

Ana Paula Mendes Alves Peixoto Norton

PROTOCOLO CIRÚRGICO PARA COLOCAÇÃO DE  
IMPLANTES EM FUNÇÃO DA DENSIDADE ÓSSEA

Porto 2005

R: 1168  
June 12, 2005

TM  
Nov-8

Ana Paula Mendes Alves Peixoto Norton

# PROTOCOLO CIRÚRGICO PARA COLOCAÇÃO DE IMPLANTES EM FUNÇÃO DA DENSIDADE ÓSSEA



*R: 1168*

Porto 2005

# **CONSELHO CIENTÍFICO DA FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO**

Professor Doutor Afonso Manuel Pinhão Ferreira  
Professor Doutor António Cabral Campos Felino  
Professor Doutor Fernando Jorge Morais Branco  
Professor Doutor João Fernando Costa Carvalho  
Professora Doutora Maria Helena Raposo Fernandes  
Professora Doutora Maria Purificação Valenzuela Sampaio Tavares  
Professor Doutor Mário Jorge Rebolho Fernandes Silva  
Professor Doutor Durval Manuel Belo Moreira  
Professor Doutor Fernando José Brandão Martins Peres  
Professor Doutor Francisco António Rebelo Morais Caldas  
Professor Doutor José Carlos Pina Almeida Rebelo  
Professor Doutor Miguel Fernando Silva Gonçalves Pinto  
Professor Doutor Rogério Serapião Martins Aguiar Branco  
Professor Doutor Américo dos Santos Afonso  
Professor Doutor Jorge Manuel Carvalho Dias Lopes  
Professor Doutor José Albertino Cruz Lordelo  
Professor Doutor Manuel Pedro Fonseca Paulo  
Professora Doutora Maria Adelaide Macedo Carvalho Capelas  
Professor Doutor Acácio Eduardo Soares Couto Jorge  
Professor Doutor António Manuel Guerra Capelas  
Professor Doutor César Fernando Coelho Leal Silva  
Professor Doutor David José Casimiro Andrade  
Professor Doutor Filipe Poças Almeida Coimbra  
Professor Doutor Germano Neves Pinto Rocha  
Professora Doutora Irene Graça Azevedo Pina Vaz  
Professor Doutor João Carlos Antunes Sampaio Fernandes  
Professor Doutor João Carlos Gonçalves Ferreira Pinho  
Professor Doutor José Albino Teixeira Koch  
Professor Doutor José António Macedo Carvalho Capelas  
Professora Doutora Maria Cristina Pinto Coelho Mendonça Figueiredo Pollman  
Professora Doutora Maria Helena Guimarães Figueiral da Silva  
Professor Doutor Mário Ramalho de Vasconcelos

Dissertação de Candidatura ao Grau de Mestre apresentada à  
Faculdade de Medicina Dentária do Porto

Ao Pedro e ao Pedrinho  
por todo o acompanhamento e  
Amor dispensado

Aos meus Pais pelo amor e  
apoio incondicional demonstrado  
ao longo da minha vida

Aos Meus Avós que sempre  
me disseram sim

Ao meu Tio Eduardo pela  
confiança e incentivo

Ao Zé Pedro pela  
amizade e exemplo profissional

À Rita pela grande Amizade,  
Companheirismo e ponderação  
que traz à minha vida

Ao Professor Doutor Fernando Branco  
pela enorme capacidade de  
orientar este trabalho e por se  
revelar um Mestre insubstituível

Ao Professor Dr. Fernando Peres  
por ser quem é e por ser como é

À Dra. Paula Macedo pela  
enorme amizade que nos une

Ao Professor Doutor Germano Rocha  
pelo braço amigo sempre presente

Aos Docentes da Faculdade de  
Medicina Dentária da Universidade do Porto

Aos meus colegas e amigos

- À Andreia
- À Nucha
- Ao Dr. Manuel Neves
- Ao Dr. Pedro Couto Viana
  - À Teresa
- Ao Mestre Pedro Mesquita
- Ao Dr. José António Silva
  - Ao Eng. Pedro Malojo
    - À D. Eduarda
    - À D. Manuela
    - À D. Helena
  - À Dra. Felicidade
  - À D. Filomena

# ÍNDICE

INTRODUÇÃO	10
FISIOLOGIA ÓSSEA	15
DESENVOLVIMENTO EMBRIONÁRIO	16
TIPOS DE OSSO	17
REMODELAÇÃO ÓSSEA	20
PERDA ÓSSEA	26
FISIOLOGIA ÓSSEA E COLOCAÇÃO DE IMPLANTES	28
DENSIDADE ÓSSEA	35
CLASSIFICAÇÃO DA DENSIDADE ÓSSEA	38
INFLUÊNCIA DA DENSIDADE ÓSSEA NA TRANSFERÊNCIA DE CARGAS	41
PLANO DE TRATAMENTO E DENSIDADE ÓSSEA	42
FACTORES QUE INFLUENCIAM A DENSIDADE ÓSSEA	46
OBJECTIVOS	55
MATERIAIS E MÉTODOS	57
DISCUSSÃO	59
AVALIAÇÃO DA DENSIDADE ÓSSEA	60
AVALIAÇÃO PRÉ-OPERATÓRIA DA DENSIDADE ÓSSEA	60
AVALIAÇÃO INTRA-OPERATÓRIA DA DENSIDADE ÓSSEA	68
AVALIAÇÃO PÓS-OPERATÓRIA DA DENSIDADE ÓSSEA	74
DENSIDADE ÓSSEA E TÉCNICA CIRÚRGICA	75
D1	77
D2	83
D3	86
D4	89
PROTOCOLOS CIRÚRGICOS	98
PROTOCOLO PARA COLOCAÇÃO DE IMPLANTES EM OSSO TIPO D1	99
PROTOCOLO PARA COLOCAÇÃO DE IMPLANTES EM OSSO TIPO D2	100
PROTOCOLO PARA COLOCAÇÃO DE IMPLANTES EM OSSO TIPO D3	101
PROTOCOLO PARA COLOCAÇÃO DE IMPLANTES EM OSSO TIPO D4	102
BIBLIOGRAFIA	103

## INTRODUÇÃO

A substituição de peças dentárias perdidas sempre foi uma preocupação do Homem. As primeiras experiências remontam à Antiguidade. Era comum nas dinastias do Antigo Egito a implantação de dentes de animais, ou dentes preparados a partir do marfim, nos locais edêntulos, no momento em que se realizava a mumificação dos corpos, de forma a preparar os defuntos para se alimentarem na vida que acreditavam existir para além da morte.

A prótese mais antiga que se conhece, que remonta ao período Neolítico, foi encontrada na Argélia. Tratava-se da inserção de parte de uma falange no local do dente 15, colocada *post mortem* numa jovem mulher.<sup>1</sup>

O implante mais antigo alguma vez encontrado, segundo Cranin<sup>1</sup>, data do ano 600 A.C. e consistiu na implantação na mandíbula, no local dos dentes incisivos, de três fragmentos de madrepérola da concha de um molusco. Pelas radiografias realizadas concluiu-se que estes fragmentos tinham sido implantados em vida, pois existia uma calcificação óssea à volta deles. Existem também achados arqueológicos de implantações dentárias nas culturas Maia, Inca, Azteca, Hebraica e Fenícia.<sup>1</sup>

Na Idade Média surgiram os primeiros princípios científicos para as técnicas de transplantes e implantes dentários, descritos por Albucassis. No século XVI era prática comum, no seio da nobreza e das altas patentes militares, a substituição de peças dentárias perdidas por dentes extraídos a criados ou a soldados. Na mesma época, esse tipo de procedimento era habitual nas culturas orientais. Por exemplo, no Japão, colocavam-se implantes de madeira para posteriormente servirem de apoio a próteses dentárias.

Até ao século XVIII os materiais utilizados na Implantologia resumiam-se ao marfim, aos ossos, às conchas de moluscos ou dentes transplantados.

No início do século XIX surgem os implantes intra-ósseos de ouro. Maggiolo inseriu um tubo de ouro com quatro garras num alvéolo imediatamente após a extracção do dente. Este implante possuía uma parte transgengival que permitia a colocação de uma coroa após a sua cicatrização.

Harris<sup>2</sup>, em 1887, implantou um dente que tinha a raiz de porcelana cozida, com uma superfície áspera para melhorar a fixação ao osso.

Em 1888, Berry<sup>2</sup> sugere a utilização de materiais bem tolerados pelo organismo, sem possibilidade de transmissão de doenças como era o caso de dentes transplantados de outros indivíduos. Para Berry o material de eleição era o chumbo, pois para além de se acreditar na sua biocompatibilidade, este, por ser facilmente moldável, permitia que se realizasse um molde à raiz extraída e um implante com a mesma forma a fim de ser colocado no momento da extracção da raiz.

Em 1913 E.J. Greenfield<sup>2</sup> descreveu o que podem ser consideradas as bases da Implantologia moderna e criou um implante em ouro e irídio. Postulou a necessidade de cuidados de esterilização e de união do implante ao osso circundante, ressaltando a essencialidade, para que essa união ocorresse, de um período de 3 meses após a colocação do implante sem este sofrer qualquer tipo de carga. Os resultados não foram os desejados tendo-se pensado que o fracasso se devia ao facto de ainda não ter sido encontrado um material correcto para a confecção dos implantes.<sup>2</sup>

O fenómeno de *Implantação* foi definido em 1915 por Congdon<sup>2</sup> como sendo a operação destinada a introduzir um material natural ou artificial num alvéolo preparado, no osso maxilar, com vista a substituir o dente perdido.

Em 1920 Leger-Donnez<sup>2</sup> preparou um implante de ouro platinado cuja fixação se operava através do alargamento de um parafuso, com a inerente compressão óssea.

Em 1946 Formiggini<sup>2</sup> desenvolveu um implante de aço inoxidável em forma de parafuso e descreve os requisitos que os materiais utilizados na Implantologia deveriam ter, assim como o tipo de próteses a utilizar. Dos seus seguidores destacam-se Tramonte e Cherchève. Este último desenvolveu um implante que ainda hoje se utiliza.

Nos finais dos anos 60, apareceram em França os implantes agulha de Scialom, autoperfurantes que, apesar da sua facilidade de colocação, acarretavam o risco de perfuração de estruturas anatómicas vizinhas.

Nesta mesma época foram desenvolvidos os implantes subperiósseos por Gustav Dahl. Esta técnica implicava sempre duas intervenções cirúrgicas: uma primeira na qual se realizava uma incisão ao longo de toda a crista óssea e, em seguida, se

procedia ao descolamento e moldagem do osso existente. Com este molde realizava-se uma grelha metálica que iria ser colocada no osso no segundo tempo cirúrgico.

Nos anos 60 Linkow, que era defensor dos implantes subperiósseos, criou um implante sobejamente conhecido em forma de lâmina. Este implante intra-ósseo, denominado como lâmina de Linkow, apesar de amplamente utilizado, tinha um grande inconveniente, que era o facto de necessitar de um espaço méso-distal muito grande para a sua colocação, o que tornava a sua utilização em perdas unitárias proibitiva. A lâmina introduzida no maxilar a partir de uma fissura criada ao longo do rebordo alveolar com uma broca tinha um comprimento méso-distal muito superior ao da porção do implante que ficava supragengival sobre a qual se realizava a reabilitação protética. A criação deste tipo de implante baseou-se nos estudos realizados nos anos 40 pelo Professor Schroeder<sup>2</sup> que descreveu o fenómeno de anquilose funcional.

A grande revolução na Implantologia deu-se quando, em 1977, o Professor Bränemark e o Professor Albrektson apresentaram na Suécia um rigoroso trabalho científico onde descreveram o fenómeno que viriam a chamar de osteointegração e onde apresentaram também o implante Bränemark. Definiram osteointegração como o desenvolvimento de uma ligação directa, estrutural e funcional entre o osso vivo e ordenado e a superfície de um implante sujeito a cargas funcionais. Ao realizar estudos com a medula óssea descobriram que o titânio podia ser utilizado na confecção de próteses, nomeadamente na área da Implantologia.<sup>2</sup>

Até se aceitar que o titânio comercialmente puro é o material mais indicado para os implantes dentários, quer devido à sua biocompatibilidade, quer à sua grande resistência, muitos materiais foram utilizados no fabrico de implantes. Antes do século XIX, o material mais utilizado era o chumbo. Depois, passou a usar-se uma liga de ouro e irídio, a platina iridiada, o aço inoxidável, o crómo-cobalto-molibdénio e o carbono vitrificado. O carbono vitrificado foi sofrendo evoluções dando origem à porcelana madreporica e à cerâmica aluminosa.

Os fabricantes empenharam-se no desenvolvimento de novos estados de superfície, uma vez que ficou demonstrado que os implantes rugosos facilitam a osteointegração. Surgiram então os implantes revestidos com hidroxiapatite, com

plasma de titânio, tratados com ácido e com óxido de alumínio na sua superfície. São constantemente lançados no mercado novos estados de superfície. Tanto esforço e investimento tem uma só razão: a busca de uma superfície que promova a osteointegração no menor tempo possível. Desta forma, irão ser criados implantes cada vez mais aliantes para os profissionais, que permitirão a redução do tempo que medeia entre a sua colocação e a colocação da prótese.

Muitos esforços têm também sido feitos no que diz respeito ao desenho do implante, nomeadamente em relação ao número de espiras e profundidade das mesmas, tendo em mente o objectivo já mencionado de se conseguir a osteointegração mais rapidamente.

Desde que se iniciou a colocação de implantes intra-orais, segundo os postulados de Schroeder e Branemark, muitos conceitos mudaram e muitos dogmas deixaram de existir.

É amplamente conhecido o protocolo para colocação de implante criado pelo Professor Branemark. Nele se estabelecia, por exemplo, que os implantes tinham de ficar submersos durante 6 meses sem sofrerem qualquer tipo de carga e que não podiam ser realizadas radiografias durante o período de osteointegração. Deste protocolo proibitivo passou-se rapidamente para o "outro extremo": a carga imediata. Entre estas duas técnicas existe uma intermédia que é a da extracção dentária com colocação imediata de implantes. Esta técnica também tem as suas contra-indicações, designadamente a infecção local<sup>3,4</sup>. Apesar de tudo, não há dúvidas de que a carga imediata tornou a Implantologia muito mais atraente para os nossos pacientes.<sup>5</sup> No entanto, apesar de alguns autores defenderem que se trata de uma técnica sem limitações, este procedimento só deverá ter lugar em casos criteriosamente seleccionados, para que não seja defraudada nenhuma expectativa.

Quando realizamos um plano de tratamento para um doente que contemple a colocação de um ou mais implantes, devemos ponderar alguns factores como, por exemplo, a altura e largura ósseas disponíveis, o tipo de periodonto que o paciente apresenta nos restantes dentes presentes nas arcadas e as expectativas que o

mesmo apresenta em relação ao resultado final. Estes factores condicionam, entre outros aspectos, o protocolo cirúrgico seguido, o tipo de implante colocado e o tipo de prótese final.

Uma outra variável que temos que ter em linha de conta quando pretendemos realizar reabilitações orais com implantes é a densidade óssea.

É sobre esta última questão que se debruça este trabalho. O nosso objectivo é criar uma sinopse de todos os trabalhos publicados até à presente data que relacionem a densidade óssea com a Implantologia, principalmente no que diz respeito às técnicas de preparação ósseas. Constatamos que existem inúmeros autores que descrevem técnicas diferentes para a colocação de implantes em função da densidade óssea, mas também que existe uma lacuna no que diz respeito à justificação científica da respectiva interligação.

Deste modo, tentaremos neste trabalho apresentar o protocolo cirúrgico mais recomendado para colocação de implantes em função da densidade óssea.

## **FISIOLOGIA ÓSSEA**

Antes de nos debruçarmos directamente sobre o tema desta dissertação, pensamos ser essencial ter presente como se processa a fisiologia óssea, para que se consiga entender fenómenos que serão referidos posteriormente.

O osso desempenha determinadas funções vitais<sup>6,7</sup> designadamente:

- proporciona apoio ao corpo
- protege o sistema hematopoiético e as estruturas do interior do crânio, pelve e tórax

- permite o movimento do corpo através de articulações
- serve de reservatório de iões essenciais como o cálcio, o fósforo, o magnésio e o sódio.

## **DESENVOLVIMENTO ÓSSEO EMBRIONÁRIO**

Existem duas formas de desenvolvimento ósseo embrionário: o desenvolvimento endocondral e o desenvolvimento intramembranoso.<sup>8</sup>

O desenvolvimento intramembranoso opera-se através da migração das células progenitoras mesenquimatosas para os locais ricos em colagénio onde se condensam. Em seguida estas células diferenciam-se em osteoblastos, que produzem a matriz rica em colagénio, a qual, por sua vez, se transforma em osso cicatricial imaturo. A diferenciação osteogénica das células progenitoras está dependente dos factores de transcrição Cbfa1 e osterix.<sup>9</sup> Osterix é uma proteína em forma de dedo que contém zinco e que actua de uma forma sinérgica com a Cbfa1.

A principal diferença entre o desenvolvimento intramembranoso e endocondral é que, neste último, as células progenitoras se diferenciam em células da linhagem condrogénica. Neste tipo de desenvolvimento a expressão do gene SOX-9 é essencial.<sup>9</sup> Os condrócitos produzem caracteristicamente colagénio tipo II, mas quando adquirem um maior grau de diferenciação (quando se tornam hipertróficos) passam a produzir colagénio tipo X. Estes 2 tipos de colagénio são classificados como colagénio cartilaginoso.<sup>10</sup> Estas células também têm a capacidade de produzir matriz orgânica mineralizada.<sup>11</sup>

As células progenitoras mesenquimatosas existentes no pericôndrio, adjacentes aos condrócitos, diferenciam-se em osteoblastos, que vão produzir um colar mineralizado à volta da matriz cartilaginosa.<sup>12</sup> A formação deste colar mineralizado acarreta uma diminuição de aporte de nutrientes ao núcleo cartilaginoso, onde a tensão

de oxigénio também vai diminuir. Esta diminuição vai favorecer a expressão do factor de crescimento endotelial vascular.<sup>9</sup>

Por sua vez, a libertação deste factor de crescimento leva a uma invasão de vasos sanguíneos, bem como a um aumento do número de osteoblastos e osteoclastos, que vão substituir a matriz cartilaginosa por matriz óssea. Este novo núcleo de matriz óssea tem duas camadas de tecido: a camada de trocas com células osteocondrogénicas e a camada exterior fibroelástica, que promove a união de tendões e ligamentos. As células da primeira camada estão envolvidas no crescimento do osso em diâmetro e também na regeneração óssea.<sup>9</sup>

A mandíbula e a maxila têm ambas um desenvolvimento intramembranoso.<sup>13</sup>

Os fenómenos vasculares de angiogénese<sup>14</sup> e de vasculogénese<sup>14</sup> são essenciais para a normal fisiologia óssea. Para os perceber é necessário diferenciá-los. Assim, a angiogénese consiste na formação de novos capilares a partir dos vasos sanguíneos já existentes. Este fenómeno ocorre na embriogénese, na regeneração óssea e na reparação de fracturas. É um processo que implica várias etapas e que se inicia quando há degradação da membrana basal dos vasos sanguíneos por acção das metaloproteinases. Quando estas células endoteliais são libertadas migram para a matriz extra-celular, onde proliferam e criam estruturas semelhantes a capilares por um processo designado por "lançamento" (sprouting).<sup>15</sup> Este processo ocorre na fase inicial da regeneração e formação óssea induzidas pela proteína morfogenética óssea 2.

O fenómeno de vasculogénese necessita do recrutamento de células progenitoras endoteliais em circulação para o local da nova formação vascular.

Por norma, estes dois fenómenos acontecem em simultâneo.

## TIPOS DE OSSO

Existem dois tipos de osso<sup>6</sup>: o osso cortical ou compacto, com uma estrutura lamelar circunferencial nas camadas subperióssea e endoóssea e com uma estrutura

lamelar concêntrica à volta do seu sistema vascular central- os canais de Havers- e o osso trabecular ou esponjoso, com uma estrutura microscópica formada por lamelas paralelas com um padrão mais aberto.<sup>16</sup>

O osso trabecular está preenchido por medula óssea, que é a fonte de osteoblastos e osteoclastos, pelo que a sua capacidade de renovação celular é superior à do osso cortical. Assim sendo, responde de uma forma mais activa aos factores locais e sistémicos que controlam a regeneração óssea. As quantidades de osso trabecular variam consoante o sexo, entre a maxila e a mandíbula e entre as diferentes regiões das duas arcadas. Os homens têm um volume trabecular ósseo maior do que o das mulheres. A mandíbula apresenta uma maior densidade do trabeculado ósseo do que a maxila e, dentro de cada arcada, é maior na região anterior.<sup>17,18</sup>

O osso é formado por dois componentes<sup>6</sup>: o componente celular e o componente acelular.

A componente celular do osso é formada por 3 tipos celulares: osteoblastos, osteoclastos e osteócitos.

Os osteoblastos<sup>19</sup> são as células responsáveis pela formação da matriz mineral não calcificada ou osteóide e pela sua mineralização, sendo esta a sua principal função.<sup>20</sup> Estas células têm receptores para a paratormona e para os estrogéneos e, para além destas duas hormonas, são também estimuladas pelo factor de crescimento semelhante à insulina 1 e pelo factor de crescimento transformador  $\beta$ . A diferenciação das células progenitoras mesenquimatosas em osteoblastos está dependente da acção de hormonas, de proteínas morfogenéticas ósseas e ainda da tensão de oxigénio. Os aumentos da tensão de oxigénio são osteogénicos, ou seja, favorecem a diferenciação destas células em osteoblastos, enquanto que a sua diminuição promove a diferenciação em condrócitos. Desta forma, também fica explicado o facto de a angiogénese ser essencial para a diferenciação osteogénica das células progenitoras mesenquimatosas. Quanto mais velho é um indivíduo, menor é o seu número de células progenitoras mesenquimatosas. Com o envelhecimento, estas células têm diminuída a sua capacidade de diferenciação em osteoblastos, estando a diferenciação

em adipócitos favorecida.<sup>21</sup>

No que diz respeito às proteínas morfogenéticas ósseas (BMP), a sua expressão aumenta nos locais em que se processa a reparação óssea e está provado o seu potencial osteoindutor.<sup>21</sup> O grau de expressão das BMP está relacionado com o espaço de tempo que decorre desde a colocação do implante até se obter a osteointegração.<sup>22</sup>

Os osteoclastos<sup>23</sup> são células gigantes, multinucleadas que, ao criarem um ambiente ácido sob a membrana celular, reabsorvem o conteúdo mineral ósseo e propiciam a acção de enzimas proteolíticas. Os osteoclastos estão justapostos à matriz óssea que é envolvida pela zona de selamento<sup>24</sup> e formam uma borda ondulada característica deste tipo celular. A zona de selamento é uma estrutura anelar semelhante à actina que está ligada ao citoesqueleto. As integrinas da zona de selamento reconhecem sequências específicas das proteínas da matriz óssea e podem transmitir sinais provenientes da matriz óssea para dentro da célula, iniciando, deste modo, o processo de reabsorção óssea.<sup>24</sup> Estas células têm receptores para a calcitonina e são estimulados também pela interleucina-1, pelo factor de necrose tumoral e pela prostaglandina E2.

Os osteócitos<sup>23</sup> são osteoblastos mais ou menos quiescentes que estão mergulhados na matriz óssea e têm um papel na mobilização de minerais ósseos. Constituem a maior percentagem celular do osso maduro.

Os osteócitos estão interligados entre si por prolongamentos citoplasmáticos que permitem a difusão de nutrientes e de moléculas sinalizadoras. Também estão ligados às células endoteliais dos vasos sanguíneos, aos osteoblastos e às células de revestimento. Estas células de revestimento parecem ser osteoblastos que na fase final de diferenciação pararam a produção de matriz. Têm uma configuração plana e formam uma estrutura semelhante a um epitélio que se liga à rede de osteócitos.<sup>23</sup> Pensa-se que os osteócitos emitem sinais às células de revestimento para que a remodelação óssea se inicie.<sup>20</sup>

A componente acelular do osso inclui a matriz orgânica e a matriz inorgânica, sendo a primeira formada por 90% de colagénio tipo 1. Os restantes 10% são formados por um meio homogéneo denominado substância amorfa, composta por varias

proteínas, entre as quais a osteonectina, osteocalcina, osteopontina, fibronectina, trombospondina, sialoproteína óssea, proteoglicanos e proteínas séricas. Pensa-se actualmente que estas proteínas podem ter um papel na mineralização da matriz, principalmente no que diz respeito ao início da deposição de sais de cálcio entre as fibras de colagénio.

