

1 INTRODUÇÃO

Os melhores resultados no atendimento aos pacientes durante ao tratamento reabilitador com implantes se relacionam a evolução contínua da odontologia, o desenvolvimento de técnicas e tecnologias que possibilitem ao profissional escolher suas decisões clínicas em evidências científicas consistentes e que impactem significativamente na qualidade de vidas dos pacientes. O contato dos componentes protéticos é geralmente um encaixe anti-rotacional, na forma de um hexágono, com paredes axiais paralelas, que pode ser externo ou interno em relação à parte interna do implante. Estudos têm demonstrado que o desaperto de pilares protéticos constitui umas das complicações mais frequentes que requerem reintervenção clínica. A perda do torque do parafuso do pilar protético, principalmente em casos de próteses cimentadas unitárias, onde muitas vezes é necessária a destruição da peça protética para se ter acesso ao parafuso, constitui-se em um grande inconveniente e prejuízo clínico e, em implantes colocados mais infra ósseos, essa perda de torque pode gerar desconforto ao paciente e inflamação nos tecidos moles adjacentes. A altura reduzida do hexágono não garante nenhuma estabilidade ao pilar, e as forças oclusais são concentradas no parafuso de fixação. Essa condição leva a um maior risco de afrouxamento ou fratura do parafuso. Existe uma correlação direta entre o desajuste dos hexágonos e afrouxamento da junta; o movimento rotacional do pilar ao redor do hexágono do implante pode causar uma junta parafusada instável. A força oblíqua em um implante de hexágono externo parece prejudicar a preservação do torque de instalação do pilar. Sendo assim, a conexão em hexágono externo continua a ser a mais popular nos dias de hoje. 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. 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, diminuem os riscos indesejados de complicações. Dentre muitas complicações, que a soltura e ruptura de parafusos, são as causas mais comuns de retorno aos consultórios.

2 PROPOSIÇÃO

Este trabalho tem por objetivo, estudar os possíveis fatores determinantes de soltura e ruptura de parafusos fixados aos pilares protéticos aos implantes, para otimizar a reabilitação protética e diminuir os riscos aos trabalhos realizados.

3 REVISÃO DA LITERATURA

Albuquerque (1980), citou que os parafusos são fabricados de variedade de ligas, dentre elas, de ferro ou de cobre e, menos usualmente, de outros metais. O material utilizado terá que satisfazer as condições de resistência, e apresentar propriedades compatíveis com o processo de fabricação, que pode ser de usinagem ou forjamento. Para a fabricação por usinagem o material utilizado deve apresentar usinabilidade elevada. Parafusos de pequenas dimensões, como é o caso dos parafusos de união coroa pilar-protético de implantes dentários, são fabricados pelo processo de usinagem. Os parafusos utilizados para a fixação da coroa protética ao pilar do implante são produzidos a partir de ligas de titânio ou ouro.

Segundo Gulháev (1981), o titânio é um metal branco, prateado, de baixa densidade ($d = 4,5\text{g/cm}^3$, que tem, aproximadamente, 60% da densidade do aço). Seu módulo de elasticidade é baixo, cerca 105.000 N/mm^2 . O titânio apresenta propriedades não magnéticas e de boa transferência de calor. O coeficiente de expansão térmica é menor que o dos aços e menos da metade do alumínio. O titânio e suas ligas apresentam um elevado ponto de fusão (1672°C). Porém, a temperatura máxima utilizada para aplicações estruturais varia entre 427 a 538°C . Suas propriedades dependem significativamente da sua pureza, sendo esta expressa em percentual de titânio. Valores de pureza (em % de Ti) 99,9; 99,8; 99,6; 99,5; 99,4, correspondem aos seguintes valores de dureza (HB): 100, 145, 165, 195, 225, respectivamente. O titânio é o metal que apresenta a maior resistência à corrosão em temperatura ambiente, devido à presença de uma película compacta protetora, que se forma na sua superfície. Depois do titânio os metais que mais resistem à corrosão são o nióbio e o tântalo, seguidos pelo vitallium e o aço inoxidável. O tratamento de superfície do titânio pode ser através do meio orgânico por ácidos oxálicos e acéticos e no meio inorgânico pelos ácidos hidrofúorídrico, clorídrico, sulfúrico e ortofosfórico. Estes ácidos também são utilizados no tratamento da superfície deste material. O titânio é um material não tóxico e, geralmente, compatível biologicamente com os tecidos humanos e ossos. Esta biocompatibilidade está ligada à camada de TiO_2 , que impede a passagem de elétrons e íons. Possuindo baixa dureza, o titânio sofre um severo desgaste abrasivo no contato com materiais mais duros. O titânio apresenta uma transformação alotrópica a aproximadamente 885°C , mudando de uma estrutura cristalina hexagonal compacta (fase α) para uma estrutura cristalina cúbica de corpo centrado (fase β). A temperatura de transformação é influenciada pelos elementos intersticiais tais como, oxigênio, nitrogênio e carbono (alpha estabilizadores) sendo que aumentam a

temperatura de transformação; e pelo hidrogênio (beta estabilizador), o qual diminui a temperatura de transformação; ou por impurezas metálicas ou elementos de liga, os quais podem aumentar ou diminuir a temperatura de transformação. Dependendo da sua microestrutura, o titânio pode se encaixar em uma das quatro classes: alpha, próxima de alpha, alpha-beta ou beta. Estas classes demonstram o tipo geral da microestrutura após o processamento. Industrialmente as ligas de titânio apresentam características peculiares, a liga α apresenta pequena plasticidade, porém, não é suscetível a fragilização a quente; a liga β é a mais plástica de todas e menos resistente, não sofrendo transformação de fase durante o aquecimento; a liga $\alpha + \beta$ é a mais tenaz, muito maleável além de ser suscetível ao tratamento térmico, porém, pode precipitar a fase α .

