

UNIVERSIDADE VEIGA DE ALMEIDA

José Carmelo Mota Junior

CONSIDERAÇÕES ATUAIS SOBRE ASPECTOS IMPORTANTES
RELACIONADOS À OSSEOINTEGRAÇÃO

Rio de Janeiro

2009

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

UNIVERSIDADE VEIGA DE ALMEIDA

José Carmelo Mota Junior

CONSIDERAÇÕES ATUAIS SOBRE ASPECTOS IMPORTANTES
RELACIONADOS À OSSEOINTEGRAÇÃO

Dissertação apresentada ao curso de pós-graduação em Odontologia da Universidade Veiga de Almeida como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre. Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Antonio Carlos Canabarro Andrade Junior

UNIVERSIDADE VEIGA DE ALMEIDA

SISTEMA DE BIBLIOTECAS

Rua Ibituruna, 108 – Maracanã
20271-020 – Rio de Janeiro – RJ
Tel.: (21) 2574-8845 Fax.: (21) 2574-8891

FICHA CATALOGRÁFICA

M917c Mota Junior, José Carmelo

Considerações atuais sobre aspectos importantes
relacionados à osseointegração / José Carmelo Mota Júnior,
2009.

76p. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Veiga de Almeida,
Mestrado em Odontologia, Periodontia, Rio de Janeiro, 2009.

Orientação: Antonio Carlos Canabarro Andrade Junior

1. Implantes dentários osseointegráveis. 2. Titânio.
I. Andrade Junior, Antonio Carlos Canabarro (orientador).
III. Universidade Veiga de Almeida, Mestrado em
Odontologia, Reabilitação Oral. IV. Título.

CDD – 617.693

JOSÉ CARMELO MOTA JUNIOR

CONSIDERAÇÕES ATUAIS SOBRE ASPECTOS IMPORTANTES
RELACIONADOS À OSSEOINTEGRAÇÃO

Dissertação apresentada ao curso de pós-graduação em Odontologia da Universidade Veiga de Almeida como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre. Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Aprovada em de de 2009.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Antonio Carlos Canabarro Andrade Junior - Doutor

Universidade Veiga de Almeida

Prof. Gustavo André De Deus - Doutor

Universidade Veiga de Almeida

Prof. Eduardo Muniz Barreto Tinoco - Doutor

Universidade do Estado do Rio de Janeiro

DEDICO

Ao meu filho Fabrício Pereira Mota, pelo incentivo, apoio nas dificuldades e ajuda na revisão da tese;

À Dra. Vânia Pillar, cuja amizade, dedicação e participação foram cruciais para a elaboração deste trabalho;

Ao Dr. Bruno Giglio, pelo valor imensurável de sua amizade e ajuda neste trabalho;

Aos meus pais, José Carmelo e Abigail Mota, por me ensinarem a não acreditar no impossível.

AGRADECIMENTOS

À minha esposa e filha, Guiomar e Sabrina Pereira Mota;

Ao meu amigo Maguila pelo companheirismo nos momentos difíceis;

Aos que direta e indiretamente contribuíram para a elaboração deste trabalho.

RESUMO

O titânio (Ti) tem sido amplamente usado em implantes dentais. Mais recentemente, tem havido uma tendência de substituir os implantes de Ti de superfície usinada por implantes de superfície rugosa, para aumentar a osseointegração. Como diversos sistemas de implantes dentais estão disponíveis atualmente, é necessário avaliar os critérios biológicos e clínicos disponíveis para escolher um sistema específico. O uso do titânio (Ti) como o biomaterial trouxe um avanço grande na área da implantodontia, porém os pesquisadores ainda buscam melhorar a macroestrutura (design) e a microestrutura (superfície) dos implantes para uma melhor ancoragem no osso. Assim, o objetivo deste estudo é rever a literatura sobre o uso de implantes dentários, enfatizando os seguintes aspectos: evolução dos implantes, tecido ósseo, interface osso-implante, osseointegração e a importância do tratamento de superfície dos implantes dentários na melhor resposta biológica.

Palavras chave: Implantes de titânio, Superfície de Implantes, Osseointegração

ABSTRACT

Titanium (Ti) have been widely used for dental implants. In recent years, there has been the tendency to replace Ti machined surfaces by roughness surfaces in order to enhance osseous apposition. Several dental implant systems are used to replace lost teeth. Therefore, it is necessary to evaluate the available biological and clinical criteria to choose a specific system. The use of titanium (Ti) as biomaterial brought a great advance in dental implant area. Currently, the researchers aiming to improve the macrostructure (design of the implant) and the microstructure (surface of the implant) for a better bone implantation. So, the aim of this study is to review the literature on the use of dental implants, emphasizing the following aspects: development of dental implants, bone tissue, bone-implant interface, osseointegration and the importance of the surface treatment of dental implants in a better biological response.

Keywords: titanium implants; implants surface; osseointegration.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

μm - Micrômetro

Al_2O_3 - Trióxido de Alumínio

Al - Alumínio

Å - Angstrom

ASTM - American Society for Testing Materials

AES - Espectroscopia Eletrônica de Auger

BMP - Proteínas morfo genética (Bone Morphogenetic Protein)

Ca - Cálcio

Co - Cobalto

Cr - Cromo

DE/DAE - Ataque Ácido duplo ou Bicondiciona

H_2SO_4 - Ácido Sulfúrico

HA - Jateamento com Plasma de Hidroxiapatita

IGF - Fator de crescimento semelhante a insulina

LTI - Carbono Pirolítico com baixa Temperatura Isotrópica

Mb - Molibdênio

mm - Milímetro

Mpa - Mega Pascal

Ncm – Newtons por centímetro

Ni Ti – Níquel Titânio

Nm - Nanômetro

O₂ - Oxigênio

PMMA - (Polymethylmetacrilate) – Polimetilmetacrilato

CAPO₄ - Fosfato de calcio

Psi - Libra por polegada quadrada

PDGF - Fator de crescimento derivado de plaquetas

RF - Rádio Frequência

RFA - Análise de Frequência de Ressonância

SEM (Scanning Electron Microscopy) - Microscopia eletrônica de varredura

SL (Sandblasted Large) – Jateamento com partículas grandes

SLA (Sandblasted Large Acid) – Jateamento com partículas grandes e ataque ácido.

TCP - Fosfato Tricálcio

Ti cp - Titânio Comercialmente Puro

Ti - Titânio

Ti₆Al₄V - Titânio – Alumínio – Vanádio

TiO₂ - Óxido de Titânio

TPS - Jateamento com Plasma de Titânio

TGF-β - Fator de crescimento transformador beta

V - Vanádio

XPS - Técnica de análise de superfície (Sistema Perkin-Elmer- CT)

β - Beta

SUMÁRIO

RESUMO.....	7
ABSTRACT.....	8
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	9
1. INTRODUÇÃO	13
2. PROPOSIÇÃO.....	15
3. REVISÃO DE LITERATURA.....	16
3.1. EVOLUÇÃO DOS IMPLANTES	16
3.2. TECIDO ÓSSEO	18
3.2.1. Conceitos básicos.....	18
3.2.2. Classificação do Osso	21
3.2.2.1. Macroscopicamente:.....	22
3.2.2.2. Microscopicamente.....	22
3.2.2.3. Embriologicamente:.....	24
3.2.3. Composição Química:.....	24
3.2.4. Remodelação Óssea	25
3.3. INTERFACES OSSO/IMPLANTE	27
3.4. OSSEOINTEGRAÇÃO	399
3.4.1. Resposta do Hospedeiro.....	41
3.4.2. Fatores que Interferem na Osseointegração.....	43
3.4.3. Critérios de Sucesso.....	44
3.4.4. Superfície de Titânio:.....	47
3.4.4.1. Introdução.....	47
3.4.4.2. Titânio e Suas Ligas	533
3.4.4.3. Classificação das Ligas de Titânio:	54
3.4.4.4. Propriedade do Titânio	56
3.4.4.5. Morfologia da Superfície dos Implantes	577
3.4.4.6. Resistência da Interface Implante Osso.....	59
3.5. BIOINTEGRAÇÃO:.....	61
4. DISCUSSÃO	644
5. CONCLUSÃO	68
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRAFICAS	69

1. INTRODUÇÃO

A reposição de dentes perdidos tem sido um grande desafio para o homem ao longo da história. A implantação de substitutos artificiais por muito tempo foi vista como uma opção pouco previsível, por empregar técnicas e materiais de maneira empírica (ELLINGSEN, 1998). Uma nova modalidade terapêutica começou a tomar corpo na década de 1950, com o desenvolvimento dos implantes endósseos (de BRANEMARK). Estudos clínicos realizados posteriormente mostraram que este tipo de implante apresenta uma alta previsibilidade de sucesso clínico (SYKARAS et al., 2000)

A chave para o sucesso da terapia com implantes endósseos é a integração tecidual, ou osseointegração, fenômeno que foi definido como “a união estrutural e funcional direta entre o osso vital e organizado e a superfície de um implante dentário submetido a cargas funcionais” (ALBREKTSSON, 1985). Trata-se, portanto, de um processo dinâmico de interação osso-implante que resulta em ancoragem óssea direta e estabilidade do biomaterial (SYKARAS et al., 2000). A utilização de implantes osseointegráveis tem proporcionado índices elevados de sucesso clínico (ADELL et al., 1981; BABBUSH et al., 1986), que podem chegar a 97-98%, após 5 anos (BUSER et al., 1990; MERICSKE-STERN et al., 1994). Graças a estes resultados, esta modalidade de tratamento é aceita amplamente e está consolidada como um recurso importante na reabilitação bucal (ELLINGSEN, 1998).

A osseointegração é um processo influenciado por vários fatores, entre eles o material do implante, seu desenho e a topografia superficial do mesmo (SYKARAS et al., 2000). Muitos materiais têm sido testados na composição de implantes dentários, porém poucos possuem uma biocompatibilidade aceitável (BAGAMBISA et al., 1994). O titânio (Ti) e suas ligas, por suas qualidades, têm sido os materiais de escolha dos implantes disponíveis atualmente (ELLINGSEN, 1998). O sucesso destes materiais tem sido atribuído principalmente a biocompatibilidade da camada de óxido superficial (PIATTELLI et al,

2003). Além disso, o Ti é um metal leve, resistente à corrosão e ao ataque químico. Pode ser facilmente manipulado, sem interferência na sua elasticidade e resistência mecânica (SYKARAS et al., 2000).

Quando um implante é instalado cirurgicamente, uma série de reações acontecem na sua superfície. O implante é exposto a diferentes íons, polissacarídeos, proteínas e células como fibroblastos, condrócitos e osteoblastos, além de células inflamatórias. A resposta celular depende das características superficiais do implante (BABBUSH et al., 1986) e de suas propriedades químicas (BRUNETTE, 1998).

Diversos trabalhos têm documentado os efeitos biológicos de diferentes superfícies de implante. A rugosidade superficial favoreceu, “in vitro”, a adesão e proliferação de osteoblastos (ARAUJO et al., 2001; KELLER et al., 2003; MUSTAFA et al., 2001), sua diferenciação e a produção de matriz extracelular (BOWERS et al., 1992; DINIZ et al., 2001; MARTIN et al., 1995; POSTIGLIONE et al., 2003; ROSA & BELOTI, 2003) e a expressão de genes que regulam sua diferenciação (SCHNEIDER et al., 2003). Estes resultados têm sido confirmados por estudos “in vivo”, que têm mostrado um maior contato osso-implante com o uso de implantes com superfícies rugosas (COCHRAN et al., 1996, 1998; LIMA, 1999).

Vários tratamentos têm sido propostos para alterar a superfície do titânio (ALBREKTSSON, 1985). As técnicas que utilizam plasma “spray” de titânio (TPS, do inglês “Titanium Plasma Spray”) e hidroxiapatita (HA) modificam a superfície do titânio por um processo aditivo, enquanto as técnicas que usam ácido ou jateamento com partículas abrasivas são processos subtrativos (DINIZ, 2001).

Nos últimos anos tem havido uma tendência em substituir os implantes de Ti de superfícies usinadas por implantes de superfícies, mas será que existem evidências científicas suficientes para justificar esta substituição?

2. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo é promover uma revisão de literatura sobre aspectos importantes relacionados a osseointegração como: evolução dos implantes, tecido ósseo, interface osso-implante, osseointegração e influência do tratamento de superfície na melhor resposta biológica.

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1. EVOLUÇÃO DOS IMPLANTES

O primeiro indivíduo tratado na Odontologia, seguindo os princípios da osseointegração é datado de 1965. Modificações no sistema inicial foram introduzidas no período de 1965 a 1980 após conclusão de estudo envolvendo um sistema de implante osseointegrável desenvolvido por Brånemark et al. Foi alcançado um índice de sucesso de 95% no período de 15 anos (ADELL et al., 1981).

Na antiga dinastia egípcia era comum antes da mumificação se implantar dentes artificiais ou animais, em mulheres, a fim de prepará-las para outra vida (MORSE, 1977; CRANIN, 1970; DRISKELL, 1987).

O primeiro registro de implantes metálicos ocorreu em 1807, tendo sido idealizado por Maggiolo. A partir desse evento, vários formatos e materiais foram utilizados com a finalidade de repor dentes perdidos. Na Primeira Guerra Mundial (1914 a 1918), houve um grande número de mutilações obrigando a comunidade científica da época a estudar a biocompatibilidade dos metais. Em 1961, Jacques Scialom introduziu as agulhas divergentes do tripode (implantes em forma de tripé), sustentando próteses, fabricadas em tântalo, um material inerte e resistente a corrosão, faltando a concepção biológica em termos de favorecer ao paciente o controle de placa. Em 1967, Leonard Linkow idealizou o implante endósseo por extensão, nascendo a lâmina de LINKOW ou “BLADE-VENT. Em 1972 surge o parafuso bicortical de Garbaccio, mudando a forma do implante de Formigini (SERSON, 1985).

O conceito de osseointegração se originou em 1952, em uma pesquisa que consistiu de um estudo microscópico “in vivo” realizado na tíbia do coelho para avaliar a microcirculação. O acompanhamento *in vivo* do comportamento do osso e da medula, durante um grande período de tempo, se fez implantando uma câmara de titânio. Esses estudos indicaram a possibilidade de estabelecer uma verdadeira osseointegração com o tecido ósseo, visto que a

câmara ótica utilizada não podia ser removida do tecido ósseo circundante, uma vez este cicatrizado. E descobriram que este material era o mais indicado para a reposição radicular artificial, devido a ótima biocompatibilidade e resistência (BRÄNEMARK; ZARB; ALBREKTSON, 1985).

A partir dessas observações ensaios de citotoxicidade e biocompatibilidade do material, assim como avaliação de vários desenhos através de ensaios de elementos finitos e fotoelasticidade foram realizados visando buscar o metal e a forma ideal para a fixação.

Bränemark conceituou o fenômeno de osseointegração como sendo “uma conexão estrutural e funcional direta do tecido ósseo vivo e ordenado e a superfície de um implante submetido a cargas funcionais” (BRÄNEMARK et al., 1985).

Ao longo dos anos, novas descobertas foram realizadas, mas acreditava-se que ao redor dos implantes endósseos formava-se uma cápsula de tecido conjuntivo fibroso não mineralizado, denominado na época de pseudo-ligamento periodontal. (LISTGARTEN et al., 1991), o que não demonstrou ser estável a longo prazo (ALBREKTSSON & SENNERBY, 1991).

Nos primórdios da implantodontia e na atualidade grande parte dos implantes de titânio utilizados em todo o mundo é para reabilitações de pacientes edêntulos, porém, não há limites em suas possibilidades, tais como próteses faciais, auriculares, entre outras (BRÄNEMARK et al., 2001).

Com a osseointegração, a Odontologia mundial rendeu-se a uma nova realidade que viria a contribuir decisivamente na solução de casos protéticos, até então insolúveis.

3.2. TECIDO ÓSSEO

Na instalação de implantes na mandíbula ou maxila, é importante que os clínicos assimilem o processo de remodelação óssea, os diferentes tipos de osso, e como esses fatores podem afetar a integração dos implantes dentários. Aproximadamente 0,7% do esqueleto humano é reabsorvido diariamente, sendo substituído por osso saudável recém formado. Entretanto, com a idade e o estado metabólico da doença, o processo normal de renovação pode ser reduzido, resultando no crescimento da idade média do osso. Esse aumento pode afetar a instalação e integração dos implantes (MARX & GARG, 1998).

