Universidade de São Paulo

Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto

Departamento de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial e Periodontia

LÍVIA ALVES CORRÊA MORETTI

**MICROTOPOGRAFIA DE IMPLANTES DE TITÂNIO COM
DIFERENTES TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIES À MICROSCOPIA
ELETRÔNICA DE VARREDURA E DE FORÇA ATÔMICA.**

Ribeirão Preto

2012

Universidade de São Paulo

Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto

Departamento de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial e Periodontia

LÍVIA ALVES CORRÊA MORETTI

**MICROTOPOGRAFIA DE IMPLANTES DE TITÂNIO COM
DIFERENTES TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIES À MICROSCOPIA
ELETRÔNICA DE VARREDURA E DE FORÇA ATÔMICA.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, ao programa de Pós graduação em Odontologia na área de Periodontia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Periodontia.

Orientador: Prof. Dr. Alberto Consolaro

Ribeirão Preto

2012

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada esta fonte.

Moretti, Livia Alves Corrêa

Microtopografia de implantes de titânio com diferentes tratamentos de superfícies à microscopia eletrônica de varredura e de força atômica.

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Periodontia.

Orientador: Consolaro, Alberto.

p. :114, il. ; 30 cm

1. Justificativa. 2. Introdução/Proposição. 3. Material e Métodos. 4. Resultados. 5. Discussão. 6. Conclusões.

Folha de Aprovação

Livia Alves Corrêa Moretti

Microtopografia de implantes de titânio com diferentes tratamentos de superfícies à microscopia eletrônica de varredura e de força atômica.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, ao programa de Pós graduação em Odontologia na área de Periodontia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Periodontia.

Orientador: Prof. Dr. Alberto Consolaro

Aprovado em: ____/____/2012

Banca Examinadora

Prof. Dr: _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr: _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr: _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

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

Cora Coralina

*Dedico este trabalho a todos que,
de alguma forma, doaram um pouco
de si para que a conclusão deste se
tornasse possível.*

Agradecimentos

A Deus, por iluminar meus caminhos, orientar e abençoar a minha vida, e por tornar-me capaz de realizar este e todos os meus sonhos.

*Aos meus pais, **Antonio Luiz e Silvia**, pela constante demonstração de carinho, incentivo, amor, compreensão e apoio incondicional durante toda minha vida, em todas as minhas escolhas e principalmente nesta fase. Meu eterno amor, gratidão e admiração. **Dedico este trabalho a vocês.***

*À minha irmã **Raquel**, pelo apoio, amor e carinho, sempre torcendo pelo meu sucesso e participando em todos os momentos, longe ou perto. E a toda minha família, que sempre esteve ao meu lado, me apoiando e torcendo por mim. **Amo vocês!***

*Ao meu orientador, **Prof. Dr. Alberto Consolaro**, pela ajuda e contribuição com seus ensinamentos e conhecimento, por me ensinar a ter paciência e que tudo possui seu tempo certo para acontecer.*

Aos meus amigos, pela amizade, confiança, afeto e companheirismo que sempre tiveram por mim. Sou muito feliz por tê-los ao meu lado.

*Aos meus colegas e amigos do mestrado, **Igor (Tints), Umberto (Umberts), Carol Delmondes, Carol Mandetta, Carol Martins, Lauro e Janine**, pelos incontáveis bons momentos de convivência diária, pela ajuda e colaboração nas horas difíceis e por torná-las mais agradáveis, pelos inesquecíveis momentos de descontração que tivemos durante estes anos e pela amizade que construímos. **Muito obrigada!***

*Aos amigos e colegas do doutorado e pós-doutorado, **Priscila, Luciana Bastos, Adriana, Flavinha, Andréa, Raquel, Luciana Maia, Paty e Danilo**, pela amizade durante todos os anos que fiz parte do grupo de Periodontia da FORP e pela convivência, aprendizado, conversas e carinho que sempre tiveram por mim.*

*Aos Docentes do Programa de Periodontia da FORP-USP, **Prof. Dr. Arthur Belém Novaes Jr, Prof. Dr. Sérgio Luís Scombatti de Souza, Prof. Dr. Mário Taba Jr., Prof. Dr. Márcio Fernando de Moraes Grisi e Profa. Dra. Daniela Bazan Palioto**, agradeço pelos ensinamentos transmitidos, e por despertarem em mim a paixão pela periodontia desde a*

graduação. Agradeço a disponibilidade, a confiança, e o carinho. Vocês sempre serão meus formadores dentro desta área e minha admiração é imensa.

*As secretárias do Departamento de Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo Facial e Periodontia, **Tatiana Angeli Passos Fernandes (Tati)** e **Dulce de Oliveira Nergretti**, pela disposição e ajuda sempre que necessária e pela amizade construída.*

Aos demais docentes e funcionários do departamento de Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo Facial e Periodontia pelo convívio, conversas e encontros no departamento.

*As funcionárias da clínica de Pós graduação **Zilda e Sueli (Su)** pela amizade, disponibilidade e convívio diário durante as clínicas.*

*As secretárias da Seção de Pós Graduação, **Isabel Sola, Regiane Sacilotto e Leandro** pela disponibilidade e cordialidade no atendimento às nossas recorrentes necessidades.*

*À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP/USP)**, por me fornecer o conhecimento necessário para que eu tornasse os meus sonhos realidade, pelas pessoas e amigos de uma vida que conheci dentro desta faculdade, desde a graduação até agora, e pela estrutura oferecida que possibilita aos seus estudantes de Pós-graduação a realização de pesquisas de nível internacional.*

*À **Faculdade de Odontologia de Bauru (FOB/USP)** por ceder seus laboratórios e por me receber em seus departamentos. Em especial, agradeço ao Edimauro, técnico do laboratório de microscopia pela disponibilidade e atenção e à Maria Cristina Carrara Filippi, secretária do departamento de Patologia pela ajuda e suporte, muitas vezes a distância.*

*À **Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto (FFCLRP/USP)** por ceder seus laboratórios para que esta pesquisa pudesse ser realizada. E em especial a técnica Ivana Maria Borin, técnica do laboratório de microscopia de força atômica, pelos ensinamentos, aprendizados que realizamos juntas, paciência e auxílio com o MFA. E ao técnico Rodrigo Silva, responsável pelo MEV, que mesmo não participando ativamente da execução das análises deste estudo sempre esteve disposto a me auxiliar e resolver minhas dúvidas. **Obrigada pela dedicação de vocês!***

*À **CAPES**, pelo apoio financeiro concedido durante este estudo e realização deste trabalho.*

Lista de Abreviaturas e Siglas

Å	Ângstrom	10^{-10} m
µm	Micrometro	10^{-6} m
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas	
Al	Alumínio	
Al ₂ O ₃	Óxido de alumínio	
ASM	<i>American Society of Metals</i>	
ASTM	<i>American Society for Testing and Material</i>	
β - TCP	Beta fosfato tricálcio	
C	Carbono	
Ca	Cálcio	
CaP	Fosfato de cálcio	
Cu	Cobre	
ddp	Diferença de potencial	
EDS	Espectrômetro de energia dispersiva de raios X	
G4Ti	Titânio grau 4	
G5Ti	Titânio grau 5	
H ₂ SO ₄	Ácido sulfúrico	
H ₃ PO ₄	Ácido fosfórico	
HA	Hidroxiapatita	
HF	Ácido hidrófluorídrico	
HNO ₃	Ácido nítrico	
kV	Kilovolt	
LPS	Lipopolissacarídeos	
MEV	Microscopia eletrônica de varredura	
MFA	Microscopia de força atômica	
nm	Nanômetros	10^{-9} m
O	Oxigênio	
PGE2	Prostaglandina E2	
Ra	Média aritmética da rugosidade da superfície	
RGD	Tripeptídeo ácido arginina-glicina-aspartico	
Rp	Altura média a partir de um plano	
Rq	Raiz quadrada média	
Rv	Profundidade média a partir de um plano	
Rz	Altura máxima	
Rzjis	Média da rugosidade de dez pontos	
Si	Silício	
SBF	Fluido corpóreo simulado	
SLA	Sandblasted, Large grit, Acid-etched	
Ti	Titânio	
Ti - cp	Titânio comercialmente puro	
TiO ₂	Dióxido de titânio	
Ti-6Al-4V	Liga de titânio contendo 6% de alumínio e 4% de vanádio	
TGF-β	Transforming growth factor beta (Fator de crescimento beta)	
TPS	Plasma <i>spray</i> de titânio	

Sumário

Justificativa.....	10
Resumo	15
1. Introdução.....	18
Artigo de Revisão.....	22
Proposição.....	59
2. Material e Métodos	60
3. Resultados.....	66
4. Discussão	93
5. Conclusões.....	109
6. Referências Bibliográficas.....	111

Justificativa

Justificativa

A procura de materiais para melhorar e acelerar a resposta clínica tem recebido importante atenção nas últimas décadas na implantodontia. Considerando que a superfície do implante é a primeira a interagir com o hospedeiro modulando a resposta tecidual e os eventos iniciais da reparação óssea e da regeneração epitelial, as superfícies dos implantes sofreram muitas alterações nos últimos anos^{2-6; 10,11}.

A topografia da superfície dos implantes diz respeito ao grau de rugosidade e à orientação das irregularidades da superfície. Os implantes originais de Brånemark eram usinados com uma mínima rugosidade na superfície, entre 0,5 e 1 μm ^{2-6; 11,14}. Entretanto muitos estudos experimentais indicaram que implantes com rugosidades em torno de 1,5 μm apresentavam uma melhor resposta do tecido ósseo quando comparados a implantes usinados ou a implantes com superfície “plasma spray” (superfície com rugosidades > 2 μm)^{9,11}.

Tendo em vista a importância da topografia e das propriedades químicas das superfícies dos implantes, a indústria iniciou uma busca para a otimização destas superfícies. Por diferentes métodos de tratamento de superfície é possível alterar as forças interfaciais, molhabilidade, rugosidade, energia e a capacidade de adsorver as moléculas, podendo alterar a resposta tecidual^{4,5}.

Diferentes métodos de tratamento vêm sendo desenvolvidos buscando o aperfeiçoamento das propriedades das superfícies; e estas propriedades poderão influenciar diretamente a resposta tecidual¹³. Estas propriedades físicas e químicas das superfícies poderão influenciar, neste contexto, o fenômeno da osseointegração. As respostas celulares dependem da topografia, da energia de superfície, da carga e da camada de TiO_2 , formada sobre a superfície do implante. A indústria utiliza diferentes métodos para o tratamento das superfícies, como: ataque ácido; ataque ácido +

deposição de Ca e P; jateamento com alumina; jateamento com TiO_2 ; jateamento com TiO_2 + tratamento com ácido fluorídrico; jateamento com fosfato de cálcio; jateamento com areia + ataque ácido; anodização; deposição de nanopartículas de íons Ca e P.

Em uma escala micrométrica, os tratamentos de superfície proporcionam superfícies favoráveis à osseointegração. Porém, atualmente a indústria focaliza a fabricação de implantes com superfícies em escala nanométrica. A nanotopografia tem sido definida como uma superfície que apresenta topografia característica quando analisada a uma magnitude de 100nm ou menos^{8, 12, 15}.

Estas modificações podem alterar as interações da superfície com íons, biomoléculas e células, influenciando na adesão e proliferação celular, diferenciação e adesão de células específicas que podem interferir no processo de osseointegração, potencializando seus efeitos⁷.

Analisar e conhecer microscopicamente a topografia e a arquitetura das diferentes superfícies de implantes dentários e sua arquitetura permite compreendermos melhor os mecanismos de osseointegração, podendo até, potencializá-los.

Referências Bibliográficas*

1. Albouy JP, Abrahamsson I, Persson LG, Berglundh T. Spontaneous progression of peri-implantitis at different types of implants. An experimental study in dogs. I: clinical and radiographic observations. Clin Oral Implants Res. 2008 Oct;19(10):997-1002.
2. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. Acta Orthop Scand. 1981;52(2):155-70.
3. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. J Prosth Dentistry 1988;60(1):75-84.
4. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1 – Review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. In J Prosthodont 2004;17:536-46.
5. 8. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 2 – Review focusing on clinical knowledge of different surfaces. Int J Prosthodont 2004;17:544-64.
6. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg. 1969;3(2):81-100.
7. Berglundh, T, Gotfredsen, K, Zitzmann, NU, Lang, NP, Lindhe, J. Spontaneous progression of ligature induced peri-implantitis at implants with different surface roughness: an experimental study in dogs. Clin. Oral Impl. Res. 18, 2007; 655-661.
8. Christenson EM, Anseth KS, van den Beucken JJ, Chan CK, Ercan B, Jasen JA. Nanobiomaterial applications in orthopedics. J Orthop Res 2007;25:11-22.
9. Elias CN, Lima JHC, Santos MV. Modificações na superfície dos implantes dentários: da pesquisa básica à aplicação clínica. Revista ImplantNews 2008; 5(5):467-76.
10. Marin C, Granato R, Suzuki M, Gil JN, Janal MN, Coelho PG. Histomorphologic and histomorphometric evaluation of various endosseous implant healing chamber configurations at early implantation times: a study in dogs. Clin Oral Implants Res. 2010 Jan 22.
11. Rudy RJ, Levi PA, Bonacci FJ, Weisgold AS, Engler-Hamm D. Intraosseous anchorage of dental prostheses: an early 20th century contribution. Compend Contin Educ Dent. 2008 May;29(4):220-2, 224, 226-8.

* Baseadas na norma do *International Committee of Medical Journal Editors* (Vancouver), de 2009.

12. Sato M, Aslani A, Sambito MA, Kalkhoran NM, Slamovich EB, Webster TJ. Nanocrystalline hydroxyapatite / titania coatings on titanium improves osteoblast adhesion. *J Biomed Mater Res A* 2008;84:265–272.
13. Stanford CM. Surface modifications of dental implants. *Australian Dental Journal* 2008; 53:(1 Suppl): S26–S33
14. Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I et al. The applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:272-81.
15. Webster TJ, Ahn ES. Nanostructured biomaterials for tissue engineering bone. *Adv Biochem Eng Biotechnol* 2007;103:275–308

Resumo

Resumo

Moretti, L.A.C. Microtopografia de implantes de titânio com diferentes tratamentos de superfícies à microscopia eletrônica de varredura e de força atômica. 2012. 114f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/ Universidade de São Paulo, 2012.

INTRODUÇÃO: A qualidade da interface osso-implante pode ser influenciada diretamente pela rugosidade da superfície e determina a forma como as células interagem, aderem-se e fixam-se a ela, podendo potencializar e encurtar o tempo de osseointegração. Este estudo propôs-se analisar qualitativamente a topografia e arquitetura de diferentes superfícies de implantes dentários, compará-las, descrevê-las e correlacioná-las com os possíveis eventos moleculares e celulares iniciais da osseointegração. **MATERIAIS E MÉTODOS:** cinco implantes com diferentes tratamentos de superfície foram analisados em três diferentes áreas: apical, região de roscas (topos, flancos e vales) e região cervical por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e topo do ápice em microscopia de força atômica (MFA). **RESULTADOS:** as superfícies dos implantes NanoTite®, SLA® e Xive® TG plus, no MEV, são semelhantes pelo seu aspecto de lacunas, diferindo no plano superficial; a superfície do implante TiUnite® apresenta características coraliformes/vulcanoides, enquanto a do implante Exopro® apresenta estrias em formas de pequenos sulcos. A rugosidade média (Ra) à MFA, apresentou-se maior no implante TiUnite®, seguido pelos implantes Xive®TG plus, NanoTite®, Exopro® e SLA®. A área analisada se restringe a pequenos pontos (nanométricos), que não possibilita uma visão panorâmica de todas as estruturas (micrométricas), e conseqüentemente não permite uma real comparação da rugosidade. **CONCLUSÕES:** a metodologia ideal para análise das superfícies com o objetivo de compreender como as células as colonizam e se aderem deve ser em escala micrométrica, destacando-se à MEV em detrimento da MFA. As duas metodologias, MEV e MFA, são fundamentais na análise de superfície de implantes dentários, porém devem ser conjuntamente e/ou simultaneamente empregadas. A MFA parece ser a mais adequada para estudos que visem a interação da superfície dos implantes com estrutura de nível molecular e à MEV, no nível celular. Cada tratamento de superfície promove um tipo específico de topografia, cujos benefícios moleculares, teciduais e clínicos devem ser estudados caso a caso.

Palavras chave: implantes dentários, superfície de implante, MEV, MFA.

