

CIODONTO
Especialização em Implantodontia

Maurício Gargiulo Santiago

**A INFLUÊNCIA DA DESADAPTAÇÃO DAS ROSCAS
INTERNAS DO IMPLANTE X ROSCA DO PARAFUSO DOS
ABUTMENTS NA PERDA DO TORQUE**

São Paulo

2009

São Paulo, 2009

Maurício Gargiulo Santiago

A INFLUÊNCIA DA DESADAPTAÇÃO DAS ROSCAS INTERNAS DO IMPLANTE X
ROSCA DO PARAFUSO DOS ABUTMENTS NA PERDA DO TORQUE

Monografia apresentada a CIODONTO, como
requisito parcial para obtenção do Título de
Especialista em Implantodontia

Professor Orientador: Fábio Shiniti Mizutani

São Paulo, 2009
Maurício Gargiulo Santiago

A INFLUÊNCIA DA DESADAPTAÇÃO DAS ROSCAS INTERNAS DO IMPLANTE X
ROSCA DO PARAFUSO DOS ABUTMENTS NA PERDA DO TORQUE

Monografia apresentada a CIODONTO, como
requisito parcial para obtenção do Título de Especialista
em Implantodontia à comissão julgadora da CIODONTO.

Aprovada em ____/____/____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Fabio Shiniti Mizutani

CIODONTO

Prof. Dr. Dario Paterno Junior

CIODONTO

Prof^a Andrea Beder

CIODONTO

Dedicatória

A todos que de alguma forma contribuíram pela minha formação acadêmica, em especial aos meus pais e irmão.

Agradecimento

A toda equipe da CIODONTO e NEO, em especial ao meu orientador Professor Doutor Fabio Shiniti Mizutani, ao Professor Doutor Dario Paterno Junior, à Professora Andrea Beder e aos meus colegas de Especialização, que se tornaram amigos, companheiros e parceiros de trabalho.

Às empresas Titanium Fix, Bionnovation e De Bortolli pelo fornecimento de material, em especial à equipe da empresa Titanium Fix por contribuir de forma significativa no estudo, efetuando os cortes nas amostras.

À minha família, Ana Paula e amigos pelo auxílio, compreensão e incentivo em mais esta etapa conquistada em minha vida profissional.

Resumo

A presente pesquisa tem como objetivo esclarecer um dos diversos fatores envolvidos no fenômeno de afrouxamento dos parafusos em prótese sobre implante. Nessa pesquisa foi analisada a desadaptação das roscas internas do implante com as espiras do parafuso que prende o componente protético. Considerando esse fator, foi feita uma comparação com três marcas distintas sendo todas elas com hexágono externo, tendo a finalidade de mostrar que existe grande diferença de adaptação entre elas. Por conclusão, pode-se dizer que além dos fatores já vistos como pré-carga inadequada, carga excessiva, entre outros, a desadaptação também pode resultar em afrouxamento dos parafusos protéticos.

Palavras chave: Afrouxamento de parafuso, desadaptação, pré-carga.

Abstract

This research aims to clarify one of several factors involved in the phenomenon of loosening the bolts on prosthetic implant. In this study we analyzed the misfit of the internal threads of the implant with the turns of the screw that holds the prosthetic component. Considering this factor, a comparison was made with three different brands and all of them with hexagonal, with the purpose of showing that there is great difference in fit between them. In conclusion, it can be said that besides the factors already seen as inadequate pre-load, excessive load, among others, the misfit can also result in loosening of the retaining screws.

Keywords: Loosening of screw misfit, pre-load.

Lista de Ilustrações

1: Implante da marca De Bortolli (grupo 1) aumentado em 15 vezes	45
2: Implante da marca Titanium Fix (grupo 1) aumentado em 15 vezes	45
3: Implante da marca Bionnovation (grupo 1) aumentado em 15 vezes	46
4: Implante da marca De Bortolli (grupo 2) aumentado em 15 vezes	46
5: Implante da marca Titanium Fix (grupo 2) aumentado em 15 vezes	47
6: Implante da marca Bionnovation (grupo 2) aumentado em 15 vezes	47

Lista de Tabelas

1: Representação quantitativa referente ao número de espiras de cada implante e o número de espiras desadaptadas observadas após aumento de 15 vezes 48

Lista de Gráficos

1: Grupo 1 – Quantidade de espiras em contato e quantidade de espiras desadaptadas	48
2: Grupo 2 - Quantidade de espiras em contato e quantidade de espiras desadaptadas	49
3: Comparação de quantidade de espiras desadaptadas entre os grupos	49
4: Percentual de espiras adaptadas por marca	50
5: Percentual de espiras desadaptadas por marca	50
6: Média estatística das desadaptações dos parafusos	51

