

Maria João da Silva Santos

ESTABILIDADE PRIMÁRIA DE IMPLANTES

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciência da Saúde

Porto, 2011

Maria João da Silva Santos

ESTABILIDADE PRIMÁRIA DE IMPLANTES

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciência da Saúde

Porto, 2011

Maria João da Silva Santos

ESTABILIDADE PRIMÁRIA DE IMPLANTES

Monografia apresentada à Universidade Fernando Pessoa como parte dos requisitos para
obtenção do grau de mestrada em Medicina Dentária

Resumo

Estabilidade primária tem vindo a ser definida como um factor crítico para o atingimento de osteointegração do implante dentário.

Este trabalho foi realizado no âmbito da conclusão do mestrado integrado em Medicina Dentária, tendo como objectivo a realização de uma revisão bibliográfica acerca de “Estabilidade Primária de Implantes”. A pesquisa foi realizada manualmente em livros, teses e revistas científicas considerados pertinentes para o tema e através do motor de buscar Google e da base de dados da MEDLINE/Pubmed e B-On. Na pesquisa online, a autora seleccionou artigos científicos sem limite temporal específico, com as seguintes palavras-chave: *dental implant, primary stability, CT scan, RFA, bone density, implant shape, self-tapping, surgical complications*.

Vários são os métodos que se encontram disponíveis para medir a estabilidade primária, no entanto, não se encontra descrito existir um método *standard*.

Os exames histológicos e histomorfológicos e o teste de torque de remoção são métodos invasivos, pelo que não são adequados para avaliações clínicas. A tomografia computadorizada (TC) permite concluir acerca da estrutura e densidade dos maxilares, e, portanto, da estabilidade primária. É dada também grande credibilidade ao uso do teste de torque de inserção.

A densidade óssea é, de todos, o factor influenciador de estabilidade primária mais relatado. A região anterior da mandíbula é a mais densa. Quanto maior a densidade, maior o sucesso. O mesmo se passa com a quantidade óssea.

Quanto à preparação do leito implantar, o subdimensionamento do leito implantar e a compactação óssea são boas alternativas. É necessário evitar complicações intra-operatórias, com o manuseamento irregular de instrumentos no decorrer da cirurgia.

As características dos implantes (geometria, dimensões, sistema de rosca e espiras) são igualmente factores influenciadores, embora controversos.

Tendo em conta o método de avaliação e os factores influenciadores, será possível ao médico dentista tomar considerações importantes sobre planeamento pré-cirúrgico e procedimento cirúrgico de colocação de implantes.

Abstract

Primary stability has been defined as a critical factor in reaching osteointegration of dental implant.

This paper was realized in the contextual conclusion of a post-graduate course in dental medicine, with the objective of realizing a bibliographical revision about primary stability implants. The research was done manually in books, thesis, scientific magazines considered relevant to this theme and also research was done on the Internet – Google and data bases of MEDLINE/Pubmed and B-on. Using the Internet, the author selected scientific articles with unlimited chronological sequence using the following keywords: *dental implant, primary stability, CT scan, RFA, bone density, implant shape, self-tapping, chirurgical complications.*

There are a variety of methods that can be found available to measure primary stability. However there is no standard method to determine implant stability after surgical insertion.

Histological, histomorphometric and removal torque exams are invasive methods that are not adequate in clinical evaluations. CT scan inform clinicians about the structure and density of jawbones and therefore predict implants primary stability. Great credibility is also given in the use of insertion torque exam.

Bone density is of all known factors, the most related influential in regards to primary stability. The front region of the jawbone is the densest. The bigger the density, the implants success rates. The same thing occurs with bone quantity.

Regarding bone preparation, underpreparation and the bone condensing techniques are good alternatives. It is necessary to avoid surgical complications with the irregular handling of the instruments during surgery.

Implant characteristics like: geometry, dimensions, self-tapping system and threads are also influential factors, although controversial.

Keeping in mind the evaluation method and other influential factors, it is possible for a dentist to make important considerations about pre-surgical proceedings in implant settings.

Dedicatória

Aos meus pais.

Por ser uma honra os ter tão presentes neste meu percurso.

Por constituírem a mais riquíssima fonte de inspiração para tudo o que já atingi... E espero ainda atingir.

Por serem incansáveis.

Por serem a prova viva de que vale a pena lutar.

Por lhes nutrir tão desmensurável admiração.

Às colegas da faculdade a quem me orgulho de chamar amigas, e até mesmo irmãs.

Porque todas as grandes caminhadas de grandes caminheiros precisam de ombros sólidos como os que genuinamente disponibilizaram, jamais serão esquecidas.

A todos os restantes familiares e amigos.

Pois, diariamente, mesmo sem se aperceberem me elevam os horizontes.

Agradecimentos

À Mestra Ana Rita Nóbrega, minha orientadora, pela partilha dos valiosos conhecimentos, pelo profissionalismo, pelo tempo e pela sua dedicação que se demonstraram vitais. Expresso ainda a minha gratidão pela cedência do livro e imagens da sua prática clínica.

Aos meus pais. Eles novamente. Por acreditarem em mim e constituírem o grande impulso para que este, como todos os grandes momentos da minha vida, tivessem sucesso.

À minha prima e amiga, Professora Susana Cipriano, pela disponibilidade, pela paciência, pela simpatia e pelos valiosos ensinamentos da nossa língua mãe.

À Professora Maria José.

Índice Geral

Índice de Siglas	i
<u>Introdução</u>	1
<u>Desenvolvimento</u>	6
I - Estabilidade Primária e Secundária de Implantes	6
II - A importância da Estabilidade Primária para a Osteointegração	7
III - Métodos de avaliação da estabilidade de implantes	8
1. Métodos invasivos.....	8
i. Exames histológicos e histomorfométricos.....	8
ii. Teste de Torque de remoção.....	9
2. Métodos não-invasivos.....	9
i. Exames radiográficos	9
a) Tomografia Computorizada	10
b) Tomografia Computorizada de Feixe Cônico.....	12
ii. Teste de Torque de Inserção	13
iii. Teste de percussão	15
iv. Análise da Vibração.....	16
a) Periotest®.....	16
b) Análise de Frequência de Ressonância	19
IV - Factores influenciadores da estabilidade primária	24
1. Densidade óssea	24
i. Classificação de densidade óssea de Lekholm e Zarb.....	25
ii. Classificação de densidade óssea de Misch.....	25
iii. Outras classificações de densidade óssea.....	26
iv. A variação da densidade em diferentes localizações da cavidade oral.....	27
v. Correlações entre densidade óssea e avaliações por métodos de avaliação da estabilidade.....	29
2. Quantidade óssea.....	30
3. Preparação do leito implantar.....	32

i. Técnica de Preparação.....	32
a) Técnica de Preparação em osso de alta densidade	33
b) Técnica de Preparação em osso de média densidade e baixa densidade	33
c) Compactação óssea.....	36
d) Outras técnicas cirúrgicas.....	38
ii. Complicações cirúrgicas.....	39
a) Implantes imediatos pós-extracção.....	39
b) Manuseamento de instrumentos no acto cirúrgico.....	40
c) Outras complicações.....	41
4. Características do implante.....	42
i. Geometria.....	42
ii. Dimensões.....	45
iii. Sistemas auto-roscante e não auto-roscante	46
iv. Espiras.....	48
5. Experiência do clínico.....	50
<u>Conclusão</u>	51

Bibliografia

Anexos

Índice de Siglas

ISQ – Implant Stability Quocient

AFR – Análise de Frequência de Ressonância

TC – Tomografia Computorizada

HU – Hounsfield Units

BMD – Bone Mineral Density

TCFC – Tomografia Computorizada de Feixe-Cônico

PTV – Periotest Values

MTD – Mechanical Tapping Devices

Introdução

Graças aos fidedignos resultados funcionais e estéticos, a reabilitação oral com implantes tem sido largamente aceite pelos clínicos, nas últimas décadas (Li et al, 2009).

A estabilidade primária é um dos pré-requisitos para se poder atingir osteointegração, o principal indicador de sucesso dos implantes dentários (Laney et al, 1986, Lioubavina-Hack et al., 2006, cit. in Merheb et al, 2010).

Numa tentativa de otimizar a metodologia de estudo, optou-se por especificar o tema desta revisão bibliográfica a este grande pilar onde assenta a osteointegração – a estabilidade primária de implantes.

Um dos principais factores passíveis de influenciar a estabilidade primária é a densidade óssea. Implantes colocados em osso de baixa densidade são mais propícios ao fracasso (Turkyilmaz, 2007, cit. in Turkyilmaz e McGlumphy 2008).

É unânime entre todas as fontes bibliográficas abrangidas no campo de pesquisa usado, a presença de maior e menor densidade óssea nas regiões anterior da mandíbula e posterior da maxila, respectivamente. Turkyilmaz e McGlumphy (2008) defendem que, quando se depara com localizações de mais baixa densidade óssea, o clínico pode alterar a localização da colocação do implante.

Foram propostas duas célebres classificações por Lekholm e Zarb e Misch que, embora sejam facilmente usadas pelos clínicos, apresentam um considerável grau de subjectividade, tornando difícil estabelecer uma distinção clara entre os vários tipos de osso, principalmente no caso das tipologias intermédias (Shapurian et al., 2006).

Devido à reduzida quantidade óssea na região molar maxilar e à menor taxa de osteointegração dos implantes aí inseridos, é apontado também o factor “quantidade óssea” como influenciador da estabilidade primária (Razavi et al., 1995, Truhlar et al., 1997, cit. in Ikumi e Tsutsumi 2005). Ikumi e Tsutsumi (2005) alertam que, por esse motivo, há necessidade de modificar as dimensões do implante para que se obtenham valores aceitáveis de estabilidade após a completa inserção dos implantes.

Na literatura, é encontrada alguma controvérsia quanto à questão se será a quantidade de osso cortical ou a quantidade de osso trabecular, a responsável pelo aumento de

estabilidade primária (Jaffin e Berman, 1991, cit. in Shapurian et al. 2006, Song, Jun e Kwon, 2009).

A preparação do leito implantar apresenta-se como outro grande factor influenciador de estabilidade primária. Releva-se necessário atentar à densidade óssea disponível para se adaptar o tipo de abordagem cirúrgica, principalmente quando se apresentam baixos valores de densidade. Nestes casos, os autores aconselham ao subdimensionamento do leito implantar (Bilhan et al., 2010, Friberg et al., 1999, Sakoh et al., 2006), mínima preparação da porção apical da osteotomia, colocação do implante supracrestalmente (de forma a evitar a perda de osso cortical) e eliminação da broca de *countersink* (Cavallaro, Greenstein e Greenstein, 2009).

Foi também relatada uma técnica de preparação do leito implantar em que se realiza compressão do osso, de forma a se obter uma área de osso mais denso à volta do leito, melhorando assim a qualidade do osso. No entanto, nem todos os autores acreditam na eficácia de instrumentos com este objectivo. Fanuscu, Chang e Akça (2007) relataram que estes podem mesmo originar micro-fracturas no osso trabecular.

Outras técnicas cirúrgicas de optimização da estabilidade primária são ainda relatadas, são elas a realização de uma sobrepreparação do leito implantar (e consequente colocação de implantes de maiores dimensões) (Cavallaro, Greenstein e Greenstein, 2009), técnica cirúrgica sem levantamento de retalho (Merlin, Bernardelli e Esposito, 2009, Canizzaro et al., 2008, cit. in Javed e Romanos 2010) e ancoragem bicortical (Moon et al., 2010).

A estabilidade primária do implante pode ser comprometida por diversas complicações ocorridas durante o acto operatório. A sobrepreparação do leito implantar, a utilização de implantes demasiado curtos ou a discrepância entre o diâmetro do alvéolo e o implante, decorrente de situações como colocação de implantes imediatos pós-exacção, são algumas delas (Pelayo et al., 2008). A manifestação de deiscências e/ou fenestrações (Goodacre et al., 2003), a ruptura da membrana de Schneider (Quiney, Brimble e Hodge, 1990, Ueda e Kaneda, 1992, Iida et al., 2000, Raghoobar e Vissink 2003, Galindo et al., 2005, cit. in Pelayo et al. 2008) e o manuseamento irregular dos instrumentos no decorrer do acto cirúrgico (Arataki et al., 2007) podem apresentar-se também como factores de risco para que não se obtenha adequada estabilidade primária.

As características dos implantes são igualmente motivo de discussão.

No que toca à geometria, encontra-se relatado que, em condições ideais, o implante cónico se apresenta vantajoso quando se efectua subpreparação do leito, por outro lado o implante cilíndrico apresenta valores significativamente superiores de estabilidade primária se se efectuar a sobrepreparação (Moon et al., 2010).

Relativamente às dimensões do implante, não existe consenso entre os autores quanto à relevância que têm o diâmetro e o comprimento dos implantes para a estabilidade primária, nem quanto ao seu contributo quer de forma positiva ou negativa (Balleri et al., 2002, Bischof et al., 2004 cit. in Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen 2007, Merheb et al., 2010).

Quanto aos sistemas auto-roscante e não auto-roscante, também é verificada controvérsia entre os autores. No entanto, são mais os estudos que sugerem o uso do sistema não-auto-roscante pelos clínicos (Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen, 2007, Kim et al., 2011).

A temática de influência de espiras é igualmente motivo de discórdia entre estudos no que toca, por exemplo, à existência de espiras adicionais ou micro-espiras (Strong, Misch e Bidez, 1998 cit. in Misch 2005, pp. 85), (Bütcher et al., 2003 cit. in Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen 2007), (Marin et al., 2010 cit. in Bezerra et al. 2010) e (Wansson e Werke, 2003 cit. in Javed e Romanos 2010).

É ainda deixada uma nota acerca do peso que tem a experiência prática do clínico na obtenção de melhores valores de estabilidade primária (Bezerra et al., 2010).

Tendo em conta os factos acima citados, torna-se claro que estes poderão ser factores passíveis de alterar a estabilidade primária, de modo que serão relatados ao longo desta monografia, através de narrações de vários autores que os tiveram como objecto de estudo.

Para avaliação dos níveis de estabilidade, é evidente que é necessária uma metodologia considerada exacta. Deste modo, são igualmente abordados os métodos de avaliação de estabilidade primária, o seu modo de funcionamento e os factos que levam a concluir quanto à precisão dos mesmos.

É necessário que o clínico tenha em atenção o malefício agregado à invasividade de métodos como os exames histológicos e histomorfológicos e o teste de torque de remoção (Atsumi, Park e Wang, 2007).

Entre os métodos não-invasivos, destacam-se os exames radiográficos, em especial a tomografia computadorizada (TC). Weinberg (1993) relata que a TC se trata de um método que permite tirar conclusões acerca da estrutura e densidade dos maxilares e, portanto, da estabilidade primária que estes proporcionarão. A TC apresenta-se ainda como um método capaz de discriminar a distribuição relativa de osso cortical e trabecular (cit. in Shapurian et al. 2006).

Kobayashi et al. (2004) abordam um novo aparelho de alta resolução de imagem, a tomografia computadorizada de feixe cónico (TCFC). A TCFC limita a dose de radiação absorvida. O único inconveniente que lhe foi apontado na revisão efectuada foi a sua incapacidade em discriminar tecidos moles.

Outro valioso método a que se atribui validade é o teste de torque de inserção, devido à sua capacidade de discriminar diferenças, tanto quanto aos protocolos cirúrgicos como quanto aos tipos de implantes usados no que respeita à estabilidade primária (Sakoh et al., 2006). No entanto, este método revela-se incapaz de providenciar qualquer informação acerca da qualidade óssea até o leito implantar estar preparado (cit. in Ikumi e Tsutsumi 2005).

São ainda abordados: o teste de percussão e a análise da vibração, especificamente o Periotest® e a análise de frequência de ressonância (AFR). No entanto, está longe de ser unânime a precisão que oferecem como métodos de avaliação da estabilidade primária.

A presente revisão bibliográfica foi baseada em informação científica devidamente publicada. A pesquisa foi realizada manualmente na biblioteca da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto e via *online* através do motor de busca “Google”, assim como das bases de dados primárias “MEDLINE/Pubmed” e “B-On”. Não se definiram limites temporais específicos, no entanto, foram privilegiados estudos pertencentes a autores com história de publicação prévia.

Na pesquisa manual foram seleccionados livros, teses e artigos especificamente de revistas científicas no campo da Implantologia, Prostodontia e Periodontologia.

Na pesquisa via *online* foram introduzidas as seguintes palavras-chave: *dental implant, primary stability, CT scan, RFA, bone density, implant shape, self-tapping, surgical complications*.

Tratando-se de uma temática em constante expansão nos últimos anos, a grande motivação da presente autora desta revisão bibliográfica foi a necessidade de aprofundar conhecimentos na área da implantologia, uma das principais áreas em que actualmente assenta a reabilitação oral de pacientes edêntulos.

A grande questão a que se pretende responder com este trabalho de revisão bibliográfica é “Quais os factores passíveis de influenciar a estabilidade primária de implantes?”. No entanto, é relevante frisar outras questões que, embora secundárias, se relacionam directamente com a questão central, sendo elas: “Quais os métodos mais precisos para medir a estabilidade primária de implantes?” e “De que forma pode o clínico melhorar os resultados a nível de estabilidade primária?”.

Desenvolvimento

I - Estabilidade Primária e Estabilidade Secundária

Sennerby, num estudo publicado em 1988, subdividiu o conceito de estabilidade do implante dentário em duas categorias: estabilidade primária e estabilidade secundária (cit. in Cho, Lee e Kim, 2009).

Davies (1998) defende que a estabilidade primária se atinge a nível do osso cortical e a estabilidade secundária ao nível do osso trabecular. (cit. in Atsumi, Park e Wang, 2007).

Estabilidade Primária

Estabilidade primária pode definir-se como sendo a fixação primária adquirida no momento de inserção do implante no seu leito. Esta é afectada por factores como quantidade e qualidade óssea, procedimento cirúrgico da sua colocação e forma e revestimento do implante (Nedir et al., 2004, Noguerol et al., 2006, Dilek, Tezulas e Dincel, 2008, cit. in Seong 2009).