Skalak (1983) observou que as diferenças de um dente natural, que possui ligamento periodontal e de um implante, estão na fixação rígida no osso alveolar, as quais são completamente diferentes. A transferência de 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. Os tratamentos relacionados a implantes resultam do efeito combinado de vários fatores, incluindo uma população envelhecida com mais expectativa de vida; a perda dentária relacionada à idade, consequências das falhas de prótese fixa, consequências anatômicas do edentulismo, performance ruim das próteses removíveis, consequências das próteses parciais removíveis; aspectos psicológicos da perda dentária, resultados previsíveis, a longo prazo, das próteses implanto-suportadas, as vantagens das reabilitações implanto-suportadas e o crescimento da conscientização pública.

O mesmo autor analisou das forças e dos torques atuantes em parafusos começando pela determinação das forças presentes no filete da sua rosca. Explicou que o filete pode ser representado por uma rampa que deve ser vencida pela rosca par. Sendo μ o coeficiente de atrito, n a normal e f a força de atrito, se pode escrever $f = n \cdot \mu$. Onde dp é o diâmetro primitivo do parafuso, α o ângulo de rosca, e P a carga de compressão da união aparafusada, do equilíbrio de forças, chega-se à seguinte expressão para a força de aperto, F . Considerando-se que a força de atrito entre as superfícies da cabeça do parafuso e da união do material ocorra no diâmetro médio da superfície exposta da cabeça do parafuso (Shigley, 1984).

Brånemark, Zarb e Albrektsson (1985), citaram que os sistemas de implantes, possuem diferentes conexões entre restaurações protéticas e implantes. Mesmo assim, tradicionalmente, as próteses implantossuportadas são confeccionadas com perfuração oclusal

para retenção por meio de parafusamento. Estas próteses foram estabelecidas no protocolo de Brånemark com a utilização de cinco ou seis implantes na região anterior da mandíbula. Além das próteses retidas por parafusos existe a opção de próteses cimentadas. Entretanto, ainda existem controvérsias quanto ao melhor sistema de fixação indicado. Quanto à opção protética é necessário analisar vários fatores relacionados ao desempenho clínico das próteses e às expectativas do paciente, tais como: reversibilidade, passividade, retenção, oclusão, estética e custo.

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.

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.

Kallus e Bessing (1994), estudaram a ocorrência de desaperto, fratura e afrouxamento de parafusos de ouro com seus respectivos intermediários em 236 próteses implanto-suportadas após cinco anos de uso. O apertamento inadequado do parafuso retentivo-protético pode ser causa da perda do parafuso enquanto a prótese está em função, porém os mesmos fazem relação clínica significativa entre a desadaptação intermediário/implante e o afrouxamento do parafuso de retenção. Assim sendo, os resultados não são conclusivos porque, uma vez que próteses bem adaptadas podem também apresentar os mesmos problemas.

O parafuso é considerado uma parte importante do desenho da estrutura dos implantes e não como um elemento isolado, acreditando-se que os problemas relacionados a ele envolvem a qualidade e o desenho da conexão implante / pilar. A utilização de um parafuso cônico em implantes de conexão interna do tipo cone-morse de oito graus em conjunção com 2 mm de roscas, diminui a rotação do pilar por meio de uma adaptação de fricção mecânica. Na conexão cônica micromovimentos são eliminados não existindo a transmissão de uma carga funcional para as roscas, uma vez que a precisão da conexão cônica absorve vibrações (SUTTER *et al.*, 1994).

Balfour e O'Brien (1995), fizeram um comparativo entre diferentes implantes e seus pilares para restaurações unitárias concluiu-se que os implantes com conexões internas apresentam maior grau de estabilidade, atribuindo ao maior comprimento do *abutment* na região de conexão e ao primeiro grau de convergência das paredes internas. Jiménez-Lopez (1996), assegurou que, depois de estudo radiológico de uma região desdentada, é feita uma avaliação de vários aspectos na escolha de solução protética fixa ou removível. A quantidade do osso restante é o fundamental a ser avaliado. Na restauração fixa na mandíbula, o mínimo é de quatro implantes, sendo que quanto mais implantes, maior é a distribuição de cargas. Na maxila, o mínimo de implantes para uma restauração fixa é em torno de cinco ou seis implantes, uma vez que o osso maxilar é de uma qualidade menor.

O hexágono externo possui vários benefícios se tornando padrão, por possuir também maiores estudos longitudinais e maior diversidade de componentes protéticos disponíveis, porém, é responsável por algumas dificuldades como à estabilidade mecânica da prótese devido à altura do hexágono (BINON, 1996).

Dellow, Driessen e Nel (1997), citaram que o encaixe incorreto das estruturas sobre o implante pode ocasionar desadaptação e falha mecânica nas próteses havendo complicações biológicas dos tecidos adjacentes. As complicações mecânicas abrangem o afrouxamento do parafuso do *abutments* e da prótese ou fratura dos vários componentes do sistema; e complicações biológicas podem incluir reações adversas dos tecidos, tais como, dor, sensibilidade, perda óssea marginal e perda da osseointegração. A força de aperto do parafuso de retenção proporciona uma ligação estável entre o encosto e o implante dentário.

