

**FACULDADE SETE LAGOAS
BIBLIOTECA PROFESSOR DOUTOR PAULO NEVES DE CARVALHO**

GABRIELA REBELO

**REVISÃO DE LITERATURA: A RELAÇÃO DOS TRATAMENTOS DE
SUPERFÍCIE APLICADOS AOS IMPLANTES DENTÁRIOS E SUA INFLUÊNCIA
NA OSSEOINTEGRAÇÃO.**

**ITAJAÍ,
2016
GABRIELA REBELO**

**REVISÃO DE LITERATURA: A RELAÇÃO DOS TRATAMENTOS DE
SUPERFÍCIE APLICADOS AOS IMPLANTES DENTÁRIOS E SUA INFLUÊNCIA
NA OSSEOINTEGRAÇÃO.**

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

Área de Concentração: Implantodontia

Orientadores: Prof. Francisco Patiño, MSc.

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

**ITAJAÍ,
2016**

Rebelo, Gabriela

Revisão de literatura: a relação dos tratamentos de superfície aplicados aos implantes dentários e sua influência na osseointegração/ Gabriela Rebelo – 2016

28 f.:il

Orientador: Francisco Patiño.

Co-orientadora: Juliana Sedrez Reis Patiño.

Monografia (especialização) - Faculdade de Tecnologia de Sete Lagoas, 2016.

1. implantes dentários 2.osseointegração 3.titânio 4.tratamento de superfície.

I. Título.

II.Francisco Patiño.

RESUMO

Com o passar dos anos os implantes dentários sofreram inúmeras alterações. Foram modificadas suas estruturas, composição química e dimensões para alcançar o ideal de osseointegração. Este estudo teve como objetivo realizar uma busca na literatura em relação aos tipos de tratamentos de superfície aplicados aos implantes dentários e sua influência na osseointegração. As superfícies podem ser classificadas em cinco grupos: usinadas, macrotextrizadas, microtexturizadas, nanotextrizadas ou biomiméticas. Os tratamentos podem ser divididos em métodos de adição ou subtração; e os mecanismos de ancoragem podem ser divididos em mecanismos de adesão biomecânica e adesão bioquímica. O aumento da rugosidade dos implantes é relativamente proporcional à extensão da interface osso-implante, ou seja, quanto maior a rugosidade, maior a área de contato osso-implante. Conclui-se que a resposta óssea está ligada diretamente ao tempo e ao desenho ideal da superfície dos implantes osseointegráveis.

Palavras-chaves: implantes dentários, osseointegração, titânio, tratamento de superfície.

ABSTRACT

Over the years, dental implants suffered numerous changes. Modified their structures, chemical composition and dimensions to achieve optimal osseointegration. This study aimed to carry out a search of the literature regarding the types of surface treatments applied to dental implants and their influence on osseointegration. Surfaces can be classified into five groups: machined, macrot textured, micro textured, nanot textured or biomimetic. The treatments can be divided into methods for adding or subtracting; and anchoring mechanisms can be divided into biomechanical and biochemical mechanisms adhesion. Increased roughness of the implants is relatively proportional to the extent of bone-implant interface, that is, the biggest the roughness, the larger bone-implant contact area. It follows that the bone response is directly linked to the time and optimal design of the surface of titanium implants.

Keywords: dental implants, surface treatment, osseointegration, titanium.

1 INTRODUÇÃO

Com o passar dos anos os implantes dentários sofreram inúmeras alterações na sua fabricação. Foram modificadas suas estruturas, formas e dimensões para chegar cada vez mais próximo do ideal de osseointegração.

De acordo com Girundi, Zenóbio e Soares (2010) o titânio e suas ligas são usados na Implantodontia por suas importantes características, tais como: inércia química, resistência mecânica, baixa densidade, ausência de toxicidade e biocompatibilidade.

Francischone (2005) relatou que a osseointegração, fenômeno descoberto por Per-Ingvar Brånemark em 1965, sendo aplicada em diferentes áreas da Odontologia e da Medicina, foi fundamentada no princípio da ancoragem ou forma de retenção para prótese, proporcionando novas alternativas e provocando mudanças radicais nos planejamentos e resoluções protéticas. A osseointegração é um dos avanços que ocorreram na odontologia a partir da última metade do século passado, proporcionando altos percentuais de sucesso, os quais vieram consagrar o seu uso.

Mudanças na morfologia e/ou na composição química da superfície aumentam a bioatividade dos implantes. Assim, diferentes tratamentos de superfície foram desenvolvidos pelo mercado com diversas designações comerciais. Estas características de superfícies do implante de titânio servem para aperfeiçoar a técnica, podendo ainda permitir a colocação dos mesmos em função mais precocemente (ELIAS *et al.*, 2011; AMARANTE e LIMA, 2001).

Carvalho *et al.* (2009) classificaram as superfícies dos implantes de titânio em cinco grupos: superfícies usinadas, superfícies macrotexturizadas, superfícies microtexturizadas, superfícies nanotexturizadas e superfícies biomiméticas.

Face à inegável importância desta temática, o presente estudo teve como objetivo realizar uma busca na literatura em relação aos diferentes tipos de tratamentos de superfície aplicados aos implantes dentários e sua influência na osseointegração.

