

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Priscila Gonçalves Cordeiro

**Implantes osseointegráveis com tratamento de superfície com
molhabilidade. Revisão de literatura e relato de caso clínico.**

CURITIBA

2014

Priscila Gonçalves Cordeiro

Implantes osseointegráveis com tratamento de superfície com molhabilidade.
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.

Orientadora: Prof^a Eloana Thomé

CURITIBA
2014

Priscila Gonçalves Cordeiro

Implantes osseointegráveis com tratamento de superfície com molhabilidade. Revisão de literatura e relato de caso clínico.

Presidente da banca (orientadora): Prof^a. Eloana Thomé

BANCA EXAMINADORA

Prof. Ralph Torres

Prof Dr. Sérgio Rocha Bernardes

Aprovada em 31/07/2014

Dedicatória

Aos meus queridos pais, Eliana e Sérgio, pela minha educação. Eles me deram carinho e amor, me ensinaram o que é responsabilidade e perseverança para que eu conseguisse trilhar meu caminho profissional.

Ao meu amor, noivo e futuro marido, Luiz Fernando, por me ajudar sempre que precisava e estar presente mesmo nos momentos em que me encontrava mais exausta, sempre me apoiando.

Agradecimentos

Às queridas professoras Rogéria Acedo Vieira e Érika Romanini por permitir, em 2012, que eu fizesse parte desta turma de especialização tão especial. Pelos conhecimentos e experiências passados da melhor forma possível.

À professora Eloana Thomé, pela ajuda e conselhos na condução deste trabalho de conclusão de curso.

Aos incríveis amigos que fiz durante esses 28 meses. Cada um tem um lugar especial em meu coração. Agradeço a todos pelos almoços, jantares, churrascos e festas, sempre juntos quando possível, mesmo quando não acreditaram que nossa amizade perdurasse até o fim.

Ao Diego e Cassiano, pelas várias cirurgias que fizemos juntos como trio.

À Luciana e Tânia, pela paciência de nos conduzirem até a monografia perfeita.

A todas as pessoas, funcionários do ILAPEO e demais professores, que fizeram parte desta jornada, colaborando para que ela chegasse ao fim da melhor maneira possível.

Sumário

1. Introdução.....	9
2. Revisão de Literatura	11
3. Proposição	32
4. Artigo Científico.....	33
5. Referências	49
6. Anexo	51

Listas de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

AFR – Análise de frequência de ressonância

CA – *Contact angle* (ângulo de contato)

CM – Cone Morse

BAE – *Blasted and acid etched* (Jateada e ataque ácido)

modBAE – *modified Blasted and acid etched* (Jateada e ataque ácido modificada)

Resumo

O objetivo do presente trabalho é identificar os tipos de superfície de implantes existentes nos dias atuais, com ênfase na superfície Acqua[®] Neodent, Curitiba, PR, Brasil. Esta superfície apresenta uma alta energia superficial, resultando em um implante com alta molhabilidade, propriedade que é quantificada a partir de medições do ângulo de contato da superfície. Foi realizado um caso clínico, no qual foi selecionado um paciente, desdentado total, para realização de um protocolo inferior. Foram instalados 5 implantes interforaminais, dos quais 3 implantes Drive CM Acqua 4.3 x 13mm nas posições 1, 2 e 3 e outros 2 implantes Drive CM nas posições 4 e 5. O paciente foi reabilitado com prótese tipo protocolo, instalada três dias após a cirurgia. Foi realizada Análise de Frequência de Ressonância (AFR) no momento da instalação dos implantes e 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 e 8 semanas após a cirurgia. Os resultados ainda estão em andamento.

Palavras-chave: Propriedades de Superfície, Osteoblastos, Implantes Dentários.

Abstract

The aim of this study was to identify the types of existing implant surfaces nowadays, emphasizing Acqua[®] surface, Neodent, Curitiba, Brazil. This surface has a high surface energy, resulting in an implant with high wettability, property that is quantified from measurements of surface contact angle. We selected a patient, that was total edentulous, to perform a surgery of lower jaw protocol. Five interforaminals implants were installed. Three of them were Drive CM Acqua implants (Neodent, Curitiba, Brazil), on positions number 1, 2 and 3; and the other 2 were Drive CM implant (Neodent, Curitiba, Brazil) on positions number 4 and 5. The patient was rehabilitated with a protocol prosthesis, installed three days after surgery. Resonance frequency analysis (RFA) was performed right after the installation moment and 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 e 8 weeks after surgery. The results are ongoing.

Keywords: Surface Properties, Osteoblasts, Dental Implants.

1. Introdução

O tratamento com implantes dentários provou ser uma modalidade previsível para substituir dentes perdidos com várias resoluções protéticas, fixas ou removíveis. Um grande número de evidências científicas mostra o sucesso dos implantes com os mais variados protocolos cirúrgicos.⁹

Nestes últimos anos muita tecnologia foi desenvolvida visando uma maior, melhor e mais rápida osseointegração.

A osseointegração é definida como um contato direto, estrutural e funcional, entre osso vivo e ordenado e a superfície de um implante submetido à carga. A fim de proporcionar prognóstico previsível para um implante com uma expectativa funcional, talvez, de 50 anos, manipulação meticulosa e cuidado com o tecido são as chaves para o sucesso clínico. Isso depende da precisão do “hardware”, sua composição e design do material não biológico do implante e do “software”, como manipulá-lo, instalá-lo e usá-lo para ancorar uma reconstrução protética.⁴

Os efeitos das características da superfície, tais como rugosidade, química e molhabilidade estão bem estabelecidos nas interações a curto prazo entre implantes e o meio biológico, assim como no sucesso a longo prazo do dispositivo.⁶

Todos os métodos desenvolvidos favorecem a ancoragem e a estabilidade biomecânica dos implantes instalados. Nos dias atuais, superfícies estão sendo desenvolvidas a fim de melhorar a interação entre proteínas, tecidos e células com a superfície do implante, tais como as superfícies SLActive e Acqua que são modificadas física e quimicamente, utilizando um ambiente protegido com nitrogênio, resultando em

uma superfície com maior molhabilidade, o que permitirá atração de células e proteínas para a superfície do implante¹¹, importantes para a fase inicial da osseointegração.

2. Revisão de Literatura

2.1 Superfícies de Implantes

Joos et al. (2006) mostraram novos desenvolvimentos em design de implantes e protocolos de carga que influenciam na formação mineral ao redor do implante. A osseointegração é crucial para o sucesso a longo prazo dos implantes. A osteogênese ao redor dos implantes orais é um processo complexo, que envolve fenômenos celulares e acelulares. Vários fatores influenciam o processo biológico e para se entender esse processo é importante considerar os processos biológicos básicos. Uma falha na osseointegração de um implante já bem ancorado pode ser devido à falha da matriz extracelular mineralizada que está ligada diretamente à superfície do implante, já que isso é um fator crucial. Os autores mostraram, também que os aspectos iniciais, primeiros segundos e minutos, da interação entre implante e osso, não são conhecidos *in vivo*. Eles definem osso como um tecido duro específico mineralizado. A mineralização permite que o implante mantenha-se estável mesmo após carga. Células, matriz orgânica e mineral são dispostos de uma maneira única que lhe confere características e propriedades exclusivas, tanto que se pode considerar o osso um material composto, uma rede de tecido mole reforçada por minerais, conferindo-lhe propriedades rígidas e elásticas. Os autores descreveram três princípios orientadores: o desenho do implante deve ser coincidente com a estabilidade primária; o implante deve permitir a transmissão das forças sem interferir nas competências biomecânicas do osso, levando à microfraturas na matriz mineralizada; implantes devem ter um íntimo contato com o osso imediatamente após sua inserção. Os autores indicaram que várias formas geométricas para os implantes já foram usadas, mas que, na última década, houve uma tendência dos implantes apresentarem roscas. Elas

representam a forma macroscópica que permite um travamento mecânico dentro do osso. Os autores afirmaram que há diversos estudos que sugerem que a qualidade da estabilidade primária depende enormemente da relação geométrica entre a forma do implante e o sítio criado cirurgicamente. Eles disseram que a biologia óssea tem alguns fatores únicos, como a recapitulação de aspectos específicos do seu processo de desenvolvimento inicial e com isso chega a um estágio de reparação *ad integrum*. Segundo os autores, a osseointegração dos implantes dentro da reparação e regeneração óssea ocorre na interface entre o implante e o tecido que recobre o leito de implantação. Eles consideraram o impacto da biologia óssea na formação mineral como um processo dinâmico guiado por células e de alta complexidade. Frost, Sasaguri, Jiang e Chen, autores pesquisados no trabalho, sugeriram que o osso expõe um extraordinário comportamento adaptativo frente a mudanças no ambiente mecânico. Pillar, Deporter e Watson, também pesquisados, mostram que o fato da formação de tecido peri-implantar e a mineralização pelos osteoblastos ser fortemente dependente do ambiente mecânico local na zona da interface geralmente é aceito. Eles afirmam que cargas ósseas fisiológicas (500-3000 microdeformações) geram formação óssea madura, já picos altos de deformações (> 5000 microdeformações), conhecido como hiperfisiológico, resulta em formação óssea imatura e um padrão celular de fibroblastos. Os autores relatam que muito ainda não se sabe sobre a mineralização óssea devido aos métodos utilizados para este estudo, mas que com os avanços na tecnologia, muito já se consegue estudar. Joos et al. (2006) propuseram uma questão, qual tipo de formação de tecido ósseo está presente na superfície do implante? Eles mostraram duas hipóteses: uma de Davies, que relatou a presença de uma zona granular afibrilar diretamente na superfície do implante. A hipótese era que essa zona, que tinha menos de 1µm de espessura, era derivada de uma deposição afibrilar calcificada dos osteoblastos, formando camadas. Estas camadas foram mais observadas nos implantes de cerâmica. Em contraste, eles mostraram

que Albrektsson et al., sugeriram que o início da mineralização ocorre através da deposição de uma matriz colágena que em seguida é mineralizada até o estágio de osso maduro. O autor pesquisado mostrou que uma camada (20-50nm) foi achada separando o implante da matriz óssea mineralizada. Várias outras investigações mostraram a presença de células, osteoblastos e osteócitos, nas proximidades dos implantes ou até mesmo em contato direto com a superfície do implante.

