

Academia de Odontologia do Estado do Rio de Janeiro

AORJ

Eduardo Henrique Sabatini Filho

PLATAFORMAS DOS IMPLANTES DENTÁRIOS

RIO DE JANEIRO

2011

Academia de Odontologia do Estado do Rio de Janeiro

AORJ

Pós Graduação *Lato sensu* em Implantodontia

Eduardo Henrique Sabatini Filho

PLATAFORMAS DOS IMPLANTES DENTÁRIOS

Monografia apresentada ao Centro de Pós-Graduação da Academia de Odontologia do Estado do Rio de Janeiro para Obtenção do Grau de Especialista em Odontologia. Área de concentração: Implantodontia

Orientadora: Prof. Dra. Flávia Rabello de Mattos

RIO DE JANEIRO
2011

“PLATAFORMAS DOS IMPLANTES DENTÁRIOS”

Monografia apresentada ao Centro de Pós-graduação da AORJ - CLIVO como requisito parcial para a obtenção do grau de especialista em implantodontia.

Aprovado em ____ / ____ / ____

BANCA EXAMINADORA

Coordenador Prof. Dr. Sergio Henrique Gonçalves Motta

Prof^a. Dr^a Flavia Rabello Mattos

Prof. Dr. Carlos Nelson Elias

DEDICATÓRIA

Ao meu pai, por seu exemplo de integridade e caráter, ajudando-me a enfrentar os altos e baixos com personalidade e verdade. Ele é o melhor amigo que alguém pode ter.

A minha mãe, pelo carinho, preocupação e gestos atenciosos, trazendo conforto e segurança sempre que preciso.

AGRADECIMENTOS

Agradeço sempre ao Senhor pelo milagre de cada dia de vida.

Ao professor Sergio Motta, por seu apoio e inspiração no amadurecimento dos meus conhecimentos e conceitos, sempre ensinando a fazer odontologia baseada em ciência.

A professora Flavia Rabello, pela paciência na orientação e incentivo que tornaram possível a conclusão desta monografia.

Ao Coordenador da Turma, professor Rubens Eduardo Gigli, e a todos os professores do curso de Implantodontia - Clivo, que contribuíram para a construção de quem sou hoje.

Aos meus colegas, que riram e choraram comigo durante dois anos, e hoje posso chamar de amigos.

A todos os funcionários da Clivo, que com carinho e atenção nos acolheram durante o curso.

Aos meus pacientes, sem os quais nada faria sentido.

EPÍGRAFE

*"Todos querem o perfume das flores,
mas poucos sujam as suas mãos para cultivá-Las."*

AUGUSTO CURY

RESUMO

O tratamento reabilitador com implantes dentários tem se tornado cada vez mais comum nos consultórios odontológicos. Desde a introdução dos primeiros implantes, uma série de inovações tem sido propostas com o objetivo de melhorar os resultados obtidos com esses tratamentos, através do surgimento de diversos sistemas de implantes. Os implantes dentários mais comumente utilizados são o hexágono externo, o hexágono interno e o cone Morse. O objetivo desta revisão de literatura é revisar o comportamento dos diferentes tipos de plataforma de implante quanto a reabsorção da crista óssea periimplantar. Um dos grandes desafios dos implantodontistas tem sido minimizar a perda óssea periimplantar, que ocorre por fatores biomecânicos, dentre estes podemos citar como fator mecânico o cisalhamento e fatores biológicos como a saucerização, estes aspectos associados induzem a periimplantite. Concluímos que para um excelente planejamento cirúrgico protético é essencial a escolha do sistema de retenção do implante. Apesar de a perda óssea ser um fator ainda não totalmente conclusivo quando relacionado as diversas plataformas dos implantes. É sugestivo que os autores observaram uma menor perda óssea nos implantes do tipo cone Morse quando relacionaram a mecânica e a biologia.

Palavras-chave: perda óssea, implante, plataforma, biomecânica, periimplantite.

ABSTRACT

The rehabilitative treatment with dental implants has become increasingly common in dental offices. Since the introduction of the first implant, a series of innovations have been proposed with the aim of improving results obtained with these treatments, through the emergence of various implant systems. The dental implant systems most commonly used are external hexagon, internal hexagon and morse taper. The purpose of this literature review is to review the behavior of different types of implant platform in terms of resorption of the bone crest. A major challenge has been to minimize the peri-implant bone loss that occurs by biomechanical factors, among these we may mention the shear mechanical factors and biological factors as the saucerization, these aspects of inducing periimplatitis. We conclude that for optimal prosthetic surgical planning is essential to choose the restraint of the implant. Although bone loss is a factor not yet fully conclusive when applied to the various platforms of the implants. It is suggestive that the authors found a lower bone loss in implants cone Morse when related the mechanics and biology.

Key-words: bone loss, implant, platform, biomechanical, peri-implantitis.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

EGF – Epitelial growing factor (fator de crescimento epitelial)

MEV – Microscopia eletrônica de varredura

mm – Milímetros

N/m² - Newton por metro quadrado

N/cm – Newton por centímetro

µm – Micrômetro

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
2	PROPOSIÇÃO	13
3	REVISÃO DE LITERATURA	14
	3.1 HISTÓRICO DOS IMPLANTES	14
	3.2 TIPOS DE PLATAFORMAS DE IMPLANTES	18
	3.2.1 HEXÁGONO EXTERNO	20
	3.2.2 HEXÁGONO INTERNO	24
	3.2.3 CONE MORSE	27
	3.2.4 OCTÓGONO INTERNO	32
	3.2.5 PLATAFORMA SWITCHING	33
	3.3 FATORES MECÂNICOS PARA PERDA ÓSSEA	37
	3.3.1 CISALHAMENTO	40
4	DISCUSSÃO	45
5	CONCLUSÃO	56
5	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	57

1 INTRODUÇÃO

Atualmente o uso de implantes osseointegrados tornou-se uma alternativa de tratamento cada vez mais procurada em consultórios de todo o mundo. Sendo considerada uma proposta de tratamento altamente confiável da odontologia moderna. A busca pela eliminação das limitações dos sistemas de implantes é constante, e a perda óssea periimplantar tem sido tema de discussão e serve como referência para avaliar o sucesso da terapia com implantes.

O sucesso e a longevidade do tratamento com implantes estão intimamente ligados à presença e manutenção do tecido ósseo, principalmente na região da crista.

Skalak (1983) observou que os aspectos biomecânicos de um dente natural, que possui ligamento periodontal e de um implante, que é uma fixação rígida no osso alveolar, são completamente diferentes. A possibilidade de transferir sobrecarga ao implante e este ao osso circundante pode acabar ultrapassando o limite fisiológico e provocar falha nas reabilitações ou até mesmo a perda do implante.

Antenuci (2008) diz que a oclusão em implantodontia deve ter uma atenção especial voltada para a biomecânica, devido ao tipo de carga criado pelo contato do dente com o implante e seu efeito na interface osso – implante, que tem o comportamento ósseo intimamente ligado à maneira como as forças são transferidas ao implante.

Consolaro (2010) considerou tão importante quanto a avaliação dos aspectos oclusais e biomecânicos das próteses implanto-retidas, deve ser a avaliação dos aspectos clínicos do paciente, bem como o controle de placa bacteriana, que associada as sobrecargas podem levar a falência do conjunto.

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo do presente estudo é avaliar, através de uma revisão de literatura, como os diferentes tipos de plataformas protéticas podem influenciar na manutenção do osso ao redor do espelho do implante, com o objetivo de fornecer informações necessárias ao implantodontista para planejar e selecionar o melhor desenho da plataforma, realizando uma reabilitação com um prognóstico mais favorável.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 HISTÓRICO DOS IMPLANTES

Maggiolo (1807) idealizou uma raiz dentária confeccionada em ouro, que foi introduzido em um alvéolo de um dente recém extraído. Sendo, portanto considerado o precursor da implantodontia.

Weinstein *et al* (1976) constataram que a perda do dente humano e sua substituição com implantes é um problema que tem estimulado o interesse e recebido grande atenção. Embora incontáveis desenhos de implantes tenham sido criados e muito tenham sido testados clinicamente, poucos provaram serem efetivos. Neste trabalho, os autores testaram a resistência mecânica de implantes de Co-Cr-Mo, que após instalados em cães, foram sacrificados para a remoção do bloco ósseo com os implantes inseridos. Os autores concluíram que as propriedades mecânicas têm grande significância na distribuição de stress em torno dos implantes dentários.

Bezerra (1985) informou que desde a época dos faraós, os implantes aloplásticos eram utilizados em múmias. Em Honduras, na Praia dos Mortos, foi encontrada uma mandíbula com um implante de um incisivo central talhado em pedra preta, e que segundo estudiosos, havia sido executado na época pré-colombiana. Esse implante ficou por muito tempo na boca, pela presença de tártaro que recobria a face lingual e os dentes naturais adjacentes. O autor também cita Formiggini como o pai da Implantodontia moderna, pois foi ele que, em 1942, na Itália, criou os implantes endósseos. Após deixar uma gaze iodoformada por meses dentro de um alvéolo a fim de tamponamento pós

exodontia, Formiggini teve grande dificuldade de removê-la do alvéolo. Ao enviar o material para o exame histopatológico, observou que aderido à gaze havia um tecido conjuntivo fibroso. Partindo deste princípio, ele idealizou um implante metálico em forma de parafuso, pois imaginava que o tecido conjuntivo fibroso que se formaria ali ficaria mais aderido às espirais do parafuso.