3.2.1. Conceitos básicos

As células que participam da formação óssea são células mesenquimais indiferenciadas, que após sofrerem estímulos diferenciam-se em células progenitoras ósseas que evoluem e transformam-se em células osteoblásticas. Estas últimas quando estão maduras são chamadas de osteócitos (McKINNEY JUNIOR, 1985).

Durante a mineralização pequenos cristais de hidroxiapatita (Ha) são densamente acondicionados em uma série ordenada de acordo com a orientação das fibras colágenas (ROBERTS et al., 1987).

O conhecimento da fisiologia do tecido ósseo é essencial para o entendimento do seu comportamento em enxertos ósseos, colocação de implantes osseointegráveis, osseointegração e na sua manutenção longitudinal (ROBERTS et al., 1987).

A integridade estrutural do osso pode estar comprometida em mulheres pós-menopausa pela diminuição de estrógenos, com uma espécie de encolhimento da massa óssea em que as interconexões entre as trabéculas tornam-se perdidas com conseqüente aumento da fragilidade. Para a implantodontia e manipulação de enxertos ósseos isso é importante porque

a diminuição dos níveis de estrógenos esta incluída entre os fatores de risco de fracasso para o uso de implantes osseointegráveis (ROBERTS et al., 1987).

O osso é um tecido dinâmico que contém células vitais que produzem e respondem a vários estímulos externos e internos (DZIAK, 1993).

Osteoclastos são monócitos fusionados que histologicamente aparecem como células gigantes multinucleadas (ROODMAN, 1991), podendo conter 50 núcleos responsáveis pela reabsorção óssea; sua atividade é controlada pelo hormônio da paratireóide. Dentre os muitos fatores que regulam sua atividade talvez o mais importante seja a interleucina-11 (ZAIDI et al., 1993).

Os osteoblastos depositam matriz óssea e são referidos como osteoblastos periosteais (superfície externa do osso) ou endosteais (forrando os canais vasculares no interior do osso) conforme a sua localização. Os osteoblastos maduros são responsáveis pela produção de proteínas da matriz óssea. A deposição continua numa área de crescimento ativo por vários meses, com osteoblastos formando novo osso em camadas sucessivas de círculos concêntricos sobre as superfícies internas da cavidade onde estão atuando. Secretam também fatores de crescimento entre eles: TGF- β – Fator de crescimento transformador beta; BMP – Proteína óssea morfogenética, PDGF – Fator de crescimento derivado de plaquetas e IGF – Fator de crescimento semelhante a insulina, que são armazenados na matriz óssea. A partir do momento que os osteoblastos formam a matriz óssea e tornam-se embebidos em seu interior, se transformam em osteócitos (MARX & BURR, 1994).

Os osteoblastos são caracterizados por sua inabilidade em se locomover ou se dividir, de modo que eles não são capazes de proliferar para dentro dos defeitos. Assim, a cicatrização do tecido ósseo depende da presença de células precursoras osteogênicas (mesenquimais) ao redor do osso ou tecido mole e da habilidade destas para invadir o defeito e se diferenciar em osteoblastos (LANG; BECKER; KARRING, 1999).

Em nível molecular o osso é composto de colágeno do tipo I (90%), água, hidroxiapatita e pequenas quantidades de proteoglicanas e proteínas não colágenas (10%). O colágeno do tipo I determina o modelo de mineralização (HOLLINGER et al., 1999).

A formação óssea depende de dois pré-requisitos indispensáveis: suprimento vascular amplo e suporte mecânico. A redução de oxigênio parece alterar o código genético em direção ao tecido fibroso e fibrocartilagenoso (MISCH, 2000).

Os mecanismos que controlam a aposição da matriz colágena e diferenciação dos osteoblastos após o nascimento ainda são pouco conhecidos. Supõem-se que a mineralização ocorra através da interação matriz extracelular/osteoblasto (D'ALONZO et al., 2002).

Os osteoclastos formam-se na membrana celular adjacente a superfície óssea a ser reabsorvida. Quando uma massa concentrada de osteoclasto se desenvolve, eles reabsorvem o osso por 3 semanas, criando um túnel que varia de 0,2 a 1 mm de diâmetro até vários milímetros de comprimento. Após a reabsorção, os osteoclastos desaparecem por um processo de degeneração, e o túnel é invadido por osteoblastos iniciando novamente a fase de formação óssea do ciclo de remodelação contínuo (GARG, 2004).

A procura constante de biomateriais que promovam uma interação e formação óssea excelente ainda é necessária, pois perduram diversas perguntas sem respostas em relação à engenharia tecidual e a atividade das células-tronco (DONAHUE, 2004).

O osteoblasto é responsável pela síntese de vários tipos de colágeno (Tipos I, III, IV e V), sendo que o Colágeno Tipo I é responsável por cerca de 97% do colágeno total sintetizado pelos osteoblastos (BOSKEY & PASCHALIS, 2005).

Dados recentes levantam a hipótese de que este tipo celular seja responsável também pela manutenção das células-tronco hematopoiéticas através de fatores que induzem a auto-renovação e o controle da quiescência (BALDUÍNO, 2006)

O possível mecanismo pelo qual os osteoblastos possam ativar a osteoclastose pode ser descrito através da exposição de minerais pelos osteoblastos ao produzirem colagenase e o ativador tecidual do plasminogênio (DUMPLOMB et al., 2006).

As células envolvidas no metabolismo e fisiologia do tecido ósseo são os osteoblastos, osteócitos e osteoclastos, havendo inter-relacionamento entre elas. Os osteoblastos derivam de células mesenquimais pluripotentes (WU et al., 2007), são células polarizadas diferenciadas, encarregadas de sintetizar colágeno e substância fundamental óssea. Participam no processo de mineralização de matriz orgânica produzindo vesículas da matriz extracelular que acumulam íons cálcio e fosfato, fosfolipídios, proteoglicanas, sendo ricas em fosfatase alcalina, pirofosfatase, enzimas indutoras de centros de nucleação para o depósito de sais minerais importantes no processo de mineralização (XIAO et al., 2007).

A lei de Wolff determina que o osso responda ao estresse das forças mecânicas, de alterações patológicas e do desenvolvimento, modificando a sua forma. (MARTIN, 2007). Do ponto de vista clínico, esse mecanismo é aplicado na Ortodontia, para movimentação dentária, na Ortopedia, para tratamento de fraturas, na distração osteogênica e na carga imediata nos implantes osseointegráveis.

3.2.2. Classificação do Osso

Em 1985, (LEKHOLM & ZARB) listaram quatro qualidades ósseas encontradas nas regiões anteriores do osso mandibular:

- Tipo 1, composta de osso homogêneo e compacto;
- Tipo 2, apresentava uma camada espessa de osso compacto ao redor de um núcleo de osso trabecular denso;
- Tipo 3, exibindo uma fina camada de osso cortical ao redor de um osso trabecular denso com resistência favorável;

- Tipo 4, uma camada fina de osso cortical ao redor de um núcleo de osso trabecular de baixa densidade.

A densidade óssea inicial não apenas fornece a imobilização mecânica do implante durante a cicatrização, mas também permite a distribuição e a transmissão das tensões (após a cicatrização) da prótese para a interface osso implante. A distribuição mecânica da tensão ocorre principalmente onde o osso se contacta com o implante. Os fatores como a quantidade de contato com o osso, o módulo de elasticidade e a distribuição axial da tensão ao redor do implante são todos afetados pela densidade do osso.

3.2.2.1. Macroscopicamente:

Levando em consideração a porosidade, podemos considerar o osso como :

- Osso cortical denso: compreende 85% do osso total do corpo, encontrado ao redor do vaso sanguíneo central formando o sistema de havers.
- Osso esponjoso: constituem 15% do osso total no esqueleto suas cavidades medulares são preenchidas por medula vermelha ou amarela (JEE, 2005).

3.2.2.2. Microscopicamente

A estrutura óssea é classificada como: trabecular, fibrosa, composta e lamelar.

- Osso trabecular: Tecido ósseo altamente celular formado rapidamente em resposta ao crescimento ou a uma lesão. Comparado ao osso maduro tem um conteúdo mineral relativamente baixo. Sendo mais maleável, tolera mais o micromovimento relativo associado à cicatrização da interface.
- Osso fibroso: característico das inserções do ligamento e tendão ao longo das superfícies formadoras de osso. Os mecanismos do “pseudoperiodonto” e da “integração

fibro-óssea” foram propostas para alguns tipos de implantes endósseos com mobilidade. No entanto o verdadeiro osso fibroso, o fundamento ósseo de uma inserção ligamentosa, nunca foi demonstrado de uma maneira fisiológica convincente (WEISS, 1986; LINKOW, 1991).

- Osso composto: osso lamelar depositado em uma matriz de osso trabecular. Durante o crescimento rápido e a cicatrização do ferimento, um retículo de osso trabecular altamente poroso, cresce e captura os vasos sanguíneos ao longo de uma superfície endóstea ou perióstea. O osso lamelar é mais abundante, maduro, tendo uma matriz colágena e estrutura colágena bem organizada, capaz de suportar cargas extremamente fortes e se forma mais vagarosamente (0,6 a 1,0 $\mu\text{m}/\text{dia}$) (MARTIN et al., 1998).
- Osso lamelar ou maduro: Principal tecido de suporte de carga do esqueleto adulto. Ele é o componente principal de ossos cortical e trabecular maduro (MISCH, 2000)

Quatro grupos de densidade óssea, independentemente das regiões que ocupavam nos maxilar e baseado nas características microscópicas do osso cortical e trabecular, foram classificadas como:

- D1: Osso cortical denso (observada na região anterior da mandíbula, duas vezes mais do que na posterior);
- D2: Osso cortical espesso denso a poroso na crista do rebordo e trabecular fino no interior (anterior da mandíbula, podendo também ser encontrado na região posterior de mandíbula);
- D3: Osso cortical poroso e fino no rebordo envolvendo um osso trabecular fino (anterior da maxila, e posterior da mandíbula);
- D4: Osso trabecular fino (encontrado em região posterior da maxila, especialmente em região de molares);

Um osso muito macio, com mineralização incompleta, pode ser classificado como D5; por analogia tátil pode ser comparado ao isopor (MISCH, 2006).

3.2.2.3. Embriologicamente:

O osso maxilar e mandibular tem origem intramembranosa (se desenvolvem dentro de uma membrana) na sua maior estrutura (McKINNEY JR et al., 1985).

Há dois tipos de desenvolvimento ósseo de acordo com o local: intramembranoso e endocondral. Na formação intramembranosa o osso se forma diretamente na membrana de tecido conjuntivo, sem a interposição de um molde cartilaginoso (RABIE et al., 1996).

A ossificação endocondral acontece quando o molde cartilaginoso é substituído pelo osso, o que é melhor observado nos ossos longos. É um processo mais lento, sendo somente interrompido quando o osso alcança o seu tamanho e termina o crescimento do corpo (SOMMERFELDT & RUBIN, 2001).

Não existe diferença bioquímica, morfológica ou funcional entre o osso endocondral e intramembranoso, respondendo aos mesmos fatores durante a reparação óssea do esqueleto humano adulto. A diferença entre esses ossos de origem distinta se encontra na carga funcional e vascularização. O osso intramembranoso tem uma vascularização maior que o das extremidades e permite maior concentração de BMP em nível local (PELEGRINE et al 2008).

3.2.3. Composição Química:

O tecido ósseo é constituído por uma matriz protéica colágena impregnada por sais minerais, na forma de hidroxiapatitas, incluindo fosfato de cálcio (85%), carbonato de cálcio (10%) e pequenas quantidades de fluoretos de cálcio e magnésio (5%), necessários para manter a estrutura óssea normal; apresenta ainda pequenas quantidades de proteínas não colágenas, como as BMPs embebidas em sua matriz mineral. Além de servir como suporte para as estruturas do corpo, armazena cálcio e outros minerais (SEYEDIN, 1989; RABIE et al., 1996).

A osteopontina tem papel na ligação celular em especial para os osteoclastos. A osteonectina, uma glicoproteína fosforilada, foi originalmente idealizada para unir a apatita ao colágeno (OLDBERG et al., 1986; REINHOLT et al., 1990).

3.2.4. Remodelação Óssea

Os ossos corticais e trabeculares do corpo são constantemente modificados pela modelação ou remodelação. A modelação tem locais independentes de formação e reabsorção, e resulta em alterar a forma e o tamanho do osso. A remodelação é um processo de reabsorção e formação no mesmo local, que substitui o osso previamente existente e afeta principalmente o movimento interno do osso, incluindo o que está próximo ao implante endósseo (ADELL et al., 1981).

As pesquisas atuais sobre remodelação óssea focalizam-se na compreensão e quantificação dos processos de adaptação do osso à cargas funcionais. A compreensão integral dos mecanismos desses processos de remodelação poderá levar, por fim, à predição da resposta biológica a determinadas condições mecânicas (TREHARNE et al., 1981).

A reação inicial do calo perto do implante é orientado principalmente pelas citocinas e fatores de crescimento locais. A remodelagem do calo começa no período de cicatrização de acordo com o princípio da resistência adequada com massa mínima, o calo reduz em tamanho e se reorienta a medida que a maturação interna e a força são obtidas (ROBERTS et al., 1984).

A remodelação óssea refere-se às ações conjuntas e seqüenciais dos osteoblastos e osteoclastos, que removem o osso envelhecido e substituem por um novo tecido ósseo (KIMMEL, 1993).

Se o osso esta sendo modelado ou remodelado ele será depositado na proporção do esforço de compressão que deve suportar. O estresse físico contínuo estimula a atividade

osteoblástica e a calcificação do osso, o que pode determinar a sua forma em algumas circunstâncias, portanto, a compressão óssea causa um efeito chamado “piezoelétrico ósseo”, presença de sinais bioquímicos que parecem refletir um campo elétrico, possivelmente decorrente da sobrecarga aplicada. Teoria que se aplica a qualquer deformação ou sobrecarga óssea causada por compressão, tensão, torção ou cisalhamento desse tecido (MENKES et al 1993).

Modelação óssea pode ser qualquer alteração na forma ou tamanho do osso, mediante um processo anabólico como: a aposição do osso sobre a superfície, ou um processo catabólico como a reabsorção de sua superfície. É um fenômeno particular de superfície específica que ocorre durante o crescimento, como parte do processo de cicatrização, por exemplo, na estabilização de um implante endósteo e na resposta a carga funcional (RABIE et al., 1996).

O osso compacto é submetido a trocas constantes. Sua perda pode se dar na superfície óssea ou também na intimidade do tecido ósseo como consequência da atividade osteoclástica. Quando o osso entra em fadiga, ou está necrótico, as atividades osteoclásticas iniciam a remoção deste tecido, acumulam-se na superfície do osso ou em seu interior nos canais de harvers, criando finalmente um túnel na profundidade do osso denso. Este arranjo de osteoclastos denomina-se “cunha de corte”, e o túnel que produz chama-se “túnel de erosão” (reabsorção). Esta cunha de corte continua aprofundando-se no interior, até que todo o tecido necrosado tenha sido removido ou delimitado (McKINNEY JR, 1985; MISCH, 2000).

Outro conceito característico das teorias de remodelação é o equilíbrio da remodelação, que faz referência à situação mecânica na qual o osso é simultaneamente absorvido e depositado. Afirma-se que toda atividade remodeladora de adaptação à aplicação a uma carga ou a uma alteração das condições mecânicas será levada a se aproximar desse estado de

equilíbrio na remodelação. Esse fenômeno está presente depois de estabelecidos o equilíbrio de forças e o sistema implantado (MISCH, 2000).

A osteogênese é um processo complexo que envolve a diferenciação de células mesenquimais pluripotentes em pré-osteoblastos e posteriormente em osteoblastos. Este desenrolar celular se repetirá ainda durante a remodelação óssea fisiológica ou em fraturas (MURAGLIA; CANCEDDA; QUARTO, 2000; HING, 2004).

Este processo é dividido em dois tipos de ossificação, intra membranosa e endocondral. Onde a primeira ocorrerá através de células embrionárias totipotentes, diferenciando-se em osteoblastos com conseqüente formação de tecido ósseo. E a segunda através da substituição de um molde de tecido cartilaginoso por células ósseas, como citado anteriormente (HING, 2004).

