

Ana Cláudia Oliveira da Silva Santos

## **MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA ESTABILIDADE IMPLANTAR**

**Universidade Fernando Pessoa**

Porto, 2013



Ana Cláudia Oliveira da Silva Santos

**MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA ESTABILIDADE IMPLANTAR**

**Universidade Fernando Pessoa**

Porto, 2013

Métodos de avaliação da estabilidade implantar

Ana Cláudia Oliveira da Silva Santos

## **MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA ESTABILIDADE IMPLANTAR**

Atesto a originalidade

---

Trabalho apresentado à Universidade Fernando Pessoa  
como parte dos requisitos para a obtenção do grau de  
Mestre em Medicina Dentária.

## **Resumo**

A reabilitação oral com recurso aos implantes dentários é cada vez mais uma alternativa fixa viável e altamente vantajosa. Os métodos usados para avaliar a sua estabilidade, tem influenciado muito o sucesso desta técnica, embora nenhum deles esteja descrito como padronizado.

Este trabalho foi realizado no âmbito da disciplina “Projeto de Pós Graduação/Dissertação” para obtenção do título de mestre em Medicina Dentária, baseado numa revisão bibliográfica acerca dos “Métodos para Avaliação da Estabilidade Implantar”. Foram usados certos recursos sobre o tema, tais como, bases de dados em linha, livros, teses e revistas.

Sucesso e estabilidade estão interligados e exigem, além do exame geral do paciente, o cumprimento de alguns procedimentos, antes, durante e depois da cirurgia, sendo essenciais a avaliação da quantidade e densidade ósseas bem como a especificidade anatómica do local. A ortopantomografia e a tomografia computadorizada (TC), a preparação do leito implantar, a técnica cirúrgica utilizada e as características do implante (dimensões, geometria, sistema de rosca e tipos de superfície) todos dão o seu contributo.

Outros métodos (invasivos e não invasivos) igualmente importantes, são os exames histopatológicos e histomorfométricos, o torque de inserção e remoção, os testes de percussão, a análise de vibração, a análise da frequência de ressonância e a percepção do operador.

A experiência do clínico complementa estes métodos. Tendo em conta o método de avaliação, o Médico Dentista poderá tomar decisões preponderantes sobre o planeamento pré-cirúrgico e procedimento cirúrgico e evitar possíveis complicações durante e após a colocação de implantes dentários.

## **Abstract**

Oral rehabilitation using dental implants is an increasingly viable, fixed and highly advantageous alternative. The methods used to evaluate their stability have greatly influenced the success of this technique, although none of them is described as standardized.

This work was made under the discipline “Post-Graduation Project/ Dissertation” to obtain the title of master in dental medicine, based on a bibliographical revision about the theme "Methods for an Evaluation of Implant Stability". Resources about the theme, such as, online databases, books, thesis and magazines, were used.

Success and stability are interconnected and require, in addition to the patient's general examination, the compliance with some procedures, previously, during and after surgery, being essential the evaluation of bone quantity and density, as well as the local anatomical specificity. The panoramic x-ray and computerized tomography (CT), the implant bed preparation, the surgical technique and implant characteristics (dimensions, geometry, screw system, and surface types) all give their contribution.

Equally important are other invasive and non-invasive methods such as the histopathologic and histomorphometric tests, insertion and reverse torques, percussion tests, vibration analysis, the resonance frequency analysis and the operator's perception.

The clinician's experience complements these methods. Regarding to the evaluation method, the dentist can make overriding decisions about the pre-surgical planning and surgical procedure and avoid possible complications during and after the placement of dental implants.

## **Dedicatória**

Aos meus maravilhosos pais, por me guiarem nos caminhos da vida sempre com muito amor, carinho e dedicação. Pela inesgotável ajuda em todos os momentos. Por sempre acreditarem em mim e me terem incentivado, tudo fazendo para que os meus sonhos se tornassem realidade. Foram fundamentais para alcançar este objetivo.

Ao meu avô Fernando, que continua presente na minha memória e constituiu uma grande fonte de inspiração por me ter inculcido a força de nunca desistir e a ambição de mais além em toda a minha vida acadêmica. Se estivesse entre nós, estaria certamente muito orgulhoso com o meu desempenho.

## **Agradecimentos**

Seriam muitas as pessoas a quem teria de agradecer que, de forma direta ou indireta, ajudaram a realizar este trabalho.

Ao meu Pai, pois mais do que ninguém, foi uma ajuda crucial em toda a minha vida. Por sempre me ter apoiado com a partilha de valiosos conhecimentos gerados pela sua grande experiência clínica e pessoal.

À minha querida Mãe, por toda a dedicação e paciência que teve comigo durante os cinco anos e principalmente durante o período que dediquei à monografia.

À Mestra Ana Rita Nóbrega, minha orientadora, sem a ajuda da qual me teria sido difícil executar esta obra. A sua capacidade de trabalho, dedicação e disponibilidade serão sempre lembradas.

À minha irmã Joana, sem dúvida a minha melhor amiga. Por toda a sua ajuda e sobretudo pela paciência e muita compreensão pelo tempo que este trabalho roubou à nossa agradável convivência.

Ao Axel, que tem sido um grande apoio na minha vida e um grande conselheiro em muitas decisões que tomo. Um grande beijo pela ajuda.

À minha amiga Ana Cláudia Machado, por todas as aulas compartilhadas, ensinamentos, espírito crítico e sobretudo pela amizade gerada durante estes dois anos.

## Índice Geral

<b>Índice de Siglas .....</b>	<b>vii</b>
<b>Índice de Ilustrações.....</b>	<b>viii</b>
<b>Introdução .....</b>	<b>1</b>
Materiais e Métodos.....	4
<b>Desenvolvimento .....</b>	<b>5</b>
I - Osteointegração e Estabilidade Primária .....	5
II - Estabilidade Primária e Secundária .....	9
III - Fatores que influenciam a estabilidade .....	11
1. Quantidade e Densidade Óssea .....	11
2. Técnica Cirúrgica .....	14
i) Técnica Cirúrgica em osso de alta densidade .....	16
ii) Técnica Cirúrgica em osso de média e baixa densidade.....	16
iii) Técnica de impactação óssea com osteótomos .....	17
3. Forma e Dimensão do Implante .....	19
i) Diâmetro .....	24
ii) Comprimento .....	26
4. Tratamento de Superfície do Implante .....	27
i) Jateamento de Partículas .....	28
ii) Ataque Ácido .....	29
IV- Métodos de avaliação da estabilidade .....	29
1. Métodos Invasivos .....	29
i) Exames histológicos e histomorfométricos .....	29
ii) Teste de Torque de Remoção.....	29
2. Métodos não Invasivos.....	30
i) Percepção do Operador .....	30

ii) Exames radiográficos.....	30
a) Radiografia Panorâmica .....	31
b) Tomografia Computorizada .....	32
c) Tomografia de Feixe Cônico .....	33
iii) Teste de Torque de Inserção .....	36
iv) Teste de Percussão .....	38
v) Análise de vibração .....	39
a) <i>Periotest</i> ®.....	39
b) Análise de Frequência de Ressonância .....	41
<b>Conclusão .....</b>	<b>44</b>
<b>Bibliografia.....</b>	<b>45</b>

## Índice de Siglas

BIC – Bone Implant Contact

CI- Carga Imediata

EP - Estabilidade Primária

ES - Estabilidade Secundária

HA – Hidroxiapatite

LP – Ligamento Periodontal

OI - Osteointegração

AFR – Análise de frequência de ressonância

ISQ – *implant stability quotient*

TCFC - Tomografia computadorizada de feixe cónico

## Índice de Ilustrações

Ilustração 1: Estabilidade Primária e Secundária (Straumann, 2012) .....	11
Ilustração 2: Representação da densidade óssea, segundo a classificação de Lekholm e Zarb (adaptado de Misch, 2005, pp 133).....	13
Ilustração 3: Representação da densidade óssea, segundo Misch. A figura representa osso de densidade do tipo D1 (à esquerda) mostrando maior proporção de osso cortical até ao osso de densidade do tipo D4 (à direita) com maior proporção de osso medular. (adaptado de Misch, 2005, pp. 134). .....	14
Ilustração 4: Osteótomos de Tatum (adaptado de Tatum surgical product catalog) .....	17
Ilustração 5: Osteótomos de Summers (à esquerda) e Osteótomos de Tatum modificados para cristas ósseas (à direita). (Silva, 2000) .....	18
Ilustração 6: Em muitos sistemas de duas peças a interface pilar-implante pode dar origem a uma área de inflamação local, causando reabsorção óssea. É necessária uma largura biológica de 2-3mm acima do osso, a fim de estabelecer uma barreira de tecido mole. Verificou-se que a largura biológica não precisa de ser uma dimensão vertical, mas pode ter uma componente horizontal. A plataforma de comutação fornece uma distância horizontal e assim preserva a crista óssea. (adaptado de Osteo-ti, 2013). .....	20
Ilustração 7: Avaliação das distâncias anatómicas (distância com canal mandibular e dentes adjacentes) para a seleção do diâmetro. (adaptado de Haddad, 2008). .....	25
Ilustração 8: Comparação gráfica do tomógrafo tradicional (A) e do tomógrafo de feixe cónico (B) com a fonte e o detetor de raios-X.....	34

Ilustração 9: Quadro comparativo da Tomografia convencional e da TCFC. (Farias, 2013).....	35
Ilustração 10: Torques de inserção em diferentes espessuras de cortical - Influência da espessura da cortical nos torques de inserção dos implantes em osso sintético com corticais de 1, 2 e 3mm. (adaptado de Oliveira, 2012).....	38
Ilustração 11: Tabela da Associação Alemã de Periodontologia com o relacionamento entre graus de mobilidade do periodonto e valores <i>Periotest</i> ®. (adaptado de Schulte,1989).....	40
Ilustração 12: Unidade Ostell® (à esquerda) e transdutor em forma de L, atualmente substituído pelo <i>SmartPeg</i> ™ (à direita). .....	41
Ilustração 13: 1- O <i>SmartPeg</i> ™ é ligado ao implante. 2- A sonda de mão estimula a <i>SmartPeg</i> ™ magneticamente, sem tocar nele. 3- Um valor à escala universal ISQ - de 1 a 100 é mostrado no visor. (Osstell®, 2013).....	42

“Se cheguei até aqui foi porque me apoiei no ombro dos gigantes”

Isaac Newton 1676

## **Introdução**

O desejo de ter um aspeto agradável, hoje em dia, não é considerado vaidade. Num mundo tão competitivo quer a nível económico, social ou sexual, ter bom aspeto é hoje uma necessidade. Como a face é a parte mais exposta do corpo, os dentes têm portanto, uma atenção particular. (Costa, 2012 cit. in Goldstein, 2000).

A Implantologia é a segunda disciplina mais antiga na Medicina Dentária (a cirurgia oral é a mais antiga). A história do implante com forma radicular data de milhares de anos e inclui civilizações como os antigos chineses que, há 4 mil anos, esculpam varas de bambu em formato cónico e colocavam-nas dentro do osso para substituição fixa dos dentes. Os egípcios, há 2 mil anos, utilizavam metais preciosos com um desenho similar a um cone. Um crânio foi encontrado na Europa com um dente de metal ferroso inserido na mandíbula com formato cónico, que data antes do tempo de Cristo. Os incas da América Central tiravam pedaços das conchas do mar e, da mesma forma que os chineses antigos, colocavam-nas dentro do osso para substituir os dentes perdidos. Noutras palavras, a história mostra que sempre fez sentido substituir um dente por um implante de forma similar. (Misch, 2008).

A grande revolução na Implantologia deu-se em 1977, quando o Professor Bränemark e o Professor Albrektson apresentaram na Suécia um rigoroso trabalho científico onde descreveram o fenómeno que viriam a chamar de osteointegração e onde apresentaram também o implante Bränemark. Definiram osteointegração como o desenvolvimento de uma ligação direta, estrutural e funcional entre o osso vivo e ordenado e a superfície de um implante sujeito a cargas funcionais. (Norton, 2005).

Atualmente a implantologia é referida como o zénite da modernidade quando a questão debatida é a reabilitação oral. Antes do uso de implantes, a reabilitação oral era executada por próteses convencionais, fixas ou removíveis. O uso de implantes pode ser também um método mais conservador, uma vez que não impõe a necessidade de desgaste de dentes adjacentes, quando comparado a outros tipos de reabilitação. (Martins, 2011).

Com o surgimento da osteointegração os Médicos Dentistas vocacionaram a sua atenção para o que estava a ser denominado de “interface”. (Loureiro 2007).

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 e Lioubavina-Hack et al., 2006, cit. in Merheb et al., 2010).

Os métodos disponíveis para avaliar a estabilidade primária são vários, não existindo no entanto nenhum aceite como ideal. (Santos, 2011)

Um dos principais fatores 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 unanime entre todas as fontes bibliográficas abrangidas, a presença de maior e menor densidade óssea nas regiões anterior da mandíbula e posterior da maxila, respetivamente. (Turkyilmaz e McGlumphy, 2008)

A reduzida quantidade óssea na região posterior maxilar e a menor taxa de osteointegração dos implantes aí inseridos, são também apontados também como fatores influenciadores da estabilidade primária. 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. (Razavi et al., 1995 e Truhlar et al., 1997, cit. in Ikumi e Tsutsumi 2005).