As fibras de colagénio estão dispostas no sentido das forças de tracção e de tensão que actuam sobre o osso.

Na sua maior parte, a matriz inorgânica é formada por cristais de cálcio e fosfato. Estes cristais, na sua fórmula mais conhecida - hidroxiapatite  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ , medem 400 angstroms de comprimento, 10 a 30 angstroms de espessura e 100 angstroms de largura e têm uma forma comprida e achatada e depositando-se sobre e entre as fibrilas de colagénio, as glicoproteínas e os proteoglicanos.<sup>25</sup> A percentagem relativa de cálcio e de fosfato pode variar muito consoante as condições nutricionais presentes mas, normalmente, A rácio Ca/P varia entre 1.3 e 2.0 (em função do peso). O osso compacto de um adulto é constituído por aproximadamente 70% de matriz inorgânica e 30% de matriz orgânica.

É esta organização óssea extracelular, em que os cristais de hidroxiapatite estão intimamente ligados às fibras de colagénio da matriz orgânica, que permite ao osso ter as suas propriedades características de robustez, resistência e funcionalidade. As fibras de colagénio presentes no osso têm uma grande força de tensão, enquanto que os sais de cálcio têm uma grande força de compressão.<sup>25</sup> A combinação destas duas propriedades com a forte união existente entre as fibras de colagénio e os sais de cálcio permite ao osso ter forças de tensão, assim como forças de compressão.

## **REMODELAÇÃO ÓSSEA**

A fisiologia óssea é controlada por factores mecânicos e humorais<sup>6</sup>. Se, por um lado, a sua formação é mediada pela carga funcional a que está sujeito, a sua

reabsorção é controlada pelos mediadores humorais do metabolismo do cálcio como a paratormona, os estrogéneos e a vitamina D. Pesquisas demonstram que, mesmo quando há uma grande necessidade de cálcio, as cargas funcionais podem competir com esta demanda numa tentativa de manter a massa óssea.

Frost<sup>26</sup> desenvolveu um modelo no qual descreveu quatro zonas de osso compacto e determinou a sua relação com as cargas sofridas. Segundo a sua classificação, existe a zona de osso com carga excessivamente grande, a zona de osso com carga excessiva, a janela adaptada e a janela aguda sem uso. Figura 1

Figura 1

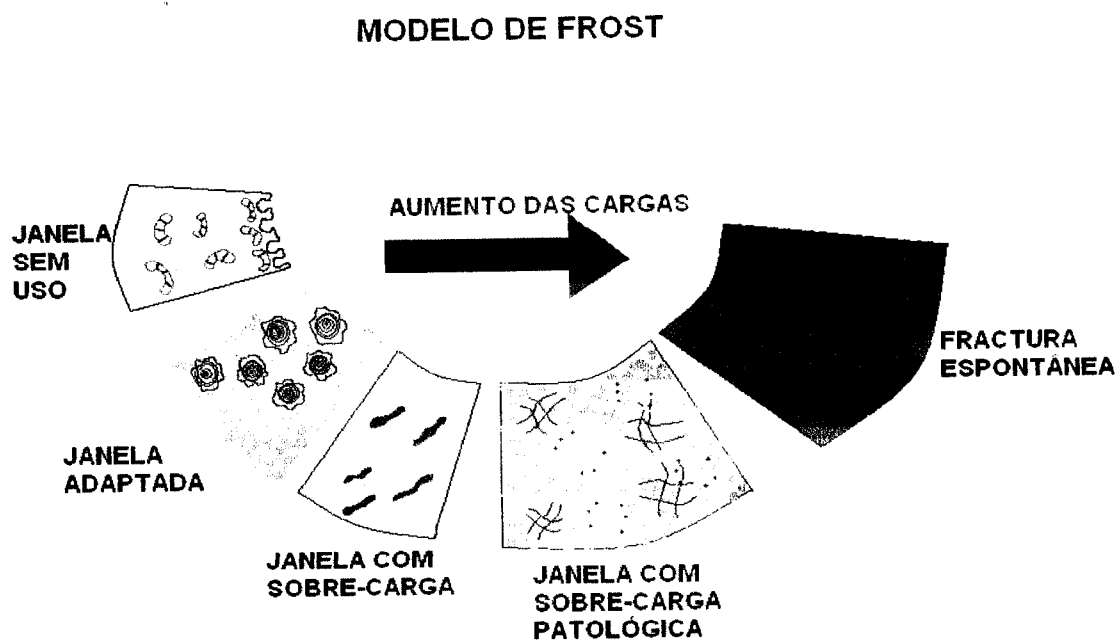


Figura adaptada de "Dental Implant Prosthetics". Carl E. Misch, Mosby Inc. 2005

A janela sem uso perde densidade mineral, já que se verifica um fenómeno de atrofia por desuso, resultante da inibição de modelação do novo osso e estimulação da remodelação óssea. Por modelação óssea entende-se o fenómeno caracterizado pela formação e reabsorção óssea em locais independentes, o que resulta numa mudança da forma ou do tamanho do osso. A remodelação é o processo de formação e reabsorção óssea no mesmo local, que substitui o osso existente e afecta primariamente o "turn-over" do osso, incluindo o que está junto ao implante.

Esta zona sofre cargas de 0 a 50 micras, o que leva a uma diminuição de 40% da densidade da cortical e de 12% da trabecular, devido às baixas cargas que este osso sofre.

A zona da janela adaptada, que sofre cargas de 50 a 500 micras representa um equilíbrio entre a modelação e a remodelação. O osso mantém-se em equilíbrio e esta pode ser considerada como a janela homeostática saudável. A descrição histológica é a de um osso maioritariamente lamelar. Há uma remodelação de 18% no osso trabeculado e de 2 a 5% do osso cortical em cada ano. É isto que se deseja que aconteça à volta de um implante.

A janela de osso com carga moderada tem uma diminuição da resistência e da densidade óssea pois nesta zona predomina a modelação em detrimento da remodelação. O osso sofre cargas de 1500 a 3000 micras. Histologicamente, deparámo-nos com um osso imaturo ou em reparação. Este tipo de osso pode ser encontrado num local onde um implante esteja a sofrer uma carga excessiva.

Nas zonas de sobrecarga excessiva, logo patológica, prevalece a reabsorção óssea e, quando há osso presente, é unicamente do tipo imaturo. As cargas sofridas são superiores a 3000 micras, ou seja, situadas a cerca de 60 a 80% da fractura física do osso cortical. A perda óssea crestal que ocorre durante a carga inicial feita sobre o implante resulta da sobrecarga patológica a que esse osso está habitualmente sujeito.

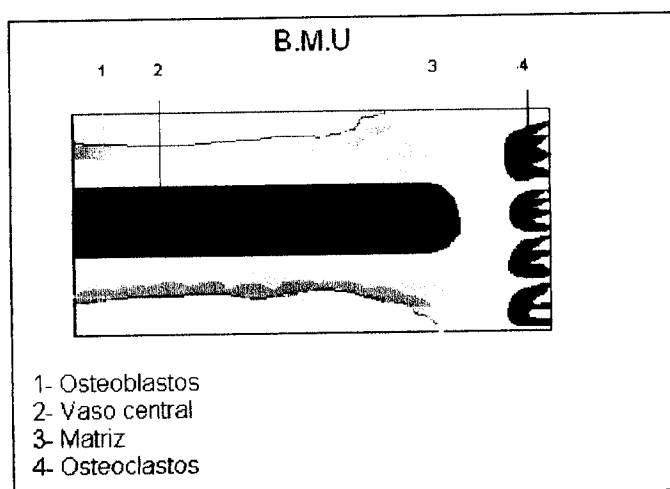
Segundo os postulados de Frost, surgidos na década de 70, por cada ciclo de reabsorção óssea, levado a cabo pelos osteoclastos, segue-se necessariamente um ciclo de aposição óssea operado pelos osteoblastos. Foi esta teoria que levou à origem do conceito de unidade multicelular básica (BMU)<sup>27</sup>. Estas unidades consistem em

grupos de osteoblastos, osteoclastos, osteócitos e outras células não totalmente caracterizadas.

Segundo esta teoria, os osteoclastos escavam um canal de reabsorção dentro da matriz óssea mineralizada. A sua actividade é acompanhada pelo crescimento de vasos sanguíneos ao longo do canal de reabsorção. Urist<sup>28</sup> realizou um estudo em que diz que os factores de crescimento libertados pela matriz óssea durante a reabsorção óssea atraem células progenitoras mesenquimatosas, que se dirigem para os capilares sanguíneos e estimulam a diferenciação destas células em osteoblastos. Os osteoblastos depois de maduros vão iniciar a deposição de osteóide dentro do canal de reabsorção que depois é mineralizado. Como consequência, o canal de reabsorção é continuamente preenchido com camadas de osso lamelar tendo um vaso sanguíneo no centro.

Em qualquer momento da sua vida, um indivíduo tem um milhão de B.M.U.<sup>28</sup> Cada unidade mede 1 a 2 milímetros de comprimento e 0.2 a 0.4 milímetros de diâmetro. Em cada ano criam-se 3 a 4 milhões de B.M.U. O tempo médio de vida destas unidades é de 6 a 9 meses ao passo que a de um osteoblasto é de aproximadamente 3 meses e a de um osteoclasto de 2 semanas. Desta forma, para que a unidade continue a realizar as suas funções, as células apópticas têm que ser removidas. É através do vaso sanguíneo central que as células hematopoiéticas, as células progenitoras mesenquimatosas e os sinais celulares chegam para proceder à renovação celular. Na figura 2 está representado esquematicamente o funcionamento de uma B.M.U.

FIGURA 2



Segundo a teoria de remodelação óssea mais aceita que, curiosamente, é também a mais antiga,<sup>29</sup> o ciclo inicia-se quando os osteoclastos têm acesso à superfície óssea. Os osteoclastos fixam-se e enviam vilosidades na direção do osso, iniciando o processo de reabsorção pela liberação de uma substância ácida que promove a solubilização dos cristais de hidroxiapatite, com liberação dos íons cálcio e fosfato. Segue-se a liberação, por parte dos osteoclastos, de enzimas proteolíticas que digerem a matriz orgânica descalcificada. É, assim, formada uma cavidade irregular denominada lacuna de Howship, onde deixam de estar presentes os osteoclastos.

De seguida, os osteoblastos invadem esta lacuna, e depositam uma fina camada de cimento pobre em colagénio no interior e sintetizam os componentes da matriz orgânica. Numa primeira fase são sintetizadas moléculas de colagénio que, depois, por um processo de polimerização, se transformam em fibras e formam o tecido osteóide.

Posteriormente, este tecido osteóide é mineralizado pela precipitação de íons cálcio e fosfato. Normalmente esta precipitação de sais de cálcio não acontece nos outros locais do organismo. Para que isto aconteça no osso, tem que haver a

neutralização do pirofosfato, que é um inibidor endógeno da precipitação destes sais nos tecidos do organismo. Pensa-se que esta inibição se dá por acção da fosfatase alcalina. Esta hormona segregada pelos osteoblastos vai catalizar a hidrólise do pirofosfato, controlando a concentração deste e a mineralização do osso pelos osteoblastos.

Os ciclos contínuos de absorção e reabsorção têm várias funções fisiológicas importantes. Em primeiro lugar, permitem que o osso adapte a sua resistência em relação ao stress sofrido. Desta forma, quando está sujeito a cargas mais elevadas, o osso fica mais espesso. Também a forma do osso pode ser alterada para suportar melhor a acção mecânica sofrida por acção desta alternância de absorção e reabsorção óssea. Finalmente, à medida que o osso envelhece e há uma degeneração da matriz orgânica, esta pode ser substituída por nova matriz orgânica, mantendo assim a dureza do osso, apesar de no osso envelhecido, os ciclos de absorção e reabsorção se darem a um ritmo muito mais lento.

Como já foi dito anteriormente, umas das principais funções do osso é ser reservatório do ião cálcio. Este ião é fundamental e desempenha inúmeras funções vitais, entre as quais a excitação da membrana celular e a libertação de neurotransmissores, promoção de fenómenos de contracção do músculo estriado e liso, interferência na função miocárdica e vasomotricidade, na coagulação sanguínea e na mediação de inúmeras hormonas. A quantidade de cálcio mobilizado do osso é, normalmente, igual à que é depositada diariamente. Estudos histomorfométricos e cinéticos com isótopos radioactivos mostram que cerca de 500mg de cálcio são mobilizados de e para o esqueleto diariamente.

O metabolismo do cálcio está dependente de 3 factores que já referimos: a paratormona, a vitamina D e a calcitonina.

A paratormona, assim como a vitamina D, fomentam, a libertação de cálcio do osso para o plasma e, dessa forma, estimula a reabsorção óssea. A calcitonina inibe a reabsorção óssea levando a cabo uma mobilização do cálcio sérico no sentido do osso. Podemos então dizer que a paratormona e a vitamina D são hormonas que provocam hipercalcemia, ao contrário da calcitonina que provoca hipocalcemia.

Em relação à paratormona, a secreção desta hormona está dependente da concentração de cálcio iónico. A acção da paratormona no osso está dividida em duas fases: a fase rápida e a fase tardia. A fase rápida consiste na rápida mobilização de iões cálcio da matriz óssea. Pensa-se que este efeito resulta da mobilização de sais de cálcio amorfos que representam o reservatório rapidamente permutável do osso. Pensa-se também que esta acção é mediada pelos osteoblastos e pelos osteócitos através de alterações de permeabilidade da sua membrana celular. A segunda fase, mais tardia, consiste na estimulação da actividade osteoclástica. Esta estimulação dá-se ao nível quer dos osteoclastos já existentes, mas também através de um aumento do seu número.

A secreção de calcitonina está dependente da concentração de cálcio iónico plasmático, aumentando de forma directamente proporcional à do incremento dos níveis de cálcio. Os osteoclastos possuem receptores específicos para esta hormona. Por isso, havendo um aumento da sua secreção, há uma inibição da acção destas células. A calcitonina também reduz a capacidade osteolítica dos osteócitos.

A vitamina D tem como principal acção o aumento da absorção intestinal do cálcio. Tem também um papel na remodelação óssea promovendo a reabsorção, quando administrada em doses elevadas. Tal como para a paratormona os osteoclastos não têm receptores para a vitamina D. Pensa-se que o mecanismo de acção passa pelos osteoblastos que irão libertar citocinas que estimulam a actividade dos osteoclastos adultos e promover a sua diferenciação. Quando está presente em doses mais baixas promove a mineralização do osteóide devido ao aumento de absorção intestinal de cálcio que provoca.

## **PERDA ÓSSEA**

Não faria sentido ao explicar a complexa fisiologia do osso, não referenciar neste capítulo, ainda que sucintamente, os principais factores que levam a uma diminuição da quantidade óssea.

Depois de se atingir o pico de massa óssea, o que ocorre por volta dos 30 anos de idade, há uma diminuição dos fenómenos da génese dos osteoblasto e osteoclastos.<sup>25</sup> O número de células progenitoras mesenquimatosas provenientes da medula óssea também baixa e, verifica-se uma maior tendência para estas células, se diferenciarem em osteoblastos, em vez de o fazerem em adipócitos.

A menopausa<sup>25</sup> também é um período em que ocorre uma grande diminuição da massa óssea. Com a diminuição de estrogéneos, o ritmo de remodelação óssea aumenta mas os osteoclastos têm um papel mais activo do que os osteoblastos. A perda óssea é maior nas estruturas trabeculadas e a existência de uma correlação positiva entre a diminuição da densidade óssea mineral nas vértebras e nos maxilares é sugerida por muitos autores.

O uso prolongado e excessivo da terapia com glucocorticóides<sup>20</sup> também promove uma diminuição da quantidade óssea. Esta ocorre logo após a administração da droga. A diminuição da densidade óssea é provocada por uma diminuição do número de osteoblastos e osteoclastos, embora também se sugira que isso resulte do aumento do tempo de vida dos osteoclastos, e da velocidade de apoptose dos osteoblastos e dos osteócitos

Os processos inflamatórios crónicos sistémicos ou localizados também levam a uma diminuição da quantidade óssea.<sup>24</sup> Como exemplo dos primeiros podemos mencionar a artrite reumatóide e dos segundos a periodontite. As células por excelência (monócitos, mastócitos, granulócitos e linfócitos) segregam citocinas pró-inflamatórias, inter-leucina 1, inter-leucina 6 e factor de necrose tumoral, que aumentam a taxa de reabsorção óssea.<sup>25</sup>

Podemos então concluir que a reacção inflamatória temporária pós-cirúrgica é benéfica e necessária em função dos processos de angiogénese e vasculogénese que acarreta, mas que a crónica é totalmente indesejável levando a uma perda óssea.

## FISIOLOGIA ÓSSEA E COLOCAÇÃO DE IMPLANTES

De uma forma similar ao que acontece quando existe uma fractura óssea, quando colocámos um implante desencadeia-se uma reacção inflamatória no micro-intervalo existente entre o implante e o osso.<sup>30</sup> Durante a hemostase, este intervalo é preenchido com matriz extra-celular rica em fibrina. A fibrina sela os vasos sanguíneos e cria uma rede para possibilitar a migração celular.<sup>30</sup> Nesta matriz encontram-se as plaquetas que, após a sua activação, vão libertar o conteúdo dos seus grânulos que contêm entre outras proteínas, factores de crescimento e citocinas. Através da emissão de sinais, são atraídos granulócitos (macrófagos e neutrófilos) e monócitos para o local onde a inflamação está presente. Estas células contêm enzimas proteolíticas que vão digerir a matriz extra-celular e factores de crescimento que têm um papel importante na angiogénese e no transporte de células progenitoras mesenquimatosas, que se podem transformar em células osteogénicas. As citocinas pró-inflamatórias, expressas pelos monócitos, são, por exemplo, a interleucina 1 (IL-1), a interleucina 6 (IL-6) e o factor de necrose tumoral  $\alpha$  (TNF- $\alpha$ ). Com a sua libertação inicia-se a produção de prostaglandinas. Sabe-se que quando não há a secreção de prostaglandinas o fenómeno de cicatrização pára.<sup>31</sup> Quando a fibrina é substituída por tecido de granulação muito vascularizado começa a formar-se osso imaturo.

Para além das funções já referidas no capítulo anterior, os osteoclastos desempenham outros papéis importantes no processo de homeostasia óssea. Os osteoclastos existentes no osso que estamos a perfurar para colocar um implante têm um papel preponderante na obtenção da osteointegração. Eles vão digerir o osso não vital produzido durante a perfuração do leito implantar.<sup>30</sup>

O papel da fibrina existente na matriz extra-celular e das plaquetas no que diz respeito à qualidade óssea não está determinado.<sup>30</sup>

É lógico pensar que quando se coloca um implante se está a provocar um traumatismo no osso, em que a primeira resposta cicatricial é a modelação anabólica, isto é, forma-se um calo ósseo e periósseo. Quanto menor for o trauma e o comprometimento vascular, mais próximo do implante se dá a formação deste calo.<sup>32</sup>

Quando há lesão do periósseo, o calo forma-se no local mais próximo onde não ocorreu traumatismo<sup>33</sup>. A invasão peri-implantar de tecido conjuntivo pode ocorrer em locais de osteogénese comprometida e de destruição perióssea extensa. Apesar do coágulo de sangue resultante da perfuração conter citocinas e factores de crescimento, quando há a destruição do periósseo a probabilidade de existirem células osteogénicas é mínima. Daí a importância de limitar ao mínimo a lesão dessa estrutura.<sup>33</sup>

A remodelação que ocorre na interface osso-implante é importantíssima para a viabilidade do implante. Sabemos que, independentemente da técnica cirúrgica utilizada, perde-se sempre 1mm de osso cortical à volta do implante devido à inflamação e à circulação colateral deficiente. Contudo, este osso inviável vai servir de trama durante o período de cicatrização, sendo substituído por osso vivo.

Durante a maturação, que se pensa ter a duração de 12 meses, o volume do calo diminui e a remodelação da interface continua. Durante os 4 primeiros meses dar-se-á a cicatrização sem carga, enquanto os restantes 8 meses estarão reservados à maturação óssea.

Inicialmente, pensava-se que a resistência total do osso que suporta um implante só era atingida após 12 meses do processo de mineralização secundário, porém, observações recentes demonstram que a remodelação é uma resposta dependente do osso adjacente a um implante.<sup>34</sup>

A manutenção a longo prazo da estabilidade de um implante depende da remodelação constante da interface osso-implante e do osso de suporte. As cargas repetidas podem resultar em fendas ósseas microscópicas que, se se acumularem, podem dar origem a falhas estruturais.<sup>35</sup> O osso cortical peri-implantar tem uma taxa de remodelação de até 500%, o que permite a manutenção da estabilidade implantar. O controle fisiológico desta remodelação está directamente relacionado com as tensões mecânicas sofridas, sendo esta crucial para a manutenção dos implantes a longo prazo.<sup>36</sup>

A interface osso-implante é um local de extremo dinamismo. O ambiente biomecânico tem uma importante função na qualidade e no resultado desta interface. Por exemplo, sabemos que se o implante estiver estável aquando da sua colocação, a probabilidade de osteointegrar é maior.<sup>37</sup>

Segundo Roberts quando colocámos um implante forma-se, a alguns milímetros dele, um calo ósseo que funciona como uma ponte. Além disso, surge um osso reticulado, que atinge o implante em aproximadamente 6 semanas. Segundo este autor, para esta ponte se formar é necessária uma total imobilização do implante, pois este reticulado ósseo tem pouca capacidade de suportar forças. Para que esta estrutura lamelar atinja o máximo de resistência para suportar cargas, têm que passar pelo menos 18 semanas.

O osso reage às forças exercidas de diversas maneiras. Com justaposição ou redução óssea, com formação ou reabsorção, alterando o módulo de elasticidade e modificando o seu conteúdo mineral. Entende-se por módulo de elasticidade a porção linear da curva produzida pela divisão dos valores de carga pela área de superfície sobre qual eles actuam, ou seja, a quantidade de esforço experimentada por um determinado material sob acção de uma carga aplicada.<sup>38</sup>

As propriedades mecânicas dos ossos cortical e trabecular dependem da duração, intensidade e direcção da carga. Podemos dizer que a resistência do osso é uma função da densidade óssea.

No que diz respeito à direcção das cargas temos que definir alguns conceitos como anisotropia, materiais ortotrópicos e anisotrópicos.<sup>39</sup> Anisotropia define o grau em que as propriedades mecânicas do osso cortical estão dependentes da sua estrutura. Material ortotópico é um material que tem propriedades diferentes nas três direcções do espaço e material isotrópico aquele que apresenta propriedades idênticas nas três direcções do espaço. No que diz respeito à mandíbula, Ashman e Buskirk<sup>40</sup> definiram-na como isotrópica no sentido transversal com a sua porção mais compacta orientada à volta do arco mandibular. Misch<sup>38</sup> descreve a mandíbula como tendo o osso mais compacto na sua porção inferior, osso menos compacto na sua porção

superior e um trabeculado de melhor qualidade na sua porção anterior, principalmente entre os buracos mentonianos. Para além disso, sabe-se que a presença de dentes ou de implantes aumenta a densidade óssea trabecular e o osso alveolar residual.

Em relação à intensidade da carga Carter e Hayes<sup>41</sup> descreveram que a resistência e o módulo de elasticidade no osso humano são proporcionais à intensidade de esforço elevado à potência de 0,06. Não existem estudos *in vivo* em relação ao osso mandibular e maxilar.

A duração da carga é muito importante, por exemplo, para se perceber por que razão falham implantes nos pacientes bruxómanos cêntricos ou excêntricos. Temos que definir o conceito de alongamento<sup>42</sup> como o fenómeno pelo qual um material apresenta deformação crescente em função do tempo quando submetido a uma carga constante. Podemos dizer que a falha dos implantes nestes pacientes está parcial ou totalmente dependente da acumulação do dano causado pelo alongamento.

Um fenómeno que também tem que ser referido é a fadiga mecânica. A resistência à fadiga de um material pode ser definida como a resistência máxima apresentada quando é submetido a um número infinito de ciclos com uma determinada carga sem apresentar fractura. Carter et al.<sup>43</sup> determinaram que a fadiga mecânica do osso *in vivo* ocorre em ciclos baixos, entre  $10^4$  a  $10^8$  ciclos.

