

KAVIO NARCISO DE OLIVEIRA CASTRO

**“ANÁLISE COMPARATIVA DA TOPOGRAFIA E PRESENÇA DE IMPUREZAS DE
IMPLANTES DENTAIS COM SUPERFÍCIE TEXTURIZADA POR MEIO DE
MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)”.**

Florianópolis

2004

KAVIO NARCISO DE OLIVEIRA CASTRO

**“ANÁLISE COMPARATIVA DA TOPOGRAFIA E PRESENÇA DE IMPUREZAS DE
IMPLANTES DENTAIS COM SUPERFÍCIE TEXTURIZADA POR MEIO DE
MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)”.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito para obtenção do título de Mestre em Odontologia – área de Concentração: Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Mario Vinícius Zendron

Florianópolis

2004

Kavio Narciso de Oliveira Castro

**“ANÁLISE COMPARATIVA DA TOPOGRAFIA E PRESENÇA DE IMPUREZAS DE
IMPLANTES DENTAIS COM SUPERFÍCIE TEXTURIZADA POR MEIO DE
MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)”.**

Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de MESTRE EM ODONTOLOGIA, ÁREA DE CONCENTRAÇÃO IMPLANTODONTIA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina.

Florianópolis, 19 de Março de 2004.

Prof. Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada
Coordenador do Curso de Pós-Graduação em Odontologia da UFSC

Banca Examinadora

Prof. Dr. Mario Vinícius Zendron
Orientador

Prof. Dr. Silvio Monteiro Júnior
Membro

Prof. Dra. Tânia Silvia Fröde
Membro

DEDICATÓRIA

À memória do meu Pai Joaquim Narciso, que me ensinou que humildade e determinação são virtudes que engrandecem o ser humano e pelo sacrifício que jamais poderei retribuir; meu exemplo de determinação na busca ininterrupta do saber.

À minha mãe Jandyra Castro, por me estimular nos estudos desde sempre e por toda dedicação, paciência, amor e carinho nos momentos mais difíceis destes anos tão distantes.

Aos meus irmãos Narja, Rinaldo, Nayara e Nathalhe, pelo amor, carinho, pela compreensão e incentivo constante.

Aos meus sobrinhos Eugênio, Barbara, Bhreno, Bruno e Maria Lúcia, por estarem sempre trazendo alegria em minha vida.

A vocês dedico este trabalho.

Agradecimento Especial

Ao Prof. Dr. Mario Vinícios Zendron, orientador deste trabalho,

Meu profundo agradecimento, por sua capacidade em solucionar os problemas enfrentados na execução deste trabalho, com tranqüilidade e determinação. Sua orientação objetiva e direcionada ao âmago dos problemas, proporcionou-me o ímpeto necessário à execução desta pesquisa. Sua habilidade e rigor na redação científica, juntamente com sua capacidade em transmitir o conhecimento possibilitou a conclusão desta dissertação. Agradecer simplesmente não estabelece o valor desta orientação, mas é a maneira mais simples, humilde e sincera de lhe dizer obrigado.

Tenho o prazer de externar meus sinceros agradecimentos a todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram na realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Ricardo Magini, agradeço pelo incentivo a busca de novos conhecimentos científicos, apoio transmitido dia a dia, e por acreditar na capacidade daqueles com os quais compartilham sua sabedoria.

Ao Prof. Dr. Antônio Carlos, pela grata oportunidade de ampliar meus conhecimentos, pela orientação constante na condução dos casos clínicos e na orientação dos detalhes audio-visual e fotográfico, de importância fundamental na carreira docente.

Ao Prof. Dr. Sergio Torres de Freitas, pela abordagem estatística empregada neste estudo.

Ao amigo e companheiro Gustavo Coura, meu amigo desde a nossa iniciação na implantodontia no Centrinho de Bauru e parceiro no mestrado, sempre compartilhando novos conhecimentos e enfrentando com muita determinação os obstáculos inerentes a esta delicada especialidade.

Ao Prof. Alberto Zortéa, pelos ensinamentos recebidos e compartilhados e, acima de tudo, pelo privilégio de sua convivência e a tranqüilidade de estar em sua companhia com muita paz e alegria nestes árduos dois anos de mestrado.

Ao mestre Julio Cravinhos, um amigo inestimável desde a graduação que me ensinou o valor da amizade e da humildade necessária para um convívio harmonioso.

Aos colegas colegas do mestrado Dircilene, Cimara, Adriana, Otávio por compartilharmos as mesmas angústias e anseios.

Aos funcionários do Cepid e Pós- Graduação pela solicitude constante.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	p. ix
LISTA DE TABELAS	p. xv
LISTA DE GRÁFICOS	p. xvi
LISTA DE QUADROS	p. xvii
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	p. xviii
RESUMO	p. xxii
ABSTRACT	p. xxiii
1 INTRODUÇÃO	p. 01
2 REVISÃO DE LITERATURA	p. 11
2.1 A interface implante/tecidos vivos	p. 13
2.2 A interface implante/tecidos calcificados	p. 14
2.3 A interface implante/tecidos não calcificados	p. 16
2.4 Biomateriais em implantodontia	p. 17
2.4.1 Polímeros	p. 18
2.4.2 Cerâmicas	p. 19
2.4.3 Metais e Ligas Metálicas	p. 21
2.5 O titânio e suas propriedades	p. 23
2.5.1 Biocompatibilidade-Osteointegração	p. 25
2.5.2 Contaminação metálica	p. 27
2.5.3 Energia de superfície e esterilização	p. 28

2.5.4 Passivação	p. 31
2.6 Topografia de superfície dos implantes osteointegrados	p. 37
2.6.1 Alterações Físicas e Químicas de Superfícies	p. 37
2.6.1.1 Alterações Perfilométricas	p. 39
2.6.1.1.1 Superfícies lisas	p. 39
2.6.1.1.2 Superfícies porosas e rugosas – Texturização de superfície	p. 42
2.6.2 Estudos relacionados com os aspectos topográficos dos implantes osteointegrados (Rugosidade de superfície)	p. 54
2.7 Resposta biológica tecidual e celular	p. 68
2.8 Técnicas empregadas para caracterização da superfície	p. 76
3 PROPOSIÇÃO	p. 79
4 MATERIAIS E MÉTODOS	p. 81
4.1 Morfologia de superfície (textura)	p. 83
4.2 Presença de impurezas	p. 90
4.3 Análise estatística	p. 95
5 RESULTADOS	p. 96
5.1 Avaliação topográfica	p. 97
5.2 Avaliação da presença de impurezas	p. 99
5.3 Descrição morfológica das características topográfica dos implantes experimentais	p. 102
5.3.1 GRUPO 1 – Conexão sistema de prótese	p. 102
5.3.2 GRUPO 2 – 3i Implant Innovations	p. 103
5.3.3 GRUPO 3 – Neodent Implantes Osteointegráveis	p. 105
5.3.4 GRUPO 4 – SIN - Sistema de Implantes Nacional Ltda	p. 108
5.3.5 GRUPO 5 – Titanium Fix[®] implantes osseointegráveis	p. 109
5.4 Micrografias de 3 regiões diferentes de um implante de cada grupo experimental (50x) – BSE	p. 112
5.4.1 GRUPO 1 – Conexão	p. 112

5.4.2 GRUPO 2 – 3i -----	p. 114
5.4.3 GRUPO 3 – Neodent -----	p. 116
5.4.4 GRUPO 4 – SIN -----	p. 118
5.4.5 GRUPO 5 – Titanium fix -----	p. 120
6 DISCUSSÃO -----	p. 122
6.1 Aspecto topográfico -----	p. 124
6.2 Aspecto presença de impurezas -----	p. 128
7 CONCLUSÕES -----	p. 136
ANEXOS -----	p. 138
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS -----	p. 145

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Microscopia eletrônica de varredura (MEV) de um implante (Conexão Sistemas de Prótese, Ltda. São Paulo, SP- Brasil). Nota-se que a periodicidade dos sulcos varia de região para região no corpo do implante----- p.41

FIGURA 2 – Superfície de um implante (3i Implant Innovations, Inc., Palm Beach Gardens, Florida- USA) em um aumento de 3000x. Nota-se em um maior aumento presença de ranhuras na superfície ----- p.42

FIGURA 3 – Microscopia eletrônica de varredura (MEV) de um implante (SIN – Sistema de Implantes Nacional Ltda. São Paulo, SP- Brasil), texturizado pela técnica de imersão em meio ácido (HCl e H₂SO₄). A superfície tem uma microrugosidade uniforme com inúmeros microporos na base da macrotexturização, chamados de micro-retenções (Aumento de 2000x)----- p. 44

FIGURA 4 – Eletromicrografia de um implante Osseotite[®] – 3i Implant Innovations, Inc., Palm Beach Gardens, Florida- USA, texturizado pela técnica de imersão em meio ácido (HCl e H₂SO₄). Aspecto topográfico caracterizando uma microrugosidade uniforme com pequenas aberturas sobre a superfície, chamadas de micro-retenções (Aumento de 2000x)----- p. 45

FIGURA 5 – Topografia de superfície de um implante do Sistema Titanium Fix[®] implantes osseointegráveis: A.S. Technology Comp. Esp. Ltda. ME., São José dos Campos, SP- Brasil, texturizado pela técnica de jato de óxido de alumínio (Al₂O₃) seguido por ataque com solução ácida fraca. Observe a presença de ranhuras e cortes do metal provocados pelo choque da partícula de óxido contra a superfície do implante, gerando rugosidades maiores, chamadas macrorretenções (Aumento de 2000x)----- p. 47

FIGURA 6 – Eletromicrografia de uma superfície processada através de jateamento e imersão em solução ácida de um implante comercialmente disponível (Bicon, Inc. Boston, MA- USA), demonstrando embebição de uma partícula de alumina na superfície rugosa do implante após o processamento e esterilização ----- p. 48

FIGURA 7 – Implante do Sistema Titanium Fix[®], texturizado pela técnica de jato de óxido de alumínio (Al_2O_3) seguido por incubação em solução de ácido fraco. As partículas utilizadas nesta técnica podem ser vistas (pontos brancos) em todo o comprimento do implante, exceto na região do pescoço (cervical) que não sofreu jateamento (Aumento de 15x)----- p. 49

FIGURA 8 – Topografia de superfície de um implante do Sistema Conexão Sistemas de Prótese, Ltda. São Paulo, SP- Brasil, texturizado pela técnica de jateamento de partículas biocompatíveis (TiO_2) seguido por subtração pela imersão em meio ácido. Observar a presença de rugosidades de diferentes tamanhos, caracterizando a técnica combinada de macro e micro-retenções (Aumento de 2000x)----- p. 50

FIGURA 9 – Características morfológicas do escore de textura 0: ótimo ----- p. 86

FIGURA 10 – Características morfológicas do escore de textura 1: bom ----- p.87

FIGURA 11 – Características morfológicas do escore de textura 2: regular ----- p. 88

FIGURA 12 – Características morfológicas do escore de textura 3: ruim ----- p. 89

FIGURA 13 – Características do escore de impureza 0: presença de impurezas -----
----- p. 93

FIGURA 14 – Características do escore de impureza 1: presença de impurezas -----
----- p. 94

FIGURA 15 – Características do escore de impureza 2: presença de grande
quantidade de impurezas ----- p. 95

FIGURA 16 – Topografia de superfície de um implante do Sistema Conexão
Sistemas de Prótese, Ltda. São Paulo, SP- Brasil, texturizado pela técnica de
jateamento de partículas biocompatíveis (TiO_2) seguido por imersão em meios
ácidos. Observar a presença de rugosidades de diferentes tamanhos,
caracterizando a técnica combinada de macro e micro-retenções. Nota-se que as
deformações criadas pelo impacto das partículas possuem microcavidades no seu
interior (Aumento de 2000x) -----p. 103

FIGURA 17 – Topografia de superfície de um implante Osseotite[®] – 3i Implant
Innovations, Inc., Palm Beach Gardens, Florida- USA, texturizado pela técnica de
imersão em meio ácido (HCl e H_2SO_4). A ação dos ácidos permite a obtenção de
uma superfície de topografia mais regular, comparada a outras técnicas de
texturização por subtração. A superfície tem uma micro-rugosidade uniforme com
pequenas aberturas sobre a superfície. (Aumento de 2000x)-----p. 104

FIGURA 18 – Microscopia eletrônica de varredura (MEV) de um implante de
hexágono externo de 3.75 mm de diâmetro (Neodent Implantes
Osteointegráveis. Curitiba – PR – Brasil), texturizado pela técnica de subtração
ácida pela imersão seqüencial dos implantes em sete diferentes soluções por
períodos de tempo pré-determinados. A ação dos ácidos permitiu a obtenção de
uma superfície de topografia mais regular resultando em uma superfície micro-
rugosa com uma certa uniformidade, e com a formação de microporos chamados
de micro-retenções (Aumento de 2000x)-----p. 106

FIGURA 19 – Microscopia eletrônica de varredura (MEV) de um implante de hexágono externo de 3.75 mm de diâmetro (Neodent Implantes Osteointegráveis. Curitiba – PR – Brasil), texturizado pela técnica de subtração ácida pela imersão seqüencial dos implantes em sete diferentes soluções por períodos de tempo pré-determinados. Nota-se claramente a presença de características topográficas não condizentes com aquelas relatadas para implantes submetidos à processo de texturização por ataque ácido, onde observa-se ranhuras e cortes do metal gerando “cavitações” ou depressões de magnitude maior do que as observadas nas superfícies ácido atacadas (Aumento 2000x)-----p. 107

FIGURA 20 – Microscopia eletrônica de varredura (MEV) de um implante de hexágono externo de 3.75 mm de diâmetro (SIN - Sistema de Implantes Nacional Ltda. São Paulo, SP- Brasil), texturizado pela técnica de imersão em meios ácidos (HCl e H₂SO₄). A ação do ácido permite a obtenção de uma superfície de topografia mais regular, comparada a outras técnicas de texturização por subtração. A superfície tem uma microrugosidade uniforme com inúmeros microporos na base da microtexturização, chamados de micro-retenções. (Aumento de 2000x)-----p. 109

FIGURA 21 – Topografia de superfície de um implante do Sistema Titanium Fix[®] implantes osseointegráveis: A.S. Technology Comp. Esp. Ltda. ME., São José dos Campos, SP- Brasil, texturizado pela técnica de jato de óxido de alumínio (Al₂O₃) seguido por incubação em solução ácida fraca. Observa-se a presença de ranhuras e cortes do metal provocados pelo choque da partícula de óxido contra a superfície do implante, gerando rugosidades maiores, chamadas macrorretenções. Nota-se também (setas) embebição de partículas de alumina na superfície rugosa provenientes do processo de texturização do implante aplicado pelo fabricante deste grupo (Aumento de 2000x)-----p. 110

- FIGURA 22** – Espectro da análise química (EDS) da superfície de um implante do Sistema Titanium Fix[®] implantes osseointegráveis: A.S. Technology Comp. Esp. Ltda. ME., São José dos Campos, SP- Brasil, texturizado pela técnica de jato de óxido de alumínio (Al₂O₃) seguido por incubação em solução ácida fraca. Observa-se a presença na leitura além do elemento químico predominante titânio, o elemento alumínio-----p. 111
- FIGURA 23** – Micrografia da região cervical de um implante do Sistema Conexão (Aumento de 50x – BSE)-----p. 112
- FIGURA 24** – Microscopia da região do terço médio de um implante do Sistema Conexão-----p. 113
- FIGURA 25** – Micrografia da região apical de um implante do Sistema Conexão (Aumento de 50x – BSE)----- p. 113
- FIGURA 26** – Micrografia da região cervical de um implante do sistema 3i (Aumento de 50x – BSE)-----p. 114
- FIGURA 27** – Micrografia da região do terço médio de um implante do Sistema 3i (Aumento de 50x – BSE)-----p. 115
- FIGURA 28** – Micrografia da região apical de um implante do Sistema 3i (Aumento de 50x – BSE)-----p. 115
- FIGURA 29** – Micrografia da região cervical de um implante do fabricante Neodent (Aumento de 50x – BSE) -----p. 116

FIGURA 30 – Micrografia da região do terço médio de um implante do Sistema Neodent (Aumento de 50x – BSE) -----p. 117

FIGURA 31 – Micrografia da região apical de um implante do Sistema Neodent (Aumento de 50x – BSE)-----p. 117

FIGURA 32 – Micrografia da região cervical de um implante do fabricante SIN (Aumento de 50x – BSE)-----p. 118

FIGURA 33 – Micrografia da região do terço médio de um implante do fabricante SIN (Aumento de 50x – BSE)-----p. 119

FIGURA 34 – Micrografia da região apical de um implante do fabricante SIN (Aumento de 50x – BSE)-----p. 119

FIGURA 35 – Micrografia da região cervical de um implante do fabricante Titanium fix (Aumento de 50x – BSE) -----p. 120

FIGURA 36 – Micrografia da região do terço médio de um implante do fabricante Titanium fix (Aumento de 50x – BSE) -----p. 121

FIGURA 37 – Micrografia da região apical de um implante do fabricante Titanium fix (Aumento de 50x – BSE)-----p. 121

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Mediana dos escores da avaliação topográfica de cinco marcas comerciais de implantes (grupos experimentais)----- p.97

TABELA 2 – Mediana dos escores da avaliação da presença de impurezas de cinco marcas comerciais de implantes (grupos experimentais)-----p. 100

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1 – Comparações individuais do teste de Kruskal-Wallis, para contraste da avaliação da textura de superfície entre os grupos testados ----- p. 99

GRÁFICO 2 – Comparações individuais do teste de Kruskal-Wallis, para contraste da avaliação da presença de impurezas entre os grupos testados -----p. 101

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1 – Comparações individuais do teste de Kruskal-Wallis, para contraste da avaliação da textura de superfície entre os grupos testados ----- p. 98

QUADRO 2 – Comparações individuais do teste de Kruskal-Wallis, para contraste da avaliação da presença de impurezas entre os grupos testados -----p. 101

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

HCl	Ácido clorídrico
HF	Ácido fluorídrico
H₃PO₄	Ácido fosfórico
H₂SO₄	Ácido sulfúrico
HNO₃	Ácido nítrico
Al₂O₃	óxido de alumina
CA	Aderência celular
α	Alfa
Al	Alumínio
AES	Análise de Microsonda de Auger
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
Å	Angstrom
β	Beta
2D	Bidimensional
Ca	Cálcio
C	Carbono
cm	Centímetro
cm²/ml	Centímetro quadrado por mililitro
Cl	Cloro
Co	Cobalto
Co-Cr-Mo	Cobalto-cromo-molibidênio
C3a	Fração c3a do sistema complemento
C5a	Fração c5a do sistema complemento
Cr	Cromo
S	Enxofre
AES	Análise de Microsonda de Auger

EDS	Espectroscopia de Energia Dispersa de Raio -X
ESCA	Espectroscopia por Emissão de Raio -X
SIMS	Espectroscopia de Massa de Íons Secundários
Fe	Ferro
ULTI	Filme de carvão protéico isotrópico
°	Grau
°F	Grau Farhenrait
HA	Hidroxiapatita
ISO	International Organization For Standardization
Kcal/mol	Kilocalorias por mol
EDTA	nome comercial de um agente quelante
Ti-6Al-7Nb	Liga de titânio-6 alumínio-7 nióbio
Ti-6Al-4V	Liga de titânio-6 alumínio-4 vanádio
LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
MHZ	Mega hertz
m/s	metro por segundo
3i	empresa fabricante de implantes dentais
SIN	empresa fabricante de implantes dentais
SLA	sandblasted large acid
PST	plasma spray de titânio
μ	microns
μm	Micrometro
AFM	Atomic Force Microscopy
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
SEM	The Scanning Electron Microscopy
TEM	Microscopia Eletrônica de Transmissão
mg	Miligrama
ml	Mililitro
mm	Milímetro
mmHg	Milímetro de mercúrio

min	Minutos
M	Mol
Mo	Molibdênio
nm	Nanometro
Ncm	Newton por centímetro
N/mm²	Newton por milímetro quadrado
N/cm	Newton por centímetro
N	Nitrogênio
O	Oxigênio
TiO	Formas de óxido de titânio
TiO₂	Formas de óxido de titânio
TiO₃	Formas de óxido de titânio
TiO₄	Formas de óxido de titânio
ZnO₂	Dióxido de Zinco
Sna	Parâmetro de espaço bidimensional
Str	Parâmetro de espaço tridimensional
Scx	Parâmetro de espaço tridimensional
Δq	Parâmetro híbrido bidimensional
SΔq	Parâmetro híbrido tridimensional
Sdr	Parâmetro híbrido tridimensional
Rz	Parâmetro de altura bidimensional
Rt	Parâmetro de altura bidimensional
Rtm	Parâmetro de altura bidimensional
Ra	Parâmetro de altura bidimensional
Rrms	Parâmetro de altura bidimensional
Sm	Parâmetro de altura tridimensional
Sa	Parâmetro de altura tridimensional
Sq	Parâmetro de altura tridimensional
Pt	Platina
Ar	argônio

%	Porcentagem
CDP	Proteína colágena
s	Segundos
Ticp	Titânio comercialmente puro
TGF-b	fatores de crescimento transformadores
BMPs	proteínas ósseas morfogenéticas
PGF	fatores de crescimento de fibroblastos
VEGF	fatores de crescimento vasculares
3D	Tridimensional
RTV	Valor de torque à remoção
Kv	kilovolts
V	Vanádio
Zn	Zinco
Z	Zircônio

RESUMO

CASTRO, K.N.O. **Análise comparativa da topografia e presença de impurezas de implantes dentais com superfície texturizada por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV)**. Florianópolis, 2004. 167f. Dissertação (Mestrado em odontologia – área de concentração Implantodontia) – Universidade Federal de Santa Catarina.

O objetivo desta análise comparativa foi observar qualitativamente as variações microscópicas topográficas e a presença de impurezas em implantes osteointegráveis por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). Estes implantes foram provenientes de cinco fabricantes, sendo que cada grupo experimental consistiu de cinco amostras de cada um destes fabricantes, todos com superfícies submetidas a diferentes processos de texturização. Os fabricantes que compuseram os cinco grupos experimentais foram: Conexão (Grupo 1); 3i (Grupo 2); Neodent (Grupo 3); SIN (Grupo 4); Titanium fix (Grupo 5). Cada implante foi avaliado em três áreas de diferentes regiões, tanto para a análise comparativa qualitativa topográfica quanto para a análise comparativa qualitativa de presença de impurezas. Quinze micrografias foram obtidas para cada grupo experimental em ambas as análises, as quais foram submetidas a análise por três observadores para a obtenção de escores qualitativos de ambos os aspectos. De acordo com os resultados foi possível concluir que, no aspecto topográfico os fabricantes SIN (G4) e 3i (G2) foram estatisticamente equivalentes, em um nível de significância de 1% e melhores que todos os demais, exibindo uma característica topográfica desejável. Os fabricantes Conexão (G1), Neodent (G3) e Titanium fix (G5) mostraram diferenças significantes entre si, em um nível de significância de 1% e padrões de texturização variáveis. No aspecto presença de impurezas os fabricantes Neodent (G3) e Conexão (G1) foram equivalentes entre si, em um nível de significância de 1% e melhores que todos os demais, mostrando superfícies mais livres de impurezas que todos os demais. Os fabricantes SIN (G4) e 3i (G2) foram equivalentes entre si, em um nível de significância de 1%, exibindo superfícies com uma certa quantidade de impurezas e melhores que o fabricante Titanium fix, que se

mostrou inferior a todos os demais, exibindo superfícies com grande quantidade de impurezas.

Unitermos: titânio, implantes dentais, topografia de superfície.

ABSTRACT

CASTRO, K.N.O. Comparative analysis of topography and presence of impurities in dental implants with texturized surface by Scanning Electron Microscopy (SEM)

Florianópolis, 2004. 167f. (Master Dissertation in Odontology – Implantodontics) – Federal University of Santa Catarina.

The aim of this analysis is to compare by means of scanning electron microscopy (SEM) the topography and the presence of impurities in five commercially available implants. Implants from five different manufacturers were analysed qualitatively. Findings suggested that SIN and 3i manufacturer were statistically equivalent for topography features, they were significant in a significance level of 1% and better than all other products analysed. Manufacturers Conexão , Neodent and Titanium fix showed significant differences in a significance level of 1%. Regarding to presence of impurities the manufacturer Neodent and Conexão were equivalent in a significance level of 1% and better than the others. Manufacturer SIN and 3i were equivalent in a significance level of 1% and better than Titanium fix, that showed to be an inferior manufacturer when comparing to the others. Micrographs product were examined by three observers, then both aspects analysed were given qualitative scores elaborated according to the literature.

Key Words: titanium, dental implants, surface topography.

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

As tentativas de substituir dentes perdidos por elementos que fossem capazes de devolver sua estética e função têm representado, ao longo da história da humanidade, um desafio ao conhecimento humano (BECKER, 1999). A utilização de próteses implantossuportadas como opção à resolução dessas ausências dentárias, tornou-se ótima alternativa aos métodos convencionais de prótese dental. A possibilidade da instalação cirúrgica de implantes confeccionados em titânio comercialmente puro em espaços protéticos gerou melhor prognóstico para os elementos dentais remanescentes, visto que preparos e desgastes em dentes hígidos ou sobrecargas em estruturas metálicas para suporte de próteses parciais removíveis seriam evitados e a possibilidade de devolver uma “raiz artificial” promoveria grande benefício ao sistema estomatognático dos pacientes assim tratados (RING, 1995).

Com o conhecimento da biocompatibilidade e finalmente com o estabelecimento do fundamento científico da implantodontia moderna, divulgado por pesquisadores Suecos, o uso dos implantes osteointegrados difundiu-se rapidamente. Estudos de microscopia vital da cicatrização de feridas ósseas, iniciados por Bränemark e colaboradores em 1952 no Laboratório de Microscopia vital da Universidade de Lund e a partir de 1960 no Laboratório de Biologia Experimental da Universidade de Gotemburgo, Suécia, (BRÄNEMARK, 1987), deram origem ao conceito de osteointegração, inicialmente definida em nível de microscopia ótica como “uma coexistência estrutural e funcional contínua entre tecidos biológicos vivos diferenciados, com remodelamento adequado e componentes sintéticos rigorosamente definidos e controlados, proporcionando funções clínicas específicas e duradouras, sem estimular mecanismos de rejeição (BRÄNEMARK, 1985). O fenômeno da osteointegração constituiu-se em uma das descobertas mais importantes da Odontologia clínica do século 20. Do ponto de vista clínico, ZARB; ALBREKTSSON, em 1991, definiram-no como “o processo pelo qual a integração rígida e assintomática de materiais aloplásticos ao osso é alcançada e mantida durante a aplicação de cargas funcionais” e confirmada pela estabilidade do implante.

Embora o fenômeno da osteointegração ainda não esteja totalmente compreendido, principalmente com referência aos mecanismos bioquímicos da formação óssea, resposta celular e mecanismos reguladores da neoformação-reabsorção óssea, os resultados de pesquisas laboratoriais e estudos longitudinais em humanos recomendam a possibilidade de sua utilização clínica (BRÄNEMARK e colaboradores, 1977;1995; JEMT; LEKHOLM, 1995).

Tendo como base os estudos fundamentais citados, os implantes osteointegrados tornaram-se uma modalidade de tratamento bem aceita para a reconstrução bucal e craniofacial, servindo como uma estrutura transmucosa para suportar dentes unitários (BALSHI e colaboradores, 1996; SABRI, 1998), próteses parciais e totais fixas (ADELL e colaboradores, 1990; JEMT; LEKHOLM; ADELL, 1989), próteses totais removíveis (BERGENDAL; ENGQVIST, 1998; MERICSKE-STERN, 1998) ou para reconstruir defeitos maxilofaciais (JENSEN; BROWND; BLACKER, 1992; TOLMAN e colaboradores, 1997). Podem, ainda, segundo HIGUCHI, em 2000, fornecer ancoragem durante tratamento ortodôntico, e de acordo com estudo de SAWAKI e colaboradores, em 1996, ajudar a formar novo osso no processo de distração osteogênica.

Uma das grandes descobertas de BRANEMARK e colaboradores foi mostrar que uma superfície inerte, biocompatível, bioativa e limpa química e mecanicamente é um fator fundamental para a osteointegração, onde a peça chave de todo sistema é o próprio implante e de suas características macro e microscópicas depende o sucesso dos tratamentos que utilizam os princípios deste fenômeno (ALBREKTSSON e colaboradores, 1981; BAIER e colaboradores, 1984). A tecnologia de implante está continuamente evoluindo conforme novas descobertas fornecem um melhor entendimento dos princípios biológicos que governam o desenvolvimento de uma interface dinâmica entre o tecido vivo e uma estrutura artificial.

O sucesso ou o fracasso da osteointegração e os requisitos para se obter essa interface com metabolismo ósseo dinâmico, segundo ALBREKTSSON e colaboradores, (1981); ADELL e colaboradores, (1981); JANSEN e colaboradores, (1991); BRANEMARK, (1985); CARLSSON e colaboradores, (1988); SATOMI e colaboradores, (1988) são dependentes do controle de vários fatores, quais sejam:

Biocompatibilidade do material utilizado; Condições do tecido ósseo que recebe os implantes; Manutenção do potencial osteogênico do tecido ósseo; Técnica cirúrgica delicada, asséptica e atraumática; Estabilidade primária, visto que a cicatrização ao redor dos implantes baseia-se na reparação de fraturas ósseas, onde se faz necessário a imobilização rígida dos fragmentos; Período de cicatrização sem carga; Condições de carga; Macro e microestrutura do implante e as próprias condições do organismo.

Com a consolidação do uso clínico dos implantes osteointegrados nas últimas décadas, a pesquisa em Implantodontia concentrou-se na melhora dos já expressivos índices de sucesso destes. A eventual confirmação de que determinadas superfícies possibilitam maior e mais rápido contato ósseo na fase de cicatrização e contato ósseo duradouro quando em função poderá certamente contribuir para a otimização do procedimento (TEIXEIRA, 2001).

Mudanças nas características de superfície do implante poderiam, por exemplo, permitir a sua função mais precoce, tornando sua viabilização mais rápida para uso clínico, na tentativa de reduzir ou até eliminar o período de cicatrização óssea livre de carga funcional recomendado no protocolo de pesquisa estabelecido pelo grupo de Gotemburgo-Suécia (ADELL e colaboradores, 1981) e ainda ampliar a gama de aplicações possíveis para osso alveolar de qualidade inferior (tipo III e IV), pois os materiais empregados nos implantes atuais funcionam bem quando a qualidade óssea é boa e especialmente quando existe ancoragem bicortical (BRANEMARK e colaboradores, 1977; ADELL e colaboradores, 1981; ALBREKTSSON e colaboradores, 1981; ADELL e colaboradores, 1990; BUSER e colaboradores, 1991). O comportamento dos implantes em ossos de boa qualidade, especialmente tipo I e também tipo II, é altamente previsível e o sucesso destes é excelente. Diversos trabalhos científicos e longitudinais de curto e longo prazo comprovam tal afirmação (BRÄNEMARK e colaboradores, 1977; ADELL e colaboradores, 1990; JEMT; LEKHOLM, 1995). Contudo, há 20 anos vêm sendo publicados estudos que mostram menor porcentagem de sucesso na maxila em implantes com superfície externa somente usinada (ZARB; SCHMIDT, 1991). Em 1981, ADELL se refere a 81% de êxito com implantes no maxilar superior. ALBREKTSSON e colaboradores obtiveram, em 1986, 84% em condições

semelhantes (ossos tipos III e IV). Por outro lado JAFFIN; BERMAN, em 1991, alcançaram êxito de apenas 65% nos ossos tipo IV. Com base nesta evidência, foram muitas as abordagens visando o aumento do percentual de sucesso nestas condições e dentre estas de acordo com os estudos de CARLSSON e colaboradores, em 1988; WONG e colaboradores, em 1995, as modificações de superfície têm se revelado como as mais promissoras.

Tais modificações podem ser alcançadas através da utilização de várias técnicas empregadas em engenharia de superfície. Apesar de diferenças nos princípios físicos utilizados para a obtenção de uma superfície otimizada, todas as técnicas empregadas visam o mesmo objetivo: aumentar a osteocondutividade e ocasionar um aumento na capacidade de ancoragem da interface osso-biomaterial a curto, médio e longo prazo (BAIER; MEYER, 1988; BRUNETTE, 1988; SMITH; PILLIAR; CHERNECKY, 1991; BOWERS e colaboradores, 1992; WONG e colaboradores, 1995; COCHRAN, 1999.).

Diante dessas alterações em protocolos estabelecidos aos implantes osteointegrados, busca-se atualmente o aumento da porcentagem de tecido ósseo em contato com a superfície dos implantes (BUSER e colaboradores, 1991; SAWASE e colaboradores, 2000; KLOKKEVOLD e colaboradores, 2001). Sabe-se que é possível melhorar a resistência e a extensão da osteointegração através da otimização da união entre as biomoléculas do tecido ósseo adsorvidas e a camada de óxidos da superfície do implante e de um melhor travamento mecânico inicial, alterando-se as propriedades micromorfológicas e físico-químicas na estrutura da superfície do implante por meio de tratamentos de superfície (BUSER e colaboradores, 1991;1998).

A camada de óxidos na superfície do implante, segundo RATNER e colaboradores, (1987) influencia a reação protéica e celular deste. O óxido de Ti é muito estável e inerte clinicamente e não se quebra sob condições fisiológicas. Entretanto, a contaminação da superfície de titânio poderá levar à perda desta passividade devido a uma possível mudança na composição do óxido (ALBREKTSSON; LEKHOLM, 1989). Esta mudança poderá gerar uma resposta inflamatória com a formação de tecido de granulação, que leva à perda ou à não obtenção da osteointegração. Assim, a presença de contaminantes tem recebido

atenção especial pela possibilidade de gerar uma alteração na resposta biológica a médio e longo prazo e só estudos clínicos longitudinais poderão determinar o comportamento clínico de cada superfície em particular (KASEMO; LAUSMAA, 1988).

Vários investigadores relataram a grande variabilidade de componentes orgânicos e inorgânicos encontrados na superfície dos implantes em função dos processos de manufatura, limpeza, tratamento de superfície, esterilização e embalagem, os quais podem alterar as características da superfície e da camada de óxidos, podendo resultar em resposta tecidual alterada (AMEEN e colaboradores, 1993; DOUNDOULAKIS, 1987; KELLER, e colaboradores, 1990; HARTMAN e colaboradores, 1989).

A implantodontia em termos de osteointegração de acordo com o que foi exposto apresenta crescentes descobertas científicas. Estas ainda são foco de expectativas e especulação. Inicialmente as pesquisas atuaram em nível macroscópico, posteriormente, microscópico e mais recentemente ultraestrutural. Houve desenvolvimento contínuo das muitas modalidades de terapia, desde o implante cilíndrico integrado, implante subperióstico, implante em armação de ramo, implante em lâmina, inserção transmucosa e implante endósseo. Durante a fase de desenvolvimento da implantodontia diferentes materiais, projetos de implante e técnicas de tratamento foram pesquisados, levando a resultados diversos. O conhecimento da biologia óssea adicionado ao desenvolvimento e pesquisa em biomateriais e a evolução da bioengenharia possibilitarão prever o prognóstico de implantes osteointegrados. Portanto, necessita-se conhecer mais sobre a situação ótima de união entre um material artificial e os tecidos, que tipo de material fornece melhor resposta tecidual e que tipo de superfície é preferida pelas células ósseas, conjuntivas e epiteliais. Se isto for conhecido, a resposta do osso e tecidos moles pode ser prevista quando os implantes são instalados nos maxilares (ELLINGSEN, 1998).

Há evidências na literatura mostrando que biomateriais com características microtopográficas e composições químicas diferentes provocam respostas biológicas distintas por influenciarem diferentemente o comportamento dos tecidos e das células (ELLINGSEN, 1998). A rugosidade e porosidade em nível de 100 µm ou

mais têm demonstrado crescimento tecidual interno e as características estruturais da superfície rugosa numa área de 1 a 10 μm influenciam diretamente a atividade de células individuais *in vivo* (BOBYN e colaboradores, 1980). Superfícies usinadas com ranhuras de diferentes tamanhos e formas facilitam a aderência de células endoteliais, fibroblastos e osteoblastos ao cilindro de titânio. A faixa inferior a 1 μm também pode otimizar a resposta biológica via interação com componentes celulares e biomoléculas de dimensões correspondentes, tais como processos de células, grupos moleculares presentes na membrana celular, proteínas e outras biomoléculas. Do ponto de vista funcional, existem provavelmente níveis ótimos de rugosidade de superfície para diferentes aplicações (BRUNETTE, 1988). Entretanto, atualmente ainda não é possível prever qual é a faixa de rugosidade ideal para que isso ocorra.

Conhecer os biomateriais como afirmado por ELLINGSEN, em 1998, é um caminho para se ter melhor controle da estrutura da superfície, adsorção e adesão de proteínas, ativação e crescimento celular, possibilitando que a reação tecido hospedeiro-biomaterial seja rápida e específica. Para isto, Implantes dentais deveriam ter superfícies que resultassem em resposta tecidual específica, presença de osteoblastos, nucleação de fosfato de cálcio, e também, estimulassem novo crescimento ósseo ao seu redor. Tais melhoras poderiam permitir a colocação de implantes em áreas onde atualmente é difícil ou mesmo impossível, tais como em áreas posteriores da maxila.

A superfície mais compatível com a osteointegração parece ser aquela que une características simultâneas de macro e micro-retenções com a formação de numerosos microporos secundários (micro-retenções), obtidos pelo tratamento químico com ácidos na base da macrot textura da superfície previamente jateada. Estas superfícies parecem promover um aumento da energia de fixação de superfície nos implantes. De acordo com CAMPOS JR; PASSANEZI, em 1996, este aumento na energia de fixação de superfície facilita a difusão de água, sangue e fluidos corporais sobre as microirregularidades da superfície do implante, influenciando positivamente o povoamento celular inicial e, desse modo, beneficia o processo cicatricial inicial.

O desafio da implantodontia é documentar qual a superfície, forma e composição do implante é melhor para tratar condições desfavoráveis e qual pode proporcionar longevidade de retenção, melhor resposta celular, conforto e função para o paciente (BINON, 2000).

A Implantodontia vem se consolidando através do estudo da bioengenharia tecidual, experimentos em animais e observações clínicas realizadas em muitas instituições de todo o mundo. O resultado disto é a confiabilidade e aceitabilidade dos tratamentos que utilizam os conceitos da osteointegração na odontologia. O protocolo de implantes osteointegrados consiste em utilizar implantes em forma cilíndrica, de preferência com roscas e procedimentos cirúrgico e protético padronizados. Entretanto, sem deixar de considerar todas as pesquisas realizadas até o momento, o estado da ciência hoje na Implantodontia é, principalmente, o resultado de tentativas objetivando a otimização dos materiais e métodos já conhecidos (ELLINGSEN, 1998).

Trabalhos científicos baseados na engenharia de novos materiais e técnicas para a obtenção do implante ideal são raros. Com algumas exceções, são vistos projetos de implantes bucais e maxilo-faciais guiados por avanços básicos dos biomateriais, biomecânica e biologia óssea, sendo que muitos deles são produtos do marketing industrial (ELLINGSEN, 1998).

Centenas de companhias estão envolvidas na fabricação, comercialização e distribuição do implante dental, dando origem a uma variedade de implantes com amplas indicações clínicas. Muitas destas companhias têm entrado no mercado copiando ou fazendo pequenas mudanças no tamanho, forma, material e superfície dos produtos concorrentes e para conquistar mais mercado acabam apregoando exageradamente a efetividade do novo produto (BINON, 2000).

Segundo WENNERBERG; ALBREKTSSON, em 2000, muitos clínicos não são capazes de discernir a diferença entre marketing e avanço científico e têm tirado conclusões diretas de resultados de estudos experimentais relatados, ignorando diversos relatos da pobre correlação entre os resultados de estudos em animais e clínicos e, com o intuito de oferecer o melhor tratamento aos pacientes usam novos implantes em novas situações clínicas antes que estas novas indicações tenham sido totalmente pesquisadas do ponto de vista científico e clínico.

É papel dos pesquisadores controlarem a qualidade e a demanda de clones de implantes que surgem no mercado de forma criteriosa e racional. O profissional deve ter olhos críticos aos novos materiais que surgem no mercado e não se entregarem facilmente ao marketing e às falsas vantagens. O cirurgião-dentista não é agente comercial da indústria de implantes, mas deve avaliar criteriosamente novos implantes. Deve-se examinar todos os aspectos e validade dos diferentes tipos de sistemas e métodos de implante que têm sido usados para tratar os muitos problemas para os quais os implantes podem ser indicados (BINON, 2000).

A palavra osteointegração, que representa integração entre o tecido ósseo e o implante não é apenas um termo biológico. É, entretanto, sem exagero dizer que o fenômeno é o eixo para o implante dental. Muitos pesquisadores têm apontado que a rugosidade da superfície do implante é importante para manter firmemente este fenômeno. O estudo da integração dos implantes, baseado em entendimento mútuo entre engenharia e biologia é indispensável para a harmonia e coexistência entre o tecido ósseo vital e biomaterial (ELLINGSEN, 1998).

A pesquisa sobre implantes no Brasil tem se ampliado gradativamente nesta década. A experiência de pesquisadores brasileiros com os implantes fabricados e utilizados em nosso meio é muito importante. Há uma conscientização dos profissionais usuários em relação à importância da pesquisa básica aplicada e da pesquisa clínica. Embora pesquisa não seja fácil de ser realizada por diversas razões como custo, tempo e preparo profissional, lentamente está havendo uma mudança comportamental da indústria brasileira nesse sentido e o amadorismo e diletantismo com que muitas vezes são vistos ou realizados os trabalhos científicos, vão sendo substituídos por uma posição de profissionalismo, com a responsabilidade que uma pesquisa exige, por mais simples que seja. E a cooperação de empresas privadas com o meio acadêmico tem se mostrado fundamental.

No Brasil a ABNT- Associação Brasileira de Normas Técnicas tem se preocupado na normalização dos implantes usados em Odontologia, respaldada em normas da ISO, através do comitê 26 (CB 26) - Comitê Odonto-Médico-Hospitalar. Foi importante para a normalização dos implantes brasileiros e um grande passo em relação a um eficiente controle de qualidade nessa área (MORAES, 1996).

Pesquisas relacionadas com a microtextura de superfície e/ou novos procedimentos para se obter rugosidade devem ser realizadas, uma vez que estamos sempre nos deparando com novos sistemas no mercado e, especialmente devido ao pouco tempo de observação clínica de caráter longitudinal desses implantes metálicos com superfície texturizada e, ainda, pelas diferenças entre os procedimentos de texturização de superfície empregados pelos diversos fabricantes de implantes dentais, não se encontra um consenso na comunidade científica odontológica quanto ao real benefício desta texturização a médio e longo prazos, bem como à sua real necessidade para o emprego clínico dos implantes. Ainda, questões como o prejuízo ao processo de osteointegração, com a liberação de íons metálicos e outros subprodutos decorrentes de corrosão de superfície e a contaminação iônica sistêmica de órgãos e tecidos orgânicos são apontadas como possíveis prejuízos da texturização (DUCHEYNE e colaboradores, 1984; KUMMER e colaboradores, 1992).

A pesquisa no Brasil, em franca atuação, deverá ser capaz de fornecer produtos com qualidade total aos pacientes e profissionais, alicerçados em dados científicos sólidos. Portanto, os implantes para osteointegração existentes no mercado brasileiro necessitam de validação sobre suas características macro e microscópicas, bem como das respostas biológicas que geram e se estão em consonância ou não com os princípios biológicos da osteointegração. Apesar da riqueza de dados fornecidos pela literatura especializada mundial, o Brasil carece de dados relativos à pesquisa clínica e experimental dos implantes fabricados em nosso meio.

Este trabalho tem o objetivo de comparar qualitativamente por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) as características microtopográficas e a presença de impurezas superficiais de implantes dentais osteointegrados de titânio comercialmente puro em cinco marcas comerciais, a fim de verificar a exeqüibilidade e a confiabilidade dos processos de modificação das características de superfície e a qualidade dos procedimentos de limpeza superficial utilizados por estas empresas fabricantes e distribuidoras de implantes dentais no mercado Latino Americano.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

Atualmente estão disponíveis inúmeras técnicas de reabilitação bucal que atendem às necessidades e expectativas de pacientes com patologias e disfunções maxilares, melhorando a saúde e a qualidade de vida. Casos que não foram resolvidos pelas técnicas da odontologia convencional podem receber tratamentos com bons prognósticos. A odontologia moderna se preocupa não só em repor o elemento dentário, mas também na saúde do sistema estomatognático, restabelecendo a oclusão, a fonética e a estética perdida, tentando superar as alterações morfológicas e o grau de atrofia do rebordo.

O advento dos implantes osteointegrados aumentou as possibilidades terapêuticas do cirurgião dentista e marcou o começo de uma nova era na odontologia (SAADOUN; LEGALL, 1992). A osteointegração é um fenômeno previsível (ADELL e colaboradores, 1981). Entretanto, o diagnóstico correto das patologias pré-existentes e a avaliação anátomo-funcional e estética, são fundamentais para definir as dificuldades do caso e os limites da técnica (HENRY; ROSEMBERG, 1994). Hoje não se considera como sucesso tão somente a permanência do implante sem mobilidade no arco, mas sim, aqueles implantes que permitem ao paciente, além de reposição do elemento perdido, uma melhora funcional, estética e psicológica.

A utilização mundial e o rápido aumento do uso de implantes dentários deve-se, entre outros fatores, a uma ampla bibliografia atestando os índices de sucesso e de longevidade alcançados por alguns tipos de implantes. Em 1952, iniciou-se com BRÄNEMARK e colaboradores um novo conceito de implantes dentais osteointegrados, com eficácia clínica comprovada através de inúmeros casos suportando próteses em plena função por longos períodos de tempo (BRÄNEMARK e colaboradores, 1969).

A partir dos estudos fundamentais de BRÄNEMARK e colaboradores, em 1969; 1977; SCHROEDER e colaboradores, em 1976; 1978, os implantes osteointegrados acabaram transformando-se em uma ferramenta previsível e confiável para a reposição dental. Foram desenvolvidos para seguir um rígido protocolo cirúrgico que permite o tratamento dos desdentados parciais ou totais e

continuam universalmente aceitos até os dias de hoje. Estes implantes participaram de um fenômeno originalmente definido por BRÄNEMARK e colaboradores, em 1969; 1977, e foram capazes de receber uma deposição óssea direta nas suas superfícies de titânio e mantê-la intacta durante a função, fenômeno este também chamado de anquilose funcional por SCHROEDER e colaboradores, em 1976; 1977.

De acordo com os estudos pioneiros de BRÄNEMARK e colaboradores (1969,1977) e SCHROEDER e colaboradores, (1976, 1977), o contato osso implante em tecido ósseo vital é considerado totalmente previsível, seguro e duradouro, o que transformou os implantes osteointegrados no tipo de implante de eleição dos dias de hoje.

SCHROEDER e colaboradores, em 1976, enfatizaram que implantes dentais devem integrar-se com três diferentes tecidos: epitelial, conjuntivo e ósseo para que possam, de forma previsível, serem realmente duradouros.

Para melhor compreensão e análise desta pesquisa, devido a ampla literatura que versa sobre o assunto, a revisão de literatura foi dividida em seções abordando aspectos relacionados com: 1. A interface implante/tecidos vivos; 2. A interface implante/tecidos calcificados; 3. A interface implante/tecidos não-calcificados; 4. Biomateriais em implantodontia; 5. O Titânio e suas propriedades; 6. Topografia de superfície dos implantes osteointegrados, 6.1. Estudos relacionados com os aspectos topográficos; 7. Resposta biológica tecidual e celular; 8. Técnicas empregadas para caracterização da superfície.

2.1 A interface implante/tecidos vivos

O termo interface, consagrado na literatura, refere-se à interação existente entre a superfície do implante e os tecidos circundantes. Todos os tecidos vitais em contato com a superfície dos implantes, calcificados ou não, têm merecido igual destaque nos estudos sobre o processo da osteointegração. O conceito de cobertura da peça implantada em sua porção óssea exclusivamente por tecido calcificado tornou-se hoje defasado, dadas as técnicas atuais de observação de histologia de

implantes realizadas com microscopia ótica e eletrônica (AKAGAWA e colaboradores 1992; ERICSSON e colaboradores, 1994). É evidente a importância dos tecidos não calcificados (ex.: medula óssea) na instauração e manutenção de um quadro de osteointegração. A interface tecido conjuntivo/implante e tecido epitelial/implante também merece destaque, dada a relevância do selamento da mucosa oral em torno da peça implantada para a manutenção da osteointegração (APSE, 1991; BAUMANN, 1993).

Serão descritas as bases biológicas significativas de cada tipo de interface responsável pela integração do implante com os tecidos vivos, visando facilitar a correlação entre tipo de tratamento de superfície empregado e sua possível interação com o meio celular circundante.

2.2 A interface implante/tecidos calcificados

Feita a inserção do implante no leito ósseo, através de técnica cirúrgica com trauma mínimo, as primeiras reações químicas entre a superfície estéril do implante e os tecidos orgânicos são reguladas pelos fluidos teciduais (COOPER e colaboradores, 1997). Imediatamente após este contato, é formada na superfície do implante uma camada de macromoléculas glicoproteicas e água, que será determinante como parte do substrato necessário para adesão, proliferação, diferenciação e síntese proteica de células com fenótipo de osteoblasto (ANDRADE, 1973; BRUNETE, 1988; CLARK e colaboradores, 1987; 1990; HAY; MORENO, 1979).

Em paralelo ao processo de reparação do tecido ósseo necrótico remanescente no alvéolo cirúrgico preparado, presente mesmo em técnicas cirúrgicas ditas "atraumáticas", uma série de eventos bioquímicos regulados pela interação célula-superfície é desencadeada, começando com alteração do pH tecidual na região, em um primeiro momento, e culminando com a liberação de proteínas e enzimas reguladoras do processo de divisão e diferenciação celular, entre elas a liberação de mediadores pró e anti-inflamatórios e de citocinas

(BRIGHTON, 1984; WALTER; TALBOT, 1996; KANAGARAJA, 1996; DAVIES, 1998, 2000).