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). Parece ser de suma importância, entretanto, estabelecer um paralelo entre implantes de hexágono interno e externo, permitindo o aprimoramento das variáveis envolvidas em suas principais características.

Binon (2000), pesquisou sobre a conexão pilar-implante sendo na maioria das vezes descrita como uma conexão interna ou externa. O fator característico que separa estes dois tipos de conexão é a aspecto ou ausência de uma propriedade geométrica que se amplia acima

da superfície coronal do implante. A conexão pode ser qualificada como um encaixe, onde há um pequeno espaço entre as componentes sendo que uma ligação é passiva, ou como um ajustamento comum com atrito, onde não há espaço entre os componentes e as peças são forçadas uma contra a outra. As estruturas podem incorporar também uma resistência de rotação e o recurso de indexação e/ou uma geometria para estabilização lateral. Esta geometria se designa em tipos octogonal, hexagonal, cone parafuso, cone hexágono e hexágono cilindro.

Segundo Misch (2000), afirmou que o desenvolvimento de parafusos de titânio acarretou vários benefícios para a reabilitação de pacientes desdentados. Quando os princípios problemas são biológicos e mecânicos. Embora a significativa evolução de uma série de sistemas de implantes, design e características, tais como as relacionadas com o comportamento mecânico de próteses implantossuportadas, deve ser aperfeiçoado. Próteses dentárias falham durante a função devido especialmente ao pilar e parafuso prótese afrouxamento e/ou fratura. A falha do implante pode depender de dois tipos distintos de fatores biológicos, e mecânicos. As causas biológicas são essencialmente peri-implantite, que afeta os tecidos moles e duros ao redor de implantes dentários, enquanto causas mecânicas envolvem componentes do implante-prótese em geral.

Taylor, Agar e Vogiatzi (2000), descreveram como um dos maiores problemas técnicos relacionados aos componentes está relacionado a um afrouxamento precedente do parafuso não detectado e ocasionado por vários fatores como bruxismo, sobre estrutura desfavorável e/ou com adequação não passiva, micromovimentos e sobrecarga entre outros. Estes fatores conhecidos também como hábitos parafuncionais.

No parafuso protético, a pré-carga é de vital importância, porque o autor citou que a pré-carga justapõe as roscas do parafuso apertadamente e essas se adaptam à roscas do seu receptáculo, mantendo as partes unidas com a força de aperto criada entre a cabeça do parafuso e seu assento (ABOYOUSSEF, 2000).

Na definição de Duyck *et al.* (2001), o aperto demasiado pode provocar maior pré-carga para uma conexão comum implante-pilar mais estável. Por conseguinte, este método pode colocar forças rotacionais e de corte adicionais no sistema de implante, particularmente quando eles são colocados em osso com qualidade macia, logo, interferindo com o processo de integração óssea do osso em torno do implante. Afirma essas sobrecargas oclusais, além causarem soltura ou até ruptura dos parafusos; causam também perda óssea marginal ao redor do implante, fratura de restaurações de resinas ou facetas, fraturas de dentaduras, fraturas de

base de overdenture implanto suportadas e por fim até mesmo a perda do implante. Uma apreciação sobre a complexidade da oclusão permitiria abordarmos de maneira preventiva contra intercorrências ao desparafusamento ou consultas de preservação e controle, serviria para assegurar a estabilidade a longo prazo; dessas próteses.

Weinberg (2001), explicou que o desajuste implante-pilar é conhecido por aumentar o estresse mecânico sobre as estruturas de ligação e de tecido ósseo circundante. Esta condição pode induzir ao parafuso perda de pré-carga ou fratura, e causar problemas biológicos devido à penetração de bactérias dentro de uma possível lacuna laminária-pilar. Um ajuste passivo de próteses implantossuportadas é considerado um pré-requisito para a precaução de complicações mecânicas e o sucesso da prótese. Como os implantes ausência a liberação do stress coligado a um ligamento periodontal, o impacto de carga para materiais restauradores e crista óssea permanece potencialmente mais prejudicial com restaurações implanto-suportadas. Por conseguinte, acredita-se que os implantes dentários podem ser mais predispostos a sobrecarga oclusal, que é muitas vezes considerado como um dos potenciais causas de perda de osso peri-implantar e falha dos implantes de próteses apoiadas.

Tavarez (2003), afirmou que a restauração suportada por implantes osseointegrados e a saúde dos tecidos circundantes estão relacionadas diretamente à precisão e adaptação dos componentes, além da estabilidade da interface implante/pilar, bem como a resistência desta ligação quando submetido a cargas durante a função mastigatória.

Lang *et al.* (2003), afirmaram que a coroa protética é a primeira parte do complexo restaurador implantar a receber a aplicação de forças. Esta coroa protética é unida ao pilar protético do implante através de um parafuso, que é apertado através da aplicação de um torque, de ordem de 10 Ncm, na cabeça do parafuso. Os autores explicaram que este momento aplicado é transformado ao longo da interface de contato das roscas da superfície do parafuso com o seu receptáculo. Daí a força transmitida induz uma força de contato na interface, parafuso-receptáculo, que é responsável pelo encaixe e esta força de contato que é responsável pelo engastamento é chamada de pré-carga.