Lang et al. (2011) avaliaram o grau da osseointegração da superfície SLActive (hidrofílica) e superfície SLA (hidrofóbica) durante as fases iniciais da reparo em modelos humanos. Os dispositivos usados mediam 2.8mm de diâmetro e 4mm de comprimento e tinham a superfície SLActive ou SLA. Foram instalados na região retromolar de 28 voluntários e retirados após 7, 14, 28 e 42 dias. Os implantes foram removidos com uma broca trefina especial, confeccionada de acordo com o diâmetro dos implantes. Os autores fizeram análise histológica das amostras para verificar o BIC; dos 49 implantes instalados, apenas 30 estavam aptos a participarem da análise, devido a falhas durante a remoção. Após 7 dias da implantação, nenhuma diferença foi observada, o BIC era de 6%. 14 dias após, o BIC aumentou para 12.2% e 14.8% no SLA e SLActive respectivamente; na amostra do SLA não foi observada deposição de novo osso, já na amostra do SLActive eles observaram deposição de novo osso em grandes áreas. Após 28 dias o BIC no SLA era de 32.4% e do SLActive era de 48.3%, entretanto o implante com superfície modificada quimicamente mostrou BIC quase que completo dentro de algumas roscas. 42 dias após a cirurgia, os autores encontraram BIC igual para as duas superfícies, 62%. Eles mostraram que o padrão de osseointegração é igual em ambas as superfícies e que o grau de osseointegração depois de 4 semanas foi superior na superfície hidrofílica do que na hidrofóbica.

Wennerberg, Galli e Albrektsson (2011) fizeram uma revisão para resumir a presente documentação da superfície SLActive, da empresa Straumann Company (Suíça) e abranger os resultados de 15 estudos in vitro, 17 estudo in vivo e 16 estudos clínicos. A superfície SLActive é um desenvolvimento da superfície SLA que é jateada com grandes partículas e atacada com ácidos. Esta superfície é baseada em uma alta energia de superfície e em uma maior hidrofília do que a superfície anterior da mesma empresa. De acordo com Baier, alta energia de superfície parece ser importante, resultando em respostas ósseas maiores, porém outro autor contradiz já que tal estado de energia se perde ao entrar em contato com os tecidos. A superfície SLActive, de acordo com Wennerberg, Galli e Albrektsson (2011) é produzida da mesma forma que a SLA (jateamento com partículas de 0.25-0.5mm em pressão controlada de 5 bar, seguida de ataque ácido), porém a SLActive é lavada sob a proteção de nitrogênio para evitar a exposição ao ar e então armazenado em um recipiente com solução de NaCl. Foram pesquisados 15 estudo in vitro, 14 in vivo, 3 estudos experimentais em humanos e 16 estudos clínicos. Em diversos estudos, usaram a terminologia SLA modificada e não SLActive, o que fez com que os autores usassem qualquer termo, já que eles não sabiam o que era estudo experimental ou não. Muitos estudos in vitro cultivaram células humanas, tais como osteoblastos, células-tronco mesenquimais em discos de titânio que apresentavam superfície SLActive ou modSLA e compararam com a superfície SLA. Apenas um estudo mostrou um aumento na adesão celular em 3 horas, enquanto a maioria dos estudos mostra resultados similares entre as superfícies. Entretanto, notaram um maior fenótipo de crescimento celular na superfície SLActive do que na superfície SLA, atestado por um aumento na atividade da fosfatase alcalina, osteocalcina e osteoprotegerina, além de maior produção de fatores locais responsáveis pela formação óssea. SLActive promove uma maior angiogênese, induzida pelos osteoblastos, pois altos índices de fatores de crescimento foram encontrados. Os

primeiros resultados de osseointegração da superfície modSLA foi disponibilizado por Buser. Ele comparou o contato osso-implante após 2, 4 e 8 semanas após a cirurgia em minipigs. Eles descobriram uma significativa diferença na estabilidade em 2 e 4 semanas, porém nenhuma diferença significativa foi encontrada em 8 semanas. Foram encontrados resultados similares em outros estudos, realizados em cachorros. Todos os resultados clínicos mostraram diferença significativa no quociente de estabilidade dos implantes. Em geral, os estudos in vitro e in vivo mostraram uma maior resposta celular e óssea se comparada com a precursora SLA. Porém, na maioria dos estudos, esta diferença desaparece após 6-8 semanas. Nos estudos clínicos, a superfície SLActive demonstrou uma resposta óssea maior nas fases iniciais do reparo quando comparada a superfície SLA. Entretanto, nas fases tardias, ambas as superfícies mostraram resultados similares e, ambas, com sucesso clínico. A superfície SLActive é comercializada com base na sua energia de superfície, porém sabe-se que há outras diferenças, tais como a quantidade de picos e vales, que na superfície SLActive é bem maior que a superfície SLA. A superfície SLActive apresenta nanorrugosidades que a superfície SLA não apresenta. Dentro das limitações de tempo dos estudos (acompanhamento de 3 anos), a superfície SLActive parece ter uma performance adequada e como a superfície SLA deve ser considerada uma nova alternativa de implantes orais.

Pattanaik, Pawar e Pattanaik (2012) fizeram uma revisão de literatura sistemática, na qual usaram apenas artigos da língua inglesa, publicados de 1990 a 2009. Selecionaram 115 artigos para a revisão. Sugerem que a superfície dos implantes é crucial nas interações biológicas. De acordo com os autores pesquisados, a topografia, a química, rugosidade da superfície afeta a estabilidade mecânica na interface osso implante. Outro autor mostra que adesão e proliferação celular são sensíveis à rugosidade da superfície e que elas aumentam

quando a rugosidade da superfície do titânio aumenta. Os autores afirmam que em 1968, Hirschhorn foi o primeiro a reportar a fabricação de um metal poroso para uso como material para implante. Lu Jx mostrou que o tamanho mais favorável da porosidade é mais que 40nm, esse tamanho assegura proliferação e diferenciação celular. Robertson, afirmou que o crescimento ósseo dentro da porosidade dos implantes assegura uma boa transferência de forças. Pattanaik, Pawar e Pattanaik (2012) mostraram que os métodos para a fabricação de superfícies porosas podem ser classificados em duas categorias: adição ou ablação. Os métodos de ablação consistem em remover material da superfície e incluem: jateamento, ataque ácido, anodização e “shot peening”. O jateamento, de acordo com Wennerberg, partículas de cerâmica são projetadas na superfície do implante em alta velocidade por meio do ar comprimido. O material a ser jateado deve ser biocompatível, quimicamente estável e não deve interferir na osseointegração. Os mais utilizados são alumina, óxido de titânio, fosfato de cálcio. Já de acordo com Orsini e Buser, o ataque ácido é feito com ácidos fortes, tais como, HCl, H₂SO₄, HNO₃ e HF. O ataque ácido após o jateamento remove remanescente de alumina. De acordo com outros autores pesquisados, a superfície jateada e modificada quimicamente com o ataque ácido (SLA) influencia positivamente a osseointegração e diminui o tempo de reparo. Sul et al., mostram que superfícies micro e nanoporosas podem ser fabricadas por anodização do titânio em ácidos fortes em alta densidade ou potencial. Essa anodização resulta em uma camada mais espessa de óxido na superfície do implante. Já o “Shot Peening”, de acordo com Pypen, é similar ao jateamento, porém com um maior controle de força e tamanho das partículas. O método de adição é dividido em três categorias: coberturas que são feitas a partir de gotas ou fibras depositadas na superfície do substrato por prensagem isostática ou como uma embalagem; coberturas resultantes da mistura de pó de titânio com substrato orgânico, essa mistura é aplicada ao titânio e é afixada permanentemente sob condições controladas de

pressão e temperatura. O material orgânico é removido, deixando a superfície porosa; já a terceira categoria é o TPS (spray de plasma de titânio), partículas de titânio são aquecidas e espirradas sobre o substrato via gás inerte. Vários métodos foram desenvolvidos para fazer a cobertura do implante: spray de plasma, deposição por pulverização catódica entre outros. Como tendências futuras, de acordo com vários autores pesquisados, a superfície do titânio deve ser recoberta com agentes ósseo-estimulantes, como fatores de crescimento para facilitar o processo de reparo ósseo. Os principais candidatos são BMP, TGF, PDGF, IGF, FGF-FN. A superfície também pode ser recoberta com moléculas que regulem a remodelação óssea.

