ABO – Associação Brasileira de Odontologia - Santos

Especialização em Implantodontia

Guilherme Bozoglian Amado

REVISAO DE LITERATURA SOBRE OS TIPOS DE PLATAFORMA DOS IMPLANTES : HEXÁGONO EXTERNO,INTERNO E CONE MORSE

Santos - SP

2021

Guilherme Bozoglian Amado

AS PLATAFORMAS HEXÁGONO INTERNO (HI), HEXÁGONO EXTERNO (HE) E CONE-MORSE

Monografia apresentada à ABO-Santos – Associação brasileira de odontologia, como requisito para obtenção do Título de Especialista em Implantodotnia, sob orientação do Prof. Dr. Eduardo G.M. Mangolin

Santos – SP

2021

Amado, Guilherme Bozoglian

As Plataformas Hexágono Interno (Hi), Hexágono Externo (He) e Cone-Morse. Amado, Guilherme Bozoglian, 2021.

50 fls.

Referências Bibliograficas p. 43-51

Monografia apresentada para conclusão de curso de Especialização em Implantodontia FACSETE – FACULDADE SETE LAGOAS, 2021

Orientador: Prof. Dr. Eduardo G.M. Mangolin

Palavras chave: Hexágono Interno. Hexágono Externo. Cone Morse.

Guilherme Bozoglian Amado

AS PLATAFORMAS HEXÁGONO INTERNO (HI), HEXÁGONO EXTERNO (HE) E CONE-MORSE

Santos, 01 de setembro de 2021

_____

Prof. Dr. Nome do orientador

_____

Prof. Dr. Presidente da Banca

_____

Prof. Dr. Convidado

Dedico este trabalho aos meus pais professores e minha família que sempre me apoiou.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meu pais e familiares pelo apoio de sempre.

Aos meus amigos pela confiança e amor.

Ao meu orientador e à minha instituição de ensino por todo aprendizado até aqui.

A minha namorada Bruna Felix Pizolatto, que teve muita paciência para me ajudar a editar e escrever este TCC

Que seu remédio seja seu alimento, e que seu alimento seja seu remédio*. (Hipócrates)*

RESUMO

A plataforma dos implantes é a região que recebe o assentamento do componente protético. É contudo a parte mais crítica, uma vez que ela influencia no modo de transmissão das forças oclusais para o osso. Uma adaptação incorreta entre a plataforma do implante e o componente protético pode causar o insucesso do tratamento, levando em consideração a grande infiltração de bactérias, indução de concentração de tensões e formação de biofilmes. Há 3 tipos de plataformas basicamente: a com hexágono externo (HE), a com conexão interna (HI) e a Cone Morse. O HE (hexágono externo) é constituído por um parafuso de titânio com conexão hexagonal externa, que tem por função a transmissão do torque durante a inserção através do montador, além da função de posicionar corretamente a prótese durante a reabilitação protética, evitando possiveis desvios rotacionais da peça. Posteriormente, como aperfeiçoamento do HE (hexágono externo), surgiu o HI (hexágono interno) que proporciona uma melhor distribuição das tensões em volta do osso e propicia melhor estabilidade no parafuso de fixação da prótese, encurtando assim as chances de fratura sob cargas cíclicas. Em contra partidada as conexões realizadas em cone morse foram desenvolvidas para aperfeiçoar as propriedades biomecânicas dos conjuntos implante/pilar protético, e assim reduzir a probabilidadea de problemas mecânicos encontrados nesses sistemas (Implantes HE e HI). Considerando o exposto neste trabalho, conclui-se em um planejamento de prótese sobre implante, sendo ela unitária, parcial ou múltipla, devemos primeiro escolher o tipo de sistema de retenção ideal que forneça melhor adaptação da situação clínica: hexágono externo, hexágono interno ou cone Morse.

Palavras-chave: Hexágono externo, Hexágono interno, Cone morse.

ABSTRACT

The platform of osseointegrated implants is the cervical region of the implant that receives the seating of the prosthetic component. This part of the implant is critical as it influences the mode of transmission of occlusal forces to the bone. The mismatch between the prosthetic component and the implant platform can lead to treatment failure, mainly due to the induction of stress concentration, bacterial infiltration and biofilm formation. Basically, there are 3 types of platforms, the one with the external hexagon, the one with the internal connection and the morse cone. The external hexagon consists of a titanium screw, with an external hexagonal connection, which has the function of transmitting the torque during insertion, through the assembler, and also has the function of positioning the prosthesis during the prosthetic rehabilitation, avoiding rotational deviations of the same. Later, as an improvement to the external hexagon, the internal hexagon emerged, aiming at a better distribution of tensions around the bone and providing better stability of the prosthesis fixation screw, reducing the chance of fracture under cyclic loads. The morse cone connections were developed to improve the biomechanical properties of the implant/prosthetic abutment sets, and to reduce the incidence of mechanical problems found in implant systems with external and internal hexagons. Considering what has been exposed in this work, it is concluded that planning a prosthesis over implant, whether single, partial or multiple, we must first choose the type of ideal retention system that best suits that clinical situation: external hexagon, internal hexagon or cone Morse.

Keywords: Outer hexagon, Inner hexagon, Morse cone.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Desenho do Hexágono Externo (HE) 21
Figura 2: Desenho do Hexágono Interno.....30
Figura 3: Desenho Conexão Cone Morse 34

1 INTRODUÇÃO 12
2. PROPOSIÇÃO 14
3 REVISÃO DA LITERATURA 15
3.1 A história dos implantes 15
3.2 Hexágono externo (HE) 20
3.3 Hexágono interno (HI) 29
3.4 Cone Morse 33
4. DISCUSSÃO 40
5. CONCLUSÃO 42
REFERÊNCIAS BIBLIOGÁFICAS 43

1 INTRODUÇÃO

A dentição natural participa efetivamente do bem-estar geral do indivíduo, os dentes são órgãos diferenciados que participam de funções primordiais como mastigação, fonação e estética por exemplo. Sabe-se que a perda de um ou mais elementos dentais podem provocar transtornos para a saúde geral do paciente. Tratamentos diversos têm sido utilizados através dos tempos com finalidade de estabelecer uma adequada conservação dos dentes, ou até mesmo sua substituição (TUNES, 2014).

Com o passar do tempo o avanço técnico-científico da Odontologia, em especial no campo da reabilitação bucal, vem restaurando a estabilidade oclusal e, por conseguinte, promovendo harmonia oral de forma plena com os implantes osseointegráveis, devolvendo saúde aos pacientes que por motivos diversos sofreram danos à sua dentição (DONATH et al., 2003).

O alto índice de sucesso utilizando implantes dentários endósseos tem sido bem documentado na literatura, o que tornou o tratamento com implantes altamente previsível, a implantodontia tem se mostrado uma técnica segura, reproduzível e estável, desde que bem executada e bem planejada. Porém, para que os implantodontistas tenham sucesso clínico é necessário que ocorra o fenômeno da osseointegração, que nada mais é do que a união física do implante com o osso receptor (COHEN et al., 2003).

