

CIODONTO/FAISA

Pós Graduação *Lato sensu* em Implantodontia

Pedro Bernardo Paes de Souza de Araujo Silva

“A IMPORTÂNCIA DA INTERAÇÃO DA SUPERFÍCIE DOS
IMPLANTES”

Rio de Janeiro

2010

CIODONTO/FAISA

Pós Graduação *Lato Sensu* em Implantodontia

Pedro Bernardo Paes de Souza de Araujo Silva

“A IMPORTÂNCIA DA INTERAÇÃO DA SUPERFÍCIE DOS IMPLANTES”

Monografia apresentada ao Centro de
Pós-Graduação da Ciodonto/Faisa para
obtenção do Grau de Especialista em
Odontologia.
Área de concentração: Implantodontia
Orientador: Prof. Dra. Flavia Rabello de Mattos

Rio de Janeiro

2010

“A IMPORTÂNCIA DA INTERAÇÃO DA SUPERFÍCIE DOS IMPLANTES”

Monografia apresentada ao Centro de Pós-graduação da Ciodonto/Faixa - CLIVO como requisito parcial para a obtenção do curso de especialista em implantodontia.

Aprovado em ____/____/____

BANCA EXAMINADORA

Coordenador Prof. Dr. Sérgio Henrique Gonçalves Motta

Prof^a. Dr^a Flávia Rabello de Mattos

Prof. Dr. Carlos Nelson Elias

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha esposa Cileyda, principal responsável e incentivadora da minha contínua busca pelo conhecimento. Seu amor, carinho, amizade e compreensão fazem de mim uma pessoa muito mais centrada, capaz de encontrar aspectos positivos mesmo quando a situação é adversa.

Dedico também à minha filha Laura, cujo sorriso é o principal combustível em minha vida. Sua chegada no meio do curso veio iluminar nossas vidas, fortalecendo ainda mais os laços que antes já nos uniam. Laura, de significado “coroa de louros”, representa com perfeição o que este trabalho é para mim: a recompensa pela vitória. Obrigado por seu amor inocente e juvenil, capaz de entender minha ausência nos momentos de pesquisa.

Aos meus pais Marco e Angela, acima de tudo dois grandes amigos, dedico não só o atual trabalho, mas também toda minha formação. Tamanha dedicação foi capaz de me fazer seguir adiante sempre, desistindo jamais. Por tudo que fizeram, por tudo que abdicaram em prol do meu crescimento, devo grande parcela deste trabalho a vocês dois, meus pais, meus ídolos, meus heróis.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Sergio Motta, que há alguns anos me recebeu em sua clínica e, desde então, participa ativamente de meu crescimento profissional. Obrigado por acreditar em meu potencial, me estimulando sempre quando necessário. Seus ensinamentos fogem da alçada odontológica, são valores para toda vida.

À Prof. Dra. Flavia Rabello de Mattos, minha orientadora, obrigado por compartilhar seus conhecimentos, me atender sempre com prontidão quando necessário, e pela paciência que teve durante todo esse processo.

Ao Prof. Marcelo Barros, um grande incentivador e colaborador, capaz de transmitir seus conhecimentos com extrema clareza, e que sempre esteve presente quando precisei.

Aos colegas de curso, hoje amigos, verdadeiros alicerces para que chegássemos ao nosso objetivo comum.

À Laura, minha filha, que na doçura de sua inocência, soube de certa maneira entender os meus momentos de ausência desde sua chegada.

À Cileyda, minha amada esposa, a principal responsável e incentivadora de meu ingresso no curso, obrigado não só pela ajuda, mas por me entender quando nem eu mesmo me entendia.

Aos meus pais Angela e Marco, meu porto seguro, ombros amigos sem os quais essa caminhada seria muito mais árdua.

Aos funcionários do Clivo, principais responsáveis pelo perfeito funcionamento dessa grande engrenagem, da qual me orgulho de ter participado.

Aos pacientes que atendemos, que mesmo sabendo de nossa condição de aprendizes depositaram sua confiança em nosso trabalho.

EPIGRAFE

*“É melhor tentar e falhar
Que preocupar-se em ver a vida passar
É melhor tentar, ainda que em vão,
Que sentar-se fazendo nada até o final.
Eu prefiro na chuva caminhar,
Que em dias tristes em casa me esconder,
Prefiro ser feliz, embora louco,
Que em conformidade de viver...”*

Martin Luther King

RESUMO

Os mecanismos que induzem a adesão óssea ou a união entre o implante e o osso não são perfeitamente conhecidos. Dentre as várias características dos implantes, a topografia da superfície é reconhecida como fator capaz de alterar a resposta das células dos tecidos adjacentes modificando a migração, inserção, proliferação e síntese de colágeno no local, determinando assim o tipo de tecido que será obtido na interface osso-implante e sua integração. A 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. Estas características da superfície do titânio, além de otimizarem o procedimento, podem ainda, por exemplo, permitir a instalação dos implantes em função mais precocemente e ampliar a gama de aplicações possíveis para osso alveolar de densidade inferior, ou até mesmo favorecer sua aplicação em osso regenerado. O presente trabalho tem como objetivos analisar os parâmetros da superfície dos implantes que influenciam na adsorção, absorção e diferenciação das células que atuam na osseointegração, descrever alguns dos diferentes tratamentos das superfícies e relacionar a importância de sua interação com os tecidos perimplantares, incluindo estudos que relacionam tecidos moles periodontais e perimplantares.

Palavras-Chave: superfície de titânio, rugosidade, osseointegração, tecidos perimplantares

ABSTRACT

The mechanisms that induce bone adhesion or the union between the implant and bone are not well known. Among the various features of the implants, topography surface is recognized as a factor capable of altering the response of cells from adjacent tissues by modifying the migration, integration, proliferation and synthesis of collagen in situ, thereby determining the type of tissue that is obtained in bone-implant interface and their integration. The surface of titanium with the complex microstructure and surface roughness increases the contact in bone and implant, increases the force of torque to remove in vivo and in vitro differentiation of osteoblasts induced by the function of roughness and topography on osseointegration. These characteristics of the surface of titanium, in addition to optimize the procedure, may, for example, allow the placement of implants according to early and extend the range of possible applications for alveolar bone density of less than or even encourage their application in bone regenerated. This study aims to examine the parameters of the surface of implants that influence the adsorption, absorption and differentiation of cells that act in osseointegration, describe some of the different surfaces treatment and relate the importance of interaction with the perimplant tissues, including studies relating periodontal soft tissues and peri-implantar .

Key-words: titanium surface, roughness, osseointegration, perimplant tissues

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Al_2O_3 – Óxido de Alumínio

Co-Cr-Mo – Liga de Cobalto, Cromo e Molibdênio

Cr-Co – Liga de Cromo e Cobalto

HA - Hidroxiapatita

HCl – Ácido Clorídrico

H_2SO_4 - Ácido Sulfúrico

H_3PO_4 – Ácido Fosfórico

mm – Milímetros

μm – Micrômetros

Liga Co-Cr – Liga de Cromo-Cobalto

N – Newtons

Nb - Nióbio

O_2 – OXIGÊNIO

RNA – ácido ribonucleico

RNA_m - ácido ribonucleico mensageiro

SaOS-2: Células Osteoblásticas humanas

TGF β_2 : fator de necrose tumoral β_2

T-CAM: molécula de adesão tetra-celular

Ti – 6Al – 4V – Liga de Titânio, Alumínio e Vanádio

Ti-6Al-Nb – Liga de Titânio, Alumínio e Nióbio

TiO - Rutilo

TiO_2 – Óxido de Titânio

TiCl_4 – Tetracloreto de titânio

TiCl – Cloreto de Titânio

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Superfície de um implante demonstrando picos e vales.....	26
Figura 2 – Ilustração da inserção biológica em dentes, demonstrando o direcionamento das fibras do tecido conjuntivo.....	31
Figura 3 – Figura ilustrando a posição da sonda milimetrada em regiões ao redor de dentes e implantes.....	32
Figura 4 – Imagem ilustrativa da inserção transmucosa em implantes.....	34
Figura 5 – Ilustração relacionando as duas zonas na interface entre o implante e o tecido conjuntivo.....	35

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	13
2. PROPOSIÇÃO	15
3. REVISÃO DE LITERATURA.....	16
3.1. PROPRIEDADES DO TITÂNIO.....	16
3.1.1. AS LIGAS DO TITÂNIO E SUAS CARACTERÍSTICAS.....	17
3.1.2. TITÂNIO COMO BIOMATERIAL.....	20
3.2. RUGOSIDADE DA SUPERFÍCIE DOS IMPLANTES.....	22
3.3. INTERAÇÃO CELULAR.....	26
3.4. TECIDOS MOLES PERIMPLANTARES.....	30
4. DISCUSSÃO.....	36
4.1. PROPRIEDADES DO TITÂNIO.....	36
4.2. RUGOSIDADE DA SUPERFÍCIE DOS IMPLANTES.....	37
4.3. INTERAÇÃO CELULAR.....	39
4.4. TECIDOS MOLES PERIMPLANTARES.....	40
5. CONCLUSÃO.....	45
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	46
ANEXO A - GLOSSÁRIO.....	52

1. INTRODUÇÃO

Após um longo período de abordagens com tentativas de acerto no que diz respeito a superfícies dos implantes, a odontologia encontra-se atualmente num estágio no qual diferentes materiais, desenhos e técnicas surgem a cada dia, levando o implantodontista a questionamentos quanto ao tipo de implante ideal a ser usado para obtenção do sucesso no tratamento.