Existem 4 factores que influenciam a possibilidade de existir fadiga mecânica na Implantologia<sup>44</sup>:

- biomaterial
- geometria da estrutura
- magnitude da força
- número de ciclos

Em relação ao biomaterial sabe-se que o seu limite de tolerância é definido pelo nível de tensão sob o qual ele pode indefinidamente sofrer cargas. Um biomaterial sujeito a tensões muito elevadas pode fracturar com um número baixo de ciclos, enquanto que se a tensão for baixa pode ser mantido indefinidamente. Misch<sup>44</sup> refere que a liga de titânio tem um limite de tolerância mais alto que o titânio comercialmente puro.

A geometria do implante influencia a sua resistência em relação aos vários tipos de cargas (axiais, laterais e de torção) e também a sua fractura por fadiga, quer pelo desenho do implante em si quer pela espessura do material que o constitui. Por exemplo, raramente um implante sujeito a cargas axiais fractura. A fractura por fadiga é proporcional à quarta potência da diferença de espessura. Com esta razão entende-se que basta uma pequena diferença de espessura no implante para provocar uma grande diferença na sua resistência.<sup>44</sup>

No que diz respeito à magnitude da força<sup>44</sup> e face ao que já se disse, é facilmente compreensível que, se as cargas aplicadas forem reduzidas, a probabilidade de haver fadiga mecânica é quase nula. O mesmo se pode dizer em relação ao número de ciclos de carga. Estes devem ser reduzidos quer pela eliminação dos hábitos parafuncionais quer com a diminuição dos contactos oclusais, para que a probabilidade de fractura por fadiga seja diminuta.

Quando colocámos um implante podemos observar 3 tipos de fenómenos cicatriciais: a fibrointegração, a osteointegração e a biointegração.

Por fibrointegração entende-se o fenómeno em que existe a interposição de um tecido colagénico saudável e denso entre o implante e o osso. Weiss descreveu uma teoria de fixação fibroóssea do implante. Ele defende que a presença de fibras de colagénio entre o implante e o osso funciona como uma membrana periimplantar com defeito osteogénico. Segundo esta teoria, as fibras de colagénio originárias das trabéculas dum lado do implante circundam-no, inserindo-se nas trabéculas ósseas do lado oposto. Quando o implante sofre cargas, estas são transmitidas às fibras. As fibras localizadas mais perto do implante sofrem compressão enquanto as que estão inseridas no osso trabecular sofrem tensão. A diferença entre o lado da compressão e o lado da tensão resulta numa corrente eléctrica que irá induzir a diferenciação dos componentes do tecido conjuntivo que permite a manutenção do osso.

Não há evidências que demonstrem que a presença destas fibras funcione como um ligamento periodontal. A histologia demonstra-nos a presença de fibras Organizadas paralelamente ao longo do eixo do implante, fibras sem nenhuma

disposição funcional ou então a existência de um fenómeno de encapsulação total. Dificilmente se poderia dizer que qualquer um destes três fenómenos representa um sistema em funcionamento. Desta forma, a teoria de Weiss não passa de uma mera hipótese sem qualquer tipo de confirmação.

Existe um enorme conflito entre os defensores da Teoria de Weiss e os defensores da osteointegração descrita por Branemark.

Weiss concorda que à volta de um implante submerso se dá o fenómeno de osteointegração, mas acredita que quando o implante é posto em carga se inicia a fibrointegração. Ele defende que o implante seja posto em carga máxima 1 a 2 meses após a sua colocação.

Branemark prevê uma fase de cicatrização que dura sensivelmente 12 meses na qual se formará osso novo. Quando o implante é posto em carga existirá uma fase de remodelação que pode durar entre 3 a 18 meses. Após os 18 meses entraremos num período estável em que há um equilíbrio entre as forças sofridas pelo implante e a remodelação óssea. Branemark defende a imobilização total do implante entre 3 a 6 meses.

Segundo Meffert a fibrointegração acontece quando se verifica:

- carga prematura
- migração apical do epitélio de junção com elementos do tecido conjuntivo
- colocação do implante com demasiada pressão
- aquecimento excessivo do osso durante a trepanação
- existência de uma lacuna entre o implante e o osso aquando da sua colocação.

A osteointegração e a biointegração distinguem-se pelo facto de, nesta última, a retenção do implante ser bioactiva, enquanto na primeira se dá de uma forma mecânica.

A retenção mecânica diz respeito ao titânio ou liga de titânio utilizada na confecção do implante. Pelas reentrâncias existentes na superfície dos implantes há uma ligação directa entre o osso e o implante sem qualquer tipo de ligação química.

A retenção bioactiva consegue-se com a utilização de materiais bioactivos como a hidroxiapatite. Há a formação de uma ligação fisico-química entre as fibras de colagénio do osso e os cristais de hidroxiapatite do implante. Inúmeros autores relatam que a formação e maturação óssea na interface osso-implante dá-se de uma forma mais rápida nos implantes revestidos com hidroxiapatite em relação aos implantes não revestidos. Estudos realizados em animais também demonstraram a existência de um tecido conjuntivo supra-alveolar com fibras gengivais novas inseridas no osteóide.

Quando se coloca a prótese sobre o implante o osso adjacente também sofre modificações. Alguns estudos demonstram que a transferência das cargas do implante ao osso pode iniciar a reabsorção óssea. A tensão é concentrada na ponta das espiras e o osso desta zona, por um fenómeno de reabsorção activa, apresenta um estroma de grande componente celular sem nenhum tecido calcificado. Isso evidencia que, apesar de já haver osso formado, este, por estar sujeito às cargas transmitidas pela prótese, foi reabsorvido, tendo sido substituído por tecido conjuntivo fibroso. Este tecido conjuntivo ao fim de cerca de 6 meses pode voltar a calcificar.

Existem momentos críticos no processo de criação e manutenção de osso saudável à volta do implante. São as seguintes as fases de cicatrização óssea para que se consiga um osteointegração a longo prazo:

- trepanação óssea para a realização do leito implantar
- cicatrização óssea
- presença de osso maduro na interface osso-implante
- colocação da prótese com o início da transmissão de cargas ao implante
- reabsorção do osso existente à volta do implante sendo substituído pelo tecido conjuntivo fibroso
- calcificação do tecido conjuntivo
- remodelação do osso neoformado
- presença de osso maduro na interface osso-implante
- manutenção do osso com controlos de higiene e eliminação de parafunções e desarmonias oclusais.

A distribuição das forças de tensão transmitidas ao osso tem sido alvo de inúmeros estudos baseados na fotoelasticidade e nos modelos finitos. Sabe-se que nos implantes endoósseos as forças de tensão são maiores ao nível da crista quando estamos na presença de cargas laterais ou transversais. As forças axiais originam tensões maiores na zona da crista e também na zona apical. Se pensarmos na Lei de Wolff, que nos diz que o desenvolvimento ósseo é estimulado pela tensão nele provocada, podemos concluir que se as forças de tensão transmitidas ao osso se encontrarem dentro dos limites fisiológicos, poderá ocorrer o aumento da densidade óssea. Se as forças de tensão ultrapassarem o limite fisiológico, estaremos perante a possibilidade de ocorrer perda óssea vertical com extensão apical do epitélio de junção.

## **DENSIDADE ÓSSEA**

A densidade óssea reflecte a resistência do osso. É um factor determinante em vários aspectos do plano de tratamento, designadamente o desenho do implante, a abordagem cirúrgica e a duração do período de cicatrização. Por exemplo, quando trabalhámos num osso pouco denso, podemos usar implantes que tenham o desenho das espiras optimizado, de forma a que se obtenha mais facilmente estabilidade primária aquando da sua colocação. Em relação à abordagem cirúrgica, esta deve ser modificada de forma a obtermos uma maior fixação do implante ao osso. Para isso, podemos fazer o leito implantar usando uma técnica combinada de osteótomos e de brocas, ou mesmo só com osteótomos para condensarmos o osso circundante ao implante. No que diz respeito ao período de cicatrização, este pode ser diminuído num osso mais denso, mas não o deve ser num osso menos denso, sob pena de comprometermos a osteointegração dos implantes.

Na apreciação da qualidade óssea, há que ter em conta dois parâmetros: a densidade óssea e a biologia óssea. A densidade óssea define a qualidade do osso quanto ao aspecto mecânico. A biologia óssea classifica o osso de um ponto de vista de capacidade cicatricial.

Do ponto de vista da biologia óssea, os ossos poderão ser agrupados dentro das seguintes categorias<sup>45</sup>, em que BHP é a abreviatura de Bone-healing potential:

- BHP 1
- BHP 2
- BHP 3

### **BHP 1**

Osso com capacidade cicatricial normal, isto é, sem nenhum factor que a possa comprometer.

### **BHP 2**

Osso com capacidade cicatricial moderadamente reduzida. Essa limitação pode ser resultado de:

- consumo moderado de cigarros (até 10 cigarros por dia)
- diabetes controlado
- osteoporose
- deficiências nutricionais
- enxerto ósseo
- regeneração óssea
- tratamento prolongado com corticosteróides
- tratamento prolongado com anti-inflamatórios não esteróides (indometacina)

### **BHP 3**

Osso com capacidade cicatricial substancialmente reduzida. Este tipo de osso pode ser resultado de:

- consumo elevado de cigarros ( 20 ou mais cigarros por dia)
- hiperparatiroidismo
- talassemia
- doença de Gaucher
- doença de Paget
- displasia fibrosa
- *diabetes mellitus*
- anemia grave
- tratamento antimitótico
- osteoporose grave
- osso irradiado
- artrite reumatóide

É a quantidade de osso cortical e trabecular que determinam a densidade óssea num dado momento. Por outro lado, sabemos que esses dois tipos de osso estão constantemente a ser remodelados. Está hoje determinado que a densidade óssea diminui após a perda dos dentes e que esta diminuição está dependente do tempo que decorre desde o momento em que a região se torna edêntula e deixa de sofrer cargas, da densidade óssea original, das inserções musculares e tendinosas, da flexão e torção mandibular e ainda da existência ou não de parafunções, de tratamentos hormonais e de certas condições sistémicas. Orban<sup>46</sup> comprovou a ocorrência de diminuição do padrão trabecular ao redor de um molar maxilar sem dente antagonista, quando comparado com dentes que tenham contactos oclusais. Bassi<sup>47</sup> tentou estabelecer uma correlação entre a densidade óssea mandibular, a densidade óssea vertebral e a reabsorção da crista óssea edêntula. No seu estudo, a densidade óssea foi determinada por tomografia computadorizada e a reabsorção da crista com comparação de ortopantomografias. Concluiu esse autor, com a reserva da

necessidade de estudos mais aprofundados para assegurar a utilidade clínica desse procedimento, que a densidade óssea das zonas dentadas é significativamente mais elevada quando comparada com as zonas edêntulas e ainda que a densidade do osso mandibular não tem relação com a densidade das vértebras, nem com a reabsorção da crista óssea.

### **CLASSIFICAÇÃO DA DENSIDADE ÓSSEA**

Em 1970 Linkow<sup>48</sup> classificou o osso em 3 classes:

**Classe 1:** é o tipo ideal. Consiste num osso com trabéculas espaçadas e espaços esponjosos pequenos.

**Classe 2:** este tipo de osso apresenta espaços esponjosos maiores, com menos uniformidade do padrão ósseo

**Classe 3:** neste osso entre as trabéculas existem espaços medulares largos

Em 1985 Lekholm e Zarb<sup>48</sup> encontraram 4 categorias ósseas na região anterior mandibular:

**Tipo 1:** osso compacto homogéneo

**Tipo 2:** osso com uma camada fina de osso compacto à volta de um núcleo de osso trabecular denso

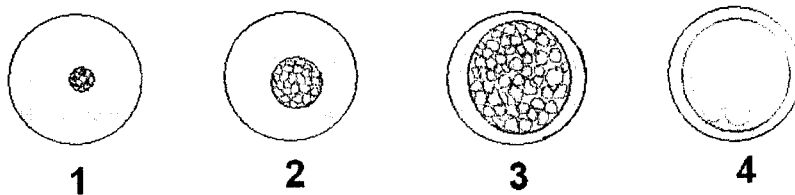
**Tipo 3:** osso com uma camada fina de osso cortical à volta de osso trabecular denso, com resistência favorável

**Tipo 4:** osso com uma camada fina de osso cortical, com um núcleo de osso trabecular de baixa densidade

Na figura 3 estão esquematizados os 4 tipos de osso descritos nesta classificação.

**FIGURA 3**

**CLASSIFICAÇÃO DE LEKHOLM E ZARB**



Bahat<sup>49</sup>, no ano 2000, num estudo retrospectivo em que foram colocados 660 implantes na zona posterior maxila sugere uma sub-divisão do osso tipo 4 da classificação anteriormente apresentada em 3 sub-tipos, seguindo o critério da presença ou ausência da camada de osso compacto externa por baixo do seio maxilar e no chão do recesso alveolar. Este autor acrescenta ainda um osso tipo 5 caracterizado pela ausência da camada de osso compacto no processo alveolar.

Uma classificação mais recente mas muito difundida e utilizada é a preconizada por Misch. Este autor utiliza 4 critérios: a existência de uma cortical óssea densa ou porosa e de um trabeculado fino ou largo. A cortical óssea densa ou porosa é encontrada nas superfícies externas do osso e inclui a crista edêntula. O trabeculado fino ou largo é encontrado dentro da cortical externa e ocasionalmente na superfície da crista edêntula residual. Estas 4 características macroscópicas podem ser classificadas da seguinte forma: D1, D2, D3, D4 e D5.- Figura 4

**FIGURA 4**



**D1:** osso cortical denso

**D2:** cortical óssea fina com um núcleo trabeculado

**D3:** cortical óssea mais fina com núcleo trabeculado fino

**D4:** osso quase sem cortical

**D5:** osso muito mole com mineralização incompleta

Existe uma relação entre a biologia e a densidade óssea no que diz respeito ao risco cirúrgico. No quadro 1<sup>50</sup> podemos fazer uma leitura fácil e rápida desta relação. Neste caso, o risco cirúrgico considerado é o da falência dos implantes antes da sua colocação em carga.

**QUADRO 1<sup>50</sup>**

	<b>Osso tipo 1</b>	<b>Osso tipo 2</b>	<b>Osso tipo 3</b>	<b>Osso tipo 4</b>
<b>BHP 1</b>	Mínimo	Mínimo	Mínimo	Considerável
<b>BHP 2</b>	Considerável	Mínimo	Mínimo	Considerável/Alto
<b>BHP 3</b>	Considerável	Considerável	Considerável	Alto

## INFLUÊNCIA DA DENSIDADE ÓSSEA NAS TRANSFERÊNCIAS DE CARGAS

A densidade óssea original permite a imobilização mecânica dos implantes durante a cicatrização, mas também condiciona a distribuição e a transmissão de forças da prótese ao implante.<sup>51</sup>

Os espaços medulares nas zonas de tecido fibroso desorganizado não permitem a dissipação controlada das forças, nem o aumento fisiológico da densidade óssea do osso de suporte.

Quanto menor for a área de contacto entre o implante e o osso, maior é o stress gerado. A percentagem de contacto ósseo é significativamente maior no osso cortical do que no osso trabeculado. A maior percentagem de contacto ósseo ocorre num osso tipo D1. Assim, num osso D4, para aumentarmos a percentagem de contacto ósseo temos que aumentar a área de superfície implantar.

Morris<sup>52</sup> realizou um estudo no qual demonstrou que, com a utilização de um implante modificado no que toca ao número e profundidade das espiras, com o qual se obtém melhor transmissão das cargas no osso cortical e medular, a densidade óssea é um factor condicionante das taxas de sucesso obtidas.

Tada<sup>53</sup>, num artigo publicado em 2003, tentou determinar se o desenho do implante e a densidade óssea influenciavam a distribuição de cargas ao osso. Para os 4 tipos de densidade, o osso cortical tinha 13 GPa de módulo de elasticidade. Para o osso tipo 1, o osso esponjoso tinha 9.5 GPa, para o osso tipo 2 tinha 5.5 GPa, para o osso tipo 3 1.6 GPa e para o osso tipo 4 0.69GPa. Estes valores foram escolhidos tendo como base um estudo de Rho no qual, para as diferentes densidades ósseas e através de uma técnica de ultrassons, foram estimados os valores do módulo de elasticidade. Sobre os implantes foi colocado um pilar de 6 mm de altura. Foram aplicadas forças axiais de 100 N e forças bucolinguais de 50 N no centro do pilar. Em relação ao osso cortical os valores mais elevados de stress aquando da aplicação de forças axiais verificaram-se nas superfícies lingual e bucal do colo do implante nos

ossos tipo 3 e 4. Quando foram aplicadas forças laterais as áreas de maior stress centraram-se nas superfícies bucal e lingual do colo do implante para todos os tipos de osso. Para o osso trabecular, as regiões de maior stress quando são aplicadas cargas axiais dependem da densidade óssea e do tipo de implante. Nos modelos representativos de um osso com baixa densidade e para o osso tipo 2, no qual se colocou um implante cilíndrico, a maior tensão foi encontrada na base do implante; no osso tipo 2 onde se colocou um implante rosqueado e no osso tipo 1, a maior tensão foi encontrada no colo do implante, embora em algumas situações se tenha verificado na base. Deste modo, o autor conclui que os valores de stress sofridos pelo osso aumentam à medida que a densidade óssea do osso trabecular diminui. O osso de baixa densidade tem pouca rigidez, o que leva a que as forças axiais possam provocar o afundamento do implante e as forças laterais a sua perda de estabilidade.

A perda de osso crestal ou a falha de implantes após a sua carga resulta, na maior parte dos casos, de um stress excessivo na interface implante-osso.

Em relação à resistência óssea<sup>51</sup>, quando uma carga é aplicada sobre um implante, os contornos de stress no osso são diferentes consoante a densidade óssea: no osso D1 o stress concentra-se à volta do implante, junto à crista, e tem uma magnitude menor. No osso D2 o stress transmite-se mais apicalmente. No osso D4 encontramos maior stress crestal e a sua transmissão é a mais apical. Como resultado disto, para uma magnitude de stress similar, podemos observar 3 situações:

- cargas fisiológicas sem perda de osso
- cargas patológicas e perda de osso crestal
- cargas patológicas e perda do implante

### **PLANO DE TRATAMENTO E DENSIDADE ÓSSEA**

À medida que a densidade óssea diminui, a resistência do osso também diminui. Para reduzir a incidência de microfracturas, as cargas ósseas devem ser reduzidas.

Uma forma de as reduzirmos é modelar o desenho da prótese. Por exemplo, o comprimento dos cantilevers deve ser reduzido ou eliminado, as mesas oclusais devem ser mais estreitas e os rompe-forças minimizados.<sup>54</sup>

As próteses removíveis suportadas unicamente por implantes permitem que os pacientes as retirem à noite, diminuindo as eventuais forças parafuncionais nocturnas.<sup>54</sup>

As próteses removíveis suportadas por implantes, e por tecidos moles, permitem que estes últimos compartilhem a força oclusal e diminuam o "stress" transmitido aos implantes. Goteiras nocturnas e superfícies oclusais acrílicas distribuem e dissipam as forças parafuncionais no sistema de implantes.<sup>54</sup>

A carga transmitida aos implantes também deve ser condicionada pela sua direcção em relação ao corpo dos implantes.<sup>55</sup> As cargas direccionadas ao longo eixo do corpo do implante diminuem a carga de stress transmitida à zona crestal em comparação com as cargas anguladas. À medida que a densidade óssea diminui a angulação das cargas deve ser o mais axial possível.

O stress transmitido ao osso também pode ser diminuído pelo aumento da área funcional sobre a qual a força é aplicada. Aumentar o número de implantes é uma excelente forma para diminuir a transmissão de forças ao osso pelo aumento da área de carga funcional. Colocar 3 implantes em vez de 2 pode diminuir o momento de força aplicado ao implante para metade e a força de reacção óssea em 2/3.<sup>54</sup>

A macrogeometria dos implantes também pode ser usada para diminuir o stress sofrido pelo osso. Por exemplo, um osso tipo D4 requer implantes mais compridos para se obter estabilidade primária e aplicação de cargas prematuras.

Baseado numa grande experiência clínica, Misch<sup>55</sup> defende que, para um osso D1, o comprimento mínimo do implante deve ser de 10mm, para D2 deve ser de 12 mm e para D3 14 mm. Estes comprimentos podem ser diminuídos por um desenho do implante melhorado. No entanto, porque é na zona crestal que as cargas patológicas acontecem quando a cicatrização inicial está completa, o aumento do comprimento do implante não evita a perda de osso crestal.

A largura do implante também pode diminuir o stress transmitido. Por cada 0,5mm de largura adicional, obtemos um aumento da área de superfície em 10-15%.

O desenho do implante afecta a magnitude de stress e o seu impacto na interface osso-implante. Idealmente, deveria haver um desenho de implante diferente para cada osso. Um osso D4 precisa de um implante "maior", enquanto que, para um osso D1, precisamos de um implante que, aquando da sua colocação, propicie a neoformação óssea e não a sua reabsorção. Segundo Krennmair<sup>56</sup> uma das principais razões para o qual foram desenvolvidos implantes de grande diâmetro foi a necessidade de realizar tratamentos implantares no osso de muito baixa densidade. Tada<sup>53</sup> realizou um estudo para determinar se o tipo de implante colocado (cilíndrico ou com espiras) e o tipo de densidade óssea influenciam a distribuição de forças ao osso. O autor verificou que as cargas sofridas pelo osso aumentam na razão directa da diminuição da densidade óssea e que as cargas tangenciais transmitidas são, na sua maioria, dependentes da densidade óssea. Por fim, concluiu que os ossos de densidade maior criam um microambiente mais favorável do que os de menor densidade e que, neste tipo de osso, os implantes com espiras e compridos são os mais adequados. Por exemplo, um implante rosqueado aumenta em 30% a superfície de contacto comparativamente a um implante cilíndrico.

Classicamente, a profundidade das espiras é de 0,4mm, mas para um osso D4 as espiras devem ser aprofundadas e aumentadas no que diz respeito ao seu número.

Os recobrimentos dos implantes também podem aumentar a área de superfície de contacto.<sup>55</sup> Para um osso D4 devemos usar implantes recobertos de hidroxiapatite, apesar dos riscos de retenção bacteriana que estes implantes têm quando ficam expostos.<sup>57</sup>

Stach<sup>58</sup> publicou uma meta-análise em que comparou a sobrevivência de implantes maquinados com a de implantes revestidos com Osseotite® em osso de baixa densidade. Foram colocados 2614 implantes maquinados e 2288 implantes revestidos. O protocolo seguido foi de duas fases cirúrgicas, demorando cerca de 4 a 6 meses para serem colocados em carga. Quando realizou a análise tinham passados 66 meses desde a colocação dos implantes revestidos e 84 meses desde a colocação dos

implantes maquinados. Após a análise constatou que quando se utilizam implantes maquinados a qualidade óssea é preponderante para as taxas de sucesso enquanto que quando se colocam implantes revestidos este efeito não se observa.

Truhlar<sup>59,60</sup> publicou trabalhos em que comparou as taxas de sucesso entre os diferentes tipos de osso e a utilização de implantes revestidos ou maquinados. O tipo de revestimento utilizado foi a hidroxiapatite. Mais uma vez, a conclusão foi a de que quando se utilizam implantes maquinados existem diferenças estatisticamente significativas entre as diferentes densidades ósseas. O mesmo já não acontece quando se utilizam implantes revestidos, situação na qual não se encontram diferenças de taxas de sucesso nas diversas densidades ósseas.

Khang<sup>61</sup>, num estudo multicêntrico, comparou a taxa de sobrevivência de implantes maquinados com a daqueles cuja superfície é tratada com ácido. Foram colocados 432 implantes dos quais 247 tinham tratamento de superfície e 185 eram maquinados. O protocolo cirúrgico escolhido incluía uma segunda fase cirúrgica. Na mandíbula, os implantes estiveram submersos durante 4 meses e na maxila 6 meses. Os implantes com superfície rugosa tiveram uma melhor performance do que os implantes maquinados. Ao contrário do que sucede com os implantes cuja superfície foi tratada, com a utilização de implantes maquinados em osso de baixa densidade assistimos a uma diminuição da taxa de osteointegração e de sobre-vida dos implantes. Esta diminuição é mais notória quando os implantes são colocados na região posterior maxilar. A maior diferença de sucesso encontrada foi ao fim de 3 anos após os implantes serem colocados em carga no osso de pior qualidade, em que se obteve 96.8% de sucesso nos implantes com tratamento de superfície e 84.8% para os implantes maquinados.