Substâncias como proteínas ósseas morfogenéticas (BMPs), fatores de crescimento transformadores (TGF- β), fatores de crescimento de fibroblastos (PGF), fatores de crescimento vasculares (VEGF), entre outros, são fundamentais para que células mesenquimais indiferenciadas e outras células componentes do tecido conjuntivo, existentes na medula óssea, diferenciem-se em células com fenótipo de osteoblasto e fibroblasto, sintetizando as proteínas necessárias para a composição dos tecidos calcificados e não-calcificados responsáveis pelo desenvolvimento e manutenção do processo de osteointegração (BRÅNEMARK e colaboradores, 1987; KANAGARAJA, 1996; DAVIES, 1998;2000).

Em uma segunda etapa, com a presença de tecido de granulação na região entre a base óssea e o implante, inicia-se um processo de reparação tecidual muito semelhante ao de reparação ocorrido em fraturas ósseas, com a deposição de matriz colágena não-calcificada e a conseqüente formação de matriz fibrosa, ou matriz óssea dita primária, ainda sem os níveis de mineralização alcançados pelo tecido ósseo maduro. A esta matriz fibrosa agregar-se-ão gradativamente cálcio, fosfato, sódio, magnésio e vários outros componentes minerais do tecido ósseo de origem sistêmica, em sítios específicos localizados entre as fibras colágenas, sendo estes os responsáveis pela maturação estrutural do tecido (BRÅNEMARK e colaboradores, 1983; ROBERTS, 1988; HOLLINGER; WONG, 1996)

Com o aumento gradual da incorporação de componentes inorgânicos à matriz ou osteóide, dar-se-á o início de uma terceira etapa do processo de osteointegração, com o modelamento e o posterior remodelamento dessa cobertura parcialmente mineralizada em torno do implante, regulados, entre outros fatores, pela carga funcional recebida e por aspectos sistêmicos do paciente. Os principais componentes responsáveis por este processo de "plastia" óssea nas regiões adjacentes ao implante são as células que respondem pela formação (osteoblastos) e reabsorção (osteoclastos) óssea. Outras células reguladoras do processo inflamatório, como os neutrófilos e macrófagos, aparecem nessa área de intensa atividade celular, desempenhando papel ainda não totalmente esclarecido. Possivelmente, sua atuação esteja relacionada com a liberação local de enzimas

reguladoras do processo de reparação tecidual (DAVIES, 1998;2000; MINKIN; MARINHO, 1999)

A matriz óssea formada após essa seqüência de eventos celulares apresentará em torno de 20% do seu peso líquido de água, 45 a 55% de componentes inorgânicos (cálcio, fosfato, sódio, magnésio, entre outros) e 25 a 35% de componentes orgânicos (colágeno, glicosaminoglicanas e proteoglicanas) (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 1999).

2.3 A interface implante/tecidos não-calcificados

Além da já discutida união entre os tecidos calcificados e a superfície dos implantes osseointegrados, também se pode observar o íntimo contato dos tecidos moles (conjuntivo e epitélio) com porções mais cervicais dos implantes. Destaca-se na literatura odontológica o papel decisivo da estabilidade tecidual conjuntiva e epitelial na manutenção da osteointegração obtida. O termo mucosa do periimplante, e não "gengiva", será utilizado, devido ao fato de que os tecidos moles presentes junto aos implantes osteointegrados não possuem todas as características anatômicas da mucosa circundante aos dentes naturais, embora a semelhança anatômica entre ambas tenha sido ressaltada na literatura (APSE, 1991).

Em relação ao vedamento epitelial da mucosa do periimplante, podemos perceber um comportamento similar ao do epitélio em dentes naturais (APSE, 1991; HASHIMOTO e colaboradores, 1989). Observações clínicas e histológicas confirmam a presença de áreas de mucosa oral, epitélio sulcular e juncional, com anatomia semelhante àquela relatada em dentes naturais. Exames de microscopia de grande aumento mostram células epiteliais aderidas à superfície do implante através de lâmina basal e hemidesmossomas, em um modo similar ao encontrado no epitélio juncional de dentes naturais (BAUMANN, 1993). Estudos já reportaram, no entanto, um número menor de hemidesmossomas por área analisada em comparação aos dentes naturais, o que poderia sugerir uma união mecanicamente mais frágil deste colar à superfície do implante (BAUMANN, 1993). Além disso, tais

células apresentariam espaços intercelulares maiores do que os notados no epitélio juncional em dentes naturais (BAUMANN, 1993; HASHIMOTO e colaboradores, 1989).

Baseados nisso, alguns autores questionam a aplicabilidade clínica de métodos de sondagem de sulcos periimplantares, devido à menor resistência desta união epitelial à pressão exercida pela sonda periodontal. Contudo, até o momento não há evidência científica que ateste uma possível influência negativa desta união epitelial teoricamente mais frágil nos índices de sucesso longitudinal dos implantes. Igualmente ao verificado na adesão e distribuição de fibroblastos a superfícies sintéticas, as células epiteliais parecem favoravelmente influenciadas em sua distribuição quando em contato com superfícies lisas (HASHIMOTO e colaboradores, 1989).

2.4 Biomateriais em implantodontia

Relatos arqueológicos revelam que no Egito antigo materiais como madeira e marfim foram utilizados com o intuito de substituir elementos dentários perdidos. Tais achados mostram que desde a antiguidade, o homem tem procurado materiais que possam ser implantados devolvendo a função do sistema estomatognático de maneira satisfatória sem maiores danos à sua saúde (RING, 1995; BECKER, 1999).

Pode-se definir um biomaterial como qualquer material que não cause uma reação adversa ao hospedeiro, ou de acordo com a Sociedade Européia de Biomateriais "todo material não-viável usado em aparato médico, desenvolvido para interagir com sistemas biológicos", ou ainda qualquer substância ou combinação destas que não sejam fármacos, de origem natural ou sintética, que pode ser usada por qualquer que seja o período de tempo, aumentando ou substituindo parcial ou totalmente qualquer tecido, órgão ou função do corpo, com a finalidade de manter e ou alterar a qualidade de vida do paciente. Todos os grupos de materiais atualmente utilizados em engenharia (metais e as ligas metálicas, cerâmicas, polímeros, materiais naturais e semicondutores) podem ser produzidos e/ou modificados para que se enquadrem nas definições mencionadas acima. As

propriedades desejáveis em um biomaterial implantável sujeito a cargas estáticas e dinâmicas são: Biocompatibilidade; Capacidade de suportar e transferir cargas; Estabilidade de corpo; Cinética de superfície controlada; Indutividade/ condutividade na cicatrização da região cirúrgica; Homeostase de tecidos circunjacentes; Longevidade *in situ* (CAMERON; PILLIAR, 1974; LINDER; LUNDSKOG, 1975; SYRETT; DAVIS, 1979; AGADIR; LINDGREN, 1981; LINDER, 1989; GOODMAN e colaboradores, 1990).

Até o presente dia, não se conhece um biomaterial que possua todas as características mencionadas. Praticamente, todos os grupos de materiais foram utilizados, em maior ou menor escala, na implantodontia. Os polímeros, metais e ligas metálicas, e as cerâmicas oferecem uma grande variedade de propriedades mecânicas, físicas e químicas, podendo estas serem desenvolvidas e manufaturadas para atender aos requerimentos desejados para uma reabilitação duradoura (ELLINGSEN, 1998).

2.4.1 Polímeros

Inúmeros biomateriais poliméricos, incluindo poliuretano de elevado peso molecular, fibras de poliamido, resina de polimetilmetacrilato, politetrafluoretileno, e poliuretano, foram e estão sob ativa investigação quanto à possibilidade de uso como materiais de implante (LEMONS, 1990; GLANTZ 1998; CARVALHO e colaboradores, 1997). Apesar de ser a classe de material com o módulo de elasticidade mais próximo ao osso, características inerentes como baixa resistência à fadiga, baixa resistência à deformação, baixo módulo de proporcionalidade e alta ductilidade, além da ausência de união aos tecidos vivos, e possíveis reações imunológicas adversas têm se tornado uma barreira à sua utilização como materiais para recobrimento de superfícies metálicas (LEMONS, 1990; KAWAHARA, 1983). Atualmente, na Implantodontia, os materiais poliméricos estão limitados à fabricação de componentes para absorção de choque (amortecedores) incorporados dentro das supraestruturas suportadas por implantes (CHAPMAN; KIRSCH, 1990). No entanto, significativa atenção tem sido devotada ao seu uso para o recobrimento de

superfícies biodegradáveis, visando a liberação gradativa de medicamentos e compostos biológicos, incluindo fatores de crescimento, como proteínas ósseas morfogenéticas (BMPs) (SASANO e colaboradores, 1997; KUBOKI e colaboradores, 1998).

2.4.2 Cerâmicas

Os materiais cerâmicos empregados atualmente em Implantodontia podem ser divididos em dois grandes grupos: os derivados de fosfato de cálcio e os não-derivados. Dentre os derivados de fosfato de cálcio, os compostos mais utilizados até hoje foram a hidroxiapatita sintética [$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$]; o tri-cálcio fosfato [$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$] e o penta-cálcio-hidroxi-tri-fosfato. No grupo dos não-derivados, destacam-se a cerâmica de alumina (Al_2O_3), a cerâmica de zircônia (ZrO_2) e o cristal de safira (AlO_2), entre outros. Estes biomateriais foram utilizados extensivamente, durante as décadas de 70 e 80, como implantes endósteos na forma de alumina (Al_2O_3) e safira (cristal único de alumina) (WATAHA, 1996; LACEFIELD, 1998). São os biomateriais que apresentam os maiores índices de biocompatibilidade, devido à natureza de sua composição química (apresentando-se como monolitos de alta resistência à degradação em condições adversas). Ainda como características principais os cerâmicos apresentam atoxicidade, são excelentes isolantes térmicos e elétricos e revelam baixa solubilidade em meio orgânico quando sintetizados em fase densa com alto percentual de cristalinidade. Como maiores desvantagens, são friáveis, possuem baixa resistência à tração e ao cisalhamento (BIESBROCK; EDGERTON, 1995). A sua utilização foi diminuída ao longo dos anos, devido a limitações inerentes, como a sua baixa resistência à propagação de fendas (presentes no corpo do material após o manufaturamento), a qual diminui sua previsibilidade de sucesso a longo prazo (ZABLOTSKY, 1992; LOZADA; JAMES; BOKOVI, 1993; KWAN; MEFFERT, 1993).

Atualmente, biocerâmicas à base de cálcio e componentes fosfatados têm interessado à comunidade científica devido à sua composição similar aos tecidos duros. Tal semelhança revelou propriedades osteocondutoras/osteoadutoras de

biocerâmicas como Bioglass, Hidroxiapatita em suas várias formas, Biocoral (carbonato de cálcio) entre outros. Segundo alguns autores, a grande vantagem do emprego dos materiais cerâmicos em Implantodontia reside na questão da bioatividade do material. Várias publicações na literatura odontológica atestam uma osteointegração não somente mecânica, como a dos metais, mas também química entre a superfície cerâmica e a base óssea (JARCHO, 1981; THOMAS; COOK, 1985). De acordo com as mesmas publicações, além dessa possível união químico-mecânica as cerâmicas propiciariam maior percentual inicial de contato ósseo com a superfície do implante, permitindo diminuição no tempo de tratamento. Todavia, questões fundamentais como longevidade e real aplicabilidade clínica desses materiais parecem ainda não definitivamente esclarecidas. Vários trabalhos relatando acompanhamento clínico de implantes cobertos com hidroxiapatita foram publicados (GUTTEMBERG, 1993; STULTZ e colaboradores, 1993; KENT e colaboradores, 1990). Na grande maioria, são trabalhos retrospectivos que oferecem dados clínicos pobres, especialmente quanto a tempo de observação longitudinal, nível de reabsorção óssea marginal encontrado, nível de solubilização da cerâmica em meio orgânico, o que torna difícil uma definição quanto à sua real aplicabilidade clínica.

Aparentemente, a objetividade e a metodologia científica verificadas em trabalhos atestando sucesso clínico de implantes metálicos não foram aplicadas na avaliação de sucesso dos implantes cerâmicos. Contudo, fatores como o surgimento posterior das cerâmicas em relação aos metais e ligas metálicas, e também a variabilidade técnica na produção de cerâmicas, gerando diferentes composições estruturais (fases cristalinas vs. amorfas), graus de solubilidade em meio orgânico e densidades da cobertura cerâmica (densa vs. porosa), contribuíram significativamente para este quadro de indefinição das pesquisas clínicas (BIESBROCK; EDGERTON, 1995; ZABLOTSKY, 1992; KWAN). Mais uma vez, devido às limitações impostas por suas propriedades mecânicas, biocerâmicas estão na maioria da vezes sendo utilizadas na forma de recobrimentos à substratos metálicos para utilização em regiões de baixa densidade óssea.

2.4.3 Metais e Ligas Metálicas

Metais e suas ligas representam a classe de biomateriais mais comumente utilizada para implantes dentários. São os elementos mais abundantes na tabela periódica dos elementos e apesar da grande variedade de propriedades possivelmente obtidas através de metais, nem todos podem ser utilizados como biomateriais. Vários metais e ligas metálicas foram testados ao longo dos anos na elaboração de implantes dentários (BRÄNEMARK e colaboradores 1987). Ligas como cromo-cobalto-molibdênio, ferro-cromo-níquel, aço inoxidável, entre outras e metais como ouro, platina e prata foram testados como possíveis alternativas para Implantodontia. Porém, mesmo registrando resultados positivos em pesquisas laboratoriais e em estudos clínicos de curta duração em animais, trouxeram resultados clínicos pobres a médio e longo prazos ao serem testados em humanos. Reações como encapsulamento fibroso das peças implantadas, associadas a grandes reabsorções ósseas periimplantares, foram reportadas em um percentual expressivo de casos (HOMSY e colaboradores, 1972; LINDER; LUNDSKOG, 1975). Isto se deve à susceptibilidade que este grupo possui à degradação em ambientes aquosos, podendo ocasionar a liberação de íons aos tecidos circunjacentes, onde um acúmulo destes pode resultar em efeitos deletérios (RAVNHOLT, 1988).

Dentre os metais atualmente utilizados, os chamados metais reativos têm se mostrado como os melhores candidatos. Esses metais ocupam as colunas IV B, V B e VI B da tabela periódica dos elementos. Tais metais são assim chamados devido à sua capacidade de produzir óxidos estáveis em suas superfícies, tornando-os mais resistentes à degradação em ambientes desfavoráveis, como biofluidos (REMES; WILLIAMS, 1992).

Comercialmente, o metal mais utilizado para implantes endósteos é o titânio (PARR; GARDNER; TOTH, 1985; KASEMO; LAUSMAA, 1985). A liga de titânio mais comumente disponível é o titânio comercialmente puro (Ti c.p.), que é uma liga entre titânio, oxigênio e ferro. A composição estequiométrica do Ti c.p. permite classificá-lo em 4 graus distintos, que variam geralmente na concentração de oxigênio, com o grau 4 tendo a maior (0.4%) e o grau 1 a menor (0.18%) (ALBREKTSSON, 1985). Embora as propriedades dos óxidos não sejam afetadas, existem diferenças

mecânicas entre os diferentes graus devido, principalmente, à presença dos contaminantes em quantidades mínimas (ALBREKTSSON, 1985). Traços de outros elementos tais como nitrogênio, carbono, hidrogênio, e ferro têm sido também detectados e adicionados para a estabilidade ou melhoria das propriedades mecânicas e físico-químicas, como o limite de proporcionalidade, tornando o metal mais resistente à deformação plástica. Deve-se notar que apesar do aumento no limite de proporcionalidade, o módulo de elasticidade não se altera da mesma forma, por ser uma propriedade diretamente ligada às propriedades eletrônicas do metal (HOWARD; TIMOTHY, 1995). Ferro é adicionado para aumentar a resistência à corrosão e alumínio para aumentar a dureza e diminuir a densidade, enquanto vanádio atua como um varredor de alumínio para prevenir a corrosão (WILLIAMS, 1981; MEFFERT; LANGER; FRITZ, 1992). A condição da camada de óxido, a saber pureza química e limpeza de superfície, é de suprema importância para o resultado biológico da osteointegração (ALBREKTSSON e colaboradores, 1981; BAIER e colaboradores, 1984). Apesar disso, o efeito da contaminação da superfície do implante na resposta e morfologia celular tem sido relatado na literatura como um resultado dos processos de produção ou procedimentos utilizados para a esterilização (DOUNDOULAKIS, 1987; KELLER e colaboradores, 1990; AMEEN e colaboradores, 1993; HARTMAN, colaboradores, 1989).

Nas adições de alumínio e vanádio ao titânio, existe um notável aumento no limite de proporcionalidade do metal (devido à estabilização de outra estrutura cristalográfica cúbica de corpo centrado) e um pequeno aumento no módulo de elasticidade (WILLIAMS, 1981; MEFFERT; LANGER; FRITZ, 1992). Porém, a propriedade mais afetada por tais adições é a resistência às cargas cíclicas, tais quais o implante será sujeito quando em função (PARR; GARDNER; TOTH, 1985; KASEMO; LAUSMAA, 1985).

Além de formar uma camada de óxido estável em ambientes e fluidos oxigenados, o titânio e suas ligas possuem uma das mais altas resistências específicas (resistência por unidade de massa), bem como, boa formabilidade para processamento industrial (apesar da estrutura cristalográfica hexagonal ou hexagonal e cúbica centrada). Na comparação com ligas de cromo-cobalto e aço-inoxidável, titânio e suas ligas apresentam menor módulo de elasticidade (apesar de

ainda ser de 5 a 6 vezes maior do que o módulo de elasticidade de osso compacto). Este fato torna o desenho de corpo (macroestrutura) dos implantes endósteos de grande importância para uma melhor distribuição de estresses no tecido ósseo circunjacente (HAN e colaboradores, 1998; JOHANSSON e colaboradores, 1998).

No grupo dos metais e ligas metálicas, até agora o titânio comercialmente puro (CP) e a liga de titânio-alumínio-vanádio (Ti6Al4V) constituem os elementos com maior embasamento de pesquisa científica, de comprovado sucesso longitudinal para uso em Implantodontia (NAERT e colaboradores 1992; ADELL e colaboradores 1981; BRÄNEMARK e colaboradores 1987). Vantagens como o relativo baixo custo do metal se comparado a metais nobres, a grande estabilidade química da camada superficial de óxidos (TiO, TiO₂, Ti₂O₃), formada quando do corte da peça de titânio, e a comprovada "biocompatibilidade" do titânio foram atestadas por diversos estudos (BRÄNEMARK e colaboradores 1987; KASEMO, 1983; WENNERBERG e colaboradores 1993). Contudo, a condutividade térmica e elétrica, inerente a todos os metais, e a menor resistência ao ser comparado a outros metais e ligas foram também relacionadas como desvantagens do titânio como biomaterial. Foi ainda atribuída ao titânio uma propriedade denominada bioinércia ou passividade do metal na relação com o tecido ósseo adjacente, ao contrário de outros materiais ditos bioativos, que propiciariam uma ligação tanto química quanto mecânica com o osso adjacente ao nível da interface osso-implante (DE GROOT e colaboradores 1987; PIATELLI e colaboradores 1993). Apesar de eventual controvérsia quanto à real possibilidade de união química da base óssea a esses materiais ditos bioativos, alguns autores confirmaram sua existência através de pesquisas (JARCHO, 1981).

2.5 O Titânio e suas propriedades

Com o respaldo das pesquisas iniciadas nos anos 50 e 60, o emprego do titânio comercialmente puro (c.p) e das ligas de titânio como biomaterial em várias áreas biomédicas aumentou exponencialmente nas últimas décadas, e é atualmente considerado o material de escolha para a confecção dos implantes osteointegrados

devido a sua ótima aceitação biológica pelo osso. O alto grau de biocompatibilidade é atribuído, em parte, à estável camada de óxido de titânio que facilita a deposição e adesão da matriz extracelular na interface osso-implante. A composição e estrutura da camada oxidada, por sua vez, depende da técnica utilizada para o condicionamento da superfície implantar (KASEMO; LAUSMAA, 1988). O elemento químico titânio, com número atômico 22 na tabela periódica dos elementos, apresenta comprovada biocompatibilidade (ADELL e 1981; KASEMO, 1983); alta resistência à tração (200 a 700 MPa), comum aos metais; baixo peso específico ($d = 4,5 \text{ g/cm}^3$ a 25°); alto ponto de fusão (1688°C); módulo de elasticidade compatível com tecidos orgânicos calcificados ($105\text{-}200 \text{ N/mm}^2$), dureza Vickers entre 80 e 105, dependendo do grau do metal; condutividade térmica $0,2 \text{ J/cm.K}$ e expansão térmica $9,6 \times 10^{-7} \text{ K}^{-1}$; e talvez sua principal propriedade, excelente resistência à corrosão em meio orgânico, devido à estabilidade química da camada de óxidos formada em sua superfície, imediatamente após a exposição do metal puro ao meio externo (HOWARD e TIMOTHY, 1995). Seu módulo de elasticidade torna-se característica importante para uso como biomaterial em Implantodontia, visto que fica próximo ao do osso compacto ($30 \text{ a } 100 \text{ N/mm}^2$), permitindo um comportamento mecânico (deformação elástica) semelhante ao do conjunto composto pela peça metálica e pelo tecido calcificado quando submetido a forças fisiológicas da mastigação. Este comportamento poderia favorecer a redução da tensão a que a interface osso-implante é submetida durante o processo mastigatório, embora não se encontre respaldo definitivo na literatura sobre a questão (HAN e colaboradores, 1998; JOHANSSON e colaboradores, 1998).

A maioria dos sistemas de implante dentário comercializados atualmente utiliza o titânio CP como biomaterial. Mesmo citado na literatura como metal puro, o titânio CP pode ser classificado segundo HOWARD e TIMOTHY, (1995) em diferentes graus (1, 2, 3, 4 e 7), de acordo com suas propriedades mecânicas e com o nível de pureza ou contaminação do titânio com outros metais básicos. Já as ligas de titânio, representadas entre outras pelas de titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V), a mais utilizada em Implantodontia, titânio-alumínio-molibdênio (Ti-7Al-4Mo), titânio-vanádio-cromo-alumínio (Ti-13V-11Cr-3Al) e titânio-vanádio-ferro-alumínio (Ti-10V-2Fe-3Al), podem apresentar-se em duas formas alotrópicas distintas: a chamada de

fase alfa (α), com rede hexagonal compacta e dita de baixa temperatura; e a chamada de fase beta (β), de alta temperatura e com rede cúbica de corpo centrado. A temperatura de transição de ligas alfa (α) para beta (β) é estimada em 882,5°C (HOWARD e TIMOTHY, 1995).

A camada metálica superficial de óxidos é formada quase imediatamente após a exposição do titânio ao meio externo, feito o corte da peça metálica. Os óxidos mais presentes na camada superficial de um implante de titânio CP são Ti_2O_3 , TiO e TiO_2 sendo o último o seu principal componente. Alguns estudos indicam a espessura desta camada variando de 15 a 50 angstroms (Å) em implantes mantidos em condições de atmosfera ambiente, chegando até centenas de angstroms segundo outros autores (BRÄNEMARK e colaboradores 1987). Vários trabalhos reportam a estabilidade química do TiO_2 em meio orgânico como um dos fatores básicos responsáveis pela biocompatibilidade dos implantes metálicos de titânio CP, observando em cortes histológicos a formação de um gel na superfície do implante, resultado da interação dos óxidos da camada metálica externa com os fluidos orgânicos. A estabilidade química do titânio pode ser superior à do ouro, iniciando alterações de dissolução somente em condições extremas, com pH inferior a 3 ou em meios altamente alcalinos. A velocidade de corrosão e os limites de toxicidade do TiO_2 estão abaixo dos limites toleráveis para uso clínico de elementos metálicos (DUCHEYNE e colaboradores, 1984; PILLIAR; WEATHERLY, 1986; DONLEY; GILLETTE, 1991; LAUTENSCHLAGER; MONAGHAN, 1993).

2.5.1 Biocompatibilidade-Osteointegração

A biocompatibilidade do titânio frente ao tecido gengival foi revelada num estudo *in vitro* de GOULD, BRUNETTE, WESTBURY (1981), onde evidências histológicas do tecido gengival ao redor de um implante de titânio removido após 7 anos de função, evidenciaram a formação de hemidesmossomos inseridos entre o

titânio e células epiteliais. A formação de hemidesmosmos é uma indicação clara que o tecido mole da cavidade bucal aceita o óxido de titânio como sendo biocompatível.

Em revisão de literatura sobre materiais biocompatíveis ALBREKTSSON e colaboradores, em 1981, mostraram que a ancoragem no osso ocorre sem formação de uma camada de tecido conjuntivo interposta. No caso do vitallium, ouro e outros tipos de aço inoxidável, o tipo de osso na zona marginal do implante é de caráter desordenado. Osso haversiano maduro é encontrado a uma certa distância da superfície do metal. A ausência de osso bem orientado indica que o material não foi totalmente aceito, e a falha na osteointegração pode ocorrer com o tempo devido à corrosão e efeitos tóxicos do material. Enquanto que osso haversiano ordenado em toda a interface ao redor do implante representa aceitação tecidual. Esta situação foi vista com a utilização de implantes cerâmicos e titânio puro. A biocompatibilidade do titânio pode ser explicada com base na camada de óxido firmemente aderida composta por TiO , TiO_2 , Ti_2O_3 e Ti_3O_4 que se forma sobre a superfície do metal. Numa resolução de 30 a 40 Å foi possível observar a interface osso-implante de implante cerâmico e de titânio apresentando praticamente os mesmos aspectos. Entretanto, os implantes cerâmicos são friáveis e podem ter função diminuída devido a alterações e forças oclusais exercidas ao longo do tempo.

ALBREKTSSON, em 1983, observou que feixes colágenos tornaram-se gradualmente substituídos por filamentos arranjados aleatoriamente a distância de 0.1 a 05 µm do titânio. Os filamentos colágenos avançaram em direção a superfície do implante aproximadamente 200 Å. Havia uma substância amorfa parcialmente calcificada consistindo de proteoglicanas e glicosaminoglicanas cobrindo 200 a 300 Å da interface ao redor do metal. Nenhum espaço descalcificado foi encontrado entre o titânio e o tecido, mas a calcificação foi menos pronunciada nos últimos 100 Å da superfície de titânio. Os processos celulares que se aproximaram da superfície de titânio estavam separados desta por 200 a 300 Å de espessura de camada de proteoglicana. O autor apresentou a reação de outros metais, como o zircônio, que embora demonstrasse osteointegração, a zona livre de colágeno estava levemente mais espessa que a interface de titânio, o que indicou que o zircônio era menos natural que o titânio, isto é, o titânio era melhor aceito pelo corpo. Aço inoxidável não

se tornou propriamente osteointegrado, mas foi separado do tecido por uma fina cobertura celular.

HANSSON, ALBREKTSSON, BRÄNEMARK, em 1983, observaram que implantes de titânio c.p. (parafuso) foram removidos por várias razões; como por exemplo psiquiátricas e fraturas, após sucesso clínico (estáveis) por períodos de 6 meses a 7 anos. Aproveitando estes infortúnios os autores desenvolveram um experimento com o objetivo de descrever a zona da interface implante-tecido ósseo. O osso compacto estava firmemente adendo ao metal não sendo possível destacá-lo sem fraturas. O tecido ósseo adjacente ao implante estava em aparente continuidade com o metal ao redor de toda a circunferência do parafuso de titânio. Ao microscópio óptico o osso estava bem organizado, de maneira regular, com sistema de Havers e lamelas ósseas incrementais que foram observadas ao longo da interface. Os autores interpretaram esta ocorrência, como osso vital e com ativo remodelamento ao redor do implante em concordância com as forças oclusais aplicadas. Vasos sangüíneos foram observados, ocasionalmente, em íntima proximidade com a superfície do implante. Não foi evidenciada a formação de cápsula fibrosa conjuntiva, nem a presença de fibroblastos, macrófagos e células inflamatórias na região da interface implante-osso. Ao microscópio eletrônico de varredura as imagens das peças desmineralizadas do tecido ósseo aderido ao implante revelaram facilmente os sistemas de Havers e um revestimento de fibras colágenas e osteócitos. Como também, osteócitos foram freqüentemente identificados, algumas vezes bem próximos da superfície do metal. As fibras colágenas estavam a uma distância de 1 a 3 μm da superfície do metal separadas por uma camada de glicoproteínas de aproximadamente 20 nm de espessura.

2.5.2 Contaminação metálica

WOODMAN e colaboradores, em 1984, inseriram substitutos ósseos compostos de fibra metálica a base de titânio em ossos longos de gorilas. Concentrações metálicas foram medidas no pulmão, rim, baço, fígado, músculo e no linfonodo adjacente ao implante em animais experimentais; os valores foram

comparados com animais controle sem implantes inseridos. Os autores usaram titânio cp de fibra metálica que promoveu um largo contato do tecido ósseo ao titânio e mantiveram os animais durante 8 anos. Os animais tinham lâminas de Ti-6Al-4V inseridas. Os níveis de titânio aumentaram no tecido do pulmão dos animais teste acima de 3 anos após a inserção e depois de um certo período de tempo permaneceram constantes. Os autores encontraram um nível constante de titânio no pulmão e nenhuma evidência de toxicidade bioquímica e hematológica foi encontrada, mas notaram que a possibilidade de efeitos tóxicos ao longo do período de manutenção não poderia ser excluída. Concentrações de alumínio no pulmão, por outro lado, aumentaram linearmente durante o período de manutenção. Desconhece-se o potencial de toxicidade neurológica do alumínio e se o mesmo é capaz de atravessar a barreira do cérebro. Vanádio, conhecido como um material altamente tóxico, não foi encontrado acumulado no corpo dos animais experimentais. Descobriu-se elevações transitórias dos níveis de vanádio no pulmão.

MICHAELS e colaboradores, em 1989, afirmaram existem mais de 33 metais diversos nos implantes, sendo que a maioria dos quais pode ser encontrada em quantidade-traços no organismo humano, podendo ser considerados como produtos essenciais para o metabolismo, como tóxicos ou como incidentais.

BUCHANAN, LEE, WILLIAMS explicaram, em 1990, que os implantes metálicos sofrem corrosão e dependendo da liga empregada, combinações de elementos químicos como ferro, cromo, níquel, cobalto, molibidênio, titânio, alumínio e vanádio, são liberados nos tecidos locais e possivelmente transportados para outros locais do corpo. A longo prazo os efeitos biológicos da liberação destes elementos químicos não estão completamente elucidados.

2.5.3 Energia de superfície e esterilização

CARTER e colaboradores afirmaram, em 1981, que materiais com tensões de superfície de 20 a 30 Dynes/cm exibem uma atividade biológica mínima e que

acima destes valores tendem a possuir melhores graus de bioadesão. Esclareceram que o uso do método de descarga incandescente de radiofrequência para esterilização é teoricamente muito atrativo, pois promove uma superfície limpa, sem contaminantes, e um estado de alta energia superficial.

Os efeitos degradativos da esterilização convencional original foram demonstrados por BAIER e colaboradores, em 1982, a qual neste estudo produziu uma camada superficial espessa com baixa energia de superfície. Os autores mostraram ainda, que a esterilização por descarga incandescente de radiofrequência, por 3 a 5 minutos produziu uma alta energia de superfície com o mínimo de contaminados em amostras com superfícies lisas. Foi investigada a formação de uma película biológica e sua influência na bioadesão na interface e concluíram que a qualidade de superfície do material de implante é essencialmente crítica na determinação da configuração assimilada dos biofilmes mais precoces.

Os mesmos autores, em 1984, investigaram a influencia de diferentes estados de energia de superfície na incorporação de biomateriais. Ocorreu um aumento da inserção de fibroblastos nos materiais com alta energia de superfície, o que resultou em uma película mais fina com a camada celular primária mais próxima do implante, promovendo uma melhor aderência celular. Concluíram os autores que o povoamento e adesão celular inicial podem ser influenciados pela presença de coberturas condicionantes derivadas dos tecidos do hospedeiro, cujas propriedades são dependentes da energia superficial dos implantes.

Estudo realizado por DOUNDOULAKIS, em 1987, mediu e comparou os efeitos de cinco métodos de esterilização sobre a superfície de titânio c.p. (99,835% Tico Titanium, Farmington, Mich). As amostras foram preparadas com superfícies lisas e polidas, nas dimensões de 5mm x 10mm x 1mm, e após foram limpas com ultra-som por 10 min em detergente, lavadas abundantemente com água triplamente destilada e secas. A superfície plana foi escolhida como a superfície teste padrão por causa das dificuldades no manuseio e manipulação da medida do ângulo de contato e o Espectroscópio Infra-Vermeelho de Reflexão Interna (Elmer Séries 680 - espectroscopia infra-vermelho, Perkin, Beaconsfiel, Inglaterra) usado como base para a análise. Os cinco métodos de esterilização avaliados foram: Esterilizador endodôntico em bolha de vidro à 425°F, submerso por 20 segundos em bolhas de

vidro extrafina embaladas comercialmente; Autoclave à vapor convencional a 250°F sob pressão calibrada em 15 psi por 20 minutos; Calor seco (estufa) a 320°F por 60min; Radiação ultravioleta a 150 watt/s 360 a 450nm, 8 segundos de cada lado; Tratamento por descarga incandescente de radiofrequência a 13.18 MHz, energia de superfície efetiva de 5 watts, 2 ³/₄ polegadas da câmara à gás, pressão interna de 0,15 torr. Sob 80 vezes de aumento, superfícies rugosas e riscadas foram observadas em muitas das amostras. Nenhum filme orgânico contaminante superior a 1000Å ou 0.1 µm foi observado. Os autores concluíram que a esterilização convencional das amostras pode causar comprometimento das propriedades de superfície pela adesão de materiais orgânicos ou heterogêneos, que podem influenciar o sucesso de muitos sistemas de implantes. Houve efeitos adversos da esterilização a vapor e efeitos degradativos do esterilizador bolha de vidro endodôntico. Esterilização por calor seco, embora não tenha conseguido remover restos orgânicos sobre a superfície da amostra, não produziu alta energia de superfície. O tratamento com descarga de radiofrequência incandescente e ultravioleta resultaram em melhor limpeza e energia de superfície relacionada à indução a adesão celular e fixação do implante.

Analisando 4 sistemas de implantes OLEFJORD; HANSSON, em 1993, relataram que durante a produção e manipulação suas superfícies são contaminadas. A presença de contaminantes inorgânicos podem catalisar a reação do oxigênio na interface e formar radicais OH que podem aumentar a dissolução do titânio. Em adição, a absorção de íons ao óxido do titânio pode aumentar o efeito da concentração do óxido na superfície e por conseqüência aumentar a taxa de dissolução do metal.

Com o objetivo de caracterizar quimicamente a homogeneidade dos implantes osteointegrados por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura e Espectroscopia por Energia Dispersiva de Raios-x, SANTOS, em 1997, analisaram implantes de nove marcas comerciais, todos oferecidos no mercado odontológico (fabricados no Brasil ou importados) e comparam os mesmos com o grupo controle da marca Nobelpharma. As marcas comerciais eram as seguintes: *Restore* - Lifecore Biomedical Inc. (MN* USA); *3i* - Implant Innovations (FL - USA); *Implamed-Implamed* (FL - USA); *Intralock system* - Intralock (São Paulo - Brasil); *S Implante*

(São Paulo - Brasil); *Sistema INP* (São Paulo - Brasil); *HT* - Carbontec Materiais Especiais (São Paulo - Brasil); *Sistema Universal De Bortoli* (São Paulo - Brasil); *SR* - Sistema de Implantes osteointegrados (São Paulo - Brasil); *Bränemark System* - Nobelpharma AB (Gotemburgo - Suécia). Essa última foi selecionada como grupo controle por ser a mais tradicional e possuir o maior número de estudos clínicos com resultados altamente satisfatórios.

Para comparação dos resultados, foi considerado o número de leituras com e sem elementos químicos diferentes de titânio do grupo controle e o de cada uma das marcas comerciais. Para as condições específicas do teste realizado, os autores puderam concluir que: 1. Nas marcas comerciais Implamed, Restore, INP e Intralock, o número de leituras com elementos químicos diferentes de titânio, encontrados nas amostras, não é significativo quando comparado com a marca Nobelpharma; 2. Nas marcas comerciais 3i e De Bortoli, o número de leituras com elementos químicos diferentes de titânio é significativamente maior, no nível de 5%, quando comparado com a marca Nobelpharma; 3. Nas marcas comerciais s, HT e SR, o número de leituras com elementos químicos diferentes de titânio é significativamente maior, no nível de 1%, quando comparado com a marca Nobelpharma.

PRADO DA SILVA e colaboradores, em 2000, analisaram as superfícies de implantes dentais de titânio com diferentes topografias por meio de Espectroscopia de Fotoelétrons de Raios-x e relataram que elementos contaminantes, em especial nitrogênio e carbono, presentes na atmosfera, facilmente se adsorvem na superfície metálica.

2.5.4 Passivação

Os efeitos da passivação do Ti c.p. e da liga de Ti6Al-4V foram avaliados por CALLEN e colaboradores, em 1995, através de Espectroscopia de Energia Dispersiva de Raio X (EDS) e Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). As amostras foram usinadas e passivadas obedecendo os seguintes passos: a) Limpeza em ultrassom com solução Decon a 2% por 1 h; b) lavagem em ultrassom com três banhos de água bidestilada por 5 min cada; c) passivação em ultrassom

com ácido nítrico (HNO_3) a 34% por 1 h; d) lavagem final com cinco banhos em água destilada por 5min cada.

As amostras não passivadas utilizaram somente os passos 'a' e 'b'. Após a lavagem final as amostras foram autoclavadas a 121°C por 30min. Para as análises com Espectroscopia de Fotoemissão de Raio-X, quatro amostras de cada metal foram separadas e submetidas a um dos seguintes protocolos: a) não passivado (passos 1 e 2) e não autoclavado; b) não passivado (passos 1e 2) e autoclavado; c) passivado (passos 1 e 4) e não autoclavado; d) passivado (passos 1 e 4) e autoclavado.

Os resultados mostraram existir diferenças significantes do efeito da passivação. O titânio traço liberado à partir do titânio da liga mostrou-se consideravelmente aumentado; no entanto, a quantidade de corrosão no Ti c.p. não foi significativamente diferente. A passivação com ácido nítrico na liga de titânio também aumentou significativamente os níveis de alumínio e vanádio no meio de cultura contendo soro. As análises por Espectroscopia de Fotoemissão de Raio-X revelaram que a passivação removeu a contaminação no Ti c.p. e na liga de titânio. A esterilização por autoclave não afetou os níveis básicos de C, Ca, B, Na e Pb presentes nas amostras não passivadas.

Ultraestruturalmente, ALBREKTSSON; HANSSON, em 1986, descreveram a interface osso-superfície de implantes de policarbonato cobertos com aço inoxidável ou titânio comercialmente puro. Dez coelhos receberam 2 implantes cada um, sendo um implante coberto com aço e o outro com Ticp. Daqueles com titânio, 5 animais receberam implantes com camada de titânio evaporada, e nos outros 5, foram inseridos implantes borrifados com Ti. Três meses após a inserção dos implantes, os animais foram sacrificados. Observou-se nos implantes com aço inoxidável, um leito circunjacente de no mínimo 1 a 2 camadas de células e células inflamatórias em abundância. E, nos implantes de Ti não foi observado tecido fibroso interposto entre o osso e o Ti.

Os parâmetros importantes dos implantes para obter interface osso-metal adequada foram analisados por ALBREKTSSON; JACOBSSON, em 1987, através de comparação das reações do Ti cp versus Ti-6Al-4V. Os autores salientaram que o uso de Ti c.p. inadequadamente controlado provocou a ocorrência de fraturas de

implantes no momento da implantação. Por este motivo foi preconizada a utilização da liga de titânio-6 Alumínio-4 Vanádio, no continente americano. É importante saber, que em muitas publicações, esta liga foi citada como "titânio". Na verdade as reações teciduais podem ser significativamente diferentes entre o titânio c.p. e a liga de titânio. A composição do Ticp consiste de 99,75% de titânio e 0.05% de ferro (Fe). O conteúdo de Fe de 0.05%, dobra a resistência do implante com riscos, entretanto, de aumentar simultaneamente a corrosão. O conteúdo de Fe de somente 0.05% diminui a resistência. Ainda segundo os autores a medida da cobertura de proteoglicanas sem filamento colágeno ao redor da liga de titânio foi 5000 Å, enquanto o Ticp tinha zonas de 200 a 400 Å de largura de proteoglicanas livres de colágeno diretamente margeando o implante.

A relação entre o tempo de indução da precipitação de Fosfato de Cálcio a partir de soluções supersaturadas e a capacidade do Ti em pó e TiO_2 foram avaliadas, em 1991, por DAMEN; TEN CATE; ELLINGSEN. O Dióxido de titânio é considerado um mineral polimorfo com cristais de baixa solubilidade, onde a diferença principal é o arranjo dos octaedros de oxigênio constituintes, tais como anatase e rutilo, que são estruturas tetragonais. Os resultados mostraram que na presença de poucos miligramas por mililitro de titânio em pó por mililitro de solução, a média do tempo de indução da precipitação do fosfato de cálcio foi reduzida em 66% nos casos de titânio em pó autoclavado, mas com quantidades maiores, não pode ser obtida redução adicional. Contudo, no titânio em pó brevemente exposto ao ar não houve efeito sobre o tempo de indução. O tempo de indução também pode ser reduzido pela adição de suspensão de TiO_2 puro na incubação. A precipitação de fosfato de cálcio foi observada à partir de soluções estáveis que continham quantidades aumentadas de anatase, rutilo ou titânio em pó metálico. A ausência de TiO_2 manteve a solução estável por no mínimo 24h, sendo que a menor quantidade de TiO_2 testada de $0,30 \text{ cm}^2/\text{ml}$ induziu a precipitação num espaço de tempo de 15h. Concentrações do titânio em pó menores que $0,56 \text{ cm}^2/\text{ml}$ não induziram a precipitação. Os autores especularam se a indução do precipitado de fosfato de cálcio seria meramente uma expressão de natureza osteofílica do material de implante, ou um passo essencial no estabelecimento da interface osso-metal, o qual propiciaria a integração de tais implantes no osso.

Comparação da resposta mecânica e interfacial de implantes fabricados em Tiçp e Vitalium, composto por cromo (Cr), cobalto (Co) e molibidênio (Mo) foi realizada, em 1991, por JOHANSSON; SENNERBY; ALBRETSSON. Sete coelhos receberam 4 implantes colocados na metáfise tibial, sendo 2 implantes de Tiçp e 2 de Vitalium, com travamento em apenas uma cortical. O período de análise histológica e de torque de remoção foi 3 meses. A análise histomorfométrica revelou que a média de contato osso-metal para implantes de Tiçp foi 34,7%, enquanto que para os implantes de Vitalium a média de contato osso-metal foi de 21,7%. O torque necessário para remoção implantes de Tiçp foi em média de 24,9Ncm, enquanto que para implantes de Vitalium a média foi 11,7Ncm. Para estas condições experimentais, demonstrou-se que o Ti é superior ao Vitalium como material de escolha para fabricação de implantes.

A influência da espessura da camada de óxido e topografia superficial de implantes de Tiçp, com relação à resposta óssea obtida por quatro tipos de superfície de implantes de Ti c.p. colocados na tíbia de coelhos, foi avaliada morfometricamente por LARSSON e colaboradores, em 1994. As superfícies estudadas foram as seguintes: Relativamente rugosa, com fina camada de óxido (superfície usada na prática clínica, e que foi definida como controle); Lisa, com fina camada de óxido produzida por eletropolimento realizado em um eletrólito consistindo de 500ml de metanol, 350ml de n-butanol e 60ml de ácido perclórico a 30°C, com voltagem de 22,5V; Lisa, eletropolida, com camada de óxido de espessura intermediária, produzida por anodização (oxidação eletroquímica em 1M de ácido acético à temperatura ambiente usando duas voltagens diferentes de 10V e 30V). A espessura do óxido é linearmente dependente da voltagem aplicada; Lisa, eletropolida com espessura de óxido produzida por oxidação anódica.

Após 7 a 12 semanas da inserção dos implantes, biópsias foram realizadas. Em 7 semanas pouco osso foi detectado ao redor de implantes eletropolidos, sugerindo que este tipo de superfície não influencia a taxa de cicatrização óssea. Em 12 semanas, nenhuma diferença foi encontrada, embora houvesse maior tendência de formação óssea ao redor dos implantes com óxidos mais espessos. Portanto, a despeito das variações das propriedades superficiais, ocorreu pouca diferença na morfologia óssea em torno dos diferentes implantes. O trabalho mostrou

que as propriedades químicas superficiais da camada de óxido podem ser benéficas para a aposição óssea, entretanto, a espessura e a microestrutura podem ser menos importantes.

No mesmo ano, avaliação celular *in vitro* realizada por KELLER e colaboradores (1994), utilizou uma série de técnicas de caracterização de superfície juntamente com testes biológicos para observar a resposta de células osteoblásticas frente ao Ticp e liga de Ti (TÍ-6Al-4V). Foram preparados discos de Ticp e liga de Ti com 3 rugosidades de superfície diferentes: Superfície sulcada obtida com papel metalográfico de granulação 600; Superfície rugosa obtida por Jateamento com óxido de alumínio de 50 μ m; Superfície polida obtida com pasta de diamante de 1 μ m.

Os espécimes foram lavados com solvente e água destilada, passivados com ácido nítrico e esterilizados por exposição à luz ultravioleta por 30 minutos. Análise da rugosidade e morfologia das superfícies foi feita através de perfilometria e Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). As avaliações por meio de perfilômetros e MEV das superfícies preparadas indicaram que não havia diferenças significantes entre o Ticp e a liga de Ti na rugosidade individual, embora existisse uma diferença estatística entre rugosidade específica. A análise química da superfície foi realizada através de Espectrometria Fotoelétrica e Espectroscopia Eletrônica de Auger (AES), e avaliação do ângulo de contato da gota de água sobre uma superfície lisa. Não foi observada nenhuma diferença significativa entre as superfícies da liga de Ti e Ti c.p. A Espectroscopia Fotoeletrônica de Raio-X das superfícies da liga de Ti e Ti c.p. revelou a presença de contaminantes típicos como C, O, N. Ao comparar os dois metais, a proporção atômica para os contaminantes foi estatisticamente igual. A presença de vanádio foi encontrada em apenas um espécime da liga. Alumínio foi encontrado na superfície da liga, porém, não estava presente no Ti c.p. A análise por meio de Espectroscopia Eletrônica de Auger (AES), com técnica de perfil de profundidade demonstrou que a espessura do óxido de superfície da liga de Ti foi aproximadamente 2,5 vezes mais espessa do que a do Ti c.p. A camada de óxido mais espessa e a presença de alumínio na liga de Ti pareceu não influenciar biologicamente a resposta celular inicial, quanto a aderência e morfologia, sendo os níveis de inserção celular e adaptação das células às superfícies, semelhantes. As determinações do ângulo de contato para os dois materiais de implante revelaram

que não existiam diferenças significantes entre superfície lisa de Ti c.p. ($52 \pm 2\text{Å}$) e liga de Ti ($56 \pm 4\text{Å}$), o que indicou semelhança entre energia de superfície de cada material. Estes resultados indicaram que o Ti c.p. e o Ti-6Al-4V são materiais adequados e biologicamente compatíveis para a fabricação de implantes odontológicos.

KIPALDI; LEMOS, em 1994, avaliaram a alteração na energia superficial do Ti c.p., Tipo I e II, e sua relação com o tamanho das partículas da massa do material, rugosidade da superfície e diferentes métodos de tratamento superficial utilizados no estudo. O Tipo I foi utilizado em forma de placa enrijecida, com o tamanho dos cristais de massa de $70\mu\text{m}$. O Tipo II em forma de lâmina prensada, com cristais de massa de $23\mu\text{m}$. Todas as amostras foram lavadas em H_2O deionizada e imersas em (H_3PO_4) ácido fosfórico a 50% por 30min. Após receberem tratamentos específicos foram divididas em cinco grupos: Grupo A: placas Tipo I, polidas, não passivadas e tratadas com descarga incandescente de radiofrequência por 10min; Grupo B: placas Tipo I, polidas, não passivadas e não esterilizadas; Grupo C: placas Tipo I, polidas, passivadas com ácido nítrico e esterilizadas em calor seco (estufa); Grupo D: lâminas Tipo II, polidas, passivadas com ácido nítrico e esterilizadas em calor seco; Grupo E: lâminas Tipo II, não polidas, passivadas com ácido nítrico e esterilizadas em calor seco.

Nos resultados, não apareceram diferenças significantes da tensão superficial crítica entre os grupos A,B e C (com cristais de massa de $70\mu\text{m}$) e entre os grupos D e E (com cristais de massa de $23\mu\text{m}$), com mesmo tratamento superficial (polidas). Nos grupos D e E (com cristais de massa de $23\mu\text{m}$), foi constatado que as superfícies não polidas possuíam valores de tensão superficial significativamente menores do que as polidas.

Com o intuito de identificar a estrutura dos cristais da camada de óxido formada em implantes de Ti c.p. EFFAH; BIANCO; DUCHEYNE, em 1995, utilizaram Microscopia Eletrônica de Transmissão. Amostras de pequenos discos de Ti c.p. foram preparadas e limpas com água deionizada, detergente e acetona; passivadas com ácido nítrico 40% a 55°C por 20min; lavadas com seis banhos em água deionizada e secos ao ar; esterilizadas em óxido de etileno e finalmente submersas em solução salina balanceada de Hanks (HBSS) ou na mesma solução acrescida de

EDTA, por períodos de zero hora a 24h, 1 semana e 4 semanas. Os autores observaram que: a) o leito de óxido foi composto principalmente por anatase e rutilo, que são estruturas tetragonais; b) o crescimento de grãos no leito óxido pode ser atribuído a cristais de óxidos nativos, porém o mais provável, é que eles resultaram da formação de nova camada de óxidos. Os autores também acreditaram que a espessura da camada de óxido possa estar relacionada a um processo de dissolução passiva do titânio.