Por outras palavras, estabilidade primária é a ausência de mobilidade do implante no leito implantar após ter sido completamente inserido. A base fisiológica em que assenta o conceito da importância da estabilidade primária dos implantes é a mesma da imobilização após fractura em ossos longos. Não deve haver qualquer movimento entre as suas terminações, de forma a que haja cicatrização da fractura (Perren, 2002, cit. in Javed e Romanos, 2010).

Estabilidade Secundária

Por seu turno, estabilidade secundária pode definir-se como sendo a fixação secundária obtida durante o processo de cicatrização e remodelação óssea na interface osso-implante, consequente ao processo de regeneração sofrido por esta e que se encontra também na dependência da estabilidade primária do implante (Nedir et al., 2004, Noguerol et al., 2006, Dilek, Tezulas e Dincel, 2008, cit. in Seong 2009).

II - A Importância da Estabilidade Primária para a Osteointegração

O termo osteointegração foi definido por Per-Ingvar Brånemark como sendo “a conexão directa e funcional entre osso vivo e ordenado e a superfície do implante colocado em carga funcional sem a interposição de tecido mole”. No momento da instalação do implante, a fixação depende da sua estabilidade primária (cit. in Loureiro, 2007).

É consenso entre vários autores o papel essencial da estabilidade primária na osteointegração (Albrektsson, et al., 1983, Friberg, Jemt e Lekholm, 1991, cit. in Bütcher et al. 2006).

Lioubavina-Hack (2006) estudou a importância da estabilidade primária para a osteointegração. No seu estudo, com amostras de ratos, realizou exposição da porção lateral do ramo mandibular e instalou um implante na porção central da perfuração antes realizada. No grupo controlo, o ápice foi colocado em contacto com o osso do ramo mandibular, chegando a obter estabilidade primária, ao passo de que no grupo teste, o ápice do implante ficava aquém, não tendo contacto com o osso mandibular e não garantindo assim estabilidade primária do implante. Após análise histométrica no grupo teste, nenhuma formação óssea ocorreu. Com base nesses resultados, a conclusão do estudo de Lioubavina-Hack (2006) foi que a estabilidade primária do implante é um pré-requisito para o sucesso da osteointegração e que a ausência de estabilidade primária resultará em fibroencapsulação (cit. in Loureiro 2007).

Meredith (1998) relatou que a estabilidade adequada de um implante é importante para permitir a ocorrência de um processo de cicatrização e de formação óssea sem distúrbios e, desse modo, permitir uma distribuição óptima de forças provenientes de cargas oclusais funcionais e mastigatórias (cit. in Chong 2009).

Garcia-Vives et al. (2009) enfatizam que quanto maior for a estabilidade primária, menos micromovimentos haverá entre o osso e o implante.

A estabilidade primária e a limitação de micromovimentos até certos níveis, são vitais para atingir osteointegração com sucesso, prevenir a formação de tecido conjuntivo entre o osso e o implante e, conseqüentemente, assegurar a cicatrização óssea. Este processo tem especial relevância quando a interface osso/implante está sujeita a estimulação mecânico-biológica pela execução de protocolos imediatos ou precoces

relativamente à carga (Becker et al., 2005, Barone et al., 2006, Schwartz-Arad, Laviv e Levin, 2007, cit. in Bilhan et. al. 2010).

A estabilidade do implante, obtida após a sua inserção, é considerada como um momento crítico para o prognóstico de osteointegração. Ramakrishna e Nayar (2007) defendem que, durante a colocação do implante, o conhecimento da estabilidade primária pode também servir como um guia na tomada de decisão quanto à escolha do protocolo de tratamento: carga imediata, carga precoce ou carga tardia.

III - Métodos de avaliação da Estabilidade de Implantes

Cochran (2002) relata que a técnica mais largamente usada entre os clínicos para avaliação da osteointegração é a mesma que é utilizada para verificar a mobilidade de um elemento dentário. Trata-se de realizar percussão lateral e vertical com o cabo do espelho ou, actuando de forma mais simplista, apoiar o cabo do espelho em cada lado do implante, movimentar para os lados e verificar visualmente se existe algum deslocamento. Essa técnica, além de muito subjectiva, limita-se a um resultado macroscópico de fracasso da osteointegração (cit. in Loureiro 2007).

Raghavendra, Wood e Taylor (2005) realçam, na sua revisão bibliográfica, a importância de quantificar a estabilidade do implante em vários momentos, a fim de ser obtida informação significativa para o “período de cicatrização ideal”.

Existem, actualmente, diversos métodos clínicos e experimentais para medir a estabilidade. Na literatura, estes encontram-se geralmente divididos em dois grupos: os invasivos e os não-invasivos.

1. Métodos invasivos

Os exames histológicos e histomorfométricos e o teste de torque de remoção são classificados como métodos invasivos. Devido a problemas a eles inerentes, estes métodos não são adequados para avaliações clínicas (Atsumi, Park e Wang, 2007).

i. Exames histológicos e histomorfométricos

Relativamente aos exames histológicos e histomorfométricos, sabe-se que não são viáveis para a prática clínica diária, já que requerem que se faça uma biópsia (Atsumi, Park e Wang, 2007).

Estes exames apresentam grandes limitações por apenas fornecerem informações de duas dimensões em estruturas ósseas que possuem, em boa verdade, três dimensões (cit. in Todisco e Trisi 2005) e, ainda, pelo facto do mesmo tecido em estudo não possibilitar a reavaliação a longo prazo (cit. in Silva, 2005).

b) Teste de torque de remoção

Em 1985, Brånemark advertiu para o facto de haver risco de deformação plástica no osso peri-implantar e de fracasso da osteointegração se cargas exageradas fossem submetidas sobre o implante durante o período de cicatrização (cit. in Atsumi, Park e Wang, 2007). Este facto é apoiado por Johansson (1991) e Wennerberg (1995), que consideram desvantajosa a tensão directa na interface osso-implante que a leva à destruição.

Proposto por Roberts et al. (1984), o teste de torque de remoção mede o “torque limite” em que a interface osso-implante é destruída (cit. in Atsumi, Park e Wang 2007). Sullivan et al. (1996) indicaram que se o valor fosse superior a 20 Ncm considerar-se-ia haver osteointegração com sucesso, no entanto este facto não foi sustentado por informação científica adicional (cit. in Atsumi, Park e Wang 2007).

O teste de torque de remoção é também usado para medir e comparar o grau de osteointegração vários meses após a colocação do implante (Fernandes et al., 2007, cit. in Park et al. 2009).

Pela sua invasividade, este método é apenas realizado em modelos animais *in vivo* (Wennerberg, Albrektsson e Andersson, 1995, Buser et al., 1998, Klokkevold et al., 2001, Meredith, 1998, Brånemark, 1994, cit. in Nergiz et al., 2009) e *ex vivo* (Al-Nawas, Brahm e Grötz, 2002, cit. in Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen, 2007).

2. Métodos não-invasivos

De entre os métodos não invasivos, destacam-se os exames radiográficos, o teste de torque de inserção, o teste de percussão, o *Periotest*® (Siemens AG, Bensheim, Germany) e a AFR.

a) Exames radiográficos

Quanto a exames radiográficos, imensas desvantagens são apontadas ao seu uso.

Misch (1993) e Brånemark, Zarb e Albrektsson (1985) relatam ser difícil atingir uma técnica estandardizada de radiografar – sendo que idealmente a estrutura alvo deveria estar perfeitamente paralela à fonte emissora de raio-X. Acrescentam ainda que dificilmente se observam mudanças nas estruturas ósseas e na morfologia da interface osso-implante através desta técnica. (cit. in Cho, Lee e Kim 2009).

Goodson, Haffajee e Socransky (1984) salientam a falta de precisão que o método radiográfico bidimensional possui para determinar a qualidade óssea, já que nem mesmo desmineralizações ósseas de 40% podem ser detectadas radiograficamente (cit. in Atsumi, Park e Wang 2007).

Noutro estudo, Misch (2005) indica, ainda, que análises com imagens a duas dimensões, como as radiografias periapicais convencionais ou panorâmicas, não podem fornecer informação precisa de estruturas que possuem na realidade três dimensões (cit. in Atsumi, Park e Wang 2007).

a) Tomografia Computorizada

Em 1972, Godfrey Hounsfield apresentou uma inovadora técnica de diagnóstico por imagem – a Tomografia Computorizada (TC) (figura 1 e 2 em anexo). A TC é, actualmente, o único método de diagnóstico radiográfico justificável que permite ter, pelo menos, conclusões gerais acerca da estrutura e densidade dos maxilares e, portanto, acerca da estabilidade primária que estes proporcionarão. Apresenta-se como uma excelente ferramenta para avaliar a distribuição relativa de osso cortical e trabecular (Weinberg, 1993, cit. in Shapurian et al. 2006).

Para além disso, a TC apresenta a enorme vantagem de se poder visualizar o osso na direcção buco-lingual, o que não é possível com o uso da radiografia panorâmica (cit. in Merheb 2010).

As imagens da TC são a três dimensões, tipicamente de 512 x 512 pixels. O elemento individual da sua imagem é designado de “voxel”, que tem um valor referente às unidades de Hounsfield e que descreve a densidade da imagem da TC naquele ponto que se está a avaliar (Misch, 2005, pp. 58).

O índice de Hounsfield é uma escala aceite e estandardizada, expressa em unidades de Hounsfield (Hounsfield Units - HU), determinada pelos programas de software nas

máquinas de TC. Os valores variam entre -1000 (ar) e 3000 (esmalte) e traduzem a medida de atenuação do raio-X, que varia consoante a densidade dos tecidos (Martinez et al. cit. in Shapurian et al. 2006).

A densidade das estruturas dentro da imagem é absoluta e quantitativa e pode ser usada para diferenciar os tecidos da região (tecido muscular, 35-70 HU; tecido fibroso, 60-90 HU; tecido cartilágneo, 80-130 HU; tecido ósseo 150-1800 HU) e caracterizar a qualidade óssea (Misch, 2005, pp. 59).

A TC oferece a possibilidade de medir os valores de densidade do osso mineral (bone mineral density - BMD), do osso cortical e trabecular separadamente – sendo estes valores derivados de HU com um adequado procedimento de calibragem. Esta vantagem em poder discriminar os valores de um e de outro tipo de osso depende, crucialmente, do método usado (Beer, 2000, cit. in Homolka et al. 2002).

As medições de BMD nos maxilares ter-se-ão de estender apenas a pequenas regiões de interesse, no entanto, estas são comparáveis em tamanho ao diâmetro do implante (Homolka et al., 2002).

Todisco e Trisi (2005) realizaram uma comparação entre a estrutura histológica retirada do leito implantar e a densidade óssea medida com TC quantitativa, cujos valores foram convertidos para valores BMD. A conclusão a que chegaram é que havia apenas uma relativa correlação entre os valores BMD e a avaliação histomorfométrica definida pela percentagem de estrutura óssea mineralizada por unidade volume. Os autores explicaram esta relativa correlação com dois factos distintos. O primeiro é que a TC possui certos limites de resolução. Nas medições de TC, um pixel tem no máximo 200 a 300 μm de largura, enquanto o tamanho médio das trabéculas do osso trabecular é de cerca de 100 μm , o que impossibilita a visualização das finas trabéculas ósseas correctamente. O segundo facto é que as medições histométricas são de natureza bidimensional, enquanto as de TC são tridimensionais.

Para além disso, Todisco e Trisi (2005) enfatizaram a clara desvantagem da grande quantidade de radiação a que era sujeito o paciente se a técnica fosse adoptada na prática clínica diária. Dessa forma, o seu uso deve possuir razões específicas. A quantidade de radiação da TC aumenta ainda mais quando se diminui a espessura do corte (Kobayashi et al., 2004).

Devido a esse inconveniente, Kobayashi et al. (2004) abordaram no seu estudo, a introdução de um novo aparelho de alta resolução de imagem, uma TC de feixe cónico – TCFC.

b) Tomografia Computorizada de Feixe Cónico

A Tomografia Computorizada de Feixe Cónico (TCFC) limita a dose de radiação absorvida pelo paciente a 0,62 mGy, o que constitui cerca de $\frac{1}{15}$ da quantidade da radiação emitida pela TC convencional (Kobayashi et al., 2004)

Kobayashi et al. (2004) investigaram a precisão das avaliações efectuadas pela TCFC, concluindo que esta era superior à da TC convencional.

Aranyarachkul et al. (2005) obtiveram resultados semelhantes num estudo utilizando amostras de material de cadáveres. Foi demonstrado que a capacidade de reproduzir valores HU da TCFC era muito alta, sendo geralmente mais altos do que os da TC convencional.

Wyatt e Pharoah (1998) reportaram que o erro da medição em imagens para tratamento com implantes deveria ser menor que 1 mm (cit. in Kobayashi et al. 2004). No estudo de Kobayashi et al. (2004), o erro máximo na medição vertical com a TCFC foi de 0,65 mm, ao passo que o erro observado no caso da TC convencional foi de 1,11 mm.

No estudo de Aranyarachkul et al. (2005), foi tomada em atenção a completa submersão do implante no interior do osso, sem exposição de nenhuma espira, sendo que os locais em que essa condição se verificava não foram o objecto de estudo. Esses locais correspondiam a porções de osso mais denso, com valores de HU superiores, nomeadamente a porção mais crestal. Isto é um reflexo do que acontece em situações em que a osteotomia, com o intuito de otimizar o posicionamento do implante, remove a parte mais crestal do osso, sendo esta a zona em que, provavelmente, se encontraria maior porção de osso cortical.

Aranyarachkul et al. (2005) compararam também os valores de HU com a classificação subjectiva proposta por Lekholm e Zarb para densidade óssea e concluíram que havia uma correlação entre estes, contudo verificaram que pequenas diferenças se podiam dever ao carácter subjectivo desta última classificação. A partir daí, Aranyarachkul et al. (2005) concluíram que as avaliações radiográficas da densidade óssea pela TCFC, antes

da colocação de implantes, deveriam constituir um valioso suplemento às avaliações subjectivas.

Um inconveniente apontado à TCFC é a sua incapacidade em discriminar tecidos moles devido à baixa resolução a nível do contraste. No entanto, ainda assim, consegue providenciar informação essencial acerca da morfologia óssea incluindo integridade do osso cortical e sua espessura, espaços trabeculares largos, irregularidades pós-extracção e densidade óssea trabecular (Kobayashi et al., 2004).

b) Teste de torque de Inserção

A classificação deste método é controversa na literatura no que toca à invasividade. Apesar da maioria dos autores que enumeram métodos invasivos, não incluem o teste de torque de inserção nesse grupo, Friberg et al. (1995) (cit. in Rabel, Köhler e Schmid-Westhausen 2007) e Sakoh et al. (2006) consideram ser um método invasivo.

A análise do torque de inserção foi inicialmente desenvolvida por Johansson e Strid (1994) e, mais tarde, foi melhorada por Friberg et al. (1995) (cit. in Friberg et al. 1999). O objectivo era que, na sua prática diária, o clínico fosse capaz de reconhecer as regiões ósseas com baixa densidade e obter uma medida precisa da rigidez óssea durante uma abordagem a baixa velocidade no leito implantar e, portanto, poder aferir em relação à estabilidade primária.

Esta análise processa-se com a avaliação da quantidade de energia requerida por um motor alimentado por corrente eléctrica para que o implante consiga perfurar uma unidade volume de osso durante a cirurgia de colocação de implantes. A medida é expressa em Newton por centímetro, sendo assim 1 Ncm é o torque gerado pela força de 1 N numa superfície de 1 cm de comprimento (Johansson e Strid, 1994, Meredith, 1998, Friberg et al., 1999, cit. in Homolka et al. 2002).

O equipamento mais frequentemente usado é o motor Osseocare® (NobelBiocare AB, Göteborg, Sweden) (figura 3 em anexo), que avalia e regista num gráfico a força necessária para a introdução do implante no seu leito até ao assentamento do módulo crestal (Turkyilmaz e McGlumphy, 2008).

De forma a evitar a sobrecarga mecânica de tecidos ósseos ou do equipamento, este possui um limitador de torque que pode ser regulado a limites de 20, 30, 40 ou 50 Ncm durante a fase cirúrgica (O'Sullivan et al., 2004, cit. in Cehreli et al. 2009).

No estudo que realizaram, Ikumi e Tsutsumi (2005) mediram os valores de torque de inserção usando o motor Osseocare® durante a colocação de implantes auto-roscantes. O sistema deste aparelho está programado para dar a média de torque de inserção dividindo o número de rotações requeridas desde o início até o motor parar automaticamente. Este pára quando é atingido o torque específico em 3 fases, no entanto Ikumi e Tsutsumi (2005) usaram o valor médio entre as fases 1 e 2 das medições. Os autores justificaram esse procedimento com o facto de que a aplicação de um valor de torque de 40 Ncm ao implante, durante a fase final do posicionamento na fase 3, poder ter o risco de danificar o osso. Dessa forma, os implantes foram apertados com uma chave-catraca nas fases 2 e 3.

Apesar do valor de torque máximo recomendado pelo fabricante ser de 70 Ncm, esse valor foi frequentemente excedido no estudo de Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen (2007). Os picos ocorreram durante o processo de inserção do implante e não quando foi atingido o posicionamento final ou o fim de transmissão de energia, como é comum acontecer. Valores de torque tão altos constituem o risco de destruir as espiras ósseas ou a interface de inserção do implante ou, em casos extremos, a fractura do implante (Schmid, Schiel e Lambrecht, 2002, cit. in Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen 2007).

Se, por um lado, baixos valores de torque de inserção podem indicar baixos níveis de estabilidade primária, estudos há que reforçam que valores excessivos de torque de inserção, como os que são vistos em implantes cónicos colocados em osso de alta densidade, poderão apresentar-se clinicamente desfavoráveis (Wong et al., 1995, Wahlmann et al., 2000, Wahlmann et al., 2001, cit. in Sakoh et al. 2006). Nestas condições, o implante não deve ser forçado a entrar, pois forças de posicionamento muito grandes podem levar ao colapso do osso peri-implantar e, conseqüentemente, promover o fracasso do implante.

Al-Nawas (2002) afirmava que, até à data, se desconhecia que valor de torque era necessário para atingir a estabilidade primária no caso de implantes unitários (cit. in Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen 2007).