Sumário

Introdução	11
Revisão de Literatura	14
Proposição	42
Materiais e Métodos	43
Experimento	44
Resultados	48
Discussão	52
Fatores relacionados aos parafusos	52
Fatores relacionados ao torque e pré-carga	56
Fatores relacionados ao tipo de conexão e pilares	60
Fatores relacionados ao desajuste e fundição	63
Outros fatores envolvidos	64
Conclusão	67
Referências Bibliográficas	68

Introdução

O sucesso da terapia de implante exige um equilíbrio dinâmico entre os fatores biológicos e mecânicos. Os fatores biológicos são considerados multifatoriais, entretanto a falência mecânica tem sido associada com a instabilidade da junta parafusada entre o *abutment* e o implante. Durante o apertamento do parafuso de fixação do *abutment* uma força compressiva é gerada, mantendo contato entre a plataforma e a base do implante. O sucesso desta junta parafusada está diretamente relacionado ao estiramento do parafuso de fixação do *abutment*, ou seja, à pré-carga alcançada, por meio do torque de apertamento, e sua manutenção. Pré-carga é uma força mensurável conveniente para a obtenção de uma tensão desejada. Quando muito pequena pode haver separação da junção e desencadear falha por fadiga do parafuso ou afrouxamento. Quando muito grande pode causar falha do parafuso ou deformação das roscas (MCGLUMPHY et al. 1998).

Múltiplos são os fatores que podem resultar em instabilidade da junta parafusada: pré-carga inadequada, desenho da prótese ou do parafuso pobre de adaptação do componente protético, sedimentação de superfícies microrugosas e carga excessiva. A junção das partes é mantida enquanto a força de compressão de união é maior do que as forças de separação aplicada, ou seja, o parafuso tende a desenroscar quando a resistência friccional criada pela pré-carga é superada por cargas excêntricas (MCGLUMPHY et al. 1998).

A falência do parafuso de fixação da junta *abutment*/implante ocorre em dois estágios. O primeiro estágio consiste da carga funcional externa que gradual e efetivamente desgasta a pré-carga. Quanto maior a pré-carga da junta, maior a

resistência ao afrouxamento e maior à estabilidade da mesma. Eventualmente, uma carga severa excede a pré-carga do parafuso de fixação e o torna instável. No segundo estágio de afrouxamento, a carga externa rapidamente desgasta a pré-carga restante, com conseqüente vibração e micromovimentos, levando ao afrouxamento do parafuso. Para DUARTE et al. (2005), o torque pode ser definido como a força aplicada a um objeto com a finalidade de torcê-lo. O objetivo do aperto da conexão parafusada é promover uma pré-carga ótima, que maximizará o tempo de fadiga, enquanto proporciona um razoável grau de proteção contra o afrouxamento.

Clinicamente, as restaurações implantosuportadas estão continuamente sujeitas às forças de separação da junta parafusada. Essas forças incluem os contatos cêntricos, excêntricos, excursivos, interproximais, cantiléveres, e estruturas não passivas, que causariam mudanças na pré-carga dos parafusos de *abutment*, podendo resultar em afrouxamento dos parafusos.

Alguns autores (GOODACRE et al. 1999; BINON 1996) descrevem que a pré-carga é influenciada por determinados fatores, tais como: o material utilizado na fabricação dos componentes protéticos e seus parafusos, a adaptação dos componentes protéticos à plataforma do implante, o torque de parafusamento aplicado ao parafuso protético, a textura da superfície dos componentes e a resistência dos materiais à fadiga.

Fabricantes de diferentes sistemas têm se mostrado sensíveis ao problema, desenvolvendo e colocando no mercado parafusos que supostamente minimizariam os índices de afrouxamento. Dessa forma, o comportamento desses novos

parafusos precisa ser avaliado com uma metodologia consistente que permita estabelecer comparação entre parafusos com características diferentes.

Tendo em vista a grande casuística dos eventos de desaparafusamento, o objetivo do trabalho é quantificar através de MEV (Microscopia Eletrônica de Varredura) a desadaptação dos parafusos após o torque.

A literatura é farta no sentido de estudar a perda da pré-carga influenciada pela desadaptação do componente X espelho do implante e pelo sistema anti-rotacional (hexágono), assim como as influências das cargas oclusais.

Todavia, o estudo da desadaptação das roscas internas dos implantes X parafusos de fixação, particularmente, não é encontrada.

Acreditamos que tal desadaptação tenha influência na perda da pré-carga e que o intercâmbio entre os fabricantes deva aumentar a perda do contato parafuso X implante com conseqüente afrouxamento do mesmo.

