

Rute Sofia Domingues Henriques

Implantes Curtos: Taxas de Sucesso, características e factores que possibilitam uma optimização da técnica e do desempenho clínico.

**Universidade Fernando Pessoa
Faculdade de Ciências de Saúde**

Porto

2012

Rute Sofia Domingues Henriques

Implantes Curtos: Taxas de Sucesso, características e factores que possibilitam uma optimização da técnica e do desempenho clínico.

**Universidade Fernando Pessoa
Faculdade de Ciências de Saúde**

Porto

2012

Rute Sofia Domingues Henriques

Implantes Curtos: Taxas de Sucesso, características e factores que possibilitam uma optimização da técnica e do desempenho clínico.

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

Resumo

Desde 1965 em que se colocaram as primeiras próteses osteointegradas sob os princípios de Brånemark a implantologia sofreu uma grande evolução e consiste, hoje, na primeira linha de tratamento em reabilitação oral.

A terapia com implantes permite melhorar a qualidade de vida, no que respeita ao conforto, função, fala, estética e auto-estima (Sugerman e Barber, 2002 cit in Nedir et al., 2004) e deve ter uma boa relação custo-benefício, curta duração, deve ser um procedimento simples e de elevada previsibilidade.

Um dos desafios na reabilitação com implantes consiste nas limitações de quantidade e qualidade óssea, sendo muitas vezes necessário o recurso a técnicas cirúrgicas avançadas de aumento ósseo, para permitir a colocação de implantes de comprimento “standard”.

A possibilidade do tratamento de áreas maxilares e mandibulares atroficas através de procedimentos menos invasivos e com boa previsibilidade, tem conferido importância ao estudo dos implantes curtos. (Levin, 2008)

Santiago Júnior et al. (2010) afirmam que pesquisas da década de 90 mostraram um baixo índice de sucesso para implantes curtos tanto na maxila quanto na mandíbula. Contudo, esses implantes não apresentavam tratamento de superfície, facto este que limita o sucesso clínico, principalmente nas regiões posteriores, com osso de baixa qualidade.

Vários estudos concordam que o desenvolvimento do desenho dos implantes, o tratamento da superfície e o aprimoramento das técnicas cirúrgicas, forneceram razões para reavaliação dos resultados prévios, que desencorajavam o uso dos implantes curtos e possibilitaram a confecção de implantes cada vez menores, com características que tornaram sua utilização mais segura, tendo taxas de sobrevida similares às dos implantes longos, além de evitar a realização de procedimentos mais invasivos, como os enxertos ósseos.

Sampaio e Girundi referem alguns factores que podem afectar o sucesso dos implantes curtos, a quantidade e a qualidade óssea, as condições sistémicas dos pacientes, a natureza da dentição oposta, a magnitude de forças e presença de hábitos parafuncionais, a posição do implante na arcada, a técnica cirúrgica, o número, desenho, tamanho, diâmetro e condicionamento da superfície do implante, a altura da coroa protética e tamanho da mesa oclusal, a estabilidade primária do implante e a curva de aprendizagem do médico dentista. Trabalhando estes factores poderão ser alcançadas taxas de sucesso maiores.

Abstract

Since 1965 when the first osteointegrated prosthesis was placed under the principles of the Brånemark implantology has undergone a major evolution and is today the first line of treatment in oral rehabilitation.

The implant therapy improve the quality of life, with regard to comfort, function, speech, aesthetics and self-esteem (Sugerman and Barber, 2002 cit in Nedir et al., 2004) and must have a cost-benefit , short duration, must be a simple and high predictability.

One of the challenges in the implant rehabilitation consists of limitations of bone quantity and quality, and often requires the use of advanced surgical techniques for bone augmentation, to allow placement of implants standard compliance.

The possibility of treating atrophic maxillary and mandibular areas through less invasive procedures with good predictability, has given importance to the study of short implants. (Levin, 2008)

Junior Santiago et al. (2010) argue that studies of the 90 showed a low success rate for short implants in both maxilla and mandible. However, these implants did not have surface treatment, a fact that limits the clinical success, mainly in posterior regions with lower bone quality.

Several studies agree that the development of the design of implants, surface treatment and improvement of surgical techniques have provided reasons for reassessment of previous results, which discouraged the use of short implants and implants enabled the manufacturing of smaller and smaller, with features that make their safer use, and survival rates similar to those of long implants, and prevent the realization of more invasive procedures such as bone grafts.

Sampaio and Girundi refer some factors that may affect the success of short implants, the bone quantity and quality, the systemic conditions of patients, the nature of the opposing dentition, the magnitude of forces and the presence of parafunctional habits, the implant position in the arcade, the surgical technique, the number, design, size,

diameter and surface conditioning of the implant, the prosthetic crown height and size of the occlusal table, the primary stability of the implant and the learning curve of the dentist. Working these factors can provide the achievement of higher success rates.

Dedicatória

Aos meus pais.

Por ser uma honra tê-los tão presentes neste meu percurso.

Por constituírem a mais riquíssima fonte de inspiração, de força, de coragem e determinação.

Por serem incansáveis.

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

Por lhes nutrir tão desmesurável admiração.

Ao Horácio.

Por ser um magnífico companheiro, compreensivo e paciente.

Por me apoiar em todos os momentos, bons e menos bons.

Por nunca me ter permitido desistir, por me dar força e transmitir a coragem necessária.

Por todas as horas que deixámos de estar juntos.

À Sara pelo apoio que me deu.

Agradecimentos

À Mestra Ana Rita Nóbrega, minha orientadora, pelo tempo cedido e pela sua dedicação, pela partilha de conhecimentos e pelo profissionalismo.

Aos meus pais e ao Horácio, uma vez mais. Por acreditarem em mim e tornarem possível a concretização de mais este sonho.

"Se o conhecimento pode criar problemas, não será através da ignorância que os resolveremos"

Isaac Asimov

Índice Geral

Índice de abreviaturas	xiv
Parte I – <u>Introdução</u>	1
1. Materiais e Métodos	4
Parte II – <u>Desenvolvimento</u>	5
1. Classificação dos implantes	5
1.1 Características gerais dos implantes	6
1.1.1 O corpo do implante	6
1.1.1.1 Características da superfície dos implantes	7
1.1.2 Desenho do ombro.....	11
1.1.3 Plataforma	12
1.1.4 Conexão	12
1.1.5 Dimensões	13
1.1.5.1 Diâmetro	13
1.1.5.2 Comprimento	13
2. Implantes Curtos	13
2.1 Indicações e vantagens	14
2.2 Sucesso <i>versus</i> insucesso dos implantes	16
2.3 Características e factores que possibilitam o aumento das taxas de sucesso.....	28
2.3.1 Alterações sistémicas	29
2.3.2 Hábitos parafuncionais	29
2.3.3 Hábitos tabágicos	30
2.3.4 Proporção coroa-implante.....	31
2.3.5 Carga imediata <i>versus</i> carga tardia	31
2.3.6 Fases cirúrgicas.....	32
2.3.7 Técnica cirúrgica	33
2.3.8 Tensões sobre o implante.....	33
2.3.9 Parâmetros oclusais	35
2.3.10 Diâmetro do implante	36
2.3.11 Número de implantes	38

2.3.12 Ferulização entre implantes	38
2.3.13 Plataforma e conexão	39
2.3.14 “Platform switching”	40
2.3.15 Forma do corpo do implante	41
2.3.16 “Design” do implante – incorporação de estrias/roscas.	42
2.3.17 A superfície do implante	44
2.3.18 Implantes submergidos <i>versus</i> não submergidos.....	55
Parte III – <u>Conclusão</u>	57
Bibliografia	I
Anexos	X

Lista de Abreviaturas

CSR: *comulative sucess rate* (taxa de sucesso cumulativa)

NP: *narrow platform* (plataforma estreita)

RP: *regular platform* (plataforma regular)

WP: *wide platform* (plataforma larga)

TPS: *titanium plasma spray* (Spray de Plasma de Titânio)

SLA: Jateamento com areia e condicionamento ácido

CaP: Fosfato de cálcio

Ti: Titânio

HA: Hidroxiapatite

Introdução

A implantologia oral é uma área da Medicina Dentária em contante evolução, que tem vindo a desencadear grandes avanços na reabilitação oral.

Nos últimos anos, a colocação de implantes dentários tem vindo a aumentar em todo o mundo, segundo Le Gu'ehennec, 2007 são colocados cerca de um milhão de implantes dentários por ano. (Cit in Kim e Ramaswamy, 2009)

A reabilitação com implantes instituiu novos conceitos de planeamento protético, proporciona ao paciente uma função mastigatória eficiente e possibilita alternativas estéticas. (Laufer e Gross, 1998 cit in Chizolini et al., 2011)

Desde 1965 em que se colocaram as primeiras próteses osteointegradas sob os princípios de Brånemark esta realidade tem vindo a apresentar uma das contribuições mais importantes nos últimos anos. (Martinez, 2001)

Sampaio e Girundi referem que, desde então, a alta confiabilidade do protocolo inicial de Brånemark e os avanços das técnicas em implantologia possibilitaram inovações como: o tratamento de áreas edêntulas parciais; a colocação de implantes imediatos pós-extraccionais; os procedimentos de regeneração óssea guiada; os enxertos ósseos; a carga imediata e os implantes curtos.

Os implantes dentários consideram-se actualmente um método fiável na substituição dos dentes ausentes permitindo o restabelecimento funcional do sistema estomatognático, harmonia estética e psicossocial, comumente afetada pelas perdas dentária prematuras, apresentando a literatura taxas de sucesso a longo prazo acima dos 90% no tratamento com implantes. (Pjetursson et al., 2004 cit in Pinheiro, 2007)

As elevadas taxas de sucesso encontradas impulsionam, cada vez mais os Médicos Dentistas a evoluírem no sentido de tentarem resolver situações mais complexas. (Pinheiro, 2007)

Segundo Sampaio e Girundi os implantes “standard” de 7mm surgiram em 1979, quando eram utilizados isoladamente ou em conjunto com implantes longos na reabilitação de mandíbulas parcial ou totalmente edêntulas. Estes foram desenvolvidos em função da necessidade de se atender um número crescente de pacientes portadores de mandíbulas atroficas. Entretanto, estes implantes não possuíam características diferentes dos implantes longos, que compensassem o seu tamanho reduzido. Isso pode explicar as taxas de insucesso relatadas nos trabalhos publicados nas décadas de 80 e 90, associadas aos implantes curtos.

Além disso, foram utilizados protocolos das desdentações totais na reabilitação nas regiões posteriores, ou seja, não houve adequação dos procedimentos à nova situação e portanto, surgiram resultados menos satisfatórios, que associados a outros factores, como sendo a visibilidade e acesso dificultados ou reduzido espaço interoclusal e o padrão de reabsorção levaram os profissionais a reconsiderar a utilização dos implantes nesta área. (Winker et al., 2000 cit in Pinheiro, 2007)

Por outro lado, há que considerar que o nível de exigência do próprio paciente tem vindo a aumentar, objectivando este um tratamento duradouro, sem complicações, rápido, que solucione as suas queixas e que seja simultaneamente económico.

Na reabilitação com implantes tem que ser considerado o insucesso. A percentagem de insucessos relacionados com a perda de implantes decorre de uma serie de factores, podendo alguns deles ser controlados através de métodos preventivos, da optimização da técnica e dos materiais, bem como de tratamentos adicionais, tornado o procedimento mais previsível e aumentando o sucesso para percentagens próximas dos 100%. (Pinheiro, 2007) Torna-se portanto fundamental o conhecimento das causas de fracasso/falha.

Uma das limitações que se verificam ao nível da implantologia é a condição óssea, sendo que Bryant, 1998 e Bass e Triplett, 1991 referem que o volume ósseo diminuído associado à má qualidade do osso são factores de risco para a colocação dos implantes, sendo mais acentuadas nas regiões posteriores relativamente às regiões anteriores, o que condiciona a colocação de implantes e desfavorece a estabilização e a resistência às cargas oclusais, maiores nestas regiões. (Wallace e Froum, 2003 e Bell et al., 2002 cit in

Chizolini et al., 2011; Santiago Júnio et al., 2010) Por outro lado, a largura do osso alveolar e as estruturas anatómicas (nervo dentário inferior e seio maxilar) podem interferir com a determinação do comprimento do implante, o diâmetro e a posição e, em algumas situações, prejudicar a realização de uma proporção coroa-implante adequada. (Teixeira et al., 1997)

Neste sentido são muitas vezes necessários procedimentos cirúrgicos avançados para aumentar a disponibilidade óssea, como por exemplo técnicas de enxerto, reconstrução óssea e desvio de estruturas, o que além de aumentar os custos de tratamento pode também aumentar a morbidade do paciente. Nestas situações os implantes curtos tornam-se uma mais valia, pelo que simplificam os procedimentos cirúrgicos, diminuindo a morbidade e reduzem os custos.

Desde o início do estudo dos implantes curtos alguns autores relatam resultados inferiores aos obtidos com implantes de tamanho “standard” (Weng et al., 2003, Winkler et al., 2000, Lazzara et al., 1996, Higuchi et al., 1995 cit in Pinheiro, 2007, Quirynen et al., 1991, Naert et al., 1992, Nevins e Langer, 1993, Lekholm et al., 1994, Wyatt e Zarb, 1998 e Lekholm et al., 1999 cit in Santiago Júnio et al., 2010 e Lee et al., 2005, Romeo et al., 2010 cit in Tellema et al., 2011), contudo a evolução no sentido de novas metodologias e materiais possibilitou a utilização dos implantes curtos como opção terapêutica bem sucedida. (Esposito et al., 2006 cit in Pinheiro, 2007)

Quando começaram a utilizar-se implantes com tratamento de superfície inverteram-se os baixos índices de sucesso com implantes curtos, o que é comprovado pelos trabalhos de Teixeira et al (1997), Deporter et al. (2001), Bruggenkate et al. (1998) e Brocard et al. (2000) cit in Santiago Júnio et al., 2010) e Hagi et al. (2004a), Renouard e Nisand (2006), Kotsovilis et al. (2009), Romeo et al. (2010) cit in Tellema et al. (2011).

O tamanho dos implantes curtos, pode assim, ser compensado aumentando a área de superfície dos mesmos e, assim, aumentando a área de contacto com o osso, através do tratamento de superfície, como foi referido, mas também através do aumento do diâmetro, do aumento do número de implantes. As taxas de sucesso podem ser aumentadas através do aperfeiçoamento da técnica e das características do implante (da conexão, do corpo do implante, entre outras)

São necessários mais estudos, uma vez que, a grande questão consiste em saber se a evidência científica dos resultados obtidos com implantes curtos nas regiões posteriores, presente na literatura se aplica à prática clínica diária. (Pinheiro, 2007)

O objectivo desta revisão prende-se com a verificação da eficácia deste tipo de implantes comparativamente com as restantes soluções terapêuticas, da viabilidade na reabilitação, e ainda a avaliação dos factores e das modificações incorporadas nos implantes curtos, que possibilitem uma otimização da técnica e do seu desempenho clínico.

Materiais e Métodos

Foi efectuada uma pesquisa bibliográfica, até ao dia 28 de Fevereiro de 2012, através do serviço Pubmed da United States National Library of Medicine, utilizando a base de dados MEDLINE, com as palavras-chave “short dental implants”, com os limites de língua inglesa e portuguesa. Desta resultaram 704 artigos, foram lidos todos os títulos e feita uma selecção de todos os artigos relacionados com o tema implantes curtos, destes foram lidos os “abstracts” e foram seleccionados 41 artigos, 6 dos quais apenas se obtiveram os “abstracts”, pois estavam indisponíveis, quer na UFP, quer na FMDUP. Foi também realizada pesquisa na base de dados b-on, com as palavras-chave “short dental implants”, da qual foram seleccionados 5 artigos, sendo a selecção baseada nos mesmos critérios. Outro motor de busca utilizado foi o Google académico com as palavras-chave “short dental implants”, “implantes curtos” e “dental implant microstructure”, sendo seleccionados todos os artigos cujo título se relacionasse com os implantes curtos e características dos implantes. Foram realizadas ainda pesquisas nas bibliotecas da Universidade de Medicina Dentária da Universidade do Porto.

Desenvolvimento

A Implantologia consiste na ancoragem de materiais aloplásticos nos maxilares (implantes), promovendo o suporte e a retenção de próteses, para substituição de dentes perdidos. (Spiekermann et al., 1995) Esta especialidade tem como objectivo a correcta reabilitação das funções mastigatórias, prevenindo, assim, os problemas associados às próteses mal adaptadas ou sem estabilidade. (Formighieri e Salvi, 2010)

Implantes dentários, segundo Stellingsma et al. (2004), são dispositivos protéticos de material aloplástico implantado nos tecidos orais sob a camada mucosa e /ou periosteia, e no osso, para proporcionar retenção e suporte de prótese fixa ou removível. Por sua vez a ADA (American Dental Association) define implante dentário como um dispositivo especialmente concebido para ser colocado cirurgicamente dentro ou no osso mandibular ou maxilar como um meio de substituição dentária.

Quando se fala em Implantologia é fundamental falar em osteointegração, que ocorre quando o osso está em aposição directa com o implante. (Brånemark et al., 1969, Albrektsson e Wennerberg cit in Novaes Junior et al., 2010) Entende-se por osteointegração a conexão firme, directa e duradoura entre o osso vivo com a capacidade de remodelação e a superfície do implante submetida a carga sem interposição de tecido fibroso entre ambas as superfícies. (Martinez, 2001; Pullen e Debenham, 2011) Este contacto directo osso-implante levou ao desenvolvimento de vários sistemas de implantes osteointegrados, cada um com características diferentes, o que permite a sua classificação relativamente aos vários constituintes.

1. Classificação dos implantes

Não é possível obter uma única classificação para os diferentes implantes, pois cada fabricante tem as suas denominações próprias, os próprios implantes sofrem modificações constantes e existem inúmeras características, deste modo a categorização dos implantes é difícil. No entanto podemos distinguir algumas características gerais dos implantes e classifica-los quanto aos seus componentes.

Existem, segundo Esposito et al., 2005, mais de 1300 tipos diferentes de implantes. Os vários sistemas de implantes disponíveis (incluindo os implantes curtos) variam entre si no procedimento cirúrgico e relativamente a três grandes características do implante, como o corpo, o ombro e a conexão (Hunt et al., 2005 cit in Pinheiro, 2007), variando também nas dimensões dos diversos componentes consoante o fabricante.

Segundo a ADA e Stellingsma et al., 2004 um implante dentário pode ser endosteal (endósseo), que consiste num dispositivo colocado dentro do osso alveolar e basal da mandíbula ou da maxila e perfura apenas uma cortical; eosteal (subperiosteal), sendo um implante subperiosteal que está em conformidade com a superfície superior de uma área edêntula do osso alveolar e transosteal (transósseo), que é um dispositivo com rosca penetrando ambas as corticais ósseas superior e inferior da sínfise mandibular. Pode ser intra-oral ou extra-oral. Esta classificação é igualmente aplicável aos implantes curtos

No que respeita à sua composição, segundo Spiekermann et al. (1995) a maioria dos implantes são de titânio quase puro (99,75% puro, por exemplo em ITI Bonefit, Brånemark, IMZ), mas também são utilizadas ligas com titânio. Os implantes curtos apresentam a mesma composição que os demais implantes, sendo a maioria de titânio puro ou ligas de titânio.

1.1 Características gerais dos implantes

1.1.1 O corpo do implante

O corpo do implante consiste na porção do mesmo que se encontra submersa no osso, o objectivo é a sua osteointegração de forma a suportar a estrutura da restauração dentária. Os diversos sistemas presentes no mercado variam nas características deste componente, sendo elas a forma, a superfície e a rosca. (Cit in Pinheiro, 2007)

Segundo Santiago Júnior et al. 2010 a estrutura tridimensional do implante dentário, com todos os elementos e características que o compõem, é conhecida como desenho ou geometria do implante. O tipo de interface protética, a presença ou ausência de roscas,

macro irregularidades adicionais e o formato externo do corpo do implante constituem aspectos importantes do seu desenho. (Anitua et al 2008)

Variações na forma das roscas, aberturas suplementares, sulcos e degraus aumentam a complexidade da geometria do implante. Existem implantes desenhados para expandirem a porção apical quando colocados no osso preparado e existem ainda aqueles com morfologia tridimensional que altera ao longo do eixo vertical. A figura 1 em anexo ilustra a ampla variação na geometria dos implantes com forma de raiz. (Jokstad et al.,2004).

Van Blarcom (1999) citado por Stellingsma et al. (2004) caracterizou o corpo do implante relativamente à sua silhueta ou forma geométrica como parafuso, cônico ou lâmina. Spiekermann et al. (1995) distingue os implantes quanto à forma, em implantes rosqueados e cilíndricos (que têm simetria de rotação) como também implantes em lâmina. Os implantes rosqueados e cilíndricos são comodamente referidos por estes autores como “implantes em forma de raiz”.

A maioria dos implantes modernos, nomeadamente os implantes curtos, no que respeita ao corpo apresentam forma cilíndrica, podendo ou não ser rosqueados.

1.1.1.1 Características da superfície dos implantes

Ainda em relação ao corpo os implantes apesar de poderem apresentar superfícies lisas estas geralmente são rugosas, uma vez que atingem melhores taxas de sucesso, sendo esta característica relevante, sobretudo para os implantes curtos.

Vários autores defendem rugosidades de superfície diferentes, Nentwig e Reichel, 1994 citados por Morris et al., 2001 afirmam que esta deve variar entre 11,9 e 14,2 μm ; Novaes Junior et al., 2010 citando Wennerberg, Albrektsson, 2000 sugerem que deve ser 1-2 μm ; Shalabi et al., 2006 sugerem que deve ser entre 1 e 1,5 μm ; Meirelles, 2010 refere que deve ser igual a 1,5 μm .

Os procedimentos clínicos impõem exigências mais severas e duras sobre a superfície de titânio o que implica a necessidade de tratamentos artificiais de superfície (Kim e

Ramaswamy, 2009), cujo objectivo consiste na indução da osteocondução; osteogénese e osteoindução (Jokstad, 2008).

Assim, a topografia da superfície e a inércia química de implantes de titânio pode ser modificada de várias maneiras, embora não exista consenso geral sobre nomenclatura, ou forma adequada de medição das diferenças desta topografia. (Wieland et al., 2001 cit in Jokstad, 2008) Podem descrever-se variações na superfície de acordo com a Tabela 1 em anexo.

Jokstad et al., 2004 classificam as topografias de superfície isotrópica (com rugosidades de superfície que são aleatoriamente distribuídas de modo que a superfície é idêntica em todas as direcções) e anisotrópica (superfície tem um padrão direccionado).

Dentre os vários métodos de modificação da superfície de titânio, segundo Kim e Ramaswamy (2009) as técnicas electroquímicas são simples e baratas. A oxidação anódica é a técnica electroquímica anódica enquanto a deposição electroforética e catódica.

Por oxidação anódica é possível obter a rugosidade, porosidade e composição química do óxido desejadas. A principal vantagem desta técnica prende-se com o facto de a incorporação destes elementos melhorar as propriedades do óxido. (Kim e Ramaswamy, 2009)

A deposição electroforética usa hidroxiapatite (HA) em pó disperso num solvente e num pH particular. Estes revestimentos exigem um tratamento pós-sinterização para melhorar as propriedades de revestimento. (Kim e Ramaswamy, 2009)

A deposição catódica é outro tipo de método electroquímico, onde HA é formada in situ a partir de um electrólito. Também é possível alterar a estrutura e/ou a química do depósito obtido. As nano-partículas de HA têm uma energia de superfície maior e maior actividade biológica e, portanto, a ênfase consiste em produzir estes revestimentos por deposição catódica. (Kim e Ramaswamy, 2009)

O aumento da rugosidade, as características físico-químicas e as propriedades do material influenciam a retenção mecânica inicial dos implantes e aumenta a área de contato com o leito ósseo receptor favorecendo a osteointegração, o que compensa o tamanho reduzido dos implantes curtos (Joly e Lima, 2003, Hagi et al., 2004, Renouard e Nisand, 2006, Kotsovilis et al., 2009, Romeo et al., 2010 cit in Tellema, et al., 2011)

A tendência actual é a fabricação de implantes com topografia micro e submicro (nano). (Novaes Junior et al., 2010) Esforços recentes para desenvolver estruturas nanométricas na superfície dos implantes osteointegráveis estão relacionados a estruturas com tamanho equivalente às do osso, que resulta numa complexa topografia em três dimensões (3D). (Meirelles et al., 2008a, b cit in Tellema et al., 2011, Weiner e Traub, 1986 cit in Meirelles, 2010) Além disto, as biomoléculas e células envolvidas na resposta inicial, depois da instalação do implante, vão interagir na escala nanométrica. (Aumailley e Gayraud, 1998 cit in Meirelles, 2010)

Atualmente, a nanotecnologia oferece diferentes alternativas para modificar as superfícies de implantes. (Meirelles, 2010)

Para ser classificada como nanoestrutura, uma estrutura deve ter ao menos uma das três dimensões variando entre 1 a 100 nm. O limite máximo de 100 nm é baseado no Sistema Internacional de Unidades, mas na prática este valor máximo quando não ultrapassa 500 nm é geralmente classificado como nanoestrutura. (Meirelles, 2010)

Atualmente, o objetivo principal é criar uma nanotopografia que aumente a formação óssea; não é válido simplesmente adicionar nanoestruturas empiricamente. (Meirelles, 2010)

Wennerberg et al., 1995 e Wilke et al., 1990 citados por Joly e Lima, 2003 referem diversos tipos de tratamento para tornar rugosa a superfície torneada dos implantes. Os principais métodos relatados na literatura para criar rugosidade no implante são o condicionamento ácido, jateamento com partículas, associação entre ambos, TPS e revestimento HA. (Novaes Junior et al., 2010)

Meirelles, 2007 citado por Meirelles, 2010 e Novaes Junior et al., 2010 agrupam os diversos tipos de tratamento e apresentam duas alternativas para a implementação de nanoestruturas em implantes: 1) adição e 2) subtração.