2.6 Topografia de superfície dos implantes osteointegrados

A despeito dos recentes avanços na área de engenharia metalúrgica na tentativa de se produzir uma liga com módulo de elasticidade mais próximo ao valor do osso compacto, Ti cp e as ligas comercialmente utilizadas continuam sendo os materiais de eleição para a produção de implantes dentários por apresentarem a melhor combinação entre propriedades mecânicas e biológicas (PARR; GARDNER; TOTH, 1985; KASEMO; LAUSMAA, 1985; HAN e colaboradores, 1998; JOHANSSON e colaboradores, 1998). Desta forma, em uma tentativa de se melhorar a resposta biológica do hospedeiro ao Ti cp e às ligas metálicas comercialmente utilizadas sem uma degradação acentuada de suas macropropriedades mecânicas, diferentes formas de modificações de superfície (estas geralmente adaptadas de outras áreas tecnológicas) são aplicadas ao corpo do implante (LIMA e colaboradores, 1996; COOPER, 2000).

2.6.1 Alterações Físicas e Químicas de Superfícies

Uma superfície pode ser definida como a súbita interrupção do arranjo atômico cristalográfico ordenado (que pode assumir diferentes conformações). De uma maneira simplificada, esta interrupção ocasiona uma alteração no comportamento eletrônico do conjunto atômico do material, conseqüentemente modificando as propriedades físico-químicas nesta região particular. Deve-se

salientar que estas propriedades dependem do elemento químico presente (e suas combinações), classe de material (ligação química), topografia, temperatura, ambiente, pressão e outras inúmeras propriedades. De interesse para a implantologia ortopédica e odontológica é o processamento mecânico e químico destes materiais para a obtenção de uma estrutura atômica limpa (sem qualquer elemento químico diferente da estrutura de corpo do material) com propriedades osteocondutoras (neoformação óssea em regiões de tecido ósseo), e possivelmente, até osteoindutoras (neoformação óssea em regiões afastadas do tecido ósseo).

Atualmente, nenhum método de processamento atinge esta limpeza atômica da superfície, devido ao tempo necessário aos procedimentos cirúrgicos de implantação, e uma vez o implante exposto ao ambiente atmosférico, a incorporação de componentes químicos externos ocorre em maior ou menor grau. Isto, provavelmente, exerce efeito na osteointegração, uma vez que relatos de ausência de osteointegração, devido à contaminação, estão relacionados a elementos químicos incorporados ou à deficiência na remoção dos mesmos durante o manufaturamento do implante, e não aos hidratos de carbono adsorvidos na superfície durante o procedimento cirúrgico (DOUNDOULAKIS, 1987; KELLER e colaboradores, 1990; AMEEN e colaboradores, 1993; HARTMAN, colaboradores, 1989; RATNER, 1987; BUCHANAN; LEE; WILLIAMS, 1990; OLEFJORD; HANSSON, 1993). Diferentes métodos são utilizados por diferentes fabricantes na limpeza e esterilização de implantes ortopédicos e dentários (LIMA e colaboradores, 1996).

Em um estudo sobre limpeza de superfícies jateadas, SIQUEIRA e colaboradores, em 1996, compararam a eficiência de vários tipos de tratamento para limpeza: desde detergentes superfície-ativos, capazes de melhorar as características iônicas da superfície, limpeza com íons em vácuo, até o uso de diversos banhos ácidos em diferentes condições. Para isso, usaram uma amostra controle não limpa, obtida da forma como terminava o processo de preparo das rugosidades superficiais. A análise foi realizada através da microscopia eletrônica de varredura e o exame dos componentes químicos da superfície por energia de dispersão (EDS). Seus resultados mostraram que todos os processos analisados permitem a limpeza com

eliminação significativa dos contaminantes, mas que apenas um banho ácido mostrou-se capaz de deixar uma superfície limpa com grande grau de previsibilidade. Concluem o trabalho dizendo que, dentro da metodologia de análise utilizada, essa superfície pode ter uma limpeza previsível e repetida.

2.6.1.1 Alterações Perfilométricas

Alterações perfilométricas são aquelas que visam modificar a estrutura superficial de um implante metálico provindo da usinagem de um bloco metálico, com o intuito de aumentar a área total e funcional do corpo dos implantes e facilitar a aposição e a subsequente ancoragem óssea nesta superfície.

2.6.1.1.1 Superfícies Lisas

Superfícies resultantes da usinagem simples de um bloco metálico são chamadas de lisas. WENNERBERG e colaboradores, (1995) sugerem que o termo lisa seja usado para descrever intermediários (“abutments”), enquanto que os termos minimamente rugoso (0,5 a 1 μm), intermediariamente rugoso (1 a 2 μm), e rugoso (2 a 3 μm) para superfícies implantadas, com exceção das superfícies porosas. Entretanto, na maioria dos relatos da literatura, baseado na variação média da rugosidade de superfície (S_a), superfícies com um $S_a \leq 1 \mu\text{m}$ são consideradas lisas, e aquelas com $S_a > 1 \mu\text{m}$ são descritas como rugosas. O Ti cp usinado é uma superfície lisa com valor de S_a entre 0,53 a 0,96 μm (WENNERBERG; ALBREKTSSON; ANDERSSON, 1993; WENNERBERG; HALLGREN; JOHANSSON, 1998), dependendo dos protocolos de manufatura, do tipo (grau) de material, e da forma e capacidade de corte (afiação) das ferramentas utilizadas no processo de usinagem. Embora consideradas lisas, apresentam uma textura com ranhuras superficiais periódicas, que variam em periodicidade de acordo com a sua posição no corpo do implante e também como uma função das condições operacionais do maquinário utilizado (ex: fio da ferramenta de corte, grau de contato entre a ferramenta de corte e o substrato do implante, etc.). Estas ranhuras se

apresentam como linhas paralelas circunferenciais de 0,1 μ m em profundidade/largura, perpendiculares ao longo eixo do implante e de padrão regular; resultantes deste processo de corte ou usinagem da peça metálica de extrema importância para o processo celular de adesão e produção de matriz protéica do fenômeno da osteointegração. Esta periodicidade mostra uma relação com o posicionamento e alinhamento celular reportados em estudos *in-vitro* e como mencionado anteriormente, torna uma superfície texturizada preferível a uma superfície lisa e polida. Deve-se salientar que esta textura dada durante o manufaturamento torna-se desejável, uma vez que um posterior polimento desta superfície aumentaria os custos do manufaturamento e também seria prejudicial à adesão celular e conseqüentemente ao estabelecimento de uma interface osso-biomaterial competente para a ancoragem de implantes endósteos.

WENNERBERG e colaboradores, em 1993, estudando o desenho e características de superfície de 13 sistemas de implantes comercialmente disponíveis, relataram que estas ranhuras superficiais apresentavam entre 4 e 10 mm de altura e 2 e 8 mm de diâmetro.

A topografia da superfície pode produzir orientação e guia de locomoção de tipos de células específicas e tem a capacidade de afetar diretamente a forma e a função celular (CHEHROUDI; GOULD; BRUNETTE, 1990; QU; CHEHROUDI; BRUNETTE, 1996; CHOU; FIRTH; UITTO; BRUNETTE, 1998; BRUNETTE; CHEHROUDI, 1999).

Este tipo de textura de superfície é apresentado pela grande maioria dos implantes disponíveis comercialmente e apresenta altas taxas de sucesso clínico uma vez que a remoção dos fluidos orgânicos utilizados durante a usinagem, associado a um correto processo de esterilização sejam realizados. Testes apontam para taxas menores de contaminação superficial em implantes "lisos", quando comparados aos de superfícies texturizadas. Esta textura em um implante após a sua usinagem (sem processamento para esterilização) pode ser observada na (Figuras 1 e 2).

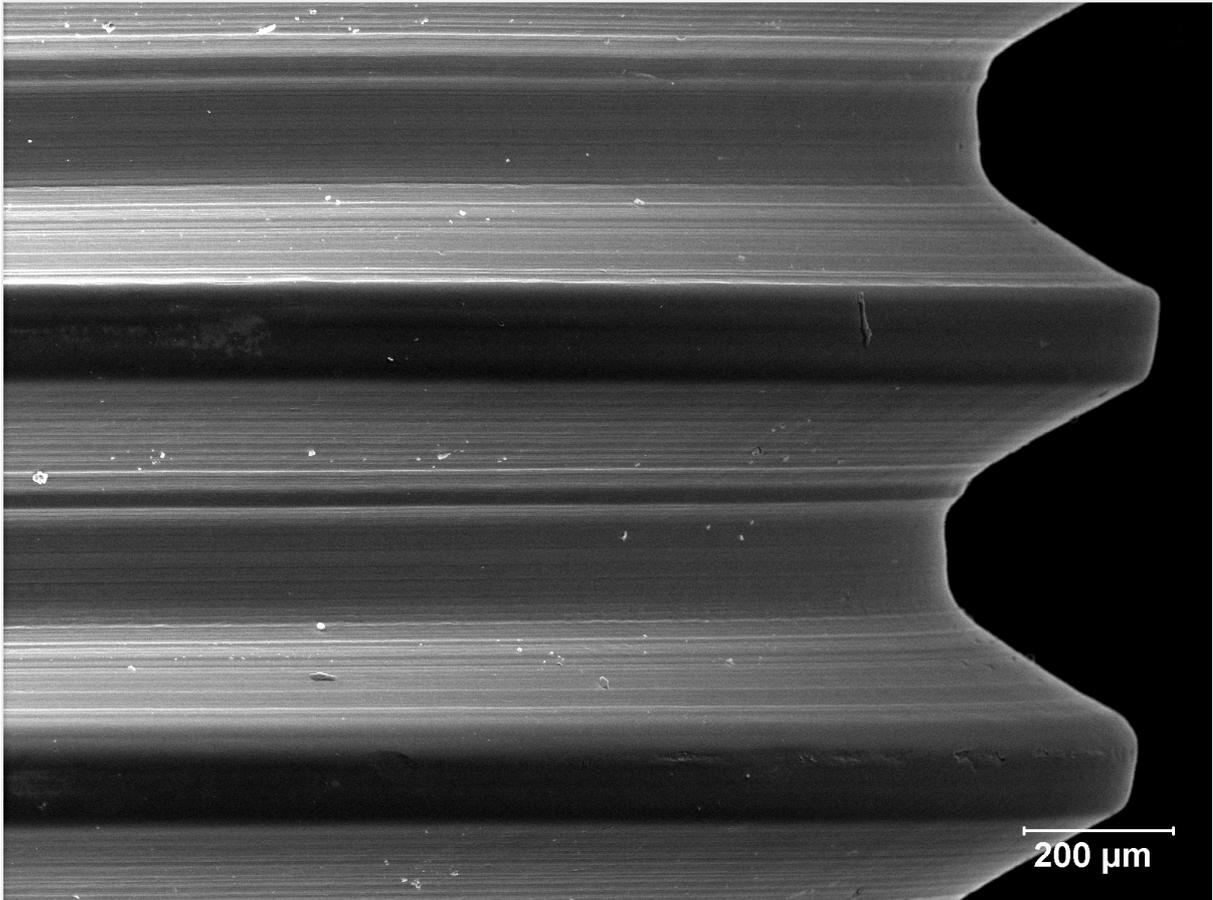


Figura 1: Microscopia eletrônica de varredura (MEV) de um implante (Conexão Sistemas de Prótese, Ltda. São Paulo, SP- Brasil). Nota-se que a periodicidade dos sulcos varia de região para região no corpo do implante.

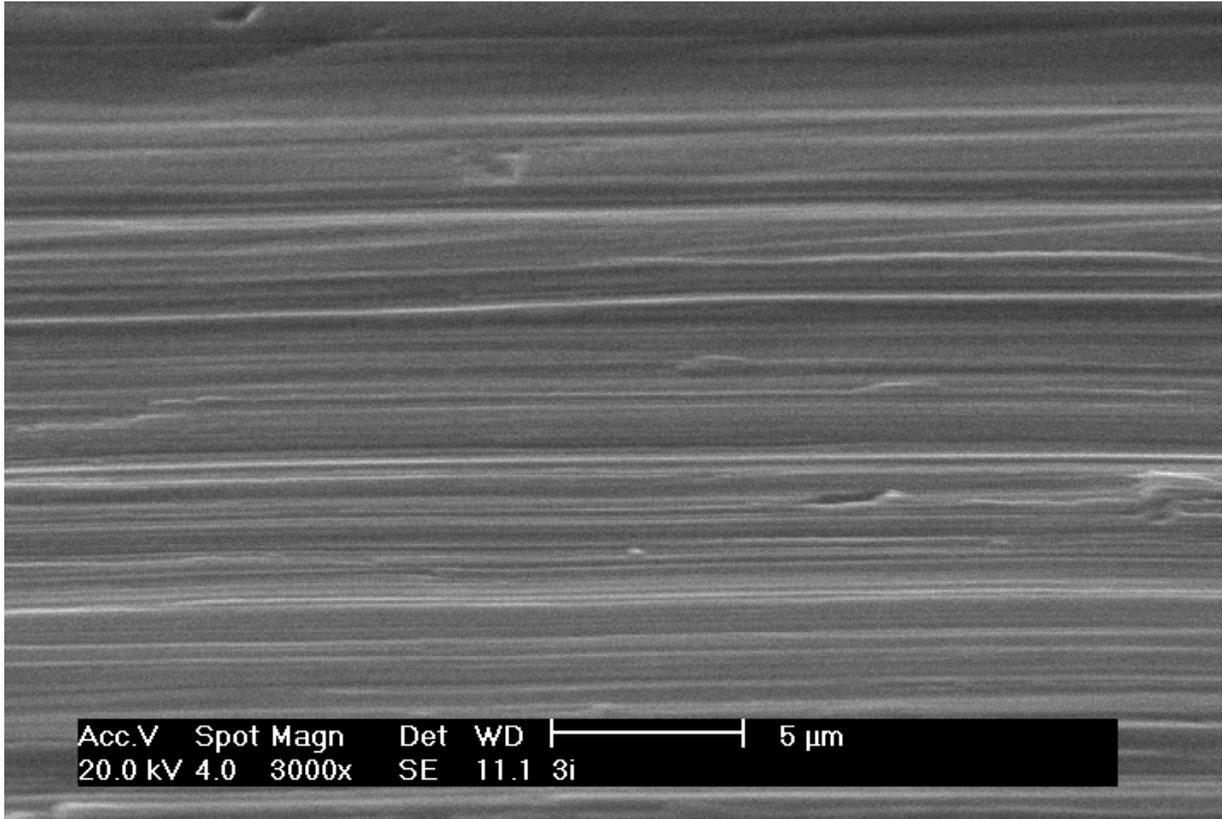


Figura 2: Superfície de um implante (3i Implant Innovations, Inc., Palm Beach Gardens, Florida- USA) em um aumento de 3000x. Nota-se em um maior aumento presença de ranhuras na superfície.

2.6.1.1.2 Superfícies porosas e rugosas – Texturização de superfície

Uma das metodologias utilizadas para aumentar ainda mais o padrão perfilométrico de implantes é a incubação em meio ácido das superfícies obtidas após a usinagem. Este processamento ocasiona a emissão de material em regiões específicas, principalmente no limite da união entre os picos e vales dos sulcos periódicos, por meio da corrosão da superfície usinada do implante, obtida após imersão em solução ácida de alta concentração (Ácidos Fluorídrico e associação de ácido Sulfúrico e Clorídrico), que cria “cavidades” de dimensões e formatos específicos, ocasionando um aumento na sua área funcional. O tempo de aplicação do ácido e sua temperatura, juntamente com a concentração, determinarão a profundidade das rugosidades, também chamadas micro-retenções. Outra vantagem

deste processo é a sua associação ao processo de remoção de subprodutos da usinagem auxiliando o processo de limpeza e esterilização do material. Este tratamento deve ser feito sob condições controladas para evitar um sobrecondicionamento da superfície, o que ocasiona uma perda nas propriedades mecânicas desta superfície potencialmente aumentando a perda de massa e acúmulo de metais e seus subprodutos nos tecidos circunjacentes ao implante (DAVIES, 1998; 2000).

Esta metodologia apresenta a vantagem de se obter um aumento em área de superfície através de um processo economicamente favorável e de fácil confecção, além deste agir sinergicamente, aumentando a área funcional e rugosidade da superfície, com a usinagem inicial e o condicionamento seletivo com diferentes ácidos (KLOKKEVOLD e colaboradores, 1997). Analisando a eletromicrografia da figura 3 nota-se que as alterações pefilométricas deste tipo de tratamento são de magnitude maior do que as obtidas através da usinagem e conseqüentemente existe um considerável aumento na área de superfície do implante.

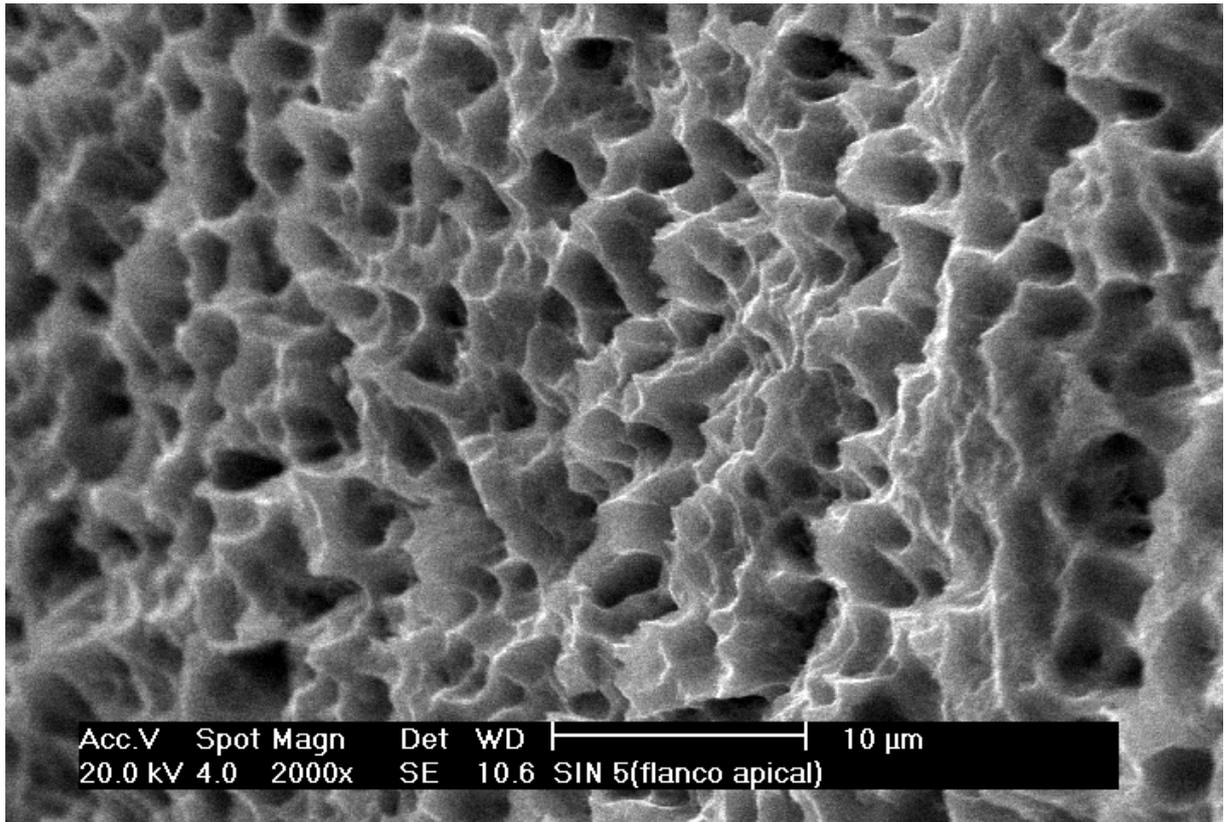


Figura 3: Microscopia eletrônica de varredura (MEV) de um implante (SIN - Sistema de Implantes Nacional Ltda. São Paulo, SP- Brasil), texturizado pela técnica de imersão em meio ácido (HCl e H₂SO₄). A superfície tem uma microrugosidade uniforme com inúmeros microporos na base da macrotexturização, chamados de micro-retenções (Aumento de 2000x).

Em 1996, um implante tornou-se disponível comercialmente, o qual tinha sua superfície atacada com uma mistura de solução de ácido hidrocloreídrico /sulfúrico (HCl-H₂SO₄) (Osseotite, Implant Innovations, Palm Beach Gardens, FL) (figura 4). A resistência ao torque de remoção foi encontrada ser 4 vezes maior com esta superfície quando comparada com uma superfície apenas usinada (KLOKKEVOLD, e colaboradores, 1997). Em um estudo multicêntrico, onde estes implantes foram expostos a cargas oclusais funcionais por 0 a 36 meses, a taxa de sucesso total foi de 93,7% (SULLIVAN; SHERWOOD; MAI, 1997).

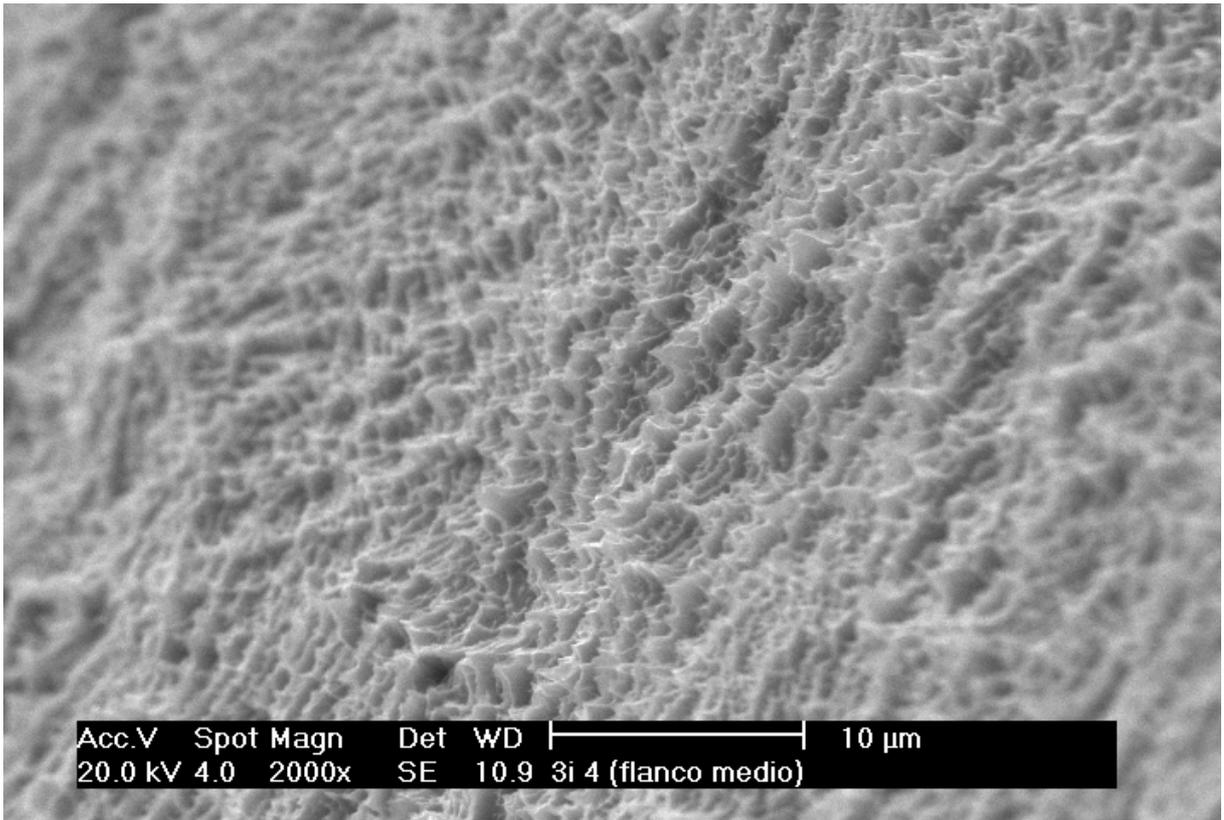


Figura 4: Eletromicrografia de um implante Osseotite[®] – 3i Implant Innovations, Inc., Palm Beach Gardens, Florida- USA, texturizado pela técnica de imersão em meio ácido (HCl e H₂SO₄). Aspecto topográfico caracterizando uma microrugosidade uniforme com pequenas aberturas sobre a superfície, chamadas de micro-retenções (Aumento de 2000x).

Outra forma de se aumentar a área funcional do implante após a sua usinagem é o jateamento da superfície já texturizada devido ao próprio processo de usinagem. Este jateamento é feito, na maioria das vezes, através da propulsão de partículas de óxido de alumínio (Al₂O₃, alumina, corundum) ou titânio (TiO₂), assim como de elementos fosfatados degradáveis, as quais apresentam um valor de dureza (resistência à indentação) maior do que o substrato metálico. Este jateamento pode ser feito com partículas de diferentes granulações para que a textura desejada seja obtida, gerando por abrasão, uma superfície rugosa com “cavitações” ou depressões irregulares, chamadas macro-retenções (figura 5). A rugosidade depende do tamanho da partícula, do tempo de jateamento, da pressão,

e da distância da fonte de partículas para a superfície do implante. Parece ser uma forte tendência o aumento da rugosidade quando o tamanho das partículas aumenta. O jateamento de uma superfície lisa de Ti com partículas de Al_2O_3 de 25 μm , 75 μm , ou 250 μm produz superfícies com valores de rugosidade de 1,16 a 1,20, 1,43, e 1,94 a 2,29, respectivamente (WENNERBERG e colaboradores, 1997; WENNERBERG; HALLGREN; JOHANSSON, 1998). Li e colaboradores, em 1999, demonstraram que implantes de titânio com superfícies usinadas e jateadas apresentaram resistência às forças de cisalhamento 5 vezes maiores que às observadas nos implantes com superfícies apenas usinadas, resultando em maior resistência à remoção ao torque. Superfícies rugosas resultam em um aumento da resistência mecânica da interface implante-osso devido ao aumento da área da superfície do implante, favorecendo o aumento na área de contato entre osso e o implante. O aumento do percentual de contato ósseo ao redor dos implantes atua diminuindo a tensão transmitida ao tecido ósseo, na interface com o implante. Visto que $\sigma = F/A$, ou seja, a tensão ou estresse é medida pela força aplicada sobre a área. O aumento no percentual de contato ósseo (área de contato ósseo) diminui o estresse na interface osso-implante (Li e colaboradores, 1999).

Embora alguns autores atestem a biocompatibilidade e as características da osteointegração obtidas na aplicação desta técnica (COOPER e colaboradores 1999), outros têm relatado a possibilidade de contaminação, decorrente da inevitável inclusão de partículas de alumina na superfície do substrato metálico (GOTFREDSEN e colaboradores, 1995; HAN e colaboradores, 1998) (figura 6 e 7).

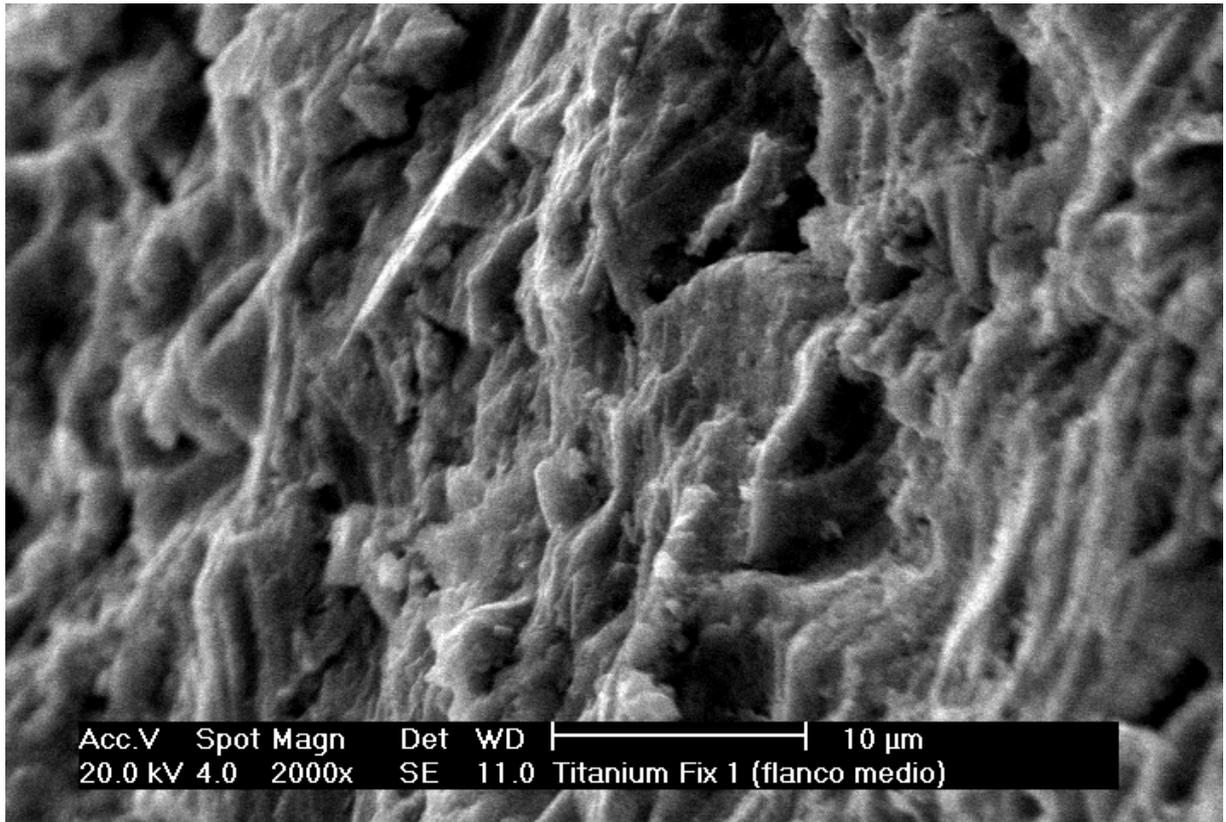


Figura 5: Topografia de superfície de um implante do Sistema Titanium Fix[®] implantes osseointegráveis: A.S. Technology Comp. Esp. Ltda. ME., São José dos Campos, SP- Brasil, texturizado pela técnica de jato de óxido de alumínio (Al_2O_3) seguido por ataque com solução ácida fraca. Observe a presença de ranhuras e cortes do metal provocados pelo choque da partícula de óxido contra a superfície do implante, gerando rugosidades maiores, chamadas macroretenções. (Aumento de 2000x).

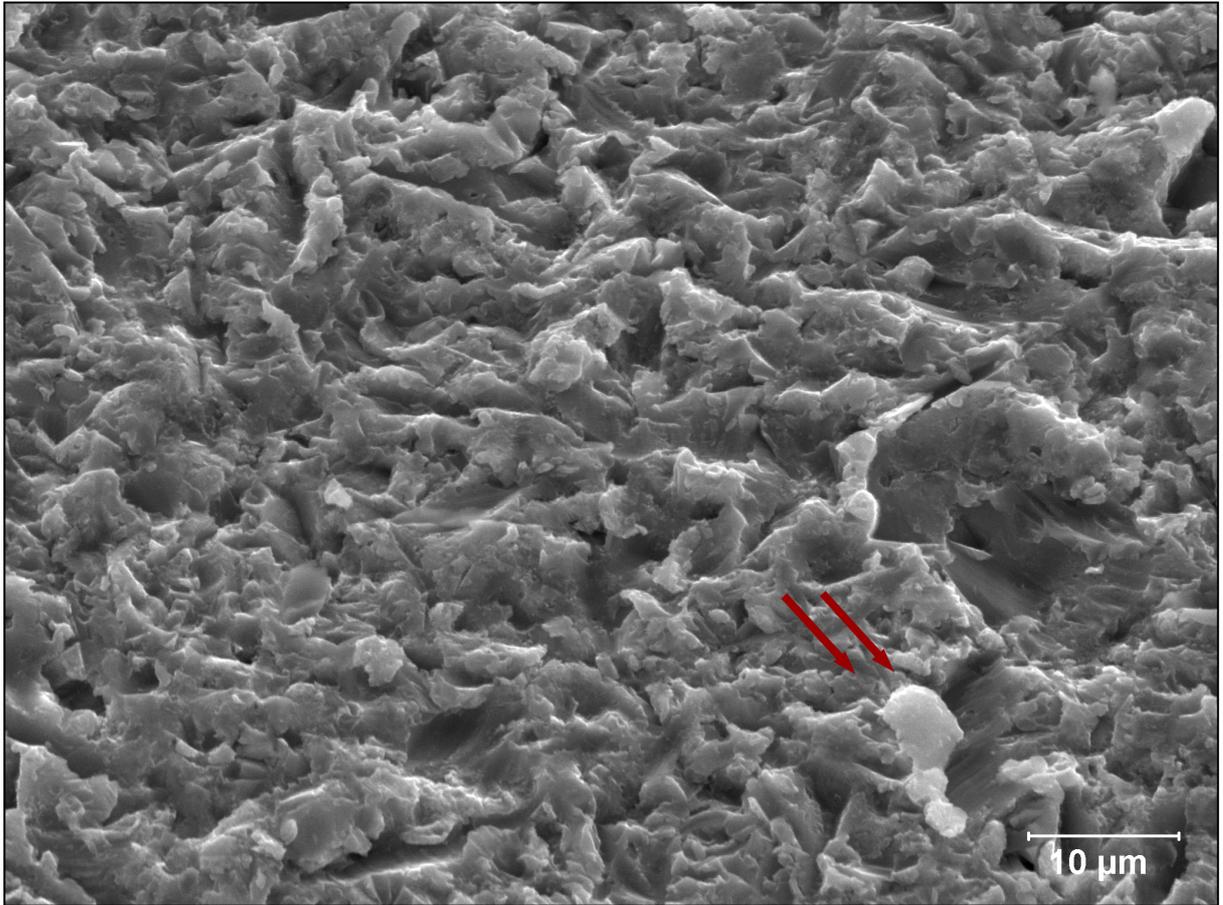


Figura 6: Eletromicrografia de uma superfície processada através de jateamento e imersão em solução ácida de um implante comercialmente disponível (Bicon, Inc. Boston, MA- USA), demonstrando embebição de uma partícula de alumina na superfície rugosa do implante após o processamento e esterilização. Imagem gentilmente cedida pelo Dr. Paulo Guilherme Coelho, University of Alabama at Birmingham, USA.

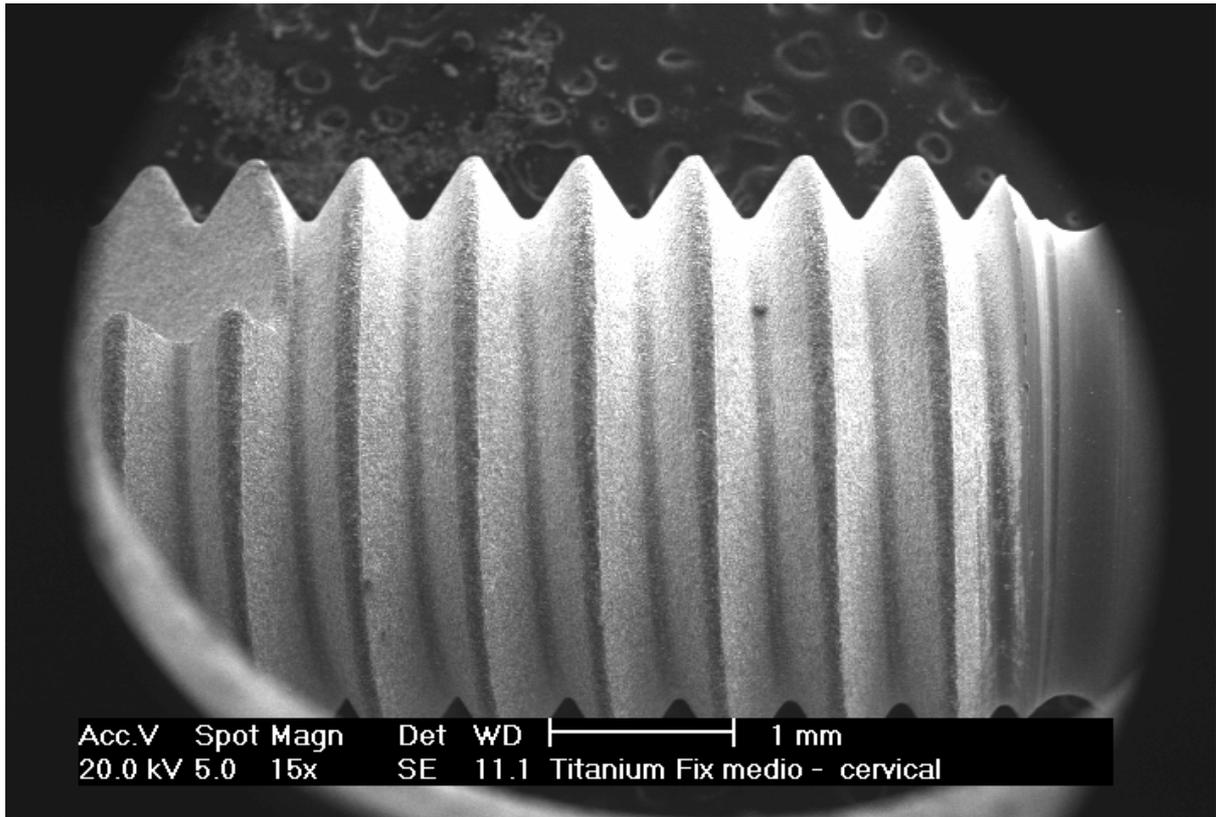


Figura 7: Implante do Sistema Titanium Fix[®], texturizado pela técnica de jato de óxido de alumínio (Al_2O_3) seguido por incubação em solução de ácido fraco. As partículas utilizadas nesta técnica podem ser vistas (pontos brancos) em todo o comprimento do implante, exceto na região do pescoço (cervical) que não sofreu jateamento. (Aumento de 15x).

A quantidade de inclusões deve ser minimizada, uma vez que, de acordo com observações clínicas e análises químicas pós-implantação em implantes perdidos, a alumina pode interferir na osteocondutividade do titânio, apesar de sua biocompatibilidade comprovada (DUCHEYNE e colaboradores, 1984; LAUSMAA e colaboradores, 1986; KASEMO; LAUSMAA, 1988). Quando a superfície é jateada com materiais fosfatados, este problema é minimizado e/ou suprimido devido às propriedades osteocondutoras inerentes a estes materiais, os quais tendem a ser dissolvidos e/ou reabsorvidos *in-vivo* (GOTTLANDER e colaboradores, 1997; SANS e colaboradores, 2001).

Os implantes comercialmente disponíveis com superfície jateada são, geralmente, imersos em soluções ácidas (jateamento + incubação em meio ácido) visando um aumento no perfil perfilométrico e não apenas a remoção de subprodutos oriundos do manufaturamento, uma vez que as superfícies mais profundas das cavidades formadas através do jateamento irão se degradar preferencialmente em relação à superfície externa do implante, resultando em características simultâneas de macro e micro-retenções (figura 8). Mais uma vez, os devidos cuidados devem ser tomados para evitar um sobrecondicionamento excessivo e subsequente diminuição das propriedades mecânicas do material.

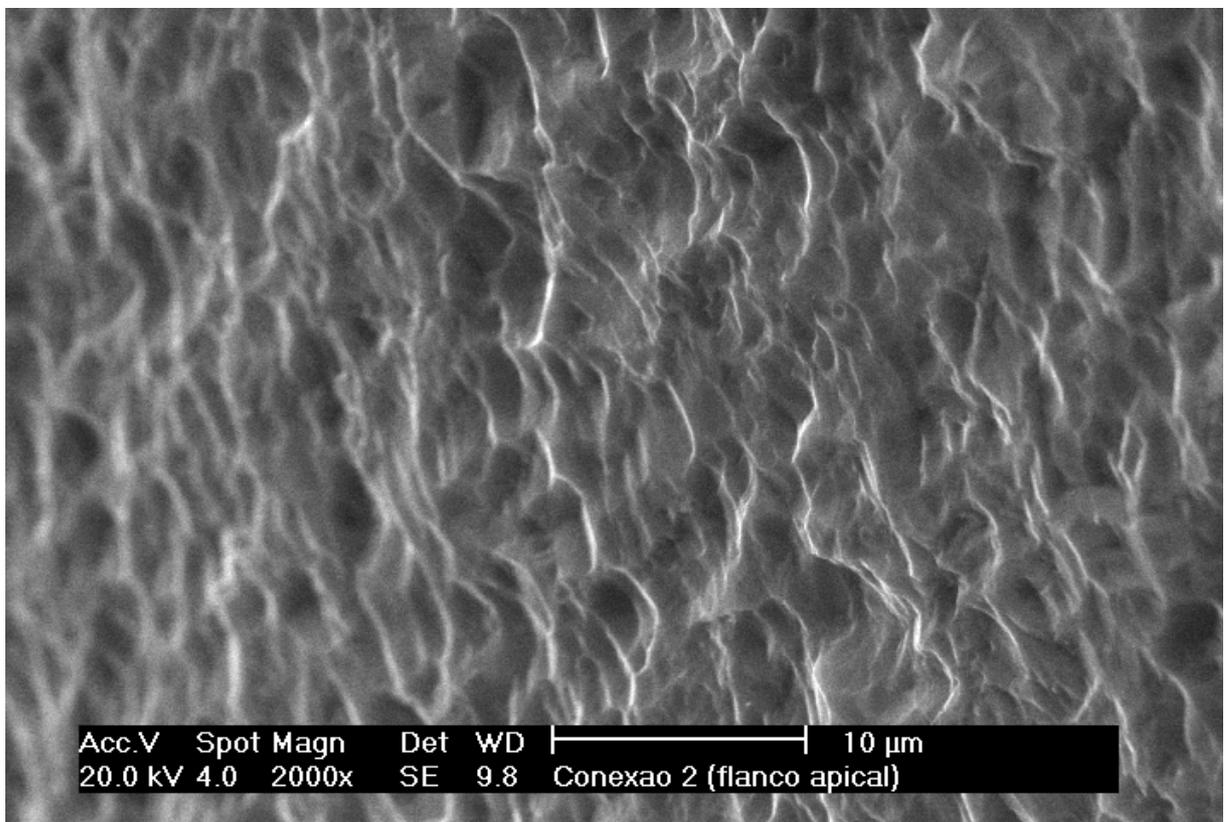


Figura 8: Topografia de superfície de um implante do Sistema Conexão Sistemas de Prótese, Ltda. São Paulo, SP- Brasil, texturizado pela técnica de jateamento de partículas biocompatíveis (TiO_2) seguido por subtração pela imersão em meio ácido. Observar a presença de rugosidades de diferentes tamanhos, caracterizando a técnica combinada de macro e micro-retenções. Nota-se que as deformações criadas pelo impacto das partículas possuem microcavidades no seu interior. (Aumento de 2000x).

Recentemente, uma nova superfície foi introduzida comercialmente, a qual recebeu jato de areia com partículas grandes, seguido por ataque ácido (SLA, Straumann) (BUSER e colaboradores, 1998). Esta superfície é produzida pelo processo de jateamento com grãos de areia grandes (250 a 500 μm), seguido por ataque em solução de ácido hidrocloreídrico/sulfúrico (COCHRAN e colaboradores, 1996). A variação de rugosidade média (R_a) para a superfície atacada com ácido é 1,3 μm , e para a jateada com areia e atacada com ácido, $R_a = 2,0 \mu\text{m}$ (BUSER e colaboradores, 1998). De acordo com estes autores foram obtidos valores maiores no torque de remoção da superfície jateada com areia e atacada com ácido, quando comparada com superfície somente atacada com ácido, e valores de contato osso-implante de 60 a 70% fornecem a base para um protocolo de período de cicatrização de 6 semanas para o primeiro tipo de superfície, o qual está atualmente sendo testado.

O processamento de superfície que proporciona o maior aumento na área superficial do implante é o “plasma spray” de titânio (PST), sendo portanto, teoricamente, o tratamento de superfície entre os profilométricos, mais indicado para áreas de osso de menor densidade. Os pesquisadores HAHN; PALICH foram os pioneiros em fazer relatos sobre implantes cobertos por plasma de titânio em 1970, e desde o seu lançamento comercial em 1974, esses implantes têm sido testados com sucesso em experimentos variados. Este é um processo que envolve altas temperaturas, onde um particulado fino de titânio é parcialmente derretido e propulsionado através de um plasma (gás ionizado). Este plasma geralmente é composto por argônio (Ar) devido à susceptibilidade das ligas de titânio à contaminação por hidrogênio (H), o que causa degradação de propriedades físicas do substrato, podendo ocasionar falhas catastróficas quando em função. Após o processamento através do PST, a área de superfície do implante pode aumentar em até 6 vezes em relação à área inicial, com uma média de espessura de 10 a 40 μm (SYKARAS e colaboradores 2000), dependendo da geometria e variáveis de processamento, como tamanho do particulado inicial, temperatura do plasma, velocidade e tempo de impacto e da distância entre o propulsor e o alvo (implante). WENNERBERG e colaboradores, em 1993, encontraram para implantes com superfície rugosa obtida por meio deste processo uma camada superficial

texturizada com espessura de 50 a 150 μm , com um valor (R_a), que corresponde à média aritmética das derivações do perfil de rugosidade da superfície em relação à linha média, de 1,82 μm .

Porém, este aumento significativo em área total não representa a superfície onde o tecido ósseo pode crescer ($> 50 \mu\text{m}$) e o aumento real em área funcional ficará por volta de 1.5 a 2 vezes em relação à área superficial inicial.

Apesar de ser um processo onde existe um significativo aumento da área para crescimento ósseo, existem vários aspectos inerentes a este que podem ser prejudiciais aos tecidos circunjacentes ao implante, e também, deletérios à osteointegração a longo prazo. Apesar do gás utilizado no plasma ser inerte ao titânio, existe a possibilidade de difusão de hidrogênio em sua estrutura cristalográfica e potencial perda de propriedades mecânicas. Devido às altas temperaturas inerentes ao processo e rápidas taxas de solidificação, diferentes estruturas podem ser formadas durante este resfriamento, e mais estudos são necessários para a determinação da microestrutura metalográfica com as melhores propriedades químicas e físicas. A rápida taxa de solidificação faz com que haja o aparecimento de fendas na microestrutura da superfície e estas podem ser o local inicial de uma propagação, ocasionando falhas catastróficas do implante.

O aumento em até 6 vezes na área inicial pode não ser uma realidade para a aposição e crescimento ósseo, mas o mesmo torna-se potencialmente real quando existe exposição da superfície do implante a fluidos da cavidade bucal e conseqüentemente o biofilme bacteriano. Além disso, a intercomunicação existente entre os poros facilita a migração de patógenos para regiões ósseas mais internas podendo comprometer rapidamente o sucesso do implante, e dificultando o tratamento da periimplantite. Sinergicamente, a este processo, degradação química - neste caso autocatalítica -, pode ocasionar perda do substrato metálico e perda de ancoragem óssea comprometendo o sucesso do tratamento proposto.

Estudos mais recentes foram dirigidos para o aperfeiçoamento de outra técnica de texturização superficial por subtração, envolvendo o uso de *laser* (GAGGI e colaboradores 2000). A contaminação de superfícies de titânio que receberam técnicas tradicionais de texturização influenciou pesquisadores a desenvolver técnicas cuja realização não exigisse diferentes elementos químicos. O laser, por ser um

feixe de luz concentrado, que necessita somente de um meio físico para propagar-se, foi utilizado para este fim. Estudos preliminares indicaram uma superfície mais regular quando da análise topográfica para implantes texturizados por *laser*, apresentando rugosidades com profundidade e diâmetro maiores ou menores de acordo com a programação de intensidade do pulso da fonte emissora (GAGGI e colaboradores 2000). Pode-se citar, também, o controle da direção e orientação das rugosidades, quando comparadas com aquelas sem orientação, obtidas por outros métodos de texturização. Além disto, o grau de contaminação superficial de implantes texturizados por *laser*, em comparação com as técnicas tradicionais de adição e subtração superficial, foi significativamente menor. Contudo, mesmo com resultados preliminares animadores nas pesquisas *in vitro*, a pouca literatura disponível e a falta de estudos de acompanhamento clínico sugerem a necessidade de novas pesquisas antes da aprovação definitiva deste processo.

HALL; LAUSMÃA, em 2000, descreveram um método de preparar uma superfície de óxido porosa. A superfície de óxido porosa é criada através de um aumento controlado da camada de dióxido de titânio (TiO_2), incluindo propriedades específicas de superfície na espessura, rugosidade e textura do óxido. O método para a preparação da superfície de óxido porosa foi por oxidação anódica, que é um método eletroquímico. Os autores salientam as seguintes propriedades da superfície de titânio oxidado, denominada de TiUnite (Nobel Biocare): A superfície consiste de um dióxido de titânio essencialmente puro, que era parcialmente cristalino. A espessura do óxido aumenta continuamente de 1-2 μm na parte superior até 7-10 μm na porção apical do implante; índice de rugosidade da superfície (Ra) e a área aumentaram continuamente da cabeça até a área apical do implante, onde Ra foi de 1,2 μm e o aumento da área de 95%. A cabeça do implante tem uma superfície lisa. (Figura 5.22); Devido ao processo de oxidação, a superfície mostrou uma topografia única na rugosidade, sem características agudas. A topografia da superfície por si só parece oferecer uma ótima retenção nos tecidos ósseos. A superfície tem boa capacidade de reter líquidos devido à sua topografia; A porção apical da superfície contém inúmeros poros, com orifícios de tamanho predominante ao redor de 1-2 μm . Os poros tem a capacidade de reter substâncias, que podem ser liberadas nos tecidos circundantes; A camada de óxido era fortemente aderente ao metal

subjacente e mostrou ótima resistência ao desgaste, o que indicou mínimo risco de liberação de partículas durante a inserção do implante no osso.