Abstract

Moretti, L.A.C. Microtopography of titanium implants with different surface treatments scanning in electronic microscopy and atomic force microscopy. 2012. 114p. Dissertation (Master) - School of Dentistry of Ribeirão Preto / University of Sao Paulo, 2012.

Introduction: Bone-implant interface quality may be influenced by surface roughness and determines how cells interact, cling to and fix to, therefore can enhance and shorten the time for osseointegration. This study aims to analyze qualitatively the topography and architecture of different dental implants surfaces, to compare and describe them. **MATERIALS AND METHODS:** five implants with different surface treatments were evaluated in three different areas: apical, region of threads (tops, sides and valleys) and cervical region by scanning electron microscopy (SEM) and atomic force microscopy (AFM), correlating the possible molecular and cellular initial events of osseointegration. **RESULTS:** the surfaces of the implants NanoTite®, SLA® and Xive® TG plus, in the SEM, are similar by their appearance of gaps, although they differ in surface plane; the surface of TiUnite® implants have features such as corals and/or volcanos, while the implant Exopro® has stretch marks in form of small grooves. The average roughness (Ra) to the AFM, appeared higher in TiUnite® implant, followed by Xive® TG plus NanoTite®, Exopro® and SLA® implants. The area analyzed in the AFM, is restricted to small points (nanometrics), and do not allow denote a panoramic view of all structures (micrometrics), not allowing a real comparison of surface roughness. **CONCLUSIONS:** the optimal methodology for surfaces analysis with the objective of understanding how the cells colonize and fix to dental implants should be in the micrometer scale, highlighting the SEM over AFM. The AFM seems to be most suitable for studies aiming the interaction of the implant surface with molecular-level and SEM at the cellular level. Each treatment promotes a specific surface topography whose benefits molecular, tissue, and clinical should be studied separately.

Keywords: dental implants, implant surface, SEM, AFM.

Introdução

1. Introdução

Implantes de titânio têm sido utilizados para a substituição da raiz dentária por mais de quatro décadas, com excelentes resultados clínicos¹⁻². Um dos fatores determinantes para que ocorra a osseointegração diz respeito à superfície dos implantes dentários. Osseointegração consiste no contato direto entre o osso e a superfície do implante, e a qualidade e/ou a quantidade deste contato está relacionada com as propriedades da superfície do implante, que influenciarão na adsorção de proteínas sobre esta superfície e na resposta celular³.

A resposta biológica está diretamente relacionada às propriedades físico-químicas das superfícies. Tanto a morfologia quanto a rugosidade da superfície pode ter influência sobre a proliferação, diferenciação celular, síntese de matriz extracelular, sobre os fatores locais de produção e até sobre a forma das células⁵. Os mecanismos de fixação usados pelas células na superfície do implante determinam o seu formato e a emissão de sinais via citoesqueleto, resultando na expressão de fenótipos específicos. O formato da célula regula o seu crescimento, expressão gênica, secreção de proteínas, diferenciação e apoptose⁴⁻⁵.

A adesão dos osteoblastos sobre a superfície dos implantes é necessária para que as células recebam os sinais para induzir sua proliferação. As rugosidades presentes na superfície não só facilitam a retenção de células osteogênicas, como também permitem que elas migrem sobre a superfície do implante, através de osseocondução. Baseado nisso, a superfície do titânio pode ser considerada como uma superfície permissiva para a mineralização gradual do osso, mas não como uma superfície osseoindutora⁶⁻⁷.

Alguns fatores como a compatibilidade tecidual, o desenho do implante, as condições da superfície do implante, o estado do hospedeiro, a técnica cirúrgica e o controle das cargas após a instalação podem ser determinantes para o sucesso da

osseointegração⁸. Uma formação óssea mais rápida e forte confere maior estabilidade durante o processo de reparo, permitindo, inclusive, um carregamento precoce do implante⁹⁻¹⁰.

A qualidade da interface osso-implante é influenciada diretamente pela rugosidade da superfície do implante, que, desde a década de 80, foi identificada como um dos fatores particularmente importantes para a incorporação do osso ao implante⁸. O parâmetro interface osso-implante tem sido confirmado desde então^{3, 6-7, 9}.

As propriedades superficiais mais importantes são: topografia, química de superfície, carga superficial e molhamento. Processos relevantes para a funcionalidade dos implantes, tais como a adsorção de proteínas, interação célula-superfície e desenvolvimento celular e tecidual na interface entre o organismo e o implante. As características químicas das superfícies dizem respeito à energia de superfície e carga. Uma alta energia de superfície apresenta melhor molhabilidade e uma maior afinidade por adsorção. Isto determina se a superfície é hidrofílica ou hidrofóbica. Em outras palavras, implantes com alta energia de superfície devem, pelo menos em teoria, apresentar uma osseointegração mais forte do que implantes com baixa energia de superfície, devido à melhor adsorção das proteínas¹¹⁻¹².

Os trabalhos iniciais⁸ sobre osseointegração, desenvolvidos pela equipe do professor Brånemark, foram realizados utilizando-se implantes de titânio comercialmente puro (Ti-cp) com superfície usinada/torneada. Os implantes originais de Brånemark eram usinados/torneados com uma mínima rugosidade na superfície, entre 0,5µm e 1µm e por muito tempo, foram reconhecidos como o padrão ouro. No início dos anos 90, os experimentos indicaram que implantes com rugosidades em torno de 1,5µm apresentavam uma melhor resposta do tecido ósseo quando comparados a implantes usinados/torneados¹³.

A topografia da superfície dos implantes diz respeito ao grau de rugosidade e à orientação das irregularidades da superfície. As superfícies dos implantes dentários têm estruturas mensuráveis em milímetros (mm), micrômetros (μm) e nanômetros (nm)⁹⁻¹⁰. E o modo como estas estruturas influenciam a reparação e a regeneração é o objetivo de várias publicações e estudos nos últimos anos^{6-7,14-15}.

Até o momento, as certezas se limitam a influência do desenho do implante e da rugosidade em escala micrométrica. Albrektsson e Wennerberg em 2004, determinaram que as superfícies lisas possuem valor de $R_a > 0,5\mu\text{m}$; superfícies minimamente rugosas foram identificados com R_a de $0,5 - 1\mu\text{m}$, superfícies moderadamente rugosas com R_a de $1 - 2\mu\text{m}$ e superfícies rugosas com um $R_a < 2\mu\text{m}$ ¹¹. Um desenho em forma de parafuso e uma superfície com rugosidade média, R_a de $1 - 2\mu\text{m}$ apresentam melhores resultados. Estudos têm demonstrado que implantes de titânio com rugosidade adequada podem melhorar o contato osso – implante^{13, 16}. Por outro lado, aumentar a rugosidade da superfície acima de $2\mu\text{m}$ de R_a , pode acarretar uma resposta óssea prejudicada⁹⁻¹⁰.

A indústria tem direcionado suas pesquisas para a escala nanométrica. Acredita-se que modificações na superfície na escala nanométrica afetem tanto a topografia quanto as propriedades químicas da superfície¹⁷. As características das superfícies têm papel fundamental nos estágios iniciais da osseointegração. A modificação da macro, micro e nanotopografia, podem alterar as respostas biomoleculares e celulares *in vitro* e as respostas dos tecidos moles e ósseos *in vivo*¹⁸.

Mesmo que a relevância clínica das estruturas nanométricas ainda não seja amplamente reconhecida, alguns recentes estudos *in vitro* demonstraram a importância das estruturas nanométricas presentes na superfície do implante. Uma vez que vários estudos mostram que nanoestruturas podem ser relevantes para o processo de

osseointegração. É de grande interesse descobrir como a rugosidade da superfície dos implantes comerciais aparecem em um nível nanométrico¹⁹.

Tendo em vista a importância da topografia e das propriedades químicas das superfícies dos implantes, a indústria procura uma otimização destas superfícies. Nos últimos 20 anos, um grande número de sistemas de implantes com diferentes topografias de superfície foi introduzido no mercado. Porém muito pouco é divulgado ou se conhece sobre as características físico-químicas da superfície dos implantes, limitando-se as informações contidas nas bulas e no seu catálogo, especialmente no Brasil^{1, 6-7}.

Muitos tratamentos de superfícies têm sido empregados nos implantes dentários com o intuito de otimizar suas propriedades de superfície, potencializando a fixação celular ao implante, aumentando assim, a osseointegração^{3,5}. Porém, para que seja possível tirar conclusões a respeito da resposta óssea, se fazem necessárias avaliações qualitativas em termos de topografia e arquitetura da superfície nos implantes dentários e correlaciona-la com resultados biológicos e clínicos.

Modificações da superfície de implantes dentários[†]

A superfície é a primeira parte do implante a interagir com o organismo, os métodos para aumentar a compatibilidade tecidual e a osseocondutividade nos implantes representam o foco das atuais pesquisas sobre o tema. A maioria dos implantes dentários disponíveis no mercado apresentam eficácia clínica comprovada (>95%)²⁰. Esta revisão tem o objetivo de descrever os métodos de modificação de superfície mais utilizados até o momento para a potencialização do processo de osseointegração dos implantes de titânio, bem como descrever as características de tratamentos de superfície disponíveis e os diferentes métodos em estudo no momento, que surgem com resultados promissores e possibilidade de aplicação na implantodontia.

1. Evolução da Implantodontia

Implantação é um procedimento cirúrgico, no qual substitui-se algum órgão ausente, ou parte dele, por elementos inertes e bem tolerados pelo organismo². A muito tempo, procura-se substituir os órgãos dentários ausentes através de próteses em marfim, pedra, ou mesmo órgãos dentários extraídos de animais, ou do próprio homem²²⁻²⁴.

Para analisar a evolução da implantodontia é preciso considerar a existência de duas fases bem distintas: uma empírica e outra científica. A fase empírica, onde os implantes eram aplicados com pouca ou nenhuma chance de sucesso, constitui o início da implantodontia, desde o primeiro momento que o homem teve a necessidade de substituir um órgão dentário. O seu fim, segundo alguns pesquisadores, se deu em 1860, quando começou a surgir, não só no campo da odontologia, como no da medicina, um impulso causado pelas grandes investigações científicas. Com o avanço e o progresso da

[†] O texto a seguir está apresentado como artigo de revisão a ser publicado posteriormente à defesa da dissertação.

ciência e da tecnologia, o homem moderno obteve alicerces para começar a derrubar conceitos e tabus criados pelos seus antepassados, ocasionando uma revolução nestes campos²³.

No ano de 1901, Edwin J. Greenfield (EUA) patenteou um suporte para dentes artificiais que hoje é considerado um dos primeiros implantes aloplásticos endósseos, confeccionado em irídio e platina, onde seu desenho foge da forma costumeira da época em imitar os dentes ou as raízes dos dentes naturais. Alguns anos mais tarde, em 1913, Greenfield modificou o desenho de seu implante²². A Figura abaixo ilustra os desenhos dos implantes de 1901 e 1913.

Implante de Greenfield de 1901 (A) e o implante modificado, de 1913 (B) ²².

Nesta mesma época observou-se reações eletrolíticas desfavoráveis de vários metais, quando colocados em contato com tecidos orgânicos. A partir daí, muitos pesquisadores estudaram o comportamento de diversos metais e ligas metálicas quando em contato com o meio fisiológico, descobrindo que metais com potenciais elétricos diferentes, colocados no osso humano, provocavam uma verdadeira bateria e que a d.d.p. (diferença de potencial) produzida era diretamente proporcional à diferença de potencial dos metais. Com base nestes estudos iniciais, começaram a surgir diferentes técnicas e desenhos de implantes dentários²², bem como diferentes ligas e metais foram testados desde então.

Durante estudos feitos nas décadas de 50 e 60, pelo professor sueco Per-Ingvar Brånemark e seus colaboradores que, por serendipidade, descobriram um mecanismo alternativo de fixação durante um trabalho experimental. Brånemark se interessava pela microcirculação óssea e pelos problemas da reparação no microscópio vital, técnica onde uma fina camada de tecido vivo é preparada e examinada sob o microscópio. Para facilitar, ele usava câmeras ópticas construídas em tântalo ou titânio instaladas cirurgicamente no osso de animais. Quando o titânio era usado na câmara de observação e a peça era introduzida no osso o mesmo aderiu ao metal com grande tenacidade. A estrutura metálica tornava-se incorporada ao osso vivo. Brånemark chamou este mecanismo de fixação de osseointegração e começou a estudar o fenômeno em detalhes²³.

A partir de Brånemark, iniciaram-se diversos estudos experimentais objetivando o desenvolvimento de implantes endósseos para a ancoragem segura de estruturas protéticas. Com isso, a implantodontia pôde alcançar o reconhecimento científico e os índices de sucesso que hoje são relatados^{1, 9-11, 23}.

2. Materiais para Implantes

A *American Society of Metals* (ASM), define biomateriais como “qualquer substância ou combinação de substâncias (que não sejam drogas ou fármacos), de origem natural ou sintética, que podem ser usadas por qualquer que seja o período de tempo, como parte ou como o todo de sistemas que tratam, aumentam ou substituem quaisquer tecidos, órgãos ou funções do corpo humano”²⁴.

Atualmente, quase todos os implantes dentários são fabricados de titânio puro ou ligas de titânio. A vantagem do uso de materiais aloplásticos é de serem encontrados em disponibilidade praticamente ilimitada, terem características de manipulação favoráveis,

bem como a possibilidade de desenvolvimento físico e químico adicional. Além disto, a padronização garante a alta qualidade. A desvantagem destes materiais está relacionada à biocompatibilidade²³, ou seja, a compatibilidade com os tecidos ao seu redor²⁵.

O requisito mais básico para todos os biomateriais é que não causem nenhum dano local ou sistêmico, isto é, não devem ser tóxicos, carcinogênicos, alergênicos ou mutagênicos. Em aplicações sanguíneas, também devem ser não trombogênicos^{23, 26}. Convém ressaltar que os implantes não devem ser excessivamente complexos, sob os pontos de vista cirúrgico e protético, devem ser fáceis de serem removidos (se necessário) e esterilizáveis²³.

2.2 Titânio e suas ligas metálicas

O titânio e suas ligas têm sido amplamente utilizados em dispositivos e componentes biomédicos, especialmente para reposição de tecidos duros (ossos artificiais, próteses de quadril e de joelho, próteses dentárias, entre outras) e em aplicações cardiovasculares e cardíacas (marca passos, válvulas cardíacas, *stents*), devido suas notáveis propriedades como: módulo de elasticidade relativamente baixo, boa resistência à fadiga, usinabilidade e conformabilidade, elevada resistência à corrosão e biocompatibilidade²⁶⁻³¹.

Trata-se de um metal de transição do grupo IV e período 4, segundo a tabela periódica proposta por Mendeleev. Por ser um elemento de transição, apresenta na sua estrutura eletrônica a camada *d* incompleta, o que lhe possibilita formar soluções sólidas com a maioria dos elementos substitucionais, ou seja, fora da tabela periódica^{28, 30-31}.

Segundo as normas da ASM (1997), a composição estequiométrica do Ti-cp permite sua classificação em 4 graus, dependendo do teor de contaminantes presentes em sua composição química, como carbono, hidrogênio, ferro, nitrogênio e oxigênio.

Enquanto o grau I é mais puro e maleável, o grau IV possui alguns contaminantes em graus aceitáveis e é mais rígido³².

As ligas de titânio podem ser classificadas como ligas do tipo α , quase- α , $\alpha+\beta$, β metaestável ou β estável, dependendo da microestrutura formada em temperatura ambiente. Desta forma, os elementos de liga adicionados ao titânio são classificados em três categorias: (1) estabilizadores da fase α , como o alumínio, oxigênio, nitrogênio e carbono, os quais formam solução sólida intersticial com o titânio; (2) estabilizadores da fase β , como o molibdênio, vanádio, cromo, cobalto, nióbio, tântalo (na forma isomorfa), ferro, tungstênio; (3) neutros, como o zircônio^{28,30-31}.

As ligas do tipo α e quase- α apresentam maior resistência à corrosão que as demais ligas, porém apresentam limitações quanto à resistência a baixas temperaturas. As ligas do tipo $\alpha+\beta$ apresentam elevada resistência devido à presença de ambas as fases. As ligas do tipo β apresentam características únicas de baixo módulo de elasticidade e elevada resistência à corrosão^{28, 31-32}. O titânio utilizado em implantes dentários é do tipo α . Na Tabela 1 são apresentadas algumas propriedades físicas básicas do titânio não ligado.