A adição consiste geralmente na imersão do implante numa solução contendo partículas com dimensão controlada, que em conjunto com as estruturas presentes na superfície, irá determinar a dimensão final. (Meirelles, 2010) Exemplos de processos aditivos são: revestimentos de HA e fosfato de cálcio (CaP), TPS e deposição de iões. (Novaes Junior et al., 2010)

A subtração consiste na remoção de material da camada mais externa da superfície, produzindo uma topografia única, que pode ser controlada por parâmetros do método escolhido, variando o tempo de imersão, a concentração da solução ou a temperatura de trabalho. (Meirelles, 2010) Exemplos de processos de subtração são: polimentos electrónicos ou mecânicos, jateamento de partículas, condicionamento ácido, jateamento de partículas seguido por condicionamento ácido e oxidação. (Novaes Junior et al., 2010)

O condicionamento ácido e jateamento de grão de areia/condicionamento ácido são métodos muito difusos para obter superfícies de implantes rugosas. Geralmente, o procedimento de jateamento com grão de areia é realizado por propulsão de partículas de diferentes tamanhos de sílica (areia), alumina, óxido de titânio ou CaP por exemplo. Relativamente ao condicionamento ácido os agentes mais comumente utilizados são o ácido fluorídrico, ácido nítrico, ácido sulfúrico e combinações. (Novaes Junior, et al., 2010)

Meirelles, 2010 refere a inexistência de risco na utilização de nanoestruturas quando estas estão adequadamente estáveis na superfície dos implantes dentários. A preocupação existe nos casos em que as nanoestruturas são adicionadas à superfície e apresentam o risco de deslocamento, o que representa um risco de perda óssea associada a inflamação local em função da fagocitose desta partícula. Além da reabsorção óssea, existe o problema da ruptura da interface osso-implante quando esta estrutura “descola” da superfície. Em geral, a preocupação não afecta os métodos de subtração, pois a maioria dos problemas observados até hoje foram com partículas adicionadas e com

dimensões maiores. (Bloebaum et al., 1994; Bloebaum et al., 1997 e Albrektsson 1998 cit in Meirelles, 2010)

O benefício da implementação de nanoestruturas ainda não é amplamente aceite na comunidade científica e vários fatores contribuem para isto, em especial a dificuldade de caracterização adequada da topografia em 3D na escala micrométrica e nanométrica. (Meirelles, 2010)

Futuras experiências poderão esclarecer a importância das nanoestruturas na reposta óssea e a correta caracterização da superfície, sendo um fator fundamental para a comparação e análise dos resultados. (Meirelles, 2010)

A partir de estudos que se concentraram nas propriedades de superfície de implantes endósseos, pode concluir-se que estas propriedades não desempenham apenas um papel importante em aspectos qualitativos e quantitativos da interface osso-implante, mas são também decisivas no tempo necessário para atingir um determinado nível de osteointegração (Buser et al, 1998; Cochran et al, 2002 cit in Stellingsma et al., 2004). Estas propriedades poderam ter um papel ainda mais relevante na colocação dos implantes curtos, uma vez que estes apresentam uma área de superfície menor devido ao seu tamanho reduzido.

1.1.2 Desenho do ombro

O ombro integra o corpo do implante, nomeadamente dos implantes curtos, correspondendo à porção que emerge do osso, fazendo a transição através dos tecidos moles até à conexão, o que dita o perfil de emergência e origina a plataforma de suporte para a restauração. (Pinheiro, 2007)

A ligação do tecido conjuntivo ao implante, ocorre na zona do ombro, garantindo o selamento e o espaço biológico do implante. (Pinheiro, 2007)

Existem várias dimensões e tratamentos de superfície do ombro, mas geralmente são utilizadas superfícies lisas. (Pinheiro, 2007)

1.1.3 Plataforma

A plataforma corresponde ao diâmetro do topo do implante, inclusivamente do implante curto, que estabelece conexão com o pilar protético. No Sistema Brånmark podem considerar-se três plataformas protéticas, as plataformas narrow (NP) com 3,5mm de diâmetro, as plataformas regular (RP) com 4,1mm e as plataformas wide (WP) com 5,1 mm. Cada uma destas plataformas tem um componente protético correspondente. Estes valores podem variar de fabricante para fabricante. (Pinheiro, 2007)

1.1.4 Conexão

A literatura é unânime na classificação quanto à conexão, sendo esta designada por Binon, 2000 interna e externa.

O implante, nomeadamente o implante curto, liga-se à restauração através de um sistema de conexão, este sistema é importante na estabilização da restauração, para tal deve garantir uma ligação segura e duradoura, bem como reprodutibilidade posicional, evitando assim a rotação da restauração. (Pinheiro, 2007)

Antigamente o sistema de conexão mais utilizado era a conexão externa, que se caracteriza por um eixo hexagonal no qual se insere e adapta a ranhura do pilar restaurador. Contudo este tipo de conexão permite alguma rotação (4 a 6 graus) (Binon 2000) e portanto, não permite a reprodutibilidade posicional, levando ao desgaste e deformação do hexágono da plataforma do implante.

Atualmente os implantes mais usados apresentam conexão interna, nestes o parafuso de retenção bem como o sistema anti-rotacional entram no corpo do implante, proporcionando o aumento do comprimento da junção entre o implante e a restauração, o que se verifica também com os implantes curtos.

A conexão interna reduz ainda a força aplicada no parafuso e nas paredes do ombro e permite maior precisão e segurança devido ao sistema anti-rotacional, que facilita a instalação do pilar restaurador (Hunt et al., 2005 Cit in Pinheiro, 2007)

A utilização dos implantes de conexão interna do tipo cone Morse permite algumas vantagens, como maior estabilidade, aumento da resistência aos micromovimentos e menor fenda na interface pilar implante, favorecendo a preservação da crista óssea proporcionando uma união rígida. Sampaio e Girundi afirmam que este sistema suporta e distribui melhor as forças laterais que os de interface externa e os de hexágono interno.

1.1.5 Dimensões

Existe uma panóplia de combinações no que concerne às dimensões dos implantes, variando o comprimento, o diâmetro, o tamanho da plataforma e a altura do ombro.

1.1.5.1 Diâmetro

Os implantes quanto ao diâmetro podem ser classificados em largos, estreitos ou “standard”. Sendo que, a maioria dos implantes apresentam um diâmetro de aproximadamente 4mm, sendo o mínimo necessário para garantir que o implante tenha uma resistência adequada 3,25mm (existindo diâmetros inferiores, contudo não indicados para funcionar como unitários). Esta resistência pode aumentar com o aumento do diâmetro (6mm), no entanto a sua aplicação depende da largura óssea disponível. (Pinheiro, 2007)

1.1.5.2 Comprimento

O comprimento do implante corresponde à distância entre a sua porção apical e a linha de transição do corpo para o pilar transmucoso. (Pinheiro, 2007)

A literatura não é concensual no que respeita à categorização dos implantes relativamente ao comprimento.

2. Implantes Curtos

Não há um consenso na literatura quanto à definição dos implantes curtos. Em diversos trabalhos são considerados com comprimento 10 mm (Misch 2000, Nedir et al., 2004,

Tawil e Younan, 2003 e Weng et al., 2008 cit in Chizolini et al 201, Degidi et al., 2007; Feldman et al., 2004, Weng et al., 2003 e Testory et al., 2002, Tawil et al., 2006, Goené et al., 2005 cit in Pinheiro, 2007, Misch et al., 2006 Santiago Júnior et al., 2010, Menchero-Cantalejo et al., 2011 e das Neves et al., 2006 cit in Kotsovilis et al., 2009). Noutros com 8 mm (Renouard e Nisand 2006, Arlin, 2006 e Friberg et al., 2000). E com 7 mm (Melhado et al., 2007 e Neves et al., 2006 cit in Chizolini et al., 2011, Hagi et al., 2004 cit in Kotsovilis et al., 2009). (Figura 2 em anexo)

O conceito de implantes curtos é controverso, sendo mais apropriado definir a região intraóssea do dispositivo no momento da prótese entrar em função (Neves et al., 2006; cit in Silva, 2010 Renouard e Nisand 2006). Dessa maneira, comprimentos variando de 4 a 8,5mm podem ser considerados como curtos (Felice et al., 2009 cit in Silva, 2010)

Antigamente, estes comprimentos eram considerados inadequados, especialmente na maxila, devido às características qualitativas do osso, a este nível, o que exigia uma disponibilidade mínima de 13 mm do rebordo alveolar para as estruturas anatómicas que descrevem o limite apical da maxila, e 10 mm no caso da mandíbula para garantir o sucesso do implante. (Menchero-Cantalejo et al., 2011, Hagi et al., 2004a e Hagi et al., 2004b)

Um conceito mais abrangente de implantes curtos, não pode deixar de fazer referência às modificações incorporadas no desenho macro e microscópico dos modelos disponíveis atualmente. Os implantes curtos actuais são cilíndricos e de grande diâmetro, possuem ápices cortantes e compactantes, de forma a obter estabilidade primária, têm a superfície tratada agilizando o processo de osseointegração. (Thomé, Bernardes e Sartori 2009 cit in Sampaio e Girundi)

2.1 Indicações e Vantagens dos Implantes Curtos

A colocação de implantes pode ser limitada devido a situações de altura óssea reduzida ou presença de estruturas anatómicas, como a extensa pneumatização do seio maxilar e a proximidade do nervo dentário inferior. (Wallace e Froum 2003 e Bell et al. 2002 cit in Chizolini et al., 2011 e Santiago Júnio et al., 2010)

A possibilidade do tratamento de áreas maxilares e mandibulares atroficas através de procedimentos menos invasivos e com boa previsibilidade, tem conferido importância ao estudo dos implantes curtos. (Levin, 2008 e Pullen e Debenham, 2011, Chang et al., 2011)

Os implantes curtos foram inventados com a finalidade de reduzir o risco de interferência com estruturas anatómicas também para evitar técnicas cirúrgicas invasivas e portanto reduzir a morbidade. (Teixeira et al., 1997, Santiago Júnior et al., 2010, Raviv, Turcotte e Harel-Raviv, 2010 e Das Neves et al., 2006)

Um ensaio clínico randomizado comparou três modalidades de tratamento (Implante transmandibular, aumento da mandíbula com enxerto ósseo autólogo, seguida da colocação de quatro implantes osseointegrados, e a colocação de quatro implantes endósseos curtos) para a mandíbula desdentada extremamente reabsorvida, concluiu-se que o tratamento com implantes curtos é o tratamento de eleição devido às complicações mínimas, à taxa de sobrevivência elevada, à interface osso-implante estável, e ao fato de que os pacientes podem ser tratados em um ambiente ambulatorial (Stellingsma et al., 2004 a, b cit in Stellingsma et al., 2004). A principal complicação do tratamento com implantes curtos é o risco de uma fratura (parcial) da mandíbula (Mason et al., 1990, Triplett et al., 1991 cit in Stellingsma et al., 2004). Embora a incidência dessa complicação tenha sido rara (Raghoobar et al., 2000c), o tratamento é muitas vezes difícil, se uma fratura ocorrer (Tolman e Keller, 1991). (cit in Stellingsma et al., 2004)

Um estudo clínico randomizado controlado após 4 meses de carga, de Felice et al. (2009), comparou a colocação de implantes curtos (5 mm) com o aumento ósseo em maxilares atroficos. Os autores concluíram que quando se verifica altura óssea residual de 5 a 7 mm até ao canal mandibular, os implantes curtos (5 mm) podem ser preferíveis ao aumento vertical, uma vez que o tratamento é mais rápido, barato e permite menor morbidade. Na presença de 4 a 6 mm de altura óssea abaixo do seio maxilar ainda não é claro qual procedimento pode ser preferível. Contudo, são necessários estudos com maior “follow-up”.

Outro estudo clinico randomizado de 5 meses após-carga, realizado por Felice et al. (2011), comparou a colocação de implantes curtos (5-8,5 mm) sem procedimentos de enxerto, com a colocação de implantes longos em áreas atróficas com enxerto autógeno, na maxila. Neste estudo, Felice, et al. (2011) concluíram que os implantes curtos são uma alternativa eficaz, mais barata e mais rápida e com menos complicações, no entanto são necessários estudos com maior “follow-up”.

O uso de implantes curtos oferece, em relação às técnicas regenerativas, várias vantagens: baixo custo e duração do tratamento, simplicidade e menor risco de complicações. (Raviv, Turcotte e Harel-Raviv, 2010, Felice et al 2009, Esposito, 2009 e Nedir et al., 2004) As indicações mais adequadas para a colocação de implantes curtos são: reabsorções severas da mandíbula, proximidade com o nervo dentário inferior, tentativa de evitar cirurgias mais complexas e/ou de alto risco, tais como a regeneração óssea guiada, e de reposicionamento do nervo dentário inferior. (Nocini et al 1999 cit in Chizolini, et al 2011)

Grant, Pancko e Kraut (2009) referem como vantagens para os implantes curtos menor necessidade de enxerto ósseo em altura (menos tempo, menor custo do tratamento, menos desconforto) menor risco cirúrgico (parestesia, sobreaquecimento provocado pela osteotomia, lesão da raiz do dente adjacente), maior facilidade cirúrgica.

Huang et al. (2010) sugerem que os implantes curtos são vantajosos nos cantileveres, uma vez que, o suporte do cantilever distal na prótese parcial por um implante curto na área de extensão distal pode reduzir a sobrecarga sobre os outros implantes dentários. Isto porque, extensões em próteses parciais implanto-suportadas podem resultar em carga mais desfavorável sobre os dispositivos de fixação.

2.2 Sucesso *versus* insucesso dos implantes curtos

Santiago Júnior et al (2010) afirmam que pesquisas da década de 90 mostraram um baixo índice de sucesso para implantes curtos tanto na maxila quanto na mandíbula. Contudo, esses implantes não apresentavam tratamento de superfície, facto este que limita o sucesso clínico, principalmente nas regiões posteriores, com osso de baixa qualidade. Esta afirmação pode ser comprovada pelos insucessos obtidos nos trabalhos

publicados com implantes curtos de superfície usinada/maquinada, como os 5% para a mandíbula de Adell R et al 1990 cit in Chizolini et al. (2011), os 11,7% para maxila e 16,1% para mandíbula de Quirynen et al. (1991), os 10% para a maxila de Naert et al. (1992), os 14,5% para a maxila de Nevins e Langer (1993), os 6,6% para a mandíbula de Lekholm et al. (1994), os 17,9% de Higuchi, Folmer, Kulte (1995) cit in Sampaio e Girundi, os 25% para mandíbula de Wyatt e Zarb (1998) e os 18,2% para a maxila de Lekholm et al. (1999) cit in Santiago Júnior et al (2010)

Quando implantes de superfície tratada começaram a ser utilizados, esta situação inverteu-se, o que pode ser comprovado pelos trabalhos de Teixeira et al. (1997), Deporter et al. (2001), Bruggenkate et al. (1998) e Brocard et al. (2000) citados por Santiago Júnior et al. (2010).

Hagi et al 2004a, na revisão referiram 10 relatórios sobre implantes tratados e 2 em implantes sinterizados de superfície porosa. O menor implante utilizados foi de 6 mm de comprimento e 5,0 mm de diâmetro, e estes tiveram um desempenho fraco, com uma taxa de fracasso mandibular de 33,3%. As taxas de fracasso para implantes 7 mm de comprimento foram consideravelmente diferentes. A taxa de fracasso dos implantes de 7 mm de comprimento na maxila variou de 0 a 18,2%. Cinco dos sete relatórios pertinentes concordam com taxas de cerca de 10%. As taxas de insucesso para implantes com 7 mm de comprimento na mandíbula variaram de 1,5% para 11%. As taxas para implantes maiores que 7 mm variou de 1,1% para 14%. Em geral, os implantes texturizados tratados tiveram resultados melhores do que os implantes maquinados tratados. (Hagi et al 2004a)

Neste estudo, em geral os melhores resultados verificaram-se com implantes maiores que 7mm do que com os de 7 mm ou menos. Os da mandíbula também tiveram melhores resultados do que aqueles na maxila. Os implantes maquinados tratados mantiveram-se igualmente bem na mandíbula e na maxila, mas os implantes texturizados tiveram um desempenho significativamente melhor na mandíbula. (Hagi et al 2004a)

Romeo et al. (2006) avaliaram o sucesso dos implantes curtos (8 mm) comparativamente com os implantes (10 mm), sendo a taxa de sucesso cumulativa aos

14 anos de 97,9% e 97,1%, respectivamente. Neste estudo foram utilizados implantes com superfície tratada SLA e TPS, sendo a taxa de sobrevivência de 92,3% e 95,9% para os implantes TPS curtos e “standard”, respectivamente e 100% e 98,5% para os implantes SLA curtos e “standard”, respectivamente. Também Arlin (2006) numa série de casos verificou que as taxas de sucesso dos implantes curtos eram semelhantes às dos implantes longos, relatou taxas de sucesso a 2 anos para implantes com superfície rugosa, com 6, 8, e 10 a 16 mm de 94,3%, 99,3%, e 97,4%, respectivamente. A revisão sistemática de Annibali et al. (2012) avaliou as taxas de sucesso dos implantes curtos (< 10 mm) num período de observação de $3,2 \pm 1,7$ anos, sendo a taxa de sucesso cumulativa de 99,1% e também encontrou maiores taxas de sucesso para implantes com superfície rugosa (99,2%) em relação aos de superfície maquinada (94,6%), comprovando o estudo de Sánchez-Garcés, Costa-Berenguer e Gay-Escoda, 2010.

Pommer et al., 2011 na sua meta-análise encontraram taxas de fracasso maiores para implantes mais curtos do que 7mm, tal como já Hagi et al., 2004 e das Neves et al., 2006 tinham encontrado.

Menchero-Cantalejo et al., 2011 afirmam que as taxas de sucesso com implantes curtos continuam a ser as taxas aceitáveis, uma vez que conseguiram chegar a um valor cumulativo de aproximadamente 92%, mesmo para 14 anos de “follow-up”.

Nos estudos abordados por Menchero-Cantalejo et al., 2011 que analisam superfície maquinada de implantes, a CSR média (taxa de sucesso cumulativo) obtida foi de 92,5%. Quanto aos implantes com uma superfície rugosa, a média encontrada foi de 98,38%. A média da taxa de sucesso é distribuída da seguinte forma (Fig. 1) para implantes com superfície lisa e com um “follow-up” de até dois anos, a CSR média é de 96,2%, para um “follow-up” de 3 anos, a CSR é 94,57%; para 4 anos, é 95,03%, para 5 anos, é de 92,9%, e para 6 anos de acompanhamento, é 93,0%. Naert et al. (2002) realizaram um “follow-up” de 16 anos, e a CSR foi de 67,0%.

Da mesma forma, os resultados para os implantes de superfície rugosa são: para “follow-up” de um ano, a CSR é de 99,2%, para dois anos, é 98,88%, para 3 anos, é 98,23%, para 4 anos, é 98,76% - um valor que é mantido para os 5 anos e para 6 anos de “follow-up”, é 98,82%. (cit in Menchero-Cantalejo et al., 2011).

Um estudo de Nedir et al. (2004) apresenta uma análise sobre a sobrevivência durante 7 anos dos implantes ITI plasma “spray” de titânio (TPS), com jateamento de areia e condicionamento ácido (SLA) colocados em carga em pelo menos 1 ano. Em 236 pacientes foram colocados 528 (264 TPS e 264 SLA) implantes, 351 implantes (66,5%) na reabilitação da região posterior e 71,1% implantes eram menores que 11mm. Três implantes falharam, um na fase inicial (antes da carga) e dois na fase final (após carga), todos eram implantes SLA colocados na mandíbula. Os implantes mais curtos não fracassaram mais do que os mais longos. A taxa de sucesso cumulativa foi de 99,40%.

Um estudo prospectivo de Ormianer e Palti avaliou o desempenho a longo prazo de 218 implantes do tipo parafuso cônico colocados em 60 pacientes. Após um seguimento médio de 67,5 meses, as taxas de sobrevivência acumulada foram de 98,2%, sem perda óssea marginal peri -implantar de 98% dos implantes. (Ormianer e Palti, 2006)

Um estudo retrospectivo de Mundt et al., 2006 avaliou taxa de sobrevivência de implantes e os factores de risco de 663 implantes do tipo parafusos cônicos em 159 pacientes. A taxa de sobrevivência de implantes foi de 91,8% após 120 meses. Implantes mandibulares tiveram uma maior taxa de sobrevivência do que os implantes maxilares (96% *versus* 89%). As taxas de falhas para implantes cônicos foram 15,0% entre os fumadores actuais, 9,6% entre os ex-fumadores, e 3,6% entre os não fumadores.

Fugazzotto (2008) relatou taxas de sobrevivência para implantes curtos (<10 mm) que variam entre 98,1% e 99,7% para coroas unitárias ou múltiplas.

Anitua et al., 2008 examinaram as taxas de sobrevivência a longo prazo dos implantes curtos ($\leq 8,5$ mm neste estudo) em 293 indivíduos que receberam 532 implantes curtos. As taxas de sobrevida em 5 anos de implantes curtos foram 99,2%, com um seguimento médio de 31 meses \pm 12,3 meses.

Num estudo retrospectivo de Bao-Thy et al 2009 foram colocados 335 implantes com 8 mm de comprimento num total de 124 pacientes. O diâmetro variava entre 3,5 e 6mm. Dos 335 implantes colocados, 331 foram integrados com sucesso. Nos A taxa de sobrevivência para implantes de 8 mm colocados na mandíbula foi de 99%, desde a fase I cirurgica até à prótese funcional (até 2 anos). (cit in Grant, Pancko e Kraut, 2009)

Foi realizado um estudo retrospectivo por Grant, Pancko e Kraut, (2009) com 124 pacientes, nos quais foram colocados 335 implantes com 8mm de comprimento. Dos 335 implantes colocados, 331 foram integrados com sucesso, 2 casos fracassaram e nestes os locais foram enxertados com hidroxiapatite porosa e plasma rico em plaquetas. A taxa de sobrevivência para os implantes de 8 mm colocados na mandíbula foi de 99% a partir da fase cirúrgica I até à prótese funcional para até 2 anos.