Uma proposta alternativa aos sistemas de implantes com conexões em hexágono externo e interno é um sistema onde a interface entre o implante e o pilar protético tem uma conformação cônica, com paredes anguladas. O pilar utilizado para próteses unitárias cimentadas no sistema de implantes com conexão em cone Morse pode ser um pilar sólido, com uma porção apical rosqueada, ou um pilar de dois componentes, com um parafuso passante. Para ambos os pilares, a retenção parece ser obtida principalmente por sua porção cônica, sendo que as roscas do parafuso

parecem ter pouca contribuição para sua retenção. A boa estabilidade obtida por esse sistema parece proporcionar maior resistência às forças de flexão na interface implante/pilar, para ambos os tipos de pilares. A importância da preservação dos casos, tão como os ajustes necessários, diminui os riscos indesejados de complicações. Dentre muitas complicações, que a soltura e ruptura de parafusos, são as causas mais comuns de retorno aos consultórios.

Trata-se, portanto, de estudo de cunho bibliográfico, que segundo Marconi; Lakatos (2003) e caracteriza pelo levantamento de bibliografia já publicada, em diferentes formas, seja em revistas, teses de doutorado, dissertação de mestrado, monografias, artigos, impressa ou digital, relativas à temática abordada. Assim, o intuito principal é verificar como a literatura tem tratado da temática trabalhada, se utilizando para isso de artigos e trabalhos do tipo acadêmicos, como monografias, dissertações e teses, todos disponíveis de modo online, para assim proceder à fundamentação teórica e discursiva que sustentará o debate aqui desenvolvido.

2. PROPOSIÇÃO

Este estudo tem por objetivo discutir sobre os implantes do tipo hexágono externo, hexágono interno e cone morse, através de uma revisão bibliográfica.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 A história dos implantes

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.

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. Ocasião em que o professor Branemark apresentou o conceito de osseointegração.

Em 1952, na Suécia, 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 (BERNARDES et al., 2006).

Guerini (1909), relata que o início da odontologia é confundido com o início da medicina em geral, nos tempos antigos não havia separação entre estas áreas, o representante significativo mais antigo foi Hipócrates, nesta época os esforços eram concentrados em práticas curativas, maneiras recomendáveis de preparo dos alimentos e outras necessidades vitais, informações estas, transmitidas por sacerdotes.

Entre os povos antigos, os egípcios foram sem sombra de dúvidas os povos de maior desenvolvimento, pois medicina e ciência se desenvolvem de acordo com as civilizações, desde Menés, primeiro rei egípcio, os habitantes do vale do Nilo a 3427 a.C. apresentavam um alto nível de progresso (GUERINI, 1909).

Segundo Cohen et al., (2003), estudos das civilizações antigas feitos por arqueólogos confirmaram a importância dada a dentição, o uso de diferentes materiais de substituição de origem animal, humana ou mineral foram evidenciados na tentativa de substituir dentes perdidos. A evolução da implantodontia oral pode ser observada

em períodos diferentes percorrendo desde o período Antigo ao Período Contemporâneo. No período antigo, entre as dinastias egípcias e as culturas pré-colombianas foram encontradas supostas tentativas de implantações dentarias utilizando dentes esculpidos em marfim e dentes de animais. Na cultura egípcia a reposição de dentes era feita antes da mumificação (GUERINI, 1909).

Um pouco mais adiante, na Europa do período medieval, a implantodontia esteve essencialmente limitada aos transplantes de dentes humanos, que eram realizados entre pacientes por cabelereiros-cirurgiões, esta prática foi alterada a partir do início do século XVIII, quando riscos de contaminação bacteriana e de infecção foram relatados, caindo em desuso (COHEN et al., 2003).

Entre 1800 e 1910, a implantodontia endo-óssea começou, efetivamente, na América ficou conhecido como período fundamental. Materiais comuns como ouro, porcelana, madeira, diferentes metais (platina, prata, estanho) foram utilizados nas tentativas de substituição dentária. Em torno de 1809, Maggilio utilizou um implante em ouro em um sítio de extração, a prótese era realizada somente após a cicatrização tecidual. Alguns princípios da biocompatibilidade e de estabilidade começaram a ser elaborados por Berry, em 1888. O autor insistia quanto à necessidade de estabilidade imediata do implante e quanto à utilização de materiais “seguros”, que evitassem qualquer transmissão de doença (COHEN et al., 2003).

No período Pré-Moderno (1910 a 1930), Payne e Greenfield foram os precursores da implantodontia do início do século XX. Na América, materiais escolhidos foram ouro e porcelana. Payne descreveu o implante de um cesto cilíndrico de ouro, colocado após alargamento do diâmetro do alvéolo com ajuda de uma broca. Uma coroa com núcleo foi fixada imediatamente na parte interna e oca do implante. Uma técnica similar, foi descrita na Pensilvânia, mais ou menos na mesma época, Greenfield em uma outra técnica sugeria uma colocação em função 6 a 8 semanas. Estabelecendo assim o primeiro protocolo científico, em 1910, e este insistiu quanto à importância de um contato estreito osso-implante (COHEN et al., 2003).

A partir do Período Moderno (1930 a 1978), tanto na Europa quanto na América iniciou de fato os estudos dos diferentes biomateriais e as inovações cirúrgicas e protéticas, com a inserção de diversos materiais como porcelana, vitálio, titânio. Assim

foram desenvolvidos tipos diferentes de implantes como variação de tentativas, tivemos os Implantes endo-ósseos e Implantes subperiostais (COHEN et al., 2003). Ainda na fase das tentativas destacam-se também a de Adams, com um implante submerso em forma de parafuso.

Já Alvin e Strock em 1939, utilizaram um implante em forma de parafuso em vitálio. Strock, em 1940, surgiu com a transfixação endodôntica, alegando obter bons resultados em 17 anos (COHEN et al., 2003).

A partir dos anos 40, surgiram diferentes formas de implantes. O implante helicoidal em espiral era em aço inoxidável ou em tântalo. Scialom foi o pioneiro na utilização de um implante em tripé (implante agulhado). As três partes do tripé se juntam para suportar a prótese (COHEN et al., 2003).

O implante laminado foi introduzido em 1967, por Linkow, foi utilizado com frequência até os anos 80. Implantes em carbono vitrificado e em cerâmica foram utilizados no início dos anos 70 (COHEN et al., 2003).

Esta implantodontia dos anos 50, 60 e 70 caracterizou-se por experiências, erros e confusões no que diz respeito aos princípios biológicos. Em 1970, James introduziu o implante transmandibular. Por volta de 1975, Juillet desenvolveu o implante tridimensional (COHEN et al., 2003).

Todos esses implantes citados resultaram em fracassos terapêuticos a médio e curto prazo. O Período Contemporâneo inicia em torno de 1952, quando um médico pesquisador, o professor Per-Ingvar Brånemark, em uma pesquisa sobre micro vascularização, inseriu micro câmeras de titânio em tíbias de coelhos e na fase de remoção destes dispositivos percebeu que os mesmos integraram-se ao tecido ósseo vivo, ele se deparou com a capacidade do metal permanecer em contato com a superfície óssea e aderir a este sem que reações adversas ocorressem. Este fenômeno foi definido como osseointegração, consiste, segundo suas primeiras observações, em uma conexão direta e estrutural entre osso vivo e a superfície do material implantado. (CAMPOS; ROCHA JÚNIOR, 2013).