Tem sido claramente demonstrado, tanto clínica como experimentalmente, que, nos casos em que o valor de torque de inserção requerido para introdução do implante é alto, tanto a densidade óssea como a estabilidade primária do implante são altas (Friberg et al., 1999, Sugaya, 1990, cit. in Ikumi e Tsutsumi 2005).

Otoni et al. (2005) defendiam que valores de 32 Ncm seriam necessários para se obterem implantes com sucesso, já Neugebauer et al. (2006) apontavam um valor igual ou superior a 35 Ncm (cit. in Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen 2007).

No entanto Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen (2007), nas avaliações efectuadas com o teste de torque de inserção, não atingiram valores superiores a 28,8 Ncm e, ainda assim, obtiveram uma taxa de sucesso de 98,9% nos implantes colocados.

Friberg et al. (1995) demonstraram uma clara correlação entre os valores de torque de inserção e BMD (cit. in Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen 2007).

Sakoh et al. (2006) atribuíram validade ao teste de torque de inserção, relativamente a outros métodos de avaliação de estabilidade como o *Periotest*® e a AFR, pois este mostrou as maiores diferenças tanto quanto aos protocolos cirúrgicos como quanto aos tipos de implantes usados no que respeita à estabilidade primária.

Avaliar os valores de torque de inserção é, assim, relevante para se obter um plano de tratamento com alto grau de predictibilidade (Friberg, et al. 1999, Sugaya, 1990, cit. in Ikumi e Tsutsumi 2005).

As principais desvantagens deste método de avaliação da estabilidade são o facto de não providenciar qualquer informação acerca da qualidade óssea até o leito implantar estar preparado e de não conseguir identificar qual o valor-limite de torque de inserção antes do implante estar em risco de fracassar (cit. in Ikumi e Tsutsumi 2005).

c) Teste de percussão

O teste de percussão é um dos métodos mais simplistas e baseia-se na apreciação clínica do som ouvido quando se efectua uma pequena pancada com um instrumento metálico, neste caso sobre o implante. (Meredith, 1998, Rasmusson et al., 1998, cit. in Atsumi, Park e Wang 2007).

Um som claramente “cristalino” é indicativo de osteointegração, ao passo que um som “surdo” indica não osteointegração. Todavia, esta forma de actuação apresenta extrema subjectividade entre os clínicos que a usam e é limitante à macroscopia, carecendo assim de precisão (Meredith, 1998, Rasmusson et al., 1998, cit. in Atsumi, Park e Wang 2007).

O som de percussão, tanto em situações em que se verifiquem 2 mm como 16 mm de osso na zona de interface com o implante, é praticamente igual. Este teste é enganador quando usado para determinar o grau de fixação rígida (Misch, 2005, pp. 21).

d) Análise da Vibração

Visando obter resultados microscópicos, surgiram métodos para avaliação quantitativa da estabilidade através da análise vibratória de um sólido, onde uma força controlada é utilizada para detectar movimento lateral do implante no osso. Estes podem ser divididos em duas categorias: excitação transitória e excitação contínua (Zix, 2005, cit. in Loureiro 2007).

a. *Periotest*®

O *Periotest*® (Siemens, Bensheim, Germany) é um método de avaliação da vibração transitória dos implantes. Este método foi inicialmente desenvolvido para medir as características de amortecimento do ligamento periodontal dos dentes naturais e estabelecer um valor para a sua mobilidade (Sculte e Lukas, 1993, cit. in Cehreli et al. 2009).

Este dispositivo usa um pino metálico com um peso de cerca de 8 g electromagneticamente orientado e electronicamente controlado para realizar uma força de impacto de 12 a 18 N sobre o implante, numa frequência de cerca de 4 vezes por segundo. O pino é desacelerado quando toca no implante e o tempo de contacto entre estes é medido no eixo do tempo como um sinal para análise (cit. in Olivé e Aparício 1990). Os sinais são depois convertidos num valor único – valores de *periotest*® (periotest values - PTV), que depende das características de amortecimento dos tecidos à volta do implante e que varia numa escala entre -8 e +50. Quanto maior a desaceleração, maior será o efeito de amortecimento. (Sculte e Lukas, 1992, cit. in Atsumi, Park e Wang 2007).

Quanto aos valores mínimos de PTV indicativos de estabilidade, Olivé e Aparício (1990) indicam que valores entre -5 e +5 são indicativos de sucesso quanto à estabilidade. Misch (2005) aponta valores entre -8 e +9 (cit. in Olivé e Aparício 1990). Dilek, Tezulas e Dincel (2008) defendem também que existe estabilidade se os PTV variarem numa escala de -8 a +9 e, assim, pode ser exercida carga imediata (cit. in Javed e Romanos 2010).

Al-Jetaily e Al-dosari (2011) realizaram um estudo *in vitro* utilizando cubos de resina acrílica para a colocação de implantes. Num primeiro grupo, realizaram a perfuração dos cubos como indicado pelo fabricante dos implantes colocando-os em contacto directo com a resina. Este grupo simula o contacto directo do implante com o osso. Num segundo grupo, foi colocado material de impressão polivinilsiloxano na interface do cubo com o implante para actuar como meio de ligação macio entre o implante e a resina acrílica, simulando a falha da osteointegração. A fim de comparar os desvios-padrão dos dois dispositivos, a escala PTV foi convertida para a escala de *implant stability quotient* (ISQ) (quociente de estabilidade primária), que varia de 0 a 100. A média das medições foi, respectivamente, $70,43 \pm 0,00$ ISQ e $53,95 \pm 0,24$ ISQ para o grupo de contacto directo com o acrílico e para o grupo de interface suave. Com base nisso, Al-Jetaily e Al-dosari (2011) concluíram que quanto mais rígido o osso, valores mais altos de estabilidade primária serão obtidos. Dessa forma, os autores aferiram que os resultados do *Periotest*® estavam directamente relacionados com densidade óssea.

O manual de utilização do *Periotest*® contém instruções sobre o seu posicionamento, nomeadamente a direcção meio bucal e a angulação da peça de mão, que deve ser perpendicular ao eixo longitudinal do implante (figura 4 em anexo). No entanto, considerando a forma da peça de mão do *Periotest*®, torna-se claro que é extremamente difícil usar na região molar devido à presença de mucosa bucal (Al-Jetaily e Al-dosari, 2011).

Derhami et al. (1995) usaram um dispositivo fixo para segurar a peça de mão no ângulo correcto de perpendicularidade ao eixo do implante, no entanto, concluíram que mesmo assim o seu resultado carecia de consistência, já que era susceptível ao peso do pilar e à distância entre o implante e a peça de mão (cit. in Al-Jetaily e Al-dosari 2011).

No seu estudo, em 1990, Olivé e Aparício reportaram que os PTV em ambos os maxilares eram influenciados pela distância entre o ponto de contacto do pino metálico com o implante e o nível de osso marginal.

Acerca da precisão na avaliação da estabilidade com *Periotest*®, vários estudos se encontram publicados. Chai (1993) relata que este pode ser um método objectivo e reprodutível da estabilidade do implante. Por outro lado, autores há que referem que o crescente desuso do *Periotest*® se deveu à sua falta de resolução, pobre sensibilidade e susceptibilidade pelo operador (Lachmann et al., 2006, cit. in Atsumi, Park e Wang 2007).

Sakoh et al. (2006) reportaram, no seu estudo, que o *Periotest*® foi incapaz de detectar diferenças na estabilidade primária entre implantes cónicos com preparações *standard* do leito implantar e com um procedimento de preparação modificado. Este facto fez Sakoh et al. (2006) concluírem que o *Periotest*® se tratava de um método de avaliação controverso.

Seong, Conrad e Hinrichs (2009) mediram a estabilidade primária de implantes imediatamente a seguir à cirurgia e concluíram que poderia não ser um procedimento inócuo usar dispositivos electricamente controlados – os mechanical tapping devices (MTD). Através de exames histológicos, os autores observaram que a movimentação lingual e apical de implantes maxilares poderia ocorrer conseqüentemente à aplicação de forças em direcção bucal e axial pelos MTD. Casos houve em que foi observada fractura do leito ósseo implantar, o que originou o valor de 999, indicativo de mobilidade. No caso da mandíbula, o forte contacto do osso cortical que se manteve mesmo após a mudança de posição do implante fez com que se obtivessem valores mais constantes de estabilidade.

Seong, Conrad e Hinrichs (2009) afirmavam que a utilização de MTD para medir a estabilidade primária em implantes em localizações maxilares, onde a qualidade óssea é menor, pode ser contra-indicada ou deveria ser usada com extrema precaução.

Actualmente, o *Periotest*® já não se encontra comercialmente disponível (Cehreli et al., 2009).

b. Análise de Frequência de Ressonância

Este método não-invasivo foi introduzido por Neil Meredith (1998) (cit. in Cho, Lee e Kim 2009) e baseia-se, ao contrário do *Periotest*®, na excitação contínua do implante.

A AFR usa um transdutor em forma de L conectado ao implante e que é composto por dois componentes piezo-cerâmicos. Um dos componentes é excitado sobre uma gama de frequências sonoras que aumenta de 5 para 15 Hz e o outro serve como receptor para medição da oscilação vibratória do implante, que foi ampliada pelo aparelho (Sekiguchi, 1993, cit. in Atsumi, Park e Wang 2007).

Balshi et al. (2005) recomendam uma orientação paralela para o transdutor durante a análise (cit. in Chong et al. 2009).

Ikumi e Tsutsumi (2005) realçam a enorme vantagem que a AFR apresenta ao ser um parâmetro universal aplicável a vários sistemas de implantes, possibilitando a comparação entre eles no que diz respeito à estabilidade primária.

Ramakrishna e Nayar (2007) afirmam que o uso de AFR permite individualizar o tratamento com implantes em relação a períodos de cicatrização, tipo de construção da prótese, e torna possível saber se uma ou duas fases de procedimento devem ser utilizadas, pois apresenta a vantagem de monitorizar a estabilidade a longo prazo.

Este facto é igualmente sustentado por Quesada-García et al. (2009), que realçam a enorme vantagem desta técnica em poder acompanhar a evolução da estabilidade, e, assim, garantir o sucesso do tratamento com implantes. Esta é a razão pela qual tem atraído considerável interesse científico nos últimos anos, com um aumento constante no volume de investigação científica e estudos publicados.

A AFR torna possível estudar e comparar diferentes tipos, desenhos e dimensões de implantes, tipos de osso, técnicas cirúrgicas de colocação, quer se tratem de modelos *in vitro*, *in vivo* ou *ex vivo* (Meredith et al., 1997, cit. in García-Vives et al. 2009).

Existem actualmente dois aparelhos de AFR para uso clínico: Osstell™ (Integration Diagnostics, Ltd., Göteborg, Suécia) (figura 5 em anexo) e Implomates (Bio Tech One) (Atsumi, Park e Wang, 2007).

Este último utiliza uma força de impacto produzida por uma pequena haste electronicamente controlada que se encontra dentro do transdutor, para excitar a ressonância do implante em vez de uma onda sinusoidal. O sinal recebido é depois transmitido para um computador para análise de espectro de frequência que varia de 2 a 20 kHz. A primeira grande amplitude indica a frequência de ressonância de interesse. Quando se obtém alta frequência possuindo um pico agudo, esta é indicativa de um implante mais estável, por outro lado, baixa frequência possuindo um pico mais largo e baixo é indicativa de um implante menos estável. No entanto, poucos estudos têm relatado a eficácia deste dispositivo, razão pela qual se pode duvidar da sua fiabilidade (Lee et al., 2000, cit. in Atsumi, Park e Wang 2007).

Osstell™ (Integration Diagnostics, Ltd., Göteborg, Suécia)

Relativamente a Osstell™, dispositivo mais amplamente conhecido e utilizado, sabe-se que quando o implante vibra, como consequência a uma fonte de excitação, o seu movimento é analisado. Posteriormente, o software faz a conversão das ondas de Hertz recebidas para um valor numérico denominado ISQ, numa escala que varia entre 1 e 100. Os aumentos de ISQ ocorrem em proporção à rigidez da interface osso-implante e, por conseguinte, à estabilidade do implante (Balleri et al., 2002, cit. in Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen 2007).

As instruções do fabricante sugerem que um implante estável tem um ISQ superior a 65, e um implante pouco estável tem um ISQ inferior a 50, sendo este indicativo de risco de fracasso (Gahleitner e Monov, 2004, cit. in Atsumi, Park e Wang 2007). Contudo, estes valores variam na opinião de outros autores.

Nedir et al. (2004) reportaram que implantes com ISQ de 47 ou mais apresentavam boa estabilidade primária, enquanto ISQ superiores a 54 indicavam suficiente estabilidade primária para ser exercida carga imediata (cit. in Geckilli, Bilhan e Bilgin 2009).

Ersanli et al. (2005) relatam que valores de ISQ de cerca de 69 seriam necessários para uma correcta osteointegração (cit. in Garcia-Víves 2009). No entanto, o mesmo autor alerta para a necessidade de determinar individualmente o valor para cada sistema de implantes, porque não existia evidência de um valor “crítico” de ISQ, abaixo do qual os implantes se considerariam não estáveis (Ersanli et al., 2005, cit. in Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen 2007).

Ramakrishna e Nayar (2007) relatam que, em geral, valores de ISQ de 50 a 60 são mais vistos em osso trabecular e valores de 60 a 80 são típicos de osso mais denso. Um valor abaixo de 45 deve ser encarado como um sinal de alerta e devem ser consideradas medidas para aumentar a estabilidade primária.

Javed e Romanos (2010) relatam que, até à data, não havia nenhum estudo clínico que provasse qual seria o valor de AFR de implantes a partir do qual os implantes sobreviveriam a longo prazo, nem o valor de AFR mínimo necessário para que os implantes submetidos a carga imediata tivessem sucesso.

A validade dos valores dos dispositivos de AFR tem sido investigada porque diversas variáveis há que os fazem oscilar. Foram apontadas algumas passíveis de influenciar os resultados das avaliações da AFR, às quais o clínico deveria atentar. Qualidade óssea na parte crestal do osso (Friberg et al., 1999), peso do implante sobre o osso (Meredith et al., 1997, cit. in Friberg et al., 1999) (Huang et al., 2000, cit. in Friberg et al. 1999), efeito de amortecimento da mucosa marginal, comprimento e tipo de implante (Meredith et al., 1996, cit. in Friberg et al. 1999), conexão do transdutor e rigidez da interface osso-implante são algumas dessas variáveis (Friberg et al., 1999).

No seu estudo *in vitro*, Huang et al. (2003) colocaram implantes em amostras de blocos de gesso com densidades de 1,90 g/cm³ e de 1,45 g/cm³ e com espessuras que variavam de 6 a 20 mm. As suas análises estatísticas revelaram que a espessura limite é um factor que influencia a medição dos valores de ISQ dos implantes. Os resultados desta simulação indicam que diferenças significativas nos valores de ISQ, para reduções de 3-4 mm, só poderão ocorrer se a espessura do material de fixação do implante atingir 15 mm. Isto excede a medida típica para o osso alveolar, o que nos leva a pensar que a quantidade óssea possa também fazer variar os resultados da AFR. No entanto, em relação a este estudo, há que considerar a sensibilidade da técnica, a qual constitui um factor a otimizar quando aplicada na cavidade oral, na medida em que o osso trabecular tem uma densidade de 1 a 1,4 g/cm³, inferior à do material neste estudo.

Zix, Kessler-Liechti e Mericske-Stern (2005) (cit. in Bilhan et al. 2010), Akkocaoglu et al. (2005) (cit. in Bilhan et al. 2010) e Rabel, Köhler e Schmid-Westhausen (2007) acrescentam ainda o facto do ISQ poder representar resultados falsos positivos dependendo da forma como o implante é instalado e o suporte ósseo é atingido.

Apesar de apresentarem altos valores de estabilidade primária, vários casos se encontram relatados relativamente à possibilidade de se exercer carga imediata sobre o implante. Assim sendo, os autores concluem que a AFR necessita de um suporte adicional por parte de outros meios capazes de quantificar a ancoragem, como é o caso do teste de torque de inserção, especialmente nestas situações em que é planeada exercer carga imediata (Glauser et al., 2004, Shincaglia et al., 2007, cit. in Bilhan et al. 2010).

Para ultrapassar a problemática da conexão com o transdutor surgiu o dispositivo Osstell™ Mentor (Integration Diagnostics Ltd., Göteborg, Sweden) (figura 6 em anexo).

Osstell™ Mentor (Integration Diagnostics Ltd., Göteborg, Sweden)

No caso de Osstell™, devido à forma em L do transdutor, é adicionado um comprimento significativo àquele que o implante exposto possui, o que pode, de certa forma, mascarar uma pequena quantidade de reabsorção óssea que possa existir (cit. in Silva 2005).

Osstell™ Mentor é um dispositivo que elimina o transdutor e funciona com a geração de frequências magnéticas, que são depois captadas por um receptor designado de Smartpeg™. Este receptor é aparafusado ao implante ou ao pilar de cicatrização. A actuação de Osstell™ Mentor tem uma duração de cerca 1-2 segundos. Em casos de edentulismo de Classe III de Kennedy, este dispositivo permite avaliações em qualquer direcção. Apresenta ainda as vantagens de ser mais compacto e ser alimentado por uma bateria recarregável (cit. in Silva 2005).

Cho, Lee e Kim (2009) obtiveram diferenças de resultados nas medições feitas por Osstell™ e Osstell™ Mentor e uma significativa correlação entre esses valores, o que os levou a concluir que ambos apresentam resultados consistentes. Com Osstell™ o implante é medido 2,8 mm acima do nível do osso, já com Osstell™ Mentor o implante tem ligação à SmartPeg™, daí ser obtida uma diferença entre os valores dos dois dispositivos.

A fiabilidade da AFR

A eficácia da técnica da AFR apresenta-se como uma temática bastante relatada na literatura.

Friberg et al. (1999) encontraram uma relação entre o teste de torque de inserção e a AFR, contudo, apenas foi encontrada uma correlação estatisticamente significativa no nível crestal de inserção do implante. Este facto enfatiza a importância da densidade óssea marginal na estabilidade do implante quando medida com a AFR.