2. DESENVOLVIMENTO

2.1. Osseointegração: Biologia celular e Titânio

As células do tecido ósseo estão sob a ação de inúmeros fatores locais e sistêmicos. O conhecimento da ação destes fatores sobre as células ósseas e consequentemente da interferência destes sobre o metabolismo ósseo, pode contribuir para a compreensão dos mecanismos celulares e moleculares envolvidos em diversas doenças ósseas. Assim, os estudos de biologia molecular relacionados ao tecido ósseo visam esclarecer os diversos fatores que interferem com a proliferação, migração, diferenciação, atividade e sobrevivência das células ósseas. A homeostase do sistema esquelético depende de uma remodelação óssea equilibrada, ou seja, da dinâmica balanceada entre a atividade dos osteoblastos e osteoclastos, sendo firmemente controlado por alguns sistemas regulatórios, como o sistema imune (ANDIA, CERRI, SPOLODORIO, 2006).

Quando um implante é inserido, dentro de milésimos entra em contato com o sangue, onde as proteínas começam a se aderir à superfície por um processo conhecido como adsorção de proteínas. Esta resposta é ditada pela função de células que respondem ao implante; no entanto, um dos aspectos mais importantes de tais eventos é que as células do corpo não interagem diretamente com o material do implante em si, mas com as proteínas ligadas à superfície deste material. As células interagem com as proteínas através de ligação direta com o receptor na membrana celular, mas não têm receptores de superfície sem um revestimento de proteínas. Consequentemente, a presença de proteínas permite que as células se colem às superfícies, então a presença de maiores quantidades de proteína podem levar a um aumento da adesão de células, mas isto nem sempre é o que acontece (PULEO e BIZIOS, 2009).

Embora o termo clínico "osseointegração" descreva a ancoragem dos implantes endósseos para suportar carga funcional, não fornece informações suficientes sobre os mecanismos de cicatrização óssea em torno de tais implantes. A cicatrização óssea periimplantar resulta em contato osteogênico e pode ser subdividida em três fases distintas. A osteocondução baseia-se na capacidade de

recrutar células osteogênicas para a superfície do implante, por meio do coágulo formado, devido à ativação plaquetária. A neoformação óssea, segunda fase, resulta numa matriz mineralizada interfacial. Por fim a remodelação óssea que cria uma interface osso-implante resultando na formação de novo osso. A topografia da superfície do implante irá determinar se o osso interfacial formado está ligado ao implante e os resultados do tratamento em implantodontia serão diretamente dependentes do design de superfície de implantes que otimizam a resposta biológica durante cada um dos três mecanismos de integração distintos (DAVIES, 1998, 2003).

Francischone (2005) relatou que a osseointegração, fenômeno descoberto por Per-Ingvar Brånemark em 1965, foi fundamentada no princípio da ancoragem, sendo aplicada em diferentes áreas da Odontologia e da Medicina, proporcionando novas alternativas e provocando mudanças radicais nos planejamentos e resoluções protéticas.

De acordo com Brånemark (1985), apenas três metais usinados e sem tratamento de superfície apresentam osseointegração: o titânio, o nióbio e o tântalo. Outros materiais formam uma cápsula de tecido fibroso entre o implante e o osso. No entanto as ligas de titânio necessitam de tratamento da superfície para obter uma maior e mais rápida osseointegração.

O titânio, e algumas de suas ligas, devido a sua excelente biocompatibilidade, baixa condutividade térmica, alta resistência, e a capacidade de osseointegração, é utilizado na Odontologia na forma de implantes para a substituição de elementos dentários ausentes (LAUTENSCHLAGER e MONAGHAN, 1993).

Existe um tempo necessário para que ocorra o ingresso do tecido ósseo nas pequenas irregularidades da superfície, neste período, o implante é retido junto ao tecido ósseo pelo seu macrodesign e depende do número de espiras, do espaçamento entre elas e da forma do implante. O tratamento de superfície tem como objetivos: reduzir o tempo de carregamento após a cirurgia, acelerar o crescimento e a maturação óssea para permitir o carregamento imediato, aumentar a estabilidade primária, garantir o sucesso dos implantes quando instalados em regiões que apresentam um osso com menor qualidade e quantidade, obter o crescimento ósseo diretamente na superfície do implante, obter maior área possível de osseointegração, obter contato osso-implante sem a interposição de camadas

protéicas amorfas, atrair células osteoblásticas, pré-osteoblásticas e mesenquimais, atrair proteínas de ligação específicas para células osteogênicas (fibronectina) e obter maior concentração possível de proteínas de ligação celular (BRANDÃO *et al.*, 2010).

2.2. Tratamento de superfície

De acordo com Carvalho *et al.* (2009) os implantes podem ser classificados, conforme sua composição, em implantes de titânio ou constituídos de outros materiais, como o tântalo, ouro, cerâmicas, zircônia, entre outros. As superfícies dos implantes de titânio podem ser classificadas em cinco grupos: usinadas, macrotextrizadas, microtextrizadas, nanotextrizadas ou biomiméticas.

Brandão *et al.*(2010) tiveram como objetivo, em seu estudo, relacionar a superfície dos implantes osseointegrados com a resposta biológica celular. Os processos de tratamento de superfície podem ser divididos em métodos de adição ou subtração; e os mecanismos de ancoragem podem ser divididos em mecanismos de adesão biomecânica e adesão bioquímica. Uma alta energia de superfície proporciona melhor molhabilidade e conseqüentemente melhor adsorção e deposição de moléculas inorgânicas como íons de Ca e P, e moléculas orgânicas como proteínas, lipoproteínas e peptídeos sobre a superfície de TiO₂, potencializando a osseointegração. Através de um processo de jateamento com grânulos de areia e ataque ácido, e o enxaguamento da superfície em uma atmosfera de N₂ e contínuo armazenamento em uma solução isotônica de NaCl, conseguiu-se chegar a uma superfície com alto grau de molhabilidade. Os autores concluíram que as propriedades físicas e químicas das superfícies irão influenciar diretamente o fenômeno da osseointegração; as respostas celulares dependem da topografia, da energia de superfície, da carga e da camada de TiO₂, formada sobre a superfície do implante.