Alkan, Sertgöz e Ekici (2004), explicam que na união de dois componentes quando apertados, unem-se um ao outro, através de um parafuso, esta união é chamada de conjunto parafusado. Para desenvolver estruturas seguras o parafuso deve ser tencionado para produzir uma força de união maior que as forças externas que tendem a separar o conjunto. A pré-carga é usualmente proporcional ao torque de aperto. O torque aplicado desenvolve uma força dentro do parafuso chamada pré-carga. Porém, esta pré-carga deve estar dentro do limite

elástico do parafuso. Entretanto, a pré-carga é uma força inicial criada no parafuso através da aplicação de um torque de aperto, que causa a elongação do parafuso. Esta elongação coloca o parafuso em tensão. A aplicação desta pré-carga cria uma força total de aperto entre as partes do sistema, resultando em uma força de união entre os componentes.

Khraisat *et al.* (2004), concluíram que a relação da resistência à fratura e desaperto do parafuso de fixação, os hexágonos externos possuem maiores intercorrências ao índice de problemas mecânicos em relação aos implantes de conexões internas. Quando a falha mecânica ocorre no parafuso de fixação, se este não quebra ou solta, a força é transmitida toda para o tecido ósseo. O Core-Vent desenhado com uma profundidade de 1.7 mm e um bisel de 45 graus, em implantes com conexões internas do tipo hexágono interno. A intenção era distribuir as forças geradas pela mastigação para dentro do implante, a fim de aumentar a proteção do parafuso de união de forças excessivas geradas pela mastigação reduzindo a microinfiltração. Afirmaram, que um fator mecânico importante é a pré-carga na junta do parafuso, pois se define como força de tensão a qual é construída no parafuso como produto do seu aperto. Cria-se assim uma força compressiva de contato no parafuso, que é dependente, primeiramente, do torque aplicado, seguido do material componente do parafuso, da cabeça do parafuso, do desenho das roscas e da aspereza das superfícies, ou seja, a dependência da estabilidade varia de acordo com a característica do material.

Segundo Rosen e Gornitsky (2004), afirmaram que existe maior estabilidade oclusal às próteses cimentadas se comparado com os sistemas parafusados. Nas próteses cimentadas não existe orifício na face oclusal da coroa protética, destinado a receber o parafuso de fixação. A mesa oclusal íntegra das próteses cimentadas proporciona contatos oclusais que permitem a transmissão das forças, realizadas axialmente em relação ao longo eixo da estrutura do implante. A superfície íntegra da prótese eleva a sua resistência às fraturas. O orifício para a inserção do parafuso é área de concentração de esforços, tendo uma maior probabilidade de vir a fraturar.

Para Norton (2004), quando um parafuso é fixado por um encaixe, teoricamente todos os filetes devem distribuir a carga. Na realidade, as imprecisões no espaçamento dos filetes fazem com que praticamente toda a carga seja carregada pelo primeiro par de filetes. O oposto dessa idéia seria quando todos os filetes compartilham a carga igualmente. Estas duas hipóteses podem ser utilizadas para estimar as tensões em filetes de rosca. A tensão verdadeira estará entre estes dois extremos, mas muito mais provavelmente próxima ao caso da carga compartilhada por apenas um par de filetes. Ressaltou que as porcas de parafusos de

fixação são feitas, de material mole, ou seja, mais fraco que aquele do parafuso. Assim o escoamento local dos filetes de rosca da porca quando o parafuso é apertado, pode melhorar o ajuste da rosca e fazer com que os filetes de rosca distribuam a carga. Se o parafuso é rosqueado em furo, ao invés de um encaixe, um comprimento maior de acoplagem é necessário. Um comprimento de engate no mínimo igual ao diâmetro nominal de encaixe é recomendado para algumas combinações de material. Tensões de torção podem ser desenvolvidas durante o aperto do parafuso. Relatou que esta tensão de torção se combina com a tensão axial de tração no corpo do parafuso, criando uma tensão principal maior que a tensão de tração aplicada. O torque promovido no parafuso depende do atrito na interface parafuso-porca. Se o atrito nos filetes de rosca for alto, a torção no parafuso pode ser apreciável. Assim, uma porção menor do torque aplicado será transmitida ao parafuso quando o parafuso e a porca estão bem lubrificados. Mesmo que nada seja feito para aliviar a componente de tensão torcional depois do aperto, esta tenderá a relaxar com o tempo, principalmente se existir qualquer forma de vibração presente. Um parafuso de fixação irá sofrer apenas carga axial de tração. E a tensão de cisalhamento pode originar uma falha que envolve o engate de filetes de rosca tanto da porca, quanto do parafuso. O que dependerá das resistências relativas dos materiais da porca e do parafuso.

Segundo Stevão (2005), a altura do hexágono externo tem apenas 0.7 mm e não foi desenhada para permitir as forças oclusais provocadas durante a mastigação. As alterações tiveram que ser inseridas nos parafusos que fixavam as coroas em posição, suportando uma maior estabilidade plataforma-coroa. Afirmou que com a finalidade de distribuir as forças criadas pela função mastigatória para dentro do implante, no intuito de proteger o parafuso de retenção de forças oclusais exageradas e também diminuir a micro infiltração, desenvolveram o hexágono interno. 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.

