



Georgina S. Vispo Filippini

**FATORES DE RISCO BIOMECÂNICOS NA IMPLANTODONTIA**

**São Paulo – SP  
2019**

Georgina S. Vispo Filippini

**FATORES DE RISCO BIOMECÂNICOS NA IMPLANTODONTIA.**

Monografia apresentada ao Programa de pós-graduação em Odontologia da Faculdade Sete Lagoas - FACSETE, como requisito parcial a obtenção do título de especialista em implantodontia.

Orientador (a): Prof. Dr. Danilo Jorge Racy.

**São Paulo - SP  
2019**

## **DEDICATÓRIA**

Dedico este trabalho a Deus, à minha família pela fé e confiança demonstrada, aos professores pelo simples fato de estarem dispostos a ensinar, ao orientador pela paciência demonstrada no decorrer do trabalho.

Enfim, a todos que de alguma forma tornaram este caminho mais fácil de ser percorrido.

A persistência é o caminho do êxito.

Charles Chaplin

## **RESUMO**

O sucesso dos implantes está baseado em uma adequada técnica, uma correta seleção de pacientes, uma cirurgia cuidadosa, restaurações provisórias e os cuidados pós-operatórios e de suporte. Embora a terapia de implante já esteja bem estabelecida e previsível, complicações precoces e/ou tardias são possíveis. O objetivo é ressaltar a importância dos fatores de risco relacionados à implantodontia bem como possíveis complicações. Estes fatores parecem ser na maioria das vezes, relacionadas a causas de natureza iatrogênicas e em parte relacionada com o plano de tratamento. Por isso, especial atenção por parte dos profissionais se faz necessário como correta documentação e uma estratégia de tratamento pré, trans e pós-operatória para que situações indesejadas sejam evitadas.

## **PALAVRAS CHAVE**

Implantes dentários. Fatores de risco. Prótese dentária.

## **ABSTRACT**

The success of the implants is based on an adequate technique, a correct selection of patients, a careful surgery, provisional restorations and the postoperative and support care. Although implant therapy is already well established and predictable, early and / or late complications are possible. The objective is to highlight the importance of the risk factors related to implantology as well as possible complications. These factors appear to be most often related to iatrogenic causes and partly related to the treatment plan. Therefore, special attention on the part of the professionals is necessary as correct documentation and a strategy of pre, trans and postoperative treatment so that undesired situations are avoided.

## **KEY WORDS**

Dental implants. Risk factors. Dental prosthesis.

## Sumário

<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	8
<b>2. DESENVOLVIMENTO</b> .....	13
<b>3. DISCUSSÃO</b> .....	29
<b>4. CONCLUSÃO</b> .....	33
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	35

## 1. INTRODUÇÃO

O tratamento reabilitador oral tem crescido significativamente nos últimos anos a maioria dos problemas relacionados a implantodontia são ligados ao plano de tratamento.

Muitas falhas e complicações podem ocorrer quando os implantes são utilizados no tratamento reabilitador. Várias dessas falhas podem ser prevenidas com plano de tratamento adequado os fatores de riscos que prejudicam uma adequada sequência de terapia são classificados em de ordem geral, de planejamento e biomecânicos.

Os fatores de risco de ordem geral estão relacionados com alguns aspectos entre os quais podemos citar: higiene oral, doença periodontal, quantidade e qualidade de tecido periodontais, hábitos nocivos fumo/álcool e doenças sistêmicas.

As falhas de planejamento estão associadas a alguns fatores entre os quais destacamos: posição dos implantes, o tipo mais comum de falha e causada por um plano de tratamento deficiente e/ou execução cirúrgica inadequada. A colocação do implante deve ser guiada e controlada de forma precisa, a fim de suportar as próteses, isto é, a restauração deve orientar a colocação do implante e o planejamento deve levar em conta a forma e posição da restauração. Um adequado posicionamento do implante pode reduzir os riscos de fraturas além de minimizar a reabsorção óssea ao redor dos implantes. Uma inadequada orientação axial ou mal posicionamento dos implantes, dificultam significativamente a construção da prótese, podendo levar a problemas biomecânicos para a conexão intermediário-implante, e, em situações severas sobre carga nos implantes. É fato que o número maior de implantes para um determinado espaço protético suporta melhor as cargas mastigatórias dissipando no osso o estresse de forma mais efetiva. Todavia, espaços muito próximos entre implantes podem levar a comprometimentos biológicos, em função da pouca vascularização do remanescente ósseo entre implantes, além da dificuldade de higiene após a construção da prótese. Portanto, para decidir o número de implantes, devemos levar em consideração o espaço mesiodistal, o volume, a densidade óssea e a oclusão em relação à dentição antagonista.

As falhas mecânicas estão relacionadas a algumas situações entre as quais destacamos: próteses provisórias, o papel dos provisórios vai desde a



manutenção ou recuperação da saúde periodontal, passando pelo restabelecimento oclusal até a reabilitação estética e funcional. Hábitos para funcionais, bruxismo e apertamento podem criar algumas complicações. No apertamento dental as cargas excessivas são verticais, ao passo que o bruxismo forças excêntricas ao longo eixo estão presentes, podendo causar afrouxamento ou mesmo fratura dos parafusos. Embora não represente uma contraindicação para implantes, o bruxismo pode influenciar decisivamente no planejamento.

Caso a parafunção não seja diagnosticada, interceptada e tratada adequadamente, poderão ocorrer complicações, tais como fratura de componentes protéticos, de material de cobertura, da infra estrutura metálica e do próprio implante, além da possibilidade de perda da osseointegração.

Algumas falhas de componentes são relatadas na literatura como: afrouxamete e/ou fraturas do parafuso, fraturas de implantes e fraturas dos materiais de revestimento. Durante a fase protética devemos observar alguns aspectos como a passividade de assentamento dos componentes, assim como torque aplicado no intermediário e no parafuso da prótese. Um ajuste oclusal criterioso e indispensável nas reabilitações implanto suportadas. Em overdentures e prótese tipo protocolo, a oclusão deve ser muito bem distribuída, sobre o maior número de implantes e os cantilevers reduzidos sempre que possível. É de extrema importância o acompanhamento (clínico e radiográfico) dos pacientes pelo profissional.

A perda de estruturas dentárias continua sendo um problema que afeta a saúde de todo o sistema estomatognático em uma grande parte da população, onde causas de origem multifatorial podem levar à ocorrência deste problema. Historicamente, a substituição destas estruturas perdidas tem sido um grande desafio para os profissionais da área odontológica. Portanto, a cada dia o desenvolvimento de materiais e novas técnicas vêm-se acentuando dentro deste universo.

A consolidação da osseointegração como modalidade de tratamento, observada a partir das pesquisas realizadas por BRÄNEMARK et al. (1985) gerou a possibilidade de substituir as estruturas dentárias nos indivíduos totalmente edêntulos, melhorando as funções do sistema estomatognático e, conseqüentemente, a qualidade de vida, possibilitando que indivíduos parcialmente edêntulos fossem reabilitados.

A osseointegração foi definida como uma conexão direta, estrutural e funcional entre o osso vital organizado e a superfície de um implante de titânio, capaz de receber carga funcional (ADELL et al., 1981).

Uma conexão é parafusada no implante, conexão esta chamada aqui de pilar intermediário, o qual suporta e/ou retém a prótese ou supra estrutura no implante. Na área cervical do implante há uma plataforma sobre a qual o pilar é instalado, oferecendo resistência física às cargas oclusais. Um componente anti-rotacional localiza-se nesta plataforma dos implantes, podendo ser do tipo *hexágono externo*, sendo estendido para fora do corpo do implante, mas podendo, também, ser estendido para dentro do corpo do implante, no caso do tipo *hexágono interno*. O pilar intermediário, ou munhão, possui o componente anti-rotacional, que pode ser macho ou fêmea em relação ao tipo do implante, se encaixando nele, e tendo um parafuso que o conecta ao corpo desse implante. Esta conexão deve permanecer estável durante toda a vida útil do implante, porém uma frequente complicação relatada é o afrouxamento ou fratura de um ou mais parafusos de retenção (JEMT, 1991; KALLUS, BESSING, 1994; WIE, 1995).

A natureza do afrouxamento ou deslocamento dos componentes é complexa, pois envolve a fadiga das conexões, os fluidos orais, as cargas e padrões da mastigação. Deve-se considerar, também, alguns parâmetros biomecânicos na interface de união pilar/implante, como o torque de apertamento, a carga funcional, a pré-carga, o relaxamento do parafuso e o desajuste entre os componentes (ABOYOUSSEF et al., 2000).

