 10.1111/jre.12413.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
CURSO DE ODONTOLOGIA
DISCIPLINA DE TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO DE ODONTOLOGIA

ATA DE APRESENTAÇÃO DO TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

Aos 17 dias do mês de Outubro de 2017, às 9h00 horas,
em sessão pública no (a) Sala CCS910 desta Universidade, na presença da
Banca Examinadora presidida pelo Professor

Ricardo S. Magini

e pelos examinadores:

1- César A. M. Benfatti

2- Leticia Bins Ely

o aluno Ricardo Pezzini Filho

apresentou o Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação intitulado:

Superfícies de Implantes: Revisão de Literatura.

como requisito curricular indispensável à aprovação na Disciplina de Defesa do TCC e a integralização do Curso de Graduação em Odontologia. A Banca Examinadora, após reunião em sessão reservada, deliberou e decidiu pela aprovação do referido Trabalho de Conclusão do Curso, divulgando o resultado formalmente ao aluno e aos demais presentes, e eu, na qualidade de presidente da Banca, lavrei a presente ata que será assinada por mim, pelos demais componentes da Banca Examinadora e pelo aluno orientando.

[Assinatura]
Presidente da Banca Examinadora

[Assinatura]
Examinador 1

Leticia Bins Ely
Examinador 2

Ricardo Pezzini Filho
Aluno