

FACULDADE SETE LAGOAS - FACSETE
CURSO DE ESPECIALIZAÇÃO EM IMPLANTODONTIA

SAULO FREDERICO BARROS DE MESQUITA

**IMPLANTES CURTOS NA MANDÍBULA:
PERSPECTIVA NA REABILITAÇÃO DO EDENTULISMO**

RECIFE
2016

FACULDADE SETE LAGOAS - FACSETE
CURSO DE ESPECIALIZAÇÃO EM IMPLANTODONTIA

SAULO FREDERICO BARROS DE MESQUITA

**IMPLANTES CURTOS NA MANDÍBULA:
PERSPECTIVA NA REABILITAÇÃO DO EDENTULISMO**

Monografia submetida ao curso de especialização em implantodontia do Centro de Pós-Graduação em Odontologia, como requisito para obtenção do título de especialista em implantodontia, sob orientação do Prof. Ms. Emmanuel Luiz Bezerra de Souza

RECIFE
2016

Mesquita, Saulo Frederico Barros de

Implantes curtos: perspectiva na reabilitação do edentulismo / Saulo Frederico Barros de Mesquita.- Recife, 2016.

72 f.

Orientador: Emmanuel Luiz Bezerra de Souza

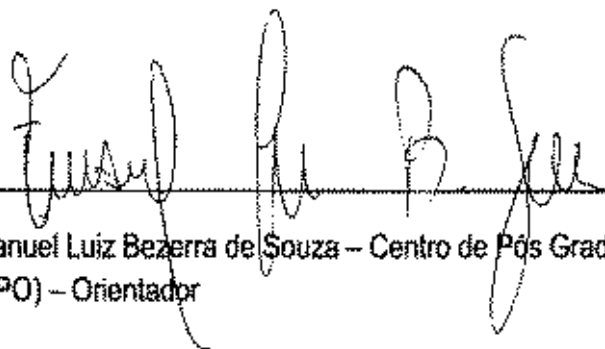
Monografia (Especialização) – Faculdade de Tecnologia Sete Lagoas, 2016.

1. Implantes curtos. 2. Mandíbula atrófica. 3. Superfícies dos implantes.


I. Prof. Mestre. II. Emmanuel Luiz Bezerra de Souza.

FACULDADE SETE LAGOAS – FACSETE
CURSO DE ESPECIALIZAÇÃO EM IMPLANTODONTIA


**Monografia intitulada "IMPLANTES CURTOS NA MANDÍBULA:
PERSPECTIVA NA REABILITAÇÃO DO EDENTULISMO", de autoria do
aluno Saulo Frederico Barros de Mesquita, aprovada pela banca
examinadora constituída pelos seguintes professores:**



Prof. Ms. Emmanuel Luiz Bezerra de Souza – Centro de Pós Graduação em
Odontologia (CPO) – Orientador



Prof. Ms. Osmar Cutrim Froz – Faculdade Sete Lagoas (FACSETE) – Examinador



Prof. Dr. Gilmar Poli de Arruda - Faculdade Sete Lagoas (FACSETE) – Examinador

Aos meus queridos filhos, por acrescentarem
razão e emoção aos meus dias.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por estar sempre presente em minha vida, principalmente nos momentos de maiores provações.

Aos meus queridos filhos, pela tolerância e compreensão de minhas ausências.

Aos meus pais, pelo amor e dedicação que sempre me ofertaram.

Ao meu orientador, pelo suporte no desenvolvimento deste trabalho.

Aos colegas de turma, pelo apoio e compartilhamento de experiências.

A todos aqueles que, dia após dia, contribuíram e contribuem para o meu crescimento pessoal e profissional.

RESUMO

A instalação de implantes curtos na maxila e na mandíbula atroficas recebeu especial atenção no meio científico nas últimas décadas. Clinicamente, alcançou altos índices de sucesso e se revelou uma excelente alternativa aos tratamentos realizados mediante técnicas de cirurgias avançadas - lateralização do nervo alveolar inferior, distração osteogênica e enxerto interposicional - ou por meio da instalação de implantes inclinados e outros recursos. O presente trabalho de revisão de literatura teve como objetivo, além da análise crítica sobre o tema, apontar os benefícios que a terapia com implantes curtos, na reabilitação oral, pode proporcionar tanto ao paciente quanto ao profissional. Restou demonstrado que os implantes curtos se impõem como um tratamento eficaz para o edentulismo. Os resultados obtidos com esses implantes são similares aos dos implantes mais longos e ainda apresentam menor custo, menor morbidade e melhor aceitação por parte do paciente. Fatores como a qualidade e a quantidade ósseas, o diâmetro e a geometria dos implantes, o protocolo cirúrgico e os tratamentos de superfície são fundamentais para o sucesso dos implantes curtos.

Palavras chaves: edentulismo; mandíbula atrofica; implantes curtos.

ABSTRACT

The installation of short implants in the maxilla and mandible atrophic received special attention in the scientific community for decades. Clinically, it achieved high levels of success and proved to be an excellent alternative to treatments performed using techniques of advanced surgery - lateralization of the inferior alveolar nerve, distraction osteogenesis and interpositional graft - or by installing inclined implants and other resources. This literature review study aimed, in addition to critical analysis on the subject, point out the benefits that treatment with short implants, in oral rehabilitation, can provide both the patient and the professional. Crumbling shown that short implants are imposed as an effective treatment for tooth loss. The results obtained with these implants are similar to those of longer implants and still have lower cost, lower morbidity and improved acceptance by the patient. Factors such as the quality and bone quantity, diameter and geometry of the implants, surgical protocol and surface treatments are critical to the success of short implants.

Key words: edentulism; atrophic mandible; short implants.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	10
2	OBJETIVO	12
3	REVISÃO DE LITERATURA	13
3.1	Histórico dos implantes dentários	13
3.2	Considerações anatômicas: mandíbula/maxila	15
3.3	Possibilidades de tratamentos na mandíbula atrófica	18
3.3.1	Técnicas de cirurgias avançadas.....	18
3.3.2	Instalação de implantes inclinados.....	20
3.3.3	Instalação de implantes curtos.....	21
3.4	Considerações sobre os implantes curtos	21
3.4.1	Fatores ósseos determinantes: qualidade/quantidade.....	27
3.4.2	Protocolo cirúrgico.....	32
3.4.3	Geometria do implante.....	32
3.4.3.1	Diâmetro do implante.....	33
3.4.3.2	Forma.....	35
3.4.3.3	Roscas.....	36
3.5	Tratamento de superfície dos implantes curtos	37
3.5.1	Superfícies usinadas.....	38
3.5.2	Superfícies macrotextrizadas.....	39
3.5.2.1	Spray plasma de titânio (SPT).....	39
3.5.2.2	Spray plasma de hidroxiapatita (SPH).....	41
3.5.2.3	Modificada por feixe de laser.....	42
3.5.3	Superfícies microtexturizadas.....	43
3.5.3.1	Ataque ácido.....	43
3.5.3.2	Jateamento + ataque ácido.....	44
3.5.3.3	Jateamento de óxido de alumínio (Al ₂ O ₃).....	45
3.5.4	Superfícies nanotextrizadas.....	45
3.5.5	Superfícies biomiméticas.....	47
3.6	Esplintagem das coroas sobre implantes	48
3.7	Número e posição dos implantes	49

3.8	Oclusão para os implantes curtos.....	50
3.8.1	Proporção coroa-implante.....	51
3.8.2	Uso de cantileveres.....	52
3.8.3	Mesa oclusal	52
3.8.4	Magnitude de forças.....	53
4	DISCUSSÃO.....	55
5	CONCLUSÃO	59
6	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	61

1 INTRODUÇÃO

A cada dia, as pessoas demonstram uma maior preocupação com a saúde bucal, com a preservação dos dentes, com a estética do sorriso e com a substituição de dentes perdidos.

É certo, porém, que já em antigas civilizações surgiram tentativas de reposições dentárias mediante o emprego de próteses móveis ancoradas nos outros dentes, técnica que foi utilizada por muito tempo e ainda é observada nos dias atuais.

Ao longo dos anos apareceram novas alternativas de tratamento para a mandíbula atrofada, tais como os enxertos ósseos, mas estes são mais custosos ao paciente, necessitam de maior tempo de tratamento, apresentam maior morbidade e, ainda, nem sempre proporcionam índices de sucesso desejados (BELTRÃO, 2007).

Uma técnica relativamente recente se revela como a mais indicada na reabilitação oral de perdas dentárias: o uso de implantes osseointegrados. Mas, desde a primeira cirurgia em 1965 e o primeiro trabalho publicado por Branemark, em 1977, ocorreram mudanças na aplicação e indicação dos implantes em função dos desafios encontrados pelos profissionais em relação à altura, quantidade e volume ósseo e limitações anatômicas, fatores esses que provocaram alterações na micro e macro estrutura dos implantes e na utilização de implantes com comprimento menor que os convencionais (BRANEMARK et al., 1977).

Em casos críticos quanto à largura, altura e densidade óssea, há alternativas para o tratamento reabilitador, que deve ser planejado para cada situação, tais como: enxertos ósseos, implantes zigomáticos, implantes inclinados, lateralização do nervo alveolar inferior, distração osteogênica e implantes curtos.

Os implantes curtos começaram a ser utilizados na tentativa de evitar tratamentos cirúrgicos mais invasivos, citados no parágrafo acima, diminuir as etapas cirúrgicas e o tempo do tratamento. E, graças à evolução da bioengenharia,

associada ao aperfeiçoamento das técnicas cirúrgicas, hoje se apresentam como uma alternativa com um elevado grau de sucesso.

Após diversos estudos, muitos autores afirmam que a modificação da topografia, o tratamento da superfície e o desenvolvimento das técnicas cirúrgicas proporcionaram uma mudança no histórico dos resultados obtidos, que inicialmente desencorajavam o uso dos implantes curtos.

A literatura recente registra um aumento significativo no número de publicações sobre os implantes curtos, em comparação aos implantes convencionais.

Justifica-se, assim, a realização de uma revisão da literatura sobre o sucesso e o fracasso dos implantes curtos, que se constitui no objetivo deste trabalho.

2 OBJETIVO

A proposta deste trabalho é verificar, por meio de uma revisão bibliográfica, o a perspectiva da instalação de implantes curtos na mandíbula, como alternativa para a reabilitação do edentulismo.

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Histórico dos implantes dentários

O interesse na substituição de dentes perdidos já era observado desde a civilização Maia, no século VIII d.C., época à qual pertencem os primeiros achados de utilização de implantes aloplásticos. Porém, há relatos de que as primeiras tentativas de realização de implantes dentários ocorreram desde a antiga civilização egípcia, mediante o emprego de conchas do mar esculpidas. E, já no século XVIII, registros apontam que algumas vezes o dente perdido era substituído por dentes de doadores humanos, mas a implantação era feita de forma agressiva e o índice de sucesso era extremamente baixo, devido à forte resposta imunológica do indivíduo receptor (TAYLOR & AGAR, 2002).

No início do século XIX, Maggiolo (apud MAGGINI, 1999) preconizou o uso de metais para implantes e os primeiros deles foram executados em metais preciosos, como ouro, prata e platina. Porém, havia grande índice de insucesso, provavelmente devido à corrente galvânica causada pelo contato dos metais com fluidos bucais.

Houve um grande avanço da metalurgia e o conseqüente desenvolvimento de ligas metálicas com o advento da Primeira Guerra Mundial, porém ainda era preciso desenvolver ligas biocompatíveis, capazes de serem empregadas na implantodontia. Anos depois, em decorrência dos avanços alcançados durante a Segunda Guerra Mundial, foi constatada a biocompatibilidade das ligas de cromo-cobalto-molibidênio e tântalo e em 1943 Gustav Dahl criou um tipo de implante denominado subperiosteal, que consistia em uma superfície metálica de cromo-cobalto-molibidênio, justaposta ao periosteio. No entanto, esse tipo de implante provou ter um baixo índice de sucesso, além de causar dano quando de sua remoção.

Ainda em 1943, Formiggini passou a ser considerado o fundador da implantodontia endóssea com o uso de implantes de tântalo em forma de parafuso (VIEIRA, 2005). Mas, coube a Leonard Linow, em 1962, revolucionar a

implantodontia com os implantes laminados que eram colocados no osso, inserindo a haste do implante à lâmina com um pântico fixado na lateral da haste (RING, 1995).

O grande avanço na implantodontia oral se deu, de fato, em 1952, em uma universidade da Suécia, graças aos estudos e pesquisas realizadas por Branemark e sua equipe de pesquisadores. Foi quando se iniciou um novo conceito de implantes dentais osseointegrados com comprovada eficácia clínica. Para estudar o comportamento do tecido ósseo medular, Branemark inseriu cilindros de titânio em pernas de coelho e descobriu que, após alguns meses, não conseguiu remover esses cilindros. Concluiu, então, que o titânio era uma liga biocompatível. Esses resultados encorajaram Branemark a estudar parafusos de titânio em cães, a fim de desenvolver uma técnica para tratamento do edentulismo (TAYLOR & AGAR, 2002).

Em 1965, foi realizada a primeira aplicação prática da osseointegração, quando se instalou titânio em forma de raiz no rebordo edêntulo (SULLIVAN, 2001).

A técnica idealizada por Branemark (1969) demonstrou que a integração osso-implante pode ser atingida com o uso de implantes de titânio puro - fenômeno denominado como osseointegração, “uma verdadeira ancoragem óssea baseada em uma concordância dinâmica entre o tecido ósseo e o implante” - e permitiu alcançar resultados previsíveis em longo prazo para o tratamento do edentulismo completo ou parcial (MISH, 2006).

Branemark e Albrektson (1977) publicaram em artigos científicos uma pesquisa sobre a utilização de implantes de titânio com projeto de parafuso. Viabilizaram seu uso através de estudos micro e macroscópicos em animais e humanos, assim como a avaliação longitudinal de até 15 anos em centros especializados onde os sistemas foram submetidos à função. Esse estudo permitiu à odontologia um avanço científico sem precedentes, modificando a forma de pesquisar e questionar técnicas seguras de tratamento e proteção, de biocompatibilidade dos materiais e de respostas orgânicas.

Branemark (1985) definiu de forma mais abrangente a osseointegração como uma conexão direta, funcional, estruturada entre osso sadio e organizado e a superfície do implante quando sujeitos à carga funcional.

Branemark et al. (1987) relataram que um dos pré-requisitos para se obter a osseointegração é a ausência de carga durante o período de cicatrização, que pode ser alcançada através do protocolo cirúrgico de dois estágios, onde um período de cicatrização livre de carga permite uma completa cicatrização e remodelação óssea.

Taylor e Agar (2002) publicaram que desde a conferência de Toronto, em 1982, a ciência produziu profundas modificações nos princípios, planejamento e tratamento através do uso de implantes endósseos.

Elias et al. (2006) relataram que as mudanças no protocolo de Branemark estão relacionadas ao estudo da biodinâmica dos implantes, alteração na forma e tratamentos de superfícies dos implantes e técnica cirúrgica empregada..

Hoje, os implantes osseointegráveis são uma realidade na odontologia, apresentando altos índices de sucesso.

3.2 Considerações anatômicas: mandíbula/maxila

Após a perda de dentes, a reabsorção óssea na região posterior da maxila e mandíbula se processa de formas diferentes. Na maxila, a perda horizontal é mais acentuada, enquanto a perda vertical ocorre de forma mais lenta, porém, em dois sentidos: com remodelamento natural em altura e pela pneumatização provocada pelo seio maxilar. Já na mandíbula, as perdas ocorrem de modo mais acentuada no sentido vertical e menos no horizontal, acarretando pouca altura óssea para o planejamento cirúrgico de implantes, limitados principalmente pela presença do nervo alveolar inferior.