2.2.1 Superfícies Usinadas

Lundgren e Sennerby (2008) realizaram a maioria de seus estudos clínicos e experimentais com implantes de titânio com superfície maquinada. Salientam que os implantes com rugosidade superficial podem resultar em uma integração mais rápida com maior contato ósseo. Em estudo cinético comparando superfícies dos implantes oxidados e usinados em um coelho após 7, 14 e 28 dias verificaram que os implantes de superfície modificada mostraram a formação do osso pelos osteoblastos diretamente na superfície, enquanto que a formação do osso das superfícies de implantes maquinados ocorreu no tecido de granulação a certa distância. Em implantes de superfície lisa, ocorre a contração do coágulo após determinado tempo, o que resulta em uma diferença na interface. Os implantes oxidados apresentaram uma rede de fibrina ligada à superfície do implante e osteoblastos na produção da matriz para a superfície do implante, o que não pode ser visto em superfícies maquinadas. As experiências, desde os primeiros 200 implantes oxidados mostram uma taxa de falha de 0,5%. Os resultados indicam que a modificação da superfície pode fazer diferença biologicamente. Concluíram que as propriedades de contato osteogênico podem ter um impacto significativo sobre os resultados clínicos em termos de integração do implante em situações em que os contatos ósseos primários estão ausentes, como exemplo os implantes inseridos em cavidades de extração.

No estudo de Paixão *et al.* (2013), foi realizada uma análise descritiva e comparativa de quatro tipos de superfícies de implantes de titânio comercialmente puros, através de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).

No grupo de implante usinado, observaram uniformidade entre as roscas, regularidade superficial e topo de rosca de ângulos arredondados (10x e 50x), e em vista mais aproximada, marcas de ferramentas características do processo de usinagem. Os implantes usinados são considerados de primeira geração, mesmo possuindo textura de superfície suave são considerados lisos. Esta leve rugosidade possibilita uma osseointegração mínima, no entanto, devido a isto, não pode ser considerada totalmente lisa, pois microscopicamente apresentam pequenas irregularidades.

Falco, em 2010, teve como objetivo analisar a biocompatibilidade dos implantes de titânio mediante tratamento da superfície. Assim foram analisadas no MEV a morfologia das superfícies dos implantes, divididos em grupos: I) implantes

sem tratamento da superfície (usinados); II) implantes com ataque ácido da superfície; III) implantes jateados com partículas de TiO_2 e ataque ácido; IV) implantes com a superfície anodizada. Nos implantes usinados observou que as células cresceram preferencialmente ao longo das irregularidades superficiais causadas pelas ferramentas de usinagem. Pois, estas marcas, com direção facilmente identificável dos sulcos orientados fizeram com que as células crescessem, preferencialmente, ao longo das pequenas irregularidades superficiais.

2.2.2 Superfícies Macrotextrizadas

Nas superfícies macrotextrizadas o processo de texturização de superfície por adição mais comum é o de spray de plasma, realizado com partículas de titânio (Spray de plasma de titânio - SPT) ou fosfato de cálcio (Spray de plasma de hidroxiapatita - SPH), com espessuras que variam de 10 a $40\mu\text{m}$ para o SPT e de 50 a $70\mu\text{m}$ para a SPH (CARVALHO *et al.*, 2009).

O método Spray de plasma de titânio (SPT) consiste na injeção de pó de titânio através de um maçarico com elevada temperatura. As partículas de titânio são projetadas sobre a superfície dos implantes onde se condensam e se fundem, resultando em um plasma de titânio pulverizado (TPS) com revestimento de rugosidade média de cerca de $7\mu\text{m}$. Este procedimento aumenta consideravelmente a área da superfície dos implantes (NOVAES *et al.*, 2010).

Khalil (2009) teve como objetivo estudar o processo e procedimento de deposição do titânio pelo processo aspersão térmica a plasma, visando estabelecer parâmetros do processo de deposição bem como a sua influência na qualidade do revestimento. Foram utilizados discos de titânio grau I como substrato e a deposição realizada com pó de titânio grau I. O experimento foi realizado em duas etapas, sendo a primeira com os dados informados pelo manual do equipamento e a segunda com dados testados experimentalmente. Como resultado verificou que em todas as condições de deposição obtém-se uma superfície rugosa, com poros interconectados bastante propícia para a osseointegração. Observou, também, que as superfícies jateadas apresentaram maior rugosidade superficial.

2.2.2.2 Spray Plasma Hidroxiapatita (SPH)

Buser *et al.* (1991), tiveram como objetivo avaliar a influência de diferentes características de superfície na osseointegração. Utilizaram implantes com seis superfícies diferentes, colocados em metáfises da tíbia e do fêmur de porcos miniatura. Nos períodos de 3 e 6 semanas, os implantes foram removidos com osso ao redor e analisados em secções transversais não descalcificadas. No exame histológico observaram em todos os implantes contato direto osso-implante. Porém nas análises morfométricas foi observado diferenças significativas na porcentagem de contato osso-implante quando medido em osso esponjoso. Implantes eletropolidos bem como os jateados e conservados em ácido (grão médio; HF/HNO³) obtiveram superfícies implantes com menor percentual de contato com valores médios entre 20 e 25%. Implantes jateados com maior granulação e plasma spray de titânio resultaram entre 30 e 40% de contato ósseo. O maior grau de interface osso-implante foi observado em superfícies atacadas com jato de areia e ácido (maior granulação; HCl/H²SO⁴) com valores médios de 50-60%, e implantes revestidos com hidroxiapatita (HA), 60-70%, porém nestes tiveram sinais de reabsorção.