Para superar as limitações inerentes ao desenho dos implantes, alguns fabricantes desenvolveram alguns tipos de conexões alternativas com o objetivo de gerar efeito anti-rotacional aumentando a estabilidade da junção, citam-se como por exemplo as conexões

internas. O autor explica em um estudo comparativo com outros tipos de implantes de conexão interna é interessante que se observe a distribuição de forças por meio das paredes internas sendo, a distribuição de forças para a interface implante osso e avaliação das consequências clínicas relativas à solução de continuidade entre os implantes e seus componentes (AKOUR, FAYAD & NAYFEH, 2005).

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.

As conexões internas possuem inúmeras vantagens e além dessas, absorvem sobrecargas externas e seu desenho possibilita uma distribuição mais homogênea das tensões ao redor dos implantes em relação aos parafusos com hexágono externo, diminuindo assim as tensões sobre a crista óssea. As conexões comercializadas no Brasil são hexágono externo tradicional, hexágono interno, cônico interno e implantes em peça única, sem função pilar implante, e a maior parte das empresas nacionais produz diversos desenhos de encaixe (Bernardes *et al.*, 2006).

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. As forças laterais quando sobrepostas no implante de hexágono interno são conduzidas inteiramente às paredes do implante devido ao íntimo contato com os hexágonos. A elevada resistência mecânica é de extrema importância ao hexágono interno. Atribui máxima resistência de torque na fixação do implante no alvéolo cirúrgico. Na conexão tipo Cone Morse, existe uma diminuição dos pontos de tensão, uma maior disposição de suportar forças horizontais e também uma alta resistência mecânica. Assim esses fatores permitem a confecção de próteses com características mais próximas das naturais, não havendo a necessidade de modificações oclusais.

Assegurou Antenuci (2008), que a oclusão em Implantodontia deve ter uma atenção retomada a biomecânica, por causa do tipo de carga criado pelo contato do dente com o

implante e seu efeito na interface osso/implante, onde o comportamento ósseo fortemente ligado ao modo como as forças são transferidas ao implante.

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. Esse conceito que foi amparado 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.

Segundo Pérez (2009), com a ampliação e aplicação dos implantes orais para restaurações unitárias, as conexões passaram a ter outro papel de grande importância que é de impedir a rotação da prótese. Estimulando assim, os fabricantes a desenvolver parafusos que suportem torques mais elevados, e a transformar esse tipo de material do parafuso aumentando a precisão na conexão do hexágono, criando modernos desenhos de interface pilar/implante.

Elias (2009), citou que as complicações de hexágono externo, se destaca, a possibilidade de sofrer deformação durante a inserção do implante, necessidade de ter precisão dimensional para garantir o acoplamento do componente protético sem folgas, tem a possibilidade de induzir a concentração de tensão na região coronária e em função da desadaptação implante-componente facilita a adesão de biofilme na borda da plataforma do implante com indução de saucerização. A precisão das dimensões de hexágono garante a estabilidade da prótese, minimiza o afrouxamento do parafuso protético, permite o assentamento adequado da prótese, cria a adaptação vertical e horizontal do pilar intermediário na plataforma do implante e evita a proliferação de bactérias no furo interno do implante.

Bernardes *et al.* (2009), 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 significativa 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.

Hansen (2009), citou que a fratura de parafusos, tanto os de fixação do *abutment* como o de retenção da prótese estão associadas aos problemas mecânicos tais como pré-carga inadequada e torque insuficiente, falta de precisão na adaptação dos componentes de encaixe, tamanho da mesa oclusal, supra estrutura desfavorável e micro movimentações.

Explicaram Pimentel *et al.* (2010), que em seguida a osseointegração, outros sistemas foram propostos a fim de corrigir algumas falhas do hexágono externo. Entre essas falhas estão os sistemas de conexão interna. Essas conexões tem grande diferença quanto à maneira de se conectar o intermediário ao implante. Cada empresa, diferente do que ocorre com o sistema de hexágono externo, buscando seu próprio mecanismo e desenho, com particularidades exclusivas, dificultando uma padronização. O sistema de hexágono interno foi colocado no mercado para obter uma melhor estabilidade mecânica. Conceituaram o sistema Cone Morse, como tendo característica principal a eliminação da contaminação bacteriana entre o implante e o componente da coroa protética. Nesse 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 preferencialmente em áreas estéticas pois a longevidade da estética gengival é importante para manter o sorriso agradável. O autor analisou também que o sistema Cone Morse, recentemente, vem ganhando bastante espaço, tanto comercialmente quanto clinicamente, por ser estável biomecanicamente e mais eficiente em termos de selamento bacteriano, devido à configuração de sua conexão.