Tawill e Younan em 2003 observaram 262 implantes de 10 mm ou menos com superfície maquinada, que suportaram 163 próteses, com 88,5% na mandíbula e 11,5% na maxila. Esses autores obtiveram um sucesso final de 98,5% nos casos empregando implantes curtos. (cit in Chizolini et al 2011) Por outro lado, Rokni S. et al 2005 avaliaram 199 implantes, tendo em conta os implantes curtos de 5 e 7 mm e implantes longo de 9 mm e 12. Os implantes longos mostraram uma maior perda óssea na região cerstal em relação aos implantes curtos. (cit in Chizolini et al., 2011)

No estudo de Neldam, Pinholt (2010) foram colocados 51 implantes curtos Astra Tech OsseoSpeed com comprimento de 6mm e diâmetro de 4mm em 13 pacientes parcialmente desdentados e foram realizados exames clínicos e radiográficos durante um ano de pós-operatório, foi avaliada a perda óssea marginal, a razão coroa implante e os tecidos moles peri-implantares. Neste estudo dois implantes mandibulares molares foram perdidos resultando numa taxa de sobrevivência de 93,1% nesta localização específica e uma taxa de sobrevivência de 100% em todas as outras regiões de parcelamento. Este estudo prospectivo demonstrou a perda óssea marginal dos implantes dentários curtos Astra Tech 6 milímetros, sendo 0,4mm após o primeiro ano de carga. No entanto, as conclusões a respeito a taxa de sobrevivência esperada de implantes curtos estão limitados devido ao pequeno tamanho da amostra e tempo de observação. (Neldam, Pinholt, 2010)

A análise de Renouard, Nisand, 2006 mostrou que há uma tendência de maiores taxas de fracasso com implantes curtos em ensaios se o operador estivesse numa curva de aprendizagem, se foram utilizados implantes de superfícies maquinadas lisas, e se os implantes foram colocados em locais com baixa densidade óssea. Nos ensaios em que estas questões não existissem, as taxas de sobrevivência de implantes curtos eram comparáveis aos implantes com maior comprimento.

A meta-análise de Kotsovilis et al. (2009) revelou que não existem diferenças estatisticamente significativas na sobrevivência entre implantes curtos e convencionais de superfície rugosa, em pacientes total ou parcialmente desdentados. Os resultados desta meta-análise têm implicações clínicas significativas, demonstrando que a colocação de implantes curtos com superfície rugosa parece ser uma modalidade de tratamento eficaz para os pacientes total ou parcialmente desdentados. Corrente et al. (2009) corroboram esta ideia, relatando uma taxa de sobrevivência de 97,92%, para implantes curtos de superfície porosa, num período de seguimento de 36 meses. Bem como Santis et al. (2011), que relatam uma taxa de sobrevivência de 98,1% para implantes curtos (≤ 8 mm) com superfície tratada (oxidada), num período de seguimento de 1 a 3 anos.

Maló, Nobre e Rangert (2007) relatam uma taxa de sobrevivência cumulativa de 96,2% para implantes de 7 mm e 97,1% para implantes de 8,5 mm, com um período de seguimento de 5 anos (60 meses). Anitua e Orive (2010) apresentam taxas de sobrevivência maiores, de 99,3% para implantes curtos (< 8 mm), num período de seguimento médio de $47,9 \pm 24,46$ meses. Maló, Nobre e Lopes (2011) por sua vez, relataram uma taxa de sucesso inferior (95%) para implantes curtos (7mm) num período de seguimento de apenas 12 meses.

Van Assche et al. (2011) no seu estudo de reabilitações totais com 2 implantes curtos (6 mm) ferulizados com 4 implantes longos (10-14 mm) também não encontraram diferenças significativas entre os implantes.

Na revisão sistemática de Sun et al. (2011) foi referida uma taxa de fracasso total de 4,5%, sendo as taxas de fracasso 4,1%, 5,9%, 0%, 2,5%, 3,2%, 0,6%, e 6,5%, para implantes com comprimentos de 6, 7, 7,5, 8, 8,5, 9 e 10 mm, respectivamente.

Draenert et al. 2011 estudaram a taxa de sobrevivência cumulativa de implantes curtos (≤ 9 mm) colocados na região posterior da mandíbula, sendo esta de 98%, concluíram assim que os implantes curtos têm uma taxa de sobrevivência semelhante à dos implantes longos, durante um período de observação de 1 a 3 anos.

Slotte, C. et al. (2011) num estudo prospectivo multicêntrico de 2 anos avaliaram um implante de 4 mm de comprimento (com 4,1 mm de diâmetro) da Straumann SLActive® suportando uma prótese dentária fixa, na região posterior mandíbula severamente reabsorvida, a taxa de sobrevivência foi de 95,7%, após 1 ano e 92,3% após 2 anos. A taxa de sobrevivência é apenas ligeiramente menor do que em estudos semelhantes é de 6 a 8,5 mm implantes. Isso pode estar relacionado com a estabilidade inicial elevada e uso efetivo do volume ósseo residual com grande contato osso-implante.

Vários estudos concordam que o desenvolvimento do desenho dos implantes, o tratamento da superfície e o aprimoramento das técnicas cirúrgicas, forneceram razões para reavaliação dos resultados prévios, que desencorajavam o uso dos implantes curtos e possibilitaram a confecção de implantes cada vez menores, com características que tornaram sua utilização mais segura, tendo taxas de sobrevivência similares às dos implantes longos, além de evitar a realização de procedimentos mais invasivos, como os enxertos ósseos. (Sampaio e Girundi)

Entretanto, os implantes curtos actuais (figura 1 em anexo) não se caracterizam apenas pelo comprimento reduzido. Possuem características como ápices cortantes e compactantes que seriam um auxiliar importante na obtenção de estabilidade em diferentes leitos ósseos, presença de roscas progressivas ao longo do implante para compactação óssea, diâmetros largos e grande área de superfície de tratamento, conexão tipo cone Morse e mudança de plataforma (“platform switching”).

A maioria dos estudos não fornece dados sobre a taxa de sucesso de implantes curtos em relação à localização dos implantes. Testori et al. (2011) apresenta estes dados, mas em relação a todos os implantes, e não sobre implantes curtos. Testori et al. (2011), Tawil et al. (2006) e Romeo et al. (2006) fazem uma distinção dos implantes inseridos na maxila ou na mandíbula, apesar de não esclarecerem como muitos deles foram colocados. A associação da localização dos implantes com a taxa de sucesso / fracasso não foi realizado por qualquer dos autores mencionados. (cit in Menchero-Cantalejo et al 2011)

Um estudo avaliou 348 implantes curtos colocados nas regiões anterior e posterior em 153 pacientes. Dos implantes colocados, 220 foram de 9 mm e 128 de 10 mm de comprimento, com diâmetros de 3,5 mm, 4 mm e 5 mm, instalados em diferentes densidades ósseas. Os locais tratados através da regeneração óssea guiada receberam 45 implantes. As regiões anteriores e posteriores receberam 45 e 303 implantes, respectivamente. A taxa de sucesso foi de 96% (334 implantes). (Barboza et al., 2007)

Noutro estudo (Misch et al., 2006) foram colocados implantes <10 mm de comprimento na região posterior dos maxilares de pacientes parcialmente desdentados, utilizando duas fases cirúrgicas e uma abordagem biomecânica para diminuir o stress (incluindo ferulização de implantes, ausência de cantileveres e restauração com oclusão mutuamente protegida ou guia canina e, selecionando um desenho de implante para aumentar a superfície de contacto osso-implante). A taxa de sobrevivência de 98,9% foi obtida da fase cirúrgica no estágio I para o “follow-up” protético. Segundo este, os implantes curtos são previsíveis podendo ser utilizados para suporte de restaurações fixas em edentulismos parciais posteriores e são apropriados métodos para diminuir o stress biomecânico na interface osso-implante.

Da Silva et al., 2009, numa revisão de literatura sobre implantes curtos demonstrou num quadro comparativo, a previsibilidade dos implantes com 10 mm, relatando uma taxa média de sucesso de 95,82%. Estes autores individualizaram os taxas de sobrevivência dos implantes curtos (≤ 8 mm, <10 mm) e implantes “standard” (≤ 10 mm) em reabilitações parciais e totais. Nas reabilitações totais a taxas de sobrevivência médias, nas revisões sistemáticas foram 96,6% nos implantes ≤ 8 mm, 94,42% nos implantes <10 mm e 95,31% nos implantes ≤ 10 mm, nas meta-análises foram 95,68% nos implantes ≤ 8 mm, 93,02% nos implantes <10 mm e 94,86% nos implantes ≤ 10 mm. Nas reabilitações parciais a taxas de sobrevivência médias, nas revisões sistemáticas foram 97,23% nos implantes ≤ 8 mm, 97,35% nos implantes <10 mm e 98,51% nos implantes ≤ 10 mm, nas meta-análises foram 97,06% nos implantes ≤ 8 mm, 97,15% nos implantes <10 mm e 98,34% nos implantes ≤ 10 mm.

Deporter et al 2001 avaliou os resultados de 78 implantes (Endopore[®], Innova[®]) com superfícies rugosas (“Porous-surfaced”), colocados na região posterior da mandíbula e

observou taxas de sucesso de 100%, após 32 meses de acompanhamento, com alteração mínima no que se refere à perda de crista óssea. (cit in Sampaio. e Girundi)

Petrie e Williams (2005) defendem que os implantes curtos e cónicos devem ser evitados, especialmente em osso de baixa densidade, devido ao aumento de tensão observado na crista óssea. Lum (1991) defende o uso de implantes curtos devido à maioria das forças oclusais serem dissipadas na porção mais superior do corpo do implante. (Cit in Santiago Júnior et al., 2010).

Esses dados foram confirmados pelos trabalhos de Rieger, Mayberry e Brose 1990, com a análise de elementos finitos, onde pouco se verificou que pouco stresse foi transferido para a porção mais apical do implante. Os estudos de análise de elementos finitos demonstraram que o comprimento do implante não possui um efeito relevante na distribuição da tensão, uma vez que a maior concentração se apresenta na crista do osso alveolar ao redor do implante. (Fugazzotto, 2008 cit in Santiago Júnior et al., 2010)

Georgiopoulos et al. (2007) realizaram uma análise bidimensional de elementos finitos para avaliar os efeitos do comprimento do implante e diâmetro sobre a distribuição de tensões de um único implante e da distribuição de tensão no osso circundante, antes e após a fase de osteointegração. O efeito do comprimento foi investigado através do uso de implantes com um diâmetro de 3,75 mm e comprimento de 8 mm, 10 mm, 12 mm, e 14 mm. Este estudo indica que o padrão de distribuição da tensão é independente do aumento do comprimento do implante antes e depois da osteointegração.

O comprimento do implante não foi considerado um factor que contribui significativamente para a osteointegração, porque a tensão aplicada é distribuída principalmente no osso cortical, em vez de na restante interface osso-implante, independente do comprimento do implante. (Lum, 1991 cit in Georgiopoulos et al., 2007)

Maló et al. 2007 afirmaram que implantes curtos de 7 e 8,5 mm, com superfícies modificadas e técnicas de colocação adequadas quase igualaram as taxas de sucesso dos implantes de maior comprimento. Além disso, esses autores demonstraram que a reabilitação protética com implantes curtos em mandíbulas atroficas mostrou uma taxa

de sobrevivência semelhante aos implantes longos, em estudos longitudinais. (cit in Chizolini et al 2011)

Segundo Misch et al., 2006 citado por Georgiopoulos et al., 2007 o aumento da altura da coroa, as forças de mordida e a densidade óssea são os factores que afectam a interface osso-implante e não o comprimento do implante. Além disso, os estudos de Meijer et al., 1992; Geng et al., 2004 e Petrie e Williams 2005 sugerem que o comprimento do implante não pode ser considerado isoladamente, mas apenas em conjunto com a altura da secção transversal mandibular quando considerado o efeito sobre a concentração de tensão em torno do implante. (cit in Georgiopoulos et al., 2007)

Claramente, um dos factores mais importantes para manter em mente relativamente à taxa de sucesso é a qualidade óssea do local de implantação. Uma das áreas que é mais propícia para a colocação de implantes curtos, devido à sua anatomia e relação com o seio maxilar, é a área posterior da maxila, que por definição é a área mais pobre com a qualidade óssea devido à sua baixa densidade. Menchero-Cantalejo et al 2011 refere que a maioria dos autores associa o maior número de insucesso a esta situação, embora, não fornecem dados específicos sobre a percentagem exacta de fracassos, nem em que a qualidade óssea deficiente está envolvida. (cit in Menchero-Cantalejo et al 2011).

Vários autores (Friberg et al 1991, Quirynen et al 1992, Henry et al 1993) sugeriram que é a combinação de implantes curtos e baixa densidade óssea que é responsável pela maior tendência de falha dos implantes curtos, em vez de comprimento do implante só por si. (Cit in Nedir et al., 2004)

Como os implantes curtos são indicados em áreas atróficas, onde seria necessário enxerto ósseo para colocação de implantes mais longos, é mais coerente comparar sua taxa de sucesso com a de implantes longos realizados em áreas de enxerto ósseo. O estudo de Ferri et al 2008 relatou a previsibilidade de implantes realizados em áreas de enxerto ósseo autógeno demonstrou taxas de sucesso de 98% em áreas de levantamento de seio maxilar e 97,5% em áreas de enxerto onlay. Entretanto, os implantes curtos em relação aos longos, necessitam de menos osso remanescente, reduzindo a exposição do paciente a cirurgias para enxerto ósseo, elevação da mucosa do seio maxilar e

reposicionamento do nervo alveolar inferior, constituindo uma grande vantagem. (Sampaio e Girundi)

Na revisão de Del Fabbro et al (2004), a taxa de sucesso dos implantes colocados na maxila submetida a cirurgia de elevação de seio foi de 91,5%, portanto defende técnicas de reabilitação com implantes curtos. (cit in Menchero-Cantalejo et al 2011).

É impossível analisar esses dados, sem a individualização dos estudos de “follow-up” realizado em cada caso. As taxas de sucesso cumulativo variam substancialmente, se analisarmos estudos como os de Bahat (2000), que realizou um acompanhamento de 313 implantes de superfície maquinada por um período máximo de cinco anos atingindo um CSR de 92,9%, em comparação com os dados de Naert et al. (2002), que realizaram um “follow-up” de 16 anos (144 meses) com um CSR de 67%. No caso dos estudos longitudinais de implantes de superfície rugosa, encontramos CSR muito semelhantes, variando entre 97,5% para Testori et al. (2001) (36 meses de “follow-up”) e 97,5% para Anitua et al. (2008) e Grant et al. (2009), com um “follow-up” de 12 meses e 24 meses, respectivamente. Na revisão realizada por Domingues das Neves et al. (2006), em que eles analisaram vários estudos longitudinais de implantes curtos de superfície rugosa, a taxas de sucesso cumulativa foi de 95,2% e a taxa de fracasso média de 4,8%. (cit in Menchero-Cantalejo et al 2011).

Menchero-Cantalejo et al., 2011 relatam a existência da estabilidade dos implantes de superfície rugosa após 6 anos de acompanhamento, em oposição à tendência decrescente dos implantes que têm uma superfície lisa. Os implantes de superfície maquinada seguem este declínio progressivo com o aumento do período de seguimento, passando de uma percentagem inicial aproximada de 96% em média para 1 ano de “follow-up”, para 92,9% em 6 anos.

Hagi et al. 2004a afirma que, geralmente, o tratamento com implantes curtos exibe um desempenho insatisfatório em áreas com altura óssea reduzida. (cit in Chizolini et al 2011) No entanto, o comprimento implantes curtos pode ser compensado pela adição de espiras, que resultam num aumento substancial da área de contacto osso/implante. (Moraes et al., 2009 cit in Chizolini et al., 2011)

É fácil observar como a maioria dos estudos consultados são limitados a mencionar a percentagem e / ou número de fracassos, sem descrever as características dos implantes perdidos.

A literatura não é consensual quanto à influência do comprimento dos implantes na sobrevivência/sucesso dos mesmos.

Lum (1991) citado por Georgiopoulos et al. (2007) relata que o aumento comprimento do implante afecta as taxas de sucesso até um limite, enquanto que os estudos de Ellegaard et al. (1997); Gunne et al. (1999) e Lemmerman e Lemmerman (2005) cit in Georgiopoulos et al. (2007) relatam que o comprimento do implante não afecta significativamente as taxas de sucesso. Contrariamente os estudos de Naert et al. (2002) e Herrmann et al. (2005) cit in Georgiopoulos et al. (2007), Bahat (200) cit in Menchero-Cantalejo et al. (2011), Goodacre et al. (2003) cit in Misch (2005), Artzi (2006) e Winkler (2000) cit in Implantfoundation homepage, Tellema et al. (2011) correlacionam os implantes curtos com maior taxa de fracasso. Por sua vez, os estudos de Fugazzotto et al. (2004), Renouard Nisand (2005) e Tawil et al. (2006) cit in Georgiopoulos et al. (2007), Kotsovilis et al. (2009), Renouard e Nisand (2005) apresentam resultados semelhantes aos relatados com implantes maiores.

Wennerberg e Albrektsson, 2009 concluíram que a maioria dos trabalhos publicados apresentam uma caracterização da superfície inadequada, esta pode ser a razão pela qual no estudo de Tellema et al., 2011, por exemplo, não se verificaram diferenças na sobrevivência dos implantes para as diferentes superfícies. No estudo de Wennerberg e Albrektsson , 2009 a superfície de um implante é definida como rugosa e noutra estudo a mesma superfície é definida como lisa. (cit in Tellema et al., 2011)

É desejável que futuros estudos relatem não só sobrevivência dos implantes, mas também todos os parâmetros de determinação do prognóstico do implante (como peri-implantar hemorragia à sondagem, profundidade de sondagem, nível clínico de inserção, nível ósseo marginal clínico e radiográfico, de modo que no futuro revisões sistemáticas sejam capazes de comparar implantes curtos com os convencionais relativamente a estes parâmetros. Seriam importantes, também, estudos que relatassem a

sobrevivência dos implantes não somente em relação ao comprimento, mas também à proporção coroa-raiz, dos implantes. (Kotsovilis et al., 2009)

Com base na revisão da literatura foi realizada uma tabela (tabela 2 em anexo) que sistematiza os resultados encontrados relativamente às taxas de sobrevivência/sucesso, contudo não foi possível identificar em alguns dos estudos o tipo de superfície, o que seria importante para que se obtivesse uma comparação mais fiável. O tempo de estudo (“follow up”) também não foi encontrado em todos os estudos. Foram incluídos implantes utilizados em reabilitações parciais e totais. Foi ainda realizada uma tabela com as taxas de sobrevivência dos implantes “standard” (tabela 3 em anexo) e outra com as taxas de insucesso encontradas nos artigos consultados (tabela 4 em anexo). Com base nas primeiras duas tabelas referidas foram calculadas as médias da taxa de sobrevivência de implantes curtos (4 a 10 mm), sendo esta 94,26%, num período médio de seguimento de 53,4 meses e de implantes “standard” (≥ 10 mm), sendo esta 96,84%, num período de seguimento médio de 48,80 meses. Observando estes valores conclui-se que não existem diferenças significativas entre os valores encontrados referentes a taxas de sobrevivência, embora a maioria dos dados sejam relativos a taxas de sobrevivência de implantes curtos e não “standard”.

No entanto, a literatura não contém estudos definindo com clareza a relação entre o comprimento do implante e taxas de sucesso. (Georgiopoulos et al., 2007)

2.3 Características e factores que possibilitam o aumento das taxas de sucesso

Vários factores podem influenciar o resultado da terapia com implantes, como os funcionais, protéticos e anatómicos. Dentre estes, a qualidade óssea (factor anatómico) juntamente com as forças oclusais (factor protético) são cruciais para o sucesso dos implantes curtos. (Tawil, Aboujaoude e Younan, 2006 cit in Sampaio e Girundi)

Sampaio e Girundi e Romeo et al. (2010) referem como factores que podem afectar o sucesso dos implantes curtos, a quantidade e a qualidade óssea; as condições sistémicas dos pacientes; a natureza da dentição antagonista; a magnitude de forças e presença de hábitos parafuncionais; a posição do implante na arcada; a técnica cirúrgica; o número,

desenho, tamanho, diâmetro e condicionamento da superfície do implante; a altura da coroa protética e tamanho da mesa oclusal; a estabilidade primária do implante e a curva de aprendizagem do médico dentista. Outro factor de grande relevância é a sauserização, sendo importante observar as possíveis causas desse processo a fim de minimizá-lo.

A proporção coroa/implante elevada, maiores cargas oclusais na região posterior e pouca densidade óssea nas regiões de pré-molares e molares são os fatores de risco para os implantes curtos referidos por Misch et al., 2006; Tawil, Aboujaoude e Younan, 2006; Misch, 1999; Goené et al., 2005; Stellingsma, Meijer e Raghoobar, 2000; Friberg, Jemt e Lekholm, 1991; Van Steenberghe et al., 1990; Gentile, Chuang e Dodson, 2005; Renouard e Nisand, 2005; Maló, Nobre e Rangert, 2007; Garcia e Lopes, 2008; Bidez e Misch, 1992 cit in Santiago Júnior et al., 2010.

Alterações sistémicas

Graves et al., 2006, Preshaw et al., 2007 e Francio et al., 2008 concluíram que a presença de diabetes mellitus pode modificar a resposta do hospedeiro à acção bacteriana e aumentar o risco para a doença periodontal e peri-implantite. (cit in Chizolini et al., 2011) Portanto esta patologia deve estar controlada.

Hábitos parafuncionais

Hábitos parafuncionais como o bruxismo, história de fratura radicular e um desgaste excessivo do esmalte e dentina devem orientar o profissional na avaliação e controlo das forças oclusais no planeamento inicial. (Rangert, Sullivan e Jemt, 1997 cit in Chizolini et al., 2011)

A associação de factores de risco como o bruxismo, relação coroa/implante desfavorável, e osso de baixa qualidade pode comprometer a longevidade dos implantes curtos. (Fugazzotto e Beagle et al., 2004 cit in Chizolini et al., 2011)

Chizolini et al. (2011) citando Strietzel e Reichart (2007) e Santiago Júnior et al. (2010) citando Strietzel e Reichart (2007) afirmaram que o uso de implantes curtos nos

pacientes bruxómanos e fumadores deve ser cuidadosamente executado devido à distribuição de carga. Os parâmetros protéticos devem ser planeados de tal forma que a orientação e distribuição das forças seja o mais próximo do longo eixo do implante, respeitando as guias de desocclusão (Fenómeno de Christensen) e mantendo os hábitos parafuncionais sob controlo. (Misch et al., 2006, Akça e Iplikçioglu, 2002 e Bidez e Misch, 1992 cit in Santiago Júnior et al., 2010 e Anitua et al., 2008) Ou seja, deve ser seguido um protocolo protético rigoroso com o intuito de evitar cargas oblíquas e controlar hábitos parafuncionais.

Zhang (2007) citando Engel e Weber (1995), Gittelson (2005) e Williamson (2000) refere que o bruxismo está associado a maiores taxas de fracasso dos implantes e mais complicações. No entanto, uma relação de causa-efeito definitiva entre bruxismo e fracasso do implante ainda não foi provada. No estudo de Zhang (2007) as complicações mais graves ocorreram entre indivíduos com bruxismo (fratura da porcelana e fratura do implante), no entanto a análise estatística não apresentou diferença significativa. Contudo, uma abordagem cuidadosa é recomendada por vários autores no tratamento de doentes com bruxismo. (Kim et al., 2005, Misch, 2002 e Lobbezoo et al., 2006 cit in Zhang, 2007)

Hábitos tabágicos

Haas et al. (1996) demonstraram que o tabagismo é também factor de risco tanto para o fracasso do implante, como para formação de bolsas periodontais e desenvolvimento inflamação ao redor dos implantes e, portanto, este hábito precisa ser controlado, principalmente durante os períodos de osteointegração de implantes curtos. (cit in Chizolini et al., 2011)

Tellema et al., 2011 constatou que as taxas de fracasso dos implantes, em estudos que excluía os fumadores eram menores do que os resultados nos estudos que incluíram fumadores (≥ 15 cigarros / dia).

Contudo, os estudos que indicam que há um certo número de fumadores entre os sujeitos da amostra no momento da análise dos resultados, não fornecem quaisquer

dados que relaciona o sucesso ou insucesso dos implantes com o facto de que eles foram inseridos em pacientes fumadores. (Menchero-Cantalejo et al., 2011).

Proporção coroa/implante

Um factor biomecânico que afecta o sucesso dos implantes curtos é a proporção coroa-implante. (Silva 2010 e Touma , Brito e Figueredo 2010 cit in Sampaio e Girundi) Sendo que a proporção coroa-implante ideal ainda não foi estabelecida. Haas et al., 1995, Rangert et al., de 1997, Glantz e Nilner, 1998 cit in Tellema et al., 2011 propuseram a proporção coroa-implante entre 0,5 e 1, Blanes et al., 2007 sugere que esta deve ser 2 a 3, Birdi et al., 2011 afirma que deve ser de 2, Tawil et al., sugere que deve ser menor que 1 e não maior que 2, Pullen e Debenham, 2011 afirmam que se esta for 4,95 não afecta a perda óssea nem a taxa de sucesso. Segundo Misch et al., 2006 e Romeo et al., 2006 citados por Menchero-Cantalejo et al., 2011 as relações coroa-implante que excedem a proporção de 1:1 são prejudiciais.