Gittens et al. (2014) fizeram uma revisão de literatura a fim de mostrar informações disponíveis sobre valores de ângulo de contato de superfícies comerciais e experimentais, técnicas usadas para modificar a molhabilidade dos implantes e resultados de estudos in vitro e clínicos. Os autores afirmam que o sucesso dos implantes a longo prazo fez com que os implantes dentários sejam uma das opções mais viáveis na reposição de dentes perdidos. Porém, o sucesso está longe do esperado em populações de risco, que tem a perda da qualidade óssea, seja por doença ou pela idade. Este trabalho mostra que estudos recentes afirmam que a superfície modifica as características inatas do osso, levando à maturação dos osteoblastos, aumento do contato osso-implante, consequentemente aumentando o sucesso clínico. A química da superfície, em muitos casos, é determinada pela natureza do substrato usado. Essa química pode diferir da estrutura devido à reatividade da superfície e apresentação preferencial de certos elementos. O bom desempenho do titânio deve-se à fina camada de óxido. A topografia da superfície pode, também, ter efeito direto sobre a resposta biológica do osso, já que implantes com microrrugosidades são melhores que os lisos. A energia de superfície do implante, medida

pelo ângulo de contato, relacionado à molhabilidade é outra característica que afeta a resposta biológica, porém pouco é conhecido sobre a molhabilidade do osso e a melhor maneira de reproduzir essa característica. A molhabilidade não é tida como foco na caracterização de superfícies e o valor do ângulo de contato varia muito. Diversos estudos mostraram que superfícies hidrofílicas tendem a aumentar a adesão, diferenciação e proliferação celular nos estágios iniciais da osseointegração. Entretanto, resultados opostos foram encontrados usando diferentes químicas. A molhabilidade é quantificada pelo ângulo de contato (CA), este ângulo varia de 0° a 180° . Superfícies cujo ângulo com a água é menor que 90° é considerada hidrofílica e aquelas cujo ângulo chega muito próximo de 0° é considerada superhidrofílica; ângulos maiores que 90° a superfície é hidrofóbica e maior que 150° é superhidrofóbica. De acordo com sua revisão de literatura, Gittens et al. (2014) afirmam que a maioria dos implantes encontrados são hidrofóbicos, porém os valores de CA encontrados variam muito, de superhidrofóbico a superhidrofílico. Em geral, a molhabilidade é reduzida em superfícies microestruturadas, criadas por jateamento, ataque ácido e anodização. Os autores mostraram uma tabela em que incluíram os dados disponíveis sobre molhabilidade do titânio cp (cpTi) e as marcas comerciais. Dois métodos para quantificação da molhabilidade através do CA foram utilizados: método da gota séssil, aonde o ângulo é medido diretamente na forma da gota em contato com a superfície e o segundo foi a tensiometria, aonde o CA é medido indiretamente de acordo com a técnica de balanço de Wilhemy. Os autores citam como exemplo clínico, a alternativa hidrofílica para a superfície hidrofóbica jateada e atacada com ácidos (BAE). Esta superfície teve melhores resultados quando comparada com superfícies lisas, somente usinadas. A principal diferença é que a superfície BAE (Blasted and Acid-Etched) é neutralizada em um ambiente não contaminado com nitrogênio e o implante é embalado em uma solução salina ao invés de ar. Segundos autores pesquisados, a microestrutura da superfície BAE e

modBAE são idênticas, mas a molhabilidade é diferente; a modBAE é superhidrofílica. BAE pode absorver contaminantes quando exposta ao ambiente durante o processo, enquanto modBAE mantém-se limpa, com alta energia superficial e boa molhabilidade. Essa propriedade da modBAE permite a formação de uma forte interface com o osso, demonstrando a interação química. De acordo com os autores, estudo recentes sugeriram que o processo para obtenção de superfícies superhidrofílicas gera nanoestruturas ao longo da topografia microrrugosa e consequentemente a osseointegração, em tíbias de coelho, foi consideravelmente aprimorada com a superfície nanoestruturada e hidrofílica. Outros métodos para hidrofilar e limpar a superfície do implante foram realizados. Autores mostraram que a Radio Frequency Glow Discharge (RFGD) é efetiva e que Atmospheric Pressure Plasma também é efetiva. Uma superfície BAE, após o tratamento com plasma teve seu CA de 117° para 0° . O tamanho dos osteoblastos em contato com a superfície hidrofílica foi maior. Outro aspecto é que, uma vez hidrofilarizada a superfície, o Ti não sustenta por um longo período tal propriedade. De acordo com a revisão, Wang, foi o primeiro a relatar o aumento da hidrofiliabilidade do TiO_2 cristalino através de radiação UV-A. O fenômeno de hidrofobização é comum, mas quando comparado com o tratamento com plasma durou mais tempo. De acordo com Gittens et al., a molhabilidade da superfície pode afetar quatro aspectos principais do sistema biológico: 1- adesão de proteínas e outras macromoléculas na superfície (condicionamento); 2- interação de células dos tecidos duro e mole com a superfície pré-condicionada; 3- adesão bacteriana e subsequente formação de biofilme 4- taxa de osseointegração na clínica. O condicionamento pelas biomoléculas derivadas do sangue é rápido e ocorre nos primeiros milissegundos a partir da instalação do implante. A hidrofilia pode influenciar todo o montante de proteínas em contato com a superfície do implante, sua conformação e orientação e composição geral do filme macromolecular formado na superfície através da adesão seletiva de respectivos

biolíquidos. Todo esse processo resultará em uma carga superficial e molhabilidade diferente da superfície convencional, tal como um padrão específico de proteínas na superfície. Tais proteínas absorvidas podem ativar determinados receptores na membrana celular e a expressão destes receptores varia de acordo com o tipo de célula e seu estágio de diferenciação. Em seguida, estes receptores determinarão o início da adesão celular, tal como os processos de curta e longa duração, como proliferação celular e diferenciação celular. O impacto da hidrofília em relação ao sangue foi revisado por Spijker que sugeriu que a adesão seletiva de proteínas sanguíneas pode ativar diferentes cascatas sinalizadoras, desencadeando, por exemplo, a ativação de trombócitos que levarão a formação de coágulo entre o implante e o tecido ao seu redor. De acordo com os autores pesquisados, a fibronectina, colágeno tipo I e vitronectina, ambas importantes para a resposta celular, são influenciadas pela molhabilidade da superfície. Após o condicionamento da superfície do implante pelas proteínas e moléculas do sangue, o sucesso na osseointegração requer colonização da superfície do implante por células precursoras de osteoblastos, seguidas de diferenciação, síntese de matriz extracelular e restauração do tecido. A influência da hidrofília na absorção dos diversos mediadores biológicos tem impacto em toda a cascata seguinte, levando a uma integração tecidual em longo prazo. Muitos trabalhos corroboram a influência da hidrofília na resposta celular, a maioria dos trabalhos é em relação as células do tecido duro (osteoblastos), porém as células do tecido mole (fibroblastos, queratinócitos) também são influenciadas. Um passo importante no processo de reparo ao redor do implante é a formação de um coágulo, que servirá de ponte para as células migrarem. De acordo com autores pesquisados, as primeiras células a invadir o coágulo são as células-tronco mesenquimais, devido à resposta imune moderada e baixa ativação de trombócitos. Osteoblastos oriundos do tecido ósseo circundante ou da diferenciação de células-tronco mesenquimais são as próximas a responder à molhabilidade, que aumenta a

maturação dos osteoblastos, produção de fatores locais e mineralização. Na odontologia é sabido que as bactérias entram na corrente sanguínea através de tratamentos odontológicos e se elas estiverem no biofilme formado ao redor do implante será difícil erradicá-las, devido a isso, diversas estratégias antibacterianas foram desenvolvidas. Porém não é fácil detectar o comportamento bacteriano. A superfície nanoestruturada pode satisfazer a rugosidade necessária para não favorecer a adesão bacteriana, assim como favorecer a integração tecidual. Em termos de energia de superfície, sugere-se que há bactérias que preferem superfícies hidrofóbicas e outras que preferem superfícies hidrofílicas. Alguns patógenos de importância para a odontologia, como *Stafilococcus aureus* e *S. epidermidis* é correlacionado à hidrofobia da superfície.

Hinkle et al. (2014) realizaram um estudo a fim de testar se a carga precoce (21 dias após a inserção) dos implantes é uma prática segura e confiável, avaliando a performance clínica e mudanças no nível ósseo dos implantes colocados em regiões posteriores por diferentes profissionais. O estudo foi multicêntrico, conduzido em três consultórios particulares independentes. Foram testados os implantes ELEMENT[®]RC INICELL (Suíça), que possuem superfície hidrofílica, com rugosidade moderada e um colar usinado de 1mm. 25 implantes foram instalados em regiões posteriores em um osso alveolar curado e nativo usando o protocolo cirúrgico de um estágio. Os implantes foram instalados de acordo com as orientações do fabricante e o torque mínimo para estabilidade primária (>35N) foi atingido. Radiografias periapicais foram realizadas 3 semana após a cirurgia, 6 e 12 semanas após e também 6 e 12 meses após. Os pacientes receberam uma coroa provisória após 3 semana da inserção do implante com completo contato oclusal. Foram feitas análises radiográficas digitais e a crista óssea manteve-se estável. De todos os pacientes, apenas 2 descontinuaram o estudo, por razões não relacionadas aos implantes e

nem ao estudo. Mesmo sendo um número pequeno de pacientes, os autores mostraram em sua análise radiográfica que carga precoce não causa perda óssea significativa e que o nível da crista óssea mantém-se estável.