Com as perdas, na maxila posterior haverá um osso trabecular fino com pouca densidade e o osso cortical da crista do rebordo será pouco ou ausente. Na

mandíbula, uma cortical espessa, mas com trabéculas amplas ou finas. Na parte posterior da mandíbula é observado ainda o rebordo vestibularizado. De modo geral, o rebordo residual da mandíbula apresenta reabsorção mais acentuada que o da maxila.

Na mandíbula a inervação sensitiva é realizada pelo nervo mandibular, divisão do nervo trigêmeo, e origina o nervo alveolar inferior que se divide em nervo mentoniano e incisivo. Com a reabsorção do rebordo, devem ser observadas alterações anatômicas como o posicionamento do forame mentoniano próximo do rebordo ou até mesmo sobre ele e também o teto do canal mandibular mais próximo do rebordo residual, podendo até mesmo se exteriorizar (MADEIRA, 2004).

Na região posterior da mandíbula, o nervo alveolar inferior pode estar superficializado em decorrência de uma severa reabsorção do rebordo, e precauções devem ser adotadas no intuito de evitar lesões ao nervo em uma cirurgia.

O nervo lingual, ramificação do mandibular, é responsável pela inervação sensitiva da mucosa lingual, soalho da boca e dois terços da língua e se localiza medialmente à papila retro molar, levando as incisões nesse local a ocorrerem lateralmente à papila para evitar lesões nos nervos (HEGEDUS, 2006).

Em um estudo da quantificação óssea mandibular, Blahaut (2007) observou significativa redução na altura óssea na região interforames, mas não acentuada perda de espessura, um dado importante no planejamento de implantes já que nessa região não há limitação do canal mandibular.

A classificação do rebordo residual mandibular de Cawood e Howell agrupa seis tipos de rebordos: 1- Pré-extração, 2- Pós-extração, 3- Alto, com boa espessura óssea, 4- Rebordo em lâmina de faca, 5- Baixo, com boa espessura, 6- Depressão do rebordo (BLAHAUT, 2007).

Na maxila a inervação sensitiva se dá pelo nervo maxilar, derivado do trigêmeo, que se divide em nervo alveolar superior posterior e nervo infraorbital, que origina o nervo alveolar superior médio e alveolar superior anterior. Na região

palatina, dá origem ao nervo nasopalatino e ao nervo palatino que se divide em palatino maior e menor (MADEIRA, 2004).

Na região anterior da maxila há a proximidade da cavidade nasal e na região posterior o seio maxilar. Outro aspecto da maxila é sua inclinação antero-posterior na região anterior que deve ser analisada no planejamento cirúrgico, bem como as áreas dos pilares caninos e zigomáticos (RIZZOLO e MADEIRA, 2009).

Misch (2000) afirmou que as classificações de volume ósseo podem ser as dos arcos parcial ou totalmente edêntulos. Assim, o arco parcialmente edêntulo bilateral é chamado classe I; o unilateral, classe II; o arco parcialmente edêntulo unilateral com remanescente dentário posterior é de classe III e o arco com áreas edêntulas anteriores, de classe IV. Todas essas classes podem ter divisões de A a D de acordo com a altura óssea. A divisão que é peculiar a este estudo, ou seja, para mandíbulas de pouca altura óssea é a divisão C, onde a área edêntula tem osso de pequena altura e proporção coroa/implante maior que um.

A atrofia continuada na região posterior da mandíbula resulta em uma crista milo-hioidea proeminente e coberta por uma mucosa delgada não inserida. Na região anterior, o tubérculo geniano superior torna-se superficializado, dificultando o uso de próteses tradicionais (STELLINGSMA, 2004).

Com a perda dentária precoce, as próteses removíveis totais ou parciais produzem maior força compressiva ao rebordo, acelerando o processo de reabsorção. A largura do osso diminui cerca de 25% durante o primeiro ano da perda dentária e em geral 4 milímetros de altura (BARBOSA, 2006).

A implantodontia osseointegrada tem como base fundamental de planejamento a anatomia, com a identificação das estruturas importantes citadas e o conhecimento sobre qualidade óssea, que levam à escolha do melhor posicionamento e o tipo de implante a ser utilizado, e para isso exames radiográficos e de imagens como tomografias são fundamentais (PERRI, 2006; MADEIRA, 2004).

3.3 Possibilidades de tratamentos na mandíbula atrófica

A retenção insuficiente das próteses convencionais e a sobrecarga sobre a mucosa, acompanhada de dor, são problemas observadas em pacientes com severa reabsorção óssea posterior da mandíbula, ou seja, na mandíbula atrófica.

Stellingsma (2004) citou variadas formas de tratamento para mandíbula atrófica, total ou parcialmente edêntula e, dentre as possíveis formas de tratamento, o autor cita cirurgias avançadas, implantes inclinados e implantes curtos.

3.3.1 Técnicas de cirurgias avançadas

A Lateralização do Nervo Alveolar Inferior é um método cirúrgico que foi protocolado em 1989 com indicação para mandíbulas atróficas (YOSHIMOTO, 1999). Consiste em osteotomia no trajeto do canal mandibular, com a posterior instalação dos implantes e recobrimento da região osteomizada com osso autógeno sobre os implantes instalados (BABBUSH, 2000).

Contudo, caso a mandíbula venha a apresentar um processo avançado de reabsorção do rebordo alveolar, a cirurgia para lateralização e transposição do nervo alveolar inferior está contraindicada (KAN; LOZADA; GOODACRE, 1997; BABBUSH; ONSTAD, 1998).

Fratura mandibular, distúrbios neurossensoriais, perda do implante, hemorragia e osteomielite são algumas das possíveis complicações decorrentes da instalação dos implantes com medidas convencionais associada à lateralização e transposição de nervo alveolar inferior (KAN; LOZADA; BOYNE, 1997; BABBUSH; ONSTAD, 1998; TOLEDO-FILHO; MARZOLA; TOLEDO-NETO, 1998; MARZOLA, 2008 e MISCH, 2008).

Como consequência pós-operatória desta técnica, pode haver disestesia ou até uma parestesia irreversível. Por isto é importante que o paciente seja muito

consciente dos riscos inerentes à cirurgia e quanto aos cuidados que deve tomar (PELEG, 2002).

Outra técnica de cirurgia avançada é a Distração Osteogênica, que também visa ao aumento vertical ósseo para instalação de implantes. Trata-se de uma osteotomia horizontal e duas verticais do rebordo e instalação de um aparelho chamado Distractor, que é ativado sete dias após sua colocação, alcançando 1mm por dia, em três períodos de ativação (SILVA, 2008). Espera-se um período de consolidação de 12 semanas após o deslocamento desejado, e então podem ser instalados os implantes.

As possíveis complicações resultantes deste procedimento são: descência da sutura, podendo expor o aparelho, fazendo-se necessária pronta ação do profissional para que não haja infecção ou invaginação do epitélio para dentro da câmara de regeneração; excessiva inclinação lingual do disco de transporte e até mesmo fratura da mandíbula (MAURETTE, 2004).

Após acompanhamento de quatro anos do implante instalado sobre o osso ganho, através do aumento vertical ósseo, com a Distração Osteogênica, Chiapasco observou índices de 94,2% de sucesso, muito embora tenham sido relatados vários tipos de complicações (CHIAPASCO, 2004).

Mazzonetto (2005) fez uma avaliação retrospectiva de 72 casos tratados com distração osteogênica alveolar e relacionou as complicações que ocorreram: travamento do distrator, invaginação do epitélio, formação de tecido fibroso, infecção, inclinação do disco de transporte, hiperplasia e parestesia transitória. Para debelar essas complicações são necessários números maiores de visitas ao consultório, maior experiência do profissional e elevação dos custos.

O Enxerto Interposicional, por sua vez, apresenta-se também como uma forma de tratamento para a mandíbula posterior atrófica e é uma técnica semelhante à da distração osteogênica, porém não usa o aparelho Distractor. Após a osteotomia, o bloco é fixado com placa e parafusos na posição desejada para permitir a instalação de implantes com os tamanhos desejados (GIL, 2005).

Como o enxerto interposicional constitui uma cirurgia de enxerto avançada, existem riscos de complicações transoperatórias e pós-operatórias. Outra desvantagem é que o grau de aumento vertical é limitado pelo periósteo lingual (YEUNG, 2005).

3.3.2 Instalação de implantes inclinados

A técnica de inclinação dos implantes é outra opção de tratamento em mandíbula atrófica. Incliná-los distais é um dos protocolos sugeridos para favorecer a dissipação e distribuição das forças mastigatórias sobre os implantes, evitar procedimentos cirúrgicos para levantamento do soalho do seio maxilar e reduzir chances de lesão por contato muito próximo ao canal mandibular.

Krekmanov et al. (2000) avaliaram 76 implantes inclinados em 47 pacientes edêntulos, sendo 36 na mandíbula e 46 na maxila. Na mandíbula, os posteriores foram inclinados no sentido distal e o índice de sucesso obtido chegou a 100%. Como conclusão, o autor considerou que é válida a técnica por possibilitar a instalação de implantes mais longos.

Em um estudo de Alper (2006), foram inclinados os implantes posteriores que suportavam uma prótese fixa e avaliados através do método de elementos finitos. Os resultados mostraram a diminuição no estresse na mesial e vestibular ao redor do pescoço do implante, enquanto na região distal houve o aumento do estresse. A inclinação dos implantes aumenta o estresse sobre o osso cortical e, caso haja um cantilever, esse nível de estresse é ainda maior, além do fato de ser necessário o uso de pilares angulados.

A técnica de inclinação de implantes preconiza a instalação dos últimos implantes (em caso de mais de um implante do mesmo lado) com inclinação no sentido distal, de forma a aumentar a área de suporte protético em 6,5 milímetros aproximadamente (PERRI, 2006).

Essa técnica está indicada principalmente para rebordos edêntulos e regiões onde estruturas nobres como o seio maxilar ou nervo alveolar inferior não permitem a instalação de implantes nas medidas convencionais - acima de 10 mm. (KREKMANOV et al., 2000; APARICIO et al., 2001; MALÓ et al., 2007).

3.3.3 Instalação de implantes curtos

Os implantes curtos eram definidos como aqueles que têm comprimento igual ou menor que 10mm (MISCH, 2006). Hoje, a definição ideal considera a região intraóssea do implante no momento da prótese entrar em função como sendo igual ou menor que 08mm (RENOUARD e NISAND, 2006).

No entanto, a literatura é muito divergente sobre o que é considerado implante curto. Alguns artigos consideram curtos os implantes menores do que 12 mm, mas outros consideram como tal os menores do que 7 mm. Porém, a maioria dos artigos considera como curtos os implantes com comprimento inferior a 10 mm, indicados como opção de tratamento principalmente em mandíbulas posteriores de classes I, II ou III-Divisão C (MISCH, 2000).

3.4 Considerações sobre os implantes curtos

Os primeiros resultados clínicos observados na literatura sobre implantes curtos não apresentam bons resultados (FRIBERG, JEMT e LEKHOLM, 1993; NEVINS e LANGER, 1993; JEMT e LEKHOLM, 1995; BLAHAUT, 2000), com taxas de sucesso inferiores a 90%. Mas, com o tempo, observa-se que o uso de implantes curtos resultaram em maiores índices de sucesso (NEVES et al., 2006; MALÓ, ARAÚJO e RANGERT, 2007; AMTUA et al., 2008).

Alguns fatores foram considerados fundamentais para que os implantes curtos atingissem níveis de sucesso iguais aos implantes convencionais, destacando-se os seguintes:

- Implantes com superfície tratada
- Conceito de estabilidade primária
- Diâmetros maiores
- Alteração no protocolo cirúrgico
- Controle da sobrecarga oclusal

Albrektson (1981) considerou sucesso de um implante quando não há mobilidade clínica, ausência de radiolucência periimplantar, perda óssea vertical inferior a 0,1 mm anualmente após o 1º ano de funcionamento do implante, ausência de sinais e sintomas persistentes ou irreversíveis, como dor, infecção, neuropatias, parestesia ou violação do canal mandibular.

Fatores endógenos são capazes de impactar o sucesso dos implantes curtos, tais como: a quantidade e qualidade óssea, as condições sistêmicas do paciente, a natureza da dentição oposta, a magnitude de forças e a presença de hábitos parafuncionais, a posição do implante no arco, a técnica cirúrgica, o número, tamanho e diâmetro do implante, o desenho e o condicionamento da superfície do implante, a altura da coroa protética e o tamanho da mesa oclusal (MISCH, 2005).

Perri (2006) classificou os implantes curtos como vantajosos em relação às outras formas de tratamento devido ao custo reduzido, tempo de tratamento e menor morbidade em relação às cirurgias de enxerto.

Romeo (2006) avaliou, num período de 14 anos, os resultados de implantes que variavam entre 8 e 10 milímetros com diferentes formas de tratamento de superfície e obteve sucesso cumulativo em média de 97% .

Melhado (2007) realizou um estudo retrospectivo num período de 14 anos com implantes de 7 milímetros na mandíbula e obteve 96,46% de sucesso. Também em 2007, Maló fez um estudo retrospectivo com 237 pacientes com 408 implantes curtos e obteve 92,6% de sucesso nos implantes de 7 milímetros e 97,1% nos de 8 milímetros.

Alsaadi et al.(2008) encontraram mais falhas em implantes curtos (<10 mm) e de grande diâmetro (5 mm), comparados com os convencionais. Porém, estes implantes foram colocados em locais com má qualidade e quantidade óssea.

Grant et al. (2009) realizaram um estudo retrospectivo de 2005 a 2007 em que foram colocadas 335 implantes de 8 mm de comprimento em 124 pacientes desdentados, parciais e totais, que seriam reabilitados com próteses fixas ou removíveis sobre implantes. O diâmetro dos implantes foram de 3,5 mm, 4. 3 mm, 5.0 mm e 6,5 mm. Dos 335 implantes, 331 foram bem sucedidos. Em dois sítios de insucesso dos implantes foram colocados enxertos de hidroxiapatita e plasma rico em plaquetas. Com esses resultados, concluíram que a sobrevivência para implantes de 8 mm, desde o momento da cirurgia até dois anos após a instalação da prótese em função, era de 99%, razão pela qual consideraram que o uso de implantes curtos na região posterior mandibular é um tratamento previsível no tempo.

Em 2009, realizou-se uma revisão e meta-análise de Kotsovilis S et al. sobre o efeito do comprimento do implante na sobrevivência de implantes de superfície rugosa. Para este fim, foi realizada uma revisão sistemática e meta-análise de estudos prospectivos publicados na literatura. PubMed e Cochrane Central Register de Ensaio Controlado (CENTRAL) bases de dados foram digitalizadas eletronicamente, e em sete periódicos foram pesquisados manualmente. Na primeira fase da seleção, os títulos e resumos, e na segunda fase, os textos completos foram avaliados de forma independente e em duplicado por dois revisores. Na primeira fase da pesquisa foram encontrados 1.056 títulos e resumos eletrônicos e 14.417 na revista manual. Na segunda fase da seleção, o texto completo de 300 artigos foram revisados e 37 artigos relatando 22 coortes de pacientes foram selecionados. Esta meta-análise não revelou diferença estatisticamente significativa na sobrevivência entre os implantes curtos (8 mm ou <10 mm) e implantes convencionais (10 mm) de superfície áspera, colocados em pacientes parcial ou totalmente desdentados. (KOTSPVILIS, S; FOURMOUSIS; KAROUSSIS, IK; BARNIA, C, 2009).

Anitua e Orive (2010) realizaram um estudo retrospectivo com 8 anos de acompanhamento, onde os implantes curtos foram instalados tanto na maxila quanto na mandíbula. Cento e sessenta e um pacientes receberam 1.287 implantes curtos (<8,5 mm) entre 2001 e 2008. Todas as cirurgias foram realizadas por cirurgiões experientes e as próteses foram feitas por três protesistas. A taxa geral de sobrevivência do implante foi de 99,3% (9 de 1.287 implantes foram perdidos).

Implantes curtos são uma alternativa interessante para evitar o mau posicionamento dos implantes convencionais e a utilização de técnicas mais avançadas (MENCHERO et al., 2011).