Os resultados do estudo de Birdi et al., 2010 sugerem que a proporção coroa-implante não afeta o sucesso dos implantes curtos (“plateau-design”). Além disso Blanes, 2009 concluiu que a proporção não influencia a perda da crista óssea peri-implantar. (cit in Tellema et al., 2011).

A proporção desfavorável é aceitável, se a orientação da força e a distribuição da carga for favorável e a parafunção controlada. (Tawil et al., 2006 cit in Chizolini et al., 2011) Ou seja, a proporção coroa implante aumentada não interfere no sucesso dos implantes, se a resultante de força estiver no sentido axial. A incidência de forças laterais aumenta o braço de alavanca, a axialidade das cargas pode ser conseguida através da confecção de superfícies oclusais planas e realização de um ajuste oclusal correto. (Sampaio e Girundi)

Quando a proporção coroa / implante é invertida, os critérios de planeamento oclusal devem ser totalmente controlados, para permitir que as cargas oclusais sejam o mais próximas ao eixo longo do implante. (Anitua et al., 2008)

Carga imediata versus carga tardia

Foi documentado na literatura que a carga imediata é bem sucedida e que o tempo total cirúrgico é diminuído, a fase cirúrgica 2 é eliminada, e o paciente não tem de usar uma prótese removível intercalar. (Schnitman et al., 1990 e Tarnow et al., 1997 cit in Grant, Pancko e Kraut, 2009) No entanto, os estudos são limitados no que respeita a eficácia de carga imediata de implantes dentários curtos.

Um estudo retrospectivo de Degidi et al. (2007) avaliou o sucesso da carga imediata de implantes curtos (≤ 10 mm), com um “follow-up” médio de 4 anos, a taxa de sobrevivência foi de 97,7%. Os autores concluíram que os implantes curtos colocados em carga imediata tiveram uma elevada taxa de sobrevivência e a taxa de sucesso foi semelhante à encontrada em estudos anteriores de 2 estágios.

Fases cirúrgicas

Os implantes endósseos foram originalmente desenhados para serem recobertos pelo retalho, necessitando, portanto, de um segundo estágio cirúrgico para a exposição e colocação dos componentes secundários. Essa conexão produz o aparecimento de duas fendas entre os componentes. (Joly e Lima, 2003)

A osteointegração também pode ser alcançada com a utilização de implantes de um estágio, cuja porção transmucosa é um prolongamento da porção endóssea, eliminando o segundo procedimento cirúrgico. Nestes implantes haverá somente uma fenda localizada entre o corpo do implante e a conexão protética. (Joly e Lima, 2003)

Nos implantes de dois estágios, as fendas estarão localizadas no nível ou abaixo da crista óssea alveolar e nos tecidos moles, facilitando a disseminação da contaminação bacteriana. Para minimizar o efeito da contaminação bacteriana, as fendas deveriam apresentar pequena dimensão e ficar localizada no espaço do sulco perimplantar ou supragengival. (Joly e Lima, 2003)

Nos implantes de um estágio, existe uma única fenda localizada entre o corpo do implante e a conexão protética que estará distante da crista óssea alveolar, próximo da

margem gengival, preferencialmente dentro do sulco perimplantar. Nestes casos, a prótese será cimentada, selando a fenda e minimizando o risco de disseminação da contaminação. (Joly e Lima, 2003)

Por outro lado, os implantes instalados em duas fases cirúrgicas estão associados com 80% mais de sucesso (Chiarelli et al., 2007 cit in Lehmann e Teixeira, 2010).

Muitos autores (Corrente et al., 2009, Deporter et al., 2005, Grant et al., 2009, Griffin e Cheung, 2004, Maló et al., 2007, Mordenfeld et al., 2004 e Bruggenkate et al., 1998 cit in Galvão et al., 2011) defende a realização de dois estágios cirúrgicos na instalação de implantes curtos. O tempo de espera para colocá-los em função deve ser de quatro a seis meses para maxila e entre dois e quatro meses para mandíbula. (Galvão et al., 2011)

Técnica cirúrgica

Quando da utilização de implantes curtos, diversas alterações do protocolo cirúrgico original foram descritas, melhorando a ancoragem e a compressão apical. Dessa forma a área de contato entre o implante e o tecido ósseo é aumentada, reduzindo a concentração de tensões (Figura 3 em anexo). Entre as várias estratégias recomendadas podem ser citadas: uso de brocas cónicas; redução do número de osteotomias; não utilização da broca counter-sink; redução da velocidade (50rpm) na preparação cirúrgica e inserção do implante com o contra-ângulo para reduzir pressões laterais. (Felice, et al. 2009; Fugazzoto 2008; Maló, Nobre and Rangert 2007; Renouard and Nisard 2005 cit in Silva, 2010 e Anitua, et al 2008)

Tensões sobre o implante

As regiões posteriores dos maxilares geralmente têm osso menos denso do que a região anterior, nestas a sobrecarga e as tensões de deformação tendem a ser maiores. Assim, métodos biomecânicos para diminuir as tensões nos implantes curtos são mais garantidos. (Misch, 2005, Tada et al., 2003 cit in Chizolini et al., 2011).

A abordagem biomecânica, frequentemente apresentada para diminuir os factores de risco em regiões de alta tensão ou densidade óssea reduzida, consiste em aumentar a

área de superfície do implante. (Misch et al., 2000 e Chizolini et al., 2011) Essas modificações de tratamento incluem a diminuição da força, que consiste em diminuir as forças laterais sobre as próteses implantossuportadas posteriores (orientação incisal) e eliminar cantileveres na restauração e aumentar a área de superfície do implante, através do aumento o número de implantes, da sua esplintagem, do aumento do diâmetro e do aumento do “design” de superfície dos implantes (número profundidade e forma da estrias/roscas). (Misch, 2005)

Uma carga angulada para uma coroa vai ampliar a força para o implante. Quando um implante é inserido com um ângulo de 12° com a direção força oclusal, a força para o implante irá aumentar em 20%. Este aumento de força é ainda mais ampliado pela altura da coroa. A eliminação de forças laterais durante as excursões da mandíbula é especialmente benéfica para diminuir os efeitos de uma altura da coroa maior. (Misch, 2005).

Segundo o estudo de Georgiopoulos et al. (2007) os implantes mais curtos do que 10 mm não alteram a área de tensão. As tensões aumentam gradualmente ao longo do comprimento do implante e são mais altas na região apical, onde são efectivamente direccionadas para o osso trabecular mais resiliente. (Morris et al., 2001) Ou seja, o stress aplicado no terço apical de um implante é de magnitude muito menor do que aquele aplicado no terço crestal. (Figura 4 em anexo)

Para um implante colocado em osso de densidade adequada, a maior magnitude de tensão está concentrada nos 5 mm crestais da interface osso-implante. (Bidez, Misch, 1992, Sevimay et al., 2005 Lemons, Phillips, 1999; Von Recum et al., 1986; Shigley, Mischke, 1989 e Bidez, Misch , 1992 cit in Misch, 2005)

A ação de uma carga em um determinado sistema mecânico resulta na ocorrência de tensões e deformações. (Glantz e Nilne 1998; Sahin, Cehreli e Yalçin 2002 cit in Silva, 2010) Quando dentes naturais são submetidos às cargas oclusais, as tensões são dissipadas ao longo da superfície radicular em virtude da presença do ligamento periodontal, ausente nos implantes. Nestes, as tensões tendem a concentrar-se nas primeiras roscas. (Weinberg, 1998 cit in Silva, 2010) Deve ser entendido que a

magnitude e a distribuição das tensões são constantes e independentes do comprimento do implante (Pierrisnard et al., 2003) conforme observado nas Figuras 5 e 6 em anexo. (Silva, 2010)

As tensões geradas sobre o implante, componentes protéticos e tecido ósseo são directamente proporcionais à força aplicada e inversamente proporcionais à área de distribuição de carga. (Bidez e Misch, 1992 cit in Chizolini et al., 2011 e Silva, 2010) Tensões provenientes de cargas axiais (longo eixo dos implantes) são distribuídas de forma mais uniforme sobre a prótese, componentes protéticos, implantes e tecido ósseo. (Bidez e Misch 1992 cit in Chizolini et al., 2011 e Silva, 2010)

Além disso, Misch et al., 2006 confirmou que, se forem aplicadas apenas cargas axiais (figura 7 em anexo), o aumento do comprimento da prótese não resultará em elevação da tensão sobre implantes curtos, enquanto as cargas não-axiais (figura 8 em anexo) aplicadas sobre a prótese vão produzir momentos de força com valores maiores em implantes curtos, quando comparados com implantes longos. (Misch et al., 2005 cit in Chizolini et al., 2011 e Misch et al., 2005 cit in Silva, 2010) Isto é o comprimento do implante não tem um efeito relevante sobre a distribuição da tensão. (Rieger et al., 1990 cit in Chizolini et al., 2011)

Uma situação interessante (Figura 9 em anexo) ocorre quando uma força vertical não axial é aplicada num plano inclinado, comum quando as cúspides são esculpidas de forma a reproduzir a anatomia da superfície oclusal. A confecção de superfícies oclusais planas, principalmente em implantes curtos, é indicada para orientar as cargas verticalmente. A eliminação de planos inclinados é considerada como um dos procedimentos mais importante na redução das tensões (Figura 10 em anexo) (Sütpideler, et al. 2004 cit in Silva, 2010 e Chizolini et al., 2011)

Sampaio e Girundi citando Albrektson et al., 1981 afirmam, no que se refere à geometria macroscópica dos implantes curtos, que existe uma grande correlação entre o direcionamento das forças transmitidas ao osso e a manutenção da osteointegração.

Parâmetros oclusais

A mesa oclusal de coroas sobre implantes curtos deve, preferencialmente, ser reduzida, com o máximo de pontos de contacto harmónicos, sulcos rasos e cúspides baixas. Segundo Kim, 2005, Chang et al., 2011 e Galvão et al., 2011 tais características permitem diminuir a resultante de forças sobre o sistema de implante e seus componentes, otimizando a biomecânica final.

Uma oclusão mutuamente protegida é um factor imprescindível para o sucesso dos implantes curtos. Os dentes devem ocluir em cêntrica com contactos bilaterais simultâneos e estáveis. As cúspides de contenção cêntrica devem contactar a fossa dos antagonistas, resultando num direccionamento axial da força mastigatória; a guia canina deve desoclir os dentes posteriores tanto no lado de trabalho quanto em balanceio; na protrusão os dentes anteriores contactam e desocluem os posteriores. (Sendyk e Sendyk, 2006 cit in Sampaio e Girundi)

O tipo de revestimento da coroa é outro fator que pode ser considerado com o intuito de diminuir a carga oclusal. (Stegaroiu et al 1998 cit in Santiago Júnior et al., 2010)

Diâmetro do implante

Uma abordagem importante consiste em aumentar a secção transversal de distribuição das tensões nas estruturas envolvidas (Lum 1991; Himmlová, et al., 2004 cit in Silva, 2010, Chizolini et al., 2011, Pullen e Debenham, 2011, Misch et al., 2000, Misch, 2005, Himmlova' et al., 2004 e Morand e Irinakis, 2007 cit in Galvão et al., 2011). O uso de implantes de largo diâmetro e/ou a ferulização com implantes longos podem ser empregues com esse objetivo (Figuras 11, 12 e 13 em anexo).

A área de superfície funcional pode aumentar 30% a 200%, para cada aumento de 1 mm de diâmetro, dependendo da sua concepção (ou seja, o cilíndrico contra implantes com espiras quadradas), sendo a área de superfície funcional a porção de interface do implante que é capaz de transmitir cargas de compressão ou de tracção ao osso,

podendo ser modificada pela variação da distância entre as espiras/roscas, profundidade e forma das mesmas. (Misch, 2005)

Segundo Misch, Poitras e Dietsch (2000) uma mudança no diâmetro do implante e desenho da rosca (por exemplo o implante BioHorizons System, Inc.) pode aumentar a área de superfície por mais de 300%.

No estudo de Morris et al. (2001) a perda óssea crestal varia entre 0,2 a 0,5 mm e os implantes com maior diâmetro e maior comprimento apresentaram maiores taxas de sobrevivência.

Segundo Degidi et al., 2007, o aumento do diâmetro permite uma maior superfície de contacto o que proporciona melhor resistência às cargas oclusais e segundo Palmer, 1999 este aumento poderá ser mais benéfico na distribuição das cargas do que o comprimento do implante. (Cit in Pinheiro, 2007)

O aumento da área superficial do implante, juntamente com a carga compressiva da espira/rosca, pode de facto ser responsável pela diminuição do fracasso dos implantes de carga precoce e também contribuir para uma diminuição das tensões na crista óssea, o que pode reduzir a perda óssea crestal. (Misch, Poitras e Dietsch, 2000)

Himmlová L et al 2004 cit in Sampaio e Girundi constataram no seu estudo que quanto maior o diâmetro, menor a tensão transmitida ao material que simulava o osso em redor do implante. Ainda neste trabalho implantes com um mesmo diâmetro e comprimentos diferentes foram comparados quanto à dissipação de tensões e os autores observaram que a tensão diminuiu com o aumento do comprimento dos implantes, mas a variação entre os valores foi menor. Este dado demonstra que o comprimento dos implantes tem menos influência que o diâmetro, no que se refere à dissipação de tensões.

Os autores recomendam a utilização de implantes curtos de largo diâmetro e rosqueados, a fim de se obter um melhor travamento, maior área de superfície e melhor distribuição das cargas oclusais. (Misch, 1999; Goené et al., 2005; Gentile, Chuang e Dodson, 2005; Matsushita et al., 1990; Petrie e Williams, 2005; Maló, Nobre e Rangert, 2007; Renouard e Nisand, 2006 e Garcia, Lopes 2008 cit in Santiago Júnior et al., 2010)

No seu estudo sobre o comportamento biomecânico e influência do diâmetro (6, 7 e 8 mm) dos implantes curtos (6 mm) em diferentes condições ósseas (desde normal a osteoporótico) Chang et al., 2011 concluíram que implantes com diâmetro ≥ 7 mm permitem melhor transmissão mecânica das forças ao osso.

Segundo Pommer et al. (2011) os implantes curtos de diâmetro estreito não demonstram taxas de insucesso mais elevadas quando comparados com os de diâmetro regular.

Número de implantes

Os riscos de uma coroa maior e/ou menos densidade óssea podem ser reduzidos através do aumento do número de implantes, em vez de aumentar o comprimento do implante, uma vez que diminui consideravelmente o stress sobre o osso peri-implantar e amplia a resistência mecânica. (Misch, 2005, Menchero-Cantalejo et al., 2011 e Santiago Júnior et al., 2010) Esta é uma mudança completa de paradigma a partir dos conceitos originalmente defendidos, colocar muitos implantes quando há maior osso disponível, com alturas pequenas de coroa, e menos implantes com maiores alturas da coroa em osso atrofiado (Misch, 2005). Figuras 14 e 15 em anexo.

Ferulização entre implantes

A ferulização dos implantes apresenta-se como uma alternativa eficiente para otimizar a distribuição das cargas oclusais, principalmente nas regiões posteriores. (Grossmann, Finger e Block, 2005 e Misch, 2005 cit in Santiago Júnior et al., 2010 e Renouard e Nisand cit in Galvão et al., 2011)

A fim de beneficiar do aumento do número de implantes, as coroas devem ser imobilizadas em conjunto. As coroas ferulizadas diminuem a força sobre a prótese, o cimento, os parafusos pilar, e a interface osso-implante comparada com restaurações não ferulizadas. Implantes ferulizados também podem compensar a menor densidade óssea (figura 16 em anexo). (Misch, 2005).

Yang et al. 2011 num estudo in vitro concluíram que a tensão diminuiu significativamente com um aumento no diâmetro do implante quer nos implantes curtos

ferulizados com outro implante curto quer nos implantes curtos ferulizados a implantes longos, o que indica que a ferulização entre implantes curtos tem a mesma eficácia que com implantes longos.

Plataforma e Conexão

Com o objectivo de aumentar a estabilidade do conjunto implante-coroa, novos desenhos de interfaces protéticas entre a coroa e o implante surgiram no mercado para satisfazer objectivos estéticos, funcionais e técnicos. (Sampaio e Girundi)

No que concerne à plataforma dos implantes, apesar de as plataformas RP apresentarem bons resultados na maioria das reabilitações, as plataformas WP permitem maior estabilidade do pilar protético e permitem um perfil de emergência semelhante ao dente natural. (Binon, 2000)

A utilização dos implantes de conexão interna do tipo cone Morse possibilitou maior estabilidade, aumento da resistência aos micromovimentos e menor fenda na interface pilar implante, favorecendo a preservação da crista óssea proporcionando uma união rígida. Este sistema suporta e distribui melhor as forças laterais que os de interface externa e os de hexágono interno (Sampaio e Girundi) e impede a rotação do pilar (Morri set al 2001).

A conexão do pilar cónico (Cone Morse) é referida como tendo escassez de bactérias, o que sugere uma redução das preocupações associadas às micro-lacunas encontradas em sistemas convencionais de implantes de duas etapas. (Morris et al., 2001)

Contudo, a maioria dos acompanhamentos clínicos longitudinais de implantes curtos, fazem referência a conexões de hexágono externo, que historicamente apresentam uma perda óssea média de 1,2mm, no primeiro ano em função. (Albrektsson et al., 198 cit in Sampaio e Girundi) No caso de um implante com 5 mm de comprimento, 1,2mm representaria 24% de perda de suporte ósseo periimplantar. Em função disso o uso de implantes curtos com novos “designs” que protegeriam a crista óssea de reabsorções, por exemplo, com conexão interna do tipo Cone Morse e “platform switching”, resultariam numa relação favorável entre planeamento, bioengenharia e resultado

clínico. (Vigolo e Givani, 2009; De Araújo et al., 2008; M Tawil, Aboujaoude e Younan, 2006; Turkyilmaz e McGlumphy, 2008; Das Neves et al., 2006; Brandão et al., 2010; Amarante e Lima, 2001; Deporter et al., 2001; Albrektson et al., 1981; Steigenga et al., 2004; Himmlova et al., 2004; Kim et al., 2005; Sendyk e Sendyk, 2006; Higuchi, Folmer e Kulte, 1995; Chiapasco e Zaniboni, 2007; Avila et al., 2009; Albrektsson et al., 1986; Dibart et al., 2005 cit in Sampaio e Girundi)

“Platform Switching”

A sauserização causa em média, uma perda do osso marginal de 1mm a 1,2mm durante o primeiro ano de função do implante e após esse período, a média diminui para 0,1mm de osso perdido anualmente. Se for eliminada essa perda óssea precoce, a vida útil dos implantes osteointegrados aumenta em dez a doze anos.

Sampaio e Girundi referem como factores relevantes para esta perda óssea precoce, a exposição espontânea da tampa de cobertura durante o período de cicatrização; o posicionamento subcrestal da plataforma, no caso de hexágono externo (a posição ápico-coronal dos implantes influencia a perda óssea); a utilização de implantes em duas peças que causam maior perda óssea cervical que os implantes em peça única; a presença de fenda entre o pilar protético e o implante; a sobrecarga oclusal; a carga aplicada fora do longo eixo do implante; a distância insuficiente entre os implantes. A utilização de um pilar protético menor que a plataforma do implante, deixando a fenda existente entre o intermediário e o implante distante da crista óssea, parece promover uma diminuição do fenómeno de sauserização, o que originou as chamadas “platform switching” (Figura 17 em anexo).

Dados clínicos sobre o uso de pilares protéticos com largura reduzida em relação ao diâmetro do implante (“platform switching”) foi relatada nos estudos prospectivos de (Canullo e Rasperini, 2007 e Hurzeler et al., 2007) O primeiro estudo incluiu 9 pacientes, nos quais foram colocados 10 implantes com conexão pilar-implante de “platform switching”. Depois de um tempo de seguimento médio de 22 meses, todos os implantes foram encontrados clinicamente osteointegrados. Radiografias mostraram uma reabsorção óssea de $0,78 \pm 0,36$ mm (valor de referência de média é 1,7 milímetros). (Canullo e Rasperini, 2007)

O segundo estudo, que incluiu 22 implantes colocados em 15 pacientes tratados com pilares de “platform switching”, também concluiu que limita a perda óssea (crista altura óssea $-0,22 \pm 0,53$ milímetros para o grupo teste *versus* $2,02 \pm 0,49$ para o grupo controlo) e parece preservar os níveis ósseos peri-implantares após 1 ano de seguimento. (Hurzeler et al., 2007)

Forma do corpo do implante

Os implantes roscados tipo raiz têm uma percentagem de êxito maior e maior estabilidade primária que aqueles tipo lâmina, graças ao aspecto cirúrgico, há melhor adaptação implante-leito ósseo e há melhor distribuição das cargas pela existência das roscas tipo parafuso. (Martinez,2001)

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

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

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

Em condições ideais, o implante cónico apresenta-se vantajoso quanto à estabilidade primária quando se efectua subpreparação do leito, por outro lado, o implante cilíndrico

apresenta valores significativamente superiores se se efectuar a sobrepreparação (Moon et al., 2010).

“Design” do Implante - Incorporação de estrias/roscas

Santiago Júnior et al. (2010) e Martinez (2001) afirmam que os implantes curtos possuem uma desvantagem em termos de estabilidade primária e distribuição de forças, podendo o seu comprimento ser compensado pela incorporação de estrias/roscas, o que permite um aumento substancial na área de contacto osso implante.

Segundo Wiskott e Belser 1999 a presença de roscas e/ou rugosidades cria um campo heterogéneo de vetores de forças durante a função, resultando na formação discreta de tensões, responsáveis pela manutenção do nível ósseo, o que leva a uma maior estabilidade primária, um aumento da superfície de contacto, uma melhor distribuição das cargas, uma vez que decompõem a transferência das forças oclusais e vetores multidireccionais, e uma maior facilidade no seu posicionamento aquando da implementação (Figura 18 em anexo) . (cit in Silva,2010).

Existem sistemas de implantes auto-roscantes e não auto-roscantes. (Olsson et al., 1995 cit in Chong, 2009) As características dos implantes variam progressivamente para auto-roscantes (self-tapping threads) com um perfil de rosca que aumenta em direcção ao ápice (Figura 1B). Estas características aumentam a compressão e o efeito cunha dentro do osso. (Morris et al., 2001)

Segundo Eckert et al. (1997) e Taylor (1996) o verdadeiro desempenho clínico de muitos “designs” de implantes no mercado ainda hoje não foi provado por estudos clínicos prospectivos randomizados independentes. (cit in Morris et al.,2001)

Podemos caracterizar o “design” do implante pela distância entre as espiras/roscas, profundidade e forma das mesmas. Todos estes parametros fazem variar a área de superfície funcional. (Misch, 2005)

A distância entre espiras é definida como a distância entre espiras ou o número de espiras por unidade de comprimento no mesmo plano axial e no mesmo lado do eixo. A

diminuição na distância entre espiras /tópicos irá aumentar o número de espiras /fios por unidade de comprimento. Quanto maior o número de espiras, maior a área de superfície, se todos os outros factores forem iguais. (Misch, 2005)

A profundidade das espiras refere-se à distância entre o diâmetro maior e menor da espira. Quanto maior a profundidade das espiras maior a área de superfície. Nem todos os implantes têm a mesma profundidade das espiras. Um desenho do implante pode ter uma profundidade de espiras de 0,28 mm, enquanto outros têm uma profundidade de 0,419 mm. (Misch, 2005)

A forma das espiras é outra característica da geometria das espiras, sendo que estas podem ter três formas: quadrada, forma em v e invertida (Figuras 19 e 20 em anexo). Esta forma de espiras é a mais comumente utilizada para a fixação dos parafusos protéticos /parafusos de pilar ao corpo do implante e é a forma mais comum de forma de espiras. A forma de espira invertida é semelhante, mas plana no topo, que é otimizado para cargas de arrancamento. As espiras quadradas fornecem mais área de superfície para transmissão de cargas intrusivas e compressivas. (Misch, 2005)

Steigenga et al comparam estes 3 tipos de espiras com condições idênticas de número e profundidade das estrias. As formas em v e invertidas tiveram percentagens semelhantes de contacto osso-implante e valores similares de torque reverso para remover o implante. As espiras quadradas tinham uma percentagem maior de contacto osso-implante e maior valor de torque reverso. Assim, parece que a forma das estrias também pode ser um parâmetro importante no desenho do implante. Steigenga et al., 2004 sugerem assim, o uso de espiras quadradas, pois acreditam que levem a uma redução maior no componente de cisalhamento das forças, favorecendo as forças compressivas sob as quais o osso se remodela rapidamente.(cit in Sampaio e Girundi)

No entanto, não há um desenho de rosca ideal. Segundo Santiago Júnior, JF e tal 2010, o formato das roscas deve ser confeccionado, objectivando maximizar a estabilidade e transferência de cargas para o osso, melhorando, assim, o prognóstico do implante em longo prazo.