A manutenção da estabilidade da conexão depende em grande parte da *pré-carga*, que é a tensão gerada no parafuso durante o apertamento pelo torque aplicado unindo os componentes (SAKAGUSHI, BORGENSEN, 1995; LANG et al., 2002). Quando o parafuso do pilar é apertado, tensões são geradas colocando o conjunto implante/pilar sob compressão. A aplicação de um torque insuficiente pode levar à separação da conexão, resultando no afrouxamento do parafuso. Por outro lado, um torque excessivo pode causar fratura do parafuso ou danificar sua rosca (GROSS et al., 1999).

Vários mecanismos podem causar o afrouxamento dos parafusos e, conseqüentemente, a perda da pré-carga (BURGUETE 1994; HAACK, 1995). A

condição de pré-carga pode ser perdida devido às cargas funcionais axiais ou não, que provocam redução da fricção entre as roscas do parafuso de fixação e implante. Embora uma força de atrito grande entre a união das roscas do parafuso e do implante evite seu afrouxamento, cargas aplicadas externamente reduzem essa fricção por compressão da cabeça do parafuso contra a base do pilar, assim sendo a união das roscas perde a tensão e o parafuso se afrouxa. Uma outra causa de perda da pré-carga, pode estar associada ao desenho geométrico e precisão da adaptação na união dos componentes.

A estabilidade do parafuso está, também, relacionada à qualidade óssea da área receptora do implante. Assim, diferenças significativas existentes entre maxila e mandíbula determinam uma maior deformação do osso maxilar devido a sua arquitetura medular, o que se traduz em uma maior tensão na união osso/implante e conseqüentemente uma maior instabilidade do parafuso (BINON, 1994).

As forças friccionais geradas no parafuso durante a aplicação da pré-carga dependem também da geometria e as propriedades do material dos componentes na interface implante/parafuso. Dessa forma, o tamanho da área de superfície de contato das roscas, a distância entre elas, o raio do parafuso e o diâmetro da cabeça do parafuso são de fundamental importância na relação do torque aplicado e a pré-carga produzida (JAARDA et al., 1996). O comprimento do parafuso pode influenciar na área de contato das roscas, já que um parafuso comprido tem uma maior área da superfície de contato nas roscas.

A configuração geométrica estrutural da conexão dos implantes tem sido mencionada como uma condição diferencial na manutenção da estabilidade da interface implante/prótese (BOGGAN, 1999; BINON, 2000). Assim, os dois grandes grupos de conexão mais conhecidos são *externa* e *interna*, sendo subdivididos em hexagonal, octogonal, cone parafuso, cone hexagonal, cilíndrica hexagonal, entre outras.

Há em média, 20 tipos diferentes de conexões pilar/implante no mercado norte-americano. Dentre elas, as *hexagonais internas*, de acordo com FINGER et al. (2003) seriam uma evolução do hexágono externo tradicional e teriam vantagens sobre ele, como o favorecimento ao menor afrouxamento e a redução de perda de parafusos (TAYLOR, AGAR, 2002). Independente do tipo, em todas as conexões

internas, o pilar penetra no implante, enquanto no hexágono externo, um botão com forma hexagonal de 0,7 mm de altura (tipo Branemark) penetra no pilar.

O mercado nacional acompanha as tendências internacionais, ofertando implantes com vários tipos de conexões, entre elas as hexagonais externas tradicionais e as internas. Tendo em vista a insegurança do profissional quanto à escolha do melhor sistema a ser utilizado, analisaremos por meio de revisão da literatura, as tensões ao redor de implantes com conexões do tipo hexágono externo e interno.

## 2. DESENVOLVIMENTO

BALFOR e O'BRIEN (1995) compararam três sistemas de implantes com desenhos diferentes para restaurações de elementos isolados. Conexões de hexágonos externos (HE) e internos (HI) e octógonos internos (OI), com seus respectivos pilares protéticos foram submetidos a testes de torque, cargas compressivas e testes de fadiga por meio de cargas cíclicas. Para os testes de torque, amostras de cada grupo foram fixadas rigidamente e com um dispositivo de aplicação de torque unido ao pilar aplicou-se uma força lateral de torque até que houvesse a falha de um dos componentes, registrando-se o máximo de torque e o modo de falha. Para os testes de cargas compressivas as amostras foram fixadas a uma máquina de ensaios com uma angulação de 30° para reproduzir uma força sobre uma condição clínica de um elemento isolado ou uma carga sobre um *cantilever*, aplicando-se uma carga até a falha de um dos componentes, sendo registrado o máximo de carga e o modo da falha destes. Nos ensaios de fadiga as amostras foram submetidas a cargas cíclicas a 14Hz, sendo registrado os números de ciclos e quando a falha foi evidente. Os resultados do estudo mostraram que nos testes de resistência a torque, os implantes com desenho de octógono interno tiveram um comportamento inferior aos outros desenhos, encontrando valores médios de 98,3Ncm para o HE, 37,3Ncm para o octógono interno (OI) e 192,1N.cm para o hexágono interno (HI). O modo de falha para os implantes com HI foi limitado à conexão do pilar, enquanto que nos implantes de HE e octógono interno o modo de falha danificou tanto os pilares quanto à conexão do implante, dando como resultado uma maior estabilidade para os implantes de HI. Nos testes de cargas compressivas, os resultados mostraram uma maior resistência no desenho de HI, sendo necessário uma força de 814N para provocar a falha; nos desenhos de HE e OI, forças de 756N e 587N, respectivamente, foram necessárias para provocar falhas nos componentes. Nos testes de fadiga, foram encontrados limites de resistência para os desenhos de HI e OI de 367N e 400N, respectivamente, enquanto que no desenho de HE foi de 242N; porém, três amostras de HE se mantiveram estáveis após cinco milhões de ciclos, enquanto que, nos desenhos de octógono e HI , 1 e 2 amostras, respectivamente foram estáveis.

BINON (1995) avaliou a precisão e a consistência da usinagem em 13 implantes de diferentes marcas comerciais com extensão hexagonal externa e determinou a liberdade rotacional entre o HE do implante e o HI do pilar. As medidas foram realizadas no diâmetro da base do implante, roscas, altura e largura da extensão hexagonal, com a utilização de um micrometro digital e um micrometro microscópico. A liberdade rotacional foi medida em graus utilizando um dispositivo desenvolvido com esse objetivo. Implantes Nobelpharma, Stryker, Steri-Oss, 3i, Osseodent, Implant Support Systems, IMTEC, Denstply-Core-Vent, Impla-Med, Bud Ind. Crossmark, Interpore Int, foram utilizados. Concluiu-se que especificações da usinagem podem variar significativamente entre os diferentes fabricantes. Entretanto, os sistemas disponíveis exibem uma tolerância pequena e excelente precisão e consistência; sendo que: baseado no índice de “composição”, a menor tolerância foi observada para os implantes do sistema 3i (14 $\mu$ m e 15 $\mu$ m) e Crossmark (27 $\mu$ m); a menor “variação na largura hexagonal” foi observada nos implantes 3i (1 $\mu$ m), Nobelpharma (4 $\mu$ m), e Impla-med (5 $\mu$ m), e a maior variação no sistema Swede Vent (27 $\mu$ m); a menor “variação na altura do hexágono” foi observada no sistema IMTEC (18 $\mu$ m) e Stryker (28 $\mu$ m) e a maior no sistema Steri-Oss (147 $\mu$ m); a menor “liberdade rotacional” entre o implante e o pilar foi observado no sistema Crossmark (4,0°), 3i (4,6°), e Impla-med (5,0°); a menor liberdade rotacional entre componentes de diferentes sistemas foi observada para Nobelpharma / Impla-Med (3,5°), Implant Support Systems / Impla-Med (4,2°), 3i / Impla-Med (4,3°), e Nobelpharma / 3i (4,9°).

DIXON (1995) comparou três sistemas de implantes de diferentes fabricantes, determinando a flexão do complexo pilar/implante durante a aplicação de forças e a quantidade de torque necessária para afrouxar o parafuso do pilar. Neste estudo, utilizou-se implantes de HE, HI e OI, nos quais foram fixados pilares retos e angulados, e sobre os quais, coroas de 10 mm de altura foram confeccionadas e cimentadas. Cargas cíclicas foram aplicadas por 4,63 hs a 4 mm do centro do implante utilizando-se uma máquina de ensaio de fadiga desenvolvida para o experimento. Os parafusos foram apertados com torque de 29Ncm. Os resultados não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre pilares retos e angulados, nos testes realizados para os diferentes sistemas. Na quantidade de torque necessária para

afrouxar os parafusos depois da carga, obteve-se uma perda média de 2,97Ncm no sistema de HE, de 1,62Ncm no sistema de OI e 5,58Ncm no sistema de HI.