2.2.2.3 Modificada por feixe de Laser

Sisti *et al.* (2011) avaliaram implantes de titânio com superfícies modificadas por feixe de laser de alta intensidade, comparando-os com os implantes usinados, por meio de análise topográfica e histométrica. A pesquisa foi realizada com implantes de titânio inseridos em tíbia de 30 coelhos. Grupo I: superfície usinada (grupo controle); e Grupo II: superfície irradiada com laser Yb-YAG com potência pré-determinada. A caracterização das superfícies foi realizada por meio de microscópio eletrônico de varredura (MEV) e espectrometria de energia dispersiva (EDS), ângulo de contato e rugosidade média. Após 30 e 60 dias os implantes foram removidos para análise histológica da interface osso/implante. Observaram que a microfotografia do Grupo II mostrou superfície rugosa e homogênea, com

molhabilidade total e rugosidade maior do que o Grupo I. A análise histológica do contato entre o tecido ósseo e a superfície do implante revelou melhores resultados no Grupo II aos 30 dias. A utilização do laser apresenta baixo custo, é um processo limpo e reprodutível, com fusão e solidificação rápida produz irregularidades uniformes no metal e pode ser controlada por vários fatores, tais como parâmetro de feixes de laser e atmosfera durante irradiação. Os autores observaram que as superfícies de implante modificado por laser apresentam irregularidades homogêneas que podem favorecer a osseointegração. As zonas de fusão e solidificação rápida resultaram em estruturas similares a esferas em toda a superfície, em escala nanométrica, que sugere aumento da área e do volume. A superfície usinada apresentou molhabilidade parcial, enquanto que a superfície laser apresentou total molhabilidade, o que sugere a facilidade de escoamento do sangue sobre a superfície modificada, facilitando o processo de osseointegração. Os autores concluíram que os implantes de titânio modificados por feixes de laser de alta intensidade apresentaram características importantes, favorecendo uma osseointegração precoce.

Souza *et al.* (2013) estudaram o comportamento do tecido ósseo ao redor de implantes de superfícies maquinadas (TiCP) e superfícies de implantes modificados por duplo ataque ácido, por laser, e por laser com a deposição de silício, usando testes biomecânicos, MEV, e raios-X -EDX. Foram utilizados 60 implantes TiCP, grau IV, com quatro superfícies diferentes: 1-implante Ticp(MS); 2- superfície com duplo ataque ácido(AS); 3- feixe de laser(LS); 4- silicato de sódio(SS). Os implantes foram instalados em 30 coelhos albinus machos, divididos em 3 grupos de 10, conforme o tempo de eutanásia: 30, 60 e 90 dias. A topografia das superfícies analisadas por SEM-EDX mostraram evidências de grupos LS e SS apresentando uma complexa morfologia, o que favoreceu a deposição de tecido ósseo, quando comparado com os grupos de MS e AS. A deposição de SS foi realizada sobre a superfície de laser modificado com a finalidade de tornar mais bioativo. Na análise EDX verificou-se a presença de Na, Cl, e Si, que são elementos resultantes da solução de deposição. A partir dos resultados obtidos na análise de Rugosimetria, observou-se que LS e SS apresentaram estatisticamente maior média valores de rugosidade quando comparados com os grupos MS e AS. No teste de torque de remoção o grupo AS mostrou valor superior ao grupo MS, porém perde para os

Grupos LS e SS, apresentando um valor de torque menor aos 30 dias. De acordo com os autores o grupo SS constituiu uma superfície experimental ainda não relatada na literatura, porém com resultados semelhantes aos do grupo LS, com valor de remoção de torque maiores que o grupo LS, porém diferença não significativa entre eles. Concluiu-se que as caracterizações de superfície do grupo LS e SS obtiveram essenciais mudanças nas propriedades físico-químicas e topográficas, favorecendo a interação tecido-implante nos períodos iniciais de reparação; e para estes grupos a fratura promovida pelo teste mecânico ocorreu adjacente à interface.

2.2.3 Superfícies Microtexturizadas

2.2.3.1 Ataque ácido

Falco (2010) teve como objetivo em seu estudo analisar a biocompatibilidade dos implantes de titânio mediante tratamento da superfície. Também no mesmo, foram analisadas no MEV as morfologias das superfícies dos implantes divididos em 4 grupos: I) implantes usinados; II) implantes com ataque ácido da superfície; III) implantes jateados com partículas de TiO_2 e ataque ácido; IV) implantes com a superfície anodizada. No implante usinado as células cresceram preferencialmente ao longo das irregularidades superficiais causadas pelas ferramentas de usinagem. Nos implantes tratados com ácido, a topografia sem direção preferencial, possui cavidades o que torna a superfície isotrópica e facilita o espalhamento das células osteogênicas em todas as direções. Implantes jateados e tratados com ácido têm a superfície com rugosidade homogênea e porosidades com tamanho que permitem melhor adesão das células do que os sem tratamento. Foi observado também que a topografia da superfície do implante após tratamento de oxidação em solução de cálcio e fósforo tornou-se semeada de montículos de aspecto liso com poros espalhados por toda a superfície, estes que possuem diâmetros variados e demonstram estar interconectados às camadas subjacentes. As superfícies submetidas ao tratamento por plasma spray e laser não criam microrugosidades, dificultando a adesão mecânica das células. Através do tipo de ácido, tempo de

exposição, concentração e temperatura obtêm superfícies com rugosidades homogêneas. A tratada por jateamento seguido de ácido caracteriza-se com partículas aderidas após o jateamento que são uniformizadas com tratamento ácido, aumentando a rugosidade e bioadesão de células. Os implantes tratados por anodização influenciaram na rugosidade, composição química e morfologia, e podem ser quantificadas em micrômetro ou nanômetro. Concluiu então, que fatores como composição, rugosidade e descontaminação da superfície propiciam áreas de contato diferentes com as células e biomoléculas.