PROPRIEDADES	VALORES
Número Atômico	22
Peso Atômico	47,90 g/mol
Estrutura Cristalina	
Alfa (hexagonal compacta)	
<i>c</i>	$4,6832 \pm 0,0004 \text{ \AA}$
<i>a</i>	$2,9504 \pm 0,0004 \text{ \AA}$
Beta (cúbica de corpo centrado)	
<i>A</i>	$3,28 \pm 0,003 \text{ \AA}$
Densidade	4,54 g/cm ³
Coeficiente de expansão térmica	$8,4 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
a 20 °C	
Condutividade térmica	19,2 W/mK
Temperatura de fusão	1668 °C
Temperatura de ebulição (estimada)	3260 °C
Temperatura de transição de fase	882,5 °C
Módulo de elasticidade	105 GPa
Tensão de escoamento	692 Mpa
Tensão máxima (tensão de ruptura)	785 Mpa

Tabela 1: Propriedades físicas do titânio no seu estado não ligado²⁸.

O titânio comercialmente puro (Ti-cp) tem sido utilizado desde 1950, em aplicações que requerem alta resistência mecânica, elevada resistência à corrosão, boa maleabilidade e soldabilidade.

O titânio é um metal que em contato com o ar, sob temperatura ambiente, e em contato com fluidos corpóreos, sofre passivação. Esta reatividade é favorável para dispositivos que serão implantados dentro de um organismo biológico, pois na ausência de movimento interfacial ou condições ambientais adversas, esta condição de passivação minimiza o fenômeno de biocorrosão³⁰, devido à estabilidade química e a estrutura da camada de óxido de titânio formado, a qual é da ordem de alguns nanômetros de espessura²⁸.

Quando exposto ao ar, o titânio reage formando uma camada de óxido de titânio imediatamente (10^9 segundos) que alcança a espessura de 2 a 10nm, o que fornece resistência à corrosão²⁹.

Nos implantes dentários, para ocorrer a osseointegração, é necessário que haja o recrutamento e proliferação de células precursoras de osteoblastos, que as mesmas se diferenciem em osteoblastos e produzam matriz extracelular não mineralizada, que será subsequentemente calcificada³³. Estes eventos são bastante influenciados por algumas propriedades da superfície dos implantes de Ti, tais como, composição química, energia de superfície e textura da superfície, uma combinação entre topografia e rugosidade³³.

3. Energia de superfície

Para Doundoulakis (1987) e den Braber et al. (1995), a aplicação de tratamentos sobre a superfície do Ti pode modificar as propriedades de umectabilidade (energia de superfície ou hidrofília) e a performance biológica sobre este, além de poder modificar a topografia de superfície³³. Estas propriedades têm um efeito seletivo sobre a

configuração e conformação das proteínas que são adsorvidas sobre um substrato. Estas proteínas desenvolvem uma importante função durante a adesão celular³⁵.

Neste contexto, também observa-se que a umectabilidade de uma superfície de um implante é primariamente determinada pela natureza da camada mais externa de átomos do material, sendo independente da natureza química ou do arranjo de átomos e moléculas interiores³³.

As características das superfícies dos implantes, assim como propriedades específicas de proteínas do meio intercelular, contribuem para a organização da camada de proteínas adsorvidas, e a natureza desta determinar a resposta celular aos implantes³⁶. As superfícies hidrofílicas apresentam, de maneira geral, uma melhor afinidade por células e menor afinidade por proteínas (principalmente albumina) do que superfícies hidrofóbicas³⁶ e este aumento no grau de umectabilidade melhora a interação entre a superfície do implante e o meio biológico³³.

4. Tratamentos de Superfície

Atualmente, sabe-se que as técnicas de tratamento superficial podem influenciar várias etapas do processo de desenvolvimento e estabelecimento da osseointegração, tanto na diferenciação das células presentes na interface osso - implante, como no tipo de osteogênese e na quantidade de matriz óssea calcificada depositada na superfície do implante³⁷.

Em implantes de titânio os procedimentos usuais de fabricação geram uma camada superficial não uniforme, oxidada e contaminada, a qual se encontra, geralmente, deformada plasticamente e com tensões internas. Esta superfície “nativa” não é apropriada para aplicações biomédicas, havendo a necessidade de realização de algum tipo de tratamento superficial para melhorar suas propriedades.

De acordo com as diferentes necessidades clínicas, diversas modificações de superfície têm sido propostas. Estes métodos de modificação são classificados em mecânicos, químicos e físicos, segundo o mecanismo de formação da camada formada na superfície do material²⁸.

As superfícies dos implantes podem ser tratadas por métodos de adição ou subtração. Nos métodos de adição, é aplicado um recobrimento à superfície do implante, que pode ser do mesmo material do corpo do implante ou não; enquanto que nos métodos de subtração, uma camada da superfície do implante é removida³.

4.2 Rugosidade superficial

A rugosidade superficial oferece uma melhor adesão para a rede de fibrina, por onde migram os osteoblastos para a superfície do implante, dando início à formação da interface osseointegrada^{3, 38}. Park e Davies (2000) acreditam que estas interações precoces entre o coágulo, contendo hemácias, plaquetas e fatores de crescimento, com a superfície do implante, devem ter um papel importante no estágio da osseocondução sobre os implantes de superfície rugosa³⁸. Durante a osseointegração, a rede de fibrina aderida sobre o implante se contrai enquanto ocorre a migração dos osteoblastos. Portanto, a propriedade da superfície do implante em manter a adesão da fibrina é crítica para determinar se as células em migração alcançarão a superfície do implante.

A rugosidade superficial afeta a produção de mediadores da reparação e da formação óssea; PGE2 e TGF β 1 são expressos em nível elevado em superfícies rugosas, estimulando a formação óssea. E também foi observado que nestas superfícies os osteoblastos respondem mais intensamente a estes fatores⁵.

Os implantes com superfície usinada/torneada, apesar de serem considerados implantes de superfície lisa, apresentam micro ranhuras superficiais, traços ou sulcos

dispostos perpendicularmente ao longo eixo dos implantes, que resultam do seu processo de fabricação, e apresentam uma rugosidade superficial entre 0,5 e 1 μ m¹². Como foi demonstrado que a rugosidade superficial altera a resposta tecidual, começou-se a produzir implantes com superfícies tratadas, com a finalidade de aumentar a rugosidade superficial.

Na década de 90 estudos experimentais indicaram que implantes com rugosidades em torno de 1,5 μ m apresentavam uma melhor resposta do tecido ósseo quando comparados a implantes usinados ou a implantes com superfície “plasma spray” (superfície com rugosidades > 2 μ m), sugerindo que exista um nível de rugosidade que otimiza a formação óssea, e que superfícies mais lisas ou mais rugosas não favorecem esta formação³⁹.

Cooper em 2000 realizou uma revisão de literatura onde encontrou pelo menos cinco fatores atribuídos ao aumento da rugosidade superficial: (1) aumento da superfície de contato osso-implante, (2) favorecimento da adesão celular à superfície, (3) aumento da quantidade óssea em contato com a superfície, (4) aumento da interação biomecânica do implante com o osso, e (5) inflamação da mucosa periimplantar se a superfície rugosa for exposta ao meio bucal⁴⁰.

Atualmente, os implantes de Ti em uso clínico variam em respeito à composição e rugosidade de superfície, sendo consenso apenas o fato de que tecido ósseo se forma mais rapidamente sobre superfícies rugosas enquanto tecido conjuntivo fibroso é frequentemente observado sobre as superfícies lisas³⁸.

Com relação à textura da superfície de implantes de Ti, experimentos *in vivo* mostraram que com o aumento na rugosidade ocorre um aumento na formação de tecido ósseo na superfície dos implantes. Nos implantes com superfície lisa houve a formação de uma interface de tecido conjuntivo fibroso e naqueles com superfície rugosa houve a

formação de uma interface de tecido ósseo, sendo maior a porcentagem de contato entre implante e osso com o aumento da rugosidade da superfície⁴¹. A rugosidade da superfície é, ao menos parcialmente, responsável pela maior aderência do tecido interfacial com o implante sendo que, implantes mais rugosos necessitam de maior força de torque para remoção e apresentam maior volume de tecido ósseo entre duas roscas consecutivas dos parafusos³³.

As características da superfície dos implantes de titânio podem ser modificadas por métodos de adição (plasma spray de titânio, plasma spray de hidroxiapatita - HA) para aumentar a área de superfície e proporcionar uma macrotopografia mais complexa, e por métodos de subtração (jateamento, ataque ácido, oxidação anódica e tratamento por laser) os quais têm sido utilizados para aumentar a área da superfície alterando a microtopografia, ou textura da superfície³⁸.

4.3 Macrotopografia

4.3.1 Modificação por Plasma-Spray de Titânio (SPT)

Este método de tratamento de superfície consiste no jateamento de pó de titânio em uma pistola de plasma, em alta temperatura, de forma que as partículas de titânio sejam projetadas e fundidas sobre a superfície do implante, formando um filme de aproximadamente 50µm de espessura. O revestimento resultante tem uma média de 7µm de rugosidade³. Estudos mostram bons resultados a longo prazo, especialmente devido a sua superfície rugosa em comparação aos implantes usinados, entretanto atualmente estão sendo pouco estudadas, pois demonstraram que rugosidades entre 0,5 e 2µm alteram positivamente a resposta tecidual e a SPT possui rugosidade superior a 2µm³.

Atualmente, há um consenso sobre as vantagens clínicas na utilização de implantes com superfície moderadamente rugosa (na escala micrométrica) ao invés de usar implantes com superfície de plasma-spray de titânio^{41, 42}.

4.3.2 Modificação por Plasma Spray de Hidroxiapatita (HA)

Do ponto de vista comercial, o método mais utilizado para o recobrimento de implantes de titânio por fosfato de cálcio (CaP) tem sido o plasma-spray de hidroxiapatita. O recobrimento por hidroxiapatita (HA) tem sido utilizado desde meados da década de 1980⁴³, apresentando propriedades biológicas interessantes⁴⁴⁻⁴⁵.

Apesar do tratamento de pacientes com implantes recobertos por HA estar bem estabelecido, sua previsibilidade clínica ainda continua controversa.

De acordo com levantamento feito por Biesbrock e Edgerton, estudos clínicos sugerem que os implantes recobertos por HA possuem uma taxa de sobrevivência pequena a curto prazo (variando de 6 meses a 6 anos) quando comparadas aos implantes com superfície de titânio, tendo como principais problemas a facilitação da adesão bacteriana, fratura do recobrimento e dissolução da HA. Por outro lado, os resultados clínicos demonstram que os implantes recobertos por HA podem ser utilizados como uma alternativa interessante em condições específicas como: (1) em osso tipo IV, (2) em sítios de extração imediata, (3) em enxertos maxilares e/ou de seio nasal, ou (4) quando necessário utilizar implantes curtos (menor ou igual a 10µm). Mas apesar disso, os autores relatam que estudos a longo prazo são necessários para validar estas observações⁴⁶.

Atualmente a superfície plasma spray de hidroxiapatita está em desuso devido ao seu alto custo de fabricação e por estudos *in vivo* terem demonstrado o destacamento da

camada de hidroxiapatita, embora este material bioativo tenha um promissor efeito osseocondutor^{3,5}.

4.3.3 Jateamento de Partículas

Outra abordagem para a rugosidade da superfície de titânio consiste no jateamento de implantes com duras partículas cerâmicas ou de titânio.

O jateamento é um método de tratamento de superfície por subtração, onde o implante é bombardeado por partículas de tamanho variados, tais como silício, óxido de alumínio (Al_2O_3), óxido de titânio (TiO_2), fosfato de cálcio (CaP) e vidro, criando, por meio de abrasão, uma superfície com ranhuras irregulares, as quais podem variar de acordo com o tamanho e forma das partículas e também pelas condições do jateamento (pressão, distância do bico do jato à superfície do implante, tempo de jateamento), este método produz superfície com rugosidades que podem variar entre 1,2 e 2,2 μm . O material de jateamento deve ser quimicamente estável, biocompatível e não deve prejudicar a osseointegração dos implantes⁴⁷⁻⁴⁸.

O jateamento de partículas é uma técnica simples, de baixo custo, que, como o próprio nome sugere, consiste em aspergir partículas de um determinado material, geralmente óxidos, sobre a superfície do implante, resultando em cavitações ou ranhuras irregulares de profundidade maior do que em outras técnicas por subtração, chamadas macro retenções⁴⁸⁻⁴⁹. As partículas são projetadas com elevada velocidade e pressão para o bocal de uma pistola por meio de ar comprimido. A energia do impacto das partículas causa deformação plástica na superfície do implante, aumentando a sua rugosidade superficial⁴⁹. Devido esta deformação, o jateamento acarreta na formação de uma região contendo tensões residuais compressivas. Assim sendo, será esperado um aumento da dureza superficial dos implantes, acarretando em um aumento das suas

resistências à fadiga e à corrosão, o que ajuda a melhorar a vida útil do implante⁴⁹⁻⁵⁰. Do ponto de vista mecânico, também confere melhora no acabamento superficial do implante pela eliminação de pequenos defeitos gerados na usinagem, como trincas e saliências⁴⁹. Dependendo da granulometria das partículas, podem ser produzidos diferentes graus de rugosidade nos implantes, podendo variar entre 2 a 4 μm ⁵¹⁻⁵².

O jateamento feito com alumina é bastante utilizado, porém, é comum ocorrer contaminações de partículas de alumina na superfície do implante, mesmo após limpeza ultrassônica, passivação ácida e esterilização, uma vez que a alumina é insolúvel em ácido, o que torna difícil sua remoção da superfície. Em alguns casos, estas partículas são liberadas quando em contato com os tecidos biológicos que circundam o implante, interferindo no processo de osseointegração, podendo, inclusive, reduzir a resistência à corrosão do material devido esta heterogeneidade química em sua superfície⁵².

As partículas de fosfato de cálcio, como hidroxiapatita e β -TCP (beta fosfato tri-cálcio), por serem compatíveis com os tecidos e osseocondutivas, também são bastante utilizados nessa técnica de tratamento superficial. Estudos experimentais indicam haver uma maior área de contato osso/implante em superfícies tratadas com estas partículas, quando comparadas com superfícies lisas⁵².

Alguns estudos de superfícies jateadas encontraram indicações de uma ótima rugosidade. Wennerberg et al. (1995, 1996, 1997, 1998) comparou superfícies jateadas de diferentes rugosidades (Ra 0,6 - 2,1 μm) com implantes de superfície usinada. As superfícies jateadas apresentaram uma resposta óssea mais intensa do que os implantes usinados, após até um ano de implantação em osso de coelho. A resposta óssea mais evidente, em termos de pico de torque de remoção e contato osso-implante, foi encontrada pela superfície jateada com valor de Ra 1,5 μm , apresentando aumento na área de superfície de 50%⁵²⁻⁵⁸.

5. Microtopografia

5.1 Ataque ácido

O titânio é um metal resistente à corrosão, no entanto alguns ácidos podem ser usados para criar porosidades removendo uma pequena quantidade de material, modificando assim a superfície.

O tratamento de superfície por ataque ácido é realizado por subtração, onde a aplicação de ácidos (sulfúrico, clorídrico, nítrico, fluorídrico e combinações) sobre a superfície do titânio produz microporosidades, com rugosidade média de $1,3\mu\text{m}$. Tais superfícies, por apresentarem uma rugosidade na escala micrométrica, demonstraram apresentar uma melhor osseointegração que os usinados/torneados ou implantes mais rugosos.

Na técnica de ataque ácido, os implantes metálicos usinados/torneados são imersos em um ácido, na sua forma pura, ou em solução, e mantidos por um intervalo de tempo determinado, criando-se pequenas rugosidades ou retenções nas superfícies. O tempo de aplicação do ácido e sua temperatura, juntamente com a concentração, determinarão a profundidade das rugosidades criadas; porém, em comparação com as rugosidades formadas pela técnica de jateamento, são de profundidade menor, sendo chamadas de micro retenções, as quais podem medir de $0,5$ a $3\mu\text{m}$ ^{37,51-52}.

Um pré tratamento ácido é frequentemente utilizado para a remoção de óxidos e contaminantes, com o intuito de se obter uma superfície limpa e uniforme.

Para isto, recomenda-se utilizar uma combinação de ácidos composta de 10-30 % (em volume) de HNO_3 e 1-3 % (em volume) de HF em água destilada²⁸. Este duplo ataque ácido proporciona a formação de uma topografia específica, capaz de fixar

estruturas de fibrina, promovendo a adesão de células osteogênicas e, assim, promover a aposição óssea²⁹.

Recentemente, os métodos de ataque ácido têm sido melhorados com o intuito de aumentar a adesão celular e a formação óssea na superfície dos implantes. Um exemplo são os ataques ácidos realizados em temperaturas elevadas, os quais são capazes de gerar uma superfície com microporos homogêneos, resultando em uma elevada área de contato osso - implante²⁹.