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 (BINON, 2000).

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 microscópico 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.

Assim, várias conexões de implantes têm sido analisadas na perspectiva de minimizar a problemática das falhas supracitadas. Normalmente, as conexões protéticas são divididas em Hexágono Externo, Interno e Conexões Cônicas.

3.2 Hexágono externo (HE)

Desenvolvido por Branemark, há mais de 40 anos, o sistema de implantes, com conexão hexágono externo é o mais utilizado até hoje (PIMENTEL, 2009).

É constituído por um parafuso de titânio, com conexão hexagonal externa (Figura 1), que tem a função de transmitir o torque durante a inserção, através do montador, e também tem a função de posicionar a prótese durante a reabilitação protética, evitando desvios rotacionais da mesma (MONTEIRO, 2011).

Figura 1: Desenho do Hexágono Externo (HE)



Fonte: Catalogo SIN Implantes (2017)

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 hexagono externo tradicional, hexagono 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 significante na distribuição da tensão ao corpo do implante (BERNARDES et al, 2006).

Este modelo de implante tem como grande característica a sua simplicidade e previsibilidade, adquirida durante anos de casuísticas favoráveis. Apresenta,

igualmente, vasta gama de componentes protéticos, facilitando a escolha do profissional (MONTEIRO, 2011).

A técnica de hexágono externo possui suas vantagens, uma vez que o tempo de cirurgia é reduzido e a chance de contaminação da área por bactérias é diminuta. Além do que, seu valor é mais baixo em relação aos outros sistemas convencionais, sendo então praticamente um implante predileto, atendendo todos os tipos de reabilitações protéticas, sendo possível ser feito com carga imediata ou precoce (FREITAS JUNIOR, et al 2012).

A conexão com hexágono externo é inclusive mais prática para o profissional odontólogo, dispondo de mais alternativas de encaixe do componente protéticos sobre o implante, facilitando situações nas quais os implantes são muito próximos e com muitos elementos para a instalação. Valendo a ressalva de que embora os casos mais comuns sejam atendidos com esse modelo de implante, é necessário sempre uma avaliação do especialista em implantodontia para determinar qual tipo de conexão é melhor para o caso (RICOMINI FILHO et al., 2010).

Os implantes da modelagem hexagonal externa contêm como vasto benefício sua simplicidade e previsibilidade, conquistada no decorrer de anos de casuísticas favoráveis. Outro aspecto positivo desse sistema é abranger uma grande variedade de componentes protéticos o que facilita a escolha da solução adequada para cada paciente (LENHARO et al., 2006).

O Hexágono externo possui 12 (doze) tipos de encaixe, o que descomplexifica a instalação de próteses muito próximas e com muitos elementos, além desse tipo de plataforma protética possuir boas características na reparação óssea (RIBEIRO, 2016).

Em seu trabalho, Oliveira Neto (2013) pode perceber que os implantes externos, mesmo em circunstancias de falhas mais sérias foram suscetíveis de reparação a contar da troca de componentes protéticos, situação que não aconteceu

com os do tipo interno. Por conseguinte, o autor defende o uso de hexágono externo com alternativa de reabilitação dentária.

Muito embora os implantes com hexágono externo sejam os mais comercializados, Elias (2009) elucida que estes detêm limitações, uma vez que este implante possui uma altura máxima de 1,0 mm para assegurar a estética final da prótese implanto suportada.

Sabatini Filho (2011) explica que inicialmente, no protocolo original de Branemark, para que os implantes fossem inseridos, um hexágono externo foi adicionado na plataforma desses implantes. Desse modo, destaca o autor, que nesse primeiro momento o hexágono não tinha a função de funcionar como um sistema anti-rotacional, mas, apenas como dispositivo de captura e inserção. Ressalta ainda que, somente 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 invariabilidade dos tecidos duros em torno dos implantes é uma das condições mais apreciadas que influenciam no tratamento com implantes dentais bem sucedidos em longo prazo. O fato de alternar o modelo de conexão protética resultará em distintos padrões de remodelação óssea peri-implantar, sem depender do estado clínico e microbiológicos (RICOMINI FILHO et al., 2010).

É mais viável que esta circunstância seja referida à propagação de carga através de diferentes conexões implante-pilar para o osso peri-implantar. Resultados de pesquisas atuais preconizam que uma conexão cone morse seja mais eficaz para acautelar a perda óssea peri-implantar, ou seja, apresentou-se mais eficiente no intuito de evitar as remodelações ósseas, se comparado com uma conexão hexagonal externa (PEREIRA, 2015).

Estudos hodiernos também concluíram que quando comparado com o hexágono interno, em relação a fadiga e compressão a força máxima, visando fratura, o sistema de hexágono externo apresenta uma menor confiança em resultados, não

garantindo uma estabilidade do conjunto e assim desfavorecendo uma maior resistência estrutural deste grupo (FREITAS JUNIOR et al, 2012).

Ensaios mecânicos cíclicos e apreciação clínica narram o afrouxamento ou fratura do parafuso de conexão implante-intermediário como problema comum em reparações de implantes unitários de hexágono interno e externo. Um exame sistemático feito por Gracis et al (2012), indica ainda, que a ocorrência acumulada do afrouxamento do parafuso é em média 1,5% para o hexágono interno, e 7,5% para o externo, e essa dissemelhança pode estar correlacionada a estabilidade da conexão e decorrente micro movimentação do parafuso de fixação.

E sabe-se que a micro movimentação do parafuso protético pode causar soltura ou fratura dos mesmos, ou inclusive dificultar o tratamento protético em razão da desadaptação do conjunto implante-intermediário-prótese, o que pode ser fator para proliferação de células inflamatórias no tecido mole adjacente (BERGLUNDH et al., 2006).

Muitos resultados de pesquisas provam que existe uma maior estabilidade do hexágono interno, e, portanto, uma remota chance de ruptura dos seus parafusos. (PITA et al., 2011).

Dias (2016) descreve que um dos principais problemas com implantes do tipo hexágono externo está associado ao maior índice de afrouxamento ou fraturas dos parafusos e pilares, bem como maior reabsorção óssea marginal. É provável que isso aconteça porque existe uma maior concentração de tensões na região cervical de implantes hexágono externo, quando relacionados aos ciclos repetidos de carga mastigatória que induzem a separação entre os componentes. Assim, algumas medidas como pré-carga adequada e próteses passivas associadas a um sistema anti-rotacional efetivo devem ser empregadas para diminuir as complicações.

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 esquírolas 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 e hexágono que

age como mecanismo anti-rotacional, sendo, junto com o parafuso protético, o responsável pela estabilidade mecânica do conjunto implante/intermediário.