A superfície do implante

A fixação biológica entre as superfícies de implantes dentários e os ossos maxilares deve ser considerado um pré-requisito para o sucesso a longo prazo de próteses implanto-suportadas. Neste contexto, as modificações superfície do implante alcançaram um patamar importante e decisivo na pesquisa de implantes nos últimos anos. (Cit in Morris et al., 2001)

Já em 1977, Klawitter, Weinstein e Peterson referiam que, a área de superfície total e, portanto, o potencial de interação implante-tecido é significativamente aumentado com materiais porosos. Estes autores no mesmo ano abordaram uma técnica de fabricação de sinterização por gravidade, para a produção de implantes de liga de Co-Cr-Mo tendo um revestimento poroso na porção radicular e uma técnica de fabricação de compactação-aglomeração, para produzir implantes dentários de polimetilmetacrilato, possuindo um revestimento poroso na porção radicular, com o objectivo de controlo da estrutura de poros permitindo o crescimento de qualquer osso ou tecido fibroso.

A literatura mostra que a bioquímica e a topografia da superfície dos biomateriais desempenham um papel fundamental no sucesso ou fracasso relativamente à colocação num ambiente biológico. (Kasemo 2002 cit in Novaes Junior et al., 2010) Molhabilidade, textura, composição química e topografia da superfície são propriedades dos biomateriais que influenciam directamente a sua interação com as células. (Deligianni et al., 2001; Lamers et al., 2010 e Mendonça et al., 2010 cit in Novaes Junior et al., 2010)

Deste modo, as propriedades de superfície dos biomateriais são essenciais para a resposta das células na interface com o biomaterial, afectando o crescimento e a qualidade do tecido ósseo neoformado. (Deligianni et al., 2001; Lamers et al., 2010 e von der Mark et al., 2010 cit in Novaes Junior et al., 2010) Na procura de novos métodos, muita atenção tem sido focada nas características topográficas, especialmente as mudanças na rugosidade da superfície.

Estudos *in vitro* têm mostrado que a união das células osteoblásticas, se espalha e prolifera mais rapidamente em superfícies lisas que nas rugosas. (Anselme e Bigerelle,

2005 cit in Novaes Junior et al., 2010) No entanto, os osteoblastos apresentam maior taxa de mineralização da matriz e diferenciação e maior produção de factores de crescimento na presença de substratos rugosos. (Cooper et al., 1998 cit in Novaes Junior et al., 2010) Além disso, proteínas da matriz óssea, fosfatase alcalina e osteocalcina, importantes indicadores da diferenciação osteogénica e formação de tecido ósseo, expressam-se em níveis mais altos em superfícies de titânio mais rugosas. (Davies 1998 cit in Novaes Junior et al., 2010)

Segundo Junker et al., 2009 cit in Novaes Junior et al., 2010 a composição e a carga são críticos para adsorção de proteínas e adesão celular. Buser et al 2004 e Zhao et al., 2005 afirmam que as superfícies hidrofílicas parecem favorecer a interacção com os fluidos biológicos e as células, quando comparadas com as hidrofóbicas, e a hidrofília é afectada pela composição química de superfície.

A literatura tem mostrado que a topografia de superfície do titânio pode ser modificada por diferentes tratamentos, a fim de obter uma superfície com propriedades específicas, que têm influência directa sobre o processo de osteointegração . (Wong et al., 1995; Wennerberg, Albrektsson, 2010; Lim et al., 2001 e Ehrenfest et al., 2010 cit in Novaes Junior et al., 2010 e Jokstad et al., 2004).

Esta estratégia, segundo Wennerberg e Albrektsson, 2009 e Beutner et al., 2010, visa promover o mecanismo da osteointegração com a formação óssea mais rápida e mais forte, para conferir maior estabilidade durante o processo de cicatrização, permitindo a aplicação de carga mais rápida no implante. Alguns dos objectivos para o desenvolvimento de modificações de superfícies de implantes são melhorar o desempenho clínico em áreas com quantidade ou qualidade insuficiente de osso, acelerar a cicatrização óssea e permitir protocolos de carga imediata ou precoce e também estimular o crescimento ósseo, a fim de permitir a colocação de implantes em locais que não possuem rebordo alveolar residual suficiente. (Novaes Junior et al., 2010)

Hagi et al. (2004a) mostraram melhor desempenho para implantes curtos (6 -7mm), com uma geometria de superfície sinterizada porosa. A morfologia do implante influencia o metabolismo ósseo: superfícies mais ásperas estimulam o crescimento,

diferenciação e fixação de células ósseas, e aumentam a mineralização, além disso, o grau de rugosidade é importante. (Novaes Junior et al., 2010)

Novos desenvolvimentos dos diferentes sistemas de implantes, especialmente em relação a superfície micro-topografia e química, resultaram em maior taxa de sobrevivência de implantes curtos. (Romeo et al., 2010 cit in Tellema et al., 2011, Hagi et al. 2004a, Renouard e Nisand 2006, Kotsovilis et al., 2009)

Quyrienen et al., 1992, Henry et al., 1993, Lazzara et al., 1996, Bahat 2000, Steenberghe et al., 2000 cit in Nedir et al., 2004, Wennerberg, Albrektsson e Andersson, 1997 e Hagi, 2004b referem maior tendência para fracasso para implantes curtos rosqueados lisos.

Numerosos relatos demonstram que a rugosidade da superfície de implantes de titânio afecta a taxa de osteointegração através da velocidade e quantidade de tecido ósseo formado na interface. A comparação do comportamento dos diferentes tipos de células nos materiais mostra que este é influenciado pela rugosidade da superfície. (Healy et al., 1996) Os gradientes de rugosidade de células osteoblásticas aumentam a proliferação em estreita correlação com o aumento da rugosidade superficial. (Novaes Junior et al., 2010)

Assim, segundo Menchero-Cantalejo et al., 2011, Santiago Júnior et al., 2010 e Amarante e Lima, 2001. cit in Sampaio e Girundi o desenvolvimento do tratamento da superfície e novos “designs” de implante surgem para possibilitar a superação das limitações dos implantes curtos, como é o caso dos implantes de superfície rugosa, que acabam por reduzir o comprimento total do implante porque há maior contacto com a superfície do implante, melhorar a ancoragem e obter uma melhor distribuição das cargas oclusais.

Diferentes métodos de tratamento têm sido desenvolvidos com vista ao aperfeiçoamento das propriedades das superfícies. (Brandão et al 2010 cit in Sampaio e Girundi)

Ainda em relação ao corpo os implantes apesar de poderem apresentar superfícies lisas estas geralmente são rugosas, uma vez que atingem melhores resultados relativamente ao nível de força de união ao osso, velocidade e osteointegração e aumento da área de contacto. Neste sentido existem superfícies de adição como TPS, “spray” de plasma de

hidroxiapatite (HA) e as de subtracção como o jacto de areia (“Sand-Blast”), tratamentos ácidos (Osseotite®), a combinação dos dois métodos anteriores (SLA) e a axidação anódica (Ti-Unit®). (Pinheiro, 2007)

Como pode ser observado no estudo de Menchero-Cantalejo et al., 2011, a introdução de superfícies rugosas melhorou significativamente os resultados em termos de sobrevivência de implantes longos e curtos, sendo estes últimos os implantes que têm beneficiado deste tratamento de superfície ao máximo, uma vez que, aumentando a superfície de contacto osso-implante, compensa, em grande parte, a existência de proporções inadequadas coroa-implante.

Os implantes de superfície rugosa (plasma “spray”) conseguem uma maior área de adaptação óssea, favorecendo a fixação e estabilidade. (Martinez, 2001 e Silva, 2010) Novaes Junior et al. (2010) não encontraram diferenças significativas entre as superfícies tratadas com plasma “spray” de titânio e condicionadas com ácido.

Carlsson et al., 1988 e Carr et al., 1997 demonstraram que a superfície rugosa aumenta a resistência ao torque de remoção e favorece a deposição óssea quando comparada à superfície lisa. (Cit in Joly e Lima, 2003)

Alguns estudos indicam um aumento do contacto osso-implante com o aumento da rugosidade da superfície do implante (Buser et al., 1991 cit in Shalabi et al., 2006), enquanto que outros não confirmam esta observação (London et al., 2002; Novaes et al., 2002 cit in Shalabi et al., 2006) ou não encontram qualquer efeito (Carlsson et al., 1988; Gotfredsen et al., 1992; Vercaigne et al., 1998a, 2000a cit in Shalabi et al., 2006).

O processamento plasma “spray” de titânio é um dos métodos que aumentam ainda mais o perfil de rugosidade da superfície e, conseqüentemente, a área da superfície. Tais características recomendam a sua utilização em regiões com baixa densidade óssea. (Coelho et al., 2009 cit in Novaes Junior et al., 2010). No entanto, tem de ser considerado que o aumento da área de superfície que representa um aumento efectivo na área de osteointegração fornece espaços maiores do que 50 µm, que facilita a migração de patogénios, quando a superfície do implante é exposta aos fluidos orais. (Novaes Junior et al., 2010)

Bernard et al. (1995) num estudo de 3 anos acerca dos implantes curtos ITI <10mm de TPS verificou que tinham elevada previsibilidade quando colocados na região posterior, enquanto que os implantes curtos maquinados têm sido tradicionalmente relacionados com uma maior propensão ao fracasso quando comparados com os mais longos. (Quiryneen et al. ,1992; Saadoun e LeGall 1992; Henry et al., 1993; Lazzara et al., 1996; Bahat, 2000; Steenberghe et al., 2000 cit in Nedir et al., 2004)

Roccuzzo et al. (2001) documentou igual previsibilidade para ambas as superfícies de implantes TPS e SLA, mesmo quando os implantes SLA eram colocados em carga dentro de 6 semanas. (cit in Nedir et al., 2004). Por outro lado, Esposito et al., 1998 citado por Nedir et al.,2004 sugeriram que os implantes com uma superfície de revestida por TPS são mais propensos a peri-implantite do que os implantes com uma superfície maquinada. No seu estudo Novaes Junior et al. (2010) não encontraram diferenças estatisticamente significativas, contudo verificaram um desempenho ligeiramente melhor das superfícies SLA quando comparadas com as superfícies de TPS, mesmo numa situação de cicatrização difícil.

Broggini et al. (2012) no seu estudo em animais avaliaram a existência de melhorias na aposição óssea e resistência ao cisalhamento para implantes SLA modificados com superfícies de múltiplas sequências peptídicas curtas, que simulam a matriz celular, tais como arginina-glicina-ácido aspártico (RGD) e lisina-arginina-serina-arginina (KRSR), no entanto concluíram que não aumentam o contacto osso-implante, nem a resistência ao cisalhamento.

Novaes Junior et al. (2010) avaliaram um método de esterilização (superfície é enxaguada sob protecção de azoto) e armazenamento (num tubo selado contendo uma solução isotónica salina) da superfície original jateada com areia/condicionada com ácido e verificaram que existiam diferenças estatisticamente significativas, concluíram que a modificação proporcionou melhor ancoragem óssea, aposição óssea reforçada durante as fases iniciais de formação óssea e percentagem significativamente mais elevada de o osso em contacto com a superfície modificada quando comparada com a superfície original.

Até agora, o plasma “spray” permanece como a mais usado comercialmente nos implantes com revestimento de superfície de CaP. (Novaes Junior et al., 2010)

Os substratos contendo revestimento CaP tornam a fixação biológica mais rápida entre o implante e tecido ósseo, quando comparados com aqueles sem revestimento de CaP. (Barrère et al., 2003; Quaranta et al., 2010 e Yang et al., 2010 cit in Novaes Junior et al., 2010). No entanto, a espessura e o revestimento não-uniforme realizado pelo método de plasma “spray”, no qual as partículas de cerâmica de HA são injectadas a alta temperatura e projectada sobre a superfície do titânio, têm sido relacionadas com algumas desvantagens. (Novaes Junior et al., 2010)

Vários estudos referem a taxa de sobrevivência global a longo prazo associada aos implantes com revestimento de Ha mas não especificam o tamanho exacto desses implantes e/ou a região de implantação. (Saadoun et al., 1992; Kent et al., 1990; Guttenberg, 1993 e Block et al., 1994 cit in Teixeira et al., 1997) Por exemplo Finger et al., 1989 observam uma taxa de sobrevivência de 94% em 218 implantes cilíndricos revestido com HA colocados na mandíbula posterior num seguimento variando de 1 a 4 anos, mas nenhuma informação no comprimento específico dos implantes foi dada. (cit in Teixeira et al., 1997)

A possível delaminação do revestimento a partir da superfície do implante é geralmente o que leva ao fracasso clínico do implante. (Lee et al., 2000 cit in Novaes Junior et al., 2010) Além disso, a zona de transmucosa dos implantes de plasma “spray” de HA representam um desafio em termos de peri-implantite. (Yang et al., 2005 cit in Novaes Junior et al., 2010)

Baseado nestas razões, a utilização clínica dos implantes plasma “spray” HA diminuiu, mas a propriedade osteocondutora deste revestimento cerâmico bioactivo permanece como um factor que pode contribuir para a fixação óssea adicional em áreas de má qualidade ou quantidade óssea. (Novaes Junior et al., 2010)

Roy, Bandyopadhyay e Bose (2010) afirmam com base num estudo em fémur de ratos que existe formação de osteóide nas superfícies revestidas por HA, ou seja integração óssea implantar mais precoce que para os implantes não revestidos.

Como uma nova tendência, as alterações da rugosidade da superfície em escala nanométrica parecem influenciar fortemente a resposta do hospedeiro, tanto a nível celular como tecidual. Neste contexto, deve ser mencionado que algumas estratégias têm sido desenvolvidas para melhorar o processo de revestimento plasma “spray” de HA. Assim, métodos tais como deposição sol-gel, deposição eletroforética e deposição cristalina descontínua foram desenvolvidos de modo a obter um revestimento significativamente menos espesso quando comparado com a técnica plasma “spray” de HA. (Novaes Junior et al., 2010)

Klokkevold et al., 2001 confirmou uma ancoragem óssea reforçada para implantes superfície rugosas, em comparação com implantes maquinados. Hagi, 2004b refere ainda que as taxas de sucesso são maiores para os implantes curtos de superfície rosqueada.

Além disso, segundo Avila et al., 2009 a superfície de tratamento é uma característica do implante que determina a quantidade de osso em contato com o titânio. Portanto, implantes tratados resultam em maior área de contato osso / implante, aumentando a estabilidade secundária.

Alguns autores acreditam ainda, que as características físicas da superfície poderiam afectar a ancoragem óssea e a força de união da zona de interface. Assim a rugosidade e porosidade acelerariam a divisão óssea favorecendo-se a fixação e estabilidade dos implantes. (Martinez, 2001)

Por outro lado, a superfície do implante também influencia de forma importante na formação, integridade e duração do selamento tecido mole-implante, para isto é primordial que seja o mais lisa possível. Desta forma se consegue uma boa adesão do tecido mole ao implante. Segundo Martinez, 2001 o material mais idóneo para o êxito do implante é o titânio com superfície altamente polida.

Existem estudos que defendem o recobrimento da superfície do implante com hidroxiapatite, devido a que nestes se produzirá uma osteointegração rápida, mas o certo é que alguns destes estudos se realizaram em condições muito especiais, afirmando que as células derivadas do ligamento periodontal podem formar uma nova união com a

hidroxiapatite. (Martinez, 2001) Outros autores expõem que se um implante recoberto por hidroxiapatite sofre uma exposição existe um risco maior de acumulação de placa, o que provocaria uma predisposição à periimplantite.

Por outro lado nos implantes de superfície rugosa (com TPS) se obtém uma área de aceitação (acceptación) óssea maior, favorecendo a fixação e estabilidade. (Martinez, 2001)

Misch et al 2006 defende que o tratamento de superfície do implante pode aumentar em até 33% a percentagem de contacto osso-implante, o que seria extremamente benéfico para compensar o seu curto comprimento.

Topografias de superfícies nanoporosas tendem a favorecer os processos de proliferação e diferenciação, actuando directamente sobre a adesão selectiva das células osteoblásticas na superfície, o que pode acelerar o processo de cicatrização ao redor dos implantes. (Le Guéhennec et al., 2007 e Oliveira e Nanci, 2004 cit in Novaes Junior et al., 2010) Da mesma forma que as superfícies microestruturadas, a nanotopografia pode ser criada por técnicas como anodização e oxidação. A produção de substratos com superfícies nanoporosas parece influenciar fortemente a resposta do hospedeiro, tanto a nível celular como tecidual. (Coelho et al., 2009 cit in Novaes Junior et al., 2010)

Revestimentos biomiméticos de CaP melhoram a osteocondutividade de implantes e mostram-se promissores como sistemas de liberação lenta por factores de crescimento e outras moléculas bioactivas. (Barrère et al., 1999 cit in Novaes Junior et al., 2010) Outros exemplos de modificações bioquímicas de superfícies de biomateriais são encontrados na literatura, tais como o uso de proteínas como o colágeno, proteínas morfogenéticas ósseas e peptídeos e / ou domínio de proteína. (Le Guéhennec et al., 2007 cit in Novaes Junior et al., 2010)

Além disso, os dados mais recentes, têm sugerido que as modificações da superfície de titânio com moléculas bioactivas melhora e/ou acelera o processo de diferenciação osteoblástica. Como as moléculas são integradas na estrutura do implante, elas são liberados de forma gradual, actuando como um sistema de liberação lenta de agentes

osteogênicos no sítio de implantação (Fig. 1). (Liu et al., 2004 cit in Novaes Junior et al., 2010)

A diferenciação celular é acelerada, e as proteínas são absorvidas de forma mais eficiente nos substratos nanoestruturados. (Vetrone et al., 2009 cit in Novaes Junior et al., 2010)

Actualmente, existem tratamentos de implantes com flúor como agente biomimético, comercialmente disponíveis para uso clínico. (Cooper et al., 2006 cit in Novaes Junior et al., 2010)

Apesar dos resultados interessantes in vitro parece que mais pesquisas são ainda necessárias para melhorar a nossa compreensão de como estas modificações de superfícies realmente promovem a osteointegração rápida.

Outro método que tem sido demonstrado para aumentar microtextura da superfície e melhorar as propriedades químicas da mesma é a anodização electroquímica. A combinação da anodização potenciostática ou galvanostática de titânio em ácidos fortes em alta densidade de corrente ou potencial, resulta num espessamento da camada de óxido de titânio. (Novaes Junior et al., 2010)

As superfícies anodizadas interferem positivamente na resposta óssea com valores mais elevados para testes biomecânicos e histomorfométricos quando comparado com as superfícies maquinadas. (Sul et al., 2002 e Rocci et al., 2003 cit in Novaes Junior et al., 2010) Huang et al., 2005 sugeriram que estas superfícies oxidadas detêm um potencial osteocondutor considerável, promovendo um elevado nível de osteointegração em osso tipo IV na maxila posterior. (cit in Novaes Junior et al., 2010)

O conceito de funcionalização das superfícies do implante com moléculas naturais ou sintéticas baseia-se em péptidos, proteínas e factores de crescimento e emergiu da hipótese de capacidade de imitar o ambiente do osso, que é composto de uma matriz orgânica (proteínas principalmente colagenosas) e inorgânica CaP, pode melhorar o desempenho superfície do implante, promovendo a resposta biológica inicial. (Novaes Junior et al., 2010)

Schliephake et al 2005 concluíram que o revestimento orgânico de superfícies maquinadas de implantes fornece locais de ligação para os receptores de integrina, o que pode melhorar o contacto osso-implante e formação óssea periimplantar. Além disso, Germanier et al. 2006 compararam superfícies de implante modificadas por polímeros péptidos de RGD com superfícies de implante com jateamento com areia e condicionamento ácido, e confirmaram que a funcionalização pode promover aposição óssea reforçada durante as fases iniciais de regeneração óssea. (Novaes Junior et al., 2010) No entanto, deve ser mencionado que o sucesso da funcionalização parece ser fortemente dependente da distribuição, tipo e concentração do revestimento.

A adesão celular parece ser favorecida por superfícies rugosas jateadas (Ra 5 0,7-0,9 μ m) em comparação com as superfícies polidas (Ra 5 0,04 μ m) ou com as superfícies sulcadas (Ra 5 0,1-0,2 μ m). (Cit in Morris et al., 2001)

A aposição óssea mais rápida foi demonstrada há mais de 15 anos por Kirsch A. e Donath, 1984 e Swartz e Kieswetter, 1997, que descobriram que aumentar a rugosidade da superfície resulta num aumento na produção de certas citocinas e factores de crescimento por células *osteoblast-like*, que colectivamente podem promover a formação óssea. Kieswetter et al., 1996 sugeriram que há evidências de que os osteoblastos tendem a apresentar fenótipos mais maduros quando expostos a superfícies mais ásperas do implante. (Cit in Morris et al., 2001)

Dois relatórios referidos por Hagi, et al., 2004a observaram que implantes curtos com uma forma press-fit e sinterizados de superfície porosa não apresentavam falhas.

Implantes tratados, com 7 mm de comprimento ou menos, tinham uma taxa de fracasso mais alta do que aqueles maiores que 7 mm. Implantes curtos com uma forma press-fit e sinterizados de superfície porosa tiveram o melhor desempenho. Assim a geometria da superfície é um fator importante que contribui para o desempenho de implantes dentários endósseos medindo 7 mm ou menos de comprimento. (Hagi. et al., 2004a).

Uma revisão sistemática da literatura feita até 2007 analisou a evidência clínica de vários tipos de implantes de titânio com quatro modificações de superfícies diferentes: 1. superfícies alisadas durante o processo de produção (Brånemark turned implantes); 2.

Superfícies tratadas com técnicas que removem o material durante a fabricação (acid-etched) (Astra, SLA ITI, Steri-Oss, southern implantes, 3i); 3. Superfícies tratadas com um processo que adiciona material à superfície (plasma-pulverizado) (IMZ TPS implantes e implantes ITI TPS) e 4. Superfícies rugosas por oxidação anódica (implantes Brånemark TiUnite).

Os dados mostraram que não havia evidência de que qualquer tipo de implante ter sucesso superior a longo prazo. Implantes com superfícies rugosas eram mais propensos a perda de massa óssea devido a peri-implantite do que os implantes com superfícies relativamente lisas.

Um estudo prospectivo de Aalam AA e Nowzari H. examinou os resultados clínicos de implantes Brånemark TiUnite, com condicionamento ácido implantes (OSSEOTITE, 3i), e implantes Brånemark rosqueados em 198 implantes em 74 pacientes. (Aalam, Nowzari 2005 cit in 2009) O estudo mostrou dados que concordaram com a meta-análise de Esposito M et al em 2007, em que não havia diferença nos resultados entre os três tipos de implantes após um período de dois anos de seguimento. A tendência de maior perda óssea também foi detectada nos implantes com superfícies mais rugosas (TiUnite) do que naqueles com superfícies lisas (implantes Brånemark virou) ($P = 0,079$).

Dois ensaios clínicos randomizados controlados (Salvi, Gallini, Lang, 2004 e Zollner et al., 2008) e 2 estudos prospectivos (Bornstein et al., 2005 e Cochran et al., 2007) examinaram a eficácia do implante precoce de titânio com superfície jateada e condicionada por ácido (SLA ITI) num total de 1.050 pacientes. Os resultados sugerem que os implantes com a superfície jateada e condicionamento ácido podem ser colocados e restaurados em cerca de 6-8 semanas, que é aproximadamente metade do tempo do período de cura convencional.

Estudos recentes têm mostrado que a associação de diferentes topografias pode ser benéfica. De facto, utilizando modelos de culturas de células osteogénicas, os efeitos sinérgicos de substratos com escala micro e sub-micro (nano), resultando na formação de tecido ósseo têm sido relatados por Zinger et al., 2004 e Wieland et al., 2005. (cit in Novaes Junior et al., 2010)

Em síntese, implantes com superfície altamente rugosa, tais como TPS ou “Sand-blast”, têm sido apresentadas para favorecer ancoragem mecânica e fixação primária ao osso, enquanto topografias nanoparticuladas concentram-se na melhoria da resposta do hospedeiro por meio da promoção adsorção de proteínas e adesão celular osteoblástica durante as fases iniciais da cicatrização na região periimplantar. (Novaes Junior et al., 2010)

O grande número de tipos de implantes comercialmente disponíveis, que variam nas propriedades de superfície e outras características têm que ser tratados com cautela. Considerando-se que os diferentes métodos de engenharia de superfície do implante podem levar a propriedades superficiais diferentes e únicas que podem afectar a resposta do hospedeiro ao implante, parece ser razoável para testar novas superfícies de implante bem como novos biomateriais.