Num ambiente de temperatura controlada entre 20 e 23 graus Celsius, uma amostra foi utilizada para realizar a calibração da máquina de ensaios mecânicos (Instron, Máquina Universal, Modelo 5500 R, England) para torque em cada grupo, com uma célula de carga de 50 kgf. A calibração evidenciou e manteve o início de torque de no mínimo 0,013 kgf.mm ou 0,1274 N.cm com variação de + ou - 0,005 kgf.mm; devido ao peso do conjunto catracatorquímetro (Institute Straumann, Valdenburg, Suíça, Código 046.119 e 046.049). Nessa pesquisa após um período de três horas do aperto até a primeira resistência das amostras, cada corpo-de-prova era posicionado na matriz de latão utilizada para inclusão, e essa matriz era posicionada e travada na plataforma inferior da máquina por meio de uma morsa de bancada similar à utilizada no preparo dos implantes. Na porção superior, verticalmente na máquina de ensaios, foi adaptado um dispositivo de aço inoxidável (50 mm de comprimento por 25 mm

de largura e 5 mm de espessura) com um fio de aço de precisão cirúrgica, preso por uma garra de cunha de auto aperto de luz entre 0 a 6,35 mm, e por sua vez presa à célula de carga. Sob todo este aparato, o conjunto catracatorquímetro, novos, era adaptado preso ao pilar sólido por meio da chave de condução. A seguir, era iniciado a calibração e o ensaio de tração. Após a colocação do conjunto e antes do início do tracionamento, o conjunto era aferido com + ou - 13 gf.mm ou 0,1274 N.cm, dados obtidos na calibração de cada grupo, usando o implante extra. Nos grupos 1 (Controle) e 2, foi aplicado torque de 35 N.cm e, nos demais grupos (Grupos 3,4,5 e 6), torque de 25 N.cm (TUNES, 2012).

Assunção *et al.* (2014), registraram em seus apontamentos, as intercorrências aos parafusos de implantes. Neste caso a conexão implante-prótese, recebeu forças de torção e flexão, semelhantes as recebidas após a fixação intra-oral. Essas forças foram direcionais, foram aplicadas no sentido horário e anti-horário nos parafusos dos pilares, de acordo com as regiões onde foram confeccionadas as restaurações. Essas torções causaram polimento nos cantos dos hexágonos devido a compressão nas arestas. Assim, para que essas torções não seja danosas aos trabalhos; dentre alguns cuidados; deve-se dar suma importância ao ajuste oclusal, no ato da instalação das próteses, bem como em suas proserações avaliaram a estabilidade em diferentes parafusos de trabalhos implanto suportados, individuais, submetidos a ciclagem mecânica já torquado. O trabalho foi elaborado com parafusos fabricados com metais puros e revestidos, comumente empregados a Implantodontia. Após torque inicial empregado, com torquímetro analógico, foram obtidos valores para cada parafuso; e em seguida; foram aplicadas forças para destorquear os mesmos parafusos. E daí, esses valores foram atribuídos a análise de variância e teste de Fisher. Verificou-se que o torqueamento inicial de ligas revestidas eram maiores que o das ligas puras. As diferenças; estatisticamente significativas; ao destorqueamento, foram encontradas nas ligas de titânio, com revestimento de nitrato. Nos demais parafusos, não se observou discrepância entre as médias obtidas. Estudou os efeitos da contaminação por fluidos, causariam de danos ao parafusos do sistema implante-pilar. Conseqüentemente visando diminuir os riscos de complicação mecânica, tais como, o afrouxamento. Visto que a contaminação do leito do parafuso pode afetar a longevidade do torque inicial. No entanto, registraram um trabalho com possíveis contaminações por fluidos mais comuns na confecção do sistemas de implante-pilar: saliva, sangue e clorexidina. Quarenta implantes foram divididos em 4 grupos e em cada grupo houve um preparo com epóxi e colocados no torquímetro. Os orifícios de 30 implantes foram contaminados com saliva fresca humana, sangue e clorexidina. E 10 parafusos de cada

grupo não foram contaminados para servirem como grupo de controle. Todos esses implantes foram torquoados em 25 Ncm e submetidos a termociclagem (1500 ciclos). Os valores de estorqueamento, foram calculados utilizando um torquímetro digital. Como resultado, descobriu - se que apenas a contaminação por sangue resultou num destorqueamento significativamente inferior aos demais. Foi estudado o efeito do comprimento em relação ao afrouxamento do parafuso após termociclagem. Os valores de torque foram medidos antes e após a termociclagem (2000 ciclos); e as diferenças de retorqueamento. E após análise dos comprimentos dos parafusos, viu - se que não há interferência alguma quanto ao comprimento, em relação a soltura ou afrouxamento dos parafusos, desde que sigam o protocolo e as regras de cada fabricante.

Nesse mesmo relatório mostrou-se a importância quanto a evolução deste cenário no período de 2005 a 2013, uma vez que neste intervalo de oito anos, a utilização clínica da plataforma cone-morse passou de 8,7% para 51,4% nos casos unitários e de 6,3% para 25,1% nos casos múltiplos. As limitações clínicas apresentadas pelos acoplamentos externos deve-se ao fato de que a estabilidade mecânica da conexão implante-abutment depende da pré-carga do parafuso, que é obtida aplicando-se uma quantidade específica de torque durante a sua instalação. A manutenção do aperto do parafuso acontece quando a força recebida pelo parafuso do pilar protético está acima das forças de separação geradas pelos contatos oclusais que atuam sobre o conjunto. Assim, as forças de carga dinâmica durante a função fisiológica que não superam a resistência máxima da conexão entre o implante-abutment ou, até mesmo, as que são muito inferiores, podem afrouxar gradualmente esta conexão ou fazer com que o sistema falhe repentinamente devido à fadiga, um problema potencialmente maior nos casos unitários. Estes riscos são minimizados quando a estabilidade da interface implante-pilar não depende integralmente da pré-carga do parafuso, como ocorre com o acoplamento *cone-morse*. Nessa plataforma protética de retenção friccional bi-cônica fundamentasse numa solda a frio com alta estabilidade, ausência de microgap horizontal e melhor dissipação das forças oclusais, que deixam de estar concentradas na região cervical do implante e preservam a integridade do tecido ósseo peri-implantar. Um dos principais desafios protéticos está relacionado à tomada de decisão clínica baseada em evidência científica e, avaliando de maneira isolada os critérios de seleção das plataformas protéticas, pode-se concluir que o uso do hexágono externo deveria estar restrito aos casos de próteses múltiplas em áreas não estéticas, enquanto os acoplamentos internos, com destaque para o *cone-morse*, deveriam ser a primeira opção de escolha para casos unitários, parciais ou totais, resultando em alta

performance clínica devido a suas características mecânicas e biológicas (Bezerra, 2014).