2.2.3.2 Jateamento + Ataque ácido

De acordo com Gehrke *et al.* (2011) esta superfície é conhecida como SLA, a qual combina a macrotextrização causada pelo jateamento de partículas em conjunto da microtexturização resultada do ataque ácido. Esta macrotextrização superficial varia de acordo com tamanho e forma das partículas e também das condições do jateamento. O tratamento com ácidos, no entanto, parece proporcionar topografia e condição superficial mais adequada entre os métodos de subtração superficial dos implantes.

Nagem Filho *et al.* (2007) tiveram como objetivo estudar a relação das características superficiais dos implantes, discutindo qual é o melhor tratamento a que devem ser submetidas. Em superfícies de implantes tratadas com plasma de titânio (TPS), jateadas com areia e tratadas com ácido (SLA- Sandblasted Large Grit Acid Etched - Superfície jateada por grãos de areia de grana grossa e atacada por ácido), verificaram que tanto a rugosidade como o tratamento químico das superfícies podem influenciar bastante a força superficial de cisalhamento. Estas características podem permitir a colocação dos implantes em função mais precocemente e ampliar a gama de aplicações possíveis para osso alveolar de menor densidade e/ou favorecer sua aplicação em osso regenerado. Os materiais mais utilizados para jateamento de superfície são partículas de óxido de alumínio que pertencem ao grupo de materiais bioinertes. Mudanças na geometria microscópica dos implantes, como o desenvolvimento de novas superfícies com padrão de rugosidade controlada, também favorecem a osseointegração. Superfície

de titânio com a rugosidade e microestrutura complexa aumenta a osseointegração no contato osso e implante, eleva a força de torque de remoção *in vivo* e a diferenciação *in vitro* dos osteoblastos induzidos pela função de rugosidade e topografia na osseointegração. Uma modificação no método SLA altera a estrutura química da superfície transformando-a em superfície ativa e hidrofílica, permite uma osseointegração mais rápida e aumenta a estabilidade reduzindo o tempo de fixação de 12 semanas para 2 a 4 semanas. Nesta técnica denominada de *SLActive®*, a superfície do implante é hidroxilada e esta mudança química melhora as condições consideradas ideais para a adsorção direta das proteínas, promovendo a iniciação imediata da integração do implante no sítio ósseo. Por meio de um processo de produção a superfície do implante é secada sob atmosfera de nitrogênio, e armazenado imerso em solução de NaCl isotônico, que foi desenvolvido para otimizar a estabilidade em menor tempo do implante e reduzir o risco durante o tratamento no início crítico da implantação. Através deste estudo, os autores puderam concluir que rugosidade superficial é um fator importante para a escolha do implante porque aumenta a área de osseointegração no contato osso e implante; o jateamento da superfície do implante promove macrorrugosidade na textura e o ataque ácido além de promover macrorrugosidade, elimina a contaminação e o estado hidrofóbico da superfície, permitindo melhor adsorção das proteínas; e a conservação da hidrofília na superfície do implante depende de seu armazenamento em solução isotônica, que evita a contaminação com a atmosfera.

2.2.3.3 Jateamento óxido de alumínio (Al₂O₃) + Ataque ácido

Gehrke *et al.*(2011) propuseram avaliar química, física e biologicamente a superfície de implantes alterada por jateamento com óxido de alumínio e tratamento químico por duplo ataque ácido, através de ensaios *in vitro* e *in vivos*. Para os ensaios *in vitro* foram feitos 10 discos de titânio, os quais foram divididos em dois grupos de acordo com o método avaliativo a que seriam submetidos: MEV (Microscópio Eletrônico de Varredura) –EDS (Espectrometria de energia dispersiva) ou molhabilidade da superfície. No estudo *in vivo* foram selecionados 24 implantes

com superfície tratada por jateamento com partículas de óxido de alumínio e tratamento químico por duplo ataque ácido. Os implantes foram inseridos em seis coelhos adultos que sofreram eutanásia 30 e 60 dias após a instalação. As imagens alcançadas pelo MEV, com diferentes aumentos, mostraram que a superfície apresentou grande uniformidade topográfica, característica de superfícies que recebem o tratamento por ácido. O jateamento prévio por partículas de óxido de alumínio promoveu maior ondulação, aumentando o contato osso/implante (COI). Este padrão ajuda em relação à propriedade de molhamento superficial e adesão celular. Com a avaliação do EDS, foi possível observar grande concentração de titânio sem qualquer tipo de contaminante e também presença de nitrogênio. A diferença nos valores do ângulo de contato em relação ao tempo ocorreu de forma decrescente e continua. Os resultados histomorfométricos 30 dias após a implantação demonstraram intensas áreas de neoformação óssea; 60 dias após, as lâminas desse período permitiram observar organização óssea com presença de lamelas em grande parte do corpo do implante, inclusive nos vales das espiras, o que demonstra excelente estimulação do tecido ósseo. Os resultados quanto à molhabilidade do presente estudo expressaram que após o tratamento de superfície, as propriedades físicas foram afetadas. Quanto à avaliação histomorfométrica, a superfície apresentou resposta de elevado percentual de COI para os dois períodos, sendo de 68,70% para 30 dias e 98,55% nas amostras de 60 dias, o que demonstrou adequada estimulação ao tecido ósseo. Os implantes tratados com jateamento de partículas de óxido de alumínio e duplo ataque ácido (superfície Vellox®) apresentaram excelente estímulo biológico, visto que a resposta do tecido ósseo em relação à qualidade e a quantidade foi muito eficiente, tanto em 30, quanto 60 dias ambos os lados, referente a média de cada lado entre as espiras após a implantação. Sendo assim, é possível adiantar o carregamento do implante, devido à aceleração do processo de osseointegração. Com base nos resultados obtidos concluíram que: a morfologia da superfície apresentou características muito interessantes do ponto de vista de sua uniformidade e padrão; pois o padrão da rugosidade nas amostras apresentou um aspecto muito regular, com ondulações provocadas.