2.2 Prótese – Carga Imediata

Adell et al. (1981) realizaram um estudo com o objetivo de sintetizar os materiais, métodos e resultados de 15 anos de uso clínico de fixações osseointegradas no tratamento de mandíbulas edêntulas. O período analisado pelos autores foi de Julho de 1965 até Setembro de 1980. Foram instalados 2768 fixações em 191 maxilas e 219 mandíbulas de 371 pacientes no total. A evolução dos procedimentos clínicos dividiu-se da seguinte maneira, 1- período inicial: julho de 1965 – março de 1968, período em que conhecimentos experimentais foram introduzidos à situação clínica; 2- período de desenvolvimento: abril de 1968 – junho de 1971, algumas modificações foram feitas na técnica devido à diferenças entre o experimento e a situação clínica; 3- período de rotina: julho de 1971 – setembro 1980, aonde pequenos ajustes técnicos foram realizados. Do total de fixações instaladas, restaram 1997 instaladas em 146 maxilas e 172 mandíbulas, em um total de 284 pacientes. Os pacientes foram divididos em grupos conforme o período de observação. Grupo de Desenvolvimento: consiste em ambos os períodos, inicial e desenvolvimento juntos, com um tempo de observação de 10-15 anos; Grupo de rotina I: consiste no período de rotina, com observação de 5-9 anos; Grupo de rotina II: consiste no período de rotina, com observação de 1-4 anos. Os pacientes usaram uma prótese total pré-operatória por aproximadamente um ano antes da cirurgia. Os procedimentos cirúrgicos foram realizados em 2 etapas, instalação das fixações e conexão do intermediário. 2 semanas após a cirurgia, a prótese total foi realinhada, porém as fixações não foram submetidas à carga direta por 3-

4 meses na mandíbula e 5-6 meses na maxila. Após o período de reparo, uma cirurgia para a colocação do intermediário foi realizada. Exames clínicos regulares foram realizados nos pacientes após a finalização da prótese a cada 3 meses até completar um ano e após esse período, ao menos uma vez ao ano. A ancoragem funcional, definida como a razão entre o número de fixações estáveis e osseointegradas suportando uma prótese em relação ao número de fixações instaladas, depende da osseointegração e manutenção da altura do osso marginal. Para os grupos de rotina, obtiveram como ancoragem funcional valores de 81-88% para maxila e 91-97% para mandíbula. A maioria das perdas ocorreram dentro dos 3 primeiros anos e particularmente dentro do primeiro ano após a instalação das fixações. Clinicamente, fixações estáveis estavam envolvidas por um osso trabecular de aparência normal e em íntimo contato com o osso circundante. A remodelação óssea, dentro dos limites do método de avaliação, foi radiograficamente visível.

Weber et al. (2009) mostraram que foram descobertos muitos fatores que influenciam e/ou alteram a qualidade e previsibilidade dos diversos tipos de carga para arcos dentais edêntulos parciais e totais. Estes fatores incluem a saúde do paciente; condições orais, tais como oclusão, condição periodontal, função e parafunção; características do local a ser implantado; tamanho e forma do implante; propriedades do material e da superfície do implante; o tempo e a metodologia da instalação do implante, incluindo estabilidade primária, procedimentos de carga e manutenção a longo prazo. O grupo foi convidado a expor sua opinião em uma reunião com base em 4 trabalhos publicados anteriormente sobre protocolos de carga, em seguida uma discussão foi realizada em cima deste assunto. Com base nos estudos, o grupo decidiu adotar o trabalho de Cochran, em 2004, o qual tem como definição: 1- Carga imediata: restauração instalada em oclusão com o arco antagonista em até 48 horas após a cirurgia. 2- Carga precoce:

restauração instalada em contato com o arco antagonista a partir de no mínimo 48 horas após a cirurgia e até 3 meses após. 3- Carga convencional: a prótese é instalada num segundo procedimento cirúrgico após o tempo de reparo, de 3 a 6 meses após a cirurgia. 4- Carga atrasada: a prótese é instalada em um segundo procedimento cirúrgico, após o tempo de carga convencional, após 6 meses. 5- Restauração imediata: restauração imediata instalada dentro de 48 horas da cirurgia, porém sem contato com o arco antagonista. A partir disto, eles entraram em um consenso e fizeram algumas recomendações clínicas. Para pacientes edêntulos, mandíbula e maxila, não há evidência para colocar carga em implantes entre 2 e 6 semanas após a cirurgia. Para mandíbula edêntula, a literatura suporta a carga imediata com próteses fixas em implantes com superfície microrrugosa; o tratamento com as indicações acima pode ser considerado um tratamento válido para clínicos com uma experiência clínica. A carga convencional, após 2 meses da instalação é recomendada sob condições específicas, tais como, enxertos, levantamento de seio maxilar, presença de parafunção, condição comprometedora do hospedeiro. Na maxila o procedimento de carga imediata também é recomendado como na mandíbula, porém não há literatura suficiente. Para edentulismo posterior parcial mandibular ou maxilar, a literatura suporta a carga entre 6 e 8 semanas após a instalação dos implantes; a carga convencional (a partir de 2 meses da instalação) deve ser procedimento de escolha caso o paciente não apresente estabilidade suficiente para colocação de carga imediata, apresente local de instalação comprometido, área enxertada, parafunção. Em área posterior de mandíbula, a carga imediata pode ser considerada, desde que observadas, com cautela, as condições existentes. Para áreas estéticas, a carga dos implantes entre 6 e 8 semanas deve ser rotina, porém a carga imediata pode ser uma opção se observados todos os fatores com cautela.

Borges et al. (2009) realizaram um trabalho com o objetivo de avaliar o sucesso dos implantes após carga imediata nos casos em que a prótese foi removida para a remoção da sutura no 10º dia após a instalação dos implantes. Os autores descreveram uma técnica de fabricação definitiva efetiva da prótese, que confere à prótese passividade. De acordo com os autores pesquisados neste estudo, a remoção da prótese só pode ser feita se a prótese é passiva, limitando o stress transferido para a interface osso-implante. Os autores analisaram 71 pacientes que receberam implantes Neodent, seguidos de carga imediata, durante os anos 2000 a 2008. Eles estudaram apenas os pacientes que tiveram a sutura removida após 10 dias da cirurgia. Foi descrita a técnica usada para dar passividade à prótese. Eles obtiveram um resultado de 100% de sucesso, exceto pelos períodos analisados de 1 e 2 anos, nos quais houve perda de 1 implante por período. Eles afirmaram que os pacientes não sentiram dor e não houve perda óssea vertical ao redor dos implantes. Os autores mostraram, com seus resultados, que a remoção da prótese para a remoção da sutura não causa falhas na osseointegração, como mostra os diferentes períodos em que os pacientes foram avaliados. Citam, também, que o princípio básico por trás da carga imediata é relacionado a estabilidade primária obtida na instalação dos implantes e que o osso é mais forte nos primeiros dias após a instalação, pois a remodelação óssea na superfície do implante começará na segunda semana, na presença de micromovimentos (inferiores a 100µm), mas não na presença de macromovimentos. No presente estudo, implantes estabilizados previamente estavam aptos a resistir ao grau de micromovimentos, mesmo com a remoção da prótese após 10 dias. Os autores afirmam que a remoção da prótese é passiva, ela pode ser reposicionada passivamente e que os movimentos realizados durante a remoção e reposicionamento, provavelmente, não ultrapassam os 100µm. Os autores concluíram com o estudo que a remoção da prótese no 10º dia após a instalação dos

implantes e carga imediata não causa falhas em nenhum período de tempo analisado por eles.

Lee et al. (2012) fizeram um estudo com a finalidade de avaliar, clínica e radiograficamente, a estabilidade primária e secundária dos implantes imediatamente carregados, usando esplintagem rígida e semi-rígida. De acordo com os autores estudados, a carga imediata dos implantes tem mostrado taxas de sobrevivência comparáveis à técnica de carregamento convencional (4-6 meses) e que o sucesso a longo prazo dos implantes imediatamente carregados está relacionado a alta estabilidade primária, ao alto torque de inserção, limitação de micromovimentos durante o período de remodelação óssea. Afirmam que a carga imediata dos implantes é uma evolução do protocolo convencional de Brånemark, e que a instalação imediata da prótese contribui para o conforto funcional e estético do paciente, sem arriscar o sucesso a longo prazo dos implantes. Nesse trabalho, os autores analisaram a esplintagem rígida e semi-rígida, comparando a estabilidade primária dos implantes restaurados com ambas as técnicas. Eles compararam a estabilidade do implante, presença de mobilidade e inflamação nas regiões ao redor dos implantes. Para esta análise, os autores selecionaram 15 pacientes totalmente edêntulos. Os procedimentos cirúrgicos de instalação dos implantes foram padronizados para todos os pacientes, atingindo o torque necessário para carga imediata (45N.cm). Os pacientes foram divididos em 2 grupos. Grupo 1 foi restaurado com barra rígida e grupo 2 com cantilever semi-rígido. Análise de frequência de ressonância (RFA) foi realizada para medir a estabilidade dos implantes em 3 tempos diferentes (instalação dos implantes, 4 meses após a cirurgia e 8 meses após a cirurgia); presença de inflamação e mobilidade também foram analisadas. De acordo com análise de variância e Tukey foram feitas e nenhuma diferença significativa na estabilidade dos implantes foi observada entre os grupos e seus tempos de análise, como

também não foram encontradas inflamação nem mobilidade dos implantes. As médias de valores ISQ neste estudo foi de 70.67 ± 3.96 para o grupo 1 e 69.12 ± 6.53 para o grupo 2. Durante o período de análise (4 e 8 meses) os valores ISQ mantiveram-se dentro do padrões recomendáveis e nenhuma diferença significativa foi observada entre os grupos, sugerindo que ambas as técnicas, rígida e semi-rígida podem ser usadas com sucesso.