3.3. INTERFACES OSSO/IMPLANTE

Já que as respostas de cicatrização são limitadoras, a perda extensa da camada osteogênica (interna) pode impedir a formação da ponte periosteal. Se o periosteio é descortificado, o calo tem que se originar no tecido osteogênico não traumatizado mais próximo (MELKER et al., 1971).

Em estudos realizados numa série de experimentos com macacos, acompanhados por sete anos e idealizado para avaliar convenientemente o desenho dos cilindros de Ti com superfície de TPS sobre as respostas do osso, o tecido conjuntivo e epitélio, foi demonstrado que o tipo de união que se forma entre o osso e um cilindro oco de titânio jateado com spray de titânio é “anquilótica”. Formada entre o osso e a superfície do implante, a mesma permaneceu inalterada sob cargas funcionais por um período experimental de dois anos. O osso adaptou-se a todas as irregularidades e fendas da superfície de TPS, e osteócitos vivos foram observados em contato com o metal (SCHROEDER et al., 1981).

Os osteoclastos preferencialmente reabsorvem os tecidos mais mineralizados e os cones cortantes tendem a remodelar o osso mais velho, presumivelmente mais enfraquecido. O mecanismo fisiológico ajuda a manter a integridade estrutural indefinidamente (PARFITT, 1983).

Em relação à biocompatibilidade dos implantes de titânio, quanto aos aspectos científicos da superfície, os processos biológicos estimulados pela introdução de um implante inorgânico produzem interações químicas no local da interface entre o implante e o tecido do hospedeiro. Quando implantes metálicos são usados, a interação química é determinada por propriedades do óxido da superfície, e não por propriedades químicas do metal. Fatores que contribuem para o sucesso dos resultados em implantes de titânio puro, como material de eleição, podem ser uma combinação da inércia química do óxido e algumas propriedades bioquímicas específicas do mesmo (KASEMO, 1983).

Na interface entre o osso cortical e o implante há canalículos participando no transporte eletrolítico próximo à camada de óxido. Uma rede de fibras colágenas envolve os osteócitos e se inserem na camada de proteoglicanos. Formando-se uma camada de 100 Å de proteoglicanos, que se funde com a camada de óxido, e uma camada de substância fundamental amorfa de 10 a 20µm de espessura se funde à camada de proteoglicanos. A osseointegração em osso esponjoso ocorre quando as trabéculas se aproximam do implante e entram em contato íntimo com a camada de óxido. Os vasos sanguíneos proporcionam nutrição, e ocorre remodelação na trabeculagem óssea que envolve a superfície do implante.

Os fibroblastos e os osteoblastos aumentam em número e mudam de aspecto quanto mais próximo estiverem do implante, aderindo à camada de óxido; logo, a substância fundamental amorfa é formada preenchendo os espaços entre as trabéculas ósseas (BRÄNEMARK et al., 1985).

No intuito de avaliar três variáveis: módulo de elasticidade, textura de superfície e composição da superfície do material. Os autores desse estudo obtiveram resultados na resposta óssea mediante estas variáveis, utilizando implantes colocados em cães. Foram utilizados 12 tipos de implantes, em forma de cilindros, medindo 6 mm de diâmetro e 16 mm de comprimento, compostos dos seguintes tipos de materiais: polimetilmetacrilato (PMMA), carbono pirolítico com baixa temperatura isotrópica (LTI), titânio comercialmente puro (Ti CP) e óxido de alumínio (Al_2O_3). A textura de superfície destes grupos foi variada utilizando métodos: polidos e jateados. Os implantes foram instalados transcorticalmente em fêmures de cães mestiços adultos e os animais foram sacrificados após um período de 32 semanas. A seguir, testes de remoção mecânica foram realizados para determinar a força e a rigidez de cisalhamento na interface osso e implante. Os resultados obtidos nos testes mecânicos indicaram que, para os implantes fixados por aposição óssea direta, a força e a rigidez de cisalhamento na interface não foram afetadas por variáveis: módulo de elasticidade e composição da superfície do implante. No entanto, variando a textura de superfície, a resposta óssea na interface osso e implante foi significativamente alterada. Avaliações histológicas demonstraram que implantes com superfície rugosa exibiram aposição óssea direta, enquanto os lisos exibiram vários graus de tecido fibroso envolvendo-os. A partir destes resultados, os autores concluíram que o módulo de elasticidade dos materiais teve um efeito pequeno, tanto sobre a resposta mecânica na interface dos implantes, quanto na resposta histológica na interface osso e implante. Porém, a superfície rugosa, nos grupos de implantes estudados, afetou significativamente a resposta tecidual na interface e exibiu maior aposição óssea. Os autores concluíram que das variáveis estudadas, a que influenciou uma resposta mais favorável foi a textura de superfície dos implantes (THOMAS & COOK, 1985).

Com a finalidade de avaliar os implantes de titânio cobertos com hidroxiapatita, versus a resposta histológica frente aos implantes cilíndrico com tamanho, diâmetro e formato

padrões, porém com diferentes superfícies (Ti CP usinado e polido, Ti CP com cobertura jateada com partículas apresentando irregularidades em sua superfície de 25-50 μm e Ti CP com cobertura de HA com 50-75 μm de espessura CalcititeTM), dez cães tiveram seus incisivos superiores e inferiores e 40 pré-molares e primeiros molares extraídos, e após um período de cicatrização de 12 semanas, 96 implantes foram instalados. Os cães foram sacrificados em intervalos de 1, 4 e 10 meses após a instalação dos implantes para a realização de cortes histológicos. Os resultados obtidos com um mês mostraram que 100% dos implantes lisos foram facilmente removidos de seu osso após a secção axial. A aderência ao osso se deu em 100% dos implantes de HA (13) e 50% dos implantes jateados. Na biointegração inicial, uma camada mais completa de osso lamelar e melhor manutenção do osso da crista óssea alveolar foi encontrada ao redor dos implantes cobertos com HA. Os autores afirmaram também que, tanto em experimentos “*in vitro*”, quanto nos “*in vivo*”, a solubilidade da cobertura com HA é estável e não apresenta diminuição significativa com o tempo (BLOCK et al., 1987).

Após realização de estudos em fêmures de seis coelhos, para avaliar a resistência de implantes de Ti Cp com duas texturas diferentes (lisas e rugosas), constatou-se que decorridos um período de seis semanas os implantes rugosos apresentaram valores significativamente mais altos do que os lisos, sendo que a força média para a remoção dos implantes rugosos foi de 26,4 Ncm, enquanto que a média para os polidos foi de 17,2 Ncm. As observações histológicas mostraram que ambos os implantes apresentaram-se ancorados diretamente no osso sem interposição de tecidos moles (CARLSSON et al., 1988) .

As respostas biológicas que ocorrem em níveis celulares e macroscópicos são uma consequência das interações moleculares. Por estas razões, o estado da superfície do implante é de importância central nas avaliações biológicas do implante, bem como seu uso clínico. Para eles, as propriedades de superfície de interesse eram a composição química,

microarquitetura, microestrutura, limpeza e propriedades de interações com relação à água e biomoléculas. Em relação à textura de superfície, afirmaram que a superfície lisa e a rugosa provocam diferentes áreas de contato com biomoléculas e células; isto produz diferentes perturbações e tipos de uniões das unidades biológicas que podem influenciar a sua conformação e função (KASEMO & LAUSMAA, 1988).

Ao avaliar a textura de superfície dos implantes cobertos com HA separaram-se dois implantes, com a finalidade de serem submetidos a testes de desgaste progressivo por meio de uma máquina que simulava a escovação. Observações foram feitas ao microscópio eletrônico, a fim de avaliar sua resistência à escovação dental. Nove implantes dentais feitos de liga de Ti-Al-4V6, foram cobertos com HA por meio da técnica de plasma spray. As espessuras das coberturas variaram de 50 a 90 μm . Após 10.000 ciclos de escovação, os grânulos presentes na cobertura desapareceram e apresentavam superfície irregular. No entanto, após 20.000 ciclos de escovação, cerca de 5% da cobertura havia desaparecido. Com isto, os autores concluíram que, em geral, a presença de fendas pré-existentes pode ser vantajosa para a integridade mecânica de coberturas instáveis, desde que estas fendas possam ser compensadas por diferenças na elasticidade entre a cobertura e o substrato. A razão pela qual as fendas diminuem em número após a escovação, é provavelmente devido à sua superficialidade. Os autores concluíram que é preferível utilizar no interior da boca materiais metálicos polidos, pois diminuem o acúmulo de biofilme, e que a resistência das coberturas ao desgaste não é boa o suficiente para resistir a períodos de escovação prolongados (VAN ROSSEN et al., 1989).

Até os anos 70, os cortes histológicos eram observados em espécimes dos quais os implantes haviam sido removidos. Isto impedia avaliar a interface sem a possibilidade de atribuir ao artifício da técnica um resultado duvidoso. Somente a partir do início da década de 80, tornou-se viável a avaliação integral da íntima congruência entre a superfície do metal e do

osso, e muitas autoridades, que até então hesitavam sobre a possibilidade deste contado direto, ficaram convencidas não se tratar de um artifício (ALBREKTSSON & SENNERBY, 1991).

Em pesquisa, *in vitro*, realizada para avaliar a resposta de células do tipo osteoblastos mediante cinco tipos de superfície de titânio, os autores utilizaram discos de titânio comercialmente puro medindo 1,25 cm de diâmetro e 4 mm de altura para realizar um preparo na superfície destes, deixando-os com tipos de morfologia de superfície: regulares e irregulares. As irregulares foram preparadas utilizando papéis metalográficos para polimento com partículas de SiC e, em seguida, foram jateadas com partículas de Al_2O_3 de 50 μm ou atacadas por ácido (HF a 3,5% - HNO_3 a 25%), por períodos de 1, 5 e 10 minutos. Todos os espécimes, após o preparo da superfície, foram limpos com solvente, lavados em água destilada, passivados em ácido nítrico, enxaguados em água destilada, secos em um secador a vácuo e esterilizados por exposição à luz ultravioleta, por um período de 30 minutos. Após todo este preparo, as superfícies foram analisadas e a rugosidade de superfície, determinada por um rugosímetro. Os osteoblastos obtidos para este experimento foram retirados da calvária do osso parietal de ratos. Os discos de titânio foram preparados com a metodologia dos autores permitindo que os osteoblastos entrassem em contato com os espécimes, observando assim, por meio de microscopia eletrônica, em intervalos de 15, 30, 60 e 120 minutos. Os autores concluíram que os resultados deste experimento sugerem que o tipo de rugosidade produzido na superfície de Ti Cp afeta a resposta biológica inicial, como adesão celular e proliferação. A superfície irregular produzida por jateamento demonstrou ser mais condutiva para as adesões celulares apresentando resultados significativamente mais altos, do que as rugosidades produzidas por polimento com papel áspero ou atacadas por ácido (BOWERS et al. 1992).

Com implantes cobertos com HA, particularmente com relação ao contato osso e implante, força de resistência e fixação, observou melhores resultados na maxila. Esse

implante pode apresentar um melhor sucesso em longo prazo quando implantes mais curtos são necessários e quando se trata de indivíduos com osso esponjoso e de baixa densidade (Tipo D4). Após o término do estudo o autor sugeriu que: implantes de titânio tipo parafuso são indicados para região anterior de mandíbula (osso Tipo 1- D1); parafuso recoberto com HA para região anterior de maxila e posterior de mandíbula (osso Tipo 2 ou 3- D2 ou D3 e para o osso Tipo 4 - D4) (MEFFERT, 1993).

Treze sistemas de implantes comercialmente disponíveis no mercado foram estudados em relação ao desenho e as características de superfície. Os implantes foram divididos em grupos, dependendo dos seus diferentes materiais e tratamentos de superfície. Grupo A: implantes cobertos com HA, apresentando seis sistemas cilíndricos; Grupo B: implantes cobertos com plasma spray de titânio (TPS), com um sistema cilíndrico; Grupo C: implantes de liga de titânio, fazendo parte deste grupo, um implante cilíndrico e dois em forma de parafuso e, Grupo D: implantes de Ti Cp, constituído por três implantes em forma de parafuso. Os resultados deste estudo mostraram que os treze diferentes tipos de implantes variaram consideravelmente em relação à superfície topográfica, não só entre os diferentes grupos, mas também entre os implantes manufaturados com o mesmo tipo de material e as diferentes amostras do mesmo grupo. Os autores avaliaram neste estudo apenas um implante de cada sistema. Segundo eles, haveria necessidade de considerar a variabilidade que existe entre cada espécime e, desta maneira, saber se os resultados do estudo podem ou não ser generalizados para a maioria da população. Os autores acreditaram que a média de valores seria confiável para os diferentes parâmetros de rugosidades de superfície que têm sido produzidos (WENNERBERG et al., 1993).

Em estudo histomorfométrico para avaliar a quantidade de osso em contato com a superfície de implantes lisos e jateados com TiO₂ (implantes Astra TechTM), utilizou-se cães submetidos à extração de pré-molares na maxila. Após quatro meses de cicatrização, cinco

implantes lisos e cinco jateados foram instalados. Dois meses após, novamente houve a implantação de cinco lisos e cinco rugosos. Quatro meses após à instalação dos primeiros implantes, os animais foram sacrificados e secções em bloco foram preparadas. Dos 20 implantes instalados, um foi perdido e a média de contato osso/implante na superfície dos implantes lisos foi de 40%, tanto no período de observação de dois ou quatro meses, enquanto que para os implantes jateados, esta média foi de 65% (ERICSSON et al., 1994).

Em um estudo experimental com o propósito de avaliar histométrica e biomecanicamente a ancoragem de implantes jateados somente com óxido de titânio e implantes jateados com óxido de titânio acrescido de cobertura de HA, utilizou-se implantes torneados lisos e polidos como grupo controle. Foram colocados um total de 156 implantes, com formato de parafuso, medindo 10 mm de comprimento e 3,5 mm de diâmetro, na parte proximal da tíbia de 26 coelhos. Em cada coelho, foram colocados seis implantes, três em cada tíbia (um liso e polido, um jateado com TiO_2 e um jateado com TiO_2 e HA). Após um período de cicatrização de 3 e 12 semanas, respectivamente, os implantes colocados na tíbia direita foram submetidos a testes de remoção por torque e os colocados na tíbia esquerda, usados para mensurações histomorfométricas. Os implantes com cobertura de HA demonstraram valores significativamente maiores nos testes de remoção por torque, do que os jateados com TiO_2 , seguidos pelos lisos. As mensurações para verificar o contato osso e implante apresentaram também valores maiores nos jateados com TiO_2 do que nos lisos. As vantagens da superfície jateada com TiO_2 foram mais evidentes nas análises com três semanas do que nas amostras com 12 semanas. Os implantes com cobertura de HA freqüentemente apresentaram fraturas da HA na parte inferior das roscas. Segundo os autores, os resultados demonstraram que foi possível influenciar os resultados de ancoragem dos implantes, por meio da alteração da estrutura morfológica da superfície dos mesmos (GOTFREDSSEN et al., 1995).

Resultados preliminares de um estudo multicêntrico, o qual testou a eficácia de uma superfície de implantes osseointegrados com formato de parafuso e com superfície quimicamente tratada com ácidos hidrocloreídrico e sulfúrico, mostraram que os métodos de preparo produziram rugosidades de superfície altamente uniformes, com uma variação da altura entre picos e vales da ordem de 0,3 a 0,2 μm e espaços horizontais entre os picos com valores de 0,3 a 0,2 μm . Em adição, para minimizar possíveis complicações dos tecidos moles resultantes da exposição da superfície rugosa, nos casos de reabsorção marginal do osso, foi idealizado que a superfície rugosa seria iniciada 3 mm apicais à superfície oclusal, ou seja, nos 3 mm iniciais foi mantida a superfície lisa, denominado pelo fabricante implante OsseotiteTM. Os resultados dos 147 implantes colocados em 75 indivíduos foram avaliados e acompanhados durante três anos por meio de exames clínicos e radiográficos. Os implantes foram instalados para suportar coroas unitárias, sobredentaduras e próteses fixas, de acordo com as necessidades de cada indivíduo. Clinicamente, os tecidos gengivais periimplantares foram observados sobre 95% dos implantes, enquanto 88,3% não demonstraram sangramento durante a sondagem e nenhuma recessão durante o período de acompanhamento. De acordo com o critério utilizado no estudo, o índice total de sucesso calculado foi 96,6% (SULLIVAN et al., 1997).