Branemark(1985) publicou e definiu a osseointegração como sendo “uma conexão estrutural e funcional direta entre o tecido vivo e ordenado e a superfície de um implante submetido à carga funcional”.

Becker (1990) considerou que é difícil precisar o momento exato em que as antigas civilizações começaram a utilizar artifícios para instalar objetos dentro do osso alveolar com a finalidade de substituir elementos dentários. No Egito antigo, conchas marinhas eram esculpidas e utilizadas para substituir dentes perdidos. Alguns cientistas acreditam inclusive que estas conchas tiveram função mastigatória.



Peabody Museum - Harvard University



Peabody Museum - Harvard University

Sullivan (2001) descreveu evidências de ocupantes onde hoje fica Honduras, há mais de 1000 anos atrás, desenvolveram um modo de usar pedras em formato de dentes como implantes dentais. Também relembra que

em 1941 um dentista sueco chamado Gustav Dahl colocou uma estrutura de metal abaixo do periosteio e extensões verticais emergiam da gengiva. Impressionados com este trabalho, dois dentistas americanos levaram essa técnica para os Estados Unidos da América, atraindo a atenção de outros dentistas. Em 1951, 30 dentistas se encontraram em Saint Louis para formar a American Academy of Implant Dentures.

Taylor & Agar (2002) informaram que o primeiro paciente humano recebeu implantes na clínica de Branemark em 1965. Na década posterior, a aplicação da osseointegração como fundamento para a prótese dental foi cuidadosamente documentada e relatada. Outros investigadores, incluindo Schroeder na Suíça e Schulte na Alemanha, estavam fazendo pesquisas independentes com implantes de titânio no mesmo período. Os anos 1970 viram o acúmulo de dados suficientes relativos a previsibilidade da osseointegração para mudar do experimento para o uso clínico rotineiro na Europa. Também publicaram que a era moderna dos implantes dentários começou em maio de 1982, quando foi realizada uma conferência sobre *Osseointegração na Clínica Odontológica*, em Toronto, no Canadá. Ocasão em que o professor Branemark apresentou o conceito de osseointegração.

Vieira (2005), em 1952, na Suécia, declarou que o Professor Per Ingvar Brånemark fez uma descoberta acidental. Ele observou que era impossível recuperar algumas câmeras microscópicas, feitas de titânio, usadas em seu estudo, pois estavam ancoradas no osso. O titânio tinha aparentemente aderido irreversivelmente ao osso vivo. Esta observação contradizia as teorias científicas da época. Após muitas pesquisas Branemark demonstrou que sobre condições controladas, o titânio poderia ser

estruturalmente integrado ao osso vivo com alto grau de previsibilidade e sem inflamação dos tecidos ou mesmo rejeição e chamou esse fenômeno de Osseointegração.

3.2 TIPOS DE PLATAFORMAS DE IMPLANTES

Binon (2000), em seu trabalho de revisão observou que a junção pilar-implante é geralmente descrita como sendo uma conexão interna ou externa. O fator distintivo que separa estes dois tipos de conexão é a presença ou ausência de uma característica geométrica que se estende acima da superfície coronal do implante. A conexão pode ser caracterizada como um encaixe, onde existe um pequeno espaço entre as peças de encaixe, e a ligação é passiva, ou como um ajuste comum com atrito, onde não existe espaço entre os componentes e as peças são, literalmente, forçadas uma contra a outra. As superfícies são caracterizadas como sendo um do tipo butt-joint, que consiste em 2 ângulos retos em contato com superfícies planas, ou um conjunto de bisel, onde as superfícies são angulares tanto interna, quanto externamente. As estruturas podem incorporar também uma resistência de rotação e o recurso de indexação e / ou uma geometria para estabilização lateral. Esta geometria pode ser dos tipos octogonal, hexagonal, cone parafuso, cone hexágono e hexágono cilindro.

Sykaras *et al.*(2000), constatou que a interface protética dos implantes podem ser externa ou interna. A conexão externa mais comum é a hexagonal, existindo ainda a octogonal e a “spline” com projeções interdigitadas. As conexões internas incluem a interface Morse Taper (ITI, Straumann[®]), hexágono interno e octógono interno.

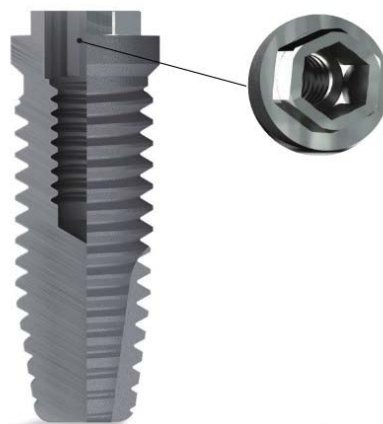
Mendonça *et al.* (2004) realizaram um estudo analisando cinco sistemas de implantes brasileiros comparando-os ao sistema Nobel Biocare[®] quanto à tolerância das medidas da plataforma dos implantes e pilares, ajuste

vertical e horizontal da interface implante/pilar. Utilizaram microscópio óptico tridimensional para medir o diâmetro e hexágono para plataformas dos implantes e bases dos pilares, e microscópio eletrônico de varredura para analisar a interface implante/pilar. Verificaram que comparado com a plataforma controle; o Conexão Sistemas de Próteses[®] foi a única menor; para diâmetro do hexágono externo, comparando-se ao grupo controle, Conexão Sistemas de Próteses[®] e INP[®] foram menores; para o ajuste vertical, quando comparado ao grupo controle, Conexão Sistemas de Prótese[®] e Neodent[®] apresentaram valores iguais, sendo Dentoflex[®], INP[®] e Serson[®], maiores; para o ajuste horizontal, comparando-se ao grupo controle, Conexão Sistemas de Próteses[®] e Neodent[®] apresentaram-se iguais, Dentoflex[®], INP[®] e Serson[®] tiveram valores positivos e negativos, indicando descentralização na perfuração do implante.

3.2.1 HEXÁGONO EXTERNO



Catálogo SIN Implantes 2011



Catálogo SIN Implantes 2011

Esse tipo de conexão favorece o reabilitador a encontrar um número maior de possibilidades de encaixe do componente protético sobre o implante, uma vez que esse componente possui doze opções de encaixe no hexágono do implante, e facilita em casos onde são unidos, múltiplos elementos dentários a serem instalados. Como originário sistema de encaixe desenvolvido pelo criador da implantodontia, tornou-se o mais usado em todo o mundo

Stevão (2005) destacou que no protocolo original de Brånemark, os implantes eram inseridos na região interforaminal para restaurar a arcada inferior totalmente desdentada, onde eram unidos através de uma barra onde uma prótese fixa seria construída. Para que esses implantes fossem inseridos, um hexágono externo foi adicionado na plataforma desses implantes. Esse hexágono não tinha a função de funcionar como um sistema anti-rotacional, mas apenas como dispositivo de captura e inserção. Apenas mais tarde, quando os implantes foram usados para a reconstrução de elementos dentários unitários, o hexágono obteve uma concepção mecânica para evitar que a coroa

girasse em torno de seu próprio eixo. A altura do hexágono externo original, de apenas 0.7mm não foi desenhada para suportar as forças oclusais geradas durante a mastigação. Assim, algumas modificações tiveram que ser inseridas nos parafusos que fixavam as coroas em posição, para aumentar a estabilidade plataforma-coroa.

Soares et al (2006) observaram que os implantes com hexágono externo, desenvolvidos pelo Professor Per-Ingvar Branemark há mais de 40 anos, são o sistema mais utilizado até os dias atuais, apresentando como grande vantagem sua simplicidade e previsibilidade, adquiridas com inúmeras casuísticas favoráveis desde seu advento.

Bernardes *et al.* (2006) afirmaram que, normalmente, as empresas de implantes nacionais acabam por copiar as conexões dos sistemas com sucesso internacional. As conexões mais comuns existentes no Brasil são hexágono externo tradicional, hexágono interno, cônico interna e implantes em peça única, sem função pilar implante, onde a maioria das empresas nacionais produz diferentes desenhos de encaixe. Esta variedade de opções disponíveis no mercado faz com que os clínicos trabalhem em meio a uma série de dados que oferecem vantagens e desvantagens dos diversos fabricantes. O presente estudo analisou comparativamente a qualidade e quantidade dos gradientes de tensão gerados em implantes dentários de mesma geometria, diferindo apenas na junção pilar/implante: hexágono externo e hexágono interno. O comportamento dos implantes hexágono interno superou o hexágono externo tanto na distribuição de carga axial (1,28% a menos para hexágono interno) quanto na distribuição não axial (12,93% a menos para hexágono interno). Os

autores concluíram que para carga não axial existiu uma diferença estatisticamente significativa na distribuição da tensão ao corpo do implante.

Diamantino et al (2008) observaram que no modelo de hexágono externo, quando há aplicação de cargas laterais, as forças são transmitidas à plataforma do implante e ao parafuso de retenção no ponto em que este entra no implante, podendo provocar afrouxamento ou fratura deste parafuso.

