

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Susane Corazza Binder

Superfícies de implantes de titânio com alta molhabilidade e a técnica da carga precoce:revisão de literatura e relato de caso clínico.

CURITIBA
2016

Susane Corazza Binder

Superfícies de implantes de titânio com alta molhabilidade e a técnica da carga precoce: revisão de literatura e relato de caso clínico.

Monografia apresentada ao Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, como parte dos requisitos para obtenção do título de Especialista em Implantodontia.

Orientador: Prof. Sidney Sato Oku

CURITIBA
2016

Susane Corazza Binder

Superfícies de implantes de titânio com alta molhabilidade e a técnica da carga precoce:
revisão de literatura e relato de caso clínico.

Presidente da banca(Orientador) : Prof. Sidney Sato Oku

BANCA EXAMINADORA

Prof. Décio Canestraro

Prof. Dalton Suzuki

Aprovada em: 25/08/2016

“Feliz aquele que transfere o
que sabe e aprende o que
ensina”.

Cora Coralina

Dedico esta monografia às pessoas mais importantes da
minha vida, que me apoiaram desde o início dessa
jornada de maneira incondicional: Meu
marido Gustavo, meu grande amor
e exemplo de equilíbrio e força.

Minhas filhas, Laura e Julia, que mesmo tão
pequenas
compreenderam todas as minhas ausências;
com absoluta certeza, são o melhor de mim. E também
aos
meus pais, minhas referências de fé e
humildade.

Agradecimentos

Agradeço primeiramente e sempre a Deus, que sabe de todas as coisas, e me permitiu saúde e coragem para iniciar e concluir essa conquista profissional.

Aos meus amores Gustavo, Laura e Julia, que abdicaram de muitos momentos de lazer e descanso ao meu lado, e suportaram por algumas vezes minha companhia estressada e cansada.

A Dra Rogéria Acedo, que coordenou de maneira impecável nosso curso, e para mim é um grande exemplo de profissional competente, de mestre acessível e de amiga querida.

Ao Dr Sidney Sato, meu orientador e professor, que me ajudou muito na estruturação desse trabalho, e sobretudo na clínica, pela sua maneira simples e clara de passar seus conhecimentos.

Aos demais professores do curso, Dra Erica Romanini e Dr Yuri Uhlendorf, por todo aprendizado e amizade, que jamais serão esquecidos.

Aos funcionários da escola, em especial Karina e Tânia, sempre prestativas e educadas a todos que as cercam.

A minha extraordinária secretária Elisangela, por cuidar de forma exemplar do meu consultório, me dando paz e tranquilidade sobretudo durante o período de minha ausência.

Ao amigo Dr . Marcelo Araujo, por sua prestatividade sem igual na monitoria das nossas clínicas.

A todos os colegas, por compartilharmos durante esses 28 meses , momentos inesquecíveis de estudos, cirurgias, amizades, almoços e muita troca de experiências profissionais e pessoais.

E, finalmente, a todos os pacientes do ILAPEO, que nos confiaram suas expectativas, estética e funcional, e assim pudemos realizar o exercício de nossa especialização profissional.

Sumário

Lista

Resumo

1- Introdução.....	11
2- Revisão de Literatura.....	14
3- Proposição.....	39
4- Artigo Científico.....	40
5- Referências	66
6- Anexo.....	70

Lista de abreviaturas

BMP – Bone Morphogenetic Protein (Proteína Morfogenética Óssea)

NRO – Nível de Reabsorção Óssea

BIC –Bone-implant contact (Contato Osso-implante)

MEV – Microscópio Eletrônico de Varredura

TI – Torque insertion (Inserção de Torque)

RFA – Resonance Frequency Analysis (Análises de Frequência de Ressonância)

ISQ – Implant Stability Coefficient (Coeficiente de Estabilidade do Implante)

CM – Cone morse

CAA – Contact Angle Analysis (Análise do Ângulo de Contato)

MRQM – Moderadamente Rugosa e Quimicamente Modificada

mm - Milímetro

% - Por cento

® - Marca registrada

Resumo

A Implantodontia, cada vez mais presente nas Reabilitações Orais, tem evoluído muito nas últimas décadas, proporcionando aos pacientes com edentulismos parcial ou total, soluções ainda mais funcionais e estéticas. Muito se tem buscado no aprimoramento e diversidade das superfícies dos implantes e também nas técnicas cirúrgicas que os envolvem, permitindo desse modo temporizações mais curtas aos pacientes. Assim, modificações nas superfícies dos implantes de titânio possibilitaram respostas mais rápidas de osseointegração pelo organismo, viabilizando, além da técnica convencional, também a técnica da carga imediata e da carga precoce. Essas modificações de superfície são alcançadas por métodos de subtração e/ou adição, objetivando uma superfície modificada com maior molhabilidade, isto é, maior interação com o meio biológico. Por meio de uma revisão bibliográfica, fizemos uma atualização sobre as superfícies dos implantes dentários de titânio, hidrofóbicos e hidrofílicos, em especial os com molhabilidade aumentada, SLActive, da Straumann da Suíça, e Acqua, da Neodent do Brasil. Juntamente, por meio de um relato de caso clínico, realizado nesse curso de pós graduação do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO), foi realizado um implante hidrofílico Acqua, Neodent do Brasil. Preconizando a técnica do fabricante, o implante Alvim Acqua foi instalado na região do dente 25, de uma paciente que procurou a escola para substituir sua prótese fixa adesiva, deixando-o com parafuso de cobertura por 25 dias, e após reaberto, instalado munhão protético e coroa provisória. Aferições de seu ISQ (coeficiente de estabilidade do implante) foram feitas por meio de um Smartpeg para cone-morse, instalado diretamente no implante, e do aparelho Osstell (Osstell AB, Goteborg, Sweden) nos dois tempos cirúrgicos. Desse modo, podemos afirmar que, superfícies com hidrofília aumentada são opções confiáveis quando se objetiva o benefício da carga precoce, possibilitando assim, resoluções protéticas antecipadas em determinadas situações (sítios sem defeitos ósseos), ou também, maior previsibilidade em leitos ósseos limítrofes.

Palavras-chave: Implantes Dentários; Osseointegração; Molhabilidade.

Abstract

The implantology increasingly present in Oral Rehabilitations, has evolved over the last decades, providing patients with partial or total edentulismos, even more functional and aesthetic solutions. Much has been sought in the improvement and diversity of implant surfaces and also in surgical techniques that involve them, thereby allowing, shorter delay times for patients. Thus, changes in the surface of titanium implants enabled faster responses of osseointegration by the body, making it possible, in addition to the conventional technique, also the technique of immediate loading and early loading. These surface modifications are achieved by subtraction methods and / or addition, aiming a modified surface with greater wettability, ie, greater interaction with the biological environment. Through a literature review, we made an update on the surfaces of titanium, hydrophobic and hydrophilic dental implants, especially with increased wettability, SLActive, Straumann of Switzerland, and Acqua, of Neodent Brazil. Together, through a clinical case report, held in that post graduate course of the Latin American Institute of Research and Dental Education (ILAPEO), we performed a hydrophilic implant Acqua, Neodent Brazil. Advocating the technique of the manufacturer, Alvim Acqua implant was installed in the region of the tooth 25, in a patient who came to the school to replace its adhesive fixed prosthesis, leaving her for 25 days cover screw, and after re-opened, installed trunnion Prosthetic and temporary crown. Measurements of their ISQ (implant stability coefficient) were made via a morse taper to Smartpeg, installed directly on the implant, and Osstell apparatus (Osstell AB, Goteborg, Sweden) in both surgical time. Thus, we can say that surfaces with increased hydrophilicity are reliable options when it aims at the benefit of early load, thus enabling early prosthetic resolutions in certain situations (without bone defect sites), or also greater predictability in neighboring bone beds.

Keywords: Dental Implants; Osseointegration; Wettability.

1-Introdução

A história da Implantodontia teve seu marco principal por meio dos estudos de Branemark, em 1969, com a descoberta da Osseointegração. A partir disso, as reabilitações orais com implantes dentários em titânio se perpetuaram como uma excelente opção para pacientes com edentulismos parcial e total.

O protocolo elaborado por Branemark, preconizava a técnica cirúrgica em dois estágios, sendo que, num primeiro momento os implantes eram instalados e mantidos submersos por aproximadamente seis meses e, em uma segunda etapa, só após esse período de espera, fazia-se a reabertura dos mesmos para então receberem suas próteses (ALBREKTSSON et al;1986). As crescentes aplicabilidades da Implantodontia, sobretudo em regiões estéticas, fizeram com que técnicas cirúrgicas ainda melhores e menos invasivas, implantes com novos designs e novas propriedades surgissem, e conseqüentemente, mudanças nos períodos de temporizações das próteses foram possíveis (ALBREKTSSON& WENNERBERG 2004; COELHO et al: 2009).

A técnica da Carga Imediata, na qual o carregamento protético é realizado até 01 semana após a instalação dos implantes, e também a Técnica da Carga Precoce, caracterizada pela instalação da prótese no período aproximado de 01 semana a 02 meses (WEBER et al; 2009; ESPOSITO et al; 2009) após a cirurgia, marcaram uma fase de maior previsibilidade nas reabilitações envolvendo implantes dentários. Assim implantes de titânio, anteriormente usinados, receberam tratamentos em sua superfície através de métodos de adição e/ou subtração, com a finalidade de aumentar a área de contato osso-implante e também de reforçar a maturação das células ósseas e assim elevar as taxas de sucesso clínico (WENNERBERG & ALBREKTSSON 2009). Superfícies macroteturizadas, microtexturizadas, nanoteturizadas e as biomiméticas foram

desenvolvidas (FAVERANI et al; 2011; BERNARDES, CLAUDINO & SARTORI 2012). Enquanto a estabilidade primária está relacionada à resistência mecânica de um implante no momento de sua instalação, a estabilidade secundária diz respeito a capacidade de um implante em se manter estável após a deposição e regeneração do tecido vivo periimplantar (DAGHER et al ;2014).

Além da topografia de superfície, outros fatores como a composição físico-química, a energia superficial e a molhabilidade também influenciam fortemente a resposta do tecido vivo. Alterações na energia superficial vêm sendo realizadas buscando aumentar a capacidade de molhamento dos implantes, tornando-os mais hidrofílicos (ALBREKTSSON & WENNERBERG 2004). Implantes SLActive e Acqua têm a hidrofiliabilidade presente em suas superfícies, resultando num maior contato entre elas e as proteínas presentes no sangue, facilitando o processo de regeneração óssea efetiva (MENDONÇA et al; 2013; RUPP et al; 2006; KLOSS et al; 2011).

O tratamento das superfícies Acqua, Neodent, Brasil, é obtido por meio de um processo físico-químico capaz de levar mais biocompatibilidade da superfície de titânio jateada e condicionada com ácidos (SARTORETTO et al; 2015), sem alteração da topografia e rugosidade, transformando uma superfície de cargas negativas em positivas. É sabido que a camada de óxido de titânio normalmente se apresenta eletronegativa. Dessa maneira, a ligação implante-proteína depende de pontes do próprio organismo, como cátions bivalentes de cálcio, para acontecer. Implantes com a superfície hidrofílica se caracterizam pela eletro-positividade da camada de óxido de titânio, permitindo a ligação direta entre o implante-proteína (RUPP et al; 2011).

O objetivo desse estudo é, através de uma revisão de literatura, sobretudo dos implantes SLActive da Straumann, Suíça e Acqua da Neodent, Brasil, e também, de um relato de caso clínico, mostrar a relevância dos tratamentos de superfícies de implantes de

titânio e suas aplicações na clínica cirúrgica quando objetivamos uma maior resposta do tecido vivo com a finalidade da carga precoce, e ainda , seu desempenho em áreas de defeitos ósseos como no caso de enxertias.

2- Revisão de Literatura

Bico et al. (2002), fizeram um estudo com o objetivo de discutir quantitativamente a molhabilidade de um sólido texturizado por uma rugosidade concebida. Neste trabalho, tanto superfícies hidrófilas quanto hidrofóbicas foram descritas, em conjunto com as possíveis implicações para o molhamento de materiais porosos. Como conclusões, autores mostraram que a descrição mais simples possível da molhante (e a desumidificação) de uma superfície provida de textura implica dois parâmetros adimensionais, ou seja, a rugosidade da superfície e uma fração da superfície que caracteriza a relação entre os dois níveis de uma tal superfície. No caso hidrofóbico, descobriu-se que a linha de contato pode fixar sobre a textura (graças à presença de cantos agudos, por exemplo), um comportamento super hidrófobo de interesse prático evidente: uma gota não adere sobre uma tal superfície, e pode ser facilmente removida. No caso hidrofílico, a gota ou segue a topografia, o que gera uma diminuição eficaz do ângulo de contato, ou espalha-se no interior da textura sólida, e em seguida coexiste com o sólido enchido com o líquido. Mais uma vez, o ângulo de contato diminui, mas continua a ser estritamente maior que zero em situação de umedecimento parcial, devido a presença de ilhas emergirem .