Em estudo comparativo com 132 implantes entre Ti Cp (66 implantes) e Ti6Al4V (66 implantes), com observações realizadas em intervalos de 1, 6 e 12 meses após a implantação em tíbias de 30 coelhos. Os resultados obtidos nos testes de remoção revelaram que as amostras observadas com um mês não apresentaram diferenças estatisticamente significativas, porém após 6 e 12 meses, os implantes de Ti Cp apresentaram-se mais aderidos ao osso, em comparação com os de Ti6Al4V, nos testes de remoção por torque (Ti Cp = 29 Ncm X Ti6Al4V = 23 Ncm aos 6 meses e Ti Cp = 38 Ncm X Ti6Al4V = 35 Ncm aos 12 meses). Os resultados histomorfométricos revelaram uma porcentagem mais alta de osso em contato com

Ti Cp, comparado ao Ti6Al4V. O volume ósseo ao redor das roscas foi semelhante. Os autores acreditam que uma importante causa para estas diferenças pode ser o fenômeno da dissolução iônica (JOHANSSON et al., 1998).

Foi realizada uma análise histomorfométrica da interface osso-implante de titânio comparando superfícies lisas e rugosas em maxilas humanas com baixa densidade óssea, após períodos de 3, 6 e 12 meses com os implantes submersos, sem distúrbios de cicatrização. Neste estudo participaram seis indivíduos voluntários adultos, sendo que cada um recebeu um implante liso e um rugoso. Os valores de contato osso e implante aos três meses foram 6,2% para os lisos e 58,9% para os rugosos. Aos seis meses, os resultados foram de 3,55% para os lisos e 72,9% para os rugosos e aos 12 meses, 6,7% para os lisos e 76,75% para os rugosos. Os autores mostraram por meio de seus resultados que as superfícies rugosas, em osso de baixa densidade, promovem aumento nos índices de contato osso e implante, porém destacaram que, devido ao pequeno número de implantes observados, não puderam apresentar conclusões definitivas, apesar das diferenças significativas entre os dois grupos (TRISI et al., 1999).

A descortificação extensa do perióstio inibe substancialmente a resposta inicial da cicatrização. Apesar das citocinas estimulantes e dos fatores de crescimento serem liberados do coágulo do sangue no local cirúrgico, essencialmente nenhuma célula osteoprogenitora competente sobrevive no perióstio descortificado (MISCH, 2000).

Quanto a influência da rugosidade da superfície e da cobertura de fosfato de cálcio (CaP) na resposta óssea aos implantes de titânio. Quatro tipos de implantes de Ti: polidos, jateados com partículas Al_2O_3 , polidos com uma cobertura de CaP e jateados com partículas e implantes com uma cobertura de CaP foram inseridos nos côndilos femurais direitos e esquerdos e nas diáfises tibiais direitas e esquerdas de coelhos. Após um período de implantação de 2 e 12 semanas, a interface osso e implante foi avaliada histológica e

histomorfometricamente. A avaliação histológica não revelou nova formação óssea ao redor dos diferentes materiais de implantes após duas semanas de implantação. Após 12 semanas, a cicatrização óssea havia se completado. Os implantes com cobertura de CaP mostraram uma maior quantidade de contato ósseo do que os sem cobertura, tanto para os instalados na tíbia, quanto para os instalados no fêmur. Por outro lado, a rugosidade de superfície melhorou a resposta aos implantes inseridos na diáfise tibial. Com base nestes achados, os autores concluíram que o preparo de uma cobertura de CaP sobre um implante tem efeito benéfico sobre a resposta óssea frente a este implante durante a fase de cicatrização; e independentemente das condições da superfície do implante, a resposta é também determinada pelas condições locais da posição do implante (HAYAKAWA et al., 2000).

Em estudo comparativo entre 4 diferentes tipos de superfícies topográficas produzidas sobre implantes de Ti Cp instalados na metáfise tibial de 12 coelhos foi observada a resposta óssea mediante testes histomorfométricos e biomecânicos. As quatro superfícies topográficas estudadas foram: usinadas, jateadas com partículas de TiO_2 (tamanho de 10 a 60 μm), tratadas com plasma spray e atacadas com ácido (ácido hidrófluorídrico à alta temperatura numa primeira exposição e com uma combinação de ácido hidrófluorídrico e ácido sulfúrico numa segunda exposição – OsseotiteTM). Dentro dos limites de um estudo experimental em curto prazo, os resultados indicaram que um micrômetro de rugosidade da superfície do titânio obtida com procedimentos de ataque ácido aumentou em 33% o contato ossoimplante sobre as superfícies usinadas (CORDIOLI et al., 2000).

A superfície de óxido porosa é criada pelo aumento controlado da camada de TiO_2 incluindo propriedades de superfície desenhada da espessura de óxido, rugosidade e textura. É provável que as propriedades específicas mecânicas e de superfície do implante possam ser melhoradas a fim de aumentar a estabilidade do implante e a capacidade de suporte de carga no osso. Está claro que a geometria do implante é fundamentalmente importante para a

distribuição de carga eficiente, mas as propriedades de superfície do implante, tais como área de superfície e topografia, também podem ter um papel importante. Os diferentes fabricantes de implante abordaram o problema modificando a topografia da superfície do implante. As várias técnicas, incluindo jateamento de partícula, cobertura com spray de plasma e condicionamento químico seco foram usadas, sendo que, uma técnica diferente foi modificar o tecido ao redor do implante. É provável que a organização óssea e a taxa de formação possam ser otimizadas trazendo moléculas tais como matriz extracelular, fatores de crescimento e fatores de diferenciação no local do implante. O alto grau de porosidade (densidade, distribuição do tamanho e volume do poro) pode servir como um fator adequado para o aumento da taxa de formação óssea e a capacidade de suporte de carga no local do implante, desde que seja bem administrado e controlado (HALL & LAUSMAA, 2000).

Experimentos sobre implantes com óxido de superfície foram modificados por alguns anos. O óxido espesso, anodizado e cristalino, com uma estrutura rugosa micro-porosa específica manifesta propriedades de superfície muito interessantes que podem influenciar a resposta biológica. Para integração, o titânio puro tem propriedades únicas entre todos os metais na tabela periódica e é em muitas situações o metal de escolha. Geralmente, o titânio é um metal reativo com um filme de óxido nativo de cerca de 4 Nm de espessura. Após uma monocamada inicial ser formada, um aumento do óxido acontece. Os íons de oxigênio migram em direção ao metal e regem com o titânio contra íon na base do óxido e via difusão do íon metálico do metal até a superfície (LARSSON et al., 2000).

3.4. OSSEOINTEGRAÇÃO

Com a instalação de implantes de titânio puro de acabamento e geometria definidos de acordo com o procedimento de osseointegração, uma conexão firme, íntima e duradoura pode ser criada entre o osso vivo e o implante (ADELL et al., 1981).

Portanto, a partir de estudo realizado ficou estabelecido que o fenômeno de “Osseointegração” é uma “ ligação direta e estrutural e funcional entre o tecido ósseo vivo e ordenado e a superfície de um implante submetido a cargas funcionais” (BRÅNEMARK, 1985).

O melhor material para ser utilizado no implante é o titânio, comercialmente puro e para alcançar a osseointegração foi desenvolvido um implante de titânio puro, com a forma de parafuso e protocolo cirúrgico, cortando o osso em baixa rotação, seguido por um período de cicatrização sem função e técnicas protéticas apropriadas. Um implante endósseo deve permanecer submerso no osso alveolar, sem receber cargas por um período de quatro a seis meses, para permitir a osseointegração. Durante a fase de cicatrização, novo tecido ósseo forma-se próximo ao implante. A remodelação ocorrerá entre o décimo segundo e o décimo oitavo mês, seguindo após um estado de equilíbrio, onde as forças exercidas sobre o implante serão compensadas pela capacidade de remodelação do osso de suporte (BRÅNEMARK et al. 1985).

Foram instalados em trinta e oito coelhos adultos albinos um implante de titânio e outro de material teste em cada tíbia de cada animal. Sendo os materiais de teste, titânio, liga de titânio (Ti 6AL 4V), liga de cromo e cobalto e molibidênio (Cr Co Mo), e aço inoxidável observados por um período de 4 a 11 meses. A microscopia ótica da interface revelou um contato direto entre o osso e a superfície do implante (osseointegração) em 73 dos 76 casos. Dadas as condições de cicatrização idênticas, os metais de implantes modernos foram aceitos pelo osso da mesma maneira. Logo, o autor sugere que a osseointegração poderia ser vista não

como uma reação exclusiva, mas como a expressão de uma cicatrização potencial não específica e básica no osso (LINDER; OBRANT; BOIVIN, 1985).

Com o surgimento da osseointegração, os adeptos dos implantes convencionais voltaram sua atenção para o que estava sendo denominado interface (espaço compreendido entre osso e o implante). Até então os trabalhos de histologia apresentavam sistematicamente, salvo raras exceções, tecido conjuntivo fibroso ao redor do implante e concentravam suas atenções em constatar a aceitação biológica dos mesmos pelos tecidos circunvizinhos. E por acharem que seus implantes forneciam uma função adequada ou justamente pela presença de tecido conjuntivo, passaram a denominá-los osseofibrointegrados, numa alusão à perfeita integração osso-fibra-implante (SILVA, 1999).

A osseointegração implica no contato direto entre o implante e o tecido ósseo circundante, não havendo nenhum tipo de mecanismo de amortecimento entre ambos. O controle de diversos fatores, como o grau de compatibilidade biológica do implante, assim como sua forma geométrica, desenho, condições de superfície, qualidade do tecido ósseo, técnica cirúrgica utilizada e o controle das forças oclusais, irão permitir a ancoragem óssea. No entanto, o descuido com qualquer um destes fatores resultará na formação de uma interface implante - tecido conjuntivo, com a conseqüente perda do implante, ainda que todos os demais fatores tenham sido controlados (KASEMO & LAUSMAAN, 1988).

3.4.1. Resposta do Hospedeiro

Qualquer material de implante inserido no corpo torna-se rapidamente coberto por várias camadas de proteínas do sangue, que serão os primeiros elementos a entrar em contato com o implante. As proteínas irão aderir à superfície do implante, controlando através de processos enzimáticos a adesão inicial de células, determinando o tipo de interface do implante (ALBREKTSSON et al., 1985).

A escolha do material de implante é um elemento tão crítico quanto o preparo do local ou o procedimento de inserção. Por longos anos pesquisas de materiais tem sido realizadas e promovido a emergência de uma ou mais substâncias designadas para a implantação em tecido duro humano. O titânio e sua liga, Titânio/Alumínio/Vanádio (Ti-6Al-4V), são metais atraentes devido a sua dureza, compactação comparativamente baixa, peso leve e inércia relativa (COOK et al., 1987).

Após a fixação de implantes endósseos, existem três possíveis respostas que poderão ocorrer no tecido do hospedeiro: A primeira é o processo inflamatório agudo ou crônico que pode resultar na perda precoce do implante. A segunda é uma encapsulação por tecido conjuntivo fibroso, resultando em falha de ancoragem óssea. E a terceira, pode ocorrer formação de um tecido ósseo vivo em torno do implante, de maneira previsível e duradoura, estabelecendo um contato mecânico que resultará na ancoragem do implante denominada osseointegração (KRAUSER et al., 1989).

Os protocolos desenvolvidos para que se atinja o fenômeno da osseointegração, ou seja, a formação óssea em torno do implante quando este se encontrar em função, vão da escolha do metal até a instalação e manutenção da prótese. Portanto, é importante considerar condições de usinagem, tipo de osso receptor e material empregado na fabricação (ALBREKTSSON & SENNERBY, 1990).

Ocorrem diferenças importantes a nível morfológico (fibras colágenas desorganizadas e finas) e a nível bioquímico (grau avançado de glicosilação e hidroxilação do colágeno) entre o tecido colágeno da cicatriz, observado quando o implante é encapsulado por tecido conjuntivo e a matriz colágena do tecido ósseo lamelar. Essas diferenças demonstram o motivo pelo qual a migração da inserção epitelial ocorre facilmente, podendo levar a marsupialização do implante (STEENBERGHE et al., 1990).

A osseointegração dos implantes de titânio em osso regenerado e o processo de remodelação do osso, sob condições de cargas funcionais, foram abordadas pelo autor. Após elaboração do estudo obteve-se um completo preenchimento ósseo após seis meses de cicatrização, o que histologicamente representa um osso compacto regular e um osso trabecular em perfeita situação para a osseointegração dos implantes (BUSER; DAHLIN; SCHENK, 1994).

Entre a parede óssea da área cirúrgica e a superfície do implante é depositada pelos osteoblastos uma fina camada de novo osso, denominado osso imaturo, do tipo trabecular, este tipo de osso não possui força suficiente para suportar a carga mastigatória, porém, mais tarde os espaços existentes nessa camada são preenchidos por osso maduro ou lamelar, de forma que quase toda área entre o sítio cirúrgico e o implante são preenchidos por tecido ósseo, ou seja, o osso estará mais compactado resistindo assim à força da mastigação (STEFLIK & MCKINNEY JUNIOR, 1994).

A reação inicial da interface osso-implante seria envolvendo a liberação de células sanguíneas e amino-vasoativas na formação de uma rede de fibrina, debridamento por macrófagos, organização e substituição de hematoma por granulação do tecido e subsequente recolocação por calo fibroso e posteriormente calo ósseo primário ou osteóide (BRÄNEMARK et al. 1985; HOLLINGER et al., 1996).

A regeneração do osso ao redor dos implantes endósseos pode ser alcançada com métodos de subtração (jateamento por ataque ácido) ou com métodos aditivos (pulverização de plasma de titânio, cobertura de HA (MARINHO et al. 2003).

3.4.2. Fatores que Interferem na Osseointegração

Aproximadamente 1 mm de osso adjacente ao implante endósseo necrosa como consequência do traumatismo associado a preparação do sítio do implante (ROBERTS et al., 1987).

O calor friccional gerado e as altas temperaturas geram sérias consequências como: hiperemia, necrose, fibrose, degeneração das células ósseas, aumento da atividade de osteoclastos, desidratação, contração e carbonização do tecido ósseo. Segundo os autores, o calor gerado durante a preparação dos sítios para a colocação de implantes, promove um aumento de temperatura no tecido ósseo circundante, que só retorna à sua temperatura original após 60 segundos, porém o uso de irrigação inibe o calor (LAVELLE & WEDGWOOD, 1980).

O interesse corrente nos implantes endósseos tem crescido devido a maior consciência dos avanços na técnica de colocação e nos materiais. Junto a especificidade do projeto do implante e a seleção de materiais, este objetivo de longevidade e função, podem ser melhor obtidos pelo preparo metuculoso do local. Deve-se tomar cuidado para não traumatizar demasiado o local do osso pelo sobreaquecimento ou pela remoção de grande volume em qualquer passo do debridamento que é essencial para a osseointegração (COOK et al., 1987).

Dentre os fatores que podem interferir no processo de osseointegração encontra-se o trauma cirúrgico, pois existe a necessidade crítica em controlar a temperatura do osso, durante o procedimento do sítio receptor (MEFFERT et al., 1992).

Devido ao calor, gerado durante o procedimento de preparo dos sítios a receberem os implantes, por ser um dos fatores que influenciam na osseointegração (WATANOBE et al., 1992).

A preparação do osso para a instalação de implantes é feita através da utilização de uma seqüência de brocas, que aumentam o diâmetro gradualmente e devem ser irrigadas com soro fisiológico, mantendo-as sob regime de baixa rotação, para reduzir a geração de calor (McKINNEY JUNIOR, 1985).

Desde os primórdios da Implantodontia até a atualidade a osseointegração vem promovendo um profundo impacto no plano de tratamento. Antes se contemplava apenas o edentulismo total maxilar e mandibular e a estética não era preocupante, logo, o tratamento era limitado e relativamente simples. Com as altas taxas de sucesso e previsibilidade alcançadas o espectro se estendeu para os edentulismos parcial e unitário. Portanto, a osseointegração, continuamente em desenvolvimento mudou o perfil da profissão, tornando-a complexa, multidisciplinar e onerosa. Os limites de segurança e previsibilidade da terapêutica podem ser extrapolados e como consequência, os fracassos e complicações podem aumentar em frequência e magnitude ocasionando possíveis danos aos pacientes com repercussões éticas, morais e legais (PINTO et al., 2006).