4 DISCUSSÃO

Misch (2000); Binon (2000); Weinberg (2001); Rosen e Gornitsky (2004); Diamantino, Santos e Silveira Junior (2008); Antenuci (2008) e Assunção *et al.* (2014), concordam que quando há estabilidade oclusal, tanto na superfície do trabalho protético quanto a preservação dos casos, ocorrerá menor condição de soltura dos parafusos.

Bränemark, Zarb e Albrektsson (1985); Binon (2000); Tavarez (2003) e Norton (2004), acreditam que, quanto aos encaixes dos componentes dos pilares protéticos aos implantes; devem ser coerentes e respeitarem a adaptação correta proporcionando maior estabilidade dos trabalhos.

Norton (2004); Khraisat *et al.* (2004); Diamantino Santos e Silveira Junior (2008) e Pimentel *et al.* (2010), concordam que os implantes de plataforma de hexágono externo, possuem maior falta de adaptação de seus componentes protéticos e assim maior risco de soltura dos trabalhos.

Pérez (2009) e Pimentel *et al.* (2010), consideram mais estáveis as conexões de Cone Morse em relação as plataformas de implantes de hexágonos interno e externo.

Misch (2000), Weinberg (2001), Pimentel *et al.* (2010) e Assunção *et al.* (2014), disseram que a presença de fluidos durante a inserção das próteses está relacionado com a soltura dos parafusos dos pilares protéticos.

Khraisat *et al.* (2004); Stevão (2005); Diamantino, Santos e Silveira Junior (2008) e Pimentel *et al.* (2010), 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.

Balfour e O'Brien (1995) e Khraisat *et al.* (2004), relacionam a estabilidade do trabalho protético com o comprimento do parafuso utilizado.

Bränemark (1985) e Duyck *et al.* (2001) concordam que quanto maior for o aperto gerado ao parafuso ao pilar, maior será sua estabilidade.

Kallus e Bessing (1994) e Pimentel *et al.* (2010), citam que os parafusos de ligas puras, no caso do ouro, possui maior estabilidade em comparação aos parafusos de titânio.

Balfour e O'Brien (1995) e Assunção *et al.* (2014), divergem em suas afirmações,

onde o comprimento não está relacionado ao aperto e estabilidade do trabalho.

Pimentel *et al.* (2010) cita que os parafusos de ouro possuem melhores propriedades que os parafusos de titânio, enquanto Assunção *et al.* (2014) diverge dizendo que a maior estabilidade em relação ao parafusos está relacionado aqueles confeccionados em titânio com revestimento de nitrato.

Skalak (1983) e Weinberg (2001), divergem ao afirmar que a ausência de ligamento periodontal no implante causará instabilidade no esforço pilar plataforma, gerando maior esforço ao parafuso.

5 CONCLUSÕES

Após as considerações apresentadas na revisão da literatura conclui-se que:

- O afrouxamento dos parafusos de fixação dos pilares são mais comuns nos casos dos implantes com hexágono externo;
- O hexágono interno apresenta vantagens sobre a conexão de hexágono externo, além de apresentar qualidades biológicas, clínicas e biomecânicas superiores;
- As vantagens apresentadas pela conexão de hexágono interno, são primordiais para um alto índice de sucesso e longevidade das peças protéticas;
- As plataformas de Cone Morse apresentam maior estabilidade em seus parafusos de fixação de pilares protéticos;
- A pré carga no parafuso diminui os riscos de soltura dos trabalhos;
- A soltura está relacionada diretamente com a falta de adaptação do pilar ao implante;
- Parafusos de ouro possuem características de aperto superiores aos de titânio com ou sem revestimento;
- A presença de fluidos no momento da instalação do pilar gera um risco maior para longevidade do trabalho.