Pérez (2009) informa que os implantes elaborados por Branemark & Zarb , em 1985, apresentavam hexágono externo e um desenho com forma de parafuso, em titânio puro com um diâmetro de 3.75 mm e comprimentos que variavam de 7.0 a 18.0 mm. Esses implantes possuíam algumas secções cortantes, destinadas a abrir caminho no osso e alojar as esquirolas ósseas oriundas do osso cortado pelo implante. Uma perfuração axial comunicava-se com uma perfuração transversal e o coágulo sanguíneo ali alojado era convertido em osso após o reparo e melhorava o travamento mecânico apical do implante. O implante possuía ainda um hexágono externo, com 2.4 mm de largura e 0.7 mm de altura, destinado ao acoplamento dos instrumentos e conectores protéticos. O hexágono externo dos implantes foi desenvolvido com o objetivo de auxiliar na instalação cirúrgica dos implantes osseointegrados. Inicialmente, a única forma de tratamento protético sobre os implantes eram as próteses totais fixas e as conexões não tinham a finalidade anti-rotacional. Com o aumento da aplicabilidade dos implantes orais para restaurações unitárias, as conexões passaram a desenvolver outro papel, o de impedir a rotação da prótese. Isso estimulou os fabricantes a desenvolver parafusos que suportem torques mais elevados , a alterar o tipo de material do

parafuso e a aumentar a precisão na conexão do hexágono, além de criar novos desenhos de interface pilar/implante.

Gil et al (2009) compararam o desempenho de implantes com diferentes alturas de hexágono externo (0,6 mm, 1,2 mm e 1,8 mm) e com diferentes tratamentos de superfície (polida, atacada por ácido sulfúrico e jateada com óxido de alumínio) e concluíram que implantes com maior altura de hexágono, tais como 1,8 mm e com superfície jateada são mais resistentes à fadiga e à perda óssea.

Pimentel et al (2010) afirmaram que o sistema mais conhecido e o mais bem documentado é o sistema de conexão hexagonal externa, proposto por Branemark. Esse sistema possui uma conexão em forma de hexágono que age como mecanismo anti-rotacional, sendo, junto com o parafuso protético, o responsável pela estabilidade mecânica do conjunto implante/intermediário.

3.2.2 HEXÁGONO INTERNO



Catálogo SIN Implantes 2011

Catálogo SIN Implantes 2011

Esse tipo de conexão favorece o reabilitador a oferecer maior longevidade protética, biomecânica e redução do “stress” do parafuso de retenção do componente, uma vez que o componente protético se adapta dentro do implante a 2,6mm. Excelente produto para casos unitários e múltiplos.

Stevão (2005) declarou que, com a intenção de distribuir as forças geradas pela mastigação para dentro do implante, a fim de proteger o parafuso de retenção de forças oclusais excessivas e também reduzir a microinfiltração, foi desenvolvido o hexágono interno. Um dos implantes pioneiros com hexágono interno foi o Core-Vent, desenhado com uma profundidade de 1.7 mm e um bisel de 45 graus. Depois, vários outros desenhos de hexágono interno foram lançados no mercado, variando o tipo de articulação implante-conexão e a quantidade de lados internos para a resolução completa.

Bernardes et al (2006) citaram que autores como Taylor & Agar, 2002 e Taylor, 2003 acreditaram que o hexágono interno é uma evolução do hexágono externo tradicional e teria algumas vantagens sobre ele, como

favorecer menor desaperto e perda de parafusos. As conexões internas poderiam, além dessas vantagens, absorver sobrecargas externas e seu desenho possibilitaria uma distribuição mais homogênea das tensões ao redor dos implantes em relação aos parafusos com hexágono externo, diminuindo as tensões sobre a crista óssea.

Soares (2006) concluiu que o implante do sistema hexágono interno apresenta como ponto forte sua alta resistência mecânica, possui uma grande variedade de componentes protéticos facilitando a escolha da solução adequada para cada caso e não necessita de montador, sendo que o transporte e a instalação do implante são feitos pelo mesmo modelo de chave. Esse modelo confere maior resistência ao torque durante o procedimento de inserção do implante no alvéolo cirúrgico e também aumenta a estabilidade

Silva *et al.* (2007) avaliaram através do método da fotoelasticidade, a dissipação de forças periimplantares em relação aos implantes de hexágono externo e hexágono interno, relacionando seus diâmetros. Implantes com os dois tipos de hexágono, de 4 e 5 mm de diâmetro, da marca Neodent® (Brasil), foram avaliados aplicando-se carga sobre próteses instaladas sobre estes modelos e obtendo-se registros fotográficos do comportamento das tensões nos modelos fotoelásticos. As conclusões do estudo, sugerem menor concentração de estresse nos modelos com implantes de hexágono interno e implantes com diâmetro de 5 mm, sendo melhores indicados para reabilitações. Na impossibilidade da utilização de implantes de largo diâmetro, sugeriu-se a instalação de implantes com hexágono interno.

Diamantino *et al* (2008) afirmaram que quando submetidas a carregamento excêntrico, as junções internas apresentam conexões mais

estáveis e menor distribuição da tensão ao longo de seu corpo e de sua plataforma do que as de hexágono externo. As forças laterais quando aplicadas no implante de hexágono interno são transmitidas diretamente às paredes do implante devido ao comprimento e ao íntimo contato com os hexágonos. A alta resistência mecânica é o ponto forte do hexágono interno. Esse modelo confere maior resistência de torque no momento de inserção do implante no alvéolo cirúrgico.

Pimentel et al (2010) explicaram que após a consagração da osseointegração, outros sistemas foram propostos a fim de corrigir alguns aspectos falhos do hexágono externo. Dentre esses, há os sistemas de conexão interna. Essas conexões diferem bastante quanto à maneira de se conectar o intermediário ao implante. Cada empresa, diferente do que ocorre com o sistema de hexágono externo, buscou seu próprio mecanismo e desenho, com características únicas, dificultando uma padronização. O sistema de hexágono interno foi introduzido no mercado para conseguir uma melhor estabilidade mecânica.

3.2.3 CONE MORSE



Esse tipo de conexão traz a excelência na vedação do tráfego bacteriano (implante-componente) permitindo melhor saúde periodontal, e proteção do nível estético combatendo a recessão óssea marginal. Outro benefício desse sistema é sua versatilidade, pois o cliente reabilitador, pode escolher entre utilizar o hexágono interno e o sistema morse, ambos presentes nesse tipo de implante. Para sua instalação foi desenvolvida uma chave milimetrada, que oferece ao cirurgião a possibilidade de selecionar a altura de cinta do componente protético; esta mesma chave é conectada ao hexágono do implante localizado abaixo do sistema Morse, preservando as paredes do sistema morse, para que sejam tocadas apenas pelo componente protético no ato de sua instalação.

Dilbart et al (2005) realizaram um estudo apontando que o selamento promovido pelo sistema cone morse é suficientemente hermético para impedir invasões bacterianas na interface implante- abutment. O gap existente ao redor

do implante também é diminuído. Reduzindo conseqüentemente o processo inflamatório e a perda óssea marginal.

Hunt et al. (2005) descreveram que, na conexão Cone Morse, o pino também forma uma conexão mais resistente em relação ao sistema externo, pois o pino orienta-se profundamente dentro do corpo do implante e que as paredes internas do implante usualmente tem uma convergência de 8 a 11 graus, sendo assim, como o pino é parafusado no local, as paredes do implante suportam o mesmo segurando a conexão, reduzindo assim as tensões no parafuso de retenção. Como resultado, faz-se necessário 30% mais força para desencaixar o pino do que para encaixá-lo.

Diamantino et al (2008) declararam que as conexões tipo cone morse apresentam um design interno preciso que, durante a instalação do intermediário protético ao implante, permite um íntimo contato das superfícies sobrepostas, adquirindo uma resistência mecânica semelhante a de uma peça única. Nenhum microgap existe nesta interface, o que confere uma maior resistência aos movimentos rotacionais. Neste tipo de conexão há uma redução de pontos de tensão, uma maior capacidade de suportar forças horizontais e também uma alta resistência mecânica. Esses fatores permitem a confecção de próteses com características mais próximas das naturais, sem a necessidade de modificações oclusais.

Lanza & Lanza (2008) declararam que a conexão pilar/implante baseada no princípio da junta Morse, promove um firme assentamento com transmissão de cargas funcionais diretamente para o corpo do implante e deste para a estrutura óssea. Esse sistema é similar ao cone Morse utilizado na engenharia mecânica, na qual qualquer encaixe cônico entre duas estruturas

metálicas, com ângulo igual ou menor a 8°, cria um travamento por assentamento sob fricção. Esse processo necessita de um torque de afrouxamento da interface coroa/parafuso de 7 a 24% maior do que o torque de aperto, quando comparado à uma conexão retida por parafuso simples, na qual o torque de afrouxamento é cerca de 10% menor que o torque de aperto.