O ataque ácido geralmente acarreta na formação de uma fina camada óxida (< 10nm) na superfície do titânio. Esta camada óxida, quando em contato com o ar, aumenta sua espessura de maneira bastante lenta, de ~ 3 para ~ 6nm em um período de 400 dias. O óxido é predominantemente TiO₂, mas resíduos oriundos do ataque ácido podem ser observados, particularmente compostos químicos contendo flúor²⁸.

No entanto, o ataque ácido pode acarretar em uma fragilização do titânio, causado pela incorporação de hidrogênio ao material, resultante das reações do ácido fluorídrico com o óxido de titânio, resultando em micro trincas na sua superfície, as quais podem reduzir a resistência à fadiga do implante^{28,29}.

Atualmente, muitos fabricantes utilizam o ataque ácido em combinação com outra técnica de tratamento superficial, para obtenção de implantes com superfícies híbridas, possuindo características simultâneas de macro e micro retenção^{29-30, 37,59}.

5.2 Oxidação Anódica e Passivação

Todos os implantes de titânio têm uma camada de óxido nativa, mas implantes oxidados são preparados com uma camada de óxido mais espessa normalmente obtida por tratamento térmico ou com o implante colocado como um ânodo em uma célula galvânica com um eletrólito adequado. Depois de passar corrente através da célula

galvânica, a superfície de óxido cresce a partir do estado original com espessura de cerca de 5nm atingindo 1µm ou mais⁶⁰.

O tratamento de passivação eletroquímica das superfícies de titânio e de suas ligas, também denominado tratamento anódico ou anodização, consiste na formação, sob condições controladas, de um revestimento contínuo, liso e aderente de óxido sobre a superfície do metal de base⁶⁰. Este processo se resume, basicamente, na imersão de peças metálicas em soluções químicas de ácidos fortes (H_2SO_4 , H_3PO_4 , HNO_3 , HF), ou em meio alcalino, controlando-se a temperatura e o potencial (e/ou a corrente aplicada). A densidade de corrente ou o potencial aplicado são bastante elevados ($200A/m^2$ ou 100 V, respectivamente). O objetivo é fazer com que a película de óxido cresça e aumente a resistência à corrosão do material; além disto, promove o endurecimento superficial do metal e melhora sua resistência ao desgaste²⁹.

Quando ácidos fortes são utilizados em uma solução eletrolítica, a camada óxida será dissolvida ao longo das linhas de convecção da corrente, sendo novamente formadas em outras regiões do material. Esta dissolução acarreta na formação de micro e nano poros na superfície do titânio. Dessa maneira, o processo de anodização modifica a microestrutura e cristalinidade da camada óxida do titânio. A camada óxida formada por este processo é da ordem de 1000nm, podendo ser densa ou porosa, cristalina ou amorfa, de acordo com os parâmetros do processo²⁹.

Sul et al. em 2006, compararam implantes oxidados com implantes modificados por duplo ataque ácido (Osseotite®, 3i, Implant Innovation) e outro implante oxidado (TiUnite®, NobelBiocare). Depois de 3 e 6 semanas de implantação em coelhos, os implantes oxidados demonstraram significativamente maior torque de remoção e contato osso-implante que os Osseotite®, mas não houve diferença estatística quando comparada com TiUnite®⁶¹.

5.3 Ablação à Laser

A tecnologia de ablação por laser para preparação de superfícies possui diversas aplicações industriais. Este processo resulta na criação de microestrutura na superfície do titânio com considerável aumento na dureza, a resistência à corrosão, um padrão de rugosidade com alto grau de pureza e camada de óxido mais espessa⁶²⁻⁶⁴.

Estudos *in vivo* e *in vitro*, avaliaram o comportamento biológico dos implantes modificados por laser. Soboyejo et al.(2002) verificaram a resposta celular a substratos de titânio condicionados por laser, e observaram que as estrias criadas pelo feixe de laser orientaram a adesão de células osseoprogenitoras e inibiram a migração e crescimento de fibroblastos⁶⁴.

Avaliando em humanos a superfície modificada por ablação a laser, Shibli et al.(2009) instalaram em maxila posterior (osso tipo IV) micro-implantes usinados, jateados com ataque ácido e modificados por laser. Após 8 semanas de implantação, foi observada por histometria a superioridade estatística dos implantes jateados + ácido e modificados por laser quando comparados aos usinados, não havendo diferença entre os modificados por laser e jateados com posterior ataque ácido⁶⁵.

6. Macrotopografia + Microtopografia

6.1 Jateamento + ataque ácido (SA)

A combinação de jateamento e condicionamento tem sido uma técnica de modificação de superfície bastante utilizada na ultima década. A razão para a combinação dos métodos está no fato de que o processo de jateamento, hipoteticamente, propicia uma rugosidade ideal para fixação mecânica enquanto o condicionamento ácido suaviza alguns picos agudos além de adicionar um perfil de alta frequência na

superfície com potencial interessante para a adesão de proteínas, consideradas importantes para os estágios iniciais da neoformação óssea.

Este método de tratamento de superfície consiste no jateamento do implante com grandes partículas de óxido de alumínio ou areia (250-500 μ m) seguido por ataque ácido. A superfície SA combina uma macrotexturização pelo jateamento a uma microtopografia obtida pelo ataque ácido e apresenta uma rugosidade média de 2,75 μ m, e microporos irregulares com cerca de 3-5 μ m de diâmetro e 2-3 μ m de profundidade e promove uma maior osseointegração.

Numa avaliação topográfica de superfície jateada com Al₂O₃ seguida do ataque com ácido oxálico observou-se a formação de uma superfície áspera, irregular, com picos afilados e partículas de areia aderidas, após o jateamento. Após o ataque ácido observou-se uma regularidade e arredondamento do contorno da superfície áspera, bem como a remoção das partículas de areia. A modificação causada pelo ataque ácido também criou numerosos microporos secundários (2 μ m de diâmetro) na base da macrotextura da superfície jateada⁶⁶.

Tendências recentes têm sugerido para mudanças no perfil de hidrofília da superfície SLA (*Sandblasted, Large grit, Acid-etched*). Buser et al. (2004) utilizaram implantes com superfície jateada + ataque ácido (Sa 1,16 μ m) comparando a implantes com a mesma superfície mas que, além disso, foram submersos em NaCl (Sa 1,16 μ m). Maior contato osso-implante foi encontrado após 2 e 4 semanas, em minipigs, na superfície hidrofílica. Após 8 semanas, nenhuma diferença foi ser observada⁶⁷.

Para melhorar ainda mais superfícies SA, foi sugerida uma modificação neste tratamento, de forma que aumentasse a molhabilidade do implante. Surgiu então no mercado um implante com superfície SA, no qual o processo de tratamento de

superfície ocorre sob a proteção de nitrogênio, com imediata imersão em solução salina para armazenamento e transporte.

Acredita-se que a exposição da superfície do implante ao oxigênio atmosférico cause uma reação química em sua superfície, diminuindo sua energia de superfície. Desta forma, esta modificação no processo de tratamento da superfície, conserva as propriedades químicas da superfície dos implantes até o momento de sua instalação, favorecendo o aumento da molhabilidade e, por conseguinte, um aumento na velocidade de neoformação óssea⁹.

7. Perspectivas para modificação das superfícies dos implantes

Alguns conceitos e técnicas devem ser consideradas a fim de melhorar, tanto a curto, quanto a longo prazo a osseointegração de implantes de titânio. Estas dizem respeito a tendências futuras nas modificações da rugosidade da superfície em escala nanométrica para promover a absorção de proteínas e adesão celular, revestimentos biomiméticos a base de fosfato de cálcio para melhorar osteocondução e a incorporação de medicamentos capazes de acelerar o processo de cicatrização óssea na área periimplantar.

7.1 Rugosidade de superfície em nível nanométrico

Nanotecnologia é a aplicação de ciência e engenharia em escala atômica (1–100nm), permitindo a construção de novos materiais de minúscula estrutura, pela manipulação de átomos e moléculas, os quais têm novas propriedades e grandes aplicações nas ciências da saúde e biotecnologia. Nanomateriais apresentam um aumento do número de átomos, partículas ou porosidades nas superfícies, uma maior área de superfície e uma alteração

na distribuição de elétrons se comparados aos materiais convencionais, fazendo com que fiquem mais reativos que os materiais convencionais.

Os eventos que se iniciam após a inserção dos implantes, são em parte ditados pelas biomoléculas que interagem com a superfície do material⁶⁸.

Atualmente, a maioria dos implantes comercializados são moderadamente rugosos na escala micrométrica¹¹; no entanto, pouca atenção tem sido dada à análise de implantes com superfície nanométrica. A influência, *in vitro*, da nanoestrutura na ativação celular tem sido demonstrada com diferentes tipos celulares⁶⁹, o que indica que a nanotopografia de superfície pode modular a formação tecidual inicial⁷⁰.

Para a implantodontia, o desenvolvimento de nanosuperfícies pode afetar tanto a topografia quanto as propriedades químicas dos implantes, alterando as interações com íons, biomoléculas e células, aumentando a molhabilidade, influenciando na adesão e proliferação celular, favorecendo assim, uma rápida osseointegração⁷¹.

Foi demonstrado que superfícies com rugosidade aumentada favorecem a ancoragem mecânica e fixação primária do implante ao osso, enquanto que nanosuperfícies potencializam a resposta do hospedeiro ao promoverem adsorção de proteínas e adesão de osteoblastos durante estágios iniciais da cicatrização na região periimplantar. Em nanosuperfícies, foi demonstrado um aumento da adesão de células ósseas e uma diminuição da afinidade de fibroblastos³.

Com esta potencialização da osseointegração, algumas situações da atividade clínica diária podem ser beneficiadas como: protocolos de carga imediata, instalação de implantes em alvéolos de extração, instalação de implantes e enxertos simultâneos, áreas estéticas onde a preservação do nível ósseo é fundamental, instalação de implantes em locais de baixa densidade óssea, situações onde são instalados implantes curtos e de largo diâmetro.

Atualmente, alguns métodos de tratamento atuam na escala nanométrica. Um deles utiliza um jateamento com TiO_2 , seguido por um tratamento com ácido fluorídrico (OsseoSpeed® - AstraTech AB, Molndal, Suécia). Outro método consiste em um depósito de nanopartículas de Ca (cálcio) e P (fosfato) sobre uma superfície previamente tratada com duplo-ataque ácido (NanoTite® - Biomet 3i, Palm Beach Gardens, FL, EUA).

A nanosuperfície de implantes pode ser obtida também através de um aumento controlado da camada de óxido de titânio (TiO_2), incluindo alterações nas propriedades específicas na espessura, rugosidade e textura do óxido, este método eletroquímico é conhecido por oxidação anódica (ou anodização eletroquímica), e produz poros de 1 a $2\mu\text{m}$ de diâmetro. A combinação de anodização potencioestático ou galvanostática de titânio em ácidos fortes resulta no espessamento da camada de óxido de titânio. Superfícies anodizadas interferem positivamente na resposta óssea com valores elevados para testes biomecânicos e histomorfométricos, quando comparado com as superfícies usinadas³.

Assim como a superfície OsseoSpeed® com nanotopografia, a superfície NanoTite® (3i Implant Innovations), a qual é obtida pelo recobrimento do implantes por nanopartículas com mínima rugosidade, está atualmente disponível para uso clínico. Esta superfície tem sido descrita como sendo criada por uma discreta deposição cristalina de CaP pelo método sol-gel com uma cobertura de superfície de aproximadamente 50%⁷².

Estudos experimentais *in vitro*⁵ têm demonstrado que a adesão de células osteoblásticas foi maior em estruturas de escala sub micrométrica, mas não em superfícies lisas. Uma filopodia melhor desenvolvida foi observada na adesão inicial das células osteoblásticas sobre superfície nanométrica. Estas estruturas nanométricas

também podem orientar as células por meio de adesão seletiva dos osteoblastos à superfície do implante. Este processo de adesão seletiva pode resultar na melhoria da cicatrização inicial em torno do implante.

A nanotecnologia tem provado ser um caminho de sucesso para acrescentar conhecimento no campo de produção e caracterização de nanoestruturas da interface tecido-implante. Assim, a implementação de nanoestruturas específicas à superfície do implante pode representar uma alternativa para melhorar a taxa de sucesso dos implantes dentários em casos desfavoráveis e uma maneira de aumentar o conhecimento sobre o fenômeno da osseointegração.

7.2 Superfícies Biomiméticas

A biomimética, cujo próprio nome diz, mimetiza a vida, utilizando-se de técnicas de bioengenharia na produção de materiais sintéticos que simulam os eventos biológicos. Na implantodontia, o processo biomimético para tratamento de superfície utiliza-se de soluções de íons com a capacidade de precipitar heterogeneamente moléculas nos implantes, sob condições fisiológicas de temperatura e pH.

Pelo método biomimético, a superfície de titânio é recoberta pela precipitação de fosfato de cálcio em cristais de apatita sobre a superfície de titânio em fluidos corpóreo simulado (SBF) e temperatura ambiente. A fim de acelerar a deposição do revestimento em soluções aquosas, variações na técnica podem ser adotadas.

Este processo permite que as moléculas integradas ao titânio sejam liberadas gradativamente, agindo como um sistema de liberação lenta de agentes osteogênicos. Ele também apresenta como vantagem a possibilidade de precipitação de moléculas biologicamente ativas com componentes inorgânicos para formarem uma matriz com propriedades tanto osseoindutora quanto osteocondutora⁷¹.

Através deste processo, a bioengenharia pode adicionar moléculas (sintéticas ou nativas) à superfície dos implantes, para interagir seletivamente com um tipo específico de célula, a fim de estimular a adesão, migração e proliferação de tipos celulares específicos. Assim, podem ser adicionados tanto receptores proteicos encontrados na matriz extracelular, quanto fatores de crescimento; as integrinas são um exemplo de receptores de adesão celular que se ligam a sequências de aminoácidos específicos, que é encontrado no tipo I colágeno, fibronectina, osteopontina e sialoproteína óssea³.

O processo de tratamento biomimético pode ser bastante promissor, uma vez que tem por intuito mimetizar os eventos biológicos, podendo ser o próximo passo no desenvolvimento de implantes, entretanto ainda não se sabe os seus efeitos a longo prazo.

8. Técnicas de Caracterização

A análise microestrutural de um material é muito importante para se entender as correlações existentes entre a microestrutura, os defeitos e as propriedades dos mesmos. Uma vez entendidas, é possível prever algumas propriedades do material estudado.

As propriedades das superfícies óxidas de implantes de titânio comercialmente puro preparadas por diferentes métodos apresentam variações estruturais e químicas, resultando em propriedades bastante diferentes, o que enfatiza a necessidade de caracterização da superfície dos implantes⁷³.

8.1 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

O MEV é considerado o padrão ouro na caracterização morfológica. A microscopia eletrônica de varredura é a técnica mais antiga e popular utilizada na análise dos materiais, sendo a primeira escolha no exame da superfície de uma amostra.

Na microscopia eletrônica de varredura, o feixe de elétrons que incidirá com a amostra é gerado por um filamento aquecido em alto vácuo. Os elétrons são acelerados e focalizados em um ponto da amostra e, subsequentemente, o feixe varre toda a sua superfície. A interação do feixe de elétrons com a superfície da amostra resulta em uma série de radiações emitidas, como elétrons secundários, elétrons retroespalhados, raios X característicos, elétrons Auger, fótons, entre outras. À medida que o feixe de elétrons varre a superfície da amostra, os sinais vão sofrendo modificações de acordo com as variações da superfície. Os sinais de maior interesse para a formação da imagem no MEV são os elétrons secundários e os retroespalhados. Os elétrons secundários fornecem sinais referentes à imagem topográfica da superfície da amostra, sendo responsáveis pela obtenção das imagens de alta resolução, já os elétrons retroespalhados fornecem sinais referentes à imagem característica de variação de composição⁷⁴.

Um sistema de EDS consiste em uma fonte de elétrons, um detector de estado sólido – normalmente um diodo feito de cristal de silício dopado com lítio – e um processador eletrônico de sinais. A técnica de caracterização baseia-se na emissão de raios X pela interação de um elétron incidente com uma amostra.

Quando um feixe de elétrons incide com uma amostra, esta emitirá raios X característicos, próprios de cada material. Com isto é possível obter informações qualitativas e quantitativas da composição da amostra na região submicrométrica de incidência do feixe de elétrons. Este tipo de técnica é de uso limitado para materiais mais pesados, sendo que em materiais leves, com número atômico baixo, só são detectados se estiverem presente na amostra em grande quantidade, caso contrário a precisão nos resultados obtidos é muito pequena⁷⁴.