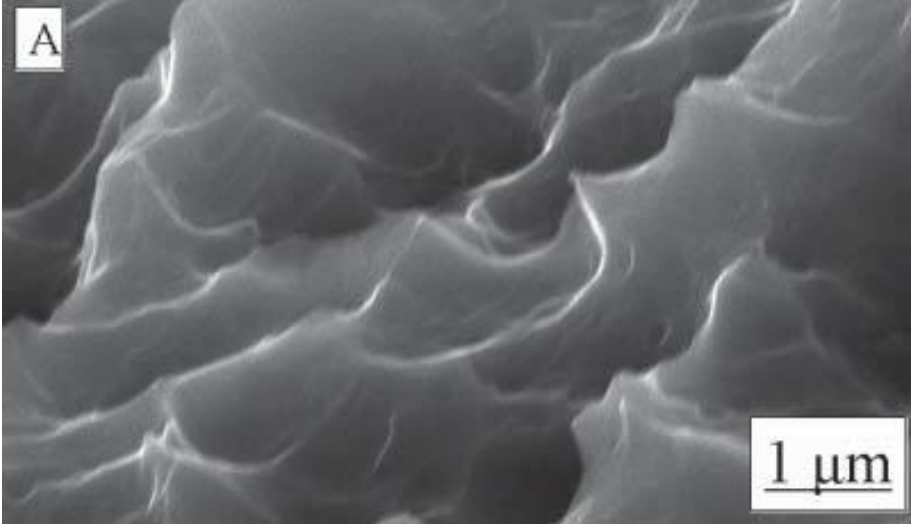
2.2.4 Superfícies Nanotexturizadas

Meirelles (2010) relata em seu estudo que as modificações topográficas podem variar em milímetros a estruturas nanométricas, e as biomoléculas e células envolvidas na resposta inicial, também vão interagir na escala nanométrica. Para classificar como nanoestrutura, deve ter ao menos uma das três dimensões entre 1 a 100nm. O limite máximo de 100nm é baseado no Sistema Internacional de Unidades, mas na prática este valor máximo quando não ultrapassa 500nm é geralmente classificado como nanoestrutura também (500nm=0,5 μ), atualmente o objetivo principal é criar uma nanotopografia que aumente a formação óssea. A densidade das nanoestruturas possuem grande importância para a formação óssea e os valores de contato osso-implante variam em função do número de nanoestruturas por μm^2 em implantes experimentais polidos. De acordo com o autor, duas alternativas podem ser seguidas para a implementação de nanoestruturas em implantes osseointegráveis: adição e subtração. A adição consiste geralmente na imersão do implante em uma solução contendo partículas com a dimensão controlada, que em conjunto com as estruturas presentes na superfície, irá determinar a dimensão final. A subtração consiste na remoção de material da camada mais externa da superfície, produzindo uma topografia única, que pode ser controlada por parâmetros do método escolhido, variando o tempo de imersão, concentração da solução ou temperatura de trabalho. A maior preocupação existe nos casos onde as nanoestruturas são adicionadas a superfície e apresentam o risco de deslocamento, o que representaria um risco de perda óssea associada à inflamação local em função da fagocitose desta partícula. Implantes que combinaram micro e nanoestruturas demonstraram aumento de contato ósseo. A resposta óssea está ligada diretamente ao tempo e ao desenho ideal da superfície dos implantes osseointegráveis. A superfície deve funcionar adequadamente nos momentos iniciais até anos mais tarde suportando as forças de mastigação, isto é, a superfície deve atrair as biomoléculas adequadas para a resposta óssea e ao mesmo tempo permitir a transmissão adequada da tensão na interface implante-osso por vários anos.

2.2.5 Superfícies Biomiméticas.

Elias *et al.* (2011) tiveram como objetivo avaliar a influência da modificação da superfície de amostras de Titânio Comercialmente Puro (TiCP) tratadas com flúor e analisar adesão e proliferação de células osteoblásticas nas superfícies com e sem recobrimento de fibronectina(FN). Para este estudo foram utilizados implantes e discos usinados de Ticp que receberam dois tipos de tratamentos de superfície: HNO³, H²SO₄ e HCL; e ataque ácido imersas em solução de íons flúor por uma hora. Após as amostras foram recobertas com FN e imersas em solução contendo células osteoblásticas. Para caracterizar a morfologia das superfícies das amostras e identificar as diferenças, foram analisadas por MEV de alta resolução, análise com

de
as
na
das
por



microscópio
força
atômica e
fases
cristalinas
superfície
amostras de
titânio foram
identificadas
raio-X.