Revisão de Literatura

PATTERSON, 1992 (apud Tavares, 2003 p.10), desenvolveram um método para calcular a resistência à fadiga dos componentes parafusados em sistema de prótese fixa sobre implantes. Relataram que a ausência de adaptação passiva faz com que as superfícies dos componentes não entrem em contato quando a pré-carga é aplicada, dessa forma o parafuso passa a receber toda a carga, tendo seu tempo de fadiga reduzido. Para prever a sobrevivência de um componente à fadiga, a distribuição de tensão naquele componente deve ser determinada, e este depende das cargas que estão sendo aplicadas ao componente. Segundo os autores, quando o parafuso é apertado, uma pré-carga é produzida no parafuso e isso induz a uma tensão compressiva nos componentes e, quando cargas externas são aplicadas aos componentes unidos, produzem um relaxamento da tensão compressiva e parte desta aumenta a tensão no parafuso. Observaram que existem duas áreas principais de concentração de tensões nos parafusos, nas quais provavelmente se inicia a fadiga e conseqüentemente a falha; a primeira está entre a haste e a cabeça do parafuso; esta concentração é uma conseqüência do raio e o diâmetro da curvatura. A segunda área onde existe alta concentração de tensão é na primeira rosca do parafuso; esta é conseqüência da geometria da rosca que produz uma concentração da carga na primeira rosca. Em seu estudo, utilizando os princípios de engenharia mecânica sobre um modelo, afirmaram que quando uma prótese total fixa é construída de forma precisa sobre suficientes implantes eqüidistantes, a resistência à fadiga do parafuso do pilar pode chegar até 20 anos, porém esta pode ser reduzida drasticamente quando as condições de tensão e carga não são satisfatórias. Concluíram que, devido à possibilidade de incorporar erros nos

diferentes procedimentos, é necessário que os parafusos estejam apertados ao máximo, aumentando dessa forma o tempo de vida útil dos mesmos e para que isso ocorra, recomendam a aplicação de torque apropriado.

BREEDINH et al., 1993 (apud TAVARES, 2003, p.15), procuraram determinar o torque necessário para afrouxamento do parafuso do pilar em restaurações sobre implantes unitários após função simulada. Compararam três diferentes combinações pilar/implante em dois diferentes períodos de tempo. Um selante adesivo também foi testado para determinar seu efeito no torque necessário para afrouxar os parafusos sob as mesmas condições experimentais. As combinações testadas foram (1) implante calcitek integral omnilock (calcitek); (2) implante bio-vent com hexágono interno e pilar anti-rotacional hexlock (dentsply/core/vent); e (3) implante minimatic com hexágono externo e pilares anti-rotacionais unitários do mesmo sistema. Sobre cada pilar foi encerado um dente com forma de pré-molar, reproduzindo-se dez réplicas para cada sistema, os quais foram fundidos em liga metálica. Os implantes foram fixados em blocos de resina acrílica autopolimerizável com auxílio de um delineador e com um mínimo de 24 horas os parafusos de um grupo pré-teste, constituídos de quatro combinações pilar/implante de cada sistema. Foram apertados com um torque de 22,6Ncm utilizando um torquímetro (tohnichi); esta medida foi realizada novamente após dez minutos, e o torque necessário para afrouxar os parafusos foi registrado dois minutos após o aperto, sendo que esta medida foi utilizada como grupo controle. Três grupos foram analisados, observando-se a diferença entre os valores de torque de afrouxamento do grupo pré-teste e os valores de torque de afrouxamento de cada grupo. No grupo 1 constituído de cinco combinações de cada sistema, os parafusos foram apertados como no grupo pré-teste, em cada pilar uma coroa foi cimentada com um cimento

resinoso; uma hora após a cimentação, uma força de 6Kg foi aplicada para cada coroa e foram geradas forças laterais e verticais simulando as forças intra-orais; cada amostra recebeu 16.667 ciclos em 3,25 horas; após a aplicação dessa força foi registrado o torque necessário para afrouxar o parafuso, sendo as medidas comparadas ao grupo pré-teste. O grupo 2 também foi constituído de cinco amostras de cada sistema, a diferença com o grupo anterior foi que um adesivo (Ceka Bond) foi aplicado antes do aperto do parafuso do pilar, após isto os mesmos procedimentos do grupo anterior foram realizados. O grupo 3 foi constituído de cinco amostras de cada sistema, nas quais o adesivo tinha sido aplicado. Neste grupo as amostras foram submetidas a 100.002 ciclos ou 19,5 horas e como nos grupos anteriores, registrado o torque necessário para o afrouxamento dos parafusos. Os resultados encontrados mostram que: O sistema *Calcitek omnilock* com octógono interno e o sistema *minimatic* com hexágono externo, não exibiram diminuição significativa, no torque necessário para afrouxar os parafusos após os testes de cargas cíclicas de 16.667 e 100.002 ciclos. O sistema *Core-vent* com hexágono interno exibiu diminuição significativa no torque necessário para o afrouxamento dos parafusos após os testes de carga cíclica. O adesivo não aumentou significativamente o torque necessário para o afrouxamento dos parafusos nos sistemas *calcitek* e *minimatic*. Quando o adesivo foi utilizado no sistema *Core-vent* foi necessário um torque significativamente maior para afrouxar os parafusos.