2.6.2 Estudos relacionados com os aspectos topográficos dos implantes osteointegrados (Rugosidade de superfície)

Com o acúmulo de estudos comprovando os resultados positivos da texturização de superfície dos implantes dentários, obtidos em testes *in vitro* e *in vivo* no quesito percentual de contato osso-implante, sugere-se a manifestação de efeitos benéficos desta técnica nos componentes celulares e teciduais envolvidos na osteointegração. Atualmente, é entendido que as técnicas de texturização superficial podem influenciar várias etapas do processo de desenvolvimento e estabelecimento da osteointegração, tanto na diferenciação das células presentes na interface metal-osso, imediatamente após a inserção cirúrgica do implante, como no tipo de ossificação (intramembranoso ou endocondral) e na quantidade de matriz óssea calcificada depositada na superfície do implante (SCHWARTZ e colaboradores, 1997; DAVIES e colaboradores, 1998; MASUDA e colaboradores, 1998).

CLEMOW e colaboradores, em 1981, relacionaram a resistência ao cisalhamento interfacial, o tamanho e o aumento dos poros de superfícies de implantes de TÍ-6A1-4V. Três tamanhos de partículas de pó (297 μ m, 420-500 μ m e 595-707 μ m) foram usados para fabricar implantes cilíndricos que foram inseridos em canal medular do fêmur de cães por 6 meses. Depois de sinterizado, o pó fino, médio e grande resultaram em poros de tamanho de aproximadamente 75, 225, 325 μ m, respectivamente. Todos os espécimes tinham forma cilíndrica com diâmetro externo de 10mm e comprimento de 20mm. A resistência ao cisalhamento interfacial e dureza aumentaram com a diminuição do tamanho do poro, no limite de 175-235 μ m. Os valores maiores para estes parâmetros mecânicos foram obtidos para implantes posicionados no osso cortical comparado aos implantes posicionados no osso esponjoso. O crescimento ósseo da superfície circunferencial do implante adjacente ao osso, aumentou com a diminuição do tamanho do poro.

Uma das condições importantes que relacionam o sucesso e o fracasso de projetos de implantes é dada pelas propriedades de superfície dos implantes. KASEMO, em 1983, identificou e discutiu estas propriedades sob os seguintes aspectos: preparação do implante; composição química e cristalografia da superfície do implante; as propriedades químicas, de ligação e processo químico na interface inorgânico-biotecido. O autor descreveu alguns métodos experimentais que podem ser usados para caracterizar a interface. Ao discutir rugosidade de superfície dividiu-a em 2 partes: uma parte com rugosidade da superfície macro e microscópica e uma parte onde a superfície é rugosa sob escala atômica. O autor acredita que o principal papel da rugosidade é que ela pode melhorar a força mecânica de um implante e a união química não será afetada pela rugosidade na escala igual ou maior que $1\mu\text{m}$.

Os aspectos biológicos importantes para se conseguir osteointegração do implante de titânio no tecido hospedeiro foi revisto por ALBREKTSSON, em 1983. O autor enfatizou que as condições da superfície do implante, sua composição química e fatores mecânicos são variáveis importantes para a osteointegração. Estudos da interface osso-implante através de MEV e Microscopia Eletrônica de Transmissão (TEM), revelaram que o padrão de ancoragem dos filamentos colágenos ao titânio se assemelhava ao das fibras de Sharpey inseridas no osso.

KELLER e colaboradores, em 1987, avaliaram o crescimento ósseo em torno de implantes de Ti puro com poros de $0,6$ a $1,0\mu\text{m}$. Implantes com aspecto poroso, cilíndrico e perfurado, foram implantados em tíbias de 15 coelhos a fim de avaliar o crescimento ósseo em torno dos mesmos. Após 4 a 8 semanas da implantação, observou-se que a quantidade de crescimento ósseo nos poros de maior tamanho foi maior que nos poros menores, com $0,6\mu\text{m}$. Após 2 semanas de implantação, natureza trabecular caracterizou o padrão de crescimento ósseo. Em 8 semanas, o crescimento ósseo lembrou uma cortical mais densa e ocupou a maioria das áreas porosas. Os resultados deste estudo mostraram que o crescimento ósseo foi independente do tamanho dos poros e a porcentagem de crescimento ósseo foi significativa, até 8 semanas após a implantação.

Afim de entender melhor as superfícies dos biomateriais, os autores RATNER, JOHNSTON, LENK, em 1987, descreveram algumas técnicas capazes de avaliar as propriedades de superfície, tais como química, energia e morfologia de

superfície. As técnicas utilizadas foram: Microscopia, Espectroscopia Eletrônica para Análise Química (ESCA), Espectroscopia de Massa de Íons Secundários (SIMS), espectroscopia Infra-Vermelho, técnica do ângulo de contato, determinação da rugosidade da superfície, medidas elétricas da superfície. Isto porque a natureza da superfície do biomaterial governa os processos envolvidos na resposta biológica. Neste artigo os autores descreveram as características da superfície de alguns biomateriais como metal, superfície de vidro, hidrogel, polímeros e poliuretanos e o comportamento da água, e discutiram a aplicação das características da superfície no desenvolvimento/melhoramento e modernização dos biomateriais. A rugosidade da superfície tem mostrado influenciar as reações biológicas teciduais. Quantificar o grau de rugosidade ou descrever a qualidade da rugosidade pode ser muito complexo; para isto, pode-se utilizar o MEV ou microscópio de luz. Uma descrição quantitativa da rugosidade do material é crítica quando se avalia os efeitos da rugosidade sobre interações biológicas. Um perfilômetro é comumente usado para avaliar quantitativamente a rugosidade. Este artifício converte a moção superior-inferior de um guia apontado atravessando uma superfície, em sinais elétricos que são plotados contra a distância transversa. O método de perfilometria foi aplicado extensivamente em microeletrônicos e na indústria metalúrgica e ocasionalmente é usado em pesquisa de biomateriais.

Outros trabalhos como o de CARLSSON e colaboradores (1988), avaliaram diferentes texturas de superfície entre implantes de Ti c.p. em forma de parafuso lisos e rugosos através da medida de torque de remoção e resposta tecidual da interface. Num total de 28 implantes inseridos no fêmur (articulação do joelho) de 7 coelhos a metade (14 implantes) eram lisos (eletropolidos) (rugosidade de 10nm) e a outra metade (14 implantes) eram rugosos (rugosidade de 1000nm). Todos os implantes apresentaram uma camada de óxido de aproximadamente 5nm de espessura. Em 6 semanas, a média do torque necessário para a remoção dos implantes rugosos foi de 26,4Ncm, e dos implantes lisos foi de 17,2Ncm. Histologicamente, em nível de microscopia Ótica, 60% das roscas dos implantes em forma de parafuso com superfícies rugosas e lisas tinham contato com o osso, sem interposição de tecido mole, sendo que não foi possível detectar se houve diferença quanto ao grau de aposição óssea direta sobre os implantes.

SMITH, PILLIAR, CHENERCKY, em 1991, examinaram diferentes tratamentos de superfície em amostras cilíndricas de ligas Ti-6Al-4V. Utilizaram discos com superfícies lisas obtidas através do lixamento com papel metalográfico de granulação 600 e superfícies porosas obtidas através da sinterização de partículas esféricas de 30 a 300µm de diâmetro. A estes espécimes foram instituídos diferentes tratamentos de limpeza e esterilização compondo 6 grupos: Grupo I - Lavados em água destilada e secos à temperatura ambiente; Grupo II - lavados em água destilada, secos à temperatura ambiente, limpos com detergente e lavados com água destilada; Grupo III - tratamento anterior e esterilização em autoclave a 121°C por 30 minutos; Grupo IV - tratamento do grupo II e esterilização por radiação; Grupo V - tratamento do grupo II, passivação com H₂NO₃ a 40% por 60 minutos em ultra-som e 3 lavagens com água deionizada; Grupo VI - tratamento do grupo II e exposição à plasma de gás argônio por 30 minutos a 0,3mmHg.

Os autores observaram através de MEV que os diferentes procedimentos de limpeza mostraram semelhanças microscópicas entre as amostras dos Grupos I e II. Poucas diferenças foram observadas entre as amostras esterilizadas por radiação e as lavadas com detergente. Extensas áreas da superfície do implante apresentaram ataque químico com o uso de ácido nítrico. De acordo com os autores, alterações significantes na topografia, morfologia e energia de superfície dos discos de Ti-6Al-4V foram produzidas pelos diferentes procedimentos empregados.

Diferenças macro e microscópicas de 3 diferentes tipos de implantes endósteos colocados em mandíbula de cães foram estudados por PILLIAR e colaboradores, em 1991. As amostras constituíram: a) Implante de TícP em forma de parafuso; b) Implante cônico de liga de Ti com poros na superfície, mantidos em função por 23 semanas; c) Implante cônico de liga de Ti com poros apenas nos dois terços apicais, em função por no máximo 73-77 semanas, assim como o grupo a.

Avaliação radiográfica foi feita em intervalos regulares. De acordo com a análise estatística, ocorreu variação no índice de crescimento ósseo com o tempo. observou-se que os implantes do grupo (a) estavam osteointegrados, com formação óssea em toda a superfície do parafuso. Os implantes do grupo (b) apresentaram crescimento ósseo 4 semanas após a implantação. Não houve sinais de infecção nem perda óssea durante o período de avaliação. O índice de crescimento ósseo ocorreu

independente do período de tempo em função. No grupo (c) observou-se melhor crescimento ósseo na região coberta com poros do que na porção coronal, onde não havia porosidade. Perda óssea na crista foi visto no primeiro ano apenas nos implantes em forma de parafuso e parcialmente cobertos, porém, limitada à região lisa destes implantes. Concluíram que as formas e superfícies diferentes de implantes não transferem as cargas da mesma forma ao osso e podem causar alterações significantes na estrutura óssea. Os autores sugeriram que a perda óssea coronal ao redor do implante poderia ser evitada cobrindo todo o implante com material poroso.

No mesmo ano, CHEHROUDI, GOULD, BRUNETTE (1991) investigaram, ultra-estruturalmente, a aderência do tecido conjuntivo e epitelial sobre superfícies lisas, usinadas, sulcadas e cobertas com titânio. Sulcos em forma de V, com profundidade de 3, 10 e 22 μ m foram produzidos em sílica e reproduzidos em resina epóxi, e as réplicas obtidas recobertas com 50nm de titânio. A forma de limpeza das amostras consistiu em lavagem com detergente, água deionizada, água destilada estéril, e secagem por uma noite em câmara de fluxo laminar. O método de esterilização foi a câmara com gás argônio de descarga incandescente. A armazenagem foi feita em frascos de teflon contendo água destilada estéril, deionizada. O procedimento cirúrgico se fez pela implantação transcutânea em osso parietal de ratos. Após 7 dias as peças foram processadas por meio de Microscopia Óptica, MEV e TEM. Adesão e interdigitação de células epiteliais foram vistas nos sulcos de 3 e 10 μ m, não sendo encontradas nos sulcos mais profundos de 22 μ m, entretanto, faziam contato com as superfícies planas entre estes sulcos de maior profundidade. A orientação dos fibroblastos se deu de forma paralela ao longo eixo dos implantes, com formação de uma cápsula de tecido conjuntivo nas superfícies lisas, com sulcos de 3 e 10 μ m de profundidade. Nos sulcos de 22 μ m de profundidade os fibroblastos inseriram-se obliquamente aos implantes. A aderência dos fibroblastos ao titânio se deu através de 2 zonas; uma amorfa, fina e eletrodensa em contato direto com a superfície do titânio e outra fibrilar fina, a partir da zona amorfa até à membrana celular. Acredita-se que a orientação oblíqua dos fibroblastos se deve à inibição da migração apical do epitélio e isto significa que as

superfícies usinadas sulcadas têm potencial para melhorar a performance dos dispositivos transcutâneos.

LIMA e colaboradores, em 1996, analisaram a superfície de dois implantes nacionais (De Bortoli e Intralock) e compararam com 2 implantes importados (Implamed e Sistema TF). Observaram que há variação na qualidade do acabamento superficial dos implantes através de MEV e EDS (Espectrometria de Energia Dispersa). O implante Intraiock apresentou melhor acabamento que o implante De Bortoli, contendo alguns cavacos de usinagem, observados somente com maior aumento, além da presença de impurezas em alguns pontos da sua superfície. O implante Implamed apresentou marcas de usinagem nas paredes dos filetes de suas roscas e ausência de cavacos de usinagem. O implante TF apresentou acabamento irregular devido a limpeza com jateamento e presença de grande número de microcavidades. Através da microanálise detectou-se a presença somente de titânio nos implantes De Bortoli e Implamed. No implante Intralock detectou-se a presença de traços de ferro e no Sistema TF constatou-se a contaminação da superfície com silício. Os autores concluíram que o implante Implamed apresentou melhor acabamento de superfície.

WENNERBERG; ALBREKTSSON; LAUSMAA, em 1996, avaliaram a topografia da superfície de 60 implantes em forma de parafuso de Ticp de 6mm de comprimento e 3.75mm de diâmetro, que foram divididos em 4 grupos: Grupo A - 10 parafusos usinados com superfície torneada; Grupo B - 20 parafusos jateados com partículas de TiO_2 de 25 μm ; Grupo C - 20 parafusos Jateados com partículas de Al_2O_3 de 25 μm ; Grupo D -10 parafusos jateados com partículas de Al_2O_3 de 75 μm .

Os implantes jateados com partículas de Al_2O_3 e TiO_2 de 25 μm (grupos B e C) foram colocados na tíbia de coelho e avaliados quanto ao torque de remoção e histomorfometria. No fêmur, implantes usinados e jateados com partículas de Al_2O_3 de 75 μm foram comparados morfometricamente. A topografia da superfície produzida foi caracterizada numérica e visualmente. A média de rugosidade de superfície (Ra) do implante torneado (grupo A) foi 0,34 (± 0.1) μm , do jateado com partículas de TiO_2 de 25 μm (grupo B) foi 0,96 μm (± 0.3), do jateado com partículas de Al_2O_3 de 25 μm (grupo C) foi 0,84 μm (± 2) e do jateado com Al_2O_3 de 75 μm (grupo D) foi 1.32 μm (± 3). Na tíbia, implantes jateados com diferentes materiais e mesmo

tamanho das partículas (25 μ m) demonstraram resultados semelhantes. Comparando implantes jateados com partículas de Al₂O₃ de 75 μ m aos torneados, aqueles exibiram contato osso-metal significativamente maior depois de 12 semanas no osso do coelho.

LARSSON e colaboradores, em 1996, investigaram a resposta biológica (formação óssea na cortical de coelhos) de superfícies com propriedades químicas, estruturas, topografia de superfície, e espessura de óxido diferentes e, se todos juntos ou isoladamente poderiam influenciar a cicatrização do osso adjacente a implantes rosqueados de Ti c.p. Noventa e seis implantes foram fabricados de um bastão de Ti c.p. (99.7%). Quatro grupos diferentes da amostra foram preparados, sendo que 24 destes serviram como amostra controle e o restante, 72 foram modificados usando método eletroquímico (eletropolimento e oxidação anódica). Micrográficos eletrônicos de varredura dos 4 tipos de superfície obtidos mostraram que: 1) a superfície somente usinada mostrou rugosidade de superfície irregular de 1 μ m ou menor; 2) a superfície usinada e anodizada apresentou sulcos de 1 a 10 μ m; 3) a superfície eletropolida pareceu muito lisa e; 4) a superfície eletropolida e anodizada apresentou topografia heterogênea, com superfície lisa e rugosa chegando a 10 μ m.

As medidas das áreas da superfície foram vistas por Microscopia de Força Atômica (AFM) e mostraram que as superfícies eletropolidas tinham a superfície mais lisa, $R_{rms} = 2.9\text{nm}$; as áreas lisas, eletropolidas e anodizadas foram tão lisas quanto as eletropolidas e, as rugosas tinham $R_{rms} = 117\text{nm}$ e, as superfícies usinadas e, usinadas e anodizadas tinham rugosidade de superfície semelhante e intermediária, de 30 e 40nm, respectivamente. Em consideração à modificação da superfície, alto grau de contato osso-implante foi encontrado para toda a amostra. Os implantes eletropolidos que tinham uma superfície lisa com fino óxido, resultaram em crescimento ósseo menor ao redor dos implantes, quando comparados aos dos outros grupos, em estágio anterior. Oxidação anódica da superfície eletropolida; que produz aumento da rugosidade, e óxido espesso, tiveram efeito maior sobre a taxa de formação óssea. Aumento da espessura do óxido dos implantes rugosos não teve efeitos significativos sobre a resposta óssea. Os resultados mostraram que a topografia da superfície ultraestruturalmente e camada de óxido influenciam a

resposta óssea ao titânio. Os resultados com implantes eletropolidos indicam que uma redução da rugosidade da superfície, na fase inicial, diminui a taxa de formação óssea em cortical óssea de coelhos.

Aumento da retenção óssea tem sido relatada com o uso de implante rugoso. Rugosidade de superfície ótima tem sido proposta baseado em estudos experimentais, como o de WENNERBERG e colaboradores, (1996), que investigaram o efeito da rugosidade da superfície dos implantes e a resposta óssea em coelhos. As superfícies dos implantes foram caracterizadas por perfilometria, bem como, com a técnica a Laser tridimensional. Implantes de titânio com 4 diferentes estruturas de superfície criadas por jatos com Al_2O_3 ou TiO_2 em adição a superfície fabricada, foram avaliados. As superfícies foram jateadas com partículas de TiO_2 de $25\mu m$ ou partículas de Al_2O_3 de 25, 75 e $250\mu m$. Os autores concluíram que os implantes com superfície rugosa com $R_a = 1.0$ a $1.5\mu m$ pareceram ter rugosidade ótima com relação a retenção no osso e o contato osso-implante, quando medidos através de histomorfometria. Esta superfície ótima foi criada pelo jateamento com partículas de 25 e $75\mu m$, o qual resultou em superfície rugosa com $R_a = 0.83$ e $1.29\mu m$, respectivamente. A superfície mais rugosa criada por partículas de $250\mu m$ induziram a rugosidade de superfície de $R_a = 2.11\mu m$ e não resultou numa melhora da resposta óssea. Implantes tratados com partículas de $25\mu m$ tinham mais contato osso-implante que implantes tratados com partículas de $250\mu m$, quando as 3 melhores roscas foram consideradas. Nenhuma diferença significativa pode ser detectada quando os autores marcaram o contato osso-implante em todas as roscas sobre o parafuso do implante. O jateamento de implantes de titânio com partículas de $250\mu m$ não melhorou a retenção dos implantes no osso. Valores de torque de remoção parecidos foram registrados quando implantes jateados com partículas de 25 e $250\mu m$ foram removidos. Melhor resposta óssea foi observada quando a rugosidade da superfície foi $R_a = 1.0$ a $1.5\mu m$.

BUSER e colaboradores (1998), compararam 2 tipos diferentes de implantes de titânio parafusados colocados na maxila de miniporcós. Os implantes teste tinham uma superfície usinada e condicionada (Osseotite), enquanto os controle tinham superfície Jateada e condicionada (SLA). As características de superfície dos implantes foram examinadas qualitativamente por MEV. Para determinar o perfil

quantitativamente, uma análise perfilométrica foi realizada usando um Form Talysurf Serius — Sistema Interferométrico à Laser 2 (Rank Taylor Hobson, Leicester, Reino Unido) equipado com uma ponta de diamante de $0.6\mu\text{m}$ de diâmetro. Duas amostras de cada implante foram scaneadas ao longo da circunferência em 3 ou 4 diferentes áreas, num comprimento de 2mm. Três parâmetros de superfície – amplitude ou altura, espacial ou textura, e híbrido foram utilizados para descrever numericamente o aspecto topográfico das superfícies. Rugosidade média (R_a) e a média da distância horizontal entre as irregularidades adjacentes (S_m) foram selecionados como as variáveis para melhor descrever as características de superfície. A análise pelo MEV revelou aspectos semelhantes para as 2 superfícies: mostraram pequenas microfossas com diâmetro de 1 e $2\mu\text{m}$ produzidas pelo condicionamento ácido. A superfície Osseotite pareceu ter um perfil mais plano quando comparado com a superfície SLA. A análise perfilométrica apresentou valor de rugosidade média para a superfície SLA ($R_a = 2.0\mu\text{m}$) mais alto que a superfície Osseotite ($R_a = 1.3\mu\text{m}$) e o espaço médio entre os picos da irregularidades demonstrou valores semelhantes para a superfície SLA ($S_m = 12.0\mu\text{m}$) e Osseotite ($S_m = 15\mu\text{m}$). Depois de 4, 8 e 12 semanas de cicatrização, teste de torque à remoção foi realizado para avaliar a resistência ao cisalhamento da interface osso-implante para os dois tipos de implante. Os resultados demonstraram significativa diferença entre os dois tipos de implantes ($p < 0.01$). Os implantes Osseotite revelaram um valor médio de torque à remoção (RTV) de 62,5Ncm em 4 semanas, 87,6Ncm em 8 semanas e 95,7Ncm em 12 semanas de cicatrização. Os implantes SLA demonstraram RTV médio de 109,6Ncm, 196,7Ncm e 186,8Ncm nos períodos correspondentes. O RTV médio para implantes SLA foi 75% a 125% mais alto que para implantes Osseotite num período superior a 3 meses de cicatrização.

Com o objetivo de avaliar a topografia superficial e a interface implante-conector protético usando para isso microscopia eletrônica de varredura (MEV), MAZZONETTO e colaboradores, em 1999, analisaram três implantes dentais de titânio disponíveis comercialmente no Brasil. Foram utilizados no estudo implantes de titânio pertencentes respectivamente, ao sistema H. I. S. (Histointegrated Implant System, Carbontec Materiais Especiais S.A, Taubaté, São Paulo, Brasil), com dois diferentes tipos de superfície: sem tratamento mecânico de superfície (Implante A) e

com tratamento mecânico de superfície por bombardeamento de partículas de 60 micrômetros de Óxido de Alumínio (Al_2O_3) (Implante B) e ao Sistema Implamed (Implant Group of APM -Sterngold, Sunire, Flórida, Estados Unidos), constituído de superfície sem tratamento mecânico (Implante C). Os resultados obtidos com MEV não mostraram diferenças significantes entre os diferentes implantes analisados, exceto para o jateado, o qual apresentou uma superfície mais irregular. As superfícies de todas as amostras mostraram um contorno homogêneo, mas apresentaram-se cobertos por contaminantes e irregularidades, sugerindo que esses contaminantes não correspondiam a corpos estranhos aderidos, mas pertenciam à própria superfície, demonstrando provavelmente falta de controle de qualidade na usinagem dos mesmos. A análise da interface implante-conector protético variou de acordo com o implante, mas de uma forma geral, todas as amostras apresentaram uma boa adaptação entre os componentes. Puderam concluir que todos os implantes analisados apresentaram-se, de uma forma geral com uma boa qualidade e dentro dos padrões encontrados no mercado.

A medição da rugosidade de superfície dos implantes dentais vem sendo realizada em muitos trabalhos de pesquisa sobre microestrutura. Procurando um método melhor para detectar aspectos de pequeno e amplo limite de rugosidade, BUSER e colaboradores, em 1999, utilizaram um perfilômetro de contato com uma extremidade de diâmetro de $0,6\mu m$, área de medição de 2mm de comprimento, e um tamanho de filtro $50 \times 50\mu m$ para a avaliação de implantes dentais em forma de parafuso torneados e jateados.

WENNERBERG; ALBREKTSSON, em 2000, sugeriram padrões para avaliação topográfica dos implantes orais em termos de equipamentos de medida, processo de filtragem e seleção de parâmetros. Como indicado neste artigo, o projeto da superfície do implante pode ser descrito com respeito a forma, ondulação e rugosidade. Perfilômetros de varredura à Laser e Interferômetros são os únicos métodos aceitos disponíveis no momento, capazes de avaliar densamente quantitativa e qualitativamente a topografia de superfície de implantes dentais rosqueados. Para implantes planos ou cilíndricos, perfilômetros de contato mecânico podem ser adicionalmente usados. Preferentemente, medida tridimensional deveria ser realizada, entretanto, em caso excepcional, medida bidimensional pode ser

aceita. Medidas bidimensionais devem ser sempre realizadas a partir da posição de repouso, por exemplo, perpendicular a direção principal das irregularidades. Topos, vales e flancos de implantes parafusados deveriam ser avaliados em três diferentes áreas de medida. As áreas medidas deveriam ser tão amplas quanto possível, para permitirem diferentes comprimentos de onda sobre a topografia. É inaceitável selecionar somente uma porção plana do parafuso para análise. Implantes cilíndricos deveriam ser medidos no mínimo em 3 áreas diferentes, cada uma mais ampla quanto possível. No mínimo 3 amostras de cada grupo deveriam ser avaliadas. O filtro deveria ser escolhido de tal maneira que valores para ondulação e rugosidade possam estar presentes separadamente. Tamanho de filtro deve ser especificado. Para avaliação numérica, pelo menos uma altura, um espaço, e um parâmetro híbrido deveria ser apresentado. Parâmetros de altura preferidos são R_a e R_q para medições em 2 dimensões (2D) e para 3D, S_a e S_q são preferidos. Parâmetros de espaço preferidos são S_M para 2D e para 3D, S_{cx} e S_{tr} deveriam ser usados. Parâmetros híbridos preferidos são Δ_q para 2D e $S_{\Delta q}$ e S_{dr} para 3D.

Embora muitos estudos tenham relatado os efeitos dos tratamentos de superfície sobre a composição e estrutura da camada de óxido, poucos examinaram as diferenças entre os efeitos combinados do tratamento e das ligas. PLACKO e colaboradores, em 2000, examinaram a camada de óxido proveniente de 3 tratamentos de superfície sobre o TiCp e Ti-6Al-4V. Os tratamentos de superfície foram: mecanicamente polida, eletropolida e jateada. Os métodos de caracterização de superfície e a composição química foram examinados. As análises foram realizadas por MEV e AFM, para examinar a topografia de superfície, e Espectroscopia Dispersa de Energia (EDS), Análise de Microsonda de Auger (AES) e Espectroscopia Fotoelétrica de Raio-X para determinar a composição química. As amostras jateadas e eletropolidas mostraram valores de rugosidade de superfície mais parecidas, em escalas maiores, enquanto em escalas menores, amostras polidas e eletropolidas tinham valores próximos com, rugosidade quantitativamente idêntica. Composição do óxido de superfície constou essencialmente de dióxido de titânio para todos tratamentos de superfície. Na Espectroscopia Fotoelétrica de Raio x ou Análise de Microsonda de Auger não foi detectado Vanádio para a liga que indicasse uma possível depleção da superfície. Cálcio estava presente sobre nas

amostras jateadas e cálcio e cloro foram detectados sobre as amostras eletropolidas. As superfícies polidas estavam relativamente livres de ranhuras, enquanto as superfícies eletropolidas pareciam ter uma morfologia ondulada, com alguma porosidade e buracos esféricos. A superfície jateada apresentou-se visivelmente rugosa com muitas ranhuras e buracos no metal.

ORSINI e colaboradores, em 2000, analisaram a superfície de 10 implantes usinados e 10 implantes jateados com areia e condicionamento ácido. Avaliaram a citotoxicidade de implantes Jateados com areia e condicionamento ácido usando fibroblastos L929 de ratos; diferenças morfológicas entre células (células MG63 tipo osteoblasto); adesão e ancoragem celular às superfícies. Os resultados indicaram que o condicionamento ácido com ácido hidrófluorídrico a 1% e ácido nítrico a 30% após o jateamento eliminou partículas de alumina residual. A média da rugosidade (R_a) das superfícies usinadas foi $0.75\mu\text{m}$ e das jateadas e condicionadas foi $2.15\mu\text{m}$. O teste de citotoxicidade mostrou que implantes jateados e condicionados tinham efeitos celulares não citotóxicos e pareciam ser biocompatíveis. Exames de Microscopia Eletrônica de Varredura mostraram que a superfície rugosa produzida pelo Jateamento e condicionamento poderia afetar os mecanismos de adesão celular. Células tipo osteoblasto aderindo aos implantes usinados apresentaram configuração muito plana, enquanto as mesmas células aderindo as superfícies jateadas e condicionadas mostraram morfologia irregular e muitos pseudópodes. Estas irregularidades morfológicas poderiam melhorar a ancoragem celular inicial promovendo melhor osteointegração para implantes jateados e condicionados.

Através de uma revisão de literatura, SYKARAS e colaboradores, em 2000, determinaram alguns parâmetros descritivos da rugosidade de superfície. Os autores sugerem a usinagem do Ticp apresenta superfície lisa com valores de rugosidade média de 0.53 a $0.96\mu\text{m}$, dependendo do protocolo de manufatura do material, forma e grandeza dos instrumentos de corte. Linhas paralelas circunferenciais de $0.1\mu\text{m}$ em profundidade e largura, perpendiculares ao longo eixo do implante são observadas comumente nas superfícies usinadas. Topografia da superfície pode produzir orientação e guia de locomoção de tipos celulares específicos e tem a capacidade de afetar diretamente a forma celular e função celular. Jateamento com partículas de vários diâmetros é um método de alteração da superfície. Neste

procedimento, a superfície do implante é bombardeada com partículas de óxido de alumínio (Al_2O_3) ou óxido de titânio (TiO_2) e por abrasão, uma superfície rugosa apresentando-se com cavidades irregulares e depressões é criada. A rugosidade depende do tamanho da partícula, tempo de jateamento, pressão e distância da fonte de partículas para a superfície do implante. O ataque químico é outro processo pelo qual a rugosidade da superfície pode ser aumentada. O implante metálico é imerso em solução ácida que corroe sua superfície, criando cavidades de dimensões e formas específicas. Concentração de solução ácida, tempo e temperatura são fatores determinantes no resultado do ataque químico e microestrutura da superfície. A mais nova superfície introduzida é o jateamento de areia com partículas grandes e condicionamento ácido. Esta superfície é produzida pelo processo de jateamento, seguido por condicionamento com ácido sulfúrico/hidroclorídrico. Encontrou-se na literatura uma média R_a para a superfície condicionada de $1.3\mu\text{m}$ e, para a jateada com areia e condicionada, R_a igual a $2.0\mu\text{m}$. Houve aumento no valor de torque à remoção e contato osso-implante nas superfícies jateadas com areia e condicionadas. Superfícies porosas sinterizadas são produzidas quando pó esférico de material metálico ou cerâmico torna-se uma massa coesiva com o núcleo metálico do corpo do implante. A superfície porosa caracteriza-se pela ausência de cristas pontiagudas, diferenciando-a da superfície rugosa. Superfície porosa é caracterizada pelo tamanho, forma, volume e profundidade do poro, que são afetados pelo tamanho da partícula esférica e as condições de temperatura e pressão da câmara sinterizadora. A profundidade do poro depende do tamanho da partícula que vai de 44 a $150\mu\text{m}$, da concentração por unidade de área e a espessura da cobertura aplicada, geralmente $3000\mu\text{m}$. Os autores acreditam que uma profundidade de 150 a $300\mu\text{m}$ parece ser o tamanho ótimo para o crescimento ósseo e contato máximo com as paredes do poro. A forma do poro não parece influenciar o resultado biológico, enquanto o volume do poro, ou seja, a porcentagem de porosidade necessita ser criteriosamente balanceada entre os pontos de contato do metal (força de resistência) com a possibilidade de crescimento ósseo.

Várias avaliações morfométricas publicadas na literatura sugerem os efeitos positivos da texturização de superfície na osteointegração. Visando a análise do percentual de contato osso-implante, além dos testes morfométricos, encontramos

na literatura avaliações biomecânicas, que incluem três outros tipos de testes: os testes de resistência à tração, à compressão e ao torque. Em geral, são realizados em máquinas de ensaio computadorizadas com corpos de prova contendo o implante osteointegrado e a base óssea adjacente, através de aplicação de forças específicas em quantidade suficiente para a ruptura da interface osso-implante. Como regra para análise de resultados, um percentual maior de contato osso-implante gera a necessidade de aplicação maior de força para provocar esta ruptura. Uma revisão da literatura indica a maioria destes testes apontando para resultados mais expressivos de resistência à forças aplicadas em implantes com texturização de superfície, comparados aos resultados de implantes lisos. (KRAUT e colaboradores, 1991; COOK e colaboradores, 1993; KLOKKEVOLD e colaboradores, 1997; HAYASHI e colaboradores, 1993; HETHERINGTON e colaboradores, 1995).

No entanto, é importante ressaltar o pouco tempo de observação clínica abrangido nesses estudos, que na grande maioria são resultados de modelos desenvolvidos em animais, com condições distintas de aplicação de carga funcional, qualidade, quantidade e metabolismo ósseo, não permitindo conclusões definitivas sobre a paridade de tais resultados com sua aplicação clínica em humanos. As diferenças entre superfícies lisas, rugosas e porosas, quanto aos índices de contato osso-implante verificados em 3, 6 ou até 12 meses de observação, poderiam ser diminuídas ou até eliminadas em períodos maiores com estimulação fisiológica por carga funcional. Hipóteses como a manutenção ou não destes índices de cobertura óssea em implantes rugosos e porosos por períodos maiores de observação também podem ser questionadas. Porém, mesmo com a descrição de métodos alternativos atuais para quantificação clínica da interface osso-implante, como o emprego de frequência de ressonância (MEREDITH e colaboradores, 1997), e do Periotest[®] (SCHULTE e colaboradores, 1993), e ainda o emprego de métodos tradicionais subjetivos de avaliação, incluindo o uso de imagem radiográfica e de torquímetros, não se encontra disponível um método suficientemente acurado que possibilite a avaliação clínica da osteointegração em humanos, visando quantificar o conteúdo ósseo em direto contato com a superfície de um implante. Portanto, métodos histomorfométricos e biomecânicos de análise de interfaces permanecem

como uma fonte importante de informação, ressalvadas as limitações da sua aplicabilidade clínica.

2.7 Resposta biológica tecidual e celular

Em pesquisa sobre o comportamento celular em meios de cultura frente a superfícies lisas e rugosas, RICH; HARRIS, em 1981, verificaram que os fibroblastos acumularam-se ao redor da superfície lisa, enquanto, os macrófagos preferiram as superfícies rugosas. Os autores denominaram este fenômeno de "rugofilia". Esta tendência de superfície rugosas atraírem células da linhagem dos monócitos é preocupante, pois sabe-se que os osteoclastos são derivados destas células. Investigaram também outro fenômeno, o "efeito dois-centro", onde, *in vitro*, uma ponte celular é formada com um disco metálico agindo como um centro e a parede do recipiente da cultura celular como o outro centro. Neste mesmo trabalho, perceberam que as macromoléculas do exudato celular ficam orientadas paralelamente ao longo eixo das ranhuras da superfície dos implantes, e estas moléculas orientam a movimentação das células sobre o metal. As interações entre as células e os implantes são governadas por inúmeros processos físicos e químicos, entre os quais, o principal fator é a topografia da superfície do implante. As interações metal-biofluido e metal-tecidos parecem ser fortemente afetadas por diferentes tratamentos da superfície do mesmo metal. Além disso, as propriedades físico-químicas da superfície do material também são afetadas pelo processamento da superfície. Várias modificações na superfície têm sido propostas a fim de aumentar o contato ósseo direto e estabelecer uma barreira de tecido conjuntivo, e assim evitar a migração apical de células epiteliais na interface tecidos-implante. A orientação por contato, definida anteriormente, refere-se à tendência da locomoção celular ser guiada ou dirigida pela topografia da superfície por substrato, no qual as células estão aderidas. As informações sobre os efeitos das ranhuras dos substratos na orientação celular, *in vitro*, são extensas, porém, são limitadas a comparações dos mesmos substratos no comportamento celular *in vivo*.

A influência das diferentes energias de superfície sobre a incorporação tecidual de biomateriais foi investigada por BAIER e colaboradores, em 1984. Dois metais lisos, cada um com três energia de superfície diferente foram posicionados no plano da fáscia das costas de coelho branco New Zealand e permaneceram por 10 a 20 dias. A superfície do implante foi analisada por critério físico-químico antes do posicionamento cirúrgico e novamente após a remoção da cápsula tecidual formada pelo animal hospedeiro. Análise histopatológica quantitativa, usando critério morfométrico padrão do tecido adjacente, revelou aumento de células fibrocítica-fibroblásticas. As células estavam planas e ativas produzindo fortes ligações do começo ao fim de um filme fino condicionante, denominado proteína pré-adsorvida, que só poderia ser quebrado pelo fracasso coesivo no próprio tecido. Materiais de baixa energia de superfície estavam cercados por cápsula não adesiva, baixa quantidade de células, com uma interface fibrosa separada de um filme condicionante mais espesso por uma zona mucosa rica em lipídios. As vantagens do tratamento apropriado da superfície para favorecer o grau desejado de adesão biológica foram significantes.

A aderência celular sobre superfícies de Ti com vários graus de rugosidade foi avaliada por MICHAELS e colaboradores, em 1989. Foram preparadas três superfícies da seguinte maneira: a) polidas com pasta diamantada de 1 μ m (superfície lisa); b) lixadas com papel de sílica com granulação 600 (superfície rugosa); c) jateadas com esferas de vidro (superfície rugosa).

Os espécimes foram limpos em solventes, lavados, passivados e enxaguados em água deionizada. Fibroblastos de ligamento periodontal humano ou osteoblastos da calvária de ratos foram incubados em meio apropriado sobre várias superfícies de Ti por mais de 2 horas. A porcentagem de células aderidas foi quantificada. Tecido em cultura plástica foi usado como controle da aderência celular (CA). Em 15 minutos, as superfícies lisas apresentaram 41% de aderência celular de fibroblastos do ligamento periodontal e, nas superfícies rugosas valores menores, 28%, foram obtidos. Em 2 horas, CA foi aproximadamente a mesma para as diferentes superfícies (80%). A resposta da aderência celular dos osteoblastos foi diferente em todas as situações. Aos 15 minutos iniciais, CA foi a mesma para superfícies lisas ou rugosas (30%). Contudo, após 2 horas, CA para superfícies

rugosas (63%) e para controle (64%) foi significativamente maior do que para superfície lisa. O estudo sugere que a influência dos implantes sobre a resposta biológica se deve ao comportamento celular dos tecidos frente as variadas rugosidades superficiais.

A resposta de um tecido a um implante pode envolver fatores químicos e físicos. Existe pouca informação confiável sobre o efeito destes fatores e a liberação iônica sobre a interação entre célula e material, pois a maioria dos estudos não tem caracterizado totalmente o material de implante. SMITH; PILLIAR; CHENERCKY, em 1991, utilizaram espectroscopia tipo ISS, ESCA e SIMS sobre materiais de implante odontológico, Ti-6Al-4V, Co-Cr-Mo, Al_2O_3 e hidroxiapatita, os quais foram submetidos a 6 procedimentos preparativos. Os resultados mostraram que cada procedimento gerou uma composição única para a superfície mais externa de cada material. Estas diferenças poderiam ser importantes na resposta celular e tecidual. Entretanto, melhor entendimento destes fatores exige superfícies definidas e reproduzíveis.

A influência da rugosidade de superfícies de titânio sobre a aderência de células osteoblásticas foi investigada por BOWERS e colaboradores, em 1992. Discos de Ticp com superfície irregular foram polidos usando papel metalográfico de granulação 600 e a seguir jateados com partículas de $5\mu m$ de Al_2O_3 ou condicionados com HF 3,5% e HNO_3 25% por 1, 5 ou 10 minutos. O grupo controle foi polido usando papel de granulação 600 e a medida da rugosidade foi obtida através do perfilômetro. Os discos foram limpos com solvente, lavados em água destilada, passivados com ácido nítrico, submetidos a lavagem final com água destilada e secos a vácuo. A esterilização consistiu de exposição à luz ultra-violeta por 30 minutos. A avaliação da rugosidade da superfície foi feita com um perfilômetro, verificação da adesão celular por meio de cultura, e as características morfológicas das células em função de várias superfícies e intervalos de tempo, por MEV. Os resultados sugeriram que a resposta biológica inicial e a aderência celular são afetadas pelos diferentes tipos de rugosidade. A superfície jateada pareceu ser mais condutiva para a aderência celular do que a superfície rugosa produzida pelo polimento e lixamento ou ataque ácido, onde níveis mais altos de aderência celular foram encontrados.

MEYLE; GÜLTIG; NISH, em 1995, compararam o comportamento de fibroblastos gengivais, ceratinócitos gengivais, monócitos, macrófagos e neutrófilos sobre a mesma textura de superfície usando microscopia de fluorescência. Cem por cento (100%) dos fibroblastos e 20% dos monócitos e macrófagos mostraram orientação em direção à rugosidade do substrato. A importância do citoesqueleto e receptores para adesão, o tamanho da microestrutura; o qual é necessária para exercer um efeito de orientação, provavelmente varia entre os diferentes tipos celulares. Portanto, a superfície que causa quimiotaxia dos fibroblastos, pode não produzir o mesmo efeito para outras células.

SIQUEIRA; DIAS, em 1996, observaram a influência da rugosidade de superfície em diversas situações. Analisaram o comportamento histológico e clínico de um implante cilíndrico com superfície rugosa. Um bloco de osso ílaco humano contendo implante submerso por um período de 5 meses foi preparado para análise em microscopia de luz. Caso clínico com 6 implantes na mandíbula foi discutido. A superfície destes implantes era homogênea e regular e obtida por tratamento mecânico-químico do Sistema INP e semelhante a de 688 outros implantes colocados na maxila (293) e mandíbula (288), osso ílaco (8), tibia de coelho (93) e utilizados para ancoragem ortodôntica (6). Todos os implantes foram colocados entre 1991 e 1995. A rugosidade da superfície foi avaliada por MEV. A biologia apresentada mostrou capacidade de osteocondução e osteointegração das superfícies compatíveis com os resultados clínicos e experimentais realizados durante os últimos 4 anos.

Embora seja aceito que o sucesso dos implantes depende das propriedades de superfície, pouco é conhecido sobre os efeitos da rugosidade de superfície sobre o metabolismo celular ou diferenciação, ou se o efeito varia com o estado de maturação da interação das células com o implante. SCHWARTZ e colaboradores em 1996, examinaram o efeito da rugosidade da superfície de titânio sobre a proliferação, diferenciação dos condrócitos e síntese da matriz usando células derivadas de estágios conhecidos do desenvolvimento endocondral. Condrócitos derivados da zona de repouso (RCs) e zona de crescimento (GCs) da cartilagem costocondral de ratos foram cultivados sobre discos de Ti, os quais foram preparados da seguinte maneira; a) PT - lavados e tratados com HF-HNO₃; b) EP -

eletropolidos e tratados com HF-HNO₃; c) FA - lavados e condicionados com HCL-H₂SO₄ e jatos de areia finos; d) CA - lavados e condicionados com HCL- H₂SO₄ e jatos de areia grosso; e) TPS - plasma spray de Ti.

As superfícies analisadas foram classificadas da mais lisa para a mais rugosa: EP, PT, FA, CA e TPS. Proliferação celular foi avaliada pelo número de células e incorporação de [³H]-timidina e, síntese de RNA foi avaliada pela incorporação de [³H]-uridina. A diferenciação foi determinada pela atividade específica da fosfatase alcalina (ALPase). Produção da matriz foi medida pela incorporação de [³H]-prolina dentro de proteínas digestivas colagenases (CDP) e não colagenase (NCP) e pela incorporação de [³⁵S]-sulfato na proteoglicana. GCs exigiu 2 tripsinizações para remoção completa das culturas do disco; o número de células liberadas pela primeira tripsinização diminuiu com o aumento da rugosidade da superfície, enquanto que o número de células liberadas pela segunda tripsinização aumentou. Em culturas RC, o número de células diminuiu em superfícies mais rugosas; um número mínimo de RCs foi liberado pela segunda tripsinização. Incorporação de [³H]-timidina pelas RCs diminuiu com o aumento da rugosidade da superfície, enquanto que pelas GCs aumentou. Incorporação de [³H]-uridina por GCs e RCs foi maior sobre a superfície rugosa. ATPase na camada celular e células isoladas dos 2 tipos de células diminuíram. Produção de GC, CDP e NCP diminuiu sobre superfícies rugosas enquanto produção de CDP pelas células RC diminuiu sobre superfícies lisas. Incorporação de [³⁵S]-sulfato pela RCs e GCs diminuiu em todas as superfícies comparado ao plástico da cultura de tecido. Os resultados indicaram que a rugosidade da superfície afeta a proliferação, diferenciação de condrócitos e síntese de matriz e que esta regulação depende da maturação celular.

Para De SANTIS e colaboradores, em 1996, os aspectos da microestrutura e a tendência do mercado demonstram que as condições de rugosidade correspondem ao parâmetro mais promissor para a osteointegração de implantes endósteos, tanto a curto quanto a longo prazo. Superfícies preparadas e submersas em cultura de células ósseas humanas foram avaliadas e medidas ao longo do tempo com relação a percentual de atividade metabólica, multiplicação e mutação de células osteoprogenitoras. O melhor desempenho nos percentuais medidos da

superfície do implante recoberta por plasma de Ti foi $R_a = 5.43\mu\text{m}$ (± 0.83); $R_t = 45.43\mu\text{m}$ (± 10.29); $R_{tm} = 32.44\mu\text{m}$ (± 0.39) e $S_m = 81.27\mu\text{m}$ (± 9.91) e para a superfície de implante recoberta com hidroxiapatita foi $R_a = 3.6\mu\text{m}$ (± 0.16); $R_t = 28.12\mu\text{m}$ (± 2.92); $R_{tm} = 21.93\mu\text{m}$ (± 1.09) e $S_m = 75.49\mu\text{m}$ (± 1158). A rugosidade da superfície foi obtida com perfilômetro de ponta piramidal, sendo executadas de 9 a 10 medições sobre cada amostra. Utilizou-se parâmetros que tradicionalmente têm produzido informações relevantes na área de superfícies para implantes: R_a - média aritmética das alturas das rugosidades; R_t - distância entre o maior pico e o mínimo vale detectado na amostra; R_z ou R_{tm} - média de 5 valores consecutivos nas alturas dos pico-vale; S_m - média aritmética das distâncias entre as irregularidades do perfil.

Com a ajuda destas informações de rugosidade e com outros métodos de observação da superfície (confocal a Laser e outros), de análises histológicas e celulares, chegaram às seguintes conclusões: 1) A amostra de modo geral parece implicar que a superfície de HA seja ela altamente polida (HA-pol) ou depositada por plasma (HA-PS) previne consideravelmente a proliferação de relativos precursores de pré-osteoblastos não diferenciados. Simultaneamente permite o funcionamento apropriado dos pré-osteoblastos e os osteoblastos, já presentes nos cultivos. Porém, dado que a secreção de osteocalcina encontrou-se muito mais intensa quando as células humanas foram cultivadas em superfícies depositadas por plasma (HA-PS) que com superfícies altamente polidas (HA-pol), pode-se pensar que uma superfície de HA rugosa favorece uma atividade excitotóxica mais intensa na parcela da população não expansível de osteoblastos que, em parte, sobreviveram provavelmente nos cultivos tridimensionais localizados nas depressões dos vales nas superfícies HA-PS. Cultivos tridimensionais permitem uma expressão muito mais intensa de funções diferenciadas específicas que no caso de cultivos bidimensionais (superfícies HA-pol testadas); 2) A secreção de osteocalcina foi muito mais intensa em cultivos com superfícies de titânio depositadas por plasma (Ti-PS) que em cultivos com superfícies de titânio muito polidas (Ti-pol), repetindo, portanto, o quadro observado e já comentado nos cultivos com superfícies HA-pol e HA-PS; 3) Para aplicações de implantes em culturas de células humanas é preferível selecionar superfícies de titânio frente às superfícies de hidroxiapatita. Os autores concluíram que a curto prazo, as superfícies polidas de titânio têm algumas vantagens.

Entretanto, deve-se salientar que a longo prazo as superfícies depositadas por plasma (Ti-PS) exibiram maiores taxas de incremento ao longo do tempo, tanto em DNA sintético (proliferação) como em atividade ATP (metabólica). Portanto, as superfícies Ti-PS parecem ser melhores para aplicações clínicas.

PROUSSAEFS e colaboradores apresentaram, em 2000, avaliação clínica, radiográfica e histológica de um relato de caso de 2 implantes em forma de raiz cobertos por hidroxiapatita removidos de área de maxila de paciente após 7 anos de função. O exame clínico revelou imobilidade do implante, sem sinais de patologia. Exame radiográfico indicou proximidade de osso à superfície de implante, sem evidência de radioluscência. Histologicamente, os 2 implantes pareceram estar bem integrados com o osso circunjacente; 84% da superfície do primeiro implante e 79% da superfície do segundo implante tiveram aposição óssea na interface. Não houve evidência de dissolução da cobertura de hidroxiapatita. O osso pareceu estar em contato imediato com a cobertura. Estas observações sugerem que uma cobertura de hidroxiapatita sobre implantes em forma de raiz pode resistir à degradação durante função a longo prazo.

Com o objetivo de analisar a superfície de titânio modificada por jateamento mecânico e/ou tratamento ácido, DINIZ e colaboradores, em 2001, preparam amostras de chapas de titânio com nove condições de superfície, sendo três lixadas até lixa 600 e seis jateadas com óxido de alumínio (alumina com granulometria 65mm e 250mm). Seis condições foram então submetidas a tratamento ácido com solução de ácido sulfúrico/clorídrico ou solução contendo ácido fluorídrico. Essas superfícies foram caracterizadas por meio de técnicas, como Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), Espectroscopia por Energia Dispersiva (EDS), Espectroscopia de Fotoelétrons por Raios X (XPS) e medidas de rugosidade média. Os autores concluíram que a solução contendo ácido fluorídrico foi efetiva na remoção das partículas de alumina, provenientes do jateamento mecânico, e na criação de uma microtopografia homogêaneamente rugosa.

A resistência da interface implante-osso neoformado foi analisada por ELIAS; LIMA; FIGUEIRA, em 2001, com o objetivo de comparar a influência dos tratamentos da superfície de implantes na osteointegração. Implantes comerciais do Sistema Master com a superfície usinada (Master Screwâ), com tratamento ácido

(Master STEâ) e submetido a spray de óxido de titânio seguido por subtração com ácidos (Master Porous) foram analisados no Microscópio Eletrônico de Varredura, medida de rugosidade e inseridos na tíbia de coelhos. Segundo os autores os implantes Master Screwâ apresentam os ápices das roscas arredondados e no perfil de rugosidade existem picos e vales. Com o tratamento químico há ataque dos picos e vales da rugosidade e a superfície apresenta rugosidade controlada. Após o spray e subtração com ácido (Master Porous) pode-se observar que as deformações criadas pelo impacto das partículas possuíam microcavidades no seu interior. O implante Master Porous apresentou aumento significativo da rugosidade. Concluem relatando que até 20 semanas após a cirurgia, os tratamentos da superfície melhoram os mecanismos envolvidos na osteointegração e com o spray com óxido de titânio seguido por tratamento com ácidos são obtidos os melhores resultados.