Zix, Kessler-Liechti e Mericske-Stem (2005) relatam que as medições de AFR apenas têm valores credíveis de estabilidade do implante quando efectuadas repetidamente ao longo do tempo, ao passo que medições únicas não têm significado (cit. in Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen 2007).

Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen (2007) confirmam o facto e acrescentam que os valores de ISQ de diferentes sistemas (auto-roscentes e não auto-roscentes) não são comparáveis. Este facto é apoiado por Ersanli et al. (2005) (cit. in Kim et al. 2011). Contudo, dentro de um único sistema, a AFR parece ter valores que se correlacionam ao longo do tempo (cit. in Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen 2007).

Foi relatado por outros autores (Molly, 2006, cit. in Bardyn et al. 2009) que, idealmente, cada factor da qualidade óssea deveria ser estudado individualmente. Dessa forma, o objectivo do estudo de Molly (2006) (cit. in Bardyn et al. 2009) era aferir quanto à influência que tinha a densidade e espessura óssea nas avaliações pela AFR e pelo teste de torque de remoção em osso artificial. Os resultados obtidos demonstraram valores positivos de correlação para ambos os parâmetros no caso da AFR, no entanto dois problemas foram apontados nestes resultados. O primeiro é o facto de apenas um valor de ISQ representar toda a medição, não discriminando o valor para um e outro parâmetro de avaliação. O segundo é o facto de ter sido verificada falta de resolução da AFR pela obtenção de valores tão semelhantes quando se estudavam amostras de osso com tão diferente configuração.

Sakoh et al. (2006) concluíram que a AFR não se tratava de um método seguro para decisões terapêuticas no que respeita a cargas oclusais precoces, pois não conseguia identificar as óbvias diferenças entre implantes de diferentes formas e preparações do leito implantar de diferentes tamanhos.

O estudo realizado por Bardyn et al. (2009) com implantes de paredes paralelas demonstrou que a AFR e o teste de torque de remoção são métodos complementares para medir a densidade óssea. O teste de torque de remoção é mais fortemente

influenciado pela densidade da zona trabecular do osso, ao contrário da AFR que se apresenta maior descritora da densidade óssea a nível da zona de osso cortical, devido ao facto dos estímulos que produz serem aplicados no topo do implante. Apesar do teste de torque de remoção apresentar a óbvia desvantagem de ser um método invasivo, importa aqui dizer que Bardyn et al. (2009) defendem que é a camada de osso trabecular a mais representativa do contacto do osso com o implante.

Devido às limitações nos resultados dos dispositivos de AFR, Lee et al. (2010) sugerem que o valor ISQ não reflecte a ancoragem do implante, pois implantes de ancoragem semelhante podem apresentar diferentes valores de ISQ. Acontece ainda, por vezes, que implantes com baixos valores ISQ possam mais tarde estabilizar e atingir valores satisfatórios. No entanto, porque é útil e não-invasivo, a AFR tem sido amplamente utilizada para estimar a estabilidade do implante.

Da revisão bibliográfica realizada por Bardyn et al. (2009), do estudo laboratorial realizado por Kim et al. (2011) ou da meta-análise realizada por Cehreli et al. (2009) foi possível retirar a conclusão que não existe um método *standard* para avaliação da estabilidade primária.

IV - Factores influenciadores da estabilidade primária

1. Densidade óssea

Qualidade óssea é um termo referente às propriedades mecânicas, arquitectura, grau de mineralização da matriz óssea, constituição química e estrutural dos cristais minerais do osso e, ainda, às propriedades de remodelação do osso (Johns et al., 1993, Lazzara et al., 1996, Schenk e Buser, 2000, Friberget al., 1999, Jaffin e Berman, 1991, cit. in Shapurian et al. 2006).

Lekholm e Zarb (1985) relatam que o comportamento mecânico do osso é um factor vital na obtenção de osteointegração e sugeriram uma classificação para avaliação da qualidade óssea. O método actualmente conhecido como sendo o mais popular para avaliação da qualidade do osso foi aquele que preconizaram, conhecido como classificação de Lekholm e Zarb (figura 7 em anexo).

i. Classificação de densidade óssea de Lekholm e Zarb

Esta classificação usa uma escala definida de 1 a 4, com base na avaliação radiográfica ao comparar a quantidade de osso cortical com a de osso trabecular (Lekholm e Zarb, 1985, cit. in Todisco e Trisi 2005) (tabela 1 em anexo). O osso cortical é cerca de 10 a 20 vezes mais denso que o osso trabecular (Razavi et al., 1995, Ulme et al., 1997, cit. in Östman et al. 2006).

No entanto, esta classificação refere-se à experiência individual e, além disso, apenas fornece uma média aproximada do valor de todo o maxilar. Por esse motivo, esta classificação tem sido questionada, devido à escassa objectividade e reprodutibilidade (Shapurian et al., 2006).

A propósito da experiência individual, Shapurian et al. (2006) pretenderam avaliar a exactidão do operador ao determinar a qualidade óssea baseada na classificação de Lekholm e Zarb. Dessa forma, seleccionaram dois clínicos para que, independentemente, realizassem duas avaliações a cada objecto de amostra. Os resultados demonstraram que, apesar de haver uma correlação relativamente boa intra-operador, havia um desacordo significativo nas avaliações entre os dois clínicos. Este facto sublinha a natureza subjectiva da classificação de Lekholm e Zarb.

Trisi e Rao (1999) demonstraram que a sensação táctil permite distinguir o osso do tipo 1 do osso do tipo 4, no entanto as duas tipologias intermédias (osso tipo 2 e tipo 3) são mais difíceis de distinguir, sendo essa a razão pela qual alguns autores as agrupam (cit. in Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen 2007).

A classificação de Lekholm e Zarb foi comparada com os valores de HU usando a TC e a TCFC nos estudos de Shahlaie et al. (2003) e Aranyarachkul et al. (2005) e entre eles foi encontrada uma significativa correlação (cit. in Lee 2007). Os autores apontaram a necessidade de haver uma diferença de cerca de 180 HU para o clínico conseguir distinguir a densidade de um nível para o nível seguinte.

ii. Classificação de densidade óssea de Misch

Misch sugeriu, em 1988, uma outra classificação com base na sensação de resistência experimentada pelo clínico aquando da preparação do leito implantar e comparou-a com materiais de várias resistências (Misch, 1990, cit. in Shapurian et al. 2006). A

classificação pode também ser determinada com base na sua localização mais comum e pela avaliação radiográfica (Misch, 2005, pp. 134) (tabela 2 e figura 8 em anexo).

A classificação é avaliada nas imagens de TC pela correlação com as unidades de Hounsfield: osso D1 corresponde a valores maiores que 1250 HU, D2 a valores de 850 a 1250 HU, D3 a valores de 350 a 850 HU, D4 a valores de 150 a 350 HU e D5 a valores menores que 150 HU. A região mais crítica da densidade óssea é a região correspondente aos 7 a 10 mm mais crestais do osso, sendo essa que determinará o protocolo de plano de tratamento (Misch, 2005, pp. 136).

Duckmanton et al. (1994) relataram que osso trabecular com valores menores que 100 HU era considerado de fraca qualidade em relação à capacidade do osso providenciar estabilidade primária (cit. in Shapurian et al. 2006).

Assume-se que implantes colocados em osso de mais baixa qualidade são mais propícios ao fracasso, no entanto é difícil estabelecer uma distinção clara entre os vários tipos de osso tendo por base classificações subjectivas como a classificação de Lekholm e Zarb e a classificação de Misch.

iii. Outras classificações de densidade óssea

Cavallaro, Greenstein e Greenstein (2009) descreveram também uma classificação óssea de índole prática. Sob o ponto de vista dos autores, osso do tipo denso é osso cortical que abrange a totalidade ou a maioria do comprimento da implantação prevista, ou uma camada de osso cortical seguida por um compartimento trabecular que fornece uma resistência considerável à perfuração quando é aplicada uma broca de 2 mm. Osso do tipo média densidade consiste numa camada de osso cortical de aproximadamente 2 a 3 mm de comprimento seguida por um compartimento trabecular que oferece limitada resistência à perfuração quando a broca é aplicada. Por fim, osso de baixa densidade é uma camada óssea cortical mínima ou imperceptível e má qualidade do osso trabecular.

Para explicar a divisão de osso do tipo média densidade, o qual se releva tantas vezes difícil de ser identificada pelo clínico, Cavallaro, Greenstein e Greenstein (2009) introduzem a noção de “espaço biológico”. "Espaço biológico" refere-se à inserção de tecidos epitelial e conjuntivo encontrados na parte coronal do osso em torno do implante dentário e é, geralmente, de cerca de 1,5 a 2,0 mm de altura. Na literatura, encontra-se também relatada a existência de um espaço biológico horizontal, que é de

aproximadamente 1,3 mm, e se refere à perda do osso lateral que ocorre ao redor de um implante se os implantes forem colocados a menos de 3 mm uns dos outros. Se o clínico inserir um implante na crista óssea e colocar um pilar de cicatrização, o osso reabsorverá 1,5 a 2 mm para propiciar o desenvolvimento da largura biológica subcrestal. No entanto, se o clínico usar um implante de desenho transgingival, a largura biológica formar-se-á supracrestalmente. Por esse motivo, Cavallaro, Greenstein e Greenstein (2009) defendem que, tendo uma espessura de osso cortical de 2 a 3 mm, se considera haver osso de média densidade já que, se se reabsorver 1,5 a 2 mm de altura óssea, 1 mm de osso cortical ainda permanecerá crestalmente, de forma a que o implante retenha o suporte que necessita para permanecer estável durante o período de osteointegração.

iv. A variação da densidade em diferentes localizações da cavidade oral

É motivo de consenso entre os clínicos, o factor densidade óssea como origem das diferenças nas taxas de sobrevivência de implantes colocados na maxila e na mandíbula, já que este está directamente relacionado com a sua qualidade (Turkyilmaz, 2007, cit. in Turkyilmaz e McGlumphy 2008).

Cavallaro, Greenstein e Greenstein (2009), na sua classificação de densidade óssea, descreveram as regiões anterior da mandíbula, posterior da mandíbula e anterior da maxila e posterior da maxila numa relação decrescente de densidade óssea.

É bem conhecida a classificação de Misch quando este relaciona o nível de densidade óssea com a localização na cavidade oral. O autor reportou que o osso do tipo D1 quase nunca é observado na maxila e é observado 8% das vezes na mandíbula. O osso do tipo D2 é mais comumente observado na mandíbula; as regiões anterior e posterior da mandíbula apresentam osso tipo D2 dois terços e metade das vezes, respectivamente (figura 9 em anexo). Mais de metade dos pacientes tem osso do tipo D3 na arcada superior (figura 10 em anexo); quase metade dos pacientes tem osso tipo D3 na zona posterior da mandíbula e 25% dos pacientes apresentam a zona anterior da mandíbula edêntula com osso D3. O osso mais esponjoso, osso D4, é encontrado maioritariamente na região posterior da maxila (figura 11 em anexo), especialmente na região molar e na região onde foi efectuada elevação do seio maxilar. Já a mandíbula tem osso D4 em menos de 3% dos pacientes (Engquist, Bergendal e Kallus, 1988, Friberg, Jemt e

Lekholm, 1988, Jaffin e Berman, 1991, Quiryneen, Naert e Van Steenberghe, 1992, Orenstein, Synan e Truhlar, 1994 cit. in Misch 2005, pp. 134-135).

No estudo de Shapurian et al., (2006) foram definidas 4 áreas, em que a parede mais anterior do seio maxilar dividia a zona 1 e 2 da maxila e a parede mesial do foramen mentoniano dividia as zonas 1 e 2 da mandíbula, sendo que as zonas 1 se localizavam mais para anterior. Os valores de Unidades de Hounsfield obtidos apresentaram-se mais altos na zona 1 de ambos os maxilares.

Neugebauer et al. (2006) afirmaram que valores extremamente baixos de torque de inserção (entre 5 e 15 Ncm) foram encontrados durante a colocação de implantes na região posterior da maxila (cit. in Kim et al. 2011).

Turkyilmaz e McGlumphy (2008) realizaram um estudo *in vivo* com os objectivos de determinar a densidade óssea local, usando a TC em várias localizações da cavidade oral, e investigar a influência da densidade óssea local nos parâmetros de estabilidade e sucesso do implante. Os resultados que obtiveram após utilização da TC indicaram valores de densidade óssea de 846 ± 234 HU, 526 ± 107 HU, 591 ± 176 HU e 403 ± 95 HU, respectivamente nas regiões anterior da mandíbula, posterior da mandíbula, anterior da maxila e posterior da maxila. Farré-Pagès et al. (2011) obtiveram conclusões semelhantes.

Turkyilmaz e McGlumphy (2008) explicaram que a diferença entre os valores que obtiveram e os que haviam sido obtidos por outros autores, especificamente a maior densidade da região posterior da mandíbula relativamente à anterior da maxila, se pode dever às diferentes localizações onde foram colocados os implantes, assim como às variações de idade e género dos elementos das amostras em estudo.

Farré-Pagès et al. (2011) verificaram ainda que os valores de unidades de Hounsfield que obtiveram eram inferiores aos obtidos por tantos outros autores, facto que atribuíram à avançada idade dos sujeitos da sua amostra.

Numa análise de valores dentro do seu estudo, Turkyilmaz e McGlumphy (2008) encontraram valores de densidade óssea média superiores em indivíduos do sexo masculino em relação ao sexo feminino. Os autores justificam este facto afirmando que cada género apresenta características hormonais específicas e que, geralmente, uma quantidade de massa óssea superior é encontrada no sexo masculino.

De acordo com Misch (1998), a maioria dos implantes submetidos a carga imediata é colocada em localizações anatômicas com osso mais denso e de melhor qualidade. A mandíbula (particularmente a região interforaminal) tem uma qualidade óssea superior à da maxila e esta é, provavelmente, a razão pela qual estudos concluem que carga imediata na região anterior da mandíbula apresenta altas taxas de sobrevivência (cit. in Javed e Romanos, 2010).

v. Correlações entre densidade óssea e avaliações por métodos de avaliação da estabilidade

No seu estudo, Homolka et al. (2002) encontraram uma correlação positiva entre os valores de BMD e os valores de torque de inserção de implantes colocados em cadáveres, o que lhes sugeriu que a TC quantitativa poderia dar informação quanto à capacidade de suporte de implantes. Todavia, os autores admitiram ser necessária informação proveniente de estudos *in vivo*.

Ikumi e Tsutsumi (2005) também obtiveram valores positivos no seu estudo *in vivo* ao encontrarem uma correlação significativa entre os valores obtidos pela TC e os valores do teste de torque de inserção durante a colocação de implantes. Concluíram dessa forma que seria possível prever e quantificar a estabilidade primária do implante e a densidade óssea usando continuamente a TC.

Nos resultados de Turkyilmaz e McGlumphy (2008), havia uma forte correlação entre os valores de densidade óssea e os valores de ISQ. Com este facto, os autores concluíram que havia possibilidade dos clínicos preverem a estabilidade primária antes da inserção do implante e, conseqüentemente, alterarem o plano de tratamento quando se deparassem com localizações de qualidade óssea mais pobre. A alteração do plano de tratamento passa por modificar a localização da colocação dos implantes e alongar o período de cicatrização.

Farré-Pagès et al. (2011) obtiveram resultados idênticos quanto à existência de correlação entre a estabilidade primária de implantes medida pela AFR e os valores de densidade óssea e encontraram ainda correlação entre os valores do teste de torque de inserção e os valores de densidade óssea.

2. Quantidade óssea

Misch (2005, pp. 106) relatou que o osso disponível descrevia a quantidade de osso nas áreas edêntulas para fim de implantação. O osso é medido em espessura, altura, comprimento e angulação.

A região molar maxilar é tida como a área onde se obtém a menor taxa de osteointegração, a menor taxa de sobrevivência comparada e onde é necessária especial atenção na altura da cirurgia de colocação do implante. (Albrektsson et al., 1988, Drago, 1992, Nevins e Langer, 1993, Razavi et al., 1995, Truhlar et al., 1997, Becker et al., 1999, Tinsley, Watson e Ogden, 1999, Ulm, Kkneissel e Schedle, 1999, Testori et al., 2001, cit. in Ikumi e Tsutsumi 2005). Possíveis razões para isso são a localização da zona molar maxilar imediatamente abaixo do seio maxilar e a quantidade de osso reduzida ou muito reduzida em alguns casos. Nesse sentido, torna-se essencial o diagnóstico e avaliação da quantidade de osso disponível antes da cirurgia nesta zona (Razavi et al., 1995, Truhlar et al., 1997, cit. in Ikumi e Tsutsumi 2005).

A quantidade óssea é uma condição única do paciente que há a ter em conta ao planear a reabilitação. Dessa forma, pode ser necessário modificar as dimensões do implante para que se obtenham valores de estabilidade aceitáveis (Ikumi e Tsutsumi, 2005).

A altura mínima de osso disponível para sobrevivência do implante a longo prazo está relacionada em parte com a densidade óssea. O osso mais denso pode acomodar um implante mais curto (8 mm), enquanto um osso menos denso requer um implante mais longo (12 mm) (Misch, 2005, pp. 107).

Misch (2005) descreveu o volume ósseo requerido para situações de densidade óssea ideais. As regiões anteriores de ambos maxilares apresentam maior conteúdo ósseo porque os seios maxilares e o nervo alveolar inferior limitam-no nas regiões posteriores. Contudo, o dilema que se apresenta em implantologia é a anatomia dos arcos maxilares edêntulos.

Niimi et al. (1997) concluíram que o torque de remoção se relacionava com a espessura do osso cortical e não com toda a espessura do osso. Sennerby, Thomsen e Ericsson (1992), Ivanoff, Sennerby e Lekholm (1996), Brånemark et al. (1997) e Brånemark et al. (1998) demonstraram, com base em estudos *in vivo*, que a quantidade de osso

trabecular não aumentava a estabilidade do implante no momento da cirurgia (cit. in Miyamoto et al. 2005).

Miyamoto et al. (2005) encontraram uma forte correlação entre os valores de ISQ no momento da cirurgia e a espessura do osso cortical. Sendo que esta correlação se apresentava maior no osso mandibular (2,22 mm) relativamente ao maxilar (1,49 mm), no caso de arcos edêntulos.