Araújo (2009) descreveu que o sistema Cone Morse, na Implantodontia, tem como principais características a eliminação da contaminação bacteriana entre o implante e o componente da coroa protética. Com esse vedamento contra as bactérias, o tecido ósseo e gengival ao redor do implante permanece mais saudável, com isso, há uma manutenção desses tecidos ao longo dos anos, semelhante aos tecidos ao redor dos dentes naturais. O tratamento implanto-protético desse sistema é indicado para a reposição de perdas dentárias em qualquer local, mas principalmente em áreas estéticas onde a longevidade da estética gengival é importante para manter a beleza do sorriso.

Cauduro (2009) declarou que o cone Morse permite a instalação do implante profundamente (no mínimo 3 mm abaixo da crista óssea), com o intuito de favorecer e/ou manter a neoformação óssea sobre o espelho do implante e conseqüente suporte para os tecidos moles. Em alguns casos, ocorre uma discreta perda óssea vestibular horizontal, resultando em aplainamento da convexidade da parede alveolar vestibular, sem interferir significativamente na estética.

Pérez (2009) diz que Sutter et al, em 1993, apresentaram o cone Morse a Implantodontia, que consistia em um sistema de travamento por fricção similar ao cone Morse usado na engenharia mecânica, no qual qualquer

encaixe cônico entre superfícies metálicas com ângulo menor ou igual a 8° criava um travamento por assentamento sobre fricção, conceito que foi apoiado no fato de o torque de afrouxamento da interface cone/parafuso ser 7 a 24% maior que o torque de aperto, na primeira inserção, quando comparado com uma conexão retida por parafuso simples, no qual o torque de afrouxamento é cerca de 10% menor que o torque de aperto.

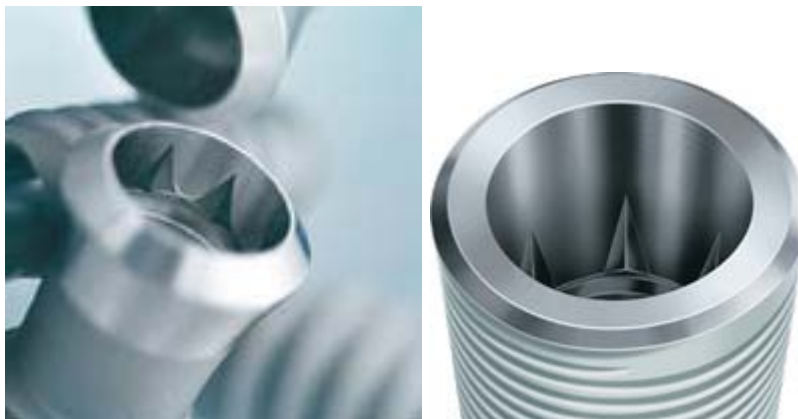
Soares *et al.* (2009) afirmaram que as conexões cônicas foram desenvolvidas juntamente com máquinas para transmissão de força e potência. Comparadas com as conexões convencionais, apresentam maior facilidade de encaixe, maior capacidade de carga e maior precisão de posicionamento de giro. Apresentam um design interno cônico preciso promovendo uma íntima adaptação entre as superfícies sobrepostas, adquirindo resistência mecânica semelhante a uma peça única. Os autores submeteram o implante Revolution Morse, SIN[®], a ensaios experimentais através do método de elementos finitos, e concluíram que o sistema tem ótima precisão de adaptação com os componentes protéticos e resistência a esforços transversais e axiais.

Moraes (2010) afirma que os sistemas cone Morse podem ser divididos em dois tipos: os que adaptam a parede cônica do pilar intermediário através do aperto das roscas de um parafuso, como o sistema Ankylos, e os com encaixe somente pela conicidade, como o sistema Bicon, chamados de sistema como Morse puro. As características mecânicas dependentes do encaixe cone Morse, como as forças de inserção e arrancamento, e a distribuição de estresse pelos componentes, dependem do ângulo de conicidade, do comprimento da área de contato, diâmetros interno e externo

dos componentes, profundidade de inserção, propriedades materiais e coeficiente de atrito.

Pimentel et al (2010) disseram que o sistema cone morse, na Implantodontia, tem como principais características a eliminação da contaminação bacteriana entre o implante e o componente da coroa protética. Com esse vedamento contra as bactérias, o tecido ósseo e gengival ao redor do implante permanece mais saudável, com isso, há uma manutenção desses tecidos ao longo dos anos, semelhante aos tecidos ao redor dos dentes naturais. O tratamento implanto-protético desse sistema é indicado para a reposição de perdas dentárias em qualquer local, mas principalmente em áreas estéticas onde a longevidade da estética gengival é importante para manter a beleza do sorriso. Também disseram que o sistema cone morse, recentemente, vem ganhando bastante espaço, tanto comercialmente quanto clinicamente, na implantodontia. Esse sistema é tido como mais estável biomecanicamente e mais eficiente em termos de selamento bacteriano, devido à configuração de sua conexão.

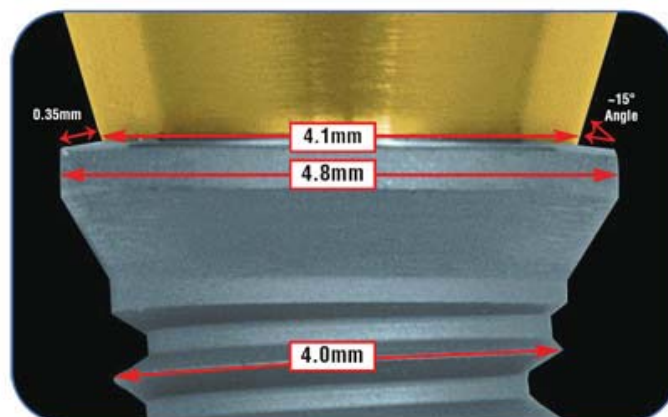
3.2.4 OCTÓGONO INTERNO



Catálogo Straumann 2010

Schar e Merz (1999) descreveram o novo sistema de implantes que foi introduzido no mercado pela ITI e que amplia a gama de opções de restaurações sem afetar negativamente a confiabilidade das conexões do tipo Cone Morse. Este sistema, conhecido como SynOcta System® da Straumann vem a ser um sistema de duas peças (pilar-implante) com uma conexão do tipo Cone Morse que possuía uma modificação no desenho da plataforma que integrava à mesma um sistema de indexação com um octágono interno localizado, aproximadamente, no meio da conexão Cone Morse. A designação SynOcta resulta da idéia de “sinergia entre os dois octágonos””. O ajuste simétrico rigoroso do octágono no pilar e na configuração interna do implante permite reposicionar os pilares SynOcta no implante. Essa possibilidade de reposicionamento permite ao clínico efetuar a moldagem sem pilar através do ombro do implante. Esse novo sistema ainda possibilita a escolha de restaurações com coroas e pontes aparafusadas ou cimentadas, com diâmetro do ombro do implante sendo de 4.8 ou 6.5 mm.

3.2.5 PLATAFORMA SWITCHING



Catálogo Biomet 3i

Baumgarten *et al.* (2005) apresentaram caso clínico com implantes 3i®, com “Plataforma Switching”, defendendo menor perda óssea alveolar, concluindo que evidências preliminares mostraram pouca ou nenhuma perda óssea em sítios implantados e restaurados em com este tipo de conexão.

Lazzara & Porter (2006) descreveram, a partir de uma observação radiográfica por um período de 13 anos, o resultado da colocação de cicatrizadores e componentes protéticos de menor diâmetro em implantes de maior diâmetro. Os autores chamaram o reposicionamento horizontal da junção implante/abutment de “plataforma switching”. Alterar a relação horizontal entre a margem externa do implante e o componente aderido, de menor diâmetro, parece reduzir ou eliminar a esperada remodelação da crista óssea pós-restauração que é tipicamente observada ao redor dos implantes de duas peças. A reduzida perda óssea vertical da crista foi primeiramente notada, coincidentemente, nos implantes de diâmetros maiores da Implant Innovations (3i). Introduzidos em 1991, os implantes da 3i com diâmetros de 5.0 e 6.0 mm,

foram usados principalmente como implantes de substituição quando os implantes de diâmetro padrão (3.75 mm) não tiveram sucesso na integração ou em áreas de qualidade óssea pobre na tentativa de obter uma melhor estabilidade primária. Porém, quando esses implantes foram introduzidos, não havia componentes protéticos de mesmo diâmetro que combinassem com precisão disponíveis no mercado, e como resultado, a maioria dos implantes de maior diâmetro colocados inicialmente foram restaurados com componentes padrão de 4.1 mm de diâmetro. A descombinação dimensional entre o diâmetro da superfície de assentamento do implante e o diâmetro do componente protético cria uma diferença horizontal circunferencial de 0.45 mm (4.1 mm do componente/ 5.0 mm da plataforma do implante) ou 0.95 mm (4.1 mm do componente/ 6.0 mm da plataforma do implante) na dimensão entre a superfície de assentamento do implante e o componente aderido. Revisando as radiografias dos pacientes que usaram a técnica de “plataforma switching”, após um período inicial de 5 anos, foi observado que a crista óssea lateral aos implantes com a diferença dimensional circunferencial pareceu responder de maneira diferente do que é tipicamente observado quando os implantes são restaurados com componentes protéticos com diâmetros combinantes. Quando os componentes de menor diâmetro eram colocados, a quantidade de remodelamento da crista óssea era notavelmente diminuída, com muitos implantes restaurados pela técnica “plataforma switching” exibindo nenhuma perda vertical na altura de crista óssea.