Albrektsson et al. (2004), através de uma revisão, analisaram as propriedades topográficas e químicas de diversas superfícies de implantes orais e as respostas in vivo para essas superfícies de implantes. O artigo considera detalhado a mecânica, a topografia e características físicas dessas superfícies de titânio. Mecanismos de ancoragem, tais como ligações biomecânicas e bioquímicas são também examinadas. Osteoatração e superfícies dopadas (providas com BMP ou outro fator de crescimento ósseo) são também discutidas.

Resultantes dessa revisão, autores explicam que, a qualidade da superfície de um implante oral depende de três propriedades: mecânica, topografia e características físico-

químicas. Propriedades topográficas são avaliadas pelo nível de resolução micrômetro. A topografia de superfície refere-se ao grau de rugosidade da superfície e a orientação dessas rugosidades. As propriedades mecânicas das superfícies dos implantes estão relacionadas às possíveis tensões na superfície que podem resultar num aumento da taxa de corrosão e de desgaste relacionada com a dureza do material. As características físicas referem-se a fatores como a energia de superfície e carga. Uma forma prática de medir a energia de superfície de contato é pela medida do seu ângulo de contato, que também é capaz de determinar se uma superfície é hidrófoba ou hidrófila, ou seja, o ângulo de contato de uma superfície determina a capacidade de umedecimento de uma superfície. Em relação às características químicas das superfícies dos implantes, autores relatam que a camada superficial pode conter ligações reativas, e uma troca contínua de água e vários íons influenciam a ligação de proteínas da superfície e as reações celulares subsequentes. Os autores concluíram nessa revisão que: Superfícies moderadamente rugosas (1 a 2 micrômetros) parecem ter algumas vantagens clínicas sobre superfícies mais suaves ou mais ásperas também, mas as diferenças são pequenas e muitas vezes não é estatisticamente significativa. Implantes biativos, ou seja, implantes com componentes em sua superfície capazes de formar ligações com o tecido vivo, podem oferecer alguma promessa futura.

Rupp et al, (2005), realizaram um estudo *in vitro* com a finalidade de investigar superfícies SLA quimicamente modificadas em relação ao seu comportamento de molhabilidade dinâmica, dando especial atenção a hidrofilia inicial e segura. Além disso, também se comparou incidências diferentes nos níveis de contaminações por hidrocarbonetos e carbonetos nesses diferentes implantes. Para isso, os autores utilizaram seis grupos de diferentes superfícies com níveis topográficos e rugosidades variadas, sendo que os implantes SLA e SLA modificados eram parte desse estudo. A topografia foi

avaliada através de microscopia eletrônica de varredura e a perfilometria avaliou a rugosidade dessas superfícies. A hidrofiliabilidade e o ângulo de contato foram medidos pelo método de Wilhelmy e a composição química através da espectroscopia de fotoelétrons de raios-X. Como resultados os autores mostraram não haver diferenças topográficas e morfológicas entre implantes SLA e SLA modificados. Quanto a hidrofiliabilidade dinâmica e a energia livre, os autores demonstraram que as superfícies SLA modificadas mantêm sua hidrofiliabilidade e energia livre inicial altas, mesmo após serem secadas à vácuo, e que o processo de preparação final sob a proteção do gás nitrogênio e armazenamento em ambiente líquido desses implantes modificados também contribuem para esse comportamento de hidrofilia irreversível. Em relação a composição química, os estudos revelaram que superfícies SLA modificadas têm quase o dobro da quantidade de titânio quando comparada a superfície não modificada e também maior concentração de oxigênio devido à formação de uma camada de óxido de titânio e também pelo aumento dos grupos hidroxilados/hidratados ligados às superfícies modificadas. Também se verificou menor concentração de carbono nos implantes SLA modificados. Em relação a energia livre de superfície, os resultados mostraram que a microestrutura presente nos implantes SLA reduz a energia livre quando comparada às superfícies lisas, mas que a modificação química proposta com os implantes SLA modificados, promove altas superfícies energéticas. Assim, autores concluíram que, as superfícies com estruturas combinadas de escala de comprimento diferente podem causar um comportamento água repelente hidrofóbico, mas que a hidrofiliabilidade dessas superfícies sem alterar sua microestrutura é possível desde que modificações na sua química sejam realizadas.

Gojko (2009) fez um estudo com o objetivo de avaliar o tempo de vida útil e o nível de reabsorção óssea (NRO) entre os implantes com superfícies química (SLActive) e fisicamente tratadas (SLA), instalados em maxila previamente enxertadas com osso

autógeno em bloco, e carregados com coroas unitárias parafusadas. Para isso, foram utilizados 17 voluntários e 20 implantes (10 com superfície SLA e 10 com superfície SLActive). Dez semanas após a instalação dos implantes no grupo controle (SLA) e quatro semanas no grupo teste (SLActive), foram iniciados os procedimentos para a confecção das próteses parafusadas, no qual os pilares foram apertados com força de 35Ncm, 12 semanas após a colocação dos implantes com superfície SLA e após 06 semanas com a superfície SLActive. Radiografias periapicais foram realizadas no ato da colocação dos implantes, no dia de aperto do pilar protético, e após 01 e 03 meses com a coroa definitiva em função. Comparando os dois tipos de superfícies, o autor mostrou que o NRO ao redor dos implantes SLActive com 03 meses em função foi menor do que no grupo controle SLA, e que, os implantes SLActive instalados na maxila, na área tratada com enxerto ósseo em bloco, e carregados com coroas unitárias 06 semanas após a instalação, tiveram menor vida útil quando comparados com implantes SLA carregados após o período de 12 semanas. Dois implantes SLActive foram perdidos no ato do aperto do pilar protético. Como conclusão, o autor coloca que, os implantes com superfície SLActive colocados na maxila, na área tratada com enxerto ósseo em bloco, e carregados com coroas unitárias 06 semanas após a colocação têm 20% menos de vida útil quando comparados com implantes de superfície SLA, numa avaliação de 03 meses após o carregamento e que, o NRO no grupo SLActive foi menor do que no grupo controle.

Wennerberg et al (2011), fizeram, através de uma revisão de literatura, uma pesquisa sobre a superfície SLActive hidrófila e nanoestruturada dos implantes produzidos pela Straumann Sociedade na Suíça. Para isso, basearam-se em 15 trabalhos *in vitro*, 17 trabalhos *in vivo* e 16 estudos clínicos. Como resultado de suas buscas, encontraram a definição da superfície SLActive sendo um desenvolvimento de grande jateado e ácido gravado na superfície, que após essa combinação de tratamentos são lavados sob a

proteção do azoto para evitar a exposição ao ar, e em seguida armazenada num tubo de vidro selado contendo solução NaCl isotônico com a finalidade de obter uma superfície hidroxilada/hidratada, capaz de reter a elevada energia superficial, reduzindo a adsorção de potenciais contaminantes da atmosfera. Em geral, autores encontraram como resultados nos estudos *in vitro e in vivo* que a superfície SLActive favorece uma resposta celular e do tecido ósseo mais forte durante a fase de cicatrização precoce quando comparada com a resposta obtida ao implante antecessor SLA. No entanto, esses mesmos estudos também mostraram aos autores desse trabalho que, após as 6 a 8 primeiras semanas de colocação do implante, essa resposta aumentada das superfícies SLA modificada desaparece, e se torna muito semelhante à superfície SLA. Os autores explicam que, além da elevada energia de superfície dos implantes SLActive comparados à superfície SLA, as diferenças nas rugosidades desses implantes também contribuem para respostas celulares diferentes quando superfícies micro estruturadas ou nano estruturadas são usadas. Em relação aos trabalhos pesquisados feitos em humanos, autores concordam que não há grande vantagem clínica no uso de implantes SLAmodificados, visto que, as diferenças entre eles e os implantes SLA se nivelam em 6 semanas. Como conclusão, os presentes autores justificam que há muitos estudos experimentais e clínicos publicados sobre o implante SLActive, e a maioria deles indica uma resposta óssea mais forte desse implante em relação ao antecessor SLA, pelo menos nas primeiras poucas semanas após a colocação do implante, entretanto, as diferenças clínicas entre eles são muito pequenas. A opinião dos presentes autores, baseadas nas provas coletivas dessa avaliação atual, é que existem poucas indicações que suportam um tipo de implante em detrimento do outro. Tendo dito isso, dentro das limitações do período de 03 anos, superfícies SLActive parecem desempenhar adequadamente e podem, como superfícies SLA, ser consideradas como representando um bom desempenho bucal no moderno sistema de implante.

Langet al. (2011) realizaram um trabalho com a finalidade de avaliar a osseointegração precoce em implantes hidrofóbicos e hidrofílicos em humanos. Para isso, 49 jovens voluntários, não fumantes, entre 21 e 48 anos, receberam 49 implantes sólidos, SLActive e SLA, ambos da Straumann, com 4mm de altura e 2,8mm de diâmetro, nas regiões de terceiros molares inferiores os quais ficaram submersos. Após os períodos de 7, 14, 28 e 42 dias, uma trefina de diâmetro interno de 4,9mm e 5mm de altura, foi usada para remover esses implantes testes e também a área de osso circundante aos implantes. Essas amostras foram analisadas histologicamente com o auxílio de um microscópio eletrônico e como resultado constatou-se que, todas as superfícies dos implantes foram revestidas parcialmente por osso, e uma fração significativa desse revestimento na matriz óssea tornou-se cada vez mais coberto com osso recém-formado. O processo de formação de osso novo já começou durante a primeira semana nas regiões trabeculares e aumentou gradualmente até 42 dias. A porcentagem de contato direto osso-implante após 14 e 28 dias foi mais pronunciado nos implantes SLActive do que nos SLA, mas depois de 42 dias estas diferenças não eram mais evidentes. Aos 7 dias da implantação, o BIC (contato osso-implante) encontrado para todos os implantes, hidrófobos e hidrofílicos, foi de 6%, ao passo que na análise realizada aos 14 dias da implantação, o BIC encontrado foi de 12,2% para implantes SLA e 14,8% para os implantes SLActive. Na amostra avaliada no período de 28 dias, o BIC subiu praticamente para três vezes mais do que os últimos valores colhidos; nos implantes hidrofóbicos o valor encontrado foi de 32,4% enquanto nos implantes hidrofílicos o valor do BIC foi de 48,3%. Já na avaliação final realizada com 42 dias, o BIC encontrado para implantes SLA e SLActive foi de 62% igualmente. No presente estudo, a medida de modificação química da superfície do implante moderadamente áspera SLA resultante em um hidrofílico ao invés de uma superfície hidrofóbica contribui sim para a melhora dos resultados de osseointegração. Para os

autores, embora o resultado final desse trabalho foi reconhecido como igual e altamente satisfatório para ambas as superfícies ásperas moderadamente (SLA e SLActive), uma tendência de superioridade após 14 dias e um BIC superior após 28 dias foram demonstrados para as superfícies SLA modificadas. Em conclusão, o presente trabalho demonstrou que a cicatrização de implantes instalados em osso principal mostraram características semelhantes com reabsorção óssea e eventos aposicionais entre 7 e 42 dias para ambas as superfícies dos implantes testados. Em comparação com experimentos em animais anteriores, a taxa de osseointegração foi substancialmente mais lenta em seres humanos. O grau de osseointegração após 4 semanas (28 dias) foi superior para o SLActive hidrófila em comparação com a superfície hidrofóbica SLA.