Ellingsen (1998) afirmou ser necessário o conhecimento sobre a situação ideal da conexão entre um material artificial e os tecidos, que tipo de material leva à melhor resposta tecidual e que tipo de superfície é preferida pelas células ósseas ou pelas células dos tecidos moles. Os materiais dos implantes atualmente funcionam bem quando a qualidade óssea é boa e especialmente quando há ancoragem bicortical. Entretanto em muitos casos a situação não é a ideal. Um objetivo da pesquisa com biomateriais é melhorar a qualidade óssea após a implantação por meio da introdução de substâncias osteoindutoras ativas. Quando instalado, o implante é exposto a uma série de diferentes íons, polissacarídeos, carboidratos, proteínas e também à células como os condroblastos, fibroblastos e osteoblastos que reagem com a superfície. As reações iniciais entre os tecidos constituintes e a superfície do implante determinam a atividade biológica e a resposta celular adicional à superfície, resposta essa dependente da natureza da superfície e suas propriedades químicas que influenciam a natureza da composição subsequente do filme de proteínas. O objetivo ideal com biomateriais no que diz respeito a implantes é ter controle preciso da estrutura superficial, adsorção de proteínas e adesão, crescimento e ativação celular. Tal aperfeiçoamento pode auxiliar em instalações em áreas difíceis e/ou acelerar o processo de cicatrização dos implantes, além de

possibilitar no futuro intervir em possíveis perdas ósseas determinadas pelo avanço da idade, por exemplo.

Elias e Mattos (2009), por sua vez, demonstraram em seu estudo que os resultados das pesquisas indicam um futuro no qual as novas superfícies dos implantes possuirão morfologia e composição química individualizada, e também será possível controlar a interação entre as proteínas, os tecidos e a superfície do implante. As superfícies dos implantes serão capazes de estimular a formação óssea, absorverão e liberarão drogas para reduzir o índice de perda dos implantes, e será possível também evitar a perda óssea.

2. PROPOSIÇÃO

Este trabalho propõe fazer uma revisão de literatura com diferentes abordagens relacionando a importância da interação das superfícies dos implantes com os tecidos adjacentes. Através de uma revisão de literatura desde 1980 até os dias atuais, descreveremos estudos que relacionem superfícies lisas e rugosas, mecanismos de interação celular e neoformação óssea, diferenças entre os tecidos ao redor de dentes e implantes, além de citar perspectivas futuras em implantodontia voltadas para este assunto.

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1. PROPRIEDADES DO TITÂNIO

Há alguns anos o titânio vem sendo utilizado em diferentes ramos da indústria. Características como densidade e resistência à corrosão têm levado pesquisadores a cada dia buscar mais aplicações para este metal. A sua utilização como biomaterial tem se ampliado e hoje, juntamente com algumas de suas ligas, tem ampla utilização como implantes dentários e ortopédicos.

Park (1980) observou que a boa compatibilidade destes materiais com o meio que foi implantado, geralmente é atribuída a passivação do titânio, ou seja, a formação de um filme óxido passivo sobre a superfície do metal, filme este que é inerte em meio biológico.

Bronzino (1995) relatou que a superfície do material que vai ser usado como implante vem sendo amplamente estudada há alguns anos, pois acredita-se que a inter-relação osso-implante está diretamente ligada às características desta superfície. Uma característica muito importante, segundo o autor, é a rugosidade da superfície, uma vez que um implante com uma superfície rugosa ou porosa promoveria uma melhor junção na interface osso-implante, que é muito importante para uma fixação do implante a longo prazo.

Laing et al (1998) afirmaram que para que um material possa ser utilizado como um implante cirúrgico é necessário que o mesmo seja biocompatível, não devendo prejudicar o organismo no qual foi inserido ou apresentar qualquer tipo de rejeição. O titânio e algumas de suas ligas têm se mostrado bastante relevantes no que diz respeito a tal biocompatibilidade. Segundo os autores, no caso das ligas de

titânio, a liga Ti-6Al-Nb foi desenvolvida para substituir a liga Ti-6Al-4V, pois estudos têm mostrado que o vanádio é tóxico, apresentando efeitos desfavoráveis ao tecido sujeito ao implante.

3.11. AS LIGAS DO TITÂNIO E SUAS CARACTERÍSTICAS:

Betner et al (1985) relataram que o titânio é o nono elemento mais abundante na crosta terrestre. Trata-se de um metal de transição, com densidade de aproximadamente 60% da densidade do aço, que possui excelente resistência à corrosão, além de rigidez e importantes propriedades quando exposto a altas temperaturas. Estes fatores fazem com que titânio e suas ligas sejam materiais de escolha em variados seguimentos da indústria, como na indústria química e petroquímica; também são utilizados em ambientes marinhos e na indústria aeroespacial, além de serem aplicados como biomateriais em implantes cirúrgicos. Porém, apesar desta grande aplicação, o custo para sua obtenção é muito elevado devido aos complexos processos de redução e purificação que envolve a sua produção. O titânio é obtido normalmente a partir do rutilo (TiO) através do processo Kroll. Neste processo o óxido é inicialmente convertido em $TiCl$. O cloreto é então reduzido com magnésio, obtendo-se um produto poroso de titânio (esponja) e cloreto de magnésio. Este produto esponjoso é convertido em titânio metálico através de várias operações de fusão.

Van Noort (1987) em seu estudo definiu que a corrosão pode ser um sério problema em metais utilizados em implantes. Nesta área o titânio tem se tornado popular, pois é um dos metais mais resistentes, além de ser biocompatível. Esta resistência é fornecida pelo filme passivo formado espontaneamente ou preparado

por técnicas especiais sobre a superfície do metal. Esta estabilidade e as propriedades eletroquímicas são dependentes da composição, estrutura e espessura do filme. Estes filmes são relatados como sendo compostos de TiO_2 , porém a estrutura e a exata composição destes filmes são ainda objetos de divergência entre alguns autores.

Polmear (1995) demonstrou que o Titânio possui inúmeras características que o distingue de outros metais leves e que fazem da sua metalurgia um processo complexo e interessante. À temperatura de $882,5^\circ\text{C}$ titânio sofre transformação alotrópica, de estrutura hexagonal compacta (α), a baixas temperaturas, para cúbica de corpo centrado (β). Esta fase permanece até o ponto de fusão. Com esta transformação, tem-se a perspectiva de se obter ligas com microestrutura α , β ou α/β e, analogamente aos aços, a possibilidade de se usar tratamento térmico para prolongar a faixa de fases que se pode formar.

Rosa (1997) relatou que a utilização do titânio e suas ligas na confecção de implantes cirúrgicos (como articulações artificiais, placas e implantes odontológicos), em substituição ao aço inoxidável tem sido uma constante devido à sua biocompatibilidade e sua alta resistência à corrosão. Além disso, titânio e suas ligas possuem excelentes propriedades mecânicas, apresentam alta resistência à corrosão com formação de produtos de corrosão inertes. Apresentou como outra característica importante desses materiais a de apresentarem módulo de elasticidade mais próximo ao módulo de elasticidade do osso permitindo que o osso cresça livremente ancorado à superfície do implante, ou seja, permitindo a osseointegração. De uma forma geral, o titânio possui boa resistência a ácidos oxidantes como ácido nítrico e ácido crômico, mas possui resistência limitada a ácidos redutores. A presença de agentes oxidantes que induzem a passividade

deste metal, melhora a resistência nesses meios redutores. O titânio é atacado pelo ácido fluorídrico, mesmo em pequenas quantidades, também não é recomendado para uso em ácido nítrico fumegante. O titânio não é susceptível à corrosão por frestas nem à corrosão por pites.

Hayakawa et al (2000), em sua análise da influência das propriedades superficiais dos implantes de titânio na osseointegração obtiveram como resultados que a resposta biológica depende da morfologia, composição química da superfície e tipos de óxidos que entram em contato com o meio fisiológico. Além disso, os resultados mostraram que a rugosidade da superfície dos implantes influencia nos mecanismos envolvidos na osseointegração.

Elias e Serra (2006) relataram que o titânio, após a usinagem, possui alta energia de superfície, facilitando a adsorção de moléculas de oxigênio. Cerca de dez nanosegundos após a adsorção, as moléculas de oxigênio se dissociam e formam a primeira monocamada atômica de oxigênio. O oxigênio adsorvido se transforma em óxido de titânio em alguns milissegundos. Deste modo, dificilmente há contato entre o corpo hospedeiro e o titânio puro, mas sim com a camada de óxido de titânio. Logo, para a biocompatibilidade dos implantes de titânio com pureza comercial, as propriedades do óxido são mais importantes que as do metal.

Elias e Mattos (2009) relataram em seu estudo que a composição química da superfície determina a estabilidade e reatividade do implante, a qual deve ser constituída unicamente por óxido de titânio. Eles definiram que a grande estabilidade química do titânio e sua biocompatibilidade são obtidas através da formação do TiO_2 sobre sua superfície. O óxido de titânio possui três estruturas cristalinas: anatase (tetragonal), rutilo (tetragonal) e brookita (ortorrômbico). A cristalinidade aumenta com o aumento da espessura da camada de óxido. Os autores definiram que as

estruturas do óxido na forma do rutilo e anatase são as mais importantes para a osseointegração dos implantes.