Em 2011, foi realizada uma meta-análise de estudos observacionais prospectivos sobre o impacto do comprimento do implante dental em taxas de falhas iniciais. Foi efetuada uma pesquisa da literatura publicada em Inglês de janeiro de 1998 a janeiro de 2008 no MEDLINE, EMBASE e central de busca manual em 29 revistas, onde foram encontrados em 54 publicações (19.083 implantes). Dos 19.083 implantes incluídos, 40,1% foram colocados na maxila e 59,9% na mandíbula; 49,3% dos implantes foram inseridos na região dos incisivos e caninos (anterior), o resto em regiões de pré-molares e molares (posterior); 1.880 implantes suportando restaurações fixas (coroas individuais ou próteses parciais fixas) e 6865 implantes suportando próteses removíveis. O diâmetro médio dos implantes foi de 4mm; 2.568 implantes foram classificados como implantes de diâmetro estreito (<3.75 mm), e 16515 implantes de diâmetro regular (3.75 mm). O comprimento do implantes variou de 7 a 20 mm; 2.581 implantes eram menores do que 10 mm (implantes curtos), enquanto que 16.502 mediam 10mm ou mais. Os implantes curtos mostraram uma taxa significativa de insucesso em comparação com os implantes mais longos, com diferenças significativas observadas tanto na região anterior (OR 6,1) e posterior (OR 3,6) do maxilar, enquanto nenhuma diferença foi observada na mandíbula. Implantes de superfície áspera apresentaram menores taxas de falha em comparação com superfícies usinadas. (POMMER et al., 2011).

Em outra revisão sistemática da literatura por Telleman G. et al. (2011), eles avaliaram o prognóstico de implantes curtos (menos de 10 mm) colocados em

pacientes parcialmente desdentados. Para esse efeito, uma busca eletrônica sistemática foi realizada em bases de dados MEDLINE e EMBASE (janeiro de 1980 a outubro de 2009). Um total de 29 estudos metodologicamente aceitáveis foram selecionados, com um total de 2.611 implantes curtos (comprimentos de 5, 6, 7, 8, 8.5, 9 e 9,5 mm). A taxa de sobrevivência estimado após os 2 anos para implantes de 5 milímetros foi de 93,1%, para os implantes de 6 mm foi de 97,4%, para os implantes de 7 mm foi de 97,6%, para os implantes 8 milímetros foi de 98,4% Para os de 8,5 mm de 98,8%, para os de 9mm foi de 98% e para os implantes de 9,5mm foi de 98,6%. A heterogeneidade entre os estudos foi explorada por subgrupo. Dividida segundo a superfície do implante (usinado contra áspero), localização (mandíbula ou maxila), o consumo de tabaco (fumantes foram excluídos). Os resultados globais de todos os comprimentos de implantes apresentaram uma taxa semelhante de falhas nas diferentes topografias de superfície. A taxa de falha de implantes colocados na maxila foi significativamente maior [0,010 (IC 95%: 0005-0016)] que os implantes na mandíbula [0,003 (IC 95%: 0,001-0,006)]. Em estudos em que os fumantes foram excluídos, as taxas de falha do implante foram duas vezes mais baixas quando comparado com aqueles que envolvem os fumantes que consomem mais de 15 cigarros por dia

Lops D. et al. (2012) realizaram um estudo retrospectivo de 10 a 20 anos em 121 pacientes parcialmente desdentados em maxila ou mandíbula. Foram colocados 257 Implantes, dos quais 108 eram curtos. Desses, 4 implantes curtos e 3 implantes convencionais que apoiaram próteses fixas parciais falharam. Um implante convencional que suportava uma coroa única também falhou. Foi relatado que as taxas de perda óssea marginal e profundidade de sondagem entre os dois tipos de implantes não foram estatisticamente significativas ($P > 0,05$), enquanto que as taxas de sobrevivência em 20 anos, entre implantes curto e convencional foi de 92,3 e 95, 9%, respectivamente, e a taxa de sucesso cumulativa foi de 78,3% e 81,4%. Além disso, comparando as taxas de sucesso entre os implantes curtos colocados na região anterior e posterior, foi de 96,4 e 95%, respectivamente. Com estes resultados, os autores concluíram que a terapia com implantes curtos é um tratamento tão previsível quanto os implantes convencionais.

Draenert FG. et al. (2012) conduziram um estudo retrospectivo sobre as taxas de sobrevivência e perda óssea marginal em 247 implantes (dos quais 47 implantes media nove milímetros ou menos), que apoiaram próteses fixas na região mandibular de pré-molares e molares. O tempo médio de acompanhamento foi de 1.327 dias, onde se observou que a sobrevivência dos implantes curtos foi de 98% (um implante foi perdido), em comparação com 94% dos implantes convencionais. A diferença de perda de osso marginal entre os implantes curtos e convencionais foi de 0,7 e 0,6 mm, o que não foi estatisticamente significativa. Com estes resultados, os autores concluíram que não há nenhuma diferença estatisticamente significativa da taxa de sobrevivência e de perda de osso marginal entre implantes curtos e convencionais em um período de acompanhamento de 1 a 3 anos.

Gulje de F. et al. (2012) realizaram um estudo prospectivo de um ano em 12 pacientes que tinham uma mandíbula severamente atrófica, que foi restaurada com sobredentadura suportada por 4 implantes de 6 mm cada um. Parâmetros clínicos e radiográficos foram avaliados após um ano de tratamento, com uma sobrevivência de 96% dos implantes (2 implantes foram perdidos, um dos pacientes sofreu uma fratura de mandíbula na área de colocação de um dos implantes, três semanas após a cirurgia). A percentagem média de sítios com sangramento, cálculo e profundidades de sondagem foi baixa e a satisfação dos pacientes foi alta. Assim, os autores concluíram que a utilização de 4 implantes de 6 mm cada um para suportar uma sobredentadura mandibular é um método eficaz para a reabilitação de mandíbulas severamente atróficas.

Annibal et al. (2012) realizaram uma revisão de literatura, que teve como objetivo avaliar os estudos clínicos sobre o sucesso de próteses suportadas por implantes de menos de 10mm colocados em mandíbulas atróficas. Para isso, pesquisaram em banco de dados MEDLINE da National Library of Medicine para identificar todos os artigos publicados entre janeiro de 1966 e dezembro de 2010, contendo as palavras "Short implants" e um registro manual complementar foi realizada utilizando seis relevantes periódicos odontológicos publicados entre janeiro de 1990 e junho de 2009. Um total de 6.193 implantes curtos foram investigados a partir de 3.848 participantes em um período de observação de $3,2 \pm 1,7$ anos. Estes pesquisadores descobriram que a taxa de sobrevivência cumulativa

foi de 99,1%. A taxa de sucesso biológico foi de 98,8%, e uma taxa de sucesso biomecânico de 99,9%. Assim, eles concluíram que próteses suportadas por implantes curtos em mandíbulas atroficas parece ser uma opção de tratamento bem-sucedido no curto prazo, mas que precisa de mais evidências científicas de longo prazo.

Lai HC. et al. (2013), realizaram um estudo retrospectivo de 5 a 10 anos, onde foram avaliados clinicamente e radiograficamente 231 implantes curtos (intra-óssea menos de 8mm) que apoiou coroas unitárias em 168 pacientes. Após o período de estudo, quatro implantes foram perdidos em 4 pacientes e 11 próteses fracassaram. A sobrevivência dos implantes foi de 98,3% em 10 anos e 98,7 em 5 anos e essas taxas de sobrevivência não diferiram significativamente em termos de idade, sexo ou estado fumante do paciente, assim como o comprimento, diâmetro e localização do implante, mas sim com o tipo de osso em que foram colocados. Implantes curtos colocados em osso tipo IV apresentaram mais falhas do que os inseridos em osso tipo III, dando uma taxa de sobrevivência de 94%. A taxa de sobrevivência das próteses a 10 anos foi de 95,2%, e a perda de osso marginal desde a instalação dos implantes a 10 anos de acompanhamento foi de $0,63 \pm 0,68$ mm, com uma quantidade de osso marginal perdido aos 5 anos de acompanhamento que não foi estatisticamente significativa.

3.4.1 Fatores ósseos determinantes: qualidade/quantidade

A determinação da altura óssea disponível é, juntamente com a qualidade óssea, um dos fatores de maior importância no planejamento de implantes dentários (ADELL, 1981).

Experiências feitas com esses implantes confirmaram que o osso medular da maxila aparenta não suportar as mesmas forças que o osso denso frequentemente encontrado na região interforames da mandíbula (BRUGGENKATE et al., 1998).

Para a determinação da altura óssea é necessário análise radiográfica e tomográfica (TARDIEU, 2003).

A altura da crista óssea deve ser considerada levando em conta a magnificação do aparelho de Raio X utilizado. Uma assimetria da crista influencia a altura do osso aparentemente existente. Se houver um torus mandibular largo, ele pode projetar significativamente o lado lingual do corpo da mandíbula, dando uma impressão equivocada de osso remanescente (WORTIHINGTON, 2004).

Um estudo radiográfico de 431 pacientes edêntulos parciais revelou que a altura óssea posterior era de cerca de 6 milímetros em 38% das maxilas e 50% nas mandíbulas. Isto mostra que não é incomum haver essa limitação anatômica no planejamento para implantodontia (MISCH, 2005).

Se não houver a devida avaliação radiográfica e tomográfica da posição do canal mandibular, existe a possibilidade de injúrias ao nervo alveolar inferior na cirurgia de instalação de implantes, tais como compressão, dilaceração ou perfuração com a broca. Outra questão a se observar é a direção do cone em relação à posição do canal mandibular dentro do arco. Existem três classes de injúrias: neuropraxia, axoniotmese e neurottese. Neuropraxia é o bloqueio de condução temporário causado por compressão ou tração prolongada do nervo; a axoniotmese é causada por excessiva tração e, como consequência desse tipo de injúria, pode haver severo edema intrafascicular, isquemia e desmielinização. Neurottese é o bloqueio da condução dos impulsos nervosos. O prognóstico é ruim e varia de acordo com a extensão do dano e local (HEGEDUS, 2006).

A qualidade óssea, por sua vez, tem extrema importância no processo de osseointegração e, conseqüentemente, constitui um fator determinante no planejamento para a terapia de implantes dentários.

Dentre as classificações sugeridas para o tecido ósseo da maxila e da mandíbula, a mais utilizada é a apresentada por Lekholm e Zarb (1985), que enquadram o osso em quatro grupos quanto à qualidade óssea, são eles: Tipo 1 – osso residual formado por ossocortical homogêneo; Tipo 2 – osso residual formado por camada espessa de osso cortical circundando osso esponjoso denso; Tipo 3 – osso residual formado por uma camada fina de osso cortical circundando osso esponjoso denso; Tipo 4 – osso residual formado por camada fina de osso cortical circundando osso esponjoso de baixa densidade.

A mandíbula possui diferentes qualidades ósseas. Na região sinfisária predominam os ossos tipos 1 e 2, pela classificação de MISCH, e, na região após o forame mentoniano, os tipo 2 e 3 (TAWIL, 2003).

Segundo Misch (2000), ossos mais macios são de 50 a 80% mais fracos que os mais densos e os implantes colocados em osso mais esponjoso têm um nível de falha de 16% maior.

Trabéculas ósseas espaçadas oferecem menores áreas de contato osso-implante do que um osso altamente mineralizado, como é o encontrado na região sinfisária. Quanto menor a área de contato, maior a tensão (BARBARA, 2001).

Motta (2002), após levantamento estatístico de 3 sistemas de implantes em sítios classificados pela qualidade óssea, obteve como resultados diferenças estatísticas, mostrando maior risco para mulheres com idade entre 40 e 76 anos em osso tipos 3 e 4. Porém, confirmou-se que na área da mandíbula é segura a instalação de implantes.

Sob carga axial, o maior estresse ocorre na crista ao redor do pescoço do implante em ossos do tipo 1 e 2. Em ossos do tipo 3, essa carga é transmitida para o osso trabecular, onde o esforço aumenta à medida que a densidade óssea diminui. O osso de baixa densidade tem pouca rigidez, gerando significativo deslocamento do implante, que leva à deformação do osso. Por isso, no osso tipo 4 existe maior grau de falhas que nos outros tipos (TADA, 2003).

Guaracilei (2004) afirmou que a densidade óssea é mais importante que o comprimento e diâmetro dos implantes.

Com relação à distribuição mecânica do estresse, Alper disse que este ocorre primeiramente onde o osso está em contato com o implante, ao redor de seu pescoço (ALPER, 2006).

Para diminuir o estresse, deve-se aliviar a força oclusal sobre a prótese ou aumentar a área de superfície de contato do implante com o osso (MISCH, 2006).

A conexão cone Morse pode favorecer uma maior estabilidade da prótese e um melhor vedamento da conexão pilar-implante, o que evitaria colonização

bacteriana no local e a inflamação que poderia causar a perda da crista óssea ao redor dos implantes.

Em estudos radiográficos, quando comparado aos implantes hexágonos externos, o implante cone Morse apresentou perda óssea reduzida na crista ao redor do implante. Outra alternativa na tentativa de reduzir ou anular a saucerização, seria a utilização de componente protético com diâmetro menor que a plataforma do implante, chamado plataforma switch, afastando o processo inflamatório do tecido próximo à crista óssea, que parece ser responsável pela perda óssea ao redor do implante.

Afastar da crista óssea as tensões geradas pelos componentes protéticos e também afastar o processo inflamatório provocado pela colonização bacteriana na interface pilar-implante promove perda mínima de tecido ósseo ao redor do implante e prolonga sua vida útil principalmente em implantes de comprimento reduzido.

Em regiões posteriores principalmente da maxila onde temos qualidade óssea inferior e maior dificuldade de atingir uma estabilidade primária elevada, aumentamos o sucesso da carga imediata evitando micromovimentos na interface osso-implante e a ligação pilar-implante cônica ou da plataforma switch com diâmetro reduzido são importantes no controle de tensões e na manutenção óssea ao redor dos implantes.

A análise do elemento finito mostra que no osso D1 a maioria das tensões são concentradas ao redor do pescoço do implante, na crista óssea. Em um osso D2 com a mesma carga, a tensão na crista é um pouco maior e estende-se ao longo do corpo do implante (MANDIA, 2006).

Misch (2006) afirmou que a qualidade óssea é um dos fatores de risco relacionados aos implantes curtos, associado à proporção coroa/implante aumentada e à maior força de mordida na região posterior mandibular. A densidade óssea não apenas fornece travamento mecânico do implante na cicatrização, como também permite a distribuição e transmissão das tensões da prótese sobre a interface osso/implante após a cicatrização. Quanto menos denso o osso, menor

quantidade de osso estará em contato com o corpo do implante. Os métodos para diminuir o estresse incluem diminuir a força aplicada sobre a prótese ou aumentar a área de superfície de contato do implante.

Segundo Romeo (2006), a análise do elemento finito mostrou que o estresse máximo ósseo é praticamente independente do comprimento do implante, pois ele se concentra ao redor da crista óssea.

Tawil (2006) concluiu que vários fatores podem influenciar os resultados da terapia com implantes, como os funcionais, os protéticos e os anatômicos. Dentre estes, a qualidade óssea (fator anatômico) juntamente com as forças oclusais (fator protético) são cruciais para o sucesso dos implantes curtos.

A possível consequência da tensão sobre o osso é a sua deformação. Em implantes hexágonos externos a perda de osso na crista óssea no primeiro ano de função da prótese é de 1,2 mm e de 0,1 mm nos anos seguintes (MACHADO, 2007).

Melhado (2007) considerou que qualidade óssea e condições teciduais devem ser observadas ao instalar implantes curtos.

O osso mais denso geralmente é observado em região anterior de mandíbula, seguida pela região anterior de maxila, posterior de mandíbula e o osso menos denso pode ser encontrado em posterior de maxila. A densidade óssea é um dos fatores que contribuem para o sucesso no tratamento com implantes osseointegrados (MISCH, 2008).