Song, Jun e Kwon (2009) obtiveram valores superiores de ISQ em zonas de maior espessura de osso cortical, aferindo dessa forma que o osso cortical é o principal responsável pela obtenção de estabilidade primária.

Também Merheb et al. (2010) encontraram uma óptima correlação entre a estabilidade primária e a espessura da tábua cortical.

Moon et al. (2010) obtiveram resultados semelhantes, quer se tratassem de implantes cónicos ou cilíndricos.

Katranji, Misch e Wang (2007) realizaram um estudo em cadáveres com o objectivo de determinar uma espessura média do osso cortical em várias localizações da cavidade oral, confirmando as afirmações de Miyamoto et al. (2005). Foi feita uma distinção entre maxilares dentados e maxilares edêntulos, pois este facto parecia ser a origem das diferenças.

Quando se avaliou a espessura óssea imediatamente após a extracção dentária, as regiões anterior, pré-molar e molar da maxila tinham maior espessura de osso cortical relativamente às respectivas regiões mandibulares. A maxila dentada apresentava uma tábua bucal de espessura que variava entre 1,59 mm e 2,23 mm e uma tábua lingual de espessura entre 1,95 mm a 2,35 mm. No caso da mandíbula, os valores variavam de 0,99 mm a 1,98 mm no caso da tábua bucal e de 1,24 mm a 2,61 mm no caso da tábua lingual. Estes são resultados curiosos, já que se sabe que a maxila apresenta osso de mais baixa qualidade. Contudo, quando os dentes haviam sido perdidos fazia um largo período de tempo, a maxila possuía espessuras entre 1,04 mm e 1,69 mm na tábua bucal e 1,36 mm e 2,06 mm na tábua lingual, ao passo que a mandíbula media entre 1,36 mm e 2,06 mm na sua tábua bucal e entre 1,66 mm e 2,39 mm na sua tábua lingual. Katranji, Misch e Wang (2007) concluíram assim que a perda de osso cortical na mandíbula é mais lenta relativamente à maxila.

Atwood (1971) descreveu uma classificação de seis fases com o objectivo de apreciar as formas e escala de perda óssea relativamente à região anterior da mandíbula (figura 12 em anexo). Concluiu que a perda óssea no primeiro ano, depois da perda do dente, é quase dez vezes maior do que a que ocorrerá nos anos seguintes. Outras classificações surgiram mais tarde. Misch (1985) estabeleceu quatro divisões de disponibilidade óssea para maxila e mandíbula edêntulas que, mais tarde, foram expandidas a seis divisões (cit. in Misch 2005, pp. 7).

Atwood (1971) relatou uma reabsorção quatro vezes mais lenta na região anterior da mandíbula relativamente à região posterior, sendo que esta última é a zona da cavidade oral onde ocorre maior reabsorção (cit. in Misch 2005, pp. 7).

Song, Jun e Kwon (2009) também descreveram que a espessura do osso cortical variava claramente de acordo com a localização na cavidade oral, especificando que relativamente a outras localizações, a zona anterior da mandíbula apresenta a maior espessura de osso cortical.

No entanto, Shapurian et al. (2006) referenciam, no seu artigo, o estudo de Norton e Gamble (2001) e defendem que a abrangência de osso cortical deve ser evitada porque são a densidade e arquitectura do osso trabecular, os pontos essenciais para a obtenção de estabilidade do implante (Jaffin e Berman, 1991, cit. in Shapurian et al. 2006). Seguindo essa linha pensamento, as suas medições abrangeram apenas osso trabecular.

Misch (2005, pp. 131) mostra que o osso trabecular numa mandíbula dentada é claramente mais denso relativamente ao osso trabecular de uma maxila dentada (figura 13 em anexo).

Shapurian et al. (2006) relatam também que a densidade óssea nos cortes axiais mais próximos dos limites do implante é mais importante para estabelecer a estabilidade primária, apesar deste facto não levar em linha de conta eventuais alterações ocorridas depois da colocação do implante (Strid, 1985, cit. in Shapurian et al. 2006).

3. Preparação do leito implantar

i. Técnica de preparação

Segundo Büchter et al. (2005), melhorar as condições ósseas por técnicas cirúrgicas é de particular interesse em localizações de baixa qualidade óssea.

Bilhan (2009) afirma que, se técnicas cirúrgicas apropriadas forem utilizadas, os resultados clínicos de implantes submetidos a cargas imediatas podem ser superiores aos de implantes submetidos a cargas tardias (cit. in Javed e Romanos 2010).

Cavallaro, Greenstein e Greenstein (2009) apresentam, no seu artigo, recomendações para que os clínicos modificassem o protocolo de perfuração tendo em consideração a densidade óssea.

a) Técnica de preparação em osso de alta densidade

No osso do tipo denso, Cavallaro, Greenstein e Greenstein (2009) recomendam que o clínico use uma broca piloto antes de iniciar a osteotomia e, só depois, use uma broca de 2 mm no local de implantação. Os autores afirmam que nesta fase o operador pode deparar-se com um osso difícil de penetrar em toda a extensão de osteotomia, pois o compartimento trabecular ainda poderá proporcionar significativa resistência à perfuração, mesmo observando um ponto de penetração do córtex. Este tipo de osso sobreaquece facilmente, por esse motivo o operador deve usar brocas novas e afiadas, irrigação abundante e pressão intermitente durante a perfuração. Além disso, osso do tipo denso expande minimamente, como tal a osteotomia final deve ter um diâmetro aproximado do diâmetro do implante a ser inserido. Se o clínico observa uma resistência excessiva para a inserção do implante, deve remover o implante e ampliar a osteotomia.

b) Técnicas de preparação em osso de média e baixa densidades

No caso de densidade intermédia, Cavallaro, Greenstein e Greenstein (2009) declaram que o clínico pode observar distintas quedas na resistência à perfuração além da camada cortical do osso, no entanto, a broca encontra sempre resistência, pois penetra o córtex. Quando a cortical óssea é de aproximadamente 3 mm de espessura e o restante é osso trabecular prevê-se claramente uma perfuração de menor resistência. Os autores recomendam que os clínicos utilizem as seguintes modificações para a perfuração e inserção do implante:

- Realizar osteotomia de menor diâmetro em relação ao diâmetro final do implante;

Este procedimento foi também realizado por Friberg et al. (1999) e Sakoh et al. (2006) que reforçam este facto, principalmente, no caso de implantes cilíndricos.

- Preparar a porção coronal da osteotomia com broca de diâmetro que se aproxime da largura do implante e preparar minimamente a porção apical da osteotomia (Cavallaro, Greenstein e Greenstein, 2009);
- Colocar o implante supracrestalmente de forma a evitar a perda de osso cortical e eliminar a broca de *countersink* (Cavallaro, Greenstein e Greenstein, 2009).

A broca de *countersink* deve ser compatível com o sistema de implantes usado. É usada quando o clínico decide colocar a plataforma do implante ao nível da crista óssea e o implante tem um diâmetro crestal maior do que o restante corpo. Usando a broca de *countersink*, o clínico rebaixa e amplia a osteotomia do osso cortical facilitando o posicionamento da cabeça do implante de forma que este fique subcrestal. No entanto, quando usada em osso de baixa densidade, a eliminação da camada de osso cortical elimina, por conseguinte, a possibilidade de se assegurar alguma estabilidade primária, na medida que é essa camada de osso cortical, a principal responsável pela estabilidade neste nível (cit. in Silva 2005).

Silva (2005) utilizou uma nova técnica cirúrgica ao substituir a broca de *countersink* por um utensílio para a colocação de implantes designado de impactor. O impactor é um instrumento fabricado em aço inoxidável que o próprio autor desenvolveu para substituir a broca de *countersink* nos casos em que se pretende submergir os implantes. Os resultados mostraram que o impactor obteve valores superiores de estabilidade primária relativamente à broca de *countersink* utilizando o dispositivo Osstell Mentor®, o que demonstrou assim o seu sucesso nos ossos tipo D3 ou D4 utilizados.

Em relação à troca de plataforma (*platform switching*), Lazzara e Porter (2006) relataram que o seu pilar possui menor diâmetro, o que resulta numa menor perda óssea e, por conseguinte, melhora a estabilidade primária (cit. in Cavallaro 2009). O uso da *platform switching* revela-se assim benéfico, particularmente em osso com reduzida quantidade de osso cortical (Hürzeler et al., 2007, cit. in Cavallaro, Greenstein e Greenstein 2009). Cappiello et al. (2008) concluíram que implantes com *platform switching* apresentavam uma perda óssea vertical de cerca de 0,95 mm, ao passo que os que não a possuíam obtinham perdas de cerca 1,67 mm (cit. in Cavallaro, Greenstein e Greenstein 2009).

André-García et al. (2009) seleccionaram costelas de vaca para a sua amostra de estudo que serve como um modelo maxilar humano edêntulo devido à sua composição macroscópica de osso cortical e trabecular. Utilizaram-se os extremos distais das costelas com o objectivo de obter qualidade óssea intermediária de um osso tipo 2 ou 3, segundo a classificação de Lekholm e Zarb. Seis leitos de implantes foram preparados em cada bloco de costela, que correspondem aos seguintes protocolos de perfuração:

- Protocolo de perfuração padrão recomendado pelo fabricante;
- Protocolo de perfuração padrão recomendado pelo fabricante e eliminação da cortical óssea usando um instrumento designado de escareador.

Os menores valores do ISQ foram observados quando o osso foi mais instrumentado, ou seja, quando foi usado o escareador, o que coincide com a estratégia de outros clínicos em que, em situações de mais osso trabecular, se dispensam as últimas brocas, a fim de preservar o osso cortical em maior medida, de modo a que seja o próprio implante a preparar o seu leito (André-García et al., 2009).

Park et al. (2009) afirmam que no seu estudo em costelas de suínos, os implantes que obtiveram valores mais baixos de ISQ e de torque de remoção foram os implantes colocados com sistema de dois passos de perfuração. Assim que o segundo passo de perfuração foi eliminado e a fixação dos implantes foi realizada com o efeito auto-rosicante dos próprios implantes, os valores de ISQ e de torque de remoção aumentaram significativamente.

Também Bilhan et al. (2010) concluíram que o subdimensionamento do leito implantar optimizava a estabilidade primária, especialmente quando os implantes eram colocados em osso trabecular.

No entanto, Östman et al. (2006) frisam que o uso de brocas mais finas, como é comum proceder em relação a osso de baixa densidade, mesmo assim não consegue compensar o efeito que este tipo de osso tem no que toca à estabilidade primária.

Cavallaro, Greenstein e Greenstein (2009) reforçam que, em osso de baixa densidade, a broca de 2 mm penetra o comprimento da osteotomia com pouca resistência, pelo que assim que o clínico se apercebe disso deve considerar o subdimensionamento da osteotomia substancialmente.

No caso de colocação de implantes em alvéolos pós-extraccionais é necessário ter especial cautela em osso de baixa densidade. Cavallaro, Greenstein e Greenstein (2009) aconselham submergir o implante e colocar um implante mais largo ou comprido, pois dessa forma será providenciada resistência adicional ao deslocamento.

c) Compactação óssea

Summers (1994) relatou acerca de uma técnica de preparação do leito implantar completo em que o osso é comprimido em vez de ser removido pelas brocas de perfuração convencional. O objectivo era manter, se possível, todo o osso maxilar existente realizando compressão lateral do osso trabecular com o “mínimo trauma” possível, enquanto se dá forma à osteotomia e aumenta o diâmetro do leito implantar. Deste modo, obter-se-á uma área de osso mais denso à volta do leito melhorando a qualidade do osso (cit. in Shalabi et al. 2007).

Existem dois tipos de instrumentos cirúrgicos para conseguir compactação óssea: os osteótomos e os compactadores ósseos (figura 14 e 15 em anexo).

Osteótomos e compactadores ósseos

Estes instrumentos têm particular interesse quando o osso disponível não tem volume suficiente para que seja possível a colocação de um implante usando brocas de diâmetro crescente, e em situações em que na maioria dos casos o fracasso obriga a técnicas de regeneração óssea (Nóbrega, 2004).

Os valores de torque para implantes inseridos de forma continuamente mecânica apresentam-se 15-20% menores do que os valores de implantes inseridos com chaves manuais. Isto pode ser explicado pelo componente de fricção adesional intermitente da inserção com chaves manuais. (Shmid, Schiel e Lambrecht, 2002, Al-Nawas, 2002, cit. in Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen 2007).

García-Vives et al. (2009) realizaram uma experiência *in vitro* com osso das porções proximais das costelas de vacas, tipo 4 de acordo com a classificação de Leckholm e Zarb, a fim de medir a estabilidade primária usando a AFR. Três preparações de diferentes diâmetros foram feitas usando osteótomos. Os autores concluíram que implantes colocados usando uma sequência mais curta de osteótomos, em comparação

com o uso da sequência completa de osteótomos, ofereciam maior estabilidade primária em osso tipo 4.

Fanuscu, Chang e Akça (2007) realizaram um estudo utilizando as cristas ilíacas de três cadáveres e avaliaram comparativamente os efeitos das técnicas de osteótomos condensantes e osteótomos perfurantes sobre a estabilidade primária dos implantes e micromorfologia peri-implantar. Nas suas avaliações com AFR e teste de torque de inserção, apesar dos osteótomos condensantes apresentarem valores ligeiramente maiores, estes não eram significativos em relação à técnica cirúrgica de osteótomos perfurantes. Os motivos que os autores apontaram foram: uma possível deficiência na técnica de condensação, uma melhoria na técnica de perfuração de osteotomia, ou ambos os motivos. Neste contexto, pode reforçar-se a ideia de que uma sequência de perfuração inferior, como efectuado por Fanuscu, Chang e Akça (2007), contribuiu para a estabilidade primária do implante.

Na sua avaliação da micromorfologia do osso peri-implantar, Fanuscu, Chang e Akça (2007) verificaram que, após a utilização de osteótomos condensantes, a dureza do osso pode ter sido comprometida devido a alterações como micro-fracturas no osso trabecular, o que também pode explicar que o aumento da estabilidade primária com esta técnica tenha sido menor do que o que seria de esperar.

Outros autores relatam igualmente acerca da controvérsia à volta da eficácia do uso da técnica cirúrgica com osteótomos. Bütcher et al. (2005) e Nhenke et al. (2002) demonstraram que a condensação óssea pode levar à fractura das trabéculas ósseas esponjosas. No estudo de Strietzel et al. (2002) verificou-se fractura da tábua óssea labial (cit. in Javed e Romanos 2010).

Quando se usam compactadores, os valores de torque de inserção e de ISQ apresentam-se aumentados, o que se pode atribuir ao aumento da densidade óssea do leito (Nóbrega, 2004).

Nóbrega (2004) obteve valores de ISQ superiores quando utilizou compactadores em relação a brocas de perfuração convencionais, no estudo que realizou num modelo animal. No entanto, não foi possível encontrar correlação positiva entre os valores de ISQ e os valores de torque de inserção, o que Nóbrega (2004) atribuiu à existência de uma reduzida amplitude de amostra no estudo.

d) Outras técnicas cirúrgicas

Cavallaro, Greenstein e Greenstein (2009) sugerem ainda que, se houver osso suficiente disponível, o clínico modifique o protocolo de perfuração, realize uma osteotomia mais profunda ou larga e coloque implantes maiores, o que aumentará a área de contacto entre osso e implante e reduzirá depois as cargas oclusais suportadas pelo osso. Pode, por exemplo, colocar um implante de 4 mm de diâmetro por 10 mm de comprimento num leito implantar com um diâmetro de 3 mm na sua metade coronal, mas com um diâmetro de apenas 2 mm na metade apical. As brocas na metade coronal são um pouco mais largas do que no resto do leito para facilitar a inserção dos implantes no orifício da osteotomia. No caso do clínico conseguir colocar um implante 1 mm mais largo do que planeado anteriormente, a área de superfície do implante aumenta de 20 a 30%.

Merlin, Bernardelli e Esposito (2009) e Canizzaro et al. (2008) relataram que a técnica cirúrgica sem levantamento de retalho parecia melhorar a estabilidade primária quando comparada com a técnica convencional de levantamento de retalho (cit. in Javed e Romanos 2010).

Moon et al. (2010) acrescentam ainda algumas técnicas passíveis de aumentar a estabilidade primária, como a ancoragem bicortical, facto apoiado por Sennerby, Thomsen e Ericson (1992) e Wagner et al. (1992) (cit. in Sakoh et al. 2006) e a implantação na tuberosidade e apófise pterigo-maxilar.

A propósito da ancoragem bicortical, Park et al. (2009) simularam osso tipo 4 (segundo a classificação de Lekholm e Zarb) e formaram dois grupos. Num primeiro grupo havia ligação do implante com a parede cortical inferior e num segundo não. O estudo mostrou valores mais altos de ISQ quando não havia ligação.

Uma nota importante é deixada ainda por Cavallaro, Greenstein e Greenstein (2009) relativamente ao osso de baixa densidade. Estes relatam que o clínico deve fazer uma distinção entre um *spin implant* (um implante que continua a girar após ser completamente colocado) e um implante com mobilidade vestibulo-lingual ou mesio-distal. O primeiro ainda pode osteointegrar-se, enquanto o segundo deve ser removido pois não é previsível que terá sucesso.

ii. Complicações cirúrgicas

a) Implantes imediatos pós-extracção

Pelayo et al. (2008) realizaram um estudo acerca das complicações associadas com a colocação de implantes, concluindo que a ausência de estabilidade primária constitui uma das maiores causas na origem do seu fracasso.

A estabilidade primária do implante é comprometida pela sobrepreparação do leito implantar, pela utilização de implantes demasiado curtos e pela colocação de implantes imediatos pós-extracção em que há uma discrepância entre o diâmetro do alvéolo e o implante (Pelayo et al., 2008).

Em relação a implantes imediatos pós-extracção, alguns autores defendem que possuem vantagens relativamente a colocação tardia de implantes. Redução da reabsorção óssea pós-extraccional, um período mais curto de tratamento de reabilitação e o facto de evitar uma segunda intervenção cirúrgica são algumas dessas vantagens (Peñarrocha, Uribe e Balaguer, 2004).