Trisi<sup>62</sup> realizou um estudo muito interessante no qual apresentou uma nova técnica histomorfométrica para avaliar a extensão do contacto osso-implante (BIC) que se espera obter com um determinado estado de superfície e a sua relação com a qualidade do osso circundante. Ele comparou dois estados de superfície (maquinado e Osseotite<sup>®</sup>) no mesmo implante e no mesmo paciente. Constatou que, na superfície revestida, o BIC estava acima das expectativas, observando-se o contrário em relação

aos implantes maquinados. Também verificou que a superfície Osseotite® aparentava ter um efeito positivo na quantidade de osso que se “aproximava” do implante, podendo deste modo ser classificada como osteocondutiva. Se a superfície dos implantes não consegue reter a rede de fibrina, como no caso dos implantes maquinados, as células osteogénicas terão muito mais dificuldade em aderir à superfície do implante. Assim, a formação de novo osso irá demorar muito mais tempo. Conclui então que, com a utilização dos implantes revestidos, podemos esperar um maior sucesso clínico no osso de pouca qualidade.

Quando um implante é colocado no osso trabecular, a superfície do implante pode entrar em contacto com as trabéculas ou com o tecido mole dos espaços medulares. A proporção de contacto com o osso ou com os espaços medulares é variável em função da quantidade e da espessura das trabéculas existentes. Quanto maior for o número de trabéculas e a sua espessura, maior será a superfície de contacto osso-implante no final do período de cicatrização.

Quanto menos denso é o osso, mais importante é que sejam aplicadas cargas progressivas.

## **FACTORES QUE INFLUENCIAM A DENSIDADE ÓSSEA**

Como vimos anteriormente, a densidade óssea é um factor que tem que ser levado em linha de conta na elaboração de um plano de tratamento em implantologia. Deste modo, parece-nos importante a análise dos diversos factores que influenciam a densidade óssea. Estes factores devem ser pesquisados quando realizamos a história clínica dos pacientes, podendo assim eliminar eventuais obstáculos que possam pôr em causa o sucesso do plano de tratamento delineado.

Nociti Junior<sup>63</sup> realizou um estudo para procurar encontrar uma relação entre a

inalação intermitente de fumo de cigarro e o volume ósseo à volta de implantes em ratos. Concluiu que a inalação intermitente de fumo de cigarro pode resultar numa pior qualidade óssea à volta dos implantes colocados, principalmente no que diz respeito ao osso medular.<sup>64</sup> O mesmo autor<sup>65</sup>, num estudo histométrico realizado em coelhos, relacionou a nicotina e a densidade óssea à volta de implantes. A administração de nicotina foi feita por via subcutânea. A densidade óssea foi avaliada no osso cortical em que o implante passou. A conclusão deste estudo foi a de que, dentro das suas limitações, a administração diária de nicotina pode não influenciar estatisticamente a densidade óssea à volta dos implantes.

A osteoporose é uma doença que deve ser pesquisada na história clínica dos pacientes, principalmente quando se trata de mulheres na altura da menopausa. A osteoporose resulta de uma diminuição da matriz orgânica do osso. A actividade osteoblástica está diminuída com a consequente baixa do rácio da deposição de osteóide mas, em muitos casos a diminuição de osso está dependente de um aumento da actividade osteoclástica. As causas mais comuns<sup>66</sup> de osteoporose são;

- falta de stress fisiológico do osso por inactividade
- malnutrição
- diminuição da produção de estrogénios pós-menopausa
- idade avançada

Existem diversas técnicas para medir a densidade mineral óssea. A técnica gold standard é o Rx de absorptimetria de dupla energia (DEXA). Outros exames para a sua avaliação são a absorptimetria de fotão único, absorptimetria de duplo fotão e tomografia computadorizada quantitativa.

Becker<sup>67</sup> realizou um estudo para averiguar se a osteoporose é um factor que predispõe à falência dos implantes. Em 49 casos em que foram colocados implantes foi feito o seguinte: DEXA nas zonas distais e proximais do rádio e do úmero; classificação da quantidade e qualidade óssea aquando da colocação dos implantes; questionário para despiste de possíveis factores de confusão. Não foi encontrada

qualquer relação entre os resultados obtidos com a DEXA e o risco de falha dos implantes. O autor conclui que a visualização e avaliação da qualidade óssea na altura da colocação dos implantes é mais informativa que as medições obtidas com a DEXA.

Na mesma linha de pensamento, Friberg<sup>68</sup>, realizou um estudo em que fez um seguimento de pacientes que sofriam de osteoporose no esqueleto axial, incluindo a mandíbula e, a quem tinham sido colocado implantes Branemark. As taxas de sucesso obtidas foram de 97% na maxila e 97.3% na mandíbula e, a perda de osso marginal ao fim de 1 ano foi similar à encontrada nos estudos em que não se tem em linha de conta a densidade óssea. Desta forma, Friberg conclui que a colocação de implantes em doentes com osteoporose na coluna lombar e na anca e baixa densidade óssea local, pode ser realizada sem comprometimento dos resultados por um período alargado.

Pelo contrário Weber<sup>69</sup> considera a osteoporose como um factor eliminatório na altura da realização de um plano de tratamento com implantes.

Narai<sup>70</sup>, num estudo publicado em 2003 comparou os resultados do torque de remoção de implantes de titânio colocados simultaneamente ao início do tratamento da osteoporose com alendronato. O alendronato é um bifosfonato de terceira geração utilizado no tratamento da osteoporose. O estudo foi realizado em ratos que foram divididos em três grupos: um grupo de controle em que as ratas não foram ovariectomizadas, um grupo de ratas ovariectomizadas tratadas com alendronato e um grupo de ratas ovariectomizadas sem terapia de substituição. Os implantes foram colocados na metáfise distal do fémur. Este local foi escolhido por se tratar de um osso medular muito sensível à acção do alendronato. Os maiores valores de torque de remoção dos implantes após 56 dias da sua colocação foram encontrados no grupo de ratas ovariectomizadas sujeitas a terapia com alendronato. Neste estudo também foram realizados cortes histológicos para avaliar a presença ou ausência de osteointegração destes implantes. Os implantes encontravam-se osteointegrados no grupo de controle e no grupo em que se administrou alendronato. Nestes dois grupos o osso peri-implantar era histologicamente maduro, ao passo que os implantes do grupo dos animais ovariectomizados apresentavam osso imaturo peri-implantar. A maior percentagem de contacto osso-implante foi encontrada no grupo em que se realizou

terapia de substituição. Este estudo sugere que os pacientes com osteoporose, sem realizarem terapia de substituição, necessitarão de um período de cicatrização aumentado para que se obtenha osteointegração dos implantes de titânio.

Tokugawa<sup>71</sup>, em 2003 publicou um artigo onde estudou o efeito da terapêutica com bifosfonato na cicatrização óssea após a colocação de implantes de titânio. O autor tentou encontrar diferenças entre o uso de estrogénio no controle hormonal na menopausa e o uso de bifosfonatos. No que diz respeito à densidade óssea foram encontradas várias diferenças nos diferentes grupos de estudo. O grupo de controle (onde não foi induzida a menopausa) apresentou um aumento da densidade óssea entre o 7º e o 14º dias após a colocação do implante. Ao 56º dia o aumento alcançado foi de 46%. No grupo das ratas ovariectomizadas sem realizarem qualquer terapia hormonal o maior aumento da densidade óssea deu-se pelo 14º dia (o aumento foi de 22%) a partir do qual começou a haver um decréscimo da densidade. No grupo em que a terapia instituída foram os estrogénios houve um aumento densidade óssea similar ao encontrado no grupo de controle logo, significativamente maior ao encontrado no grupo das cobaias ovariectomizadas. Finalmente no grupo com terapia com bifosfonatos foi encontrado um aumento da densidade óssea mas menor do que o que foi encontrado no grupo controle e no grupo com terapia estrogénica, sendo que ao fim dos 56 dias as diferenças foram estatisticamente significativas. Assim sendo, o autor não conclui nada deste estudo no que diz respeito à influência dos bifosfonatos na densidade óssea.

A terapia com alendronato<sup>72</sup> parece diminuir o número e a actividade dos osteoclastos. No entanto a sua acção também comporta uma supressão do fenómeno de regeneração óssea, o que pode favorecer microfracturas ósseas aquando da colocação do implante.

Mori<sup>73</sup> publicou um estudo em que, após ter realizado ovariectomias em coelhas e lhes ter administrado uma dieta pobre em cálcio, foi investigar o que se passava ao nível da interface osso-implante. Pelas medidas que ele tomou nas cobaias provocou uma osteoporose, ou seja, neste caso houve uma diminuição de 12% na densidade

óssea mineral (medida por DEXA). Nos coelhos com osteoporose provocada observou-se uma maior lentidão na neoformação de osso novo. Só às 12 semanas é que foi encontrada uma considerável ligação directa do implante ao osso, ao passo que no grupo de controle ao fim de 2 semanas já era visível a formação de novo osso. Assim, o autor conclui que o osso com osteoporose tem uma capacidade de cicatrização inferior ao osso normal mas que, a osseointegração de implantes também se consegue mas de uma forma mais lenta.

A repercussão da osteoporose na osseointegração dos implantes foi também estudado por Keller<sup>74</sup>. Este autor utilizou um modelo animal, em que induziu osteoporose com administrações maciças de glucocorticóides. No que diz respeito à densidade óssea a maior diferença encontrada entre o grupo de controle e o grupo de animais com osteoporose foi ao nível da cortical óssea, sendo que no último grupo esta se encontrava diminuída drasticamente. Também foram encontradas diferenças em relação às trabéculas ósseas (mais finas no grupo de estudo) e à matriz óssea (no grupo de estudo a sua estrutura encontrou-se alterada). Desta forma, o autor conclui que os implantes não estão contra-indicados em pacientes com osteoporose mas a sua osseointegração pode estar comprometida devido às diferenças metabólicas encontradas neste tipo de osso.

Duarte<sup>75</sup>, realizou um estudo em que se colocaram implantes em ratas ovariectomizadas para avaliar se a deficiência de estrogénios afectaria ou não a densidade óssea. Avaliaram a densidade óssea cortical e medular numa área de 500µm adjacente à da colocação do implante. Comparativamente com o grupo de controle, em que as ratas não foram ovariectomizadas constataram que em relação à cortical óssea não houve alteração em relação à densidade óssea mas, em relação ao osso medular houve uma diminuição na densidade óssea quando existe uma deficiência de estrogénios. Também foi encontrada uma maior concentração de fosfatase alcalina sérica no grupo de teste. A concentração desta enzima baixou para valores normais após terapia com estrogénios. As colheitas foram realizadas aquando do sacrifício dos animais O mesmo autor<sup>76</sup> realizou outro estudo em que pesquisou se a terapia com calcitonina e estrogénios alteraria de alguma forma a densidade óssea

em zonas justa-implantares em ratas ovariectomizadas. Mais uma vez realizou uma avaliação separada do osso cortical e do osso medular. Em relação ao primeiro constatou, mais uma vez, que não havia diferenças entre os grupos estudados. No que diz respeito ao osso medular o grupo que tinha sido tratado com estrogénios apresentava uma maior densidade óssea. Desta forma, conclui que a terapia com estrogénios pode prevenir a influência negativa da deficiência de estrogénios no que diz respeito à densidade óssea.

No entanto sabe-se que a maior perda óssea resultante da menopausa é em relação ao osso trabecular, uma vez que a quantidade de osso cortical permanece quase inalterada. Logo, o problema de estabilidade primária dos implantes não se coloca, uma vez que com a sua corticalização ela é conseguida.<sup>77</sup>

Slotte<sup>78</sup> publicou em 2003 um estudo muito interessante em que pesquisou se uma intervenção cirúrgica prévia à colocação de implantes, ou mesmo a colocação de implantes teriam alguma influência em relação à densidade óssea local. Esta pesquisa foi realizada nas zonas edêntulas maxilares de 16 coelhos adultos. A razão de ser deste estudo baseia-se na premissa de que o osso responde às agressões mecânicas com um aumento de volume e de densidade. No lado esquerdo da maxila foi feito um retalho mucoperiósseo e, na crista alveolar, foi preparado um sulco de 15 mm de comprimento, 5 mm de profundidade e 1.5mm de largura. O osso trabecular e a medula óssea foram removidas por um processo de curetagem e aspiração. O sulco foi coberto com uma membrana reabsorvível. Após 4 semanas de cicatrização foi colocado transversalmente um implante de 15mm de comprimento e 2.4 mm de diâmetro. O implante foi colocado a partir do lado intervencionado passando pelo osso nasal até atingir o lado direito da maxila tendo o cuidado de assegurar que o implante penetrava o osso bucal do lado direito (zona de controle não intervencionada). Passadas 4 semanas os animais foram sacrificados. As maxilas foram retiradas e secções transversais foram obtidas para posterior análise histológica. Estas secções continham quer o lado intervencionado previamente à colocação dos implantes quer o lado de controle. Todos os implantes estavam estáveis e na mesma posição em que

tinham sido colocados. No que diz respeito à densidade óssea encontraram um aumento médio de um terço da densidade nos espécimes que sofreram intervenção cirúrgica quando comparada com a dos coelhos que foram sacrificados sem sofrerem qualquer tipo de intervenção. Por outro lado, não foi possível provar que a intervenção cirúrgica feita antes da colocação dos implantes provoca um aumento da densidade óssea para além do aumento provocado unicamente pela colocação do implante. Para concluir podemos dizer que o trauma mecânico que o osso sofre aquando da colocação dos implantes leva a um aumento da densidade óssea que acontece de uma forma muito pouco previsível. Deste modo não parece ser correcto sujeitar os pacientes a uma intervenção cirúrgica prévia à colocação dos implantes uma vez que não foram provados os benefícios que daí pudessem advir.

Nesse estudo os cortes efectuados no osso previamente à colocação do implante são de um diâmetro inferior ao diâmetro dos implantes utilizados. Desta forma parece-nos que os resultados deste estudo têm um factor de erro importante pelo que o estudo não deve ser considerado conclusivo. Sobre a colocação de implantes *per si* o próprio estudo é inconclusivo.

Para além do facto de a simples colocação de um implante condicionar a densidade óssea do local intervencionado também o timing em que se colocam os implantes em carga parece ter influência.

A pesquisa de alterações na altura óssea, visíveis radiograficamente, após a colocação de implantes foi objecto de um estudo efectuado por Nakai<sup>79</sup>. Este estudo foi realizado em 27 pacientes com edentulismo mandibular completo tendo sido realizadas próteses fixas implantosuportadas por implantes colocados entre os buracos mentonianos. O estudo radiográfico comparativo foi realizado com radiografias panorâmicas tendo usado o mesmo aparelho de RX e a mesma técnica. As medições realizadas foram a altura mediada entre o bordo inferior mandibular e a crista alveolar e entre o bordo inferior do canal alveolar e a crista alveolar. O autor encontrou em 5 pacientes um aumento da altura óssea de 3,3% na zona da crista alveolar distal ao último implante colocado, ou seja, no implante mais próximo do buraco mentoniano. O

autor baseando-se também em trabalhos de Burke, Morton, Natkin e Taylor descreve este fenómeno, ainda que com origem idiopática, resultante da distribuição das cargas mastigatórias ao longo de toda a mandíbula. Desta forma a colocação de implantes por si só poderá levar a um aumento da altura óssea e também a um aumento da densidade óssea do osso circundante aos implantes.

Barone<sup>80</sup> realizou um estudo em humanos em que comparou radiograficamente a densidade óssea de implantes sujeitos a carga imediata e implantes colocados em carga passado o período de cicatrização. O controle radiográfico foi realizado passados 6 meses da cirurgia de colocação dos implantes independentemente do protocolo utilizado. A avaliação da densidade óssea foi feita com apoio na tomografia computadorizada volumétrica. A máquina utilizada consiste num feixe de RX em forma de cone centrado com a zona de detecção do raio. O sistema tubular de detecção roda 360° à volta da cabeça do paciente. Durante esta rotação são feitas várias exposições que serão visualizadas no computador. É a partir deste conjunto de imagens que o local intervencionado é reconstruído, e o volume ósseo determinado. Os valores densitométricos foram obtidos para 3 zonas do implante: zona coronal, zona média e zona apical. Em todas as zonas os valores mais elevados foram encontrados para os implantes colocados imediatamente em carga. A diferença de valores encontrada foi estatisticamente significativa. Podemos então concluir que, quando os implantes são sujeitos a micromovimentos durante a fase de cicatrização a densidade do osso à volta deles aumenta consideravelmente. De salientar o facto de as próteses utilizadas neste estudo serem unitárias e não estavam ferulizadas aos dentes naturais adjacentes. Assim sendo estará mais uma vez provada a premissa de que quando o osso se encontra em função o seu conteúdo mineral aumenta.

Nkenke<sup>81</sup> num estudo realizado em "mini pigs" conclui precisamente o contrário. Os resultados obtidos por este autor levam-no a concluir que a colocação imediata dos implantes em carga não aumenta a aposição do conteúdo mineral ósseo. Segundo este autor o segredo do sucesso dos implantes colocados em carga imediata consiste na sua estabilização rígida. Se esta não se conseguir os implantes irão falhar da mesma forma que falham os que estão sujeitos a cargas mastigatórias incontroladas.

Segundo Watzek <sup>72</sup> , a qualidade óssea pode ser incrementada se tomarmos algumas medidas. O autor recomenda o uso de concentrado de plaquetas (a técnica descrita consiste em utilizar plasma rico em plaquetas) aquando da colocação do implante. O autor acredita que a densidade óssea será incrementada se, houver aplicação local de proteínas morfogenéticas do osso, simultaneamente à colocação do implante. Outra medida também descrita que leva a um aumento da expressão destas proteínas é a administração de fluoretos. Os fluoretos por si só, também estimulam a acção dos osteoblastos. O autor recomenda uma terapia com cálcio e vitamina D após a colocação do implante e, nos casos de mulheres na menopausa , as terapias de reposicionamento hormonal são recomendadas.

A terapia com anti-inflamatórios não esteróides é usada largamente após a colocação de implantes. Um estudo recente<sup>72</sup> demonstrou que a supressão da acção da ciclo-oxigenase 2 (a principal acção destes medicamentos) diminuiu consideravelmente a cicatrização de fracturas. Esta enzima vai inibir a produção de prostaglandinas que, quando não estão presentes impedem a normal progressão dos fenómenos de reabsorção óssea e de osteoneogénese.

## **OBJECTIVOS**

## OBJECTIVOS

A densidade óssea é um factor primordial na determinação do plano de tratamento para a colocação de implantes. As suas variações originam diferenças na técnica cirúrgica empregue e na prótese que vamos utilizar. É sobre esta variável que se debruça este trabalho.

O nosso objectivo é tentar encontrar o protocolo cirúrgico ideal para colocação de implantes nas diferentes densidades ósseas partindo da premissa de que temos altura e largura ósseas disponíveis passíveis com a colocação de implantes sem termos que recorrer a técnicas de aumento ósseo.

## **MATERIAIS E MÉTODOS**

## MATERIAIS E MÉTODOS

Esta dissertação é um trabalho de revisão bibliográfica. Os artigos estudados foram obtidos na biblioteca da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, na biblioteca da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa e na internet. Os motores de busca utilizados na internet foram o google, o yahoo, o pubmed e a medline.

As palavras chave utilizadas foram as seguintes:

- densidade óssea
- implantes
- implantologia
- conteúdo ósseo mineral
- bone density
- implants
- implantology

As palavras foram pesquisadas independentemente com exceção das palavras densidade óssea e implantes e bone density e implants que também foram pesquisadas em conjugação.

Alguns artigos foram procurados com base no nome do autor.

Os artigos mais antigos utilizados na realização deste trabalho datam do ano de 1995. A pesquisa foi realizada até 2004, mais especificamente até ao mês de Outubro de 2004.

## DISCUSSÃO

## **AVALIAÇÃO DA DENSIDADE ÓSSEA**

Como já foi referido anteriormente a densidade óssea é um factor primordial na elaboração de um plano de tratamento. Ao contrário de outros factores como, por exemplo, a altura óssea disponível, em que facilmente através dos meios radiológicos de diagnóstico conseguimos saber com exactidão o seu valor, a densidade óssea não é tão facilmente quantificável.

Existem vários parâmetros que podem ser ponderados para estimar a densidade óssea.

A caracterização da densidade óssea pode ser feita em três tempos diferentes, ou seja, antes, durante e depois da cirurgia de colocação de implantes.

Dentro da avaliação pré-operatória da densidade óssea temos ao nosso dispor várias técnicas radiológicas, que iremos passar a enumerar.

### **AVALIAÇÃO PRÉ-OPERATÓRIA DA DENSIDADE ÓSSEA**

#### **RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS**

Em relação à avaliação da densidade óssea radiológica Renouard<sup>82</sup> considera que, para além de ser uma técnica simples, que só exige a toma de uma radiografia, consegue-se uma sensibilidade suficiente para os casos de densidade média (tipo II e III). Não é uma técnica boa para densidades extremas (tipo I e IV) e sendo uma avaliação estática não tem em linha de conta o facto de o implante não ficar só colocado numa secção.

Misch<sup>83</sup>, defende que a avaliação radiológica com radiografias periapicais e panorâmica não é fiável, uma vez que as lâminas corticais mascaram a densidade do osso trabecular.

Colosi et al<sup>84</sup>, realizaram um estudo bastante controverso no que diz respeito à fiabilidade das radiografias intra-orais para avaliação da cortical óssea. O estudo consistiu na comparação de radiografias periapicais antes e depois da remoção das corticais. Também foram realizadas radiografias quando a cortical vestibular foi removida e quando a lingual também o foi. As diferenças na imagem não foram significativas o que leva os autores a concluir que o trabeculado ósseo é o principal contribuinte para as imagens obtidas. Este estudo vem confirmar o facto de a avaliação da densidade óssea com este tipo de radiografias não deve ser tomada em linha de conta na realização de um plano de tratamento.

Verhoeven<sup>85</sup> dá-nos uma alternativa para a determinação da densidade óssea em mandíbulas muito atroficas. Nestes casos o autor recomenda que sejam feitas radiografias cefalométricas oblíquas onde se obtém um erro de 5.5% na avaliação densitométrica mandibular e, usando um programa apropriado para compensar as variações da projecção dos tecidos moles, obtemos um erro de apenas 3.5%. O mesmo autor<sup>86</sup> comparou a eficácia das radiografias cefalométricas oblíquas e a das radiografias intra-orais no que diz respeito à avaliação da densidade óssea em mandíbulas muito atroficas. A conclusão a que chegou foi a mesma referenciada no estudo anterior, ou seja, o método mais fácil e fiável é o das radiografias cefalométricas de perfil.

### **TOMOGRAFIA CONVENCIONAL**

A utilização desta técnica<sup>87</sup> tem vindo a ser abandonada, uma vez que não é isenta de erros e não nos dá a visualização dos maxilares dentro de um intervalo de tempo aceitável.

## **TOMOGRAFIA DENTÁRIA COMPUTORIZADA (DENTASCAN)**

É uma técnica desenvolvida por Schwartz et al. em 1987, em que se adquirem reconstruções curvas dos maxilares em vários planos. O termo tomografia dentária computadorizada representa uma investigação específica que inclui a aquisição de digitalizações axiais dos maxilares com a maior resolução possível e com reconstruções panorâmicas e ortoradiais multiplanares. Desta forma é possível visualizar a altura e a largura bucolingual ósseas numa escala real.

Uma vez que a classificação de Lekholm e Zarb foi estabelecida a partir de secções orto-radiais mandibulares, pode ser facilmente utilizada na interpretação das reconstruções orto-radiais obtidas com este tipo de tomografia.

A maior fonte de erro desta técnica quando se estabelece a densidade mineral do osso, resulta das várias quantidades de medula óssea e gordura presentes entre as trabéculas do osso medular.

Com o uso das tomografias computadorizadas podemos estimar a densidade óssea com mais certeza.<sup>87</sup> Cada imagem axial adquirida pela tomografia tem 260.000 pixels e cada pixel tem um valor- unidade de Hounsfield- associado à densidade do tecido que atravessa. Por norma, quanto mais alto for o valor mais denso é o tecido. No quadro 2<sup>83</sup> estará representada a determinação da densidade óssea através da tomografia computadorizada.