Misch (2008) ainda acrescenta que vários estudos clínicos observam índices maiores de sucesso em ossos de melhor qualidade/densidade e índices de sobrevida menores em ossos de baixa qualidade (D4). Entretanto, afirma que um protocolo envolvendo plano de tratamento, seleção do implante, abordagem cirúrgica, regime de cicatrização e carga protética inicial podem favorecer índices de sucesso similares em todas as densidades ósseas.

3.4.2 Protocolo cirúrgico

O protocolo cirúrgico preconizado para os implantes curtos é diferente daquele proposto por Branemark. Prevê não utilizar todas as brocas recomendadas, fazendo uma subinstrumentação; diminuir a velocidade de perfuração do leito cirúrgico; não utilizar macho de rosca, fazendo o auto rosqueamento do implante e não utilizar ou pouco utilizar o counter-sink no leito quando utilizar implantes hexágono-externo (MISCH, 1993; FUGAZZOTO, 2008; FELICE et al., 2009).

Em seus estudos, Misch (2008), afirmou que um protocolo envolvendo plano de tratamento, seleção de superfície e topografia do implante curto, abordagem cirúrgica, regime de cicatrização e carga protética bem planejada podem favorecer índices de sucesso similares em todas as densidades ósseas.

Fugazzoto (2008) descreveu um protocolo cirúrgico quando da utilização de implantes curtos e diversas alterações do protocolo cirúrgico original foram realizadas, melhorando a ancoragem e a compressão apical. Assim, a área de contato entre o implante e o tecido ósseo aumenta, reduzindo a concentração de tensões. Entre as várias estratégias recomendadas podem ser citadas: uso de brocas cônicas; redução do número de osteotomias; a não utilização da broca counter-sink; redução da velocidade (50rpm) na preparação do sítio cirúrgico; maior irrigação durante a perfuração e inserção do implante através do contra-ângulo para reduzir pressões laterais.

3.4.3 Geometria do implante

A geometria do implante (diâmetro, forma e rosca) aliada ao tratamento de superfície apresenta-se como um fator favorável à terapia para compensar o reduzido comprimento (SANTIAGO JÚNIOR et al., 2010; ROMEO et al., 2010; MISCH et al. 2006).

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. Em implantes curtos, o seu comprimento também é compensado pela incorporação de roscas, o que acarretará em um aumento substancial da área de contato osso-implante. Não há um desenho de rosca ideal. Entretanto, o formato das roscas deve ser confeccionado, objetivando maximizar a estabilidade interfacial e transferência de cargas para o osso, melhorando, assim, o prognóstico do implante em longo prazo. (MORAES et al., 2009).

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 atuais são cilíndricos e de grande diâmetro, possuem ápices cortantes e compactantes, de forma a obter a estabilidade primária e têm a superfície tratada, agilizando o processo de osseointegração (THOMÉ, BERNARDES E SARTORI, 2009).

O desenho da estrutura do implante ainda é um bastante questionado pelos profissionais, uma vez que as suas variações podem influenciar a distribuição de tensões ao longo do tecido ósseo.

Diferentes desenhos de implantes surgiram com o passar dos anos, no intuito de estabelecer uma geometria que favorecesse o processo de estabilidade primária, bem como a manutenção do tecido ósseo circundante ao longo de sua função.

3.4.3.1 Diâmetro do implante

O diâmetro é um dos fatores que influenciam na distribuição de tensões e ele foi originalmente desenhado para processos alveolares comuns. De modo geral, o diâmetro dos implantes varia de 3 a 7mm (LEE, JH et al., 2005).

A escolha do diâmetro deve estar diretamente relacionada à espessura óssea presente, espaço entre dentes vizinhos, estética, carga e estresse requerido (BARBOSA, 2006).

Quanto ao seu diâmetro, os implantes podem ser divididos em três grupos: pequeno diâmetro (de 3,3 e 3,5mm); diâmetro regular (de 3,75; 4,0 e 4,3mm) e implantes de largo diâmetro (de 5,0 e 6,0mm). A indicação para um determinado diâmetro está na dependência de distâncias ósseas no paciente (distância mesiodistal, vestibulo-lingual e proximidade com estruturas anatômicas e dentes remanescentes), sendo de extrema importância para o sucesso do implante que o mesmo esteja envolvido por uma camada óssea de pelo menos 1mm em toda a sua superfície (BRINK, J; MERAW, SJ; SARMENT, 2007; LEE, JH et al., 2005).

Os implantes de pequeno diâmetro representam uma alternativa para áreas receptoras ósseas estreitas ou comprometidas. De modo geral, os implantes estreitos são indicados para reabilitação de incisivos inferiores e incisivos laterais superiores e quando o local proposto para a instalação do implante é menor que 5mm em diâmetro e não permite a realização de enxerto ósseo ou reposicionamento dental através de ortodontia (VIGOLO, 2000).

Do ponto de vista biomecânico, o uso de implantes mais largos permite o engajamento de uma maior quantidade de osso, e teoricamente, favorece a distribuição de estresse no osso periimplantar. O uso de componentes mais largos também favorece a aplicação de um maior torque quando do posicionamento dos componentes protéticos, mas é limitado pela espessura das estruturas ósseas remanescentes e pelos requisitos estéticos para a obtenção de um perfil de emergência natural (LEE, JH et al., 2005).

Uma melhora na distribuição de forças e resistência à fratura do implante pode ser obtida pelo aumento do diâmetro dos implantes (LEE, JH et al., 2005).

Assim, a escolha ideal de um implante seria o de maior diâmetro permitido pela anatomia do paciente e pelo perfil de emergência necessário pelo elemento a ser substituído (HIMMLOVA, L; DOSTALOVA et. al., 2004).

Implantes de largo diâmetro foram introduzidos para expandir a instalação em áreas de osso de baixa densidade e altura limitada (BRINK, J; MERAW, SJ; SARMENT, 2007).

A maioria dos implantes curtos apresenta um diâmetro de aproximadamente 4 mm, sendo que o mínimo necessário para garantir uma resistência adequada é de 3,25 mm (existem diâmetros inferiores, mas não são indicados para funcionar como unitários). Essa resistência pode crescer com aumento do diâmetro (6 mm); no entanto, sua aplicação depende da largura de osso disponível na região edêntula (PINHEIRO, 2007).

3.4.3.2 Forma

Nas últimas décadas surgiram diferentes desenhos de implantes, tendo como principal objetivo favorecer a obtenção de uma boa estabilidade primária e conseqüentemente a manutenção do tecido ósseo circundante ao implante.

Hoje em dia, as formas mais utilizadas são a cilíndrica e a cônica, associadas à presença de espiras, e a indicação de uma ou outra depende de cada caso.

Os implantes cônicos estão indicados para os seguintes casos: baixa densidade óssea, em protocolos de carga imediata ou precoce e em situações de defeitos anatômicos e alveólos pós-extracionais, a fim de obter a maior estabilidade primária possível.

Já os implantes de forma cilíndrica, embora apresentem piores dissipações de tensões e valores de estabilidade primária menores comparativamente aos implantes cônicos, revelam suas vantagens nos casos de osso mais compacto, requerendo um torque de inserção mais baixo quando da colocação do implante.

Não há, entretanto, um consenso sobre qual é a geometria que demonstra melhores resultados biomecânicos e clínicos.

3.4.3.3 Roscas

A presença de roscas e rugosidades cria um campo heterogêneo de vetores de força em função que resulta em tensões que estimulam a formação óssea (WISCOTT, 1999).

As roscas decompõem a força axial em dois componentes: paralelo e perpendicular às roscas e, desta forma, o tipo de espira pode diminuir o risco de sobrecarga no osso. Quanto mais profunda a rosca, maior é a área funcional do implante e maior o travamento mecânico (TADA, 2003).

O risco em aumentar a profundidade das roscas é diminuir a resistência à fratura do corpo do implante por fadiga (TADA, 2003).

Existem três tipos de roscas: em forma de V, quadrada e invertida. A força de cisalhamento sobre o osso em uma rosca tipo V é 10 vezes maior que a de uma rosca quadrada, favorecendo as forças compressivas, isto é, a diminuição na carga de cisalhamento na interface rosca/osso proporciona uma transferência (MISCH, 2006).

O aumento do número de roscas ao longo do corpo do implante é proporcional à área da superfície do implante. A distância entre as roscas pode variar de 0,4 a 1,5 milímetros. Deve-se optar por implantes com maior número de roscas, de acordo com o aumento da magnitude de força (paciente com parafunção) ou em caso de pobre quantidade óssea (MISCH, 2000).

Os implantes cilíndricos não rosqueados transmitem ao osso forças cisalhantes que agem paralelamente ao plano em que são aplicadas e ao longo eixo do implante, enquanto que nos rosqueados estas forças são perpendiculares ao plano de aplicação (são forças compressivas ou de tração). Para Bastos, a osseointegração é um fenômeno que depende fundamentalmente das reações que ocorrem na superfície do implante (BASTOS, 2003).

O uso de roscas em formato quadrado tem sido sugerido por acreditar que levem a uma redução maior no componente de cisalhamento das forças,

favorecendo as forças compressivas sob as quais o osso se remodela rapidamente (MANDIA, 2006).

Os implantes curtos tendem a ter roscas quadradas e mais profundas para maior contato ósseo e maior estabilidade primária.

3.5 Tratamento de superfície dos implantes curtos

O tratamento da superfície dos implantes tem por finalidade o aumento da área superficial funcional, com o objetivo de compensar o tamanho dos implantes quando a quantidade óssea se mostra restrita (AMARANTE, 2001).

O menor índice de sucesso dos implantes curtos, assim que foram idealizados, possivelmente devia-se ao fato de não possuírem o tratamento de superfície de forma a aumentar a área de contato com o osso (TADA, 2003).

Rokni (2005) fez um estudo de implantes curtos com superfície tratada usados na reabilitação de edêntulos totais ou parciais em 3 a 14 anos de estudos longitudinais, comparando grupos *standard* com implantes curtos; uns de superfície SLA (tratamento ácido), outros com TPS (spray de plasma de titânio). Os implantes foram distribuídos de acordo com a qualidade óssea segundo Lekholm Zarb. Não houve diferença estatística significativa na perda óssea marginal entre implantes curtos e *standard*. Este estudo mostrou resultados favoráveis comparando os implantes de 8 e 10 milímetros, e a qualidade óssea demonstrou ser fator decisivo nos índices de sucesso.

Os implantes de superfície tratada osseointegram de forma mais rápida e estão indicados para situações onde o tecido ósseo é menos denso – osso D3 e D4 (SENDYK, 2006).

Misch et al. (2006), defendeu que o tratamento de superfície do implante pode aumentar em até 33% o percentual de contato osso-implante, o que seria extremamente benéfico para compensar o seu curto comprimento. Modificações na morfologia e rugosidade superficiais foram inicialmente desenvolvidas com o intuito

de aumentar o embricamento mecânico entre tecido ósseo e superfície do implante, melhorando, assim, a estabilidade inicial, sua resistência e a sua dissipação de forças. É fato, também, que os tratamentos de superfície aceleram o processo de osseointegração, possibilitando a instalação mais precoce da prótese.

O tratamento das superfícies se mostrou essencial para um prognóstico favorável no uso de implantes curtos. Graças a ele, é possível compensar a altura reduzida aumentando a área de contato osso-implante através do estímulo sobre as células osteogênicas realizadas pelo contato sangue-superfície tratadas. O tratamento da superfície de implantes curtos permite encontrar taxas de sobrevivência equivalentes quando comparados com implantes mais longos (maiores ou iguais a 10 mm) de mesmo desenho (AMARANTE e LIMA, 2001; TADA et al., 2003; DEPORTER et al., 2003; SENDYK e SENDYK, 2006; MISCH et al., 2006; TAWIL et al., 2003; YOUNAN, 2006; MALÓ et al. 2007; BRITO, 2009).

Gerbran e Wassal (2007) explicaram que a técnica de tratamento superfície dos implantes dentários tem influenciado a formação e manutenção óssea atingida pelos processos celulares.

Carvalho et al. (2009) classificaram as superfícies dos implantes de titânio em cinco grupos: usinadas, macrotextrizadas, microtexturizadas, nanotextrizadas e biomiméticas.

3.5.1 Superfícies usinadas

De acordo com Elias et al. (2002), os implantes dentários usinados passam por processos de limpeza, passivação, descontaminação e esterilização. As ranhuras superficiais de usinagem direcionam o crescimento das células esparramadas e somente naquele sentido.

Elias et al. (2004) relataram que um implante usinado permite o processo de mineralização do osso em direção ao implante, mas não possui uma superfície indutora. Avaliaram, ainda, que a rugosidade do implante é resultado do tipo de

tratamento que a superfície recebe durante a fabricação. Os implantes com as superfícies no estado como usinada apresentam rugosidade com forte direcionalidade e, quanto menor a direcionalidade, melhor o comportamento das células na superfície dos implantes.

Pinto et al. (2006) destacaram que a superfície usinada de um implante de titânio, embora macroscopicamente lisa, a nível microscópico apresenta sulcos e estrias, dificultando o espalhamento aleatório das células aderidas à superfície.

Pinto et al. (2006) observaram a nível microscópico que a orientação das estrias e sulcos da superfície usinada seguem o sentido do corte, dificultando o espalhamento das células, tornando-se uma superfície anisotrópica.

Para os implantes comercializados como usinados, também conhecidos inadequadamente como lisos por não receberem qualquer tratamento de superfície, a osseointegração está associada à presença de uma fina camada de óxido de titânio que se forma na superfície (BUSQUIN et al., 2012). Ainda segundo, as amostras sem tratamento apresentam marcas de usinagem, tornando a superfície anisotrópica. O crescimento de células nestas superfícies ocorre ao longo das marcas de usinagem das ferramentas, justificando a necessidade de maior tempo para o carregamento dos implantes.

3.5.2 Superfícies macrotextrizadas

3.5.2.1 Spray plasma de titânio (SPT)

O SPT tem sido usado para produzir superfícies rugosas.

Alterações na superfície obtida pelo recobrimento de implantes com gases ionizados por aspensão térmica com plasma spray de titânio aumentam a área de contato superficial, favorecendo uma maior osseointegração. Essas alterações morfológicas da superfície aceleram a absorção do sangue, pela ação do efeito de molhabilidade, garantido o processo de osseointegração (PAREDES et al., 2006).

De acordo com Paredes et al. (2006), o jateamento abrasivo com SPT mostrou-se adequado para obter superfícies com morfologia e rugosidade eficaz no processo de osseointegração. O procedimento de aplicação do SPT utilizado deveria ser analisado buscando que evitassem a presença de contaminantes da superfície.

Le Guéhennec et al. (2007) empregaram esse método SPT, que consiste na injeção de titânio em pó em uma pistola de plasma (o quarto estado da matéria) em temperatura alta. As partículas de titânio são projetadas e fundidas sobre a superfície, formando um filme de aproximadamente 50 micrômetros de espessura. O revestimento resultante SPT tem uma média de 7 micrômetros de rugosidade, o que aumenta a superfície do implante. Foi demonstrado que esta topografia tridimensional aumentou a resistência à ruptura na interface osso-implante. Descreveram, ainda, que a superfície dos implantes que utilizaram o método SPT aceleraram o processo de osseointegração, resultando em alteração com uma média de 7 micrômetros de rugosidade.

Granato et al. (2008) relataram que superfícies com padrão de rugosidade entre 0,5 a 2 micrômetros alteram positivamente a resposta tecidual ao implante. No entanto, o recobrimento por spray de plasma de titânio tem sido pouco utilizado, pois eleva a rugosidade a valores superiores aos 2 micrômetros, aumentando a possibilidade de contaminação bacteriana.