A preparação do leito implantar e a técnica cirúrgica utilizada, apresentam-se como um outro fator crucial para a estabilidade primária. É importante nesta fase adequar-se a técnica cirúrgica ao tipo de osso disponível. Nestes casos, Bilhan et al., 2010, Friberg et al., 1999, Sakoh et al., 2006, preconizam a mínima preparação da osteotomia na porção apical, a colocação do implante supracrestalmente (de forma a preservar o osso cortical) e eliminação da broca de *countersink*. (Cavallaro, Greenstein e Greenstein, 2009). Foi mencionada também uma técnica de preparação do leito por compressão do osso, de

forma a se obter uma área de osso mais denso à volta do leito, melhorando assim a qualidade do osso. (Anil, 2011).

As características dos implantes como a geometria e o tipo de superfície foram igualmente motivo de discussão. Relativamente à geometria, o implante cónico apresenta-se vantajoso quando se efetua subpreparação do leito, por outro lado o implante cilíndrico apresenta valores significativamente superiores de estabilidade primária quando se efetua a sobrepreparação (Moon et al., 2010).

Quanto às dimensões do implante, não existe consenso entre os autores na influência que o diâmetro e o comprimento ditam à 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).

Ao longo dos anos os fabricantes empenharam-se no desenvolvimento de novos tipos de superfície, uma vez que foi demonstrado que implantes rugosos facilitam a osteointegração. O desenho do implante, nomeadamente em relação ao número de espiras e a sua profundidade tem também um papel relevante neste processo. (Norton, 2005)

Quanto aos sistemas autoroscante e não autoroscante, são mais os estudos que sugerem o uso deste último sistema pelos clínicos (Rabel, Köhler e Schmidt-Westhausen, 2007, Kim et al., 2011).

Tanto esforço e investigação tem apenas uma razão: a busca de uma superfície que promova a osteointegração no menor tempo possível. (Norton, 2005)

É necessário que o clínico tenha em atenção as desvantagens dos métodos invasivos e não invasivos. Entre os métodos não invasivos, destacam-se os exames radiográficos, nomeadamente a tomografia computadorizada (TC). Trata-se de um método que permite tirar conclusões acerca da estrutura e densidade dos maxilares e, portanto, auxilia na previsão da estabilidade primária que estes proporcionarão.

Kobayashi et al., 2004 analisaram a tomografia computadorizada de feixe cónico (TCFC). Trata-se de um aparelho de alta resolução de imagem que limita a dose de radiação

absorvida. O único inconveniente encontrado foi a sua incapacidade em discriminar tecidos moles. (Weinberg, 1993).

Outro método válido 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).

São ainda abordados: o teste de percussão e a análise da vibração (*Periotest*®) e a análise de frequência de ressonância (AFR).

Está longe de ser unanime a precisão que oferecem os diferentes métodos de avaliação da estabilidade primária. O objetivo deste trabalho é consolidar conhecimentos sobre os parâmetros que estão diretamente relacionados com a estabilidade do implante e a sua influência no seu sucesso.

## Materiais e Métodos

Para a realização deste trabalho foi feita uma extensa pesquisa bibliográfica, que decorreu de Janeiro a Julho de 2013, recorrendo às bases de dados da Pubmed e B-On. Foram usadas como palavras-chave: *implant stability*, *implant mobility*, *osstell*, *periotest*, estabilidade primária, tomografia computadorizada, densidade óssea, tomografia de feixe cónico.

Para uma melhor compreensão do tema, esta monografia encontra-se estruturada em capítulos, procurando abordar de forma detalhada os diferentes fatores numa perspetiva de sucesso implantar.

## **Desenvolvimento**

### I - Osteointegração e Estabilidade Primária

Após décadas de pesquisa e de desenvolvimentos laboratoriais e clínicos, Bränemark desenvolveu um sistema fixo que pôde substituir os dentes naturais perdidos. A descoberta aconteceu por acaso após a tentativa de retirar uma peça de titânio da tíbia de um coelho. Foi observado que esta se integrou no osso e a partir desse fenómeno iniciaram-se outros estudos, pesquisas e experiências focados no osso e no titânio. Para que a implantologia tenha sucesso clínico é necessário que ocorra o fenómeno da osteointegração (OI). (Bränemark, 1983).

Com o aumento da utilização de implantes osteointegráveis em Medicina Dentária tem sido cada vez mais frequente recorrer-se a estudos aprofundados para melhorias dos seus comportamentos, ao nível da cicatrização e da OI. (Loureiro, 2007).

Estudos comprovam que, depois de concluída, a união osso-implante é de tal modo forte que não é possível separá-los sem se fraturar um deles. Esta união é comparável a uma anquilose. (Schroeder et al., cit. in Gokcen-Rohlig et al., 2009).

O conceito de OI foi descrito como sendo uma conexão estrutural e funcional direta do tecido ósseo vivo e ordenado com a superfície do implante colocado em carga funcional sem a interposição de tecido mole. (Santos, 2011 cit. in Loureiro, 2007). Um implante é considerado osteointegrado quando não existe movimento relativo ou progressivo do implante e do osso, com o qual este tem contacto direto. Loureiro, 2007 menciona ainda, a importância de não haver nenhum tipo de mecanismo de amortecimento entre o implante e o tecido ósseo.

Brunski, 1993 demonstrou que a micro movimentação dos implantes superior a 100 µm é suficiente para colocar em risco a cicatrização da interface osso-implante, enquanto para Scumkler-Moncler, 1998 movimentos na ordem dos 150 µm resultam da

encapsulação fibrosa em vez de osteointegração. É previsível que a imobilidade deva ser uma característica sempre presente e fundamental para se conseguir uma estabilidade ideal (estabilidade primária (EP) e estabilidade secundária (ES)).

Demonstrou-se que os implantes de titânio se tornam permanentes quando incorporados dentro do osso, isto é, fundindo-se com a camada de óxido de titânio do implante e não podendo ser separados sem fratura. (Mavrogenis, 2009).

Sabe-se que, atualmente, os níveis de sucesso da osteointegração, ultrapassam os 90%, facilmente conseguido pelos diversos sistemas de uso. (Chinellato, 1996)

Para que se alcance tal índice de sucesso é necessário, além de um amplo conhecimento na área da implantologia, uma história clínica do paciente criteriosa, seguir rigorosamente determinadas regras antes, durante e após o procedimento cirúrgico. Desta forma, podem ser verificados alguns fatores de riscos gerais e específicos, além de conhecer as variáveis de um implante. (Martins, 2011).

Os fatores que influenciam a OI estão relacionados com vários conceitos tais como: a configuração e composição química do implante, a sua topografia, o tratamento e material de superfície, o comprimento, o diâmetro, a densidade óssea, as condições de estabilidade mecânica e de carga aplicadas, a utilização de tratamentos complementares, tais como: enxerto ósseo, revestimentos biológicos osteogénicos e estimulação biofísica e os agentes farmacológicos, tais como os bifosfonatos. A biocompatibilidade do material do implante é de grande importância e um preditor de osteointegração, uma vez que é essencial para estabelecer uma fixação. Da mesma maneira que existem fatores a favor existem também fatores desfavoráveis à OI como a excessiva mobilidade do implante, porosidade inadequada do implante, pacientes submetidos a terapia de radiação ou submetidos a agentes farmacológicos, tais como: ciclosporina A, cisplatina metotrexato, varfarina, heparina de baixo peso molecular e anti-inflamatórios não-esteróides especialmente os inibidores da COX-2. Certas doenças também contribuem para uma inibição da OI como a osteoporose, a artrite reumatóide, a deficiência nutricional, o tabagismo e a insuficiência renal. (Mavrogenis, 2009).

Kondell et al., 1988 cit. in Medeiros, 2008 observaram a influência da idade no prognóstico do tratamento com implantes dentários num estudo com 53 pacientes idosos (com idades entre 65 e 85 anos) e 36 pacientes mais jovens (com idades entre 18 e 54 anos). O índice de sucesso total foi aproximadamente o mesmo em ambos os grupos, cerca de 95%. As complicações encontradas foram poucas e uniformemente distribuídas em ambos os grupos, sendo estas: perda do implante, dificuldade fonética, falha na osteointegração, hiperplasia na mucosa adjacente e fístulas circundantes ao implante. Os autores concluíram que apenas a idade cronológica não é um fator determinante no prognóstico, nem tampouco representa uma contra-indicação e que a reabilitação com implantes pode ser considerada segura e praticável da mesma forma para idosos e para pacientes mais jovens.

O titânio é amplamente utilizado como o material de eleição para implantes dentários. Apresenta excelente biocompatibilidade, resistência à corrosão e baixa toxicidade, que desta forma reduzem a resposta inflamatória nos tecidos peri-implantares. A sua superfície é composta por uma camada de óxido que fornece a capacidade de se reparar por reoxidação quando está danificada. (Mavrogenis, 2009)

Riger et al. cit. in Ibrahim, 2011 concluiu que um implante com elevado módulo de elasticidade seria mais apropriado para implantologia dentária.

Hoje em dia a maioria dos implantes comercializados são produzidos com titânio comercialmente puro ou com ligas de titânio. O grau de pureza do titânio comercialmente puro, é basicamente definido pela percentagem máxima de oxigénio que contém e, de acordo com o *standard* americano ASTM F67, vai do grau 1 ao grau 4. Também segundo este *standard*, as ligas de titânio estendem-se do grau 5 ao 29. Há fabricantes a usar este primeiro grau das ligas – grau 5, também designado, Ti 6Al 4V. O titânio puro de grau I tem a pureza mais elevada, por ter baixo teor de oxigénio e ferro, ao passo que, o grau IV, possui uma alta taxa destes dois componentes. De um modo geral o grau 1 oferece maior resistência à corrosão, mas menor resistência à tensão, enquanto o grau 4, oxida mais, mas suporta maior força tênsil, sendo preferido por alguns fabricantes. (Joskstad, 2004)

Um leito ósseo saudável com trauma cirúrgico mínimo é importante, uma vez que é a fonte das células, fatores de regulação locais, nutrientes e vasos, que contribuem para a resposta à cicatrização óssea. O local de implantação influencia a OI através de diferentes níveis de celularidade óssea. Uma alta qualidade do osso parece ser também importante para uma estabilidade inicial do implante. Para se obter uma OI adequada do implante, é necessário haver uma EP. Esta mecânica, consiste na fixação rígida entre o implante e o osso do hospedeiro na cavidade sem presença de movimento. (Mavrogenis, 2009).

Durante esta fase de cicatrização (mínimo três meses) gera-se novo tecido ósseo em redor do implante ainda imóvel. Esta remodelação demora cerca de doze a dezoito dias. Após este tempo atinge-se um estado de equilíbrio onde as forças exercidas sobre este serão compensadas pela capacidade de remodelação do osso de suporte. (Loureiro, 2007 cit. in Bränemark, Zarb e Albrektsson, 1985).

O protocolo inicial proposto por Bränemark, previa a reabilitação oral três meses após a colocação de implantes na mandíbula e 6 meses após a colocação de implantes na maxila mas Lima, 2010 afirma que o tempo para que ocorra esta remodelação é variável e depende de inúmeros fatores.

A OI é crítica para a estabilidade do implante, e é considerada um pré requisito para o implante ser posto em carga e haver sucesso clínico a longo prazo. A estabilidade implantar é uma medida de deteção indireta de OI. (Anil, 2011)

Contudo, têm sido desenvolvidos inúmeros sistemas e técnicas cirúrgicas a fim de minimizar o período que separa estas duas etapas (cirúrgica e protética). (Carboni, 2007)

Este protocolo de apenas uma fase consiste na aplicação de uma prótese fixa provisória logo após a instalação dos implantes (até 48 horas), envolvendo assim a aplicação de carga imediata (CI). (Lima, 2010)

Dinato et al. cit. in Carboni, 2007 salienta que um procedimento aparentemente simples, como a restauração de dentes anteriores, particularmente incisivos superiores, constitui um desafio, sendo necessário um balanço harmónico entre aspetos funcionais, estéticos e biológicos para a obtenção de sucesso. Hahn cit. in Carboni, 2007 refere a importância de que deve ter-se em mente pré-requisitos fundamentais para a aplicação de CI, tais como: boa qualidade e quantidade óssea, adequada extensão de tecido queratinizado, possibilidade de manter o implante protegido de excessivas cargas oclusais.

No início alguns autores consideravam que a CI comprometia o período de cicatrização e a remodelação óssea devido ao trauma cirúrgico, podendo provocar encapsulamento fibroso e, comprometendo assim a osteointegração. (Salama et al. cit. in Carboni, 2007). No entanto, vários estudos têm vindo desmistificar que se pode obter integração óssea em implantes não submersos e que a CI não é a única responsável pela formação de tecido fibroso. (Ericsson et al. cit. in Carboni, 2007).

Tortomano et al., 2005 avaliaram a sobrevivência e o sucesso de 36 implantes *Straumann*, instalados em nove pacientes, após serem submetidos à colocação de carga imediata com próteses metalo-acrílicas instaladas em menos de 48 horas. Foi utilizado o *Periotest®* para avaliar a mobilidade dos implantes após a cirurgia, e nos três meses subsequentes. A evolução clínica foi aferida mensalmente após a remoção da sutura, e finalmente, radiografias foram tiradas após seis, doze e vinte e quatro meses, apresentando uma taxa de sucesso em 100% dos casos. (Loureiro, 2007).

## II - Estabilidade Primária e Secundária

A estabilidade implantar total é a soma da EP e da ES. A estabilidade total diminui nas primeiras semanas, atinge um patamar mínimo e volta a crescer quando a estabilidade obtida com a OI predomina em relação à primária. (Rocha, 2010).

A distinção dos conceitos de EP e ES tomou grande importância quando os clínicos se apercebem que nem sempre é necessário cumprir o protocolo proposto por Bränemark referente à carga tardia e que haveria possibilidade de optarmos por uma carga imediata. (Adell, 1981). A EP quando em valores altos possibilita a instalação da prótese

imediatamente à colocação dos implantes que osteointegrarão em 48 horas. (Rocha, 2010).