### **QUADRO 2**

**D1-** mais de 1250 unidades de Hounsfield

**D2-**850-1250 unidades de Hounsfield

**D3-**350-850 unidades de Hounsfield

**D4-**150-350 unidades de Hounsfield

A densidade óssea pode variar da região da crista óssea até à região apical. A zona mais crítica é a que se situa a 7-10mm da crista óssea e, deve ser a zona a considerar quando existe esta variabilidade.<sup>83</sup>

Para se determinar a densidade óssea através das unidades de Hounsfield existe uma fórmula:  $BMD = a \times HU + b$ , em que a e b são os coeficientes de calibração.<sup>88</sup>

A medula sanguínea hematopoiética leva a um aumento das unidades de Hounsfield, enquanto que a medula gorda diminui o valor obtido.<sup>89</sup>

A avaliação da densidade óssea com a tomografia computadorizada permite a visualização da densidade em todo o percurso que o implante vai seguir mas obriga à necessidade de adquirir um programa informático para este fim, o que irá aumentar o custo do tratamento.<sup>90</sup>

Beer<sup>91</sup> num estudo *post-mortem* realizado em 8 mandíbulas humanas tentou estabelecer uma relação entre o torque de inserção dos implantes e a densidade óssea avaliada pré-operatoriamente com tomografia computadorizada (dental quantitative computerized tomography). Foram colocados 45 implantes Branemark MKIII (Nobel Biocare®). O autor encontrou uma relação positiva entre o torque de inserção e a densidade óssea previamente estabelecida. Deste modo, conclui que o estabelecimento da densidade óssea a partir da tomografia computadorizada é um método não invasivo que pode ajudar os cirurgiões a estimarem a estabilidade primária dependente da densidade óssea o que influenciará o plano de tratamento estabelecido.

Thunthy<sup>92</sup> em 2003, publicou um artigo em que refere a vantagem da utilização da tomografia computadorizada para determinar a densidade óssea com fiabilidade.

Shahlaie<sup>93</sup> realizou um estudo em que comparou a densidade óssea determinada por tomografia computadorizada e a avaliação subjectiva da densidade óssea. Foram colocados 62 implantes em 9 mandíbulas de cadáveres humanos. Após a sua colocação e análise dos cortes tomográficos constatou-se que a densidade óssea varia muito quando comparámos diferentes zonas do mesmo implante, sendo por este motivo muito difícil estimar a densidade óssea dum determinado local subjectivamente. Deste estudo conclui-se que a determinação da densidade óssea por tomografia computadorizada constitui mais um complemento à avaliação subjectiva.

Hothan<sup>94</sup> num estudo publicado em 2001 tenta confirmar a técnica de avaliação da densidade óssea com um código de cores, a partir das imagens capturadas por

tomografia computadorizada, na distribuição topográfica do osso esponjoso. Ele conclui que as áreas de baixa densidade óssea podem ser detectadas pela distribuição topográfica da mesma e que, desta forma, a subjectividade do cirurgião é eliminada.

Homolka<sup>95</sup> concluiu num estudo em que tentou estabelecer uma relação entre a densidade óssea determinada pré-operatoriamente com tomografia computadorizada e o torque de inserção dos implantes, que existe uma correlação entre as duas variáveis. Este autor<sup>95</sup>, também defende a codificação por cores dos cortes tomográficos para determinação da densidade óssea.

Norton<sup>96</sup>, após uma análise exaustiva de tomografias computadorizadas usando o software Siplant<sup>®</sup>, demonstrou que uma escala objectiva de densidade óssea baseada nas unidades de Hounsfield pode ser estabelecida e que, existe uma correlação muito forte entre os valores obtidos e a avaliação subjectiva assim como entre a densidade óssea e a região da boca.

## **TÉCNICAS EXPERIMENTAIS**

A imagem de ressonância magnética dos maxilares<sup>97</sup> (MRI dentária) é a técnica mais promissora para a avaliação da qualidade óssea. Sendo uma imagem de ressonância também nos dá informação sobre a vascularização da medula óssea, através de meios de contraste parentais. A sua grande vantagem em relação à tomografia consiste no facto de eliminar os sinais errados transmitidos pela gordura presente na medula óssea.

Outras técnicas que se encontram em desenvolvimento são a tomografia computadorizada de alta resolução orto cúbica, que produz imagens de alta resolução dum local específico e a ecografia (ultrassonografia).

## **AValiação em função da localização anatômica**

Apesar de não ser consensual entre os autores parece existir uma relação entre

a localização anatômica do osso onde vamos intervir e a qualidade do mesmo.

No que diz respeito à localização<sup>98</sup> podemos dizer que o osso com densidade D1 quase nunca se encontra na maxila. Na mandíbula encontra-se em cerca de 8% dos casos sendo que na mandíbula anterior se situa na razão do dobro em relação à mandíbula posterior.

A densidade D2 é a mais comum na mandíbula. Na região anterior encontra-se em cerca de dois terços enquanto que na região posterior encontra-se na razão de um terço. Na maxila encontra-se principalmente na região da pré-maxila e na zona dos pré-molares. Cerca de um quarto dos pacientes apresenta este tipo de osso.

O osso com densidade D3 é o mais comum na maxila, encontrando-se em mais de metade dos pacientes. Na maxila anterior encontra-se em 65% dos pacientes, mais de 50% na maxila posterior. Na mandíbula quando se encontra este tipo de osso em metade dos casos localiza-se na mandíbula posterior e 25% dos casos na mandíbula anterior edêntula.

O osso com densidade D4 encontra-se principalmente na maxila, sendo que nos casos em que se encontra este tipo de osso 40% deles tem esta densidade na maxila posterior (2/3 dos casos após preenchimento do seio maxilar), menos de 10% dos casos na maxila anterior. Na mandíbula existe em menos de 3% dos casos e, quando aparece é principalmente nos casos de osteoplastia para remoção da crista.

Em suma, quando realizámos um plano de tratamento podemos contar na maxila anterior com um tipo de osso D3, na maxila posterior D4, na mandíbula anterior D2 e na mandíbula posterior D3. No entanto, devemos ter em linha de conta que as localizações regionais da densidade óssea do osso cortical são mais consistentes do que as do osso trabecular que são altamente variáveis.

Em Viena<sup>99</sup> foi realizado um estudo com 412 secções ósseas com 5 milímetros de espessura para avaliar a distribuição dos tipos de osso descritos por Lekholm e Zarb. O quadro 3 permite uma visão rápida e elucidativa do estudo.

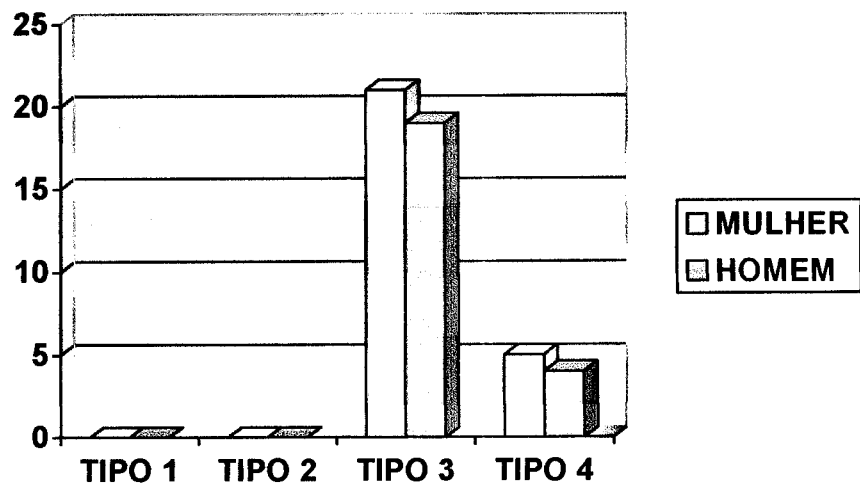
QUADRO 3

	Tipo 1		Tipo 2		Tipo 3		Tipo 4	
Localização	Mulher	Homem	Mulher	Homem	Mulher	Homem	Mulher	Homem
<b>Maxila</b>								
Região I2	---	---	---	---	24	19	5	4
Região P1	---	---	---	---	21	14	8	4
Região M1	---	---	---	---	7	5	15	8
<b>Mandíbula</b>								
Região I2	3	8	23	20	22	14	---	---
Região P1	1	11	26	34	41	15	---	---
Região M1	1	3	10	11	25	9	1	---

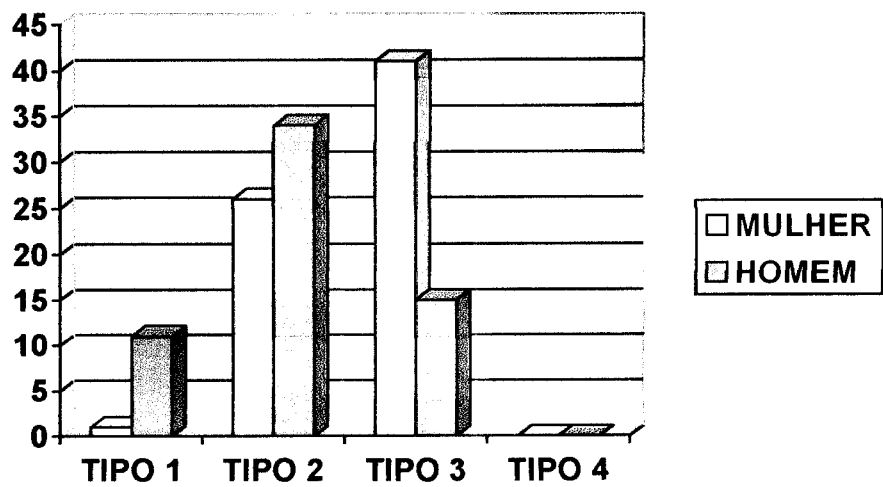
Da leitura do quadro 3 apresentado podemos concluir que o osso tipo 1 e 2 não se encontra na maxila. O osso tipo 3 predomina na zona maxilar anterior e na zona dos pré-molares. O tipo 4 predomina na região posterior maxilar. Em relação à mandíbula o osso tipo 2 e 3 predominam em todas as regiões, o osso tipo 1 é muito menos frequente e é mais comum no homem do que na mulher. É bastante raro encontrar-se osso tipo 4 na mandíbula.

Com o mesmo estudo<sup>99</sup> também foi possível estudar a distribuição por sexo dos diferentes tipos de osso. A análise estatística foi realizada com as secções ósseas obtidas na região dos pré-molares. Os gráficos 1 e 2 são elucidativos dos resultados obtidos.

**GRÁFICO 1**  
**ANÁLISE MAXILAR**



**GRÁFICO 2**  
**ANÁLISE MANDIBULAR**



Da análise dos gráficos 1 e 2 podemos concluir que na mandíbula há uma diferença específica entre os sexos em que, nas mulheres o osso que predomina nesta região é o tipo 3 enquanto que nos homens é o tipo 2.

### **AVALIAÇÃO INTRA-OPERATÓRIA DA DENSIDADE ÓSSEA**

A avaliação intra-operatória da densidade óssea tem uma grande importância principalmente no que diz respeito à fase posterior do tratamento, isto é, a colocação da prótese sobre os implantes. Desta forma, poderemos evitar que os implantes colocados em osso de menor densidade se encontrem comprometidos por não ter sido respeitado o tempo óptimo para a sua cicatrização e osteointegração. Para classificar a densidade óssea podemos optar pela sensibilidade táctil, pelo valor de torque de inserção do implante e pela análise da frequência da ressonância dos implantes.

### **SENSAÇÃO TÁCTIL**

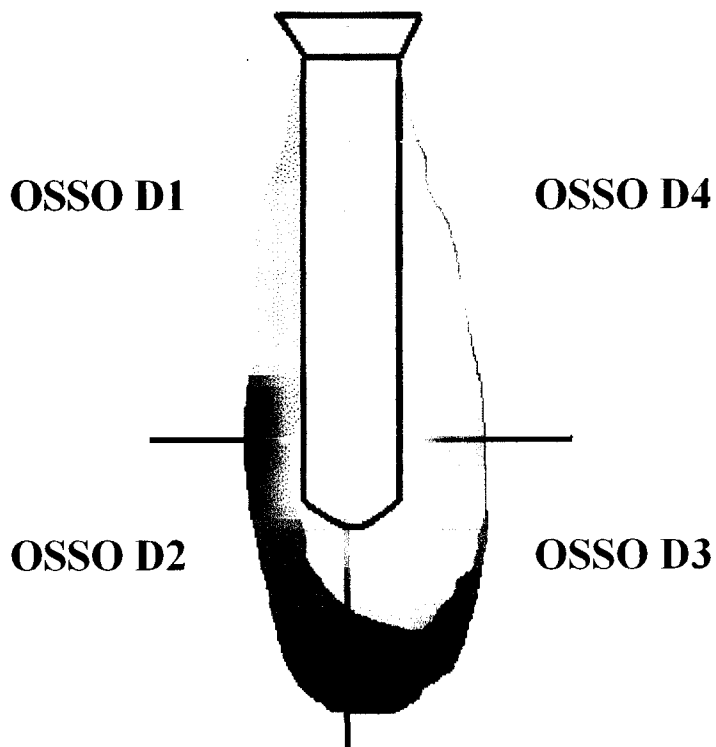
Em relação à sensação táctil<sup>98</sup>, podemos dizer que quando perfurámos um osso D1 temos a sensação de perfurar madeira de carvalho. Quando perfurámos um osso D2 temos a sensação de perfurar madeira de pinho ou abeto. Quando perfurámos osso D3 temos a sensação de perfurar madeira de balsa. Quando perfurámos osso D4 temos a sensação de perfurar um material esponjoso.

Truhlar<sup>100</sup> realizou um estudo em que determinou a densidade óssea com radiografias e pela sensação táctil de 2839 implantes colocados nas 4 regiões anatómicas da boca, isto é, nas zonas anteriores maxilares e mandibulares e zonas posteriores maxilares e mandibulares. A classificação utilizada foi a de Lekholm e Zarb.

Os tipos ósseos 1 e 4 foram encontrados com muito menos frequência do que os tipos 2 e 3 apesar da variabilidade existente em cada região da boca, o osso tipo 2 foi o dominante na mandíbula e o tipo 3 na maxila. Os tipos de osso 2 e 3 foram os predominantes em ambas as regiões dos maxilares. Foi na região anterior mandibular que encontraram o osso mais denso, seguida da região posterior mandibular, região anterior maxilar e por último, região posterior maxilar.

Na figura 3 está representada aquela que nos parece ser a questão mais importante no que diz respeito à localização da densidade óssea. Quando colocamos um implante existe uma grande possibilidade de, num espaço tão restrito como é o leito implantar encontrarmos os 4 tipos de densidade óssea.

**FIGURA 3**



## TORQUE DE INSERÇÃO

Esta técnica foi introduzida por Johansson e Strid<sup>101</sup> sendo especialmente destinada para reconhecer regiões ósseas de baixa densidade e obter uma medida objectiva da dureza do osso durante a perfuração a baixa rotação. Posteriormente esta técnica foi desenvolvida por Friberg et al. que comprovaram que esta técnica podia ser utilizada na rotina diária do consultório.

Segundo Johansson e Strid<sup>101</sup> na colocação do implante (no seu rosqueamento) actuam diversas forças: o torque de corte, o torque de fricção e em alvéolos mais profundos um torque de fricção adicional resultante da compactação de fragmentos ósseos.

O valor de torque que é utilizado na quantificação da densidade óssea é o torque de corte. Este valor é calculado pela subtracção do valor de torque de fricção ao valor de torque total (torque medido).

O torque de corte é determinado pelo valor da corrente eléctrica fornecido ao motor eléctrico enquanto o alvéolo artificial está a ser preparado. Por conveniência a densidade óssea é expressa como a energia requerida para cortar uma unidade de volume do osso ( $\text{mJ}/\text{mm}^3$ ) ou pela energia de torque necessária (Ncm).

É uma técnica de uso fácil tendo como requisito a obtenção de um motor que faça a leitura do torque de inserção do implante, colocados a baixa rotação.

Segundo Friberg<sup>102</sup>, as resistências diferentes do osso para colocação de implantes podem ser divididas em 3 grupos:

- baixa densidade com torque de inserção inferior a 30 Ncm
- média densidade com torque de inserção compreendido entre 30 a 40 Ncm
- alta densidade com valores de torque de inserção superiores a 40 Ncm

Este autor também constatou que o valor médio de resistência ao corte na mandíbula ( $155\text{mJ}/\text{mm}^3$ ) é superior ao da maxila ( $99\text{mJ}/\text{mm}^3$ ) e que dentro de cada osso é maior na região dos incisivos do que na zona dos pré-molares. Estas conclusões corroboram as anteriormente descritas por Lekholm e Zarb.<sup>103</sup>

No entanto com esta técnica também podem ser inseridos factores de erro. Friberg<sup>104</sup> constatou que esta técnica não é sensível às diferenças de pressão manual nem aos desvios de direcção que possam ser feitos durante a inserção do implante.

Friberg<sup>105</sup> num estudo em 6 mandíbulas e 4 maxilas de cadáveres procurou estabelecer a relação entre a qualidade óssea e o torque de inserção dos implantes. Foram colocados 31 implantes: 13 na região incisiva (9 maxilares e 4 mandibulares), 5 na região canina (2 maxilares e 3 mandibulares) e 13 na região dos pré-molares (6 maxilares e 7 mandibulares). Não foram colocados implantes na região dos molares devido à presença de obstáculos anatómicos. Os maiores valores de torque foram sempre encontrados na mandíbula e foi encontrada uma tendência de diminuição do torque à medida que os implantes eram colocados em zonas mais posteriores. Nas amostras utilizadas as mandíbulas apresentavam uma camada externa espessa de osso cortical compacto com um núcleo interior que apresentava um trabeculado largo. Na maxila o padrão encontrado foi diferente. A cortical óssea externa era fina e indistinta com um trabeculado fino. No que diz respeito à área de superfície de contacto osso-implante a maior área foi encontrada no osso cortical mandibular e, em todos os tipos de osso houve uma diminuição à medida que se deslocavam para posterior. Este estudo confirma as conclusões de Johansson e Strid que disseram que, o valor de resistência ao corte é a expressão da qualidade óssea o que lhe permite ser mais uma ferramenta para a avaliação da estrutura óssea em cada local intervencionado. O mesmo autor<sup>106</sup> conseguiu encontrar a mesma relação em costelas de porcos, ou seja, quanto maior for o valor do torque de inserção maior é a densidade óssea.

Friberg<sup>107</sup> realizou um estudo em que comparou o torque obtido durante a colocação de implantes e as diferentes regiões da maxila e da mandíbula. Foram colocados 523 implantes Branemark MkII em 105 pacientes. A análise estatística foi realizada de forma a comparar os valores de torque obtidos na mandíbula e na maxila e nas diferentes regiões destas. Os valores de torque de inserção também foram comparados com a avaliação radiográfica e intra-operatória da densidade óssea. Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas nos valores de torque encontrados entre a mandíbula e a maxila; contudo não foram encontradas diferenças entre as regiões anteriores e posteriores do mesmo arco ou de arcos diferentes. Foi encontrada uma correlação entre o torque de inserção e a qualidade óssea. Com este estudo o autor conclui que não foi possível identificar os locais de risco para a futura perda dos implantes ou determinar um valor mínimo de torque de inserção para que se

obtenha uma correcta osteointegração.

Por outro lado, o mesmo autor<sup>105,106</sup> realizou um outro estudo em que pretendeu identificar a qualidade óssea em função da resistência ao corte do osso. O autor conclui que a avaliação da resistência de corte do osso pode ser usada na prática clínica para identificar a qualidade do osso. Quanto maior for a resistência do osso ao corte maior é a densidade óssea.

### **ANÁLISE DA FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA**

Esta técnica foi desenvolvida por Meredith et al.<sup>108</sup> e, consiste num teste de diagnóstico para medir a densidade óssea da interface osso-implante imediatamente e após a colocação do implante. O mecanismo consta de 3 elementos: um instrumento de medição, um transductor e um computador para registar os resultados. Este mecanismo foi desenvolvido para de uma forma clínica medir a estabilidade do implante e a sua performance durante a função, a sua osteointegração (monitorização da formação óssea) bem como a densidade óssea. O transductor é aparafusado à cabeça do implante ou adaptado ao pilar protético com uma força de 10 Ncm. O transductor contém uma alavanca pequena em forma de L à qual são ligados dois elementos piezo-cerâmicos. Um dos elementos é excitado por um sinal de onda com 1,0 volt de amplitude (num triângulo recto é determinado pela razão do comprimento do lado oposto ao do ângulo recto e do comprimento da hipotenusa), com uma frequência variável de 6 a 12 kHz em fases de 25Hz. A resposta deste feixe é medida pelo segundo elemento piezo-cerâmico e a frequência de ressonância do transductor/implante é calculada pelo pico de amplitude do sinal.<sup>109</sup>

Os valores de frequência de ressonância variam de 3500-8500 Hz traduzidos pelo índice chamado Coeficiente de Estabilidade do Implante (ISQ). Este coeficiente tem uma escala que varia de 0(3500Hz) a 100(8500Hz). A relação existente entre estes valores e a estabilidade do implante é a seguinte<sup>110</sup>

ISQ<40-implantes considerados de risco

ISQ>55-implantes com prognóstico favorável

A frequência de ressonância é influenciada pelas características do implante, pela altura óssea e densidade óssea, pelo tipo de ancoragem (mono ou bicorticalização) e pela dureza do osso na interface osso-implante.<sup>110</sup>

A força incorrecta de aparafusamento do transductor ao implante ou ao pilar pode levar a erros de medições. Também se não se tiver o cuidado extremo de afastar os tecidos moles envolventes do transductor a leitura do dispositivo pode resultar falseada.<sup>109</sup>

Huang<sup>111</sup> realizou um estudo em que utilizou este aparelho nas diferentes densidades ósseas. Por exemplo para o osso D4 os valores encontrados situam-se num quarto do valor obtido para a densidade D1. Desta forma com a avaliação das frequências obtidas podemos aferir com mais certeza a densidade óssea que estamos a encontrar. Barewal<sup>112</sup> mediu a frequência de ressonância de implantes com estado de superfície tratado com ácido e com jacto de areia nas diferentes densidades ósseas. Foram colocados 27 implantes ITI® em 20 pacientes nas zonas posteriores maxilares e mandibulares. A classificação utilizada para a densidade óssea foi a de Lekholm e Zarb. A frequência de ressonância foi medida no dia da colocação dos implantes, uma vez por semana até à 6ª semana e, na 8ª e 10ª semanas. A menor estabilidade foi medida na 3ª semana para todos os tipos de osso mas, a percentagem maior de diminuição de estabilidade foi encontrada no osso tipo 4. A estabilidade dos implantes mandibulares foi sempre maior do que a dos implantes maxilares. Ao fim de 5 semanas o autor não encontrou qualquer diferença nos valores de frequência obtidos nos diferentes tipos de osso, concluindo desta forma que com o uso deste tipo de implantes ao fim de 5 semanas consegue-se ultrapassar os problemas inerentes à baixa densidade óssea.

Barewall<sup>113</sup>, utilizando a análise da frequência por ressonância (RFA), fez um trabalho no qual, após ter colocado 27 implantes com superfície SLA® distribuídos pelos 4 tipos de osso (segundo a classificação de Lekholm e Zarb), mediu a estabilidade dos implantes com a RFA no dia da colocação e ao fim de 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8 e 10 semanas. O menor nível de estabilidade encontrado foi às 3 semanas para todos os tipos de osso. No entanto, foi no osso tipo 4 que esta descida se deu de forma mais acentuada. Na semana 5 não foram encontradas diferenças nos valores da RFA

nos 4 tipos de osso, tendo como referência os valores iniciais obtidos. Desta forma o autor concluiu que, ao fim de 5 semanas de cicatrização, não se encontram diferenças na estabilidade dos implantes nos diferentes tipos de osso.

## **AVALIAÇÃO PÓS-OPERATÓRIA DA DENSIDADE ÓSSEA**

Em relação à avaliação pós-operatória da densidade óssea podemos fazê-la como já foi referido através da análise da frequência de ressonância ou através de outro dispositivo chamado Periotest®.