Gil et al. (2009) descreveram que as superfícies de titânio promovem absorção iônica e também se orientam de maneira que facilitam a ancoragem celular. A depender do tipo de moléculas e da orientação das mesmas sobre superfícies de titânio, células indiferenciadas (mesenquimais) podem diferenciar-se em resposta a informações ou sinais contidos na interface moléculas-material.

Brandão et al. (2010) realizaram um trabalho com o objetivo de relacionar os métodos de tratamento de superfície com a resposta biológica celular. Observaram que as respostas celulares dependem da topografia, da energia e da superfície, da carga e da camada de TiO₂ formada sobre a superfície do implante. Em todas as superfícies tratadas houve osseointegração, porém de maneira diferente.

3.5.2.2 Spray plasma de hidroxiapatita (SPH)

Knabe et al. (2002) relataram que as células cultivadas sobre substrato de titânio pulverizado com plasma de hidroxiapatita apresentam um padrão de crescimento retardado. Os valores de rugosidade da superfície SPH se mostraram significativamente inferiores.

Silva et al. (2002) descreveram que a superfície recoberta com hidroxiapatita é homogênea e com disponibilidade de reação tecido-implante. Mas, o alto custo e a decomposição da hidroxiapatita devido à alta temperatura são algumas das desvantagens dessa técnica.

Simunek et al. (2005) verificaram que a taxa de sucesso dos implantes revestidos com hidroxiapatita foi comparável com os dados apresentados na literatura. Porém, a perda óssea marginal foi de 2,4 +/- 0,8mm, no final de 5 anos.

As superfícies recobertas com SPH, segundo Silva et al. (2002), Knabe et al. (2002) e Simunek et al. (2005) não obtiveram resultados de aumento de rugosidade. Eles observaram, também, processo de perda óssea ao longo de 5 anos e decomposição da hidroxiapatita a altas temperaturas.

O processo de texturização de superfície por adição mais comum é o spray de plasma, realizado com partículas de titânio (spray de plasma de titânio - SPT) ou fosfato de cálcio (spray de plasma de hidroxiapatita - SPH), com espessuras que variam de 10 a 40 µm para SPT e 50 a 70 µm para SPH (CARVALHO et al., 2009). Através de testes por análise histométrica e torque reverso, concluíram que implantes com superfície rugosa apresentaram uma maior área de contato osso-implante e melhores características biomecânicas. Ainda segundo esse autor, relatos de falha desse tipo de tratamento como o descolamento da hidroxiapatita e exposição das roscas do implante no meio bucal foram responsáveis pelo declínio de seu uso.

3.5.2.3 Modificada por feixe de laser

Guastaldi et al. (2005) avaliaram o processo tido atualmente como o mais “limpo”, que se caracteriza pelo estímulo por feixe de laser, onde a superfície do implante não sofre nenhuma interação com qualquer outro material para a sua modificação. Os valores de remoção por torque reverso obtidos neste estudo foram consistentes com os resultados anteriores, que demonstraram um aumento significativo na retenção óssea dos implantes com superfície modificada por feixe de laser.

Segundo relatado por Braga et al. (2006), superfície irradiada com feixe de laser apresentou vantagem quanto à padronização e facilidade do tratamento de superfície, além de ser um processo limpo, reproduzível e de baixo custo. A superfície laser com recobrimento de hidroxiapatita (HA) apresentou maior adesão ao tecido ósseo demonstrado pelos valores de torque. A reatividade da mistura de óxidos presentes na superfície, associada às condições de morfologia e molhabilidade superficial, desenvolve condições adequadas para a osseointegração.

Filho et al. (2009) verificaram que a irradiação com feixe de laser Nd: YAG (Neodymium – Yttrium Aluminium Garnet), utilizado como modificador de superfícies em implantes dentários, é viável por produzir uma superfície mais satisfatória. Induzem a formação de óxidos e nitretos em diferentes proporções na superfície do titânio, os quais são considerados como atóxicos e apresentam propriedades desejadas para o processo de osseointegração. Caracteriza-se por ser um processo reproduzível e limpo, uma vez que depende apenas de um meio físico para se propagar.

Guastaldi et al. (2005) analisaram o efeito da superfície modificada por laser e concluíram que este tratamento de superfície pode induzir um crescimento ósseo rápido e uma forte interface osso-implante. Braga et al. (2006) e Filho et al. (2009) verificaram que a superfície dos implantes irradiada com feixe de laser é um processo limpo e de custo baixo. Induz a produção de óxidos e nitretos acelerando

a osseointegração e os resultados são positivos para torque de remoção dos implantes.

3.5.3 Superfícies microtexturizadas

3.5.3.1 Ataque ácido

Takeuch et al. (2003) avaliaram a efetividade dos vários métodos de limpeza da superfície de titânio como pré-tratamento para modificação da superfície, através da análise de interações químicas de três soluções: $\text{Na}_2\text{S}_2\text{O}_8$, H_2SO_4 e HCl . Avaliação química através de espectroscopia de fotoelétrons e avaliação mecânica revelaram que o HCl é proposto como um excelente descontaminante, observado na modificação da superfície dos implantes.

Cho e Park (2003) publicaram estudo avaliando eventuais diferenças na topografia e torque de remoção entre dois grupos de implantes: usinados e duplo ataque ácido ($\text{HF}/\text{HCl} + \text{H}_2\text{SO}_4$). Concluíram que não houve diferença significativa na topografia entre os dois grupos analisados por MEV. No entanto, no grupo de implantes com duplo ataque ácido foi necessária uma força média maior (34,7Ncm) no torque de remoção quando comparado com o grupo usinado.

Ciotti et al. (2007) utilizaram implantes que receberam tratamento de superfície por duplo ataque ácido, ocorrendo uma modificação micromorfológica da superfície do implante, aumentando a área de contato entre o osso mineralizado e o implante. Essa modificação torna a superfície do implante rugosa, aumentando a resistência ao torque de remoção e favorecendo a deposição óssea.

Takeuch et al. (2003) analisaram que as superfícies dos implantes devem ser descontaminadas e tratadas com HCl para otimizar e facilitar a osseointegração. Os implantes dentários tiveram sua superfícies tratadas com duplo ataque ácido de acordo com Cho e Park (2003) e Ciotti et al. (2007)

modificaram sua rugosidade, aumentando a deposição óssea e a resistência ao torque de remoção.

Com o tratamento ácido, a superfície torna-se mais homogênea em relação à usinada e as marcas das ferramentas são removidas. As características morfológicas facilitam adsorção, adesão, espalhamento e diferenciação das células (BUSQUIN et al., 2012).

3.5.3.2 Jateamento + ataque ácido

Guo et al. (2007) revelaram que a superfície dos implantes tratados com jateamento (TiO₂)/ácido fluorídrico (HF) resultam em superfície com propriedades osteoindutoras, aumentando significativamente as células aderidas e níveis de expressão gênica quando comparado com implantes tratados somente com jateamento (TiO₂).

Guo et al. (2007) e Kim et al. (2008) mantiveram um consenso em avaliar superfície com jateamento + ataque ácido. Houve aumento do número de células aderidas na superfície do implante, resultando em efeitos benéficos sobre biocompatibilidade e propriedades osteoindutoras.

Kim et al. (2008) avaliaram que a superfície tratada por jateamento e condicionamento ácido (SLA) tiveram efeitos benéficos sobre a biocompatibilidade e formação óssea ao redor dos implantes. Embora ocorra uma ligeira diminuição no valor da rugosidade após o tratamento jateamento/ataque ácido, desenvolveram-se pequenas crateras uniformes (1-2 micrômetros de diâmetro) e picos definidos na superfície.

Mendonça et al. (2009) observaram que a superfície dos implantes tratados com jateamento/ataque ácido apresentam uma resposta aumentada nos níveis de expressão dos genes ALP, BSP e Runx2. Uma elevação no nível do gene Runx2 indica aumento na diferenciação é confirmado pelo aumento do gene ALP, que é um gene marcador do início do processo de diferenciação de osteoblastos.

Seguindo a cascata, aumenta os níveis de BSP, que é um gene tardio de osteoblastos característico do início da deposição de matriz mineralizada.

Mendonça et al. (2009) observaram, *in vitro*, uma resposta positiva da superfície tratada com jateamento seguido de ataque ácido na diferenciação do tecido ósseo, com uma maior porcentagem de área mineralizada.

A mistura de jateamento com condicionamento ácido traz uma conformação bastante homogênea, que parece ser um dos fatores que auxiliam muito na melhora da osseointegração dos implantes (GEHRKE et al., 2010).

3.5.3.3 Jateamento de óxido de alumínio (Al_2O_3)

Júnior et al. (2007) relataram que o jateamento da superfície dos implantes com Al_2O_3 podem alterar sua composição química devido às trocas iônicas. Foram detectados resíduos de alumina oriundos do tratamento da superfície que podem estar relacionados à perda dos implantes dentários.

Le Guéhennec et al. (2008) observaram que o tratamento com alumina obteve superfície hidrofílica e que as células apresentaram extensões citoplasmáticas e filopodia. Amostras apresentaram picos de alumínio como um resultado da decapagem.

3.5.4 Superfícies nanotexturizadas

Pinto et al. (2006) demonstram que a superfície dos implante dentários submetida à oxidação anódica revelou a presença de cálcio e fósforo na superfície, além da presença de titânio e oxigênio. Quando comparada à superfície usinada houve diminuição da concentração de titânio e um aumento da concentração de oxigênio. Com estes resultados afirmaram que ocorreu aumento da espessura do óxido com incorporação de cálcio e fósforo na camada superficial. Relataram que a

superfície tratada por oxidação com cálcio e fósforo apresentou poros e rugosidade aumentada e elevações em forma de vulcões. Na oxidação ocorre formação de gases, principalmente H_2 e O_2 , que se condensam em microbolhas e originam os poros que se interconectam justificando o aumento da rugosidade.

Elias et al. (2006) relataram que o tratamento eletroquímico das superfícies dos implantes submetidos ao processo de oxidação anódica aumentam a espessura da camada de óxido. As modificações por anodização permitem uma melhor adesão e orientação de células e uma osseointegração mais acelerada. A superfície possui poros abertos e irregularidades semelhantes a vulcões que crescem na superfície do implante.

Elias et al. (2009) afirmaram que a superfície anodizada revela presença de Ca e P além de Ti e O_2 alterando a morfologia e aumento da rugosidade. Observaram também que o processo de osseointegração é acelerado e há um aumento da resistência da interface osso-implante quando comparada com outros tipos de tratamento de superfície.

No tratamento eletroquímico das superfícies dos implantes submetidos à oxidação anódica, Elias et al. (2006) descreveram que as características morfológicas facilitam a adesão, orientação e formação óssea com maior rapidez. Estas características permitem a inserção dos implantes em regiões com baixas densidades e acelera o carregamento dos implantes.

Yang et al. (2009) avaliaram que os tratamentos eletroquímicos por anodização aumentaram a espessura da camada de óxido de Ti da superfície metálica dos implantes. Esta camada de TiO_2 melhorou significativamente toda a coagulação do sangue e aderência em células da medula humana.

Elias e Matos (2006) relataram que a superfície anodizada apresenta microporos de 0,5-3,0 micrômetros. A camada de TiO_2 formada por anodização incorpora íons Ca e P provocando mudanças na morfologia e na estrutura cristalina.

Superfícies de implante podem ser melhoradas através da imitação da topografia da superfície formada pelos componentes da matriz extracelular. Esses

componentes são de escala nanométrica com dimensões de 10 a 100 nm. Estudos *in vitro* têm mostrado ligação, proliferação e diferenciação celular responsivas às características da nanoescala (TOMSIA et al., 2011).

Elias et al. (2008) descreveram que implantes com superfícies anodizadas são bioativos e apresentam maior estabilidade primária e osseointegração mais rápida. A presença de nanoestruturas, independente da composição química, resulta em aumento do contato osso-implante.

3.5.5 Superfícies biomiméticas

Braga et al. (2006) avaliaram os implantes irradiados com feixe de laser em sua superfície com recobrimento de HA pelo método biomimético. O objetivo do recobrimento é melhorar o processo de reparo na interface osso/implante. Esta modificação físico-química e morfológica superficial confirma a superioridade na osseointegração para os implantes recobertos com HA obtidos com resultados do ensaio de torque.

Aparecida et al. (2007) descreveram que a hidroxiapatita é o fosfato de cálcio mais utilizado como biocerâmica, seja como recobrimento ou material denso. A HA apresenta vantagens: rápida adaptação óssea, não formação de tecido fibroso, íntima adesão implante/tecido, tempo de cicatrização reduzido. O uso clínico da HA é limitado devido à sua lenta biodegradação. Estudos efetuados ao longo do tempo têm mostrado que a HA começa a ser reabsorvida gradualmente após 4 a 5 anos de implantação. A reabsorção é uma característica desejada para biomateriais nos quais o processo de degradação concomitante com a reposição do osso em formação.

Carvalho et al. (2009) depositaram camadas de fosfato de cálcio pelo processo biomimético. Uma vez que as moléculas estão integradas à estrutura do material, elas são liberadas gradualmente, na medida em que as camadas vão se degradando, o que aumenta o potencial de servirem como um sistema de liberação lento de agentes osteogênico para o sítio de implantação. Outra vantagem do

processo de cobertura biomimética é possuir propriedades tanto osteoindutoras quanto osteocondutoras.

As superfícies tratadas pelo processo biomimético através do depósito de camadas de fosfato de cálcio (HA), segundo Braga et al. (2006) , Aparecida et al. (2007) e Carvalho et al. (2009) apresentaram uma melhor adesão osso-implante, ausência de tecido fibroso e propriedades osteocondutoras e osteoindutoras.

3.6 Esplintagem das coroas sobre implantes

O objetivo da esplintagem das coroas dos implantes é aumentar a área de superfície funcional sempre que uma carga é aplicada para a prótese (MISCH, 2000).

Wang analisou coroas unitárias e observou que não houve diferença ao máximo estresse sobre o osso e nas coroas esplintadas houve redução do estresse máximo no osso de pobre qualidade (WANG, 2002).

Rokni (2005) obteve em seu estudo índices de perda de crista óssea maior em implantes longos e esplintados, e disse ser devido à atrofia por desuso.

Yokoiama(2005) investigou a distribuição do estresse no osso mandibular em próteses fixas totalmente ferulizadas, com uma separação na linha média e com duas separações, e chegou à conclusão que as supra-estruturas totalmente ferulizadas foram mais efetivas no sentido de alívio de concentração de estresse.

Segundo Mandia, a não ferulização das coroas propicia um assentamento passivo melhor, sugerindo diminuição das tensões na interface osso/implante e nos componentes (MANDIA, 2006).

Misch (2006) relatou que para maximizar o efeito do aumento do número de implantes eles devem ser esplintados juntamente).

Murray considerou que um dos fatores que podem influenciar nos índices de sucesso dos implantes é a esplintagem destes (MURRAY, 2006).

3.7 Número e posição dos implantes

O número de implantes é fator importante na biomecânica. Principalmente em edêntulos parciais, maior rigidez funcional é obtida quando aumentamos o número de implantes de dois para três. Com implantes curtos, a colocação de implantes adicionais aumenta a área de superfície onde o estresse oclusal é transmitido (MISCH, 2000).

A resistência à torção é menor em implantes curtos, somada ao risco de sobrecarga funcional. Para aumentar a resistência à sobrecarga em rebordos reabsorvidos deve-se planejar a instalação dos implantes com ancoragem bicortical (GLANTZ, 2000).

A decisão do número de implantes necessários para suportar uma prótese fixa na mandíbula edêntula parcial deve levar em consideração o espaço mesio-distal, volume e densidade óssea, oclusão, dentição antagonista e superfície dos implantes (BARBARA, 2001).

Jeong (2003) fez uma análise fotoelástica de implantes que foram instalados de forma centralizada e outros de forma inclinada no sentido lingual (bicorticalizados). Os resultados foram comparados e mostraram que houve menor estresse ao redor da crista óssea do pescoço do implante inclinado em 20% .