3.4.3. Critérios de Sucesso

Durante a conferência sobre implantes dentais ocorrida em 1978, ficou estabelecido que:

- Mobilidade do implante deve ser menor que 1mm em alguma direção;
- Presença de imagem radiolúcida ao redor do implante, mas sem critério definido;
- Perda óssea não deve ultrapassar um terço da altura vertical do implante;

- Pode ocorrer inflamação gengival amena passível de tratamento, ausência de sintomas e infecção; ausência de dano ao dente adjacente; ausência de parestesia e anestesia ou violação do canal mandibular, seio maxilar ou assoalho da fossa nasal; e tecido colágeno saudável;
- Os implantes devem permanecer em função no período de 5 anos em 75% dos pacientes (SCHINITMAN & SCHULMAN, 1979).

É imperativo, que o uso clínico rotineiro de qualquer sistema de implante se baseie totalmente na evolução dos resultados de um sistema específico com estudos obrigatórios das investigações clínicas seguidas à longo prazo. Pesquisas clínicas sobre osseointegração demonstram que na ocorrência de mobilidade os implantes tornam-se sensíveis à percussão e pressão, se a mesma aumentar é necessário remover o implante. Mobilidade é um sinal contundente de fracasso do implante. Por esta razão, e pela evidência citada, a ausência de mobilidade é um critério importante para o sucesso do implante (ALBREKTSSON, 1985).

Critérios para avaliar o sucesso dos implantes foram propostos por ALBREKTSSON (1985) e ainda nos dias de hoje, são recebidos com grande respeito pelos profissionais da área. São eles:

- O implante deve permanecer imóvel quando testado clinicamente;
- Ao aspecto radiográfico deve apresentar radiopacidade periimplantar;
- Perda óssea vertical menor que 0,2mm anuais após o primeiro ano de função;
- Na realização de cada implante está caracterizada a ausência de sinais irreversíveis, e a persistência dos mesmos como: dor, infecção, neuropatias, parestesia ou violação do canal mandibular;
- De acordo com o proposto acima, um índice de sucesso deve alcançar 85% no período de 5 anos e 80% em 10 anos.

O interesse atual nos implantes endósseos tem crescido devido a maior consciência dos avanços na técnica de colocação e nos materiais. Junto a especificidade do projeto do implante e a seleção de materiais, este objetivo de longevidade e função, pode ser melhor obtido pelo preparo meticuloso do local. Deve-se tomar cuidado para não traumatizar o local do osso pelo sobreaquecimento ou pela remoção de grande volume em qualquer passo do debridamento. Todos esses cuidados são essenciais para a osseointegração (COOK et al., 1987).

Um implante não pode ser considerado um sucesso se a sua presença causa desconforto ao paciente. Dor e desconforto talvez sejam as causas mais comuns na remoção do implante, quando associadas à parestesia ou anestesia decorrente de dano ao nervo durante procedimento cirúrgico ou colocação do implante sobre o nervo. Essas condições podem causar a perda do implante ou a decisão de não utilizá-lo como apoio protético, embora este problema seja considerado uma complicação, que não é decorrente do desenho do implante. Este tipo de resposta não deve ser considerado nem fracasso nem sucesso, devendo ser reportado separadamente como complicação (SMITH & ZARB, 1989).

Uma taxa de sucesso com o uso do sistema Bränemark, superior a proposta por Albrektsson et al. (1986), foi apresentada pelos autores, apresentando 89% no período de 5 anos e 81% em 10 anos. Suas próteses permaneceram em função na região de maxila em 95% (ou mais) dos pacientes e na região de mandíbula em 99% dos pacientes. As próteses permaneceram em função por um período de 5 a 10 anos e por 15 anos respectivamente (ADELL et al., 1990).

3.4.4. Superfície de Titânio:

3.4.4.1. Introdução

Os parâmetros a serem analisados na seleção dos materiais para emprego como implantes, estão associados a definição do tipo e nível de tensão que será submetido, resistência à corrosão e biocompatibilidade. É importante que o material apresente elevada resistência à tração e a fadiga, associada a boa resistência à degradação física (ALBREKTSSON, 1985).

Independentemente do material que se eleja para a confecção dos implantes, será a sua superfície que entrará em contato com o tecido receptor. No caso do titânio, o que entra em contato com o tecido ósseo é o óxido de titânio, e não o titânio totalmente puro, pois, segundo os autores, assim que se abre o invólucro do implante e este entra em contato com as moléculas de oxigênio presentes no meio ambiente, em um espaço de tempo de 10 nanosegundos, forma-se a primeira camada nanoatômica de oxigênio. Em um espaço de tempo próximo de um milésimo de segundo, a espessura desta camada pode, no caso do titânio, chegar a 1 mm de espessura, adquirindo rapidamente uma camada entre 3 e 5 mm à temperatura ambiente. Esta camada de óxido pode ser altamente protetora. Na realidade, não se estabelece um contato direto entre o metal que constitui o implante e o tecido receptor, mas sim entre o tecido e o óxido de superfície do implante (KASEMO & LAUSMAA, 1985).

Embora os implantes metálicos de cobalto e titânio tenham demonstrado ser biocompatíveis em grande parte devido às camadas de óxido protetores presentes nesses materiais, a química de suas superfícies não é semelhante à que ocorre no osso natural (LACEFIELD et al., 1994).

Em estudo experimental, no qual compararam implantes em forma de parafuso, torneados e jateados, foi dada ênfase especial aos efeitos do material de jateamento e a

superfície topográfica. Foram utilizados 60 implantes, medindo 3,75 mm de diâmetro, 6 mm de comprimento e divididos em 4 grupos: grupo A – 10 implantes lisos; grupo B – 20 implantes jateados com partículas de TiO com 25 μm ; grupo C– 20 implantes jateados com partículas de Al_2O_3 com 25 μm e grupo D – 10 implantes jateados com partículas Al_2O_3 com 75 μm . Depois de preparados, os implantes foram inseridos em tíbias e fêmures de 10 fêmeas de coelhos adultos “brancos da Nova Zelândia”, entre 9 e 11 meses de idade. Cada animal recebeu seis implantes e, após 12 semanas de colocação, os animais foram sacrificados e testes de remoção por torque e histomorfométricos foram realizados. Tanto nos testes de remoção por torque como nos histomorfométricos, os implantes dos grupos B e C apresentaram resultados similares. Os do grupo D apresentaram valores mais elevados e estatisticamente significativos nos dois tipos de testes, quando comparados com os implantes lisos do grupo A (WENNERBERG et al., 1996).

Foram avaliados implantes endósseos de titânio com tipos de textura de superfície: plasma spray de titânio (TPS) e com superfície jateada e tratada por ácido (SLA), por meio de acompanhamentos radiográficos. Foram utilizados 69 implantes, colocados na mandíbula de cães, que tiveram seus dentes inferiores extraídos três meses antes da implantação e acompanhados por meio de tomadas radiográficas periapicais padronizadas em condições sem carga, e após 3, 6, 9 e 12 meses sob carga, num período de acompanhamento de 15 meses. Os implantes com carga foram restaurados com coroas de ouro similares à dentição natural.

Cinco diferentes áreas de interesse foram definidas coronal e apicalmente ao longo do implante. As mensurações de DIB revelaram que aqueles com cobertura de SLA tiveram menos perda de altura óssea (0,52 mm) do que os com cobertura de TPS (0,69 mm), avaliados no período de pré-carga. Estes dados também se confirmaram no período de três meses, após receberem carga com valores para SLA = 0,73 mm e TPS = 1,06 mm. Esta diferença foi mantida no período de acompanhamento de um ano. As alterações na densidade óssea

imensuráveis foram aparentes nas áreas apicais de ambos os implantes. Estes resultados sugeriram que os implantes com tratamento SLA são superiores aos com cobertura de TPS por meio de mensurações radiográficas, em osso, em condições de carga ou não (COCHRAM et al., 1996).

Em estudo de oito anos foi observada a elevação da taxa de sucesso para os implantes Steri-OssTM em desdentados totais, parciais e de um único dente comparada com estudos prévios de cinco a seis anos. Um total de 1499 implantes colocados em 389 mulheres e 216 homens teve uma taxa de sucesso de 96,1%. As comparações das performances dos implantes Steri-OssTM rosqueados, coberto com HA, implantes cilíndricos e titânio plasma jateado cilíndricos, apresentou uma taxa de sucesso maior para os implantes cobertos e jateados, especialmente para os implantes curtos colocados em osso Tipo IV e V. Observaram-se desta forma, que havia uma diferença significativa entre a taxa de sucesso dos parafusos de titânio e dos implantes cobertos com HA. Apesar das afirmações controversas sobre suas falhas, os implantes cobertos com HA apresentaram-se significativamente melhor nesse estudo do que os implantes de titânio não cobertos (SAADOUN & LEGALL 1996).

Um dos precursores da pesquisa de utilização do titânio em enxertos ósseos na década de 50 foi Per Ingvar Brånemark. Hoje este metal é utilizado na restaurações de lesões faciais, implantes extra-orais e na implantação de próteses de membros definitivamente integrados na ortopedia. Na integração de próteses ocorre uma interação permanente, uma vez que a ligação metal-osso, possibilita a “ósseo-percepção” e uma prótese mio-elétrica (captam os estímulos dos músculos), o que permite o emprego do titânio em tendões, nervos e músculos remanescentes para o contato direto com a prótese, o qual passaria a ser controlada pelo cérebro (AMEEN et al., 1996).

O tempo recomendado entre a colocação e o carregamento funcional dos implantes com superfície usinada tem sido de três meses para a mandíbula e seis meses para a maxila. E anos

recentes, os estudos experimentais e histológicos têm mostrado que as superfícies de implantes micro topográficas especificamente desenhadas podem resultar no contato aumentado de osso e implante em períodos mais precoces de cicatrização do que os obtidos com implantes de superfície usinada. Os estudos clínicos e histológicos investigando carregamentos de implantes imediatos e precoce sustentam a premissa de que implantes podem ser colocados em função antes do tempo previsto recomendado (LAZARRA et al., 1998).

Ao estudar o crescimento ósseo em câmaras ocas de titânio, com superfícies internas usinadas e com duplo ataque ácido (DAE) e jateamento abrasivo, instaladas no fêmur de ratos, enquanto as duas câmaras mostraram invaginação óssea, as câmaras com a superfície topográfica mais complexa mostrou estatisticamente mais osso nas superfícies das câmaras (DAE). Estes achados têm sido duplicados em superfícies DAE que não foram previamente abrasonadas por jateamento, indicando a importância da microtopografia do DAE em tais procedimentos biológicos (DZIEDZIC et al., 1999).

Estudos comprovam que a hidroxiapatita, as coberturas porosas, e as superfícies rugosas intermediárias dos implantes proporcionam um bom resultado clínico. Portanto, é importante que estudos clínicos e experimentais de novos tipos de implantes sejam contínuos. As superfícies oxidadas porosas (TIUNITE-Nobel Biocare) constituem hoje uma inovação no mercado internacional, apresentando uma resposta mais rápida do crescimento ósseo na superfície dos implantes, quando comparados a outros tipos de superfície (ALBREKTSSON et al., 2000).

Uma das principais técnicas para análise de superfície, espectroscopia fotoeletrônica de raios-X (XPS), foi amplamente utilizada para investigar a composição química da superfície do titânio. Os resultados das análises de superfície dos 34 implantes de titânio testados nestes estudo apresentaram: a maior parte dos elementos pode ser discriminada por procedimentos

de limpeza e lavagem (magnésio, sódio, cálcio, cloro, fósforo), por meio de contato com ferramentas (zinco, salmoura de ácido, nitrogênio, flúor), e por meio de jateamento (alumínio). O carbono é o mais proeminente contaminador de superfícies de titânio. Parte do carbono detectado é resultado de compostos atmosféricos contendo carbono absorvido inevitavelmente pela superfície de titânio. Contudo, especialmente no caso de superfícies usinadas, o carbono normalmente alcança valores muito altos, o que não pode ser retido no ar. A contaminação por fluidos e óleos lubrificantes é a explicação mais provável. A análise de superfície (XPS) tem sido freqüentemente usada para detectar a composição de superfície dos implantes dentários. O titânio é notoriamente um metal muito reativo e sua superfície é coberta por uma camada de óxido (TiO_3). Geralmente, superfícies usinadas continham significativamente mais carbono e menos titânio do que as superfícies ásperas. A superfície pulverizada com plasma não entra em contato com as ferramentas de usinagem ou com os fluidos de lubrificação e os poluentes orgânicos são queimados à temperatura da pulverização com plasma. As amostras tratadas com ácido são outro exemplo interessante; o ataque com ácido, seja por ácido hidrocloreídrico ou hidrocloreídrico/sulfúrico, dissolve as camadas mais externas da superfície do implante. O conteúdo de carbono, ou melhor, a taxa de carbono/titânio dessa classe de implantes é comparativamente baixo porque o ataque ácido remove juntamente com as camadas mais externas de titânio, a maior parte dos poluentes de carbono introduzidos na superfície pela usinagem. Os trabalhos analisados sugeriram que a química da superfície e a topografia estão intrinsecamente ligados (MORRA et al., 2003).

Molhabilidade é o primeiro conceito em relação à atividade celular em um biomaterial. Define-se como sendo a capacidade de um líquido molhar uma superfície (LIM; DONAHUE, 2004).

O diagrama da morfologia da molhabilidade de cada substrato irá depender basicamente do tipo, forma dos sulcos da superfície e do ângulo de contato do material

(SEEMANN et al, 2005).

Diferenças na umidade do ambiente, rugosidade e química das superfícies podem separadas ou em conjunto contribuir para discrepâncias significativas. O estudo da energia superficial se faz então muito importante para o entendimento da molhabilidade. Em tecido vivo, como o osso, tem-se observado que tanto a hidroflicidade como a hidrofobicidade influenciam de forma marcante o comportamento celular (KENNEDY et al., 2006).

3.4.4.2. Titânio e Suas Ligas

O titânio é particularmente diferente dos outros metais leves, como o alumínio e o magnésio, devido ao seu polimorfismo. O titânio oxida (ou passiva) em contato com o ar, em temperatura ambiente e os fluidos normais do tecido. Esta reatividade é favorável para os dispositivos de implantes dentários. Na ausência de movimento interfacial ou condições ambientais adversas, esta condição de superfície passivada (oxidada) minimiza o fenômeno de biocorrosão (LEMONS, 1975; SOLAR 1979).

O titânio pode formar numerosos óxidos como TiO , Ti_2O_3 e TiO_2 , sendo que o mais comum é o TiO_2 , muito resistente ao ataque químico, fazendo com que seja um dos metais mais resistentes à corrosão (KASEMO & LAUSMAA 1985).

Neste estudo foi apresentado um esquema onde mostraram tipos de uniões de biomoléculas à superfície dos implantes com superfície lisa chamada forças de Van der Waals, ligações de hidrogênio e ligações químicas locais. Em relação à aspereza da superfície, acreditavam que numa escala com valores acima de $100\ \mu m$, uma superfície áspera ou porosa pode ser vantajosa do ponto de vista mecânico, pelo fato de oferecer uma distribuição apropriada da tensão. No entanto, superfícies muito desiguais ou porosas apresentam uma desvantagem quando ocorre dissolução de íons do metal, porque a zona total exposta à quantidade de metal em dissolução será maior. Os autores concluíram que as propriedades físicas e químicas básicas são iguais em uma escala molecular, independentemente se a superfície for rugosa ou não, porém espera-se que a adesão de grandes agregados como as células e grandes biomoléculas sejam influenciadas pela aspereza de superfície quando os valores estiverem acima da escala nanométrica. Por último, as propriedades mecânicas do sistema implante e receptor serão influenciados pela superfície, em uma escala crescente (KASEMO & LAUSMAA 1985).

Na Inglaterra o titânio é o nono elemento em abundância na natureza. Ele é apenas excedido pelo oxigênio, silício, alumínio, ferro, cálcio, sódio, potássio e magnésio. Os Estados Unidos da América do Norte são os maiores produtores mundiais de pigmentos de titânio. A tecnologia de produção do titânio foi amplamente utilizada nos EUA, com o desenvolvimento de projetos de grandes aviões comerciais supersônicos e das atividades espaciais. O elemento titânio foi identificado pela primeira vez por William Gregor em 1790 (ELIAS; GOMES; LIMA, 1994).