Comparando as micrografias pode-se constatar que a imersão em solução contendo íons flúor não altera a morfologia das microcavidades (Figuras 1A e 1B). A principal diferença das amostras é a formação de aglomerados claros com ordem de grandeza nanométrica. Com base nos resultados, pode-se concluir que: as superfícies tratadas com flúor mantiveram as características microestruturais básicas das superfícies não tratadas com fluoretos; as superfícies das duas amostras apresentaram comportamentos semelhantes no que se refere à incorporação de FN (aproximadamente 80%) para o tempo ensaiado, demonstrando que a presença de íons flúor não influencia na adsorção da proteína; as amostras previamente tratadas com FN apresentaram percentuais de células maiores no período inicial de uma hora, confirmando maior influência da variável biológica em adesão e proliferação de células, quando comparada aos diferentes tipos de tratamento de superfícies de

titânio utilizados neste estudo; por fim, os índices de associação de células osteoblásticas humanas às superfícies ensaiadas sugerem que a incorporação de FN às amostras é determinante na citocompatibilidade *in vitro* das superfícies.

·

Figura 1A – Morfologia da superfície da amostra Porous.

Fonte: Elias *et al.* (2011)

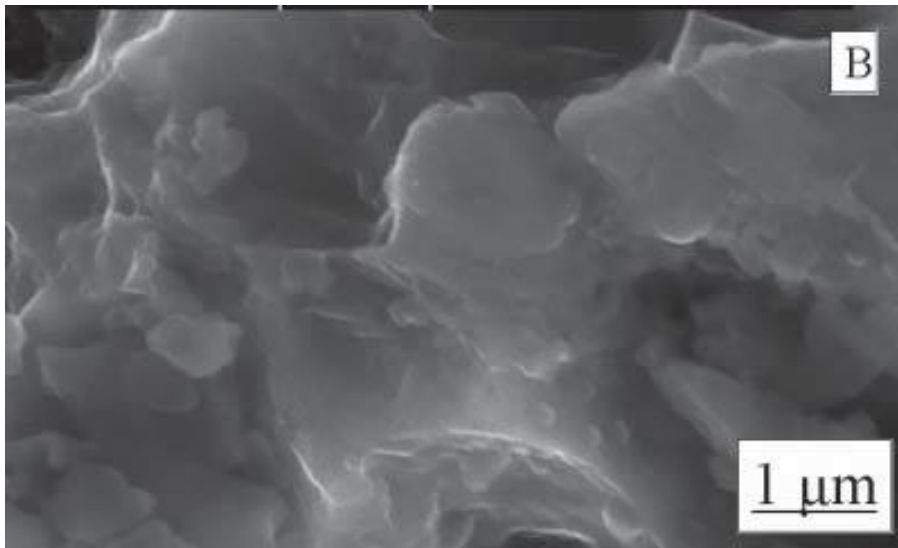


Figura 1B- Morfologia da superfície PorousNano.

Fonte: Elias *et al.* (2011)

3 CONCLUSÕES

Mediante à esta revisão bibliográfica, pode-se concluir que:

- O aumento da rugosidade dos implantes é relativamente proporcional à extensão da interface osso-implante, ou seja, quanto maior a rugosidade, maior a área de contato osso-implante. Conclui-se que a resposta óssea está ligada diretamente ao tempo e ao desenho ideal da superfície dos implantes osseointegráveis.

- Dentre os métodos, o Laser apresenta baixo custo, limpo e reproduzível, proporciona irregularidades no metal, que em relação à outros métodos apresentou alto torque na remoção. Proporciona também irregularidades homogêneas à superfície do implante, as quais favorecem a osseointegração quando comparada ao implante usinado.

- Implantes tratados somente com ácido, a superfície se torna isotrópica e facilita o espalhamento das células osteogênicas, portanto, quando somado ao jateamento a topografia parece se tornar mais homogênea e com porosidades de tamanho que vêm à facilitar a adesão das células, sendo um dos métodos mais adequados entre os de subtração.

- A rugosidade e tratamento químico das superfícies influenciam muito na força superficial de cisalhamento. Permitem uma osseointegração mais rápida e aumento da estabilidade dos implantes, além de eliminar a contaminação e o estado hidrofóbico da superfície, permitindo melhor adsorção das proteínas.

- As respostas celulares dependem da topografia, da energia de superfície, da carga e da camada de TiO_2 , formada sobre a superfície do implante.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1A - Morfologia da superfície da amostra Porous.....	17
Figura 1B - Morfologia da superfície PorousNano.....	18

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Ca- Cálcio

Cl- Cloro

COI- Contato osso-implante

EDS- Espectrometria de energia dispersiva

F- Flúor

FN- Fibronectina

HA- Hidróxiapatita

HCl- Ácido Clorídrico

HF- Ácido Fluorídrico

HNO³- Ácido Nítrico

H₂SO⁴- Ácido Sulfídrico

MEV- Microscopia Eletrônica de Varredura

µm- Micrômetro

N²- Nitrogênio

NaCl- Cloreto de Sódio

P – Fosfato

SPH – Spray Plasma de Hidroxiapatita

SI - Silício

SPT – Spray de Plasma de Titânio

SLA – Sand Blasted Large Grit Acid Etched (Superfície jateada por grãos de areia de grana grossa e atacada por ácido)

TiCp – Titânio Comercialmente puro

TiO²- Óxido de Titânio (Rutilo)