3.12. TITÂNIO COMO BIOMATERIAL

Park (1980) definiu que a resposta do corpo ao implante varia amplamente de acordo com o local onde foi implantado e com o tipo de implante. O grau do trauma durante a implantação e todas as variáveis associadas com a cura da ferida. Por outro lado, a composição química e as estruturas micro e macro do implante induzem a diferentes respostas do corpo. Pode-se dizer que o grau de resposta do tecido varia de acordo com a natureza química e física do implante. Metais puros provocam severas reações do tecido, que podem estar relacionadas com a grande energia livre que existe nos metais, energia que é diminuída por oxidação ou corrosão dos mesmos. Na verdade, a baixa reação dos tecidos exibida para implantes de titânio e alumínio é resultado da aderente camada de óxido que se forma sobre estes materiais. Esta camada resiste à difusão de íons do metal e O_2 pela interface do implante. O autor definiu ainda que esta camada de óxido faz com que tais metais possam ser considerados como materiais cerâmicos, que são inertes. Ele concluiu que a interação do implante com o ambiente biológico, a formação de material estranho na interface tecido/implante e o sucesso ou falha do implante estão fortemente ligados às propriedades da superfície do implante.

Baier (1982) em seu estudo verificou que a espessura da camada de proteínas que se forma na superfície dos implantes após dez dias de implantação depende do estado de energia superficial, que indica uma maior ou menor tendência de adsorver átomos e moléculas diversas. A partir de observações histológicas feitas

em implantes com alta energia de superfície, resultados indicaram que eles possuem camadas de proteínas com maior espessura que os com baixa energia, revelando que a atividade celular varia com a energia superficial da amostra.

Baier et al (1984) examinaram os tecidos do hospedeiro em contato com implantes com baixa energia de superfície, e verificaram que as células permaneceram com seu aspecto globular, quase esférico, além de perder sua aderência, podendo ser facilmente separadas umas das outras. Tal aspecto globular dessas células, indicando um pobre crescimento celular, permitiu identificá-las histologicamente como fibroblastos.

Williams (1987) descreveu que um material para ser utilizado como implante cirúrgico, não deve reagir com o organismo no qual foi implantado. Ele deve ser biocompatível. A biocompatibilidade pode ser definida como a habilidade de um material ter um desempenho satisfatório, quando em contato com o organismo vivo, com resposta apropriada do tecido hospedeiro, numa dada aplicação. Deste modo, o material e os produtos de degradação devem ser tolerados pelo tecido envoltório e não devem influenciar negativamente o organismo no qual foi implantado. O material deve ser fisiologicamente inerte.

Wennenberg (1996) definiu, no que diz respeito aos diferentes parâmetros de rugosidade, que os valores das tensões residuais, devido ao jateamento, dependem da dureza e distribuição granulométrica das partículas empregadas no jateamento. Quanto maior a distribuição granulométrica das partículas, mais heterogênea é a distribuição das tensões.

Elias e Mattos (2009), em seu estudo sobre tratamentos de superfície, classificaram dentro de uma definição de biomateriais que levava em conta a resposta biológica, o titânio como sendo um material biorreativo, em comparação

com outros materiais classificados como bioinertes, como Liga Co-Cr, zircônia, alumina, aço inoxidável, entre outros. Esses materiais bioinertes quando introduzidos num organismo induzem a formação de uma cápsula de tecido fibroso envolvendo o biomaterial, enquanto que para os biorreativos são induzidos mecanismos que levam a osseointegração. Quando o implante é jateado, há microdeformação plástica do titânio, criando uma tensão residual compressiva. Uma parte da energia cinética das partículas fica armazenada nos cristais de titânio na forma de defeitos (discordâncias, deformação dos cristais e contornos de grão), essa alteração aumenta a energia da superfície o implante e a possibilidade de ocorrer modificação na interação das células com a superfície do implante. Com o tratamento ácido há remoção de algumas camadas atômicas do titânio deformadas no jateamento, mesmo assim parte da tensão residual permanece na superfície do implante.

3.2. RUGOSIDADE DAS SUPERFÍCIES DOS IMPLANTES:

Wennenberg et al (1998) definiram que fibroblastos e células epiteliais aderem com maior intensidade em superfícies lisas e a capacidade de proliferação de osteoblastos e a síntese de colágeno é maior em superfícies rugosas.

Casinelli et al (2003) determinaram em estudo *in vitro* a citotoxicidade e adesão celular em três tipos de superfícies de implantes diferentes, todos eles com superfícies maquinadas, mas submetidos a diferentes procedimentos de limpeza, que produziram três diferentes químicas superficiais. Eles concluíram que a resposta celular pode ser afetada pela composição da superfície de implantes dentários, confirmando que, ao menos *in vitro*, os efeitos químicos funcionam acima dos efeitos

causados comumente pela topografia. Como conseqüência, análises precisas da química superficial de implantes de titânio deveriam ser uma parte integral de todo um estudo de resposta biológica a superfícies rugosas de implantes de titânio, uma vez que se torna impossível dessa forma a realização de relatos definitivos sobre o papel da topografia somente. Deste modo, no que diz respeito às propriedades químicas dos biomateriais, trata-se de, no mínimo, a razão principal de os tecidos responderem diferentemente a diferentes materiais.

Jayaraman et al (2004) definiram em seu estudo que tanto a morfologia quanto rugosidade da superfície do biomaterial influenciam na proliferação, diferenciação, síntese da matriz extracelular, produção de fatores locais e até mesmo na morfologia celular.

Joos et al (2006) realizaram um estudo demonstrando a mineralização na interface osso-implante. Eles afirmaram que o processo biológico de manutenção e surgimento de minerais na vizinhança de implantes orais é influenciada em grande parte por parâmetros biofísicos. Excluindo as incertezas envolvendo detalhes da formação mineral em superfícies de implantes, pode ser observado que diferentes tipos de implantes podem convergir para um sistema similar de parafusos. Descreveram que parafusos com formato parabólico podem permitir uma maior união entre o sítio hospedeiro e a superfície do implante. Além disso, esse formato parece transmitir vantagens no que diz respeito à transferência de carga em tecidos adjacentes a superfície dos implantes.

Meirelles et al (2008), em estudo relacionando a química superficial e nanotopografia, constataram que modificações químicas utilizadas nesse estudo foram capazes de produzir uma nanotopografia particular, e junto com os íons

presentes na superfície dos implantes, podem explicar o aumento do valor do torque de remoção após o período de cicatrização de quatro semanas.

Deporter et al (2008) realizaram um estudo utilizando dois tipos de superfícies porosas sinterizadas a fim de obter medidas histométricas do osso e mucosa perimplantar em contato com os implantes instalados em cães. Utilizando dois tipos de design de colares, os resultados sugeriram que não existem diferenças no que diz respeito a perdas ósseas em cristas quando usados implantes com colar cervical liso de tamanhos grandes (1,8mm de altura) em comparação com curtos (0,75mm). A perda óssea inicial, em relação aos implantes de superfície porosa sinterizada, parece ser conduzida pela necessidade de estabelecer um espaço biológico na mucosa perimplantar, no caso de outro design do implante. Se o tamanho do colar usinado for menor que 2mm, a perda óssea continuará além da junção entre a superfície usinada e a camada porosa sinterizada, até que o espaço biológico seja estabelecido.

Fröjd et al (2008), abordando outro aspecto, definiram que apesar de estudos clínicos em superfícies moderadamente rugosas não indicarem qualquer aumento do risco de reabsorção óssea ou mucosite, deve haver uma vantagem nesse aspecto dessas superfícies sobre implantes lisos, se ambos podem ser estabilizados sob o mesmo nível de contato ósseo.

Jones (2008), em seu estudo demonstrando a importância da nanoestrutura, definiu que polímeros biodegradáveis podem ser introduzidos no processo sol-gel, criando compostos híbridos orgânicos/inorgânicos híbridos. A íntima interação entre cadeias orgânicas e inorgânicas tem o potencial de combinar união óssea e liberação iônica com resistência e degradação controlada. No entanto, a química e o processamento dos materiais são complexas, e por isso os materiais ideais ainda

estão para surgir. Os materiais necessitam ser otimizados no nível atômico da nano a macroescala.

Mendonça et al (2008) afirmaram em seu estudo que tendências clínicas na terapia de implantes dentários incluem o uso de superfícies endósseas de implantes enfeitados com topografias em nanoescala. A nanotecnologia oferece novos caminhos biológicos e de engenharia de interação com processos de relevância biológica. Além disso, a nanotecnologia tem fornecido maior conhecimento e execução de funções específicas celulares. Modificações em nanoescala das superfícies endósseas de implantes podem alterar as respostas celular e tecidual através de alterações na química e topografia da superfície do implante, que podem beneficiar a osseointegração e a conseqüente terapia com implantes dentários.