Com relação ao número de implantes, Misch (2005) orientou para cada pré-molar perdido um implante, e 2 para cada molar perdido em uma região com pouca altura óssea e baixa densidade.

Em relação ao posicionamento dos implantes, quando a partir de 3 implantes adjacentes, deve-se procurar a formação de um polígono para melhor estabilidade, com deslocamento de 2 a 3 milímetros, reduzindo o nível de estresse em 50%. Se somente forem instalados dois implantes ou se todos estiverem em linha reta a biomecânica ficará desfavorável (SENDYK, 2006).

Quanto menor o volume ósseo, maior a altura da coroa e maior o número de implantes indicados (MELHADO, 2007).

3.8 Oclusão para os implantes curtos

Oclusão estuda o relacionamento dos dentes superiores e inferiores quando estão em contato funcional durante a atividade mandibular, nos movimentos cêntricos e excêntricos (MIRANDA, 2006).

Quando dentes naturais são submetidos às cargas oclusais, as tensões são dissipadas ao longo da superfície radicular através do ligamento periodontal, ausente nos implantes osseointegrados (WEINBERG, 1998).

Um argumento desfavorável à utilização de implantes curtos seria a relação do comprimento dos implantes e a coroa protética, mas estudos demonstram que a distribuição das tensões são constantes e independem do comprimento dos implantes, que as tensões produzidas se localizam no nível das primeiras roscas (PIERRISNARD et al., 2003; TAWIL et al., 2006; ISIDOR, 2006).

As tensões resultantes de cargas axiais são distribuídas mais uniformemente na prótese, nos componentes protéticos, implantes e tecido ósseo. A confecção de superfícies oclusais planas é considerada o procedimento mais importante na redução das tensões (BIDES e MISCH, 1992; SUTPIDELER et al., 2004).

O uso de implantes de largo diâmetro e/ou esplintagem com outros implantes também ajudam a dissipar tensões (LUM, 1991; HIMMLOVA et al., 2004).

A esplintagem dos implantes é indicada como forma de aumentar a área de superfície funcional quando uma carga é aplicada sobre a prótese, compensando o tamanho dos implantes curtos, podendo propiciar maior distribuição de forças junto à interface osso/implante e componentes protéticos (MISCH, 2006).

Um maior número de implantes para um determinado espaço protético suporta melhor as cargas mastigatórias dissipando no osso o estresse de forma mais eficaz (SENDYK, 2006; MELHADO, 2007).

3.8.1 Proporção coroa-implante

Um dos problemas relacionados ao instalar implantes curtos é a proporção coroa/implante aumentada, formando um cantilever vertical (OLIVEIRA, 1997).

Quanto maior a coroa, maior será o momento de força sobre o implante e maior será o estresse de tensão sobre a interface osso-implante. A proporção coroa-implante desejada é de 0,5 (OLOFF, 2000). A interface osso-implante é a região mais vulnerável mecanicamente do sistema prótese-implante. As forças de cisalhamento agem paralelamente à superfície do implante e também são destrutivas na interface osso-implante (MISCH, 2000).

Quando a altura da coroa aumenta de 10 para 20 mm, a força sobre este implante aumenta 200%, ou seja, para cada 1 mm de aumento de altura na coroa protética, uma força pode aumentar 20% (BARBARA, 2001).

Rokni considerou que implante curtos com superfície tratada podem ser rotineiramente utilizados em situações consideradas desfavoráveis, como a proporção coroa-implante maior que 0,5 (ROKNI, 2005).

Em um estudo prospectivo de 10 anos com um total de 192 implantes ITI instalados na região posterior, BLANES et al. (2007) concluíram que próteses sobre implantes com proporções coroa/implante entre 2:1 e 3:1 podem ser utilizadas com sucesso em áreas posteriores.

Os estudos de análise de elementos finitos demonstraram que o comprimento do implante não possui efeito relevante na distribuição da tensão, haja vista que a maior concentração se apresenta na crista do osso alveolar ao redor de implantes. O que respalda o uso de implantes mais curtos, uma vez que eles oferecem vantagens específicas em determinadas situações clínicas (FUGAZZOTO, 2008).

3.8.2 Uso de cantileveres

A carga em um cantilever é multiplicada por dois sobre o implante mais distante e o mais próximo recebe o estresse total das duas cargas (MORDENFELD, 2004).

Miranda enumera o cantilever como um dos fatores que predispõem os implantes curtos ao insucesso (MIRANDA, 2005).

Os cantileveres na região posterior devem ser evitados, pois aumentam a quantidade de estresse sobre o implante, porém caso se fizerem necessários deverão ficar para a mesial aos implantes colocados (ALPER, 2006).

3.8.3 Mesa oclusal

O planejamento protético na reabilitação com implantes dentários começa pela montagem do caso em articulador semi-ajustável, seguido de enceramento diagnóstico para determinar o número de dentes a serem repostos, com mesas oclusais encerasdas de forma a preencher o espaço edêntulo, determinando o plano oclusal e a dimensão vertical de oclusão (ARIETES, 2005).

A mesa oclusal ampla favorece contatos em balanço durante a mastigação e a parafunção. Implantes largos facilitam contatos oclusais verticais, enquanto os mais estreitos são mais vulneráveis à largura da mesa oclusal e às cargas não axiais que eventualmente incidem sobre eles (MIRANDA, 2005).

Yokoima (2005) defendeu que nos movimentos excursivos pode haver função em grupo ou oclusão mutuamente protegida quando a dentição superior for natural.

Quanto maior a mesa oclusal, mais força é aplicada pelo sistema estomatognático para triturar o bolo alimentar (MISCH, 2006).

A mesa oclusal em implantes curtos na mandíbula posterior deve ser a mais estreita possível, com cúspides baixas. A máxima intercuspidação deve ser em relação cêntrica do paciente, proporcionando liberdade nos movimentos excêntricos, guia canina desocluidando os elementos posteriores na lateralidade e a guia anterior desocluidando os elementos posteriores na protrusão (MAZZONETTO, 2005).

Sendyrk (2006), com relação ao tipo de oclusão indicada para o sucesso dos implantes curtos, indica a oclusão de proteção mútua, onde os contatos dos dentes podem ser assim distribuídos: em oclusão cêntrica os contatos bilaterais podem ser simultâneos e estáveis. Articulação da ponta de cúspide em fundo de fossa, resultando num direcionamento axial da força mastigatória; lado de trabalho – guia canina; lado de não trabalho – ausência de contato; protusão – dentes anteriores tocam e desocluem os posteriores.

3.8.4 Magnitude de forças

Estudos demonstram que a magnitude de forças é de 400% maior na região posterior, comparada com a anterior. Essa magnitude é maior na região de molar (200 libras) ou 200 a 250 psi, menor na região canina (100 libras) e menor ainda na área dos incisivos (25 a 35 libras) ou 35 a 50 psi (OLIVEIRA, 1997).

Em caso de parafunção, a magnitude pode chegar a 1.000 libras na região posterior. Isto ocorre porque quanto mais próximo um objeto esteja da articulação, maior é a força sobre o objeto (GUARACIELE, 2004).

Segundo Mordenfeld (2004), os implantes posteriores têm maior índice de falhas devido à qualidade óssea e forças oclusais).

A força mastigatória sempre que possível deve ser orientada no sentido do longo eixo do implante, de forma a evitar a sobrecarga sobre a crista óssea. Quando se refere aos hábitos parafuncionais, estes são capazes de gerar forças de até 6 vezes o valor da força normal, de forma a sobrecarregar a crista óssea. Uma

das causas de falhas nos implantes, principalmente nos curtos, pode ser devido à força interarcos aumentadas (TAWIL, 2005).

4 DISCUSSÃO

Por muito tempo, comprimento dos implantes foi considerado um fator de risco para o sucesso no longo prazo dos implantes, visto que a literatura evidenciava uma taxa de sobrevivência menor para os implantes curtos, se comparados aos mais longos. Mas, uma análise mais atenta desses estudos revela que os implantes eram usados sem tratamento de superfície e com uma macrogeometria inadequada. Além disso, eram instalados em condições desfavoráveis e com a mesma técnica cirúrgica usada para os implantes mais longos, tornando falha a comparação. Com a evolução dos tratamentos de superfície e da macrogeometria dos implantes, foi possível aumentar consideravelmente a área de superfície dos implantes.

Outros fatores a serem considerados são a evolução na técnica cirúrgica e no melhor entendimento da biomecânica. Tudo isso tornou possível obter taxas de sucesso semelhante a dos implantes mais longos.

A eficácia do tratamento com implantes dentários está documentada e enfatiza agora buscar protocolos cirúrgicos mais simplificados.

Uma alternativa evidente em mandíbulas e maxilas reabsorvidas, com níveis clínicos de sucesso similares aos implantes mais longos, é a utilização de implantes curtos (FUGAZZOTO et al., 2004), com a vantagem de oferecer um tratamento mais seguro, mais simples e mais barato quando comparados às cirurgias de seio maxilar ou lateralizando do nervo alveolar (FELICE et al., 2009).

Há vários conceitos para definir um implante como curto, sendo hoje mais apropriado definir a região intraóssea no momento da prótese entrar em função, sendo igual ou menor que 08 mm (RENOUARD e NISAND, 2006).

Estudos que mostravam menores índices de sucesso de implantes curtos usavam o mesmo protocolo cirúrgico independente da densidade óssea encontrada o que levava a frequente nível reduzido de estabilidade primária (JEMT e LEKHOLM, 1995; NAET et al., 2002).

Recentemente estudos mostram índices de sucesso iguais aos convencionais (RENOUARD e NISAND, 2005; M. SCHETAL, 2006) e relatam, dentre as mudanças importantes que levaram a esses índices, a micro e macroestrutura do implante e curva de aprendizado do profissional (RENOUARD e NISAND, 2006).

O preparo do leito cirúrgico deve ser modificado para obter maior estabilidade primária em implantes curtos instalados em regiões de baixa densidade óssea (TAWIL e YOUNAN, 2003). Também é preconizado a não utilização do conter-sink (FUGAZZOTO et al., 2004) e é enfatizada a mudança do protocolo cirúrgico (RENOUARD e NISAND, 2005).

Outra razão para que diferentes resultados tenham sido observados em estudos de implantes curtos é a curva de aprendizado do cirurgião (RENOUARD e NISAND, 2005). Já a qualidade e a densidade óssea devem ser consideradas como importante fator na sobrevivência de implantes (FRIBERG et al., 1991).

Renouard e Nisand (2005) registraram que os implantes curtos instalados em regiões com pobre densidade e volume ósseo não deveriam ser comparados com implantes longos instalados em osso de boa densidade, mas com procedimentos cirúrgicos avançados que seriam necessários para permitir que se utilizassem implantes mais longos naquela região onde foram instalados implantes curtos.

A comparação dos implantes curtos com outras técnicas deve levar em conta também a morbidade. São notados distúrbios neuro-sensoriais em 21% dos casos de lateralização do nervo alveolar inferior (FERRIGNO et al., 2005), 10% de complicações pós-operatórias em cirurgias de levantamento do seio maxilar (SCHWARTZ-ARAD et al, 2004) e 75% de complicações em procedimentos de distração osteogênica (ENISLIDIS et al, 2005).

Misch (2003) destaca que outro desafio que se impõe aos implantes é a criação de ambiente favorável que impeça a reabsorção óssea ao seu redor quando submetidos à carga oclusal.

Pierrisnard (2003) cita que forças oclusais criam tensões que tendem a se concentrar na região cervical do implante, independente do comprimento do mesmo.

Submetidos a forças axiais os pilares e coroas longas não apresentaram alterações significativas na distribuição da densidade de energia de deformação no osso medular e cortical, tanto em carga imediata como tardia.

A confecção de superior oclusal plana, eliminando planos inclinados, é considerado procedimento mais importante para a redução de tensões e para orientar as cargas verticalmente, a fim de compensar a relação coroa/implante desfavorável (SUTPIDELER et al., 2004).

Em estudos realizados, a plataforma Switching apresentou a vantagem de transferir a área de concentração máxima de esforço para o centro da plataforma do implante, junto à interface com o pilar, preservando o osso localizado na margem cervical do implante. Implantes curtos com plataforma Switching dissiparam melhor as forças mastigatórias e diminuiu o estresse em torno da plataforma do implante quando a carga foi tardia, independente da altura do pilar e da coroa e forças oblíquas apresentaram o maior estresse no osso (PEREIRA, 2011).

Em implantes curtos, estender o período de cicatrização, antes da colocação da prótese, também pode aumentar a densidade óssea e transmitir os esforços oclusais mais favoravelmente. Na carga imediata os resultados em estudos de elementos finitos foram considerados acima do normal e pode ser indicativo de esforço excessivo, que podem levar à perda óssea e à diminuição da longevidade do implante (PEREIRA, 2011).

O uso de implantes de maior diâmetro e/ou esplintagem com implantes longos podem diminuir as tensões no osso, do ponto de vista biomecânico, e a superfície rugosa aumenta a área de dispersão das tensões devido ao aumento da área de contato com o tecido ósseo (SUTPIDELER et al., 2004; MISCH et al, 2006).

THOMÉ et al. (2003), TAWIL e YOUNAN (2006) concluíram que a utilização dos implantes curtos pode ser viável em longo prazo. MURAY, 2006; NEVES,

2006; MORAND e IRINAKIS, 2007; BRITO et al., 2009; ROSSI et al., 2010 e SANTIAGO JUNIOR et al., 2010, relataram que apesar dos implantes curtos serem usados comumente em áreas edêntulas submetidas a grandes forças mastigatórias, sua taxa de sucesso imita a dos implantes mais longos quando os critérios de escolha do caso e indicação são respeitados.

Fatores de risco como bruxismo, osso de baixa qualidade, controle de forças oclusais devem orientar o profissional desde o planejamento inicial para o sucesso no tratamento com implantes curtos (FUGAZZOTO, 2011).

5 CONCLUSÃO

A literatura nos mostra que os implantes curtos representam uma opção clínica eficaz, previsível e biologicamente segura para a reabilitação do edentulismo e que eles apresentam taxas de sucesso iguais aos implantes convencionais. Porém, devem ser realizados mediante um cuidadoso planejamento e rigoroso protocolo clínico.

Os implantes curtos são uma excelente alternativa para regiões onde houve maior reabsorção óssea vertical e, conseqüentemente, apresentam altura óssea limitada. Têm a vantagem de diminuir o tempo e o custo do tratamento quando comparado àqueles que utilizam cirurgias de enxertos ósseos, além de apresentarem menor complicação pós-operatória, características essas que concorrem para uma melhor aceitação por parte do paciente.

Em relação aos fatores fundamentais para o sucesso do tratamento com implantes curtos, deve-se observar as modificações na micro e macro estrutura dos implantes, a alteração do protocolo cirúrgico para obtenção de estabilidade primária, o controle de sobrecargas oclusais, o protocolo cirúrgico em duas etapas (uma vez que esta técnica tem demonstrado os mais altos índices de sucesso com esses implantes) e a curva de aprendizado do profissional.

Além disso, a geometria do implante (diâmetro, forma e roscas) aliada ao tratamento de superfície se apresenta como um fator favorável à terapia, para compensar o curto comprimento.

A qualidade óssea é fundamental na previsibilidade do tratamento e justifica um maior rigor na indicação dos implantes curtos em áreas de ossos tipo III e IV, nas quais devem ser evitados implantes curtos com coroas unitárias em regiões de extremo livre. Nessas áreas, se possível, deve ser feita a esplintagem a um implante mais longo ou entre mais de um implante curto. Em tais casos, o planejamento protético deve ser extremamente rigoroso, a fim de proporcionar a distribuição das cargas oclusais ao longo eixo dos implantes e eliminar, ao máximo, as cargas oblíquas.

Importante, também, a percepção de que, uma vez osseointegrado, o comprimento do implante não interfere em sua taxa de sobrevivência e não há diferença estatística entre os grupos de implantes curtos e longos bem planejados quando é comparada a longevidade em função.