2.3 Análise de Frequência de Ressonância

Turkyilmaz (2006) realizou um estudo a fim de determinar a estabilidade primária e o torque de inserção dos implantes, do sistema Brånemark, inseridos na região anterior de mandíbula e correlacionar a possível relação entre a estabilidade primária e o torque de inserção. Duas clínicas participaram do estudo, uma clínica universitária e uma particular na Turquia. 30 pacientes edêntulos participaram do estudo. Foram instalados 60 implantes (Brånemark System TiUnite RP MKIII de 15mm de comprimento) na mandíbula, a técnica de um estágio foi utilizada nos procedimentos. O Osseocare foi utilizado para medir o torque de inserção dos implantes e imediatamente após a instalação, os implantes foram conectados ao Osstell para Análise de Frequência de Ressonância, aferindo a estabilidade primária dos implantes instalados. A relação linear entre torque de inserção e valores ISQ indicaram significância estatística para 30 implantes. Valores altos de torque de inserção (41.8 ± 5.8) e ISQ (74.1 ± 3.8) foram encontrados. O estudo sugere que há uma forte correlação entre valores de torque de inserção e análise de frequência de ressonância.

Degidi et al. (2010) em um estudo prévio determinaram um forte relação entre os valores de frequência de ressonância e o contato osso-implante em implantes removidos após 6 meses. Em 2009 os mesmos autores realizaram o presente estudo histológico e

histomorfométrico com o objetivo de determinar se há a mesma relação em tempos precoces, especificamente em implantes removidos após 4 ou 8 semanas. 16 implantes, jateados e atacados com ácido, foram removidos por diversas razões, após 4 e 8 semanas com uma trefina de 5mm para serem processados histologicamente. Vários fatores parecem influenciar a análise de frequência de ressonância, como a rigidez do contato osso-implante, do osso e dos componentes dos implantes. Forças são produzidas através de um efeito piezo e a resposta oscilatória é amplificada, analisada e demonstrada como uma unidade chamada quociente de estabilidade do implante (ISQ). Os autores obtiveram como resultados, implantes clinicamente osseointegrados e estáveis e sem mobilidade. Os valores ISQ variou de 63 a 85. E o contato osso-implante mineralizados (MBIC) variou de 42% a 96%. Não foi encontrada correlação significativa entre valores de ISQ e MBIC. A relação entre estrutura óssea e análise de frequência de ressonância não é completamente entendida. No entanto, a estabilidade primária pode ser influenciada não só pela densidade óssea e/ou pela conectividade trabecular, mas também pela espessura e densidade da camada cortical.

Han, Lulic e Lang (2010) fizeram um estudo com o objetivo de monitorar o desenvolvimento da estabilidade dos implantes Straumann® (Suíça) durante as fases iniciais de reparo com análise de frequência de ressonância (AFR) e determinar a influência da modificação na superfície e diâmetro dos implantes. Estabilidade mecânica ou primária deve ser mediada por micro-retenções ou fricção do implante em seu leito e estabilidade biológica é resultado do contato osso-implante após o período de integração tecidual. Nas tentativas de quantificar a estabilidade primária, vários métodos foram criados, porém nos dias atuais a AFR foi introduzida por prover um acesso não invasivo à estabilidade ao longo do tempo. O primeiro dispositivo de AFR tinha seu uso mais

complicado devido a sua forma e maneira para obtenção dos resultados, agora, uma segunda linha de aparelhos que realizam AFR, usa a frequência magnética entre o transdutor e o analisador. Os resultados são expressos como Implant Stability Quocient (ISQ), e vão em uma escala de 0 a 100. Geralmente, os implantes clinicamente estáveis, costumam variar de 40 a 80. Fatores que influenciam a AFR foram recentemente identificados. O osso em que o implante foi instalado, assim como o comprimento, contribui para a variação. A posição em que se coloca o sensor pode variar a medição, então sugerem-se 2 ou mais medições em diferentes posições. Foram selecionados 23 pacientes parcialmente edêntulos que estavam de acordo com os critérios de inserção. Foram instalados 25 implantes Straumann® tissue level, com 10mm de comprimento. Não foram confeccionadas coroas provisórias para os implantes no período observado. AFR foi conduzida 4 dias após a instalação, 1, 2, 3, 4, 6, 8 e 12 semanas após a instalação. As medidas foram tomadas nas faces vestibular, lingual e distal. A AFR é promissora, pois é um meio não invasivo, reproduzível para obtenção de informação sobre a estabilidade dos implantes. Em resumo, os resultados apresentados no presente estudo indicam ISQ de 55-84, representando homeostase e estabilidade do implante durante o período de reparo. As mudanças longitudinais mostraram quase o mesmo padrão para as superfícies SLA e SLActive. Todos os implantes mostraram um decréscimo nos valores ISQ, e o valor ISQ mínimo encontrado foi durante 3-4 semanas.

Silva et al. (2012) realizaram um trabalho, na Universidade de São Paulo (Ribeirão Preto), com o objetivo de avaliar a estabilidade inicial e tardia dos implantes usados para reter overdentures superiores e inferiores de 16 pacientes. Os autores usaram o Osstell TM Mentor para análise no período inicial (estabilidade primária), 3 e 15 meses após (estabilidade secundária). Foram 16 pacientes, 6 homens e 10 mulheres, com idade entre

40 e 67 anos, todos dentro dos critérios de inclusão. A prótese foi confeccionada antes da cirurgia e todos os ajustes necessários foram realizados. Foram instalados 2 implantes, hexágono externo de forma cilíndrica (4mm de diâmetro e possíveis comprimentos de 9, 11, 13, 15mm). Todos os procedimentos cirúrgicos foram realizados de acordo com o protocolo Brånemark. Após a cirurgia e instalação da prótese agora retida pelos implantes, foi realizada a medição com Análise de Frequência de Ressonância com o Osstell Mentor (modelo 6.0, Osseointegration Diagnosis, Gotemburgo, Suíça) para obter a estabilidade primária. Com o mesmo aparelho foram feitas medições da estabilidade secundária nos períodos de 3 e 15 meses após a cirurgia. Silva et al., obtiveram resultados que mostram valores médios de estabilidade significativamente maiores após 15 meses da cirurgia.

Liaje et al. (2012) fizeram um estudo a fim de determinar a mudança na estabilidade de 3 sistemas de implante diferentes usando Análise de Frequência de Ressonância (AFR) e correlacionar os valores encontrados com desenho do implante, comprimento e diâmetro, sexo do paciente e arcos dentais. Avaliações clínicas e radiográficas foram feitas por um período de até 1 ano. Três tipos diferentes de implantes de três fabricantes distintos foram instalados na região posterior de mandíbula e maxila. AFR foi realizada na instalação dos implantes e semanalmente até 8 semanas da instalação dos implantes. Os implantes receberam carga após 8 semanas. Todos os implantes foram avaliados radiograficamente no momento da instalação, 6 e 12 meses após. Índice de placa, índice de sangramento do sulco, profundidade de sondagem dos implantes e perda óssea marginal foram analisados. Todos os implantes mostraram valores altos de estabilidade, maiores que 71. Houve diferença estatisticamente significativa entre todos os grupo, exceto no período de 1 e 2 semanas. Os valores dos implantes mandibulares foram maiores que os implantes maxilares. Os implantes maiores mostraram maior estabilidade que os estreitos.

A perda óssea marginal média foi de 0.22 ± 0.47 mm após 1 ano. Todos os implantes apresentaram valores ideais para carga imediata, e a taxa de sucesso e a perda óssea marginal foram similares aos valores encontrados na literatura.

3. Proposição

O objetivo do presente trabalho é identificar os tipos de superfície de implantes existentes nos dias atuais e compará-las em uma revisão de literatura, com ênfase na superfície hidrofílica de alta molhabilidade. Junto a isso, relatar um caso clínico com a utilização de implantes Acqua Neodent, utilizando-se da análise de frequência de ressonância para avaliação da estabilidade dos implantes e dos princípios da carga imediata para a reabilitação protética.

4. Artigo Científico

Artigo elaborado segundo as normas da revista ImplantNews

Implantes osseointegráveis com tratamento de superfície com molhabilidade. Revisão de literatura e relato de caso clínico.

Osseointegrated implants with high wettability surface treatment. Literature review and case report.

Priscila Gonçalves Cordeiro *

Eloana Thomé **

* Cirurgiã-dentista formada pela Pontifícia Universidade Católica do Paraná (2006-2010). Aluna do curso de especialização em Implantodontia, Ilapeo (Curitiba – Paraná – Brasil).