Elias e Mattos (2009) revisaram a rugosidade, que é definida como um conjunto de pequenas saliências (picos) e reentrâncias (vales) existentes na superfície em relação a um plano de referência ou plano imaginário (Figura 1). Tal rugosidade pode ser medida através de aparelhos mecânicos ou eletrônicos, além de também poder ser avaliada por meio da microscopia de força atômica. Eles também relataram que a rugosidade deve ser controlada porque as células necessitam de pontos de ancoragem na superfície do implante para iniciar a proliferação e garantir a biofixação com o hospedeiro. Caso a superfície possua rugosidade menor que o tamanho das células, poderá ocorrer ausência dos sítios de fixação. Por outro lado, se o implante possuir grandes picos e vales, mas essas irregularidades possuírem superfícies lisas, as células não poderão se fixar ao implante.

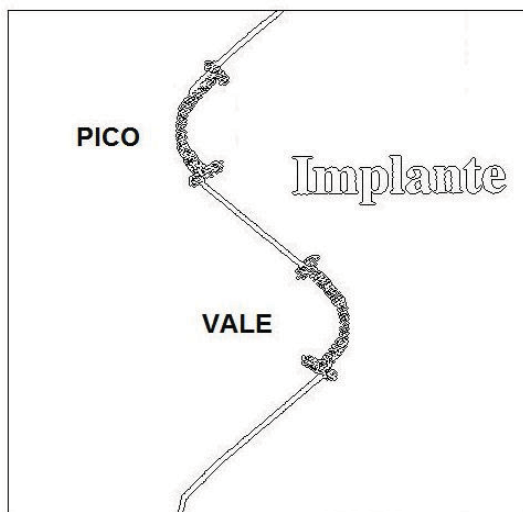


Figura 1: Superfície de um implante demonstrando picos e vales.

3.3. INTERAÇÃO CELULAR

Wennenberg (1996) em seu estudo analisou a influência da rugosidade na adesão e morfologia das células osteoblásticas em amostras de titânio. Na pesquisa, as amostras foram polidas com lixa SiC 600, jateados com partículas de Al_2O_3 de diâmetro médio igual a $50\mu m$ ou imersas em ácido entre um e dez minutos. Após a preparação superficial, as amostras foram passivadas, lavadas com água destilada e secas. Os resultados indicaram que após o tratamento com ácido e passivação química, a morfologia da superfície torna-se mais homogênea e não há diferença significativa na rugosidade das amostras imersas no ácido durante um e dez minutos. Para avaliar a influência do tratamento, as amostras foram imersas em solução contendo células, e não foi constatada diferença na morfologia das células aderidas nas amostras após quinze minutos de imersão. Após cento e vinte horas, porém observou-se um maior número de células aderidas nas amostras jateadas com Al_2O_3 que nas tratadas com ácido.

Postiglione et al (2003) realizaram um estudo que investigou três superfícies diferentes de titânio (Lisa, Jateado de Areia e Plasma-pulverizado) na proliferação, diferenciação e apoptose de células osteoblásticas humanas (SaOS-2). As células SaOS-2 proliferaram melhor em superfícies lisas, enquanto superfícies rugosas promovem sua diferenciação voltada para um fenótipo osteoblástico. Deste modo, análises sugerem que superfícies rugosas podem favorecer um resultado biológico melhor para implantes dentários *in vivo*, visto que eles parecem induzir a diferenciação voltada para um fenótipo osteoblástico, promovendo cicatrização óssea e manutenção a longo prazo da osseointegração.

Zhu et al (2004) concluíram que as células osteoblásticas aderem mais rapidamente em superfícies rugosas de titânio, onde há proliferação mais acentuada da síntese de matriz extracelular, do que em superfícies lisas.

Le Duc et al (2006) identificaram em seu estudo que uma das respostas críticas aos materiais estranhos esta diretamente relacionada com a interação entre a superfície do material e a adsorção de proteínas. Porém trata-se de uma interação complexa e para maior aprofundamento há necessidade de conhecimentos multidisciplinares envolvendo biologia, biofísica, engenharia e química.

Marinucci et al (2006) por sua vez realizaram um estudo *in vitro* o efeito da variedade da rugosidade da superfície de implantes de titânio na proliferação celular e na expressão do RNA mensageiro de marcadores específicos de fenótipos osteoblásticos. Eles concluíram que osteoblastos humanos cultivados em titânio usinado difundiram mais e eram mais assentados que células cultivadas em titânio rugoso. O RNA mensageiro por sua vez era similar em ambas as superfícies. Além disso, observaram também que a microtopografia da rugosidade e a superfície usinada dos implantes alteram a expressão do fenótipo dos osteoblastos;

comparada com uma superfície de titânio usinada, as superfícies micro e macro jateada de areia elevam a liberação do fator de necrose tumoral β_2 (TGF β_2), fator esse envolvido na proliferação e diferenciação de osteoblastos, além de RNAm (reguladores da expressão dos genes dos osteoblastos que são fatores chave no desenvolvimento do fenótipo de mineralização), sialoproteína óssea e osteopontina, mas não altera a osteonectina. Visto que a sialoproteína óssea e a osteopontina são altamente expressadas no estágio inicial da maturação óssea (apesar de a osteonectina ser expressa totalmente na osteogênese), esses achados contribuem para fornecer provas do estágio inicial da diferenciação de osteoblastos em superfícies rugosas. Os resultados indicaram que o titânio com macro jateamento de areia facilitam na maior expressão de sialoproteína óssea e fatores de crescimento em comparação com micro jateadas.

Park et al (2007), em um estudo em coelhos, definiram que uma estratégia para melhorar a osseointegração nos implantes dentários é controlar a qualidade da reação óssea na interface implante-tecido óssea, utilizando um implante revestido com substâncias biologicamente ativas. A partir da utilização de fêmur de coelhos, em 8 semanas de cicatrização, os implantes revestidos de molécula de adesão tetra-celular (T-CAM) apresentaram um significativo maior acúmulo no contato entre osso e implante em comparação com implantes sem revestimento algum. Concluíram que a adesão de T-CAM em superfícies rugosas em implantes de titânio aumenta a formação óssea perimplantar em fêmur de coelho com pobre condição óssea. Superfícies banhadas com hidroxiapatita demonstraram nova formação óssea e a área de contato osso-implante nas regiões vazias do fêmur dos coelhos. O revestimento com T-CAM nas superfícies de titânio banhadas com Hidroxiapatita

(HA) aumentaram significativamente a neo-formação óssea perimplantar nesses animais.

Hench (2008) definiu que os mecanismos biológicos moleculares envolvidos no comportamento dos cristais bioativados são suficientemente conhecidos atualmente para que se use com confiança os resultados para criar uma nova geração de materiais bioativados para regeneração e projeção tecidual. A resposta bioativada parece ser sob controle genético; cristais bioativados que são osteoprodutivos aumentaram a osteogênese através de um controle direto sobre os genes que regulam o ciclo celular de indução e progressão em direção a um fenótipo osteoblástico maduro, processo esse chamado de osteoestimulação. A consequência biológica do controle genético do ciclo celular das células progenitoras de osteoblastos é a rápida proliferação e diferenciação dos osteoblastos. O resultado é uma rápida regeneração óssea, e clinicamente a consequência é o preenchimento rápido de defeitos ósseos com osso regenerado, que é estruturalmente e mecanicamente equivalente ao osso sadio normal.

Nishimoto et al (2008) compararam em seu estudo as propriedades do titânio rugoso com os polidos, no que diz respeito a sua habilidade de atração celular e adesão a proteínas, assim como o comportamento de sua propagação celular. Superfícies rugosas exibiram melhores índices de adesão celular inicial que superfícies lisas na presença do soro. As células aderidas ao titânio rugoso eram menos difundidas que as que se aderiram ao titânio usinado. No entanto, a adesão de albumina não foi diferente para superfícies rugosas; observaram que superfícies rugosas preferencialmente limitem ao soro proteínas adesivas para que promovam a adesão celular inicial.

Elias e Mattos (2009) definiram que as células possuem propriedades mecanorreceptoras capazes de identificar se a superfície possui ou não características adequadas para iniciar o processo de diferenciação e formação da matriz óssea. As proteínas aderidas na superfície dos implantes induzem a adsorção de células osteoblásticas e pré-osteoblásticas. No caso dos implantes dentais não é desejável que o recrutamento de células leve ao encapsulamento do material e isolamento do contato com os fluidos corpóreos. Mudanças na superfície do implante, controle do carregamento e micromovimentos são essenciais e decisivos para evitar a formação de tecido fibroso na interface implante-osso. O simples fato do emprego de titânio comercialmente puro e esterilizado não é garantia de osseointegração.

3.4. TECIDOS MOLES PERIMPLANTARES

Berglundh et al (1991), em seu estudo comparativo das características anatômicas da gengiva ao redor dos dentes e da mucosa perimplantar em cachorros, encontraram após coleta de biópsias de várias áreas do dente e de todos os sítios do implante que os tecidos moles clinicamente saudáveis, envolvendo tanto dentes quanto implantes, apresentavam uma coloração rosa e consistência firme. Em radiografias obtidas em áreas do dente, observaram que a crista óssea alveolar localizava-se cerca de 1mm apical à linha de junção cimento-esmalte dos pré-molares próximos. As radiografias obtidas das áreas do implante revelaram que a terminação marginal da crista óssea estava perto da junção entre a conexão e a parte fixa do implante. O exame histológico das secções revelou que tanto a gengiva como a mucosa perimplantar apresentavam varias características em comum. No

mesmo estudo, analisaram a composição do tecido conjuntivo no compartimento supra-alveolar dos dentes e dos implantes, estabeleceram que a principal diferença entre o tecido mesenquimal presente em um dente e em uma área de implante é a ocorrência de um cemento (acelular ou celular) na superfície radicular. A partir daí, fibras extrínsecas do cemento freqüentemente acelular, grossos feixes de fibras colágenas dento-gengivais e dento-alveolares projetam-se nas direções lateral, coronal e apical (Figura 2).