### **PERIOTEST®**

O Periotest® é um dispositivo desenvolvido por Schultz et al. em 1983 para avaliar a mobilidade dentária. Neste momento é uma técnica utilizada para avaliar a estabilidade do implante.<sup>114</sup>

O dispositivo consiste num bastão que é empurrado contra o implante com baixa fricção e com uma velocidade estimada (0.2 m/s). Assim, move-se a uma velocidade constante até encontrar o obstáculo. Após o ter encontrado retrai-se até à sua posição inicial e é novamente reaccelerado, de forma, a que sejam feitos quatro impactos por segundo são feitos contra os obstáculos. Portanto, são realizados 16 movimentos em 4 segundos. O instrumento tem um gravador de desaceleração instalado que efectua o registo da mesma durante o tempo de contacto que é de aproximadamente de 1 milissegundo. A desaceleração é tanto maior quanto maior for a estabilidade do obstáculo. Os valores do teste variam de -8 a +50, sendo que os valores negativos são representantes de uma boa osteointegração do implante.

A utilização do Periotest® está hoje em dia posta em causa devido à sua baixa fiabilidade. No entanto foram realizados estudos para determinar a densidade óssea com o uso deste dispositivo. Truhlar<sup>115</sup> realizou um estudo em que procurou verificar a

influência da densidade óssea nos valores obtidos com o teste na segunda fase cirúrgica. No estudo foram incluídos 2.212 implantes. A classificação da densidade óssea realizou-se na altura da cirurgia mas, não foram referidos os ítems tidos em linha de conta para a sua classificação. Os valores mais baixos obtidos com o teste foi para osso D1, seguidos de D2, D3 e D4. Os valores mais baixos indicam maior estabilidade, ou seja, menor mobilidade. Apesar de ser um trabalho um pouco incompleto os resultados obtidos vêm de encontro aos esperados.

Tricio<sup>116</sup> procurou estabelecer uma relação entre os valores obtidos com o Periotest<sup>®</sup> e a densidade óssea no momento da colocação de implantes. O modelo utilizado por este autor foram costelas de boi. O autor mediu a estabilidade dos implantes após ter colocado os pilares com um torque de 20 N/cm os pilares; e, mediu a densidade óssea através de radiografias digitais. Foi realizado um histograma da densidade do osso mais próximo dos implantes. Mais uma vez, foi encontrada uma correlação positiva entre o valor de estabilidade primária dos implantes medido com o Periotest<sup>®</sup> e a densidade óssea, ou seja, quanto maior é a densidade óssea menor é o valor obtido com o teste, isto é, maior é a estabilidade primária do implante.

Morris<sup>117</sup> realizou um estudo no qual procurou demonstrar a influência da densidade óssea na estabilidade dos implantes aquando da segunda fase cirúrgica. Utilizando o Periotest<sup>®</sup>, este autor tentou determinar se existiam alterações sensíveis dos seus valores entre a fase de colocação dos implantes e a segunda fase cirúrgica. As diferenças nos valores obtidos pelo teste correspondiam a alterações na estabilidade dos implantes. As maiores diferenças foram encontradas em osso tipo D1 e D2, o que nos leva a crer que a cicatrização de D3 e D4 se dará de uma forma mais lenta.

## **DENSIDADE ÓSSEA E TÉCNICA CIRÚRGICA**

A densidade óssea é um factor primordial na definição de um plano de tratamento que inclua a colocação de implantes. Para que haja sucesso no tratamento

implantar é necessário a existência de estabilidade primária. Se esta não existir, o implante não ficará osteointegrado, já que, aquando da sua colocação, não se verificou a proximidade necessária entre o osso viável e a superfície biocompatível do implante. A existência ou não de estabilidade primária depende entre outros factores da densidade óssea.<sup>118</sup>

A densidade óssea parece ser um factor condicionante do resultado obtido num tratamento, nomeadamente no que diz respeito à sobre-vida dos implantes. Considerando-se as características histológicas das diferentes densidades ósseas, é legítimo afirmar que a técnica cirúrgica utilizada para colocação de implantes deve ser modificada consoante o tipo de osso que se nos apresenta. Os tipos de osso considerados ideais são o tipo D2 e D3 (similar à qualidade 2 e 3 e à classe 1), tendo o osso D1 algumas limitações. O osso D4 é considerado o osso mais limitante, face ao seu baixo conteúdo mineral. Desta forma, para ultrapassarmos os problemas apresentados por estes 2 tipos de osso, podemos modificar a técnica de colocação de implantes, para conseguir obter resultados similares nos 4 tipos de osso.

Foram realizados inúmeros estudos sem alteração da técnica cirúrgica em função da densidade presente, nos quais podemos apreciar as diferentes taxas de sucesso.

Schnitman et al., em 1988, encontraram uma diferença de 10% na sobrevida do implante colocados nos tipos de osso 2 e 3 e uma falha de 22% nos implantes colocados no osso maxilar posterior.<sup>119</sup>

Engquist, em 1988, relatou a perda de 38 implantes, num total de 191, no osso D4 maxilar e a perda de 8 num total de 148 na mandíbula, antes da realização da segunda fase cirúrgica.<sup>120</sup>

Fugazzotto et al.<sup>57</sup> obtiveram 22 falhas num total de 34 implantes colocados em osso de qualidade 4, num estudo publicado em 1993.

Hutton et al.<sup>121</sup> num estudo que abrangeu 510 implantes, observaram falhas maxilares nove vezes superiores às mandibulares e, face a isso, concluíram que os locais em que o osso é de qualidade 4 em que não há quantidade óssea suficiente, são os de maior risco no que diz respeito às falhas dos implantes.

Babbush<sup>122</sup> concluiu que 4 implantes com superfície tratada com spray de plasma de titânio ferulizados na região anterior mandibular, têm um êxito de 94% mesmo quando colocados em carga imediata. Como já se disse, nesta região mandibular o tipo de osso predominante é o D2, encontrando-se muitas vezes osso D1 principalmente em mandíbulas atroficas.

Num relatório da Dental Implant Clinical Research Group<sup>123</sup>, publicado em 1994, pode ler-se que é no osso de qualidade 1 que se encontra a maior percentagem de falhas - 3.4%, seguido do de qualidade 4 com 3.9% de falhas. Na qualidade óssea 2 foram encontrados 2.9% de falhas e na qualidade 3, 2.6%. Observou-se uma falha cirúrgica geral de 3%. Na maxila o sucesso obtido foi maior (98.1%) do que o verificado na mandíbula (96.4%). Estas taxas de sucesso foram obtidas num estudo realizado até à segunda fase cirúrgica. Consignou-se também nesse estudo que o índice de perdas é maior em cirurgiões que colocaram menos de 50 implantes quando comparados com cirurgiões mais experientes.

Misch<sup>119</sup> descreveu, para cada tipo de osso, as vantagens, desvantagens e condicionantes na técnica cirúrgica. Assim:

## **D1**

A principal vantagem deste tipo de osso reside na sua enorme capacidade de resistir a cargas muito elevadas, uma vez que é muito mineralizado e corticalizado. O osso cortical lamelar pode cicatrizar numa primeira fase como um osso trançado, o que promove uma excelente resistência durante a cicatrização.

Este tipo de osso precisa de um contacto osso-implante maior para que haja a dissipação das forças aplicadas sobre o osso. Por essa razão devemos utilizar implantes rosqueados e não cilíndricos. Neste tipo de osso são transmitidas menos tensões ao terço apical do implante e, por isso, os implantes mais curtos resistem

melhor a cargas maiores. Para além disto, a inserção de implantes de maior comprimento pode diminuir a sua sobre-vida pelo aquecimento produzido durante a osteotomia.

A grande desvantagem deste tipo de osso é a sua maior dependência em relação ao periósseo no que toca à respectiva nutrição, uma vez que a sua cortical apresenta muito poucos vasos sanguíneos. Quando intervimos cirurgicamente neste tipo de osso, devemos ser muito conservadores quando realizámos o retalho e o fecho primário da ferida. Este procedimento é de elevada importância para que não haja comprometimento da vascularização óssea.

Se planeamos o caso com tomografias computadorizadas ou, se realizarmos um "ridge mapping" (sondagem com uma sonda periodontal de toda a superfície óssea onde pretendemos intervir, mede a espessura de gengiva aderida e permite-nos ter a noção dos contornos reais do osso disponível), o ideal será realizarmos a incisão com um bisturí circular. Por norma, o diâmetro do bisturí corresponde ao diâmetro da cabeça do implante. Esta técnica exige alguma mestria cirúrgica de forma que não deve ser utilizada por cirurgiões inexperientes, uma vez que o risco de colocar o implante com uma angulação indesejável está aumentado.

Por norma, neste tipo de osso, o comprimento do implante deve ser inferior a 12mm, uma vez que, com comprimentos superiores, nenhuma vantagem se obtém. Como este tipo de osso geralmente está presente em mandíbulas atroficas, o rácio coroa-implante é maior que 1. Deste modo, os factores multiplicadores de forças, como os cantilevers e as forças laterais, devem ser eliminados e devemos recorrer a dispositivos redutores de tensão.

Uma vez que estamos perante um osso muito mineralizado, a sua preparação é bastante difícil, o que pode levar à existência de sobreaquecimento ósseo. O calor gerado na osteotomia está dependente da quantidade e temperatura da solução irrigadora, da quantidade de osso preparado, do corte e desenho das brocas, do tempo de preparo, da profundidade da osteotomia, da pressão aplicada sobre a broca, da velocidade da broca e da variação da espessura da cortical óssea.

A quantidade de solução irrigadora usada deve ter um débito de, pelo menos, de

50 ml/min. A solução a utilizar deve ser uma solução salina estéril e não água destilada, já que com esta corremos o risco de provocar morte celular. Também podemos utilizar uma solução com dextrose a 5%, que tem a vantagem de, para além de diminuir muito o calor gerado, diminuir as falhas na peça de mão pela presença de um sal na solução. A solução irrigadora também serve de lubrificante e remove as partículas de osso do local do implante.

A quantidade de calor gerado é directamente proporcional à quantidade de osso removido por cada broca. Por isso, em D1 devemos usar uma broca inicial com um diâmetro de 1.5mm, e em vez de passarmos directamente da broca de 2mm para a de 3 mm devemos utilizar uma broca intermédia de 2.5 mm de diâmetro. Com estes cuidados diminuimos o calor gerado, o risco de alteração da angulação da perfuração e a possibilidade de fragmentação do osso cortical do rebordo alveolar provocado pelo resvalar das brocas.

A morte celular óssea está dependente do valor da temperatura e do seu tempo de aplicação. Eriksson<sup>124</sup> demonstrou que se verifica a morte óssea celular quando se atingem temperaturas de 40°C durante 7 minutos ou de 47°C durante 1 minuto. Para que haja diminuição do tempo de aplicação de calor, devemos realizar uma pressão oscilante e não constante. Uma técnica a seguir poderá ser a de colocar a broca durante 1 segundo dentro do osso e aguardar 2 segundos fora. Deve-se fazer uma pausa de 5 a 10 segundos entre o uso de cada broca para assegurar o suprimento sanguíneo e a dissipação do calor no alvéolo que está a ser preparado.

Matthews e Hirsch<sup>125</sup> demonstraram que, em relação ao aumento do calor produzido, a força aplicada é mais importante do que a velocidade da broca. Uma velocidade e uma pressão constantes permitem que a broca corte com mais eficácia e gere menos calor. No osso D1 devemos aprofundar 1 milímetro de osso em cada 5 segundos. Se não conseguirmos esta performance deveremos utilizar brocas de menor diâmetro.

Devemos usar toda a sequência de brocas fornecida pelo sistema para colocar um implante de um determinado diâmetro. O incremento do diâmetro das brocas não deve ser superior a 0.5 milímetros. Desta forma evitamos ter que realizar uma pressão

exagerada na perfuração. Neste tipo de osso o risco de se produzir alterações na orientação do alvéolo artificial está diminuído, uma vez que se a broca não entrasse na direcção correcta sentir-se-ia uma resistência de tal forma grande que até o cirurgião mais inexperiente compreenderia esse facto. Por norma a broca inicial fornecida pelo fabricante é uma broca esférica com 2 milímetros de diâmetro. Por ser um osso muito corticalizado o risco da broca resvalar e a dificuldade de perfuração é grande. Deste modo preferimos utilizar uma broca lanceolada com 10 milímetros de comprimento em que o diâmetro da parte mais coronal da broca é de 2 milímetros. Como a porção terminal da broca é em forma de bico cortante a perfuração é feita mais facilmente e o risco da broca resvalar é quase inexistente. Entre cada utilização das brocas devemos esperar o tempo suficiente para que o alvéolo se encha de sangue mais uma vez para minimizar o risco de morte celular e de sobreaquecimento.

Uma nova técnica de preparação óssea para colocação de implantes foi descrita por Anitua<sup>126</sup> em 2004. Trata-se de uma técnica em que a trepanação óssea é realizada a baixa rotação e em que a utilização de irrigação é só feita aquando da utilização da broca inicial a alta rotação. Este autor preconiza esta técnica inclusivé para osso tipo D1. Esta técnica também é utilizada para a obtenção de osso autólogo pois a trepanação para além de ser realizada a baixa rotação (50 r.p.m) e sem irrigação é realizada com brocas com desenho optimizado de forma a servirem de colectores ósseos. Este estudo vem contrariar todos os estudos que acham imperioso que a colocação de implantes em osso tipo D1 seja feita sob abundante irrigação. O autor realizou estudos para averiguar se o aumento de temperatura óssea produzida era ou não importante. Com a utilização de um dispositivo digital o autor encontrou diferenças de temperatura de 2 a 3 graus em relação à temperatura ambiente. O autor conclui que não existe nenhum tipo de alteração nefasta provocada ao osso com esta técnica alternativa de preparação do leito implantar.

O uso de brocas novas com desenhos optimizados é da maior importância neste tipo de osso. Geralmente uma broca com extremidade arredondada é mais eficaz para cortar a cortical óssea do que uma com a extremidade cortante. Por isso, devemos usar como primeira broca uma broca esférica. O incremento do diâmetro das brocas

deve ser progressivo e se possível devemos utilizar brocas com revestimento de diamante pois têm um maior poder de corte.

Outra forma de diminuirmos o trauma neste tipo de osso é aumentar o diâmetro da última broca utilizada na preparação e usar sempre o macho de rosca antes da colocação do implante. Segundo Watzek<sup>127</sup>, quando a trepanação do osso tipo 1 está terminada, o leito implantar deve medir mais 0,15 a 0,25 mm de diâmetro comparativamente aos tipos de osso 2 e 3. Com esta medida diminuimos o risco de ocorrerem microfracturas nas espiras dos implantes aquando da colocação dos mesmos, as quais poderiam resultar numa fibrointegração.

Com este procedimento, para além de impedirmos que haja alteração da estrutura interna do implante, eliminámos restos de brocas que possam ter ficado dentro do alvéolo, prevenindo assim fenómenos de corrosão por bimetalismo.

O macho de rosca deve ser sempre utilizado para que se forme dentro do alvéolo um torneado correspondente às espiras do implante. Desta forma a inserção do implante está facilitada com a subsquente diminuição do torque necessário à colocação do implante.

No osso D1 o implante deve ser sempre introduzido com uma chave de carraca manual. Quando atingir a sua posição final devemos inverter o sentido da chave e dar meia volta no sentido de remover o implante, para que não haja nenhuma tensão residual ao longo da inter-face óssea.

A inserção final do implante também depende do seu desenho. A porção lisa do implante pode ficar colocada acima do rebordo ósseo se o risco de micromovimento durante a cicatrização for mínimo. Devemos usar o "counter-sink" aquém do seu comprimento total para permitir a inserção do implante acima do osso crestal e obter contacto ósseo com o colo liso do implante. Esta medida é benéfica quando se utiliza toda a altura óssea disponível. Por exemplo, para uma altura de osso disponível de 11 mm podemos colocar um implante de 13 mm deixando 2 mm acima do rebordo ósseo. Assim, obtemos um aumento de 35% da área de superfície para resistência a cargas. Não existe praticamente nenhuma vantagem em colocar um implante com mais de 12 milímetros neste tipo de osso, pois as tensões por ele sofridas limitam-se à sua metade

proximal.

O macho de rosca deve ser sempre utilizado para que se forme dentro do alvéolo um torneado correspondente às espiras do implante. Desta forma a inserção do implante está facilitada com a subsequente diminuição do torque necessário à colocação do implante. O torque de inserção nunca deve exceder os 50 Ncm uma vez que ao ultrapassarmos este valor estamos a transmitir uma tensão muito elevada ao osso e, o risco de ocorrer fractura do corpo do implante ou da conexão interna da cabeça do implante é grande.

Como este tipo de osso é muito corticalizado as maiores tensões são transmitidas ao terço coronal do implante. Assim sendo, colocar um implante de maior comprimento não tem vantagens na transferência das cargas mas, um de maior diâmetro tem, uma vez que a dissipação das forças dá-se de uma forma biologicamente mais favorável, pois temos uma maior superfície de osso para que as forças se distribuam. Por outro lado, ao colocarmos um implante de maior comprimento corremos um maior risco de provocar sobreaquecimento ósseo com a inerente consequência de ocorrer morte celular.

No que diz respeito à cicatrização, sabe-se que o osso cortical requer mais tempo para cicatrizar que o osso trabecular. Como já foi desenvolvido no capítulo de fisiologia óssea os fenómenos de remodelação e modelação óssea estão dependentes de células e sinais celulares que chegam ao local da trepanação através dos vasos sanguíneos. Desta forma a cicatrização óssea e a osteointegração dos implantes dar-se-á a um ritmo mais lento neste tipo de osso. Com efeito, a taxa de formação de osso lamelar é da ordem de  $0.6\mu\text{m}/\text{dia}$ , enquanto que nas outras densidades a formação óssea ocorre a um ritmo de 30 a  $50\mu\text{m}/\text{dia}$ . Assim sendo, teoricamente, deveríamos esperar 5 meses antes de colocarmos os implantes em carga. No entanto, devido à grande capacidade que este osso apresenta para resistir às cargas recebidas, podemos colocar os implantes em função mais cedo.

O osso D1 é um tipo de osso que, numa primeira análise poderia ser considerado ideal para a colocação de implantes devido à sua grande capacidade para suportar cargas. Se este factor fosse o único a ser levado em linha de conta quando se

colocam implantes a premissa inicial seria verdade. No entanto muitos outros factores condicionam o sucesso do tratamento implantar. Este tipo de osso não se apresenta favorável para alguns dos factores inerentes ao bom resultado que desejamos obter.

O osso D1 não se encontra na maior parte dos casos por nós tratados sendo que os locais mais frequentes foram a zona mandibular anterior, zonas de pré-molares inferiores edêntulas há vários anos. Neste último local encontrámos um osso de muito pouca espessura e muito corticalizado e, optámos sempre por não colocar aqui implantes uma vez que o risco de se provocar fractura cortical ser muito grande para se poder colocar um implante de diâmetro aceitável para suportar as cargas oclusais. Em todos os casos optámos por colocar o implante ao nível da crista alveolar em vez de o colocarmos 1 a 2 milímetros acima do rebordo. A principal razão desta opção foi o factor estético pois todos os casos foram reabilitados com prótese fixa convencional.

## **D2**

Este tipo de osso é uma combinação de osso cortical na sua parte externa, que pode ser denso ou poroso, com um núcleo ósseo interno que apresenta um trabeculado denso. É considerado por muitos autores o tipo de osso ideal para a colocação de implantes. Apresenta uma espessura de osso cortical considerável, que permite obter estabilidade primária e, o trabeculado apesar de ser denso tem uma vascularização em maior grau quando comparado com o osso D1. desta forma, conseguimos obter osteointegração dos implantes mais rapidamente sem detrimento da sua estabilidade primária essencial ao sucesso do tratamento.

Este tipo de osso tem maior prevalência na região anterior mandibular, seguida da região posterior. Neste tipo de osso devemos colocar implantes com uma altura mínima de 12 mm.

Neste tipo de osso conseguimos uma excelente cicatrização na interface do implante e a osteointegração é muito previsível. O osso cortical permite uma fixação rígida inicial. Se tivermos necessidade de realizar osteoplastia para aumentar a largura

óssea disponível, não há comprometimento do suporte cortical do rebordo alveolar, já que a existência da cortical lateral e do trabeculado denso também permitem obtê-la. O implante pode ficar com o colo ligeiramente acima do rebordo alveolar, sem comprometimento da cicatrização.

Os descolamentos realizados podem ser maiores ainda que seja preferível realizá-los de uma forma conservadora. O aporte sanguíneo deste tipo de osso não está tão dependente do periósseo logo a probabilidade de necrose tecidual está diminuída. A perfuração não se realiza com tanta dificuldade como no osso D1 mas a pressão deve também ser feita de uma forma intermitente. De cada vez que se utiliza uma broca o comprimento total pode ser atingido de uma só vez, desde que seja assegurada uma irrigação excelente.

O suprimento sanguíneo permite que haja hemorragia durante a osteotomia, o que diminui o aquecimento gerado por esta e é benéfico para a cicatrização da interface osso-implante. Durante a osteotomia devemos, em cada 10 segundos, assegurar que existe contacto da broca com o osso durante 5 segundos. Devemos realizar um movimento de vaivém para que a solução irrigadora chegue à ponta da broca. Deste modo, também conseguimos manter a velocidade da broca e diminuimos a fricção óssea, prevenindo assim o aquecimento e a acumulação de detritos provocados pela osteotomia.

A sequência de brocas utilizada deve ser a mesma do osso D1, ou seja, devemos utilizar todas as brocas fornecidas pelo sistema. Mas neste osso o incremento das brocas pode ser maior. Por exemplo podemos passar directamente de uma broca de 3 milímetros de diâmetro para uma de 3.5 milímetros. Se, porventura estivermos perante uma cortical muito espessa e tivermos o receio de que a broca resvale podemos passar a broca de 3.25 milímetros de diâmetro só na cortical. O "counter-sink" deve ser utilizado para que o assentamento do implante se faça sem transmitir muitas tensões ao osso, uma vez que a cortical é bastante espessa. A utilização do macho de rosca é aconselhada pela mesma razão apresentada para o osso D1.

Como a transmissão de forças ao implante neste tipo de osso se dá até à metade do seu comprimento o comprimento do implante é tão importante como o seu diâmetro. Desta forma devemos utilizar todo o comprimento e largura de osso disponíveis. Se a largura de osso disponível for inferior à necessária para colocar um implante de diâmetro standard podemos, sob pena de comprometer o sucesso do tratamento colocar um implante de menor diâmetro pois este osso apresenta uma boa resistência à transmissão das forças.

O torque de inserção adequado é de 35 Ncm, valor este que se consegue obter facilmente se utilizarmos o macho de rosca. Vários autores indicam este valor de torque como sendo o ideal e não devemos portanto ultrapassá-lo.

Para colocarmos os implantes em carga devemos esperar pelo menos 6 semanas para que não haja comprometimento da osteointegração. A carga imediata pode ser realizada mas precauções adicionais devem ser tomadas, como por exemplo aumentar o número de implantes ou ferulizá-los para que a dissipação das cargas se dê sobre uma maior área implantar. As próteses com extensões posteriores devem ser evitadas e se a sua utilização for imperativa devemos colocar os dentes que se encontram em extensão em inoclusão tendo somente uma função estética.

Os pilares de cicatrização podem ser colocados no mesmo dia da intervenção cirúrgica. Nos casos por nós realizados não foram encontradas diferenças de estabilidade entre os implantes colocados numa só fase cirúrgica e os colocados em duas fases independentemente do tempo de espera para a colocação dos pilares de cicatrização.

Este tipo de osso foi encontrado numa percentagem muito elevada na mandíbula quando comparada com a maxila. Na mandíbula foi encontrado quer nas zonas anteriores quer nas posteriores.

O osso D2 é muito favorável para a colocação de implantes permitindo inclusivamente a execução de reabilitações totais fixas com carga imediata, é o caso da técnica "All in four"<sup>®</sup> que é praticada na sua maioria em casos com este tipo de osso.

Na mandíbula, se temos pouca altura óssea disponível, podemos procurar a cortical lingual para aumentar a estabilidade primária do implante, obtendo assim a bicorticalização.

Na maxila podemos realizar o mesmo procedimento aumentando a estabilidade primária do implante com a ajuda da cortical palatina. Esta medida é particularmente importante, uma vez que a cortical vestibular maxilar é bastante fina e porosa.

Ivanoff<sup>128</sup> publicou um estudo no qual comparou os valores de força de extracção dos implantes ancorados numa só cortical e de implantes bicorticalizados. O resultado obtido foi que, após 6 a 12 meses da sua colocação, os valores de força de extracção dos implantes bicorticalizados eram 2 a 3 vezes superiores do que os valores encontrados para os implantes monocorticalizados.