BINON (1996) avaliou o efeito da desadaptação entre a extensão do hexágono do implante e o HI do pilar, na estabilidade do parafuso, durante cargas cíclicas simuladas. Cinquenta implantes 3,75 x 10 mm de HE, com uma média hexagonal de 2,684 mm foram fixados em uma resina que simulou a resiliência e elasticidade do osso. Pilares cônicos especiais tipo UCLA (United Califórnia Los Angeles) foram confeccionados com titânio (8 mm de altura e um diâmetro na parte superior de 8mm); o HI dos pilares variou de 0,1065 a 0,1110 polegadas. Antes da aplicação da carga, foram medidas as liberdades rotacionais entre os HE dos implantes e HI dos pilares, de cada uma das amostras. Achou-se médias de liberdade rotacional de 1,94° nas conexões com menores desadaptações e de 14,87° nas conexões com maiores desadaptações rotacionais. Os pilares foram conectados aos implantes utilizando um parafuso de titânio, sendo aplicado um torque de 30N.cm com dispositivo de torque mecânico. As amostras foram fixadas na máquina de ensaios e aplicada uma carga vertical de 1,150 ciclos e uma força de 133,3N. Os resultados mostraram a existência de correlação direta entre a liberdade rotacional e a estabilidade do parafuso, encontrando-se que a maior liberdade rotacional determina uma maior possibilidade de afrouxamento do parafuso; falhas foram encontradas entre 134.000 e 9.3 milhões de ciclos; liberdade rotacional menor que dois graus resultou em uma união mais estável e uma maior resistência ao afrouxamento do parafuso, com média de 6.7 milhões de ciclos e um aumento de 26% da resistência quando comparado com as amostras que tinham uma liberdade maior (3,06°); uniões com mais de 5° de liberdade rotacional se comportaram de uma forma similar, com afrouxamento do parafuso entre 2,1 e 1,1 milhões de ciclos e 63% de redução quando comparado com as amostras melhores adaptadas.

BINON e McHUGH (1996) verificaram a influência da liberdade rotacional em implantes de HE de dimensões diferentes, na estabilidade da união parafusada. Para tanto, utilizaram dois grupos diferentes de pilares UCLA não segmentados, sendo, um grupo com pilar hexagonal pré-fabricado em ouro com seu parafuso de

fixação de titânio, e o outro, com pilar hexagonal fundível em plástico e seu correspondente parafuso de fixação. Com estes, pilares cônicos metálicos foram obtidos com 8 mm de altura x 8 mm de largura. Como grupo controle, utilizaram pilares pré-fabricados em ouro. Nas amostras foram aplicados 20N.cm de torque inicialmente e depois do primeiro milhão de ciclos foram reapertados a 30N.cm. Em todas as amostras foram aplicadas cargas cíclicas com 133,3N , uma rotação anti-horária de 28 ciclos/min, e 1.150 ciclos/min de carga vertical até ocorrer a falha do parafuso. Os resultados evidenciaram uma média de liberdade rotacional de 5° em ambos grupos testes, sendo todas as amostras do grupo pré-fabricado afrouxaram entre 384.215 e 409.170 ciclos, na primeira parte do experimento. No segundo grupo teste, só um implante falhou em 597.366 ciclos, as outras amostras permaneceram estáveis no primeiro milhão de ciclos, sendo que o segundo grupo teste apresentou maior resistência ao afrouxamento na primeira e segunda parte do experimento. Observou-se também uma correlação direta entre a liberdade rotacional entre o pilar/implante e o afrouxamento do parafuso; sendo que esta união foi tanto mais resistente ao afrouxamento quanto menor a liberdade rotacional.

SINGER e SERFATY (1996) realizaram um estudo de avaliação clínica com 70 indivíduos (41 do gênero feminino e 29 do masculino), nos quais foram instaladas 92 próteses parciais fixas (PPFs), incluindo próteses unitárias (PU). Foram colocados 225 implantes (139 superiores e 86 inferiores). A maioria dos implantes foi de HI, nos quais pilares com sistema hexagonal foram adaptados aos implantes por um parafuso central, outros pilares foram tipo parafuso sem sistema hexagonal. Os pilares foram preparados da seguinte forma: 1. moldagem e obtenção de modelo de trabalho com os análogos; 2. preparo dos pilares com um adequado espaço interoclusal e conexidade de 6° a 8°; 3. prova do pilar intra-oral e refinamento do preparo; 4. moldagens convencionais para fabricação da restauração como se os pilares preparados fossem dentes naturais; e finalização da restauração; 5. cimentação que foi realizada com Temp Bond e IRM. As próteses foram avaliadas por um período de seis meses a três anos. A complicação mais comum observada foi dissolução do cimento, a qual ocorreu em 9,8% das PPF, destas 6,7% ocorreram em PPF de três elementos, e 2,2% em PU, no primeiro ano de instalação. Outras complicações foram fratura da cerâmica (2,2%) e mobilidade da restauração (2,2%)



causada por afrouxamento do parafuso central. Devido aos resultados obtidos, os autores acreditam que, pela baixa percentagem de falha deste sistema, a reutilização da prótese quando ocorre dissolução do cimento e custo baixo, este sistema cimentado é uma alternativa às próteses parafusadas.

NORTON (1997) testou as conexões do implante com o intermediário e este, com a prótese em dois diferentes sistemas: Astra Tech (cônica interna com ângulo de 11°) e Brånemark (tipo HE). A análise de forças cíclicas foi realizada sobre três pontos para se comparar as duas interfaces de cada conexão. O teste foi dividido em duas partes: avaliação das conexões pilar/implante e pilar/prótese. Entre as duas situações, os melhores resultados foram atribuídos para a conexão cônica interna, ou seja, nesta foi aplicado maior valor de força para deformar o sistema. Em adição, as porções cônicas das conexões internas foram capazes de absorver vibrações e cargas funcionais, atuando como um amortecedor contra cargas e micro movimentos que foram transferidos para o conjunto como um todo.

BOGGAN (1999) determinou a influência do diâmetro da base do implante. E a altura do hexágono na resistência mecânica e a qualidade da adaptação da interface pilar/implante. Para seu estudo utilizou implantes de HE com 4 e 5 mm de diâmetro da base e 1,0 mm de altura do hexágono, sobre estes, pilares de 8 mm com desenho específico para o experimento foram fixados com parafusos a 30N.cm antes dos testes de carga estática e dinâmica realizados. No primeiro teste, uma carga compressiva foi aplicada até ocorrer fratura de um dos componentes. No segundo, cargas cíclicas compressivas foram aplicados a 15Hz, considerando-se as falhas quando da ocorrência da fratura de uma das partes do conjunto pilar/implante. Os resultados mostraram que, nos testes de carga estática foi observada média de falha de 966 e 1955N para os implantes de 4 e 5 mm, respectivamente, e nos testes de cargas cíclicas, a média do limite de resistência dos grupos foi de 350N e 625N. Nos testes de carga estática foi observado dobramento ou deformação do parafuso, enquanto que nos testes de carga cíclica, a fratura do parafuso foi o modo de falha mais comum. Na microscopia eletrônica de varredura (MEV) foi encontrado contato íntimo de 100% entre a base do implante e o pilar em todas as amostras independente

do diâmetro. Pode-se afirmar que, implantes com diâmetro largo devem ser utilizados para reduzir fraturas dos componentes.

HANSSON (1999) analisou elementos finitos modelando implantes Astra, para investigar o efeito das retenções no corpo do implante, efeito da espessura de parede interna e efeito da técnica de inserção com bicorticalização sobre os valores de tensão máxima ao redor das fixações. Modelos de implantes com 3,5 mm de diâmetro com espessuras de parede lateral variando entre 0,3 e 0,8 mm e comprimento de 15 mm quando bicorticalizado e 11 mm quando não, foram utilizados aplicando-se força compressiva na interface dos modelos de implantes com parede lisa na cervical, enquanto que nos modelos com retenção na cervical foram aplicadas forças de cisalhamento e compressão. De acordo com os resultados pode-se concluir que, retenções extras no corpo do implante levaram a redução da concentração de tensão ao redor do mesmo, ao contrário de implantes com corpo liso, o aumento na espessura da parede lateral e fixação com bicorticalização também reduziu os valores de tensão máxima encontrados sobre carga axial.