8.2 Microscopia de Força Atômica (MFA)

A Microscopia de Força Atômica foi introduzida em 1986, mas a resolução atômica foi obtida a partir de 1993⁷⁵. A amostra não precisa ser condutora e pode ser analisada em diferentes meios, incluindo o líquido⁷⁶. As imagens são geradas em 3D e apresentam resolução de uma fração de nanômetro, alcançada através do escaneamento. O MFA apresenta grande versatilidade, pode ser usado em estudos de amostras biologicamente relevantes para diferenciar superfícies com diferentes graus de nanotexturização⁷⁵⁻⁷⁷ e tem contribuído para as pesquisas em áreas que lidam com a estrutura, propriedades e manipulação de biomateriais, porém pode ser necessário um processamento posterior, e é possível que alguns fatores, como a configuração da sonda, afetem o resultado final. A dinâmica dos eventos biológicos que acontecem na amostra também pode ser observada em tempo real. Já as informações químicas da superfície não são obtidas. A microscopia de força atômica dá detalhes topográficos próximos à resolução atômica, mas em superfícies osseointegráveis apresenta problemas, pois a microtopografia interfere no escaneamento realizado pela sonda.

O principal componente da microscopia de força atômica é uma nanométrica e afilada ponta ou sonda piramidal, geralmente de silício, localizada na extremidade de um cantilever (50 a 200µm de comprimento), que pode ser simples ou triangular, extremamente flexível, responsável pela transdução do sinal⁷⁷. A microscopia de força atômica é baseada na detecção das forças de atração e repulsão existentes entre a superfície da amostra e a sonda, localizadas bem próximas. A superfície é escaneada pela sonda seguindo linhas paralelas, medindo a interação entre a sonda e a amostra e registrando os valores para cada posição. Esta interação é baseada na força existente entre os átomos das duas estruturas.

O MFA é um instrumento simples, compacto⁷⁷ e precisa ser colocado sobre um local sólido e firme para que não ocorram interferências de vibrações externas, o que

causaria a interferência nas medições registradas. Este microscópio usa um pequeno laser, focado na extremidade do cantilever. A incidência do laser no cantilever chega até um fotodetector que registra qualquer flexão do cantilever⁷⁵⁻⁷⁷.

O escaneamento feito pelo MFA pode ser obtido através da movimentação da sonda ou da amostra, que é fixada em um escâner piezoelétrico e movimentada nos três eixos (x, y, z) e pode ser realizado no modo contato, não contato ou intermitente. Um feixe de laser incide sobre o cantilever e chega a um fotodiodo sensível que registra o movimento através de quatro regiões. Quando a ponta atinge um pico ou uma depressão presente na amostra, a força de interação muda. Assim, durante a digitalização, uma distância constante de poucos angströms (Å) é mantida entre as duas estruturas, e os valores são registrados e usados para reconstituir uma imagem tridimensional. Este é o modo contato, indicado especialmente para amostras rígidas, pois, se houver uma camada de líquido, ocorrerá compressão, e as forças geradas pelo modo contato poderão causar danos na amostra. Como a ponta faz um leve contato, as imagens geradas possuem alta resolução. A força de interação inter atômica existente é repulsiva. Já no modo de não contato, a ponta do cantilever não entra em contato com a amostra e, se a distância for maior que 1µm, a interação entre as duas estruturas será praticamente nula, por isso o espaço existente deve ficar entre 10 e 100Å. Assim, a amostra não sofre atrito como acontece no modo de contato, sendo usado preferencialmente em amostra mais maleáveis. Porém, esta distância maior entre a ponta e a amostra diminui a resolução da imagem, podendo ser contornada com o uso do modo contato intermitente, onde a haste oscila próxima à frequência de ressonância. A amplitude de oscilação é mantida constante e a ponta toca suavemente a superfície da amostra, eliminando a força de atrito presente no modo contato. Este método contorna as restrições presentes nos outros dois modos anteriores, já que a superfície da amostra não é alterada⁷⁵⁻⁷⁷.

8.2.2 Rugosimetria

A medida de rugosidade superficial pode ser analisada de diferentes formas, sendo que o método mais utilizado avalia o perfil ao longo de uma linha através do traçado de uma ponteira na superfície do material, resultando em um valor de rugosidade calculado de acordo com as ondulações presentes neste perfil. Assim sendo, a rugosidade superficial pode ser expressa de várias formas, mas deve-se ressaltar que os resultados obtidos não são muito informativos sobre a textura da amostra, uma vez que superfícies de aspecto muito diferentes podem ter o mesmo valor de rugosidade média (Ra).

A rugosidade Ra, amplamente utilizada em pesquisas e trabalhos científicos, é uma média aritmética determinada pela soma dos valores absolutos das oscilações em relação à linha média, dividida pelo número de oscilações encontradas. Convém ressaltar que os resultados obtidos dependem não só da amostra e do material que a constitui, mas, também, de fatores do próprio equipamento, como ponteira, sensores de medição e filtros utilizados. A medida da rugosidade Ra é regida pela norma ABNT NBR ISO 4287 (Especificações geométricas do produto (GPS) - Rugosidade: Método do perfil - Termos, definições e parâmetros da rugosidade).

Considerações finais sobre a revisão

O papel exato da química e da topografia da superfície dos implantes dentais sobre os eventos iniciais da osseointegração bem como sua manutenção a longo prazo, ainda permanece com alguns pontos obscuros. Mesmo que se utilizem técnicas consagradas de tratamento de superfície, é importante que haja investimento em novos estudos para avaliação, padronização e regularidade, principalmente pela mudança nos tratamentos e substâncias empregadas na superfície do titânio. Além de avaliar a influência sobre a osseointegração, taxa de sucesso e longevidade.

Referências Bibliográficas[‡]

1. Palmquist A., Engqvist H , Lausmaa J, Thomsen P. Commercially available dental implants: review of their surface characteristics. *Journal of Biomaterials and Tissue Engineering* vol. 2, 112–124, 2012
2. P. I. Brånemark, B. O. Hansson, R. Adell, U. Breine, J. Lindstrom, O. Hallen, and A. Ohman, Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J. Plast Reconstr. Surg. Suppl.* 16, 1 (1977).
3. Novaes AB Jr, de Souza SL, de Barros RR, Pereira KK, Iezzi G, Piattelli A. Influence of implant surfaces on osseointegration. *Braz Dent J.* 2010;21(6):471-81.
4. Anselme K, Bigerelle M. Topography effects of pure titanium substrates on human osteoblast long-term adhesion. *Acta Biomater.* 2005; 1(2): 211-22.
5. Bueno Rde B, Adachi P, Castro-Raucci LM, Rosa AL, Nanci A, Oliveira PT. Oxidative nanopatterning of titanium surfaces promotes production and extracellular accumulation of osteopontin. *Braz Dent J.* 2011;22(3):179-84.
6. Rosa MB, Albrektsson T, Francischone CE, Schwartz Filho HO, Wennerberg A. Caracterização micrométrica da superfície dos implantes das cinco maiores companhias do mercado brasileiro. Parte I: Implantes da Neodent. *Dental Press Implantol.* 2012. Jan Mar; 6(1): 76-87.
7. Rosa MB, Albrektsson T, Francischone CE, Schwartz Filho HO, Wennerberg A. Caracterização micrométrica da superfície dos implantes das cinco maiores companhias do mercado brasileiro. Parte II: Implantes Bonelike da Biomet 3i do Brasil.
8. Albrektsson T, Brånemark P.-I, Hansson H.A. Lindström J. Osseointegrated titaniumimplants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant Anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 1981;52:155-70.
9. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin. Oral Impl. Res.* 20 (Suppl. 4), 2009; 172–184.
10. Wennerberg A, Albrektsson T. On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010 Jan-Feb; 25(1): 63-74.

[‡] Baseadas na norma do *International Committee of Medical Journal Editors* (Vancouver), de 2009.

11. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1 – Review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. In J Prosthodont 2004;17:536-46.
12. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 2 – Review focusing on clinical knowledge of different surfaces. Int J Prosthodont 2004;17:544-64.
13. Barros RR, Novaes AB Jr, Papalexiou V, Souza SL, Taba M Jr, Palioto DB, Grisi MF. Effect of biofunctionalized implant surface on osseointegration: a histomorphometric study in dogs. Braz Dent J. 2009;20(2):91-8
14. Elias CN, Oshida Y, Lima JH, Muller CA. Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. J Mech Behav Biomed Mater; 2008; 1(3):234-42
15. Mendonca G, Mendonca DB, Aragao FG, Cooper LF. Advancing dental implant surface technology –from micron –to nanotopography. Biomaterials. 2008;29(28):3822-35.
16. Wennerberg A. On surface roughness and implant incorporation. Goteborg: University of Goteborg; 1996.
17. Christenson EM, Anseth KS, van den Beucken JJ, Chan CK, Ercan B, Jasen JA et al. Nanobiomaterial applications in orthopedics. J Orthop Res 2007;25:11-22.
18. Brunette DM, Chehroudi B. The effects of the surface topography of micromachined titanium substrata on cell behavior in vitro and in vivo. J Biomech Eng. 1999;121:49-57
19. Svanborg LM, Andersson M, Wennerberg A. Surface characterization of commercial oral implants on the nanometer level. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2010 Feb;92(2):462-9.
20. Faeda RS, Tavares HS, Sartori R, Guastaldi AC, Marcantonio E, Jr. Biological performance of chemical hydroxyapatite coating associated with implant surface modification by laser beam: biomechanical study in rabbit tibias. J Oral Maxillofac Surg. 2009 Aug;67(8):1706-15.
21. Bobbio, A. A evolução do implantes. In: SERSON, D. Implantes orais: teoria e prática. São Paulo. Artes médicas, 1985. p.3-15.
22. Ceschin, J.R. O implante na reabilitação bucal. São Paulo: Pamed
23. Spiekermann, H. Implantologia. Porto Alegre, Artes médicas Sul, 2000, p.11-58.

24. Asm Handbook. Materials Characterization. Ninth Edition: 10: 297-320; 323-426, 1992. In: BENTO, C.A.S. Estudo da interface Ti-6Al-4V/TiO₂ por microscopia eletrônica de varredura. 2000. 83 f. Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Escola de Engenharia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.
25. Schroeder, A.; Sutter, F.; Krekeler, G. Implantologia Dental. Editorial Médica Panamericana, 1994. In: BENTO, C.A.S. Estudo da interface Ti-6Al-4V/TiO₂ por microscopia eletrônica de varredura. 2000. 83 f. Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Escola de Engenharia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.
26. Silva, M.H.P. Apostila de Biomateriais. Disponível em: http://mesonpi.cat.cbpf.br/e2006/posgraduacao/pdf_p3/ApostilaBiomateriais.pdf
27. Grizon, F.; et al. Enhanced bone integration of implants with increased surface roughness: a long term study in the sheep. *Journal of Dentistry*, v.30, p.195-203, 2002.
28. Liu, X.; Chu, P.K.; Ding, C. Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, v.27, n.3-4, p.49-121, 2004.
29. Guéhenneuc, L. L.; et al. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials*, v.23, n.7, p.844-854, 2006.
30. Lemons, J.E.; Misch, F.D. Biomateriais utilizados em implantes dentários. In: MISCH, C.E. Implantes dentários contemporâneos. São Paulo: Santos, 2000. p.271-277.
31. Long, M.; Rack, H. J. Titanium alloys in total joint replacement — a materials science perspective. *Biomaterials*, v.19, n.18, p.1621-1639, 1998.
32. Carvalho, P.S.P.; Paleckis, L.G.P.; Mendes, V.C.; Bassi, A.P.F. Fundamentos da implantodontia – Basis of implantology. *3i Innovations Journal*, v.5, n.2, p.06-13, 2001.
33. Samuel Porfírio Xavier - Caracterização e avaliação da biocompatibilidade do titânio submetido a diferentes tratamentos de superfície. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Araçatuba da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Odontologia. 2002
34. Doundoulakis, J.H. Surface analysis of titanium after sterilization: Role of implant-tissue interface and bioadhesion. *J. Prosth. Dent.*, v.58, n.4, p.471, 1987.

35. Den Braber, E.T.; De Ruijter, J.E.; Smits, H.T.J., Ginsel, L.A.; Von Recum, A.F.; Jansen, J.A. Effect of parallel surface microgrooves and surface energy on cell growth. *J. Biomed. Mater. Res.*, v.29, n.4, p.511-518, 1995.
36. Lampin, M.; Warocquier-Clerout, R.; Legris, C.; Degrange, M.; Sigot-Luizard, M.F. Correlation between substratum roughness and wettability, cell adhesion and cell migration. *J. Biomed. Mater. Res.*, v.36, n.1, p.9-108, 1997.
37. Teixeira, E.R. Superfícies dos implantes – o estágio atual. In: DINATO, J. C. Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese. São Paulo: Artes Médicas, 2004. p.63-80.
38. Faeda, Rafael Silveira Osseointegração de implantes de titânio com modificação da superfície por ablação a laser e recobrimento por hidroxiapatita biomimétrica. Estudo biomecânico e histomorfométrico em tibia de coelhos. / Rafael Silveira Faeda.– Araraquara: [s.n.], 2010.
39. Groisman M; Vidigal-Jr GM. Tipos de superfícies de implantes.. In: Sobrepe. (Org.). Periodontia e Implantodontia - Atuação clínica baseada em evidências científicas. Sobrepe; 2005. v.14, p.1-14.
40. Cooper LF. A role for surface topography in creating and maintaining bone at titanium endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 2000 Nov;84(5):522-34.
41. 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, n.7, p.889-902, 1991.
42. Ong JL, Carnes DL, Bessho K. Evaluation of titanium plasmasprayed and plasma-sprayed hydroxyapatite implants in vivo. *Biomaterials.* 2004 Aug;25(19):4601-6.
43. Becker W, Becker BE, Ricci A, Bahat O, Rosenberg E, Rose LF, et al. A prospective multicenter clinical trial comparing one- and two-stage titanium screw-shaped fixtures with one-stage plasma-sprayed solid-screw fixtures. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2(3):159-65.
44. Lee JJ, Rouhfar L, Beirne OR. Survival of hydroxyapatite-coated implants: a meta-analytic review. *J Oral Maxillofac Surg.* 2000 Dec;58(12):1372-9; discussion 9-80.
45. Sun L, Berndt CC, Gross KA, Kucuk A. Material fundamentals and clinical performance of plasma-sprayed hydroxyapatite coatings: a review. *J Biomed Mater Res.* 2001;58(5):570-92.
46. Biesbrock AR, Edgerton M. Evaluation of the clinical predictability of hydroxyapatite-coated endosseous dental implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995 Nov-Dec;10(6):712-20.

47. Aparicio C, Gil FJ, Fonseca C, Barbosa M, Planell JA. Corrosio behaviour of commercially pure titanium shot blasted with different materials and sizes of shot particles for dental implant applications. *Biomaterials*. 2003 Jan;24(2):263-73.
48. Ivanoff CJ, Hallgren C, Widmark G, Sennerby L, Wennerberg A Histologic evaluation of the bone integration of TiO(2) blasted and turne titanium microimplants in humans. *Clin Oral Implants Res*. 2001 Apr;12(2):128-34.
49. Fernández, E.; et al. Materials in dental implantology. In: NATALI, A.N. *Dental Biomechanics*. Londres: Taylor & Francis, 2003. p.69-87.
50. Gil, F.J., et al. The effect of shot blasting and heat treatment on the fatigue behavior of titanium for dental implant applications. *Dental Materials, In Press, Corrected Proof*, 2006.
51. Nagem Filho, H.; et al. Influência da textura superficial dos implantes. *Odonto Ciência*, v.22, n.5, p.82-86, 2007.
52. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Jan-Feb;11(1):38-45.
53. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ. histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titaniu implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res* 1995 Mar;6(1):24-30.
54. Wennerberg A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B Experimental study of turned and grit-blasted screw-shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography. *Biomaterials*. 1996 Jan;17(1):15-22.
55. Wennerberg A, Albrektsson T, Lausmaa J. Torque and histomorphometric evaluation of c.p. titanium screws blasted with 25- and 75-microns-sized particles of Al₂O₃. *J Biomed Mater Res*. 1996 Feb;30(2):251-60.
56. Wennerberg A, Ektessabi A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. A 1-year follow-up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997 Jul- Aug;12(4):486-94.
57. Wennerberg A, Hallgren C, Johansson C, Danelli S. A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. *Clin Oral Implants Res*. 1998 Feb;9(1):11- 9.
58. Wennerberg A, Hallgren C, Johansson C, Sawase T, Lausmaa J. Surface characterization and biological evaluation of spark-eroded surfaces. *J Mater Sci Mater Med*. 1997 Dec;8(12):757-63.