O mesmo autor<sup>129</sup> realizou um estudo retrospectivo das taxas de sucesso dos dois tipos de ancoragem em que foram colocados implantes na maxila usando as duas técnicas. O protocolo cirúrgico utilizado foi o de Bränemark. Os implantes ancorados nas duas corticais tiveram uma percentagem de falha quatro vezes superior em relação aos implantes ancorados numa só cortical. Destas falhas 80% ocorreram por fractura do implante. A razão encontrada para explicar as fracturas foi a de uma biomecânica desfavorável associada à perda da cortical da crista alveolar por um processo de reabsorção óssea.

A cicatrização neste tipo de osso é bastante favorável, conseguindo-se ao fim de quatro meses, devido ao excelente suporte sanguíneo e à fixação primária que se obtém. Se o implante tiver contacto em duas corticais, a percentagem de contacto osso-implante é de cerca de 70%, o que nos permite, nos casos em que isso se mostre necessário, colocar os implantes em carga mais cedo.

### **D3**

O osso D3 apresenta uma cortical pouco espessa com um trabeculado de baixa densidade, ou seja, os espaços existentes entre as trabéculas ósseas são maiores quando comparados com os ossos tipo D1 e D2.

Como este osso é muito irrigado, se obtivermos boa estabilidade primária e não colocarmos os implantes em carga precoce dificilmente a sua osteointegração estará comprometida. Os descolamentos realizados podem ser maiores uma vez que por norma neste tipo de osso não temos muita largura óssea disponível e este tipo de descolamentos é aconselhado para que não surjam fenestrações das tábuas ósseas.

É o osso que se encontra mais frequentemente na maxila. A altura mínima desejável para um implante tipo Bränemark é de 14 mm, mas, se tiver um desenho de espiras otimizado, poderá ser de, apenas, 12 mm de comprimento, com 4 mm de diâmetro, ou de 11 mm de comprimento, com 5 mm de diâmetro. Os implantes revestidos, por exemplo, com hidroxiapatite, óxido de titânio ou plasma de titânio devem ser usados preferencialmente em relação aos implantes maquinados.

Neste tipo de osso devemos utilizar toda a largura óssea disponível, pois o contacto osso-implante está mais comprometido. Por isso, em vez de utilizarmos implantes de menor diâmetro, devemos realizar expansões ósseas.

O preparo com brocas para colocar um implante é mínimo. Devemos, neste caso, eliminar o "counter sink" e o macho de rosca. Desta forma as técnicas de compactação ósseas são preferíveis.

O uso do "counter sink" está limitado aos casos em que exista um grande desnivelamento de alturas das duas corticais ósseas de forma a permitir um correcto assentamento do implante. A última broca a ser utilizada deve ter pelo menos um diâmetro de 0.5 milímetros inferior ao diâmetro do implante que vamos colocar sendo que a mesma regra se aplica à utilização dos osteótomos e expansores. Para que o implante entre correctamente e tenha uma progressão favorável, ou seja, para que não "moa" o osso da porção coronal da preparação a utilização do macho de rosca pode ser aconselhada. Desta forma não se cria um hiato entre a porção coronal do implante e o osso, não havendo comprometimento da estabilidade primária.

Como o suporte vascular está otimizado, a hemorragia do leito melhora o arrefecimento ósseo. Segundo Misch<sup>119</sup>, a maior taxa de sobre-vida dos implantes encontra-se nesta densidade.

Quando colocámos implantes na maxila, temos que ter um cuidado extremo

para que não ocorra perfuração da cortical óssea. Esta precaução também deve ser tida em linha de conta quando a intervenção ocorre na mandíbula. Mas, ainda em relação à maxila se, aquando da colocação do implante, este não rosquear devidamente na cortical palatina, pode deslocar-se para vestibular e provocar uma descorticalização. A última broca a utilizar deve ser de menor diâmetro do que a utilizada nas densidades D1 e D2 e, em alternativa, em vez de utilizarmos a última broca do sistema, podemos usar um osteótomo, uma vez que este osso é facilmente expansível. Quando utilizamos a última broca, esta só deve passar uma vez no leito implantar, para que este não seja alargado em demasia. O número de rotações por minuto deve ser diminuído para 500.

Para melhorarmos a fixação rígida inicial, devemos procurar a cortical do seio maxilar e do soalho do nariz, podendo mesmo perfurá-la. Apesar desta medida melhorar a fixação inicial, não diminui as cargas sofridas pelo implante na fase de cicatrização. Se a única cortical a ser utilizada for a do rebordo alveolar, não devemos utilizar counter sink. Isto é muito importante em relação às zonas posteriores mandibulares, pois a flexão do osso em relação à linha média dá-se durante a abertura.

Os implantes auto-rosqueados devem ser colocados com o motor e não com a chave manual e devem entrar no leito implantar de uma forma activa.

O torque de inserção ideal é de 35 Ncm. Com as técnicas de compactação óssea este valor é facilmente atingido mas se o valor for inferior a 20 Ncm devemos ponderar a hipótese de colocar um implante de maior diâmetro.

A colocação destes implantes em carga deve esperar pelo menos 3 meses e a realização de duas fases cirúrgicas é aconselhada. Inclusivamente a colocação dos implantes sub crestais é indicada para que durante o período de cicatrização não sejam transmitidas quaisquer forças aos implantes.

Para realizarmos reabilitações com prótese fixa devemos utilizar um implante por cada dente que pretendemos colocar. Todas as extensões estão desaconselhadas para que não se transmitam forças oblíquas aos implantes. O uso de goteiras oclusais deve ser ponderado para que não sejam transmitidas durante a noite cargas

patológicas aos implantes. Deve ser estudado o tipo de oclusão, a actividade profissional e a personalidade do paciente. Se restar alguma dúvida é preferível aplicar zelo excessivo e tratar os pacientes com goteiras de relaxamento.

Nesta densidade óssea pode ser necessária a colocação de um implante adicional para melhorar a distribuição das cargas.

#### **D4**

Este tipo de osso apresenta uma cortical muito fina ou mesmo ausente e um trabeculado muito pouco denso. É considerado como o osso com pior prognóstico para reabilitações com recurso a implantes. É também o osso mais limitativo na escolha do tipo de reabilitação protética.

A sua irrigação é feita quase totalmente pelo periósseo por isso devemos evitar realizar grandes descolamentos para que não haja comprometimento da vascularização.

Este tipo de osso está presente nas regiões maxilares posteriores de desdentados há longo prazo. Também pode surgir após a osteoplastia de D3 com rebordo largo. A altura mínima para a colocação de um implante tipo Bränemark deve ser de 16 mm. Para um implante com as espiras optimizadas, podemos ficar nos 13 mm. O revestimento da superfície dos implantes é obrigatório.

Obter estabilidade primária neste tipo de osso é muito difícil e só devemos usar brocas para obter a altura e a angulação pretendidas. Toda a restante da preparação deve ser feito com osteótomos, com martelo ou com peça de mão para compactar o osso e não o cortar.

O implante deve auto-rosquear-se para permitir o assentamento. Deve ser inserido com motor de modo a que tenha um torque alto, e com uma velocidade muito lenta. Desta forma, a compactação óssea obtida é maior. Se existir osso cortical no local do ápice do implante, este deve ser utilizado para melhorar a estabilidade primária e permitir a utilização do comprimento total do implante. Após a sua colocação, o implante não deve ser removido para que não ocorra o alargamento do leito implantar,

comprometendo ainda mais a já reduzida instabilidade primária. Preferencialmente devemos colocar um implante com o colo mais largo, para conseguir uma maior compactação do osso do rebordo.

Renouard<sup>130</sup> discorda no que diz respeito ao facto de o implante para este tipo de osso ser auto-rosqueante. Para este autor o implante auto-rosqueante deve ser utilizado em ossos de maior densidade.

Devem ser utilizados implantes adicionais para melhorar a distribuição das forças. Para colocar os implantes em carga é necessário esperar oito meses. Se pretendemos realizar uma prótese fixa implanto-suportada, temos que utilizar um implante por cada raiz e os cantilevers são fortemente desaconselhados.

Segundo Watzek<sup>131</sup> no osso tipo 4 o uso de macho de rosca está desaconselhado. Segundo o mesmo autor, quando se colocam implantes cilíndricos neste tipo de osso só a broca de 2 mm de diâmetro é que deve perfurar a totalidade do comprimento do leito implantar. As brocas de maior diâmetro devem perfurar aquém desse limite. Se, mesmo assim não obtivermos estabilidade primária com o implante pretendido devemos retirá-lo e colocar um de diâmetro imediatamente superior. Idealmente a última broca utilizada neste tipo de osso deve ter menos 0,6 milímetros de diâmetro do que o implante que pretendemos colocar.

Neste tipo de osso a irrigação está, quase na totalidade, dependente do periósseo. Assim sendo e, para minimizar o comprometimento vascular do osso, devemos executar incisões longe dos grandes grupos de vasos que asseguram o bom aporte sanguíneo. Para além disso, se tivermos necessidade de reintervir no mesmo local a segunda incisão deve ser feita no mesmo local da primeira. O descolamento deve também ser o mais conservador possível.

Durante a trepanação óssea com brocas devemos ter um cuidado extremo para não alterar a sua direcção inicial. Para colocarmos um implante com uma plataforma larga podemos usar brocas cumprindo a norma anteriormente descrita e usando um countersink para que o implante tenha acesso ao leito implantar. No entanto, o uso deste dispositivo vai comprometer ainda mais a estabilidade primária dos implantes.

Summers<sup>131</sup>, desenvolveu uma técnica para colocação de implantes com

recurso a osteótomos. Nesta técnica podemos intercalar o uso de brocas com o uso de osteótomos ou utilizar só a primeira broca do sistema preparando o resto do leito implantar só com osteótomos. A densidade do osso presente vai condicionar a conduta do cirurgião. Ao utilizarmos estes instrumentos compactamos o osso ao longo do leito implantar o que condiciona um aumento da estabilidade primária e da percentagem de contacto osso-implante.

Nkenke<sup>132</sup> encontrou valores de percentagem de contacto osso-implante dois terços superiores aos conseguidos com o uso da técnica tradicional de colocação de implantes.

Segundo Frost o aumento da percentagem de contacto é resultado do trauma produzido pelo uso de osteótomos

Neste tipo de osso a irrigação está, quase na totalidade, dependente do periósseo. Assim sendo e, para minimizar o comprometimento vascular do osso, devemos executar incisões longe dos grandes grupos de vasos que asseguram o bom aporte sanguíneo. Para além disso, se tivermos necessidade de reintervir no mesmo local a segunda incisão deve ser feita no mesmo local da primeira. Os descolamentos devem também ser o mais conservador possível.

As técnicas de compactação óssea devem ser utilizadas. O número de brocas usadas deve ser o menor possível sendo que em alguns casos a única broca utilizada é a primeira broca do sistema. Particularmente acho a broca inicial do sistema BTI<sup>®</sup> a broca ideal. Esta broca tem 10 mm de comprimento e a sua base tem um diâmetro de 1.8mm. Desta forma conseguimos a partir desta perfuração utilizar osteótomos para que à medida que o osso seja expandido seja também compactado.

O torque de inserção do implante deve ser o mais alto possível no entanto se conseguirmos obter um torque de inserção de 20 Ncm podemos considerar este torque como satisfatório. Quando o implante está a ser colocado devemos ter um cuidado extremo para que não se façam mudanças de direcção em relação ao leito implantar. Uma vez colocado o implante não deve ser removido para corrigir angulação a menos que passemos a utilizar um implante de maior diâmetro.

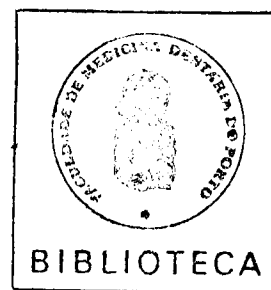
Se ao colocarmos o implante este não estiver estável, com o transportador ainda colocado e com a ajuda de um martelo cirúrgico podemos dar umas pancadas secas sem demasiada força no implante para que este fique mais estável.

O tempo mínimo de espera para colocar os implantes em carga neste tipo de osso deve ser de quatro meses. A realização da segunda fase cirúrgica é altamente aconselhada e os implantes devem ficar infra-crestais para que não recebam cargas. Para a realização de reabilitações fixas totais o número de implantes deve ser aumentado em relação à densidade anterior e se possível devemos utilizar um implante por cada raiz substituída.

Se o paciente tiver patologias oclusais a utilização de implantes deve ser ponderada pois o risco de insucesso é grande.

Este tipo de osso foi encontrado maioritariamente no osso maxilar principalmente quando o período de edentulismo foi grande.

No Quadro 4 podemos ver uma sinopse da técnica cirúrgica para os 4 tipos de densidade óssea segundo Misch.<sup>119</sup>



	Sobre-aquecimento	Osteotomia	Tamanho final da broca, nº e rpm	Rosca	Counter-sink	Inserção	Cicatrização	2ª fase cirúrgica
D1	+++ risco elevado	1seg dentro 2seg fora	Aumentar o número 2500 rpm	Sim	Sim	Acima da crista	4 a 5 meses	3 a 4 meses-carga imediata
D2	++	5seg fora em cada 10seg	Protocolo do fabricante 1500 a 2000rpm	Sim	Sim	Na crista ou acima	Ideal	4 meses
D3	+		Diminuir tamanho final rpm<1500	Opcional	Opcional	Na crista ou acima	Risco de movimento prematuro	6 meses
D4			Número mínimo. Osteótomo	Não	Não	Abaixo da crista	Risco de micromovimento	8 meses

#### QUADRO 4

Renouard<sup>133</sup> também considera a densidade óssea como um factor importantíssimo no estabelecimento do plano de tratamento. Segundo este autor, a avaliação da densidade óssea permite ao cirurgião escolher o diâmetro do implante, decidir a sequência de brocas, determinar o tempo de cicatrização e avaliar a capacidade de resistência às cargas de cada implante.

No quadro 5<sup>133</sup> relaciona-se o diâmetro dos implantes e a sequência de brocas que devem ser utilizada em função da densidade óssea, segundo este autor.

Densidade óssea	Baixa	Média	Alta
<b>NP 3.3mm</b>			
<b>Broca redonda</b>	+	+	+
<b>Broca 2mm</b>	+	+	+
<b>Broca piloto</b>			
<b>Broca 2.4mm</b>	+		
<b>Broca 2.8mm</b>		+	+
<b>Countersink</b>	+	+	+
<b>Macho de rosca</b>			+
<b>RP 3.75mm</b>			
<b>Broca redonda</b>	+	+	+
<b>Broca 2mm</b>	+	+	+
<b>Broca piloto</b>	+	+	+
<b>Broca 2.4mm</b>			
<b>Broca 2.8mm</b>	+		
<b>Broca 3mm</b>		+	+
<b>Countersink</b>	+	+	+
<b>Broca 3.35mm</b>			+/-
<b>Macho de rosca</b>			+
<b>RP 4mm</b>			
<b>Broca redonda</b>	+	+	+
<b>Broca 2mm</b>	+	+	+
<b>Broca piloto</b>	+	+	+
<b>Broca 2.4mm</b>			
<b>Broca 2.8mm</b>			
<b>Broca 3mm</b>	+	+	+
<b>Countersink</b>	+	+	+
<b>Broca 3.35mm</b>		+	
<b>Broca 3.7mm</b>			+
<b>Macho de rosca</b>		+/-	+
<b>Broca 3.85mm</b>			+/-
<b>Chave manual</b>			+/-

<b>WP 5mm</b>			
<b>Broca redonda</b>	+	+	+
<b>Broca 2mm</b>	+	+	+
<b>Broca piloto</b>	+	+	+
<b>Broca 2.4mm</b>			
<b>Broca 2.8mm</b>			
<b>Broca 3mm</b>	+	+	+
<b>Countersink</b>	+	+	+
<b>Broca 3.7mm</b>	+/-		
<b>Broca 3.85mm</b>		+	+
<b>Macho de rosca</b>			+
<b>Chave manual</b>		+	+
<b>WP 5.5mm</b>			
<b>Broca redonda</b>	+	+	+
<b>Broca 2mm</b>	+	+	+
<b>Broca piloto</b>	+	+	+
<b>Broca 2.4mm</b>			
<b>Broca 2.8mm</b>			
<b>Broca 3mm</b>	+	+	+
<b>Countersink</b>	+	+	+
<b>Broca 3.7mm</b>	+		
<b>Broca 3.85mm</b>		+	+
<b>Macho de rosca</b>		+/-	+
<b>Chave manual</b>		+	+

**QUADRO 5**

Friberg<sup>134</sup> comparou os resultados obtidos com os implantes Branemark MkIV<sup>®</sup>, desenvolvidos para serem utilizados em osso de baixa densidade, com os resultados alcançados com o uso de implantes standard em ossos pouco mineralizados. As diferenças começaram a notar-se logo em relação ao torque de inserção. Foi sempre

necessário um torque superior nos implantes MkIV e estes tiveram sempre uma estabilidade primária superior à verificada nos implantes standard. Ao fim de um ano a taxa de sucesso encontrada também foi diferente. Para os implantes testados, a taxa de sucesso foi de 93.1%, enquanto que a dos implantes de controle foi de apenas 88.4%. Assim, considerou o autor que estes implantes são muito úteis especialmente em osso tipo 4. No entanto, apesar do aumento da estabilidade primária, quando se analisa a estabilidade secundária esta é similar nos dois tipos de implante.

Strietzel<sup>135</sup> realizou um estudo no qual avaliou a perda de osso marginal nas diferentes densidades ósseas utilizando osteótomos como técnica cirúrgica, desenvolvida por Summers. Comparando os tipos de osso 2 e 3 da classificação de Lekholm e Zarb, constatou que a perda de osso é maior quando se trabalha em osso menos denso. O autor recomenda que se faça uma avaliação prévia da densidade óssea antes de se utilizar a técnica para colocação de implantes com osteótomos, devido à maior perda óssea verificada em osso menos denso.

Friberg<sup>136</sup>, num estudo comparativo de três diâmetros de implantes Branemark concluiu que, para que sejam obtidos bons resultados em osso menos denso, devemos utilizar uma técnica de preparação adaptada e aumentar os períodos de cicatrização. Desta forma, quer a estabilidade primária, quer a secundária, estarão favorecidas.

Kido<sup>137</sup> realizou um estudo em que comparou a estabilidade primária e a resistência à remoção de implantes com dois diâmetros diferentes com a densidade óssea. A densidade óssea foi avaliada com tomografia computadorizada quantitativa e a estabilidade primária foi avaliada com um dispositivo de diagnóstico periodontal. Procedeu-se à extracção através de um dispositivo de teste mecânico. Os diâmetros dos implantes utilizados foram de 3,23 mm e 4,5 mm. Não foram encontradas diferenças entre os dois implantes, no que diz respeito à estabilidade primária. O valor máximo de força necessário para a remoção dos implantes foi 15% maior nos implantes com diâmetro superior. Como a amostra utilizada foi pequena (18 implantes de cada diâmetro), a diferença encontrada não foi estatisticamente significativa. O autor obteve uma correlação positiva significativa entre a resistência à extracção e a

densidade óssea, o que significa que, quanto maior for a densidade óssea, maior é a resistência do osso à extracção do implante. Concluiu também que os implantes de maior diâmetro parecem ter vantagem em relação aos de menor diâmetro. No entanto, novos estudos serão necessários para determinar a capacidade quantitativa de aumento de carga para cada tipo de osso.

Kline<sup>138</sup> publicou em 2002 um estudo multicêntrico em que avaliou os resultados da colocação de um tipo de implantes modificado consoante a densidade óssea ao fim de 5 anos. A análise radiográfica revelou uma perda óssea de 0.06mm ao fim de um ano e um ganho ósseo de 0,04 mm após dois anos da prótese ter sido colocada. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas nos resultados obtidos nos vários centros, no que respeita ao tipo de implantes, à densidade óssea à zona da boca ou ao tipo de prótese. Deste estudo podemos concluir que, com a utilização de implantes modificados em função da densidade óssea, conseguimos obter uma taxa de sucesso elevada e uma perda óssea crestal limitada.

## PROTOSLOS CIRÚRGICOS

Dentro das limitações do nosso estudo propomos os seguintes protocolos, em função da densidade óssea, para a colocação de implantes

## **PROTOCOLO PARA COLOCAÇÃO DE IMPLANTES EM OSSO TIPO D1**

- Realizar um descolamento o mais conservador possível ( se possível utilizar o bisturi circular para realizar a incisão e não realizar descolamento)
- Utilização da broca lanceolada de 10 mm de comprimento como broca inicial
- Utilizar toda a sequência de brocas fornecidas pelo sistema e, se necessário, utilizar brocas de diâmetro intermédio de outros sistemas de implantes (sempre que o incremento de diâmetro das brocas for superior a 0.5 mm de diâmetro)
- Utilização das brocas num movimento de vaivém sem que a broca permaneça mais de 2 segundos dentro do osso e entre o uso de cada broca esperar que o leito implantar se preencha de sangue
- Utilização de irrigação externa abundante
- Utilizar "countersink"
- Utilizar o macho de rosca na totalidade do comprimento do leito implantar
- Não exceder o torque de inserção de 50 Ncm, sob risco de haver fractura do implante. Se se encontrar resistência retirar o implante e refazer o leito implantar
- A introdução do implante no seu alvéolo deve ser feita com uma chave de carraca manual com dinamómetro
- Após o assentamento do implante no seu leito realizado com a chave de carraca manual inverter o sentido da chave e dar meia volta no sentido de remover o implante para que não existam tensões residuais ao longo do osso
- A carga imediata pode ser realizada no momento da colocação do implante

## PROTOCOLO PARA COLOCAÇÃO DE IMPLANTES EM OSSO TIPO D2

- Descolamentos conservadores
- Utilização de irrigação externa abundante
- Utilização da broca lanceolada de 10mm de diâmetro como broca inicial
- Utilização de toda a sequência de brocas fornecidas pelo sistema (incrementos de 0.5mm são permitidos)
- Utilização do "countersink"
- Utilização do macho de rosca pelo menos em toda a profundidade do osso cortical
- O implante pode ser colocado com a chave do motor
- O valor ideal de torque de inserção é de 35 Ncm e não deve ser ultrapassado (a utilização do macho de rosca permite que este valor de torque não seja ultrapassado)
- A carga imediata pode ser realizada no momento da colocação do implante

## PROTOCOLO PARA COLOCAÇÃO DE IMPLANTES EM OSSO TIPO D3

- Realização de descolamentos amplos que permitam a visualização directa de toda a largura óssea disponível
- Utilização de irrigação externa abundante
- Utilização como broca inicial a broca lanceolada de 10mm de comprimento
- Utilizar somente a primeira e eventualmente a segunda broca fornecida pelo sistema
- Para completar a realização do leito implantar utilizar osteótomos para promover a compactação do osso das paredes do alvéolo artificial
- O “countersink” só deverá ser utilizado para nivelar a altura da cortical óssea
- A última broca ou osteótomo a ser utilizado deve ter um diâmetro pelo menos 0.5mm inferior ao diâmetro do implante que pretendemos utilizar
- O macho de rosca deve ser utilizado só na porção inicial da trepanação para “guiar” a colocação do implante de forma a evitar que o implante moa o osso das paredes do leito e não progrida normalmente
- O implante deve ser introduzido com a chave do motor
- O valor de torque de inserção ideal é de 35 Ncm
- Se o valor de torque de inserção for inferior a 20 Ncm devemos ponderar a colocação de um implante de maior diâmetro
- Devemos esperar cerca de 3 meses para colocar os implantes em carga

## **PROTOCOLO PARA COLOCAÇÃO DE IMPLANTES EM OSSO TIPO D4**

- Evitar a realização de descolamentos amplos para que a irrigação do osso não seja comprometida
- Idealmente utilizar somente a broca inicial lanceolada de 10 mm de comprimento com irrigação externa abundante
- Completar a realização do leito implantar com osteótomos de diâmetro sequencial para compactar o osso para garantir uma estabilidade primária satisfatória
- O diâmetro da preparação óssea deve ser pelo menos 0.5 mm inferior ao diâmetro do implante
- Utilização do “countersink” contra-indicada
- Utilização de macho de rosca contra-indicada
- O implante deve ser colocado com a chave do motor
- O valor de torque de inserção deve ser o mais alto possível sendo que valores de torque de 20 Ncm são satisfatórios
- Se não se conseguir obter estabilidade primária devemos utilizar um implante de maior diâmetro e se tal não for possível não devemos colocar qualquer implante
- Para colocarmos os implantes em carga devemos esperar pelo menos 4 meses