MERZ et al. (2000) estudaram o comportamento mecânico de duas conexões pilar/implante: um modelo de elemento finito elaborado com base em implante ITI de 12 mm e um pilar de 7 mm de altura, e um com uma conexão implante/pilar de 8° (cone morse). O outro modelo criado com o mesmo implante, com uma conexão de topo similar à de um implante de HE. Condições de cargas de 35N.cm de torque foram aplicadas similarmente a ambos modelos e uma força de 380N foi introduzida sobre o pilar a 0°, 15° e 30° fora do longo eixo do implante. Concluíram que, o aperto do pilar leva a uma distribuição simétrica da tensão na conexão implante/pilar em ambos modelos. Na conexão cônica (tipo cone Morse) ocorreu um efeito de cunha, no qual as duas primeiras roscas do pilar estavam sob tensão. Na conexão de topo (tipo HE), níveis de tensão significativamente altos foram encontrados em toda a conexão, entretanto, não apresentando problemas do ponto de vista mecânico. Quando foram aplicadas cargas axiais (0°), o pilar foi comprimido dentro da conexão cônica encontrando-se relaxamento das roscas, e níveis de tensão simétricos foram observados em todas as partes, ocorrendo o mesmo na conexão de

topo com áreas de tensão nas roscas. Com cargas aplicadas com 15°, a tensão foi assimétrica, sendo que no lado da carga ocorre uma tensão e no lado oposto uma compressão. Na conexão cônica, a maior parte da tensão foi transferida do pilar ao implante, por meio da conexão, sendo as roscas do parafuso submetidas a reduzidos níveis de tensão. Entretanto na conexão de topo, altos níveis de tensão ocorreram nas roscas no lado da carga, sendo uma distribuição de tensão típica de dobramento na porção do parafuso do pilar. Com cargas de 30° a tensão aumentou, sendo basicamente o mesmo mecanismo observado no caso de 15°.

MEYER (2000) estimou a precisão de adaptação e a compatibilidade entre os componentes implante(HE)/pilar dentro de um sistema nacional ou estrangeiro, e no intercâmbio entre marcas comerciais, utilizando como padrão de comparação os componentes do sistema Nobelpharma. As marcas comerciais Neodent (ND), Conexão (CX), Nobelpharma (NB), e 3i (3i) foram avaliadas na interface implante/pilar por meio de MEV. Os resultados mostraram que as menores medidas de adaptação vertical entre o implante e o pilar foram nas combinações dos sistemas CX com 3i ( $0,67 \pm 0,92\mu\text{m}$ ); enquanto que as maiores desadaptações foram encontradas nas combinações do sistema NB ( $7,62 \pm 2,43\mu\text{m}$ ), e em relação à adaptação horizontal as melhores adaptações foram observadas nos sistemas 3i e CX ( $3,56 \pm 6,64\mu\text{m}$ ). Foram observadas diferenças estatisticamente significativas nas dimensões dos diferentes implantes e pilares dos sistemas examinados. As menores medidas de liberdade rotacional foram observadas nos componentes do Sistema CX ( $1,32^\circ$ ), enquanto que as maiores medidas foram encontradas utilizando-se a combinação com o sistema NB ( $4,62^\circ$ ).

VIGOLO et al. (2000) avaliaram as alterações da interface implante/pilar após a fundição com um metal nobre e aplicação de cerâmica em pilares tipo UCLA de ouro (3i), para determinar se os procedimentos laboratoriais de confecção das próteses suportadas sobre implantes HE, alteraram as superfícies de contato do pilar com a cabeça do implante. Para tanto, utilizaram 30 pilares que foram parafusados a análogos fixados em resina, encerados com dimensões de um incisivo central e fundidos com uma liga de alta fusão. As mensurações foram realizadas antes, após a

fundição e após a aplicação de cerâmica quanto a : profundidade e largura da porção interna do hexágono, diâmetro da base do pilar UCLA, e liberdade rotacional entre a extensão hexagonal do implante e a contraparte do pilar. Os resultados evidenciaram médias de 0,620 mm, 0,621 mm e 0,620 mm na profundidade do hexágono; 2,712 mm, 2,710 mm, e 2,711 mm para a largura do HI do pilar; 4,408 mm, 4,407 mm, e 4,409 mm para o diâmetro da plataforma; 60,33 min, 60,37 min, 60,68 min de liberdade rotacional (sendo estas medidas antes, após fundição e após aplicação da cerâmica, respectivamente). Concluíram que a adaptação dos pilares UCLA de ouro não mostraram alterações significativas das medidas originais ou da liberdade rotacional na superfície da porção interna.

WEISS et al. (2000) compararam o efeito de apertos múltiplos em diferentes sistemas de implante/pilar para precisar a existência da perda de quantidade do torque aplicado, quando são realizados ciclos de torque de aperto e de afrouxamento em várias repetições consecutivas. Foram utilizadas sete conexões: cone morse ITI e Alpha-Bio, spline (calcitek), um sistema de conexão plana integral (CPI), HE Steri-Oss e Bränemark, e OI (octogonal interna) . Cada conexão foi fixada em um medidor de torque e, aplicado um torque à 20N.cm por cinco segundos com um torquímetro manual. Após um período de 10 segundos de repouso realizou-se o torque de afrouxamento e registrado o valor obtido; repetindo este procedimento por 200 vezes consecutivas e os dados obtidos submetidos à análise estatística. Seus resultados mostraram uma progressiva perda da quantidade de torque de afrouxamento em todos os sistemas testados, encontrando-se diferenças significativas entre eles. Os sistemas que mantiveram maiores valores de torque de afrouxamento consistentemente foram o cone morse e o spline. A porcentagem de perda de torque imediato entre os sistemas foi de 3% a 20%; de 3% a 31% depois de cinco ciclos; e de 4,5% a 36% em 15 ciclos. Os dois sistemas cone morse testados (ITI e Alpha-Bio) tiveram uma média de perda de torque imediato de 0,5 e 0,6N.cm, respectivamente; o sistema spline, uma média de 1,2N.cm; enquanto que o sistema integral (Calcitek) observou-se perda de 2,6N.cm, os dois sistemas de HE (Steri-Oss e Bränemark) tiveram perda imediata de 3,4 e 6,2N.cm, respectivamente, e o sistema de OI de 6,5N.cm. Após 200 ciclos de torque de aperto e afrouxamento dos primeiros quatro sistemas baixaram o nível de torque para 15N.cm aproximadamente, os

sistemas HE Stereoi-Oss e OI para 12N.cm e o sistema Bränemark falhou em 32 ciclos. Os autores acreditam que, para minimizar o afrouxamento dos parafusos, o número de apertos nos procedimentos clínicos e laboratoriais antes da fixação final devem ser reduzidos.

CIBIRKA (2001) examinou as diferenças no destorque após testes de fadiga em implantes com HE, sendo que as dimensões entre o HE do implante e o HI do pilar foram alteradas, ou o HE do implante eliminado. Três desenhos experimentais de implantes foram utilizados; 10 de cada desenho: 1- implante de plataforma regular de 3,75 mm com HE convencional com superfície média de largura hexagonal de 2,700 mm x altura de 0,633 mm; 2- implante de plataforma regular de 3,75 mm, com HE modificado com média de largura hexagonal de 2,664 mm x altura de 0,608 mm; e 3- implante de 3,75 mm com hexágono removido por desgaste para criar uma forma circular com um diâmetro de 2,668 mm x altura de 0,668 mm. Trinta pilares procerca CAD/CAM (Computer Assisted Designed/Computer Assisted Machined) foram fabricados com uma plataforma de carga inclinada com 25°. Os implantes foram fixados rigidamente em um dispositivo especial, e os pilares apertados com um parafuso de ouro a 32N.cm, utilizando-se um controlador eletrônico de torque e uma carga cíclica entre 20 e 200N de força, a oito ciclos por min, sendo contínua por 5,000,000 de ciclos. As amostras foram fixadas em um dispositivo, e com um medidor de torque foram removidos os parafusos e registrados os valores do destorque nos três desenhos testados: 14,40; 14,70, e 16,40N.cm nos desenhos 1, 2, e 3, respectivamente. Os autores concluíram que, o aumento da distância entre a largura do HE do implante e o HI do pilar não produz efeito significativo nos valores de destorque do parafuso depois de 5,000,000 de ciclos em testes de fadiga. A eliminação do HE do implante e o aumento da altura mostrou um efeito significativo nos valores de destorque do parafuso de ouro. Amostras com e sem HE não apresentaram sinais de instabilidade ou afrouxamento do parafuso.