Rupp et al. (2011), avaliaram por meio de tensiometria, o comportamento de molhagem de implantes dentários de titânio e sua relação com a topografia de superfície desses implantes. Para os autores, a molhabilidade de uma superfície de um implante é diretamente influenciada pela sua energia de superfície. Molhabilidade é importante na acessibilidade de uma superfície de implante para líquidos biológicos aquosos. O aumento da molhabilidade aumenta a interação entre a superfície do implante e o meio ambiente biológico. As células não encontram uma superfície completamente limpa, mas uma que é proteica e condicionada. Além disso, as propriedades que ditam energia superficial, composição química de superfície, carga, e perfil de superfície na gama nanométrica são críticos para a adsorção de proteína, formação de películas de condicionamento, e adesão de células. Nesse trabalho, nove tipos de implantes de oito fabricantes diferentes foram avaliados. Esses parafusos tinham seus comprimentos variando entre 14 e 18 mm e diâmetro entre 4,0 e 4,5 mm. A geometria desses implantes foi analisada através de um microscópio eletrônico de varredura (MEV), e para a análise topográfica, as amostras foram revestidas por crepitação com uma fina camada de ouro-paládio e investigada

utilizando um Leo 1430 SEM (Zeiss) com uma voltagem de aceleração de 15kv. A molhabilidade foi analisada pelo ângulo de contato dinâmico com base no contraste do método de Wilhelmy (10 voltas de 10mm de velocidade de imersão por minuto). Em contraste com medições de ângulo de atrito estático, as medições dinâmicas são caracterizadas pelo movimento relativo entre as fases sólida e líquida. Além disso, os ângulos de contato estáticos foram determinados utilizando a técnica da gota séssil (técnica utilizada para determinar ângulo de contato estático ou dinâmico, através de uma gota de um líquido puro sobre uma superfície plana, no qual se observa toda a trajetória da gota desde o primeiro contato até seu espalhamento). Por conseguinte, as amostras foram fixadas por um sigma 70 e repetidamente imersas em água ultra pura. Como resultado, através da MEV, foram revelados diferentes tipos de superfícies resultantes de diversos processos de fabricação. Todos os implantes, com exceção do SLActive Padrão Standard, mostraram histérese (tendência de um material em manter suas propriedades mesmo na ausência do estímulo que as causou) na sua tensão de umedecimento circular como resultado de tensão molhante mais negativa. Em geral, observou-se uma mudança repentina para tensões de molhagem mais positivas. Os primeiros avanços dos ângulos de contato médios de todos os implantes variaram de 0 graus (SLActive) e 138 graus (OsseoSpeed), demonstrando diferenças estaticamente significativas entre os implantes. Devido a cinética de histérese, implantes hidrofóbicos se tornaram hidrófilo inicialmente durante a sequência de ciclos de imersão. Através desse trabalho utilizando o método de Wilhelmy para comparar a capacidade de umedecimento dinâmico dos implantes dentários, autores concluíram que uma gama geral de molhagem completamente molhável e superhidrofílica (ângulo de contato 0 grau) até praticamente desmolhada e hidrofóbica (ângulo de contato 138 graus) foi observada. Três dos nove implantes examinados

mostraram ângulo de contato menor que 90 graus e podem ser considerados como hidrofílicos.

Bernardes et al. (2012), fizeram por meio de uma revisão crítica de literatura científica, um trabalho com o objetivo de abordar e discutir alguns métodos de tratamento de superfície dos implantes dentários bem como os efeitos biológicos associados a resposta tecidual que sejam de interesse e relevância clínica. Neste estudo, autores fizeram uma breve revisão do fenômeno da Osseointegração e também dos diversos fatores relacionados à superfícies dos implantes capazes de influenciar diretamente no comportamento das células no que se refere à adesão e proliferação celular. Relataram também sobre a classificação dos diferentes tipos de superfícies de implantes dentários desde os lisos ou usinados até os mais atuais nanotexturizados e também os com características biomiméticas. Abordaram também os métodos para se alcançar determinados graus de rugosidade de superfícies com processos de adição ou subtração ou a combinação deles. A molhabilidade, ou seja, a capacidade da superfície de titânio de interagir com o meio biológico, e sua influência para a osseointegração também foi descrita. Autores concluíram que todos esses processos de tratamentos das superfícies do titânio visam somente otimizar o processo de osseointegração, pois o mesmo ocorre também em superfícies polidas. Contudo, esta ferramenta pode ser de grande relevância, especialmente em casos limítrofes como tecido ósseo de baixa densidade, enxertos prévios, utilização de implantes curtos, e pacientes com comprometimento sistêmicos que podem afetar o metabolismo ósseo pelo fato de diminuir o tempo de espera da fase de deposição biológica durante o processo de osseointegração.

Kohaviet al. (2012), tiveram como objetivo, determinar o papel da molhabilidade e forças eletrostáticas na adsorção de proteínas nas superfícies de titânio. Para o estudo, autores usaram discos de titânio com topografias diversas separados em três grupos

principais: o grupo molhado, o grupo molhado e depois seco, e o grupo desmolhado (controle). Uma avaliação quantitativa de proteínas utilizando o método de ELISA foi realizada nos discos para examinar a proteína deixada absorvida na superfície. Nos resultados obtidos através de microscopia eletrônica de varredura, as superfícies usinadas exibiram uma aparência lisa, em comparação com as superfícies ácido-gravadas e ácido-gravadas e jateadas que exibiram uma aparência mais rugosa. Em relação ao ângulo de contato, as superfícies tratadas com qualquer uma das soluções de irrigação tiveram seus ângulos de contato diminuídos quando comparados com o grupo desmolhado. As superfícies que foram molhadas com soluções contendo Cálcio e Magnésio aumentaram significativamente a adsorção de albumina quando comparadas com outros tratamentos de molhagem ou também com o grupo demolhado. Para a fibronectina, revelou-se que todos os tratamentos molhantes aumentaram significativamente a quantidade de proteína absorvida na superfície do titânio. Os resultados demonstram que o molhamento não teve nenhum efeito sobre a adsorção de superfícies hidrófilas usinadas. Para o grupo que foi seco após a molhagem, todos os grupos continuaram a apresentar aumento na adsorção de albumina quando comparados com o grupo controle, e as superfícies que tiveram seu molhamento contendo Cálcio e Magnésio, tiveram uma adsorção ainda maior. Assim, autores concluíram que, a capacidade de umedecimento e a composição da solução molhante afetam a adsorção de proteínas, assim, a capacidade de adsorção de proteínas nas superfícies do titânio com rugosidade aumentada pode ser facilmente manipulada alterando a solução de umedecimento.

Pivedova et al. (2013), por meio de um estudo, avaliaram a resposta de células Saos-2 semelhantes à osteoblasto frente à diferentes superfícies de titânio modificadas. Para isso, utilizaram seis superfícies de titânio diferentes: 1 polido; 2 não-polido; 3 não polido com tratamento alcalino; 4 não-polido com jato de areia e ataque ácido/alcalino; 5

não polido e revestido com nitreto de zircônio; 6 não polido com jato de areia e ataque ácido. A produção de fosfatase alcalina, fator de necrose tumoral alfa, metaloproteinase de matriz 2, e a expressão de proteínas de adesão (integrina) foram avaliadas utilizando o método ELISA. Finalmente, apoptose (morte celular programada) das células foi analisada por citometria de fluxo. Esses discos de titânio foram esterilizados durante 48 horas em etanol e 15 minutos de radiação UV. Em seguida esses discos foram inseridos num meio de cultura numa concentração final de 1×10^4 células/ml. Como resultados, os autores relatam que as diferenças mais significativas foram encontradas para a superfície ácido jateada não polida e alcalinas jateadas em comparação com discos de titânio não polidas: diminuiu-se a produção do fator de necrose tumoral alfa após passadas 24 horas e também a produção de fosfatase alcalina após 72 horas. Em contraste, os autores citaram que, a expressão da integrina (proteína de adesão) foi aumentada após 6 horas. Nenhum dos discos de titânio demonstraram um efeito apóptico em células. Esses resultados mostram a importância da modificação da superfície dos implantes para a fixação e proliferação de Saos-2. Em geral, superfícies mais ásperas criadas por modificação química (isto é, jato de areia e ataque ácido) são mais adequadas para células Saos-2. Assim, os tratamentos de superfícies físicas (tais como a rugosidade da superfície) têm um papel mais importante do que modificações químicas. Em geral, modificações químicas, tais como ácido e condicionamento alcalino podem afetar a molhabilidade das superfícies do titânio, fazendo com que uma superfície fique hidrofóbica ou hidrofílica de acordo com a modificação. A ligação de células é melhor em superfícies hidrofílicas ao passo que essas mesmas superfícies hidrofílicas podem diminuir a atividade da fosfatase alcalina.

Wennerberg et al, em 2013, realizaram um trabalho com o objetivo de avaliar separadamente a influência de nanoestruturas e molhabilidade na osseointegração, mantendo a química de superfície dos implantes semelhantes, e para identificar se a

molhabilidade, a nanoestrutura ou ambos em combinação, desempenham papel chave para a melhora da osseointegração. Para o estudo os autores utilizaram 26 coelhos adultos, os quais receberam 4 implantes cada um, e após 4 semanas, metade deles foram sacrificados e a outra metade sacrificada após 8 semanas. Quatro tipos diferentes de modificações de superfície com diferentes molhabilidade e nanoestruturas foram preparados: Grupo A ou grupo controle SLA (tratamento com jateamento seguido de ataque ácido, seguido por limpeza com ácido nítrico e enxague com água deionizada) considerado hidrofóbicos sem nanoestruturas, Grupo B ou SLActive (tratamento de jateamento e ataque ácido semelhante ao grupo A, porém ainda enxaguados e armazenados em solução de NaCl 0.9%) considerado hidrofílico com nanoestruturas, Grupo C ou SLAnano (armazenados em solução de NaCl 0.9% por 3 meses e depois enxaguadas em água pura para eliminar os vestígios de NaCl, secos em corrente de N₂, embalados em folha de alumínio e armazenados por mais 4 meses antes da implantação, considerados hidrofóbicos com nanoestruturas e Grupo D ou pmodSLA (discos SLA submetidos a limpeza de plasma de oxigênio e armazenados em solução de NaCl 0.9% por 1 mês) considerados hidrofílicos de nanoestrutura de baixa densidade. Todos os quatro grupos tinham a intenção de ter a química e micro-rugosidades similares antes de serem preparados. Para análise, as superfícies foram avaliadas com medidas de ângulo de contato, espectroscopia de fotoelétrons de raios-X, microscopia eletrônica de varredura, microscopia de força atômica e interferometria. Os resultados dessa pesquisa revelaram que tanto a hidrofilicidade quanto a presença de nanoestruturas contribuíram para uma resposta biológica favorável. Os autores concluíram que, a osseointegração foi influenciada pela capacidade de umedecimento, e superfícies de super-hidrofilia demonstraram resposta do osso mais forte em comparação com superfícies hidrofóbicas, e que, a resposta mais forte óssea foi conseguida com uma combinação de molhabilidade e a presença de nanoestruturas.

Philipp et al. (2013), realizaram por meio de um estudo em animais, uma comparação entre um implante de superfície ativada e um implante com superfície convencional, quando usados em áreas de elevação do seio maxilar enxertados com material sintético ou não enxertados. Para o estudo, os autores usaram implantes SLA (jateamento de areia e condicionamento ácido) e implantes SLActive (a decapagem e o jateamento foram realizados sobre a proteção do N₂, seguido de armazenamento contínuo em solução de NaCl isotônica), e como substituto ósseo um composto de fosfato de cálcio bifásico constituído de 60% de hidroxiapatita e 40% de beta-fosfato de tricálcio, e para recobrimento da cavidade, uma membrana de colágeno reabsorvível, Bio-Gide (Geistlich). Foram selecionadas 32 ovelhas, as quais 16 delas receberam enxerto ósseo em ambos os seios maxilares e 16 delas não receberam nenhum material de enxertia. Cada animal recebeu um implante na região de um dos seios maxilares, de superfície convencional ou modificada. Após 12 semanas, metade das ovelhas enxertadas e metade das ovelhas não enxertadas, foi sacrificada, e as outras duas metades restantes foram sacrificadas após 26 semanas. Como resultados desse estudo, autores sugeriram que, após 12 semanas de cura, o BIC para implantes convencionais e ativados, com ou sem enxertos, mostrou resultados semelhantes, com valores médios de 14,8%, 16,5%, 21,5% e 20,1%. Para seios não enxertados depois de 26 semanas, não houve aumento no BIC (12,1% em implantes convencionais e 15,8% em superfícies ativadas). Em seios enxertados depois de 26 semanas, os valores médios aumentaram para 28,7% em implantes convencionais e 34,1% para os implantes ativados. Assim, os autores concluíram que, após 12 semanas de cicatrização, nem enxertia nem tratamento de superfície pareciam influenciar BIC, mas que, após o período de 26 semanas, os melhores resultados de BIC foram alcançados com a combinação de implantes de superfície ativadas e material de enxerto. No entanto, a

diferença entre implantes ativados ou convencionais não foi significativo neste último tempo de avaliação.