DALTON e colaboradores, em 2001, usaram um substrato de poliestireno para estudar a resposta da migração epitelial a microsulcos de 1 e 5 μ m de profundidade, com largura entre as cristas do sulco de 1,2, 5 e 10 μ m. A migração tecidual aumentou ao longo dos microsulcos, enquanto que a migração que atravessava os microsulcos foi inibida. Alteração na profundidade dos microsulcos teve efeito maior sobre a migração que alteração na largura entre as cristas do sulco. A migração das células epiteliais de uma monocamada de cultura seguiu um padrão similar àquele do tecido epitelial intacto. Extensão celular, geralmente acompanhou a direção do microsulco por seguir do topo da crista ou seguir a parede da crista, visto pelo MEV. Filamentos de actina dentro da camada de células basais do tecido foram alinhadas com os microsulcos, e filamentos distintos na camada superficial não pareciam ser afetados pela presença do microsulco subjacente. A camada de célula basal do tecido adaptou-se aos contornos do microsulco, seguindo a migração. Entretanto, a ultraestrutura do tecido acima da crista se assemelhou àquele do tecido sobre uma superfície plana. Os autores concluíram que a superfície microsulcada tem o potencial de direcionar a migração do tecido epitelial imediatamente adjacente, a fim de gerar o tecido epitelial sobre a superfície do biomaterial implantado.

SCHMIDT; IGNATIUS; CLAES, em 2001, observaram as reações teciduais ao redor de implantes de titânio. O estudo *in vitro* testou o comportamento dos

osteoblastos sobre o Ticp, Ti-6Al-7Nb, aço inoxidável e Thermanox com estrutura similar para aplicação clínica. Depois da caracterização da superfície por MEV e perfilometria, proliferação celular e parâmetros de diferenciação da atividade da fosfatase alcalina (ALP) e osteocalcina foram medidos. Para todos os materiais, a curva de crescimento mostrou cinética semelhante. Sobre Ti-6Al-7Nb, atividade da fosfatase alcalina foi significativamente menor quando comparada ao aço e Ticp e não mudou com o tempo. Níveis de osteocalcina foram maior sobre o titânio em comparação ao aço. Baseado no crescimento celular e nos níveis relativamente elevados de fosfatase alcalina e osteocalcina, os autores sugeriram que o Ti c.p. promove melhor biocompatibilidade com relação a proliferação, e maior confiabilidade para os marcadores de diferenciação precoces e tardios dos osteoblastos humanos *in vitro*. A característica dos perfis dos implantes era lisa com valores R_a entre $0.19\mu\text{m}$ e $0.38\mu\text{m}$ e valores R_t entre $1.45\mu\text{m}$ e $3.16\mu\text{m}$. Os valores de rugosidade do Thermanox estavam em nível de nanometro. Ao MEV, o Thermanox mostrou uma superfície muito lisa, com quase nenhuma elevação e depressão. A superfície do aço inoxidável estava lisa, mas havia algumas elevações uniformemente distribuídas sobre a superfície, e existiam traços de polimento. Sobre a superfície de Ti, havia depressões de diferentes profundidades, resultado do processo de manufatura. Algumas vezes, observou-se ranhuras sobre a superfície do material. Em contraste, a superfície da liga de titânio mostrou cristas proeminentes de aproximadamente $5\text{-}10\mu\text{m}$.

2.8 Técnicas empregadas para caracterização da superfície

Devido às diferentes técnicas de fabricação dos implantes podem ser obtidas superfícies externas com diferentes propriedades e morfologia, e para a sua caracterização, de acordo com LIMA e colaboradores, (1996) entre outras técnicas empregadas, destacam-se a microscopia ótica e eletrônica e a difração de Raios-X. Estas técnicas de análise são referenciadas como : XRD- X - ray Diffraction; XPS-X - ray Photoemission Spectroscopy; AES - Auger Electron Spectroscopy; SIMS - Secondary Ion Mass Spectroscopy; SEM - Scanning Electron Microscopy; TEM -

Transmission Electron Microscopy; ESCA - Electron Spectroscopy for Chemical Analysis; IRS - Infrared Spectroscopy; EDS - Energy Dispersive X-ray Spectroscopy; WDW - Wavelength Dispersive X-ray.

Na caracterização da superfície dos implantes procura-se determinar a rugosidade, morfologia e a composição química. A rugosidade (amplitude e espaçamento) influencia os mecanismos de ligação entre o implante e o osso. Na caracterização morfológica procura-se determinar o acabamento superficial, existência de trincas e defeitos de usinagem (LIMA e colaboradores, 1996).

Quanto à composição química é importante a determinação não apenas dos elementos de liga mas, também, dos traços de impurezas e a existência de contaminantes e segregação não metálica. Face ao desconhecimento da influência do baixo percentual de contaminantes das superfícies dos implantes na biocompatibilidade, é prudente controlar os procedimentos de limpeza. Pequenas concentrações de impurezas podem alterar as propriedades superficiais do óxido, particularmente, os elementos que possuem ação catalítica. Além disto, a variação local da composição química pode induzir a corrosão galvânica (LIMA e colaboradores, 1996).

O emprego da técnica XPS-ESCA na análise da superfície de um implante permite verificar a presença de contaminantes C, N, S e Cl, os quais podem ser incorporados durante o processo de fabricação e procedimentos empregados para a esterilização e acondicionamento do implante (LIMA e colaboradores, 1996).

Inúmeros são os estudos sobre microestrutura e rugosidade de superfície de implantes que mostram sua influência na osteointegração, no entanto, as condições influentes parecem não estar perfeitamente definidas e estabelecidas. Assim, mais estudos necessitam ser realizados para sua elucidação.

Através da revisão de literatura foi possível observar a constante busca da topografia ideal dos implantes odontológicos e a relação do material, estrutura do implante, resposta celular e fisiológica neste processo, além de mostrar caminhos para sua elucidação. Caminhos estes abertos pelos direcionamentos das pesquisas em implantodontia trilhados desde o final da década de 80.

As pesquisas incluídas nesta revisão enumeram incertezas quanto ao conhecimento das possíveis influências das características de materiais, forma e

textura da superfície sobre a interface tecido-material do implante. Alguns dos questionamentos já foram esclarecidos na literatura atual, entretanto quanto a rugosidade da superfície ainda existem perguntas não respondidas. De uma certa forma, os projetos de implante atuais, ainda se baseiam em procedimentos intuitivos e não existem princípios gerais para previsão do sucesso dos sistemas de implantes. Dados sobre superfície de implante preparada por técnicas usuais mostram que as superfícies são altamente variáveis e dependentes do processo. Apontar o desenvolvimento dos sistemas de implante futuro sobre uma base mais racional dependerá de estudos científicos que deverão: 1) identificar e caracterizar novas superfícies e materiais; 2) validar procedimentos de caracterização da superfície e avaliar respostas teciduais para superfícies modificadas; e 3) medir os elementos influentes na superfície de implantes em animais e humanos com o objetivo de estabilizar limites normais e patológicos (SMITH, 1988).

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Esta análise comparativa propõe-se a:

- a. Observar qualitativamente as variações microscópicas topográficas obtidas pelos processos de usinagem e texturização, em cinco empresas fabricantes de implantes dentais comercialmente disponíveis no Brasil.
- b. Investigar qualitativamente a presença de impurezas adicionadas na superfície dos implantes investigados durante os processos de usinagem e texturização e procedimentos de manipulação que visam o acondicionamento dos mesmos.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Para cada uma das cinco marcas comerciais, foram avaliados 5 implantes osteointegráveis submetidos industrialmente à texturização de suas superfícies, totalizando 25 implantes. Cada implante foi avaliado em 3 pontos de diferentes regiões, perfazendo 15 micrografias para cada grupo experimental.

As marcas comerciais foram divididas em cinco grupos experimentais:

Grupo 1- Cinco implantes dentais da empresa Conexão Sistemas de Prótese, Ltda. São Paulo, SP – Brasil;

Grupo 2- Cinco implantes dentais da empresa 3i Implant Innovations, Inc., Palm Beach Gardens, Florida – USA;

Grupo 3- Cinco implantes dentais da empresa Neodent Implantes Osteointegráveis. Curitiba – PR – Brasil.

Grupo 4- Cinco implantes dentais da empresa SIN - Sistema de Implantes Nacional Ltda. São Paulo, SP – Brasil;

Grupo 5- Cinco implantes dentais da empresa Titanium Fix[®] implantes osseointegráveis: A.S. Technology Comp. Esp. Ltda. ME., São José dos Campos, SP – Brasil.

De acordo com informações obtidas dos responsáveis técnicos das empresas investigadas os processos de texturização empregados para modificação das características superficiais dos implantes analisados neste estudo são:

- a. Jateamento com partículas biocompatíveis de óxido de alumínio (Al_2O_3), seguido por lavagem em solução de ácido fraco (não revelada pelo fabricante), realizados nos implantes da empresa Titanium Fix;

- b. Jateamento com partículas biocompatíveis (TiO_2) seguido por subtração com ácidos, utilizado pela empresa Conexão Sistemas de Prótese;
- c. Incubação em meio ácido em alta temperatura, utilizando duas exposições, a primeira com ácido hidrofúorídrico (HF) e a segunda com uma combinação de ácido hidrocloreídrico (HCl) e sulfúrico (H_2SO_4), utilizado pelas empresas 3i Implant Innovations e SIN;
- d. Subtração ácida pela imersão seqüencial dos implantes em sete diferentes soluções ácidas (não divulgadas pelo fabricante) por períodos de tempo pré-determinados, utilizada pela empresa Neodent.

Os cinco grupos experimentais de implantes osteointegrados submetidos industrialmente à texturização de suas superfícies foram analisados em dois aspectos: 1) Análise da topografia (textura); 2) Análise da presença de impurezas.

4.1 Morfologia de superfície (textura)

A morfologia das superfícies foi analisada ao microscópio eletrônico de varredura (MEV) da marca PHILIPS, modelo XL 30, com uma aceleração de 20 Kv, e distância focal média de 29 milímetros, no Laboratório de Caracterização Microestrutural (LCM - LaBMAT) do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina. Para a obtenção das micrografias para a análise deste aspecto (textura) utilizou-se o modo detector de elétrons secundários (SE) do microscópio. Existem dois tipos de difusão de elétrons refletidos do espécime após o feixe interagir com os elétrons do espécime, elástica e não elástica (JOY, 1984; LYMAN e colaboradores, 1990; DANILATOS; POSTLE, 1982; ABRAHAM; De NEE, 1973; Horiguchi; SASAKI; TAKAHAMA, 1984; KAN, 1995). Durante a difusão não elástica, alguns elétrons chocam-se com os átomos do espécime e produzem elétrons de baixa energia chamados de elétrons secundários. São estes os elétrons que dão origem à imagem tri-dimensional padrão obtida através de

análise por meio do microscópio eletrônico de varredura (JOY, 1984; LYMAN e colaboradores, 1990; DANILATOS; POSTLE, 1982).

As amostras foram obtidas em embalagens seladas e estéreis, da maneira como se apresentam comercialmente. Em cada implante foram selecionadas três áreas para a obtenção das imagens: na região superior (flanco cervical), na região do terço médio (flanco médio) e na região apical (flanco apical) do implante, perfazendo um total de 75 eletromicrografias, sendo 15 por sistema e em aumentos de 2000 vezes.

Cada implante foi removido de seu invólucro, para a realização das análises, de maneira que sua superfície não fosse manipulada e nem contaminada por agentes externos, preservando-se as características originais dos fabricantes. Em seguida, os implantes foram fixados no sentido do seu longo eixo com um adesivo condutor de grafite em uma base apropriada para inclusão na câmara de vácuo do equipamento. Quando necessário, foi utilizada uma pinça de titânio para o manuseio dos implantes, a área atingida pela pinça foi sempre desprezada nas leituras. A observação das amostras foi executada diretamente sem banho de ouro porque a superfície de titânio dos implantes reflete os íons (elétrons) do foco de varredura.

Foi realizada a descrição morfológica das características topográficas superficiais dos implantes dentais para cada empresa investigada. Em seguida foram atribuídos 4 escores de textura de acordo com características de superfície relatadas na literatura como mais compatíveis biologicamente com a osteointegração em termos de adesão e proliferação celular, e resposta de deposição de matriz orgânica pelas células de fenótipo de osteoblasto. Para isto, analisou-se todas as eletromicrografias obtidas das superfícies investigadas num aumento de 2000 vezes, e escolheu-se qual a que se enquadrava dentro das características do escore 0 (ótimo), definidas previamente de acordo com dados fornecido pela literatura. Fez-se o mesmo para os 3 escores restantes, escolhendo-se para cada um uma imagem da superfície que estivesse dentro das características predeterminadas. Após isso, com a utilização do Adobe Photoshop mascarou-se com tinta preta cobrindo o nome do fabricante, para que o mesmo não fosse identificado. Foram escolhidos 3 avaliadores implantodontistas para fazer o reconhecimento das imagens selecionadas para caracterizar cada escore. Estas foram impressas juntamente com

as definições das características para cada escore numa impressora à Laser HP8900. As 75 eletromicrografias obtidas dos 5 grupos experimentais (15 por grupo); todas sem a identificação do fabricante foram avaliadas pelos observadores em regime de duplo cego, até que com base nas definições das características fornecidas e um apurado exame de todas as micrografias um dos escores atribuídos pelo estudo fosse associado a cada imagem pelos 3 examinadores.

Os anexos dos escores originais dos três observadores foram obtidos comparando os escores atribuídos às imagens submetidas aos examinadores (impressas) ao arquivo original armazenado no disco rígido de um microcomputador onde o nome dos fabricantes era evidente.

Os resultados originais dos escores de cada observador contidos nos anexos 01, 02 e 03 confeccionados para o aspecto textura foram utilizados para a obtenção da tabela das medianas dos escores dos cinco grupos experimentais.

As medianas dos escores foram utilizadas para a análise estatística.

Escores de textura (2000x) – SE

0. Ótimo
1. Bom
2. Regular
3. Ruim

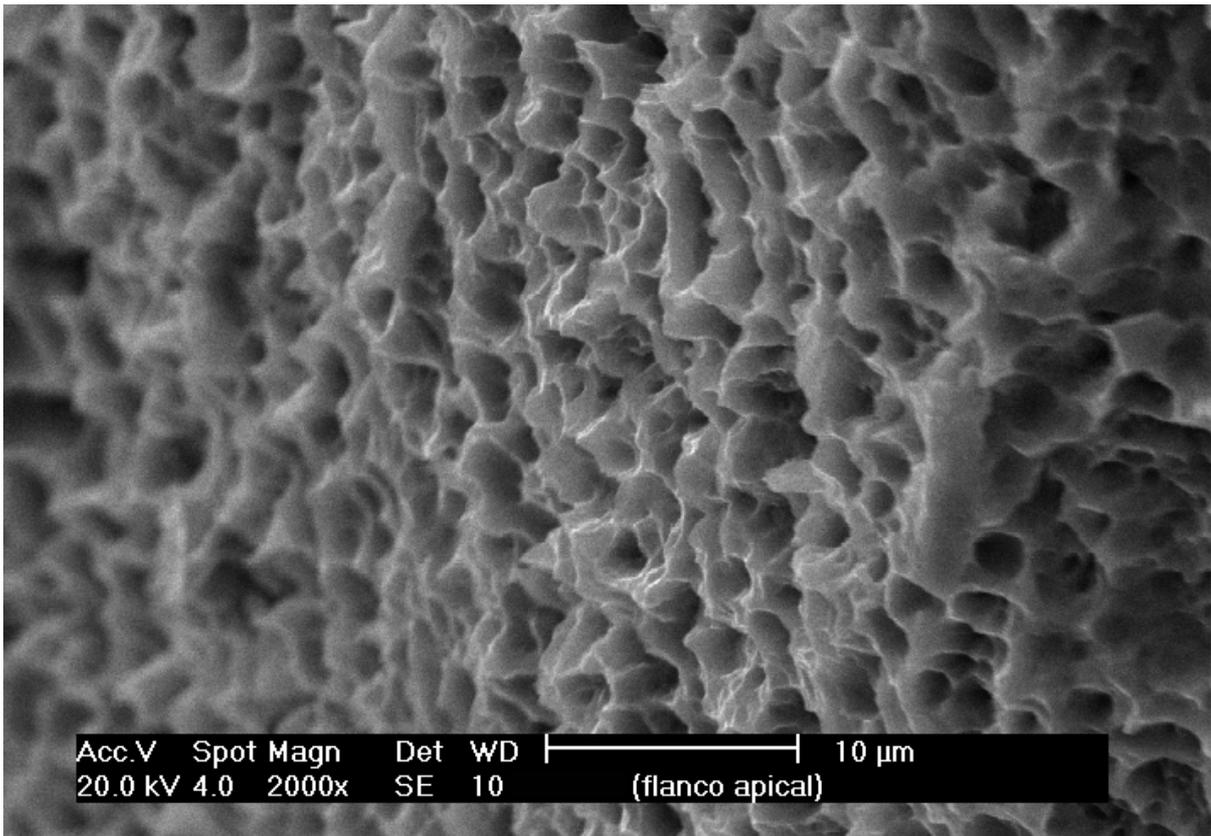


Figura 9: Características morfológicas do escoro de textura 0: ótimo

- Regularidade e uniformidade das elevações e depressões (picos e vales);
- Amplitude suave das irregularidades criadas;
- Extremidades e margens das irregularidades com contorno arredondado, não muito agudo;
- Pouco desnível superficial;
- Reticulado uniforme;
- Presença simultânea de macro e micro-retenções em toda a extensão da superfície;
- Presença de inúmeros microporos na base da macrotextura (micro-rugosidades);
- Ausência de áreas planas, sem texturização na superfície;
- Ausência de partículas residuais provenientes do processo de texturização;
- Ausência de lascas de metal remanescentes do processo de usinagem;
- Ausência dos sulcos ou ranhuras do processo de torneamento.

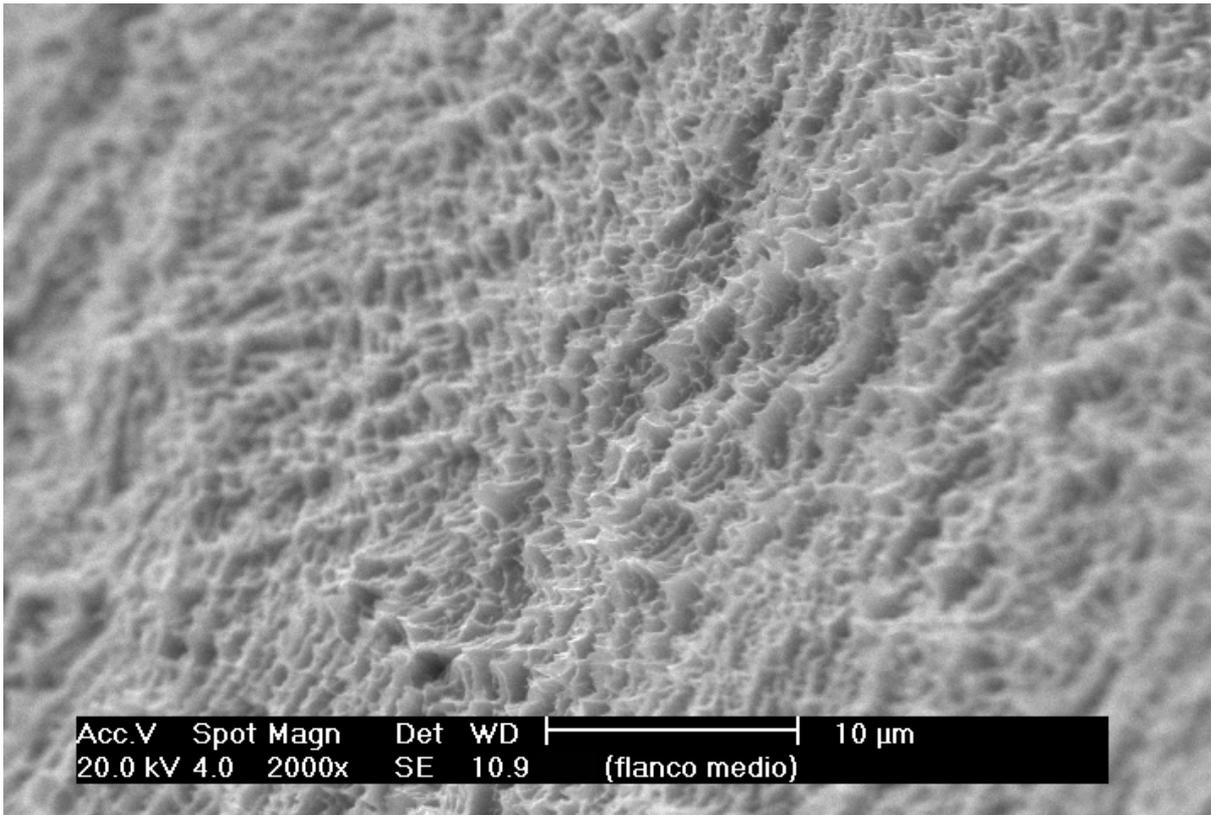


Figura 10: Características morfológicas do escore de textura 1: Bom

- Regularidade e uniformidade entre as elevações e depressões (picos e vales);
- Amplitude suave das irregularidades criadas;
- Presença de micro-rugosidades em toda a extensão da superfície;
- Extremidades e margens das elevações com contorno não muito arredondado;
- Ausência de áreas planas, sem texturização na superfície;
- Ausência de partículas residuais provenientes do processo de texturização;
- Ausência de lascas de metal remanescentes do processo de usinagem;
- Ausência dos sulcos ou ranhuras do processo de torneamento.

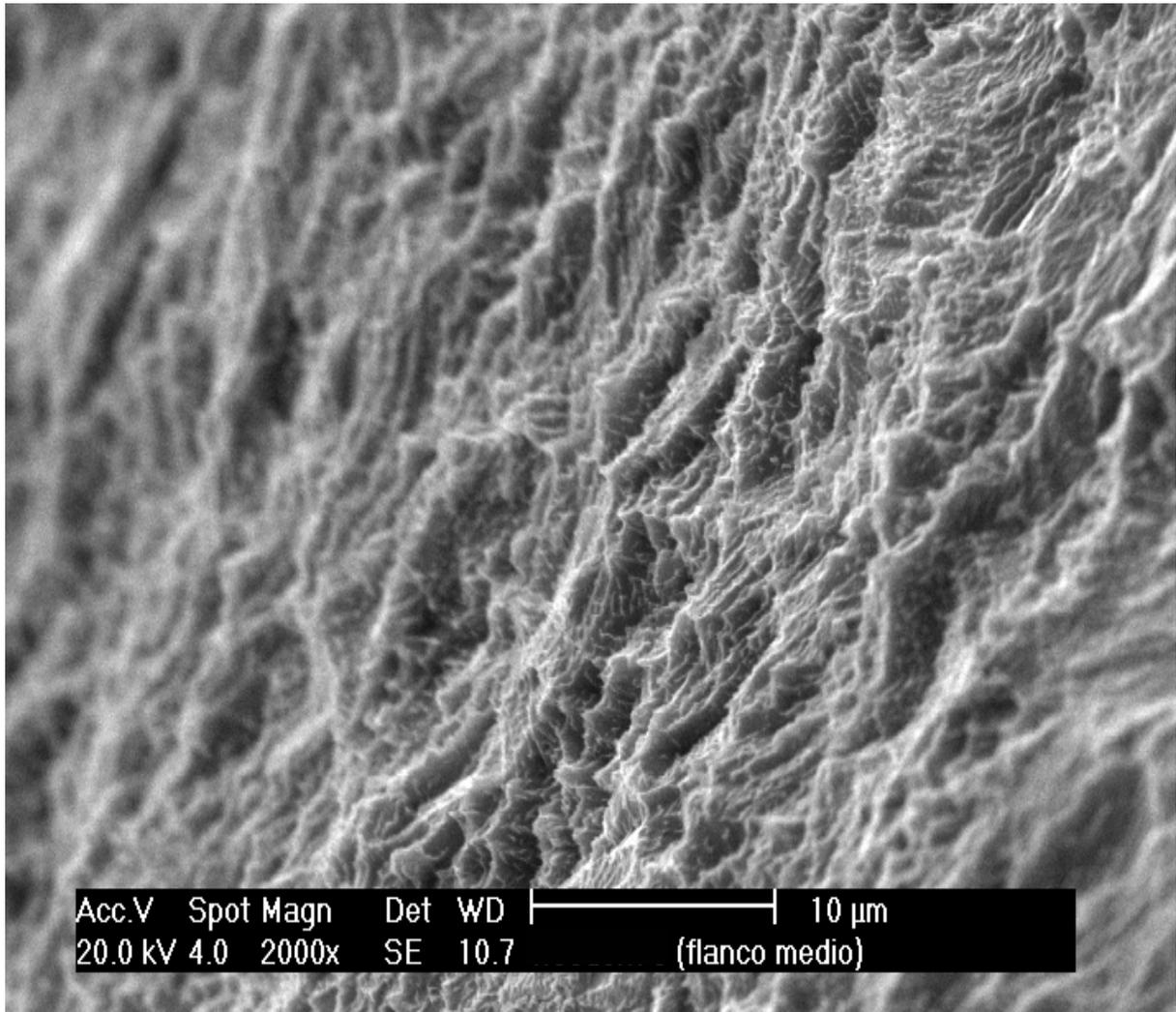


Figura 11: Características morfológicas do escore de textura **2: Regular**

- Presença de macro-retenções e micro-retenções, mas sem a formação de microporos na base da macrotextura;
- Amplitude suave das irregularidades criadas;
- Ausência de picos e vales verdadeiros;
- Áreas planas irregulares ao longo da amostra;
- Reticulado não muito uniforme;
- Contorno não arredondado das extremidades e margens das irregularidades criadas;
- Presença de lascas de metal remanescentes e/ou sulcos ou ranhuras do processo de usinagem.

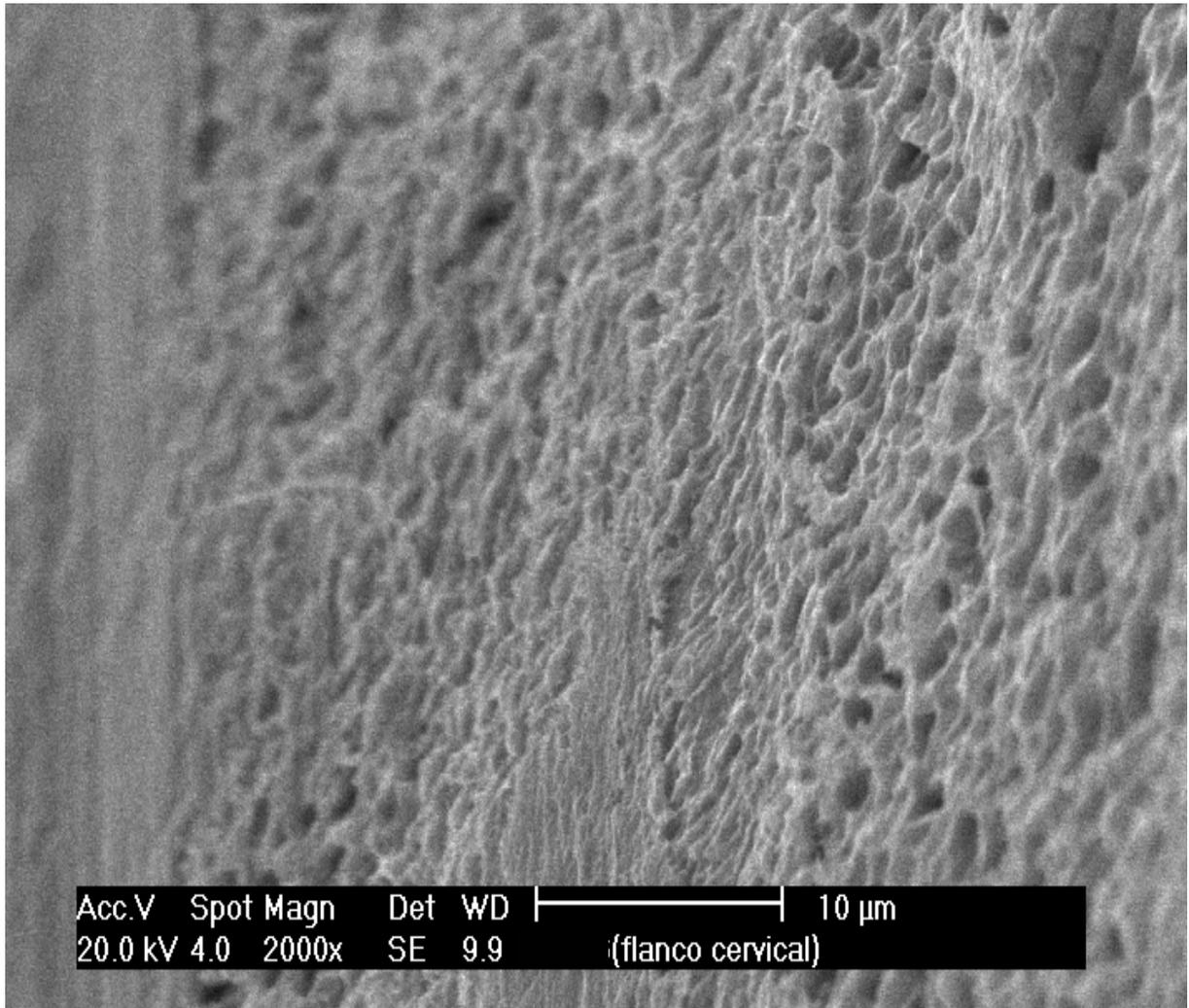


Figura 12: Características morfológicas do escore de textura **3**: Ruim

- Permanência dos sulcos da usinagem do titânio;
- Ausência de picos e vales verdadeiros;
- Ausência de micro-rugosidades na extensão da superfície;
- Amplitude muito elevada das irregularidades criadas;
- Áreas planas irregulares (platôs) ao longo da amostra, sem texturização superficial;
- Presença de resíduos provenientes do processo de texturização;
- Presença de lascas de metal remanescentes do processo de usinagem;
- Reticulado não uniforme;
- Padrão irregular das rugosidades;
- Aspecto granuloso e/ou globular.

4.2 Presença de impurezas

Para a obtenção das micrografias para a análise da presença de impurezas na superfície dos implantes investigados foi utilizado o modo detector de elétrons retroespalhados (BSE) do MEV. A difusão dos elétrons retrodifundidos ocorre de maneira elástica, na qual há uma mudança na sua direção sem perda de velocidade ou energia. São formados quando o feixe inicial colide ou passa muito perto do núcleo dos átomos no espécime. Neste caso eles são reenviados na direção de onde vieram com a mesma energia e velocidade dos elétrons do feixe que bombardeia o espécime e, por isso, chamam-se de elétrons retrodifundidos ou backscattered (ABRAHAM; De NEE, 1973; HORIGUCHI; SASAKI; TAKAHAMA, 1984; KAN, 1995).

Visto que os elétrons retrodifundidos viajam em linhas retas a grandes velocidades, a maioria não é atraída pelo detector de secundários. Com o aumento do número atômico dos elementos do espécime a emissão de elétrons secundários e retrodifundidos aumenta, porque elementos de alto número atômico têm mais elétrons nas orbitais disponíveis para interagir com o feixe. Deste modo, elementos de número atômico mais elevado aparentam um brilho maior no detector de secundários e dão origem a imagens muito luminosas no detector de retrodifundidos. Portanto, os elétrons retroespalhados são dependentes do número atômico dos elementos químicos, favorecendo o contraste entre diferentes fases microestruturais na imagem obtida (ABRAHAM; De NEE, 1973; HORIGUCHI; SASAKI; TAKAHAMA, 1984; KAN, 1995).

Foram selecionadas, também, três áreas para a obtenção das imagens no modo BSE: na parte superior (cervical), na parte média e na base (apical) do implante, perfazendo da mesma maneira que o modo de elétrons secundários um total de 75 micrografias, 15 por fabricante, só que em aumentos de 50 vezes.

Para o aspecto presença de impurezas, foram atribuídos 3 escores de acordo com:

- Ausência de impurezas (escore **0**), na qual foi tolerado a observação de até um traço de impureza na superfície das imagens obtidas no modo elétrons retroespalhados (BSE) em um aumento de 50 vezes;

- Presença de impurezas (escore **1**), a partir da observação de dois traços de impureza;
- Presença de grande quantidade de impurezas (escore **2**), quando eram observados incontáveis traços de impureza.

Para isto, analisou-se todas as eletromicrografias obtidas das superfícies investigadas num aumento de 50 vezes, utilizando-se o modo detector de elétrons retodifundidos (BSE), e escolheu-se qual a que se enquadrava dentro das características do escore 0 (ausência de impurezas) definido previamente pelo estudo, baseado em dados da literatura referentes à limpeza de superfície de implante dentais. Fez-se o mesmo para os 2 escores restantes, escolhendo-se para cada um uma imagem da superfície que estivesse dentro das características predeterminadas para estes escores. Após isso, com a utilização do Adobe Photoshop mascarou-se com tinta preta cobrindo o nome do fabricante, para que o mesmo não fosse identificado. Foram escolhidos 3 avaliadores implantodontistas para fazer o reconhecimento das imagens selecionadas para caracterizar cada escore. Estas foram impressas juntamente com as definições das características para cada escore numa impressora à Laser HP8900. As 75 eletromicrografias obtidas dos 5 grupos experimentais (15 por grupo); todas sem a identificação do fabricante foram avaliadas pelos observadores em regime de duplo cego, até que com base nas definições das características fornecidas e um apurado exame de todas as micrografias um dos escores atribuídos pelo estudo fosse associado a cada imagem pelos 3 examinadores.

Os anexos dos escores originais dos três observadores para o aspecto presença de impurezas foram obtidos comparando os escores atribuídos às imagens submetidas aos examinadores (impressas) ao arquivo original armazenado no disco rígido de um microcomputador onde o nome dos fabricantes era evidente.

Os resultados originais dos escores de cada observador contidos nos anexos 04, 05 e 06 confeccionados para o aspecto presença de impurezas foram também utilizados para a obtenção da tabela das medianas dos escores dos 5 grupos experimentais.

As medianas dos escores contidas nesta tabela foram utilizadas para a análise estatística deste aspecto.

Escores de impurezas (50x) – BSE

Escore 0 – Sem a presença de impurezas;

Escore 1 – Presença de impurezas;

Escore 2 – Presença de grande quantidade de impurezas.

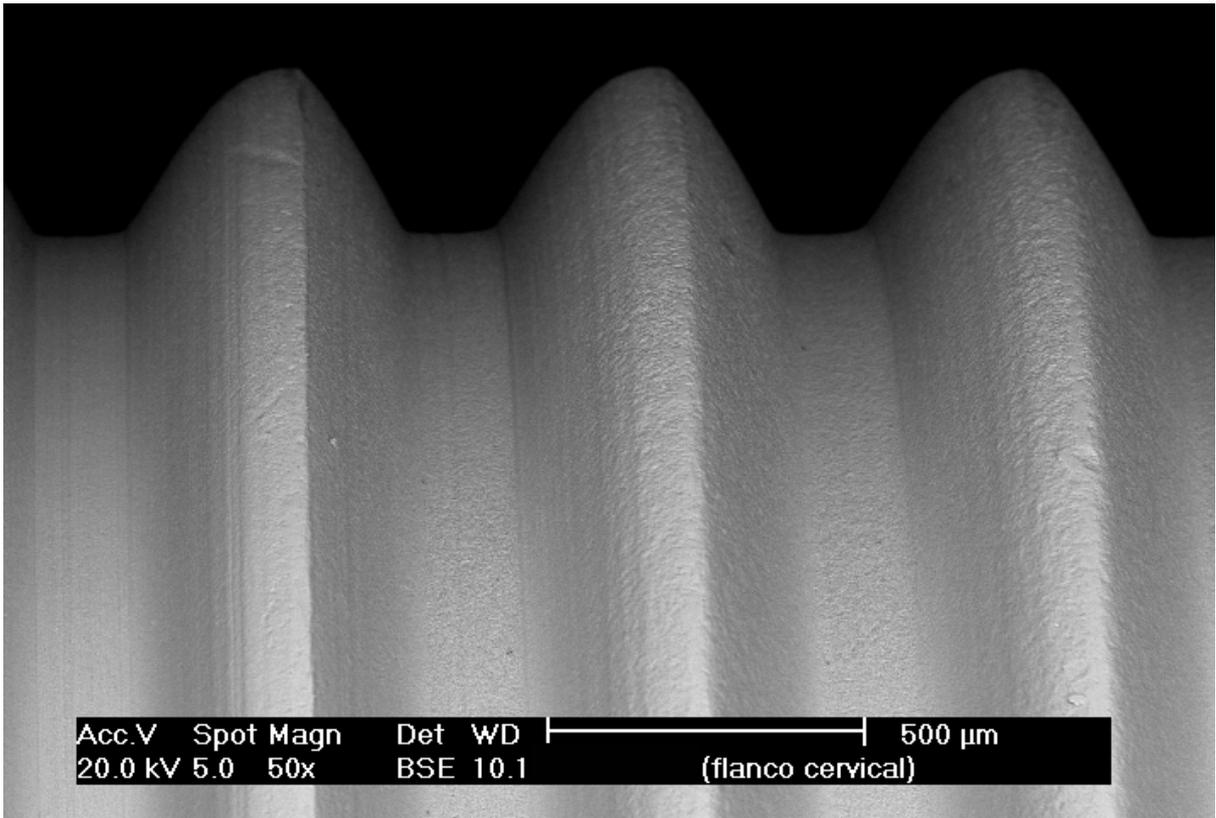


Figura 13: Características do escore de impureza 0:

- Sem a presença de impurezas.

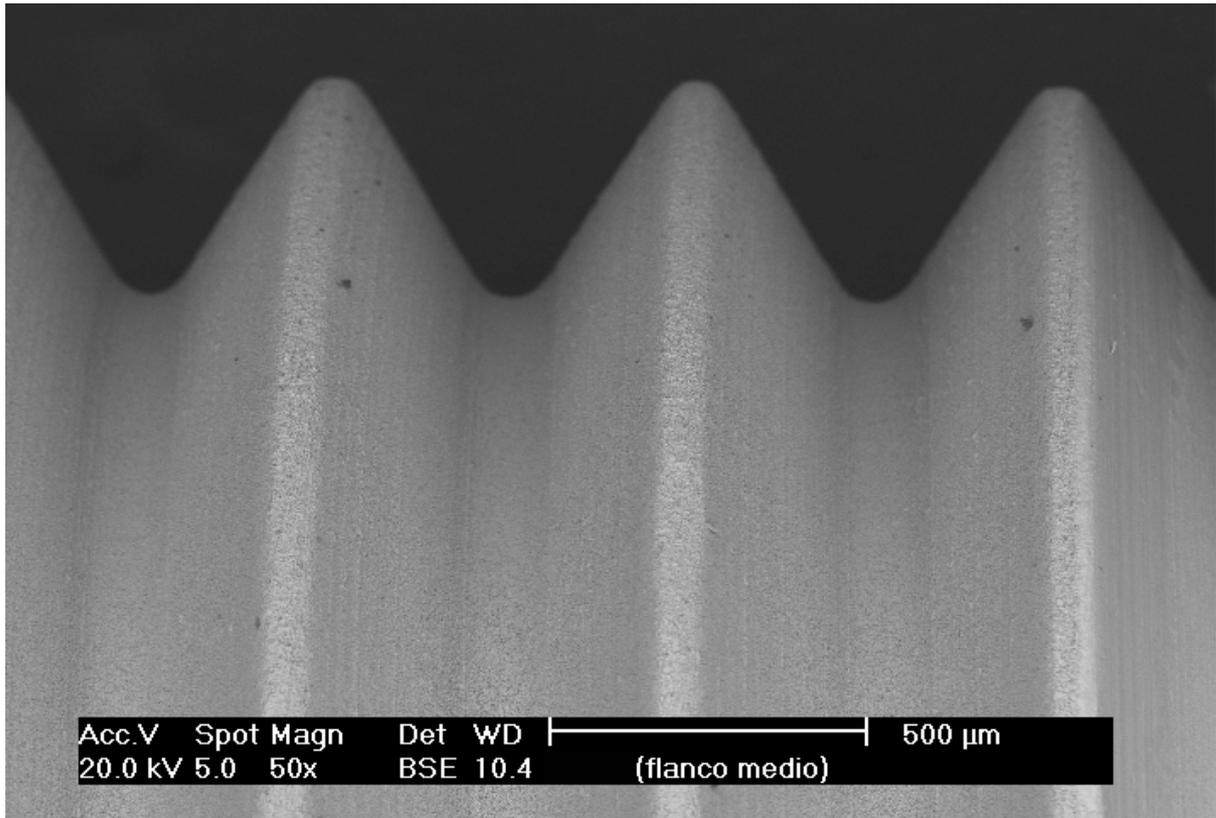


Figura 14: Características do escore de impureza 1:

- Presença de impurezas.

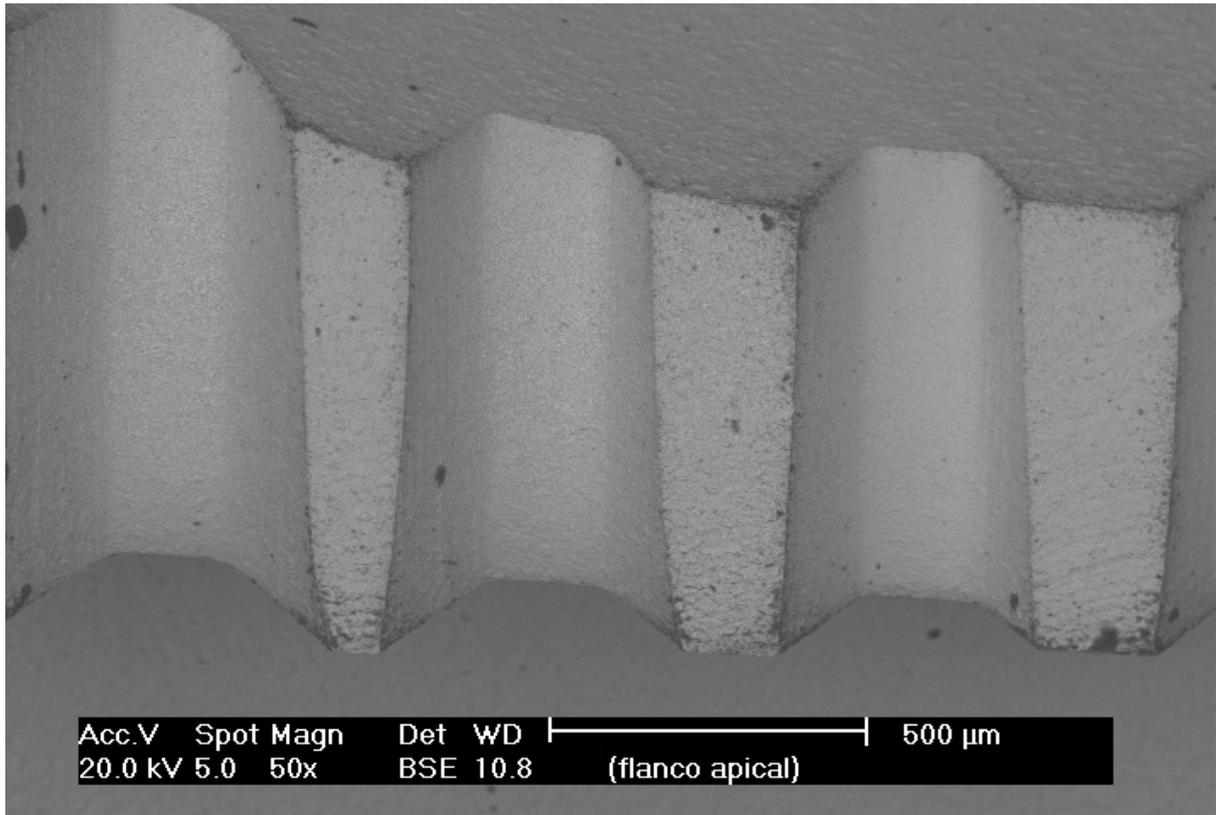


Figura 15: Características do escore de impureza 2:

- Presença de grande quantidade de impurezas.

4.3 Análise estatística

Para a análise estatística nos aspectos textura de superfície e presença de impurezas, foi aplicado o teste de Kruskal-Wallis, para comparações individuais entre os grupos experimentais, comparando as medianas dos escores dos cinco grupos experimentais.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

Os cinco grupos experimentais foram analisados em dois aspectos: topografia e presença de impurezas.

5.1 Avaliação topográfica

A avaliação topográfica foi feita a partir das medianas dos escores obtidos de três examinadores e está descrita na tabela 01, a seguir. Os resultados originais de cada examinador estão disponíveis nos anexos 01 a 03.

Tabela 01 – Mediana dos escores da avaliação topográfica de cinco marcas comerciais de implantes (grupos experimentais).

	Gr.1 – Conexão	Gr.2 – 3i	Gr.3 – Neodent	Gr.4 – SIN	Gr.5 – Titanium fix
Apical implante 1	1	0	2	0	2
Médio implante 1	1	0	0	0	2
Cervical implante 1	1	0	0	0	2
Apical implante 2	1	1	2	0	2
Médio implante 2	1	0	2	1	2
Cervical implante 2	1	1	2	0	2
Apical implante 3	1	1	2	0	2
Médio implante 3	1	0	1	1	2
Cervical implante 3	1	0	1	0	2
Apical implante 4	1	1	2	0	2
Médio implante 4	1	1	1	0	2
Cervical implante 4	1	0	1	0	2
Apical implante 5	1	0	2	0	1
Médio implante 5	1	1	1	1	1
Cervical implante 5	1	0	2	0	2

Para a análise estatística, foi aplicado o teste de Kruskal-Wallis, comparando as medianas dos escores dos cinco grupos experimentais. O resultado do teste foi $H = 49,33$ e $p < 0,001$. As comparações individuais utilizando as médias das medianas dos escores dos 5 grupos experimentais estão no quadro 01 e no gráfico 01 abaixo:

Quadro 01 – Comparações individuais do teste de Kruskal-Wallis, para contraste da avaliação da textura de superfície entre os grupos testados. Os valores representam as médias das medianas dos escores de cada grupo experimental.

Grupos	Médias das medianas dos escores
G4 – SIN	0,20
G2 – 3i	0,47
G1 - Conexão	1,00
G3 - Neodent	1,40
G5 – Titanium fix	1,93

Obs.: A coluna em vermelho indica equivalência estatística.

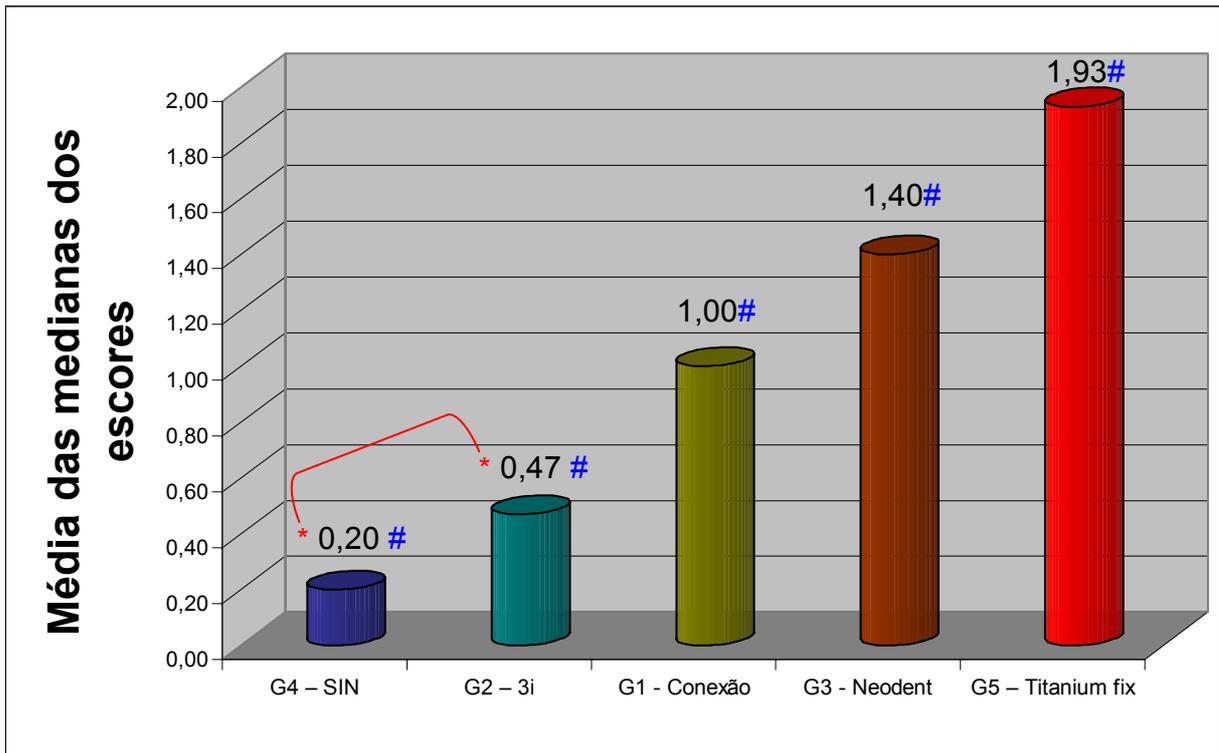


Gráfico 1 – Comparações individuais do teste de Kruskal-Wallis, para contraste da avaliação da textura de superfície entre os grupos testados. Os valores representam as médias das medianas dos escores de cada grupo experimental.

*Indica equivalência estatística entre os grupos G4 e G2.

#Indica diferença estatística ($p < 0,001$) entre os grupos G4,G2 e G1,G3,G5; G1 e G3,G5; G3 e G5.