Embora haja grande variedade de metais e ligas metálicas, apenas algumas ligas de titânio são utilizadas na fabricação do implante. Os aços inoxidáveis e as ligas de cromo-cobalto e molibidênio, podem liberar elementos sensíveis aos tecidos. O cobre, o alumínio e o zinco não são utilizados por serem metais que possuem produtos de dissolução tóxica (ELIAS, 1997).

3.4.4.3. Classificação das Ligas de Titânio:

O titânio comercialmente puro (Cp) existe sob duas formas cristalográficas. À temperatura ambiente possui estrutura hexagonal compacta, denominada α , que aproximadamente à 885°C se transforma em cúbica de corpo centrado, denominada β (Norma ASTM B600-85).

A norma ASTM F-136 apresentam os principais requisitos que as ligas Ti6Al 4V devem apresentar para serem empregadas em implante, destacando-se a composição química e a resistência à tração (BRUNETTE, 1988).

A Norma ASTM F-67 divide o titânio puro para emprego em implantes em quatro graus, com base na sua composição química. A principal diferença entre os graus de titânio puro está associado ao teor máximo de ferro e oxigênio permissível (ELIAS, 1999)

O titânio apresenta um módulo de elasticidade e resistência à tensão relativamente baixo, quando comparado com a maioria das outras ligas. O titânio puro possui baixo módulo de elasticidade e limite de resistência à tração inferior ao da liga de titânio (Ti6Al4V). O módulo de elasticidade de titânio comercial é 5 vezes maior do que do osso compacto, e esta propriedade enfatiza a importância do *design* na distribuição da transferência da tensão mecânica (MISCH, 2000).

Materiais com menores módulos de elasticidade apresentam melhor distribuição de tensão na interface com o osso e facilitam a reabsorção. Percentuais de ferro superiores a 0,5% aumentam a resistência mecânica do titânio, mas reduzem sua resistência a corrosão. Entre as ligas de titânio com pureza comercial emprega-se a de grau 2 e 3 para a fabricação dos implantes dentários. A de grau 1 possui baixa resistência mecânica e a de grau 4 devido ao maior teor de ferro apresenta a menor resistência à corrosão. O titânio grau 4 é utilizado para implantes ortopédicos. Em geral o titânio e as ligas de titânio apresentam interfaces descritas como “osseointegradas” ao implante, em humanos. Do ponto de vista eletroquímico, o titânio e a liga de titânio são ligeiramente diferentes em relação aos potenciais eletromotivos e galvânicos quando comparados a outros materiais odontológicos condutores de eletricidade. O ouro a platina e o paládio são considerados nobres, porém de baixa resistência, e os baseados em níquel, ferro, cobre e prata são significativamente diferentes (sujeitos a ligação galvânica e a corrente preferencial *in vivo*, (MISCH, 2000).

Ocasionalmente vários metais e ligas são utilizados na fabricação de implantes endósseos, porém reações adversas ao tecido podem proporcionar uma taxa de sucesso reduzida, prejudicando a aplicação clínica no decorrer do tempo. O Ti e sua liga (Ti 6AL 4V) tem se tornado um material de escolha para avaliação de implantes endósseos, no entanto, os componentes protéticos incluindo: as conexões e seus parafusos, os cilindros, e outras fixações, são ainda feitas de ligas como: o ouro, aço inoxidável, cromo cobalto e níquel

romo. Consequentemente existe o potencial da corrente galvânica se desenvolvendo entre as superfícies dos metais, com a possibilidade da ocorrência dos efeitos de corrosão eletroquímica, oxidação e o desencadeamento da dor (SYKARAS et al., 2000).

3.4.4.4. Propriedade do Titânio

O peso específico do titânio é 4.53 g/cm^3 . Ele é 61% mais denso que o alumínio e 57% menos denso que o aço, apresenta ponto de fusão elevado, quase três vezes maior que o alumínio e levemente maior que o do ferro. O titânio é mais inerte que o alumínio e apresenta melhor resistência à corrosão na água do mar. A maior parte da produção de titânio é utilizada em estruturas de aeronaves e peças de motores de aviões e mísseis, o restante é utilizado nas indústrias químicas, naval e uma pequena parcela como biomaterial (Norma ASTM F136-84).

As principais desvantagens do uso do titânio metálico são: alto custo dificuldades na obtenção metalúrgica e excessivas reatividades a altas temperaturas.

Quando imerso em fluidos do corpo humano, o titânio tem resistência à corrosão superior a do aço inoxidável. Em termos de resistência a tração ou a fadiga, o titânio comercialmente puro não é tão resistente quanto o aço ou as ligas de titânio. Diversos autores têm demonstrado a superioridade do titânio como biomaterial em relação a outros metais (GROISMANN, 1998; HURÉ, 1996).

Na Engenharia os critérios de seleção mais significativos de uma liga de titânio para um determinado emprego, dependem da temperatura do serviço em questão. Na implantodontia os critérios são diferentes.

3.4.4.5. Morfologia da Superfície dos Implantes

Mesmo com a seleção adequada do material a ser utilizado na fabricação dos implantes odontológicos, deve-se observar a qualidade do seu acabamento superficial, a qual é avaliada pela combinação de suas propriedades físicas, químicas, mecânicas e microestruturais. A deficiência do acabamento do implante pode comprometer o êxito da cirurgia, principalmente quando há a formação da camada de óxido de titânio, com espessura e composição inadequadas. O efeito nocivo da existência de cavacos de usinagem na superfície e nos furos dos implantes, refere-se a possibilidade dessas imperfeições soltarem durante a inserção do implante no alvéolo cirúrgico, serem dissolvidos pelos líquidos corpóreos e entrarem na corrente sanguínea do paciente. O processo de usinagem e os tratamentos subsequentes determinam as características da superfície dos implantes, em especial a estrutura eletrônica, cristalinidade, composição química, propriedades mecânicas e químicas (LIMA et al., 1996).

Normalmente se utilizam cinco tipos de tratamento superficial dos implantes após usinagem: Jateamento com sílica, jateamento com alumina, jateamento com plasma de titânio/HA, tratamento com ácidos e tratamento superficial a laser (LIMA et al., 1996).

Com base nos conceitos existentes na ciência dos materiais, é possível variar a capacidade de retenção dos implantes endósseos mediante a modificação da sua morfologia superficial. Esta atividade é iniciada pela caracterização metalúrgica da superfície do implante (ELIAS et al., 1999; LIMA, 1998).

Os tratamentos de superfície se dividem em três grandes grupos, são eles: Por subtração – Tratamentos por jateamento, e ataque ácido; Por aposição – Plasma spray de Ti (LIMA et al., 1998).

No tratamento com ácido as rugosidades tornam-se homogêneas, aumentam a área superficial ativa e aumenta a possibilidade de maior união na interface com o implante. Com o jateamento há aumento significativo de microcavidades e formação de microcamada com

tensões residuais compressivas em diferentes níveis de valores. Os aparecimentos de tensões residuais heterogêneas criam forças galvânicas e reduzem a resistência à corrosão dos materiais metálicos (LIMA et al., 1998).

A força necessária para remover implantes cilíndricos, cobertos com HÁ, foi de longe superior a força necessária para extrair implantes de Ti Cp, ou com plasma de titânio (SAADOUN & LEGALL, 1992).

Após investigação histomorfométrica e remoção de torque em quatro diferentes superfícies de titânio em tibia de coelho, constatou-se que não houve diferenças significantes entre o plasma spray e o jateamento com sílica ou o jateamento com sílica e o maquinado. No entanto, quando houve necessidade de desaparafusar os implantes de plasma spray foi necessário torque elevado comparado ao implante usinado (CORDIOLI et al., 2000).

O plasma jateado é a técnica corrente de eleição pelos fabricantes para que formem coberturas de cerâmicas Ha/TCP densas e aderente em substrato de metal. O plasma jateado por partículas fundidas resultam em coberturas altamente texturizadas devido a coalescência incompleta dos metais de composição da pulverização, isto é, considerado benéfico no fornecimento de encaixe mecânico e melhora a adesão do osso à superfície do implante (TUFEKCI et al., 1999).

A camada da superfície de óxido sobre implantes metálicos pode ser modificada e alterada por diferentes técnicas. A técnica eletroquímica, tal como oxidação anódica e oxidação térmica, tem sido usada separadamente ou em combinação com outros processos, com o propósito de aumentar e modificar a camada de óxido sobre os implantes (HALL & LAUSMAA, 2000).

A superfície de titânio oxidada criada através de oxidação anódica resulta em um controle gradual aumentado da camada de óxido de titânio e uma superfície rugosa em direção apical, ampliando a área de superfície. Com o advento da superfície - Tiunite, tem-se

obtido um aumento significativo da estabilidade, da remoção de torque e do contato osso-implante quando comparados à superfície do implante osseotite (GOTTLOW et al., 2000).

O grau de rugosidade e a topografia da superfície como um todo, podem então diferenciar sensivelmente o resultado da resposta celular (WENNERBERG, 2004).

Frequentemente, como já citado anteriormente, observa-se que tem sido demonstrada a possibilidade de que altas energias de superfície do titânio possam causar efeitos estimulantes na diferenciação dos osteoblastos *in vitro*, tais como aumento da fosfatase alcalina e atividade da osteocalcina. Teorias sugerem que as propriedades de superfície (molhabilidade, microestrutura e composição química) tendem a facilitar o reparo tecidual (KENNEDY et al., 2006).

3.4.4.6. Resistência da Interface Implante Osso

Após colocação de implantes de titânio Cp em tíbias de coelhos, os períodos de espera para reabertura dos implantes foram de 3 semanas, 1, 3, 6 e 12 meses respectivamente, fazendo uma aplicação controlada de força (torque). Foi demonstrado nesse estudo morfológico que houve um aumento gradual do acúmulo ósseo na interface com os implantes no decorrer do tempo (JOHANSSON et al., 1987).

A razão mais importante para critérios padrões é resguardar o público. Cada paciente que recebe um implante tem o direito de saber os potenciais riscos e benefícios do procedimento bem como uma apurada predição da utilidade do implante. Sem padrões consistentes, não é possível para o profissional prestar estes esclarecimentos. O dentista deve ser orientado para a seleção de um sistema de implante através de organizações, de revisões competentes (como o conselho de materiais dentários), instrumentos e equipamentos da Associação Dental Americana ou agência nacional de saúde. Estas agências devem

estabelecer regras claras e consistentes para julgar a aceitabilidade de um sistema de implante (SMITH & ZARB, 1989).

Duas normas básicas foram estabelecidas pela FDA a partir de 1992 para implantes orais:

- I. Deveria se apresentar um estudo prospectivo de no mínimo 100 pacientes tratados consecutivamente em 3 anos;
- II. Apresentar resultados de acompanhamento de 2 anos, resultando em 5 anos de acompanhamento clínico, antes da introdução ou comercialização de qualquer sistema.

(ALBREKTSSON & SENNERBY, 1991)

Apesar do percentual da área do implante recoberta com osso estar correlacionado com a qualidade da superfície dos implantes, não há definição da área mínima de contato entre osso-implante capaz de criar a ancoragem necessária para resistir aos esforços mastigatórios (HURÉ et al., 1996).

Os implantes endósseos devem sustentar forças relativamente grandes na função. Um entendimento melhor da resposta do osso à carga poderia ajudar no desenho do implante. Por isso, é essencial que:

1- Modelos teóricos e dados experimentais estejam disponíveis para entender a carga do implante como uma ajuda para planejar o caso;

2- Por alguns meses após a cirurgia, a cicatrização na interface osso-implante determinaria a estrutura e as propriedades da interface;

3- A linha de cimento na interface osso-biomaterial também pode ser um ponto preocupante;

4- O micromovimento interfacial excessivo inicial depois da implantação, interfere na cicatrização local do osso e predispõe a uma interface de tecido fibroso ao invés de osseointegração;

5- Grandes tensões podem danificar o osso (BRUNSKI, 1999).

Após estudos experimentais em mandíbula de cães da raça *Greyhound* para avaliar a remoção de torque em implantes de superfície Tiunite (superfície de óxido poroso), comparados com o sistema Branemark (superfície usinada), observou-se que a superfície Tiunite (mesmo apresentando perda óssea vestibular) apresentou um resultado superior em relação à superfície usinada (HENRY et al., 2000).

Com o objetivo de avaliar as superfícies SLA (combinação de um jateamento e um ataque ácido) comparadas às superfícies oxidadas (TiUnite-MK4), por inserção de torque e análise de frequência de ressonância (RFA- mensura a estabilidade do implante), utilizou-se 10 implantes de cada tipo de superfície colocados em 10 coelhos da espécie Nova Zelândia. Nos resultados, a superfície SLA apresentou um valor muito baixo na inserção de torque, sendo superior nos implantes MK4-TIUNITE, isso se deve às diferentes técnicas de preparação e do término do desenho dos implantes TIUNITE, porém ao se avaliar a RFA dos dois implantes, ambos obtiveram uma estabilidade primária similar (GOTTLOW et al., 2000).

O uso de implantes de dupla rosca (MKIII-Nobel Biocare) com aumento de inserção de torque, em qualidade óssea densa, não resulta em resposta tecidual após o período de 6 semanas. Os implantes oxidados mantêm uma estabilidade primária aumentada, durante o mesmo período de cicatrização, proporcionando uma boa integração osso-implante, e resultando em uma menor sensibilidade a perda desse contato devido à forte adesão com o osso circunjacente quando comparado à superfície torneada (ROPEN et al., 2000).

3.5.BIOINTEGRAÇÃO:

Há duas formas de ancoragem ou retenção de implante: Mecânica ou bioativa. A retenção mecânica, refere-se aos sistemas de substratos metálicos, como o titânio ou a liga de titânio, que envolve o contato direto entre a camada de óxido no metal básico e o osso,

sem nenhuma ligação química. A retenção bioativa é obtida com materiais bioativos como a hidroxiapatita (Ha), que se unem diretamente ao osso como a anquilose dos dentes naturais (DEPUTTER, DELANGE & DEGROOT 1985).

Por meio de microscopia eletrônica confirmou-se ligação dos implantes cobertos de Ha, em um mês. Antes de quatro meses foi observado osso lamelar maduro, e a ligação do osso aos implantes com esse tipo de cobertura resultou em aumento de estabilização do implante no período de tempo inicial (BLOCK, KENT & KAY, 1987).

O material cerâmico “hidroxiapatita” é o constituinte inorgânico de ossos e dentes. Normalmente a cerâmica é conhecida como sendo formada pela reação química a 38°C, na pressão atmosférica em formato líquido. Logo, tem uma variedade de aplicações na ortopedia, cirurgia reconstrutiva e odontologia. O osso em particular pode ser visto como um composto de matriz cerâmica compreendida de hidroxiapatita, de colágeno e polímero (BROWN, 1993).

Estudos histológicos iniciais de adaptação do osso ao revestimento em implantes cilíndricos de titânio jateados ou revestidos de Ha em mandíbulas e maxilas, demonstraram que a formação de osso e a maturação ocorreram em taxa mais rápida no período de um e quatro meses nos implantes revestidos. Estudos histológicos subsequentes que examinaram funcionalmente, confirmam essas observações (BIESBROCK & EDGERTON, 1995).

A remodelação do osso na interface com implantes revestidos ou não, foram avaliadas para se estudar os efeitos dos revestimentos nos tecidos circunjacentes, e definir se melhora a fixação dos pinos. A apatita do osso não é modificada no implante com superfícies revestidas, os parâmetros celulares deste osso não são alterados com relação ao osso normal, mostrando que a HA não interfere no processo de mineralização (SAVARINO et al., 1998).

Cinco implantes de cada tipo foram inseridos na metáfise da tíbia proximal de coelhos adultos da espécie Nova Zelândia, e foram analisadas com histomorfometria computadorizada 12 semanas após a colocação dos implantes. Os revestidos por Ha mostraram contato ósseo mais direto e mais osso lamelar nas roscas que os de Titânio Cp. Houve uma correlação significativa entre um aumento na porcentagem de tecido mineralizado nas roscas dos implantes metálicos e na densidade celular em torno do implante, indicando menos osso lamelar em contato com os implantes metálicos. Na sua conclusão os resultados sugeriram que o revestimento de Ha melhora a interface osso-implante (por pelo menos 3 meses). Os efeitos benéficos desse revestimento no processo de osseointegração (biointegração) são demonstrados pela maior porcentagem de contato ósseo (VIDIGAL JÚNIOR et al., 1999).