Num estudo de SHUTTER, 1994 apud TAVARES, 2003 p.15, afirmou que o parafuso deve ser considerado como parte importante do desenho da supra-estrutura dos implantes e não como um elemento isolado, acreditando que os problemas relacionados a estes envolvem a qualidade e desenho da conexão entre o implante e o pilar. Segundo ele a utilização de um parafuso cônico de oito graus

em conjunção com 2mm de roscas elimina a rotação do pilar através de uma adaptação da fricção mecânica. Nesta conexão cônica, micromovimentos nas roscas são eliminados não existindo a transmissão de uma carga funcional nas roscas, já que a precisão da conexão cônica absorve as vibrações. Afirma ainda que entre o torque de aperto e o torque de afrouxamento está a diferença principal. Segundo ele, no desenho do parafuso tradicional o torque de afrouxamento é 10% menor que o torque de aperto, enquanto que no parafuso cônico o torque de afrouxamento é 10 a 20% maior que o torque de aperto. Quando estes parafusos foram testados com 50Ncm e com uma carga de 200N, o torque de afrouxamento foi de 51Ncm e depois de 2.000.000 de ciclos foi de 56Ncm, o que significa a inexistência de afrouxamento. No caso de parafusos com desenhos convencionais, o torque de afrouxamento foi de 36Ncm depois de 500.000 ciclos, e 27Ncm depois de 2.000.000 de ciclos, sendo estes apertados a 50Ncm, o que sugere micromovimentos e tendência ao afrouxamento do parafuso. Um outro aspecto discutido é sobre o parafuso oclusal: quando este é de titânio de 2mm de diâmetro, pode ser conseguido um maior momento de afrouxamento que com o parafuso de ouro com diâmetro menor, sendo o mesmo princípio de conexão cônica aplicada no parafuso do pilar.

DIXON et al. (1995) conduziram um trabalho comparativo com 3 sistemas de implantes de diferentes fabricantes, determinando a flexão do complexo pilar/implante durante a aplicação de forças e a quantidade de torque necessário para afrouxar o parafuso do pilar. Neste estudo, utilizaram implantes de hexágono externo, hexágono interno e octógono interno, nos quais foram fixados pilares retos e angulados, sobre os quais coroas de 10mm de altura foram confeccionadas e cimentadas. Cargas cíclicas foram aplicadas por 4,63 horas (16.667 ciclos) a 4mm do centro do implante, utilizando-se uma máquina de ensaio de fadiga desenvolvida

para o experimento. Os parafusos foram apertados com um de dois dispositivos de torque disponíveis, Tohnichi BTG-A e Torque Dyne, com um torque de 29Ncm. Os resultados não mostraram diferenças estatisticamente significantes 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 hexágono externo, de 1,62Ncm no sistema de octógono interno e 5,58Ncm no sistema de hexágono interno.

BINON (1996), desenvolveu uma linha de pesquisa para determinar a influência da liberdade rotacional entre o hexágono do intermediário e o hexágono do implante na estabilidade o parafuso de conexão. Para isso, uma série de intermediários com dimensões crescentes do hexágono interno foram submetidas à carga de 133N a uma frequência de 1.150 ciclos por minuto até a falha da conexão, a qual foi determinada pelo afrouxamento do parafuso. Para o estudo foram confeccionados 50 intermediários tipo UCLA, em forma cônica com 8mm de altura e 8mm de diâmetro na sua porção mais superior. Cinco grupos de 10 intermediários foram confeccionados com medida do hexágono interno com variações crescentes. A liberdade rotacional de cada grupo foi verificada antes da aplicação de carga. Após a análise da liberdade rotacional, os intermediários foram parafusados com parafusos confeccionados com liga de titânio grau três, a um torque de 30Ncm utilizando um torquímetro. As amostras foram então fixadas na máquina de ensaio especialmente desenvolvida para o teste e submetidas à carga cíclica até a falha da conexão. Os resultados mostraram que existe uma correlação direta entre a liberdade rotacional e o afrouxamento dos parafusos. Quanto menor a liberdade rotacional, mais resistente é a conexão e menor é a probabilidade de afrouxamento dos parafusos. Nos grupos com desajuste rotacional inferior a dois graus, apresentou uma maior resistência ao

afrouxamento (média de 6,7 milhões de ciclos), cerca de 26% maior que a resistência apresentada pelos grupos com desajuste rotacional superior a dois graus. Além disso, os sete grupos com liberdade rotacional maior que 5° apresentaram um comportamento semelhante, com falha dos parafusos ocorrendo entre 2,5 e 1,1 milhões de ciclos, ou seja, uma redução de 63% quando comparado ao grupo com menor liberdade rotacional. O autor concluiu que a presença do hexágono aumenta significativamente a resistência ao afrouxamento dos parafusos e que a eliminação do desajuste rotacional resultou em uma conexão mais rígida e mais resistente ao afrouxamento.