A análise estatística demonstrou que os grupos 4 e 2 foram equivalentes entre si e, diferentes e melhores que os demais grupos. Os contrastes restantes mostraram diferenças significativas entre todos os outros grupos testados (quadro 01 e gráfico 01).

5.2 Avaliação da presença de impurezas

A avaliação da presença de impurezas na superfície foi realizada a partir de medianas de escores atribuídos aos cinco grupos experimentais, cujos resultados estão na tabela 02, abaixo:

Tabela 02 – Mediana dos escores da avaliação da presença de impurezas de cinco marcas comerciais de implantes (grupos experimentais).

	Gr.1 – Conexão	Gr.2 – 3i	Gr.3 – Neodent	Gr.4 – SIN	Gr.5 – Titanium fix
Apical implante 1	0	2	1	1	2
Médio implante 1	0	1	1	1	2
Cervical implante 1	1	1	0	1	2
Apical implante 2	1	2	2	2	2
Médio implante 2	1	1	1	1	2
Cervical implante 2	1	1	0	1	2
Apical implante 3	1	2	1	1	2
Médio implante 3	1	1	1	1	2
Cervical implante 3	1	1	0	1	2
Apical implante 4	1	2	1	2	2
Médio implante 4	1	1	1	1	2
Cervical implante 4	1	2	0	1	2
Apical implante 5	0	1	0	1	2
Médio implante 5	0	1	1	1	2
Cervical implante 5	0	1	0	1	2

Foi aplicado teste de Kruskal-Wallis na análise estatística, com resultado de $H = 44,00$ e $p < 0,001$. As comparações individuais entre os grupos experimentais utilizando as médias das medianas dos escores estão disponíveis no quadro 02 e gráfico 2.

Quadro 02 – Comparações individuais do teste de Kruskal-Wallis, para contraste da avaliação da presença de impurezas entre os grupos testados. Os valores representam as médias das medianas dos escores de cada grupo experimental.

Grupos	Médias das medianas dos escores
G1 – Conexão	0,67
G3 – Neodent	0,67
G4 - SIN	1,13
G2 – 3i	1,40
G5 – Titanium fix	2,00

Obs.: As colunas em vermelho indicam equivalência estatística.

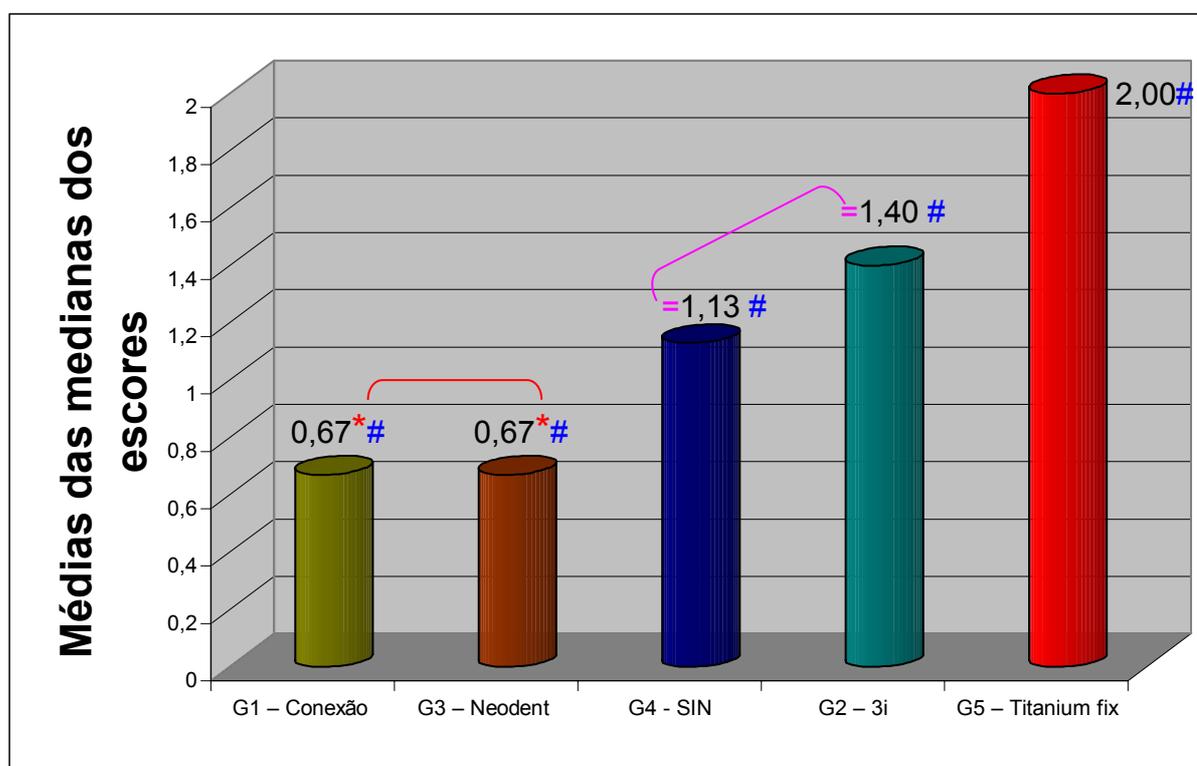


Gráfico 2 – Comparações individuais do teste de Kruskal-Wallis, para contraste da avaliação da presença de impurezas entre os grupos testados. Os valores representam as médias das medianas dos escores de cada grupo experimental.

*Indica equivalência estatística entre os grupos G1 e G3.

=Indica equivalência estatística entre os grupos G4 e G2.

#Indica diferença estatística ($p < 0,001$) entre os grupos G1,G3 e G4,G2,G5; G4,G2 e G5.

A análise estatística demonstrou que os grupos 1 e 3 foram equivalentes entre si e, diferentes e melhores que os demais grupos. Os grupos 4 e 2 foram equivalentes e, diferentes e melhores que o grupo 5, inferior e diferente a todos os outros.

5.3 Descrição morfológica das características topográfica dos implantes experimentais

5.3.1 GRUPO 1 – Conexão sistema de prótese

De acordo com informações obtidas dos responsáveis técnicos desta empresa o processo de texturização empregado para modificação das características superficiais de seus implantes é o Jateamento com partículas biocompatíveis (TiO_2) da superfície usinada, seguido por subtração pela imersão em meios ácidos. O objetivo da incubação em meios ácidos após o spray em adição à remoção de contaminantes superficiais e um aumento na reatividade da superfície do metal, foi criar inúmeras microcavidades nas depressões formadas, aumentando-se a área superficial para contato com as células com fenótipo de osteoblasto.

Mostra-se na figura 16 a morfologia da superfície dos implantes após o tratamento. Após o jateamento e subtração com ácidos pode-se observar que as deformações criadas pelo impacto das partículas possuíam microcavidades no seu interior, resultando em aumento significativo da rugosidade.

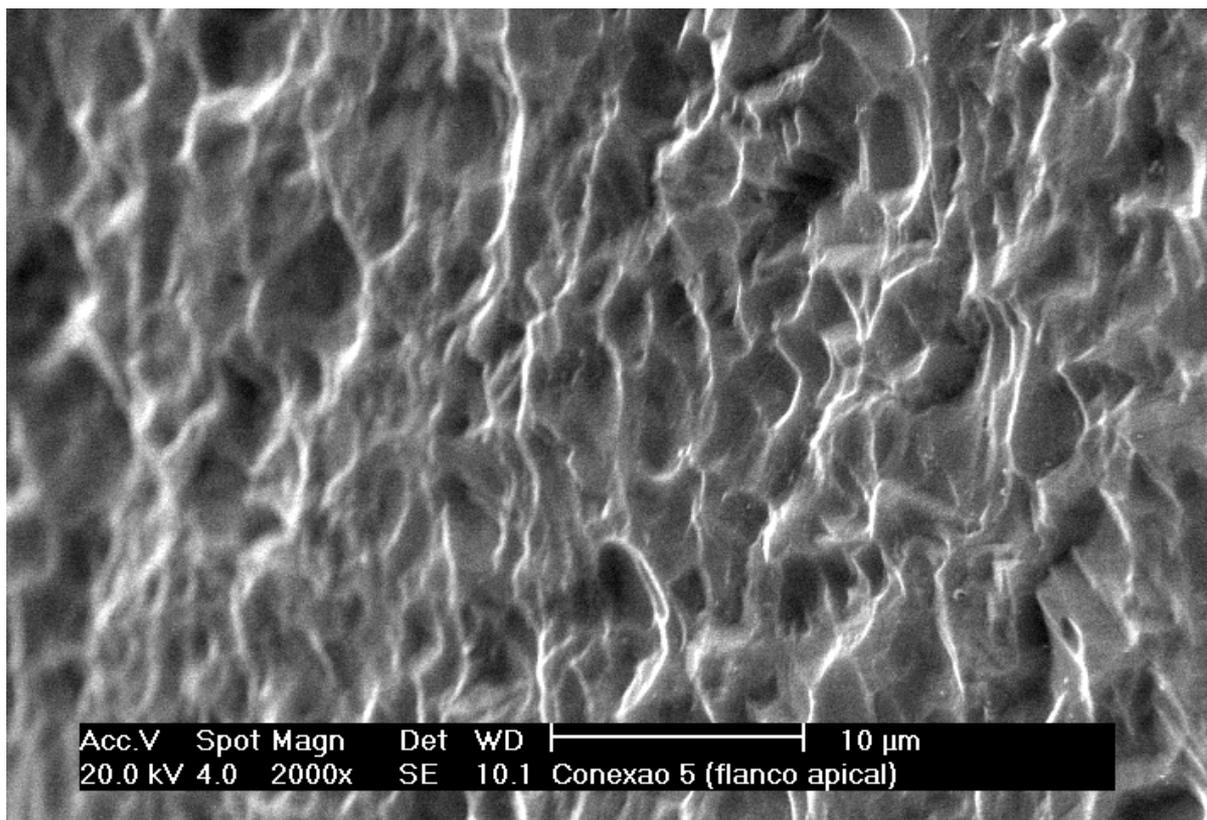


Figura 16: Topografia de superfície de um implante do Sistema Conexão Sistemas de Prótese, Ltda. São Paulo, SP- Brasil, texturizado pela técnica de jateamento de partículas biocompatíveis (TiO_2) seguido por imersão em meios ácidos. Observar a presença de rugosidades de diferentes tamanhos, caracterizando a técnica combinada de macro e micro-retenções. Nota-se que as deformações criadas pelo impacto das partículas possuem microcavidades no seu interior (Aumento de 2000x).

5.3.2 GRUPO 2 – 3i Implant Innovations

De acordo com informações obtidas dos responsáveis técnicos desta empresa o processo de texturização empregado para modificação das características superficiais de seus implantes é a incubação em meio ácido da superfície usinada em alta temperatura, utilizando duas exposições, a primeira com ácido hidrófluorídrico (HF) e a segunda com uma combinação de ácido hidróclorídrico (HCl) e sulfúrico (H_2SO_4). Este processo cria “cavidades” de dimensões e formatos específicos, ocasionando um aumento na sua área funcional.

Outra vantagem deste processo é a sua associação ao processo de remoção de subprodutos da usinagem auxiliando o processo de limpeza e esterilização do material.

Analisando a eletromicrografia da figura 17 nota-se que as alterações pefilométricas deste tipo de tratamento são de magnitude menor do que as obtidas através da usinagem e conseqüentemente existe um considerável aumento na área de superfície do implante. Observa-se também uma microrrugosidade uniforme com pequenas aberturas sobre a superfície.

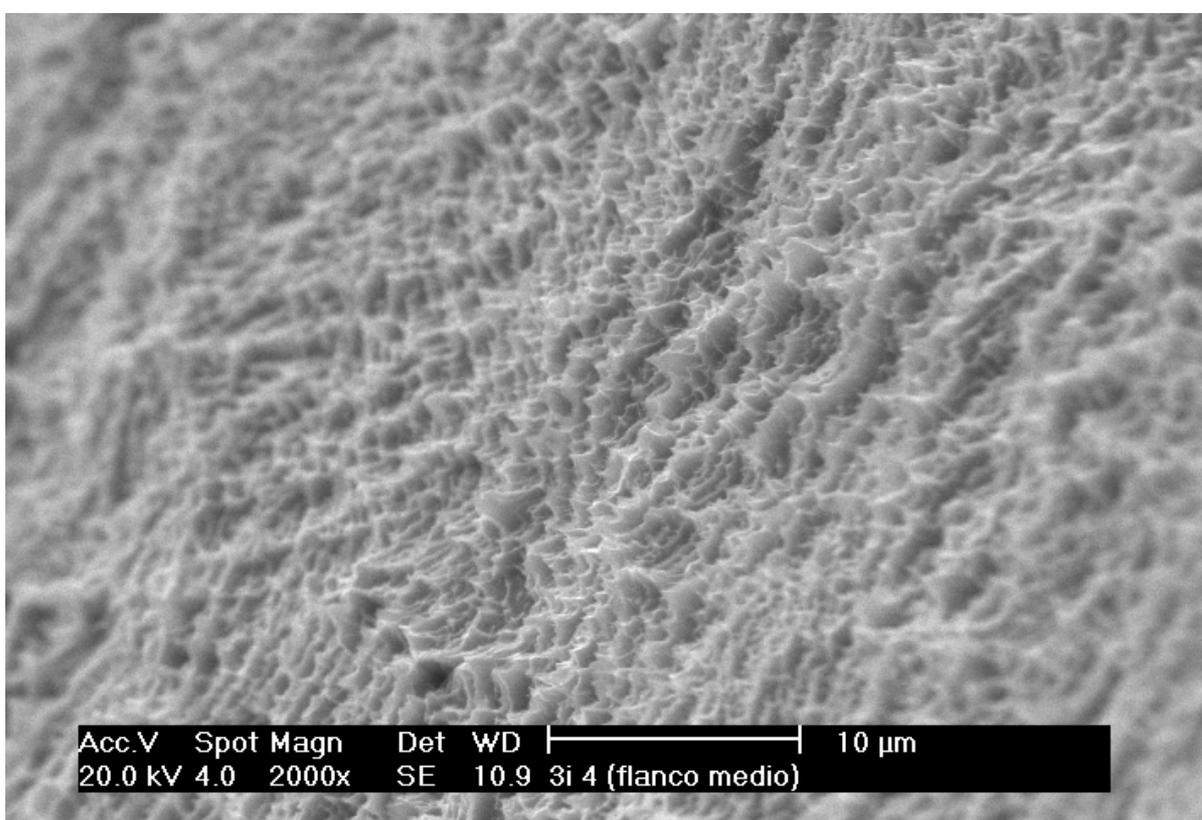


Figura 17: Topografia de superfície de um implante Osseotite® – 3i Implant Innovations, Inc., Palm Beach Gardens, Florida- USA, texturizado pela técnica de imersão em meio ácido (HCl e H₂SO₄). A ação dos ácidos permite a obtenção de uma superfície de topografia mais regular, comparada a outras técnicas de texturização por subtração. A superfície tem uma micro-rugosidade uniforme com pequenas aberturas sobre a superfície. (Aumento de 2000x).

5.3.3 GRUPO 3 – Neodent Implantes Osteointegráveis

De acordo com informações obtidas dos responsáveis técnicos desta empresa o processo de texturização empregado para modificação das características superficiais de seus implantes é a subtração ácida pela imersão seqüencial dos implantes em sete diferentes soluções ácidas (não divulgadas pelo fabricante) por períodos de tempo pré-determinados. Este processamento ocasiona a emissão de material em regiões específicas, principalmente no limite da união entre os picos e vales dos sulcos periódicos, por meio da corrosão da superfície usinada do implante, obtida após imersão em soluções ácidas, que cria “cavidades” de dimensões e formatos específicos, ocasionando um aumento na sua área funcional.

Mostra-se na figura 18 a morfologia da superfície dos implantes após o processo de texturização. Observa-se que o tratamento da superfície usinada dos implantes pela imersão seqüencial dos implantes diferentes soluções ácidas resulta numa microrrugosidade uniforme com a formação de inúmeros microporos sobre a superfície.

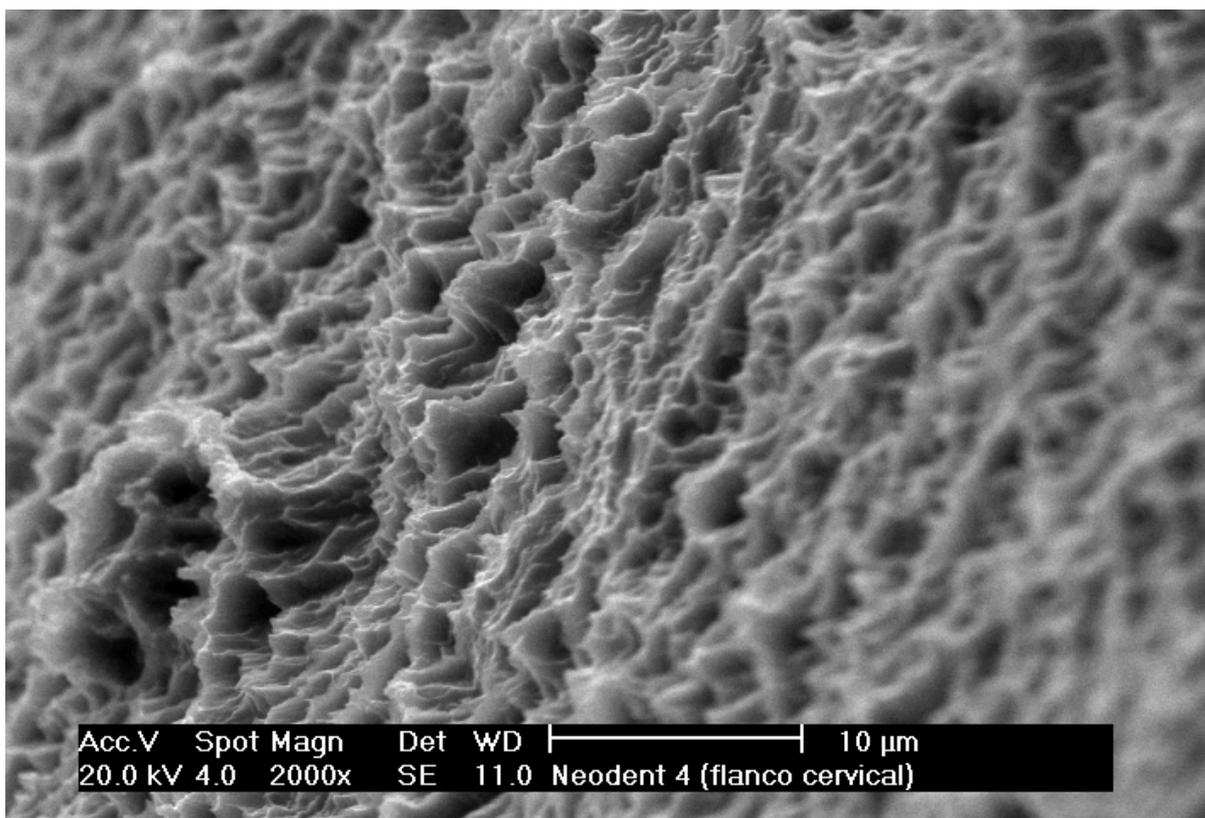


Figura 18: Microscopia eletrônica de varredura (MEV) de um implante de hexágono externo de 3.75 mm de diâmetro (Neodent Implantes Osteointegráveis. Curitiba – PR – Brasil), texturizado pela técnica de subtração ácida pela imersão seqüencial dos implantes em sete diferentes soluções por períodos de tempo pré-determinados. A ação dos ácidos permitiu a obtenção de uma superfície de topografia mais regular resultando em uma superfície micro-rugosa com uma certa uniformidade, e com a formação de microporos chamados de micro-retenções (Aumento de 2000x).

Um detalhe interessante observado no grupo deste fabricante foi a obtenção de micrografias de vários dos implantes (geralmente na região apical dos mesmos) com características topográficas diferentes das já descritas para o mesmo. Observando-se a figura 19 que corresponde à imagem de uma leitura realizada na porção apical do mesmo implante da figura 18, nota-se claramente a presença de características topográficas diferentes das descritas na literatura e confirmadas neste estudo para implantes submetidos a processo de texturização por imersão em meios ácidos, podendo-se acreditar que a quantidade, concentração dos ácidos, temperatura, período de tempo e ordem das imersões seqüenciais em soluções

ácidas aplicados no processo de texturização dos implantes deste fabricante possam ter alguma relação com esta observação. As características desta observação podem ser observadas na figura 19.

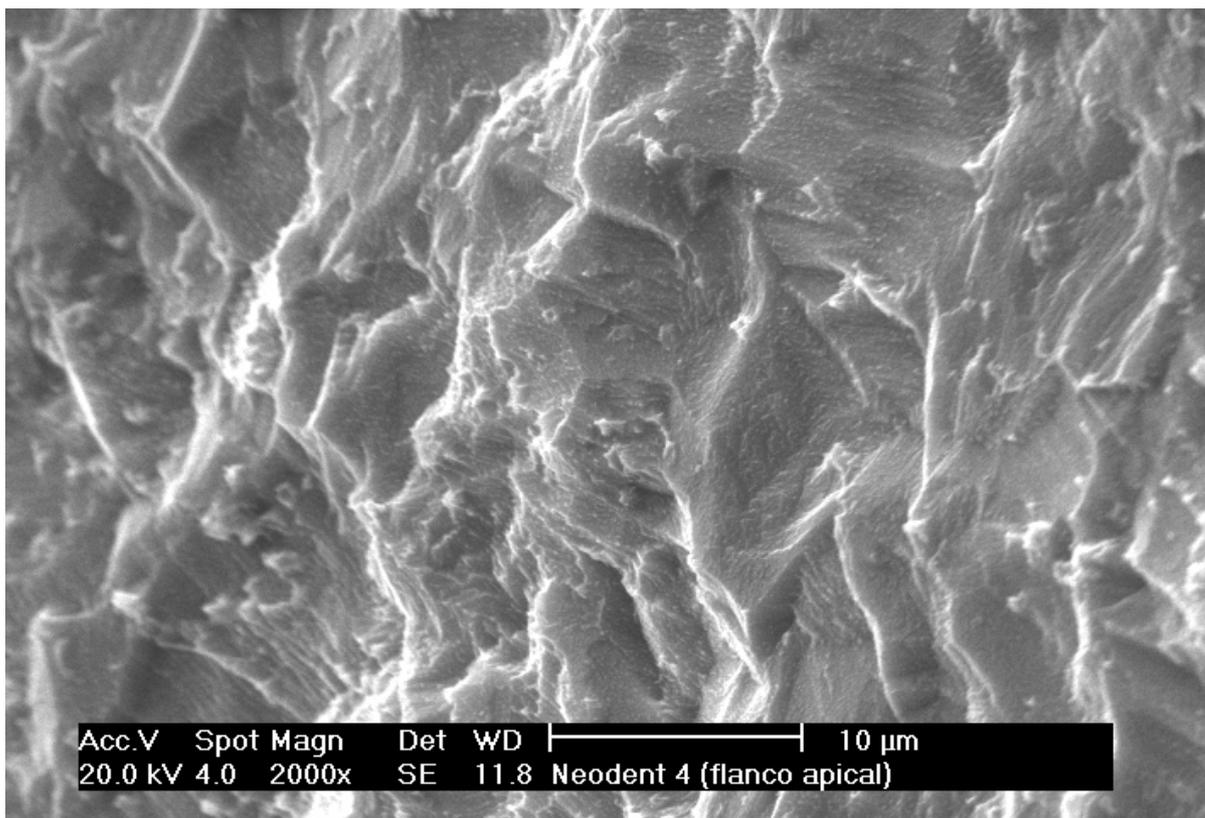


Figura 19: Microscopia eletrônica de varredura (MEV) de um implante de hexágono externo de 3.75 mm de diâmetro (Neodent Implantes Osteointegráveis. Curitiba – PR – Brasil), texturizado pela técnica de subtração ácida pela imersão seqüencial dos implantes em sete diferentes soluções por períodos de tempo pré-determinados. Nota-se claramente a presença de características topográficas não condizentes com aquelas relatadas para implantes submetidos a processo de texturização por incubação em meios ácidos, onde observa-se ranhuras e cortes do metal gerando “cavitações” ou depressões de magnitude maior do que as observadas nas superfícies ácido incubadas (Aumento 2000x).

5.3.4 GRUPO 4 – SIN - Sistema de Implantes Nacional Ltda

De acordo com informações obtidas dos responsáveis técnicos desta empresa o processo de texturização empregado para modificação das características superficiais de seus implantes é, idem grupo 2, a incubação em meios ácidos da superfície usinada em alta temperatura, utilizando duas exposições, a primeira com ácido hidrófluorídrico (HF) e a segunda com uma combinação de ácido hidróclorídrico (HCl) e sulfúrico (H₂SO₄). Este processo cria “cavidades” de dimensões e formatos específicos, ocasionando um aumento na sua área funcional. Outra vantagem deste processo como já comentado é a sua associação ao processo de remoção de subprodutos da usinagem auxiliando o processo de limpeza e esterilização do material.

Analisando a eletromicrografia da figura 20 nota-se que as alterações pefilométricas deste tipo de tratamento são de magnitude menor do que as obtidas através da usinagem e conseqüentemente existe um considerável aumento na área de superfície do implante. Observa-se também a obtenção de uma superfície com microrrugosidade uniforme, com a formação de inúmeros microporos na base da microtexturização, chamados micro-retenções.

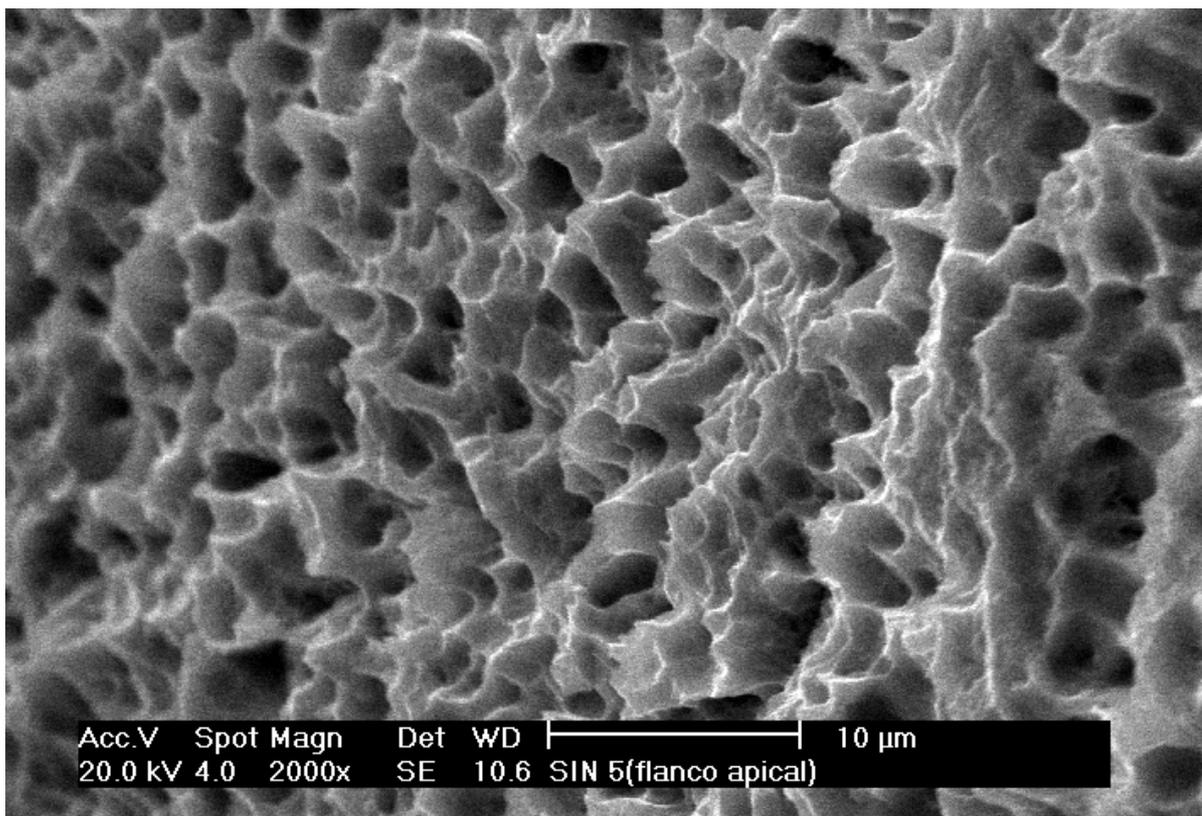


Figura 20: Microscopia eletrônica de varredura (MEV) de um implante de hexágono externo de 3.75 mm de diâmetro (SIN - Sistema de Implantes Nacional Ltda. São Paulo, SP- Brasil), texturizado pela técnica de imersão em meios ácidos (HCl e H₂SO₄). A ação do ácido permite a obtenção de uma superfície de topografia mais regular, comparada a outras técnicas de texturização por subtração. A superfície tem uma microrugosidade uniforme com inúmeros microporos na base da microtexturização, chamados de micro-retenções. (Aumento de 2000x).

5.3.5 GRUPO 5 – Titanium Fix[®] implantes osseointegráveis

De acordo com informações obtidas dos responsáveis técnicos desta empresa o processo de texturização empregado para modificação das características superficiais de seus implantes é o Jateamento com partículas biocompatíveis de óxido de alumínio (Al₂O₃), seguido por lavagem em solução de ácido fraco.

Mostra-se na figura 21 a morfologia da superfície dos implantes após o tratamento. Após o jateamento com óxido de alumínio sobre a superfície metálica usinada, seguido por lavagem em solução de ácido fraco, observa-se a criação por abrasão, de uma superfície rugosa com “cavitações” ou depressões irregulares de profundidade maior do que em outras técnicas de subtração, provocadas pelo impacto da partícula de óxido contra a superfície do implante, e que são chamadas macro-retenções. Percebeu-se também a inclusão de partículas de alumina na superfície macrotextrurizada provenientes do processo de texturização aplicado pelo fabricante deste grupo.

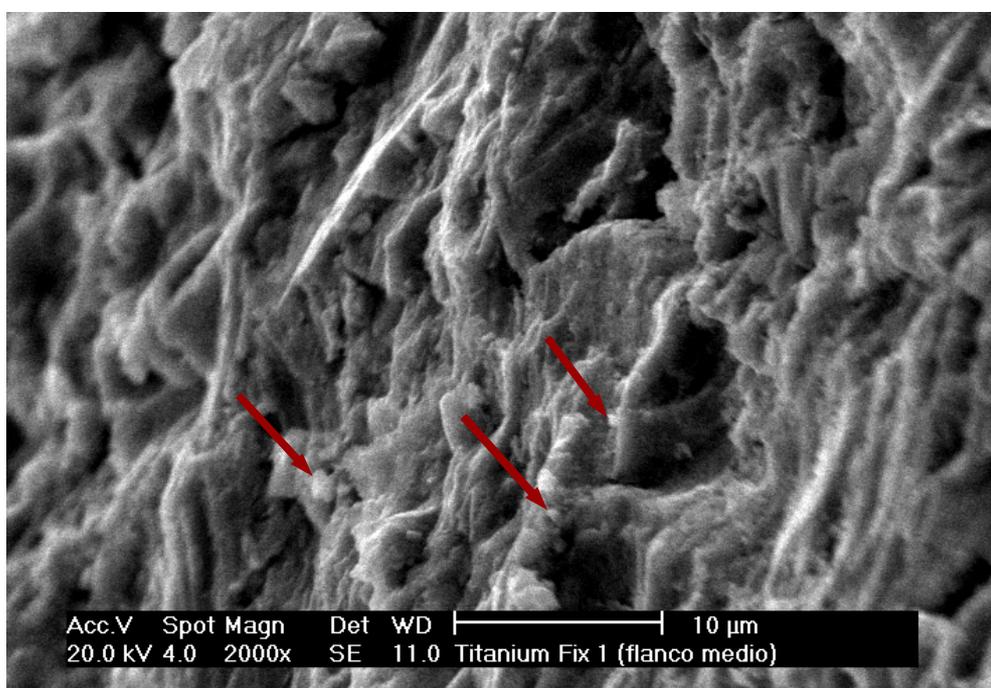


Figura 21: Topografia de superfície de um implante do Sistema Titanium Fix[®] implantes osseointegráveis: A.S. Technology Comp. Esp. Ltda. ME., São José dos Campos, SP- Brasil, texturizado pela técnica de jato de óxido de alumínio (Al_2O_3) seguido por incubação em solução ácida fraca. Observa-se a presença de ranhuras e cortes do metal provocados pelo choque da partícula de óxido contra a superfície do implante, gerando rugosidades maiores, chamadas macroretenções. Nota-se também (setas) embebição de partículas de alumina na superfície rugosa provenientes do processo de texturização do implante aplicado pelo fabricante deste grupo (Aumento de 2000x).

Esta incorporação pode ser comprovada por meio de análise de uma amostra do grupo 5 como demonstrado na figura 22 abaixo.

D:\2004\MES\02\KAVIO\02_02_04\TIFXM_`
Label A: Titanium Fix 1 (flanco medio)

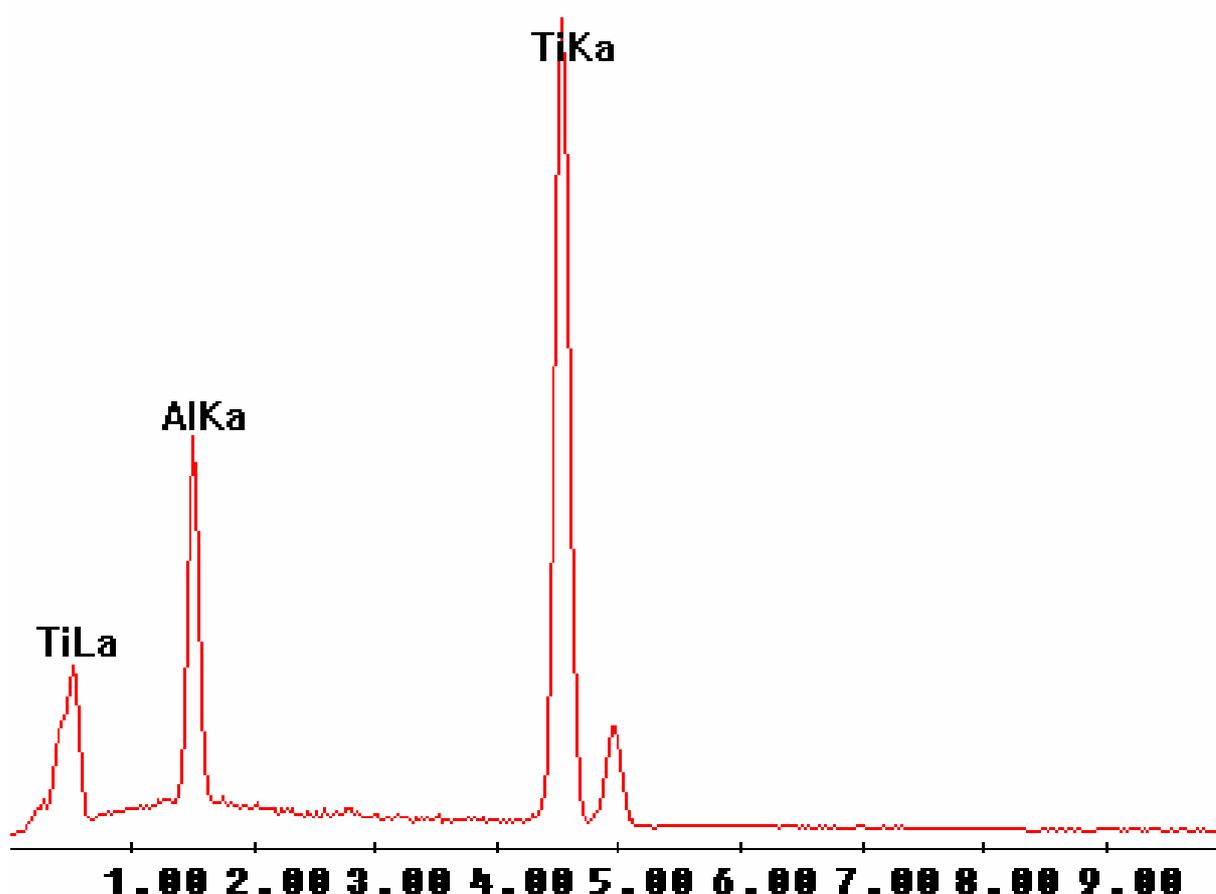


Figura 22: Espectro da análise química (EDS) da superfície de um implante do Sistema Titanium Fix[®] implantes osseointegráveis: A.S. Technology Comp. Esp. Ltda. ME., São José dos Campos, SP- Brasil, texturizado pela técnica de jato de óxido de alumínio (Al_2O_3) seguido por incubação em solução ácida fraca. Observa-se a presença na leitura além do elemento químico predominante titânio, o elemento alumínio.

5.4 Micrografias de 3 regiões diferentes de um implante de cada grupo experimental (50x) – BSE

5.4.1 GRUPO 1 – Conexão

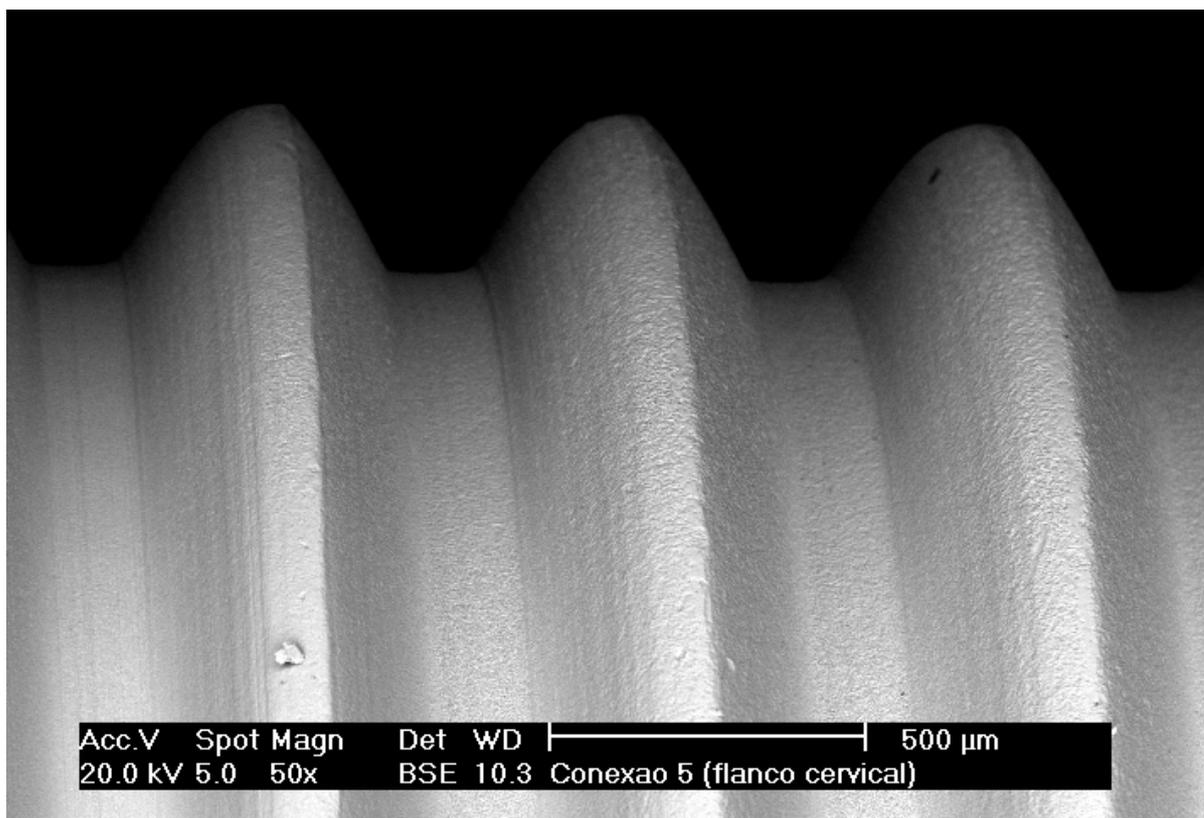


Figura 23: Micrografia da região cervical de um implante do Sistema Conexão (Aumento de 50x – BSE).

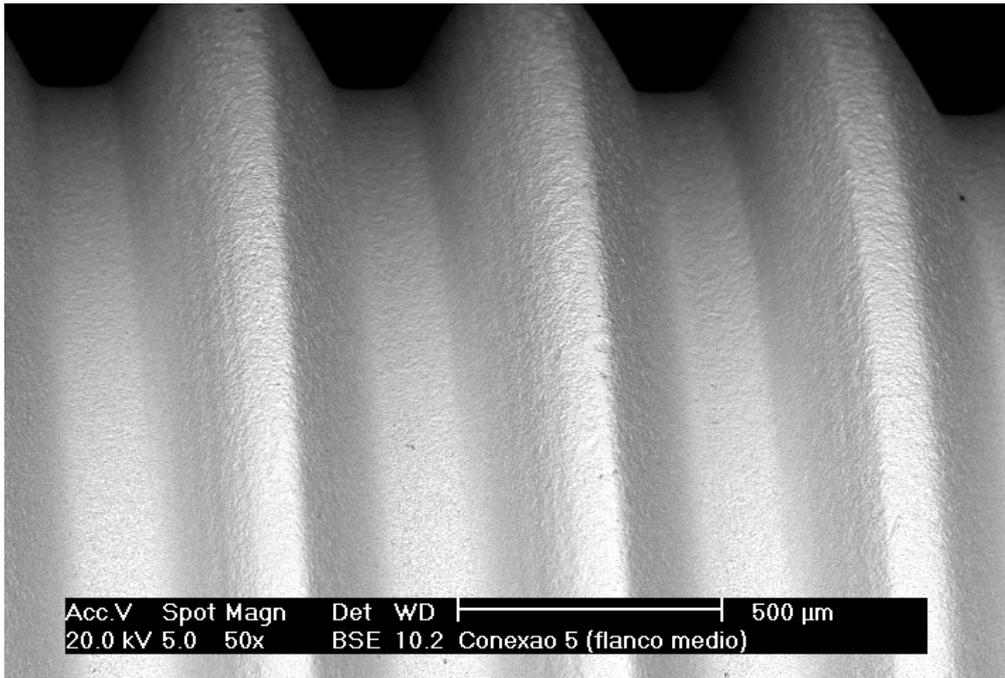


Figura 24: Micrografia da região do terço médio de um implante do Sistema Conexão (Aumento de 50x – BSE).

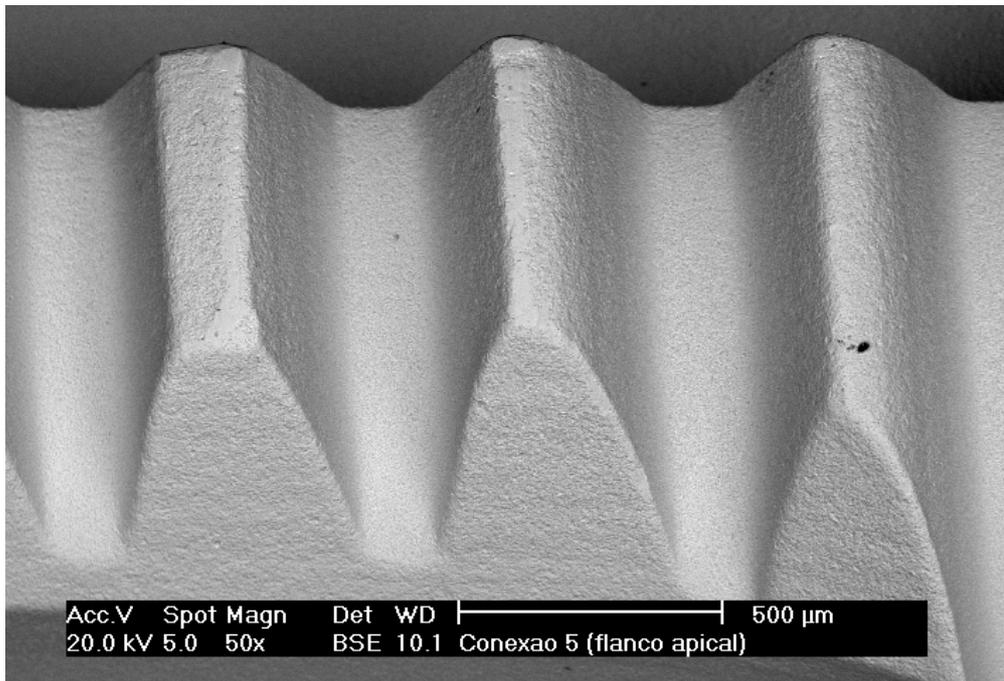


Figura 25: Micrografia da região apical de um implante do Sistema Conexão (Aumento de 50x – BSE).

5.4.2 GRUPO 2 – 3i

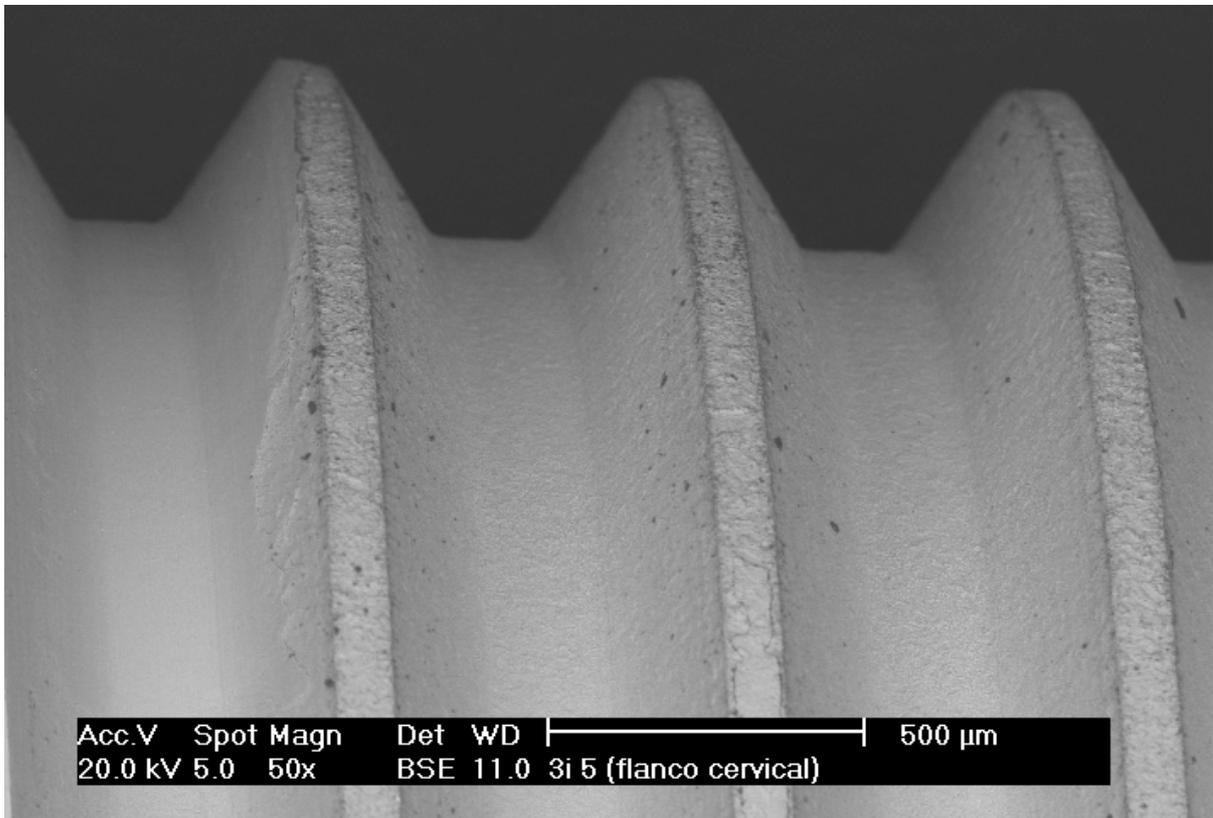


Figura 26: Micrografia da região cervical de um implante do sistema 3i (Aumento de 50x – BSE).

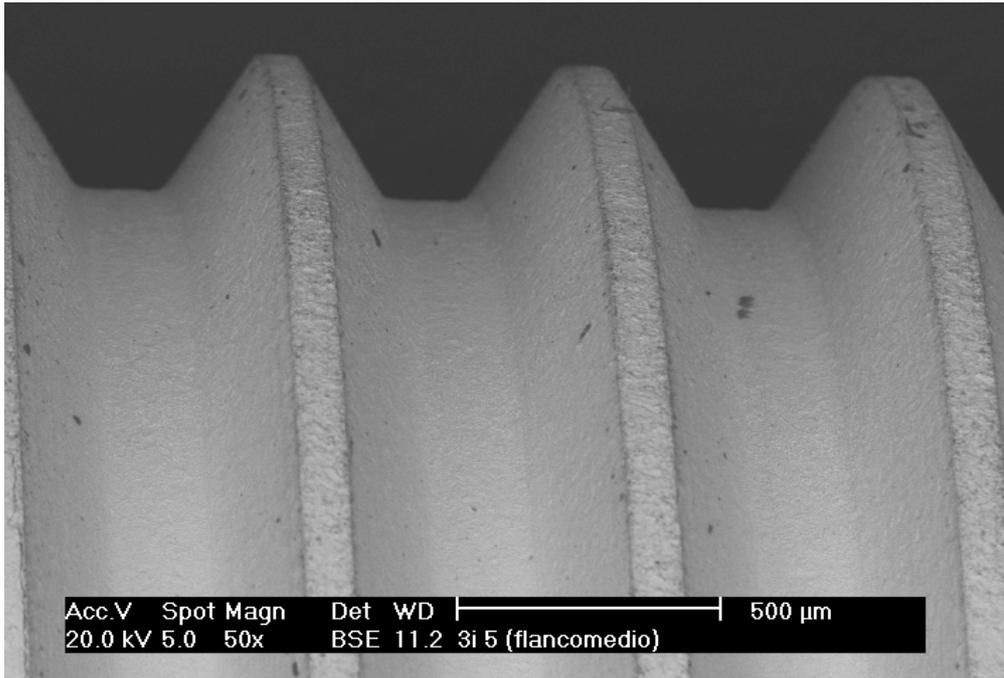


Figura 27: Micrografia da região do terço médio de um implante do Sistema 3i (Aumento de 50x – BSE).