Pode definir-se como EP a fixação conseguida no momento da inserção do implante se este possuir características ideais. (Wigren, 2010). É um fenómeno puramente mecânico e foi relatado como a resistência máxima do movimento do implante à sua inserção. (Rocha, 2010). “A base fisiológica que assenta no conceito da importância da EP é a mesma da imobilização após fratura em ossos longos. Não deve haver qualquer movimento entre as suas terminações, para que haja cicatrização da fratura.” (Santos, 2011). A possibilidade de se propor carga imediata ou precoce está diretamente relacionado com o grau de EP avaliada nessa altura. (Loureiro, 2007).

Características favoráveis como a quantidade e qualidade óssea, procedimento cirúrgico executado, forma, dimensão e superfície do implante condicionam a velocidade desta fixação/remodelação. À medida que o osso imaturo se molda ao implante e se transforma em osso lamelar vai-se desencadeando o processo de remodelação óssea, esta estabilidade vai diminuindo e passa a dar lugar à estabilidade secundária numa relação inversa. Desta forma, a EP deve ser medida imediatamente após a instalação. (Rocha, 2010).

Este processo de cura que assenta na remodelação óssea, forma novas áreas de contacto sobre a superfície do implante, devido à capacidade osteo-condutora do titânio. A este contacto de osso novo, chama-se estabilidade secundária ou biológica, que é o resultado da estabilidade mecânica inicial ou primária, substituída pela estabilidade biológica ou secundária. (Straumann, 2012).

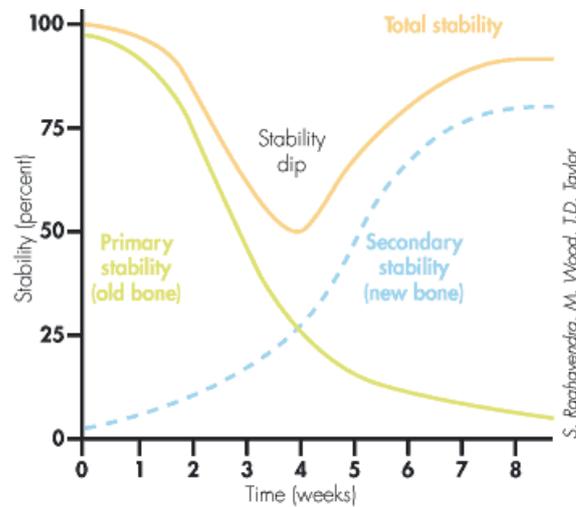


Ilustração 1: Estabilidade Primária e Secundária (Straumann, 2012)

### III - Fatores que influenciam a estabilidade

#### 1. Quantidade e Densidade Óssea

Está demonstrada uma interface direta osso-implante com diversos materiais para implantes endo-ósseos. A densidade do osso disponível tem uma influência fundamental no plano de tratamento, na escolha do implante, na abordagem cirúrgica, no tempo de cicatrização e na progressiva carga inicial ao osso, durante a reconstrução protética.

A fixação inicial obedece a três exigências, intimamente dependentes da densidade óssea no local do implante e que são: preparo ósseo atraumático; proximidade estreita entre o osso com vitalidade e a superfície bio compatível do implante; ausência de mobilidade na interface durante a cicatrização. A qualidade do osso recetor influencia diretamente a quantidade de trauma gerado durante o preparo da osteotomia. Este processo, provoca uma cadeia de reações na interface osso-implante, que afeta a qualidade da superfície utilizada para o suporte de carga. A partir da integração inicial do implante ao osso, o processo de carga originado pelas forças oclusais torna-se um fator crítico para a sua sobrevivência a longo prazo. (Misch, 2008)

Drage et al., 2007 e Lindhe et al., 2004 cit. in Gulsahi, 2011 demonstraram que a quantidade e qualidade do osso disponível no local do implante são fatores locais a ter em conta para determinarmos o sucesso dos implantes dentários.

Lindhe et al., 2004 referiu que a densidade óssea (densidade mineral óssea - DMO) e qualidade óssea não são sinónimos. Gulsahi, 2011, salientou que a qualidade óssea engloba para além da densidade óssea, outros fatores tais como o tamanho do esqueleto, a arquitetura 3D, a orientação do trabeculado, e as propriedades da matriz. A qualidade óssea não é apenas uma questão de conteúdo mineral, mas também de estrutura.

As tensões oclusais aplicadas ao osso através do implante devem permanecer dentro da zona fisiológica ou de sobrecarga leve, caso contrário pode ocorrer sobrecarga patológica com perda óssea associada e micro fratura ou mobilidade do implante. (Misch, 2008).

A taxa de sucesso relaciona-se em grande parte com o volume e qualidade do osso circundante. A importância de um bom plano de tratamento antes da execução do ato cirúrgico, passa por conhecer a quantidade e qualidade óssea existentes nos maxilares. (Gulsahi, 2011).

A quantidade óssea medida para implantologia engloba parâmetros como a espessura, altura, comprimento e angulação. (Misch, 2005). Rocha, 2010 acrescentou ainda, que a quantidade de osso existente no local pode ser um fator limitante para se atingir a estabilidade máxima e que a presença de grandes quantidades de osso permitem a colocação de implantes com maiores dimensões.

A densidade óssea reflete a resistência do osso. (Norton, 2005). A densidade e o volume mínimo são fatores importantes no que concerne à ancoragem e para que esta seja suficiente para estabilizar o implante. (Gulsahi, 2011).

A forma do implante, o protocolo cirúrgico, a cicatrização, o plano de tratamento e o tempo de carga, progressiva num breve espaço de tempo, são únicos para cada tipo de densidade óssea. (Misch, 2008).

É a quantidade de osso cortical e trabecular que determinam as diferentes densidades ósseas. A apreciação da densidade e a sua relação com a implantologia por Linkow 1970 foi qualificada em três grupos: Classe I – tipo de osso ideal, consiste em trabéculas uniformemente espaçadas com pequenos espaços esponjosos; Classe II – osso com espaços esponjosos um pouco maiores e com menos uniformidade do padrão ósseo; Classe III – espaços preenchidos por medula entre as trabéculas ósseas.

O método mais popular de avaliação da qualidade do osso é o que foi desenvolvido por Leckholm e Zarb (1985), que modificaram a classificação de Linkow numa escala de 1-4, com base tanto na avaliação radiográfica como na sensação de resistência experimentada pelo cirurgião ao preparar o local de fixação. Estes citaram quatro tipos de densidades ósseas encontradas nas arcadas dentárias comparando a quantidade de osso cortical e trabecular (Ilustração 2): Tipo I formado por osso compacto homogêneo; Tipo II, ostenta uma camada de osso compacto envolvendo osso trabecular denso; Tipo III, apresenta uma camada espessa de osso cortical envolvendo osso trabecular denso; Tipo IV, representa uma camada fina de osso cortical envolvendo um osso trabecular de pouca densidade. (Farias, 2010).

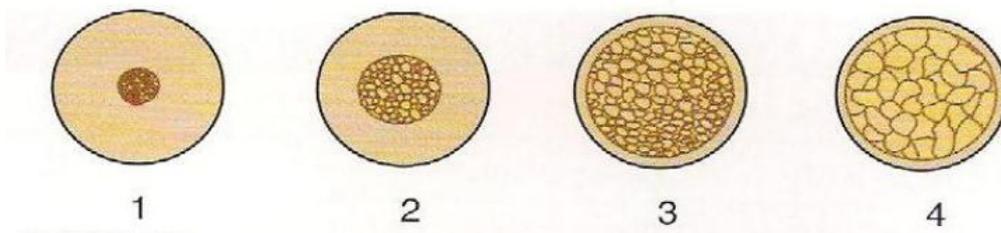


Ilustração 2: Representação da densidade óssea, segundo a classificação de Lekholm e Zarb (adaptado de Misch, 2005, pp 133)

A qualidade do osso depende frequentemente da sua posição na arcada. O osso mais denso é usualmente comum na região anterior da mandíbula, seguida pela região anterior de maxila e posterior de mandíbula, e o osso menos denso é tipicamente encontrado na região posterior da maxila. (Farias, 2010).

O osso pode ser classificado macroscopicamente em quatro grupos de densidades diferentes (do mais denso ao menos denso), compacto denso, compacto poroso, trabecular grosso, e trabecular fino. (Frost cit. in Roberts et al., 1987).

Uma classificação mais recente preconizada por Misch, 1998 reporta 5 critérios de classificação: D1 – osso cortical denso; D2 – cortical óssea fina com núcleo trabeculado; D3 – cortical óssea mais fina com trabeculado fino; D4 – Osso trabecular fino quase sem cortical; D5 – osso não mineralizado, imaturo. (Ilustração 3).



Ilustração 3: Representação da densidade óssea, segundo Misch. A figura representa osso de densidade do tipo D1 (à esquerda) mostrando maior proporção de osso cortical até ao osso de densidade do tipo D4 (à direita) com maior proporção de osso medular. (adaptado de Misch, 2005, pp. 134).

A cortical óssea densa ou porosa é encontrada nas superfícies externas do osso e inclui a crista edêntula. O trabeculado fino ou largo é encontrado dentro da cortical externa e ocasionalmente na superfície da crista edêntula residual. (Norton, 2005).

## 2. Técnica Cirúrgica

Enquanto a densidade do osso não pode ser modificada pelo operador, a forma dos implantes e as técnicas cirúrgicas utilizadas são fatores que podem ser controlados. Existem várias técnicas cirúrgicas para a preparação do leito implantar com base na melhoria da estabilidade primária, tais como a obtenção de ancoragem bicortical, tuberosidade e implantação pterigo-maxilar, técnica de osteótomos e a técnica autoroscante usando uma broca fina em vez dos métodos convencionais. (Moon, 2010).

Não existe nenhum procedimento cirúrgico dado como ideal. Este pode variar de acordo com a forma do implante e a densidade óssea. (Rocha, 2010)

A importância de uma correta preparação do leito cirúrgico é defendida por vários autores como um fenômeno que contribui para o sucesso implantar. Quanto menor for o diâmetro do alvéolo preparado em relação ao diâmetro do implante, maior compressão existirá entre o implante e o osso conseguindo-se assim torques de inserção superiores. Alguns protocolos sugerem que o alvéolo cirúrgico deve ser de aproximadamente 0,7 mm menor que o diâmetro do implante para que esta osteo-compressão se verifique. No entanto, quanto maior for esta diferença maior é estabilidade conseguida através da sub-instrumentação do leito implantar. (Bernardes, 2008)

No momento da inserção do corpo do implante de duas fases (cirurgia da fase I), um parafuso de cobertura da primeira fase é colocado dentro do topo do implante para prevenir que o osso, o tecido mole ou os detritos penetrem na área da conexão do pilar durante a cicatrização. Depois de um período de cicatrização (suficiente para permitir que a interface de suporte ósseo se desenvolva), um procedimento de segunda fase pode ser executado para expor o implante ou para conectar uma porção transepitelial. Esta porção transepitelial é chamada de extensão permucosa, porque estende o implante acima do tecido mole e resulta no desenvolvimento de um selo transmucoso ao redor do implante. Este componente do implante também é designado de pilar de cicatrização, porque uma cirurgia descoberta de duas fases geralmente utiliza este dispositivo para a cicatrização inicial dos tecidos moles. No caso de um procedimento de uma só fase, o cirurgião deve ter colocado a extensão permucosa no momento da inserção do implante ou ter selecionado um projeto do corpo do implante com um colar cervical de altura suficiente a ficar supragengival. No caso da carga imediata, o pilar de cicatrização transmucoso não deve ser usado de maneira alguma caso uma prótese provisória seja colocada no dia da cirurgia ou ser usado até à consulta de remoção da sutura e colocação do dente provisório. A extensão permucosa está disponível em múltiplas alturas para acomodar as variações do tecido mole. Ela também pode ser reta, inclinada ou anatômica para atender ao contorno inicial da cicatrização do tecido mole. (Misch, 2008).

De acordo com Cavallaro, Greenstein e Greenstein, 2009 sugerem diferentes tipos de técnicas cirúrgicas e o protocolo muda perante o tipo de osso que nos deparamos, ou seja, consoante a densidade óssea.

#### i) Técnica Cirúrgica em osso de alta densidade

Neste tipo de osso os mesmos autores recomendam que o médico use uma broca piloto antes de se iniciar a osteotomia e só depois começar com uma broca de 2 mm no local de implantação. Perante um osso deste tipo o operador pode apresentar dificuldades na perfuração de toda a extensão da osteotomia, pois o compartimento trabecular pode apresentar significativa resistência à perfuração, mesmo observando um ponto de penetração do córtex. É de extrema importância o uso de brocas novas e afiadas, irrigação abundante e pressão intermitente durante este procedimento por estarmos perante um osso de fácil sobreaquecimento. As características deste osso referem que a sua capacidade expansiva é muito baixa e por este motivo o procedimento cirúrgico deve estar o mais aproximado possível com o diâmetro do implante a fim de ser inserido. Caso se observe resistência no ato da inserção, deve remover-se o implante de imediato e ampliar-se ligeiramente a osteotomia.

#### ii) Técnica Cirúrgica em osso de média e baixa densidade

Cavallaro, Greenstein e Greenstein, 2009, referem que, no caso de estarmos perante um osso com este tipo de densidade, devemos tomar uma posição mais cautelosa na medida em que podemos com frequência encontrar zonas de queda na resistência à perfuração após ultrapassar a cortical óssea, no entanto, a broca encontra sempre resistência quando penetra esta camada. Quando o clínico prevê uma perfuração de menor resistência (cortical fina e o restante é osso trabecular) os mesmos autores sugerem um tipo de protocolo específico para a perfuração e inserção do implante:

- Realizar uma osteotomia de menor diâmetro comparativamente ao diâmetro do implante. Friberg et al., 1999 e Sakoh et al., 2006 também reforçam este fato;

- Ter atenção na preparação coronal do implante e utilizar uma broca que se aproxime o mais possível com a largura do implante e preparar minimamente a porção apical da osteotomia;
- Colocar o implante supracrestalmente de forma a evitar a reabsorção de osso cortical e eliminar a broca de *countersink*.