É fundamental, ainda, aumentar a área de contato na interface osso-implante através da alteração da topografia do implante e algum tipo de modificação / tratamento da superfície dos implantes curtos, a fim de garantir um prognóstico favorável.

À luz da bibliografia ora revisada, é possível afirmar que: o diâmetro se mostrou mais eficiente do que o comprimento dos implantes na dissipação de tensões, pois a região que mais recebe esforço está junto à crista óssea; as taxas de sucesso dos implantes curtos são semelhantes àsquelas obtidas com os implantes longos; medidas como esplintagem, proporção implante-coroa semelhante, eliminação de contatos oclusais horizontais, diminuição da mesa oclusal e não uso de cantiléveres favorecem a biomecânica e aumentam a previsibilidade do tratamento; a qualidade óssea e o tratamento de superfície dos implantes são fatores primordiais para o sucesso com implantes curtos e o protocolo cirúrgico com duas etapas é mais seguro para o procedimento com implantes curtos.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADELL, R; LEKHOLM, U; ROCKLER, B; BRANEMARK P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int Oral Maxillofac Surg** 10:387-416; 1981.

ALBREKTSON, T; BRANEMARK, P, HANSSON, H-A; LINDSTRON, J. Osseointegrated titanium implant Requirements for msuring a long-lasting. Direct bone-to-implant anchorage in man. **Act Orthop scand**, 52:155-170; 1981.

ALPER, Çağlar; CEMAL, Aydin; JULIDE, Ozen; CANER, Yilmaz; TURAN, Korkmaz. Efeccts of mesiodistal Inclination of Implants on estresse distribution in Implant-supported Fixed Prosthesis. **JOMI**, vol 21, n 1; 2006.

ANNIBAL, S; CRISTALLI MP; DELL'AQUILA D; LA MONACA G; PILLONE A. Short dental imlants: a systematic review. **J Dent Res** .2012 Jan; 91(1):25-32. i

AMARANTE, Evandro; LIMA, Luís. Otimização das superfícies de implantes: plasma de titânio e jateamento com areia condicionado por ácido – estado atual. **Pesqui Odontol Brás**, v15, n2, p 166-173, abr-jun; 2001.

APARECIDA, A.H. et al. Estudo da influência dos íons K, Mg², SO₄ e CO₃ na cristalização biomimética de fostado de cáçcio amorfo (ACP) e conversão a fosfato octacálcio (OCP). **Química Nova**, Araraquara, v 30, n 4, p.892-896, 2007.

ALSSADI G, QUIRYEN M, KOMEREK A, Van STEENBERGHE D: Impact of local and systemic factors on the incidence of late oral implant loss. **Clin Oral Implant Res** 19:670, 2008.

ANITUA E, ORIVE G, AGUIRRE JJ, ANDIA I. Five-Year Clinical Evaluation of Short Dental Implants Placed in Posterior Areas: A Retrospective Study. **J Periodontol**. 2008;79: 42-48.

ARIETES, César. Prótese sobre implantes no segmento posterior. **Implant News**, v3; 2005.

BABBUSH, Charles. Transposição e Reposição do nervo alveolar inferior e mentoniano para as reconstruções com implantes endósseos. **Periodontology** 2000, pg 183; 2000.

BARBARA, Alber; MARTINS, Márcio; MENDES, Luís; SILVA, Marta, BALASSIANO, David; GROISMANN, M. Considerações clínicas e comparativas da biomecânica em implantes de dentes. **Rev. Brás. Implant** – abr-jun/2001.

BARBOSA, André; SILVA, LT; WILSON, P; MARTINEZ, Júnior; CUNHA, HIRON, A. Falhas mecânicas e biológicas das próteses sobre implantes / Mechanical and biological failures on the implantsı prosthesis. **Implant News**; 3(3): 263-269, maio-jun; 2006.

BELTRÃO, GC; BÚRIGO, Júnior. Complicações em enxertos intrabucais; Relato de caso clínico. **Implant News**; vol, 4, n6, nov-dez; 2007.

BIDEZ, M.W; MISCH, C.E. Force transfer in implant dentistry: Basic concepts and principles. **J Oral Implantol**. 1992;18:264-74.

BLAHAUT Rudolf; HIENZ, Stefan; SOLAR, Peter; MATEJKA, Michael; ULM, Christian. Quantification of bone resorption in the interforaminal region of atrophic mandible. **Int J Oral Maxillofac implants**; 22:609-615; 2007.

BLANES, R J et al... A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. I and II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. **Clin. Oral Impl. Res.**; n. 18, p. 707-714, 2007.

BRAGA, F.J.C. et al. Estudo comparativo empregando-se torque reverse em implantes de titânio modificados por laser e recobertos com hidroxiapatita pelo método biomimético. In: 17 CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA E CIÊNCIA DOS MATERIAIS, Foz do Iguaçu, p.1-12, 2006.

BRANDÃO, M.L. ESPOSTI, T.BISOGNIN, E.D. et al. Superfície dos implantes osseointegrados X resposta biológica. **Revista Implant News**, v.7, n.1, p,95-101, 2010.

BRANEMARK PI, Hannsson B, Adell R, Breine U, Lindström J, Öhman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 year period. **Scand J Plast Reconstr Surg** 1977;11:1-132.

BRANEMARK, P. I. et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from 10-year period. **Scan J Plast Reconstr Surg Suppl**, v. 16, p. 1-132, 1977.

BRINK J, Meraw SJ, Sarment DP. Influence of implant diameter on surrounding bone. **Clin Oral Implantol Res**. 2007; 18: 563-8.

BRUGGENKATE, C M; ASIKAINEN, P; FOITZIK, C; KREKELER, G; SUTTER, F. Short (6-mm) non submerged dental implants: results of a multicenter clinical trial of 1 to 7 years. **International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**; v13, p. 791-798: 1998.

BUSQUIN, T.P. et al. Caracterização dos óxidos de titânio das superfícies de implantes dentários com diferentes tratamentos. **Revista Implant News**, São Paulo, v.9, n.2, p.207-214, 2012.

CARVALHO, B.M. et al. Tratamento de superfícies nos implantes dentários. **Revista de cirurgia e Traumatologia Bucio-maxilo-facial**, v.9, n.1, p.123-130, 2009.

CASTILHO, G.A.A, MARTINS, M.D., MACEDO. A.A.. Surface characterization of titanium based dental implant. **Brazilian Journal of Physic**, v.36, p.1004-1008, 2006.

CHIAPASCO, Matteo; CONSOLO, Ugo; BIANCHI, Alberto; RONCHI, Paolo. Alveolar Distraction osteogenesis for the Correction of Vertically Deficient edentulous Ridges: A multicenter prospective study on Humans. **Int J Oral Maxillofac Implants** 19:399-407; 2004.

CHO, Sung-Am, PARK, Kyung-Tae. The removal torque of titanium screw inserted in rabbit tibia treated by dual acid etching. **Biomaterials**, v.24, p.3611-3617, 2003.

CIOTTI, D.L. et al. Características morfológicas e composição química da superfície e da microfenda implante-abutment dos implantes de dois estágios. **Implant News**, v.3, n.4, p.391-392, 2007.

CHIAPASCO, Matteo; CONSOLO, Ugo; BIANCHI, Alberto; RONCHI, Paolo. Alveolar distraction osteogenesis for the correction of vertically deficient edentulous ridges: a multicenter prospective study in humans. **Int J Oral Maxillofac Implants**; 19:399-407; 2004.

DEPORTER, Douglas; PILLIAR, Robert; BASC; TODESCAN, Reynaldo; WATSON, Philip; PHAROAH, Michael. Managing the Posterior Mandible of Partially Edentulous with Short, Porous-Surface Dental Implants: Early Data from a Clinical Trial. **Int J Oral Maxillofac Implants**; 16: 653-658; 2001.

DRAENERT FG, SAGHEB K, BAUMGARDT K, KAMMERER PW. Retrospective analysis of survival rates and marginal bone loss on short implants in the mandible. **Clin Oral Implants Res**. 2012 Sep;23(9):1063-9. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02266.x. Epub 2011 Sep 27.

ELIAS, C.N. et al. Diferentes superfícies dos implantes dentários. In: III CONGRESSO LATINO-AMERICANO DE ÓRGÃOS ARTIFICIAIS E BIOMATERIAS, Campinas, 2004.

ELIAS, C.N. et al. Interações de células com diferentes implantes dentários. **Revista Brasileira de Odontologia**, v.62, n.12, p.119-124, 2005.

ELIAS, C.N. et al. Variações das superfícies dos implantes osseointegráveis. In: CONGRESSO EM CIÊNCIA DOS MATERIAIS, Joinville, SC, 2002.

ELIAS, C.N., LIMA, J.H.C., FIGUEIRA, D.C. Implantes dentários com superfícies anisotrópicas e isotrópicas. **Revista Brasileira de Implantodontia**, p.9-12, 2005.

ELIAS, C.N., LIMA, J.H.C., SANTOS, M.V. Modificações na superfície dos implantes dentários: da pesquisa básica à aplicação clínica. **Revista Implant News**, v.5, n.5, p.467-476, 2008.

ELIAS, C.N., MATTOS, F.R. Tratamentos de superfícies dos implantes para melhorar a qualidade e a osseointegração. In: OSSEOINTEGRAÇÃO 20 ANOS DA EXPERIÊNCIA BRASILEIRA, São Paulo. Visão Contemporânea da Implantodontia, **Quintessence**, p.1-19, 2009.

ELIAS, C.N., SERRA, L.E. Biocompatibilidade do titânio e a superfícies Vulcano. **Revista Brasileira de Implantodontia**, v.3, p.6-11, 2006.

Enislidis, G. et al. Analysis of complications following alveolar distraction osteogenesis and implant placement in the partially edentulous mandible. **Endodontology**, 2005.

Felice, P et al. Bone augmentation versus 5-mm dental implants in posterior atrophic jaws. Four-month post-loading results from a randomised controlled clinical Trial. **Eur J Oral Implantol**, 2009.

Ferrigno, N., Laureti, M & Fanali, S. Inferior alveolar nerve transposition in conjunction with implant placement. **Int. Journal of Oral e Maxillofacial Implants**, 2005.

FILHO E.A et al. Influência do espaçamento o feixe de laser Nd: YAG na obtenção de óxidos e nitretos na superfície do titânio em pressão atmosféricas. **Revista Matéria**, v.14, n.2, p.787-794, 2009.

FRIBERG, Bertil; EKESTUBBE, Annika; SENNERBY, Lars. Clinical Outcome of Branemark System Implants of various Diameters: a retrospective study. **Int J of Oral Maxillofac Implants**; 17:671-677; 2002.

FUGAZZOTTO, P. A. Shorter Implants in Clinical Practice: Rationale and Treatment Results. Comparative Study of Wide - Diameter Implants Placed. **J Oral Maxillofac Implants**, v. 23, p.487 - 496, 2008.

GEHRKE, S.A. et al. Desenvolvimento, caracterização e avaliação de uma superfície de implante microtexturizada. **FULL Dentistry in Science**. São José dos Pinhais, v.1, n.2, p.135-141, 2010.

GENTILE, Michael A; CHUANG, Sung-Kiang; DODSON, Thomas B. University of North Carolina School of Dentistry, Chapel Hill, North Carolina, USA. Survival estimates and risk factors for failure with 6 x 5.7-milimeters **Implants**. **Int J Oral Maxillofac Implants**; 20(6):930-7, nov-dec; 2005.

GERBAN, M.P., WASSALT, T. Avaliação in vitro da adesão dos osteoblastos sobre implantes osseointegráveis com superfície tratada (titamaz II). **Revista Implant News**, v.4, p.79-84, 2007.

GIL, L.M. et al. A interface célula-matriz extracelular biomaterial e a biocompatibilidade de implantes de titânio. **Innovations Implant Journal – Biomaterials and Esthetics**, São Paulo, p.58-64, set/dez, 2009.

GIL, Nazareno; MANFRO, Rafael; CLAUS, Jonathas; MARIN, Charles; GRANATO, Rodrigo. Enxerto interposicional. Uma alternativa para as deficiências verticais na região posterior da mandíbula – Descrição da técnica e dois casos clínicos. **Implant News**; v 2, n 6, nov-dez; 2005.

GLANTZ, Per Olof. Aspectos Biomecânicos de Prótese sobre implante. **Periodontology 2000**, v 5, página 119 a 124; 2000.

GRANATO, R. et al. Tendências atuais para aprimorar o processo de osseointegração. **Innovations Implant Journal – Biomaterials and Esthetics**, São Paulo, p.20-26, mai/ago, 2008.

GRANT, B.N. Outcomes of placing short dental implants in the posterior mandible: a retrospective study of 124 Cases. American Associations of Oral and Maxillofacial Surgeons. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, Stuttgart, v.67, p.713-717, 2009.

GULJÉ F, RAGHOEBAR GM, TER MEULEN JW, VISSINK A, MEIJER HJ. Mandibular overdentures supported by 6-mm dental implants: a 1-year prospective cohort study. **Clin Implant Dent Relat Res**. 2012 May;14 Suppl 1:e59-66. doi: 10.1111/j.1708-8208.2011.00358.x. Epub 2011 Jul 11.

GUARACILEI, Maciel VJ; VIEIRA, Alexandre R; JÚNIOR, Francisco JP; OLIVEIRA, Leila M.C. Aspectos biomecânicos associados à perda de implantes osseointegrados / Biomechanical factors associated with implant failure. **RGO** (Porto Alegre); 52(2):101-110, abr-jun; 2004.

GUASTALDI, F.P.S. et al. Avaliação da osseointegração em implantes dentários com superfície modificada por feixe de laser. In: 22 REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRAS. DE PESQUISA ODONTOLÓGICA. Águas de Lindóia, 2005.

GUEHENNEC, L.L. et al. Surface treatment of titanium dental implants for rapid osseointegration. **Journal Dental Materials**, p.844-854, 2007.

GUEHENNEC, L.L. et al. Osteoblastic cell behavior on different implant surface. **Acta materials**, v.4, p.535-543, 2008.

GUO, J. et al. The effect hydro fluoric acid treatment of TIO₂ grit blasted titanium implants on adherent osteoblast gene expression in vitro and in vivo. **Biomaterials**, v.28, p.5418-5425, 2007.

HEGEDEUS, Frederick; DIECIDUE, Robert. Trigeminal Nerve Injuries After Mandibular Implant Placement – Practical Knowledge for Clinicians. **Int J Oral Maxillofac Implants**; 21:111-116, 2006.

HIMLOVA´ L, Dosta´lova´ T, Ka´covsky´ A, Konvic´kova´ S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. **THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY**, Jan 2004 ; 91 (1) 20- 25.

JEMT, T. & LEKHOLM, U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. **Int. Journal of Oral e Maxillofacial Implants**, 1995.

JEONG, Chang; CAPUTO, Ângelo; WYLIE, Robert; SON, Seung; JEON, Young C. Bicortically Stabilized Implant Load Transfer. **Int J Oral Maxillofac Implants**; 18:59-65; 2003.

JÚNIOR, A., CANABARRO, A.C., MACHADO, W.A.S. Quantificação digital de alumina em superfícies de titânio rugosas variando o tamanho de detecção dos objetos. **Revista Periodontia**, v.17, n.1, 0.100-104, mar. 2007.

KAN, J. Y. K.; LOZADA, J. L.; BOYNE, P. J. et al. Mandibular fracture after endosseous implant placement in conjunction with inferior alveolar nerve

transposition: a patient treatment report. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, Chicago, v. 12, p. 655-9, 1997.

KIM, H. et al. The biocompatibility of SLA-treated titanium implants, **Biomedical Material**, v.3. p.1-6, 2008.

KOTSOVILIS, S, FOURMOSIS I, KAROUSSIS K I, BAMIA C. A Systematic Review and Meta- Analysis on the Effect of Implant Length on the Survival of Rough-Surface Dental Implants. **J Periodontol**; 2009.