DIAS (2001) avaliou o grau de liberdade rotacional entre os hexágonos e o ajuste horizontal dos pilares ceraone (Nobelbiocare), UCLA usinado em ouro (3i), e UCLA usinado em titânio (Implamed). Para tanto utilizou pilares para reconstrução de PU todos com a presença de HI. Imagens obtidas por meio de MEV foram utilizadas

para a realização das medidas dos hexágonos dos implantes e pilares, e processadas por meio computador. Seus resultados mostraram a existência de diferenças estatisticamente significativas entre as áreas dos hexágonos dos implantes e dos pilares nos três grupos avaliados, encontrando-se o menor grau de liberdade rotacional com  $0,296 \text{ mm}^2$  e diferença de diâmetros dos hexágonos dos implantes e pilares no grupo Nobelbiocare. As medidas lineares das faces opostas dos hexágonos dos implantes e dos pilares mostraram diferenças entre Nobelbiocare e Implamed. A menor média de desajuste horizontal do pilar conectado ao implante foi encontrada entre os grupos de implantes Implamed e pilares 3i ( $3,506\mu\text{m}$ ); entretanto, no grupo de implantes Implamed e pilares Nobelbiocare foi encontrada a maior média ( $35,464\mu\text{m}$ ). Concluiu que, a diferença encontrada quanto ao grau de liberdade dos hexágonos pode não ter efeito clínico em nenhum dos sistemas de implantes e pilares estudados, considerando os com precisão aceitável pelo nível de ajuste entre estes componentes. Quanto à liberdade hexagonal e o desajuste horizontal afirmou que os três sistemas de implantes e pilares estudados podem ser intercambiados entre si.

GRATTON et al. (2001) testaram o efeito da aplicação de diferentes quantidades de torque no parafuso do pilar, quando submetido a testes de fadiga dinâmica, para avaliar o micro movimento da interface implante/pilar após a aplicação de cargas cíclicas. Infraestruturas foram confeccionadas sobre pilares UCLA e fixadas a implantes de HE (3i) por meio de um parafuso de ouro. Três grupos de cinco amostras foram criados, sendo em cada um aplicado 16, 32 e 48Ncm de torque, respectivamente. Cada amostra foi fixada em um dispositivo metálico, sendo alinhado um “*strain gauge*” na base do implante e na infraestrutura do pilar para registrar o micro movimento da interface. Foi aplicada uma carga axial cíclica a 6 mm do centro do implante e 12 mm de altura coronal. O micro movimento da interface foi determinado antes da aplicação da carga, e depois de 100, 500, 1.000, 5.000, 10.000, 50.000, e 100.000 ciclos. Os resultados mostraram que, a interface se manteve estável após 100,000 ciclos para os três grupos testados. Um maior micro movimento da interface foi observado no grupo onde foi aplicado 16Ncm de torque, em todos os intervalos. Diferenças estatisticamente significativas foram encontradas no micro movimento entre os grupos testados: 16Ncm ( $68\mu\text{m}$ ); 32Ncm ( $41\mu\text{m}$ ) e 48Ncm ( $35\mu\text{m}$ ).

HOYER (2001) comparou a fadiga de parafusos tipo UCLA em restaurações sobre implantes de largo diâmetro (6 mm) e restaurações sobre implantes de diâmetro convencional (3,75 mm). Em cinco implantes de cada grupo foram confeccionadas infraestruturas metálicas, nas quais foram realizados testes de carga cíclicas. Todos os hexágonos, assim como os parafusos de ambos grupos apresentavam o mesmo diâmetro. Nos implantes de 3,75 mm foram utilizados parafusos de ouro nos quais foram aplicados torques de 32N.cm; e nos parafusos dos implantes de largo diâmetro, parafusos de titânio com um torque de 25N.cm, aplicado por um torquímetro. Duas amostras de cada grupo foram alteradas nas bordas do HI do pilar com uma broca esférica. Para quantificar as medidas da integridade da interface implante/pilar foram utilizados “*strain gauges*”, os quais foram fixados com uma ponta na infraestrutura confeccionada no pilar e a outra ponta num dispositivo alinhado na base do implante. A este conjunto foi aplicada uma carga cíclica a uma frequência de 11Hz, com uma carga cíclica compressiva de  $120 \pm 10$ N por 500.000 ciclos. A carga foi aplicada a 4 mm do centro do implante para simular uma carga na cúspide de um molar, a uma altura de 10 mm da união pilar/implante e a 180° da posição do “*strain gauge*”. Os resultados mostraram que, os grupos experimentais foram capazes de manter a integridade da união implante/pilar, não havendo diferenças estatisticamente significativas, com uma variação na abertura da união das amostras não alteradas de 0 a 20µm após 500,000 ciclos. Dentre as amostras que foram alteradas duas falharam em manter a estabilidade da união, sendo que uma amostra de 3,75 mm e uma de 6,0 mm fraturaram o parafuso, concluindo assim, que o ajuste interno na interface diminui a vida do parafuso do pilar.

MARTIN (2001) realizou testes para mensurar a rotação e o torque de remoção em quatro diferentes parafusos de pilares, avaliando o potencial de geração de pré-carga. Os parafusos de materiais e superfícies diferentes avaliados foram: Gold Tite (Gt); Torq Tite (Tt); Gold alloy (Ga) e Titanium alloy (Ta). Na sua metodologia, 20 parafusos de cada tipo foram utilizados sobre 80 implantes HE 3,75 x 15 mm, sendo estes distribuídos em dois grupos de 10 para serem aplicados 20Ncm e 32N.cm. Cinco medidas em cada torque foram realizadas. Cada conjunto foi fixado, juntamente com um dispositivo de plástico de 360°, fabricado com a finalidade de medir o ângulo de

rotação, de cada parafuso. Os conjuntos que representavam as maiores médias de cada grupo foram levadas ao MEV para verificação da relação de contato entre as roscas e a sua localização. Os resultados mostraram que os maiores ângulos de rotação foram observados nos grupos com parafusos Tt ( $21,2 \pm 3,1$  e  $38,1 \pm 8,7^\circ$  em 20 e 32N.cm, respectivamente). Os maiores valores de pré-carga em 20 e 32Ncm foram encontrados nos grupos Gt ( $596,8 \pm 101,2N$  e  $1015,3 \pm 191,2N$ ), respectivamente. A análises de MEV mostraram que os contatos das roscas localizaram-se na porção média do parafuso do pilar, sendo o maior número de contatos encontrado no grupo Gt (14 dos possíveis 20 contatos). Concluíram que os parafusos Gt e Tt reduziram os coeficientes de fricção, produzindo maiores ângulos rotacionais e maiores valores de pré-carga do que os parafusos convencionais Ga e Ta.

ÇEHRELI e IPLIKÇIOGLU (2002) compararam em estudo *in vitro* a influência de forças axiais e não axiais sobre PPFs cimentadas sobre implantes de HI. Para tanto foram fabricadas quatro PPFs de três elementos (duas retas e duas curvas), um intermediário destes dois grupos de PPFs foi angulado em  $15^\circ$  (um para a peça reta e um para a curva). Aplicaram-se cargas compressivas de 50N, primeiramente em três pontos localizados axialmente às próteses, e, depois, 2 mm de distância do mesmo. As cargas não axiais apresentaram maiores índices de tensão que as axiais, independente do desenho das próteses. Os autores concluíram que, deve-se evitar ao máximo a incidência de forças oblíquas, pois, devido a sua magnitude podem levar facilmente a perda de tecido, e sugerem a utilização de implantes de maior diâmetro ou até mesmo implantes com HE em situações em que a resultante das forças se apresente fora do longo eixo. Em adição relatam que a macroestrutura das próteses e dos implantes teria papel fundamental na distribuição das tensões.

CHUN (2002) elaborou análise de elementos finitos em 2D de implantes com diferentes padrões de rosca sobre mais de um tipo de esforço, para determinar uma forma que possibilitasse a distribuição ideal para o tecido ósseo circular. Implantes de mesmo comprimento e diâmetro com HE foram modelados, suas roscas



variaram de forma totalizando cinco modelos, que foram alterados no tamanho, largura final, altura e no passo, seguido da alteração do comprimento do implante quando necessário. Os modelos foram submetidos a cargas verticais e oblíquas em 15° mostrando que as roscas de forma quadrada, de raio pequeno com proporção de largura e altura de  $p/2$  e  $0.46p$  apresentaram resultados mais favoráveis, e que a variação no passo de rosca provou ser mais efetiva que a variação no comprimento dos implantes, sugerindo assim que, quanto menor o passo de rosca, menor o valor máximo das tensões.