Grandes autores na área da odontologia relatam em suas literaturas inúmeros resultados de longo prazo, demonstrando alto índice de êxito dos implantes hexágono externo, e levando em consideração a experiência profissional dos dentistas, que também ratificam os resultados satisfatórios dos implantes hexágonos externo. Em contrapartida, sabe-se que as maiores concentrações de peri-implantite vem sobressaindo neste modelo de implante (NEVES at al., 2010).

Diante dessa divergência, deve-se tomar em questão algumas considerações. Implantes na forma hexagonal externo necessitam que as suas plataformas estejam em uma posição supraóssea. O hexágono carece estar livre para adquirir o componente protético. Afundar implantes hexágono externo é resultado certeiro de peri-implantite. Enquanto os implantes cone-morse devem ser posicionados em um nível intraósseo, o que proporciona o acomodamento de um intermediário protético mais fino, estimulando um selamento biológico pertinente, impedindo recessões teciduais malquistos, especialmente em regiões de altíssimo apelo estético. (BIANCHINI, 2016).

Em relação às complicações de hexágono externo, Elias (2009) releva, a probabilidade de se ter deformação ao longo da inserção do implante, exigência de ter grande exatidão dimensional para salvaguardar o acoplamento do material protético sem folgas em demasia, tem a chance de provocar a concentração de tensão na região coronária e em função da desadaptação implante-componente favorece a adesão de biofilme na borda da plataforma do implante com indução de saucerização. A certeza das dimensões de hexágono é primordial para assegurar a firmeza da prótese, minorar o afrouxamento do parafuso protético, permitir o assentamento adequado da prótese, criar a adaptação vertical e horizontal do pilar intermediário na plataforma do implante e evitar a entrada de bactérias para o furo interno do implante.

No esforço de demonstrar um remédio aos óbices enumerados foram criadas algumas modificações no aspecto dos implantes: I) alteração da composição química da liga utilizada no instrumento de inserção do implante (monta implante) e no componente protético, aplicando-se ligas de titânio com dureza igual ou menor que a do implante para diminuir a deformação de hexágono; II) elaboração de implante de corpo único e, c) criação de implantes com conexão interna na forma de hexágono Diante do pedido da VMCOM, a empresa Pré-Teste Pesquisadores Associados, em 2013, fez uma pesquisa baseada em estatística, na qual foram inquiridos 607 profissionais atuantes na área da implantodontia sobre qual o modelo de plataforma protética era o mais utilizado por eles diariamente em suas clínicas. A resposta apontou a seguinte porcentagem: nos casos de próteses unitárias, 51,4% colocam cone-morse, 25,4% hexágono interno e enquanto a minoria, 23,2% utilizam o hexágono externo (BEZERRA, 2014).

Porém, em relação as próteses múltiplas, os dados contiveram resultados altamente diferenciados: a maioria de 59,4% utiliza hexágono externo, 25,1% cone-morse e 15,5% hexágono interno. O motivo dessa porcentagem maior do uso de hexágono externo em casos de próteses múltiplas se dá porque as principais desvantagens biomecânicas manifestada pelo hexágono externo são diminuídas nas situações de próteses múltiplas e aumentadas nos casos unitários. Deste modo, a utilização do hexágono externo em próteses múltiplas em áreas não estéticas é mais vantajosa (BEZERRA, 2014).

Expandindo a mesma ideia, de acordo com Lanza e Lanza (2008), a perda ou afrouxamento de parafuso podem ocasionar o deslocamento da prótese, acarretando em prejuízo de função. Situação que acontece mais regularmente nas restaurações unitárias parafusadas em regiões posteriores em implantes de hexágono externo. Eles concluíram que as conexões de hexágono interno são clinicamente mais favoráveis nas próteses unitárias e parciais, uma vez que as fixações com implante de hexágono interno dispõe uma maior e melhor distribuição de forças que implantes de hexágono externo.

Em relação a perda óssea, os Implantes hexagonal externo possuem uma perda óssea previsível de aproximadamente 1,0 mm no primeiro ano em função e menos de 0,2 mm após o primeiro ano. Porém estas perdas ósseas podem ser exacerbadas com a alteração do equilíbrio biomecânico. Um estudo limitado feito por professores da área da odontologia sobre microinfiltração bacteriológica em implantes externos com diferentes superfícies de parafuso, conclui-se que não existe diferença entre parafusos de retenção do pilar de titânio e de titânio recobertos por DLC (Parafuso de “Diamond Like Carbon”) quando avaliada a microinfiltração bacteriana na interface pilar/implante (NEVES at al., 2010).

Maeda (2006) coloca que os implantes de hexágono externo são melhores indicados para região anterior e posterior para próteses individuais ou múltiplas e em casos que os implantes não estão alinhados. De uma forma geral podemos dizer que é extremamente versátil e que está indicado para quase todas as situações protéticas, entretanto não significa que será a melhor distribuição do estresse. Mesmo diante dessas particularidades, os hexágonos externos possuem algumas limitações que se baseiam em uma maior incidência do parafuso (não do implante) fraturar, e também a formação de gaps.

Esse modelo de conexão apresenta uma pequena desadaptação das margens (criação de espaço entre a prótese e o implante, propício para a colonização bacteriana), o que não ocorre com o cone-morse, cuja adaptação ocorre à distância do perimplante (MAEDA, 2006).

3.3 Hexágono interno (HI)

Posteriormente, como aperfeiçoamento ao hexágono externo, surgiu o hexágono interno tencionando uma melhor distribuição de tensões em torno do osso e propiciando uma melhor estabilidade do parafuso de fixação da prótese, encurtando a chance de fratura sob cargas cíclicas. Enquanto o hexágono externo respeita substancialmente o padrão Brånemark, os internos dispõem de muitas variações de design. Assim, os implantes dentários eram baseados apenas nesses dois modelos

de adaptação protética: a padrão Brånemark de hexágono externo e a conexão de hexágono interno. Para depois vir a ser inventado e expandido para área odontológica o sistema Cone Morse (PITA et al, 2011).

Neste tipo de conexão, o centro de fixação do parafuso é protegido pela altura do hexágono do pilar dentro do implante, diminuindo a possibilidade de micro movimentos (BINON, 2000), o que favorece a concentração da força na parte interna do implante ao redor igual à do tecido ósseo.

Deste modo, as forças laterais são transmitidas diretamente às paredes do implante, criando uma menor tensão no parafuso e proporcionando uma melhor resistência às tensões de cisalhamento na união (MONTEIRO, 2011).

As conexões internas apresentam uma interface mais estável, pois possuem um melhor contato entre as paredes do intermediário e do implante, favorecendo a distribuição de cargas e protegendo seus parafusos de fixação protética.

Figura 2: Desenho do Hexágono Interno



Fonte: Catalogo SIN Implantes (2017)

Sabatini Filho (2011, p. 24) cita que a conexão do tipo hexágono interno “[...] 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”. Ainda explica o autor que ao desenvolver o hexágono interno a intenção foi tentar distribuir as forças geradas pela mastigação para dentro do implante, e com isso, proteger o parafuso de retenção de forças oclusais excessivos e também reduzir a microinfiltração.