### iii) Técnica de impactação óssea com osteótomos

Uma das maiores limitações que encontramos para dar estabilidade primária ao nosso implante, é o tipo de reabsorção óssea que ocorre no maxilar superior e também o tipo de substrato ósseo, nomeadamente em osso pouco compacto tipo III e tipo IV. Há várias técnicas que foram descritas para solucionar este problema, e uma delas, é o alargamento das cristas atróficas com cinzéis e compactação lateral óssea, ampliando assim, a largura óssea do rebordo. (Silva, 2000)

Tatum, em 1975, melhorou a técnica de elevação do seio por janela lateral de Boyne de 1960, sendo o primeiro a conjugá-la com enxerto de osso autólogo, com a finalidade de colocar implantes de maior comprimento. Summers, que andava no encalço de uma técnica de elevação do seio menos invasiva, consegue em 1994 um protocolo cirúrgico mais simples, fazendo uma abordagem através da crista com osteótomos. (Kelly, 2012).



Ilustração 4: Osteótomos de Tatum (adaptado de Tatum surgical product catalog).

A técnica de Summers, adaptando os instrumentos de Tatum consegue através de uma força centrífuga compressiva compactar os espaços medulares, melhorando assim a densidade do osso adjacente. (Nóbrega, 2004).

Dois grupos específicos de instrumentos foram criados de acordo com a necessidade anatômica e a técnica cirúrgica a ser usada. Os osteótomos desenvolvidos são alargadores e provocam descolamento do tecido em três direções (expansores e compactadores), existindo além disso, osteótomos modificados com o objetivo único de expandir a crista óssea estreita (expansores) (ilustração 5). (Silva, 2000)

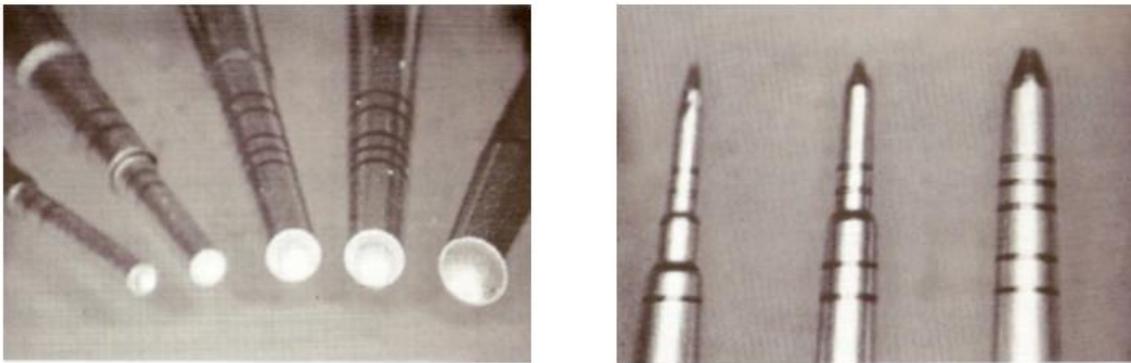


Ilustração 5: Osteótomos de Summers (à esquerda) e Osteótomos de Tatum modificados para cristas ósseas (à direita). (Silva, 2000)

Consegue-se desta forma, aumentar a percentagem de BIC (*Bone Implant Contact*), melhorar a EP e conseguir a introdução de implantes de maior diâmetro. O contorno ósseo, importante sobretudo em zonas estéticas, fica também melhorado. (Nóbrega, 2004)

Garcia-Vives et al., 2009 apuraram numa experiência *in vivo* que implantes colocados usando uma sequência mais curta de osteótomos, em comparação com o uso de uma sequência completa, ofereciam maior EP em osso tipo IV.

Bütcher et al., 2005 e Nhenke et al., 2002 demonstraram que a condensação óssea pode mesmo levar à fratura das trabéculas ósseas esponjosas. Strietzel et al., 2002 afirma que pode até mesmo levar à fratura óssea labial. (Santos, 2011)

Nóbrega, 2004 realçou esta técnica cirúrgica com um estudo em que comprovou que os valores de ISQ eram superiores quando se utilizou compactadores em relação a brocas de perfuração convencionais.

### 3. Forma e Dimensão do Implante

O desenho dos implantes dentários tem sido continuamente modificado nos últimos anos com o objectivo de melhorar novos procedimentos clínicos (carga imediata, osso de má densidade) e por interesse comercial de encontrar uma imagem de marca diferenciadora. (Martinez, 2010)

A necessidade, cada vez maior, de utilizar implantes em situações clínicas desafiadoras estimula a elaboração de estudos sobre as suas superfícies, macro geometria e potenciais alterações que podem interferir no processo cicatricial. (González, 2002)

Actualmente, é consensual, que os melhores resultados clínicos e de transmissão biomecânica, se conseguem com uma macrogeometria com a forma da raíz natural do dente. (Martinez, 2010)

Existem três tipos principais de implantes baseados na sua forma radicular: cilíndricos, aparafusados, ou a combinação de ambos. (Misch, 2010)

A interface pilar-implante pode também influenciar a estabilidade. De uma maneira geral, podemos classificar as interfaces pilar-implante de acordo com duas características morfológicas: a forma de encaixe entre o componente protético e o implante e a posição da interface em relação ao implante. Relativamente à forma de encaixe entre o componente protético e o implante, este pode ser horizontal (por exemplo, hexagonal) ou vertical (por exemplo, cone morse). Relativamente à posição da interface em relação ao implante, o implante pode ser de conexão externa ou interna. (Bernardes, 2009)

Desta maneira, poderemos ter interfaces planas externas (implantes de hexágono externo), planas internas (p.e. hexágono interno) ou cónicas internas (cone Morse). Tais diferenças morfológicas não influenciam apenas o relacionamento da prótese com o implante, mas trazem modificações sobre o desenho total de cada um desses implantes dentários e, conseqüentemente, afetam diretamente a sua forma de uso. (Bernardes, 2009)

O uso recente de *platform switch* (troca de plataforma), com pilares mais pequenos do que a plataforma do implante, permitem o desenvolvimento de algum espaço biológico na plataforma do implante resultando numa perda óssea significativamente menor. Deste modo, se o paciente tiver uma quantidade limitada de osso cortical, o clínico poderá achar esta plataforma vantajosa, já que irá ajudar a preservá-lo, aumentando assim a EP. A utilização de *platform switch* pode ser vantajosa em qualquer tipo de osso, mas é particularmente benéfica quando o paciente tem insuficiência de osso cortical, já que este sistema resulta em menor perda óssea. Cappiello et al. cit. in Cavallaro, 2010 constataram que a perda vertical de osso nos implantes colocados com este tipo de plataforma variou entre 0,6 e 1,2 mm (média 0,95 mm) enquanto, nos implantes colocados sem esta plataforma, a perda óssea este entre 1,3 e 2,1 mm (média 1,67 mm).

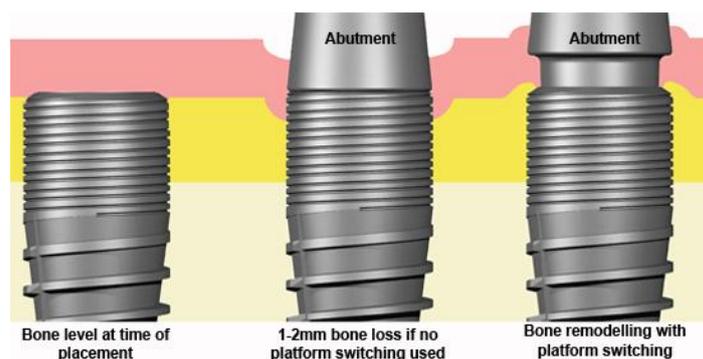


Ilustração 6: Em muitos sistemas de duas peças a interface pilar-implante pode dar origem a uma área de inflamação local, causando reabsorção óssea. É necessária uma largura biológica de 2-3mm acima do osso, a fim de estabelecer uma barreira de tecido mole. Verificou-se que a largura biológica não precisa de ser uma dimensão vertical, mas pode ter uma componente horizontal. A plataforma de comutação fornece uma distância horizontal e assim preserva a crista óssea. (adaptado de Osteo-ti, 2013).

Sabe-se que a estabilidade é influenciada pelos sistemas de fresagem, pela macro geometria e pela densidade óssea, apesar de não existir consenso sobre qual o implante que melhor favorece a osteointegração em diferentes densidades. O macro e o microdesenho dos implantes, nomeadamente a associação de algumas características morfológicas parece estar relacionado com o sucesso dos implantes. A conicidade do implante na sua porção mais apical, o tipo de rosca e o perfil de corte da mesma são factores que influenciam o sucesso do implante. As micro-roschas devem aumentar a área de contato osso-implante e a existência de uma rosca interna e externa no corpo do implante deve influenciar o processo de reparação e de osteointegração. Em relação à conicidade, diversos autores têm demonstrado que esta característica aumenta a estabilidade inicial do implante, sendo que, por esse motivo, os implantes cónicos estão indicados em regiões com menor densidade óssea. (Bezerra, 2010)

Os implantes cónicos têm uma ampla base de indicações. Em vez de apresentarem um diâmetro uniforme, estes implantes simulam melhor a forma natural das raízes dentárias. São mais largos na área cervical do que no ápice. Quando utilizados imediatamente após a extração, os implantes cónicos oferecem um grande número de vantagens. O maior diâmetro cervical fornece um melhor suporte vestibular e ajuda a preservar a proeminência radicular, benefício importante na reabilitação com implantes, especialmente na zona estética anterior da maxila. O maior diâmetro cervical também melhora a interface osso-implante, o que, por sua vez, estabiliza e cria um melhor perfil de emergência na prótese definitiva. Em muitos casos, o desenho cónico pode obviamente reduzir a necessidade do uso de materiais de enxerto ou membrana, ajudando assim a reduzir o custo do tratamento. A incidência de fenestração e deiscência é bastante reduzida com este tipo de implantes ao contrário dos implantes cilíndricos. O desenho cónico também permite que o implante seja instalado na mesma posição da raiz extraída. A perfuração das fossas sub-mandibular e digástrica na mandíbula também pode ser evitada. Uma vez que a posição do implante é similar àquela do dente extraído, a restauração pode ficar em posição mais favorável em relação ao arco oposto, reduzindo, assim, uma carga excessiva fora do longo eixo sobre o implante. Além disso, o implante cónico pode ser utilizado em casos com raízes adjacentes convergentes, nas quais um implante cilíndrico seria contra-indicado. (Babbush, 2011).

Os implantes cónicos parecem apresentar sucesso em osso tipo 4 (segundo a classificação de Lekholm e Zarb), especialmente quando a espessura e altura não são suficientes, como por exemplo na tuberosidade maxilar. Nesses casos, recomenda-se que a preparação inicial seja feita usando um osteótomo cilíndrico de 2 mm 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 de 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 do implante. (Alves, 2009).

González, 2002 adianta que, para tipos de osso IV (segundo classificação de Leckholm e Zarb, 1985) nas quais as taxas de sobrevivência dos implantes são menores, deve ter-se em atenção a escolha do tipo de implante, escolhendo sempre desenhos que melhorem a compactação do mesmo e eliminem uma quantidade mínima de osso. Mais tarde, concluiu-se que o desenho de eleição para tipos de ossos de má qualidade é o cónico. O que não acontece em ossos muito compactos, pois o implante cria pressão e causa sobrecarga e posteriormente osteólise.

Estes implantes foram concebidos para implantação imediata após a extração e são conhecidos por aumentar a estabilidade primária, proporcionando maior pressão sobre o osso cortical de regiões com qualidades de osso pobres. (Moon, 2010).

A teoria por detrás do uso deste tipo de implantes é o de proporcionar um certo grau de compressão no osso cortical do alvéolo ósseo deficiente, diminuindo a distribuição das forças no osso adjacente, criando assim uma maior compactação das paredes do osso em comparação com a osteotomia adjacente das paredes paralelas implantares. Desse modo, quando inserido, cria-se uma compressão óssea lateral. (Chong, 2009).

Estes implantes destacam-se pela sua zona apical, por possuírem três tipos de rosca e pelo perfil de corte das mesmas. As micro-roschas, aumentam a área da sua superfície em contacto com as paredes do osso adjacente e a existência de uma rosca interna e externa

no corpo do implante, deve influenciar o processo de reparação e osteointegração. (Bezzera, 2010).

A escolha da forma do implante ganha bastante importância no que concerne à decisão de CI. Payne et al. estudaram dez pacientes durante um ano. Colocaram-se dois implantes de desenho cônico na zona anterior da mandíbula carregados imediatamente e de maneira progressiva e reabilitados com sobredentaduras fixas com *attachements* de bola durante duas semanas. A taxa de sucesso foi de 100% observando-se perdas de crista óssea semelhantes às encontradas em procedimentos de carga convencional. (González, 2002).