TAVAREZ (2002) determinou a quantidade de torque necessária para a remoção de quatro diferentes tipos de parafusos de retenção de próteses sobre implantes. Dez implantes de HE 3,75 x 13 mm foram incluídos em um bloco de resina acrílica autopolimerizável, sobre os quais foram avaliados 10 parafusos dos tipos: UCLA de titânio, UCLA de ouro, de retenção de ouro e esteticone utilizando-se um torquímetro. Após ser aplicado um torque determinado mediu-se o destorque em cada parafuso. Os resultados mostraram diminuição no torque de 12,80% nos parafusos esteticone, 4,07% nos de retenção de ouro, e 15,77% e 30,61% para os UCLA de titânio e ouro, respectivamente. Em todos os grupos testados sempre a força de torque foi maior que a de destorque, concluindo-se assim que, quando um torque é aplicado utilizando estes sistemas, uma diminuição do mesmo deve ser esperada a partir do destorque.

FORTUNA (2003) avaliou, por meio de análise não linear pelo método dos elementos finitos, as tensões e deformações de von Mises na estrutura de um implante unitário com 3,8 mm de diâmetro, cônico escalonado, parafusado, com HI em sua conexão com o pilar intermediário, na coroa protética e no tecido ósseo de suporte, submetidos a uma carga axial de 100 N. Foram simuladas três situações de carregamento: carga imediata, até quatro semanas de reparação óssea; precoce, quatro a 12 semanas; e tardia, a partir de 16 semanas. No modelo de elemento finito, criou-se uma camada de 0,5 mm de reparação óssea, respeitando o módulo de elasticidade correspondente a cada situação. Os resultados indicaram que a tensão máxima concentrou-se na região da conexão pilar intermediário/implante para todos os períodos, apresentando valores similares. As deformações de von Mises

concentraram-se no tecido de suporte ósseo na região da crista óssea, principalmente por vestibular, evidenciando valores altos na situação de carga imediata quando comparada às demais. Conclui-se que, a aplicação de carga em implantes unitários deve respeitar as fases iniciais de reparação óssea, sendo mais indicada a partir da oitava semana da cirurgia de implantação.

HANSSON (2003) investigou o efeito de um implante de peça única com o pilar iniciando a 2 mm de distância da crista óssea (G1), o efeito de um implante com junção cônica interna em que a interface pilar/implante localizava-se ao nível da crista óssea (G2), avaliando a espessura da parede lateral interna de implantes de 3,6 x 9 mm. O implante G1, independente da espessura de parede suportou valores máximos de tensão em relação ao implante G2. Entretanto, no implante G2, quanto maior a espessura de parede lateral, maior o valor de tensão máxima suportada. A colocação de um implante com junção cônica interna, 2 mm acima da crista óssea não reduziu a tensão propiciada por esse tipo de conexão, devendo ser inserida a nível ósseo e com paredes menos espessas para a obtenção de resultados favoráveis.

MEIRELLES (2003) comparou implantes dentários cilíndricos parafusados com HE e HI de 3,75 de diâmetro x 10 mm de comprimento. Os implantes foram inseridos em blocos fotoelásticos e aplicados sobre os pilares forças a 15° do seu longo eixo. Nos implantes com HI foi observado que os valores das “ordens de franja” mostraram um padrão de concentração de tensão mais homogêneo e reduzido na região do corpo. No implante com HE, as tensões apresentaram-se em maiores valores de “ordem de franja” na região do corpo do implante e da primeira rosca. A distribuição das tensões avaliadas nas demais regiões dos dois tipos de implantes foi similar, entretanto, a proporção dos valores de “ordem de franja” entre a parte coronal e do ápice do implante foi de até cinco vezes para o HE e de 2,3 vezes para o HI, evidenciando, neste, melhor distribuição dessas tensões. A diferença geométrica entre os encaixes também influenciou nos resultados, na área e localização do hexágono, sendo este o principal responsável pela transmissão das tensões. Desta forma, a região do corpo do implante com HE, que possui um hexágono menor e acima do topo do implante apresentou os valores das ordens de franja maiores, e no HI, o

hexágono localiza-se no pilar, internamente ao implante e possui uma área maior de contato com o mesmo, transmitindo as tensões de forma mais homogêneas.

ÇEHRELI et al. (2004) confrontaram a transmissão de forças do conjunto pilar-implante com uma ou duas peças, por meio de análise de elementos finitos tridimensional. Foram digitalizadas duas imagens: uma de um implante ITI em duas peças e outra, de peça única, ambos inseridos em blocos cilíndricos de resina independentes. As roscas foram modeladas como anéis e não de forma helicoidal. Os implantes em monobloco e de duas peças ITI possuíam a forma do ápice e do colar diferentes, porém no estudo foram digitalizadas imagens iguais, favorecendo a avaliação da mecânica e biomecânica quando em uma ou duas peças. O modelo final apresentava um total de 17.922 nódulos, onde o carregamento de 100 e 50N na vertical e na face lateral do intermediário foi simulado. Os resultados mostraram que, a magnitude, tensões de von Mises e tensões principais máximas e mínimas foram similares para os diferentes desenhos de implante na interface resina-implante. Pode-se concluir que, a junção não parece ser um fator determinante na distribuição de tensões sobre os implantes dentários.

FRAGOSO et al. (2004) determinou a relevância clínica da elaboração de uma *overdenture* mandibular implantossuportada, em uma infraestrutura fundida. Em um indivíduo do gênero feminino, com 65 anos de idade, apresentando mandíbula completamente desdentada e severa reabsorção do rebordo residual, foram inseridos quatro implantes do Sistema Enfils®, com HI na sua porção anterior. Após período de cinco meses, foi procedida uma sequência de procedimentos clínicos, os quais envolveram moldagem de transferência, obtenção de modelos e tomada da relação maxilomandibular, visando à montagem em articulador numa correta posição espacial. Uma infraestrutura com retentores, barra-clip e micro *o'ring* foi encerada e fundida em titânio. Uma vez instalada a prótese, pode-se concluir que a prótese total mandibular proporcionou maior retenção e estabilidade, devolvendo a função mastigatória e restabelecendo a autoestima do indivíduo.

MARKARIAN (2005) comparou, por meio das análises fotoelástica e dinâmica, a transmissão de forças após a ação de cargas sobre próteses unitárias implanto-suportadas em função dos materiais protéticos. Confeccionou-se um modelo

em resina fotoelástica com anatomia semelhante à região de pré-molares inferiores, contendo um implante de HI de 3,75 x 11,5 mm. Foram elaborados três tipos de próteses em materiais com rigidez decrescente: 1. metálica (alta rigidez); 2. resina composta (rigidez moderada) e 3. com um disco de EVA interposto com 2,5 mm (baixa rigidez). Por meio de um polariscópio circular, observou-se qualitativamente a tensão gerada no modelo durante a aplicação de forças axiais de 100N, em regime compressivo, sobre cada tipo de prótese. Para a análise dinâmica, uma modelagem física de cada um dos três sistemas implante/prótese foi confeccionada, a partir disto, uma representação matemática dos sistemas foi deduzida e resolvida, levando em consideração as propriedades mecânicas dos diferentes materiais testados, como o módulo de elasticidade (E), o coeficiente elástico (k) e a constante de amortecimento (c). Para representar uma carga mastigatória fisiológica, aplicou-se um pulso de força senoidal com duração de 0,25s e intensidade máxima de 100N. Observou-se na análise fotoelástica que após a aplicação de 100N, surgiram tensões na região apical e na cervical dos implantes, com intensidade e localização similares entre os três tipos de prótese. A análise dinâmica mostrou que a força de 100N aplicada na prótese foi totalmente transmitida ao implante instantaneamente. Os resultados das análises concordam entre si e mostram que não é possível amortecer as forças mastigatórias por meio dos materiais oclusais.