Luongo et al (2008) declararam que para satisfazer os critérios propostos por Albrektsson et al, um implante dental deve ter menos que 2 mm

de perda óssea vertical apical à junção implante/abutment durante o primeiro ano em função e menos de 0.2 mm anualmente após o primeiro ano. Afirmam também que essa técnica de “plataforma switching” pode, na verdade, produzir várias vantagens clínicas, especialmente em áreas de alto interesse estético, onde a perda de um único milímetro pode levar a um resultado final insatisfatório. Em áreas de osso alveolar reduzido, ela pode capacitar a colocação de implante sem perder mais suporte de osso residual por conta do microgap.

Lopes-Marí et al (2009) estudaram vários estudos publicados e concluíram que uma perda óssea entre 1.5 e 2.0 mm ocorre ao redor do implante no primeiro ano após a carga. Revisando a literatura disponível, se conclui que o sistema “platforma switching” é capaz de reduzir ou eliminar esta perda de crista óssea a uma média de 1.56 ± 0.7 mm. Esses sistema também contribui para manter a largura e a altura da crista óssea e limita a perda óssea circunferencial. O sistema “platforma switching” oferece múltiplas vantagens e potenciais aplicações, incluindo situações onde um implante mais amplo é desejável mas o espaço protético é limitado e na região anterior onde a preservação da crista óssea pode levar a uma melhora na estética.

Wagenberg & Froum (2010) acreditaram que o objetivo da implantodontia moderna é não apenas a osseointegração do implante, mas também uma restauração funcional e estética circundada por tecidos periimplantares estáveis que estejam em harmonia com a dentição existente. Para que isso aconteça, é importante a preservação do nível de crista óssea. O

que segundo os autores, parece acontecer quando é utilizada a técnica de “plataforma switching”, que consiste no uso de um abutment de menor diâmetro que o da plataforma do implante.

3.3 FATORES MECÂNICOS PARA A PERDA ÓSSEA

Skalak (1983) atestou que um aspecto crítico que afeta o sucesso ou o fracasso de um implante dentário é a maneira como os estresses mecânicos são transferidos do implante para o osso. É essencial que nem o implante nem o osso seja estressado além da capacidade de fadiga a longo prazo. Também é necessário evitar qualquer movimento relativo que possa produzir abrasão do osso ou afrouxamento progressivo do implante. O titânio é geralmente mais forte e mais duro que o osso. O módulo de Young do titânio é de cerca de $1.1 \times 10^{11} \text{ N/m}^2$ enquanto o do osso esponjoso em baixos níveis de estresse é de 10^{10} N/m^2 . O osso cortical tem módulo de elasticidade e força menor do que o osso esponjoso. Isso significa que em qualquer interface entre o osso e o titânio, o mais provável é que o osso fracasse antes do implante de titânio. Qualquer fracasso do titânio é mais propenso a ser em alguma secção com sobrecarga sobre o osso do que na interface.

Diamantino et al (2008) descreveram que atualmente, o planejamento para a instalação de implantes visa uma distribuição de cargas axiais sobre o conjunto, condição que reduz a influência negativa das forças desempenhadas sobre o implante e osso de suporte. Regiões posteriores podem trazer uma situação de carga não-axial, mas essas alterações podem ou não gerar alterações biológicas, dependendo de como a carga é aplicada sobre os implantes e também da fisiologia óssea local. Quanto mais horizontal a carga aplicada à prótese implantossuportada, maiores serão a força de cisalhamento e as forças de tração de um lado e de compressão do lado oposto, na crista óssea marginal. Portanto, o fator de risco de perda óssea na crista

será aumentado quanto maior a tensão exercida sobre a mesma. Uma carga aplicada sobre um implante pode induzir a deformação do próprio implante e dos tecidos circunjacentes, capazes de iniciar uma atividade de remodelagem em um dinâmico processo de interação. As células ósseas, juntamente com a matriz extracelular, sensíveis ao esforço, possuem cada uma função vital na mediação da interface osso-implante. Cargas excessivas geram condições de deformação que podem afetar a taxa de remodelagem óssea em uma relação diretamente proporcional. Além da disponibilidade quantitativa de volume ósseo para a instalação de implantes, um determinante essencial para o sucesso clínico é o diagnóstico qualitativo da densidade óssea do sítio cirúrgico, estando este fator diretamente relacionado com a resistência do tecido ósseo. Tensão aplicada sobre um implante que exceda os limites fisiológicos da densidade óssea adjacente pode levar ao insucesso do tratamento. O volume de contato do implante com o osso, o módulo de elasticidade e a distribuição axial das tensões ao redor do implante são fatores que sofrem interferência direta da densidade óssea. Como consequência, o planejamento do tratamento que inclui tipo, número e dimensões dos implantes, deve ser modificado à medida dos fatores de tensão e/ou densidade óssea.

Lopez et al (2008) informaram que o osso é um tecido adaptável que desenvolve sua estrutura em função da resposta às forças mecânicas recebidas e às demandas metabólicas. O metabolismo ósseo responde à regulação hormonal e à biomecânica, estando estes dois mecanismos de regulação em oposição um ao outro. A deposição do osso é parcialmente regulada pela quantidade de deformação que lhe for imposta. Assim, quanto maior for a deformação aplicada, maior a ativação dos osteoblastos. A força

externa aplicada, por unidade de área do osso, pode ser classificada como compressão, tração ou cisalhamento, sendo que essas forças aparecem de forma combinada quando uma carga é aplicada. A força aplicada sobre um implante dentário raramente é dirigida de uma maneira absolutamente longitudinal ao longo de um único eixo. As forças de compressão tentam as massas umas contra as outras. As forças de tensão rompem objetos. As forças de cisalhamento sobre o implante causam deslizamento. As forças de compressão tendem a manter a integridade da interface entre osso e implante enquanto as de tensão e cisalhamento tendem a romper esta interface. As forças de cisalhamento têm um efeito mais deletério sobre o osso, uma vez que mesmo baixas intensidades de carga oclusal podem ser suficientes para induzir à perda óssea onde este tipo de força está presente.

3.3.1 CISALHAMENTO

Skalak (1983) declarou que um implante osseointegrado na forma de um parafuso é capaz de transmitir uma carga de tensão ou compressão axial ao osso circundante, principalmente pela compressão sobre as faces inclinadas do parafuso. Desta forma, é esperado que a força de cisalhamento do osso possa se desenvolver. No caso de um implante liso, a união da interface deve ser capaz de suportar a força de cisalhamento sem deslizamento ou ruptura. A forma do parafuso não precisa da união para carrear a força de cisalhamento. Ele pode desenvolver uma ampla carga devido a íntima aposição e o estresse predominantemente compressivo na interface das roscas do parafuso.

Bidez & Misch (2000) disseram que os implantes dentários são submetidos a cargas oclusais quando colocados em função. Tais cargas podem variar drasticamente em magnitude, frequência e duração, dependendo dos hábitos parafuncionais do paciente. As forças que agem sobre os implantes dentários são chamadas de forças vetoriais, ou seja, elas possuem magnitude e direção. A natureza das forças pode ser descrita como de compressão, tensiva ou de cisalhamento. A força de compressão tenta empurrar as massas umas contra as outras. As forças de tensão rompem objetos. As forças de cisalhamento sobre o implante causam deslizamento. As forças de compressão tendem a manter a integridade da interface osso/implante, enquanto a de tensão e a de cisalhamento tendem a separar ou romper tal interface. As forças de cisalhamento são muito destrutivas para o implante e/ou o osso. O osso cortical é mais potente durante a compressão e mais fraco no cisalhamento. Adicionalmente, os cimentos e parafusos de

retenção, os componentes do implante e as interfaces implante/osso acomodam mais a força compressiva do que a tensiva ou a de cisalhamento. O design do corpo do implante transmite a carga oclusal para o osso. Os implantes dentários rosqueados ou pressionados apresentam uma combinação dos três tipos de força na sua interface, sob a ação de uma única carga oclusal. Esta conversão de uma única força em três tipos diferentes é totalmente controlada pela geometria do implante. A prevalência de forças de tensão e/ou cisalhamento potencialmente perigosas pode ser idealmente controlada através de uma engenharia meticulosa no design. Os implantes cilíndricos, em particular, estão em mais alto risco das forças de cisalhamento prejudiciais na interface implante/tecido, quando da aplicação de uma carga oclusal direcionada no longo eixo do corpo do implante. Como consequência, este tipo de implante requer um revestimento, a fim de controlar a força de cisalhamento na interface, por meio de uma conexão óssea mais uniforme ao longo do comprimento do implante. A perda óssea adjacente aos implantes cilíndricos e/ou a degradação do revestimento resultam em comprometimento mecânico do implante. A maneira pela qual uma força é distribuída sobre uma superfície é chamada de tensão mecânica. As tensões internas que se desenvolvem em um sistema de implante ao redor dos tecidos biológicos, sob uma carga imposta, podem ter uma influência significativa na longevidade dos implantes in vivo a longo prazo. Como regra geral, um dos objetivos do plano de tratamento deve ser a minimização e a distribuição uniforme da tensão mecânica sobre o sistema de implante e o osso contínuo. Os componentes de tensão são descritos como normal (perpendicular à superfície) e de cisalhamento (paralelo à superfície). Uma carga aplicada sobre um implante

dentário pode induzir a deformação a deformação do implante e dos tecidos circunjacentes. Os tecidos biológicos podem ser capazes de interpretar a deformação ou uma manifestação com esta origem e responder com a iniciação de uma atividade de remodelagem. O esforço de cisalhamento descreve a mudança em um ângulo reto de um corpo ou elemento de tensão, sob uma carga de cisalhamento pura. Todos os materiais (biológicos ou não) são caracterizados por um alongamento máximo possível antes da deformação permanente, ou as fraturas surgirão. Ademais, os materiais biológicos exibem uma dependência do índice de esforço, no sentido de que suas propriedades materiais (como módulo de elasticidade, a resistência à tensão máxima) são alteradas em função do índice de carga (e, subseqüentemente, de deformação).