Mustafa et al. (2013), fizeram, por meio de um estudo *in vitro*, testes com o objetivo de avaliar a adesão celular em uma superfície hidrófila modificada por tratamento com hidróxido de sódio. Para eles, já está claro que o tratamento alcalino pode aumentar a hidrofilicidade das superfícies do implante de titânio, aumentando a adesão dos constituintes do sangue, mas ainda existem dúvidas sobre o favorecimento da adesão de células de natureza fibroblástica nessas mesmas superfícies de titânio modificadas. Para isso, foram usados discos de liga de titânio que após limpos em água e enxaguados em etanol 70% por dez minutos, passaram por 15 minutos em ultrassom e assim alcalinizados por sonicação em hidróxido de sódio 0,05 M durante 30 segundos e imediatamente utilizados em placas de cultura contendo soro fetal de vitelo, penicilina e estreptomicina. Foram introduzidos nessas culturas, fibroblastos gengivas primários, células ósseas, células de fibrossarcoma (L929) e células de osteossarcoma (MG63), todas de origem humana. Em seguida, essas placas de cultura foram submetidas a uma fase de cinco minutos de agitação a 150 rpm e transferidas a uma incubadora durante 1, 3, e 24 horas, para posterior avaliação em microscópio de varredura, no qual um único avaliador fez a contagem total das células aderidas ao titânio. Também foram feitas análises bioquímicas com o intuito de investigar viabilidade celular, síntese proteica e proliferação celular. Como resultados, tais pesquisadores concluíram que, o tratamento alcalino das superfícies de titânio pode contribuir para um aumento mais pronunciado na adesão celular na sua primeira hora de contato, mas que para as horas que se sucederam, essa adesão celular se mostra muito parecida com a que acontece em superfícies de titânio não alcalinizadas. Nos itens, viabilidade celular, síntese de proteínas e proliferação celular, os resultados também não diferiram entre superfícies tratadas ou não tratadas com hidróxido de sódio. Em

síntese, esse trabalho mostrou que, o tratamento alcalino suporta a adesão inicial de células primárias humanas, células de osteossarcoma e também fibroblastoma para superfícies de implantes de liga de titânio .

Mendonça et al (2013), avaliaram, por meio de um estudo in vitro, a viabilidade, proliferação e a diferenciação de células-tronco mesenquimais humanas em duas diferentes superfícies de implantes, uma com aumento de características hidrofílicas. Para esse estudo, autores utilizaram discos de titânio puro grau IV, e os dividiram em dois grupos, de acordo com suas características de superfície: Neoporos e Acqua. Células-tronco mesenquimais foram colocadas em contato com os discos de titânio, e esses meios de cultura foram observados pontos como viabilidade, proliferação, atividade de fosfatase alcalina, mineralização e expressão dos genes relacionados aos osteoblastos. Através da microscopia eletrônica de varredura, espectroscopia de fotoelétrons de raio X puderam ser avaliadas composição química e a topografia das superfícies. Para todos os testes, o grupo com superfície Neoporos foi sempre considerado o grupo controle. Como resultados, os autores demonstraram que sobre a superfície Acqua, apenas foi encontrado titânio na forma de dióxido de titânio, e não titânio metálico, como aparece nas superfícies Neoporos juntamente com o dióxido de titânio. Também constataram que, as superfícies Neoporos possuíam uma única rugosidade na escala micro, enquanto na superfície Acqua características de topografiaa reticulada em escala nanométrica também foi encontrada. Os testes mostraram que no dia um, não houve diferença significativa entre as duas superfícies. A proliferação celular nos dias 3 e 7 foi estatisticamente maior para a superfície Acqua quando comparada ao grupo controle. No dia 14 não foi encontrada diferença significativaentre as superfícies. Quanto à fosfatase alcalina, nos dias 7 e 14, sua atividade foi estatisticamente maior na superfície Acqua. Nos dias 14 e 28, o teor de cálcio (mineralização) encontrado foi maior também para as superfícies Acqua. Os autores

concluíram que, dentro das limitações desse trabalho, esses estudos *in vitro* mostraram que ambas as superfícies apresentaram resultados positivos para modular a resposta de células-tronco mesenquimais humanas na diferenciação em osteoblastos, entretanto, a superfície Acqua apresentou uma resposta superior, comparada com o grupo controle. Uma maior expressão de genes relacionados com a cascata de diferenciação do tecido ósseo foi observada em células cultivadas sobre esta superfície, associado com uma maior atividade de fosfatase alcalina e quantidade de cálcio. Autores sugerem que estudos *in vivo* são necessários para confirmar os efeitos benéficos desta nova superfície.

Gittens et al. (2014), reuniram-se para, por meio de uma revisão de literatura de diversos estudos clínicos e *in vitro* existentes, fornecer uma visão geral sobre os valores de ângulo de contato das superfícies dos implantes, bem como, do papel da molhabilidade dessas mesmas superfícies, algumas das técnicas usadas para modificar molhabilidade da superfície e também sobre os mecanismos pelos quais isso afeta o ambiente biológico circundante. Nessa revisão, autores reúnem estudos que sugerem que as superfícies que imitam características inatas do osso levam à maturação reforçada dos osteoblastos, bem como, um aumento do contato osso-implante e melhores taxas de sucesso clínico.; que, a energia de superfície de um implante, indiretamente medidas por um ângulo de contato líquido-sólido (CA), ou seja, a capacidade de umedecimento, é outro fator que afeta a resposta biológica para o implante e que, superfícies hidrófilas tendem a aumentar as fases iniciais de adesão celular, proliferação, diferenciação, e mineralização óssea, em comparação com superfícies hidrófobas . Tanto *in vitro* como em estudos *in vivo*, trabalhos avaliados demonstraram que a molhabilidade de um implante pode interferir de quatro maneiras na osseointegração: na adesão de proteínas e outras macromoléculas sobre a superfície, na interação das células dos tecidos moles e duros com as superfícies pré condicionadas, na aderência de bactérias e a subsequente formação do bio filme e também

na taxa de osseointegração na clínica (*in vivo*). A adesão seletiva de proteínas do sangue pode ativar diferentes cascatas imunológicas de sinalização, provocando, por exemplo, a ativação do sistema do complemento ou a adesão e ativação de trombócitos que irá conduzir eventualmente a formação de coágulo de sangue entre o implante e o tecido circundante. Estudos *in vitro* avaliados, também sugeriram que nano modificados na superfície dos implantes poderiam promover o crescimento da pele e limitar o risco de infecção e melhorar a longevidade dos implantes osseointegrados transcutâneos. Nessa revisão de literatura, trabalhos pesquisados relataram que o grau de hidrofobicidade para se obter os melhores resultados clínicos e biológicos permanece ainda obscuro. Nos trabalhos usados nessa pesquisa, autores também encontraram relatos sugerindo um aumento da proliferação celular de queratinócitos em superfícies super hidrofílica que resultou na cobertura de superfície mais rápida, o que sugere que os implantes com superfície super hidrofílico poderiam conduzir à restauração mais rápida de um selo epitelial apertado. Vários desses estudos confirmaram que a adesão dos agentes patogênicos humanos de *S. aureus* e *S. epidermidis*, estão correlacionados com o aumento da hidrofobicidade da superfície do biomaterial, hidrofobicidade, em geral, é a força motriz principal para a adesão bacteriana. Esse trabalho concluiu que, os papéis das propriedades da superfície, como rugosidade e química têm sido completamente avaliados em osseointegração; no entanto, poucos estudos têm investigado os efeitos da molhabilidade da superfície sobre aspectos biológicos fundamentais. Também como parte dessa conclusão, os autores mencionam que o grau ótimo da hidrofobicidade para obter os melhores resultados clínicos e biológicos permanece obscuro. Enquanto vários sistemas de implantes hidrofílicos recentes favorecem superhidrofobicidade, não está claro se a hidrófilia mais moderada iria aperfeiçoar ainda mais as reações.

Dagher et al, em 2014, realizaram, por meio de um estudo em ovelhas, análises de frequência de ressonância (RFA) que mede resistência à tensão de flexão e inserção de torque (TI) que mede resistência a forças de cisalhamento, com o objetivo de descobrir alguma correlação entre esses dois métodos de avaliação da estabilidade primária de um implante e o contato osso-implante (BIC). Outro meio para se medir a estabilidade de um implante, ainda mais recente, é através do ISQ (quociente de estabilidade do implante) que consiste num dispositivo sem fio, em que uma haste de metal chamado PEG é ligado ao implante por meio de uma ligação de parafuso. O PEG tem um pequeno imã preso ao seu topo e é animado com pulsos magnéticos, e a frequência de ressonância é expressa eletromagneticamente com unidades que variam de 01 a 100 ISQ. Para isso, 32 implantes, com quatro desenhos diferentes (SLA e SLActive, ambos da Straumann, implantes Aesthetica da empresa Euroteknika, e implantes NobelActive com TiUnite superfície, da Nobel Biocare), foram colocados em 8 ovelhas, sendo que, cada ovelha recebeu um implante de cada modelo e foram registrados seus RFA e TI. Quatro desses animais foram sacrificados em 1 mês e os outros quatro, em 2 meses após receberem os implantes. Como resultados, todos os implantes tiveram um alto ISQ (coeficiente de estabilidade do implante), demonstrando que os implantes TiUnite apresentaram RFA superior aos implantes Euroteknika, e estes apresentaram RFA superior aos implantes da Straumann, que tiveram seus resultados semelhantes. Nenhuma diferença significativa para TI foi mensurada. Uma correlação positiva foi verificada entre RFA e TI com implantes SLA. Não houve correlação significativa entre a RFA e BIC e entre TI e BIC em um e dois meses para todos os implantes. Sendo assim, os autores concluíram que, os implantes com quatro superfícies diferentes têm valores de TI semelhantes, mas diferentes RFA e BIC. Além disso, independente da superfície do implante, não há correlação entre a TI e BIC e entre a RFA e BIC.

Silveira et al. (2014), realizaram por meio de um relato de caso clínico, um estudo para discutir a aplicabilidade dos enxertos em bloco xenógeno de origem bovina nas reconstruções ósseas. A fim de reconstruir os rebordos ósseos reabsorvidos e permitir a instalação de implantes, foram realizados procedimentos de instalação de enxertos em blocos de origem xenógena na maxila, da marca Orthogem Baumer, São Paulo, Brasil), do tamanho 10x15x5 cm, e fixados com parafusos de titânio Neodent (Neodent, Curitiba, Brasil), com 2 mm de diâmetro e cabeça expandida, com tratamento de superfície, no intuito de favorecer osseointegração com o osso enxertado e o osso pré-existente. Após o processo de desgaste do bloco para sua correta adaptação no leito, foi realizado um único furo central nos blocos e estes foram posicionados e parafusados no leito ósseo. Passado o período de 6 meses de osseointegração dos enxertos, foi realizada a cirurgia de instalação de quatro implantes cone morse (Alvim 3.5x10, Neodent, Curitiba, Brasil), de acordo com o planejamento cirúrgico-protético. Os parafusos dos enxertos foram removidos através de uma broca trefina 4,1mm, o que permitiu a preservação de 0,9mm ao redor do parafuso, para viabilizar as análises histológicas. Os implantes foram instalados objetivando uma maior superfície de contato com o osso nativo. Todos os implantes tiveram excelente estabilidade primária e foram submetidos a um período de osseointegração de 6 meses, antes da reabilitação protética. Tomografias computadorizadas foram realizadas antes, após a cirurgia de enxertia do bloco e após o tempo de consolidação, com mudanças nos contornos volumétricos sendo comparadas em programa apropriado. Análises histológicas também foram feitas ao redor do osso do parafuso removido. Como resultados, após 6 meses de osseointegração dos blocos, observou-se uma pequena taxa de reabsorção em volume, mantendo estável o arcabouço vestibular do rebordo maxilar. Na análise histológica, também observou-se perda óssea em volume, tomando como referência a cabeça do parafuso. Como conclusões, os autores relatam que, em relação às taxas de

reabsorção, os números mostraram valores confiáveis e equiparados aos presentes na literatura. A estabilidade volumétrica foi constatada no período de seis meses. Quanto aos resultados histológicos, ficou evidente a formação óssea em direção ao osso xenógeno, o que sustenta a tese da presença da biocompatibilidade. Porém, autores reforçam a importância de acompanhamentos a médio e longo prazos para consolidação dessas informações.