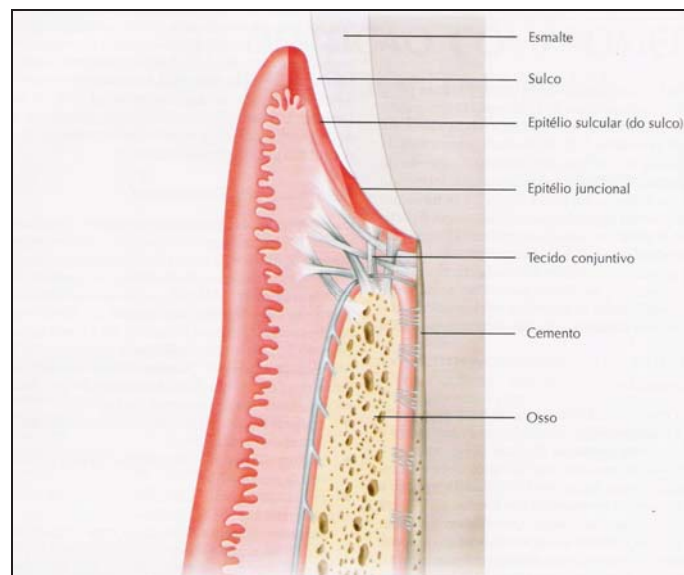


Figura 2: Ilustração da inserção biológica em dentes, demonstrando o direcionamento das fibras do tecido conjuntivo.

(Fonte: ROSE, L. R.; MEALEY, B. L.; GENCO, R. J; COHEN, D. W. Periodontia – Medicina, Cirurgia e Implantes, p.612, Editora Santos, 1ª Ed., 2007.)

Buser et al (1992), em estudo sobre a reação dos tecidos moles a implantes de titânio em cães *beagle*, concluíram que as fibras se inserem no periósteo da crista óssea ou se projetam em direção paralela a superfície do implante, ou se alinham como feixes grossos que em áreas distantes do implante, correm num curso quase perpendicular à superfície do implante. Essas fibras horizontais parecem

tomar uma direção vertical, tornando-se paralelas à superfície do implante em compartimentos próximos ao implante.

Ericsson & Lindhe (1993), em estudo em cães beagle, analisaram a validade de mensurações da profundidade de sondagem em áreas de implantes. Eles examinaram dentes e implantes, utilizando-se da gengiva de pré-molares inferiores e mucosa correspondente a implantes, ambas clinicamente saudáveis, após longos períodos de controle de placa. Uma sonda presa ao dente e ao implante foi inserida na “bolsa” vestibular, aplicando-se uma força padronizada de 0,5N. O exame histológico de biopsias coletadas de diversos sítios revelou que a distância entre a ponta da sonda e a crista óssea nas áreas de dente era de aproximadamente 1,2mm, e a mesma distancia nos implantes era de 0,2mm, ou seja, nas áreas de implantes, a sonda quase estabeleceu contato íntimo com o osso (Figura 3). A partir disso, concluíram que a união entre a superfície do implante e a mucosa era mais frágil que a união entre o dente e a gengiva, e que cuidados devem ser tomados ao comparar dados de mensuração de profundidade entre sítios de dentes e implantes.

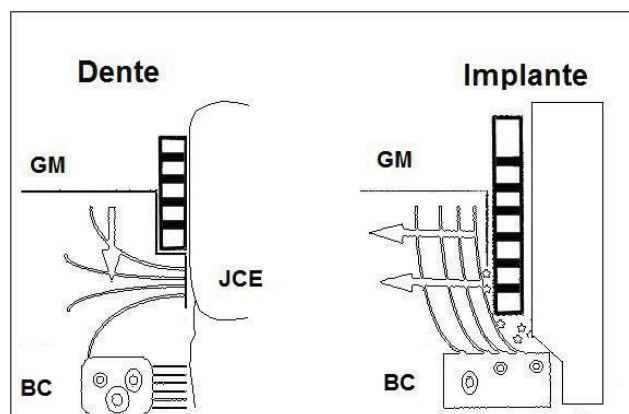


Figura 3: Figura ilustrando a posição da sonda milimetrada em regiões ao redor de dentes e implantes.

Berglundh et al (1994) observaram que o sistema vascular da mucosa perimplantar dos cães se originava única e exclusivamente do vaso sanguíneo suprapariosteal externo à margem alveolar. Além disso, as áreas de implante não apresentam ligamento periodontal e, logo não apresentam um plexo vascular na interface entre osso e superfície do implante. Em consequência, a parte do tecido conjuntivo da inserção transmucosa do implante de titânio contém apenas poucos vasos, e todos são ramificações terminais do vaso suprapariosteal.

Abrahamsson et al (1996), em seu estudo sobre tecidos moles e duros perimplantares em diferentes sistemas de implantes utilizando cães, encontraram que o material usado na conexão do implante era de importância decisiva para a qualidade da inserção que ocorre entre a conexão e a mucosa presente ao redor. Conexões feitas de cerâmica em base de alumínio (Al_2O_3) permitiram uma estabilização da inserção na mucosa similar àquela que ocorria nos implantes de titânio. Conexões feitas de liga de ouro e porcelana odontológica promoveram uma cicatrização da mucosa com características inferiores. Para conexões feitas de tais materiais, portanto, uma zona de inserção do tecido conjuntivo falhou em se desenvolver. A inserção na mucosa ocorreu numa localização mais apical. Desse modo, durante a cicatrização que se segue à instalação da conexão é necessário que ocorra alguma reabsorção óssea marginal de modo que se abra a porção de titânio do implante para a formação de uma inserção do tecido conjuntivo.

Berglundh & Lindhe (1996), em estudo em cães sobre a altura biológica da inserção transmucosa, concluíram que tal inserção transmucosa que ocorre nos implantes feitos de titânio comercialmente puro é composta de duas partes: uma barreira epitelial que tem características em comum com o epitélio juncional e mede cerca de 2mm de comprimento (1ª parte), sendo ela contínua com uma zona de

tecido conjuntivo (2ª parte), com cerca de 1 – 1,5mm de altura, que se insere ao implante e contém feixes de fibras colágenas, algumas das quais se inserem no periósteo da crista óssea e correm paralelamente à superfície do implante (Figura 4).

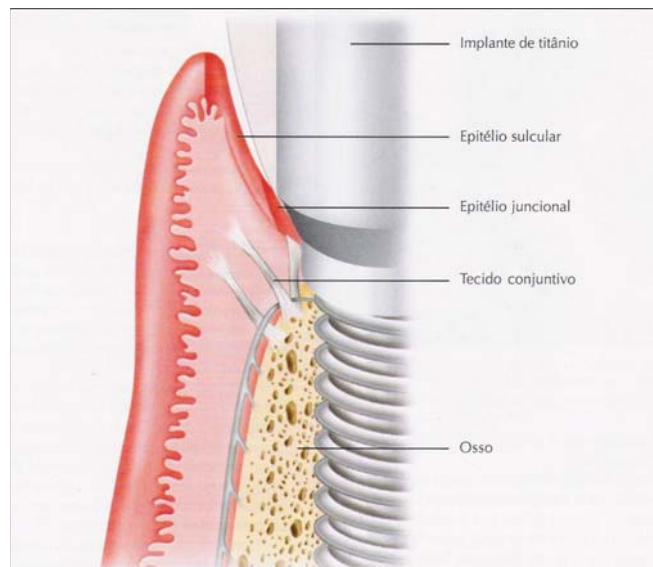


Figura 4: Imagem ilustrativa da inserção transmucosa em implantes.

(Fonte: ROSE, L. R.; MEALEY, B. L.; GENCO, R. J; COHEN, D. W. Periodontia – Medicina, Cirurgia e Implantes, p.613, Editora Santos, 1ª Ed., 2007.)

Moon et al (1999), em experimento com cães para análise da composição do tecido conjuntivo na zona de inserção do implante, relataram que o tecido marginal pode ser dividido em duas zonas: uma zona A com cerca de 40µm de largura, próxima a superfície do implante, quase sem vasos sanguíneos, mas com um grande número de fibroblastos orientados com seus longos eixos paralelos à superfície do implante, e uma zona B, com 160µm de largura, poucos fibroblastos, mais fibras colágenas e estruturas vasculares (Figura 5).