Misch & Bidez (2000) afirmaram que o osso é mais forte quando submetido a carga por compressão, 30% mais fraco quando sujeito às forças de tensão e 65% mais fraco quando submetido a carga em cisalhamento. Os implantes endósseos com forma radicular são carregados na interface osso/implante em puro cisalhamento, a menos que as características da superfície sejam incorporadas no design para transformar as cargas de cisalhamento em tipos mais resistentes de força. Deve ser feita uma tentativa de limitar as forças de cisalhamento aplicadas sobre o osso, já que ele é menos resistente às fraturas nestas condições de carga. O corpo de um implante cilíndrico e liso resulta essencialmente em uma força de cisalhamento típica, na interface osso/implante. Portanto, essa geometria do osso deve utilizar um sistema de contenção microscópica, revestindo o implante com titânio ou hidroxiapatita. A integridade da interface é, então, dependente da

resistência ao cisalhamento presente na união hidroxiapatita/osso. O formato da rosca é particularmente importante na alteração do tipo de força aplicado na interface óssea. Os formatos das roscas nos designs de implantes incluem quadrado, em forma de V e trapezoidal. Sob cargas axiais aplicadas a um implante dentário, uma face de rosca em forma de V é comparável com a rosca trapezoidal, quando o ângulo da face é semelhante, e tem um componente de força de cisalhamento aproximadamente 10 vezes maior que uma rosca quadrada. Uma redução na carga de cisalhamento na interface rosca/osso reduz o risco de sobrecarga; este aspecto é particularmente importante nos ossos D3 e D4 comprometidos. Qualquer superfície de cisalhamento lisa, no corpo de um implante, corre o risco de perda óssea por causa da transferência inadequada de carga. Este fator contribui para o aumento da altura da coroa, aumentando ainda mais a tensão, podendo levar à fratura do abutment.

Rezende et al (2005) declaram que evidências clínicas e experimentais sustentam o conceito de que forças biomecânicas excessivas podem levar a um alto estresse ou a microfraturas no contato coronário osso/implante. Tal fato pode provocar a perda da osseointegração em volta do processo do implante. Embora seja difícil definir e medir clinicamente a sobrecarga, o papel da carga provavelmente tem maior influência em quatro situações clínicas: o implante é colocado em osso de qualidade pobre; a posição do implante ou o número total de implantes colocados não favorece uma transmissão ideal de carga sobre a superfície do implante; o paciente tem padrão de função oclusal associado à parafunção; a superestrutura protética não se encaixa nos implantes de modo preciso.

Costa et al (2007) acreditaram que um fator determinante que afeta o tratamento com implantes osseointegrados é a transferência de forças oclusais para a interface osso-implante. A magnitude destas forças depende muito do desenho desse implante e de suas propriedades mecânicas e estruturais. Essa interface deve tolerar forças oclusais sem apresentar uma resposta adversa dos tecidos adjacentes.

Passanezi et al (2008) disseram que os fatores biomecânicos relacionam-se à fidelidade de adaptação dos diferentes componentes do sistema e ao desenho do trabalho protético, conduzindo à distribuição equilibrada das forças geradas, independentemente de serem implantes com hexágono externo ou interno. Como a prótese deve ser fixada firmemente aos implantes, para que não sejam geradas forças laterais, é fundamental que as conexões apresentem adaptação passiva aos implantes evitando a formação de forças de torque tanto nos componentes protéticos quanto no próprio osso de suporte. Além disso, a instalação dos implantes deve ser feita de modo que as cúspides de contenção cêntrica possam localizar-se o mais centralmente possível na fossa central dos antagonistas. O esforço de cisalhamento na interface osso/implante induz a formação de tecido fibroso ao invés de tecido mineralizado.

4 DISCUSSÃO

Os critérios para o sucesso da osseointegração estão estabelecidos e bem documentados, sendo eles ausência de: mobilidade, infecção, dor, interposição de tecido conjuntivo entre o osso e o parafuso, e imagem radiolúcida ao redor do implante. Porém, o comportamento biomecânico das próteses sobre implante ainda não está bem definido, despertando o interesse da relação do seu sucesso com a transmissão de forças aos implantes. No mercado odontológicos dos Estados Unidos da América existe mais de 20 tipos diferentes de junções pilar/implante. Entre as várias conexões existentes, o hexágono interno seria a evolução do hexágono externo tradicional e teria algumas vantagens sobre ele, como favorecer menor desaperto e fraturas do parafuso, além de absorver melhor as cargas externas.

Sykaras *et al.* (2000) e Bernardes *et al.* (2006) afirmaram que existem no mercado diversos tipos de implante com conexão externa e conexão interna. As formas de conexão podem ser hexágono, octógono, projeções interdigitadas e cônicas, fazendo parte da gama de opções, que variam de empresa para empresa. No Brasil, as empresas costumam copiar sistemas internacionais promovendo pequenas alterações que acabam por criar novos sistemas disponíveis no mercado.

Stevão (2005) e Pimentel *et al.* (2010) concordaram que para aumentar a estabilidade na interface plataforma/coroa e também facilitar a restauração protética, novos desenhos de conexão surgiram no mercado, além do hexágono externo, para satisfazer objetivos estéticos, funcionais e técnicos. Com relação à estética não existe diferença quando um sistema de hexágono

externo ou interno é empregado e é impossível descobrir caso a prótese não seja removida. Já no que diz respeito à microinfiltração parece obvio que os implantes tipo cone morse tenham uma infiltração diminuída. Com relação à estabilidade da prótese, os implantes com polígonos internos para a confecção da restauração protética tendem a uma maior segurança para o parafuso protético, prevenindo um deslocamento lateral e menor efeito de movimentação vertical resultante do afrouxamento do parafuso de retenção protético. Vale ressaltar que um implante com hexágono externo que recebeu um abutment tem um parafuso muito menor para sustentar a prótese parafusada em posição quando comparado ao mesmo tipo de implante com uma prótese cimentada sobre um pilar aparafusado diretamente ao implante. A perda de parafusos, fratura de componentes e dificuldade de se assentarem os intermediários, com tecidos gengivais profundos, são problemas comumente relatados quando se trabalha com conexões tipo hexagonal. Para controlar esses problemas, em 1985 foi proposta uma conexão cone morse onde o intermediário, na forma de um cone, conecta-se internamente com o implante, facilitando a estabilidade dos tecidos moles ao redor do implante devido a ausência de espaço entre o intermediário e o implante. Os implantes de resolução interna, mas com características de cone Morse fornecem ancoragem reforçada para a combinação componente de ancoragem (implante) / elemento retentivo (parafuso ou prótese), gerando uma soldadura fria entre esses elementos. Eles citam um trabalho de elementos finitos onde foram comparados os sistemas de hexágono interno e cone Morse. O sistema de hexágono interno provocou maior estresse no osso alveolar e na prótese, porém menor no intermediário protético. Já o sistema cone morse resultou em um maior estresse no

intermediário, mas com um menor estresse no osso alveolar e na prótese. Isso sugeriu que o sistema cone Morse poderia levar a uma menor reabsorção óssea, acreditando que o formato do seu intermediário protético dissipa, de maneira mais efetiva, as forças geradas na prótese. Os autores citaram também um outro estudo onde foi comparada a microinfiltração na interface implante/intermediário em 5 diferentes sistemas de implantes com torque de 10 e 20 Ncm. Os sistemas avaliados foram o Spline, o Nobel, o Steri-Oss, o 3i e o Strauman, sendo este último o único do tipo cone Morse. A infiltração foi observada em todos os sistemas. O aumento do torque de 10 para 20 Ncm diminuiu consideravelmente a infiltração, com diferenças estatisticamente significantes. Concluíram então que todos os sistemas são passíveis de infiltração, independente da configuração da interface implante/intermediário. Em um outro estudo, a microinfiltração bacteriana em implantes do tipo cone Morse, com intermediários friccionais, foi avaliada de duas maneiras. Na primeira fase, a capacidade de passagem de fora para dentro dos implantes foi verificada por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Na segunda, a capacidade de passagem de dentro para fora foi avaliada por testes microbiológicos laboratoriais. A microscopia mostrou um gap de 0,5 μm . Segundo os autores, as bactérias não foram capazes de colonizar o interior dos implantes. Na segunda fase, assim como na primeira, não foi encontrada contaminação. Os autores afirmaram que o espaço entre o intermediário e o implante, nesse sistema estudado, é incapaz de permitir a penetração de bactérias, seja do meio interno para o externo, seja do externo para o interno.