Faveroet al. (2015), realizaram um estudo experimental em cães, com a finalidade de observar os eventos sequenciais da osseointegração em implantes com superfícies altamente hidrófilas. Para isso, 12 cães da raça Beagle tiveram seus pré-molares e molares extraídos, e após 03 meses, dois sistemas de implantes de diferentes tratamentos de superfície foram instalados de maneira aleatória de um lado da mandíbula desses cães. Um dos implantes testado foi a BTI Interna da Espanha, com a UnicCa superfície (ataque ácido e depois modificada com íons de cálcio), e o outro, foi um implante da Straumann, com superfície SLActive(jateada com grandes grãos e ataque ácido). A cirurgia do outro lado da mandíbula e os sacrifícios foram planejados de forma a obter biópsias representando a cura depois de 1, 2, 4, e 8 semanas. Como resultados, pesquisadores encontraram após uma semana, nova aposição óssea na porcentagem de $6,9 \pm 3,3\%$ para implantes UnicCa e $6,1 \pm 4,6\%$ em SLActive. Após duas semanas, as porcentagens de novo osso formado aumentaram para $29,1 \pm 11,9\%$ em UnicCa e $21,6 \pm 14,3\%$ para SLActive. O MBIC (quantidade total de contato osso-implante considerando osso velho e osso novo) foi de $46,7 \pm 16,5\%$ e $39,3 \pm 21,5\%$ em UnicCa e SLActive, respectivamente. Após 04 semanas de cura, os valores de nova formação óssea foram $46,3 \pm 7,3\%$ em UnicCa e $51,2 \pm 16,1\%$ em SLActive. O MBIC calculado nesse período foi de $56,6 \pm 9,4\%$ em UnicCa e de $64,0 \pm 19,7\%$ na superfície SLActive. Com oito semanas de cura os pesquisadores encontraram $58,7 \pm 15,1\%$ em UnicCa e $68,9 \pm 15,4\%$ em SLActive. Nessa fase, o processo

de remodelação do osso recém-formado tinha começado e o osso velho foi encontrado em quantidades bem reduzidas em ambas as superfícies. A quantidade total de MBIC foi de $62,4 \pm 14,2\%$ em UnicCa e $74,9 \pm 13,9\%$ em SLActive. Nenhuma das diferenças de porcentagens foi estatisticamente significativa. Concomitantemente, o osso velho foi reabsorvido nos dois tipos de superfícies em cerca de 21-22% depois de uma semana e cerca de 4-6% após 8 semanas de cicatrização. Em conclusão, o processo de osseointegração em superfícies ásperas moderadamente elevadas de hidrofiliabilidade foi muito semelhante para os dois sistemas de implantes que foram ambos nano tecnologicamente modificados, e após 2 a 4 semanas, tiveram seu processo de integração óssea superior aos implantes de superfícies hidrofóbicas.

Sartoretto et al (2015), realizaram um estudo em coelhos para investigar o impacto de dois diferentes implantes dentários, ambos de titânio grau 4, Titamax Cone morse, da empresa Neodent, Curitiba, PR, Brasil, na osseointegração. Foram avaliados implantes Neoporos (Grupo 1), que são implantes que recebem jateamento seguido de condicionamento ácido e implantes Acqua (Grupo 2), que recebem tratamento de superfície idêntico aos do grupo 1, mas em seguida acondicionados em uma solução isotônica de cloreto de sódio a 0,9%. Nesse trabalho, cada um dos dez coelhos utilizados recebeu um implante de cada grupo avaliado, e num intervalo de 14 e 28 dias as lâminas obtidas foram estudadas para verificar o contato osso-implante (BIC) e a análise da fração da área óssea ocupada (BAFO) . Também através de microscopia eletrônica de varredura (MEV) que avaliou a morfologia da superfície, e microscopia confocal (CM) que avaliou sua topografia. Além desses métodos, também utilizou-se espectroscopia de fotoelétrons de raio -X (XPS) para análise química de superfície. Análise do ângulo de contato (CAA) também foi empregada para avaliação da molhabilidade desses implantes. Como resultado, não apareceram diferenças significativas entre os dois grupos quanto à topografia e

morfologia de superfície. Já em relação à composição química, o grupo 2 apresentou três vezes menos carbono e uma hidrofobicidade marcadamente melhorada em comparação com o grupo 1. Níveis BIC e BAFO no grupo 2 aos 14 dias foram idênticos aos do grupo 1 aos 28 dias. Após 28 dias de instalação, medições BIC e BAFO do grupo 2 foram de aproximadamente 1,5 vezes maior do que no grupo 1. Como conclusão, os autores relatam o quanto a química de superfície e a molhabilidade de implantes do grupo 2 aceleraram a osseointegração e aumentaram a área de interface osso-implante quando comparados com os do grupo 1.

Tabosa e Silva et al (2015), fizeram uma revisão de literatura sobre as evidências científicas atualmente disponíveis a respeito dos períodos iniciais do reparo ósseo em torno de implantes com superfícies moderadamente rugosa e quimicamente modificada (MRQM). Para esse trabalho foram considerados estudos experimentais *in vitro*, em modelos animais e em humanos, abrangendo as características físico-químicas, mecanismos biológicos e eventos histológicos iniciais relacionados à superfície MRQM. Os autores encontram nesses estudos, relatos sobre métodos subtrativos, de tratamentos de superfície como o jateamento e o tratamento ácido, comumente usados para a obtenção da rugosidade superficial. Existem situações em que esses dois métodos são associados, como é o caso da superfície moderadamente rugosa SLA, desenvolvida pela Straumann em 1994. Descreve-se que, enquanto o jateamento abrasivo é hipoteticamente responsável por proporcionar uma superfície ideal para a fixação mecânica, o condicionamento ácido remove uma pequena quantidade de material, regulariza e suaviza pontos agudos da superfície, influenciando na adesão de proteínas. Estudos analisados pelos autores, indicam que implantes com esse tipo de superfície SLA, após instalados, podem receber carga após 6 a 8 semanas, com taxas de sobrevivência e sucesso favoráveis com até 5 anos de *follow up*. Juntamente nesses trabalhos, fala-se sobre a nova superfície da Straumann,

SLActive, criada em 2006, moderadamente rugosa e quimicamente modificada (MRQM), que foi introduzida no mercado com a proposta de acelerar o processo de reparo ósseo, reduzindo para 3 semanas os protocolos de carga convencionais que, comumente, recomendam um período de reparo de 12 semanas ou mais, após a instalação do implante. Esse menor período de espera é justificado pelas características hidrofílicas da superfície, responsáveis por uma maior molhabilidade, o que poderia proporcionar uma maior interação com o ambiente biológico. A produção da superfície MRQM passa pelos mesmos processos subtrativos de jateamento e ataque com ácido clorídrico/ácido sulfúrico, que a superfície MR, porém, após esses procedimentos iniciais, é utilizada uma técnica de hidrofilição, em que os implantes são preparados sob a proteção de gás nitrogênio(N₂) e diretamente armazenados numa solução isotônica de cloreto de sódio(NaCl). Essa técnica específica de produção está relacionada com a manutenção da elevada energia livre da superfície de dióxido de titânio (TiO₂), prevenindo a adsorção de contaminantes da atmosfera, como os hidrocarbonetos e carbonatos, assim produzindo uma superfície limpa e quimicamente reativa. Ainda sobre os resultados dessa pesquisa, Tabosa e Silva e Col. mencionam que a propriedade hidrofílica da superfície MRQM é evidenciada pela medida de 0 grau do ângulo de contato dinâmico com a água, enquanto a superfície MR apresenta ângulo de 138 graus de contato dinâmico com a água. Como conclusão desse estudo, pesquisadores sugerem que, a alta energia da superfície e molhabilidade aumentada influenciam positivamente na formação óssea nos períodos iniciais do reparo ósseo. Sendo assim, a carga aplicada em implantes MRQM após 3 semanas de reparo parece ser uma opção de tratamento considerável, que pode vir a ser recomendada sob condições clínicas claramente definidas, em sítios sem defeitos ósseos.

Huang, et al (2015), por meio de um estudo, tiveram por objetivo, examinar a taxa de integração óssea através de modelos animais e investigar a estabilidade de implantes

com superfícies SLAffinity (topografia híbrida constituído por micropits e camadas de TiO₂ nanoporosos) através de um trabalho em humanos. Para isso, foram utilizados doze porcos de aproximadamente um ano de idade e 55 kilos de peso cada um, e também vinte e cinco pacientes saudáveis com aproximadamente 40 anos de idade. Para o teste em animais, cada porco recebeu dois implantes com as mesmas formas, com 11mm de comprimento e 4.5mm de diâmetro, mas com diferentes superfícies químicas; um, com sua superfície em titânio puro, e a outra, com tratamento SLAffinity (Hung Chum Bio-S Co., Ltd, Taiwan) nas regiões de caninos e pré-molares mandibulares. Essas áreas operadas foram radiografadas no período de três e seis semanas após a cirurgia e após esse período, esses animais foram sacrificados e amostras desses implantes e regiões periimplantares foram submetidas a testes histológicos analisados com microscopia de luz. Já nos testes em humanos, 13 mulheres e 12 homens receberam cada um deles um implante de 4.0 ou 4.5 mm de diâmetro, com superfície SLAffinity em maxila ou em mandíbula, onde todos esses implantes foram clinicamente integrados no tempo certo de 03 meses e as situações de tecidos ósseos foram examinados por imagens de tomografia computadorizada, radiografias periapicais e também por análise de frequência de ressonância (Osstell) semanalmente durante as primeiras doze semanas após a instalação. Todos esses implantes em humanos foram realizados por um único cirurgião e com a mesma técnica cirúrgica deixando-os a nível ósseo com parafuso de cobertura. Na pesquisa com porcos, os implantes SLAffinity mostraram a propriedade de adesão de sangue em circulação durante a instalação dos mesmos, e os resultados de contato osso-implante (BIC) foram maiores nos de superfície SLAffinity nos resultados de três semanas e muito parecidos com os de superfície não nanoporisada nos resultados de seis semanas. No estudo em humanos, também foi demonstrado que o tratamento com implantes SLAffinity reforçou a osseointegração significativamente, especialmente nas fases iniciais de cicatrização. Esses

trabalhos simultâneos suportam a hipótese de que a energia de superfície dos implantes é importante para a adesão inicial de proteínas e células. Que, tanto a proliferação, as taxas e os níveis de diferenciação de osteoblastos foram os mais elevados para as superfícies revestidas em oposição aos de não revestida. Modificações físico químicas por valor de precipitação podem afetar várias células de osteoblastos em resposta a superfícies revestidas imersas em fluidos corporais simulados modificados. A liberação de Cálcio e Fósforo a partir do precipitado CaP aumenta a hidratação da superfície de titânio, afeta a adsorção de proteínas e as respostas celulares subsequentes. Como conclusão, autores afirmam que o tratamento de superfície pode melhorar a interação entre o implante e o osso no meio biológico, conseqüentemente, melhorar a cicatrização óssea e a osseointegração no tratamento com implantes. A compatibilidade com o sangue de implantes com película de óxido era obviamente melhorada como a espessura das camadas de óxido de titânio aumentada.

3-Proposição

Esse trabalho tem como objetivo elucidar, por meio de uma revisão bibliográfica e também de um relato de caso clínico, a otimização do processo de osseointegração e a aplicabilidade dos implantes com molhabilidade aumentada, visando como interesse maior, o benefício da carga antecipada .

4-Artigo Científico

Artigo elaborado segundo as normas da revista Implantnews

Superfícies de Implantes de titânio com alta molhabilidade e a técnica da carga precoce:
relato de caso clínico.