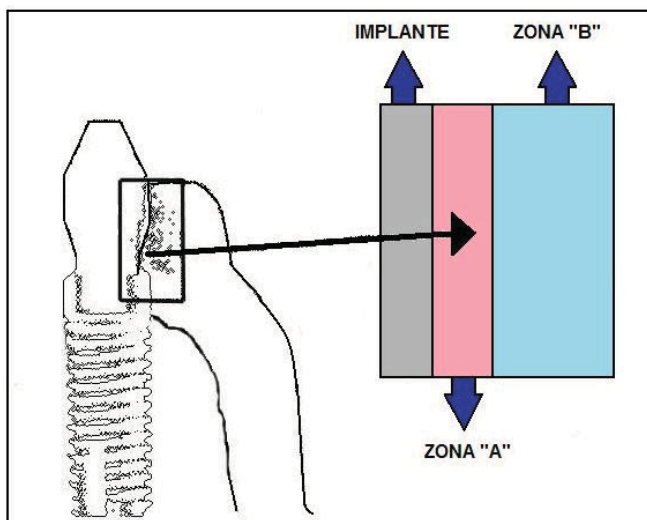


Figura 5: Ilustração relacionando as duas zonas na interface entre o implante e o tecido conjuntivo.

Abrahamsson et al (2002) analisaram em seu estudo a inserção do tecido conjuntivo em conexões de implantes com diferentes superfícies rugosas em cães, e relataram que a composição do tecido conjuntivo em contato com diferentes superfícies era absolutamente similar, e a interface rica em células era composta por fibroblastos arredondados e achatados. Concluíram, portanto que a inserção entre a camada de TiO_2 na superfície do titânio e o tecido conjuntivo é mantida e, se danificada, é reparada pela atividade fibroblástica.

Schou et al (2002), em seu estudo comparativo de sondagem entre dentes e implantes em macacos *cynomolgus*, utilizaram cortes a partir de áreas de dente e implantes que se apresentavam clinicamente saudáveis, levemente inflamados (mucosite/gengivite), e severamente inflamados (periimplantite/periodontite). Com os resultados, após as comparações, concluíram que mensurações de profundidade de sondagem em implantes e dentes promovem informações diferentes e pequenas alterações na profundidade de sondagem em implantes podem refletir mudanças na inflamação do tecido mole ao invés de perda dos tecidos de suporte.

4. DISCUSSÃO

4.1. PROPRIEDADES DO TITÂNIO

Park (1980), Van Noort (1987), Williams (1987), Rosa (1997), Laing (1998), Elias e Serra (2006) e Elias e Mattos (2009) citaram como uma das mais importantes características do titânio a sua boa compatibilidade, atribuída por alguns autores, entre outros fatores, à passivação do titânio (formação de um filme óxido passivo sobre a superfície do metal). Esta biocompatibilidade consiste basicamente em não prejudicar o organismo no qual o material foi inserido, além de não poder apresentar também qualquer tipo de rejeição. Houve relatos também que no caso das ligas de titânio, a liga de Ti-6Al-4V foi substituída pela liga Ti-6Al-Nb, pois o Vanádio tem se mostrado em estudos como sendo tóxico aos tecidos sujeitos ao implante, afetando assim a biocompatibilidade.

Park (1980), Van Noort (1987), Hayakawa et al (2000), Elias e Serra (2006) e Elias e Mattos (2009) relacionaram a boa resistência do titânio a formação de um filme passivo composto de TiO₂ sobre a superfície do metal, concluindo que as características do óxido de titânio têm maior importância que as do metal propriamente dito.

Van Noort (1987) e Rosa (1997) citaram em seus trabalhos que o titânio tem se tornado popular na confecção de implantes cirúrgicos devido, entre outros fatores, a sua alta resistência à corrosão. Uma outra importante característica atribuída ao titânio, que o faz material de escolha para implantes odontológicos, é apresentar um módulo de elasticidade mais próximo ao módulo de elasticidade do osso, permitindo assim a osseointegração.

Park (1980), Baier (1982), Baier et al (1984), Elias e Serra (2006), Meireles (2007) e Elias e Mattos (2009) descreveram em seus estudos que a energia de superfície do material implantado tem grande importância no processo de osseointegração. Park (1980) citou a alta energia livre existentes nos metais uma causa para severas reações do tecido adjacente, sendo a camada de óxido de titânio formada na superfície do metal um fator diminuidor da energia superficial, classificando esse material como inerte. Em contrapartida, Elias e Mattos (2009), num estudo mais recente, classificaram o titânio como sendo um material biorreativo em comparação com outros materiais. Os autores citaram que quando jateado, o implante acaba por criar uma tensão residual compressiva, o que aumenta sua energia superficial. Mesmo com tratamento ácido, que remove algumas camadas atômicas do titânio, a tensão residual permanece na superfície do implante, induzindo os mecanismos que levam a osseointegração. Baier (1982) e Baier et al (1984) concordaram que a alta energia superficial indica uma maior tendência em adsorver átomos e moléculas diversas. Foram encontradas em implantes com alta energia de superfície, após dez dias de implantação, camadas de proteínas mais espessas do que os com baixa energia superficial, que por sua vez apresentaram um pobre crescimento celular ao redor do metal, células essas com pouca aderência, que após estudos histológicos foram identificados como fibroblastos.

4.2. RUGOSIDADE DA SUPERFÍCIE DOS IMPLANTES

Bronzino (1995), Wenemberg et al (1998), Hayakawa (2000), Jayamaran (2004), e Elias e Mattos (2009) concordaram que uma característica muito importante da superfície utilizada no implante para que se obtenha a

osseointegração é a rugosidade, e concluíram que uma superfície rugosa ou porosa teria uma maior superfície de contato, e por isso promoveria uma melhor junção na interface osso-implante. Além disso, a rugosidade da superfície é capaz de influenciar na proliferação, diferenciação, síntese da matriz extracelular, produção de fatores locais e até mesmo na morfologia celular. Entretanto, a rugosidade deve ser controlada, pois as células necessitam de pontos de ancoragem na superfície do implante para iniciar a proliferação e garantir a biofixação com o hospedeiro.

Meirelles et al (2008), Mendonça et al (2008) e Jones (2008) citaram em seus estudos a importância da nanotecnologia e a nanoestrutura nas novas perspectivas em odontologia, podendo modificações em nanoescala das superfícies endósseas de implantes alterar as respostas celular e tecidual, beneficiando a osseointegração.

Wenemberg et al (1998), Fröjd et al (2008) e Elias e Mattos (2009) citaram em seus estudos aspectos sobre superfícies lisas. Wenemberg et al (1998) definiram que fibroblastos e células epiteliais aderem com maior intensidade em superfícies lisas. Fröjd et al (2008), por sua vez, citaram que implantes com superfícies moderadamente rugosas devem ter alguma vantagem sobre as superfícies lisas, se ambos puderem ser estabilizados sob o mesmo nível de contato. A rugosidade dos implantes deve ser controlada, pois uma rugosidade menor que o tamanho das células pode levar a ausência de sítios de fixação, ao mesmo tempo que se o implante tiver grandes picos e vales, mas essas irregularidades apresentarem superfícies lisas, as células podem vir a não se fixar ao implante.

4.3. INTERAÇÃO CELULAR

Wennenberg (1996), Postiglione et al (2003), Zhu et al (2004), Marinucci et al (2006), e Nishimoto et al (2008) concordaram que existem profundas diferenças nos mecanismos de adesão celular entre implantes com superfícies lisas e rugosas. Zhu et al (2004) concluíram que as células osteoblásticas humanas (SaOS-2) aderem mais rapidamente em superfícies rugosas de titânio, onde há proliferação mais acentuada da síntese de matriz extracelular, do que em superfícies lisas. Em contrapartida Postiglione et al (2003) definiram que as células SaOS-2 proliferam melhor em superfícies lisas, enquanto as superfícies rugosas promovem sua diferenciação voltada para um fenótipo osteoblástico. Este fenótipo osteoblástico promoveria uma cicatrização óssea e manutenção a longo prazo da osseointegração, o que demonstra que superfícies rugosas favorecem a um melhor resultado biológico *in vivo*.

Wennenberg (1996), Marinucci et al (2006) e Nishimoto et al (2008) relataram em seus estudos diversos tipos de respostas celulares a diferentes situações, tais como jateamentos e diferentes tipos de rugosidade. Relacionando a rugosidade dos implantes com a expressão do RNAm e proliferação celular, concluíram que osteoblastos cultivados em titânio usinado difundiram mais e eram mais assentados do que em titânio rugoso, porém o RNAm era similar em ambas as superfícies. Com relação ao TGF β_2 , as superfícies com alguma rugosidade (seja ela gerada por micro ou macrojateamento) elevam a liberação do fator de necrose tumoral, que está diretamente ligado na proliferação e diferenciação de osteoblastos, além do próprio RNAm. Amostras com jateamento de Al₂O₃ apresentavam maior número de células osteoblásticas aderidas após 24 horas do que nas tratadas com ácido. Superfícies

rugosas exibiram melhores índices de adesão celular inicial que superfícies lisas na presença do soro.

Hench (2008), por sua vez, foi mais além, e citou em seu estudo um controle direto sobre genes que regulam o ciclo celular de indução e progressão em direção a um fenótipo osteoblástico maduro, processo chamado osteoestimulação, que pode levar a uma rápida regeneração óssea pela rápida proliferação e diferenciação de osteoblastos.