Os implantes cilíndricos tendem a correr o risco de perfuração labial devido às concavidades vestibulares, enquanto a diminuição do diâmetro para a região apical no implante cônico, acomoda a concavidade e nestes, isso não se verifica. Pensa-se que, quando o implante de desenho autoroscante é inserido, o osso cortical denso é comprimido, aumentando assim a estabilidade primária do implante. O implante autoroscante tem também uma característica de corte aumentada. Este tipo de implantes são normalmente projetados com lâminas de corte verticais no terço apical do implante. As lâminas de corte reduzem a área da superfície da rosca e, portanto, minimizam o contato implante-osso no terço apical. Contudo, não é claro se as lâminas de corte influenciam ou não a estabilidade do implante mas este conhecimento é importante, pois permite uma melhor compreensão de como o desenho do implante afeta a estabilidade e se traduz clinicamente num resultado de maior sucesso. (Chong, 2009).

Desde o começo do uso de implantes na prática clínica que os mais utilizados foram os cilíndricos rosqueáveis. Os implantes rosqueáveis transmitem forças axiais mais favoráveis e são mais resistentes a cargas de compressão maiores do que os implantes lisos. (Ibrahim, 2011).

Chong, 2009 num estudo em que comparou o efeito da estabilidade inicial em implantes com e sem roscas, verificou que não existia diferença na estabilidade entre ambos no osso de média e alta densidade, quando inseridos nos 2/3 e 1/3 de profundidade. Tudo indica, que a estabilidade inicial total do implante não é conseguida apenas quando este

atinge a maior profundidade e portanto não está unicamente associada ao desenho do terço apical, mas sim ao desenho de toda a superfície do implante.

Para que a prótese se mantenha funcional por muito tempo na cavidade oral de um paciente, conservando a saúde do tecido ósseo peri implantar e a osteointegração, é de extrema importância que ocorra a distribuição de cargas mastigatórias da melhor maneira possível. Neste sentido, alguns fatores envolvendo as características próprias dos implantes devem ser observados, tais como o comprimento e o diâmetro. (Haddad, 2008).

Patra et al. cit. in Ibrahim, 2011 referem que o desenho de implantes cónicos apresenta níveis de pressão no osso mais elevados do que os implantes paralelos.

Kim et al., 2008 efetuou um estudo de análise de torque de inserção usando o motor cirúrgico com controlo de torque (Elcomed SA200C, W&H, Bürmoos, Austria) e concluiu haver diferença entre implantes cónicos e cilíndricos, sendo que os primeiros necessitam de um torque superior a partir do meio de inserção e que isso se deve provavelmente a um contacto mais íntimo devido à diferença de diâmetro entre as partes coronal e apical dos implantes cónicos. O mesmo autor faz referência a alguns estudos clínicos que mostraram resultados mais favoráveis para os implantes cónicos, contudo a preparação do leito deve ser mais cuidadosa caso contrário a sua inserção pode produzir micro fratura e isquemia no osso circundante retardando a osteointegração, podendo levar à perda do implante. A estabilidade mecânica conseguida, de forma excessiva, pode também ser prejudicial.

#### i) Diâmetro

O diâmetro de um implante é a dimensão medida da ponta da linha de maior comprimento que atravessa o centro do implante até à ponta da mesma linha, do lado oposto. Então, diâmetro não é sinónimo de plataforma do implante, que é medida da interface de conexão do implante com o pilar. Os implantes de largo diâmetro foram introduzidos para expandir a instalação em áreas de osso de baixa densidade e altura

limitadas. Atualmente os implantes disponíveis no mercado variam em diâmetro 3-7 mm. (Haddad, 2008).

De um ponto de vista biomecânico, o uso de implantes mais amplos permite a aplicação de um binário mais elevado na colocação dos componentes protéticos. As principais vantagens de optarmos por implantes de maior diâmetro são o maior envolvimento de osso pelo implante e o maior envolvimento das corticais, permitindo a colocação imediata em áreas de falhas e ainda a redução de *stress* e tensão nos pilares. (Ibrahim, 2011).

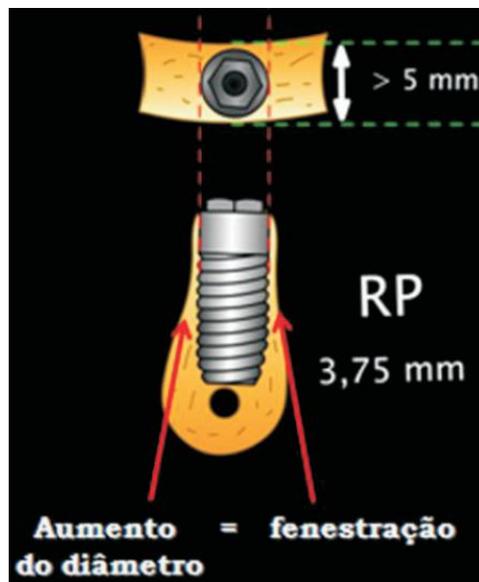


Ilustração 7: Avaliação das distâncias anatômicas (distância com canal mandibular e dentes adjacentes) para a seleção do diâmetro. (adaptado de Haddad, 2008).

Haddad, 2008 acrescenta que favorece a aplicação de um maior torque quando do posicionamento dos componentes protéticos, mas é limitado pelas estruturas ósseas remanescentes e pelos requisitos estéticos para a obtenção de um perfil natural de emergência. A indicação para usarmos determinado diâmetro está na dependência das distâncias ósseas no paciente (distância méso-distal, vestibulo-lingual e proximidade com estruturas anatômicas e dentes remanescentes), sendo de extrema importância para o sucesso do implante, que o mesmo esteja envolvido por uma camada óssea de pelo menos 1 mm em todas as suas superfícies.

## ii) Comprimento

O comprimento do implante é a dimensão que vai da plataforma ao ápice do implante. É bastante discutível se os implantes mais longos garantem taxas de sucesso e prognósticos melhores. (Haddad, 2008).

Em comprimento os implantes dentários variam entre 6-20 mm mas o vulgarmente utilizado ronda os 8-15 mm (que corresponde ao comprimento normal das raízes dos dentes). À medida que o comprimento aumenta os níveis de *stress*/tensão reduzem devido à maior área de superfície que aportam. Desse modo, aumenta também a resistência mecânica às forças de mastigação. O comprimento do implante a escolher depende, é claro, da quantidade de osso disponível, tal como acontece com o diâmetro. O uso de um implante de maior largura é limitado ao rebordo residual existente e às exigências estéticas para um perfil de emergência natural. (Ibrahim, 2011).

Acredita-se que o fator mais importante para o sucesso do implante seja, o sucesso da cirurgia. Após muitos anos de estudo clínico e avaliações, conclui-se que mediante uma cirurgia correta de colocação, o sucesso do implante é geralmente superior a 98%, independentemente do tamanho ou até do desenho do implante. (Misch, 2008)

Os insucessos nos implantes acontecem com mais frequência quando ocorre carga precoce em tipos de osso mais medular ou quando os implantes colocados são curtos. Uma revisão da literatura por Goodacre et al., entre 1981 e 2003 revelou que, após vários implantes serem sujeitos a carga, as taxas de insucesso aumentaram para uma média de 16%, quando colocados num tipo de osso de baixa densidade. Misch realizou uma revisão da literatura entre 1981 e 2004 e encontrou uma taxa global de insucesso de cerca 18% para implantes mais curtos do que 10 mm. Weng et al. relataram num estudo multicêntrico de seis anos, que a taxa de insucesso de implantes de sete milímetros era de 25% e que nos implantes de pequena dimensão, quando colocados na zona posterior da maxila em carga, a taxa de insucesso seria superior quando comparada com qualquer outra zona intraoral. (Misch, 2008)

Oliveira, 2012 cit. in Miyamoto et al., 2005 concluíram que a estabilidade primária dos implantes dentais é pouco influenciada pelo comprimento do implante.

#### 4. Tratamento de Superfície do Implante

Estudos têm mostrado que certos tipos de texturas nas superfícies de implantes, podem aumentar a estabilidade quando comparadas aos implantes com superfície não texturada. Neste tipo de texturas, incluem-se as ranhuras de superfície adequadamente posicionadas nas roscas do implante. Acredita-se que este tipo de ranhuras possa otimizar a estabilidade do implante, particularmente quando condições clínicas não favorecem o sucesso do implante (Babbush, 2011).

Num estudo em coelhos envolvendo superfícies de implantes oxidadas o osso foi estimulado a formar-se ao longo de um implante com ranhuras de 110 e 200 microns de largura e 70 microns de profundidade. Concluiu-se que, a ranhura de 110 microns aumentou significativamente a resistência às forças de cisalhamento. Pesquisas mostram que se o osso se une preferencialmente às ranhuras, então, elas devem ser estendidas até o colo do implante para aumentar a área de superfície e o contato osso-implante. (Babbush, 2011)

Foi demonstrado que a modificação no padrão topográfico da superfície aumenta não só o contacto osso-implante, mas também a interação da biomecânica da interface em períodos de implantação inicial. Vários sistemas de implantes têm incorporado textura, rugosidade ou poros nas suas superfícies, procurando assim uma maior área de contato que promova um maior potencial para a inserção celular, e o crescimento tecidual no interior destas irregularidades para estabilizar mecanicamente o implante. (Khalil, 2009)

As técnicas de tratamento superficial podem influenciar várias etapas do processo de desenvolvimento e estabelecimento da osteointegração e posterior estabilidade primária e isto deve-se ao facto de, numa superfície tratada, existir maior área entre implante e o osso do que numa superfície lisa. (Rocha, 2010).

Num estudo em que se investigaram doze parâmetros em fêmures de cães, somente as características das superfícies desempenharam um papel relevante na osteointegração dos implantes. De modo que, algumas publicações passaram a relatar fracassos significativos dos implantes com superfícies lisas, quando instalados em maxilares com pouca altura de rebordo alveolar e com baixa densidade óssea. (Amarante, 2001).

Superfícies rugosas têm vindo a ter um uso generalizado e têm substituído em grande medida os implantes com superfícies lisas. Vários métodos têm sido desenvolvidos no sentido de criar uma superfície rugosa e melhorar a integração óssea de implantes de titânio. (Novaes, 2010)

Dinato, J. C. & Polido, W. D. cit. in Loureiro, 2007 classificaram os processos de texturização de superfície em dois grupos: processos de adição e processos de subtração. O jateamento ou sinterização pode criar superfícies rugosas ou porosas independentemente do material utilizado, enquanto o processo de subtração gera superfícies apenas porosas. Estas últimas apresentam irregularidades com profundidade média de 150 a 300  $\mu\text{m}$ , enquanto superfícies rugosas apresentam uma média de 10 a 40  $\mu\text{m}$  para o titânio e de 50 a 70  $\mu\text{m}$  para a hidroxiapatite (HA). A aspersão térmica é o processo de texturização superficial mais empregue em implantes dentários podendo-se utilizar ou partículas de titânio ou HA. Dentro deste tipo de processo as técnicas mais usadas são o jateamento de partículas de titânio ou óxido de alumínio, o ataque ácido (com ácido fluorídrico, sulfúrico ou clorídrico), a combinação de jateamento com ataque ácido e a subtração por laser.

#### i) Jateamento de Partículas

É uma técnica simples e de baixo custo que consiste em aspergir partículas de óxidos sobre a superfície do implante, resultando em cavitações ou ranhuras irregulares de grande profundidade. As partículas projetadas com elevada velocidade e pressão do bocal de uma pistola por meio de ar comprimido, provocam deformação plástica na superfície do implante aumentando assim, a rugosidade superficial. Do ponto de vista mecânico, confere um melhor acabamento superficial do implante uma vez que elimina

pequenos defeitos gerados na mecanização, como fendas/fissuras e saliências. (Khalil, 2009).

## ii) Ataque Ácido

Tem por objetivo principal a limpeza da superfície, criação de rugosidade e ativação da superfície através da alteração estrutural da camada de óxido. A profundidade da rugosidade criada é determinada pela concentração, tempo de aplicação e temperatura do ácido. A rugosidade obtida por este método está na faixa de 0,5 a 3  $\mu\text{m}$ . A desvantagem deste método é que pode acarretar a fragilização do titânio pela incorporação de hidrogénio ao material, resultando em micro fissuras na sua superfície. A fragilização do titânio por hidrogénio está associada com a formação de uma fase híbrida, acarretando redução da ductilidade do titânio. Este fenómeno está relacionado com a ocorrência de mecanismos de fratura nos implantes dentários. Muitos fabricantes utilizam ataque ácido em combinação com outra técnica de tratamento superficial para obtenção de implantes com superfícies híbridas, possuindo características simultâneas de macro e micro retenção.

## IV- Métodos de avaliação da estabilidade

### 1. Métodos Invasivos

#### i) Exames histológicos e histomorfométricos

“São bastante sensíveis na aferição da OI e quantificação do BIC. Os valores de OI não podem ser reavaliados. Não são métodos passíveis de serem aplicados *in vivo*.” (Nóbrega 2004)

#### ii) Teste de Torque de Remoção

O teste de torque de remoção proposto por Roberts et al. 1984 cit. in Atsumi et al. 2007 mede o “torque limite” em que a interface osso-implante é destruída.

É um método experimental que avalia a força de união na interface implante-tecido ósseo, em modelos animais. Mede o torque necessário para provocar a rutura da união entre a superfície do implante e o osso circundante. (Nóbrega, 2004)

Sullivan et al., 1996 cit. in Atsumi et al. 2007 in Santos 2007, indicaram que se o valor fosse superior a 20 Ncm considerar-se-ia haver sucesso da osteointegração, mas este facto não foi fundamentado por nenhuma informação científica adicional.

Este teste é usado par comparar o grau de osteointegração após vários meses da colocação do implante. (Fernandes et al., 2007, cit. in Park et al. 2009).

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

## 2. Métodos não Invasivos

### i) Perceção do Operador

A perceção de um operador experiente embora útil, é muito subjetiva. Atsumi, 2007 refere que um sistema de controlo de torque incorporado num motor cirúrgico dá um valor mais objetivo do que qualquer perceção não mensurável baseada na experiência.