Deporter, 2009 considera que a maioria dos implantes dentários endósseos tem geometrias rosqueadas, ou são implantes press-fit com superfície porosa sinterizada. Estas duas classes de implantes são adequados para as localizações diferentes. Deporter, 2009 argumenta que, em geral, os implantes roscados têm melhor desempenho em comprimentos longos (com um comprimento intra-ósseo definido acima de 8 mm) e os ossos mais densos, enquanto os implantes press-fit com superfície sinterizada porosa aplicam-se optimamente em comprimentos curtos (comprimento Intra-ósseo definido de 5 mm ou menos) e no osso esponjoso primariamente. Implantes rosqueados são mais apropriados para colocação imediata e carga imediata, enquanto os implantes press-fit com superfície sinterizada porosa têm um bom desempenho nas regiões posteriores reabsorvidas.

Implantes submergidos *versus* Não submergidos

Segundo Martinez, 2001 existe uma adaptação óssea directa ao redor dos implantes submergidos e nos não submergidos. Hagi et al. (2004^a) referem que não parece existir diferenças quanto à adaptação óssea entre os implantes submergidos e não submergidos.

Martinez, 2001 refere que, num estudo de 18 meses em 11 pacientes tratados com os mesmos implantes, em que num dos sectores utilizaram implantes submergidos, os

diferentes parâmetros avaliados foram similares para ambos os grupos. O mesmo autor refere que, no entanto, outros parecem corroborar a ideia de que os implantes roscados instalados não submergidos têm uma percentagem de êxito inferior aos submergidos, devido provavelmente à contaminação bacteriana produzida na crista óssea pela passagem de germes desde a cavidade oral através dos tecidos moles antes que esteja completo o processo de cicatrização tecidual.

Resumo das características e factores que contribuem para o aumento sucesso e desempenho clínico dos implantes curtos.

Artigos	Características e factores que contribuem para o sucesso dos implantes curtos
Graves et al., 2006, Preshaw et al., 2007 e Francio et al., 2008	Alterações sistémicas (ex. diabetes).
Anitua et al., 2008	Hábitos parafuncionais controlados – a orientação e distribuição das cargas deve ser o mais próximo possível do longo eixo do implante, devem Fenómeno de Christensen e guia canina e as cargas oblíquas devem ser evitadas.
Haas et al., 1996 cit in Chizolini et al., 2011	Hábitos tabágicos tem que se controlados durante o período de osteointegração.
Menchero-Cantalejo et al 2011;	Não exceder a proporção coroa-implante 1:1.
Sampaio e Girundi Misch et al., 2006	Parametros oclusais: mesa oclusal reduzida (com diâmetro e forma ideais; máximo de pontos de contacto harmónicos, sulcos rasos e cúspides baixas e pouco inclinadas); Oclusão com guia canina ou oclusão mutuamente protegida e ausência de Cantilever.
Santiago Júnior, 2010 Santiago Júnior, 2010; Misch et al., 2006	Diminuir a tensão sobre o implante: aumento do número de implantes; ferulização entre implantes; desenho do implante.
Martinez, 2001	Forma do corpo: forma de raiz.
Misch, Poitra e Dietsch (2000)	Aumento do diâmetro.
Santiago Júnior, 2010; Steigenga et al cit in Sampaio e Girundi	Aumento do desenho do implante (incorporação de roscas).
Sampaio e Girundi	Conexão e plataforma: mais vantajosas “Platform Switch” e interface de conexão do tipo Cone Morse; interface com propriedades mecânicas antirotacionais.
Amarante e Lima 2001; Sampaio e Girundi; Menchero-Cantalejo et al., 2011 e Misch et al., 2006	Tratamento da superfície (superfície rugosa).
Martinez, 2001	Implantes submergidos vs implantes não submergidos: não parecem existir diferenças.

Conclusão

Historicamente, os estudos clínicos têm relatado baixas taxas de sobrevivência para implantes curtos. Estes estudos descrevem implantes com superfícies usinadas/maquinadas, principalmente colocados em regiões posteriores com cargas mais altas e osso mais macio (softer boné) em comparação com as regiões anteriores. Estudos clínicos mais recentes sobre implantes curtos com superfícies mais rugosas relatam taxas de sobrevivência semelhantes aos implantes em general.

Esta revisão reflecte a diversidade existente na literatura no que diz respeito às taxas de sucesso e fracasso, uma vez que os estudos não consideram os mesmos critérios de sucesso e muitos não os definem com clareza, as características referidas nesses estudos são muitas vezes incongruentes e a comparação das taxas de sucesso dos implantes curtos não é feita em relação aos implantes longos colocados nas mesmas situações (zonas atróficas) ou em zonas de enxertos que seriam a alternativa aos implantes curtos. Com base na revisão da literatura, pode-se afirmar que a principal indicação dos implantes curtos é evitar tratamentos cirúrgicos invasivos, tais como enxertos ósseos em áreas atróficas da maxila e da mandíbula, sendo estes um alternativa eficaz e previsível e duradora. (Santiago Júnior et al., 2010; Gokcen-Rohlig et al., 2009 e Misch, 2005 e Ghaussy)

Alguns autores referem que não existem diferenças significativas entre os implantes curtos e “standard”, o que foi comprovado por esta revisão sistemática que revelou uma média de taxas de sobrevivência de implantes curtos (94,26%) semelhante à dos implantes “standard” (96,80%).

Por outro lado Misch (2005) revela que implantes mais curtos do que 10 mm geralmente têm uma taxa de fracasso/insucesso mais alta do que os implantes mais longos. Estas complicações podem estar relacionadas com um aumento da altura da coroa, maiores forças de mordida na região posterior, e menor densidade de osso. Como resultado, os métodos biomecânicos para diminuir tensões na interface osso-implante são pretendidos.

Verificou-se, contudo que a osteointegração de implantes curtos pode ser comprometida por factores, tais como, hábitos parafuncionais, tabagismo e alterações sistémicas como diabetes mellitus, que aumenta a possibilidade de desenvolver doenças periodontais e peri-implantite. (Chizolini et al., 2011)

O médico dentista deve considerar ainda, outros factores de risco, especialmente qualidade óssea, e realizar um correcto planeamento cirúrgico, aplicando a técnica que resulte em estabilidade primária ideal e consequentemente, maior probabilidade de sucesso longitudinal. (Kim et al., 2005 cit in Sampaio e Girundi e Morand e Irinakis,2007) Outros factores importantes que afectam as taxas de sucesso dos implantes dentários, são a curva de aprendizagem do operador, preparação do local, selecção de pacientes, e susceptibilidade genética do paciente. (Hermann, Lerner e Palti 2007 e Alvim-Pereira et al., 2008 e Morand e Irinakis,2007)

São também factores relevantes que podem afectar o sucesso ou insucesso de implantes dentários, os factores de biomecânica. Assim, as relações coroa-implante que excedem a proporção de 1:1 são prejudiciais para qualquer implante. (Romeo et al., 2006 cit in Menchero-Cantalejo et al., 2011 e Misch et al., 2006)

Portanto, um protocolo rigoroso para implantes curtos deve ser empregue com o objectivo de controlar os factores de risco e melhorar as características biomecânicas e clínicas deste tipo de implantes. (Anitua et al., 2008 e Misch et al., 2006 cit in Chizolini et al., 2011 e Raviv, Turcotte e Harel-Raviv, 2010 e Morand e Irinakis,2007) Também se deve recorrer a mesas oclusais com diâmetro e forma apropriados (sulcos rasos, cúspides baixas e pouco inclinadas), em harmonia com os movimentos funcionais do sistema estomatognático. (Kim et al., 2005 cit in Sampaio e Girundi) Deste modo, o planeamento protético deve ser rigoroso, a fim de proporcionar a distribuição das forças para o longo eixo do implante, evitando, ao máximo as cargas oblíquas e eliminando cantileveres. (Santiago Júnior et al., 2010 e Misch et al.,2006).

Como resultado destes métodos biomecânicos para diminuir a tensão, Misch (2005). relataram uma sobrevivência de implantes de 99%, em implantes com 7 mm e 9 mm na região posterior dos maxilares.

A bioengenharia e o desenvolvimento de novas técnicas cirúrgicas otimizaram o uso dos implantes curtos, possibilitando uma abordagem menos invasiva no tratamento de áreas atroficas. (Santiago Júnior et al., 2010).

O tratamento com implantes é geralmente aceite para a mandíbula desdentada com reabsorção moderada a grave. No entanto, o uso de implantes na mandíbula extremamente reabsorvida, e a seleção de um procedimento cirúrgico reconstrutiva para facilitar a colocação de implantes fiável ainda são sujeitos de discussão na literatura. (Stellingsma et al., 2004)

Os implantes curtos actuais apresentam características macro e microscópicas que, juntamente com um rigor na indicação, técnica cirúrgica e um correto planeamento protético, vêm corroborar para o sucesso dos mesmos. (Sampaio e Girundi, Santiago Júnior et al 2010 e Gentile, Chuang, Dodson, 2005 cit in Chizolini et al., 2011)

Além disso, a geometria do implante (diâmetro, forma e roscas) aliada ao tratamento de superfície, apresenta-se como um factor favorável à terapia, para compensar o reduzido comprimento. A qualidade óssea é fundamental na previsibilidade do tratamento, justificando, inclusive, um maior rigor na indicação dos implantes curtos, em que se devem evitar implantes unitários, e a esplintagem deve ser empregue. (Santiago Júnior et al 2010, Romeo et al.,2010 e Misch et al.,2006)

Anitua et al., 2008 refere que enquanto área de contato osso/implante é aumentada a concentração de tensões é diminuída.

Implantes com maiores diâmetros (Himmlova' et al., 2004), superfície de tratamento (Brandão et al., 2010), desenho indicado para estabilidade primária ideal de acordo com diferentes tipos de leito ósseo, além de estabilidade protética e manutenção de tecido periimplantar auxiliariam o profissional para alcançar melhores resultados nos casos clínicos a curto e longo prazo. (Cit in Sampaio e Girundi, Santiago Júnior et al., 2010 e Romeo et al.,2010)

Por outro lado, na maioria dos casos de colocação de implantes curtos, a aplicação avançadas técnicas cirúrgicas é uma alternativa, com a finalidade de obter uma maior

quantidade de osso. Portanto, as taxas de sucesso destas técnicas devem ser consideradas, relativamente aos implantes colocados em áreas já enxertadas (com osso autólogo e aloenxerto).

A colocação de um maior número de implantes é também uma boa solução para compensar uma proporção coroa-implante desfavorável, que se verifica frequentemente nos implantes curtos, uma vez que diminui consideravelmente o stress sobre o osso ao redor dos implantes. (cit in Menchero-Cantalejo et al., 2011).

A conexão interna do tipo cone Morse e o conceito de “Platform Switching” apresentam melhores sucesso e menor infiltração bacteriana.

Há um número enorme de tipos de superfícies de implantes no mercado, de fabricantes de implantes diferentes, todos eles alegando ter melhores resultados clínicos. É importante que o médico seleccione para uso nos seus pacientes as superfícies que têm mostrado bons resultados na literatura científica. (Novaes Junior et al., 2010)

A maioria dos estudos actualmente disponíveis in vitro e in vivo parecem indicar que as superfícies de implante com micro e submicro (nano) topografia apresentam benefícios para o processo de interacção entre as células ósseas e superfícies de implantes, acelerar e aumentar a qualidade do contacto osso-implante. (Novaes Junior et al., 2010)

Finalmente, com base no estado da arte de desenvolvimento do implante, é possível prever que, dentro de algum tempo, as superfícies de implantes revestidos com substâncias com capacidade biomimética estará disponível para utilização clínica. Este processo de biofuncionalização dos implante destina-se à modelação da formação de osso novo em torno de implantes e é o próximo passo no desenvolvimento dos implantes. (Novaes Junior et al., 2010)

Bibliografia

American dental association homepage [Em linha] Disponível em [www.ADA.org], [Consultado a 21 de Setembro de 2011]

Annibali, S. et al. (2012). Short Dental Implants: A Systematic Review. *Journal of Dental Research*, 91(1), pp. 25-32.

Anitua, E. e Orive, G. (2010). Short Implants in Maxillae and Mandibles: A Retrospective Study With 1 to 8 Years of Follow-Up. *Journal of Periodontology*, 81(6), pp. 819-826.

Anitua, E. et al. (2008). Five-Year Clinical Evaluation of Short Dental Implants Placed in Posterior Areas: A Retrospective Study. *Journal of Periodontology*, 79(1), pp. 42-48.

Arlin, M. (2006). Short Dental Implants as a Treatment Option: Results from an Observational Study in a Single Private Practice. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(5), pp. 769–776

Astra tech dental homepage. [Em linha] Disponível em [http://www.astratech.com/Library/977300.pdf], [Consultado a 21 de Setembro de 2011].

Barboza, E. et al. (2007). Desempenho clínico dos implantes curtos: um estudo retrospectivo de seis anos. *Revista de Periodontia*, 17 (3), pp. 98-103.

Bilhan, H. et al. (2010). Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone, *Journal of Oral Rehabilitation*, 37, pp. 900-907

Binon, P. (2000). Implants and components: entering the new millennium. *Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 15(1), pp. 76-94.

- Birdi H. et al. (2010). Crown-to-Implant Ratios of Short-Length Implants. *Journal of Oral Implantology*, 36:6, pp. 425-434.
- Broggini, N. et al. (2012). Evaluation of chemically modified SLA implants (modSLA) biofunctionalized with integrin (RGD) - and heparin (KRSR)-binding peptides. *Journal of Biomedical Materials Research*, 100A(3), pp. 703-711.
- Chang, S. et al (2011). Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. *Medical Engineering & Physics*.
- Chizolini, E. et al (2011). Short implants in oral rehabilitation. *Revista Sul-Brasileira de Odontologia*, 8(3), pp. 329-34.
- Corrente, G. et al. (2009). Short Porous Implants in the Posterior Maxilla: A 3-year Report of a Prospective Study. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 29 (1), pp. 23-29.
- Das Neves, F. et al. (2006). Short Implants—An Analysis of Longitudinal Studies. *International Journal of Oral &Maxillofacial Implants*, 21 (1), pp 86–93.
- Da Silva, P. et al. (2009). Implantes Curtos. *Revista Implant news*, 6(6), pp. 649-53.
- Degidi M. et al. (2007). Immediately loaded short implants: Analysis of a case series of 133 implants. *Quintessence International*, 38 (3), pp. 193-201.
- Deporter D. (2009). Dental Implant Design and Optimal Treatment Outcomes. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 29 (6), pp. 625–633.
- Draenert F. et al. (2011). Retrospective analysis of survival rates and marginal bone loss on short implants in the mandible. *Clinical Oral Implants Research*.

[Em linha] Disponível em
[http://cadth.ca/media/pdf/L0108_Dental_Implants_final.pdf], [Consultado a 21 de Setembro de 2011];

[Em linha] Disponível em
[http://www.iesposgraduacao.com.br/_downloads/pdf/artigo_heloisa8.pdf], [Consultado a 21 de Setembro de 2011];

[Em linha] Disponível em [http://www.oraltronics.org/pdfs/sd_Ghaussy_04-2008_e.pdf], [Consultado a 21 de Setembro de 2011];

Esposito, M. (2009). Short dental implants and non-implant-related articles? Yes, we can! *European Journal of Oral Implantology*, 2(1), pp. 3.

Esposito, M. et al. (2005). Interventions for replacing missing teeth: diferente types of dental implants. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 25 (1), CD 003815.

Felice, P. et al. (2011). Treatment of the atrophic edentulous maxilla: short implants versus bone augmentation for placing longer implants. Five-month post-loading results of a pilot randomised controlled trial. *European Journal of Oral Implantology*, 4(3), pp. 191–202.

Felice, P. et al. (2009). Bone augmentation versus 5-mm dental implants in posterior atrophic jaws. Four-month post-loading results from a randomised controlled clinical trial. *European Journal of Oral Implantology*, 2(4), pp. 267–281.

Formighieri, L. e Salvi, C. (2010). Implantodontia: saúde e qualidade de vida na terceira idade. *Revista Varia Scientia*, 9(15), pp. 57-66.

Fugazzotto, P. (2008). Shorter Implants in Clinical Practice: Rationale and Treatment Results. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 23 (3), pp. 487–496.

Galvão, F e tal. (2011). Previsibilidade de implantes curtos: revisão de literatura. *Revista Sul-Brasileira de Odontologia*, 8(1), pp. 81-8.

Georgiopoulos, B. et al (2007). The effects of implant length and diameter Prior to and after osseointegration: a 2-d Finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 33 (5), pp. 243-256.

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*, 3, pp. 42-49.

Grant, B., Pancko, F. e Kraut, R. (2009). Outcomes of Placing Short Dental Implants in the Posterior Mandible: A Retrospective Study of 124 Cases. *American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons, Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, 67, pp. 713-717.

Hagi, D. et al (2004a). A targeted review of study outcomes with short (≤ 7 mm) endosseous dental implants placed in partially edentulous patients. *Journal of Periodontology*, 75, pp. 798-804.

Hagi D, et al. (2004 b). Surface geometry and short dental implants. *Journal of Periodontology*, 75, pp. 798-804.

Huang, Y. et al. (2010). Additional Supplementary Support of A Short Implant for the Distal Cantilever Partial Prosthesis. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, 21, pp. 261-270.

Implantfoundation homepage [Em linha] Disponível em

[http://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=0CEwQFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.implantfoundation.org%2Findex.php%3Fsection%3Dmedia1%26act%3Ddownload%26path%3D%2Fmedia%2Farchive1%2F006_Einz elartikel_Evidence- Reports%2F%26file%3D02_07%2520Effect%2520of%2520width%2520and%2520len gth%2520on%2520dental%2520implants.pdf&ei=6vTeT8iPF6SS0QWW0cHxCg&usg]

=AFQjCNECsPujlkOnGGNarDZxK5wHtYAdAA], [Consultado a 21 de Setembro de 2011]

Joly, J. e Lima, A. (2003). Características da superfície e da fenda implante-intermediário em sistemas de dois e um estágios. *Journal of Applied Oral Science*, 11(2), pp. 107-113.

Jokstad, A. et al. (2004). Quality of Dental Implants. *International Dental Journal*, 17(6), pp. 607-641.

Jokstad, A. (2008). Oral implants—the future. *Australian Dental Journal*, 53, pp. 89–93.

Kim, K., Ramaswamy, N. (2009). Electrochemical surface modification of titanium in dentistry. *Dental Materials Journal*, 28(1), pp. 20–36.

Klawitter, J., Weinstein, A. e Peterson, L. (1977a). Fabrication and Characterization of Porous-Rooted Polymethylmethacrylate (PMMA) Dental Implants. *Journal of Dental Research*, 56(4), pp. 385-393.

Klawitter, J., Weinstein, A. e Peterson, L. (1977b). Fabrication and Characterization of Porous-Rooted Cobalt-Chromium-Molybdenum (Co-Cr-Mo) Alloy Dental Implants. *Journal of Dental Research*, 56 (5), pp. 474-480.

Kotsovilis, S. et al. (2009). A Systematic Review and Meta-Analysis on the Effect of Implant Length on the Survival of Rough-Surface Dental Implants. *Journal of Periodontology*, 80 (11), pp. 1700-1718.

Lehmann, R. e Teixeira, M. (2010). Análise de tensões por elementos finitos em implantes curtos com pilares angulados. *Revista brasileira de odontologia*, 67 (2), pp. 237-41.

Levin, L. (2008). Dealing with dental implant failures. *Journal of Applied Oral Science*, 16(3), pp. 171-5.

Maló, P., Nobre, M. e Lopes, A. (2011). Short implants in posterior jaws. A prospective 1-year study. *European Journal of Oral Implantology*, 4 (1), pp. 47–53.

Maló, P., Nobre, M. e Rangert, B.(2007). Short Implants Placed One-Stage in Maxillae and Mandibles: A Retrospective Clinical Study with 1 to 9 Years of Follow-Up. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 9(1), pp. 15-21.

Martinez, A. (2001). Periodontologia Clínica e Implantologia Oral. Edições Avances. 2ªEdição. Madrid. Cap 43-47.

Meirelles, L. (2010). Nanoestruturas e a resposta óssea. Uma alternativa segura para a reabilitação com implantes osseointegráveis? *Implant News- Caderno Científico*, 7(2), pp. 167-174.

Menchero-Cantalejo, E. et al. (2011). Meta-analysis on the survival of short implants. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 16 (4), pp. 546-551.

Misch, CE., Poitras, Y. e Dietsh, F. (2000). Endosteal Implants in the Edentulous Posterior Maxilla: Rationale and Clinical Report. *Oral Health* , 8, pp. 7-15.

Misch, CE. (2005). Short Dental Implants: A Literature Review and Rationale for Use. *University School of Dentistry, Department of Periodontology*. 24(8), pp.64-6, 68.

Misch, CE. et al (2006). Short Dental Implants in Posterior Partial Edentulism: A Multicenter Retrospective 6-Year Case Series Study. *Journal of Periodontology*, 77, pp. 1340-1347.

M.M. Shalabi, M. et al (2006). Implant Surface Roughness and Bone Healing: a Systematic Review. *Journal of Dental Research*, 85(6), pp. 496-500.

Moon, S.H., et al. (2010). The effect of implant shape and bone preparation on primary stability, *Journal of Periodontal & Implant Science*, 40, pp. 239-243.

Morand, M. e Irinakis, T. (2007). The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implants. *Journal of Oral Implantology*, 33 (5), pp. 257-266.

Morris, H. et al (2001). A new implant designed to maximize contact with trabecular bone: survival to 18 months. *Journal of Oral Implantology*, 27 (4), pp. 164-173.

Nedir, R. et al. (2004). A 7-year life table analysis from a prospective study on ITI implants with special emphasis on the use of short implants: Results from a private practice. *Clinical Oral Implants Research*, 15, pp. 150–157.

Neldam, C., Gerds, T. e Pinholt, E. (2011). One Year Survival of 6-mm Short Dental Implants Related to Implant Site. *American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, pp. 30.

Neldam, C., Pinholt, M. (2010). State of the art of short dental implants: A review of the literature, *Clinical Implant Dentistry and Related Research*.

Novaes Junior, A. et al. (2010). Influence of Implant Surfaces on Osseointegration. *Brazilian Dental Journal*, 21(6), pp. 471-481.

Pinheiro, A. (2007). Monografia “Taxa de sucesso de implantes Curtos”, Universidade Fernando Pessoa.

Pommer B. et al. (2011). Impact of dental implant length on early failure rates: a metaanalysis of observational studies. *Journal of Clinical Periodontology*, 38, pp. 856 - 863.

Pullen A. e Debenham, C. (2011). Short Implants: Reality and Predictability. *Peer-Reviewed Publication*.

Raviv, E., Turcotte, A. e Harel-Raviv, M. (2010). Short dental implants in reduced alveolar bone height. *Quintessence International*, 41 (7), pp. 575–579.

Renouard F., Nisand D., (2006). Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clinical Oral Implants Research*, 17(2), pp. 35-51.

Romeo, E. et al. (2006). Short (8-mm) Dental Implants in the Rehabilitation of Partial and Complete Edentulism: A 3- to 14-Year Longitudinal Study. *International Journal of Prosthodontics*, 19(6), pp. 586-592.

Romeo, E. et al. (2010). The use of short dental implants in clinical practice: literature review. *Minerva Stomatology*, 59(1-2), pp. 23-31.

Roy, M., Bandyopadhyay, A. e Bose, S. (2010) Induction Plasma Sprayed Nano Hydroxyapatite Coatings on Titanium for Orthopaedic and Dental Implants. *Surface and Coatings Technology*, 205(8-9), pp. 2785–2792.

Sánchez-Garcés, M, Costa-Berenguer, X. e Gay-Escoda, C. (2010). Short Implants: A Descriptive Study of 273 Implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*.

Santiago Júnior, J. F. et al (2010). Implantes dentais curtos: alternativa conservadora na reabilitação bucal. *Revista de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial*, 10 (2), pp. 67-76.

Santis, D. et al. (2011). Short Threaded Implants with an Oxidized Surface to Restore Posterior Teeth: 1- to 3-year Results of a Prospective Study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26 (2), pp. 393–403.