O ponto forte desse sistema pode ser citado como sendo sua alta resistência mecânica, já que possui uma grande variedade de componentes protéticos facilitando a escolha d solução adequada para cada caso e não necessita de montador, sendo que o transporte e instalação do implante são feitos pelo mesmo modelo de chave (SABATINI FILHO, 2011).

Conexões em hexágono interno foram criadas para aumentar a superfície de contato entre o implante e o pilar, aumentando a estabilidade do pilar. Está demonstrado que os implantes de hexágono interno proporcionam melhor distribuição de forças, comparados aos implantes de hexágono externo. Entretanto, esses implantes também apresentam algum movimento rotacional do pilar ao redor do implante, o que pode resultar em afrouxamento. Ocorrências de desapertar de parafusos parecem ser similares em implantes com hexágono interno e externo. A espessura reduzida das paredes em volta do hexágono interno é um problema potencial em relação à resistência à fratura desse implante (MONTEIRO, 2011).

Em 1991, Niznick, denominou a conexão implante/pilar como a chave do sucesso protético. Assim sendo, a vantagem de utilizar uma conexão interna do tipo hexágono interno com 1.7 mm de profundidade considera-se o aumento da resistência da união implante/pilar, na qual reduz a possibilidade de complicações como afrouxamento ou fratura do parafuso.

O implante do sistema hexágono interno tem como exclusividade seu ponto forte na sua alta resistência mecânica. Possui uma grande variedade de componentes

protéticos facilitando a escolha da solução adequada para cada caso. Outra grande vantagem é o fato de não possuir montador sendo que o transporte e a instalação do implante são feitos pelo mesmo modelo de chave. Esse procedimento confere maior resistência ao torque durante o procedimento de inserção do implante no alvéolo cirúrgico e também aumentam a estabilidade (ARVIDSON et al., 1998).

Muitos desenhos de hexágono interno lançados no mercado, modificaram o tipo de articulação implante conexão e a quantidade de lados internos para a resolução completa. 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. A pequena espessura da região cervical de um implante de conexão interna do tipo hexágono interno é muito menos resistente as forças de cisalhamento do que o implante de hexágono externo cuja região é mais robusta (ALKAN et al, 2004).

Com o intuito de fazer um estudo comparativo entre diferentes implantes e seus abutments para unitários, portanto contendo algum dispositivo anti-rotacional, Balfour e O'Brien (1995) realizaram um estudo entre implantes de octágono interno, hexágono externo e outro com hexágono interno. O implante com octágono interno apresentou-se como o mais vulnerável a cargas laterais ou fora de seu longo eixo. Os de hexágono externo mostraram-se deformáveis às cargas laterais. Concluíram que, os implantes com hexágono interno apresentaram o maior grau de estabilidade para as reabilitações unitárias, atribuída ao maior comprimento do abutment na região da conexão, e pelo fato de apresentar um grau de divergência das paredes internas.

As fixações com implante de hexágono interno apresentam uma maior e melhor distribuição de forças que implantes de hexágono externo, pois de acordo com Lanza e Lanza (2008), a perda ou afrouxamento de parafuso podem resultar em deslocamento da prótese, causando perda de função. Isso ocorre mais frequentemente nas restaurações unitárias parafusadas em regiões posteriores em implantes de hexágono externo. Os autores concluíram que as conexões de hexágono interno são clinicamente mais favoráveis nas próteses unitárias e parciais.

Maeda et al. (2006) sugerem que fixações com implante de hexágono interno apresentam uma maior e melhor distribuição de forças que implantes de hexágono externo. Perda ou afrouxamento de parafuso podem resultar em deslocamento da prótese, causando perda de função. Isso ocorre mais frequentemente nas restaurações unitárias parafusadas em regiões posteriores em implantes de hexágono externo. Concluiu-se que conexões de hexágono interno são clinicamente mais favoráveis nas próteses unitárias e parciais.

O hexágono interno apresenta vantagens cirúrgicas e protéticas significativas sobre a conexão de hexágono externo, principalmente em elementos unitários, além de apresentar qualidades biológicas, clínicas e biomecânicas superiores. Com este sistema, os implantes são considerados conexões mais estáveis que os de hexágono externo, sendo destacado, portanto, como uma evolução do hexágono externo tradicional. O hexágono interno apresenta como vantagens: favorecer menor desaperto e fraturas de parafusos e absorver melhor as cargas externas. Além disso, seu desenho possibilitaria distribuição mais homogênea das tensões ao redor dos implantes em relação às fixações com hexágono externo, diminuindo as tensões sobre a crista óssea (HÚNGARO, 2009).

3.4 Cone Morse

Segundo Lima (2014), a conexão Cone Morse (também conhecida como conexão cônica) foi adaptada à Odontologia por meio de um sistema desenvolvido por Stephen A. Morse em 1864 para guiar fresas helicoidais.

Segundo Monteiro Monteiro (2011), o desenho da conexão cônica interna promove uma íntima adaptação entre as peças, adquirindo uma resistência mecânica semelhante a uma peça de corpo único (Figura 3).

Figura 3: Desenho Conexão Cone Morse



Fonte: Catalogo SIN Implantes (2017).

Os implantes com conexão cone morse apresentam algumas vantagens em relação aos demais sistemas, entre elas: melhor adaptação entre o componente protético e o implante, eliminando a micro-fenda entre os dois, o que reduziu os níveis de reabsorção óssea periimplantar; melhor estabilidade mecânica do pilar, minimizando a ocorrência de micro-movimentos; a minimização dos micro-movimentos causou redução na incidência de afrouxamentos e fraturas de parafusos; melhor fixação anti-rotacional; maior resistência do conjunto implante/pilar, pois a íntima união entre os dois praticamente torna sua resposta em mecânica de corpo único. As desvantagens deste tipo de sistema são: ausência de um mecanismo de posicionamento protético anti-rotacional; pouca familiaridade com o sistema, por parte de técnicos e dentistas (COPPEDÊ, 2007).

Recentemente, o sistema cone morse 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 da sua conexão (PIMENTEL et al 2010).

As conexões em cone morse foram desenvolvidas para melhorar as propriedades biomecânicas dos conjuntos implante/pilar protético, e para reduzir a

incidência de problemas mecânicos encontrados nos sistemas de implantes com hexágono externo e interno (BOZKAYA; MUFTU 2005).

Estudos comparativos mostraram que implantes com conexões em cone morse possuem maior resistência dinâmica e estática (KHRASAIT et al. 2002) e resistência superior ao afrouxamento de parafusos quando comparados com implantes de hexágono externo.

Khraisat et al. (2002) avaliaram a resistência à fadiga de implantes com conexões em hexágono externo e cone morse, e a análise comparativa demonstrou resultados significantemente melhores para os implantes com conexão cone morse.

Kitagawa et al. (2005) analisaram através de um ensaio com elementos finitos a micro-movimentação da conexão implante/pilar em diferentes sistemas de implantes. O estudo comparou implantes com conexões em hexágono externo e cone morse, e verificou micro-movimentação maior para o sistema de hexágono externo. Além disso, verificou a presença de movimentos de rotação nos pilares de hexágono externo, e completa ausência de movimentos de rotação nos pilares cone morse.