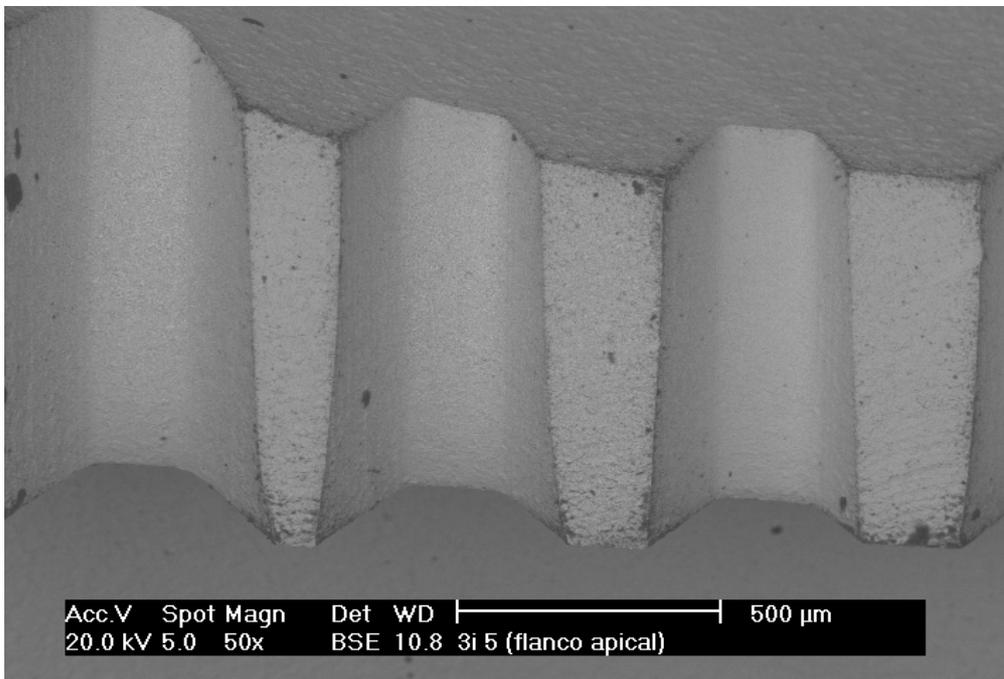


Figura 28: Micrografia da região apical de um implante do Sistema 3i (Aumento de 50x – BSE).

5.4.3 Grupo 3 – Neodent

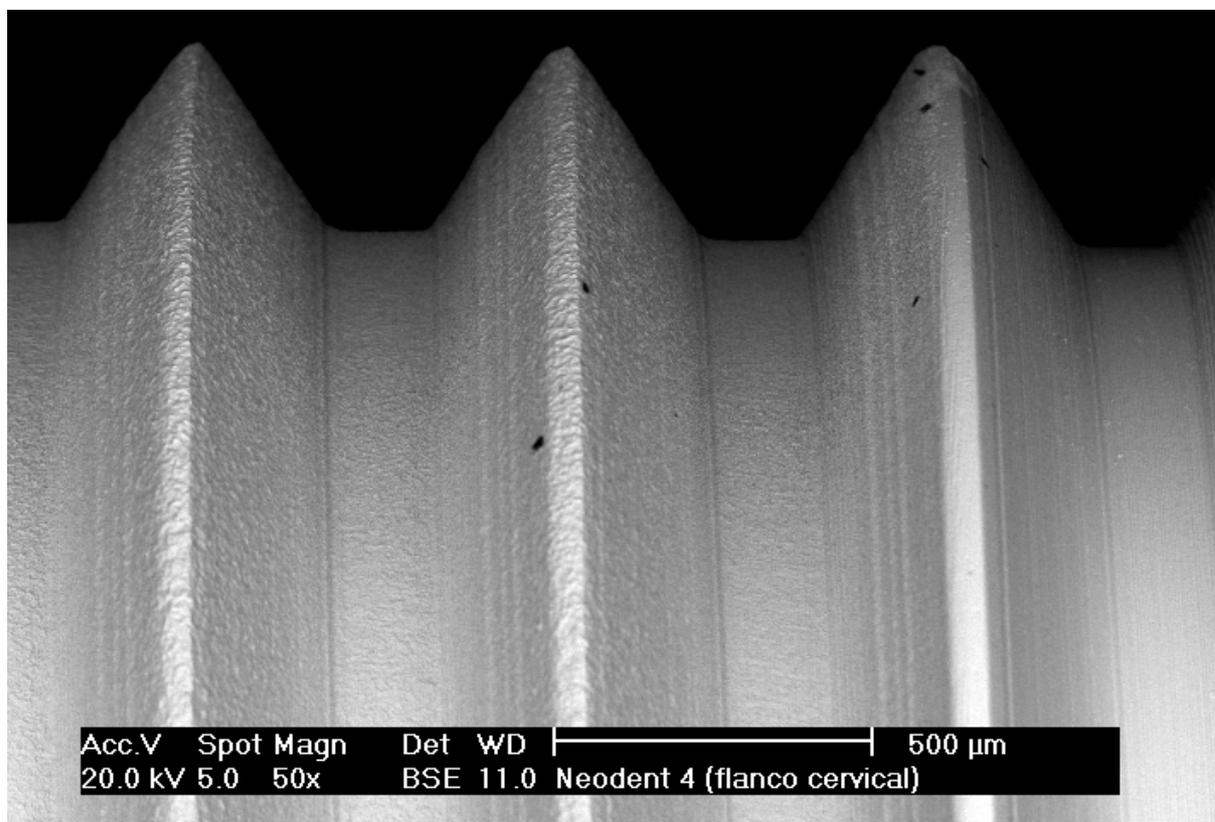


Figura 29: Micrografia da região cervical de um implante do fabricante Neodent (Aumento de 50x – BSE).

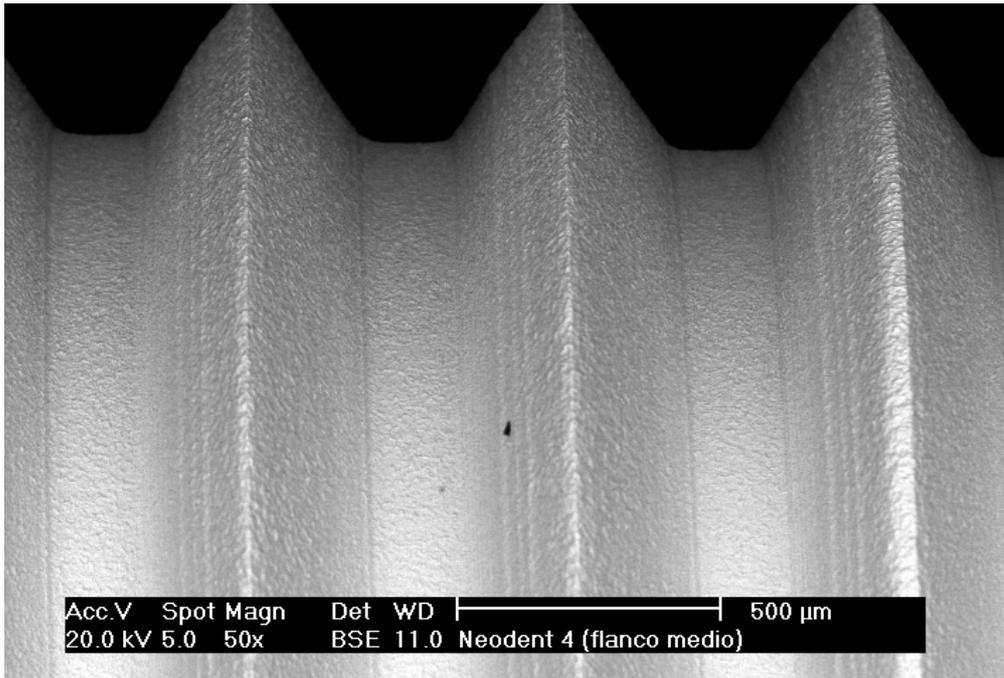


Figura 30: Micrografia da região do terço médio de um implante do fabricante Neodent (Aumento de 50x – BSE).

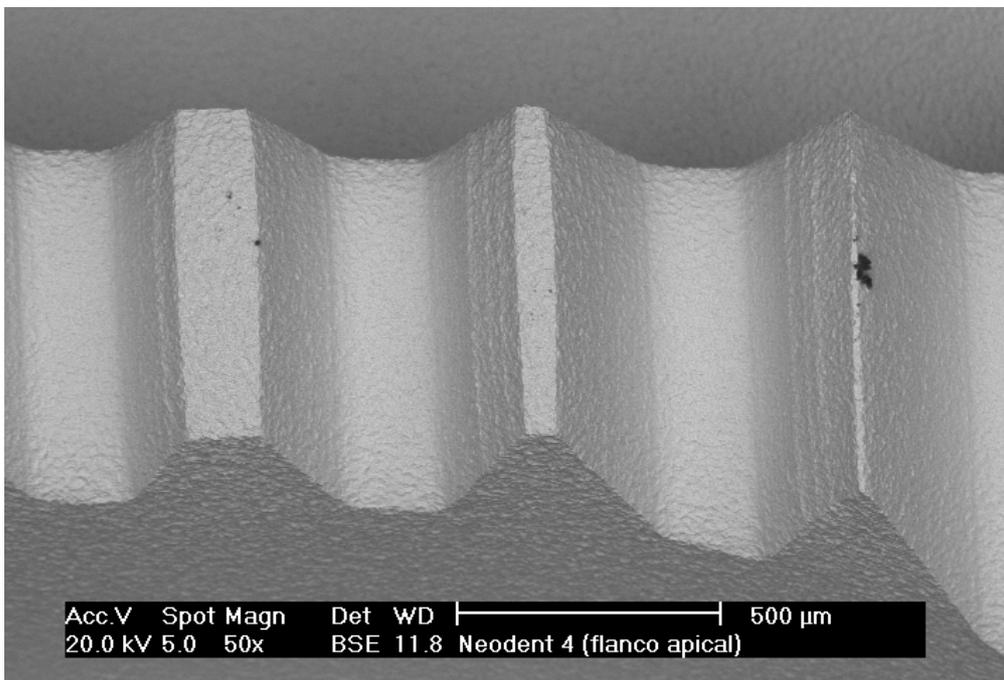


Figura 31: Micrografia da região apical de um implante do fabricante Neodent (Aumento de 50x – BSE).

5.4.4 GRUPO 4 – SIN

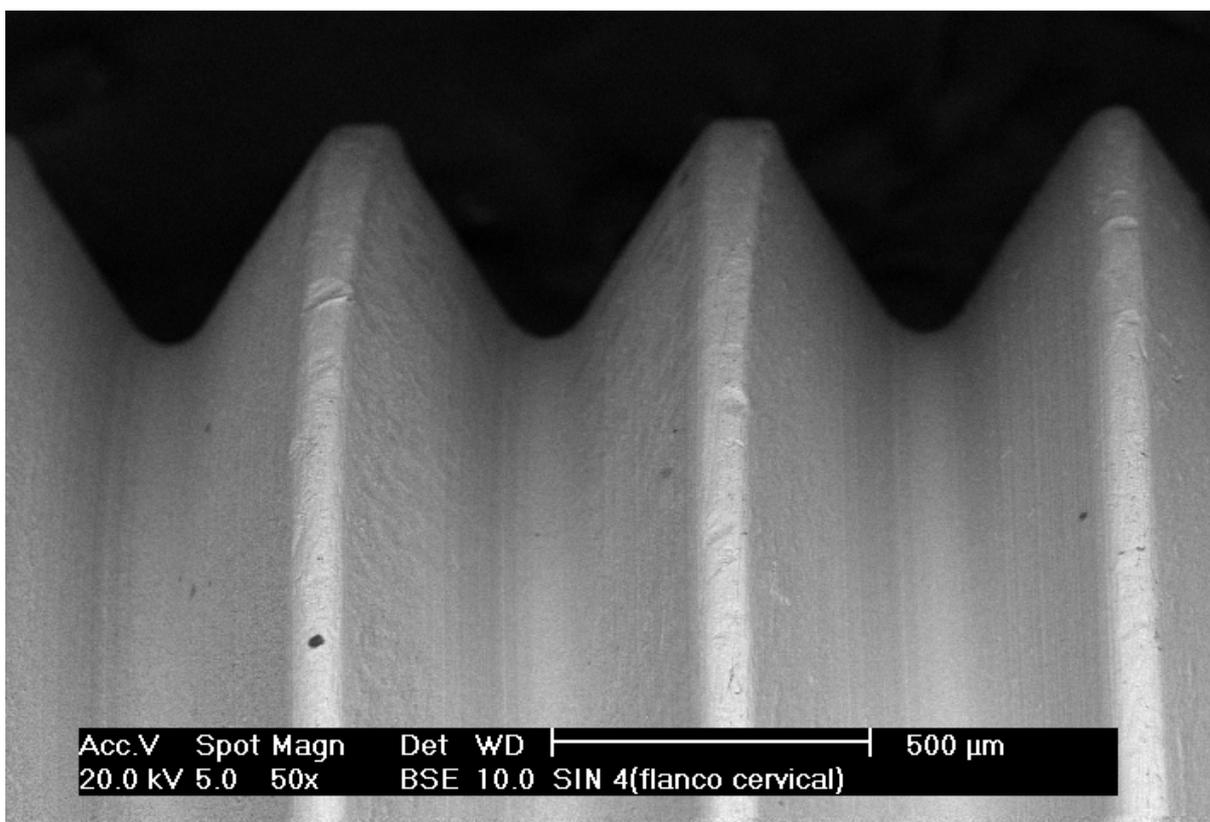


Figura 32: Micrografia da região cervical de um implante do fabricante SIN (Aumento de 50x – BSE).

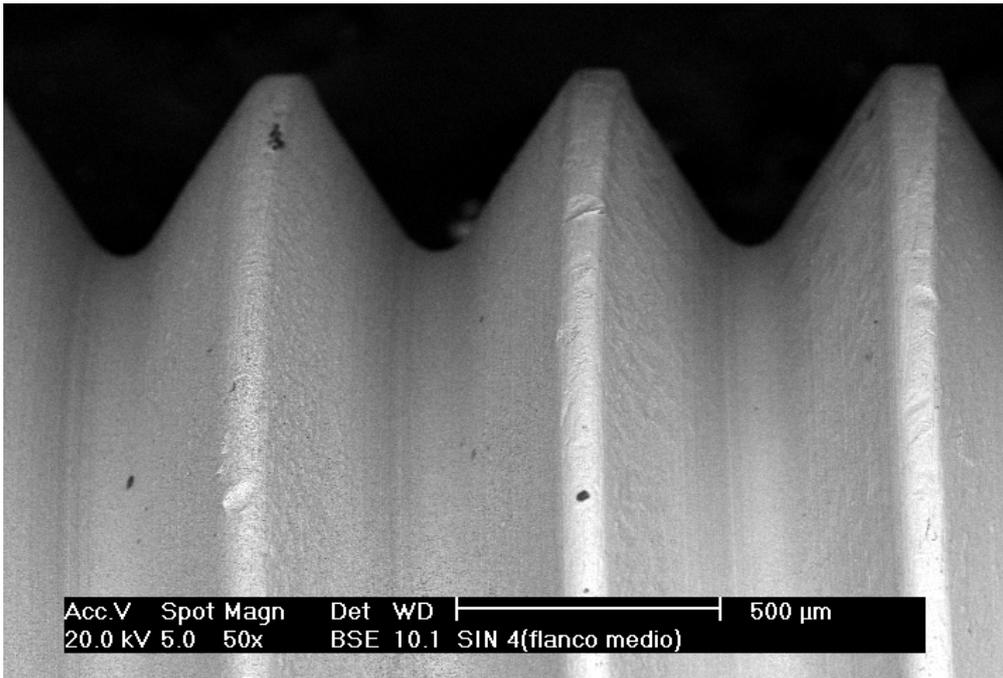


Figura 33: Micrografia da região do terço médio de um implante do fabricante SIN (Aumento de 50x – BSE).

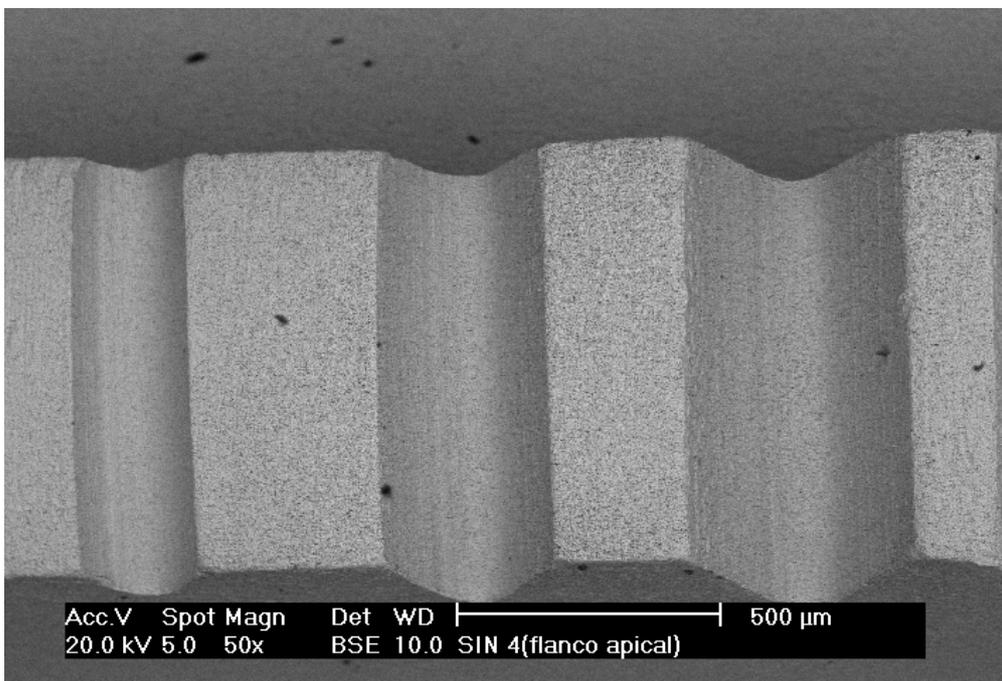


Figura 34: Micrografia da região apical de um implante do fabricante SIN (Aumento de 50x – BSE).

5.4.5 Grupo 5 – Titanium fix

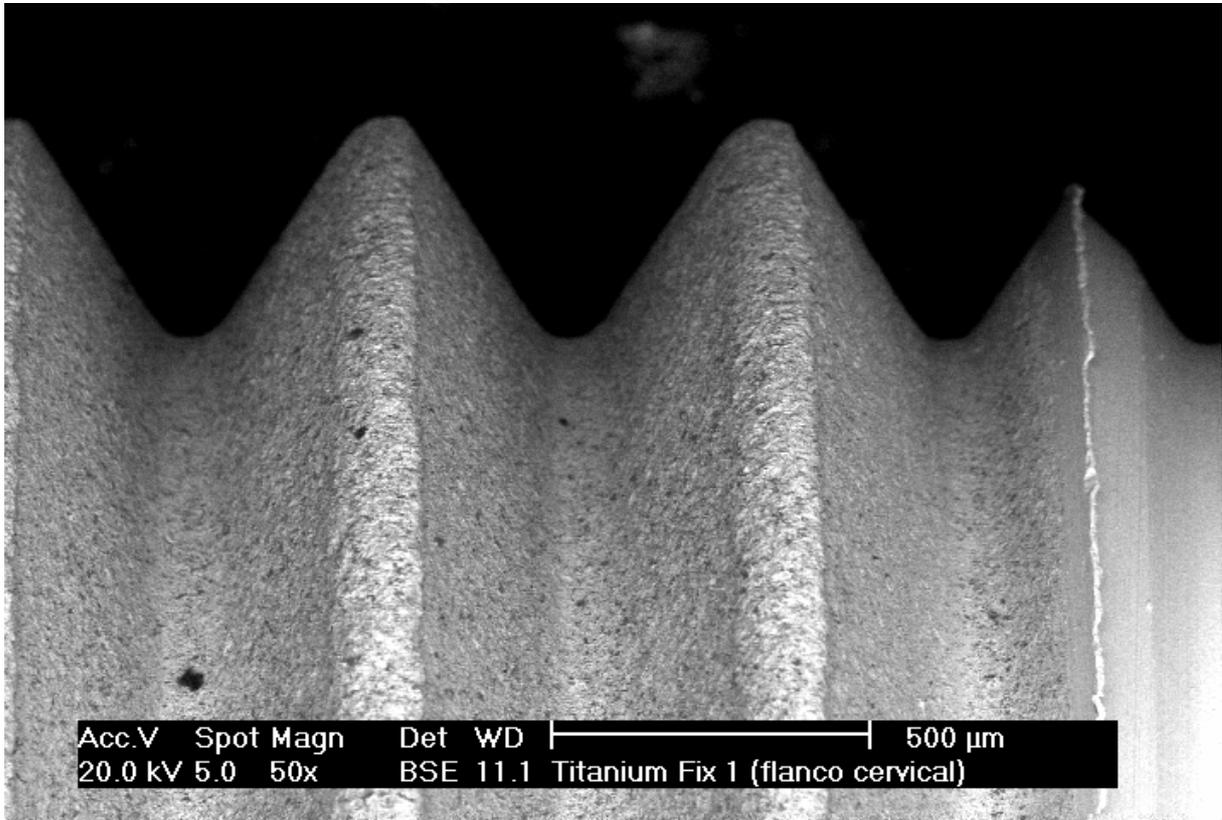


Figura 35: Micrografia da região cervical de um implante do fabricante Titanium fix (Aumento de 50x – BSE).

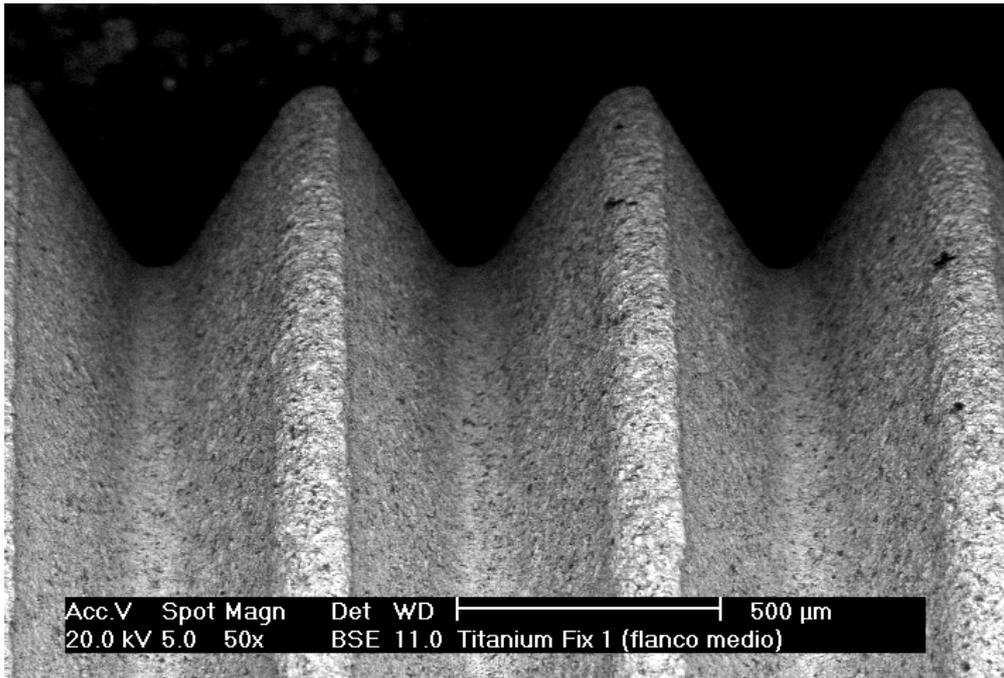


Figura 36: Micrografia da região do terço médio de um implante do fabricante Titanium fix (Aumento de 50x – BSE).

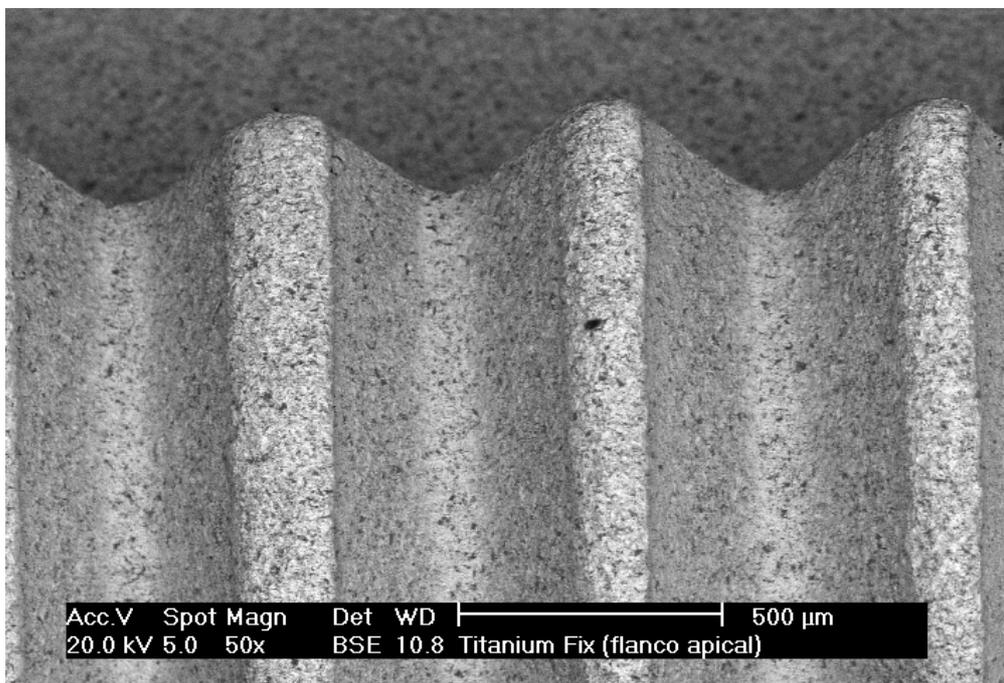


Figura 37: Micrografia da região apical de um implante do fabricante Titanium fix (Aumento de 50x – BSE).

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

A qualidade da superfície do implante influencia a obtenção de uma resposta biológica adequada, fundamental para que o processo da osteointegração ocorra de maneira previsível e duradoura (WENNERBERG e colaboradores, 1995).

A combinação dos efeitos da morfologia e química de superfície é considerada relevante, visto que COOPER, em 2003, estudando a importância da (nano)estrutura de superfície na adesão óssea inicial, afirmou que até o momento ainda não está claro se é a química ou a textura de um implante que toma precedência na adesão óssea inicial.

No exterior para os implantes receberem a certificação das comunidades científicas que regulam o mercado de produtos biomédicos são necessários estudos detalhados sobre a biocompatibilidade, análise topográfica superficial e análise de impurezas dos mesmos. No Brasil a falta de clareza ou regras mais rígidas impostas pelo Ministério da Saúde acaba certificando talvez, produtos que estão aquém das especificações para o emprego com segurança ao longo do tempo em seres humanos.

Na caracterização da superfície dos implantes procurou-se observar as variações microscópicas topográficas e investigar a eventual presença de traços de impurezas.

A análise das eletromicrografias obtidas por MEV, permitiu identificar que devido às diferentes técnicas de texturização empregadas pelos fabricantes dos implantes investigados foram observadas superfícies com diferentes características topográficas entre os cinco grupos investigados, marcadamente entre os grupos onde foram aplicadas técnicas diferentes de texturização e diferenças também na avaliação da presença de impurezas, variando desde a ausência de impurezas até a presença de grande quantidade de impurezas, confirmadas pela análise das micrografias.

Visando melhor compreensão do leitor esta discussão está dividida em duas partes:

6.1 Aspecto topográfico

Dentre os muitos materiais possíveis, o titânio é atualmente considerado o material de escolha para a confecção dos implantes osteointegrados devido a sua ótima aceitação biológica pelo osso. O alto grau de biocompatibilidade é atribuído, em parte, à estável camada de óxido de titânio que facilita a deposição e adesão da matriz extracelular na interface osso-implante. A composição e estrutura da camada oxidada, por sua vez, depende da técnica utilizada para o condicionamento da superfície implantar (KASEMO; LAUSMAA, 1988). Neste estudo todos os implantes de todos os grupos foram usinados à partir de Titânio comercialmente puro (Ticp).

A rugosidade da superfície dos implantes favorece a distribuição das cargas oclusais, a retenção destes no osso e a resposta celular (BUSER, e colaboradores, 1991; WONG; 1995). Todos os grupos investigados mostraram graus variados de macro e micro-retenções com microtopografias que também variaram dentro do mesmo grupo e mesmo em regiões diferentes de alguns implantes.

Quando comparados a outros estudos analisando por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura implantes produzidos nacionalmente, resultados semelhantes foram encontrados em relação à topografia superficial dos grupos 1,3,4 e 5 (MAZZONETTO e colaboradores, 1999).

Um estudo clássico utilizando também o MEV como ferramenta e analisando 13 marcas comerciais disponíveis no mercado norte-americano, mostrou que muitas das qualidades e deficiências dos implantes nacionais são compartilhadas pelos correspondentes norte-americanos (WENNERBERG e colaboradores, 1993).

Dos grupos estudados, dois foram texturizados (segundo fabricantes) pela técnica de jateamento seguido por subtração pela imersão em meios ácidos. O grupo 01 foi jateado com partículas de dióxido de titânio (TiO_2) seguido por incubação em meios ácidos e o grupo 05 foi tratado com partículas de Al_2O_3 (alumina) seguido por lavagem em solução de ácido fraco, resultando em superfícies topograficamente diferentes. A quantidade, concentração, temperatura, período de

tempo de imersão e número de imersões parece ainda remanescer como um segredo comercial não disponível para o pesquisador.

Num estudo preparando amostras de chapas de titânio com superfícies jateadas com óxido de alumínio e em seguida submetidas a tratamento ácido com solução de ácido sulfúrico/clorídrico ou solução contendo ácido fluorídrico, DINIZ e colaboradores, em 2001, mostraram através de análises por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), Espectroscopia de Energia Dispersiva de raios X (EDS) e Espectroscopia de Fotoemissão de raios X (XPS-X), que a solução contendo ácido fluorídrico foi efetiva na remoção das partículas de alumina, provenientes do jateamento mecânico e na criação de uma microtopografia homogeneamente rugosa. No presente estudo todos os grupos exceto o número 5 mostraram-se livres da impregnação por alumina. O fabricante dos implantes deste grupo relata que emprega uma solução de ácido fraco após o jateamento e, portanto, este condicionamento deve ter sido insuficiente na remoção da incorporação indesejável de alumina na superfície do implante, visto que o tratamento da superfície de titânio pela imersão em soluções de ácidos fortes, como a mistura de ácido hidrocloreídrico/sulfúrico ($\text{HCl}/\text{H}_2\text{SO}_4$) e ácido hidrofluorídrico/nítrico (HF/HNO_3), após o jateamento com óxido de alumínio, além de aumentar a rugosidade remove de maneira adequada os contaminantes incorporados (ORSINI e colaboradores, 2000). A análise das micrografias dos grupo 5 permitiu-nos observar uma topografia na grande maioria das vezes associada ao escore 2. Estas características vistas nas micrografias deste grupo incluíram uma superfície macro-rugosa de padrão irregular com “cavitações” ou depressões de maior magnitude, chamadas macro-retenções. As comparações individuais do teste aplicado neste estudo, utilizando as médias das medianas dos escores, para a observação de diferenças na avaliação da textura de superfície entre os grupos testados resultaram numa média 1,93 para o grupo 5, sendo a maior média atingida na pesquisa. Este resultado significa que as micrografias deste grupo receberam dos observadores os escores de textura mais elevados, demonstrando o comportamento topográfico menos favorável e estatisticamente diferente a todos os outros grupos investigados.

A relação entre esta incorporação e o prejuízo na osteointegração está bem

documentada, visto que, de acordo com observações clínicas e análises químicas pós-implantação em implantes perdidos, a alumina pode interferir na osteocondutividade do titânio, apesar de sua biocompatibilidade comprovada (DUCHEYNE e colaboradores, 1984; LAUSMAA e colaboradores, 1986; KASEMO; LAUSMAA, 1988).

Neste estudo, observamos características topográficas relativas à análise das micrografias do grupo 01 semelhantes às observadas por ELIAS; LIMA; FIGUEIRA, em 2001, que comparam analisando por meio de MEV a influência dos tratamentos da superfície de implantes na osteointegração. Corroborando os achados deste presente estudo para o tipo de superfície do grupo 01 os autores supracitados relataram que após o jateamento com partículas de dióxido de titânio seguido por subtração pela imersão em meios ácidos as deformações criadas pelo impacto das partículas com a superfície metálica usinada possuíam microcavidades no seu interior, apresentando aumento significativo da rugosidade. As comparações individuais do teste aplicado neste estudo, utilizando as médias das medianas dos escores, para a observação de diferenças na avaliação da textura de superfície entre os grupos testados resultaram numa média 1,00 para o grupo 01. Este resultado significa que todas as micrografias deste grupo receberam dos observadores escores de textura 1 e que quando avaliado topograficamente não atingiu o patamar melhor do estudo de equivalência estatística observado entre os grupos 2 e 4, no entanto, mostrou melhor desempenho neste quesito em comparação com os grupos restantes (G3 e G5).

Já as características exibidas pelos implantes do grupo 3 (texturizados segundo fabricante por imersão seqüencial em soluções ácidas) foram deveras interessantes: o aspecto superficial encontrado variou entre as amostras deste grupo, além do mais, foi notado uma variação de texturização ao longo da extensão de vários dos implantes analisados. Das regiões examinadas a principal alteração de textura foi observada nos terços apicais dos implantes onde percebeu-se ranhuras e cortes do metal gerando “cavitações” ou depressões de magnitude maior do que as observadas nas superfícies incubadas em soluções ácidas, compatíveis com os escores 1 e 2.

Talvez estes resultados na topografia possam ter sido alterados por: 1) Quantidade; 2) Concentração dos ácidos; 3) Temperatura; 4) Período de tempo de imersão e 5) Ordem das imersões seqüenciais em soluções ácidas, aplicados no processo de texturização dos implantes deste fabricante.

É importante salientar que muitas das micrografias analisadas deste grupo tiveram um padrão compatível com o escore 0 já descrito anteriormente. As comparações individuais do teste aplicado neste estudo, utilizando as médias das medianas dos escores, para a observação de diferenças na avaliação da textura de superfície entre os grupos testados resultaram numa média 1,40 para o grupo 3. Este resultado significa que a maioria das micrografias deste grupo recebeu dos observadores escores de textura 1 (13 micrografias) e 2 (22 micrografias) e que algumas receberam escore 0 (8 micrografias) e 3 (2 micrografias). Embora este grupo quando avaliado topograficamente não tenha atingido o patamar melhor do estudo de equivalência estatística observado entre os grupos 2 e 4 e tenha tido desempenho neste quesito aquém do mostrado pelo grupo 01, apresentou melhor desempenho em comparação com o grupo 5.

As micrografias do grupo 02 demonstraram um padrão topográfico bastante similar com aquele exibido no estudo de CORDIOLI e colaboradores, (2000), que investigaram implantes texturizados pelo mesmo processo aplicado pelos fabricantes dos grupos 2 e 4 neste presente estudo. Os autores supracitados relataram em seu estudo que a imersão do implante em soluções ácidas diferentes, em duas exposições cria “cavidades” com dimensões de magnitude menor e formatos específicos, caracterizando um padrão topográfico micro-rugoso uniforme com pequenas aberturas sobre a superfície chamadas de micro-retenções, em conformidade com os resultados obtidos neste estudo, demonstrados pela análise das micrografias obtidas das amostras destes grupos.

Estas características exibidas no grupo 02 foram equiparadas muitas vezes (segundo escores dos observadores) com as do grupo 04. Quando comparadas as médias das medianas dos escores dos cinco grupos experimentais e aplicado o teste estatístico para comparações individuais de avaliação da textura entre os grupos, obteve-se equivalência estatística entre os grupos 04 (SIN) com média 0,20 e 02 (3i) que obteve média 0,47, sendo estes dois grupos os melhores em termos de

características microtopográficas mais compatíveis biologicamente com a otimização dos mecanismos envolvidos na osteointegração.

6.2 Aspecto presença de impurezas

O tipo de material e suas características microestruturais superficiais influenciam marcadamente a biocompatibilidade do implante osteointegrado. Dependendo do processo de usinagem e texturização empregados, a superfície externa pode ter estrutura eletrônica, cristalinidade, composição química, espaçamento atômico e propriedades mecânicas e químicas diferentes do seu interior (LIMA e colaboradores, 1996).

Na área da Ciência dos Materiais, as diferenças mais importantes entre a superfície e a parte interna que devem ser analisadas estão relacionadas com a composição química, energia livre de superfície e potencial químico devido à formação e/ou deposição de compostos (LIMA e colaboradores, 1996).

BAIER e colaboradores, em 1984, estudando os efeitos das propriedades de superfície na determinação dos resultados de bioadesividade, consideraram a espessura e estrutura da camada de óxido e os níveis de contaminantes presentes na superfície como fatores importantes no fenômeno de bioadesão na interface implante tecidos.

BUCHANAN; LEE; WILLIANS, em 1990, estudando as modificações das superfícies dos biomateriais usados em implantes, afirmaram que implantes metálicos sofrem corrosão e, dependendo da liga empregada, combinações de elementos químicos como ferro, cromo, níquel, cobalto, molibidênio, titânio, alumínio e vanádio são liberados nos tecidos locais e possivelmente transportados para outros locais do corpo. Os autores concluíram que a longo prazo os efeitos biológicos da liberação destes elementos químicos não estão completamente elucidados.

KOHN, em 1992; SHAFER e colaboradores, em 1995, considerando a composição e propriedades físico-químicas da superfície dos implantes,

confirmaram-nas como significativamente importantes para a resposta biológica que o material irá desencadear no corpo. Estes autores concluíram afirmando que maior atenção deve ser dada à preparação da superfície, pela grande possibilidade de suas características influenciarem a diferenciação dos tecidos, baseada na energia, carga, textura de superfície e material que é introduzido no sítio tecidual preparado.

PASERGIAN, em 1983, estudando os fatores que influenciam o contato celular às superfícies e substratos relataram que as impurezas inorgânicas, representadas pelos mais diferentes elementos químicos encontrados nas superfícies, podem funcionar como células eletrolíticas, provocando trocas iônicas e corrosão no titânio e interferir no processo de união química da camada de biomoléculas; além disso, o autor afirmou que ainda não estão definidos os limites normais e patológicos da liberação desses elementos químicos pelo implante para o meio fisiológico.

Analisando 4 sistemas de implantes OLEFJORD;HANSSON, em 1993, relataram que durante a fabricação e manipulação suas superfícies são contaminadas. Os autores afirmaram que a presença de contaminantes inorgânicos pode catalisar a reação do oxigênio na interface e formar radicais OH que podem aumentar a biocorrosão do titânio. Em adição, a absorção de íons aos óxidos de titânio pode aumentar o efeito da concentração do óxido na superfície e, conseqüentemente, aumentar a taxa de biocorrosão do metal.

Estudando o papel das superfícies na regulação da formação óssea e resposta celular BOYAN e colaboradores, em 1996, definiram a natureza das interações entre a camada de óxidos e suas propriedades físico-químicas sobre o Ti c.p. e os tecidos adjacentes. Estes autores afirmaram que embora possa existir o potencial para preparar uma superfície controlada, com propriedades específicas, as características desejadas não estão completamente definidas ou compreendidas.

KASEMO; LAUSMAA, em 1988, estudando a influência dos biomateriais nas propriedades de superfície dos implantes, relataram que a presença de contaminantes em uma superfície pode alterar a resposta biológica a médio e longo prazo e concluíram afirmando que só estudos clínicos longitudinais poderão determinar o comportamento de cada superfície em particular.

LAUSMAA e colaboradores, em 1998, avaliando as superfícies dos materiais de implante à base de titânio por meio de MEV e Espectroscopia de Energia Dispersiva (EDS) examinaram os efeitos de tratamentos específicos de superfície na composição e estrutura da camada de óxido superficial. De acordo com estes autores, os óxidos que se formam sobre o Ti c.p. e a liga Ti-6AL-4V decorrentes do processo de usinagem ou eletropolimento consistem geralmente de dióxido de titânio (TiO_2) com oxigênio, carbono e nitrogênio presentes como contaminantes orgânicos. Contaminantes inorgânicos incluíram pequenas quantidades de sódio, cloro, silício, cálcio, fósforo e enxofre; entretanto, estes elementos não foram detectados em todos os espécimes do estudo. Alumínio foi observado no óxido da liga e vanádio não foi encontrado em nenhum espécime. Amostras com espessura de óxido menor do que 100nm foram encontradas serem amorfas. Acima deste valor, um óxido de estrutura rutilo foi formado.

DOUNDOULAKIS, em 1987, analisando o papel das propriedades físico-químicas das superfícies de titânio na interface implante-tecido e na bioadesão afirmaram que as impurezas orgânicas, representadas nos achados pelo carbono, diminuem a energia livre de ligação da superfície do material por serem hidrofóbicas, dificultando a adesão de biomoléculas, células epiteliais, fibroblastos, osteoblastos e células da medula.

Quando comparados a outros estudos analisando por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura implantes produzidos nacionalmente e importados, resultados semelhantes foram encontrados em relação à presença de impurezas dos cinco grupos investigados neste presente estudo (SANTOS, 1997).

Um estudo utilizando também o MEV como ferramenta onde foram analisados três implantes dentais de titânio disponíveis comercialmente no Brasil, sendo um deles texturizado por jateamento de partículas de óxido de alumina, mostrou que todas as amostras apresentaram-se cobertas por contaminantes, em consonância com os resultados em relação à presença de contaminantes obtidos neste presente estudo (MAZZONETTO e colaboradores, 1999).

Neste presente estudo, foi observada a presença de impurezas na superfície dos implantes experimentais em todos os grupos avaliados no modo detector de elétrons retrodifundidos do microscópio eletrônico de varredura utilizado nesta

pesquisa em aumentos de 50x, que em algumas vezes chegavam a ser grosseiras, com a observação de incontáveis traços de contaminação. Contudo, a presença dessas impurezas variou sensivelmente de amostra para amostra do mesmo ou de diferentes grupos e mesmo em regiões diferentes de um mesmo implante, com exceção do grupo 05, no qual a presença de impurezas foi praticamente semelhante em todas as amostras avaliadas.

As comparações individuais do teste aplicado neste estudo, utilizando as médias das medianas dos escores para a observação de diferenças na avaliação da presença de impurezas dos grupos 1, texturizado por jateamento seguido por subtração pela imersão em meios ácidos e 3, texturizado por imersão sequencial em diferentes soluções ácidas resultaram para ambos os grupos uma média 0,67, indicando equivalência estatística entre os mesmos e diferença aos demais grupos. O resultado das comparações individuais (médias das medianas dos escores) significa que a maioria das micrografias dos implantes destes grupos recebeu dos observadores escores de presença de impurezas 0 (15 micrografias para o grupo 1 e 19 micrografias para o grupo 3) e 1 (29 micrografias para o grupo 1 e 22 micrografias para o grupo 3), com poucas (uma micrografia para o grupo 1 e quatro micrografias para o grupo 3) recebendo escore 2, resultando em mediana 0 dos escores destes grupos, para boa parte dos implantes (cinco implantes para o grupo 1 e seis implantes para o grupo 3) e mediana 1 para a maioria dos implantes (8 implantes do grupo 3 e 10 implantes do grupo 1). O resultado alcançado (médias das medianas dos escores) por estes grupos mostra que os mesmos possuem as superfícies mais livres de impurezas dentre os grupos investigados neste estudo.

SIQUEIRA e colaboradores, em 1996, estudando a limpeza de superfícies jateadas, compararam a eficiência de vários tipos de tratamento para limpeza: desde detergentes superfície-ativos, capazes de melhorar as características iônicas da superfície, limpeza com íons em vácuo, até o uso de diversos banhos ácidos em diferentes condições. A análise do estudo foi realizada através da microscopia eletrônica de varredura e o exame dos componentes químicos da superfície por espectroscopia por energia dispersiva de raios x (EDS). Seus resultados mostraram que todos os processos analisados permitem a limpeza com eliminação significativa dos contaminantes, mas que apenas um banho ácido mostrou-se capaz de obter

uma superfície limpa com grande grau de previsibilidade. Concluem o trabalho dizendo que, dentro da metodologia de análise utilizada, essa superfície pode ter uma limpeza previsível e reproduzível. O resultado alcançado pelos grupos 1 e 3 confirma os achados dos autores supracitados, visto que neste presente estudo foi possível dentro dos limites das condições experimentais da análise utilizada, observar diferentes áreas do corpo de um mesmo implante extremamente limpas, sem a presença de traços de contaminação, demonstrando que pode ser possível a obtenção desta característica na superfície de implantes dentais disponíveis comercialmente.

Nos grupos 2 e 4, ambos texturizados pela técnica de incubação em duas soluções ácidas diferentes em alta temperatura, as comparações individuais do teste aplicado neste estudo, utilizando as médias das medianas dos escores para a observação de diferenças na avaliação da presença de impurezas resultaram para o grupo 4 uma média 1,13 e para o grupo 2 média 1,40, indicando, também, equivalência estatística entre os mesmos e diferença aos demais grupos. O resultado das comparações individuais (médias das medianas dos escores) significa que poucas micrografias dos implantes destes grupos receberam dos observadores escores de presença de impurezas 0 (2 micrografias para o grupo 2 e 3 micrografias para o grupo 4), a maioria escore 1 (27 para o grupo 2 e 33 micrografias para o grupo 4), mas com quantidade maior de micrografias (dezesseis micrografias para o grupo 2 e nove para o grupo 4) recebendo escore 2, onde observou-se que nenhum implante de ambos os grupos obteve mediana 0 dos seus escores, a maioria dos implantes (10 implantes do grupo 2 e 13 implantes do grupo 4) obteve mediana 1, e como detalhe mais importante caracterizando o resultado das comparações individuais (médias das medianas dos escores) para estes dois grupos, cinco implantes do grupo 2 e dois implantes do grupo 4 obtiveram mediana 2 de seus escores. O resultado alcançado (médias) por estes dois grupos neste estudo mostra que os mesmos exibiram nas regiões submetidas à análise de superfície uma certa quantidade de impurezas, sendo necessário um melhor controle de qualidade com relação a este aspecto, visto que o estudo de SIQUEIRA e colaboradores, em 1996, mostrou que uma lavagem em solução ácida é capaz de deixar uma superfície limpa

com grande grau de previsibilidade, podendo esta limpeza ser previsível e reproduzível.

Para o grupo 5 texturizado por jateamento com partículas de óxido de alumínio seguido por imersão em solução de ácido fraco as comparações individuais do teste aplicado neste estudo, utilizando as médias das medianas dos escores para a observação de diferenças na avaliação da presença de impurezas resultaram uma média 2,00, que corresponde à maior média alcançada neste estudo. Este resultado significa que quase todas as micrografias dos implantes deste grupo receberam dos observadores escores de presença de impurezas 2 (44 micrografias), com apenas uma micrografia recebendo escore 1, resultando em mediana 2 dos escores deste grupo para todos os implantes. O resultado alcançado por este grupo indica que o mesmo foi inferior e estatisticamente diferente a todos os outros grupos investigados neste estudo com relação à presença de impurezas, onde observou-se nas regiões examinadas, superfícies com grande quantidade de impurezas. Embora COOPER e colaboradores, em 1999, estudando a formação óssea em superfícies de titânio submetidas à diferentes processos de texturização, dentre estes o jateamento de partículas, tenham atestado a biocompatibilidade e as características da osteointegração obtidas na aplicação desta técnica, outros estudos têm relatado a possibilidade de contaminação decorrente da inevitável inclusão de partículas de alumina na superfície do substrato metálico (GOTFREDSEN e colaboradores, 1995; HAN e colaboradores, 1998), podendo ser esta a razão para o resultado obtido por este grupo, já que analisando-se todas as suas micrografias no modo detector de elétrons retrodifundidos (BSE) constata-se uma superfície totalmente coberta por pontos mais escuros. Este achado pode ser um resultado da incorporação de partículas de alumina, visto que o elemento alumínio por apresentar número atômico menor que o titânio, aparece na imagem dos elétrons retroespalhados com luminosidade menor que o corpo do implante. Este, por ser constituído predominantemente de titânio c.p., o qual por sua vez apresenta número atômico maior que o alumínio aparece na imagem com luminosidade mais intensa.

Num estudo preparando amostras de chapas de titânio com superfícies jateadas com óxido de alumínio e, em seguida, submetidas a tratamento ácido com solução de ácido sulfúrico/clorídrico ou solução contendo ácido fluorídrico, DINIZ e

colaboradores, em 2001, mostraram através de análises por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), Espectroscopia de Energia Dispersiva de raios X (EDS) e Espectroscopia de Fotoemissão de raios X (XPS-X), que a solução contendo ácido fluorídrico foi efetiva na remoção das partículas de alumina provenientes do jateamento mecânico. De acordo com o resultado do estudo supracitado é provável que a solução de ácido fraco utilizada pelo fabricante do grupo 5, não esteja sendo capaz de remover as partículas de óxido de alumínio incorporadas durante o processo de texturização da superfície dos implantes deste grupo.

Segundo SALGADO e colaboradores, em 1998, o óxido de alumínio (alumina) é utilizado como material para jateamento abrasivo, sendo a escolha baseada em menores custos e numa efetiva capacidade de alteração da microtopografia superficial. Os autores afirmaram, corroborando os achados das análises deste presente estudo, que apesar disso, o uso de alumina tende a deixar resíduos contaminantes na superfície do implante, considerados de difícil remoção. Afirmaram, ainda, que o jateamento abrasivo com dióxido de titânio evita a contaminação superficial, porém é oneroso e, que neste caso, costuma ser mais eficaz provocar a alteração da morfologia superficial empregando-se a alumina, seguido de algum tratamento químico que remova as partículas residuais contaminantes.