Susane Corazza Binder*

Sidney Sato Oku **

*Aluna do curso de Especialização em Implantodontia ILAPEO-Curitiba

**Especialista e Mestre em Implantodontia ILAPEO- Curitiba

Endereço para correspondência:

Susane Corazza Binder

Rua Tenente Coronel Viligran Cabrita, 1030.Boqueirão, Curitiba, Pr. CEP: 81750-270

e-mail: susane_corazza@yahoo.com.br

Superfícies de Implantes de titânio com alta molhabilidade e a técnica da carga precoce:
relato de caso clínico

Resumo

O objetivo desse estudo foi elucidar por meio de um caso clínico, um implante de superfície com alta molhabilidade, Acqua, Neodent, Brasil, em área posterior de maxila. O implante foi instalado numa primeira etapa cirúrgica com torque de 25 N ficando com parafuso de cobertura e foi reaberto num segundo tempo cirúrgico após 25 dias, tendo em vista o benefício da carga precoce. Foram realizadas aferições com Osstell nos dois estágios cirúrgicos e a coroa provisória foi instalada durante a reabertura. O acompanhamento do caso clínico associado a uma atualizada revisão de literatura nos permitiu evidenciar características de implantes hidrofílicos, e o modo com que essas superfícies modificadas de titânio de alta molhabilidade interagem com o meio biológico quando são inseridos no tecido ósseo e a partir daí, toda a cascata cicatricional é suscitada. Apesar de a osseointegração ocorrer tanto em superfícies texturizadas como também em superfícies lisas, é sabido que existem mecanismos capazes de modificar a resposta metabólica do osso quando se altera o grau e a direção das rugosidades superficiais. Fatores como a tensão de superfície, a molhabilidade, e suas características físico-químicas também irão influenciar o sucesso e a longevidade das reabilitações que envolvem implantes dentários. Como resultado desse trabalho concluímos que, superfícies com hidrofiliabilidade elevada favorecem o benefício da carga antecipada, contribuindo dessa forma para que tratamentos reabilitadores com próteses fixas unitárias ou múltiplas sobre implantes dentários possam ser concluídos mais rapidamente e as pessoas assim reabilitadas retomem sua rotina em menor tempo.

Palavras-chave: implantes dentários; carga precoce; molhabilidade.

Introdução

A partir da descoberta da Osseointegração, em 1969 por Branemark, as reabilitações orais com implantes dentários em titânio se perpetuaram como uma excelente opção para pacientes com edentulismos parcial e total. Seu protocolo cirúrgico

preconizava a técnica em dois estágios, sendo que, somente após passados 06 meses da colocação dos implantes esses eram reabertos e os pacientes eram reabilitados com suas próteses¹. As crescentes aplicabilidades da Implantodontia, sobretudo em regiões estéticas, fizeram com que técnicas cirúrgicas ainda melhores e menos invasivas e implantes com novos designs e novas propriedades surgissem, e conseqüentemente, mudanças nos períodos de temporizações das próteses foram possíveis²⁻³. A técnica da Carga Imediata, na qual o carregamento protético é realizado em até 01 semana após a instalação dos implantes, e também a Técnica da Carga Precoce, caracterizada pela instalação da prótese no período aproximado de 01 semana até 02 meses⁴⁻⁵ após a cirurgia, marcaram uma fase de maior previsibilidade e agilidade nas reabilitações envolvendo implantes dentários. Assim, implantes de titânio, anteriormente usinados, receberam tratamentos em sua superfície através de métodos de adição e/ou subtração, com a finalidade de aumentar a área de contato osso-implante e também de reforçar a maturação das células ósseas e, por conseguinte, elevar as taxas de sucesso clínico⁶. Superfícies macrotextrizadas, microtextrizadas, nanotextrizadas e as biomiméticas foram desenvolvidas⁷⁻⁸. Enquanto a estabilidade primária está relacionada à resistência mecânica de um implante no momento de sua instalação, a estabilidade secundária diz respeito à capacidade de um implante em se manter estável após a deposição e regeneração do tecido vivo periimplantar⁹. Além da topografia de superfície, outros fatores como a composição físico-química, a energia superficial e a molhabilidade também influenciam fortemente a resposta do tecido vivo. Alterações na energia superficial vêm sendo realizadas buscando aumentar a capacidade de molhamento dos implantes, tornando-os mais hidrofílicos². A hidrofília de uma superfície é a capacidade da mesma de interação com o meio biológico, e é medida através de seu ângulo de contato, que pode ser de 0 a 138 graus, caracterizando a existência de superfícies desde super-hidrofílicas até mesmo super-hidrofóbicas. Implantes SLActive da Straumann, Suíça e Acqua, Neodent, Brasil, têm a hidrofiliabilidade elevada em suas superfícies, resultando num maior contato entre elas e as proteínas presentes no sangue, facilitando o processo de regeneração óssea efetiva¹⁰⁻¹¹⁻¹².

O tratamento das superfícies Acqua, Neodent, Brasil, é obtido por meio de um processo físico-químico capaz de levar mais biocompatibilidade da superfície de titânio jateada e condicionada com ácidos¹³ sem alteração da topografia e rugosidade, transformando uma superfície de cargas negativas em positivas. É sabido que a camada de óxido de titânio normalmente se apresenta eletronegativa. Dessa maneira, a ligação

implante-proteína depende de pontes do próprio organismo, como cátions bivalentes de cálcio, para acontecer. Implantes com a superfície hidrofílica se caracterizam pela eletropositividade da camada de óxido de titânio, permitindo a ligação direta entre o implante-proteína¹⁴.

O objetivo desse estudo é, por meio de um relato de caso clínico, no qual um implante de superfície com alta hidrofiliabilidade, Acqua, Neodent, Brasil, foi instalado em área posterior de maxila, mostrar a relevância dos tratamentos de superfícies de implantes de titânio e suas aplicações na clínica cirúrgica quando objetivamos uma resposta mais acelerada do tecido vivo com a finalidade da carga precoce.

Relato de caso clínico

Paciente com 62 anos, sexo feminino, compareceu a clínica do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO) em Curitiba/PR em busca de uma melhor resolução estética e funcional para a região do dente 25, a qual se encontrava com uma prótese fixa adesiva em porcelana unida ao dente 26 (cantiléver para mesial) há 08 anos (Figura 1). Após anamnese foi constatado que a paciente era diabética e hipertensa e alérgica a penicilina, tendo a classificada como ASA II.



Figura 1- vista intra-bucal inicial.

Após avaliação radiográfica (Figura 2) e clínica, na qual foi removida a prótese fixa da paciente (Figura 3), foi realizado o planejamento cirúrgico e protético do caso, com a opção pela utilização de um implante cone morse Alvim de superfície ACQUA medidas 3.5X 13 (Neodent, Curitiba-Brasil) por se tratar de um osso tipo III.



Figura 2- radiografia panorâmica mostrando altura do osso alveolar na região dente 25.



Figura 3- vista intra-bucal sem a prótese fixa adesiva.

Foi administrado medicação pré-operatória Benzodiazepínica (Diazepan 01 comprimido de 5 mg) e Betametasona (Celestone 02 comprimidos de 2mg) seguindo protocolo da escola e realizada assepsia intra e extra-oral com Digluconato de Clorexidine 0,12%. A cirurgia foi realizada sob anestesia local Mepivacaína 2% com epinefrina 1:100,000 (DFL, Brasil) 02 tubetes, infiltrativa, na região do dente 25, e por meio de incisão supra-crestal e intra-sulcular nos dentes vizinhos com lâmina 15C (Solidor, Barueri, São Paulo, Brasil). Após confirmadas as incisões com dissector e afastados os tecidos com cureta Molt, iniciaram-se as perfurações (Figura 4). Segundo a técnica foram utilizadas a sequência de brocas lança, 2 Alvim, 3.5 Alvim e instalado o implante (Figura 5) com torque de 25 N.cm aferido em catraca torquímetro cirúrgica.



Figura 4- preparo do leito ósseo.



Figura 5- implante instalado 2mm infra-ósseo.

Aferições de ISQ foram realizadas por meio de um smartpeg (Figura 6) fazendo a conexão entre o implante e o Osstell (Figura 7 e Figura 8).



Figura 6- smartpeg conectado ao implante.



Figura 7- Osstell.



Figura 8- Osstell posicionado na face vestibular do smartpeg.

Os valores iniciais de ISQ foram 74 na face vestibular e 75 na face palatina (Figura 9 e Figura 10).



Figura 9- ISQ correspondente da face Vestibular na instalação do implante.



Figura 10- ISQ correspondente da face Palatina na instalação do implante.

Pela presença de dentes vizinhos, não foi possível posicionar o Osstell nas faces mesial e distal. Foi instalado parafuso de cobertura (Neodent, Brasil) a nível gengival (Figura 11) e realizado sutura simples com fio de nylon 5.0 agulha 3/8 (Technew, Rio de Janeiro) (Figura 12) antes da radiografia final (Figura 13). Medicação pós-operatória antibiótica (Azitromicina 500mg uma dose diária por três dias) e analgésica (Ibuprofeno 600 mg de 12/12 horas por três dias) foi prescrita à paciente. A paciente recebeu todas as orientações de higiene e cuidados pós-operatórios.



Figura 11 – vista do implante com parafuso de cobertura instalado.



Figura 12- retalho fechado com fio de Nylon.



Figura 13- radiografia periapical do implante e parafuso de cobertura instalado.

A paciente retornou em 15 dias para remoção da sutura (Figura 14) e 25 dias para realização da reabertura (Figura 15).



Figura 14- vista após remoção da sutura.



Figura 15- vista após reabertura do implante.

Nova aferição com Osstell foi realizada obtendo como valores ISQ 81 para a face vestibular e 85 para a face palatina (Figura 16 e Figura 17).



Figura 16- ISQ correspondente a face Vestibular do implante durante areabertura.



Figura 17- ISQ correspondente a face Palatina do implante durante a reabertura.

Radiografia periapical com o componente pré-selecionado foi realizada para sua avaliação em relação ao nível ósseo cervical (Figura 18).



Figura 18- radiografia periapical com munhão posicionado.

Selecionado munhão universal medidas 3.3 X 6 X 3.5 (Neodent, Brasil) e torque de 32 N.cm lhe foi aplicado (Figura 19).



Figura 19- catraca torquímetro protética durante a instalação do componente protético.

Para a confecção da coroa provisória foi instalado cilindro de acrílico medidas 3.3 X 6 (Neodent, Brasil) sobre o munhão em posição e foi realizada a captura da coroa acrílica previamente confeccionada para a região do dente 25 com resina acrílica Dencrilay, Dencril (São Paulo, Brasil). Ajustes proximais e oclusais (Figura 20) foram realizados com fresas Maxicut (São-Paulo, Brasil) e o polimento da coroa foi feito por meio de borrachas e feltros Dhpró (Paranaguá, Brasil) antes da sua cimentação com cimento provisório Hydro-C (Dentisply, Brasil). Antes da sutura simples foram removidos por completo os excessos da cimentação que ficaram subgingivalmente ao retalho (Figura 21).



Figura 20- vista parcial dos dentes em relação de oclusão-cêntrica.



Figura 21- vista vestibular da coroa acrílica finalizada.

Paciente foi orientada quanto a novos procedimentos de higienização bucal e cuidados pós instalação da prótese provisória e também sobre tratamento futuro reabilitador com coroa em porcelana.

Discussão

A qualidade da superfície de um implante depende de três propriedades: mecânica, topografia e características físico-químicas. As propriedades mecânicas estão relacionadas à dureza do titânio, já a topografia refere-se ao grau e a orientação das rugosidades da superfície. Como características físicas, a energia de superfície, medida através do ângulo de contato, determina se as superfícies são hidrofóbicas ou hidrofílicas, ou seja, mede a capacidade de molhamento do implante. Finalmente, as características químicas implicam na presença de ligações reativas que podem estar presentes na superfície dos implantes e assim atuar numa troca contínua de água e outros íons, influenciando a ligação de proteínas e outras reações celulares subsequentes quando no momento do contato osso-implante².

Os processos de tratamentos de superfícies visam somente otimizar o processo de osseointegração, pois o mesmo ocorre também em superfícies polidas⁸. Superfícies moderadamente rugosas (1 a 2 micrômetros) parecem ter algumas vantagens clínicas sobre superfícies mais suaves ou mais ásperas também, mas as diferenças são pequenas e

muitas vezes não significativas². A presença de rugosidade na superfície de um implante interfere na deposição óssea, entretanto o valor ideal de rugosidade superficial para otimização da osseointegração permanece ainda controverso na literatura atual. Superfícies modificadas pela combinação dos métodos de jateamento e condicionamento ácido apresentam uma rugosidade da ordem de 0.5 a 2.0 micrômetros, resultando partículas de escala micrométrica e nanométrica combinadas⁸⁻¹⁰. Em estudo realizado em coelhos, autores concluem que a presença de nanoestruturas contribuem para uma resposta biológica mais favorável¹⁵. Num estudo comparativo entre implantes SLA e SLActive, ambos da Straumann, Suíça, autores mostraram não haver diferenças topográficas e morfológicas entre eles¹¹, apenas sua química é modificada por meio de seu tratamento final que o protege de contaminações atmosféricas e eleva sua energia superficial¹⁶. Também em trabalho realizado em coelhos, tendo como foco implantes Neodent, Brasil, com superfícies Neoporos e Acqua, pesquisadores descreveram não haver diferenças entre esses dois grupos quanto à topografia e a morfologia de suas superfícies¹³.