59. Cho, S.A.; Jung, S.K. A removal torque of the laser-treated titanium implants in rabbit tibia. *Biomaterials*, v.24, n.26, p.4859-4863, 2003.
60. ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Projeto 26:070.01– 008/1: Passivação de titânio e de ligas de titânio por revestimento eletrolítico. Parte 1: Tratamento em solução alcalina - Solução com pH 13 ou maior. Rio de Janeiro, 2006. 4 f
61. Sul YT, Johansson C, Albrektsson T. Which surface properties enhance bone response to implants? Comparison of oxidized magnesium, TiUnite, and Osseotite implant surfaces. *Int J Prosthodont*. 2006 Jul- Aug;19(4):319-28.
62. Bereznaï M, Pelsoczi I, Toth Z, Turzo K, Radnai M, Bor Z, et al. Surface modifications induced by ns and sub-ps excimer laser pulses on titanium implant material. *Biomaterials*. 2003 Oct;24(23):4197-203.
63. Gaggl A, Schultes G, Muller WD, Karcher H. Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces—a comparative study. *Biomaterials*. 2000 May;21(10):1067-73.
64. Soboyejo WO, Nemetski B, Allameh S, Marcantonio N, Mercer C, Ricci J. Interactions between MC3T3-E1 cells and textured Ti6Al4V surfaces. *J Biomed Mater Res*. 2002 Oct;62(1):56-72.
65. Shibli JA, Mangano C, D'Avila S, Piattelli A, Pecora GE, Mangano F, et al. Influence of direct laser fabrication implant topography on type IV bone: A histomorphometric study in humans. *J Biomed Mater Res A*. 2009 Jul 9.
66. Li, D.H.; Liu, B.L.; Han, Y.; Xu, K.W. Effects of a modified sandblastig surface treatment on topographic and chemical properties of titanium surface. *Implant Dent.*, v.10, n.1, p.59-64, 2001
67. Buser D, Broggini N, Wieland M, Schenk Rk, Denzer Aj, Cochran DI, Et Al. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res*. 2004 Jul;83(7):529-33.
68. Kasemo B. Biological surface science. *Surface Science*. 2002;500:656-77.
69. Curtis A, Wilkinson C. New depths in cell behaviour: reactions of cells to nanotopography. *Biochem Soc Symp*. 1999;65:15-26.
70. Meirelles L, Currie F, Jacobsson M, Albrektsson T, Wennerberg A. The effect of chemical and nanotopographical modifications on the early stages of osseointegration. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008 Jul-Aug;23(4):641-7.
71. Brandão ML, Esposti TBD, Bisognin ED, Harari ND, Vidigal Jr. GM, Conz MB. Superfície dos implantes osseointegrados X resposta biológica. *Rev. Implantnews* 2010;7(1):95-101.

72. Mendes VC, Moineddin R, Davies JE. Discrete calcium phosphate nanocrystalline deposition enhances osteoconduction on titanium-based implant surfaces. *J Biomed Mater Res A*. 2009 Aug;90(2):577-85.
73. Giavaresi, G.; et al. Mechanical and histomorphometric evaluations of titanium implants with different surface treatments inserted in sheep cortical bone. *Biomaterials*, v.24, n.9, p.1583-1594, 2003.
74. Brundle, C.R.; Evans Jr., C.A.; Wilson, S. *Encyclopedia of Materials Characterization*. Stoneham: Butterworth-Heinemann, 1992.
75. Teixeira AB. Algumas Técnicas de Microscopia de Varredura por Sonda Utilizadas para a Caracterização Elétrica de Dispositivos Semicondutores [Internet]. Minas Gerais; 2009. Disponível em: <http://www.fisica.ufmg.br/posgrad/Teses/MonogrME/adrianaborges/monadriana.pdf>
76. Vanzillotta PS, Soares GA, Bastos IN, Simão RA, Kuromoto NK. Potentialities of some surface characterization techniques for the development of titanium biomedical alloys. *Mater Res*. 2004;7(3):437-44.
77. Piotto, Marisa Andréia Beltrami. Análise topográfica de diferentes superfícies de implantes no microscópio eletrônico de varredura e no microscópio de força atômica. Dissertação apresentada à Pro-reitoria de Pesquisa e Pós-graduação da Universidade Sagrado Coração, como parte integrante dos requisitos para obtenção do título de Mestre no Programa de Mestrado em Biologia Oral, área de concentração: Biologia Oral. 2011

Proposição

2. Proposição

Caracterizar as superfícies tratadas de cinco implantes dentários, e descreve-las no padrão internacional desenvolvido por Wenneberg e Albrektsson¹, na microscopia eletrônica de varredura e microscopia de força atômica.

Material e Métodos

3. Material e Métodos

Os implantes analisados foram avaliados em três diferentes áreas: topos, vales e flancos (Fig1). A metodologia de avaliação da superfície dos implantes foi preconizada por Wennerberg e Albrektsson¹, descrita em 2000, como um padrão aceito universalmente. Analisaram-se ainda, em cada implante, as superfícies da região apical (Fig2) e cervical (Fig3). Os cinco implantes avaliados foram⁴⁻⁸:

MARCA COMERCIAL	TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE	MATERIAL
P-I Brånemark Philosophy™(Exopro)	Usinado	Ti-cp grau (ASTM F67)
NanoTite® (Biomet 3i)	Ataque ácido e deposição de CaP.	Ti-cp grau IV ou liga Ti ₆ Al ₄ V
SLA® (Straumann)	Jateamento com areia e ataque ácido.	Ti-cp grau IV (ISO 5832-2)
TiUnite® (Nobel Biocare)	Oxidação Anódica (óxido de titânio enriquecido com P e altamente cristalino).	Ti-cp grau I
Xive ® TG plus (Dentsply Friadent)	Jateamento com alumina, ataque ácido e processamento em alta temperatura.	Ti-cp grau II (ISO 5832-2)

O Microscópio Eletrônico de Varredura (Scanning Electron Microscope JSM-T220A, JEOL) empregado na avaliação qualitativa da topografia, utilizou-se da detecção por elétrons secundários, operando em 10kV. As magnificações empregadas para obtenção das imagens foram padronizadas em 35x, 1000x, 1500x e 2000x, totalizando 18 imagens por amostra.

Figura 1: Topo, flanco e vale das roscas: região analisadas nos implantes à MEV.

Figura 2: Região apical de implante dentário à MEV.

Figura 3: Região cervical de implante dentário à MEV.

Os implantes foram enquadrados em uma das quatro diferentes categorias, dependendo da rugosidade da superfície medida pelo valor de Ra^3 : lisa ($Ra < 0,5\mu m$), minimamente rugosa (Ra entre $0,5 - 1\mu m$), moderadamente rugosa (Ra entre 1 e $2\mu m$) e rugosa ($Ra > 2\mu m$).

Para que a análise no MFA pudesse ser realizada, os implantes foram cortados coronalmente, já que a amostra não pode ultrapassar 8mm de altura. Todos os implantes foram imersos em *eppendorfs* contendo xilol e, posteriormente, em *eppendorfs* contendo álcool etílico absoluto, ambos por 10 minutos, para que os resíduos do corte e manipulação fossem removidos.

A técnica de MFA poderia ser operada em três modos diferentes: contato, quando a agulha é mantida em contato suave para não danificar a superfície que está sendo analisada (Fig. a), não contato, quando a agulha se mantém a alguns poucos

nanômetros da superfície da amostra (Fig. b) e contato intermitente, quando a agulha toca a amostra periodicamente (Fig. c).

Esquema representativo da microscopia de força atômica: (a) por modo contato, (b) por modo não contato e (c) por modo contato intermitente.

O Microscópio de Força Atômica (Scanning Probe Microscope SPM-9600, Shimadzu) foi operado no modo contato usando um scanner com altura máxima de $15\mu\text{m}$, após teste em todos os modos de varredura possíveis. Foram utilizadas dimensões de varredura: $3,0 \times 3,0\mu\text{m}^2$ e $15 \times 15\mu\text{m}^2$. A região analisada foi o topo da região apical dos implantes, devido a sua menor irregularidade, possibilitando a aquisição dos dados. Foram obtidos parâmetros como a média aritmética da rugosidade da superfície (R_a), a altura máxima (R_z), a média da rugosidade de dez pontos (R_{zj10}), a raiz quadrada média (R_q), a altura média a partir de um plano (R_p) e a profundidade média a partir de um plano (R_v).

Todas as informações dos sistemas de implante e dos tratamentos sobre as superfícies foram obtidas de seus respectivos catálogos⁴⁻⁸. Ressalta-se que as informações podem sofrer alterações posteriores às datas de consulta, por quaisquer motivos que as empresas julguem pertinentes.

Para avaliar os dados encontrados neste estudo os padrões topográficos e de rugosidade dos diferentes espécimes foram avaliados de forma comparativa univariada.

Resultados

3. Resultados

3.1 Análises qualitativa e topográfica por microscopia eletrônica de varredura.

Exopro® (P-I Brånemark Philosophy)

REGIÃO APICAL

Figura 4: análise à MEV da região apical no implante Exopro®. Figura A: aumento de 35x; B: aumento de 1000x; C: aumento de 1500x; D: aumento de 2000x.

REGIÃO DE ROSCA

TOPO

Figura 5: análise à MEV da região de roscas no implante Exopro®. Figura A: aumento de 35x; B: aumento de 1000x; C: aumento de 1500x; D: aumento de 2000x.

REGIÃO CERVICAL

Figura 6: análise à MEV da região cervical no implante Exopro®. Figura A: aumento de 35x; B: aumento de 1000x; C: aumento de 1500x; D: aumento de 2000x.

Os implantes Exopro®, de acordo com o fabricante, são usinados/torneados. No MEV, as superfícies são regulares quando analisadas em aumento de 35x (Fig. 4 a 6 - A). No aumento de 1000 a 2000x (Fig. 4 a 6 - B/C/D) nota-se pequenos sulcos rasos e diminutas elevações paralelas entre si que denotam as marcas dos instrumentos utilizados durante o seu torneamento. A distribuição destas marcas é regular e paralela entre si com uniformidade nos planos de superfície, tanto na região das roscas, como nas regiões apicais e cervicais.

Estas superfícies são provavelmente denominadas lisas porque as diferenças entre o fundo dos sulcos e o topo das elevações são muito pequenas, de aproximadamente 1 a 2µm, no limite entre uma escala micrométrica e nanométrica.

NanoTite® (Biomet 3i)

REGIÃO APICAL

Figura 7: análise à MEV da região apical no implante NanoTite®. Figura A: aumento de 35x; B: aumento de 1000x; C: aumento de 1500x; D: aumento de 2000x.

REGIÃO DE ROSCAS

TOPO

Figura 8: análise à MEV da região de topo da rosca no implante NanoTite®. Figura A: aumento de 35x; T = topo; B: aumento de 1000x; C: aumento de 1500x; D: aumento de 2000x.

FLANCO

Figura 9: análise à MEV da região de flanco da rosca no implante NanoTite®. Figura A: aumento de 35x; F = flanco; B: aumento de 1000x; C: aumento de 1500x; D: aumento de 2000x.

VALE

Figura 10: análise à MEV da região de vale da rosca no implante NanoTite®. Figura A: aumento de 35x; V = vale; B: aumento de 1000x; C: aumento de 1500x; D: aumento de 2000x.

REGIÃO CERVICAL

Figura 11: análise à MEV da região cervical no implante NanoTite®. Figura A: aumento de 35x; B: aumento de 1000x; C: aumento de 1500x; D: aumento de 2000x.

Os implantes NanoTite®(Biomet 3i), de acordo com o fabricante, apresentam como tratamento de superfície ataque ácido e deposição de CaP. No MEV, a superfície deste tipo de implante apresentou-se no aumento de 35x (Fig. 7 a 11 -A) com superfícies regulares e uniformes. No aumento de 1000 a 2000x (Fig. 7 a 11- B/C/D) notou-se nesta superfície a presença de rugosidade constituída por concavidades aleatoriamente distribuídas comparáveis ao uma superfície repleta de lacunas, em média entre 2 a 5µm de diâmetro. Morfologicamente estas lacunas apresentavam aspecto análogo a das lacunas de Howship sobre a superfície óssea em reabsorção.

As irregularidades apresentadas em forma de lacunas eram rasas e o plano que ocupavam era regular. Em alguns pontos pequenas áreas de superfícies regulares e lisas eram visíveis. Estes aspectos repetiram-se sistematicamente nas regiões apicais e cervicais do mesmo implante. (Fig.7 a 11 – C e D)

SLA® (Straumann)

REGIÃO APICAL

Figura 12: análise à MEV da região apical no implante SLA®. Figura A: aumento de 35x; B: aumento de 1000x; C: aumento de 1500x; D: aumento de 2000x.

REGIÃO DE ROSCAS

TOPO

Figura 13: análise à MEV da região de topo das roscas no implante SLA®. Figura A: aumento de 35x; T = topo; B: aumento de 1000x; C: aumento de 1500x; D: aumento de 2000x.

FLANCO

Figura 14: análise à MEV da região de flanco das roscas do implante SLA®. Figura A: aumento de 35x; F = flanco; B: aumento de 1000x; C: aumento de 1500x; D: aumento de 2000x.

VALE

Figura 15: análise à MEV da região de vale das roscas no implante SLA®. Figura A: aumento de 35x; V = vale; B: aumento de 1000x; C: aumento de 1500x; D: aumento de 2000x.

REGIÃO CERVICAL

Figura 16: análise à MEV da região cervical no implante SLA®. Figura A: aumento de 35x; B: aumento de 1000x; C: aumento de 1500x; D: aumento de 2000x. Nota-se pequena partícula brilhante com carga atômica diferente da do Ti nesta análise.

Os implantes SLA® (Straumann) apresentam, de acordo com o fabricante, tratamento de superfície por jateamento com areia e ataque ácido. Microscopicamente, no MEV, a superfície apresentou-se, no aumento de 35x (Fig. 12 a 16 – A), irregular e heterogênea assemelhando-se, grosseiramente, com a superfície de rolhas de cortiça.

Nos aumentos de 1000 a 2000x (Fig. 12 a 16 – B/C/D), o aspecto de múltiplas lacunas semelhantes às de Howship, uma ao lado e justapostas às outras também foram observadas. Tal como no implante NanoTite®, inclusive em suas dimensões.

No entanto, neste implante havia ondas e grandes depressões que separavam as lacunas, deixando a superfície muito irregular e heterogênea. Por analogia de imagem a superfície analisada neste implante ao MEV se parecia com a de um mar revolto.

Chamou-nos atenção nesta superfície, que nos fundos das lacunas notam-se orifícios esféricos de fundo cego e também que entre as “ondas” de conjunto de lacunas havia sulcos e fissuras assumindo, às vezes até um aspecto escamoso.

Os mesmos aspectos foram notados nas superfícies apicais e cervicais.

TiUnite® (Nobel Biocare)

REGIÃO APICAL

Figura 17: análise à MEV da região apical no implante TiUnite®. Figura A: aumento de 35x; B: aumento de 1000x; C: aumento de 1500x; D: aumento de 2000x.

REGIÃO DE ROSCA

TOPO

Figura 18: análise à MEV da região de topo da rosca no implante TiUnite®. Figura A: aumento de 35x, T = topo; B: aumento de 1000x; C: aumento de 1500x; D: aumento de 2000x.

FLANCO

Figura 19: análise à MEV da região de flanco da rosca no implante TiUnite®. Figura A: aumento de 35x, F = flanco; B: aumento de 1000x; C: aumento de 1500x; D: aumento de 2000x.

VALE

Figura 20: análise à MEV da região de vale da rosca do implante TiUnite®. Figura A: aumento de 35x V = vale; B: aumento de 1000x; C: aumento de 1500x; D: aumento de 2000x.

REGIÃO CERVICAL

Figura 21: análise à MEV da região cervical no implante TiUnite®. Figura A: aumento de 35x; B: aumento de 1000x; C: aumento de 1500x; D: aumento de 2000x.