Um sistema que surgiu com boas propriedades mecânicas foi o sistema cone morse. A conexão do tipo cone morse provê uma melhor distribuição de forças ao longo do implante quando comparado com o hexágono externo, sejam essas forças laterais ou não (MERZ, et al 2000).

Quando se compara o sistema cone morse com o sistema hexágono interno, observa-se que o sistema cone morse provome um menor estresse no osso periimplantar. Esse fato pode ser devido ao desenho do intermediário protético que dissipa, de maneira mais efetiva, as forças geradas na prótese (QUARESMA, et al, 2008).

Implantes com plataforma tipo Cone Morse se baseiam no princípio mecânico do “cone dentro de cone” que proporciona grande superfície de contato entre o pilar protético e o implante.

Conforme explica Anjo (2009, p.20), a cavidade interna de implantes com desenho cônico tem como objetivo fazer com que a interface implante/pilar resulte num grande travamento friccional denominado “lockingtaper”, tornando sua resistência mecânica semelhante a de implantes de corpo único.

Para Anjo (2009), plataformas Cone Morse foram desenvolvidas para melhorar as propriedades biomecânicas e reduzir os problemas mecânicos encontrados nos sistemas de hexágono externo e interno. Isso porque a interface implante/pilar protético é uma região crítica, uma vez que influencia no modo de transmissão das forças oclusais para o osso.

Vê-se que a literatura é enfática ao afirmar que os sistemas com conexão do tipo Cone Morse foram introduzidos no mercado em virtude das complicações mecânicas apresentadas pelos sistemas de implante com conexão do tipo Hexágono Externo. Isso porque, as conexões Cone Morse possuem uma área de intimo contato com as paredes cônicas do implante e do pilar protético, permitindo um torque por fricção das paredes internas do cone do implante e externas da conexão, cujo embricamento mecânico impediria a penetração de bactérias nessa interface (POLA, 2013).

Sobre isso, Sabatini Filho (2011, p. 28) preleciona as conexões do tipo cone morse apresentam um design interno preciso que, durante a instalação do intermediário protético ao implante, permite um intimo contato das superfícies sobrepostas, adquirindo uma resistência mecânica semelhante a de uma peça única. Nesse 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 dos naturais, sem a necessidade de modificações oclusais.

Moraes (2010) discorre sobre dois tipos de sistemas cone morse: os que adaptam a parede cônica do pilar intermediário através do aperto de rosca de um parafuso; e os que somente pela conicidade. Assim o tratamento 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.

Portanto, viu-se pela literatura que, o sistema Cone Morse apresenta-se com maior capacidade de garantir saúde periodontal quanto ao aspecto microbiológico, vantagem protética por garantir melhor estabilidade do componente e melhoria no aspecto biológico por reduzir a perda óssea como resultado dessa somatória de fatores (MORAES, 2010).

Os implantes cone Morse apresentaram elevada previsibilidade nos tratamentos reabilitadores ao longo das últimas décadas. Além disso, possuem a vantagem de localizar a junção implante/coroa na região intrassulcular, a distância da crista óssea (GUIRADO et al, 2007).

Esse fato tem conduzido a menor perda óssea perimplantar nestes implantes, permitindo um isolamento biológico. Biomecanicamente, os implantes cone-Morse têm apresentado melhor distribuição de tensões, quando comparados a implantes de hexágono externo. Além disso, essa geometria tem permitido maior resistência frente a forças excêntricas e flexão, assegurando uma estabilidade melhor e redução de incidentes e complicações nas próteses (PELLIZZER; CARVALHO, 2011).

Os componentes de implantes cone morse possuem formato diferenciado em relação aos implantes com cone-xão hexagonal externa ou interna existentes no mercado. Em uma secção transversal, os pilares são menores do que a largura da plataforma do implante devido à sua conexão cônica, possibilitando a obtenção da designada plataforma switching (NENTWIG, 2004).

Esse encaixe cônico, orientado, geralmente, por um parafuso central no componente, produz excelente retenção friccional entre o intermediário e o interior do implante, o que lhe permite adequado efeito antirrotacional e, consequentemente, impede seu deslocamento (CANULLO et al., 2010).

Além disso, a plataforma do tipo cone morse apresenta outras vantagens em relação aos demais sistemas, como melhor distribuição de forças fisiológicas ao redor dos tecidos peri--implantares, espaços reduzidos na interface componente/implante devido à íntima adaptação, excelentes resultados em termos de manutenção dos tecidos peri-implantares e mínimo deslocamento devido à não fixação por parafuso. Deve ficar claro que o parafuso comumente existente no ápice do pilar cone morse providencia apenas retenção no momento de sua instalação, sendo que a superfície cônica estabelecerá a retenção final o que propicia estabilidade mecânica durante a aplicação de cargas, tornando possível não indicar, em algumas situações, a esplintagem de próteses sobre dois ou mais implantes deslocamento (CANULLO et al., 2010).

Para que todas as vantagens e o sucesso do sistema cone morse sejam alcançados, alguns critérios devem ser seguidos. Um deles consiste no planejamento adequado dos procedimentos a serem executados. No momento da colocação dos implantes, todo cuidado quanto ao seu posicionamento deve ser levado em consideração. Outra questão importante é a profundidade na qual o implante deverá ser instalado. Estudos tem demonstrado que a inserção abaixo da crista óssea, em torno de 1,0 a 2,0 mm, tem sido de relevante importância para a manutenção dos tecidos peri-implantares (NOVAES et al., 2006).

Estudos verificaram que a colocação da plataforma do implante cone morse em nível infraósseo auxilia a manutenção da crista óssea periimplantar, bem como dos tecidos moles circundantes, podendo favorecer a manutenção e/ou formação de papilas gengivais (OH et al., 2002).

Esse fato é de suma importância em áreas com grande exigência estética, como a região anterior da maxila. Autores têm observado, ainda, que esse fato ocorre não somente pelo selamento proporcionado pela “solda a frio” que ocorre na parte cônica do componente, minimizando intensamente os desajustes entre a plataforma do implante e os pilares, mas também por um selamento biológico que ocorre nessa região (DEGIDI et al., 2008).

Além disso, estudos verificaram a presença de distância biológica ao redor dos implantes, semelhante àquela dos dentes naturais, com presença de sulco gengival, epitélio juncional e tecido conjuntivo (LAZZARA; PORTER, 2006).

Características comuns entre os tecidos ao redor de implantes e dentes foram notadas. Em ambos foi encontrado um epitélio contínuo não queratinizado no epitélio juncional com, aproximadamente, 2,0 mm de extensão antes do início da inserção de tecido conjuntivo. Por outro lado, a colocação dos implantes em nível ósseo ou supraósseo tem sido associada à perda óssea peri-implantar em torno de 1,5 a 2,0 mm no primeiro ano e de, aproximadamente, 0,2 mm nos anos subsequentes (OH et al., 2002).