## **BIBLIOGRAFIA**

- 1- Diago MP. Implantologia Oral. Barcelona: Ars Médica, 2001. Cap. 1 Págs. 3-7
- 2- Tavares AV. Implantes de Alumina e Zircónia: estudo experimental comparativo. Lisboa: Faculdade de Medicina Dentária de Lisboa, 1994.
- 3- Rosenquist B, Ahmed M. The immediate replacement of teeth by dental implants using homologous bone membrane to seal the sockets: clinical and radiographic findings. Clin Oral Implants Res. 2000;11:572-82
- 4- Watzec G, Haider R, Mensdorf-Pouilly N, Haas R. Immediate and delayed implantation for complete restoration of the jaw following extraction of all residual teeth: a retrospective study comparing different types of serial immediate implantation. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10:561-67
- 5- Barziley I. Immediate implants: their current status. Int Journal of Prosthodontics. 1993;6:169-75
- 6- Andreoli; Bennett; Carpenter; Plincer. Cecil Medicina Interna Básica, 4ª Ed. Guanabara Koogan, 1998
- 7- Osteology. Williams, Warwick, Dyson, Baumster. Gray's Anatomy. 37ª Ed, 1989 Churchill Livongstone Cap. 3 Pág. 273
- 8- Embryology. Williams, Warwick, Dyson, Baumster. Gray's Anatomy. 37ª Ed, 1989 Churchill Livongstone Cap. 2 Pág. 159
- 9- Mechanisms of bone development, remodelling and loss. Implants in Qualitatively Compromised Bone. Georg Watzek. 2004 Quintessence Publishing Co. Cap.2 Pág. 10
- 10-Introduction. Williams, Warwick, Dyson, Baumster. Gray's Anatomy. 37ª Ed, 1989 Churchill Livongstone Cap. 1 Pág. 64
- 11-Osteology. Williams, Warwick, Dyson, Baumster. Gray's Anatomy. 37ª Ed, 1989 Churchill Livongstone Cap. 3 Pág. 287
- 12-Osteology. Williams, Warwick, Dyson, Baumster. Gray's Anatomy. 37ª Ed, 1989 Churchill Livongstone Cap. 3 Pág. 304
- 13-Embryology. Williams, Warwick, Dyson, Baumster. Gray's Anatomy. 37ª Ed, 1989 Churchill Livongstone Cap. 2 Pág. 162

- 14-Osteology. Williams, Warwick, Dyson, Baumster. Gray's Anatomy. 37<sup>a</sup> Ed, 1989  
Churchill Livongstone Cap. 3 Pág. 309
- 15-Mechanisms of bone development, remodelling and loss. Implants in  
Qualitatively Compromised Bone. Georg Watzek. 2004 Quintessence Publishing  
Co. Cap.2 Pág. 16
- 16-Osteology. Williams, Warwick, Dyson, Baumster. Gray's Anatomy. 37<sup>a</sup> Ed, 1989  
Churchill Livongstone Cap. 3 Pág. 291
- 17-Ulm C, Kneissel H, Schedle A, et al. Characteristic features of trabecular bone in  
edentulous maxillae. Clin Oral Implants Res 1999;10:459-67
- 18-Ulm C, Kneissel M, Hahn M, Solar P, Matejka M, Donath K. Characteristic of the  
cancellous bone of edentulous mandibles. Clin Oral Implants Res 1997;8:125-30
- 19-Osteology. Williams, Warwick, Dyson, Baumster. Gray's Anatomy. 37<sup>a</sup> Ed, 1989  
Churchill Livongstone Cap. 3 Pág. 293
- 20-Mechanisms of bone development, remodelling and loss. Implants in  
Qualitatively Compromised Bone. Georg Watzek. 2004 Quintessence Publishing  
Co. Cap.2 Pág. 12
- 21-Overview of factors affecting bone quality. Implants in Qualitatively Compromised  
Bone. Georg Watzek. 2004 Quintessence Publishing Co. Cap.1 Pág.3
- 22-Cochran DL, Schenk R, Buser D, Wozney JM, Jones AA. Recombinant human  
bone morphogenetic protein-2 stimulation of bone formation around endosseous  
dental implants. J Periodontol. 1999;70:139-50
- 23-Osteology. Williams, Warwick, Dyson, Baumster. Gray's Anatomy. 37<sup>a</sup> Ed, 1989  
Churchill Livongstone Cap. 3 Pág. 295
- 24-Mechanisms of bone development, remodelling and loss. Implants in  
Qualitatively Compromised Bone. Georg Watzek. 2004 Quintessence Publishing  
Co. Cap.2 Pág. 15
- 25-Osteology. Williams, Warwick, Dyson, Baumster. Gray's Anatomy. 37<sup>a</sup> Ed, 1989  
Churchill Livongstone Cap. 3 Pág. 297
- 26-Bone Density: A Key Determinant for Clinical Success. Misch Carl E. Dental  
Implant Prosthetic. Mosby Inc. Cap. 9 Pág. 132
- 27-Marcus R. Agents affecting calcification and bone turnover: calcium, phosphate,  
parathyroid hormone, vitamin D, calcitonin and other compounds. Goodman and  
Gilman's the pharmacological basis of therapeutics. Hardman, JG, Limbird LE,  
Molinoff PB, Ruddon RW, Gilman AD. 9<sup>a</sup> ed. 1995. McGraw-Hill, New York.  
1519-1546

- 28-Mechanisms of bone development, remodelling and loss. Implants in Qualitatively Compromised Bone. Georg Watzek. 2004 Quintessence Publishing Co. Cap.2 Pág. 19
- 29-Osteology. Williams, Warwick, Dyson, Baumster. Gray's Anatomy. 37<sup>a</sup> Ed, 1989 Churchill Livongstone Cap. 3 Pág. 309
- 30-Schenk Rk, Buser D. Osseointegration: a reality. Periodontol. 2000;17:22-35
- 31-Simon AM, Manigrasso MB, O'Connor JP. Cyclo-oxigenase 2 function is essencial for bone fracture healing. J Bone Miner Res 2002;17:963-976
- 32-Physiology and Osseous Metabolism. Carl E Misch. Contemporary Implant Dentistry. 2<sup>a</sup> Ed. Mosby Inc. Cap. 17 p.233
- 33-Melcher AH, Accursi GE. Osteogenic capacity of periosteal and osteoperiosteal flaps elevated from the parietal bone of the rat. Arch Oral Biol 16:573-580, 1971.
- 34-Frost HM. The regional acceleratory phenomenon. A review. Henry Ford Hosp Med J 31:3-9, 1983
- 35-Currey JD. The mechanical adaptations of bones. Princeton, 1984. Princeton University Press.
- 36-Garetto LP, Chen J, Parr JA et al. Remodeling dynamics of bone supporting rigidly fixed titanium implants: a histomorphometric comparison in four species including humans. Implant Dent 4:235-243, 1995
- 37-Pilliar RM, Lee JM, Maniatopolous C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. Clin Orthop Rel Res. 208:108, 1986
- 38-Clinical Biomechanics on Implantology. Carl E Misch. Contemporary Implant Dentistry. 2<sup>a</sup> Ed. Mosby Inc. Cap. 21 p.307
- 39-Osseous response to mechanical charges. Carl E Misch. Contemporary Implant Dentistry. 2<sup>a</sup> Ed. Mosby Inc. Cap. 22 p.323
- 40-Ashman RB, Van Buskirk WC. The elastic properties of a human mandible. Adv Dent Res 1:64-67, 1987
- 41-Carter DR, Hayes WC. The compressive behaviour of bone as a two-phase porous sctruture. J Bone Joint Surg 59(A):954, 1977
- 42-Carter DR, Caler WE. A cumulative damage model for bone fracture. J Orthop Res 3:84, 1985
- 43-Carter DR et al. Uniaxial fatigue of human cortical bone- the influence of tissue physical characteristics. J Biomech 14:461, 1981

- 44-Clinical Biomechanics on Implantology. Carl E Misch. Dental Implant Prosthetics Mosby Inc. Cap. 190 p.319,320
- 45-Treatment sequence and planning protocol. Renouard, Rangert. Risk Factors in Implant Dentistry. 1999 Quintessence Books Cap. 6 Pág. 146
- 46-Bone Density: a Key determinant for clinical success. Carl Misch. Contemporary Implant Dentistry. 2ª Ed. Mosby Inc. 2005. Cap. 9 Pág. 131
- 47-Bassi F, Procchio M, Fava C,, Schierano G, Preti G. Bone density in human dentate and edentulous mandibles using computed tomography. Clin Oral Implants Res. 1999 Oct;10(5):356-61
- 48-Bone Density: a Key determinant for clinical success. Carl Misch. Dental Implant Prosthetic. Mosby Inc. 2005 Cap. 9 Pág. 133
- 49-Bahat O. Brånemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. Int J Maxillofac Implants 2000;15:640-653
- 50-Treatment sequence and planning protocol. Renouard, Rangert. Risk Factors in Implant Dentistry. 1999 Quintessence Books Cap. 6 Pág. 147
- 51-Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing and progressive loading. Int J Oral Maxillofac Implant, 1990:632-31
- 52-Morris HF, Winkler S, Ochi S, Kanaou A. A new implant designed to maximize contact with trabecular bone: survival to 18 months. Oral Implantol 2001;27(4):164-73
- 53-Tada S, Stegaroin R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality in stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2003;18:357-68
- 54-Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. J Oral Implantol 1992;18(3):264-74
- 55-Bone Density: a Key determinant for clinical success. Carl Misch. Contemporary Implant Dentistry. 2ª Ed. Mosby Inc. Part I. Cap. 8 Pág. 115
- 56-Krennmair G, Waldenberger O. Clinical analysis of wide-diameter Frialit-2 implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2004;19:710-715
- 57-Fugazzotto PA, Wheeler SL, Lindsay JA. Success and failure rates of cylinder implants in type IV bone. J Periodontol 1993;64(11):1085-87

- 58-Stach RM, Kohles SS. A meta-analysis examining the clinical survivability of machined-surfaced and osseotite implants in poor-quality bone. *Implants Dent* 2003;12(1):87-96
- 59-Truhlar RS, Morris HF, Ochi S. Implant surface coating and bone quality-related survival outcomes through 36 months post-placement of root form endosseous dental implants. *Ann Periodontol*. 2000 Dec;5(1):109-18
- 60-Truhlar RS, Farish SE, Scheitler LE, Morris HF, Ochi S. Bone quality and implant design-related outcomes through stage II surgical uncovering of Spectra-System root form implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1997; Dec;95(12 Suppl 5):46-54
- 61-Khang W, Feldman S, Hawley CE, Gunsolley J. A multi-center study comparing dual acid-etched and machined-surfaced implants in various bone quality. *J Periodontol*. 2001 Oct;72(10):1384-90
- 62-Trisi P, Lazzara R, Rao W, Rebaudi A. Bone-implant contact and bone quality: evaluation of expected and actual bone contact on machined and osseotite implant surfaces. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2002 Dec;22(6):535-45
- 63-Nociti FH Jr, Cesar Neto JB, Carvalho MD, Sallum EA, Sallum AW. Intermittent cigarette smoke inhalation may affect bone volume around titanium implants in rats. *J Periodontol*. 2002 Sep;73(9):982-7
- 64-Nociti FH Jr Cesar NJ, Carvalho MD, Sallum EA. Bone density around titanium implants may be influenced by intermittent cigarette smoke inhalation: a histometric study in rats. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002. May-Jun; 17(3):347-52
- 65-Nociti FH Jr, Stefani CM, Sallum EA, Duarte PM, Sallum AW. Nicotine and bone density around titanium implants: a histometric study in rabbits. *Implant Dent* 2002;11(2):176-82
- 66-Parathyroid hormone, Calcitonin, Calcium and Phosphate metabolism, vitamin D, Bone and teeth. *Gyuton Human Phisiology*. Cap, 53 Pág.643
- 67-Becker W, Hujuel PP, Becker BE, Willingham H. Osteoporosis and implant failure: an exploratory case-control study. *J Periodontol*. 2000 Apr;71(4):625-31
- 68-Friberg B, Ekestubbe A, Mellstrom D, Sennerby L. Bränemark implants and osteoporosis: a clinical exploratory study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2001;3(1):50-6
- 69-Weber RL, Wiesen MJ, Jacono VJ, Beer PN. Osteoporosis: a risk factor for dental implants and in the prognosis of periodontal therapy. *Periodontal Clin Invest*. 1997;19(2):5-8

- 70-Narai S, Nagahata S. Effects of alendronate on the removal torque of implants in rats with induced osteoporosis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:218-223
- 71-Tokugawa Y, Shirota T, Ohno K, Yamaguchi A. Effects of biphosphonate on bone reaction after placement of titanium implants in tibiae of ovariectomized rats. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:66-74
- 72-Surgical Perspectives for compromised bone. Georg Watzek. *Implants in Qualitatively Compromised Bone*. Quintessence Books. Cap. 6. Pág. 78
- 73-Mori H, Manabe M, Kurachi Y, Nagumo M. Osseointegration of dental implants in rabbit bone with low mineral density. *J Oral Maxillofac Surg*. 1997 Apr;55(4):351-61; discussion 362
- 74-Keller JC, Stewart M, Roem M, Schneider GB. Osteoporosis-like bone conditions affect osseointegration of implants
- 75-Duarte PM, Cesar-Neto JB, Gonçalves PF, Sallum EA, Nocito FH Jr. Estrogen-deficiency affects bone healing around titanium implants: a histometric study in rats. *Implant Dent*. 2003;12(4):340-6
- 76-Duarte PM, Cesar-Neto JB, Sallum AW, Sallum EA, Nociti FH Jr. Effect of estrogen and calcitonin therapies on bone density in a lateral area adjacent to implants placed in tibiae of ovariectomized rats. *J Periodontol*. 2003;74:1618-1624
- 77-Mechanisms of bone development, remodelling and loss. Georg Watzek. *Implants in qualitatively compromised bone*. 2004 Quintessence Publishing Co. Cap.2 Pág. 24
- 78-Slotte C, Lundgren D, Sennerby L, Lundgren AK. Influence of preimplant surgical intervention and implant placement on bone wound healing. *Clin Oral Implants Res*. 2003 14:528-34
- 79-Nakai H, Niimi A, Ueda M. Osseous proliferation of the mandible after placement of endosseous implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15:419-424
- 80-Barone A, Covani U, Cornelini R, Gharlone E. Radiographic bone density around immediate loaded oral implants. A case series. *Clin Oral Implant Res*. 2003;14:610-15
- 81-Nkenke E, Lehner B, Weinzierl K, Thams U, Neugebauer I, Steveling H, Radespiel-Tröger M, Neukam F. Bone contact, growth, and density around immediately loaded implants in the mandible of mini pigs. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14:312-321

- 82-Treatment sequence and planning protocol. Renouard, Rangert. Risk Factors in Implant Dentistry. 1999 Quintessence Books Cap. 6 Pág. 147
- 83-Bone density: a key determinant for clinical success. Carl Misch. Dental Implant Prosthetics. Mosby Inc. Cap.9 Pág. 135
- 84-Colosi D, Potluri A, Geba H, Lurie A. Brief communication: Bone trabeculae are visible on periapical images. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2003;96:772-3
- 85-Verhoeven JW, Ruijter J, Cune MS, Terlon M. Oblique lateral cephalometric radiographs of the mandible in implantology: usefulness and reproducibility of the technique in quantitative densitometric measurements of the mandible *in vivo*. Clin Oral Implants Res. 2000 Oct;11(5):476-86
- 86-Verhoeven JW, Ruijter J, Cune MS, de Putter C. Densitometric measurements of the mandible: accuracy and validity of intra-oral versus extra-oral radiographical techniques in an *in vitro* study. Clin Oral Implants Res. 1998 Oct;9(5):333-42
- 87-Assessment of bone quality: techniques, procedures and limitations. Georg Watzek. Implants in qualitatively compromised bone. 2004 Quintessence Publishing Co. Cap.5 Pág. 55
- 88-Homolka P, Beer A, Birkfellner W, Nowothy R, Gahleitner A, Tschabitscher M, Bergmann H. Bone mineral density measurement with dental qualitative CT prior to dental implant placement in cadaver mandibles: pilot study. Radiology. 2002 Jul;224(1):247-52
- 89-Assessment of bone quality: techniques, procedures and limitations. Georg Watzek. Implants in qualitatively compromised bone. 2004 Quintessence Publishing Co. Cap.5 Pág. 58
- 90-Treatment sequence and planning protocol. Renouard, Rangert. Risk Factors in Implant Dentistry. 1999 Quintessence Books Cap. 6 Pág. 148
- 91-Beer A, Gahleitner A, Holm A, Tschabitscher M, Homolka P. Correlation of insertion torque with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible. Clin Oral Implants Res. 2003 Oct;14(5):616-20
- 92-Thunthy KH, Yeadon WR, Nass HF. An illustrative study of the role of tomograms for the placement of dental implants. J Oral Implantol. 2003;29(2):91-5
- 93-Shahlaie M, Gantes B, Schultz E, Riggs M, Crigger M. Bone density assessment of dental implant sites:1 Quantitative computed tomography. Int J Oral Maxillofac I mplants. 2003 Mar-Apr;18(2):224-31

- 94-Hothan T, Hidajat N, Nelson K, Felix R, Hautur J. Quantitative computerized tomography of bone mineral density of the mandible. Imaging of topographic distribution of bone mineral density in automated segmentation of mandible structures. *Radiologie*. 2001 Jun;41(6):497-500
- 95-Homolka P, Beer A, Birkfellner W, Gahleitner A, Nowotny R, Bergman H. Local calibrated bone mineral density in the mandible presented using a color scheme. *Med Eng Phys*. 2001 Nov;23(9):673-7
- 96-Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res* 2001 Feb;12(1):79-84
- 97-- Assessment of bone quality: techniques, procedures and limitations. Georg Watzek. *Implants in qualitatively compromised bone*. 2004 Quintessence Publishing Co. Cap.5 Pág. 59
- 98-Bone density: a key determinant for clinical success. Carl Misch. *Dental Implant Prosthetics*. Mosby Inc. 2005 Cap.9 Pág. 134
- 99-Structure of atrophic alveolar bone. Georg Watzek. *Implants in qualitatively compromised bone*. 2004 Quintessence Publishing Co. Cap.3 Pág. 30
- 100- Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *J Oral Maxillofac Surg*; 1997 Dec;55 (12 Suppl 5):38-45
- 101- Johansson P, Strid K. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:279-288
- 102- Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1999;28(4):297-303
- 103- Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:213-19
- 104- Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid K-G, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and radiography. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:164-171
- 105- Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clin Oral Implants Res*. 1995. Dec;6(4):213-9

- 106- Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid K-G, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting measurements and microradiography: an *in vitro* study in pig ribs. *Clin Oral Implants Res*. 1995;Sep 6(3):164-71
- 107- Friberg B, Sennerby L, Grondahl K, Bergstrom C, Back T, Lekholm U. On cutting torque measurements during implant placing: a 3-year clinical prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res* 1999;1(2):75-83
- 108- Meredith N, Cawley P, Alleyne D. The application of modal vibration analysis to study bone healing *in vivo*. *J Dent Res*. 1994;73:793
- 109- Meredith N, Cawley P, Alleyne D. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:261-67
- 110- Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability *in vivo*. A cross-sectional and longitudinal study os resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:226-233
- 111- Huang HM, Lee SY, Lin CT. Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. *Clin Oral Implants Res* 2002. Feb;13(1):65-74
- 112- Barewal RM, Oates TW, Meredith N, Cochran DL. Resonance frequency measurement of implant stability *in vivo* on implants with a sandblasted and acid-etched surface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18:641-51
- 113- Barewal RM, Oates TW, Meredith N, Cochran DL. Resonance frequency measurement of implant stability *in vivo*
- 114- Aparício C. The use of the Periotest value as the initial success criteria of an implant. A 8-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1997;17:151-61
- 115- Truhlar RS, Lanciello F, Morris HF, Ich S. The influence of bone quality on Periotest values of endosseous dental implants at stage II surgery. *J Oral Maxillofac Surg*. 1997 Dec;55(12 Suppl 5):55-61
- 116- Tricio J, van Steenberghe D, Rosenberg D, Duchateau L. Implant stability related to insertion torque an bone density. An *in vitro* study. *J Prosth Dent* 1995 Dec;74(6):608-12
- 117- Morris HE, Ochi S, Crum P, Orenstein I, Plezia R. Bone density: its influence on implant stability after uncovering. *J Oral Implantol*. 2003;29(6):263-9
- 118- Cunha HA, Francischone CE, Filho HN, Oliveira RC. A Comparison between cutting reverse torque and resonance frequency in the assessment of primary

- stability and final torque capacity of standard and TiUnite single-tooth implants under immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:578-585
- 119- Carl Misch. *Contemporary Implant Dentistry*. 2ª Ed. Mosby Inc. Cap. 25
- 120- Engquist B, Bergendal T, Kallus T et al. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Impl.* 1998;3:129-34
- 121- Hutton JE, Heath MR, Chat JY et al. Factors related to success and failure rates at 3 year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Branemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Impl.* 1995;10:33-42
- 122- Babbush C. Titanium plasma spray screw implant system for reconstruction of the edentulous mandible. *Dent Clin North Am* 1986.30:117-131
- 123- Trhular RS, Morris HF, Ochi S et al: Second stages failures related to bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *DICRG Interim Report #7. Implant Dent* 1994. 3(4):252-55
- 124- Eriksson RA, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital microscopic study in the rabbit. *J Prosthodont Dent* 1983;50:101-7
- 125- Matthews J, Hirsch C. Temperatures measured human cortical bone when drilling. *J Joint Surg*, 1972;45-A:297-308
- 126- Anitua E, Andía I, Carda C. BTI: Un nuevo protocolo para el fresado, colocación de implantes y obtención de hueso autólogo. *Dental Dialogue* 2004;1: 20-27
- 127- Surgical Prospectives for compromised bone. Georg Watzek. *Implants in Qualitatively compromised Bone*. Quintessence Books. Cap.6 Pág. 71
- 128- Ivanoff C-J, Sennerby L, Lekholm U. Influence of mono and bicortical anchorage on the integration of titanium implants. A study pilot in the rabbit tibia. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996; 25:229-35
- 129- Ivanoff C-J, Grondahl K, Bergstrom C, Lekholm U, Branemark P-I. Influence of bicortical anchorage in maxillary implant stability. A 15-year retrospective study of Branemark Implant system. *Int j Oral Maxillofac Implants.* 1000;15:103-110
- 130- Treatment Sequence and Planning Protocol. Renouard, Rangert. *Risk Factors in Implant Dentistry*. 1999. Quintessence Books. Cap. 6 Pág. 78
- 131- Surgical Prospectives for compromised bone. Georg Watzek. *Implants in Qualitatively compromised Bone*. Quintessence Books. Cap.6 Pág. 73

- 132- Nkenke E, Kloss F, Wiltfang S, et al. Histomorphometric and fluorescence microscopic analysis of bone remodelling after installation of implants using osteotomes techniques. Clin Oral Implants Res. 2002;13:595-602
- 133- Treatment sequence and planning protocol. Renouard, Rangert. Risk Factors in Implant Dentistry. 1999 Quintessence Books Cap. 6 Pág. 161
- 134- Friberg B, Jisander S, Widmark G, Lundgren A, Ivanoff CJ, Sennerby L, Thoren C. One-year prospective three-center study comparing the outcome of a "soft bone implant" (prototype MKIV) and the standard Brånemark implants. Clin Implant Dent Relat Res. 2003;5(2):71-7
- 135- Stritzel FP, Nowak M, Kuchler I, Friedman A. Peri-implant alveolar bone loss with respect to bone quality after use of the osteotome technique. Results of a retrospective study. Clin Oral Implants Res. 2002 Oct;13(5):508-13
- 136- Friberg B, Ekestubbe A, Sennerby L. Clinical outcome of Brånemark system implants of various diameters: a retrospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 2002 Sep-Oct;17(5):671-7
- 137- Kido H, Schultz EE, Kumar A, Lozada J, Saha S. Implant diameter and bone density: effect on initial stability and pull-out resistance. J Oral Implantol. 1997;23(4):163-9
- 138- Kline R, Hoar JE, Beck GH, Hazen R, Resnik RR, Crawford EA. A prospective multicenter clinical investigation of bone quality-based dental implant system. Implant Dent. 2002;11(3):224-34