Soares (2006) e Bernades et al (2006) concordam que o surgimento dos implantes com conexão interna ocorreu devido à necessidade de distribuir

melhor as forças de mastigação para dentro do implante a fim de proteger o parafuso. Os implantes com hexágono interno apresentam melhor estabilidade e menores incidências de afrouxamento do parafuso se comparados com os implantes de hexágono externo, graças à maior altura da união pilar-implante que dissipa a carga em direção ao terço médio do implante

Bernardes et al (2006) realizaram um estudo de análise fotoelástica da união de pilar a implantes de hexágonos externo e interno. Eles analisaram comparativamente a qualidade e a quantidade de gradientes de tensões gerados em implantes de mesma geometria, diferindo apenas no desenho da junção pilar/implante, que podia ser por hexágono externo ou interno. O gradiente de tensão foi avaliado ao longo dos implantes utilizando a análise experimental de tensões denominada fotoelasticidade de transmissão plana, que visa identificar quais daqueles encaixes possui melhor comportamento relativo à distribuição dos níveis de tensão na crista óssea e qual o sistema que apresentaria menor potencial para perda óssea. Os resultados mostraram que a geometria da interface pilar/implante influenciou a distribuição, magnitude e transferência de tensão ao osso circundante, quando sob a carga deslocada (carga não-axial). Para a carga não-axial, o grupo do hexágono interno apresentou diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) em relação ao grupo de hexágono externo ao longo de todo o seu corpo e na região de plataforma. Os implantes com hexágono interno apresentaram os menores gradientes de tensão. Não houve influência das junções para a carga axial, mostrando que este tipo de esforço parece não ser importante na distribuição de tensão sobre os implantes. Apesar desses resultados, os autores afirmaram ainda não saberem o limite para desencadear o processo de perda óssea

marginal. Como o osso tipo IV seria mais susceptível a concentração de tensão do que o osso compacto, as diferenças encontradas nos resultados poderiam gerar problemas biológicos ou não, dependendo não apenas da forma em que a carga seria aplicada sobre os implantes, principalmente em situações próximas à carga não-axial, mas também da fisiologia óssea local. Em seu estudo também de análise fotoelástica em implantes submetidos a força de compressão, Costa et al (2007) chegaram a resultados bem semelhantes aos apresentados acima.

Diamantino et al (2008) concordaram com os autores acima e acrescentaram que o fator de risco para a perda óssea na crista será aumentado quanto maior a tensão exercida sobre a mesma. Fatores inerentes a todo o sistema que levem a sobrecarga ou a carga aplicada fora do eixo central são causadores de perda óssea marginal aos implantes. Em relação ao tipo de junção pilar/implante, os autores consideraram que quando submetidos a cargas oblíquas de mesma intensidade, os sistemas de hexágono interno, hexágono externo e cone Morse não apresentam diferenças significativas entre si na distribuição de cargas ao osso de suporte.

Lanza & Lanza, Almeida et al (2008), Lopes et al (2008), Moraes et al (2009), Passanezi et al (2008), Skalak (1983), Sullivan (2001) e Taylor et al (2000) afirmaram que as complicações relacionadas aos fatores mecânicos, tal como perda e/ou afrouxamento dos parafusos, estão diretamente relacionadas com a interface pilar/implante, pela criação de micromovimentos entre as duas superfícies quando carga extrema é aplicada. Assim, sugeriram que fixações com implantes de hexágono interno apresentam uma maior distribuição de forças que implantes de hexágono externo. A perda ou afrouxamento de

parafuso podem resultar em deslocamento da prótese, causando perda de função. Isso ocorre mais freqüentemente nas restaurações unitárias parafusadas em regiões posteriores em implantes de hexágono externo, concluindo que conexões de hexágono interno são clinicamente mais favoráveis nas próteses unitárias e parciais. As conexões do tipo cone Morse apresentam alta resistência ao afrouxamento, necessitando de torque 7 a 20% maior para que o parafuso afrouxe. Isso ocorre devido ao travamento mecânico que existe entre o pilar e a parede interna do implante, observando uma taxa de afrouxamento de apenas 3% do parafuso em coroas unitárias. Dentre as complicações nos implantes de conexão de hexágono externo, que acontecem com mais freqüência, estão a quebra e o afrouxamento do parafuso, provocados por micromovimentos devido a altura do hexágono ser de 0.7 mm, apresentando uma menor resistência rotacional nos movimentos laterais. Além disso, apresenta um microgap próximo ao osso onde uma taxa de afrouxamento de parafuso de 26 a 38% em coroas unitárias em implantes de conexão de hexágono externo. Ainda segundo os autores, partir de um trabalho de elementos finitos 3D, reporta-se que a conexão do tipo cone Morse 8° é mecanicamente mais estável que a conexão de hexágono externo, apresentando também uma melhor resistência à fadiga.

Skalak (1983) reforça essas conclusões e acrescenta que o uso de parafuso com roscas fornece uma forma de travamento com o osso em escala macroscópica que permite o completo desenvolvimento da força do osso em cisalhamento ou compressão. Um implante cilíndrico, liso, pode precisar de um união adesiva para uma performance satisfatória.

Mendonça *et al.* (2004) compararam os sistemas de implantes nacionais ao sistema Nobel Biocare[®] e constatou ao microscópio ótico e ao MEV, muitas diferenças em medidas de plataforma e interface pilar / implante, o que torna crítica a permuta de componentes entre os sistemas teoricamente compatíveis.

Bernardes *et al.* (2006) e Silva *et al.* (2007) avaliaram a dissipação de forças nos implantes HE e HI em carga axial e não axial. Os autores concordaram que os implantes de hexágono interno apresentaram melhor comportamento na distribuição de forças. Silva *et al.* (2007) destacou que os implantes de HI de largo diâmetro são mais indicados para as reabilitações.

Soares *et al.* (2009) declararam que as vantagens das conexões cônicas são: a facilidade de encaixe, a maior capacidade de carga e a maior precisão de posicionamento de giro. Possibilitam a diminuição da reabsorção óssea e um bom condicionamento gengival.

Moraes (2010) em sua tese atesta que uma das principais diferenças entre os sistemas de implante é o tipo de conexão entre ele e seu respectivo pilar intermediário. Atualmente, o método mais comum para unir o pilar intermediário ao implante envolve conexões parafusadas. Nesses sistemas, a conexão entre o pilar intermediário e o implante depende da pré-carga do parafuso, que é a tensão gerada neste pelo torque durante o assentamento do pilar. Quando a dissipação das forças oclusais gera tensões no parafuso que excedem a pré-carga, complicações mecânicas como o afrouxamento ou fratura do parafuso podem ocorrer. Implantes com conexão tipo hexágono externo parecem ser especialmente propensos a afrouxamento e fratura do

parafuso, a razão pela qual este fato está na dissipação das forças externas, que está concentrada principalmente no parafuso do pilar intermediário. Essas complicações são um problema significativo para o implantodontista, assim as empresas procuram solucionar esses problemas mecânicos incorporando diferentes sistemas de conexão, usando hexágonos e octógonos internos e os sistemas de fricção, como os chamados cone Morse.

Almeida & Pellizzer (2008) afirmaram que quando se comparam os fatores biomecânicos em relação à sua influência no estresse da interface osso/implante, a inclinação da cúspide da prótese sobre implante produziu maior momento de torque seguido pelo diâmetro do implante, enquanto a inclinação e o comprimento do implante produziram um momento de torque mínimo. Assim, para manter os componentes dos sistemas de implante em condições de suportarem as cargas mastigatórias, deve-se ajustar a oclusão de forma a direcionar as forças na direção do longo eixo do implante, reduzindo o braço de alavanca e a ocorrência de contatos excêntricos. Os autores afirmaram ainda que implantes angulados não apenas fazem a tensão aumentar, mas também envolvem componentes de cisalhamento nocivos, que conduzem a perda óssea e podem prejudicar o novo crescimento ósseo. Consideraram que para cada 10° de aumento da inclinação do implante, existe aproximadamente 5% de aumento de sobrecarga na prótese sobre implante. Se uma carga oclusal é aplicada a um corpo de implante angulado ou uma carga oblíqua é aplicada ao corpo do implante, perpendicular ao plano oclusal, os resultados são semelhantes. O risco biomecânico aumenta. Qualquer carga aplicada a um ângulo pode ser dividida em normal (compressiva e elástica) e

forças de cisalhamento. Em análise de elemento finito, quando a direção da força muda para uma carga mais angulada ou uma carga horizontal, a magnitude do estresse é aumentada por 3 vezes mais.

Moraes et al (2009) declararam que transformar forças de cisalhamento em forças de resistência na interface implante/osso é a proposta da incorporação de roscas na superfície dos implantes. Essa é a razão pela qual a maioria dos implantes apresenta-se atualmente com roscas, dado que implantes sem roscas resultam essencialmente em forças de cisalhamento na interface osso/implante; embora um estudo de Jeffcoat et al tenha destacado o sucesso em 5 anos de acompanhamento clínico, com controle da reabsorção óssea, de implantes cilíndricos sem roscas com tratamento de superfície com hidroxiapatita.