Implantes SLActive são capazes de conservar sua hidrofiliidade e energia livre mesmo após serem secados à vácuo, e o processo de preparação final sob a proteção do gás nitrogênio e armazenamento em ambiente líquido desses implantes também contribuem para a hidrofília irreversível dos mesmos¹¹⁻¹⁷. A osseointegração é influenciada pela capacidade de umedecimento, e superfícies de super-hidrofília demonstraram resposta do osso mais forte em comparação com superfícies hidrofóbicas, e ainda, a resposta mais forte do osso foi conseguida com uma combinação de molhabilidade e a presença de nanoestruturas¹⁵. Em um trabalho, realizado através de um caso clínico, para avaliar a aplicabilidade de enxertos em bloco de origem xenógena nas reconstruções ósseas, autores fizeram uso de parafusos de titânio com tratamento de superfície no intuito de favorecer a osseointegração entre o osso enxertado e o osso pré-existente ficando evidente, através dos estudos histológicos a formação óssea em direção ao osso xenógeno¹⁸. Com um estudo experimental em cães, autores avaliaram comparativamente os eventos sequenciais da osseointegração em dois sistemas de implantes com superfícies altamente hidrofílicas encontrando resultados muito semelhantes para essas duas superfícies nano tecnologicamente modificadas, e também superiores aos implantes de superfícies hidrofóbicas no período de 02 a 04 semanas de formação óssea¹⁹. Em trabalho comparativo entre superfícies de implantes Neodent, pesquisadores encontraram uma hidrofiliidade marcadamente melhorada nos implantes de superfície Acqua em relação às

superfícies Neoporos. Como conclusão, relatam o quanto a química de superfície e a molhabilidade de implantes Acqua aceleraram a osseointegração e aumentaram a área de interface osso-implante¹³⁻²⁰. A superfície SLA é produzida pela combinação de jateamento abrasivo e condicionamento ácido enquanto implantes SLActive após sofrer esses mesmos dois métodos de tratamentos subtrativos passam ainda pela técnica de hidrofilição, onde os implantes são preparados sob a proteção de gás nitrogênio e diretamente armazenados numa solução isotônica de cloreto de sódio. O ganho dessas características hidrofílicas parece ser responsável por uma maior molhabilidade proporcionando uma melhora na interação dos implantes com o meio biológico reduzindo para três semanas o protocolo de cargas convencionais²¹. No presente trabalho verificamos a viabilidade de carregar implantes dentários de superfície hidrofílica num período mais rápido do que nos implantes de superfícies hidrofóbica.

Superfícies SLA modificadas têm quase o dobro da quantidade de titânio quando comparada com a superfície SLA, e também maior quantidade de oxigênio devido a formação de uma camada de óxido de titânio e também pelo aumento dos grupos hidroxilados/hidratados ligados às superfícies modificadas. Também se verificou menor quantidade de carbono nos implantes SLActive quando comparados aos implantes SLA justificando menores níveis de contaminações por hidrocarbonetos e carbonetos¹¹. O Implante SLActive é um desenvolvimento de grande jateado e ácido gravado na superfície, que após essa combinação de tratamentos são lavados sob a proteção do azoto para evitar a exposição ao ar, e em seguida armazenados num tubo de vidro selado contendo solução de NaCl isotônico com a finalidade de reter a elevada energia superficial, reduzindo a adsorção de potenciais contaminantes da atmosfera²¹⁻²². Em trabalho *in vitro* realizado com superfícies de titânio Acqua e Neoporos, encontrou-se titânio apenas na forma de dióxido de titânio em superfícies Acqua diferentemente da superfície Neoporos, que apresentou também titânio na forma metálica além de dióxido de titânio em sua composição superficial¹⁰. Em estudo comparando superfícies Neoporos e Acqua, pesquisadores relatam a presença de três vezes menos carbono nas superfícies Acqua em relação às superfícies Neoporos¹³.

A modificação química proposta para os implantes SLActive promove altas superfícies energéticas quando comparados aos implantes SLA¹⁶. A energia de superfície de um implante influencia diretamente a molhabilidade do mesmo no meio biológico¹⁴. A alta energia de superfície alcançada nas superfícies moderadamente rugosas e

quimicamente ativadas influenciam positivamente a formação óssea nos períodos iniciais de reparo ósseo²⁰⁻²¹.

A carga aplicada em implantes moderadamente rugosos e quimicamente modificados após 3 semanas de reparo parece ser uma opção de tratamento considerável podendo ser recomendada sob condições clínicas claramente definidas em sítios sem defeitos ósseos²¹. Em nosso estudo clínico verificamos essa possibilidade de realizarmos a técnica da carga precoce, reabrindo o implante e o submetendo a cargas após 3 1/2 semanas de instalação .

Em situações limítrofes como casos de baixa densidade óssea, enxertos prévios, utilização de implantes curtos e pacientes com comprometimento sistêmico, os tratamentos das superfícies de titânio podem ser de grande relevância pelo fato de diminuir o tempo de espera da fase de deposição biológica durante o processo de osseointegração⁸.

Implantes com superfície SLActive colocados na maxila, em área de enxerto em bloco, e carregados com coroas unitárias 06 semanas após a colocação , têm 20 % menos vida útil quando comparados com implantes de superfícies SLA carregados 12 semanas após a instalação no leito ósseo¹⁶.

A superfície SLActive favorece uma resposta celular e do tecido ósseo mais forte durante a fase de cicatrização precoce quando comparada com a resposta de seu antecessor SLA, entretanto, essa resposta aumentada desaparece após as 06 a 08 semanas iniciais, tornando-se os dois muito semelhantes a partir desse período cicatricial¹⁶. As células não encontram uma superfície completamente limpa, mas uma que é protéica e condicionada¹⁴. Em estudo realizado com o objetivo de determinar o papel da molhabilidade e forças eletrostáticas na adsorção de proteínas nas superfícies de titânio, constatou-se que, superfícies molhadas com soluções contendo Cálcio e Magnésio, tiveram aumentada sua adsorção de albumina e fibronectina¹⁷. Em estudo realizado com diversos tipos de implantes, com e sem tratamentos de superfície, observou-se que, células semelhantes aos osteoblastos, os Saos-2, tiveram sua fixação e proliferação aumentada em superfícies de titânio modificadas²³. Em estudo *in vitro* que objetivava avaliar a adesão celular em uma superfície hidrófila modificada por tratamento com hidróxido de cálcio, concluíram-se que o tratamento alcalino das superfícies de titânio pode sim contribuir para um aumento na adesão celular na sua primeira hora de contato, mas que para as horas que se sucederam, essa adesão celular se mostra muito parecida com a que acontece em superfícies de titânio não alcalinizadas²⁴. Em estudo *in vitro* com implantes Acqua e Neoporos, ambas as

superfícies apresentaram resultados positivos na modulação da resposta de células tronco-mesenquimais humanas durante a diferenciação em osteoblastos, entretanto, o resultado para a superfície Acqua foi superior. Uma maior expressão de genes relacionados com a cascata de diferenciação do tecido ósseo foi observada para a superfície modificada, associada com uma maior atividade da fosfatase alcalina e quantidade de cálcio relacionado à mineralização¹⁰. Outro grupo de pesquisadores, entretanto, afirmam encontrarem resultados diminuídos da fosfatase alcalina diante de superfícies hidrofílicas²⁴. Em estudo realizado em porcos e também realizado em humanos verificou-se que, a adesão inicial de proteínas e células, a proliferação, as taxas e os níveis de diferenciação de osteoblastos foram os mais elevados em superfícies revestidas quando comparadas às superfícies não revestidas²⁰.

O processo de formação óssea é iniciado já na primeira semana após a colocação dos implantes. Em estudo realizado em humanos utilizando implantes SLA e SLActive, o BIC encontrado aos 07 dias, foi de 6% igualmente para as duas superfícies de titânio. Já aos 14 dias, 12,2% para SLA e 14,8% para SLActive. No período de 28 dias, o BIC (contato osso-implante) encontrado para implantes SLA foi de 32,4% enquanto para SLActive foi de 48,3%. Ao final do estudo, totalizando 42 dias de avaliação da osseointegração, o BIC para implantes SLA e SLActive foi igualmente de 62%²⁶. Em pesquisa realizada em ovelhas, utilizando implantes SLA e SLActive em áreas de levantamento de seio maxilar sem e com substituto ósseo a base de fosfato de cálcio bifásico, autores concluíram que, após o período de 12 semanas de cicatrização, nem enxertia nem tratamentos de superfície pareciam influenciar o BIC, mas que, após o período de 26 semanas, os melhores resultados de BIC foram alcançados com a combinação de implantes de superfície ativada e uso de material de enxerto²⁷. Estudo *in vitro* realizado entre implantes Neodent mostrou taxas de mineralização óssea mais pronunciadas para superfícies Acqua quando comparadas às superfícies Neoporos nos dias 14 e 28 do processo de osseointegração¹⁰. Em estudo feito em coelhos, autores relatam que o BIC encontrado aos 14 dias para os implantes com superfície Acqua foi idêntico ao BIC encontrado em superfícies Neoporos aos 28 dias de cura. Medições BIC aos 28 dias pós instalação dos implantes foi de 1,5% maior no grupo Acqua comparado ao grupo Neoporos¹³. Resultados de contato osso-implante foram maiores nas superfícies SLAffinity após três semanas de cura quando comparados ao BIC de superfícies não

nanoporizadas mas muito parecidos entre eles nos resultados de seis semanas de integração²⁰.

Vários são os métodos de avaliação da estabilidade dos implantes. Além da análise de frequência de ressonância (RFA), que mede resistência à tensão de flexão, e inserção de torque (TI), que mede resistência às forças de cisalhamento, há também o ISQ, ou seja, o quociente de estabilidade do implante, que consiste num dispositivo sem fio, o Osstell, em que uma haste de metal chamado PEG é ligado ao implante por meio de uma ligação de parafuso e um pequeno imã preso ao topo do PEG é animado por pulsos magnéticos, e a frequência de ressonância é expressa eletromagneticamente com unidades que variam de 01 a 100 ISQ⁹. No presente trabalho os valores de ISQ encontrados no momento da instalação do implante e também no momento da reabertura, nos deixou propícios de realizar o carregamento precoce do implante.

A molhabilidade pode ser entendida como a capacidade de umedecimento dos implantes dentários em contato com os tecidos vivos, e é avaliada através de medidas de ângulos de contato, caracterizando a existência de implantes completamente molháveis e hidrofílicos (ângulo de contato 0 grau) até praticamente desmolhada e hidrofóbico (ângulo de contato 138 graus)¹⁴. Em estudo comparativo entre implantes com molhabilidade variada, constatou-se que independente da composição da solução molhante, os valores do ângulo de contato de implantes hidrofílicos será sempre menor quando comparados com implantes hidrofóbicos¹⁷.

Considerações finais

Por meio da elaboração do presente trabalho, verificamos que os avanços nas pesquisas produzindo superfícies altamente reativas e com elevada molhabilidade, foram capazes de assegurar a técnica da carga precoce, na qual os implantes recebem o carregamento protético entre o período aproximado de 20 a 60 dias após sua instalação. Assim, em situações de baixa densidade óssea, enxertias prévias e situações sistêmicas comprometedoras, nas quais a estabilidade primária é dificultada nos impossibilitando de executar a técnica da carga imediata, dispomos dessas novas superfícies de titânio hidrofílicas capazes de alcançar em menor tempo o processo de osseointegração.

Titanium Implant surfaces with high wetting and Technical of Early Load:

Case Report

Abstract

The aim of this study was to elucidate through a clinical case, an implant surface with high wettability, Acqua, Neodent, Brazil, in the rear area of the jaw. The implant was installed in a first surgical step with torque 25 N getting a cover screw, surgical reopened in a second time after 25 days, given the benefit of early load. Measurements were performed with Osstell in two surgical stages and provisional crown was installed during the reopening. The monitoring of the case associated with an updated literature review allowed us to reveal characteristics of hydrophilic implants, and the way that these surfaces modified high wettability titanium interact with the biological environment when they are inserted in the bone tissue and from there, all the cicatricional cascade is suscedida. Although osseointegration occur in both textured surfaces as well as on smooth surfaces, it is known that there are mechanisms that modify metabolic bone response when changing the degree and direction of surface roughness. Factors such as surface tension, wettability, and their physicochemical characteristics will also influence the success and longevity of restorations involving dental implants. As a result of this work we concluded that surfaces with high hydrophilicity favor the benefit of the anticipated load, thus contributing to rehabilitation treatments with unit fixed prostheses or multiple dental implants can be completed faster and people so rehabilitated resume their routine in less time.