Spiekermann, H. et al. (1995). Color Atlas of Dental Medicine: Implantology. *Thieme Medical Publishers*.

Silva, G. (2010). Racionalização biomecânica para o uso de implantes curtos: uma revisão de literatura. *FULL Dentistry in Science*, 1(2), pp. 117-128.

Slotte, C. et al. (2011). Four-Millimeter Implants Supporting Fixed Partial Dental Prostheses in the Severely Resorbed Posterior Mandible: Two-Year Results. *Wiley Periodicals, Inc. Clinical Implant Dentistry and Related Research*.

Stellingsma, C. et al (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 15(4), pp. 240-248.

Tellema, G. et al. (2011). A systematic review of the prognosis of short (<10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. *Journal of Clinical Periodontology*, 38, pp. 667–676 .

Teixeira, E. et al. (1997). Clinical application of short hydroxylapatite-coated dental implants to the posterior mandible: A five-year survival study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 78 (2), pp. 166-171.

Van Assche, N. et al. (2011). Extra short dental implants supporting an overdenture in the edentulous maxilla: a proof of concept. *Clinical Oral Implants Research*.

Wennerberg, A., Albrektsson, T. e Andersson, B. (1997). Design and Surface Characteristics of 13 Commercially Available Oral Implant Systems. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, pp. 622-633.

Yang T-C et al. (2011). Biomechanical Rationale for Short Implants in Splinted Restorations: An In Vitro Study. *The International Journal of Prosthodontics*. 24: 2, pp. 130-133.

Zhang, H. (2007). Prosthetics May Not Affect the Survival or Complication Rates of Short Implants. *Journal of Evidence Based Dental Practice*, 7 (3), pp. 123-124

Anexos

Figura 1: Variação na geometria, características e “design” dos implantes dentários.
 Fonte: Jokstad et al. (2004)


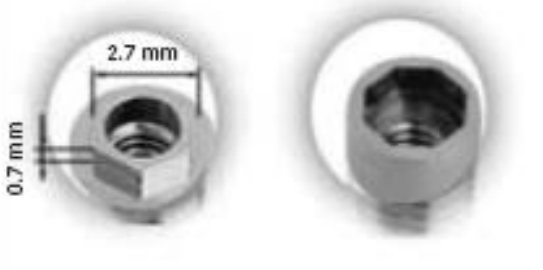
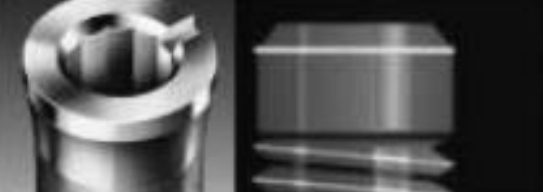


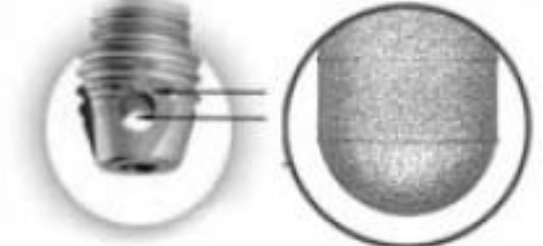
	<ul style="list-style-type: none"> • Straight • Tapered • Conical • Ovoid • Trapezoidal • Stepped
	<ul style="list-style-type: none"> • External vs Internal connection • Hexagonal vs Octagonal vs cone • Morse taper • Rotational vs non-rotational • Added non-rotational features • Heights & widths • Butt vs bevel joints • Slip-fit vs friction-fit joints • Resilience vs nonresilience
	<ul style="list-style-type: none"> • Flange vs no flange • Wider vs straight vs flared flange • Height of flange • Polished vs threads on flange • Added features on flange • Surface topography
	<ul style="list-style-type: none"> • Threaded vs non-threaded • V-shaped vs square vs reverse buttress threads vs combinations • Grooves and groove size • Surface topography
	<ul style="list-style-type: none"> • Threaded vs non-threaded • V-shaped vs square vs reverse buttress threads vs combinations • Grooves and groove size • Surface topography
	<ul style="list-style-type: none"> • Threaded vs non-threaded • V-shape vs flat vs curved apex • Holes, round, oblong • Apical chamber • Grooves and groove size • Flared apex • Surface topography

Figura 2: Variação na terminologia de comprimento dos sistemas Branemark e Straumann. Fonte: Silva 2010 cit in Spiekermann et al., 1995

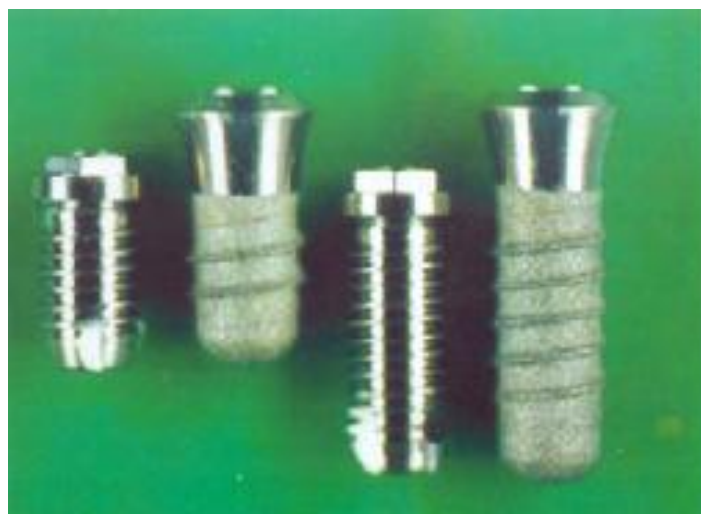


Tabela 1: Métodos usados para alterar a topografia de superfície dos implantes. Fonte Jokstad, a. et al. (2004)

Machining process	Resulting surface topography	Example
Acid etched surface (the surface is usually etched in a two-step procedure)	Isotropic surface with high frequency irregularities	HCl/H ₂ SO ₄ (Osseotite [®] , 3i Implant Innovations, Palm Beach Gardens, USA)
Blasted surface (the surface is blasted with hard particles)	Creates an isotropic surface	TiO ₂ particles (Tioblast [®] , Astra Tech AB, Mölndal, Sweden)
Blasted + acid etched surface (the surface is first blasted and then acid etched)	An isotropic surface	1. Large size Al ₂ O ₃ particles & HCl & H ₂ SO ₄ (SLA [®] , Institut Straumann AG, Waldenburg, Switzerland); 2. Tricalcium phosphate & HF & NO ₃ (MTX [®] , Centerpulse Dental, Carlsbad, USA)
Hydroxyapatite coated surface	In general, a rather rough and isotropic surface	Sustain [®] (Lifecore Biomedical Inc., Chaska, USA)
Oxidised surface (increased thickness of the oxidised layer)	Isotropic surface with the presence of craterous structures	TiUnite [®] (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden)
Titanium plasma sprayed (TPS) surface	A relatively rough isotropic surface	ITI [®] TPS (Institut Straumann AG, Waldenburg, Switzerland)
Turned surface	Cutting marks produce an oriented, anisotropic surface	Brånemark system [®] MkIII (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden)

Tabela 2: Taxas de sobrevivência/sucesso dos implantes curtos.

Artigos	Comprimento do implante	Taxa de sobrevivência	Follow-up
Adell et al 1990		95%	
Bahat, 1993 cit in Morand e Irinakis, 2007	<10 mm	97,5% (superfície maquinada)	6 a 72 meses
Walmsley et al., 1993; Walmsley and Frame, 1997 cit in Kotsovilis et al., 2009	≤8mm	76,92%	60 meses
	<10mm	65,22%	
Jemt et al 1995 cit in Santiago Júnior et al., 2010	<10mm	76%	
Boerrigter et al., 1995; Geertman et al., 1996 ; Kwakman et al., 1998 cit in Kotsovilis et al., 2009	≤8;<10mm	100%	12 meses
Wismeijer, 1996; Wismeijer et al., 1997 1999; Timmerman et al., 2004; Stoker et al., 2007	≤8;<10mm	96,77%	100 meses (18 a 118)
Buchs et al., 1996 cit in Kotsovilis et al., 2009	≤8;<10mm	100%	0 a 36 meses
Minsk et al 1996 cit in Santiago Júnior et al., 2010	<10mm	84%	
Saadoun e Le Gall 1996 cit in Santiago Júnior et al., 2010	<10mm	79%	
Teixeira et al, 1997 cit in Sun et al., 2011	8 mm	90% (superfície rugosas)	
Buser et al., 1997 cit in Sun et al., 2011	8 e 10 mm	91,40 – 93,40%(superfície rugosa)	
Buser et al 1997 cit in Morand e Irinakis, 2007	<10 mm	96,2 % (superfície rugosa)	96 meses
Bruggenkate et al 1998 cit in Sampaio e Girundi	6mm	94%	
Deporter et al., 1998 cit in Kotsovilis et al., 2009	<10mm	100%	6 a 24 meses
Bruggenkate et al 1998 cit in Silva et al 2009	6mm	94% (superfície rugosa)	84 meses
De Bruyn et al 1999 cit in Santiago Júnior et al., 2010	<10mm	67%	
Deporter et al., 1999, 2000, 2001, 2002; Rokni et al., 2005 cit in Kotsovilis et al., 2009	≤8mm	100%	34.6 (5.1 a 68.6)
	<10mm	97,78%	
Winkler et al 2000 cit in Morand e Irinakis, 2007	<10mm	93,4%	36 meses
Bahat et al 2000 cit in Menchero-Cantalejo et al 2011		92,9%	60 meses
Friberg et al 2000 cit in Morand e Irinakis, 2007	<10 mm	93,7% (superfície maquinada)	96 meses
Stellingsma et al 2000 cit in Santiago Júnior et al., 2010	7-10mm	88%	
Brocard et al., 2000 cit in Kotsovilis et al., 2009	≤8; <10mm	97,22%	48 meses (12 a 84)
Brocard et al., 2000 cit in Kotsovilis et al., 2009	≤8; <10mm	95,73%	48 meses (0 a 84)
van Steenberghe et al., 2000 cit in Kotsovilis et al., 2009	≤8;10mm	100%	24 meses
Misch et al 2000		99,4 (Maxila Posterior)	
Deporter et al 2001 cit in Silva et al 2009	7mm ou 9mm	100%	32 meses
Davarpanah et al 2001 cit in Menchero-Cantalejo et al 2011		92,9%	
Testoriet al. 2001 cit in Menchero-Cantalejo et al 2011		97,5% (Maxila posterior: 98.4% Mandibila posterior: 99.4%)	36 meses
Khang et al. 2001 cit in Menchero-Cantalejo et al 2011		96,8% (superfície rugosa) 84,8% (superfície maquinada)	
Rocuzzo et al., 2001 cit in Kotsovilis et al., 2009	≤8;<10mm	100%	12 meses

Mericske-Stern et al., 2001 cit in Kotsovilis et al., 2009	≤8; <10mm	93,88%	51.6 meses (12 a 108)
Cochran et al., 2002 cit in Kotsovilis et al., 2009	≤8; <10mm	97,14%	0 a 24 meses
Rocuzzo e Wilson, 2002 cit in Kotsovilis et al., 2009	≤8; <10mm	100%	12 meses
Romeo et al., 2002 cit in Kotsovilis et al., 2009	≤8; <10mm	100%	46 meses (0 a 84)
Romeo et al., 2002 cit in Morand e Irinakis, 2007	< 10 mm	92,3% (superficie rugosa)	84 meses
Ferrigno et al., 2002 cit in Sun et al. 2011	6,8 e 10	89,60 – 100%	48 e 120 meses
Ferrigno et al., 2002 cit in Morand e Irinakis, 2007	<10 mm	96,7% (superficie rugosa)	120 meses
Naert et al. 2002 cit in Menchero-Cantalejo et al 2011		67%	144 meses
Testori et al. 2002 cit in Menchero-Cantalejo et al 2011		91,4% (98,4% Maxila 97,5% Mandíbula)	
Ibanez et al., 2003 cit in Morand e Irinakis, 2007	<10 mm	93,0% (superficie rugosa)	36 meses
Romeo et al., 2003 cit in Kotsovilis et al., 2009	≤8; <10mm	100%	47 meses (12 a 84)
Tawill et al 2003 cit in Menchero-Cantalejo et al 2011		95,5%	
Tawil e Younan 2003 cit in Silva et al 2009	≤ 10mm	98,5%	
Weng et al. 2003 cit in Menchero-Cantalejo et al 2011		89,0%	
Stellingsma et al., 2003 e 2004 Cit in Kotsovilis et al., 2009	≤8; <10mm	100%	24 meses
Fugazzotto et al., 2004 cit in Sun et al. 2011	7, 8 e 9 mm	95,10% (superficie rugosa)	84 meses
Griffin and Cheung., 2004 cit in Sun et al. 2011	8 mm	100% (superficie rugosa)	72 meses
Griffin et al 2004 cit in Morand e Irinakis, 2007	<10 mm	95,1% (superficie rugosa)	72 meses
Nedir et al., 2004 cit in Sun et al. 2011	6,8,9 e 10 mm	100% (superficie rugosa)	84 meses
Fugazzoto et al 2004 cit in Silva et al 2009	≤ 9mm	94,5%	
Frei et al., 2004 cit in Kotsovilis et al., 2009	≤8; <10mm	100%	16 meses
Meijer et al., 2004 cit in Kotsovilis et al., 2009	≤8; <10mm	100%	107,8 meses (0 a 120)
Fischer and Stenberg, 2004 e 2006 cit in Kotsovilis et al., 2009	≤8; <10mm	94,74%	36 meses
Romeo et al., 2004 e 2006 cit in Kotsovilis et al., 2009	≤8; <10mm	96,47%	76,8 meses (36 a 168)
Romeo et al., 2004 e 2006 cit in Kotsovilis et al., 2009	≤8; <10mm	96,15%	76,8 meses (36 a 168)
Fischer and Stenberg, 2004 e 2006 cit in Kotsovilis et al., 2009	≤8; <10mm	100%	36 meses
Bornstein et al., 2005 cit in Kotsovilis et al., 2009	≤8; <10mm	100%	58.59 meses (0 a 60)
Gentile et al 2005 cit in Silva et al 2009	5,7 mm	92,2%	
Goene et al., 2005 cit in Sun et al. 2011	7 e 8,5mm	95,80%	36 meses
Chiapasco et al., 2006 cit in Kotsovilis et al., 2009	≤8; <10mm	100%	20,4 (12 a 36) meses
Das Neves et al 2006	7mm	95,2%	
Romeo et al., 2006	8 mm	97,9% (superficie rugosas)	168 meses
Maló et al 2006 cit in Silva et al 2009	7 e 8,5mm	96,2 % e 97,1%	
Misch et al 2006 cit in Silva et al 2009	≤ 10mm	99,6% (2 etapas) e 98,3% (1 etapa)	
Romeo et al. 2006 cit in Menchero-Cantalejo et al 2011		96,6%	
Renouard et al. 2006 cit in Menchero-Cantalejo et al 2011		97,6% (superficie rugosa) 92,6% (superficie maquinada)	
Ormianer e Palti, 2006		98,2%	67,5 meses

Mundt, Mack, Schwahn , Biffar, 2006		91,8% (mandíbula 96% e maxila 89%)	120 meses
Bischof et al., 2006 cit in Sun et al., 2011	6, 8, 9 e 10 mm	97,89% (superfície rugosa)	60 meses
Arlin, 2006	6 mm	94,3% (superfície rugosa)	24 meses
	8 mm	99,3%(superfície rugosa)	
Strietzel e Reichart, 2007 cit in Kotsovilis et al., 2009	<10mm	100%	26.7 meses (11 to 51)
Barboza et al., 2007 cit in Silva et al., 2009	9 e 10mm	96%	
Chiarelli et al., 2007 cit in Silva et al., 2009	5,7mm	92,2%	
Degdi et al., 2007 cit in Silva et al., 2009	≤ 8mm	98,4%	
Melhado et al., 2007 cit in Silva et al., 2009	7mm	96,46%	
Maló, Nobre e Rangert, 2007	7 mm	96,2%	60 meses
	8,5 mm	97,1%	
Implantfoundation homepage (artigo de 2007)	≤ 8 e 10 mm	75,0% e 88,2 %	120 meses
	≤ 8 e 10 mm	82,4% e 89,0 %	36 meses
Anitua et al., 2008	≤ 8,5 mm	99,2 %	31meses ± 12,3 meses
Deporter et al 2008 cit in Silva et al., 2009	5 mm	85,7% maxilla e 100% mandíbula	
Fugazzotto et al., 2008 cit in Menchero-Cantalejo et al., 2011		98,9%	
Fugazzotto, 2008	<10 mm	98,1% a 99,7%	
Grant et al., 2009 cit in Menchero-Cantalejo et al., 2011		99%	24 meses
Corrente et al., 2009		97,92% (superfície rugosa)	36 meses
Sánchez-Garcés, Costa-Berenguer e Gay-Escoda, 2010	<10 mm	92,82%	18 a 144 meses
Anitua e Orive, 2010	<8 mm	99,3%	47,9± 24,46 meses
Maló, Nobre e Lopes, 2011	7 mm	95%	12 meses
Santis et al., 2011	≤8 mm	98,1%	12-36 meses
Slotte et al., 2011	4 mm	95,7%	12 meses
		92,3%	24 meses
Annibali et al., 2012	< 10 mm	99,1%	38,4 ±20,4 meses
Média:		94,26%	53,4 meses

Tabela 3: Resumo das taxas de sobrevivência dos implantes “standard” (≥ 10 mm)

Artigos	Taxa de sobrevivência	Follow-up
Walmsley et al., 1993; Walmsley and Frame, 1997 cit in Kotsovilis et al., 2009	96,08%	60 meses
Bahat, 1993 cit in Morand e Irinakis, 2007	90,5%	6 a 72 meses
Boerrigter et al., 1995; Geertman et al., 1996 ; Kwakman et al., 1998 cit in Kotsovilis et al., 2009	98,41%	12 meses
Wismeijer, 1996; Wismeijer et al., 1997 1999; Timmerman et al., 2004; Stoker et al., 2007	98,19%	100 meses (18 a 118)
Buchs et al., 1996 cit in Kotsovilis et al., 2009	99,71%	0 a 36 meses
Buser et al 1997 cit in Morand e Irinakis, 2007	91,4 %	96 meses
Deporter et al., 1998 cit in cit in Kotsovilis et al., 2009	100%	6 a 24 meses
Winkler et al 2000 cit in Morand e Irinakis, 2007	84%	36 meses
Deporter et al., 1999, 2000, 2001, 2002; Rokni et al., 2005 cit in Kotsovilis et al., 2009	93,75%	34.6 (5.1 a 68.6)
Brocard et al., 2000 cit in Kotsovilis et al., 2009	88,95%	48 meses (12 a 84)
Brocard et al., 2000 cit in cit in Kotsovilis et al., 2009	97,51%	48 meses (0 a 84)
van Steenberghe et al., 2000 cit in Kotsovilis et al., 2009	100%	24 meses
Rocuzzo et al., 2001 cit in Kotsovilis et al., 2009	100%	12 meses
Mericske-Stern et al., 2001 cit in Kotsovilis et al., 2009	100%	51.6 meses (12 a 108)
Cochran et al., 2002 cit in Kotsovilis et al., 2009	99,68%	0 a 24 meses
Rocuzzo e Wilson, 2002 cit in Kotsovilis et al., 2009	96,30%	12 meses
Romeo et al., 2002 cit in Kotsovilis et al., 2009	96,64%	46 meses (o a 84)
Romeo et al., 2002 cit in Morand e Irinakis, 2007	100%	84 meses
Ferrigno et al., 2002 cit in Morand e Irinakis, 2007	89,6%	120 meses
Ibanez et al., 2003 cit in Morand e Irinakis, 2007	100%	36 meses
Romeo et al., 2003 cit in Kotsovilis et al., 2009	98,59%	47 meses (12 a 84)
Stellingsma et al., 2003 e 2004 Cit in Kotsovilis et al., 2009	100%	24 meses
Bergkvist et al 2004 cit in Morand e Irinakis, 2007	99,2%	24 meses
Fugazzotto et al 2004 cit in Morand e Irinakis, 2007	96,6%	84 meses
Frei et al., 2004 cit in Kotsovilis et al., 2009	100%	16 meses
Meijer et al., 2004 cit in Kotsovilis et al., 2009	92,31%	107,8 meses (0 a 120)
Fischer and Stenberg, 2004 e 2006 cit in Kotsovilis et al., 2009	97,53%	36 meses
Romeo et al., 2004 e 2006 cit in Kotsovilis et al., 2009	97,27%	76.8 meses (36 a 168)
Fischer and Stenberg, 2004 e 2006 cit in Kotsovilis et al., 2009	100%	36 meses
Renouard et al 2005 cit in Morand e Irinakis, 2007	99,3%	36 meses
Bornstein et al., 2005 cit in Kotsovilis et al., 2009	98,88%	58.59 meses (0 a 60)
Chiapasco et al., 2006 cit in Kotsovilis et al., 2009	97,70%	20,4 (12 a 36)
Misch et al 2006 cit in Morand e Irinakis, 2007	100%	12 a 60 meses
Romeo et al., 2006	97,1 mm	168 meses
Arlin, 2006	97,4%	24 meses
Strietzel e Reichart, 2007 cit in Kotsovilis et al., 2009	98,51%	26.7 meses (11 to 51)
Sánchez-Garcés, Costa-Berenguer e Gay-Escoda, 2010	92,5%	18 a 144 meses
Média	96,84%	48, 80 meses

Tabela 4: Taxas de insucesso dos implantes curtos.

Autores	Comprimento do implante	Tipo de superfície	Taxa de insucesso	Follow-up
Quirynen et al. (1991)		Maquinada	11,7% Maxila 16,1% Mandíbula	
Naert et al. (1992)		Maquinada	10% Maxila	
Nevins e Langer (1993)		Maquinada	14,5% Maxila	
Lekholm et al.(1994)		Maquinada	6,6% Mandíbula	
os de Wyatt e Zarb(1998)		Maquinada	25% Mandíbula	
Lekholm et al.(1999)		Maquinada	18,2% Maxila	
Ivanoff, et al, em 1999	8mm		25% Maxila e 33% Mandíbula	
Winkler, et al 2000	8mm		13%	36 meses
Winkler, et al 2000	7mm		25,6%	36 meses
Winkler, et al 2000	6mm		2,8%	36 meses
Hagi, D. et al 2004a	6 mm		33,3% Mandíbula	
Hagi, D. et al 2004a	7mm		0-18,2% Maxila 1,5% -11% Mandibula	
Hagi, D. et al 2004a	>7mm		1,1% a 14%	
Das Neves, F. et al., 2006	7 mm		9,7 %	
Sun et al., 2011	6 mm		4,1%	
	7 mm		5,9%	
	7,5 mm		0%	
	8 mm		2,5%	
	8,5 mm		3,2%	
	9 mm		0,6%	
	10 mm		6,5%	

Figura 3: Em termos biomecânicos a redução, em altura, da parte lisa do implante, favorece a produção de tensões de compressão que são mais benéficas para o tecido ósseo. O aumento da área condicionada também aumenta o contacto entre o tecido ósseo e o implante, reduzindo os valores das tensões gerados. Fonte: Bionnovation® cit in Silva, 2010.



Figura 4: Análise das tensões fotoelásticas. Observam-se áreas reduzidas de stress na porção coronal do implante. Há um aumento gradual da tensão na direcção apical do implante. Este desenho dirige as tensões funcionais para o osso trabecular resiliente.