4. DISCUSSÃO

Estudos “in vivo”, que possuem maior relevância clínica que os estudos “in vitro”², têm demonstrado altos índices de sucesso, em longo prazo, com a utilização de implantes de Ti rosqueáveis (ADELL et al., 1981; BABBUSH et al., 1986; BUSER et al., 1990).

Os pioneiros da implantodontia, como GREENFIELD, DAHL, LEW, JAMES, e BRANEMARK foram responsáveis por uma melhoria no bem estar físico de seus pacientes, desenvolvendo protocolos inovadores (McKINNEY JÚNIOR, 1985). Entretanto um implante não pode ser considerado um sucesso se a sua presença causa desconforto ao paciente (SMITH & ZARB, 1989).

A utilização do titânio (Ti) como biomaterial trouxe um grande avanço na área da implantodontia. Cada vez mais tem se tentando desenvolver implantes, considerando a macro e a microestrutura da superfície, para aumentar o contato osso-implante-tecido mole à conexão da prótese, qualificando-os para os diferentes tipos de tecido ósseo que se encontram na maxila e mandíbula. Estas características indicam o Ti como um metal ideal para ser utilizado em Implantodontia, por demonstrar uma manutenção da osseointegração em humanos por períodos muito longos, conforme Branemark et al. (1977). É um metal biocompatível que não provoca nenhuma resposta inflamatória aguda (COOK et. al., 1987). Foi utilizado por vários pesquisadores, que defenderam as propriedades biológicas do óxido que se formam em sua superfície (KASEMO, 1983; KASEMO & LAUSMAA, 1985; FUGAZZOTTO; WHEELER; LINDSAY, 1993), tornando-o um material extremamente biocompatível. Outros utilizaram ligas de titânio (Ti-6Al-4V), por considerarem ser um bom material para a confecção dos implantes (VAN ROSSEN et al., 1989; WONG et al., 1995; VERCAIGNE et al., 1998). No entanto estudos comparando estas ligas com o titânio comercialmente puro (Ti Cp) demonstraram que este último apresentou melhores resultados, conferidos por testes histomorfométricos (HAN et al., 1998; KELLER et al. 1994).

Nos locais de baixa qualidade óssea, a taxa de perda dos implantes ainda é grande (ADELL et al., 1981, 1990). No entanto, houve um aumento da taxa de sucesso na mandíbula de 94.5% e na maxila de 90.25%. Essa diferença é causada essencialmente pela diferença da qualidade e quantidade óssea. (SAADOUM & LEGALL, 1992).

Muitas pesquisas surgiram buscando diminuir os índices de insucesso em região posterior de maxila, como por exemplo: melhorias das técnicas cirúrgicas, conhecimento do tecido hospedeiro e substâncias que estimulam a neoformação óssea, biomateriais, desenho, condições de carga sobre os implantes, e condições da superfície dos implantes em contato com o tecido ósseo (ALBREKTSSON et al., 1981).

Um determinante essencial para o sucesso clínico é o diagnóstico da densidade óssea ao redor de um implante endósseo. “A resistência do osso é diretamente relacionada à densidade óssea. E os fatores como a quantidade de contato com o osso, o módulo de elasticidade e a distribuição axial da tensão ao redor do implante, são todos afetados pela densidade do osso”(MISCH, 2000).

Independente do material que se eleja para confecção dos implantes, o que entra em contato com o tecido receptor é a superfície dos implantes e no caso do Titânio esse contato se dá por meio da camada de óxido de titânio (KASEMO & LAUSMAA, 1985).

Estudos “in vivo” têm demonstrado altos índices de sucesso com a utilização de implantes de Ti, independente da rugosidade superficial (MERICSKE et al., 1994).

Apesar disso, alguns autores defendem o uso da hidroxiapatita como material de cobertura sobre a superfície de implantes de titânio por apresentarem resultados superiores a outros tipos de textura (BLOCK et al., 1987; GROSS et al., 1997; VERCAIGNE et al., 1998), outros mostraram que apesar da cobertura de HA evidenciar formação óssea mais rápida a curto prazo, esta não se mantém estável a longo prazo (VAN ROSSEN et al., 1989; BUSER et al., 1991; GOTFREDSSEN et al., 1995; GOTTLANDER et al., 1997).

Alguns artigos científicos comprovam que a rugosidade da superfície tem pouca influência sobre a resposta óssea (VERCAIGNE et al., 1998), no entanto outros defendem na sua maioria, uma posição contrária acreditando ser possível modificar essa resposta, com a alteração da textura de superfície dos implantes de titânio (THOMAS & COOK, 1985; BUSER et al., 1991; GOTFREDSEN et al., 1995; LARSSON et al., 1996, PIATTELLI et al., 1998; BUSER et al., 1999;). Sendo assim, alguns autores demonstraram que o tecido ósseo apresenta maior afinidade por superfícies rugosas, fenômeno conhecido como “rugofilia” (BRUNETTE, 1998). Implantes com superfícies rugosas permitem a obtenção de um contato osso implante maior (BRUNETTE, 1998). Fazendo uma comparação entre os implantes de TiCp com superfícies lisas e rugosas, as rugosas mostraram melhores resultados, tanto nos teste histomorfométricos (THOMAS & COOK, 1985; BLOCK et al., 1987; ERICSSON et al., 1994; WENNERBERG et al., 1993,1996; GOTFREDSEN et al., 1995; LARSSON et al., 1996;) quanto nos de remoção mecânica (THOMAS & COOK, 1985; BLOCK et al., 1987; WENNERBERG et al., 1993,1996; GOTFREDSEN et al.; LAZZARA et al., 1999; HENRY et al., 2000; ROMPEN et al., 2000; GOTTLOW et al., 2000; ALBREKTSSON et al., 2000 e MARINHO et al., 2003).

A polêmica que ainda persiste após 40 anos de embasamento científico sobre todos os assuntos pertinentes a osseointegração, é sobre qual o tipo de textura de superfície sobre implantes de titânio seria considerada ideal para uma ancoragem perfeita. Há divergências entre pesquisadores, cada grupo defende a textura de superfície que idealizou e produziu, como sendo ideal para a osseointegração. Porém, Cochran et al., 1996, defendem o uso das coberturas tipo SLA (jateadas com partículas e, a seguir, atacadas por ácido), como as que apresentaram os melhores resultados sobre as demais. Já outros autores (BLOCK et al., 1987; WENNERBERG et al., 1995; GOTFREDSEN et al., 1995; MARTIN et al., 1998; WENNERBERG, 1996; JOHANSSON et al., 1998) citam as superfícies jateadas, dando

ênfase para o tamanho de partículas para este jateamento, principalmente com TiO_2 e Al_2O_3 . Outros dão ênfase às texturas de plasma spray de titânio (TPS) (SCHROEDER et al., 1981; BOYNE, 1994) e ainda, autores que se preocuparam com uma média de rugosidade, por meio de técnicas como eletropolimento, anodização e outras (CARLSSON et al., 1988; BOWERS et al., 1992; LARSSON et al., 1996).

Outros autores afirmam ainda que os implantes com superfícies oxidadas (TIUNITE) constituem uma importante inovação, quanto mais espesso sob escala micrométrica maior será a sua adesão à superfície (ALBREKTSSON et al., 2000; HENRY et al., 2000; ROPEN et al., 2000; GOTTLOW et al., 2000).

Entretanto, estudos elucidativos devem ser contínuos em relação a este tipo de superfície, promovendo vantagens clínicas significativas e possibilitando o aumento do uso da mesma na clínica diária (HENRY et al., 2000).

Na realidade a busca pela tecnologia de ponta nos trouxe uma maior previsibilidade nos resultados, porém, a discussão é árdua entre a comunidade científica e as indústrias quanto ao tratamento da superfície ideal para os implantes osseointegrados.

5. CONCLUSÃO

Após a revisão da literatura, podemos concluir que:

A utilização do titânio como biomaterial trouxe um grande avanço na área da implantodontia. Estudos têm demonstrado altos índices de sucesso, em longo prazo, com a utilização de implantes de Ti rosqueáveis;

Um determinante essencial para o sucesso clínico é o diagnóstico da densidade óssea ao redor de um implante endósseo;

Embora a maioria dos sistemas de implantes comercialize produtos com tratamentos de superfície como forma de otimizar a osseointegração, acredita-se que ainda não existe entre os autores um consenso sobre o tipo de textura de superfície ideal e que realmente promova uma melhor resposta óssea em osso de densidade normal ou baixa.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADELL, R.; LEKHOLM, U.; ROCKLER, B. et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int J Oral Surg**, v. 10, p. 387-416, 1981.

ADELL, R.; LEKHOLM, U.; BRANEMERK, P. I. et al. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 5, p. 347-59, 1990.

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

ALBREKTSSON, T.; SENNERBY, L. Direct boneanchorage of oral implants: clinical and experimental considerations of the concept of osseointegration. **Int J Prosthodont**, v. 3, p. 30-41, 1990.

ALBREKTSSON, T.; SENNERBY, L. State of the art in oral implants. **J Clin Periodontol**, v. 18, p. 474-81, 1991.

ALBREKTSSON, T.; JOHANSSON, C.; LUNDGREN, A. K. et al. Experimental studies on oxidized implants. A histomorphometrical and biomechanical analysis. **Appl Osseointegration Res**, v. 1, p. 21-4, 2000.

AMEEN, A. P.; SHORT, R. D.; DOUGLAS, W. I. et al. Critical investigation of some of the procedures employed in the surgical use of titanium. **J Mat Sci Mat Med**, v. 7, p. 195-199, 1996.

ARAÚJO, N. S.; JAEGER, R. G.; TODESCAN, F. F. et al. Cell culture test for assessing attachment and proliferation on titanium dental implants with modified surfaces. **R P G Rev. Pos Grad.**, v. 8, p. 103-9, 2001.

BABBUSH, C.; KENT, J.; MISIEK, D. Titanium-plasma-sprayed (TPS) screw implants for the reconstruction of the edentulous mandible. **J. Oral Maxillofac Surg.**, v. 44, p. 274-82, 1986.

BAGAMBISA, F. B.; KAPPERT, H. F.; SCHILLI, W. Interfacial reactions of osteoblasts to dental and implant materials. **J. Oral Maxillofac Surg.**, v. 52, p. 52-6, 1994.

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.

BOSKEY, A.L.; PASCHALIS, E. Matrix Proteins and Biomineralization In: _____. **Bone Engineering**, based on the proceedings of the bone engineering workshop held in Toronto, Ontario. Hong Kong: Rainbow Graphic and Printing LTD, 2005. cap 5, p.44-62.

BLOCK, M. S.; KENT, J. N.; KAY, J. F. et al. Evaluation of hydroxylapatite-coated titanium dental implants in dogs. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 45, p. 601-7, 1987.

BOWERS, K. T.; KELLER, J. C.; RANDOLPH, B. A. et al. Optimization of surface micromorphology for enhanced osteoblast responses *in vitro*. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 7, p. 302-9, 1992.

BRANEMARK, P. I.; ZARB, G.; ALBREKTSSON, T. **Tissue integrated prostheses**. Chicago: Quintessence, 1985.

BRANEMARK, P. I.; HANSSON BO, ADELL R et al. Osseointegrated implants in the treatments of the edentulous jaw. Experience from a 10 year period. **Scand J Plast Reconstr Surg Suppl** 1997; 16: 1-132.

BRANEMARK, P. I. et al. Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: A Review. **J Rehab Res Dev**, v.38, p.175-81, 2001.

BROWN, P. W. Hydroxyapatite formation. **Earth & Mineral Sci**, v. 62, p. 13-18, 1993.

BRUNETTE, D. M. The effects of implants surface topography of behavior of cells. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 3, p. 231-46, 1998.

BRUNSKI, J. B. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/ dental-implant Interface. **Dental Research**, v. 13, p. 99-119, 1999.

BUSER, D.; WEBER, H. P.; LANG, N. P. Tissue integration of non-submerged implants. 1 year results of prospective study with 100 ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants. **Clin Oral Impl Res**, v. 1, p. 33-40, 1990.

BUSER, D.; NYDEGGER, T.; OXLAND, T. et al. 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**, v. 45, p. 75-83, 1999.

BALDUÍNO, A. **Análise Celular e Molecular do Componente Estromal da Região Subendosteal da Medula Óssea: O Nicho das Células Tronco Hematopoiéticas**. 2006. Tese (Doutorado em Ciências Morfológicas) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2006.

CARLSSON, L; ROSTLUND, T.; ALBREKTSSON, T. Removal torques for polished and rough titanium implants. **Int J Oral Maxillofac Implants** , v. 3, p. 21-4, 1988.

CAMPOS JUNIOR, A.; PASSANEZI, F. Porque a osseointegração revolucionou a Implantodontia. In: BOTTINO, M. A. **Atualização na Clínica Odontológica: A prática da clínica geral**. São Paulo, Artes Médicas, 1996.

COCHRAN, D. L.; NUMMIKOSKI, P. V.; HIGGINBOTTOM, F. L. et al. Evaluation of an endosseous titanium implant with a sandblasted and acid-etched surface in the canine mandible: radiographic results. **Clin Oral Implants Res**, v. 7, p. 240-52, 1996.

COCHRAN, D. L.; SCHENK, R.; LUSSI, A. HIGGINBOTTOM, F.; BUSER, D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 40, p. 1-11, 1998.

CORDIOLLI, G.; MAJZOUN, Z.; PIATELLI, A. et al. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: an experimental study in the rabbit tibia. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 15, p. 668-74, 2000.

COOK, S. D.; KAY, J. F.; THOMAS, K. A. et al. Interface mechanics and histology of titanium and hydroxyapatite-coated titanium for dental implant applications. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 2, p. 15-22, 1987.

D'ÁLONZO, R.C. et al. Regulation of Collagenase-3 and Osteocalcin Gene Expression by Collagen and Osteopontin in Differentiating MC3T3-E1 Cells. **J Biol Chem**, v.277, p. 24788-98, 2002.

DINIZ, M. G. **Influência de tratamentos superficiais sobre chapas de titânio na osteogênese em culturas de células com origem na medula óssea**. 2001. 109p. Tese (Doutorado em Engenharia Metalúrgica e de Materiais) – COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro.

DRISKELL, T.D. History of implants. **J Calif Dent Assoc**, v. 15, p. 16-25, 1987.

DZIEDZIC, D. M. ; BEATY, K. B. ; BROWN, G. B. et al. Bone growth in metallic bone healing chambers. In: **Fifth World Biomaterials Congress**. Toronto, 1999.

DZIAK, R. Biochemical and molecular mediators of bone metabolism. **J Periodontol**, v. 64, p. 407-415, 1993.

ELIAS, C. N.; LIMA, J. H. C.; GOMES, D. G. Superfícies de implantes dentários. In: **ANAIS DO IV SIMPÓSIO BRASILEIRO DE MICROSCOPIA ELETRÔNICA E TÉCNICAS ASSOCIADAS À PESQUISA DE MATERIAIS**. 1994, São Carlos, SP - Brasil.

ELIAS, C. N. Limpeza e preparação da superfície dos implantes osseointegráveis Master Screw. **Rev Bras de Implant**, v. 5, p. 10-12, 1999.

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

ERICSSON, I.; JOHANSSON, C. B.; BISTED, T. H. et al. A histomorphometric evaluation of bone to implant contact on machine prepared and roughened titanium dental implants. A pilot study in dog. **Clin Oral Implants Res**, v. 5, p. 202-6, 1994.

FUGAZZOTO, P. A.; WHEELER, S. L.; LINDSAY, J. A. Success and failure rates of cylinder implants in type IV bone. **J Periodontol**, v. 64, p. 1085-7, 1993.

GARG AK. **Bone biology, haversing, and grafting for dental implants**. Chicago: Quintessence, 2004. 279p

GOTFREDSEN, K.; WENNERBERG, A.; JOHANSSON, C. et al. Anchorage of TiO₂ – blasted, HA coated and machined implants: an experimental study with rabbits **J Biomed Mater Res**, v. 29, p. 1223-31, 1995.

GOTFREDSEN, K.; BERGLUNDH, T.; LINDHE, J. Bone reactions adjacent to titanium implants with different surface characteristics subjected to static load. A study in the dog (II). **Clin Implant Dent Relat Res**, v. 12, p. 196-201, 2001.