Ainda em 1996, BINON e MCGLUMPHY avaliaram o efeito da eliminação do desajuste rotacional da interface pilar/implante na estabilidade do encaixe parafusado. Dez implantes 3,75 de diversos comprimentos e cinco diferentes tamanhos de hexágono (diversos fabricantes) foram divididos em dois grupos de acordo com pilar utilizado: pilar ucla com cinta pré-usinada em ouro, com liberdade rotacional de 3 a 5° e pilar ucla plástico, com 0,0 a 0,5° de desajuste, ambos com seus respectivos parafusos de titânio. Os cilindros foram fundidos em liga nobre de ouro-prata-paládio. Os cilindros fundidos a partir do padrão plástico foram submetidos à alteração por retificador, alterando o hexágono de acordo com os cinco tamanhos de hexágono selecionados. Já os cilindros com cinta pré-usinadas foram encaixados aos implantes sem modificações após as fundições. Os pilares foram apertados com 20 e 30Ncm em dois estágios e submetidos a cargas cíclicas. Quando submetidos ao torque de 20Ncm os pilares reconicionados apresentaram apenas uma falha por fratura do implante, que foi prontamente substituído, e todos os parafusos permaneceram apertados por todo o ciclo (um milhão de ciclos); já os pilares pré-usinados com tamanho de hexágonos não compatíveis com os

hexágonos dos implantes, apresentaram perda de torque em todos os parafusos em uma média de 357.162 ciclos. Com o torque de 30Ncm os pilares reconicionados sofreram duas falhas, sendo uma a 4,4 x 10 ciclos com fratura do implante e outra a 9,5 x 10 ciclos com perda de torque, já os demais não sofreram falhas. Os pilares pré-usinados apresentaram fraturas nos implantes a 290 mil e 3,4 x 10 ciclos, perda de torque a 2,4 x 10 ciclos e 7,9 x 10 ciclos e fraturas do parafuso e implante a 6,5 x 10 ciclos.

BALSHI et al. (1996), apresentaram uma avaliação de três anos comparando utilização de um e dois implantes na reposição de um molar. O grupo um foi composto de 22 pacientes tratados com um único implante e o grupo dois possuía 24 pacientes que receberam dois implantes. Um implante foi perdido no primeiro ano de função e, entre o segundo e terceiro ano 100% dos implantes continuaram estáveis, resultando em uma taxa de sucesso cumulativo de 99% para os três anos. A perda óssea marginal entre o primeiro e o terceiro ano foi de 0,1 mm para o grupo de um implante e de 0,24 mm para o grupo de dois implantes, sendo estatisticamente diferente. Os autores acreditaram que maior perda óssea no grupo dois possa ser atribuída à dificuldade de acesso para a higienização no espaço entre os implantes, embora as observações clínicas e o índice de sangramento não tenham contribuído com essa afirmação. No total, 48% das próteses no primeiro grupo apresentaram fratura ou afrouxamento dos parafusos, e apenas 8% no grupo dois. O problema de afrouxamento foi mais freqüente no intermediário *Interlocking Standard*, que apresentou cinco episódios de afrouxamento nos três intermediários. Um dos dois pilares UCLA e um dos oito pilares *Single Tooth* também apresentaram afrouxamento, mas todos os oito intermediários *CeraOne* permaneceram estáveis. Os autores ressaltaram que esses resultados claramente demonstram o potencial de

problemas associados ao afrouxamento dos parafusos em próteses unitárias quando é utilizado intermediário desenvolvido para próteses fixas, como é o caso do *Interlocking Standard*, assim como confirma o melhor desempenho dos intermediários *CeraOne* especialmente desenvolvidos para elementos isolados. Os autores ressaltaram ainda que o afrouxamento dos parafusos possa ser um indicativo de sobrecarga, e que ao aumentar a resistência da conexão podem-se induzir mais estresses à interface implante/osso. Assim, o conceito de utilizar dois implantes na reposição de um molar parece ser biomecanicamente mais vantajoso, não apenas por diminuir o número de problemas mecânicos, mas por reduzir os estresses na interface.