Keywords: Dental Implants; Early Loading; Wettability.

Referências

1. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1(1):11-25.
2. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surface: Part 2-review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *The International Journal of Prosthodontics* 2004;17(5):544-64.
3. 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(2):579-96.
4. Weber HP, Morton D, Gallucci GO, Rocuzzo M, Cordaro L, Grutter L. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(suppl):180-83.
5. Esposito M, Grusovin MG, Achile H, Coulthard P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: Different times for loading dental implants. *Cochrane Database Syst Rev* 2009;21:CD003878.
6. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2009;20 Suppl 4:172-84.
7. Faverani LP, Ferreira GR, Jardim ECG, Okamoto R, Shinohara EH et al. Implantes osseointegrados: evolução e sucesso. *Salusvita*, 2011;1(30)47-58.
8. Bernardes SR, Claudino M, Sartori IAM. Relevância clínica do tratamento de superfície de implantes dentários. *Jornal Ilapeo* 2012; 06(2):65-74.

9. Dagher M, Mokbel N, Jabbour G, Naaman N. Resonance frequency analysis, insertion torque, and bone to implant contact of 4 implant surfaces: Comparison and correlation study in sheep. *Implant Dent* 2014;0:1-7.
10. Mendonça G, Silveira DB, Mendonça, Oliveira LS, Araújo CA. Effect of hydrophilic implant surfaces on differentiation of human mesenchymal stem cells. *ImplantNews* 2013;10(6a-PBA):111-6.
11. Rupp F, Scheideler L, Olshanska N, Wild M, Wieland M, Geis-Gerstorfer J. Enhancing surface free energy and hydrophilicity through chemical modification of microstructured titanium implant surfaces. Wiley Periodicals, Inc. *J Biomed Mater Res* 2006;76A: 323–334.
12. Kloss FR, Steinmüller-Nethl D, Stigler RG, Ennemoser T, Rasse M, Hächl O. In vivo investigation on connective tissue healing to polished surfaces with different surface wettability. *Clin Oral Implants Res* 2011;22(7):699–705.
13. Sartoretto SC, Alves ATNV, Resende RFB, Maia JC, Granjeiro JM, Maia MDC. Early osseointegration driven by the surface chemistry and wettability of dental implants. *J Appl Oral Sci* 2015; 23(3):279-87.
14. Rupp F, Scheideler L, Eichler M, Geis-Gerstorfer J. Wetting behavior of dental implants. *Int. J Oral Maxillofac Implants* 2011;26(6):1256–66.
15. Wennerberg A, Jimbo R, Stübinger S, Obrecht M, Dard M, Berner S. Nanostructures and hydrophilicity influence osseointegration: a biomechanical study in the rabbit tibia. *Clin. Oral Implants Res.* 2014;25:1041-50.
16. Gojko C. Comparação clínica e radiográfica do carregamento protético precoce entre implantes com superfícies física e quimicamente modificadas, inseridos em áreas enxertadas em maxila [dissertação]. São Paulo. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia; 2009.

17. Kohavi D, Hauslich LB, Rosen G, Steinberg D, Sela MN. Wettability versus electrostatic forces in fibronectin and albumin adsorption to titanium surfaces. *Clin Oral Impl Res* 2013;24:1002-08.
18. Silveira BM, Uhlendorf J, Uhlendorf Y, Corpas LS, Padovan LEM. Aplicabilidade dos enxertos em bloco de origem xenógena nas reconstruções ósseas: relato de caso clínico com avaliação tomográfica e histológica após seis meses. *ImplantNews* 2014;11(2):176-83.
19. Favero R, Lang NP, Salata LA, Neto EMC, Caroprese M, Botticelli D. Sequential healing events of osseointegration at UnicCa® and SLActive® implant surfaces: an experimental study in the dog. *Clin Oral Impl Res*. 2016;27:203-10.
20. Huang MS, Chen LK, Ou KL, Cheng HY, Wang CS. Rapid osseointegration of titanium implant with innovative nanoporous surface modification: animal model and clinical trial. *Implant Dent* 2015; 24(4):441-7.
21. Tabosa e Silva TP, Miranda CCL, Bucco Jr RLS, Tabosa e Silva TP, Sotto-Maior BS. The role of a moderately rough and chemically modified implant surface in an early loading protocol: a literature review. *Dental Press Implantol* 2015 Apr-Jun;9(2):76-88.
22. Wennerberg A, Galli S, Albrektsson T. Current knowledge about the hydrophilic and nanostructured SLActive surface. *Clin. Cosmet Investig Dent* 2011;3:59–67.
23. Pivodova V, Frankova J, Dolezel P, Ulrichova J. The response of osteoblast-like SaOS-2 cells to modified titanium surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28(5):1386–94.
24. Al Mustafa M, Agis H, Muller H, Watzek G, Gruber R. In vitro adhesion of fibroblastic cells to titanium alloy discs treated with sodium hydroxide. *Clin. Oral Impl. Res* 2015;26:15-19.

25. Lang NP, Salvi GE, Huynh-Ba G, Ivanovski S, Donos N, Bosshardt DD. Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. *Clin. Oral Implants Res* 2011;22(4):349–56.

26. Philipp A, Duncan W, Roos M, Hammerle CH, Attin T, Schmidlin PR. Comparison of SLA® or SLActive® implants placed in the maxillary sinus with or without synthetic bone graft materials and animal study in sheep. *Clin. Oral Impl. Res* 2014;25:1142-48.

5- Referências

1. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1(1):11-25.
2. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral Implant Surfaces: Part 1—Review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont.* 2004;17:536–43.
3. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surface: Part 2-review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *Int J Prosthodont.* 2004;17(5):544-64.
4. Al Mustafa M, Agis H, Muller H, Watzek G, Gruber R. In vitro adhesion of fibroblastic cells to titanium alloy discs treated with sodium hydroxide. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26:15-9.
5. Bernardes SR, Claudino M, Sartori IAM. Relevância clínica do tratamento de superfície de implantes dentários. *Jornal Ilapeo.* 2012;06(2):65-74.
6. J Bico, U Thiele, D Quéré. Wetting of textured surfaces. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects* 206 (1), 41-6.
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(2):579-96.
8. Dagher M, Mokbel N, Jabbour G, Naaman N. Resonance frequency analysis, insertion torque, and bone to implant contact of 4 implant surfaces: Comparison and correlation study in sheep. *Implant Dent.* 2014;0:1-7.

9. Duske K, Koban I, Kindel E, Schroder K, Nebe B, Holtfreter B, et al. Atmospheric plasma enhances wettability and cell spreading on dental implant metals. *J Clin Periodontol.* 2012;39(4): 400–7.
10. Esposito M, Grusovin MG, Achile H, Coulthard P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: Different times for loading dental implants. *Cochrane Database Syst Rev.* 2009;21:CD003878.
11. Faverani LP, Ferreira GR, Jardim ECG, Okamoto R, Shinohara EH et al. Implantes osseointegrados: evolução e sucesso. *Salusvita,* 2011;1(30)47-58.
12. Philipp A, Duncan W, Roos M, Hammerle CH, Attin T, Schmidlin PR. Comparison of SLA® or SLActive® implants placed in the maxillary sinus with or without synthetic bone graft materials – an animal study in sheep. *Clin Oral Impl Res.* 2014;25: 1142–48.
13. Favero R, Lang NP, Salata LA, Neto EMC, Caroprese M, Botticelli D. Sequential healing events of osseointegration at UnicCa® and SLActive® implant surfaces: na experimental study in the dog. *Clin Oral Impl Res.* 2016;27:203-10.
14. Gittens RA, Scheideler L, Rupp F, Hyzy SL, Geis-Gerstorfer J, Schwartz Z et a. A review on the wettability of dental implant surfaces II: Biological and clinical aspects. *Acta Biomater.* 2014;10(7):2907–18.
15. Gojko C. Comparação clínica e radiográfica do carregamento protético precoce entre implantes com superfícies física e quimicamente modificadas, inseridos em áreas enxertadas em maxila [dissertação]. São Paulo. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia; 2009.
16. Kohavi D, Badihi Hauslich L, Rosen G, Steinberg D, Sela MN. Wettability versus electrostatic forces in fibronectin and albumin adsorption to titanium surfaces. *Clin. Oral Implants Res.* 2002;24(9):1002-8.

17. Huang MS, Chen LK, Ou KL, Cheng HY, Wang CS. Rapid osseointegration of titanium implant with innovative nanoporous surface modification: animal model and clinical trial. *Implant Dent.* 2015;24(4):441-7.
18. Kohavi D, Hauslich LB, Rosen G, Steinberg D, Sela MN. Wettability versus electrostatic forces in fibronectin and albumin adsorption to titanium surfaces. *Clin. Oral Impl. Res.* 2013;24:1002-08.
19. Kloss FR, Steinmüller-Nethl D, Stigler RG, Ennemoser T, Rasse M, Hächl O. In vivo investigation on connective tissue healing to polished surfaces with different surface wettability. *Clin. Oral Implants Res.* 2011;22(7):699–705.
20. Lang NP, Salvi GE, Huynh-Ba G, Ivanovski S, Donos N, Bosshardt DD. Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. *Clin. Oral Implants Res.* 2011;22(4):349–56.
21. Mendonça G, Silveira DB, Mendonça, Oliveira LS, Araújo CA. Effect of hydrophilic implant surfaces on differentiation of human mesenchymal stem cells. *ImplantNews.* 2013;10(6a-PBA):111-6.
22. Pivodova V, Frankova J, Dolezel P, Ulrichova J. The response of osteoblast-like SaOS-2 cells to modified titanium surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013; 28(5):1386–94.
23. Philipp A, Duncan W, Roos M, Hammerle CH, Attin T, Schmidlin PR. Comparison of SLA® or SLActive® implants placed in the maxillary sinus with or without synthetic bone graft materials and animal study in sheep. *Clin Oral Impl Res.* 2014;25:1142-48.
24. Rupp F, Scheideler L, Eichler M, Geis-Gerstorfer J. Wetting behavior of dental implants. *Int. J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(6):1256–66.
25. Rupp F, Scheideler L, Olshanska N, Wild M., Wieland M, Geis-Gerstorfer J. Enhancing surface free energy and hydrophilicity through chemical modification of

microstructured titanium implant surfaces. Wiley Periodicals, Inc. *J Biomed Mater Res.* 2006;76A: 323–34.

26. Sartoretto SC, Alves ATNV, Resende RFB, Maia JC, Granjeiro JM, Maia MDC. Early osseointegration driven by the surface chemistry and wettability of dental implants. *J Appl Oral Sci.* 2015;23(3):279-87.

27. Silveira BM, Uhlendorf J, Uhlendorf Y, Corpas LS, Padovan LEM. Aplicabilidade dos enxertos em bloco de origem xenógena nas reconstruções ósseas: relato de caso clínico com avaliação tomográfica e histológica após seis meses. *ImplantNews.* 2014;11(2):176-83.

28. Tabosa e Silva TP, Miranda CCL, Bucco Jr RLS, Tabosa e Silva TP, Sotto-Maior BS. The role of a moderately rough and chemically modified implant surface in an early loading protocol: a literature review. *Dental Press Implantol.* 2015;9(2):76-88.

29. Weber HP, Morton D, Gallucci GO, Rocuzzo M, Cordaro L, Grutter L. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(suppl):180-83.

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

31. Wennerberg A, Galli S, Albrektsson T. Current knowledge about the hydrophilic and nanostructured SLActive surface. *Clin. Cosmet Investig Dent.* 2011;3:59–67.

32. Wennerberg A, Jimbo R, Stübinger S, Obrecht M, Dard M, Berner S. Nanostructures and hydrophilicity influence osseointegration: a biomechanical study in the rabbit tibia. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25:1041-50.

6-Anexo

Artigo de acordo com as normas da Revista ImplantNews.

<http://www.inpn.com.br/ImplantNews/NormasPublicacoes>