REFERÊNCIAS*

- ABOYOUSSEF, H.; WEINER, S.; EHRENBERG, D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. **J Prosthet Dent**, v. 83, n. 4, p. 450-455, Apr 2000.
- AKOUR, S. N.; FAYYAD, M. A.; NAYFEH, J. F. Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. **Implant Dent**, v. 14, p. 77-81, Mar 2005.
- ALBUQUERQUE, O. A. L. P. **Elementos de Máquinas**. Rio de Janeiro: Guanabara Dois, 1980.
- ALKAN, I.; SERTGÖZ, A.; EKICI, B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preload dental implant screws. **J Prosthet Dent**, v. 91, n. 4, p. 319-25, Apr 2004.
- ARVIDSON, K.; BYSTEDT, H.; FRYKHOLM, A.; VON KONOW, L.; LOTHIGIUS, E. 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.
- BALFOUR, A.; O'BRIEN, G. R. Comparative study of antirotational single tooth abutments. **J Prosthet Dent**, v. 73, n. 1, p. 36-43, Jan 1995.
- BERNARDES, S. R.; DE ARAÚJO, C. A.; FERNANDES NETO, A. J.; GOMES, V. L.; DAS NEVES, F. D. Análise fotoelástica da união de pilar a implantes de hexágonos externo e interno. **Rev Implant News**, v. 3, n. 4, p. 355-359, 2006.
- BERNARDES, S. R.; DE ARAÚJO, C. A.; FERNANDES NETO, A. J.; SIAMOTO JUNIOR, P.; DAS NEVES, F. D. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 24, n. 5, p. 781-789, Sep-Oct 2009.
- BEZERRA, F. Hexágono externo, interno ou cone-morse: como escolher a melhor plataforma protética? **Implant News Perio**, Fev 2014. Disponível em: <<http://www.inpn.com.br/Materia/DiscussindoMerito/1258>>. Acesso em: 12 abr 2016.
- BINON, P. P. The evolution and evaluation of two interference-fit implant interfaces. **Postgraduate Dent**, v. 3, n. 1, p. 3-13, 1996.

* Conforme Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) NBR 6023, 2002.

BINON, P. P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. **Int J Prosthodont**, v. 9, p. 149-60, 1996.

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

BRÅNEMARK, P. I.; ZARB, G. A.; ALBREKTSSON, T. **Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry**. Chicago: Quintessence Publishing Co, 1985. 350 p.

DELLOW, A. G.; DRIESSEN, C. H.; NEL, H. J. Scanning electron microscopy evaluation of the interfacial fit of interchanged components of four dental implant systems. **Int J Prosthodont**, v. 10, n. 3, p. 216-221, 1997.

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.

DUYCK, J.; RONOLD, H. J.; VAN OOSTERWYCK, H.; NAERT, I.; VANDER SLOTEN, J.; ELLINGSEN, J. E. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. **Clin Oral Implants Res**, v. 12, n. 3, p. 207-18, Jun 2001.

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

GULHÁEV, A. P. **Metais e suas ligas – Tomo 1**. Moscou: Mir Moscovo, 1981.

HANSEN, R. **Complicações dos Procedimentos Protéticos na Implantodontia**. 2009. Dissertação (Especialista em Implantodontia) – Academia de Odontologia do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2009.

KALLUS, T., BESSING, C. Looses gold screws frequently occur in full-arch fixed protheses supported by osseointegrated implants after 5 year. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 9, n. 2, p. 169-78, 1994.

KHRAISAT, A.; ABU-HAMMAD, O.; DAR-ODEH, N.; AL-KAYED, A. M. 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.

LANG, L. A.; KANG, B.; WANG, R. F.; LANG, B. R. Finite element analysis to determinate implant preload. **J Prosthet Dent**, v. 90, n. 6, p. 539-546, Dec 2003.

LANZA, M. D.; LANZA, M. D. S. Critérios da mecânica dos implantes: o que mudou? SBRO, 2008. Disponível em: <<http://www.sbro.com.br>>

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

MISCH, C. E. **Implantes Dentários Contemporâneos**. 2. Ed. São Paulo: Santos Livraria, 2000.

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

NORTON, R. L. **Projeto de Máquinas: uma abordagem integrada**. 2. Ed. Porto Alegre: Bookman Companhia, 2004.

PIMENTEL, G. H. D.; MARTINS, L. M.; RAMOS, M. B.; LORENZONI, F. C.; QUEIROZ, A. C. Perda óssea peri-implantar e diferentes sistemas de implantes. **Rev Innovation**, v. 5, n. 2, p. 75-81, Mai-Ago 2010.

ROSEN, H.; GORNITSKY, M. Cementable implant-supported prosthesis, serial extraction, and serial implant installation: case reported. **Implant Dent**, v. 13, n. 4, p. 322-5, Dec 2004.

SHIGLEY, J. E. **Elementos de máquinas – volume 1**. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, 1984.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosthet Dent**, v. 49, n. 6, p. 843-848, Jun 1983.

STEVÃO, E. L. L. Implantes: hexágono externo e interno: uma breve revisão. **Implant News**, v. 2, n. 6, p. 570-571, Nov-Dez 2005.

SUTTER, F., BINON, P.; BEATY, K.; BRUNSKI, J.; GULBRANSEN, H.; WEINER, R. The role of screws in implant systems. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 9, p. 48-63, 1994.

TAVAREZ, R. R. J. **Análise comparativa das interfaces de implantes de conexão externa e interna em restaurações unitárias cimentadas e parafusadas, por meio de ensaios de fadiga**. 2003. 211 f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, Bauru, 2003.

TAYLOR, T. D.; AGAR, J. R.; VOGIATZI, T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 15, n. 1, p. 66-75, Jan-Feb 2000.

TUNES, F. S. M. **Efeito do jateamento de óxido de alumínio e uso de selante industrial, na superfície de pilares protéticos Cone Morse, de restaurações implanto suportadas sobre a resistência ao contratorque.** 2012. Dissertação (Mestrado em Prótese Dentária) - Faculdade de Odontologia de São Paulo, Universidade de São Paulo (USP), São Paulo, 2012.

WEINBERG, L. A. Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loadin. Part I. **J Oral Implantol**, v. 27, n. 6, p. 293-301, 2001.