KNABE, C. et al. In vitro investigation of titanium and hydroxyapatite dental implant surface using a rat bone marrow stromal cell culture system. **Biomaterials**, v.23, p.3235-3245, 2002.

KREKMANOV, Leonard. Placement of Posterior Mandibular and Maxillary Implants in Patients with Sever Bone Deficiency: A clinical Report of procedure. **Int J Oral Maxillofac Implants**; 15:722-730; 2000.

KREKMANOV, Leonard. Tilting of posterior Mandibular and Maxillary Implants for Improved Prostheses Support. **Int J Oral Maxillofac Implants**; 15:405-414; 2000.

LAI HC, SI MS, ZHUANG LF, SHEN H, LIU YL, WISMEIJER D. Long term outcomes of short dental implants supporting single crowns in posterior region: a clinical retrospective study of 5-10 years. **Clin Oral Implants Res**. 2013 Feb;24(2):230-7. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02452.x. Epub 2012 Apr 2.

Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. **J Prosthet Dent**. 2005; 94:377-81.

LEMOS, Cleidiel Aparecido Araujo et al. A importância da geometria dos implantes para o planejamento em reabilitação oral: revisão de literatura. **Revista Odontológica de Araçatuba**, v. 35, n. 1, p. 22-28, 2014.

LEKHOLM, U. Sobrevida dos implantes Branemark em arcadas parcialmente edêntulas – Um estudo multicentro prospectivo de 10 anos. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 14(5), 639-645; 1999.

LI SHI; HAIVAN, Li; FOK, Alex; UCER, Cemal; DEVLIN, Hugh; HORNER, Keith. Shape Optimization of Dentam Implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**; 22-911-920; 2007.

LOPS D, BRESSNAN E, PISONIG, CEAN, CORAZZA B, ROMEO E. Short implants in partially edentulous maxillae and mandibles: a 10 to 20 years retrospective evaluation. **Int J Dent**. 2012;2012:351793. doi: 10.1155/2012/351793. Epub 2012 Jul 9.

LUM, LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. **J Oral Implantol**, 1991.

MACHADO, Mirian AS; JUNIOR, Alberto; JUNIOR, Abílio C; LUSTOSA, Aurélio B. Causas da perda óssea periimplantar durante o primeiro ano de função. **Implant News**; vol 4, n 6, nov-dez; 2007.

MADEIRA, CM. Anatomia da Face: Base Anátomo-Funcionais para a Prática Odontológica. 5ª Ed. São Paulo: **Sarvier**, 2004.

MAGGINI, CINTI, Schiothett. História dos implantes: do sonho à realidade. **RBO**-v.55, n 5, set-out; 1999.

MAGGINI, R.S., SCHIOCHETT, C. Histórico dos implantes: do sonho à realidade. **Revista Bras. de Odontologia: RBO**, v.56, n.5, p.245-251, set/out, 1999.

MANDIA, Jr, J; KESSEIRING, Alf. Biomecânica na implantodontia. **25º CIOSP**, pg 178 a 189; 2006.

MALO, Paulo; ARAÚJO, Miguel; RANGERT, Bo. Department of Implantology, Maçó Clinic, Lisbon, Portugal. Short implants placed one-stage in maxile and mandible: a restrospective clinical study with 1 to 9 yars of follow-up. **Clin Implant Dent Relat Res**; 9(1):15:21, Mar; 2007.

MAURETTE, Marvins A; MAZZONETTO, Renato; SILVA, Alessandro C; TOREZAN, José FR. Classificação morfológica do rebordo alveolar da mandíbula. **Implant News**; v 1, n 6, nov-dez; 2004.

MAZZONETO, Renato; MAURETTE, Marvins A; SILVA, Alessandro C. TOREZAN, José FR. Avaliação retrospectiva das complicações presentes em 72 casos tratados com distração osteogênica alveolar. **Implant News**; v 2, n 3, maio-junho; 2005.

MELHADO, Rachel M.D.; VASCONCELOS, Laércio W; FRANCISCONE, Carlos Eduardo; QUINTO, Carolina; PETRILLI, Gustavo. Avaliação clínica de implantes curtos (7 milímetros) em mandíbulas. Acompanhamento de dois a 14 anos / Clinica evaluation of short implants (7 milímetros) in mandible. **Implant News**; 4(2): 147-51, mar-abr; 2007.

MENCHERO et al., J.M. (2011) Meta-analysis on the survival of short implants. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal* 16: e546–e551.

MENDONÇA, G. et al. Avaliação do comportamento de células mesenquimais humanas sobre superfície de implantes dentários. **Implant News**, v.2, n.6, p.137-142, 2009.

MIRANDA, Milton. Considerações em Prótese sob Implantes. **Implant News**; v 3, n3, mai-jun; 2006.

MISCH, Karl; STEIGENGA, Jenifer; BARBOZA, Eliane; MISCH-Dietsh F; CIANCIOLA, Louis J; KAZOR, Cristhoper. Department of Periodontology, Temple University, Philadelphia, PA, USA. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-years case series study. **J Periodontol**; 77(8):1340-7, aug; 2006.

MISHC, Karl. **Implantes Dentários Contemporâneos**, 2ª edição: São Paulo; 2000, cap. 7, 8, 9, 13, 15, 21, 22, 23, 24.

MISCH, Karl. **Prótese sobre implantes**, 1ª edição: São Paulo; 2006, cap. 4, 7, 8, 9, 13, 16, 19, 20, 25.

MISCH, Karl. Short Dental Implants: A literature review and rationale for use. **Dentistry Today**, august; 2005.

MORAES SLD, Carvalho BM, Pellizzer EP, Fálcon-Antenucci, RM, Santiago-Jr, JF. Geometria das roscas dos implantes: revisão de literatura. **Rev Cir Traumatol. Buco-Maxilo-fac.** 2009; 9:115-24.

MORDENFELD, Maud H. JOHANSSON, Anders; HEDIN, Mans; BILLSTRON, Camila; FRYBERG, Kristina A. A retrospective Clinical Study of Wide-diameter implants in posterior edentulous areas. **Int J Oral Maxillofac Implants**; 19:387-392; 2004.

MOTTA, Sergio. Avaliação Clínica de Sobrevida de 3 Sistemas de Implantes em diferentes Densidades Ósseas. **Tese de mestrado em Implantodontia. Unicastelo – São Paulo**; 2002.

MURRAY, Arlin. Short Dental Implants as a treatment Option: results from an Observational Study in a Single Private Practice. **Int J Oral Maxillofac Implants**; 21:769-776; 2006.

NEVES, Flavio; FONES, Dennis D; BERNARDES, Sergio; PRADO, Celio; NETO, Alfredo. Department of Occlusion, Fixed Prosthesis, and Dental Materials, Federal University of Uberlândia, School of Dentistry, Uberlândia, Brazil. Short Implants – an analysis of longitudinal studies. **Int J Oral Maxillofac Implants**; 21(1):86-93, jan-feb; 2006.

OLIVEIRA, E. J. **Princípios de Bioengenharia em Implantes Osseointegrados**, 1ª edição: Rio de Janeiro; 1997; cap. 1, 2, 3, 4, 5.

PAREDES, R.S.C., VEZ, A.P., SILVA, J.C. Avaliação da influência da preparação da superfície de titânio utilizado para implantes odontológicos com titânio depositado por aspersão térmica OS. In: 17 CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA E CIÊNCIA DOS MATERIAIS. Foz do Iguaçu, 2006.

PELEG, Michael; MAZOR, Ziv; CHAUSHU, Gavriel; GARG, Arun. Lateralization of the Inferior Alveolar Nerve with Simultaneous Implant Placement: A modified Technique. **Int J Oral Maxillofac Implants**; 17:101-106; 2002.

PEREIRA, Helio José Paiva. Análise por elementos finitos de implantes com conexão cone Morse de comprimento curto e diâmetro largo na região posterior da maxila, 2011.

PIERRISNARD L, RENOUEARD F, RENAULT P, BARQUINS M. Influence of implant length and Bicortical Anchorage on implant Stress Distribution. **Clin Implant Dent Relat Res.** 2003.

PINHEIRO, A. Monografia "Taxa de sucesso de implantes curtos", Universidade Fernando Pessoa, 2007.

POMMER B, FRANTAL S, WILLER J, POSCH M, WATZEK G, TEPPER G. Impact of dental implant length on early failure rates: a meta-analysis of observational studies. **J Clin Periodontol** 2011; 38: 856–863. doi: 10.1111/j.1600-051X.2011.01750.x

RENOUEARD, F & NISAND, D. Short Implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. **Clin Implant Dent Relat Res.**, 2005.

RENOUEARD, F & NISAND, D. Impact of implant length and diameter on survival rates. **Clin Implant Dent Relat Res.**, 2006.

RIZZOLO, RC; MADEIRA, CM. Anatomia Facial com Fundamentos da Anatomia Geral. 3ª Ed. São Paulo: **Sarvier**, 2009.

PERRI, Paulo; JUNIOR, Idelmo. Opções de Tratamento de mandíbula e posterior parcialmente desdentada – Parte I – Opções cirúrgicas. **Implant News**, v 3, n 2, março-abril; 2006.

PINTO, L.E.S.C, ELIAS, C.N. Análise química e topográfica de implantes de titânio após tratamentos químicos de superfície. In: IV CONGRESSO LATINO-AMERICANO DE ÓRGÃOS ARTIFICIAIS E BIOMATERIAIS, Caxambu, 2006.

RENOUEARD F, NISAND D. Impact of implant length and diameter on survival rates. **Clin. Oral Imp. Res.** 2006; 17 (2): 35–5129.

RING ME, A thousand years of dental implants: a definitive history – Part. 1. **Compendium**, 1995.

ROKNI, Shahin; TODESCAN, Reynaldo; WATSON, Philip; PHAROAH, Michael; ADEGBEMBO, Albert; DEPORTER; Douglas. Department of Prosthodontics, Mashhad Dental School, Mashhad University of Medical Sciences. Mashhad, Iran. An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. **Int J Oral Maxillofac Implants**; 20(1):69-76, jan-feb; 2005.

ROMEO, Euenio; GHISOLFI, Marco; ROZZA, Roberto; CHIAPASCO, Matteo; LOPS, Diego. Department of Prosthodontics, Dental Clinic, School of Dentistry, University of Milan, Italy. Short (8 millimeters) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. **Int J Prosthodont**;19(6):568-92, nov-dec; 2006.

SENDYK, Cláudio; SENDYK, Wilson R. Planejamento protético-cirúrgico em implantodontia. **Implant News**; v 3, n 2, março-abril; 2006.

SILVA. J.C. Estudo comparativo de superfícies de titânio utilizadas em implantes, 2006, 68fls. Tese de Mestrado em engenharia e ciências dos materiais – Universidade Federal do Paraná. Curitiba, 2006.

SILVA, M.H. et al. Recobrimentos de titânio com fosfato de cálcio de relevância biológica pelo processo de deposição eletrolítica. **Revista Matéria**, v.7, 2002.

SIMUNEK, A. et al. A six-year study of hidroxiapatite-coated root-form dental implants. **West Indian Medical Journal**, p. 393-397, 2005.

STTELINGSMASMA, Kees; VISSINK, C; KUIPPER; RANGOEBAR, GM. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. **Crit Rev Oral Med**, 15(4):240-248. University of Groning; 2004.

STTELINGSMASMA, Kees; RANGOEBAR, GM; MEIJER, Henny, STEGENGA, Boudewijn. The Extemely Resorbed Mandible: A comparative Prospective Study of 2-year result with 3 treatment strategies. **Int J Oral Maxillofac Implants**; 19:563-577; 2004.

SULLIVAN RM. Implant Dentristry and the Concept of Ossointegration: A Historic Perspective. **J.Calif Dental Assoc**, 2001.

SCHWARTZ--Arad, D., Herzberg, R. & Dolev, E. The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impacto on implant survival. **Journal of Periodontology** 75: 511-516.

TAKEUCH, M. et al. Acid pretreatment of titanium implants. **Biomaterials**, v.24, p.1821-1827, 2003.

TADA et al. Influence of Implant Design and Bone Quality on Stressd/Strain distribution in Bone around Implants: A3- Dimension Finite Element Analysis. **Int. J. Oral Maxillofac Implants**, 2003.

TARDIEU, Philip; VRIELINCK, Luck; ESCOLANO, Eric. Computer-assisted Implant Placement. A case Report: treatment of the mandible. **Int J Oral Maxillofac Implants**; 18:599-604; 2003.

TAWIL, Georg; YOUNAN, Roland. Department of Periodontology, St Joseph University, Beirut, Lebanon. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. **Int J Oral Maxillofac Implants**;18(6):894-901, nov-dec; 2003.

TAWIL, Georg; YOUNAN, Roland. Department of Periodontology, St Joseph University, Beirut, Lebanon. Influence of prosthetic parameter on the survival

and complication rates of short implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**; 21(2):275-82; mar-apr; 2006.

TAYLOR & AGAR. Twenty years of progress in implants prosthodontics. **J. Prosthet Dent**, 2002.

TELLEMAN G, RAGHOEBAR GM, VISSINK A, DEN HARTOG L, HUDDLESTON SLATER JJ, MEIJER HJ. A systematic review of the prognosis of short (<10mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. *J Clin Periodontol* 2001, JUL (38(7)):667-76. doi: 10.1111/j.1600-051X.2011.01736.x. Epub 2011 May 12.

THOMÉ, G.;BERNARDES, S R; SARTORI, I M. Uso de implantes curtos: decisão baseada em evidências científicas. **Jornal ILAPEO** – Instituto Latino Americano de Ensino Odontológico; Artigo 1. 2003.

TOMSIA, A.P et al. Nanotechnology approaches for better dental implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.26 (suppl), p. 25 – 49, 2011.

VIERA, Haroldo. Especial 40 anos de osseointegração. **Implant News**, v 2, n 4, jul-ago; 2005.

VIGOLO et. al. A. Clinical evaluation of singletooth mini-implant restoration: a five-year retrospective study. **J Prosthet Dent**. 2000; 84:50- 4.

WANG, Tong-Mey; LEU, Liang-Jenq; WANG, Juo-song; LIN, Li-Deh. Effects of Prosthesis Materials and prosthesis Splinting on Peri-implant bone stresses around Implants in Poor-quality bone: A numeric Analysis. **Int J Oral Maxillofac Implant**; 17:231-237; 2002.

WEINBERG, LA. Reduction of Implant Loading Using a Modified Conetric Occlusal Anatomy. **Int J Prosthodont**. 1998; 11:55-69.

WISKOTT, H.; BELSER, U. C. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. **Clin Oral Implants Research**, v. 10, p. 429-444, 1999.

WORTHINGTON, Philip. Injury to the Inferior Nerve During Implan Placement: A formula for protection of the Patient and Clinician. **Int J Oral Maxillofac Implants**;19:731-734; 2004.

YANG, Wei-en et. Al. Nano/submicron-scale TiO₂ network on titanium surface for dental implant application. **Journal of Alloys and Compounds**, p.642-647, 2009.

YEON-HEE, Kim; KOAK, Jai-Yung; CHANG, Ik-Tae Wennenberg; SEONG, Joo. A Histomorfometric Analysis of the Effects of Various Surface Treatment Methods on Osseointegration. **Int J Oral Maxillofac Implants**; 18:349-456; 2003.

YEUNG, Richie. Surgical Management of the Partially Edentulous Atrophic Mandibular Ridge Using a Modified Sandwich osteotomy: a case report. **Int J Oral Maxillofac Implants**; 20:799-803; 2005.

YOKOIAMA, Sawako; WAKABAYASHI, Noriyuki; SHIOTA, Makoto; OHYAMA, Takashi. Estresse Analysis in Edentulous mandibular Bone Supporting Implant-retained 1-piece or multiple superstructures. **Int J Oral Maxillofac Implants**;20-578-583; 2005.