Lopes et al (2008) concordam com Moraes et al (2009) e afirmaram que uma vez que a formação óssea é influenciada pela tensão aplicada ao osso, as forças oclusais aplicadas aos implantes dentários terão influência nas reações do tecido ósseo circundante. As forças podem ser descritas pelos fatores de magnitude, duração, direção, tipo e amplitude, sendo que as forças que atuam sobre os implantes dentários possuem magnitude e direção, com esses dois fatores estando diretamente ligados à longevidade dos implantes. A magnitude típica da força máxima da mordida exibida pelos adultos é afetada pela idade, sexo, grau de edentulismo, localização da mordida e, especialmente, pela parafunção.

Taylor et al (2000) contradizendo diversos outros autores disseram que não há evidência científica de que a carga não axial sobre os implantes seja prejudicial, que a interface osseointegrada entre o hospedeiro vivo e o

implante inerte responda de maneira diferente à forças compressivas do que às forças de tensão e de cisalhamento de magnitude similar.

Dibart et al (2005) enfatizaram que fatores microbiológicos e oclusais são geralmente considerados as duas principais razões para o fracasso do implante. Em seu estudo de selamento bacteriano da interface implante/abutment usando o sistema Locking Taper, os autores não viram bactérias em nenhuma das unidades abaixo do chanfro dos implantes. Com esse sistema, o gap entre o implante e o abutment era muito estreito para permitir a penetração de bactérias, uma vez que a maioria das bactérias tem mais do que 0.5 μm de diâmetro e o gap foi mensurado em menos de 0.5 μm .

Salvi & Lang (2004), Silva et al (2007) e Romeiro et al (2010) concordaram que os parâmetros clínicos e radiográficos rotineiramente usados para monitorar os implantes orais durante os cuidados de manutenção devem ser de alta sensibilidade e/ou especificidade, devem ser fáceis de mensurar e devem fornecer dados que possam ser reproduzidos. Eles alertam que se deve notar que as radiografias convencionais fornecem uma alta proporção de achados falso negativos, isto é, tem pouca sensibilidade na detecção de alterações precoces patogênicas e/ou de remodelamento ósseo. Então, esses exames complementares devem apenas ser considerados em conjunto com a avaliação dos parâmetros clínicos.

Lazzara & Porter (2006) atestaram que muita discussão ocorreu sobre os níveis de crista óssea radiográficos pós-operatórios e as razões para as mudanças observadas. Tal alteração tem sido atribuída à carga do implante, concentração de forças, procedimento de countersinking durante a colocação do implante e inflamação localizada do tecido mole. Segundo eles, há

evidências de que a junção implante/abutment é um dos principais controladores da posição da crista óssea pós-operatória. Assim, acreditaram que o método plataforma switching preserva a crista óssea e parece alterar o ponto de partida para o começo da remodelagem óssea.

Luongo et al (2008) adicionaram que parece que o método de plataforma switching é capaz de reduzir a resposta imune do organismo ao microgap da junção implante/abutment. Segundo os autores, isso é confirmado pela menor formação de infiltrado inflamatório de tecido conjuntivo e perda óssea mais limitada do que quando os implantes são conectados a abutments de mesmo diâmetro.

5 CONCLUSÃO

Podemos concluir que em um planejamento de prótese sobre implante, sendo ela unitária, parcial ou múltipla, devemos primeiro escolher o tipo de sistema de retenção ideal que melhor se adapte àquela situação clínica: hexágono externo, hexágono interno ou cone Morse, além de definir o tipo de prótese a ser confeccionada: cimentada ou aparafusada, para obter sucesso em longo prazo de uma prótese fixa implanto-suportada.

Relacionar a perda óssea com tipos de implantes ainda não pode ser conclusivo. Mesmo assim, parece ser sugestivo que os implantes do tipo cone Morse causam uma menor perda óssea. Acredita-se, porém, numa associação de fatores favoráveis a esse sistema, tanto mecânicos quanto biológicos.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Almeida EO, Pellizzer EP. Biomecânica em prótese sobre implante relacionada às inclinações das cúspides e às angulações dos implantes osseointegrados – revisão de literatura. **Rev Odontol UNESP** 2008; 37(4): 321-327.

BAUMGARTEN, H. et al. A new implant design for crestal bone preservation: initial observations and case report. **Practical Procedures & Aesthetic Dentistry**, v. 17, n. 10, p. 735-740, 2005.

Becker W et al. Clinical and microbiologic findings that may contribute to dental implant failure. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1990; 31-38.

Bernardes SR et al. Análise fotoelástica da união de pilar a implantes de hexágonos externo e interno. **Rev ImplantNews** 2006; 3(4): 355- 359.

Bezerra J. História da evolução da Implantodontia. **Odontol Mod** 1985; 12(5): 6-14.

Bidez MW, Misch CE. A biomecânica clínica em Implantodontia. In: Misch CE. *Implantes dentários contemporâneos*. 2 ed. São Paulo: Editora Santos 2000. P 303-317.

Cauduro FS. Protocolo de reabilitação bucal com inserção imediata de implante cone Morse e prótese provisória unitária em alvéolos após exodontia. 2009.

Consolaro A et al. Mecanismo da saucerização nos implantes osseointegrados. **Rev Dental Press Periodontia Implantol** 2010; 4(1): 37-54.

Costa CES et al. Avaliação comparativa fotoelástica de diferentes desenhos de implantes submetidos à carga de compressão. **Rev ImplantNews** 2007; 4(4): 377-382

Diamantino AG et al. Aspectos biomecânicos relacionados à perda óssea marginal aos implantes osseointegrados. **XII Encontro Latino Americano de Iniciação Científica**. 2008

Dibart S et al. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2005; 20(5): 732-737.

Francio L et al. Tratamento da periimplantite: revisão da literatura. **RBSO** 2008; 5(2): 75-81.

Lanza MD, Lanza MDS. Critérios da mecânica dos implantes: o que mudou? **SBRO** 2008.

Lazzara RL, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. **Int J Periodontics Rest Dent** 2006; 26(1): 9-17.

Lopez JCRR et al. A resposta do tecido ósseo à carga mecânica. **Rev ImplantNews** 2008; 5(6): 633-636.

Luongo R et al. Hard and soft tissue responses to the platform switching technique. **Int J Periodontics Rest Dent** 2008; 28(6): 551-557.

MENDONÇA, G. et al. Estudo comparativo do ajuste entre implantes e pilares de seis diferentes sistemas. **Robrac**, v. 13, n. 36, p. 38-42, 2004.

Misch CE, Bidez MW. Fundamento científico lógico de design do implante dentário. In: *Implantes dentários contemporâneos*. 2 ed. São Paulo: Editora Santos, 2000 p. 329 – 343.

Moraes SLD et al. Geometria das roscas dos implantes: revisão de literatura. **Rev Cir Traumatol Buco-Maxilo-Fac** 2009; 9(2): 115-124.

Passanezi E et al. Princípios biomecânicos da reabilitação oral sobre implantes. **Rev Periodontia** 2008; 18(4): 45-53

Pimentel GHD et al. Perda óssea peri-implantar e diferentes sistemas de implantes. **Rev Innovation** 2010; 5(2): 75-81.

Rezende CP et al. Peri-implantite. **RGO** 2005; 53(4): 321-324.

Romeiro RL et al. Etiologia e tratamento das doenças periimplantares. **Odonto** 2010; 18(36): 59-66.

Salvi GE, Lang NP. Diagnostic parameters for monitoring peri-implant conditions. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2004; 19(Suppl):116-127.

SILVA, E. F. et al. Influência do tipo de hexágono e do diâmetro do implante osseointegrado na distribuição de estresse. **Revista Implant News**, 4(5): 549-554, 2007

Silva GLM et al. Mucosite periimplantar e periimplantite: prevalencia e indicadores de risco em indivíduos parcialmente edêntulos. **Rev Periodontia** 2007; 17(3): 90-97

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosth Dent** 1983; 49(6): 843-848.

SOARES, M. A. D. et al. Implante cone Morse ultra rosqueante de torque interno – Parte I: desenvolvimento do produto. **Innovations Implant Journal**, v. 04, n. 01, Jan./ Abr. 2009

Stevão ELL. Implantes: hexágono externo e interno – uma breve revisão. **Rev ImplantNews** 2005; 2(6): 570-571.

Sullivan RM. Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. **CDA Journal** 2001; 29(11): 737-745.

SYKARAS, N. et al. Implants materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 15, n. 05, p. 675-690, 2000.

Taylor et al. Implant Prosthodontics: current perspective and future directions. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2000; 15(1): 66-75.

Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. **J Prosthet Dent** 2002; 88(1): 89-95.

Wagenberg B, Froum SJ. Prospective study of 94 platform-switched implants observed from 1992 to 2006. **Int J Periodontics Rest Dent** 2010; 30(1): 9-17.

Weinstein AM et al. Stress Analysis of porous rooted dental implants. **J Dent Res** 1976; 55(5): 772-777.