No entanto, Schwartz-Arad e Chaushu (1997) relataram que, para assegurar satisfatória estabilidade primária, o implante necessita de ser posicionado 3 a 5 mm além do fundo do alvéolo. Poderá alternativamente colocar-se um implante de maior diâmetro do que o alvéolo remanescente. Quando há discrepâncias de mais de 4 mm entre o leito implantar e o diâmetro do implante, deixa-se a maioria do implante sem contacto ósseo. Dessa forma, os autores aconselham a regeneração óssea prévia e colocação do implante numa fase mais tardia (cit. in Alves e Neves 2009).

Guisado (1988) defende que, quando a estabilidade primária é insuficiente, o implante deve ser substituído por outro mais largo e mais auto-roscante ou, se isso não for possível, adiar a cirurgia por dois meses (cit. in Pelayo et al. 2008).

Para se poder maximizar a integridade óssea, é necessário assegurar que a extracção do dente seja o menos traumática possível. Em dentes multirradiculares está indicada a odontosecção, com extracção individualizada de cada uma das raízes. É comum ocorrer a colocação dos implantes no septo inter-radicular, o que causa uma condição muito precária de estabilidade primária. Esta situação pode ser contornada com o uso de um implante mais largo, esperar que o espaço alveolar seja preenchido com osso e só depois

colocar o implante ou então colocar dois implantes no espaço (Graves et al., 1994, cit. in Peñarrocha, Uribe e Balaguer, 2004).

b) Manuseamento de instrumentos no acto cirúrgico

Ao realizar o planeamento de um procedimento cirúrgico, é muito importante tomar em consideração as características de manuseamento dos instrumentos de forma a assegurar que o decorrer da cirurgia seja feito de forma fácil e precisa (Casap et al., 2004, Shohat e Tal, 2005, Jaber e Sarment, 2006, cit. in Arataki et al. 2007). Se o manuseamento não é regular, a alta estabilidade primária, essencial para a aquisição de osteointegração, pode não ser obtida ou poderão surgir complicações inesperadas, tais como lesões acidentais (Jemt e Pettersson, 1993, cit. in Arataki et al. 2007).

Muitas complicações podem ser minimizadas quando o clínico tem em atenção aspectos como o correcto planeamento pré-cirúrgico, o uso de correctas técnicas cirúrgicas e o desenho apropriado da superestrutura que vai ser implantada. (Panula e Oikarinen, 1999, Niamtu, 2001, Flanagan, 2003, cit. in Pelayo et al. 2008).

As distâncias verticais necessárias para usar uma broca piloto variam de 29,5 a 39,5 mm. Contudo, quando se usa uma haste de extensão de brocas, usada para prevenir a interferência de dentes adjacentes, a distância necessária poderá aumentar para valores de 46 a 56 mm. Quando se inserem implantes com comprimentos entre 7 e 18 mm usando transportadores de implantes de 21, 26 e 34 mm, poderão ser necessárias distâncias verticais mínimas de 25 a 36,5 mm, 30,5 a 41,5 mm e 38,5 a 49,5 mm, respectivamente. No entanto, durante um procedimento clínico poderão ser necessárias distâncias verticais mínimas muito maiores, dependendo da combinação de brocas e hastes de extensão de brocas usadas (Arataki et al., 2007).

Para determinar a interferência dos dentes antagonistas, foi verificada a abertura máxima de boca no sítio planeado para implantação para averiguar a inserção da broca sem dificuldade. Quando fosse verificada dificuldade, os ângulos mesio-distal e buco-lingual da direcção de inserção eram corrigidos. Se mesmo assim a broca não pudesse ser inserida com segurança ou não pudesse haver correcção do ângulo, devido ao desenho da superestrutura, optava-se pelo encurtamento do comprimento do implante ou considerava-se a extracção do antagonista. Para determinar a interferência de dentes adjacentes, foi realizada uma simulação de perfuração de tecido mole no local planeado

para confirmar a possibilidade de perfurar até à profundidade pretendida. Se se verificasse dificuldade, uma broca mais comprida ou uma haste de extensão seriam consideradas, depois de se ter em linha de conta a direcção de inserção ou posição da peça de mão. Por fim, para determinar a interferência de lábios, bochecha e língua ter-se-á de ter em atenção a posição do abre-bocas, a posição de inserção da peça de mão e o grau de abertura de boca (Arataki et al., 2007).

c) Outras complicações

Pelayo et al. (2008) aconselham o uso de perfuração sequencial, velocidade controlada, brocas afiadas e refrigeração constante com soro fisiológico para evitar o sobreaquecimento. O aumento da temperatura, produzido pela excessiva velocidade de perfuração, produz necrose (que é directamente proporcional à quantidade de calor gerado durante a cirurgia), fibrose, degeneração osteolítica e aumento da actividade dos osteoclastos (Tehemar, 1999, cit. in Pelayo et al. 2008).

Ivanoff et al. (2000) realizaram um estudo para averiguar a influência que tinha a ancoragem bicortical na estabilidade do implante e concluíram que esta não trazia benefícios para o sucesso do implante e, para além disso, ainda reportaram que o método acarretava uma frequência de fractura dos implantes 3 vezes maior.

Outra complicação possível é a manifestação de deiscências e/ou fenestrações durante a cirurgia de implantes. Encontra-se relatada em estudos clínicos uma incidência de cerca de 7% de aparecimento desses defeitos num total de 3156 implantes colocados (Goodacre et al., 2003).

Se o defeito for pequeno (menos de 4 mm de comprimento), este pode ser eliminado com materiais como enxertos ósseos, de preferência autólogos, obtidos a partir do leito do implante ou de outros locais como a tuberosidade maxilar (Peñarrocha, Uribe e Balaguer, 2004), sendo também possível uma mistura de osso autólogo com osso liofilizado e membrana reabsorvível ou não reabsorvível (cit. in Pelayo 2008). No entanto, se o defeito foi maior deverá ser considerada cirurgia óssea guiada (Arlin, 1994, Hämmerle et al., 1998, cit. in Peñarrocha, Uribe e Balaguer 2004).

Quando se posicionam implantes perto do seio maxilar pode acontecer ruptura da membrana de Schneider. Se a largura da dilaceração não for muito grande, pode ser posicionada uma membrana reabsorvível, no entanto, se for, a cirurgia terá de ser

adiada. Pode acontecer também o deslocamento do implante para dentro do seio maxilar durante a colocação do implante ou no período pós-operatório, explicado pela mudança da pressão dentro do seio, pressões nasais que originem sucção e destruição óssea secundária no leito implantar antes ou depois da colocação do implante. Isto pode, em alguns casos, causar sinusite (Quiney, Brimble e Hodge, 1990, Ueda e Kaneda, 1992, Iida et al., 2000, Raghoobar e Vissink 2003, Galindo et al., 2005, cit. in Pelayo et al. 2008).

4. Características do implante

i) Geometria

Actualmente, várias formas de implantes estão disponíveis e apresentam uma boa estabilidade primária em casos de densidade óssea favorável. Contudo, tem havido um esforço, por parte dos fabricantes, no sentido de criar implantes com boa estabilidade primária mesmo em osso de fraca qualidade (Sakoh et al., 2006).

Sakoh et al. (2006) afirmavam que, até à altura, não tinha sido investigada uma possível diferença entre implantes de forma cónica e cilíndrica, no que respeita à estabilidade primária devido à falta de um método ideal para medir a estabilidade primária.

O implante cónico foi, inicialmente, desenhado para implantação pós-extração. Encontra-se descrito que aumenta a estabilidade primária porque transmite compressão a nível do osso cortical em osso de pobre qualidade (Garber, Salama e Salama, 2001, cit. in Moon et al. 2010).

Os implantes cónicos parecem apresentar sucesso em osso tipo 4 (segundo a classificação de Lekholm e Zarb), como pode ser observado na tuberosidade maxilar, especialmente quando a espessura e altura são suficientes. Nesses casos, recomenda-se que a preparação inicial seja feita usando um osteótomo cilíndrico sem qualquer mecanismo de perfuração inicial. Este procedimento compacta o osso trabecular e melhora a sensação táctil do clínico no que diz respeito à presença da parede cortical posterior do seio maxilar. Seguidamente, a preparação do leito implantar realiza-se usando a sequência de osteótomos normal, que vai condensando cada vez mais o osso. A compactação óssea final ocorre durante a colocação do implante, especialmente no terço mais cónico coronal do implante (Alves e Neves, 2009).

Sakoh et al. (2006) obtiveram valores superiores de estabilidade primária medida através do teste de torque de inserção com implantes de forma cónica, quando realizou preparações *standard* do leito implantar.

Turkyilmaz e McGlumphy (2008) sugeriram que introduzir um implante cónico numa osteotomia de igual ou inferior diâmetro ao implante, quando existe menos osso denso, fornece compactação óssea, o que é favorável à estabilidade primária.

Também García-Vives et al. (2009) obtiveram valores de ISQ superiores em osso tipo 4 quando utilizaram implantes de forma cónica, no entanto, não deve minimizar-se o facto de que este estudo foi realizado com uma amostra de animais, que apresentam características individualizadas das apresentadas em osso da cavidade oral.

Bezerra et al. (2010) realizaram um estudo *in vitro* em que obtiveram maiores valores de torque de inserção no grupo de implantes de forma cónica relativamente aos de forma cilíndrica, aconselhando o seu uso para osso de baixa densidade. Por outro lado, quando utilizaram a AFR não encontraram diferenças significativas entre os implantes, o que explicam com o facto da geometria do implante cilíndrico gerar um contacto com o tecido ósseo, criando espaços para ossificação intra-membranosa, ao contrário do grupo de implantes cónicos onde existe um maior contacto implante-osso no momento da sua colocação.

No entanto, Östman et al. (2006) obtiveram valores de ISQ inferiores utilizando implantes de forma cónica em relação a implantes de forma cilíndrica. Os autores explicaram que, no seu estudo, a colocação dos implantes cónicos havia sido em osso comprometido, tipo 4 segundo a classificação de Lekholm e Zarb, e que no caso dos implantes cilíndricos havia sido usada uma broca de diâmetro reduzido. Daqui, Östman et al. (2006) concluíram que o uso de implantes de forma cónica não pode compensar o efeito de osso trabecular no que toca à estabilidade primária. Os autores acrescentaram ainda que poderia melhorar-se a estabilidade primária se a forma cónica fosse mais pronunciada do que a que possuíam os implantes usados.

Moon et al. (2010) surpreendem-se com o facto de não obterem diferenças significativas entre o implante cónico e o cilíndrico em preparações *standard* em osso tipo 4 quando efectuou a AFR de cada um dos tipos, mas explica a questão afirmando que o osso que se tentou simular como osso tipo 4 poderia não estar bem descalcificado.

Semelhantemente a Östman et al. (2006), Moon et al. (2010) foram levados a concluir que a qualidade óssea era um factor com maior peso na estabilidade primária relativamente à forma do implante.

Quando houve sobrepreparação do leito implantar em cerca de 1 mm, valores significativamente superiores foram obtidos em implantes cilíndricos; quando houve subpreparação do leito implantar de 1 mm, os implantes cónicos obtiveram valores de ISQ significativamente superiores em relação aos cilíndricos (Moon et al., 2010).

Bilhan et al. (2010) obtiveram valores de torque de inserção superiores no caso de implantes parcialmente cónicos relativamente a implantes cónicos ou cilíndricos. Também Sakoh et al. (2006) obtiveram valores mais altos em implantes híbridos cilíndricos relativamente a implantes cónicos em subpreparações no seu estudo *in vitro*.

Os implantes parcialmente cónicos comportam-se como implantes cónicos na região cervical e como implantes cilíndricos na parte apical, de forma a ganhar estabilidade primária. Os implantes cónicos não usam a metade apical do osso perfurado para atingir a estabilidade tal como fazem os implantes cilíndricos. A estabilidade obtida dos implantes cónicos é totalmente obtida da parte cervical, o que pode constituir um risco de se perder a estabilidade possivelmente obtida pela metade apical, o que se apresenta, portanto, como uma desvantagem dos implantes cónicos (Bilhan et al., 2010).

Em condições ideais, o implante cónico apresenta-se vantajoso quanto à estabilidade primária quando se efectua subpreparação do leito, por outro lado, o implante cilíndrico apresenta valores significativamente superiores se se efectuar a sobrepreparação (Moon et al., 2010).

Quando os implantes cilíndricos são rodados para além da profundidade do leito preparado durante a inserção, como passam o comprimento completo da espira, as espiras ósseas são destruídas, um facto que se torna desvantajoso para a protecção de estruturas vizinhas (Schmid, Schiel e Lambrecht, 2002, cit. in Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen 2007).

Os implantes de forma cilíndrica tendem a correr o risco de perfuração labial devido a concavidades bucais, enquanto que no caso dos implantes cónicos há acomodação na concavidade labial à medida que ocorre decréscimo do diâmetro em direcção ao ápice (Garber, Salama e Salama, 2001, O'Sullivan, 2004, cit. in Chong 2009).

Os implantes cónicos têm a vantagem de se poderem posicionar numa certa profundidade até à cavidade óssea pré-perfurada antes da fase de inserção do implante começar. Isto minimiza a necessidade de espaço vertical no início da inserção e também reduz o perigo do implante posicionado num ângulo incorrecto, permitindo que as espiras sejam cortadas mais facilmente (Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen, 2007).

Considera-se que superfícies rugosas melhoram a estabilidade primária já que apresentam uma área de superfície maior e permitem uma ligação mecânica mais firme ao tecido ósseo circundante (Romanos et al., 2002, Davies, 1998, cit. in Javed e Romanos 2010).

ii) Dimensões

Balleri et al. (2002) e Bischof et al. (2004) consideravam que nem o comprimento nem o diâmetro dos implantes estavam correlacionados com a estabilidade do implante (cit. in Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen 2007).

Por outro lado, Misch (2005) relatou que já que o comprimento do implante é estabelecido para desenho do implante, o seu diâmetro é mais importante que o comprimento adicional.

Östman et al. (2006) afirmaram que o diâmetro dos implantes parecia ter uma grande influência na estabilidade primária, já que obtiveram valores superiores de estabilidade primária em regiões posteriores dos maxilares quando colocaram implantes mais largos. Os autores explicam que implantes mais largos se podem fixar melhor às paredes corticais bucais/linguais devido à espessura de osso que incluem e devido ao factor de alargamento da superfície.

Ivanoff et al. (1997) e Davarpanah et al. (2001) sugerem o uso de implantes mais largos se a espessura da crista alveolar for maior que 8 mm (cit. in Sakoh et al. 2006).

Bilhan et al. (2010) relataram que o uso de implantes mais largos otimiza a estabilidade primária devido aos resultados que obtiveram aquando do uso do teste de torque de inserção, aconselhando-os se o volume ósseo o permitir, especialmente no caso do osso trabecular.

Contudo, outros autores reportaram maiores perdas ósseas com implantes mais largos (Renouard, Arnoux e Sarment, 1999, Al-Nawas et al., 2000, cit. in Sakoh et al. 2006).

Muitas publicações há que reportam que implantes de 3,75 mm de diâmetro apresentam altas taxas de fracasso em osso de baixa densidade (Friberg, Jemt e Lekholm, 1991, Jaffin e Berman, 1991, cit. in Sakoh et al. 2006).

No estudo de Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen (2007), para o sistema não auto-rosicante, tanto o tempo de torque como o valor máximo de torque diminuía quando se aumentava o diâmetro. Foi verificado um pico (uma diminuição seguida por um enorme aumento) no valor de torque de inserção do implante com menor diâmetro. No entanto, para o sistema auto-rosicante, não foi possível encontrar variações no valor de torque quando se variava o diâmetro ou o comprimento.

Relativamente ao comprimento do implante, Misch et al. (1999) relataram que o seu comprimento não desempenha um papel muito importante porque o osso cortical é mais do que dez vezes mais rígido que o osso trabecular (cit. in Bilhan et al. 2010).

Também Miyamoto et al. (2005) averiguaram a influência que o comprimento do implante tinha na sua estabilidade no momento da cirurgia. No estudo, foram utilizados implantes de 8, 9, 11, 13, 15 e 17 mm e foi medida a estabilidade usando o equipamento Osstell™. No final obteve-se uma correlação negativa entre os valores de ISQ e de comprimento do implante.

Östman et al. (2006) verificaram que a estabilidade diminuía com comprimentos maiores, o que se podia dever ao reduzido diâmetro na margem ósea. Também é possível que o tempo de perfuração para a colocação de implantes mais longos resulte em sobrepreparação do leito implantar.

No estudo de Merheb et al. (2010), o comprimento e diâmetro do implante não parecem influenciar a estabilidade primária quando considerados individualmente, no entanto, numa análise combinada dos dois, ambos os parâmetros tornam-se significativos provavelmente devido à eliminação do factor espessura da cortical e impacto da ancoragem bi-cortical.

iii) Sistemas auto-rosicante e não auto-rosicante

Olsson et al. (1995) relataram que os implantes de sistema auto-rosicante tinham sido especialmente desenvolvidos para uso em osso de pobre qualidade. Os autores defendiam que, quando este tipo de implantes é inserido, o osso mais denso é

comprimido, aumentando desse modo a estabilidade primária. O sistema de implantes auto-roscantes tem também a vantagem de eliminar procedimentos de pré-formação de rosca em implantes de colocação imediata, resultando em melhoria da estabilidade primária (cit. in Chong 2009).

Toyoshima et al. (2001) e Al-Nawas, Wagner e Grötz (2006) obtiveram valores de ISQ e de torque de inserção superiores no caso de implantes com sistema auto-roscante (cit. in Kim et al. 2011).

Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen (2007) também compararam os valores do teste de torque de inserção de um sistema de implantes auto-roscante e não auto-roscante, tendo, no entanto, obtido valores superiores neste último.

No caso dos implantes de sistema não auto-roscante, a curva relativa ao torque de inserção tendia a ser côncava com um claro aumento mesmo antes do fim da inserção. Este aumento constante no torque deveu-se ao aumento constante na superfície friccional e o pequeno aumento do torque no final da inserção deveu-se a grandes forças friccionais, que podem ser causadas pelo assentamento do módulo crestal do implante ou pelo contacto apical da ponta do implante com o fundo do leito implantar (que consiste em osso cortical). A grande parte do torque obtido é decorrente desta última fase (Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen, 2007).