CARR; BRUNSKI; HURLEY (1996) avaliaram a pré-carga obtida com cilindro de ouro (controle) e com infra-estruturas metálicas obtidas a partir de cilindro de ouro e de cilindros plásticos. A influência do acabamento e polimento realizado nas infra-estruturas também foi avaliada. A pré-carga foi obtida com três sensores colados ao redor de um pilar convencional (Nobelbiocare) quando o parafuso era apertado a 10Ncm utilizando-se um torquímetro. Foram realizados 15 medidas e um parafuso de ouro foi utilizado para cada cilindro avaliado. A maior pré-carga foi obtida para o grupo controle, 321N. As infra-estruturas metálicas obtidas a partir dos cilindros de ouro usinados apresentaram pré-carga de 313N a 277N (cilindros Nobelbiocare) e 277N (cilindro 3i), e de 245N a 180N para as infra-estruturas metálicas obtidas a partir dos cilindros plásticos. O acabamento utilizando apenas o retificador e o acabamento com retificador mais o polimento com pastas abrasivas trouxeram melhora significativa na pré-carga nos cilindros metálicos obtidos a partir dos cilindros plásticos. A pré-carga obtida com cilindros metálicos da empresa Nobelbiocare foi significativamente superior à pré-carga obtida com os cilindros da

empresa 3i. O procedimento de fundição independente do cilindro utilizado (plástico ou metálico) resultou em pré-carga inferior ao grupo controle.

SCHULTE, 1997 et al. (apud KANO, 2004, p.36), conduziram um estudo para avaliar a capacidade de retenção dos parafusos de nove sistemas de implantes. Foram testadas três amostras de cada sistema. Os parafusos de retenção foram apertados a 30Ncm usando um torquímetro digital. O destorque foi registrado três vezes para cada amostra após 10 minutos, 20 minutos e 24 horas após o torque. Não houve diferença no destorque em relação ao tempo aplicado e variou de 80% a 93% para todos os grupos estudados. Houve uma diferença significativa entre os sistemas estudados para os parafusos dos pilares, mas não para os parafusos protéticos. O destorque foi significativamente maior para os parafusos dos pilares que para os parafusos protéticos. Os resultados sugeriram que uma máxima retenção pode ser obtida quando for selecionado um sistema com 30Ncm e que permita eliminar o parafuso protético.

MCGLUMPHY et al. (1998), descreveram uma explicação clara da mecânica de funcionamento do parafuso e descreveram ainda o mecanismo de afrouxamento dos parafusos. Segundo os autores os parafusos afrouxam porque as forças que tentam separar as partes unidas são maiores que as forças que mantêm as partes unidas. As forças que tentam separar as partes são chamadas de forças de separação; e as que unem são chamadas de aperto. Desta forma existem dois fatores envolvidos para manter os parafusos apertados: maximizar as forças de aperto e minimizar as forças de separação. Para conseguir uma união segura, os parafusos devem ser tencionados para produzir uma força de aperto maior que a força externa que tenta separar a união. No desenho do parafuso de união rígida, o mais importante do ponto de vista funcional é a força de aperto inicial desenvolvida

pelo aperto do parafuso. A resistência da união é mais afetada pela força de aperto que pela resistência a tensão dos parafusos. A força de aperto é proporcional à força de torque. Um torque baixo pode permitir a separação da união e resultar em fadiga ou afrouxamento do parafuso. Um torque maior pode causar falha do parafuso ou desgaste das roscas. Quando o torque é aplicado, desenvolve uma força dentro do parafuso chamada de pré-carga, que é a carga inicial do parafuso em tensão. Esta força de tensão no parafuso é igual à força de aperto em magnitude. Para os autores, a pré-carga é determinada pelos seguintes fatores: torque aplicado, liga do parafuso, desenho da cabeça do parafuso e liga do pilar. Afirmaram ainda que o torque ideal para ser aplicado aos parafusos é equivalente a 75% do necessário para causar a sua fratura, pois dessa forma haveria uma otimização da pré-carga.

WEIS et al. (2000) avaliaram as mudanças nos valores de destaque após apertos repetitivos dos parafusos, em uma análise intra e entre sistemas. Considerando que durante os procedimentos clínicos e laboratoriais os parafusos dos intermediários são repetidamente apertados, podendo sofrer desgastes e diminuição da fricção entre os componentes e, portanto, produzir uma menor pré-carga. A interface implante/pilar de diferentes empresas foi avaliada: (1) cônico de 7° (ITI); (2) cônico com intermediário reto (Alpha Bio); (3) interface tipo spline (Sulzer Calcitek); (4) interface plana com intermediário fixo (Sulzer Calcitek); (5) octógono interno com intermediário fixo Omniloc (Sulzer Calcitek); (6) hexágono externo com intermediário reto (Sterioss); (7) hexágono externo com intermediário convencional (Nobelbiocare). Cada implante era fixado a um torquímetro e o intermediário parafusado a um toque de 20Ncm por um operador, utilizando chaves manuais. Após um período de descanso de 10 segundos, o parafuso era afrouxado e o valor de destorque registrado por um segundo operador. Esse procedimento foi repetido