### ii) Exames radiográficos

“A evolução e o êxito observados, nas últimas décadas, na área da implantologia podem ser atribuídos, até certo ponto, aos avanços conseguidos na área da Radiologia, um excelente meio de diagnóstico. A incorporação de novos métodos radiológicos associados a um cuidado exame clínico fornecem a chave para um correto diagnóstico e

uma planificação cada vez mais precisa da técnica cirúrgica a realizar. Além do mais estes métodos constituem um ótimo meio de avaliação intra-operatória e pós-operatória no controlo do processo de osteointegração” (Alcoforado, 2008)

#### a) Radiografia Panorâmica

A radiografia panorâmica é uma ferramenta simples, rápida, de baixo custo e de baixa radiação. Este tipo de radiografia possibilita uma excelente visualização geral dos maxilares e da dentição. (Liu, 2009)

Como vantagens apresentam o facto de serem de baixo custo e de rápida disponibilidade (Tyndall e Brooks, 2000 cit in. Alcoforado, 2008), são de rápida e simples execução e não necessitam de manipulação intra-oral. (Mol, 2004 cit. in Alcoforado, 2008). Permitem a análise de diversas características anatómicas importantes como os seios maxilares, as fossas nasais e o trajeto dos nervos dentário inferior e localização dos orifícios mentonianos (Babbush, 1993; Takeshi et al., 1991; Benson et al., 1991 cit. in Alcoforado, 2008). Possibilitam a realização de medições, no sentido vertical, com suficiente precisão desde que o fator de magnificação seja conhecido, (Dula et al., 2001 cit. in Alcoforado, 2008).

No entanto, a radiografia panorâmica apresenta limitações foi fornece-nos uma imagem bidimensional tornando impossível a observação de inúmeras zonas no contorno do implante e a sua capacidade de previsão de estabilidade é reduzida. (Nóbrega, 2004)

Imprecisão nas medidas demonstradas, sobreposição das sombras das vias aéreas, sombras dos tecidos moles e imagens fantasmas são algumas das desvantagens deste exame. Para além disso, a largura vestibulo-lingual e a angulação do osso disponível não pode ser visualizada neste tipo de radiografia. Acredita-se que, este tipo de radiografia parece ser suficiente para avaliar a altura óssea para a inserção posterior de implantes. (Liu, 2009)

A radiografia panorâmica é considerada um método de diagnóstico inadequado quando existe necessidade de realizar medições precisas de estruturas. É também inadequada para verificar angulações precisas das raízes dos dentes e para verificar o paralelismo

das raízes. A precisão da dimensão horizontal que é fornecida pela radiografia panorâmica depende de um correto posicionamento dos maxilares em relação aos centros de rotação do ortopantomógrafo durante o percurso dos feixes de raio-x. Uma incorreta técnica de posicionamento do paciente ou o facto de este se movimentar durante o feixe de raio-x provocam distorções nas radiografias e concomitantemente erros na análise das mesmas. Nestes casos as radiografias intra-orais retro-alveolares são mais úteis. (Stramotas, 2002)

#### b) Tomografia Computorizada

A tomografia computadorizada tem muitas aplicações na Medicina Dentária. Pode ser usada para identificar e delinear processos patológicos, visualizar dentes retidos, avaliar os seios paranasais, diagnosticar trauma, mostrar os componentes ósseos da articulação temporomandibular e os leitos para implantes dentários. (Rodrigues, 2007).

É um exame avançado de imagens, que, em implantologia, nos fornece imagens mais precisas dos locais apropriados para a colocação do implante dentário, pois proporciona-nos uma visão tridimensional dos rebordos alveolares. (Santos, 2007).

O feixe de raio-x colimado passa através do paciente e o remanescente é captado por um detetor, a informação obtida por meio de algoritmos matemáticos, reconstrói a imagem e coloca-a no monitor. Na implantologia dentária os programas computadorizados são usados para rearranjar informações e para reformatar uma série de imagens ao longo do rebordo alveolar. (Albani 2003)

Graças aos avanços de resolução de imagens deste tipo de exame, tornou-se possível construir modelos anatómicos tridimensionais (3D) dos maxilares e do crânio. (Albani, 2003). Rodrigues, 2007, salienta a importância de não haver risco para o paciente nem ser necessário internamento para este tipo de procedimento.

Os cortes axiais, realizados preferencialmente de 1 em 1 mm, são impressos em tamanho real (escala de 1:1), conjuntamente com uma escala de medição, o que permite ao operador a medição imediata das diferentes distâncias nos variados cortes (Dula et

al., 2001 cit. in Alcoforado, 2008) sem necessidade de aplicar nenhum tipo de coeficiente de correção (Dandrau et al., 1992 cit. in Alcoforado, 2008)

Com este meio auxiliar de diagnóstico é então possível obter informações não só acerca da altura, espessura e inclinação do processo alveolar, mas também sobre as estruturas anatómicas e topográficas. Desta forma, permite a visualização das irregularidades da maxila e da mandíbula, incluindo a morfologia e localização de estruturas internas como o nervo dentário inferior e o seio maxilar. (Marcus et al., 1993 cit. in Alcoforado, 2008).

Para Dantes e Campos 2002 cit. in Albani 2003, a tomografia computadorizada oferece informações detalhadas da anatomia do rebordo alveolar em secções transversais. Além disso, o clínico é capaz de determinar a localização exata de estruturas nobres anatómicas – canal mandibular, canal incisivo, fossas nasais e seio maxilar – julgar qualitativamente e com segurança a estrutura óssea e medir a altura e largura do rebordo alveolar, bem como a distância entre as suas corticais vestibular e lingual.

Carvalho, 2006 acrescenta que é o único método de diagnóstico radiográfico justificável que permite ter apenas conclusões gerais acerca da estrutura e densidade dos maxilares e portanto, acerca da estabilidade primária que estes proporcionarão.

Rothman, 1998 descreve que tem sido encontrada uma média de erro de 0,8 mm na medida feita por esta técnica. (Albani 2003)

Uma grande vantagem perante a radiografia panorâmica é poder visualizar-se o osso na direção vestibulo-lingual (Merheb, 2010 cit. in Santos, 2011).

Quando se fala em desvantagens Langlang e Langlais, 2002, Sethi, 1993, Tyndall e Brooks, 2000 e Borges et al., 2001 cit. in Albani, 2003 afirmam que são: o custo deste exame, a quantidade de exposição à radiação, os artefactos que podem ocorrer devido a restaurações metálicas nos dentes remanescentes, que podem comprometer a imagem da área seleccionada.

### c) Tomografia de Feixe Cónico

Outro recurso auxiliar é a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), que fornece as imagens radiográficas de seção transversal e facilitam a avaliação apropriada dos locais potenciais para colocação de implantes. (Carvalho, 2006).

A TCFC foi desenvolvida para fornecer imagens com baixa dose de radiação, grande resolução e contraste das estruturas da cabeça e pescoço, assim como outras áreas anatómicas (Cha, et al. 2007, Miracle et al. 2009 cit. in Correia 2010). Originalmente foi produzida para angiografias (Mozzo et al. 1998 cit. in Machado 2009).

A TCFC, *cone beam* oferece uma visualização em 3D da boca, da face e dos maxilares em qualquer direção. (Babbush, 2011). É baseada na tomografia volumétrica e usa a extensão digital a duas dimensões (2D) na área do detector, combinado com um feixe de raio-x a 3D. Esta técnica de feixe cônico, envolve apenas uma passagem a 360° com o *scanner*, onde a fonte de raio-x e a área recíproca se movem à volta da cabeça do paciente. Esta mantém-se estabilizada com um cefalostato. Posteriormente, um *software* de leitura de ficheiros de formato *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM) irá agregar as cerca de 512 imagens de cortes axiais e gerar imagens 3D. O *software* fornecido pelos fabricantes permite expandir a escala de cinza e adicionar cores para delinear as densidades dos tecidos duros e dos tecidos moles. (Correia 2011).

Compreende-se que permite eliminar o trabalho de suposição que era anteriormente necessário quando se tentava determinar a colocação de um implante a partir de uma imagem bidimensional. (Babbush, 2011)

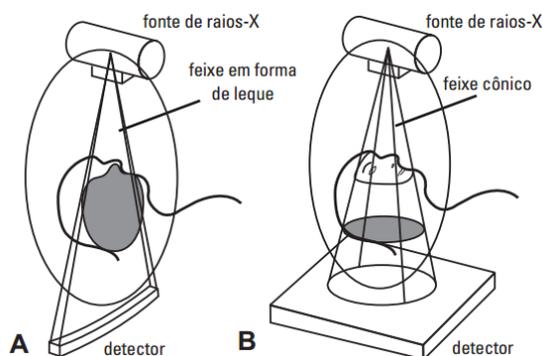


Ilustração 8: Comparação gráfica do tomógrafo tradicional (A) e do tomógrafo de feixe cônico (B) com a fonte e o detector de raios-X.

Atualmente este método tem sido produzido na Itália, Japão e Estados Unidos e está comercialmente disponível em diversos países. A tecnologia tem sido aperfeiçoada ao longo dos anos a um preço bem mais acessível que a tomografia convencional. (Yamamoto, 2003 cit. in Machado, 2009)

	TC tradicional	TC de feixe cônico
Dimensão do aparelho	- grande - permite exame do corpo todo	- mais compacto - permite apenas exame da região de cabeça e pescoço
Aquisição da imagem	- diversas voltas do feixe de raios-x em torno do paciente - cortes axiais	- uma volta do feixe de raios-X em torno do paciente - imagens bases semelhantes à telerradiografia
Tempo de escaneamento	-1 segundo multiplicado pela quantidade de cortes axiais necessárias - exposição à radiação ininterrupta	- 10-70 segundos de exame - 3-6 segundos de exposição à radiação
Dose de Radiação	- alta	- menor, aproximadamente 15 vezes reduzida em relação à TC helicoidal
Custo financeiro do exame	- alto	- reduzido
Recursos do exame	- reconstruções multiplanares e em 3D	- reconstruções multiplanares e em 3D, além de reconstruções de radiografias bidimensionais convencionais
Qualidade da imagem	- boa nitidez - ótimo contraste - validação das avaliações quantitativas e qualitativas	- boa nitidez - baixo contraste entre tecido duro e mole - boa acurácia
Produção de artefatos	- muito artefato na presença de materiais metálicos	- pouco artefato produzido na presença de metais

Ilustração 9: Quadro comparativo da Tomografia convencional e da TCFC. (Farias, 2013)

Além da melhoria na precisão da imagem e na visualização das estruturas, os *softwares* para as radiografias de TCFC permitem ao Médico Dentista uma análise de diagnóstico avançada para um planejamento cirúrgico. Permitindo em muitos casos realizar uma prototipagem rápida do implante pretendido. (Babbush, 2011)

É considerada uma importante ferramenta de diagnóstico por apresentar uma série de vantagens sobre as radiografias convencionais, sendo a maior delas a eliminação da sobreposição da imagem e a preservação de detalhes dos tecidos moles. Ferreira e Vicente, 2001 cit. in Albani, 2003. Aliada a esta vantagem Patel e Dawood, 2007 cit. in Machado, 2009 destacam a importância da baixa dose de radiação por ela utilizada (apenas 8% da necessária para uma tomografia convencional). Garib et al. 2007 e Rumboldta et al. 2009, cit. in Correia 2010, acrescentam que este aparelho pode custar

25% do preço de um “*scanner*” normal, ser de tamanho mais reduzido, ter maior qualidade de contraste, ser mais rápido, possuir detalhes submilimétricos das estruturas ósseas e menos artefactos de metal.

Atualmente a TCFC não é comparticipada pelo Sistema Nacional de Saúde Português o que representa uma enorme desvantagem em relação à tomografia convencional. (ACSS, 2013)

### iii) Teste de Torque de Inserção

Estudos clínicos demonstraram uma relação entre a estabilidade inicial e o sucesso de um implante osteointegrado. A estabilidade inicial pode ser medida pela avaliação do torque necessário para a inserção do implante. O torque de inserção resulta de vários níveis de *stress* que é transmitido ao osso adjacente durante a colocação do implante visto que, o leito implantar é ligeiramente menor que o diâmetro do implante. Necessita de ter pelo menos 30Ncm para obter taxas de sucesso. (Sotto-Maior, 2010)

Um torque de inserção acima de 50Ncm, pode ocorrer durante a colocação do implante devido a uma elevada densidade óssea. No entanto, valores superiores a 50 Ncm são normalmente considerados excessivos, uma vez que, geralmente, induzem uma maior transmissão de *stress* compressivo nas paredes do osso perimplantar. Alguns estudos, concluíram que forças excessivas de *stress* compressivo no tecido ósseo podem provocar falhas na cicatrização ossea e na osteointegração. (Sotto-Maior, 2010)

É cada vez mais importante a obtenção de uma ferramenta que nos permita obter uma previsão a respeito da osteointegração de um implante para se obter um prognóstico mais fidedigno. Esta técnica deve obedecer a alguns requisitos tais como: baixo custo, não ser invasiva, não colocar em risco o sucesso do implante e ser uma técnica simples e rápida que nos permita executá-la em ambulatório. (Carvalho M., 2008)

A utilização deste método é controversa, porque alguns autores, como Friberg et al., 1996 cit. in Santos, 2011 e Sakoh et al., 2006 cit. in Santos, 2011 consideram-no ser invasivo.