Le Duc et al (2006), Park et al (2007) e Elias e Mattos (2009) relataram em seus estudos aspectos sobre a adsorção de proteínas e identificaram que uma das respostas críticas aos materiais estranhos esta diretamente relacionada com a interação entre a adsorção de proteínas e a superfície do material. As propriedades mecanorreceptoras nas proteínas aderidas na superfície dos implantes induzem a adsorção de células osteoblásticas e pré-osteoblásticas. Deste modo eles concluíram que mudanças na superfície do implante, controle do carregamento e micromovimentos são essenciais e decisivos para evitar a formação de tecido fibroso na interface osso-implante. Neste mesmo sentido de controle de qualidade da reação tecidual na interface osso-implante, a utilização de implantes revestidos com T-CAM, quando associados a HA, aumentam significativamente a neoformação óssea perimplantar.

4.4. TECIDOS MOLES PERIMPLANTARES

Berglundh et al (1991) e Abrahamsson et al (1996) relacionaram em seu estudo a mucosa perimplantar com o tecido gengival ao redor de dentes, e estabeleceram que a principal diferença entre esses tecidos é a ocorrência de um

cimento (celular ou acelular) na superfície radicular de onde fibras extrínsecas de um cimento freqüentemente acelular, grossos feixes de fibras colágenas dento-gengivais e dento-alveolares projetam-se nas direções lateral, coronal e apical. Durante a cicatrização que se segue a instalação da conexão é necessária que ocorra alguma reabsorção óssea marginal, de modo que se abra a porção de titânio do implante para a formação de uma inserção do tecido conjuntivo, como se fosse um “espaço biológico” que ocorre em dentes.

Berglundh et al (1991), Buser et al (1992), Berglundh & Lindhe (1996) e Moon et al (1999) citaram em seus estudos achados no que diz respeito ao direcionamento das fibras colágenas no tecido conjuntivo na zona de inserção do implante e ao redor de dentes e definiram que em dentes, fibras extrínsecas do cimento freqüentemente acelular, grossos feixes de fibras colágenas dento-gengivais e dento-alveolares projetam-se nas direções lateral, coronal e apical. Ao redor de implantes concluíram que as fibras se inserem no perióstio da crista óssea ou se projetam em direção paralela à superfície do implante, ou se alinham como feixes grossos que em áreas distantes do implante, correm num curso quase perpendicular à sua superfície. Somado a isso, na inserção da mucosa ao redor do implante existe uma barreira epitelial que contém feixes de fibras colágenas, algumas das quais se inserem no perióstio da crista óssea e correm paralelamente à superfície do implante. Na zona próxima a superfície do implante há um grande número de fibroblastos, e na zona mais afastada, de maior largura, poucos fibroblastos, com mais fibras colágenas e estruturas vasculares.

Com relação à validade de mensurações da profundidade de sondagem, quando comparadas com mensurações feitas ao redor de dentes, Ericsson & Lindhe (1993) e Schou et al (2002) chegaram à conclusão que por ser mais frágil, a união

da superfície do implante e a mucosa requer cuidados no momento da mensuração, além da necessidade de cautela quando comparada com mensurações ao redor de dentes. Pequenas alterações na sondagem em implantes podem estar refletindo naquele momento uma inflamação do tecido mole ao redor, ao invés de perda dos tecidos de suporte.

Abrahamsson et al (1996), Berglundh & Lindhe (1996) e Abrahamsson et al (2002) relataram em seus estudos aspectos sobre a inserção transmucosa ao redor de implantes e concluíram que para alguns tipos de materiais, como Ouro e Porcelana, o tecido conjuntivo falhou em se desenvolver. Encontraram também que a inserção transmucosa em implantes de titânio comercialmente puro é composta por uma porção epitelial semelhante ao epitélio juncional, com cerca de 2mm de comprimento, e por outra que é contínua a esta barreira, composta por um tecido conjuntivo de 1-1,5mm de altura. A composição do tecido conjuntivo em contato com diferentes superfícies é absolutamente similar, e a interface rica em células é composta por fibroblastos achatados e arredondados, cuja atividade é a responsável pela manutenção e reparação da inserção entre a camada de TiO_2 da superfície do titânio e o tecido.

Berglundh et al (1994) e Moon et al (1999) citaram em seus respectivos estudos aspectos sobre o suprimento sanguíneo nos tecidos ao redor dos implantes, e encontraram que o sistema vascular da mucosa perimplantar em cães se originava única e exclusivamente do vaso sanguíneo supraperiostal externo à margem alveolar, e pelo fato de o implante não apresentar ligamento periodontal, ele não apresenta um plexo vascular na interface osso-implante. Por este motivo, a parte do tecido conjuntivo da inserção transmucosa do implante de titânio contém poucos vasos ramificados do vaso supraperiostal. Há uma zona mais próxima a superfície

do implante que quase não apresenta vasos sanguíneos, enquanto que a zona mais larga e mais distante da superfície do implante apresenta mais estruturas vasculares.

5. CONCLUSÃO

De acordo com a revisão de literatura apresentada, pode-se concluir que:

- A rugosidade da superfície de implantes tem grande importância no processo de osseointegração e na subsequente resposta e interação dos tecidos perimplantares, pois: aumenta a superfície de contato, influencia a proliferação, diferenciação, morfologia celular, síntese de matriz extra-celular e produção de fatores locais. Porém esta mesma rugosidade deve ser controlada, uma vez que as células necessitam de pontos de ancoragem na superfície do implante para iniciar a proliferação e garantir a biofixação com o hospedeiro;

- Células osteoblásticas humanas aderem mais rapidamente em superfícies rugosas, promovendo sua diferenciação voltada para um fenótipo osteoblástico, que por sua vez conduz a uma melhor cicatrização óssea e manutenção a longo prazo da osseointegração;

- A mucosa perimplantar apresenta profundas diferenças quando comparada a tecidos moles periodontais. Apresenta pouca quantidade de vasos sanguíneos na porção mais próxima ao implante, não existindo assim um plexo vascular na interface osso-implante; as mensurações da profundidade de sondagem ao redor de implantes devem ser seguramente avaliadas, uma vez que a mucosa perimplantar apresenta maior fragilidade. Tal fragilidade se dá pelo fato de em implantes não existir uma "inserção conjuntiva" de fato, e sim uma "adesão", pois não há fibras ligando o colarinho ao tecido conjuntivo como em dentes.

- Com relação a perspectivas futuras no que diz respeito ao assunto, podemos citar o controle direto sobre genes reguladores do ciclo celular de indução e progressão em direção a um fenótipo osteoblástico maduro (processo chamado de

osteoestimulação), que é capaz de levar a uma rápida regeneração óssea. Somado a isso, a nanotecnologia tem se mostrado de grande importância nas novas perspectivas em odontologia. Modificações em nanoescala nas superfícies endósseas de implantes têm se mostrado capazes de alterar as respostas celular e tecidual, beneficiando a osseointegração e a relação do implante com os tecidos ao seu redor.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABRAHAMSSON, I. et al. The peri-implant hard and soft tissues at different implant systems. A comparative study in the dog. **Clinical Oral Implants Research**, v.7, p.212-219, 1996.

ABRAHAMSSON, I. et al. The mucosal attachment to titanium implants with different surface characteristics. An experimental study in dogs. **Journal of Clinical Periodontology** (in press), 2002.

BAIER, R.E.. Conditioning surfaces to suit the biomedical environment: recent progress. **Journal of Biomechanical Engineering**, v.104, n.71, p.257, 1982.

BAIER, R.E. et. al. Surface properties determine bioadhesive outcomes: methods and results. **Journal of Biomedical Material Research**, v.18, n.55, p.337, 1984.

BERGLUNDH, T. et al. The soft tissue barrier at implants and teeth. **Clinical Oral Implants Research**, v.2, p.81-90, 1991.

BERGLUNDH, T.et al. The topography of the vascular systems in the periodontal and peri-implant tissues dog. **Journal of Clinical Periodontology**, v.21, p.189-193, 1994.

BERGLUNDH, T. & LINDHE, J. Dimensions of the peri-implant mucosa. Biological width revisited. **Journal of Clinical Periodontology**, v.23, p.971-973, 1996.

BETNER, D. R., et. al.. Introduction to Titanium and Its Alloys, **Metals Handbook**, **American Society for Metals**, Ohio, v.3, p.353-360, 1985.

BRONZINO, J.. **The Biomedical Engineering Handbook**, CRC Press, Londres, p.530-704, 1995.

BUSER, D. et al. Soft tissues reactions to non-submerged unloaded titanium implants in beagle dogs. **Journal of Periodontology**, v.63, p.226-236, 1992.

CASINELLI, Clara et al. Surface Chemistry Effects of Topographic Modification of Titanium Dental Implant Surfaces: 2 In Vitro experiments. **The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants**, Bologna, Italia, v. 18, n. 1, p.46-52, 2003.

DEPORTER, Douglas et al. "Biologic Width" and Crestal Bone Remodeling with Sintered Porous-Surfaced Dental Implants: A Study in Dogs. **The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants**, Toronto, Canadá, v. 23, n. 3, p.544-550, 2008.

ELIAS, C. N.; SERRA, L.E. Biocompatibilidade do titânio e a superfície vulcano. **Revista Brasileira de Implantodontia**, v.12, n.3, p.6-11, Jul-Set 2006.

ELIAS, C.N.; MATTOS, F. R.. Tratamento das superfícies dos implantes para melhorar a qualidade e a osseointegração. In: Paulo Sergio Perri de Carvalho. (Org.). **Osseointegração - Visão contemporânea da Implantodontia**. 1ª ed. São Paulo: Quintessence, v. 01, p. 01-20, 2009.