200 vezes. Os resultados mostraram uma redução gradual do valor de destorque para os sete grupos avaliados. A porcentagem de perda de torque foi calculada pela subtração do valor médio de destorque do valor de aperto (20Ncm), dividido pelo torque de aperto vezes 100 ($\times 100$). A porcentagem de perda de torque variou de 3% a 20% no destorque, 3 % a 31% após cinco destorques (média dos 10 primeiros ciclos de torque e destorque), e 4,5% a 36% após 15 destorques (média dos 30 primeiros ciclos de torque e destorque). Diferenças significativas foram encontradas entre os sistemas estudados, sendo que três sistemas de implantes mantiveram maiores valores de destorque (ITI, Alpha-Bio e Spline). Sistemas novos, sem componentes friccionais, além da fricção entre as roscas do parafuso exibiram uma considerável perda imediata no valor de torque, variando de 11% a 24% do torque de aperto. Os valores de destorque continuaram a diminuir para todos os sistemas progressivamente até o ciclo 200, indicando uma diminuição da resistência ao afrouxamento. Os autores recomendaram a redução dos ciclos de aperto e afrouxamento dos parafusos durante os procedimentos clínicos e laboratoriais para manter um adequado torque de retenção.

BINON, 2000 (apud KANO, 2004, p.47) avaliou a estabilidade da interface pilar/implante em implantes com conexões tipo hexágono externo. O conceito de uma conexão parafusada foi apresentado em relação ao toque e a pré-carga e aos fatores que afetam a estabilidade da conexão: rugosidade da superfície, acomodamento das superfícies de contato, interação elástica, fricção, temperatura, fluídos corrosivos, dobramento, desadaptação, falta de alinhamento entre os componentes, vibração, forças cíclicas, fadiga, desenho dos parafusos, proteção dos parafusos e compatibilidade dos parafusos. Em relação ao torque, apenas cerca de 10% do torque aplicado é usado para manter a estabilidade da conexão, o restante é

perdido pela ficção e por qualquer componente que possa impedir adequado assentamento entre os componentes como desajustes e falta de alinhamento. As condições das superfícies de contato têm uma influência direta e significativa na estabilidade de conexão. O processo conhecido como relaxamento ou acomodamento das superfícies (*settling*) ocorre devido à presença de micro-irregularidades das superfícies de contato. Após a aplicação do torque, a compressão gerada começa a aplainar as micro-irregularidades causando um acomodamento entre as superfícies de contato, o que diminui a distância entre elas. Com isso, diminui-se a tensão no parafuso, e, conseqüentemente, a pré-carga. O relaxamento é dependente do tempo, do material e da rugosidade das superfícies. O autor ainda oferece sua opinião pessoal sobre o que se constitui um parafuso frouxo: qualquer parafuso que requer um quarto de volta ou mais para atingir a sua pré-carga ideal, embora a prótese ou o intermediário possa não apresentar mobilidade detectável clinicamente. O autor recomenda checar os parafusos a cada 12 ou 18 meses para se restabelecer a pré-carga ideal e, assim, evitar problemas mecânicos com os componentes.

Em uma revisão de prótese sobre implantes, BINON, em 2000, discorreu sobre as diferentes conexões protéticas disponíveis no mercado e os diferentes tipos de componentes. Em relação à conexão protética, o autor afirmou que existem mais de 20 tipos diferentes de conexão, embora possam ser divididos em 2 grupos: conexão interna e externa. Segundo o autor, as conexões internas resultam em uma interface mais estável porque o íntimo contato entre as paredes do implante e o pilar protético favorece a distribuição de cargas, protegendo o parafuso de retenção e resultando em uma conexão mais estável. Em relação aos componentes disponíveis, a adaptação, liberdade rotacional, propriedades físicas e adequado

torque são fatores determinantes na estabilidade de conexão. Além disso, clinicamente deve-se procurar uma situação de adequada distribuição de cargas, sendo estas dirigidas ao longo do eixo do implante, implantes em número, comprimento e distribuição adequada, passividade da prótese e controle de cargas oclusais.

Em um estudo *in vitro*, ABOYOUSSEF et al. (2000) avaliaram uma forma de aumentar a resistência ao afrouxamento da união coroa/pilar realizando quatro sulcos em forma de V (1x1mm) ao redor da área periférica dos pilares (pilares modificados). No estudo, três desenhos de pilares para testar a resistência a forças rotacionais foram utilizados, sendo estes: convencionais de 3mm, convencionais modificados e esteticones. Cada grupo foi fixado sobre análogos de implantes (3i), e aplicado um torque de 20Ncm utilizando um dispositivo eletrônico de torque. Em cada amostra parafusos de ouro hexagonais foram apertados sobre os pilares com 10Ncm de torque. Uma força rotacional foi aplicada até a falha na união pilar/implante ou na união cilindro de ouro/pilar ocorrer. Seus resultados mostraram um afrouxamento do parafuso nos três grupos testados, não ocorrendo nenhuma fratura. Nos grupos esteticone e convencional modificado o afrouxamento ocorreu na interface cilindro de ouro/pilar. Uma média de falha de 70Ncm e 71Ncm de torque, para o grupo convencional modificado e esteticone respectivamente; no grupo convencional a média de falha foi de 21,28Ncm. Os autores concluíram que a adição de características de forma de resistência anti-rotacional aumenta o comprimento do braço de alavanca, o que pode ser um fator importante na resistência da perda da pré-carga causada pela ação do torque.