Os achados de presença de incorporação de alumina sugeridos nas análises das micrografias realizadas no modo BSE confirmaram as observações feitas no modo SE, quando partículas de alumina foram identificadas nas amostras unicamente jateadas (GRUPO 5) e comprovadas por meio de análise química de uma amostra do grupo 5. A incubação em solução de ácido fraco utilizada por este fabricante não foi, portanto, eficiente na dissolução e eliminação das partículas de óxido de alumínio.

Já que todos os implantes foram removidos de seus invólucros protetores estéreis e posicionados diretamente no instrumento (microscópio eletrônico de varredura), pode-se acreditar que a presença de impurezas variando de uma região para outra de um mesmo implante e de um implante para outro do mesmo grupo é devido aos processos de usinagem, texturização, limpeza da superfície, esterilização

e dos procedimentos de manipulação necessários para o seu acondicionamento, assim como do controle de qualidade dos fabricantes dos implantes investigados.

A influência do baixo percentual de impurezas das superfícies dos implantes na biocompatibilidade e no comportamento clínico dos implantes, até mesmo pela dificuldade de quantificá-las, ainda não está definida e face a esta indefinição é prudente controlar os procedimentos de limpeza. Pequenas concentrações de impurezas podem alterar as propriedades superficiais dos óxidos, particularmente os elementos que possuem ação catalítica. Além disto, a variação local da composição química pode induzir a corrosão galvânica. No entanto, vários procedimentos de tratamento, como plasma por radiofrequência, limpeza com íons em vácuo, solventes orgânicos, banhos ácidos, eletropolimento, radiação ultravioleta e plasma de argônio têm sido recomendados para obtenção de superfícies quimicamente limpas e mais homogêneas (CARTER e colaboradores, 1981; BAIER e colaboradores, 1984; SMITH, 1988; YANAGISAWA e colaboradores, 1989; KELLER e colaboradores, 1990; ASTM, 1991; VARGAS e colaboradores, 1992).

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Dentro dos limites das condições experimentais desta análise comparativa conclui-se que:

- a. Com relação ao aspecto topográfico os grupos 4 (SIN) e 2 (3i) foram estatisticamente equivalentes e, melhores e diferentes aos demais grupos, exibindo uma característica topográfica mais desejável. Os grupos 1 (Conexão), 3 (Neodent) e 5 (Titanium fix) mostraram diferenças significativas entre si e em relação aos grupos 4 e 2 e padrões de texturização variáveis e menos favoráveis.
- b. Com relação ao aspecto presença de impurezas os grupos 1 (Conexão) e 3 (Neodent) foram estatisticamente equivalentes entre si e, melhores e diferentes aos demais grupos, mostrando as superfícies mais livres de impurezas do estudo. Os grupos 4 (SIN) e 2 (3i) foram estatisticamente equivalentes entre si e diferentes aos demais, exibindo superfícies com uma certa quantidade de impurezas e com menor quantidade de impurezas do que o grupo 5 (Titanium fix), inferior e diferente a todos os outros, onde observou-se as superfícies com a maior quantidade de impurezas do estudo.

Anexo 01 – Resultados originais dos escores da avaliação topográfica de cinco marcas comerciais de implantes (grupos experimentais) do examinador 1.

	Gr.1 Conexão	Gr.2 3i	Gr.3 Neodent	Gr.4 SIN	Gr.5 Titanium fix
Implante 1 Terço Apical	1	1	2	0	2
Implante 1 Terço Cervical	1	1	0	0	2
Implante 1 Terço Médio	2	0	0	0	2
Implante 2 Terço Apical	1	1	2	0	2
Implante 2 Terço Cervical	1	0	2	1	2
Implante 2 Terço Médio	1	1	2	0	2
Implante 3 Terço Apical	1	1	2	0	2
Implante 3 Terço Cervical	1	0	1	1	2
Implante 3 Terço Média	1	0	1	0	2
Implante 4 Terço Apical	1	1	2	0	2
Implante 4 Terço Cervical	2	1	1	1	2
Implante 4 Terço Médio	1	0	1	1	2
Implante 5 Terço Apical	1	0	2	0	1
Implante 5 Terço Cervical	1	1	1	1	1
Implante 5 Terço Médio	1	0	2	0	2

Anexo 02 – Resultados originais dos escores da avaliação topográfica de cinco marcas comerciais de implantes (grupos experimentais) do examinador 2.

	Gr.1 Conexão	Gr.2 3i	Gr.3 Neodent	Gr.4 SIN	Gr.5 Titanium fix
Implante 1 Terço Apical	1	0	2	0	2
Implante 1 Cervical	1	0	0	0	2
Implante 1 Terço Médio	1	0	0	1	1
Implante 2 Terço Apical	1	0	2	1	2
Implante 2 Terço Cervical	1	0	1	1	2
Implante 2 Terço Médio	1	0	2	0	2
Implante 3 Terço Apical	1	0	2	0	1
Implante 3 Terço Cervical	1	0	0	1	2
Implante 3 Terço Médio	1	0	1	1	2
Implante 4 Terço Apical	1	0	2	0	2
Implante 4 Terço Cervical	1	1	0	0	1
Implante 4 Terço Médio	1	0	1	0	2
Implante 5 Terço Apical	1	0	2	0	2
Implante 5 Terço Cervical	1	1	1	1	1
Implante 5 Terço Médio	1	0	2	1	2

Anexo 03 – Resultados originais dos escores da avaliação topográfica de cinco marcas comerciais de implantes (grupos experimentais) do examinador 3.

	Gr.1 Conexão	Gr.2 3i	Gr.3 Neodent	Gr.4 SIN	Gr.5 Titanium fix
Implante 1 Terço Apical	2	0	2	0	2
Implante 1 Terço Cervical	1	1	0	0	2
Implante 1 Terço Médio	1	1	0	0	2
Implante 2 Terço Apical	0	1	2	0	3
Implante 2 Terço Cervical	1	0	3	1	3
Implante 2 Terço Médio	0	1	2	0	3
Implante 3 Terço Apical	1	1	2	0	3
Implante 3 Terço Cervical	1	0	1	0	3
Implante 3 Terço Médio	1	0	1	0	3
Implante 4 Terço Apical	1	1	3	0	3
Implante 4 Terço Cervical	1	1	2	0	2
Implante 4 Terço Médio	1	0	1	0	2
Implante 5 Terço Apical	1	1	2	0	3
Implante 5 Terço Cervical	1	0	1	1	2
Implante 5 Terço Médio	1	1	2	0	2

Anexo 04 – Resultados originais dos escores da avaliação da presença de impurezas de cinco marcas comerciais de implantes (grupos experimentais) do examinador 1.

	Gr.1 Conexão	Gr.2 3i	Gr.3 Neodent	Gr.4 SIN	Gr.5 Titanium fix
Implante 1 Terço Apical	0	2	1	1	2
Implante 1 Terço Cervical	0	1	1	0	2
Implante 1 Terço Médio	1	1	0	1	2
Implante 2 Terço Apical	1	2	2	2	2
Implante 2 Terço Cervical	1	1	1	1	2
Implante 2 Terço Médio	1	1	0	1	2
Implante 3 Terço Apical	1	2	1	1	2
Implante 3 Terço Cervical	1	1	1	0	2
Implante 3 Terço Médio	1	1	0	1	2
Implante 4 Terço Apical	1	2	0	2	2
Implante 4 Terço Cervical	1	1	1	1	2
Implante 4 Terço Médio	1	2	0	1	2
Implante 5 Terço Apical	0	1	0	2	2
Implante 5 Terço Cervical	0	1	1	0	2
Implante 5 Terço Média	0	1	0	1	2

Anexo 05 – Resultados originais dos escores da avaliação da presença de impurezas de cinco marcas comerciais de implantes (grupos experimentais) do examinador 2.

	Gr.1 Conexão	Gr.2 3i	Gr.3 Neodent	Gr.4 SIN	Gr.5 Titanium fix
Implante 1 Terço Apical	0	2	1	1	2
Implante 1 Terço Cervical	0	2	2	1	2
Implante 1 Terço Médio	1	2	0	1	1
Implante 2 Terço Apical	2	2	2	2	2
Implante 2 Terço Cervical	1	1	1	1	2
Implante 2 Terço Médio	1	1	0	2	2
Implante 3 Terço Apical	1	2	1	1	2
Implante 3 Terço Cervical	1	1	1	1	2
Implante 3 Terço Médio	1	1	0	1	2
Implante 4 Terço Apical	1	1	1	2	2
Implante 4 Terço Cervical	1	2	0	1	2
Implante 4 Terço Médio	1	2	0	1	2
Implante 5 Terço Apical	0	1	0	1	2
Implante 5 Terço Cervical	0	1	1	1	2
Implante 5 Terço Médio	0	1	0	1	2

Anexo 06 – Resultados originais dos escores da avaliação da presença de impurezas de cinco marcas comerciais de implantes (grupos experimentais) do examinador 3.

	Gr.1 Conexão	Gr.2 3i	Gr.3 Neodent	Gr.4 SIN	Gr.5 Titanium fix
Implante 1 Terço Apical	0	2	1	1	2
Implante 1 Terço Cervical	0	1	1	1	2
Implante 1 Terço Médio	1	1	0	1	2
Implante 2 Terço Apical	1	2	2	2	2
Implante 2 Terço Cervical	1	0	1	1	2
Implante 2 Terço Médio	1	1	0	1	2
Implante 3 Terço Apical	1	1	1	2	2
Implante 3 Terço Cervical	1	1	1	1	2
Implante 3 Terço Médio	0	1	0	1	2
Implante 4 Terço Apical	1	2	1	2	2
Implante 4 Terço Cervical	1	1	1	1	2
Implante 4 Terço Médio	1	2	1	1	2
Implante 5 Terço Apical	1	0	0	1	2
Implante 5 Terço Cervical	0	1	1	1	2
Implante 5 Terço médio	0	1	0	1	2

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABRAHAM, I. L.; De NEE, P. B. Scanning electron microscopy histochemistry using backscattered electrons and metal stains. **Lancet**, v. 1, p. 1125, 1973.

ADELL, R. e colaboradores. A 15-year study on osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int. J. Oral Surg.**, v. 10, p. 387-416, 1981.

ADELL, R.; ERIKSSON, B.; LEKHOLM, U.; BRANEMARK, P-I.; JEMT, T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaw. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 5, p. 347-359, 1990.

AGADIR, M.; LINDGREN, U. Mechanical fixation of cobalt-chromium and stainless steel implants in rats. **Acta Orthop. Scand.**, v. 61, n. 1(suppl 235), p. 51-52, 1981.

AKAGAWA, Y. e colaboradores. The three dimensional bone interface of an osseointegrated implant: a method for study. **J. Prosthet. Dent.**, v. 68, n. 5, p. 813-816, 1992.

ALBREKTSSON, T. e colaboradores. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting direct bone-to-implant anchorage in man. **Acta Orthop. Scand.**, Oslo, v 52, n. 2, p. 155-170, 1981.

ALBREKTSSON, T. Direct bone anchorage of dental implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v . 50, n. 2, p. 255-261, Aug. 1983.

ALBREKTSSON, T. The response of bone to titanium implants. **CRC Crit. Rev. Biocompatibility**, v. 1, p. 53 –84, 1985.

ALBREKTSSON, T.; HANSON, HA. An ultrastructural characterization of the interface between bone and sputtered titanium or stainless steel surfaces. **Biomaterials**, Oxford, v. 7, n. 3, p. 201-205, May 1986.

ALBREKTSSON, T.; JACOBSSON, M. Bone-metal interface in osseointegration. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 57, n. 5, p. 597-607, May 1987.

ALBREKTSSON, T.; LEKHOLM, U. Osseointegration: current state of the art. **Dent. Clin. North Am.**, v. 33, p. 537-54, 1989.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **Standard practice for surface preparation and making of metallic surgical implants**. USA F86-91.

AMEEN, A.P.; SHORT, R.D.; JOHNS, R.; SCHWACH, G. The surface analysis of implant materials. 1. The surface composition of a titanium dental implant material. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 4, p. 144-150, 1993.

ANDRADE, J.D. Interfacial phenomena and biomaterials. **Med. Instrument.**, v. 7, p. 110-119, 1973.

APSE, P. e colaboradores. The longitudinal effectiveness of osseointegrated dental implants. The Toronto study: peri-implant mucosal response. **Int. J. Period. Rest. Dent.**, v. 11, n. 2, p. 95-111, 1991.

BAIER, R.E. e colaboradores. Degradative effects of conventional steam sterilization on biomaterial surfaces. **Biomaterials**, Oxford, v. 3, n. 4, p. 241-245, Out. 1982.

BAIER, R. E.; MEYER, A. E.; NATIELLA, J. R.; NATIELLA, R. R.; CARTER, J. M. Surface properties determine bioadhesive outcomes: Methods and results. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 18, n. 4, p. 337-355, Apr. 1984.

BAIER, R. E.; MEYER, A. E. Implant surface preparation. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 3, n. 1, p. 9-20, Spring 1988.

BALSHI, T.J.; HERNANDEZ, R.E.; PRYSZLAK, M.C.; RANGERT, B. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 3, p. 372-378, 1996.

BAUMANN, G. R. e colaboradores. The peri-implant sulcus. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 8, n. 3, p. 273-280, 1993.

BECKER, M.J. Ancient "dental implants": A recently proposed example from France evaluated with other spurious examples. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 14, p. 19-29, 1999.

BERGENDAL, T.; ENGQVIST, B. Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 13, p. 253-262, 1998.

BIESBROCK, A.R.; EDGERTON, M. Evaluation of the clinical predictability of hydroxyapatite-coated endosseous dental implants: A review of the literature. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 10, p. 712-720, 1995.

BINON, P. P. Implants and components: entering the new millennium. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 15. n. 1, p. 76-94, Jan. 2000.

BOBYN, J. D. e colaboradores. The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone. **Clin. Orthop.**, v. 150, p. 263-270, 1980.

BOWERS, K. T.; KELLER, J.C.; RANDOLPH, B. e colaboradores. Optimization of surface micromorphology for enhanced osteoblast responses in vitro. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 7, n. 3, p. 302-310, Mar. 1992.

BOYAN, B. D. e colaboradores. Role of material surfaces in regulating bone and cartilage cell response. **Biomaterials**, v. 17, p. 137-146, 1996.

BRÄNEMARK, P.-I.; BREINE, U.; LINDSTRÖM, J. e colaboradores. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I - experimental studies. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.**, v. 3, p. 81, 1969.

BRÄNEMARK, P.-I.; HANSON, B. O.; ADELL, R. e colaboradores. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.**, v. 11, supl. 16, p. 122-132, 1977.

BRÄNEMARK, P.-I. Osseointegration and its experimental background. **J. Prosthet. Dent.**, v. 50, n. 3, p. 399-410, 1983.

BRÄNEMARK, P.-I.; ZARB, G. A.; ALBREKTSSON, T (eds). Tissue integrated prostheses. In: _____. **Osseointegration in clinical dentistry**. Chicago: Quintessence Publ. Co. Inc. 1985.

BRÄNEMARK, P.-I. e colaboradores. Tissue integrated prostheses. In: _____. **Osseointegration in clinical dentistry**. Chicago: Quintessence Books, 1987. 350 p.

BRÄNEMARK, P.-I. e colaboradores. Ten-year survival rates of fixed prosthesis on four or six implants ad modum Bränemark in full edentulism. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 6, p. 227-231, 1995.

BRIGHTON, C.T. Principles of fracture healing. In: _____MURRY, J.A. ed. **Instructional Course Lectures**. St Louis: Mosby, p. 60-82, 1984.

BRUNETTE, D. M. The effect of implant surface topography on the behavior of cells. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 3, n. 4, p. 231-246, Apr. 1988.

BRUNETTE, D. M.; CHEHROUDI, B. The effects of the surface topography of micromachined titanium substrata on cell behavior in vitro and in vivo. **J. Biomech. Eng.**, v. 121, n. 1, p. 49-57, 1999.

BUCHANAN, R.A., LEE, I.S.; WILLIAMS, J.M. Surface modification of biomaterial through noble metal ion implantation. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 24, n. 3. p. 309-318, Mar. 1990.

BUSER, D. SHENK, 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.**, New York, v. 25, n. 7, p. 889-902. July 1991.

BUSER, D.; BELSER, U. C.; LANG, N. P. The original one-stage dental implant system and its clinical application. **Periodontol.** 2000, v. 17, p. 106-118, 1998.

BUSER, D.; NYDEGGER, T.; HIRT, H.P; COCHRAN, D.L.; NOLTE, L.P. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 13, n. 5, p. 611-619, May 1998.

BUSER, D e colaboradores. Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 45, n. 2, p. 75-83, May 1999.

CALLEN, B. e colaboradores. Nitric acid passivation Ti-Gal-4V reduces thickness of surface oxide layer and increases trace element release. **J. Biomed. Mater. Res.**, Neww York, v. 29, n. 3, p. 279-290, Mar. 1995.

CAMERON, H.U; PILLIAR, R.M. Porous vitallium in implant surgery. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 8, p. 283-289, 1974.

CAMPOS JÚNIOR, A.; PASSANEZI, E. Por que a osseointegração revolucionou a implantodontia. In: TODESCAN, F. F.; BOTTINO, M.A. **Atualização na clínica odontológica: a prática da clínica geral.** São Paulo: Artes Médicas, 1996. cap. 11, p. 249-297.

CARLSSON, L. e colaboradores. Removal torques for polished and rough titanium implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v .3, n. 1, p. 21-24, Spring 1988.

CARTER, J. M.; FLYNN, H. E.; MEENAGHAN, M. A.; NATIELLA, J. R.; AKERS, C. K.; BAIER, R. E. Organic surface film contamination of Vitallium implants. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 15, n. 6, p. 843-851, Nov. 1981.

CARVALHO LAMANO, T.L.; CAVAVCANTI, C.A.; ARAÚJO A.; TEOFILO, J.M.; BRENTGANI, L.G. Histologic and histometric evaluation of rat alveolar wound healing around polyurethane resin implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 26, p. 149-152, 1997.

CHAPMAN, R.J.; KIRSCH, A. Variations in occlusal forces with a resilient internal implant shock absorber. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 5, n. 4, p. 369-374, 1990.

CHEHROUDI, B.; GOULD, T. R. L.; BRUNETTE, D. M. Titanium-coated micromachined grooves of different dimensions affect epithelial and connective-tissue cells differently in vivo. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York. v. 24, n. 9, p. 1203-1219,

Sept. 1990.

CHOU, L.; FIRTH, J.D.; UITTO, V.J.; BRUNETTE, D.M. Effects of titanium substratum and grooved surface topography on metalloproteinase-2 expression in human fibroblasts. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 39, n. 3, p. 437-445, 1998.

CLARK, P.; CONNOLLY, P.; CURTIS, A.S; DOW, J.A.; WILKINSON, C.D. Topographical control of cell behavior. I. Simple step cues. **Development**, v. 99, p. 439-448, 1987.

CLEMOW, A. J. T. e colaboradores. Interface mechanics of porous titanium implants. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 15, n. 1. p. 73-82, Jan. 1981.

COCHRAN, D. L.; NIMMIKOSKI, P.V; HIGGINBOTTOM, F.L.; HERMANN, J.S; MAKINS, S.R.; BUSER, D. Evaluation of na endosseous titanium implant with a sandblasted and acid-etched surface in canine mandible: Radiographic results. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 7, p. 240-252, 1996.

COCHRAN, D. L. A comparison of endosseous dental implant surfaces. **J. Periodontol.**, v. 70, n. 12, p. 1523-1539, 1999.

COOK, S. D. e colaboradores. The effect of surface macrostructure on the mechanical and histologic characteristics of hydroxylapatite-coated implants. **J. Oral Implantol.**, v. 19, n. 4, p. 288-294, 1993.

COOPER, L. F. e colaboradores. Formation of mineralized osteoblast cultures on machined, titanium oxide grit-blasted and plasma-sprayed titanium surfaces. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 14, p. 37-47, 1997.

COOPER, L.F.; MASUDA, T.; WHITSON, S.W. e colaboradores. Formation of mineralizing osteoblast cultures on machined, titanium oxide grit-blasted, and plasma-sprayed titanium surfaces. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 14, n. 1, p. 37-47, Jan./Feb. 1999.

COOPER, L.F. A role for surface topography in creating and mantaining bone at titanium endosseous implants. **J. Prosthet. Dent.**, v. 84, p. 522-546, 2000.

COOPER, L.F. Importance of Implant Surface (Nano)structure on Early Bone Bonding. **J. Dent. Res.**, v. 82, Göteborg, p. 13, June 2003. Abstract

CORDIOLI, G.; MAJZOUN, Z.; PIATTELLI, A.; SCARANO, A. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: Na experimental study in the rabbit tibia. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 15, n. 5, p. 668-674, 2000.

DALTON, BA. e colaboradores. Modulation of epithelial tissue and cell migration by microgrooves. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 56, n. 2, p. 195-207, Aug. 2001.

DAMEN, J. J. M.; TEN CATE, J. M.; ELLINGSEN, J. E. Induction of calcium phosphate precipitation by titanium dioxide. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 70, n. 10, p. 1346-1349, May/Dec. 1991.

DANILATOS, G. D; POSTLE, R. The environmental scanning electron microscope and its applications. **Scanning Electron Microsc.**, v. 1, p. 1-16, 1982.

DAVIES, J. E. Mechanisms of endosseous integration: basic concepts of early healing. **Int. J. Prosthodont.**, v. 11, p. 391-401, 1998.

DAVIES, J. E. Bone Engineering. Toronto: Copyright , 656 p., 2000.

DE GROOT, K. e colaboradores. Plasma sprayed coatings of hydroxyapatite. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 21, p. 1375-1381, 1987.

De SANTIS, D. e colaboradores. Adult human bone cells from Jaw bones cultured on plasma-sprayed or polished surfaces of titanium or hydroxylapatite discs. **J. Mater. Science: Material in Medicine**, v. 7, p. 21-28, 1996.

DINIZ, M.G.; SADER, M. S.; SOARES, G. A. Superfície de titânio modificada por jateamento mecânico e/ou tratamento ácido. **Rev. Bras. Odontol.**, v. 58, n. 2, p. 135-138, 2001.

DONLEY, T.G.; GILLETTE, W.B. Titanium endosseous implant – soft tissue interface: A literature review. **J. Periodontol**, v. 62, p. 153- 160, 1991.

DOUNDOULAKIS, J. H. Surface analysis of titanium after sterilization: Role in implant-tissue interface and bioadhesion. **J. Prosthet. Dent.**, v. 58, n. 4, p. 471-478, Oct. 1987.

DUCHEYNE, P. e colaboradores. In vivo metal ion release from porous titanium-fiber materials. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 18, p. 293-308, 1984.

EFFAH, E.A.; BIANCO, P.D.; DUCHEYNE, P. Crystal structure of the surface oxide layer on titanium and its changes arising from immersion. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 29, n. 1, p. 73-80, Jan. 1995.

ELIAS, C. N.; LIMA, J.H.C.; FIGUEIRA, D.C. Avaliação da osseointegração do Sistema Master[®]. **Rev. Catarin. Implant.**, v. 2, n. 3, p.22-24, 2001.

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

ERICSSON, I. e colaboradores. A histomorphometric evaluation of bone-to-implant contact on machine-prepared and roughened titanium dental implants. **Clin. Oral Impl. Res.**, n. 5, p. 202-206, 1994.

GAGGI, A. et al. scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces. A comparative study. **Biomater.**, v. 21, p. 1067-1073, 2000.

GLANTZ, P.O. The choice of alloplastic materials for oral implants: Does it really matter? **Int. J. Prosthodont.**, v. 11, p. 402-407, 1998.

GOTFREDSEN, K.; WENNERBERG, A.; JOHANSSON, C. e colaboradores. Anchorage of TiO₂-blasted, HA-coated and machined implants: An experimental study with rabbits. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 29, p. 1223-1231, 1995.

GOTTLANDER, M. e colaboradores. Bone tissue reactions to an electrophoretically applied calcium phosphate coating. **Biomater.**, Oxford, v. 18, n. 7, p. 551-557, Apr. 1997.

GOODMAN, S.B.; FORNASIER, V.L.; LEE, J.; KEI, J. The effects of bulk versus particulate titanium and cobalt chrome alloy implanted into the rabbit tibia. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 24, p. 1539- 1549, 1990.

GOULD, T. R.I.; BRUNETTE, D. M.; WESTBURY, L. The attachment mechanism of epithelial cells to titanium in vitro. **J. Periodont. Res.**, Copenhagen, v. 16, n. 6, p. 611-616, Nov./Dec. 1981.

GUTTEMBERG, S. A. Longitudinal report on hydroxylapatite-coated dental implants and advanced surgical techniques in a private practice. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, v. 14, p. 549-553, 1993.

HAHN, H.; PALICH, W. Preliminary evaluation of porous metal-surfaced titanium for orthopedic implants. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 4, n. 4, p. 571-577, 1970.

HALL, J.; LAUSMÄÄ, J. Properties of a new porous oxide surface on titanium implants. **Appl. Osseointegration Res.**, v. 1 (1), p. 5-8, 2000.

HAN, C.H.; JOHANSSON, C.B.; WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T. Quantitative and qualitative investigations of surface enlarged titanium and titanium alloy implants. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 9, n. 1, p. 1-10, 1998.

HANSSON, H.A.; ALBREKTSSON, T. BRÄNEMARK, P.I. Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 50, n. 1, p. 108-113, July 1983.

HARTMAN, L.C.; MEENAGHAN, M.A; SCHAAF, N.G; HAWKER, P.B. Effects of pretreatment sterilization and cleaning methods on materials properties and osseointegrativity of a threaded implant. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 4, p. 11-18, 1989.

HASHIMOTO, M. e colaboradores. Ultrastructure of the peri-implant junctional epithelium on single-crystal sapphire endosseous dental implant loaded with functional stress. **J. Oral Rehabil.**, v. 16, p. 261-270, 1989.

HAY, D.I; MORENO, E.C. Differential adsorption and chemical affinities of proteins for apatitic surfaces. **J. Dent. Res.**, v. 58, p. 930-942, 1979.

HAYASHI, K. e colaboradores. Comparison of bone-implant interface shear strength of solid hydroxylapatite-coated titanium implants. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 27, p. 557-563, 1993.

HENCH, L.L; WILSON, J. Surface-active biomaterials. **Sci.**, v.226, p. 630-636, 1984.

HENRY, P.; ROSEMBERG, I. Single-stage for rehabilitation of edentulous mandible. Preliminary results. **Implants Report.**, v. 6, n. 9, p. 15-22, 1994.

HETHERINGTON, V. J. et al. Mechanical and histological fixation of hydroxylapatite-coated pyrolytic carbon and titanium alloy implants: A report of short-term results. **J. Appl. Biomater.**, v. 6, p. 243-248, 1995.

HIGUCHI, K.W. Ortho-Integration: The alliance between orthodontics and osseointegration. In: HIGUCHI, K.W. Orthodontics applications of osseointegrated implants. **Quintessence Books**, cap. 1, p. 1-19, 2000.

HOLLINGER, J.; WONG, M.E.K. The integrated processes of hard tissue regeneration with special emphasis on fracture healing. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v. 82, p. 594-606, 1996.

HOMSY, C.A.; STANLEY, R.F.; ANDERSON, M.S.; KING, J.W. Reduction of tissue and bone adhesion to cobalto alloy fixation appliances. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 6, n. 5, p. 451-464, 1972.

HORIGUCHI, T. ; SASAKI, F.; TAKAHAMA, H.. Identification of cells by backscattered electron imaging of silver stained bulk tissues in scanning electron microscopy. **Stain. Technol.**, v. 59, p. 143-48, 1984.

HOWARD, E. B. e TIMOTHY, L. G. **Metals handbook**. Desk Edition. American Society for Metals. Ohio, EUA. 8ª Edição, 1995.

JAFFIN, R. A.; BERMAN, C. L. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. **J. Periodontol.**, v. 62, p. 2-4, 1991.

JANSEN, J.A.; WARDEN, J.P.C.M.; WOLKE, J.G.C.; GROOT, K. Histologic evaluation of the osseous adaptation to titanium and hydroxyapatite-coated titanium implants. **J. Biomed. Mat. Res.**, vol. 25, p. 973-989, 1991.

JARCHO, M. Calcium phosphate ceramics as hard tissue prosthetics. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, v. 157, p. 259-277, 1981.

JEMT, T.; LEKHOLM, U.; ADELL, R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: A preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 3, p. 211-217, 1989.

JEMT, T.; LEKHOLM, U. Implant treatment in the edentulous maxilla: A 5-year follow-up on patients with different degrees of jaw resorption. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 10, p. 303-311, 1995.

JENSEN, O.T.; BROWND, C.; BLACKER, J. Nasofacial prostheses supported by osseointegrated implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 7, p. 203-211, 1992.

JOHANSSON, C. B.; SENNERBY, L.; ALBREKTSSON, T. A. A removal torque and histomorphometric study of bone tissue reactions to commercially pure titanium and vitallium implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 6, n. 4, p. 437-441, Winter 1991.

JOHANSSON, C.B.; HAN, C.H.; WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T. A quantitative comparison of machined commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium implants in rabbit bone. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.;13, n. 3, p. 315-321, 1998.

JOY, D. C.. Beam interactions, contrast and resolution in the SEM. **Microsc.**, v. 136, p. 241-258, 1984.

JUNQUEIRA, L.C.; CARNEIRO, J. Tecido ósseo. In: _____. **Histologia básica**. 9^a ed., Rio de Janeiro: Guanabara –Koogan, p. 11-128, 1999.

KANAGARAJA, S. e colaboradores. Platelet binding and protein adsorption to titanium and gold after short time exposure to heparinized plasma and whole blood. **Biomater.**, p. 2225-2232, 1996.

KAN, F. W. K. Backscattered electron imaging of colloidal gold-labeled fracture label preparations. In: SEVERS, N. J. ; SHOTTON, D. M., eds, Rapid freezing, freezing fracture, and deep etching. New York: **Wiley-Liss**, 1995.

KASEMO, B. Biocompatibility of titanium implants: Surface science aspects. **J. Prosthet. Dent.**, v. 49, n. 6, p. 832-837, June 1983.

KASEMO, B.; LAUSMAA, J. Metal selection and surface characteristics. In: BRÄNEMARK, P.-I.; ZARB, G. A.; ALBREKTSSON, T. (eds). Tissue integrated prostheses. In: **Osseointegration in clinical dentistry**. Chicago : Quintessence Publ. Co. Inc., 1985.

KASEMO, B.; LAUSMAA, J. Biomaterial and implant surfaces: a surface science approach. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 3, p. 247-259, 1988.

KAWAHARA, H. Cellular responses to implant materials: Biological, physical and chemical factors. **Int. Dent. J.**, v. 33, p. 350-375, 1983.

KELLER, J. C. e colaboradores. A simplified model for studying bone ingrowth. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.2, n.3, p.149-152, Summer, 1987.

KELLER, J. C.; DRAUGHN, R. A.; WIGHTMAN, J. P.; DOUGHERTY, W. J.; MELETIOU, S. D. Characterization of sterilized CP titanium implant surfaces. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 5, n. 4, p. 360-367, Winter 1990.

KELLER, J. C. e colaboradores. Characterization of titanium implant surface III. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 28, n. 8, p. 939-946, Aug. 1994.

KENT, J. N. et al. Biointegrated hydroxyapatite-coated dental implants: 5-year clinical observations. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 121, p. 138-144, 1990.

KIPALDI, D.; LEMONS, J. Surface energy characterization of unalloyed titanium implants. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 28, n. 12, p. 1419-1425, Dec. 1994.

KLOKKEVOLD, P. R.; NISHIMURA, R. D.; ADACHI, M.; CAPUTO, A. "Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit." **Clin. Oral Implants Res.**, v. 8, p. 442-447, 1997.

KRAUT, R. A. e colaboradores. Biomechanical analysis of osseointegration of IMZ implants in goat mandibles and maxilla. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 6, p. 187-194, 1991.

KUBOKI, Y .; SASAKI, M.; SAITO, A.; TAKITA, H.; KATO, H. Regeneration of periodontal ligament and cementum by BMP-applied tissue engineering. **Eur. J. Oral Sci.**, v. 106(Suppl 1), p. 197-203, 1998.

KUMMER, R.J. e colaboradores. RF plasma treatment of metallic implant surfaces. **J. Appl. Biomater.**, v. 3, p. 39-44, 1992.

KWAN, J.Y.; MEFFERT, R.M. HA coatings in implant dentistry. **Implant. Soc.**, v. 3, p. 13-16, 1993.

LACEFIELD, W.R. Current status of ceramic coatings for dental implants. **Implant. Dent.**, v. 7, p. 315-322, 1998.

LARSSON, C. e colaboradores. Bone response to surface modified titanium implants: studies on electropolished implants with different oxide thicknesses and morphology. **Biomater.**, Oxford, v. 15, n. 13, p. 1062-1074, Oct. 1994.

LARSSON, C. e colaboradores. Bone response to surface modified titanium implants: studies on the early tissue response to machined and electropolished implants with different oxide thicknesses. **Biomater.**, Oxford, v. 17, n. 6, p. 605-616, Mar. 1996.

LAUSMAA, J.; MATTSON, L.; ROLANDER, U. et al. Chemical composition and morphology of titanium surface oxides. In: Williams, J.; Nichols, M.; Zingg, W.; eds. **Biomedical Materials**. Pittsburgh: **Mater. Res. Soc.**, p. 351-359, 1986.

LAUSMAA, J.; KASEMO, B.; ROLANDER, U.; BJURSTEN, L.M.; ERICSON, L.E.; ROSANDER, K.; THOMSEN, P. Preparation, surface spectroscopic and electron microscopic characterization of titanium implant materials. In: RATNER, B.D. (ed). **Surface Characterization of Biomaterials**. Amsterdam: Elsevier, p. 161-174, 1988.

LAUSMAA, J.; ASK M.; ROLANDER, U.; KASEMO, B. Preparation and analysis of Ti and alloyed Ti surfaces used in the evaluation of biological response. **Mater. Res. Soc. Symp. Proc.**, v. 10, p. 647-653, 1989.

LAUTENSCHLARGER, E.P; MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. **Int. Dent. J.**, v. 43, p. 245-253, 1993.

LEMONS, J.E. Dental implant biomaterials. **J. Am. Dent. Assoc.** v. 121, p. 716-719, 1990.

Li, D.H. e colaboradores. Improvement of osseointegration of titanium dental implants by a modified sandblasting surface treatment: an *in vivo* interfacial biomechanics study. **Implant. Dent.**, v. 8, p. 289-294, 1999.

LIMA, J. H. C. e colaboradores. Análise da superfície de implantes osseointegrados. **Rev. Bras. Odontol.**, v. 3, n. 4, p. 48-51, Jul./ago. 1996a.

LIMA, J. H. C.; BARBOZA, E.P.; ELIAS, C.N.; GOMES, D.T. Tratamentos e caracterização da superfície dos implantes osseointegrados. **Rev. Bras. Implant.**, Niterói, v. 2, n. 1, p. 21-25, jan./fev. 1996b.

LINDER, L. Osseointegration of metallic implants. I. Light microscopy in the rabbit. **Acta Orthop. Scand.**, v. 60, n. 2, p. 129-134, 1989.

LINDER, L.; LUNDSKOG, J. Incorporation of stainless steel, titanium and vitallium in bone. **Bone Inj.**, v. 6, p. 277-285, 1975.

LOZADA, J.L.; JAMES, R.A.; BOSKOVIC, M. HA-coated implants: Warranted or not? **Compend. Contin. Educ. Dent.** V. 81, n. 14 (suppl 15), p. 539-543, 1993.

LYMAN, C. E.; NEWBURY, D. E.; GOLDSTEIN, J. I.; WILLIAMS, D. B.; ROMIG, A. D.; ARMSTRONG, J.T.; ECHLIN, P.; FIORI, C. E.; JOY, D. C.; LIFSHIN, E.; PETERS, K. R. Scanning electron in microscopy, X-ray microanalysis and analytical electrons microscopy: A laboratory workbook., **Plenum Press**, New York, 1990.

MASUDA. T. e colaboradores. Generalizations regarding, the process and phenomenon of Osseointegration. Part I: *in vivo* studies. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 13, p. 17-29, 1998.

MAZZONETTO, R.; RAMIRES, I.; GUASTALDI, A.C.; CARVALHO, P.S.P. Análise da superfície e da adaptação da conexão protética de três implantes dentários endósseos: estudo *in vitro*. **Rev. Bras. Cir. Implant.**, v. 6, n. 2, p. 34-40, Abr./Jun. 1999.

MEFFERT, R.M.; LANGER, B.; FRITZ, M.E. Dental implants: A review. **J. Periodontol.**, v. 63, p. 859-870, 1992.

MEREDITH, N. e colaboradores. Ressonance frequency measurements of implant stability *in vivo*. **Clin. Oral Imp. Res.**, v. 8, p. 226-233, 1997.

MERICSKE-STERN, R. Treatment outcomes with implant-supported overdentures: Clinical considerations. **J. Prosthet. Dent.**, v. 79, p. 66-73, 1998.

MEYLE, J.; GULTIG, K.; NISH, W. Variation in contact guidance by human cells on a microstructured surface. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 29, n. 1, p. 81-88, Jan. 1995.

MICHAELS, C. M. e colaboradores. In vitro connective tissue cell attachment to cpTi. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 68, n. 759, p. 276, 1989. Abstr.

MINKIN, C.; MARINHO, V.C. Role of osteoclast at bone-implant interface, **Adv. Dent. Res.**, v. 13, p. 49-56, june 1999.

MORAES E.J. Normalização e regularização. **Rev. Bras. Implant.**, v. 5-6, Set./Out. 1996.

NAERT, I. e colaboradores. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prosthodontics. Part 11: prosthetic aspects. **J. Prosthet. Dent.**, v. 68, p. 949-956, 1992.

OLEFJORD, I.; HANSSON, S. Surface analysis of four dental implant systems. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 8, n. 1, p. 32-40, 1993.

ORSINI, G. e colaboradores. Surface analysis of machined versus sandblasted and acid-etched titanium implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 15, n. 6, p. 779-784, June 2000.

PARR, G. R.; GARDNER, L. K.; TOTH, R. W. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. **J. Prosthet. Dent.**, v. 54, n. 3, p. 410-414, Sept. 1985.

PARSEGIAN, V. A. Molecular forces governing tight contact between cellular surfaces and substrates. **J. Prosthet. Dent.**, v. 49, n. 6, p. 838-842, June 1983.

PIATELLI, A. et al. Bone reactions to hydroxylapatite-coated dental implants in humans: Histologic study using SEM, light microscopy and laser scanning microscopy. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 8, p. 69-74, 1993.

PIATELLI, A. e colaboradores. Histologic and histomorphometric analysis of bone response to machined and sandblasted titanium implants: na experimental study in rabbits. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 13, n. 6, p. 805-810, Nov./Dec. 1998.

PILLIAR, R. M; WEATHERLY, G.C. Developments in implants alloys. **Crit. Rev. Biocomp.**, v. 1, p. 371-403, 1986.

PILLIAR, R. M. e colaboradores. Dental implant design - effect on bone remodelling. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 25, n. 4. p. 467-483, Apr. 1991.

PILLIAR, R. M. Overview of surface variability of metallic endosseous dental implants: Textures and porous surface – structured designs. **Implant. Dent.**, v. 7, n. 4, p. 305-314, 1998.

PLACKO, H.E. e colaboradores. Surface characterization of titanium-based implant. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 15, n. 3, p. 355-363. Mar. 2000.

PRADO DA SILVA, M.H. e colaboradores. Surface Analysis of Titanium Dental Implants with Different Topographies. **Mater. Res.**, v. 3, n. 3, p. 61-67, 2000.

PREDECKI, P.; STEPHAN, J.E.; AUSLAENDER, B.A.; MOONEY, V.L; KIRKLAND, K. Kinetics of bone growth into cylindrical channels in aluminium oxide and titanium. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 6, p. 375-400, 1972.

PROUSSAEFS, P. T. e colaboradores. Histologic evaluation of hydroxyapatite-coated root-form implants retrieved after 7 years in function: a case report, **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.15, n.3, p.438-443, Mar. 2000.

QU, J.; CHEHROUDI, B.; BRUNETTE, D.M. The use of micromachined surfaces to investigate the cell behavioral factors essential to osseointegration. **Oral Dis.**, v. 2, n. 1, p. 102-115, 1996.

RATNER, B.D.; JOHNSTON, A.B.; LENK, T.J. Biomaterial surfaces. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 21, n. 1, p. 59-90, Apr. 1987.

RAVNHOLT, G. Corrosion current and pH rise around titanium coupled to dental alloys. **Scand. J. Dent. Res.**, v. 96, n. 5, p. 466-472, 1988.

REMES, A.; WILLIAMS, D.F. Immune response in biocompatibility. **Biomater.**, v. 13, p. 731-743, 1992.

RICH, A.; HARRIS, A. K. Anomalous preferences of cultured macrophages for hydrophobic and roughened substrata. **J. Cell Sci.**, Cambridge, v. 50, p. 501-507, Aug. 1981.

RING, M.E. A thousand years of dental implants. A definitive history – Part 2. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, v. 16, p. 1060-1069, 1995.

ROBERTS, W.E Bone tissue interface. **J. Dent. Educ.**, v. 52, n. 12, p. 804-809, 1988.

SAADOON, A.P., LEGALL, M.L. Clinical results and guidelines on Steri-Oss Endosseous Implants. **Int. J. Periodont. Rest. Dent.**, v. 12, p. 487-99, 1992.

SABRI, R. Four single-tooth implants as supernumerary pre-molars in the treatment of diastemas and microdontia: Report of a case. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 13, p. 706-709, 1998.

SALGADO, T. e colaboradores. Effect of Alumina and Apatitic Abrasives on Ti Alloy Substances. **Bioceramics**, v. 11, p. 683, 1998.

SANTOS, P.C. **Estudo da composição química da superfície de implantes osteointegráveis de titânio por meio da espectroscopia por energia dispersiva.** São Paulo, 1997. 67p. Dissertação (Mestrado em odontologia- opção materiais dentários). Faculdade de Odontologia. Universidade Estadual de São Paulo, 1997.

SANZ, A. R.; OYARZUN A.; FARIAS D.; DIAZ, I. Estudo experimental da resposta óssea a um novo tipo de tratamento de superfície de implantes de titânio. **Implant. Dent.**, v. 10, p. 126-131, 2001.

SASANO, Y.; MIZOGUCHI, I; TAKAHASHI, I.; KAGAYAMA, M.; SAITO, T; KUBOKI, Y. BMPs induce endochondral ossification in rats when implanted ectopically within a carrier made of fibrous glass membrane. **Anat. Rec.**, v. 236, p. 373-380, 1997.

SATOMI, K. e colaboradores. Bone-implant interface structures after nontapping and tapping insertion of screw-type titanium alloy endosseous implants. **J. Prosthet. Dent.**, v. 59, p. 339, 1988.

SAWAKI, Y. e colaboradores. Mandibular lengthening by intra-oral distraction using osseointegrated implants. **Int. J. Oral maxillofac. Implants**, v. 11, n. 2, p. 186-193, 1996.

SAWASE, T. e colaboradores. Chemical and topographical surface analysis of five different implant abutments. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 11, p. 44-49, 2000.

SCHMIDT, C.; IGNATIUS, A. A.; CLAES, L.E. Proliferation and differentiation parameters of human osteoblasts on titanium and steel surfaces. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v.54, n.2. p.209-215, Feb. 2001.

SCHROEDER, A.; POHLER, O.; SUTTER, F. Gewebsreaktion auf ein Titan-Hohlzylinderimplantat mit TitanSpritzschichtoberfläche. **Schweiz Mschr. Zahnheilk.**, v. 86, n. 7, p. 713-727, 1976.

SCHROEDER, A.; STICH, H.; STRAUMANN, F. e colaboradores. Über die anlagerung von osteozement an eien belasteten implantatkörper. **Schweiz Mschr. Zahnheilk.**, v. 88, n. 10, p.1051-1058, 1978.

SCHULTE, W. e colaboradores. Periotest to monitor osseointegration and to check the occlusion in oral implantology. **J. Oral Implantol.**, v. 19. n. I, p. 23-32, 1993.

SCHWARTZ, Z. e colaboradores. Effect of titanium surface roughness on chondrocyte proliferation, matrix production, and differentiation depends on lthe state of cell maturation. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 30, n. 2, p. 145-155, Feb. 1996.

SCHWARTZ, Z.; KIESWETTER, K.; DEAN, D.D.; BOYAN, B.D. Underlying mechanisms at the bone-interface during regeneration. **J. Periodont. Res.**, v. 32, p. 166-171, 1997.

SIQUEIRA. J. T. T.; DIAS, P. V. Implantes de titânio cilíndricos com superfície rugosa por jateamento: considerações clínicas e histológicas. **Rev. Bras. Implant.**, Niterói, v. 2, n. 5, p. 7-11, set./out. 1996.

SMITH, D. C. Future directions for research on materiais and design of dental implants. **J. Dent. Educ.**, Washington, v. 52, n. 12, p. 815-820, Dec. 1988.

SMITH, D. C.; PILLIAR, R. M.; CHERNECKY, R. Dental Implant materials I: some effects of preparative procedures on surface topography. **J. Biomed. Mater. Res.**, v.25, n.9, p.1045-1068, Sept. 1991.

STULTZ, E. R. et al. A multicenter 5-year retrospective survival analysis of 6.200 Intregal implants. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, v. 14, p. 478-486, 1993.

SULLIVAN, D.Y.; SHERWOOD, R.L; MAI, T.N. Preliminary results of a multicenter study evaluation a chemically enhanced surface for machined commercially pure titanium implants. **J. Prosthet. Dent.**, v. 78, p. 379-386, 1997.

SYKARAS, N.; LACOPINO, A.M.; MARKER, V.A.; TRIPLETT, R.G.;WOODY, R.D. Implant materials, design and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 15, n. 5: p. 675-690, Sept./Oct. 2000.

SYRETT, B.C.; DAVIS, E.E. In vivo evaluation of a high-strength, high ductility stainless steel for use in surgical implants. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 13, p. 543-556, 1979.

TEIXEIRA, R. T. Superfícies dos implantes: o estágio atual. In: DINATO, J. C., POLIDO, V. D. **Implantes Osseointegrados: cirurgia e prótese**. 1ª ed., Porto Alegre: Artes Médicas, 529p., p. 63-80, 2001.

THOMAS, K. A.; COOK, S. D. An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 19, n. 3, p. 875-901. Mar. 1985.

TOLMAN, D.E.; DESJARDINS, R.P.; JACKSON, I.T.; BRÂNEMARK, P-I. Complex craniofacial reconstruction using an implant-supported prosthesis: Case report with long-term follow-up. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 12, n. 2, p. 243-251, 1997.

VARGAS, E.; BAIER, R. E.; MEYER, A. E. Reduced corrosion of CP Ti and Ti-6Al-4V alloy endosseous dental implants after glow-discharge treatment: A preliminary report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 7, n. 3, p. 338-344, Fall 1992.

WALTER, J.B.; TALBOT, I.C. Wound healing. In: **General pathology**, 7th ed., New York: Churcchill Livingstone, p. 165-180, 1996.

WATAHA, J.C. Materials for endosseous dental implants. **J. Oral Rehabil.**, v. 23, p.

79-90, 1996.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T.; ANDERSSON, B. Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems. **Int. J. Oral maxillofac. Implants**, v. 8, n. 6, p. 622-633, 1993.

WENNERBERG. A.; ALBREKTSSON, T.; ANDERSSON, B.; KROLL, J.J. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v.6, n.1, p.24-30, Mar. 1995.

WENNERBERG, A. e colaboradores. An Animal Study of c.p. Titanium Screws with Different Surface Topographies. **J. Mater. Sci.: Mater. in Med.**, v. 6. p. 302-309, 1995.

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**, Lombard, v. 11, n. 1, p. 38-45, Jan./Feb. 1996.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T.; LAUSMAA. J. Torque and histomorphometric evaluation of cp titanium screws blasted with 25 and 75 μm - size particles of Al_2O_3 . **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 30. n. 2, p. 251-260, Feb. 1996.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T.; JOHANSSON, B.; ANDERSSON, B. Experimental study of turned and grit-blasted screw-shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography. **Biomater.**, Oxford, v.17, n.1, p.15-22, Jan. 1996.

WENNERBERG, A.; EKTESSABI, A.; ALBREKTSSON, T.; JOHANSSON, B.; ANDERSSON, B. A 1-year follow-up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 12, p. 486-494, 1997.

WENNERBERG, A.; HALLGREN, C.; JOHANSSON, B.; DANELLI, S. A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two

surface roughnesses. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 9, n. 1, p. 11-19, Feb. 1998.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 15, n. 3, p. 331-344, Mar. 2000.

WILLIAMS, D.F. Implants in dental and maxillofacial surgery. **Biomater.**, v. 2, p. 133-146, 1981.

WONG, M. e colaboradores. Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 29, n. 12, p.1567-1575, Dec. 1995.

WOODMAN, J. L. e colaboradores. Metal ion release from titanium-based prosthetic segmental replacements of long bones in baboons: a long-term study. **J. Orthop. Res.**, New York, v. 1, n. 4, p. 421-430, 1984.

YANAGISAWA, L; SAKUMA, H.; SHIMURA, M.; WAKAMATSU, Y.; YANAGISAWA, S.; SAIRENJI, E. The effects of "wettability" of biomaterials on culture cells. **J. Oral Implantol.**, v. 15, n. 3, p. 168-177, 1989.

ZABLOTSKY, M.H. Hydroxyapatite coatings in implant dentistry. **Implant. Dent.**, v. 1, n. 4, p. 253-257, 1992.

ZARB, G.A; ALBREKTSSON, T. Osseointegration; A requiem for the periodontal ligament?. [guest editorial] **Int. J. Periodont. Rest. Dent.**, v. 11, p. 88-91, 1991.

ZARB, G.A; SCHMIDT, A. Osseointegration and edentulous predicaments. **British Dent. J.**, v. 170, n. 2, p. 439, 1991.