NAKAMURA (2005) avaliou o torque de afrouxamento de três tipos de parafusos de fixação de *abutment*. Foram formados seis grupos: grupos HE-TiS e HE-TiNS (implante e *abutment* de HE, parafuso de fixação de titânio, submetidos e não-submetidos ao ensaio); grupos HE-AuS e HE-Au NS (implante e *abutment* de HE, parafuso de fixação de ouro, submetidos e não-submetidos ao ensaio) e grupos HI-TiS e HI-TiNS (implante e *abutment* de HI, parafuso de fixação de titânio, submetidos e não-submetidos ao ensaio, respectivamente). Para a realização da ciclagem mecânica, foi desenvolvida uma máquina de ensaio cuja carga máxima aplicada foi de 120N em sentido axial, com deslizamento de 0,3 mm sobre a superfície oclusal da coroa e força de atrito de 28N a uma frequência de 60 ciclos/min durante 500.000 ciclos. O torque de apertamento inicial dos parafusos de fixação foi de 32N/cm. O torque de afrouxamento foi mensurado a cada 100.000 ciclos nos grupos submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica e a cada 24hs após o torque de apertamento nos

grupos não-submetidos ao ensaio. Dentro das condições experimentais, os resultados obtidos sugeriram que: os valores de destorção dos parafusos de fixação foram menores em todos os grupos submetidos ao ensaio; o destorção foi estatisticamente menor para os parafusos de titânio quando comparados os grupos HE-TiS (48% menor que o torque inicial) / HE-AuS (56% idem) e os grupos HE-TiNS (74%) / HE-AuNS (84,5%); o destorção dos parafusos de titânio também foi estatisticamente menor quando utilizados nos grupos HE-TiS (48%), comparados aos grupos HI-TiS (58%).

### **3. DISCUSSÃO**

O incontestável sucesso dos implantes osseointegrados utilizados como suporte nas restaurações totais, parciais ou unitárias tem sido amplamente reportado pelos estudos longitudinais de acompanhamento clínico dos diferentes sistemas disponíveis no mercado (SINGER, SERFATY, 1996; NORTON, 1997). Porém, a perda óssea marginal crônica ao redor das fixações é uma das limitações observadas, sendo proveniente da presença de concentração de tensões, resultantes de forças oclusais sobre a prótese, na interface implante-osso (HANSSON, 1999; CHUN, 2002; ÇEHRELI, IPLIKÇIOGLU, 2002). Essas concentrações próximas à crista óssea, juntamente com os ciclos mastigatórios, levariam a micro fraturas locais e, conseqüentemente, perda de tecido ósseo. Tal perda seria determinada pela magnitude das tensões, pelo tipo de implante utilizado e seu respectivo pilar (munhão) protético, e pela quantidade de tecido ósseo propriamente dito.

A conexão hexagonal externa que inicialmente foi desenvolvida para permitir a instalação de implantes unitários eficientes. Até então, a única forma de tratamento protético disponível eram as próteses totais fixas e, por isso, 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, como impedir a rotação da prótese. Este aspecto também é relevante na precisão da transferência da posição para o modelo de trabalho e a confecção de uma

adequada relação de contato com os dentes adjacentes, além de que o hexágono torna a interface implante-pilar mais resistente (CIBIRKA, 2001). Isso estimulou os fabricantes a desenvolverem maiores valores de torque sobre o parafuso, alterações nos materiais e no recobrimento dos parafusos, maior precisão no encaixe da interface implante-pilar e criação de novos desenhos.

Da mesma forma conexões hexagonais internas foram desenvolvidas com o objetivo de melhorar a adaptação entre os hexágonos e estabelecer uma interface mais estável, aumentando assim a resistência do implante e da prótese, reduzindo, conseqüentemente, complicações como afrouxamento ou fratura do parafuso de fixação. Neste tipo de conexão, o centro de fixação do parafuso é protegido pela altura do hexágono do pilar dentro do implante. Deste modo, as forças laterais são transmitidas diretamente às paredes do implante, criando uma menor tensão no parafuso e proporcionando melhor resistência às tensões cisalhantes na união. Contrariamente, na conexão externa os componentes de forças laterais são transmitidos ao parafuso de retenção no ponto onde o implante e pilar entram em contato, assim como na base de assentamento do implante, o que eventualmente pode causar afrouxamento ou fratura do parafuso (DIXON, 1995).

A adaptação e precisão dos componentes também têm sido relatadas como um aspecto importante na estabilidade da união implante-pilar. Alterações na consistência da fabricação dos componentes podem levar a implicações clínicas de diferentes magnitudes. O diâmetro da base do implante requer um tamanho consistente com mínimas variações com sua contraparte do pilar, já que diferenças podem resultar na formação de um espaço ou *fenda* (desadaptação entre as peças), o que possivelmente provocará uma invasão bacteriana, acúmulo de placa e uma resposta tissular adversa (BINON, 1995; VIGOLO et al., 2000). De acordo com BALFOUR e O'BRIEN (1995), o diâmetro hexagonal ou octogonal do implante e o pilar são componentes importantes na estabilidade da interface implante-pilar, já que o encaixe preciso destas áreas influencia diretamente na *liberdade rotacional* e, conseqüentemente na perda progressiva da tensão da condição de *pré-carga* do *parafuso*.

BINON (1996) propôs, com base nos ensaios de fadiga e *desadaptação* rotacional, que um diâmetro hexagonal com *média* menor que 0,015mm no conjunto proporcionará um resultado de união estável. Além disto afirma que a ocorrência de *desadaptação* entre os hexágonos pode levar a discrepâncias verticais e, conseqüentemente à deformação do parafuso de fixação durante o aperto, afetando a rigidez da união, a resistência à fadiga e a pré-carga, o que contribui para o *afrouxamento do parafuso*.

A altura da extensão do hexágono/octógono também tem sido relacionada à estabilidade da união anti-rotacional. Estudos de testes de resistência à torção, BALFOUR e O'BRIEN (1995), utilizando implantes de hexágono externo de 0,7mm de altura, octógono interno de 0,6mm e hexágono interno de 1,7mm demonstraram que o desenho da conexão pode afetar a resistência e durabilidade dos componentes, sendo que o *hexágono interno de 1,7mm* foi o mais efetivo, e o octógono interno de 0,6mm de altura o desenho menos resistente.

A *adaptação passiva* do pilar ao implante, ou do cilindro protético (coping) ao pilar, pode também influenciar na estabilidade do parafuso. Quando superfícies usinadas não se adaptam passivamente e o parafuso é apertado na tentativa de aumento do assentamento, isto provoca danos nas roscas internas, afrouxamento do parafuso, possível fratura e potencial perda do implante. Da mesma forma, os procedimentos de fundição, acabamento e polimento de pilares ou cilindros calcináveis têm um efeito deletério na produção da pré-carga no parafuso de fixação. Assim, o uso de componentes pré-fabricados torna-se recomendável para obter-se uma máxima pré-carga (BINON, 1995)

Outro aspecto a ser considerado na estabilidade da interface pilar-implante é o grau de liberdade rotacional entre os componentes. Uma correlação direta foi encontrada por BINON (1996) e, BINON e McHUGH (1996) entre a *desadaptação*

rotacional dos hexágonos do implante e pilar, e o afrouxamento do parafuso, de forma que quanto menor é a liberdade rotacional, maior será a estabilidade do parafuso.

Estudos longitudinais reportados na literatura apontam diferenças na distribuição de tensões sobre os implantes dentários com desenhos distintos. MERZ et al. (2000) evidenciaram maior tensão na conexão cônica (tipo cone Morse) transferida do *pilar ao implante*, sendo, assim, as roscas do parafuso submetidas a *reduzidos* níveis de tensão. Hansson (2003) relatou que a colocação de implante com junção cônica interna, 2mm acima da crista óssea, não diminui o nível de tensão sobre a interface implante-pilar. A distribuição de tensão foi avaliada por FORTUNA (2003) em três situações de carregamento, ou seja, imediato, precoce e tardio, tendo sido observada concentração máxima de tensão na região da conexão *pilar intermediário-implante* em todos os períodos avaliados.

MEIRELLES (2003) constatou concentração de tensão mais homogênea e reduzida na região do corpo do implante com *hexágono interno* em comparação ao *externo*, o qual apresentou valores superiores, inclusive na primeira rosca. Em adição, ÇEHRELI et al. (2004) referiram que a *junção* não parece ser um fator determinante na distribuição das tensões sobre os implantes dentários.



#### 4. CONCLUSÃO

Com base na literatura consultada podemos concluir que:

- Existe correlação direta entre o grau de liberdade rotacional , a estabilidade da interface pilar-implante, e o afrouxamento do parafuso
- A perda óssea marginal crônica ao redor das fixações é proveniente da presença de concentração de tensões, resultantes de forças oclusais sobre a prótese, na interface implante-osso.
- Há concentração de *tensão* mais homogênea e reduzida na região do corpo do implante de *hexágono interno* em comparação ao *externo*, promovendo assim, o implante HI, uma maior resistência e durabilidade do próprio implante e da prótese, principalmente no caso de implantes e próteses unitários.
- A concentração máxima de distribuição de tensão em implantes com carregamento imediato, precoce e tardia localiza-se na região da conexão pilar intermediário-implante.