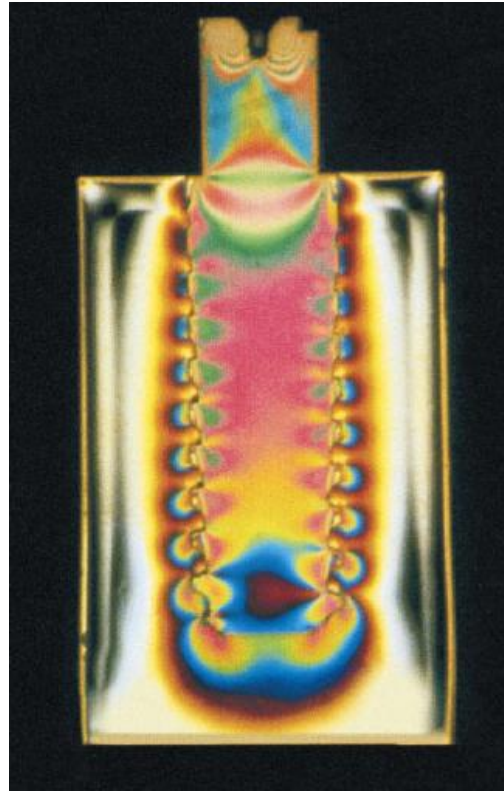


Figura 5: A ação de uma força em um sistema mecânico formado por estruturas com módulos de elasticidade diferentes, ex: implante e tecido ósseo, produz maiores tensões próximas ao contato inicial entre elas, ou seja ao nível das primeiras roscas. Fonte: Isidor 2006 cit in Silva, 2010

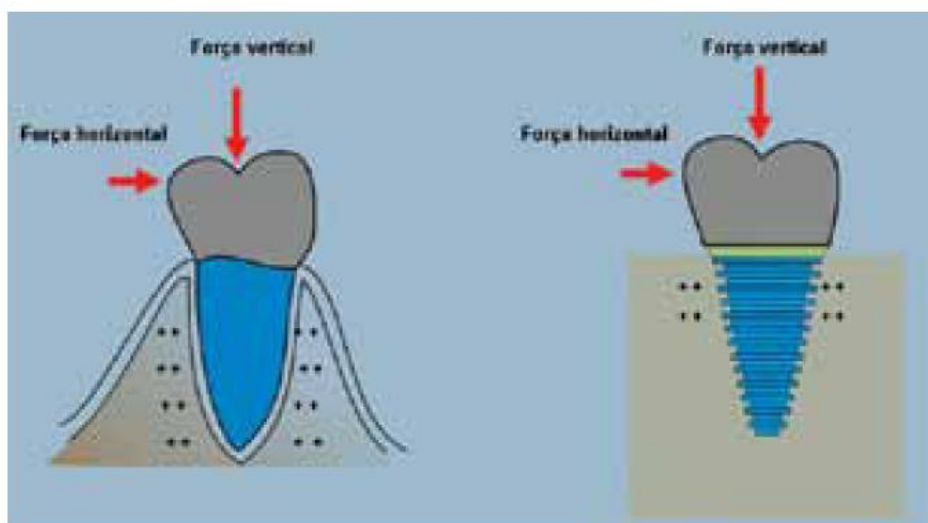


Figura 6: Forças oclusais criam tensões e deformações que tendem a se concentrar na região cervical do implante, independente do comprimento do dispositivo. Fonte: Pierrisnard et al., 2003 cit in Silva, 2010

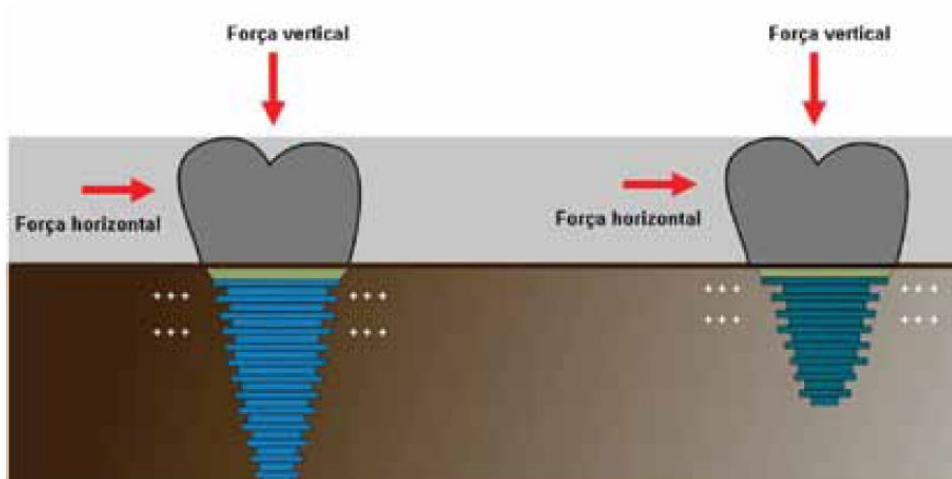


Figura 7: O aumento do comprimento da coroa protética não resulta num aumento das tensões no implante curto quando cargas axiais são aplicadas ao sistema. Fonte: Silva, 2010

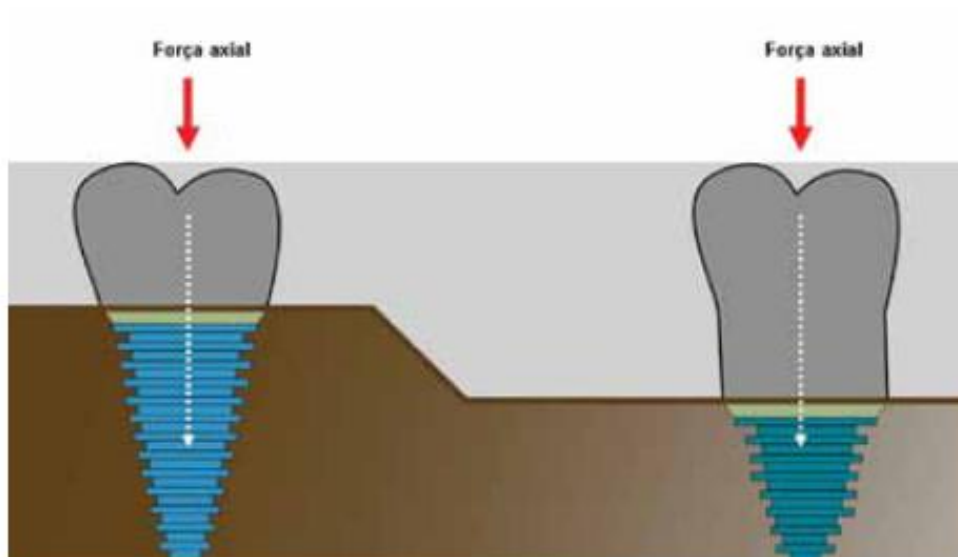


Figura 8: Observe que uma força horizontal aplicada no eixo vestibulo/lingual-palatino vai produzir um momento de força ($M=F \times d$) maior no implante curto com coroa alongada devido o eixo de rotação ter sido deslocado apicalmente quando comparado com o implante longo. O mesmo vai acontecer no eixo mesiodisal. Fonte: Silva, 2010.

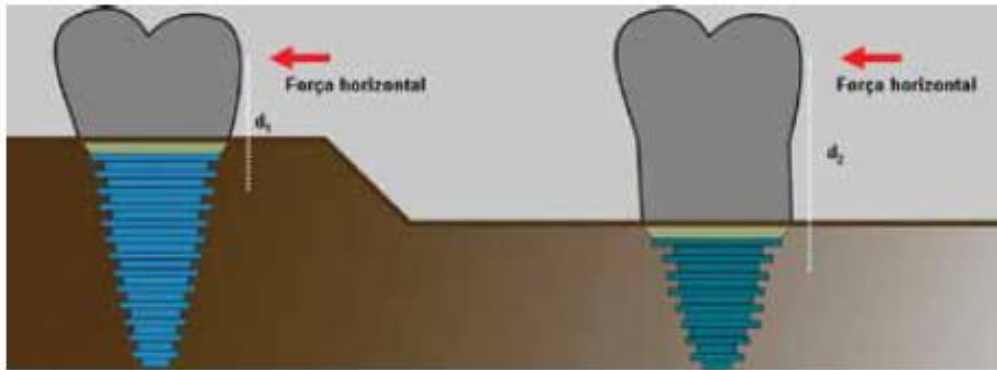


Figura 9 - Forças verticais não axiais aumentam as tensões geradas na interface implantetecido ósseo pela ocorrência de momentos de força. Quando uma força vertical incide em um plano inclinado ela se decompõe em um componente não vertical. Observe que nesse caso o uso do implante curto deslocou o centro de rotação mais para apical, aumentando o braço de alavanca. O momento de força resultante no implante curto é maior devido a d_2 ser maior que d_1 . (momento de força = $F \times d$) (Fonte Weinberg 1993; Weinberg 1998 cit in Silva, 2010)

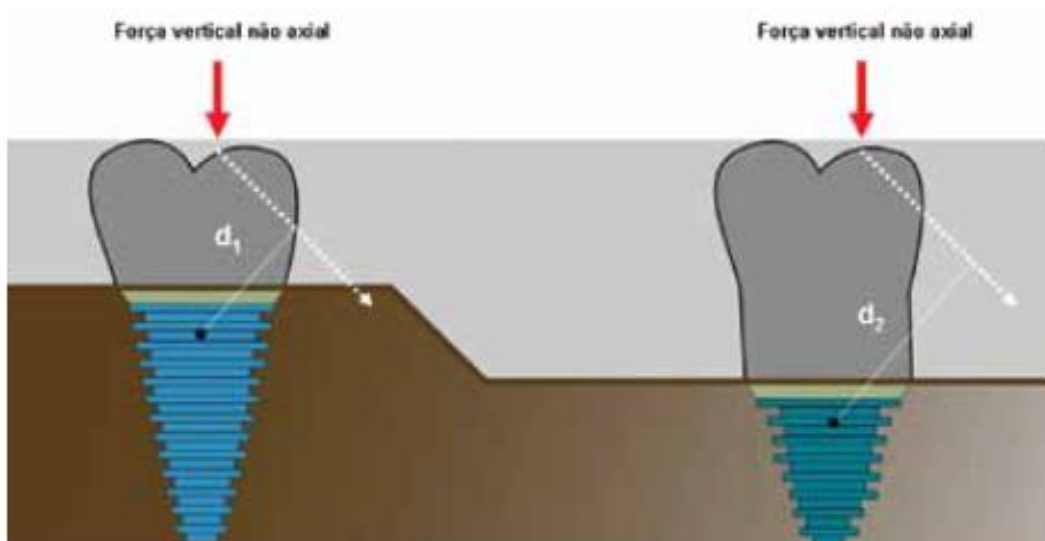


Figura 10 - Mesmo com o centro de rotação sendo deslocado apicalmente, uma superfície oclusal plana possibilitou que uma carga vertical não axial produzisse um momento de força ($M=F \times d$) igual em ambos os sistemas. Fonte Silva, 2010.

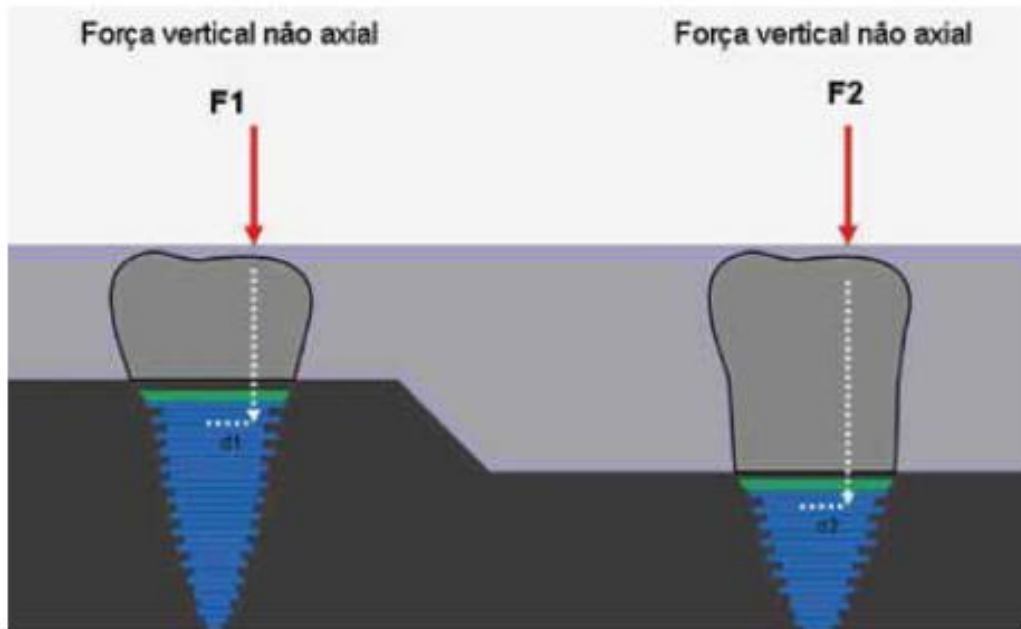


Figura 11: O Aumento da área transversal de transferência de força com o implante de largo diâmetro ($T=F/A$) reduz as tensões no sistema prótese-implante. Fonte: Silva, 2010.

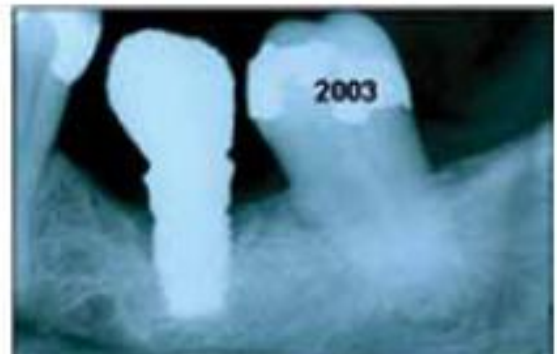
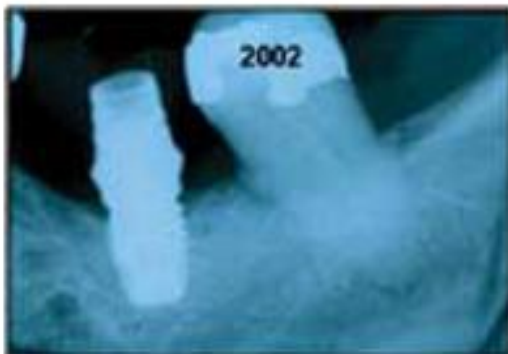


Figura 12: O planeamento, neste caso, envolveu duas abordagens terapêuticas para aumentar a superfície de distribuição das tensões: a utilização de um implante curto, de largo diâmetro que foi ferulizado ao implante longo. Fonte: Silva, 2010.

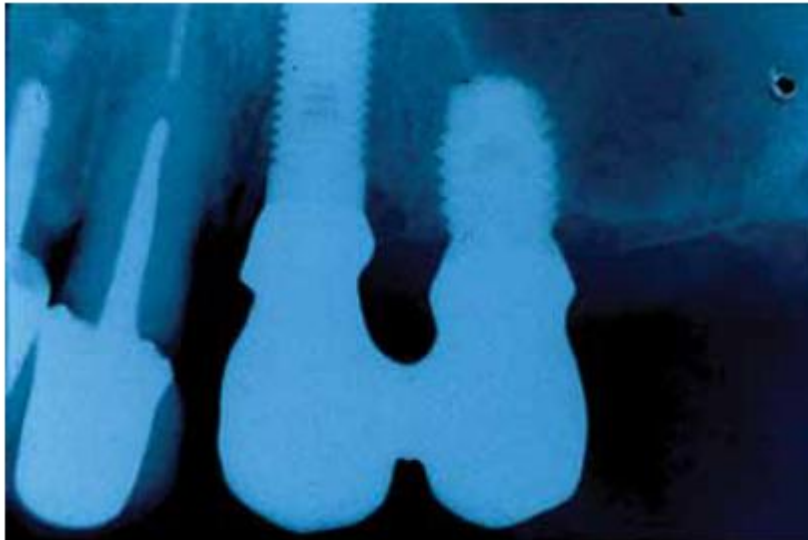


Figura 13: Aumentando a área de distribuição de uma carga através da união rígida de implantes de vários comprimentos reduz as tensões. Observa-se que após um período de remodelação o nível ósseo foi estabilizado em implantes fixados em osso tipo IV. Fonte: Silva, 2010.

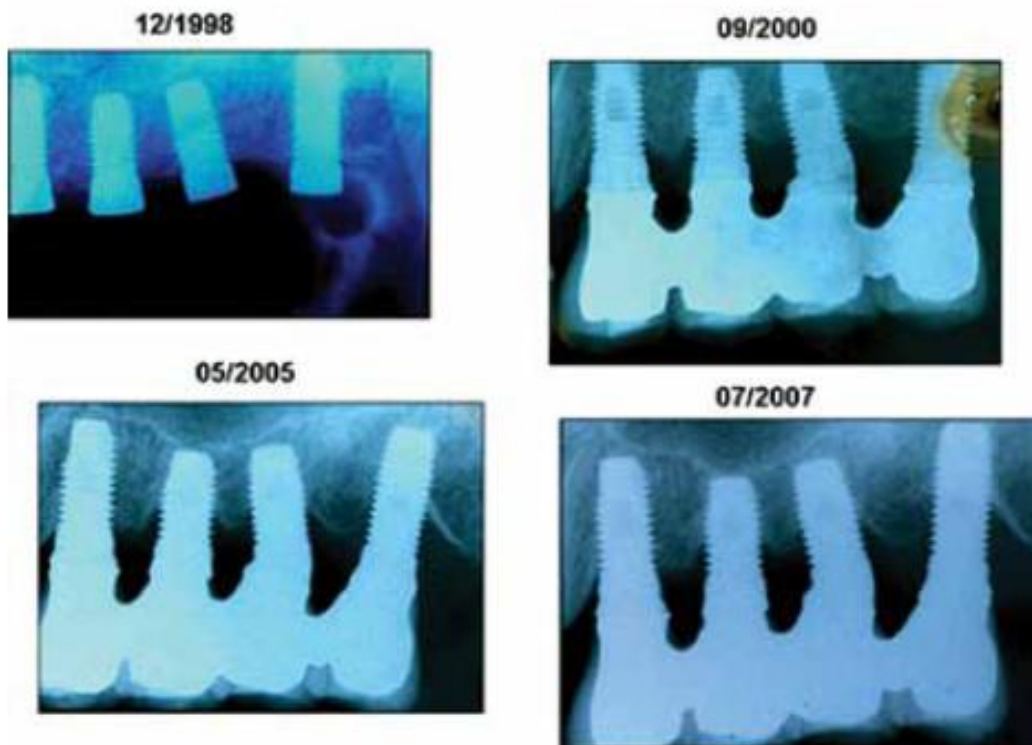


Figura 14: Quando o número de implantes está relacionado com a altura óssea, altura menor do osso (e altura maior de coroa) recebe menos implantes. A biomecânica aumenta a tensão quando a coroa de maior altura e de implantes com áreas reduzidas são usadas para suportar a prótese. Fonte: Misch, 2005.



Figura 15: Quando a altura da coroa aumenta, o comprimento do cantilever deve ser reduzido e o número de implantes deve ser aumentado. Fonte: Misch, 2005.



Figura 16: Implantes ferulizados são especialmente importantes nas regiões posteriores com tensões mais elevadas e / ou com menor densidade óssea. Esta ortopantomografia demonstra um aumento do número de implantes na maxila posterior, com implantes curtos de 9 mm, em densidade óssea pobre. Os implantes são ferulizados em ambas as arcadas.

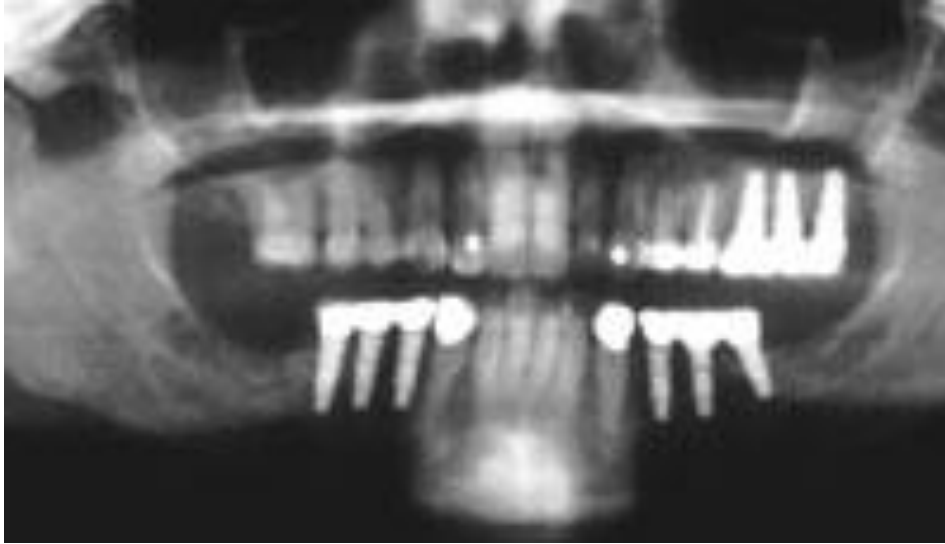


Figura 17: "Platform Switching". Fonte Catálogo Biomet 3i 2008 p.VI cit in Sampaio e Girundi.



Figura 18: A presença de roscas favorece a ocorrência de diferentes vetores de força, resultando em tensões que estimulam a formação óssea. Fonte: modificado de Wiskott and Belser 1999 cit in Silva, 2010.

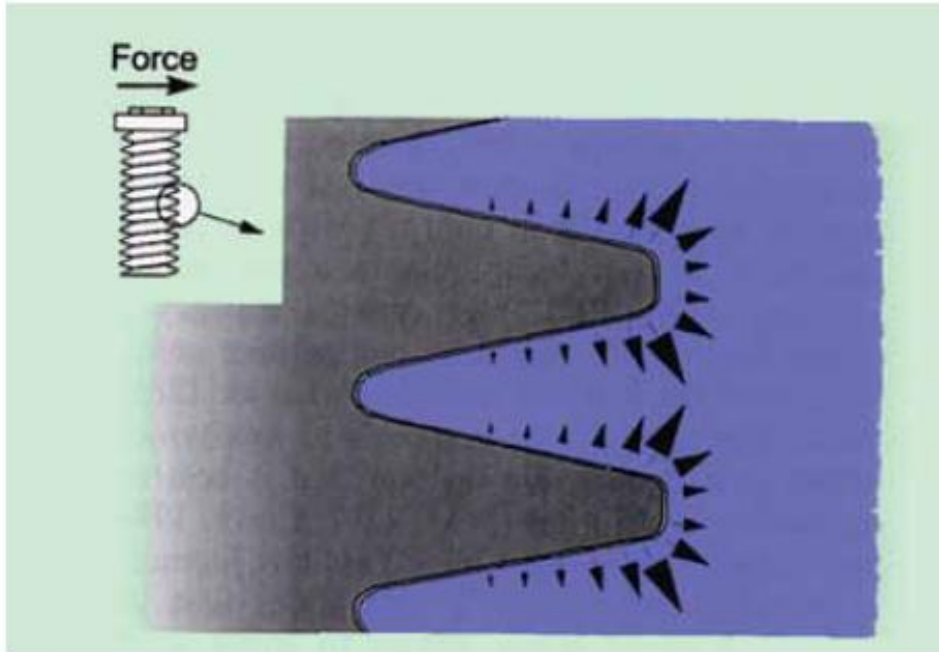


Figura 19: A forma das estrias/roscas do corpo do implante pode ser v, invertida ou quadrada. Fonte: Misch, 2005

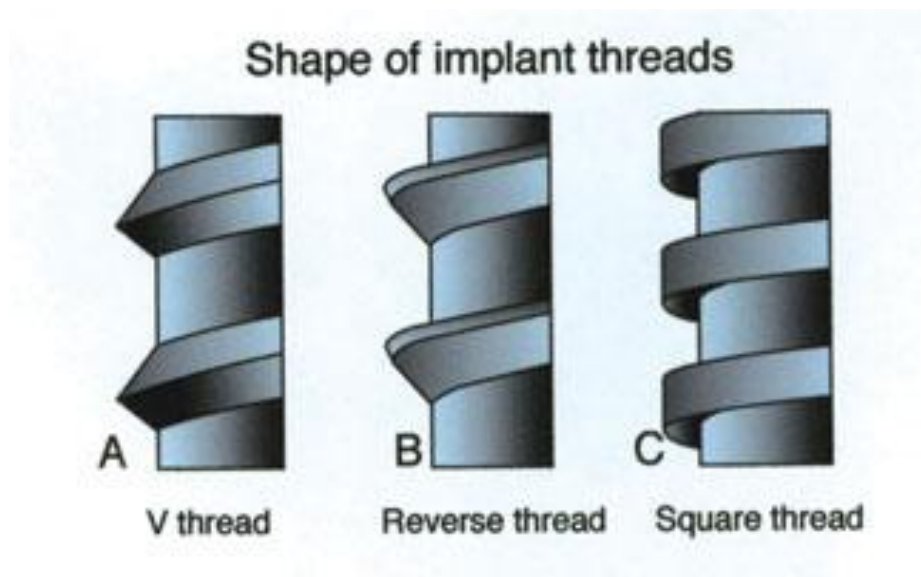


Figura 20: Desenho do implante, apresentando variações no tamanho e densidade de cada rosca em todo o comprimento do implante. Fonte: Morris et al. (2001)