Os implantes TiUnite® (Nobel Biocare) apresentam, de acordo com o fabricante, tratamento de superfície por oxidação anódica (óxido de titânio enriquecido com P e altamente cristalino). Microscopicamente, no MEV, no aumento de 35x (Fig. 17 a 21 – A), a superfície apresenta-se discretamente irregular, quando comparada com a superfície do NanoTite®, mas muito mais regular quando comparado com o SLA®. Nos aumentos de 1000 a 2000x (Fig. 17 a 21 – B/C/D), a superfície apresenta-se como “colonizada” por formações coraliformes (em forma de coral): formações tubuliformes com paredes espessas e margens peritubulares festonadas. De forma grosseira, estas formações poderiam ser comparadas com vulcões, no entanto, as margens dos vulcões geralmente são agudas, afiladas e nestas formações de superfície, se apresentam festonadas. Eventualmente, a abertura destas formações coraliformes tem de 6 a 7µm, mas em sua maioria, tem entre 2 a 4µm.

A altura destas elevações é muito variada, de 1 a 5µm. Em geral, estas estruturas apresentam-se isoladas, uma em relação à outra, mas eventualmente apresentam-se fusionadas.

Um aspecto morfológico muito importante diz respeito à densidade e/ou número de formações coraliformes/vulcanoides da região apical em grande número e densidade

diferentemente da região cervical, onde estão menos densas e menos numerosas. Em algumas regiões da rosca, nota-se que entre estas formações a superfície apresenta-se lisa e ondulada. À medida que se avança para a região cervical, estas áreas lisas e onduladas, entre as superfícies coraliformes/vulcanoides, aumentam e assim, diminuem a sua densidade e número destas formações referidas.

Em outras palavras, a superfície do implante TiUnite®, ao MEV, no que se refere à densidade e número das formações coraliformes/vulcanoides não é uniforme e diminuem gradativamente da superfície apical para a superfície cervical.(Fig. 17 e Fig. 21).

Xive ® TG plus (Dentsply Friadent)

REGIÃO APICAL

Figura 22: análise à MEV da região apical do implante Xive® TG plus. Figura A: aumento de 35x; B: aumento de 1000x; C: aumento de 1500x; D: aumento de 2000x.

REGIÃO DE ROSCA TOPO

Figura 23: análise à MEV da região de topo da rosca no implante Xive® TG plus. Figura A: aumento de 35x, T = topo; B: aumento de 1000x; C: aumento de 1500x; D: aumento de 2000x.

FLANCO

Figura 24: análise à MEV da região de flanco da rosca no implante Xive® TG plus. Figura A: aumento de 35x, F = flanco; B: aumento de 1000x; C: aumento de 1500x; D: aumento de 2000x.

VALE

Figura 25: análise à MEV da região de vale da rosca no implante Xive® TG plus. Figura A: aumento de 35x, V = vale; B: aumento de 1000x; C: aumento de 1500x; D: aumento de 2000x.

REGIÃO CERVICAL

Figura 26: análise à MEV da região cervical no implante Xive® TG plus. Figura A: aumento de 35x; B: aumento de 1000x; C: aumento de 1500x; D: aumento de 2000x.

Os implantes Xive[®] TG plus (Dentsply Friadent), de acordo com o fabricante, apresentam superfície tratada por jateamento com alumina, ataque ácido e processamento em alta temperatura. No MEV, no aumento de 35x (Fig. 22 a 26 – A), a superfície apresenta-se irregular, mas homogênea, especialmente se comparada com os implantes SLA[®], mas menos regular que no implante NanoTite[®], mesmo neste reduzido aumento. Em aumentos de 1000 a 2000x (Fig. 22 a 26 – B/C/D), notam-se numerosas lacunas distribuídas aleatoriamente mas, não em um plano regular. A sua distribuição na superfície apresenta-se em concavidades e ondulações sem apresentar fissuras e sulcos. As lacunas apresentam um diâmetro médio de 0,6 a 0,8 μ m e são mais abertas e rasas do que nos implantes NanoTite[®] e SLA[®]. As ondas como a de um “mar revolto” descritas para o implante SLA[®] no Xive[®] pode-se dizer que são mais baixas mas formam planos diferentes na distribuição das lacunas, ao contrario do implante NanoTite[®] cuja superfície é extremamente regular.

Podemos afirmar que a distribuição destas lacunas se faz igualmente na região apical e cervical.

As imagens com contaminantes na superfície podem significar presença de materiais com valores atômicos menores que o Ti (Fig.16 – B/C), como a sílica ou alumínio presente no processo de tratamento de algumas superfícies. Podem representar também oxidação do alumínio presente em algumas ligas, já que em contato com o ar e por não estarem a vácuo, sofrem oxidação (Fig. 11 – A, 21 – A e 26 – A).

3.2 ANÁLISES POR MICROSCOPIA DE FORÇA ATÔMICA

A escala de altura entre as diferentes amostras apresentou grande variação, devido à irregularidade topográfica. As características superficiais podem ser visualizadas melhor na escala maior, de 15 x 15 μ m², já que em escalas menores perdem-se aspectos globais das características presentes na superfície.

Figura 27: Imagem obtida por meio de MFA do implante Exopro® (escala 15 x 15μm²).

As imagens se caracterizaram por estrias na forma de pequenas elevações e depressões em forma de sulcos mais ou menos paralelos entre si, com diferença de altura detectada de 1,07μm (1072.45nm) (Fig. 27). Na escala nanométrica pode-se notar que nestas irregularidades existem outras manométricas irregularidades em suas paredes provavelmente resultante do torneamento.

NanoTite® (Biomet 3i)

Figura 28: Imagem obtida por meio de MFA do implante NanoTite® (escala 15 x 15 μm^2).

O padrão morfológico no MFA revelam depressões em forma de lacunas aleatoriamente distribuídas em plano único na superfície e com diferença de altura de 2,1 μm (2101.32 nm) (Fig. 28) Tais medidas e aleatoriedade na distribuição são compatíveis com as imagens da microscopia eletrônica de varredura.

SLA® (Straumann)

Figura 29: Imagem obtida por meio de MFA do implante SLA (escala 15 x 15 μm²).

No MFA a superfície do SLA® revelou-se irregular, com pequenas elevações tipo “pedras” em um terreno arenoso entre as quais pôde-se notar pequenas depressões em formas tubulares. Embora na MEV o padrão em forma de lacuna seja explicitamente observado, esta forma de superfície não foi detectada na MFA. No foco de análise, a diferença de altura foi de apenas 0,854 μm (854.13 nm) (Fig. 29), muito embora isso não reflita o que foi observado no MEV, ou seja, o ponto restrito não representou a diferença de altura que se observou no conjunto da superfície.

TiUnite® (Nobel Biocare)

Figura 30: Imagem obtida por meio de MFA do implante TiUnite (escala 15 x 15μm²).

Na MFA as formações coraliformes/vulcanoides puderam ser visualizadas de forma muito semelhante à MEV. Na luz destas estruturas pode-se notar o seu fundo cego e pequena profundidade. Na MFA pôde-se notar que entre estas estruturas ou em suas paredes eventualmente encontram-se depressões puntiformes aleatoriamente distribuídas. A diferença de altura observada foi de 3,14μm (3144.62nm) (Fig. 30).

Xive ® TG plus (Dentsply Friadent)

Figura 31: Imagem obtida por meio de MFA do implante XIVE (escala 15 x 15 μm^2).

Na MFA observou-se uma superfície irregular estriada como um terreno nivelado por máquinas ou arado. Não se detectou qualquer padrão em forma de lacunas como visto na MEV. Neste ponto focal de análise a diferença de altura foi de 0,515 μm (5151.03nm) (Fig. 31) e não reflete compatibilidade com as imagens vistas na microscopia eletrônica de varredura.

Os parâmetros de nanorugosidade foram registrados, pela MFA, e podem ser observados no histograma da abaixo:

Figura 32: Gráfico representativo dos parâmetros de nanorugosidade obtidos por meio de MFA. Os dados são representados por análise comparativa univariada de cada espécie, utilizando as imagens de $15 \times 15 \mu\text{m}^2$.

A média aritmética da rugosidade da superfície (Ra) e a raiz quadrada média (Rq) foram maiores nos implantes TiUnite®, seguido pelos implantes, Xive® TG plus, Nanotite®, Exopro® e SLA®.

O implante Exopro® apresentou os maiores valores de Rz (altura máxima) e Rzjs (média da rugosidade de dez pontos), seguidos dos implantes SLA®, TiUnite®, Xive® TG plus e NanoTite®.

Ao analisar Rp (altura média a partir de um plano) e Rv (profundidade média a partir de um plano), nota-se que os implantes Exopro® apresentaram a maior variação de altura, semelhante ao SLA®, enquanto o NanoTite® teve a menor variação registrada, devido a sua rugosidade topográfica apresentar-se mais homogênea.

Discussão

4. Discussão

4.1 Da metodologia

As superfícies dos implantes NanoTite®, SLA® e Xive® TG plus ,no MEV, são semelhantes pelo seu aspecto de lacunas, como as de Howship, inclusive quanto as suas formas e tamanhos médios, muito embora possa-se notar diferenças mínimas na conformação destas irregularidades. A diferença de superfície destes três tipos de implantes ao MEV, diz respeito ao plano de distribuição superficial destas lacunas. Enquanto no NanoTite®, suas lacunas distribui-se num único plano de superfície, o SLA® o faz em ondulações com diferentes planos de superfície, tal como em um mar muito revolto.

Em outras palavras, se traçarmos uma reta como plano de superfície poderemos observar que todas as lacunas tangenciam esta reta nos implantes NanoTite® (Fig. 33), enquanto que a maior parte delas não o faz se esta mesma reta for posicionada nos implantes SLA® e Xive® (Fig.34).

Figura 33: Comparação dos planos de superfície e das lacunas no implante NanoTite®.

Figura 34: Comparação dos planos de superfície e das lacunas nos implantes SLA® e Xive®.

Por sua vez, o implante Xive® TG plus apresenta-se também em ondas, menores, mas formando ondas de superfície em planos diferentes. A intensidade destas ondulações provavelmente explica a formação de sulcos e fissuras até com aspectos, eventualmente, descamativos.

A MEV permite pequenos e grandes aumentos, propiciando uma imagem tridimensional. Em menores aumentos apesar de uma escala micrométrica, ainda assim oferece uma visão panorâmica, deixando denotar o aspecto do conjunto das estruturas analisadas.

Por sua vez na MFA, a área analisada se restringe a pequenos pontos, uma área muito limitada, e não deixa denotar uma visão panorâmica de todas as estruturas (Fig. 35). As ondulações observadas, com padrão diferente, entre os implantes NanoTite®, SLA® e Xive® TG plus não são passíveis de serem registradas e captadas pela MFA, mas o foram na MEV(Fig. 35).

No SLA® e Xive® TG plus, a MFA não revela explicitamente a forma de lacuna na superfície, provavelmente pelas ondulações apresentadas que revelam vários planos de superfície (Fig. 36).

Figura 35: Padrão topográfico caracterizando diferentes planos de superfície vista na MEV – implante Xive® TG plus. Área demarcada sugestiva de região analisada na MFA, não demonstrando padrão real da amostra.

Figura 36: MFA da área analisada se restringe a pequenos pontos, não denotando uma visão panorâmica de todas as estruturas.

No NanoTite®, porém, as lacunas foram detectadas provavelmente pelo plano único de superfície em que se distribuem. Embora as formações coraliformes/vulcanoides ofereçam uma irregularidade na superfície, o plano em que ocorrem apresentam regularidade, por isso foram perfeitamente captadas e visualizadas na MFA.

Parece-nos lógico que na análise de superfície de implantes dentários seja fundamental as duas metodologias, MEV e MFA, e que as duas sejam conjuntamente e/ou simultaneamente empregadas. Novos aparelhos têm conjugado as duas técnicas para análise de MEV/MFA na mesma amostra e no mesmo tempo experimental e estão em fase de análise. (Digital Instruments`[Santa Barbara/Ca] NanoScope III Dimension 5000/Large Sample Stage AFM/SCM System).

Além da MFA ser muito focal deve-se, nas metodologias, escolher áreas em todas as regiões do mesmo implantes e não só privilegiar as roscas como, como fizeram Wenneberg et al., 2000 e 2006; Albrektsson et al., 2000; Dohan Ehrenfest et al., 2011 Rosa et al., 2012, pois, verificamos que no implante TiUnite® os padrões não foram iguais nas superfícies apicais, roscas e cervicais. Além do fato também, desta análise estar sempre dependente da escolha, subjetiva, por parte do investigador do local a ser analisado¹.

4.2 Dos resultados

Os também conhecidos implantes de superfície lisa, como o Exopro® apresentam irregularidades ao MEV provavelmente representadas pelas marcas deixadas na liga metálica das pontas utilizadas no seu torneamento. Estas estrias em formas de pequenos sulcos e discretíssimas elevações puderam ser observadas ao MEV como revelam as figuras 4, 5 e também na MFA (Fig.27). Estas estrias e sulcos discretos, na colonização celular, nos primeiros estágios da osseointegração, podem fazer com que as células osteogênicas perfilam uma ao lado da outra ancorando-se nestas irregularidades lineares. Por sua vez, nas superfícies tratadas e com lacunas, tal qual nos implantes NanoTite®, SLA® e Xive®, as células possam distribuir-se mais aleatoriamente de forma irregular, difusa por todas a superfície¹⁴.

Na superfície com conformações coraliformes/vulcanoides provavelmente as células não adentrem nas luzes destas formações, pois enquanto apresentam tamanho máximo de 6 a 7 μ m as células osteogênicas apresentam diâmetros de 12 a 18 μ m. Provavelmente a colonização num primeiro momento se faça entra as formações coraliformes/vulcanoides.

As crateras e irregularidades fornecidas neste tipo de superfície podem facilitar a inserção e fixação de pseudópodos celulares na fase inicial de colonização da superfície implantar no processo de osseointegração.

Assim, qual o melhor padrão de superfície para otimizar, via aceleração do processo ou maior fixação/adesão celular, o fenômeno da osseointegração? Outros trabalhos são necessários para analisar o comportamento morfológico e até bioquímico/molecular das células sobre as diferentes superfícies implantares. Os trabalhos pertinentes a este assunto, ainda privilegiam os aspectos físico-químico da superfície.

Nos implantes de superfície lisa, irregularidades com uma diferença de 1,07 μ m de altura pode influenciar na distribuição dos mediadores e outros componentes do coágulo sanguíneo no momento da instalação dos implantes. Esta distribuição pode influenciar no padrão de colonização celular logo a seguir, depois da organização do coágulo. O primeiro contato da superfície é com o coágulo e com as células sanguíneas¹⁵. Ocorre, então, a adesão rápida e espontânea de proteínas do sangue e de fibrinogênio à superfície de óxido de titânio. Esta camada proteica atinge frações de micrômetros de espessura antes da colonização celular. As células não se ligam diretamente ao implante, mas sim às glicoproteínas celulares adsorvidas à superfície do material¹⁶⁻¹⁷.

A rugosidade aumenta a energia de superfície e a molhabilidade determinando impulsos pelos componentes atômicos e moleculares do sistema biológico que irão formar as camadas iniciais que recobrem a superfície dos implantes. Através destes elementos irá se estabelecer as primeiras ligações com os componentes celulares¹⁸⁻¹⁹. Superfícies com elevada energia de superfície e elevada molhabilidade constituem superfícies hidrofílicas e proporcionam uma melhor osseointegração^{18, 20-23}.

Sabe-se que rugosidades moderadas, da ordem de 1 a 2 μ m, são mais vantajosas e que desencadeiam respostas biológicas mais favoráveis. A síntese de colágeno é maior neste tipo de topografia²⁴. Superfícies lisas induzem, nos osteoblastos, um fenótipo do tipo fibroblástico. Por sua vez, superfícies com irregularidades excessivas, também induzem um comportamento semelhante, devido ao grande afastamento que as irregularidades apresentam entre si²⁵. Este é o motivo pelo qual os fenômenos que ocorrem na interface entre o implante e o sistema biológico são melhores percebidos em nível micrométrico.

A influência de seis superfícies distintas de titânio foi analisada por Guizzardi e colaboradores²⁶ na resposta desenvolvida por osteoblastos humanos. Os autores verificaram que melhores padrões de crescimento e diferenciação eram alcançados para superfícies com rugosidade média próxima de 1,5 μ m. Concluíram que, para além deste aspecto, provavelmente também a profundidade, morfologia, distribuição e a orientação das irregularidades, bem como a presença ou não de contaminantes resultantes dos procedimentos e acabamentos, desempenham papel importante na resposta celular.

No MFA, a rugosidade média Ra detectada no implante TiUnite®, foi que apresentou melhor resultado, seguido pelos implantes Xive®TG plus, NanoTite®, Exopro® e SLA®. Nesta mesma ordem, os implantes aparecem quando comparados em relação à diferença da maior com a menor altura encontrada na região analisada (Rz).