Chong et al. (2009) acrescentam que o sistema não auto-roscante tem um maior número de espiras que o auto-roscante, o que aumenta a área de superfície de contacto com paredes ósseas adjacentes.

Nos implantes de sistema auto-roscante, verificou-se uma curva relativa ao torque de inserção praticamente linear (demonstrando um aumento da superfície que é cortada), mas sem um aumento abrupto do torque na fase final de inserção do implante (Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen, 2007).

No sistema auto-roscante, as lâminas auto-cortantes presentes no terço apical do implante substituem as espiras, minimizando a área de superfície de contacto do implante (Chong et al., 2009). Os autores surpreenderam-se com o facto da compressão lateral associada com o desenho de espiras auto-roscantes não ter melhorado a estabilidade primária dos implantes que usaram no seu estudo. No entanto, alguns factores passíveis de modificar o nível de estabilidade primária não foram investigados

neste estudo, sendo eles a preparação do leito implantar (no protocolo do sistema não auto-roscante foram usadas menos brocas de perfuração sequencial) e a textura da superfície (o sistema não auto-roscante possuía uma superfície rugosa).

Kim et al. (2011) realizaram um estudo, num modelo que simulava osso de baixa qualidade, em que pretendiam averiguar a influência que têm os implantes de sistema auto-roscante na optimização da estabilidade primária. Os autores isolaram o factor sistema auto-roscante, ao contrário de outros estudos anteriores em que os resultados eram passíveis de alteração por factores como desenho, preparação do leito implantar ou métodos de avaliação. Utilizaram vários métodos de avaliação, entre eles: teste de torque de inserção, teste de torque de remoção e AFR. Os resultados revelaram que implantes com sistema não auto-roscante apresentavam maior estabilidade primária relativamente aos implantes com sistema auto-roscante, em todos os métodos de avaliação utilizados. Os autores consideraram que as lâminas auto-roscantes tinham reduzido a área de superfície de contacto e levado ao decréscimo da estabilidade, ao contrário de implantes com sistema não auto-roscante em que foi criada uma compressão lateral, o que aumentou a área de superfície de contacto do implante com o leito implantar.

iv) Espiras

As espiras são usadas para maximizar o contacto inicial, melhorar a estabilidade primária, aumentar a área de superfície do implante e favorecer a dissipação de forças interfaciais (Steigenga et al., 2003, cit. in Park et al. 2009).

Strong, Misch e Bidez (1998) relataram que 10 espiras com 10 mm têm mais área de superfície que um implante com 5 espiras (cit. in Misch 2005, pp. 85).

Por outro lado, Bütcher et al (2003) provaram que o uso de espiras adicionais é um factor diminuidor da estabilidade primária (cit. in Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen 2007).

No estudo de Bezerra et al. (2010), o grupo de implantes cónicos que continha três tipos de espiras obteve valores superiores de estabilidade primária quando medida com o teste de torque de inserção, relativamente a implantes cilíndricos que continham uma única espira.

No estudo de Park et al. (2009), o desenho das espiras variava dependendo da forma cónica do implante, da ausência ou presença de micro-espiras e da forma da própria espira.

Park et al. (2009) formaram dois grupos: um em que os implantes tinham ligação com a tábua cortical inferior, e outro em que não tinham. No grupo em que havia ligação, foi demonstrado que isso compensaria as possíveis diferenças relativas à forma das espiras. No grupo com ligação com a parede cortical inferior, o implante trapezoidal sem micro-espiras e o implante em forma de “V” com micro-espiras demonstraram os mais altos valores de ISQ. O implante em forma de “V” sem micro-espiras demonstrou os valores mais baixos. Em relação às medições com teste de torque de remoção, o implante de apoio com micro-espiras e o implante em forma de “V” com micro-espiras mostraram os maiores valores e o implante em forma de “V” sem micro-espiras mostrou os menores. Desta forma, Park et al. (2009) concluíram que não é apenas um dos factores como a presença de micro-espiras, forma das espiras ou forma fónica do implante que afecta a estabilidade primária, mas sim a combinação dos mesmos.

O benefício da existência das micro-espiras apresenta-se como motivo de controvérsia na literatura.

Marin et al. (2010) defendem que a existência de micro-espiras deve aumentar a área de contacto do implante com o osso e a existência de uma rosca interna e externa deve influenciar o processo de reparo e de osteointegração (cit. in Bezerra et al. 2010).

Por outro lado, Wansson e Werke (2003) relatam que a introdução de micro-espiras ou “curvas de retenção” no módulo crestal do implante pode reduzir a extensão de perda óssea que se dá depois da colocação de implantes (cit. in Javed e Romanos 2010).

Uma nova abordagem foi a introdução de um novo desenho de espiras em forma circular que induz osteocompressão – espiras de forma sinusoidal são um exemplo (Steigenga et al., 2003, cit. in Park et al. 2009).

Strong, Misch e Bidez (1998) relataram também acerca da profundidade das espiras, afirmando que uma espira com profundidade de 0,2 mm tem menos área de superfície que uma espira com profundidade de 0,4 mm (cit. in Misch 2005, pp. 85).

5. Experiência prática do clínico

Bezerra et al. (2010) realizaram um estudo onde pretendiam averiguar a influência que tinha a experiência do clínico sobre os resultados de estabilidade primária obtidos e, de facto, foi encontrada inter-relação na medida em que implantes colocados por clínicos com experiência em implantologia obtiveram valores superiores quando utilizada a AFR.

Bezerra et al. (2010) acrescentam ainda que quanto mais curto e objectivo o tempo de colocação dos implantes (perfuração óssea + inserção do implante), menor trauma cirúrgico será verificado. Este tempo de colocação dos implantes foi influenciado pela experiência do clínico. No grupo de profissionais com experiência, o procedimento foi cerca de 37,9 segundos mais rápido do que no de profissionais sem qualquer experiência.

Conclusão

A fixação primária do implante no momento da sua colocação – estabilidade primária – revela-se um ponto essencial no atingimento de osteointegração. Nesta revisão bibliográfica, alcançou-se uma visão mais ampla acerca do seu conceito, relevância, factores influenciadores e métodos de avaliação.

O conhecimento da estabilidade primária pode servir de orientação na tomada de decisão quanto à carga oclusal a exercer (imediate, precoce ou tardia).

Pela análise de diversos estudos clínicos e experimentais, foi possível aferir quanto aos factores, tanto cirúrgicos como referentes ao próprio hospedeiro, que, positiva ou negativamente, podem fazer variar os resultados de estabilidade primária.

Densidade e quantidade óssea têm uma relação estatisticamente significativa com estabilidade primária. A densidade óssea apresenta, geralmente, variações consoante a região da cavidade oral. A região anterior da mandíbula mostra os maiores valores de estabilidade. Devem ser do conhecimento do médico dentista as características do tecido ósseo em que vai trabalhar, de modo a adaptar-se à situação que se lhe apresenta e ponderar alterar o plano de tratamento. A alteração do plano de tratamento pode passar por modificar a localização da colocação dos implantes e alongar o período de cicatrização.

A preparação do leito implantar (sendo mais conservadora), a prevenção de complicações cirúrgicas (por exemplo, pelo uso de apropriadas técnicas de manuseamento dos instrumentos cirúrgicos), as características do implante e a experiência prática do clínico constituem ainda factores capazes de otimizar a estabilidade primária.

É necessário ter em conta as desvantagens de métodos invasivos. De entre os não invasivos, o teste de torque de inserção releva-se útil para se obter um plano de tratamento com alto grau de fiabilidade. No entanto, este não providencia qualquer informação acerca da qualidade óssea até o leito implantar estar preparado. Por seu turno, a TC apresenta-se como uma excelente ferramenta para avaliar a qualidade de osso cortical e trabecular numa fase pré-cirúrgica nas três dimensões do espaço.

No entanto, ao longo dos vários estudos consultados, conclui-se não haver consenso entre os autores quanto ao método de avaliação de estabilidade mais exacto, sendo que, desse modo, não se considera, actualmente, haver um método ideal.

A diversidade de sistemas de implantes e métodos de avaliação da estabilidade, usados por vários autores, origina diferentes resultados. Ao isolarem as variáveis que pretendem estudar, como os factores influenciadores de estabilidade e os métodos de avaliação, os autores poderão concluir, com mais precisão, o peso que cada um representa para o objecto de estudo.

Bibliografía

Aldecoa, E. (2008). Un enfoque biológico de la implantología, Team Work media España.

Al-Jetaily, S. e Al-dosari, A. (2011). Assessment of Osstell™ and Periotest® systems in measuring dental implant stability (*in vitro* study), *The Saudi Dental Journal*, 23, pp. 17–21.

Alves, C. e Neves, M. (2009). Tapered implants: from indication to advantages, *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 29 (2), pp. 161-167.

Andrés-García, R., García-Vives, N., Herrero-Climent, F., Fernández-Palacín, A., Rios-Santos, V., Herrero-Climent, M. e Bullón, P. (2009). In vitro evaluation of the influence of the cortical bone on the primary stability of two implant systems, *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 14 (2), pp. 93-97.

Aranyarachkul, P., Caruso, J., Gantes, B., Schulz, E., Riggs, M., Dus, I., Yamada, J. e Crigger, M. (2005). Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20, pp. 416-424.

Arataki, T., Furuya, Y., Ito, T., Miyashita, Y., Shimamura, I. e Yajima, Y. (2007). Preoperative simulation method for dental implant treatment, *The Bulletin of Tokyo Dental College*, 48 (1), pp. 27-35.

Atsumi, M., Park, S.H. e Wang, H.L. (2007). Methods used to assess implant stability: current status, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22, pp. 743-754.

Bardyn, T., Gédet, P., Hallermann, W. e Büchler, P. (2009). Quantifying the influence of bone density and thickness on resonance frequency analysis: an *in vitro* study of biomechanical test materials, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24, pp. 1006-1014.

Bezerra, F., Ribeiro, E., Bittencourt, S. e Lenharo, A. (2010). Influência da experiência do operador na estabilidade primária de implantes com diferentes macro-geometrias – estudo *in vitro*, *International Journal of Dentistry, Recife*, 9 (2), pp. 63-67.

Bezerra, F., Ribeiro, E., Bittencourt, S. e Lenharo, A. (2010). Influência da macro-geometria na estabilidade primária. *Innovation Implant Journal, Biomaterials, Esthetics*, 5 (1), pp. 29-34.

Bilhan, H., Geckili, O., Mumcu, E., Bozdog, E. e Sünbülöglü, E. (2010). Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone, *Journal of Oral Rehabilitation*, 37, pp. 900-907

Bütcher, A., Joos, U., Wiesmann, H.P., Seper, L. e Meyer, U. (2006). Biological and biomechanical evaluation of interface reaction at conical screw-type implants, *Head & Face Medicine*, 2 (5).

Cavallaro, J., Greenstein, B. e Greenstein, G. (2009). Clinical methodologies for achieving primary dental implant stability: The effects of alveolar bone density, *The Journal of the American Dental Association*, 140, pp. 1366-1372.

Cehreli, M., Karasoy, D., Akca, K. e Eckert, D. (2009). Meta-analyses of methods used to assess implant stability, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24 (6), pp. 1015-1032.

Cho, I.H., Lee, Y.I. e Kim, Y.M. (2009). A comparative study on the accuracy of the devices for measuring the implant stability, *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 1, pp. 124-128.

Chong, L., Khocht, A., Suzuki, J. e Gaughan, J. (2009). Effect of implant design on initial stability of tapered implants. *Journal of Oral Implantology*, 35 (3), pp. 130-135.

Fanuscu, M., Chang, T.L. e Akça, K. (2007). Effect of surgical techniques on primary Implant stability and peri-implant bone, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 65, pp. 2487-2491.

Farré-Pagès, N., Augé-Castro, M., Alaejos-Algarra, F., Mareque-Bueno, J., Ferrés-Padró, E. e Hernández-Alfaro, E. (2011). Relation between bone density and primary implant stability, *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 16 (1), pp. 62-67.

Friberg, B., Sennerby, L., Meredith, N. e Lekholm, U. (1999). A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants: a 20-month clinical study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 28, pp. 297-303.

Garcia-Vives, N., Andrés-García, R., Rios-Santo, V., Fernández-Palacín, A., Bullón-Fernández, P. Herrero-Climent, M. e Herrero-Climent, F. (2009). *In vitro* evaluation of the type of implant bed preparation with osteotomes in bone type IV and its influence on the stability of two implant systems, *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 14 (9), pp. 455-460.

Geckilli, O., Bilhan, H. e Bilgin, T. (2009). A 24-week prospective study comparing the stability of titanium dioxide grit-blasted dental implants with and without fluoride treatment, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24, pp. 684-688.

Goodacre, C., Bernal, G., Rungcharassaeng, K. e Kan, J. (2003). Clinical complication with implants and implant prostheses, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90, pp. 121-132.

Homolka, P., Beer, A., Birkfeliner, W., Nowotny, R., Gahleitner, A., Tschabitscher, M. e Bergmann, H. (2002), Bone mineral density measurement with dental quantitative CT prior to dental implant placement in cadaver mandibles: pilot study, *Radiology*, 224, pp. 247-252.

Huang, H.M., Chiu, C.L., Yeh, C.Y. e Lee, S.Y. (2003). Factors influencing the resonance frequency of dental implants, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 61, pp. 1184-1188.

Ikumi, N. e Tsutsumi, S. (2005). Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone and cutting torque values at implant placement: a clinical study, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20, pp. 253-260.

Ivanoff, C.J., Gröndahl, K., Bergstrom, C., Leckholm, U. e Brånemark, P.I. (2000). Influence of bicortical and monocortical anchorage on maxillary implant stability: a 15-year retrospective study of Brånemark system implants, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15, pp. 103-110.

Javed, F. e Romanos, G. (2010). The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review, *Journal of Dentistry*, 38, pp. 612-620.

Katranji, A., Misch, K. e Wang, H.L. (2007). Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers, *Journal of Periodontology*, 78, pp. 874-878.

Kim, D.R., Lim, Y.J., Kim, M.J., Kwon, H.B. e Kim, S.H. (2011). Self-cutting blades and their influence on primary stability of tapered dental implants in a simulated low-density bone model: a laboratory study, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*.

Kobayashi, K., Shimoda, S., Nakagawa, Y. e Yamamoto, A. (2004). Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam tomography. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19, pp. 228-231.

Lee, S., Gantes B., Riggs, M. e Crigger, M. (2007). Bone density assessments of dental implant sited: 3. Bone quality evaluation during osteotomy and implant placement, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22, pp. 208-212.

Li, T., Kong, L., Wang, Y., Hu, K., Song, L., Liu, B., Li, D., Shao, J. e Ding, Y. (2010). Selection of optimal dental implant diameter and length in type IV bone: a three-dimensional finite element analysis, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 38, pp. 1077-1083.

Loureiro, E. (2007). Tese de mestrado “Avaliação da estabilidade da interface ossoimplante com a utilização da análise de frequência de ressonância”, Rio de Janeiro.

Merheb, J., Assche, N., Coucke, W., Jacobs, R., Naert, I. e Quirynen, M. (2010). Relationship between cortical bone thickness or computerized tomography-derived bone density values and implant stability, *Clinical Oral Implants Research*, 21 (6), pp. 612-617.

Misch, C. (2005). *Dental implant prosthetics*, Mosby.

Miyamoto, I., Tsuboi, Y., Wada, E., Suwa, H. e Iizuka, T. (2005). Influence of cortical thickness and implant length on implant stability at the time of surgery – clinical, prospective, biomechanical, and imaging study, *Bone*, 37, pp. 776-780.

Moon, S.H., Ulm, H.S., Lee, J.K., Chang, B.S. e Lee, M.K. (2010). The effect of implant shape and bone preparation on primary stability, *Journal of Periodontal & Implant Science*, 40, pp. 239-243.

Nergiz, I., Arpak, N., Bostanci, H., Scorziello, T. e Schmage, P. (2009). Stability of loaded and unloaded implants with different surfaces, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24, pp. 289-298.

Nóbrega, A. (2004), Tese de mestrado “Preparação Cirúrgica do Leito Implantar com Brocas e com Osteótomos - Estudo comparativo num modelo animal”, FMDUP.

Olivé, J. e Aparício, C. (1990). The periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 5, pp. 390-400.

Östman, P.O., Hellman, M., Wendelhag, I. e Sennerby, L. (2006). Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery, *The International Journal of Prosthodontics*, 18, pp. 77-83.

Park, J.H., Lim, Y.J., Kim, M.J., Kwon, H.B. (2009). The effect of various threads designs on the initial stability of taper implants, *Journal of Advanced Prosthodontics*, 1, pp. 19-25.

Pelayo, J., Diago, M., Bowen, E. e Diago, M.. (2008). Intraoperative complications during oral implantology, *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 13 (4), pp. 239-243.

Peñarrocha, M., Uribe, R. e Balaguer, J. (2004) Implantes inmediatos a la exodoncia. Situación actual. *Medicina Oral*, 9, pp. 234-242.

Quesada-García, M., Prados-Sánchez, E, Olmedo-Gaya, M., Muñoz-Soto, E., González-Rodríguez, M. e Vallecillo-Capilla, M. (2009). Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis: A review of the literature, *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 14 (10), pp. 538-546.

Rabel, A., Köhler, S. e Schmidt-Westhausen, A. (2007). Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis, *Clinical Oral Investigations*, 11, pp. 257-265.

Raghavendra, S., Wood, M. e Taylor, T. (2005). Early wound healing around endosseous implants: a review of literature, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20, pp. 425-431.

Ramakrishna, R. e Nayar, S. (2007). Clinical assessment of primary stability of endosseous implants placed in the incisor region, using resonance frequency analysis methodology: An *in vivo* study, *Indian Journal of Dental Research*, 18, pp. 168-72.

Sakoh, J., Wahmann, U., Stender, E., Al-Nawas, B. e Wagner, W. (2006). Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindrical screw-type implant *in vitro*, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21, pp. 560-566.