** Mestre em Odontologia, área de concentração Implantodontia pelo ILAPEO (2009-2011). Doutoranda em Odontologia, área de concentração Implantodontia pela São Leopoldo Mandic.

Endereço da autora:

Rua Jacarezinho, 656. Mercês, Curitiba, PR.

Email: pri_gcordeiro@hotmail.com

Resumo

O objetivo do presente trabalho é identificar os tipos de superfície de implantes existentes nos dias atuais, com ênfase na superfície Acqua[®] Neodent, Curitiba, PR, Brasil. Esta superfície apresenta uma alta energia superficial, resultando em um implante com alta molhabilidade, propriedade que é quantificada a partir de medições do ângulo de contato da superfície. Foi realizado um caso clínico, no qual foi selecionado um paciente, desdentado total, para realização de um protocolo inferior. Foram instalados 5 implantes interforaminais, dos quais 3 implantes Drive CM Acqua 4.3 x 13mm nas posições 1, 2 e 3 e outros 2 implantes Drive CM nas posições 4 e 5. O paciente foi reabilitado com prótese tipo protocolo, instalada três dias após a cirurgia. Foi realizada Análise de Frequência de Ressonância (AFR) no momento da instalação dos implantes e 1, 2, 3, 4, 5 e 6 semanas após a cirurgia. Os resultados ainda estão em andamento.

Unitermos: Propriedades de Superfície, Osteoblastos, Implantes Dentários.

Introdução

O tratamento com implantes dentários provou ser uma modalidade previsível para substituir dentes perdidos com várias resoluções protéticas, fixas ou removíveis. Um grande número de evidências científicas mostra o sucesso dos implantes com os mais variados protocolos cirúrgicos.¹ Nestes últimos anos muita tecnologia foi desenvolvida visando uma maior, mais rápida e efetiva osseointegração.

A osseointegração é definida como um contato direto, estrutural e funcional, entre osso vivo e ordenado e a superfície de um implante submetido à carga. A fim de proporcionar prognóstico previsível para uma unidade de ancoragem com uma expectativa funcional, talvez, de 50 anos, manipulação meticulosa e cuidado com o tecido é a chave para o sucesso clínico. Isso depende da precisão do “hardware”, sua composição e design do material não biológico do implante e do “software”, como manipulá-lo, instalá-lo e usá-lo para ancorar uma reconstrução protética.²

Os efeitos das características da superfície, tais como rugosidade, química e molhabilidade estão bem estabelecidos nas interações a curto prazo entre implantes e o meio biológico, assim como no sucesso a longo prazo do dispositivo.³

Todos os métodos desenvolvidos favorecem a ancoragem e a estabilidade biomecânica dos implantes instalados. Nos dias atuais, superfícies estão sendo desenvolvidas a fim de melhorar a interação entre proteínas, tecidos e células com a superfície do implante, tais como as superfícies que são modificadas física e quimicamente, utilizando um ambiente protegido com nitrogênio, resultando em uma superfície com maior molhabilidade, o que permitirá atração de células e proteínas para a superfície do implante⁴, importantes na fase inicial da osseointegração.

Relato de caso clínico

Paciente do sexo masculino, 66 anos, portador de Diabetes Melitus, hipertensão. Foi solicitada avaliação pré-operatória ao cardiologista, devido à hipertensão. O paciente foi submetido a teste ergométrico e exame clínico e foi liberado para a cirurgia com o uso de anestésico local e sedação via oral. Os riscos presentes eram somente os riscos inerentes ao procedimento odontológico. No dia da cirurgia, o paciente chegou com o parecer do médico, citado anteriormente e uma lista de medicamentos de uso contínuo que não haviam sido informados na consulta inicial e anamnese. Os medicamentos eram os seguintes: Sivastacor 20mg, Secotex ADV 0,4mg, Lotar 2,5x50, Angipress CD 12,5x50, Lipiless 100mg, Galvus Met 50x1000, Metri 1000+500mg, Neovite, Pantoprazol, Clopin 75mg, Diamicron MR 30mg, Tansulosina 0,4mg. Na mesma lista, havia a informação que ele era alérgico à Midazolan ou Dolantina, o que nos impediria de fazer a sedação via oral.

A cirurgia foi abortada e remarcada. No segundo dia marcado para o procedimento, o paciente foi atendido e realizado todos os procedimentos com sucesso. Foram instalados 5 implantes interforaminais, para a confecção de uma prótese tipo protocolo, dos quais 3 implantes Drive CM Acqua (4.3 x 13mm) (Neodent, Curitiba, Brasil) instalados nas posições 1, 2 e 3 e outros 2 implantes Drive CM (4.3 x 13mm) (Neodent, Curitiba, Brasil) nas posições 4 e 5.

Foram realizados os seguintes protocolos pré-cirúrgico: antissepsia da face com Gluconato de Clorexidina 0,2% e bochecho durante 01 minuto. Foi feito bloqueio do n. alveolar inferior, n. mental bilateral com Mepivacaína 2% (DFL, Rio de Janeiro, Brasil). O nervo mental e linha de incisão foram marcados antes da infiltração com violeta de genciana (Figura 1). Realizada incisão supracrestal e oblíqua com finalidade relaxante bilateral.



Figura 1- Marcação do forame mental e incisão.

Descolado o retalho, o guia multifuncional foi provado e feito os ajustes necessários. Em seguida foi feita a osteotomia com broca para regularização do rebordo para melhor estética e função (Figura 2).

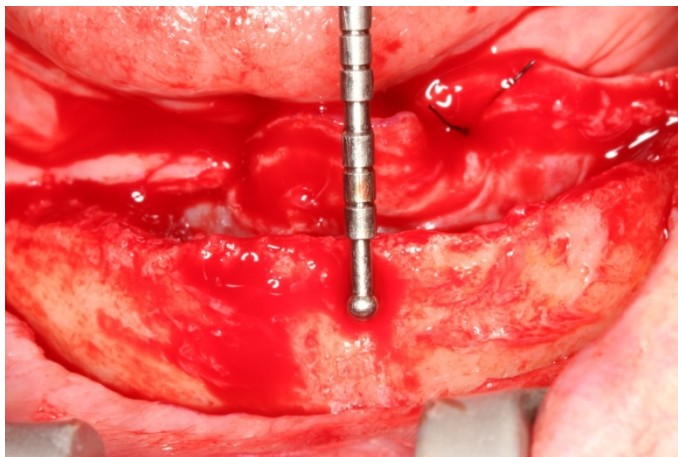


Figura 2- Marcação para a osteotomia.

Foram realizadas as perfurações de acordo com a indicação do fabricante (Figura 3). A qualidade e quantidade óssea encontradas foram 2 e A, respectivamente, segundo a classificação de Lekholm e Zarb.⁵

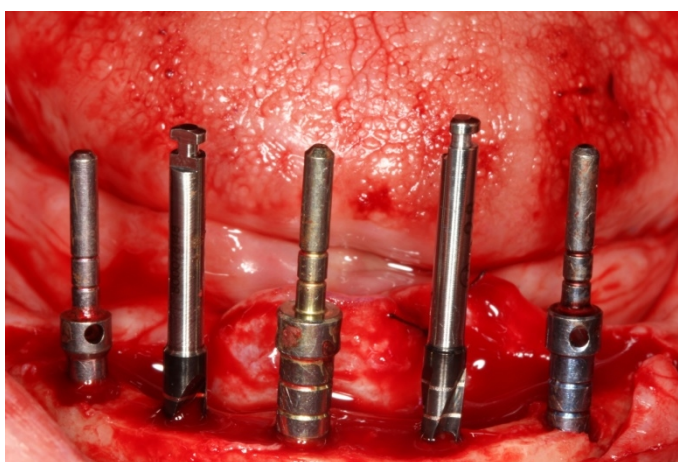


Figura 3- Perfurações.

Os implantes com a superfície com molhabilidade (Acqua, Neodent, Curitiba, Brasil), conforme a revisão de literatura desta monografia, são acondicionados em recipientes contendo solução de NaCl (Figura 4).



Figura 4- Acondicionamento do implante hidrofílico.

Todos os implantes foram instalados (Figura 5) com 45Ncm de torque progressivo, ou seja, aptos para realização de carga imediata.

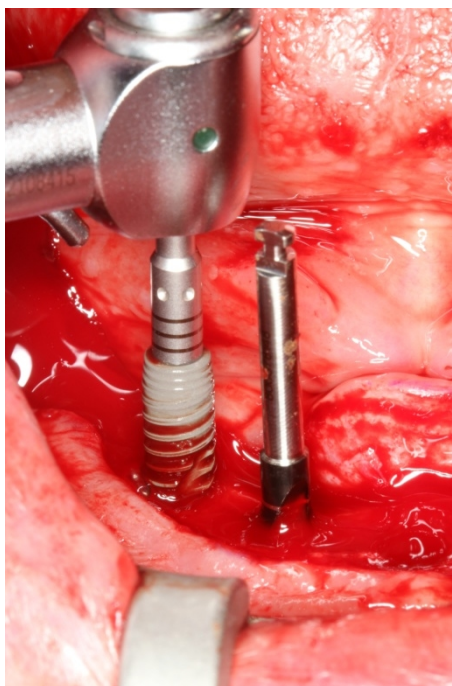


Figura 5- Instalação dos implantes. Reparar a hidrofília da superfície.