No entanto, como discutido anteriormente no item sobre metodologia, as áreas são muito pequenas à MFA não permitindo uma real comparação da rugosidade. Na realidade a rugosidade parece-nos que deve ser comparada em uma escala micrométrica e não nanométrica. A análise destes parâmetros foi realizada de forma comparativa e univariada, e não foram consideradas possíveis falhas ou erro industrial no processo de fabricação dos implantes selecionados.

A rugosidade topográfica deve ser controlada, isso porque as células necessitam de pontos de ancoragem presentes na superfície do implante, para que possam aderir, crescer e proliferar²⁷. Se o valor da rugosidade for muito menor que o tamanho celular, não existirão locais adequados para a adesão, acontecendo o mesmo para valores muito elevados; não haverá local para a ancoragem e a célula iria reconhecer uma depressão, sem grandes detalhes topográficos, como uma superfície lisa, semelhante à do implante usinado^{25; 28-30}.

Assim, a adesão e a proliferação celular não devem ser avaliadas apenas quanto a sua amplitude, mas também quanto à organização topográfica^{14; 31-32}. O corpo celular é, predominantemente, observado nos vales e as expansões citoplasmáticas projetam-se em direção aos picos e, ao mesmo tempo, os osteoblastos passam a se dividir rapidamente. Independente da química, a topografia e a mecânica da superfície preponderam no primeiro contato das células com as superfícies de titânio¹⁷.

Ambas as topografias dos implantes analisados provocam alterações e estimulam o citoesqueleto, promovendo uma maior interação entre as células e a matriz proteica já aderida^{14, 32-33}.

Nos implantes com superfícies anodizadas (Figuras 17 a 21), o tamanho médio das lacunas apicais das formações coraliformes/vulcanoides não corresponde ao tamanho de uma célula osteoblástica, muito embora possam alojar prolongamentos

citoplasmáticos. O tamanho médio das concavidades entre as formações coraliformes/vulcanoides na superfície irregular pode ser compatível com o alojamento celular osteoblástico.

Em superfícies microestruturadas, células osteoblásticas entraram, aderiram e proliferaram em cavidades de 30 μ m e 100 μ m de diâmetro, mas não parecem reagir às cavidades de 10 μ m. O alinhamento osteoblástico diminui gradualmente quando a largura das ranhuras, presentes na superfície, também diminui, porém medidas menores que 75nm de largura e 33nm de profundidade não são reconhecidas morfológicamente pelas células³⁴. Já na superfície rugosa, as células se proliferam sobre toda a superfície, sem uma direção preferencial. As células, na superfície usinada/torneada, apresentam uma morfologia compacta, achatada, com prolongamentos celulares curtos, necessitando grande esforço para se espalhar pela topografia, já que não encontram estruturas tridimensionais, como acontece na superfície rugosa, que permite a acomodação celular, por haver um amplo contato com a superfície³⁵. Neste caso, as células logo entram em contato com alguma estrutura, sem necessidade de esforços laterais para se espalhar. Na superfície rugosa, as células apresentam uma forma mais alongada, poligonal e com prolongamentos celulares mais longos^{25,28}. A aleatoriedade das irregularidades, presente nas superfícies tratadas, propicia vales mais amplos entre as elevações em forma de platôs e picos que alojariam, por comparação de tamanho, os osteoblastos e seus prolongamentos.

Figura 37: Análise do perfil topográfico – implante Exopro®. Medida de pontos característicos de depressões, sulcos e vales. A-B/C-D/E-F/G-H: Distância total da faixa analisada.

Figura 38: Análise do perfil topográfico – implante NanoTite® – Medida de pontos característicos de depressões, sulcos e vales. A-B/C-D/E-F/G-H: Distância total da faixa analisada. Faixa vermelha: distância definida aleatoriamente para aferição de sulcos e depressões presentes na amostra.

Figura 39: Análise do perfil topográfico – implante SLA®. Medida de pontos característicos de depressões, sulcos e vales. A-B/C-D/E-F: Distância total da faixa analisada. Faixa vermelha: distância definida aleatoriamente para aferição de sulcos e depressões presentes na amostra.

Figura 40: Análise do perfil topográfico – implante TiUnite®. Medida de pontos característicos de depressões, sulcos e vales. A-B/C-D/E-F: Distância total da faixa analisada. Faixa vermelha, verde e azul: distância definida aleatoriamente para aferição de vales, sulcos e depressões presentes na amostra.

Figura 41: Análise do perfil topográfico – implante Xive®TG plus – Medida de pontos característicos de depressões, sulcos e vales. A-B/C-D: Distância total da faixa analisada. Faixa vermelha, verde e azul: distância definida aleatoriamente para aferição de sulcos e depressões presentes na amostra.

Por sua vez, as bactérias do morfotipo cocos possuem um diâmetro médio de $1\mu\text{m}$ e podem, supostamente, alojarem-se nessas anfractuosidades das superfícies implantares (Fig. 37 a 41 – faixas vermelhas, verdes e azuis). As moléculas dos lipopolissacarídeos (LPS) das membranas de bactérias gram negativas também podem ficar aprisionadas nessas irregularidades superficiais dos implantes, tal como ficam nas irregularidades das estruturas dentárias naturais¹⁷, muito embora, em menor proporção.

O cimento exposto na boca e contaminado é rapidamente eliminado, expondo a superfície dentinária. Quando raspado instrumentalmente, esta exposição é ainda mais precoce. O número de túbulos dentinários oscila entre 45 a 65.000/mm² em relação à polpa da dentina coronária humana, de 29,5 até 35.000/mm² na dentina intermediária, e de 15 a 20.000/mm² na junção esmalte-dentina. O diâmetro do túbulo é 2 a $3\mu\text{m}$ na polpa e 0,5 a $0,9\mu\text{m}$ na junção esmalte-dentina³⁶⁻³⁷. A estrutura de um implante não apresenta a mesma permeabilidade, em profundidade, do que uma raiz dentária; ou seja, a contaminação com bactérias e seus produtos deve ser mais profunda e de difícil remoção nos dentes naturais do que nos implantes expostos na boca.

De acordo com estes perfis analisados, todas as superfícies são passíveis de contaminação por LPS, e sua descontaminação futura pode ser comprometida devido a micro e nanotopografia encontrada em ambas as superfícies. Provavelmente deve ser mais fácil descontaminar a superfície do implante do que a de um dente exposto na boca. A estrutura dentária é rica em microirregularidades tanto em superfície, quanto em profundidade. Cada túbulo dentinário possui de 1 a $3\mu\text{m}$ de diâmetro e em cada mm² existem de 15.000 a 90.000 túbulos³⁹.

Também muito se tem investido, em tempo e dinheiro, na investigação dos implantes, quer ao nível macro, micro e, mais recentemente, nanoestrutural, sempre com o objetivo de acelerar e potenciar o fenômeno da osseointegração³⁸. Assim, um dos

campos de investigação que seguramente sofrerá grande evolução num futuro próximo será a composição química da superfície e a forma de favorecer a osteogênese. Tornando as superfícies as mais bioativas possíveis de modo a associar a retenção mecânica à química. Outra área importante de investigação futura será conhecer melhor as características dos hospedeiros. Parece assim evidente, saber até que ponto as características do hospedeiro interferem com este sucesso e de que forma podemos tornar mais favoráveis estas variáveis.

Do ponto de vista de acomodação celular em irregularidades na superfície de implantes, parece-nos lógico que a escala de adaptação deva ser micrométrica. A escala de tratamento de superfície do ponto de vista nanométrico pode ser adequada para a adaptação e interação do nível molecular como mediadores, moléculas de adesão e estruturas de membrana celular como: integrinas, caderinas e muitas outras estruturas nanométricas.

Deste ponto de análise também ainda há muitos aspectos a serem elucidados em futuras investigações.

Conclusões

5. Conclusões

A partir dos resultados obtidos e considerando as limitações metodológicas inerentes a qualquer metodologia inferiu-se que:

- Os implantes de superfície lisa Exopro® apresentam irregularidades em forma de delicados sulcos com diferença de altura máxima e mínima de $1,07\mu\text{m}$;
- Os implantes NanoTite®, SLA® e Xive® TG plus, apresentam um padrão de superfície em forma de lacuna, muito semelhante, mas em planos de superfícies diferentes. No NanoTite® o plano de superfície é único e irregular enquanto que no SLA® e Xive® TG plus existem vários planos de superfície ou um único plano de forma ondulada;
- O implante TiUnite® apresenta superfície com conformações coraliformes/vulcanoides e término das irregularidades festonado e não agudo como observa-se nos vulcões;
- A metodologia ideal para análise das superfícies com o objetivo de compreender como as células a colonizam e se aderem, deve ser em escala micrométrica, destacando-se a MEV em detrimento da MFA;
- A MFA parece ser a mais adequada para estudos que visem a interação da superfície dos implantes com estrutura de nível molecular e à MEV, no nível celular, como por exemplo, moléculas de adesão, estruturas de ancoragem celular e mediadores.
- Por fim, cada tratamento de superfície promove um tipo específico de topografia, cujos benefícios moleculares, teciduais e clínicos devem ser estudados caso a caso.

Referências Bibliográficas

6. Referências Bibliográficas[§]

1. Wenneberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 84(5): 522-34.
2. Palmquist A., Engqvist H , Lausmaa J, Homsen P. Commercially available dental implants: review of their surface characteristics. *Journal of biomaterials and tissue engineering* vol. 2, 112–124, 2012.
3. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1 – Review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. In *J Prosthodont* 2004;17:536-46.
4. Ankylos-Friadent: <http://www.dentsply-friadent.com>
5. Biomet 3i: Product Catalog, Rev F 02/08 <http://www.biomet3i.com> (2008).
6. Nobel Biocare: <http://www.nobelbiocare.com> (2008)
7. Straumann: <http://www.straumann.com>
8. Exopro: <http://www.exopro.com.br>
9. Wennerberg A. Searching for the right surface. *Forum Implantologicum*. 2006;2(1):10-13.
10. Albrektsson T, Sennerby L, Wennerberg A. State of the art of oral implants. *Periodontol*. 2000;47:15-26.
11. Dohan Ehrenfest DM, Vazquez L, Park YJ, Sammartino G, Bernard JP. Identification card and codification of the chemical and morphological characteristics of 14 dental implant surfaces. *J Oral Implantol*. 2011 Oct;37(5):525-42. Epub 2011 Jul 5.
12. Rosa MB, Albrektsson T, Francischone CE, Schwartz Filho HO, Wennerberg A. Caracterização micrométrica da superfície dos implantes das cinco maiores companhias do mercado brasileiro. Parte I: Implantes da Neodent. *Dental Press Implantol*. 2012. Jan Mar; 6(1): 76-87.
13. Rosa MB, Albrektsson T, Francischone CE, Schwartz Filho HO, Wennerberg A. Caracterização micrométrica da superfície dos implantes das cinco maiores companhias do mercado brasileiro. Parte II: Implantes Bonelike da Biomet 3i do Brasil.
14. Novaes AB Jr, de Souza SL, de Barros RR, Pereira KK, Iezzi G, Piattelli A. Influence of implant surfaces on osseointegration. *Braz Dent J*. 2010;21(6):471-81.

[§] Baseadas na norma do *International Committee of Medical Journal Editors* (Vancouver), de 2009.

15. Dental implants surface X biological response: a literature review. de Brandão ML • Esposti TBD Bisognin ED Harari ND Vidigal Jr. GM Conz MB. *Revista Implantnews* 2010;7(1):95-101.
16. Bueno Rde B, Adachi P, Castro-Raucci LM, Rosa AL, Nanci A, Oliveira PT. Oxidative nanopatterning of titanium surfaces promotes production and extracellular accumulation of osteopontin. *Braz Dent J.* 2011;22(3):179-84.
17. Piotto, Marisa Andréia Beltrami. Análise topográfica de diferentes superfícies de implantes no microscópio eletrônico de varredura e no microscópio de força atômica. Dissertação apresentada à Pro-reitoria de Pesquisa e Pós-graduação da Universidade Sagrado Coração, como parte integrante dos requisitos para obtenção do título de Mestre no Programa de Mestrado em Biologia Oral, área de concentração: Biologia Oral. 2011
18. Taborelli M, Jobin M, François P, Vaudaux P, Tonetti M, Szmukler-Moncler S, et al. Influence of surface treatments developed for oral implants on the physical and biological properties of titanium (I) Surface characterization. *Clin Oral Impl Res.* 1997;8:208-216.
19. Zhao G, Schwartz Z, Wieland M, Rupp F, Geis-Gerstorfer J, Cochran D, et al. High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. *J Biomed Mat Res.* 2005;74A(1):49-58.
20. Wennerberg A, Albrektsson T. Implant surfaces beyond micron roughness. Experimental and clinical knowledge of surface topography and surface chemistry. *Appl Osseointeg Res.* 2006;5:40-44.
21. Eisenbarth E, Linez P, Biehl V, Velten D, Breme J, Hildebrand H. Cell orientation and cytoskeleton organisation on ground titanium surfaces. *Biomolecular Engineering.* 2002;19:233-237.
22. Rosa A, Beloti M. Effect of cpTi surface roughness on human bone marrow cell attachment, proliferation, and differentiation. *Braz Dent J.* 2003;14(1):16-21.
23. Dalby MJ, McCloy D, Robertson M, Wilkinson CDW, Oreffo ROC. Osteoprogenitor response to defined topographies with nanoscale depths. *Biomaterials.* 2006;27:1306-15.
24. Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lankford J, et al. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). *J Biomed Mater Res.* 1995;29(3):389-401.
25. Alves SF, Wassall T. In vitro evaluation of osteoblastic cell adhesion on machined osseointegrated implants. *Braz Oral Res.* 2009;23(2):131-6.

26. Guizzardi S, Galli C, Martini D, Belletti S, Tinti A, Raspanti M, et al. Different titanium surface treatment influences human mandibular osteoblast response. *J Periodontol*. 2004;75:273-282.
27. Weber H. The ITI story of rough implant surfaces. *Forum Implantologicum*. 2006;2(1):6-9.
28. Anselme K, Bigerelle M, Noel B, Dufresne E, Judas D, Iost A, et al. Qualitative and quantitative study of human osteoblast adhesion on materials with various surface roughnesses. *J Biomed Mater Res*. 2000;49(2):155-66.
29. Postiglione L, Di Domenico G, Ramaglia L, Montagnani S, Salzano S, Di Meglio F, et al. Behavior of SaOS-2 cells cultured on different titanium surfaces. *J Dent Res*. 2003;82(9):692-6.
30. Deligianni DD, Katsala N, Ladas S, Sotiropoulou D, Amedee J, Missirlis YF. Effect of surface roughness of the titanium alloy Ti-6Al-4V on human bone marrow cell response and on protein adsorption. *Biomaterials*. 2001;22(11):1241-51.
31. Abrahamsson I, Berglundh T, Linder E, Lang N, Lindhe J. Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces - an experimental study in the dog. *Clin Oral Impl Res*. 2004;15:381-392.
32. Dohan Ehrenfest DM, Vazquez L, Park YJ, Sammartino G, Bernard JP. Identification card and codification of the chemical and morphological characteristics of 14 dental implant surfaces. *J Oral Implantol*. 2011 Oct;37(5):525-42. Epub 2011 Jul 5
33. Arnhart C, Dvorak G, Trefil C, Huber C, Watzek G, Zechner W. Impact of implant surface topography: a clinical study with a mean functional loading time of 85 months. *Clin Oral Implants Res*. 2012 May 17
34. Lamers E, Walboomers XF, Domanski M, te Riet J, van Delft FC, Luttge R, et al. The influence of nanoscale grooved substrates on osteoblast behavior and extracellular matrix deposition. *Biomaterials*. 2010;31(12):3307-16.
35. Galli C, Guizzardi S, Passeri G, Martini D, Tinti A, Mauro G, et al. Comparison of human mandibular osteoblasts grown on two commercially available titanium implant surfaces. *J Periodontol*. 2005;76:364-372.
36. Mjör IA. Human coronal dentine: structure and reaction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1972;33(5):810-23.
37. Romeiro R de L, Pereira C, Silva AV da, Bertramelo LA, Jorge AOC Adhesion of microorganisms in dental implants with a smooth surface or treated Innov Implant J, Biomater Esthet, São Paulo, v. 5, n. 2, p. 25-29, maio/ago. 2010

38. Svanborg LM., Andersson M., Wennerberg A. Surface characterization of commercial oral implants on the nanometer level. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2010 Feb;92(2):462-9.
39. Mjör IA., Pindborg JJ. *Histology of the human tooth.* Copenhagen, Munksgaard, 1973.