Seong, W., Conrad, H. e Hinrichs, J. (2009). Potencial damage to bone-implant interface when measuring initial implant stability, *Journal of Periodontal Research*, 80, pp. 1868-1874.

Shalabi, M., Manders, P., Mulder, J., Jansen, J. e Creugers, N. (2007). A meta-analysis of clinical studies to estimate the 4.5-year survival rate of implants placed with the osteotome technique, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22, pp. 110-116.

Shapurian, T., Damoulis, P., Reiser, G., Griffin, T. e Rand, W. (2006). Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21, pp. 290-297.

Silva, J. (2005). Tese de mestrado “Remoção versus compressão óssea para colocação de implantes a nível sub-crestal – estudo comparativo em modelo animal”, FMDUP.

Song, Y.D., Jun, S.H. e Kwon, J.J. (2009). Correlation between bone quality evaluated by cone-beam computerized tomography and implant primary stability, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24, pp. 59-64.

Todisco, M. e Trisi, P. (2005). Bone mineral density and bone histomorphometry are statistical related, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20, pp. 898-904.

Turkyilmaz, I. e McGlumphy, E. (2008). Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study, *BioMed Central Oral Health*, 8 (32).

Anexos

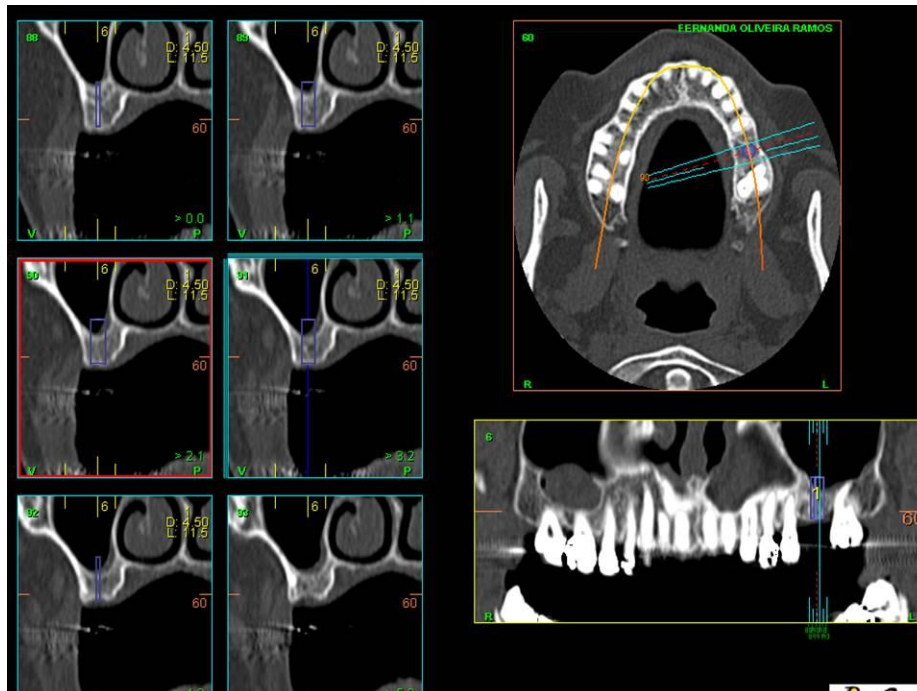


Figura 1 – TC da maxila.

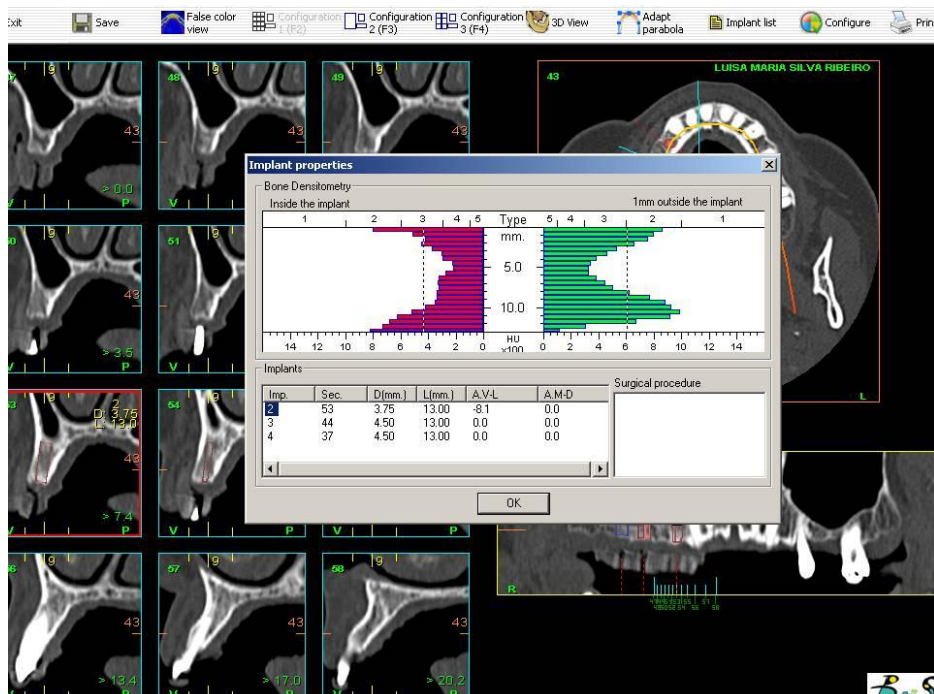


Figura 2 – TC ilustrativa da possibilidade de avaliação de qualidade óssea.



Figura 3 - Motor Osseocare®, cartão de memória e aparelho de leitura que faz a transferência para o computador (NobelBiocare AB, Göteborg, Sweden).

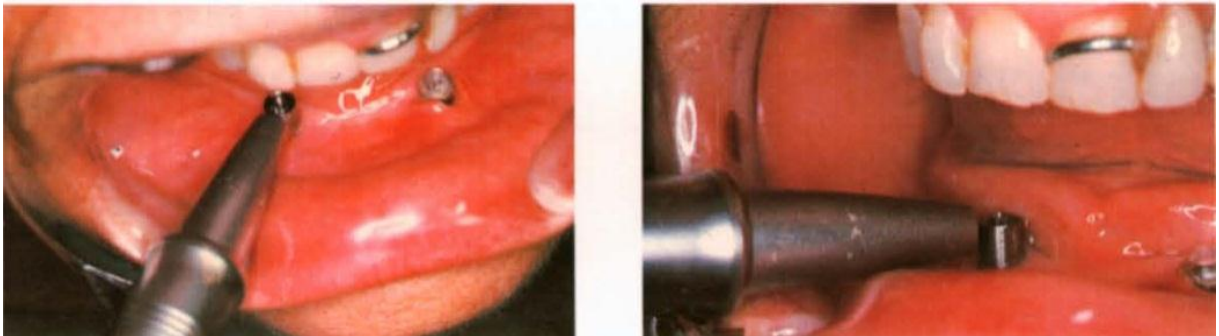


Figura 4 - Medição da estabilidade usando o dispositivo *Periotest*® com uma angulação perpendicular ao eixo longitudinal do implante (adaptado de Olivé e Aparício, 1990).

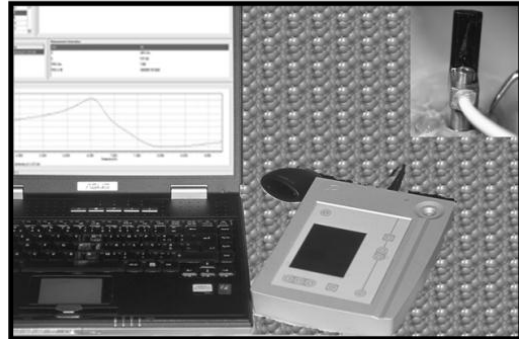
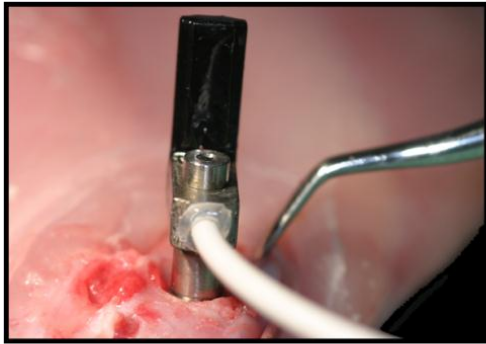


Figura 5 - Equipamento Osstell™ (Integration Diagnostics, Ltd., Göteborg, Suécia).
Transductor (à esquerda) e equipamento de leitura e transmissão dos dados (à direita).



Figura 6 - Osstell™ Mentor (Integration Diagnostics Ltd., Göteborg, Sweden)
(<http://www.google.pt>) [consultado em 13-04-2011].

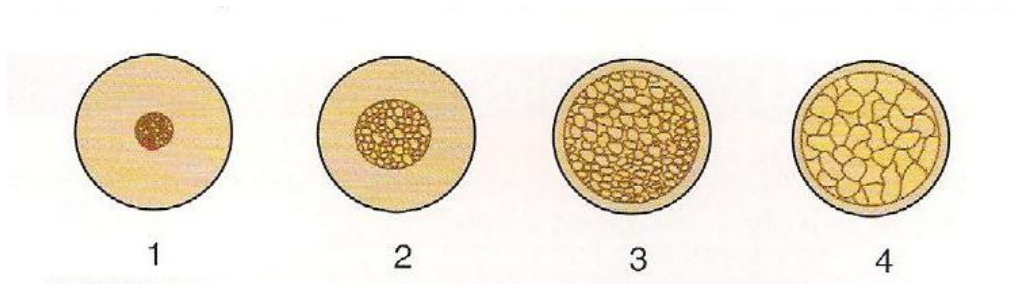


Figura 7 – Representação da densidade óssea, segundo Lekholm e Zarb (adaptado de Misch, 2005, pp. 133).

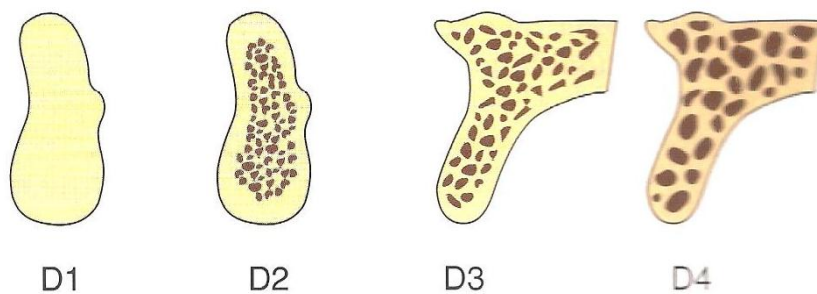


Figura 8 – Representação da densidade óssea, segundo Misch. A figura representa osso de densidade do tipo D1 (à esquerda) mostrando maior proporção de osso cortical até osso de densidade do tipo D4 (à direita) com maior proporção de osso medular. (adaptado de Misch, 2005, pp. 134).



Figura 9 – Corte de osso do tipo D2 mandibular na região do buraco mentoniano, segundo a classificação de Misch. A figura demonstra a espessa camada de osso cortical e a densa camada de osso medular (adaptado de Misch, 2005, pp. 135)

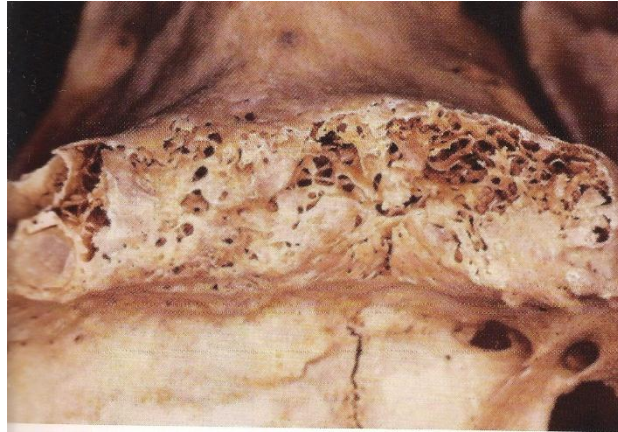


Figura 10 – Osso do tipo D3 na zona posterior da maxila, segundo a classificação de Misch. A figura mostra uma fina e porosa camada de osso cortical e uma fina camada de osso trabecular (adaptado de Misch, 2005, pp. 135).

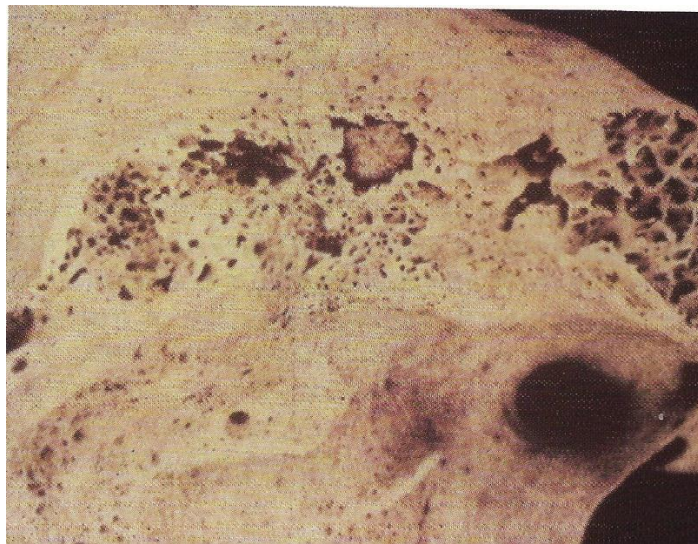


Figura 11 – Osso do tipo D4 na zona posterior da maxila, segundo a classificação de Misch. A figura mostra que o osso é composto, principalmente, por uma fina camada de osso trabecular (adaptado de Misch, 2005, pp. 135).



Figura 12 – As seis fases de reabsorção óssea definidas por Atwood (adaptado de Misch, 2005, pp. 7).

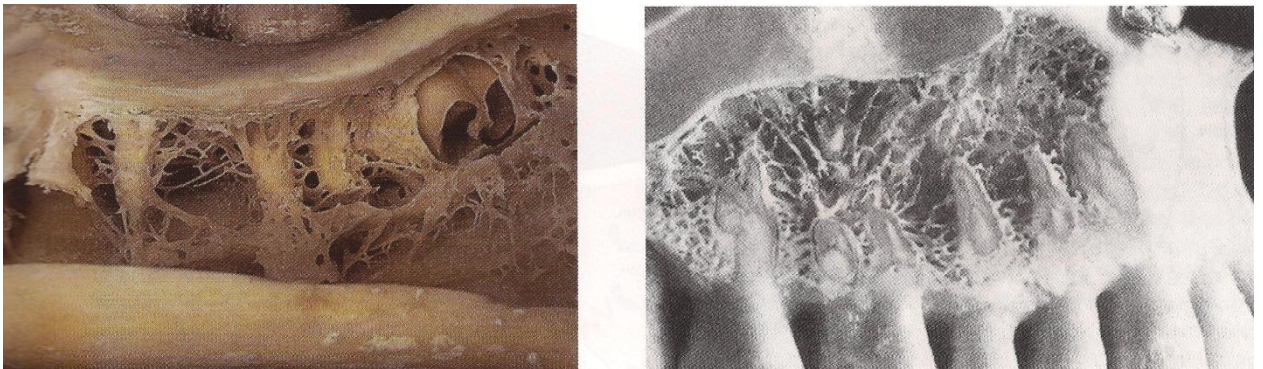


Figura 13 – Mandíbula (à esquerda) e maxila (à direita). As imagens mostram que o osso trabecular da mandíbula dentada é mais denso que o osso trabecular da maxila. (adaptado de Misch, 2005, pp. 131).

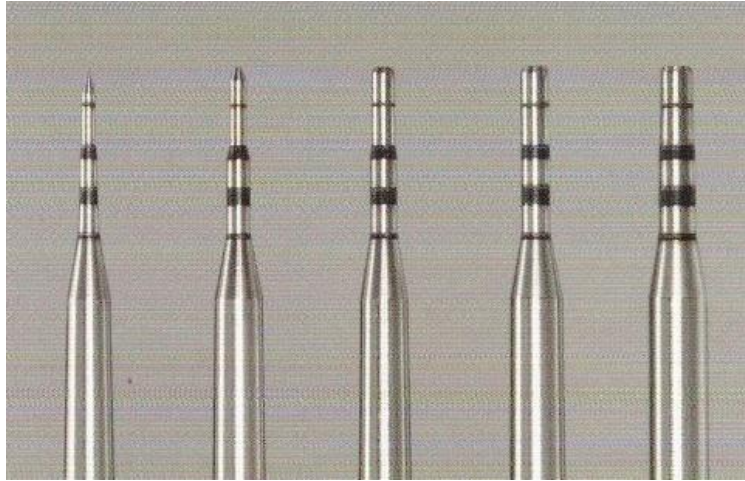


Figura 14 – Kit de osteótomos. Os três osteótomos mais à direita são utilizados para realizar compactação óssea (adaptado de Aldecoa, 2008, pp. 206).



Figura 15 - Compactadores ósseos.

Nível de densidade óssea	Histologia
Osso tipo 1	Osso com uma espessa camada de osso cortical e uma ausência quase total de camada óssea trabecular.
Osso tipo 2	Osso com uma camada de osso cortical e uma camada de osso trabecular de alta densidade.
Osso tipo 3	Osso com uma fina camada de osso cortical e uma camada bem representativa de osso trabecular denso.
Osso tipo 4	Osso com uma fina camada de osso cortical com uma camada de osso trabecular de muito baixa densidade e largos espaços medulares.

Tabela 1 – Classificação de densidade óssea definida por Lekholm e Zarb (Lekholm 1985, cit. in Todisco e Trisi, 2005).

Nível de densidade óssea	Histologia	Sensação tátil
Osso tipo D1	Osso cortical denso.	Comparável a madeira de carvalho.
Osso tipo D2	Osso cortical poroso e trabecular denso.	Comparável a pinho branco ou madeira de abeto.
Osso tipo D3	Osso cortical poroso e fino e trabecular fino.	Comparável a madeira de balsa.
Osso tipo D4	Osso trabecular fino.	Comparável a espuma.
Osso tipo D5	Osso poroso com incompleta mineralização.	

Tabela 2 – Classificação de densidade óssea definida por Misch (Misch, 2005, pp. 134).