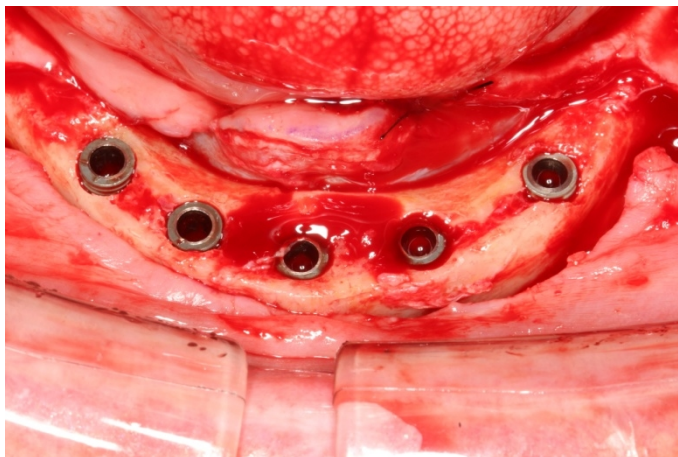


Figura 6- Implantes instalados.

Logo após a instalação dos implantes, os minipilares cônicos CM foram instalados (Figura 7), receberam, cada um, o torque de 32N; a sutura foi realizada e prosseguiu-se com a moldagem propriamente dita com o guia multifuncional.

Para a moldagem utilizou-se o guia multifuncional confeccionado no preparo prévio antes da cirurgia, conforme técnica do planejamento reverso. Toda a prótese é confeccionada antes da cirurgia e quando os dentes estão em cera, essa montagem é duplicada e, a partir dela, o guia multifuncional é confeccionado. Quando os componentes estão instalados, acopla-se os transferentes de moldagem sobre os minipilares e, em seguida, une-os. O guia multifuncional é unido aos transferentes de moldagem e em seguida o silicone de condensação fluido é injetado para copiar os tecidos. (Figura 8)⁶



Figura 7- Minipilares e sutura.



Figura 8- Moldagem com o guia multifuncional.

Foi realizada Análise de Frequência de Ressonância com Osstell (Gotemburgo, Suécia) no momento da instalação dos implantes e 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 e 8 semanas após a cirurgia. Esta análise foi feita sobre o Smartpeg, um dispositivo do aparelho Osstell que é acoplado sobre o minipilar CM para realizar a aferição. O paciente ficou sem prótese por três dias, para a confecção da prótese tipo protocolo, apenas com os protetores dos minipilares (Figura 9).



Figura 9- Aspecto final da cirurgia.

Discussão

No início do uso do tratamento com implantes dentários a carga imediata não era utilizada. Em um estudo clínico⁷, os autores mostraram os resultados de 15 anos de uso clínico de fixações osseointegradas no tratamento de maxilares edêntulos com procedimentos de dois estágios cirúrgicos. No mesmo estudo, afirmaram que há ancoragem funcional dos implantes de 81% a 88% para maxila e de 91% a 97% para mandíbula. Este estudo mostrou que o tratamento com implantes dentários é seguro, já que o índice de sucesso dos implantes, tanto em maxila quanto em mandíbula, é alto.

A partir destes resultados, muito se buscou para a redução do tempo de espera entre os dois estágios cirúrgicos, que varia de 3 a 4 meses para mandíbula e 5 a 6 meses para maxila⁷.

Em outro estudo¹, mostrou-se que muitos fatores influenciam e/ou alteram a qualidade e previsibilidade dos diversos tipos de carga para arcos edêntulos parciais e totais, tais como saúde do paciente; condições orais (oclusão, condição periodontal, função e parafunção); características do local a ser implantado; tamanho e forma do implante;

propriedades do material e da superfície do implante; o tempo e a metodologia da instalação, incluindo estabilidade primária, procedimentos de carga e manutenção a longo prazo.

Os procedimentos de carregamento dos implantes foram definidos⁸ da seguinte maneira: carga imediata, carga precoce, carga convencional e carga atrasada. Cada categoria dentro de um determinado período de tempo.

Muitos fatores influenciam o sucesso dos implantes submetidos à carga imediata. Em um estudo⁹, os autores mostraram que, desde que a prótese instalada imediatamente após a cirurgia, seja passiva e que os implantes instalados apresentem alta estabilidade primária, o carregamento imediato dos implantes não resultará em perdas dos implantes.

A análise de frequência de ressonância (AFR) é um método não invasivo criado para quantificar a estabilidade primária dos implantes.¹⁰ Essa quantificação da estabilidade primária dá-se através de forças que são produzidas através de um efeito piezo, a resposta oscilatória é amplificada, analisada e demonstrada como uma unidade chamada de quociente de estabilidade do implante (ISQ).¹¹

O estudo de Lee et al.¹² (2012), corrobora com Borges et al.⁹ (2009), quando, ao comparar valores ISQ de implantes reabilitados com diferentes tipos de restaurações protéticas imediatas (rígidas e semi-rígidas) em diferentes períodos, obtiveram valores ISQ dentro dos padrões recomendáveis de sucesso, não apresentando diferenças significativas.

Muitos são os esforços a fim de aumentar a estabilidade primária dos implantes, desde design dos implantes até tratamentos de superfície que influenciam não só a estabilidade primária, como também a secundária. Novos desenvolvimentos em design de implantes influenciam na formação mineral ao redor do implante e nos dias atuais há uma tendência dos implantes apresentarem roscas, o que permite um travamento mecânico dentro do osso.¹³

Outro fator crucial nas interações biológicas é a superfície dos implantes. A topografia, química, rugosidade da superfície afeta a estabilidade mecânica na interface osso-implante, assim como a adesão e proliferação celular.¹⁴

Várias são as formas de obtenção da rugosidade de superfície nos implantes e tais formas podem ser classificadas em duas grandes categorias: adição ou ablação. O método de ablação consiste em remover material da superfície do titânio e incluem: jateamento, ataque ácido, anodização e "shot pening". Com relação ao jateamento, o material utilizado sobre o implante deve ser biocompatível, quimicamente estável e não deve interferir na osseointegração; os mais utilizados são alumina, óxido de titânio e fosfato de cálcio.¹⁴ O ataque ácido é feito com ácidos fortes como HCl, H₂SO₄, HNO₃, HF. Associação de técnicas é comum, como na obtenção de superfícies BAE (Blasted and Acid-Etched).³ O ataque ácido após o jateamento remove os remanescentes do produto jateado.

O método de adição é quando é feita uma cobertura ao redor do implante. Diversos métodos já são conhecidos, porém, como tendências futuras, a superfície deve ser recoberta com agentes ósseo-estimulantes, como fatores de crescimento que facilitaram o processo de reparo ósseo.¹⁴

A partir de todos estes métodos para obter diferentes rugosidades superficiais, duas superfícies são muito conhecidas e amplamente utilizadas. A empresa suíça Straumann fabrica implantes com estas duas superfícies: a SLA, que é um implante de titânio jateado com grandes partículas, que variam de 0,25 a 0,5mm de tamanho, e em seguida o implante sofre um ataque ácido. A segunda superfície é a SLActive que é uma evolução da primeira. Ela apresenta alta energia de superfície, que resulta em maior hidrofília quando comparada com a superfície SLA. O jateamento acontece da mesma forma em ambas as superfícies, sob pressão controlada de 5 bar, seguida de ataque ácido. O que as diferencia é que para obtenção da superfície hidrofílica, após o jateamento e o ataque ácido, o implante

é lavado em um ambiente protegido com nitrogênio para evitar sua exposição ao ar e então armazenado em um recipiente com solução de NaCl. A superfície SLActive é comercializada com base em sua energia de superfície, porém sabe-se que há outras diferenças, tais como a quantidade de picos e vales (maior na superfície SLActive) e a presença de nanorrugosidades que não são encontradas na superfície hidrofóbica. Dentro das limitações de tempo dos estudos (acompanhamento máximo de 3 anos), a superfície SLActive parece ter uma performance adequada e, como a superfície SLA, deve ser considerada uma nova alternativa de implantes orais.⁴

Estudo recente¹⁵ avaliou o grau de osseointegração das duas superfícies, SLActive (hidrofílica) e SLA (hidrofóbica) durante as fases iniciais do reparo em modelos humanos. Os autores mostraram que o padrão de osseointegração é igual em ambas as superfícies, mas o grau de osseointegração depois de semanas foi superior na superfície hidrofílica.¹⁵

Vários outros estudos corroboram com Lang et al.¹⁵, que perceberam diferenças significativas entre 2 e 4 semanas após a implantação, porém dados similares de BIC em ambas as superfícies em 8 semanas após a instalação.⁴ Os implantes com a superfície hidrofílica possuem índices variados de molhabilidade. Esta propriedade é quantificada pelo ângulo de contato (CA) que varia de 0° a 180°. Superfícies cujo ângulo de contato com a água é menor que 90° são consideradas hidrofílicas e aquelas cujo CA chega muito próximo de 0° é considerada superhidrofílica; CA maiores que 90° a superfície é hidrofóbica e valores maiores que 150° a superfície é superhidrofóbica.³

Neste mesmo estudo³, os autores mostraram que superfícies hidrofílicas tendem a aumentar a adesão, diferenciação e proliferação celular nos estágios iniciais do reparo. Esta diferença na molhabilidade das superfícies hidrofílicas influenciará todo montante de proteínas absorvidas na superfície do implante, alterando sua conformação, orientação e composição geral do filme macromolecular formado na superfície através da adesão

seletiva de respectivos biolíquidos. Diferentes proteínas absorvidas ativarão determinados receptores na membrana celular, desencadeando a ativação de trombócitos que levarão a formação de coágulo na superfície do implante, que servirá de ponte para que as células migrem até a superfície do implante, a formação deste coágulo é necessária para as demais fases de adesão e proliferação celular. A hidrofília tem papel importante em toda a cascata seguinte, levando a uma integração tecidual a longo prazo.¹⁶

Com base em todos os estudos expostos anteriormente, surgiu a oportunidade da realização de um caso clínico, no qual poderia se comparar duas superfícies de implantes nacionais, a superfície Neoporos e a superfície Acqua, ambas da empresa Neodent, Curitiba, Brasil. Estas superfícies assemelham-se às superfícies da empresa Straumann, apresentando alta energia de superfície e, conseqüentemente, alta molhabilidade. As indicações dos implantes que apresentam a superfície Acqua são ossos com baixa qualidade, tipos III e IV; áreas enxertadas; necessidade de rápido período de osseointegração. A tecnologia desta superfície otimizará a estabilidade precoce dos implantes.