ELLINGSEN, J-E. Surface configurations of dental implants. **Periodontology** 2000, v.17, p.36-46, 1998.

ERICSSON, I. & LINDHE, J. Probing the depth at implants and teeth. **Journal of Clinical Periodontology**, v.20, p.623-627, 1993.

FRÖJD, V. et al. Increased bone contact to a calcium-incorporated oxidized commercially pure titanium implant: an in-vivo study in rabbits. **International Journal Of Oral & Maxillofacial Surgery**, Suécia, v. 37, n. , p.561-566, 2008.

HAYAKAWA, T. et al. Effect of surface roughness and calcium phosphate coating on the implant/bone response. **Clinical Oral Implant Research**, v.11, p.296-304, 2000.

HENCH, Larry L. et al. Genetic design of bioactive glass. **Journal Of The European Ceramic Society**, Londres, Inglaterra, n. , p.1-9, 2008.

JAYARAMAN, M. et al. Influence of titanium surfaces on attachment of osteoblast-like cells in vitro. **Biomaterials**, v.25, n.31, p.625, 2004.

JONES, Julian R.. New Trends in bioactive scaffolds: The importance of nanostructure. **Journal Of The European Ceramic Society**, Londres, Inglaterra, n. , p.1-7, 2008.

JOOS, U. et al. Mineralization at the interface of implants. **The International Journal Of Oral & Maxillofacial Surgery**, Alemanha, v. 35, n. , p.783-790, 2006.

LAINING, P. G., et. al. in Review. Titanium Alloys in Total Replacement - a Materials Science Perspective, **Biomaterials**, v.19, p.1621-1639, 1998.

LE DUC, P. et al. Protein adsorption at biomaterial-tissue interface. In An Introduction to Biomaterials. Edited Guelcher SA and Hollinger JO. **Biomedical Materials Series**. CRC Taylor & Francis Group; v.47, 2006.

MARINUCCI, Lorella et al. Effect of Roughness on Human Osteoblast Proliferation Gene Expression In Vitro. **The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants**, Perugia, Itália, v. 21, n. 5, p.719-725, 2006.

MEIRELLES, Luiz et al. The Effect of Chemical and Nanotopographical Modifications on the Early Stages of Osseointegration. **The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants**, Suécia, v. 23, n. 4, p.641-646, 2008.

MENDONÇA, Gustavo et al. Advancing dental implant surface technology - From micron to nanotopography. **Biomaterials**, Brasília, Brasil, v. 29, n. , p.3822-3835, 2008.

MOON, I-S et al. The barrier between the keratinized mucosa and the dental implant. An experimental study in the dog. **Journal of Clinical Periodontology**, v.26, p.658-663, 1999.

NISHIMOTO, Satoru K. et al. The Effect of Titanium Surface Roughening on Protein Absorption, Cell Attachment, and Cell Spreading. **The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants**, Memphis, Tennessee, v. 23, n. 4, p.675-680, 2008.

PARK, J. B. **Biomaterials an introduction**, New York: Plenum Press, p.131-138, 1980.

PARK, Jin-Woo et al. Effects of a Cell Adhesion Molecule Coating on the Blasted Surface of Titanium Implants on Bone Healing in the Rabbit Femur. **The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants**, Coréia, v. 22, n. 4, p.533-541, 2007.

POLMEAR, I. J. **Light Alloys Metallurgy of the Light Metals**, pp.248-314, 1995.

POSTIGLIONE, L. et al. Behavior of SaOS-2 Cells Cultured on Different Titanium Surfaces. **Journal Of Dental Research**, Itália, v. 9, n. 82, p.692-696, 2003.

ROSA, S.. Estudo da resistência à corrosão da liga Ti-6Al-7Nb para aplicação em Implantes Ortopédicos. **Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas**, Dissertação (Mestrado), 1997.

ROSE, L. R.; MEALEY, B. L.; GENCO, R. J; COHEN, D. W. **Periodontia – Medicina, Cirurgia e Implantes**, p.612-613, Editora Santos, 1ª Ed., 2007.

SCHOU, S. et al. Probing around implants and teeth with healthy or inflamed marginal tissues. A histologic comparison in cynomolgus monkeys (*Macaca fascicularis*). **Clinical Oral Implants Research**, v.13, p.113-126, 2002.

VAN NOORT Review. Titanium: The implant material of today. **Journal of Material Science**, v.22, p.3081, 1987.

WENNEMBERG, A. On Surface and Implant Incorporation. **Ph.D. Thesis, Goteborg University**, 1996.

WENNEMBERG, A. et al. A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughness. **Clinical Oral Implants Research**, v.9, 1998.

WILLIAMS, P.F. **Definitions in Biomaterials**, New York: Elsevier, 1987.

ZHU, Xiaolong et. al.. Effects of topography and composition of titanium surface oxides on osteoblast responses. **Biomaterials**, Alemanha, v. 25, n., p.4087-4103, 2004.

GLOSSÁRIO

Corrosão por pites: A chamada corrosão por pites (do inglês *pit*, orifício) é uma forma de corrosão localizada que consiste na formação de pequenas cavidades e profundidade considerável e o mais importante, significativa frente a espessura do material. Ocorre de maneira extremamente determinada, sendo portanto podendo ser chamada de puntiforme, não apresentando o material circundante ataque. Caracteriza-se por atacar materiais metálicos que apresentam formação de películas protetoras passiváveis e sendo resultado, geralmente, da atuação de "ilha" ativa-passiva nos locais de pequena área (disto pontos) onde há o rompimento de tal camada passiva. Sendo uma corrosão que não implica uma homogênea redução da espessura e ocorrendo no interior de equipamentos torna-se um tipo de corrosão de acompanhamento mais difícil. É de se considerar que um fator importante para o mecanismo da formação de *pites* seja a existência de pontos de maior fragilidade da película passivante (defeitos em sua formação), fazendo com que o pH no interior do pite se altere substancialmente para o espectro ácido dificultando a restituição da camada passiva inicial. Resultando disto que a pequena área ativa CATÓDICA formada diante de uma grande área ANÓDICA provoca a corrosão localizada e intensa já citada.

Processo Kroll - O processo Kroll na indústria metalúrgica é um processo utilizado para obter titânio metálico. Foi inventado em 1940 por William J. Kroll que substituiu o método Hunter para toda a produção comercial. Em 1945 o processo Kroll foi modificado para produzir zircônio.

Transformação Alotrópica: Transformação alotrópica é o nome dado ao patamar de troca de estado onde profundas transformações na estrutura cristalina acontecem.

Distribuição Granulométrica: O conhecimento do tamanho e da distribuição do tamanho de partícula é um pré-requisito fundamental para muitas operações de produção e processamento envolvendo sistemas de materiais particulados. A distribuição do tamanho de partícula influi de maneira significativa em várias etapas de produção (transporte, compactação, sinterização, etc.) e na microestrutura do material, afetando a resistência mecânica, a densidade e as propriedades térmicas e elétricas dos produtos acabados. Portanto a sua determinação é uma etapa crítica em todos os processos que de alguma maneira envolvam materiais na forma de pós. Casos realizados incorretamente podem ser geradas perdas econômicas decorrentes de produtos de baixa qualidade e de altas taxas de rejeição.

In Vitro: In vitro ("em vidro") é uma expressão latina que designa todos os processos biológicos que têm lugar fora dos sistemas vivos, no ambiente controlado e fechado de um laboratório e que são feitos normalmente em recipientes de vidro.

Nanotecnologia: A nanotecnologia está associada a diversas áreas (como a medicina, eletrônica, ciência da computação, física, química, biologia e engenharia dos materiais) de pesquisa e produção na escala nano (escala atômica). O princípio

básico da nanotecnologia é a construção de estruturas e novos materiais a partir dos átomos (os tijolos básicos da natureza).

Processo sol-gel: Processo de obtenção de materiais inorgânicos ou híbridos orgânico-inorgânicos na qual ocorrem as reações de hidrólise e condensação do precursor para a formação de partículas de tamanho coloidal (sol) e posterior formação da rede tridimensional (gel). O processo sol-gel consiste em uma metodologia de preparação de materiais, partindo-se originalmente de precursores moleculares, no qual uma rede de óxido pode ser obtida via reações de polimerização inorgânica. Estas reações ocorrem em solução, e o termo sol-gel é utilizado para descrever a síntese de óxidos inorgânicos por métodos de via úmida. Durante as últimas décadas, houve um crescimento significativo no interesse pelo processo sol-gel. Esta motivação deve-se ao fato de que os materiais obtidos por este método apresentam alta pureza, homogeneidade, e temperaturas de processamento muito inferiores, quando comparados com aqueles formados pelos métodos tradicionais de obtenção de revestimentos, como o PVD (Physical Vapor Deposition) e o CVD (Chemical Vapor Deposition).

In vivo: (Latim: dentro do vivo) significa "que ocorre ou tem lugar dentro de um organismo". Em ciência, *in vivo* se refere a experimentação feita dentro ou no tecido vivo de um organismo vivo, por oposição a um parcialmente ou totalmente morto. Experimentos com animais e os ensaios clínicos são formas de investigação *in vivo*.