Como já foi referido anteriormente existem diversos fatores que influenciam o sucesso dos implantes. Uns são inerentes ao implantologista, como por exemplo, a qualidade e quantidade óssea do paciente. Contudo, existem outros fatores onde é possível que o profissional atue para aumentar a taxa de sucesso. Um desses fatores é a estabilidade inicial do implante. Desta forma, o valor numérico da estabilidade inicial torna-se uma informação valiosa e uma ferramenta que deve ser explorada. Este valor pode ser traduzido como o valor do torque aferido no momento do assentamento final do implante no leito implantar recetor, definido como torque de inserção. Segundo Lioubavina et al., 2006 e Nedir et al., 2004 é um dos requisitos fundamentais para a obtenção da osteointegração e pode facilmente ser obtido com o auxílio de um torquímetro cirúrgico. (Carvalho, 2008).

Esta análise, originalmente desenvolvida por Johansson e Strid e posteriormente melhorada por Friberg et al. (PCR) processa-se com a avaliação da quantidade de energia ( $J/mm^3$ ) gerada por um motor elétrico, que por sua vez corta uma unidade de volume de osso durante a cirurgia de colocação de implantes. Com o desenvolvimento deste método de análise e com várias marcas a desenvolver aparelhos para esta medição tornou-se então importante o reconhecimento de áreas de baixa densidade óssea e obter-se uma medida precisa da rigidez óssea durante a abordagem cirúrgica para obter relações acerca da estabilidade primária. (Atsumi, 2007)

A influência da espessura da cortical no torque de inserção e na estabilidade primária é mostrada na figura. Pode-se observar que o torque para inserir os implantes aumenta com o aumento da espessura da cortical. As posições das curvas mostram que o torque aumenta significativamente quando a espessura da cortical aumenta de 1,0 mm para 2,0 mm. Este aumento é de aproximadamente 108 % para o torque de inserção. Contudo, com aumento da cortical de 2,0 mm para 3,0 mm o aumento do torque médio é de apenas 16,7%. (Oliveira, 2012)

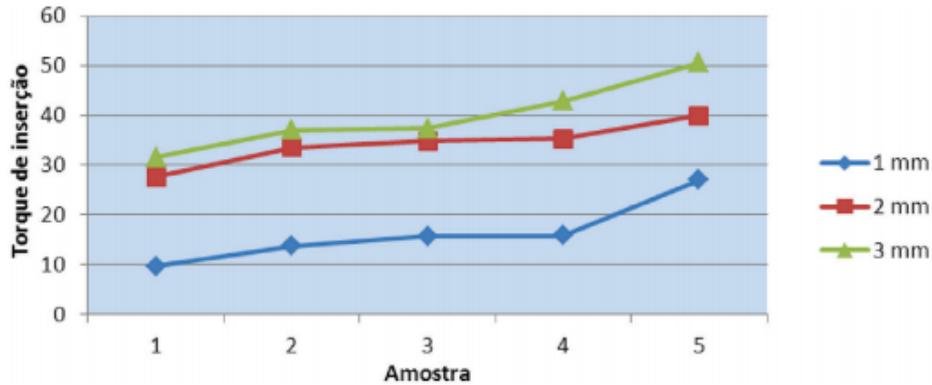


Ilustração 10: Torques de inserção em diferentes espessuras de cortical - Influência da espessura da cortical nos torques de inserção dos implantes em osso sintético com corticais de 1, 2 e 3mm. (adaptado de Oliveira, 2012)

O torque de inserção, embora muito relacionado com a densidade do osso cortical, apresenta algumas limitações pois, nada nos diz, acerca da quantidade óssea total do leito cirúrgico, capaz de garantir também uma estabilidade secundária e uma osteointegração bem-sucedida. (Albrektsson et al., 1981 cit. in Alcoforado, 2008 e Oliveira, 2012)

#### iv) Teste de Percussão

É a técnica mais largamente empregue para a avaliação da OI entre clínicos. Cochran et al., 2002 cit. in Loureiro, 2007. O teste de percussão é um dos métodos mais simples para se analisar a estabilidade e estimar-se o grau de osteointegração. Ele baseia-se na apreciação por parte do médico, do som produzido quando se bate com um instrumento metálico sobre o implante. (Meredith, 1998 e Rasmusson et al., cit. in Santos, 2011).

Este fenómeno recai sobre a teoria do impacto-resposta e da ciência acústica vibracional. Ao obtermos um som claro como o do toque no “cristal” indica-nos uma osteointegração bem-sucedida ao contrário de um som “surdo”. Contudo, este método é altamente subjetivo e baseia-se essencialmente no nível de experiência do clínico. (Atsumi, 2007)

Misch, 2005 cit. in Santos 2007 refere que som de percussão é relativamente igual, tanto em situações em que se verifiquem 2 mm como 16 mm de osso na zona de interface osso-implante. Este teste é enganador quando usado para determinar o grau de fixação rígida.

v) Análise de vibração

a) *Periotest*®

A análise vibratória da estabilidade do implante emprega uma excitação do mesmo de uma maneira continua empregando uma quantidade alta de energia oscilatória pulsátil em forma de ondas que é aplicada repetidamente sobre o implante através de um martelo que contém uma haste metálica eletromagnetizada. Esta emana elementos piezelétricos para aferir características vibratórias mecânicas da interface osso-implante e ser possível ser medida. (Loureiro, 2007).

Para medir esta vibração Schulte e os seus colegas na Universidade de Tübingen desenvolveram o *Periotest*® e mais tarde D'Hoedt et al. ampliou a sua utilização aos implantes. (Olivé, 1990). Mas Schulte et al., 1983 cit. in Loureiro, 2007, salientam a importância, de que este foi originalmente desenvolvido para medir o nível de amortecimento do periodonto natural e estabelecer um valor para essa mobilidade.

Estes valores, podem ser medidos em todas as fases do implante quer imediatamente após a sua colocação para medir a estabilidade primária, quer no final da fase de cicatrização para determinar a osteointegração e a possibilidade da sua colocação em carga, e ainda depois do tratamento protético, para deteção precoce de quaisquer desenvolvimentos desfavoráveis. (*Periotest*®, 2013).

Movilidad del diente	Grado	Valor de Periotest
Dientes firmes clínicamente	0	-8 a +9
Movilidad sensible	I	10 a 19
Movilidad visible	II	20 a 29
Movilidad a la presión de labios y lengua	III	30 a 50

Ilustração 11: Tabela da Associação Alemã de Periodontologia com o relacionamento entre graus de mobilidade do periodonto e valores *Periotest*®. (adaptado de Schulte, 1989)

Acerca da precisão na avaliação da estabilidade com o *Periotest*®, Chai, 1993 relata que este pode ser um método objetivo e reprodutível da estabilidade do implante.

Por outro lado, há autores que referem que o crescente desuso deste aparelho se deveu à sua falta de resolução, pobre sensibilidade e suscetibilidade de erro pelo operador (Lachmann et al., 2006 cit. in Santos 2011).

Num dente natural, a capacidade de amortecimento do LP, dificulta a análise da distribuição da força de impacto exercida no mesmo. Quando analisamos as características dinâmicas, baseados no pressuposto que todo o periodonto funciona como uma unidade, é difícil concluir qual é a atenuação isolada do LP. O tecido mole, incluindo o perióstio, é considerado um meio viscoelástico, sendo assim, a lei de Hooke, não se aplica ao comportamento do LP submetido a carga. A viscoelasticidade do LP dificulta a análise das características físicas do tecido periodontal. Em contraste, a interface do osso-implante sem LP, por ser semelhante ao modelo de mola de Hooke, torna a medição da mobilidade mais fácil. A maioria dos relatórios relativos ao uso de um detetor de mobilidade de um dente natural, tal como o *Periotest*® apontaram para uma falta de sensibilidade desses aparelhos. Eles permitem uma vasta gama dinâmica (no caso de *Periotest*® é de -8 PTV a +50) de modo a permitir a medição de uma grande variabilidade na mobilidade do dente natural. No entanto, esta grande gama dinâmica não se verifica num implante que tem mobilidade reduzida. Assim, a sensibilidade destes dispositivos é insuficiente para medir a mobilidade implantar. (Atsumi, 2007).

## b) Análise de Frequência de Ressonância

Com base em resultados microscópicos e não invasivos, surgiram métodos para a avaliação quantitativa da estabilidade através da análise vibratória de um sólido onde uma força controlada é utilizada para detetar o movimento lateral do implante no osso (Zix, 2005 cit. in Loureiro, 2007).

Neil Meredith em 1996 enquanto trabalhava na sua tese de doutoramento desenvolveu um método que pôde finalmente quantificar a osteointegração por análise de frequência de ressonância (AFR) *in vivo* - Osstell®. (Nóbrega, 2004).

Este método usava um transdutor em forma de L aparafusado 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 Hz para 15 Hz e o outro serve como recetor para a medição da oscilação vibratória do implante, que é ampliada pelo aparelho. (Atsumi, 2007). Chong et al., 2009 referem a importância da orientação paralela do transdutor na medição.

Atsumi, 2007 refere que o formato em L restringe a orientação do transdutor e ao acrescentar comprimento ao implante, pode alterar o valor medido, mascarando alguma reabsorção óssea.



Ilustração 12: Unidade Osstell® (à esquerda) e transdutor em forma de L, atualmente substituído pelo *SmartPeg*™ (à direita).

O Osstell® modelo Mentor, introduz um novo transdutor que substitui o formato em L, e que designou por *SmartPeg*<sup>TM</sup>, acreditando ser mais preciso, além de não ficar limitado o seu posicionamento. (Osstell®, 2013).

Nos primeiros estudos a frequência em Hertz era usada como unidade de medida. Mais tarde esta deu lugar a uma outra unidade chamada ISQ (*implant stability quotient*), que varia de 1 a 100 (quanto mais elevado o valor, mais estável o implante), que é usado atualmente (Atsumi, 2007).



Ilustração 13: 1- O *SmartPeg*<sup>TM</sup> é ligado ao implante. 2- A sonda de mão estimula a *SmartPeg*<sup>TM</sup> magneticamente, sem tocar nele. 3- Um valor à escala universal ISQ - de 1 a 100 é mostrado no visor. (Osstell®, 2013).

Para Meredith et al. cit. in López, 2005, este método é uma medida clínica não-invasiva para a medição da estabilidade de implantes dentários, influenciada pelo tipo de osso em torno do implante e a rigidez da interface entre osso-implante. (Lórenzo, 2005).

Ramakrishna e Nayar, 2007 cit. in Santos, 2011 relatam que, valores de ISQ de 50 a 60 são mais vistos em osso trabecular e valores de 60 a 80 são característicos de osso mais denso.

Considerou-se que valores de ISQ superiores a 65 sugeriam que o implante estaria estável e valores de ISQ inferiores a 50 pouco estável. (Gahleitner e Monov, 2004, cit. in Atsumi, 2007).

Mais importante do que o valor ISQ isolado num dado momento, é a evolução desse valor em vários momentos ao longo do tempo. Um valor de 55, algum tempo após a cirurgia, pode ser considerado bom se no dia da mesma, este era de 45. Se pelo contrário, ele era de 70 no fim do ato cirúrgico e desce no momento de iniciar a fase protética, isso pode ser considerado um sinal de alerta. A comparação de no mínimo duas leituras, uma no momento da cirurgia e outra por exemplo antes da impressão, é fundamental e concludente sobre a evolução. (adaptado de brochura Osstell® ISQ, 2012).

Bezerra et al., 2010 cit. in Santos, 2007 mencionam a importância da experiência do clínico no uso desta técnica. Realizou-se um estudo onde pretenderam averiguar a influência que a experiência do clínico tinha sobre os resultados de estabilidade primária obtidos e, de fato, foi encontrada inter-relação na medida em que, os implantes colocados por clínicos com experiência em implantologia obtiveram valores superiores quando utilizada a AFR.

Chiapasco, 2004 cit. in Loureiro, 2007, salienta que aferições mais objetivas como torque de inserção, análise de frequência de ressonância e *Periotest*® deveriam ser mais utilizados.

Este método apresenta uma enorme vantagem por ser um parâmetro universal, aplicável a vários sistemas de implantes, possibilitando a comparação entre eles no que diz respeito à estabilidade primária. (Ikumi, 2005). Assim, torna-se possível comparar diferentes tipos de desenhos e dimensões de implantes, tipos de osso, técnicas cirúrgicas de colocação, caso se trate de modelos *in vitro*, *in vivo* ou *ex vivo*. (García-Vives et al., 2009).

## **Conclusão**

O objetivo da Medicina Dentária moderna é reabilitar o paciente visando a função, conforto, boa estética e fonética, seja quando se remove tecido cariado de um dente, seja quando se substitui um ou vários dentes.

O aumento da procura na reabilitação com implantes dentários tem motivado um grande número de pesquisas e tecnologias de forma a auxiliar os clínicos na procura do sucesso implantar. A implantologia, ao desafiar os Médicos Dentistas a rever parâmetros e protocolos em constante mudança e revisão, suscita incríveis avanços aos seus conhecimentos.

Nesta revisão bibliográfica, salientou-se a estabilidade primária como fulcral para a obtenção da osteointegração. Foi feita uma abordagem simplificada sobre os fatores influenciadores da mesma, não esquecendo que dela depende o sucesso ou o fracasso deste tipo de tratamento.

O fator hospedeiro, com todas as variáveis que a ele se associam não pode ser contornado pelo Médico Dentista, assumindo um papel relevante na decisão de opção pela reabilitação com ou sem implantes.

A configuração e composição química do implante, a topografia do mesmo, o tratamento e material de superfície, o comprimento e diâmetro e a preparação do leito implantar, a prevenção de complicações cirúrgicas (pelo correto manuseamento dos instrumentos cirúrgicos) e a experiência do clínico são fatores que otimizam a OI.

Foi feita uma distinção entre os métodos de avaliação da estabilidade implantar invasivos e não-invasivos, dando ênfase especial a estes últimos bem como referidas as suas vantagens e desvantagens.