Ficou claro que para uma manutenção ideal da pré-carga dos parafusos deve-se utilizar, sempre que possível, componentes pré-fabricados, evitando-se o uso de componentes calcináveis, bem como evitar-se procedimentos de fundição e acabamentos de pilares, incluindo-se aí, alívios internos de munhões para seu assentamento e encaixe forçado, perdendo, assim, a fundamental *passividade* dos componentes e próteses, com consequências nos seus parafusos;

Para minimizar o afrouxamento dos *parafusos*, o número de apertos nos procedimentos clínicos e laboratoriais antes da sua fixação final devem ser reduzidos;

Implantes tipo *cone-morse* e seus conectores são a tendência do mercado atual devido à suas grandes qualidades no que se refere à distribuição adequada de

forças, resistência e precisão do encaixe pilar/implante e pouca sobrecarga de seus parafusos.

É indispensável prevenir o fracasso do tratamento por meio de um planejamento adequado que facilite o estabelecimento da osseointegração, bem como a preservação da osseointegração já conseguida.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ABOYOUSSEF, H.; WEINER, S.; EHRENBURG, D. Effect of antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2000, 83(4):450-455.
2. ADELL, R.; ROCKLER, L.; BRANEMARK, I. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981, 10:387-416.
- 3 BALFOUR, A.; O'BRIEN, G. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 1995, 73(1):36-43.
4. BINON, P. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994, 9:48-63.
5. \_\_\_\_\_. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 1995, 8(2):162-178.
- 6 \_\_\_\_\_. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996, 9(2):149-160.
7. BINON, P.; MACHUGH, M. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996, 9(6):511-519.
8. BINON, P. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000, 15(1):76-94.
9. BOGGAN, S. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999, 82(4):436-440.
10. BORNSTEIN MM, Cionca N, Mombelli A. Systemic conditions and treatments as risks for implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009; 24 Suppl:12-27
11. BRÄNEMARK, P.; ZARB, G.; ALBREKTSSON, T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence, 1985.

12. BURGUETE, R. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994, 71(6):592-599.
13. CANNIZZARO G, Leone M. Restoration of partially edentulous patients using dental implants with a microtextured surface: A prospective comparison of delayed and immediate full occlusal loading. *Int J Oral Maxillofac Imp.* 2003; 18: 512-522
14. ÇEHRELI, MC.; AKÇA, K.; IPLIKÇIOĞLU, H. Force transmission of one and two piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. *Clin Oral Impl Res* 2004, 15(4):481-489.
15. ÇEHRELI, MC.; IPLIKÇIOĞLU, H. *In vitro* strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. *Implant Dent* 2002, 11(3):286-292.
16. CIBIRKA, R. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001, 85(3):268-275.
17. CHUN, HJ. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite elements analysis. *J Oral Rehabil* 2002, 29(6):565-574.
18. DIAS, R. Precisão de adaptação e ajuste horizontal de abutments unitários em sistemas de implantes de hexágono externo. 2001. 204 p. Dissertação [Mestrado] – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2001.
19. DIXON, D. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent* 1995, 74(3):270-278.
20. DONOS N, Hamlet S, Salvi GE, Huynh-Ba G, Bosshardt DD, Lang NP & Ivanovski S. Comparison of gene expression profiling between hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. *Clin Oral Implants Res.* 2011; 22: 426-423
21. FINGER, IM.; CASTELLON, P.; ELIAN, N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003;8(15):625-634.
22. FORTUNA, CB. Análise em elementos finitos do comportamento biomecânico de um implante unitário, do tipo hexágono interno, submetido à aplicação de carga imediata, precoce e tardia. 2003. p. 115. Dissertação [Mestrado] – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2003.
23. FRAGOSO, WS.; HENRIQUES, GEP.; MESQUITA, FM. et al. Reabilitação estética e funcional com overdenture implanto-retida: relato de caso. *Odontol Clín Cient* 2004, 3(3): 217-225.

24. GALLI F, Capelli M, Zuffetti F, Esposito M & Testori T. Immediate non-occlusal vs early loading of dental implants in partially edentulous patients: a multicentre randomized clinical trial. Peri-implant bone and soft tissue levels. *Clin Oral Imp Res*. 2008; 19: 546-552.
25. GRATTON, D.; AQUILINO, S.; STANFORD, C. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001, 85(1):47-52.
26. GROSS, M.; KOZAK, D.; LAUFER, BZ. et al. Mual closing torque in five implant abutment systems: an in vivo comparative study. *J Prosthet Dent* 1999, 81(5):574-578.
27. HAACK, J. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995, 10(5):529-536.
28. HANSSON, S. The implant neck: smooth or provided with retention elements: a biomechanical approach. *Clin Oral Impl Res* 1999, 10(5):394-405.
29. HOYER, S. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hextype implants. *J Prosthetic Dent* 2001, 85(6):599-607.
30. IVANOVISK, Hamlet S, Salvi GE, Bosshardt DD, Lang N, P & Donos N. Gene expression on modified implant surfaces during osseointegration in man. *Clin Oral Imp Res*. 2011; 22: 424-432
31. JAARDA, M.; RAZZOOG, M.; GRATTON, D. Ultimate tensile strength of five interchangeable prosthetic retaining screws. *Implant Dent* 1996, 5:16-19.
32. JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *J Oral Maxillofac Implants* 1991, 6(3):270-276.
33. KALLUS T.; BESSING C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prosthesis supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994, 9(2):169-178.
34. LANG, LA.; WANG, R.; MAY, KB. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *J Prosthet Dent* 2002, 87(1):74-79.
35. MARKARIAN, RA. Biomecânica da transmissão de cargas a implantes unitários em função dos materiais protéticos: análise fotoelástica e dinâmica. 2005. p.

107. Dissertação [Mestrado] - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.
36. MARTIN, W. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthetic Dent* 2001, 86(1):24-32.
37. MEIRELLES, LA. Análise fotoelástica da distribuição de tensões em implantes cilíndricos rosqueados com hexágo externo e interno. 2003. p. 73. Dissertação [Mestrado] – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2003.
38. MERZ, B.; HUNENBART, S.; BELSER, M. Mechanics of the implant abutment connection: an 8 degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000, 15(4):519-526.
39. MEYER, K. Análise comparativa da precisão e compatibilidade entre componentes de sistemas de implantes nacionais e estrangeiros. 2000, p. 35. Dissertação [Mestrado] – Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2000.
40. MICHALAKIS, K.; PISSIOTIS, A.; HIRAYAMA, H. Cement failure loads of 4 provisional agents used for the cementation of implant fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000, 15(4):545-549.
41. NAKAMURA, LH. Estudo comparativo do afrouxamento de diferentes parafusos de fixação de abutments em implantes de hexágono externo e interno, após o ensaio de ciclagem mecânica. 2005, p. 117. Dissertação [Mestrado] – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.
42. NORTON, MR. In vitro evaluation of the strength of a internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implant Res* 1997, 8(2):91-99.
43. RENOULARD F, Rangert B. Fatores de risco em implantodontia: Análise clínica simplificada para um tratamento previsível. 2.ed. São Paulo: Quintessence; 2008.
44. SAKAGUCHI, R.; BORGERSEN, S. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995, 10(3):295-302.
45. SINGER, A.; SERFATY, V. Cement-retained implant supported fixed partial dentures: a 6 month to 3 year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996, 11:645-649.

46. SOUSA MA, Takamori ER, Lenharo A. Influência dos principais fatores de risco no sucesso de implantes osseointegrados. *Innov implant J Biomater Esthet.* 2009; 4(1): 46-51
47. TAVAREZ, R. Torque e destorque em 4 diferentes tipos de parafusos utilizados em proteses sobre implantes. *Rev Pesq Odontol Bras* 2002, 2(1):64-70.
48. TAYLOR, TD.; AGAR, JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2002, 88(6):89-95.
49. VIGOLO, P.; MAJZOUB, Z.; V.; CORDIOLI, G. Measurement of the dimensions and abutment rotational freedom of gold machined 3i UCLA type abutments in the as-received condition, after casting with a noble metal alloy and porcelain firing. *J Prosthet Dent* 2000, 84(5):548-553.
50. WEISS, E.; KOZAK, D.; GROSS, M. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment implants systems. *J Prosthet Dent* 2000, 84(2):194-199.
51. WIE H. Registration of localization, occlusion and occluding materials for failing screw joints in the Brånemark implant system. *Clin Oral Implant Res* 1995, 6(1):47-53.