TPS- Plasma de titânio pulverizado

4 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANDIA, D. C.; CERRI, P. S.; SPOLODORIO, L. C. Tecido ósseo: aspectos morfológicos e histofisiológicos. **Rev. Odont UNESP**, v. 35, n. 2, p. 191-198, São Paulo, 2006.
2. BRANDÃO, M. L.de; ESPOSTI, T. B. D.; BISOGNIN, E. D.; HARARI, N. D.; VIDIGAL JR, G. M.; CONZ, M. B. Superfície dos implantes osseointegrados X resposta biológica. **Rev. Implantnews**, v.7, n.1, p.95-110. Jan./Fev.,2010.
3. Brånemark P-I. Introduction to Osseointegration. In: Tissue- Integrated Prostheses, Osseointegration in Clinical Dentistry. 5a ed. Chicago: Quintessence Books; 1985.p.11-76.
4. BUSER, D.; SCHENK, R.K.; STEINEMANN, S.; FIORELLINI, J.P.; FOX, C.H.; STICH, H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. **J Biomed Mater Res.**, v.25, p.889-902. July.1991.
5. CARVALHO, B. N. de; PELLIZZER, E. P.; MORAES, S. L. D de; FALCÓN-ANTENUCCI, R. M.; FERREIRA JÚNIOR, J. S. Tratamentos de superfície nos implantes dentários. **Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-Fac.**, v.9, n.1, p.123-130. Camaragibe-PE. Jan./Mar. 2009.
6. DAVIES JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont*, 1998; 11(5):391-401.
7. DAVIES J E. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ*, 2003; 67(8):932-49.
8. ELIAS, C. N.; GRAVINA, P. A.; BUSQUIM, T. de P.; KURY, S. E.; COSTA E SILVA, F. Biomimetização da superfície de implantes dentários. **Rev. Implantnews**, v.8. n.3b/ PBA, p. 47-55 Maio/Jun. 2011.

9. FALCO, L. A. **Tipos de superfície dos implantes dentários.** Monografia apresentada ao Centro de Pós-Graduação da Ciodonto para obtenção de grau de especialista em Implantodontia. Rio de Janeiro, 2010.
10. FRACISCHONE, C. E.; NARY FILHO, H.; MATOS, D. A. D.; LIRA, H. G.; NEVES, J. B. das; VASCONCELOS, L. W.; PAREDO-PAZ, L. G.; DUARTE, L. R.; JANSON, R. R. P. **Osseointegração e o tratamento multidisciplinar.** São Paulo: Quintessence, p.1. 2005.
11. GEHRKE, S. A.; SANTOS, M. dos; DEDAVID, B.A.; MARTINS, R.; CARVALHO, N. T. do A.; CARBONARI, M. J. Potencial de Osseointegração *versus* características da superfície microtexturizada Vellox. **Rev. Implant News**, v.8, n.3b-PBA, p. 129-137. Maio/Jun. 2011.
12. KHALIL, Adriana Márcia Vavassori. **Estudo do processo de aspersão térmica a plasma para deposição de titânio.** 2009. 140p. Dissertação - Pós-Graduação em Engenharia de Materiais e Processos (PIPE), Área de Concentração de Engenharia e Ciência dos Materiais do Setor de Tecnologia, Universidade Federal do Paraná, Curitiba. Disponível em: < >. Acesso em: 13 Abr. 2014.
13. LUNDGREN, S.; SENNERBY, L. Bone Reformation: Contemporary Bone Augmentation Procedures in Oral and Maxillofacial Implant Surgery. **Germany: Quintessence Publishing**, Cap 4, p.103, 117-119. 2008.
14. MEIRELLES, L. Nanoestruturas e a resposta óssea. Uma alternativa segura para a reabilitação com implantes osseointegráveis? **Rev. Implantnews**, v.7, n.2, p. 169-172. Mar./Abr.2010.
15. NAGEM FILHO, H.; FRANCISCONI, P. A. S.; CAMPI JÚNIOR, L.; FARES, N. H. Influência da textura superficial dos implantes, Revisão de Literatura. **Rev. Odon Ciênc- Fac. Odonto/PUCRS**, v.22, n.55, p. 82-86 Jan./Mar. 2007.

16. NOVAES JR., A. B.; SOUZA, S. L. S. de; BARROS, R. R. M. de,; PEREIRA, K. K. Y.; IEZZI, G.; PIATTELLI, A. Influence of Implant Surfaces on Osseointegration. **Braz. Dent. J.**, v. 21, n.6, p. 471-481. Ribeirão Preto, 2010.
17. SISTI, K. E.; GUASTALDI, A. C.; TAVARES, H. S.; ANTONIOLLI, A. M. B.; QUEIROZ, T. P.; SOUZA, F. A.; GARCIA JR, I.R.; PIATTELLI, A.; MARCANTONIO JR., E.; PONTES, E. R. J. C.; ROSSI, R. de. Implantes nanotopograficamente modificados pela ação do laser Yb-YAG. **Rev. Implantnews**, v.8. n.2, p.185-189. Mar./Abr. 2011.
18. SOUZA, F. A.; QUEIROZ, T. P.; GUASTALDI, A. C.; GARCIA-JUNIOR,I. R.; MAGRO-FILHO, O.; NISHIOKA,R. S.; SISTI,K. E.; SONODA, C.K. Comparative in vivo study of commercially pure Ti implants with surfaces modified by laser with and without silicate deposition: Biomechanical and scanning electron microscopy analysis. **Journal Of Biomedical Materials Research B: Applied Biomaterials**, v.101b, p.76-84. Jan. 2013.
19. PAIXÃO, A. H. da; ROCHA, J. R. M.; BOTTO, B.; MIRANDA, D. A. O.; SARDINHA, S. de C. S. Análise topográfica das superfícies de implantes de titânio comercialmente puros. Estudo por meio de microscopia eletrônica de varredura. **Dental. Press. Implantol.**, v. 7, n.2, p.49-58. Abril/Jun.2013.
20. PULEO, D.A.; BIZIOS, R. Biological Interactions on Materials Surfaces. Ed. Springer **Science+Business Media**, LLC. Lexington, KY, USA. 2009.