Foi realizada AFR no momento da instalação dos implantes e 1, 2, 3 e 4 semanas após a cirurgia. Os resultados estão expressos nas tabelas a seguir.

Logo após a cirurgia	
06/05/2014	
Implante 1	74,5
Implante 2	69,5
Implante 3	69
Implante 4	69,5
Implante 5	73,5

Tabela 1- Dados da análise de frequência de ressonância.

	13/05/2014	19/05/2014	27/05/2014	03/06/2014
Implante 1	72,5	73	74	73,5

Implante 2	70	69	69	69,5
Implante 3	69,5	69,5	69,5	70
Implante 4	70,5	69	69	69,5
Implante 5	70,5	73,5	75	74,5

Tabela 2- Dados da análise de frequência de ressonância.

	10/06/2014	17/06/2014	24/06/2014	01/07/2014
Implante 1	75	71	72,5	74
Implante 2	72	70,5	71,5	72
Implante 3	71	70,5	71	72
Implante 4	70,5	72	72	71
Implante 5	74,5	73	72,5	75

Tabela 3- Dados da análise de frequência de ressonância.

Após analisarmos os dados da análise de frequência de ressonância, concluímos que o tratamento de superfície auxilia na estabilidade secundária dos implantes. Ossos pobres devem receber implantes com superfície com molhabilidade devido à suas características que alteram toda a cascata do reparo ósseo. Quando a intenção do procedimento cirúrgico for a carga imediata, onde a estabilidade primária (mecânica) é um requisito essencial, a superfície com molhabilidade não influenciará o resultado final.

Osseointegrated dental implants with high wettability surface treatment. Literature review and case report.

Abstract

The aim of this study was to identify the types of existing implant surfaces nowadays, emphasizing Acqua® surface, Neodent, Curitiba, Brazil. This surface has a high surface energy, resulting in an implant with high wettability, property that is quantified from measurements of surface contact angle. We selected a patient, that was total edentulous, to perform a surgery of lower jaw protocol. 5 interforaminals implants were installed. 3 of them were Drive CM Acqua implants (Neodent, Curitiba, Brazil), on

positions number 1, 2 and 3; and the other 2 were Drive CM implant (Neodent, Curitiba, Brazil) on positions number 4 and 5. The patient was rehabilitated with a protocol prosthesis, installed three days after surgery. Resonance frequency analysis (RFA) was performed right after the installation moment and 1, 2, 3, 4, 5 and 6 weeks after surgery. The results are ongoing.

Key words: Surface Properties, Osteoblasts, Dental Implants.

Referências

1. Weber HP, Morton D, Gallucci GO, Roccuzzo M, Cordaro L, Grüter L. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(Suppl):180-3.
2. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. 5ª ed. Alemanha: Quintessence Publishing Co; 1985. Introduction to osseointegration; p. 11-70.
3. Gittens RA, Scheideler L, Rupp F, Hyzy SL, Geis-Gerstorfer J, Schwartz Z, et al. A review on the wettability of dental implant surfaces II: biological and clinical aspects. *Acta Biomater* 2014; 10(7):2907-2918.
4. Wennerberg A, Galli S, Albrektsson T. Current knowledge about the hydrophilic and nanostructures SLActive surface. *Clin Cosmet Investig Dent* 2011;3:59-67.
5. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. 5ª ed. Alemanha: Quintessence Publishing Co. 1985. p. 199-209.
6. Da Silveira BM, Guedes MA, Claudino M, Bernardes SR. Planejamento reverso para tratamento com carga imediata. *J Ilapeo*. 2011;5(3):79-83.
7. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10(6):387-416.
8. Cochran DL, Morton D, Weber HP. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols for endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(suppl):109-13.

9. Borges AF, Dias Pereira LA, Thomé G, Melo AC, de Mattias Sartori IA. Prostheses removal for suture removal after immediate load: success of implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12(3):244-8.
10. Han J, Lulic M, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during implant tissue integration: II. Implant surface modifications and implant diameter. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(6):6055-11.
11. Degidi M, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G. Mineralized bone-implant contact and implant stability quotient in 16 human implants retrieved after healing periods: a histologic and histomorphometric evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 25(1):45-8.
12. Lee HJ, Sartori IAM, Alcântara PR, Vieira RA, Suzuki D, Fontão FGK, Tiossi R. Implant stability measurements of two immediate loading protocols for the edentulous mandible: rigid and semi rigid splinting of the implants. *Implant Dent*. 2012;21(6):486-90.
13. Joos U, Wiesmann HP, Szuwart T, Meyer U. Mineralization at the interface of implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2006;35(9):78-90.
14. Pattanaik B, Pawar S, Pattanaik S. Biocompatible implant surface treatments. *Indian J Dental Res*. 2012;23(3):398-406.
15. Lang NP, Salvi GE, Huynh-Ba G, Ivanvski S, Donos N, Bosshardt DD. Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(4):349-56.
16. Acosta JCV, Parra NSL, Garzón-Alvarado DA. Mecanobiología de la interfase hueso-implante dental. *Rev Cubana Estomatol*. 2010;47(1):14-36.

5. Referências

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10(6):387-416.
2. Borges AF, Dias Pereira LA, Thomé G, Melo AC, de Mattias Sartori IA. Prostheses removal for suture removal after immediate load: success of implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12(3):244-8.
3. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses. *Osseointegration in Clinical Dentistry*. 5^a ed. Alemanha: Quintessence Publishing Co. 1985. Introduction to osseointegration; p.11-70.
4. Degidi M, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G. Mineralized bone-implant contact and implant stability quotient in 16 human implants retrieved after healing periods: a histologic and histomorphometric evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(1):45-8.
5. Gittens RA, Scheideler L, Rupp F, Hyzy SL, Geis-Gerstorfer J, Schwartz Z, et al. A review on the wettability of dental implant surfaces II: biological and clinical aspects. *Acta Biomater* 2014;10(7):2907-2918.
6. Han J, Lulic M, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during implant tissue integration: II. Implant surface modifications and implant diameter. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(6):6055-11.
7. Hinkle RM, Rimer SR, Morgan MH, Zeman P. Loading os titanium implants with hydrophilic endosseal surface 3 weeks after insertion: clinical and radiological outcome of a 12 month prospective clinical trial. *J Oral Maxillofac Surg*. 2014. doi:10.1016/j.joms.2014.04.016
8. Joos U, Wiesmann HP, Szuwart T, Meyer U. Mineralization at the interface of implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2006 35(9):783-90.
9. Lang NP, Salvi GE, Huynh-Ba G, Ivanvski S, Donos N, Bosshardt DD. Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(4):349-56.
10. Lee HJ, Sartori IAM, Alcântara PR, Vieira RA, Suzuki D, Fontão FGK, Tiossi R. Implant stability measurements of two immediate loading protocols for the edentulous mandible: rigid and semi rigid splinting of the implants. *Implant Dent*. 2012;21(6):486-90.
11. Liaje A, Ozkan YK, Ozkan Y, Vanlioglu B. Stability and marginal bone loss with three types of early loaded implants during the first year after loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(1):162-72.

12. Pattanaik B, Pawar S, Pattanaik S. Biocompatible implant surface treatments. *Indian J Dental Res.* 2012;23(3):398-406.
13. da Silva RJ, Semprini M, da Silva CH, Siéssere S, Chimello DT, Bataglioni C, Savaris C, Regalo SC. Resonance frequency analysis of overdenture retainer implants with immediate loading. *Gerodontology.* 2012;29(2):408-12.
14. Turkyilmaz I. A comparison between insertion torque and resonance frequency in the assessment of torque capacity and primary stability of Brånemark system implants. *J Oral Rehabil.* 2006;33(10):754-9.
15. Weber HP, Morton D, Gallucci GO, Rocuzzo M, Cordaro L, Gräter L. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(Suppl):180-3.
16. Wennerberg A, Galli S, Albrektsson T. Current knowledge about the hydrophilic and nanostructures SLActive surface. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2011;3:59-67.

6. Anexo

Normas da revista ImplantNews

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