Essa perda óssea provavelmente se deve à contaminação local em im-plantes de dois estágios, à formação da distância biológica peri-implantar e, sobretudo, ao desajuste marginal existente na interface implante/pilar, o que propicia contaminação local permanente (LAZZARA; PORTER, 2006).

4. DISCUSSÃO

Bernardes et al. (2006), fizeram uma análise de tensões em peças simulando implantes com conexões internas do tipo hexágono interno e outras de hexágono externo por meio de foto elasticidade. Simulou carregamentos axiais e não axiais em peças de 11 e 13 mm de comprimento inseridas na resina fotoelásticas. Assim eles concluíram que não há diferença estatística significante entre os dois sistemas para carregamentos axiais. O grupo de conexões internas do tipo hexágono interno obteve menores valores de tensão que o de hexágono externo.

Khraisat et al. (2004) disseram que os implantes de conexão protética de Hexágono interno são considerados mais estáveis aos de hexágono externo, pela acomodação das arestas dentro do hexágono.

Lazzara (1991), explicou num trabalho enumerando as vantagens dos implantes com hexágono externo, e assim, inicialmente este hexágono foi desenhado para levar implante ao leito cirúrgico. As principais vantagens deste tipo de conexão são obtidas na fase protética, quando a conexão é mais estável entre o implante e a restauração. O mecanismo anti-rotacional desta conexão caracteriza-se pela importância em estabilizar a correta angulação dos pilares, fundamental em restaurações unitárias.

Diamantino, Santos e Silveira Junior (2008), observaram esse modelo de hexágono externo, numa aplicação de cargas laterais, as forças são conduzidas à plataforma do implante e ao parafuso de retenção no ponto em que este entra no implante, provocando assim, afrouxamento ou fratura deste parafuso. Após submetidas a carga excessiva, as conexões internas apresentam conexões mais firmes e menos tensão ao hexágono externo

Hunt et al. (2005), citaram que a conexão Cone Morse, o pino também forma uma conexão mais resistente em relação ao sistema externo, porque o pino guia-se profundamente dentro do corpo do implante e que as paredes internas do implante

possuem usualmente uma convergência de oito a 11 graus, como o pino é parafusado no local, as paredes do implante suportam o mesmo segurando a conexão, diminuindo assim as tensões no parafuso de retenção. Como resultado, a força de desencaixar é 30% maior que a força usada no encaixe.

Lanza & Lanza (2008), citaram que a conexão pilar/implante está fundamentada no princípio da junta Morse. Estabelece um firme embricamento, com transmissão de cargas funcionais diretamente para o corpo do implante e deste para a estrutura óssea. Esse sistema é similar ao Cone Morse, processo da engenharia mecânica, na qual encaixe cônico entre duas estruturas metálicas, com ângulo menor ou igual a 8° cria um travamento por assentamento sobre fricção.

A figura abaixo, demonstra as especificações dos implantes e componentes protéticos:

Tipo de Conexão	Hexágono Externo (HE)	Hexágono Interno (HI)	Cone Morse (CM)
Diâmetro externo do implante	3,75 mm	3,75 mm	3,50 mm
Diâmetro da plataforma do implante	4,10 mm	3,75 mm	3,50 mm
Comprimento do implante	11 mm	9 mm	11 mm
Ângulo entre paredes internas			11,50º
Catálogo do implante	140.490	140.836	140.759
Componente Protético / diâmetro / comprimento	UCLA Ti Antirotacional /4,10 mm / 6 mm	UCLA Ti Antirotacional /2,45 mm / 6 mm	Universal Reto Ti / 3,30mm/ 6 mm
Catálogo do componente protético	200.088	160.682	160.174
Parafuso Protético	2,0 mm	1,8 mm	1,8 mm
Catálogo	175.082	175.037	

5. CONCLUSÃO

Depois de estudar o conteúdo desta revisão de literatura é possível perceber que para a melhor escolha do sistema de implante é necessário avaliar uma série de fatores

Deve ser avaliada as habilidades do Cirurgião-dentista e do paciente como um todo, desde condição óssea, gengival, idade, condições sistêmicas, higiene, qualidade do tecido conjuntivo que está em volta da área onde desejamos fazer o implantes, até a condição socioeconômica do paciente.

Se pensarmos isoladamente nos fatores citados acima, podemos concluir que o sistema de implante cone morse apresenta as melhores qualidades biomecânicas e melhor preservação dos tecidos conjuntivos circundantes ao implante. Portanto se as condiçoes apresentadas pelo paciente favorecerem a instalação de um sistema cone morse, este seguramente deve ser o sistema escolhido.

REFERÊNCIAS BIBLIOGÁFICAS

1. ALKAN, I. et al. **Influence of oclusal forces on stress distribution in preload dental implant screws**. J Prosthet Dent, v. 91, n. 4, p. 319-25, Apr 2004.

2. ANJO, C. M. dos. **Análise in vitro da infiltração bacteriana na interface de pilares protéticos e implantes com plataforma cone morse**. 2009. 50F. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade do Grande Rio Prof. José de Souza Herdy, Duque de Caxias, 2009.

3. ARVIDSON, K. et al. **Five-year prospective follow-up report of the Astra Tech Dental Implant System in the treatment of edentulous mandibles**. Clin Oral Implants Res, v. 9, n. 4, p. 225-234, Aug 1998.

4. BALFOUR, A.;O'BRIEN, G. R. **Comparative study of antirotational single tooh abutment**. J Prosther Dent, v. 73, n. 1, p. 36-43, jan. 1995.

5. BERGLUNDH T. et al. **A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years**. J Clin Periodontol; 29 (Suppl. 3): 197-212, 2006.

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

7. BEZERRA J. **História da evolução da implantodontia**. Odontol Mod; 12(5): 6-14, 1985.

8. BIANCHINI, Marco. **Hexágono externo (HE) versus cone-morse (CM).** 2016.

9. BINON, P. **Implants and components**: entering the new millennium. Int J Oral Maxillofac Implants, v. 15, n. 1, p. 76-94, 2000.

10. BOZKAYA, D.; MÜFTÜ, S. **Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants**. Journal of Biomechanics 38: 87 – 97, 2005.

11. CAMPOS, L. E. C.; ROCHA JÚNIOR, H. V. **da. Osseointegração, ontem e hoje**: perspectivas futuras. Revista da AcBO, v. 1, n. 2, 2013.

12. CANULLO et al. **Platform switching and marginal bone-level alterations**: the results of a randomized-control-led trial. Clin Oral Implants Res ;21(1):115-21, 2010.

13. COHEN, E. et al. **Manual de Impantodontia Clínica. Artmed**, cap. 1, 2003.

14. COPPPEDÊ, A.R. **Estudo biomecânico da conexão implante/pilar protético em implantes do sistema cone morse**. Mestrado em Odontologia – Universidade de São Paulo, 2007.

15. DEGIDI, M et al. **Immediately loaded ti-tanium implant with a tissue-stabilizing/maintaining design ('beyond platform switch') retrieved from man**

after 4 weeks: a histological and histomorphometrical evaluation. A case report. Clin Oral Implants Res 2008;19 (3):276-82, 2008.