Dos vários estudos consultados não há consenso entre os autores quanto ao método mais exato, não se considerando existir um método ideal. No entanto a análise de frequência de ressonância, apesar dos seus defeitos parece ser o método atualmente mais objetivo e reunindo maior consensualismo.

## Bibliografia

ACSS (2013). Tabela MCDT convenionados – 18 de Junho 2013. [Em linha]. Disponível em <<http://www.acss.min-saude.pt/Publica%C3%A7%C3%B5es/TabelasImpressos/Convenionados/tabid/143/language/pt-PT/Default.aspx>> [Consultado em 12 Setembro 2013].

Albani, M. et al.. (2003) *Planejamento Cirúrgico dos Implantes Dentários*. RGO, vol. 54, n.4, (Outubro)

Alcoforado, G.; Redinha, L.. (2008). *Reabilitação com Implantes Endo-Ósseos*. Lidel – Edições Técnicas, Lda.

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

Anil, S. et al.. (2011) Dental Implant Surface Enhancement and Osseointegration, [Em linha].Disponível em <<http://www.intechopen.com>> [Consultado em 13 de Fevereiro de 2013]

Atsumi, M.; Park S.H.; Wang H.L. (2007), *Methods Used to Assess Implant Stability: Current Status*, Int J Oral Maxillofac Implants, 22 (Julho), pp. 43-754

Babbusch, C.A. et al.. (2011) *Implantes dentários arte e ciência*, Rio de Janeiro ,Elsevier Editora, 2ª Ed., pp. 1-542

Babbusch, C.A. et al. (1986). *Titanium plasma sprayed (TPS) screw implants for the reconstruction of the edentulous mandible*, J. Oral. Max.-Fac. Surg., Lombard,Illinois, vol.44, n.274, p.275-96, (Maio).

Babbush, C. et al. (2010), *Dental Implants-The Art and Science* ,Elsevier Editora, 2ª

Ed., pp. 542

Bezerra, F. et al. (2010) *Influência da macro-geometria na estabilidade primária dos implantes*. Revista Innovation, Vol.5 n.1, p.29-34 2010

Brunski, J.B. *Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants*. (1993), Dental Implantology Update, vol.4, pp.77-81

Brunski, J.B.; Skalak R.. (1993) *Biomechanics of Osseointegration and Dental Prostheses*, Osseointegration and Oral Rehabilitation, Vol. 7, pp. 133-156

Carvalho, M. et al. (2008), *Estudo Clínico da relação do torque de inserção dos implantes e sua osseointegração*, Rev. bras. cir. cabeça pescoço, (Out-Dez), Vol. 37, n. 4, pp. 202-205

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

Chinellato, E.. (1996). Monografia apresentada para obtenção do grau de Especialista na área de Periodontia – “Considerações sobre os aspectos biológicos da osseointegração do implante de titânio”, Universidade Estadual de Campinas.

Chong, L. et al. (2009). *Effect of Implant Design on Initial Stability of Tapered Implants*, Journal of Oral Implantology, Vol. 35, n.3, pp.130-5

Correia F.; Salgado A.. (2012) *Tomografia computadorizada de feixe cônico e a sua aplicação em Medicina Dentária*. Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial, Vol.51, n.1, pp.47-52

Correia, F. (2010). Tese de Mestrado em Medicina Dentária “Tomografia

Computorizada de Feixe Cônico e a sua aplicação em Medicina Dentária”, UFP.

Costa, A. (2012). Tese de Mestrado em Medicina Dentária “Parâmetros microestéticos numa reabilitação do setor anterior”, UFP.

Densidade Óssea (2013). [Em linha]. Disponível em <<http://odontogeral.kit.net/densidadeossea.html>> [Consultado em 15 Fevereiro 2013].

Farias, A. (2010). Monografia apresentada ao curso de Especialização em Radiologia Odontológica e Imaginologia – “Uso da tomografia de feixe cônico (cone beam) em cirurgia guiada”, Universidade Tuiuti do Paraná

Farias, A. (2010). Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Odontologia – “Avaliação Óssea periimplantar nos maxilares por meio da tomografia computadorizada de feixe cônico”, Universidade Federal da Paraíba.

Garcia-Vives, N. et al.. (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*, vol. 14, n.9, pp. 455-460.

Geninho, S.R. et al. (2009). *Slim Fit® otimizando resultados dos implantes HE (Ti)*, *Jornal do ILAPEO*, vol. 3, n.3 (Julho-Agosto-Setembro)

Gokcen-Rohlig, B. et al.. (2009). *Survival and Success of ITI Implants and Prostheses: Retrospective Study of Cases with 5-Year Follow-Up*. *European Journal of Dentistry*, vol.3, n.1, pp. 42-49

Goldstein, R.E. (2000). *A estética em Odontologia*. São Paulo, Editora Santos.

Gulsahi, A. (2011). Bone Quality Assessment for Dental Implants. [Em linha]. Disponível em <[http://cdn.intechopen.com/pdfs/21562/InTech-Bone\\_quality\\_assessment\\_for\\_dental\\_implants.pdf](http://cdn.intechopen.com/pdfs/21562/InTech-Bone_quality_assessment_for_dental_implants.pdf)> [Consultado em 15 Fevereiro

2013].

Haddad M. et al.. (2008) *Conceitos Básicos para a reabilitação oral por meio de implantes osseointegrados – parte I: influência do diâmetro e do comprimento*. Revista Odontológica de Araçatuba, vol.29 (Janeiro/Junho), n.1, pp. 30-37

Ibrahim, M. et al.. (2011). *Evaluation of Design Parameters of Dental Implant Shape, Diameter and Length on Stress Distribution: A Finite Element Analysis*, J Indian Prosthodont Society, Vol. 11 (Julho-Setembro), n.3, pp. 165-171

Ikumi, N.; 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, vol. 20 (Março-Abril), n.2, pp. 253-260.

Jostad, A. et al. (2004) – *Quality of dental implants*. Int J Prosthodont, Vol. 17, pp.607-641

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, Vol. 140, pp. 1366-1372.

Karoussis I.K. et al.. (2003). *Long-term implant prognosis in patients with and without a history of chronic periodontitis: a 10-year prospective cohort study of the ITI Dental Implant System*. Clin Oral Implants Res, vol. 14 (Junho) n.3, pp. 329-39.

Kelly, A. (2012). *The evolution of sinus lift techniques*, Dental Tribune.[Em linha].Disponível em <[http://www.dental-tribune.com/articles/specialities/implantology/10422\\_the\\_evolution\\_of\\_sinus\\_lift\\_techniques.html](http://www.dental-tribune.com/articles/specialities/implantology/10422_the_evolution_of_sinus_lift_techniques.html)> [Consultado em 6 de Setembro de 2013].

Khalil, A. (2009). Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em

Engenharia de Materiais e Processos (PIPE) - “Estudo do processo de aspersão térmica a plasma para deposição de titânio”, Universidade Federal do Paraná

Kim, D.R. et al.. (2011). *Self-cutting blades and their influence on primary stability of tapered dental implants in a simulated lowdensity bone model: a laboratory study*. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology. Vol. 112, n.5, pp. 573-580 (Novembro)

Kim, J-W.; Baek, S-H.; Kim, T.W. et al. (2008). *Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants*. Angle Orthodontist. Vol. 78, nº 4, pp. 692-8

Liu, T.; Xia, B.; Gu, Z.. (2009). *Inferior alveolar canal course: a radiographic study*. Clinical Oral Implants Research. Vol.20, n.11, pp. 1212-8

Loureiro, E. (2007). Tese de Mestrado em Odontologia – Reabilitação Oral “Análise da estabilidade da interface osso-implante com a utilização da análise de frequência de ressonância”, Universidade Veiga de Almeida.

Machado, J. (2009). Tese de Mestrado “Tomografia Computorizada de Feixe Cônico”, UFP.

Martínez, J.M.. (2002). *Diseño de los implantes dentales: Estado actual*, Av Periodon Implantol. Vol.14, n.3, pp.129-136

Mavrogenis, A.F.. (2009). *Biology of implant osseointegration*, J Musculoskelet Neuronal Interact, 9 (Fevereiro), pp. 61-71

Medeiros, S. (2008). *Aplicação dos implantes na terceira idade: uma revisão da literatura*. [Em linha].Disponível em <<http://www.portaldoenvelhecimento.org.br/odonto/odonto76.htm>> [Consultado em 25 de Maio de 2013].

Mensagens com amor (2013). [Em Linha]. Disponível em <[http://www.mensagenscomamor.com/frases\\_de\\_isaak\\_newton.htm](http://www.mensagenscomamor.com/frases_de_isaak_newton.htm)> [Consultado em 13 de Fevereiro 2013].

Merheb, J. et al.. (2010). *Relationship between cortical bone thickness or computerized tomography-derived bone density values and implant stability*, Clinical Oral Implants Research, vol. 21, n.6, pp.612-617.

Misch, C.. (2008) *Contemporary Implant Dentistry*, Mosby Elsevier, 3ed, pp. 1118, St Louis, Missouri

Nóbrega, A. (2004). Tese de Mestrado “Tomografia Preparação cirúrgica do Leito Implantar com Brocas e com Osteótomos – Estudo comparativo num modelo animal”, FMDUP.

Novaes, A. et al.. (2010). *Influence of Implant Surfaces on Osseointegration*, Braz Dent J, 21 (Junho), pp. 471-481

Oliveira, A.; Elias, C.; Lima, J.. (2012). *Variação da estabilidade primária de implantes osseointegráveis em função da espessura da cortical*. [Em Linha]. Disponível em <[http://http://rmct.ime.eb.br/arquivos/RMCT\\_1\\_tri\\_2012/varia\\_estab\\_prim\\_implantes.pdf](http://http://rmct.ime.eb.br/arquivos/RMCT_1_tri_2012/varia_estab_prim_implantes.pdf)> [Consultado em 5 de Setembro 2013].

Osstell (2013). [Em Linha]. Disponível em <[http://www.osstell.com/\\$-1/25038-03-en-osstell-isq-brochure-lr.pdf](http://www.osstell.com/$-1/25038-03-en-osstell-isq-brochure-lr.pdf)> [Consultado em 14 de Julho 2013].

Osteo-Ti (2013). [Em linha]. Disponível em <<http://www.osteoti.com/combi-dental-implant-system-platform-switching>> [Consultado em 13 Junho 2013].

Osteótomos de Tatum (2013). [Em Linha]. Disponível em [http://www.tatumsurgical.com/assets/downloads/tatum\\_surgical\\_product\\_catalog](http://www.tatumsurgical.com/assets/downloads/tatum_surgical_product_catalog) [Consultado

em 12 de Setembro 2013].

Park, J.H. et al. (2009). *The effect of various threads designs on the initial stability of taper implants*, *Journal of Advanced Prosthodontics*, vol.1, pp. 19-25.

Per Åstrand. (2004). A Three-Year Follow-Up Report of a Comparative Study of ITI Dental Implants® and Brånemark System® Implants in the Treatment of the Partially Edentulous Maxilla. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. Vol.6, (September) n.3, pp.130–141, in Misch, C Contemporary Implant Dentistry, Mosby Elsevier, 3ed, pp1118, St Louis, Missouri, USA, 2008

Periotest (2013). [Em linha]. Disponível em <[http://www.med-gulden.com/downloads/02\\_english/01\\_Productinformation/Periotest\\_procedure.pdf](http://www.med-gulden.com/downloads/02_english/01_Productinformation/Periotest_procedure.pdf)> [Consultado em 14 Julho 2013].

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

Rocha, F. (2010). Tese de Mestrado em Ciências dos Materiais “Análise dos fatores que influenciam a estabilidade primária dos implantes dentários”, Instituto Militar de Engenharia.

Sakoh, J. et al.. (2006). *Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindric screw-type implant in vitro*. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 21, pp. 560-566.

Santos, M. (2007). Tese de Mestrado em Medicina Dentária “Estabilidade primária de implantes”, UFP.

Schutle, W.; Tubinga (1989). *El procedimiento Periotest*. Separata de Deutscher

Zahnärztekalendar 1989.

Sennerby, L. (2012). *The Implant Stability Quotient Whitebook*. [Em linha]. Disponível em < <http://www.isqforum.com> > [Consultado em 12 de Fevereiro de 2013].

Silva, A.; Oliveira, D.. (2000) “Técnica de expansão óssea com o uso de osteótomos de Summers”, *RGO*, Vol.48 (Out/Nov/Dez), n.4, pp.187-189

Sotto-Maior, B. (2010) *Influence of High Insertion Torque on Implant Placement - An Anisotropic Bone Stress Analysis*. *Braz Dent J*, Vol.21, n.6, pp. 508-514

Stramotas, S. et al.. (2002) *Accuracy of linear and angular measurements on panoramic radiographs take at various positions in vitro*. *European Journal of Orthodontics*, Vol. 24, pp 43-52

Straumann (2012). [Em Linha]. Disponível em <http://www.straumann.com.my/my-index/products/products-slactive/products-slactive-rationale/products-slactive-osseointegration.htm> [Consultado em 13 de Fevereiro 2013].

Szmukler-Moncler S.; Salama H., Reingewirtz Y.; Dubruille J.H.. (1998). *Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature*. *J Biomed Mater Res*, vol.43, n.2, pp.192-203

Szmukler-Moncler, S. et al.. *Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: Review of experimental literature*. (1998). *Journal of Biomedical and Materials Research*, vol.43, pp.192-203.

Turkyilmaz, I.; McGlumphy, E.. (2008). *Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study*, *BioMed Central Oral Health*, Vol.8, n.32, pp. 10-1186

Zechner, W.. (2003). *Osseous healing characteristics of three different implant types*.

Clin Oral Implants Res., vol.14, n.2, pp.150-7.