GOTTLOW, J.; HENRY, P.; HAN, A. et al. Biomechanical and histologic evaluation of the TiUnite and osseotite implant surfaces in dogs. **Appl Osseointegration Res**, v. 1, p. 28-30, 2000.

GROISMANN, M.; FERREIRA, H. M. B. Implantes revestidos com HA: Uma análise clínica retrospectiva de 5 anos. **Rev Bras Implant**, v. 4, p. 1720-5, 1998.

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

HAYAKAWA, T.; YOSHINARI, M.; NEMOTO, K. et al. Effect of surface roughness and calcium phosphate coating on the implant/bone response. **Clin Oral Implants Res**, v. 11, p. 296-304, 2000.

HENRY, P.; TAN, A.; ALLAN, B. et al. Removal torque comparison of TiUnite and turned implants in the greyhound dog mandible. **Appl Osseointegration Res**, v. 1, p. 15-7, 2000.

HING, K. A. Bone repair in twenty-first century: biology, chemistry orengineering? **Phil Trans R Soc Lond A**, v.362, p.2821-50, 2004.

HOLLINGER, J.; WRONG, M. E. K. The integrated process of hard tissue regeneration with special emphasis on fracture healing. **Oral Surg**, v. 82, p. 594-606, 1996.

HOLLINGER, J. O.; BUCK, D. C.; BRUDER, S. P. **Biology of bone healing**: Its impact on clinical therapy. Chicago: Quintessence, 1999. p. 17-53.

HURÉ, G.; DONATH, K.; LESOURD, M. et al. Titanium surface treatment influence the bone-implant interface? SEM and histomorphometry in a 6-month sheep study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 11, p. 523-528, 1996.

JEE, W. S. The past present and future of bone morphometry: its contribution to an improved understanding of bone biology. Apud: PELEGRINE, A. A. ; MACEDO, L. G.; COSMO, L. A. M. **Transplantes ósseos na Odontologia**: Biologia do tecido ósseo. São Paulo: Ed. Napoleão, 2008. p.16-51.

JOHANSSON, C. B.; ALBREKTSSON, T. Integration of screw implants in the rabbit: A 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 2, p. 69-75, 1987.

JOHANSSON, C. B.; HAN, C. H.; WENNERBERG, A. et al. A quantitative comparison of machined commercially pure titanium and titanium-vanadium implants in rabbit bone. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 13, p. 315-21, 1998.

KASEMO, B.; LAUSMAA, J. **Tissue integrated prosthesis**. Chicago: Quintessence, 1985. p. 99-116.

KASEMO, B.; LAUSMAA, J. Surface science aspects on inorganic biomaterials. **CRC Critical Reviews in Biocompatibility**, v. 2, p. 335-380, 1986.

KASEMO, B.; LAUSMAA, J. Biomaterials and implant surfaces: a surface science approach. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 3, p. 247-59, 1988.

KELLER, J. C.; SCHNEIDER, G. B.; STANFORD, C. M.; KELLOGG, B. Effects of implant microtopography on osteoblast cell attachment. **Implant Dent.**, v. 12, p. 175-181, 2003.

KENNEDY, S. B. et al. Combinatorial scree of the effect of surface energy on fibronectin-mediated osteoblast adhesion, spreading and proliferation. **Biomaterials**, v.27, p.3817-24, 2006.

KIMMEL, D. B. A Paradigm for skeletal strength homeostasis. Apud PELEGRINE, A. A.; MACEDO, L. G.; COSMO, L. A. M. **Transplantes ósseos na Odontologia: Biologia do tecido ósseo**. São Paulo: Ed. Napoleão, 2008. p.16-51

LACEFIELD, W. R. Charaterization of hidroxyapatite coatings. **J Oral Implant**, v. 20, p. 214-20, 1994.

LANG, N. P.; BECKER, W.; KARRING, T. **Tratado de Periodontia Clínica e Implantologia oral**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan,1999.

LAVELLE, C.; WEDGEWOD, D. Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. **J Oral Surg**, v. 38, p. 499-503, 1980.

LARSSON, C.; THONSEN, P.; ARONSSON, B. O. et al. Bone response to surface modified titanium implants. Studies on the early tissue response to machined and electropolished implants with different oxide thicknesses. **Biomaterials**, v. 17, p. 605-16, 1996.

LAZARA, R. J.; PORTER, S. S.; TESTORI, T. et al. A prospective multicenter study evaluating loading of osseotite implants two months after placement: one-year results. **J Esthet Dent**, v. 10, p. 280-9, 1998.

LEMONS, J. E. Biomaterial considerations for dental implants. Part I: Metals and alloys. Academy of General Dentistry Spponsored. Symposium on Dental Implants, Alabama. **J Oral Implants**, v. 4, p. 503-515, 1975.

LIMA, L. A. P. A. **Reparação dos tecidos periimplantares após colocação de implantes de titânio, de superfície lisa ou de plasma de titânio, simultânea à regeneração óssea guiada. Estudo histológico e histométrico em cães**. 1999. 83p. Tese (Livre-Docência em Periodontia). Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

LINDER, L.; OBRANT, K.; BOIVIN, G. Osseointegration of metallic implants. Transmission electron microscopy in the rabbit. **Acta Orthop Scand**, v. 60, p. 135-9, 1989.

LINKOW, L. I.; DORFMAN, J. D. Implantology in dentistry. A brief historical perspective. **N Y State Dent J**, v. 57, p. 31-35, 1991.

- LISTGARTEN, M. A.; LANG, N. P.; SCHROEDER, H. E. A Periodontal tissue and their counterparts around endosseous implants. **Clin Oral Impl Res**, v. 2, p. 1-19, 1991.
- LIM, J. Y.; DONAHUE, H. J. Biomaterial characteristics important to skeletal tissue engineering. **J Musculoskel Neuron Interact**, v.4, p.396-8, 2004.
- LIMA, J. H. C.; ELIAS, C. N.; BARBOZA E. P. et al. Análise da superfície de implantes osseointegrados. **Rev Bras Odont**, v. 53, p. 48-5, 1996.
- LIMA, J. H. C.; ELIAS, C. N.; ALBA, R.C. et al. Limpeza e análise da superfície de implantes osseointegrados após a usinagem. In: **XV CONGRESSO DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS**. 1998, Águas de São Pedro, SP – Brasil.
- MARINHO, V. C.; CELLETTI, R.; BRACCHETTI, G. et al. Sandblasted and acid-etched dental implants; a histologia study in rats. **J Oral Maxillofacial Implants**, v. 18, p. 75-81, 2003.
- MARX, R. E. Clinical application of bone biology to mandibular and maxillary reconstruction. **Clin Plast Surg**, v. 21, p. 377-92, 1994.
- MARTIN, J.; SCHWARTZ, Z.; HUMMERT, T. et al. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). **J Biomed Mater Res**, v. 29, p. 389-401, 1995.
- MARTIN, R. B.; BURR, D. B; SHARKEY, N. A. Skeletal biology. In: Skeletal tissue mechanics. New York: Springer-Verlag, 1998. p. 29-78.
- MARTIN, R. B.; BURR, D. B; SHARKEY, N. A. The importance of mechanical loading in bone biology and medicine. **J Musculoskelet Neuronal Interact**, v. 7, p. 48-53, 2007.
- McKINNEY JUNIOR, R. V. Histomorphometry of endosteal implant-interface. **J Dent Res**. 64:299, 1985.
- MEFFERT RM. Maxila vs. mandíbula: por que usar HA? **Compend Contin Educ Dent** , v.15, p. 533-8, 1993.
- MELKER, A. H.; ACCURSI, G. E. Osteogenic capacity of periosteal and osteoperiosteal flaps elevated from the parietal bone of the rat. **Arch Oral Biol**, v. 16, p. 573-580, 1971. Apud: MISCH, C. E. **Implantes Dentários Contemporâneos**. 2. ed. São Paulo: Ed. Santos, 2000.
- MERICSKES-STERN, R.; STEINLIN, S.; SCHAFFNER, T. et al. Peri-implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures. A five-year longitudinal study. **Clin. Oral Impl. Res.**, v. 5, p. 9-18, 1994.
- MISCH, C. E. **Implantes Dentários Contemporâneos**. 2. ed. São Paulo: Ed. Santos, 2000.

MORRA, M.; CASSINELLI, B.; BRUZZONE, G. et al. Surface chemistry effects of topographic modification of titanium dental implant surfaces: analysis. **J Oral Maxillofacial Implants**, v. 18, p. 40-5, 2003.

MORSE, D. R. Plantation Procedures: Histology, immunology and clinical considerations. **J Oral Implant**, v. 7, p. 176-192, 1977.

MURAGLIA, A.; CANCEDDA, R.; QUARTO, R. Clonal mesenchymal progenitors from human bone marrow differentiate *in vitro* according to hierarchical model. **J Cell Sci**, v.113, p.1161-6, 2000.

MUSTAFA, K.; WENNERBERG, A.; WROBLEWSKI, J. et al. Determining optimal surface roughness of TiO₂ blasted titanium implant material for attachment, proliferation and differentiation of cells derived from human mandibular alveolar bone. **Clin. Oral Impl. Res.**, v. 12, p. 515-525, 2001.

OLDBERG, A.; FRANZEN, A.; HEINEGARD, D. Cloning and sequence analysis of rat bone sialoprotein (osteopontin). CDNA reveals a Arg-GLY-Asp cell-binding sequence. **Proc Natl Acad Sci USA**, v. 83, p. 8819, 1986.

PARFITT, A.M. The physiological and clinical significance of bone histomorphometric data. In: RECKER, C. R. R. **Bone Histomorphometry: Techniques and Interpretation**. Boca Raton: CRC Press, 1983.

PIATTELLI, A.; DEGIDI, M.; PAOLANTONIO, M. et al. Residual aluminum oxide on the surface of titanium implants has no effect on osseointegration. **Biomaterials**, v. 24, p. 4081-4089, 2003.

PINTO, V. S.; ANABUKY, N. T., PINTO, M. N. Fatores de risco em Implantodontia. In: CARVALHO, P. S. P (Coord). **Gerenciando os Riscos e Complicações em Implantodontia**. São Paulo: Ed. Santos, 2006. p.1-13

POSTIGLIONE, L.; DI DOMENICO, G.; RAMAGLIA, L. et al. Behavior of SaOS-2 cells cultured on different titanium surfaces. **J Dent Res**, v. 82, p. 692-696, 2003.

RABIE, A. B.; DAM, Z.; SAMMAN, N. Ultrastructural identification of cells involved in the healing of intramembranous and endochondral bones. **Int J Oral maxillofac Surg**, v. 25, p. 293-305, 1996.

ROMPEN, E.; SILVA, D.; LUNDGREN, A. K. et al. Stability measurements of double-threaded titanium implant design with turned or oxidized surfaces. An experimental resonance frequency analysis study in the dog mandible. **Appl Osseointegration Res**, v. 1, p. 18-20, 2000.

ROODMAN, G. D. Osteoclast differentiation. **Crit Rev Oral Biol Med**, v. 2, p. 389-409, 1991.

ROBERTS, W. E.; TURLEY, P. K.; BREZNIAK, N. et al. **Implants: Bone physiology and metabolism**. **CDA J**, v. 15, p. 54-61, 1987.

ROSA, A. L.; BELOTI, M. M. Effect of cpTi surface roughness on human bone marrow cell attachment, proliferation and differentiation. **Braz Dent J**, v. 14, p. 16-21, 2003a.

SAADOUN, A. P.; LEGALL, M. G. Compilação de 8 anos dos resultados clínicos obtidos com implantes endósseos Steri-Oss. **Compend Contin Educ Dent**, v. 17, p. 669-88, 1996.

SAVARINO, L.; STEA, S.; GRANCHI, D. et al. X-ray diffraction of bone at the interface with hydroxylapatite-coated versus uncoated metal implants. **J Mat Sci Mat Med**, v. 9, p. 109-115, 1998.

SCHINITMAN, P.; SHULMAN, L. B. Recommendations of the consensus development conference on dental implants. **J Am Dent Assoc**, v. 98, p. 373-376, 1979.

SCHNEIDER, G. B.; PERINPANAYAGAM, H.; CLEGG, M. et al. Implant surface roughness affects osteoblast gene expression. **J Dent Res**, v. 82, p. 372-376, 2003.

SCHROEDER, A.; VAN VER ZYPEN, E.; STICH et al. The reactions of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with titanium sprayed surfaces. **J Maxillofac Surg**, v. 9, p. 15-25, 1981.

SEEMANN, R. et al. Wetting morphologies of microstructured surfaces. **PNAS**, v.102, p. 1848-52, 2005.

SEYEDIN, S. M. Osteoinduction: A report on the discovery and research of unique protein growth factors mediating bone development. **Oral surg Oral Med Oral Pathol.** , v. 68, p. 527-30, 1989.

SILVA, M. H. P.; LIMA, J. H. C.; ELIAS; SOARES, G.D.A. et al. Avaliação morfológica de osteoblastos humanos cultivados sobre titânio puro e titânio recoberto com hidroxiapatita. **Rev Bras de Implant**, v. 5, p. 9-12, 1999.

SMITH, D. E.; ZARB, G. A. Criteria for sucess of osseointegrated endosseous implants. **J Prost Dent**, v. 62, p. 567-572, 1989.

SOMMERFELDT, D. W.; RUBIN, C. T. Biology of bone and how it orchestrates the form and function of the skeleton. **Eur Spine J**, v. 10, p. 86-95, 2001.

STEFLIK, D. E.; LACEFIELD, W. R.; SISK, A. L. et al. Hidroxilapatite-coated dental implants descriptive histology and quantitative histomorphometry. **J Oral Implantol**, v. 20, p. 201-13, 1994.

STEENBERGHE, D. V.; LEKHOLM, U.; BOLENDER, C.; et al. The applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: A prospective multicenter study on 558. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 5, p. 272-81, 1990.

SULLIVAN, D. Y.; SHERWOOD, R. L.; MAI, T. N. Preliminary results of a multicenter study evaluating a chemically enhanced surface for machined commercially pure titanium implants. **J Prosth Dent**, v. 78, p. 379-86, 1997.

SYKARAS, N.; LACOPINO, A. M.; MARKER, V. A. et al. Implant materials, designs, and surface topographies: Their effect on osseointegration. A literature review. **Int J of Oral Maxillofac Implants**, v. 5, p. 675-690, 2000.

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

TRISI, P.; RAO, W.; REBAUDI, A. A histometric comparison of smooth and rough titanium implants in human low-density jawbone. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 14, p. 6879-98, 1999.

VAN ROSSEN, I. P.; DEPUTTER, C.; DE GROOT, K. Investigation of the surface texture of hydroxylapatite coated dental implants by means of SEM. **J Oral Rehabil**, v. 16, p. 447-50, 1989.

VERCAIGNE, S.; WOLKE, J. G. C.; NAERT, I. et al. Histomorphometrical and mechanical evaluation of titanium plasma-spray-coated implants placed in the cortical bone of goats. **J Biomed Mater Res**, v. 41, p. 41-8, 1998.

VIDIGAL JÚNIOR, G. M.; ARAGONES, L. C. A.; CAMPOS, A.; et al. Histomorphometric analyses of hydroxyapatite-coated and uncoated titanium dental implants in rabbit cortical bone. **Implant Dent**, v. 8, p. 295-300, 1999.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T.; ANDERSON, B. Design and surface characteristics as 13 commercially available oral implants systems. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 8, p. 622-33, 1993.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T.; JOHANSSON, C. et al. Experimental study of turned and grit blasted screw-shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography. **Biomaterials**, v. 17, p. 15-22, 1996.

_____. Titanium release from implants prepared with different surface roughness, An *in vitro* and *in vivo* study. **Clin Oral Impl Res**, v.15, p.505-512, 2004.

WEISS, C. M. Tissue integration of dental endosseous implants: Description of comparative analysis of the fibrous integration and osseous integration systems. **J Oral Implantol**, v. 12, p. 169-214, 1986.

XIAO, Z.; CAMALIER, C. E.; NAGASHIMA, K. et al. Analyses of the extracellular matrix vesicle proteome in mineralizing osteoblasts. **J Cell Physiol**, v. 210, p. 325-35, 2007.

YOUNG, F. A.; KRESCH, C. H.; SPECTOR, M. Porous titanium tooth roots: clinical evaluation. **J Prosthet Dent**, v. 41, p. 561-5, 1979.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)