16. DIAMANTINO, A. G. et al. **Aspectos biomecânicos relacionados à perda óssea marginal aos implantes osseointegrados**. XII Encontro Latino Americano de Iniciação Científica 2008.

17. DIAMANTINO, A. G.; SANTOS, F. V.; SILVEIRA JUNIOR, L. **Aspectos biomecânicos relacionados à perda óssea marginal aos implantes osseointegrados**. XII Encontro Latino Americano de Iniciação Científica. 2008.

18. DIAS, E. C. L. de C. M. **Análise descritiva da adaptação dos pilares protéticos com conexão cônica aos implantes osseointegráveis e seu efeito na infiltração bacteriana: um estudo in vitro**. 2016. 108F, 2016.

19. DONATH, K. et al. **Manual de Implantodontia**. Clínica. Artmed, capítulo 3, 2003.

20. ELIAS, C.N. **Plataformas dos implantes osseointegráveis**. In: Associação Brasileira de Odontologia. 2009.

21. FREITAS JUNIOR A.C et al. **Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections**: An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. Dental Mater. 2012. 218-28, 2012.

22. GIL, F.J et al. **Influence of the height of the external hexagon and surface treatment on fatigue life of commercially pure titanium dental implants**. Int J Oral Maxillofac Implants; 24(4): 583-90, 2009.

23. GRACIS S, et al. **Internal vs. External connections for abutments/reconstructions**: a systematic review. Clin Oral Implants Res. Oct, 23 Suppl 6, 2012.

24. GUERINI, V. **A history of dentistry from the most ancient times until the end of the eighteenth century**. Lea & Febiger, 1909.

25. GUIRADO et al. **Immediate pro-visionalization on a new implant design for esthetic restoration and preserving crestal bone**. Implant Dent 2007;16(2):155-64, 2007.

26. HÚGARO, P. **Estudo comparativo em elemento finito, de implantes osseointegrados com diferentes morfologias e de suas estruturas de suporte**. Tese de Mestrado em prótese dentária, USP São Paulo, 2009.

27. KHRAISAT, A et al. **Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading**. Clin Implant Dent Relat Res, v. 6, n. 3, p. 157-164, 2004.

28. KITAGAWA, T. et al. **Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system**. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials 75B: 457 – 463, 2005.

29. LAKATOS, E. M.; MARCONI, M. A. **Fundamentos de metodologia científica**. São Paulo: Atlas, 2003.

30. LANZA, Marcos Dias; LANZA, Marcos. **Critérios da mecânica dos implantes: o que mudou?** in: sbro. 2008.

31. LAZZARA, R. J. **Restorative advantages of the coronally hexed implant.** Compendium, v. 12, n. 12, p. 924-930, Dec 1991.

32. LAZZARA; PORTER . **Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels**. Int J Periodontics Restorative Dent; 26 (1): 9-17, 2006.

33. LENHARO et al**. Implantes de torque interno TRYON®.** Boletim Informativo. SIN – Sistema de Implante Nacional, 2006.

34. LIMA, E. G. de. **Infiltração bacteriana nas interfaces entre implantes e pilares: efeito do desenho das conexões protéticas**. 92F. Dissertação (Mestrado em Prótese Dentária) – Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2014.

35. MAEDA, Y. et al. **In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections**: a short communication. Journal of Oral Rehabilitation, v. 33, p. 75-78, 2006.

36. 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.

37. MERZ, B.R. et al. **Mechanics of the implant – abutment connection: an 8 – degree tape compared to a butt joint connection**. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 15: 519 – 526, 2000.

38. MONTEIRO, D. J. R. F. **Influência da Conexão Pilar-Implante Endósseo na estabilidade Óssea Marginal: Uma revisão de literatura**. 2011. 55F. Dissertação (Mestrado em Medicina Dentária) – Universidade de Lisboa, Lisboa, 2011.

39. MORAES, F.M.L. **Avaliação in vitro da infiltração de fluidos pela interface implante-pilar intermediário de três sistemas com conexão do tipo cone Morse e da capacidade de vedação de um material**. Prótesis Dental. Disertación de Maestría Facultad de Odontología, 2010.

40. NENTWIG, GH. **Ankylos implant system: concept and clinical appli-cation**. J.Oral Implantol;30(3):171-7, 2004.

41. NEVES, Flávio et al. **Avaliação da microinfiltração bacteriológica em implantes hexágono externo com diferentes superfícies de parafuso**. Revista Odontológica do Brasil-central, Goias, v. 19, n. 49, p.119-123, 2010.

42. NIZNICK, G. **The implant abutment connection**: the key to prosthetic success. Compendium, v. 12, n. 12, p. 934-938, Dec 1991.

43. NOVAES et al**. The effects of interimplant distances on papilla formation and crestal resorption in implants with a morse cone connection and a platform switch**: a histo-morphometric study in dogs. J Periodontol 2006;77(11):1839-49, 2006.

44. OH et al. **The causes of early implant bone loss:** myth or science? J Periodontol;73(3):322-33, 2002.

45. OLIVEIRA NETO, L.A. **Validação de uma máquina de testes de flexão rotacional e seus efeitos em implantes de hexágono externo e interno**. 94 f. Tese (Doutorado em Ciências Odontológicas) – Universidade de São Paulo, 2013.

46. PELLIZZER; CARVALHO. **Fundamentos em Implantodontia**: uma visão contemporânea. São Paulo: Quintessence, 2011.

47. PEREIRA, Leandro Maruki. **Avaliação comparativa da remodelação óssea peri-implantar em implantes com junção cone-morse e hexágono externo**: Estudo clínico randomizado controlado duplo cego, boca dividida. 60 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlância, 2015.

48. PÉREZ, M.A.J. A**nálise fotoelástica da distribuição de tensões em implantes osseointegraveis com diferentes desenhos.** Piracicaba, SP: [s.n.], 2009.

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

50. PITA M. et al. **Prosthetic platforms in implant dentistry**. J Craniofac Surg. 2011.

51. POLA, J. D. **Avaliação da microinfiltração entre o implante dentário e pilar protético em função dos diferentes tipos de conexão e métodos de vedação.** 2013. 48F. Dissertação (Mestrado em Implantodontia) - Universidade de Santo Amaro, São Paulo, 2013.

52. QUARESMA, S.E. et al. **A finite element analysis of two different dental implants:** stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. J Oral Implantol;34(1):1-6, 2008.

53. RIBEIRO, T. **Como escolher a melhor plataforma protética**. 2016.

54. RICOMINI FILHO et al. **Preload Loss and Bacterial Penetration on different implant-abutment connection systems**. Braz Dent J. 123-129, 2010.

55. SABATINI FILHO, E. H. **Plataformas dos implantes dentários**. 61F. Monografia (Especialização em Implantodontia) – Academia de Odontologia do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2011.

56. 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.

57. STEVÃO, E. L. **Implantes:** hexágono externo e interno-Uma breve revisão. Rev Implant News, v. 2, n. 6, 2005.

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

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

60. TUNES, U. **Implantodontia**. Revista Bahiana de Odontologia, v. 5, 2014.

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