HOYER et al. (2001), avaliaram a resistência à fadiga de parafusos de fixação do *abutment* do tipo UCLA em restaurações sobre implantes de largo diâmetro

(6mm) versus restaurações sobre implantes de diâmetro padrão (3,75mm). Nos implantes de 3,75mm foram utilizados parafusos de ouro, nos quais foram aplicados torques de 32Ncm e nos implantes de largo diâmetro foram utilizados parafusos de titânio com torque de 25Ncm. A este conjunto foi aplicada uma carga cíclica de 120N por 500.000 ciclos, a uma frequência de 11Hz. A carga foi aplicada a 4mm do centro do implante, para simular uma carga na cúspide de um molar, a uma altura de 10mm da união *abutment*/implante. Com base nos resultados os autores sugeriram que, em implantes com largo diâmetro, a interface *abutment*/implante sofre menor afrouxamento do parafuso de fixação do *abutment* do que em implantes de diâmetro padrão, quando submetidos à carga mastigatória. Isso porque a força transmitida para a interface entre o *abutment* e o corpo do implante é distribuída sobre uma superfície de área maior. Deformações plásticas da interface *abutment*/implante são menos prováveis de ocorrer em implantes de diâmetro largo do que naqueles de diâmetro padrão. Assim há menor deformação e micro movimentação ao nível do parafuso de fixação do *abutment* nas roscas internas do corpo do implante. Esta é, em parte, uma das razões para que os parafusos de titânio puro sejam usados em implantes de diâmetro largo sem um aumento no afrouxamento do parafuso.

Entre as várias tentativas para reduzir o afrouxamento dos parafusos destacam-se os avanços na tecnologia de fabricação dos parafusos de retenção. O objetivo principal é produzir parafusos com tratamento especial de superfície para reduzir o coeficiente de fricção, aumentar a pré-carga e reduzir o afrouxamento dos mesmos, conforme o estudo conduzido por MARTIN et al. (2001). Foram avaliados parafusos com diferentes superfícies: 1) Gold-Tite (3i), parafusos com superfície de ouro e paládio de alterada pela adição de um lubrificante sólido; 2) TorqTite (Nobelbiocare) com superfície tratada para redução da fricção; 3) parafusos de ouro

(3i); 4) parafusos de titânio (3i). Os parafusos foram agrupados em oito grupos contendo 10 parafusos de cada tipo, sendo quatro grupos submetidos ao torque de 20Ncm e quatro grupos ao torque de 32Ncm. Para cada parafuso testado, foi utilizado um implante de 3,75mm x 15mm (3i) montado em um bloco de resina acrílica e um pilar de titânio do tipo convencional. Para a análise de rotação do parafuso e a pré-carga, a amostra era posicionada no aparelho de medidas angulares e com um torquímetro digital aplicava-se um pré-torque de 5Ncm. Após a aplicação deste pré-torque, a posição inicial do parafuso era registrada. O torque desejado era então aplicado, sendo registrado o grau de rotação do parafuso. Após 5 minutos, aplicava-se o torque novamente e, após 5 minutos, o grau de rotação do parafuso era novamente registrado. O destorque então era registrado e o procedimento de torque e destorque repetido mais quatro vezes, com intervalo de 5 minutos. Foram obtidas cinco medidas de modo a registrar o potencial de mudança no grau de rotação depois de repetidos ciclos de torque e destorque. A seguir, a pré-carga foi calculada. Para que o torque de 20Ncm, a maior rotação foi apresentada pelos parafusos TorqTite (19,3°), seguido pelos parafusos Gold-Tite (19,4°), de ouro (9,8°) e titânio (9,8°). A diferença entre os parafusos de titânio, ouro e Gold-Tite foi estaticamente significativa. Também foi significativa a diferença entre os parafusos Gold-Tite e TorqTite. Para o torque de 32Ncm, o grupo TorqTite apresentou novamente o maior grau de rotação (31,3°), seguido dos parafusos Gold-Tite (20,4°), ouro (16,5°) e titânio (14,9°), sendo todos os grupos diferentes. A maior pré-carga foi obtida para os parafusos Gold-Tite (521,7N a 596,8N), seguido dos parafusos TorqTite (355,9N a 470,2N), ouro (127,1N a 430,8N) e titânio (347,8N a 478,3N), não havendo diferença entre os parafusos de ouro e Gold-Tite. Para o torque de 32Ncm, a maior pré-carga foi obtida para o grupo Gold-Tite (928,4N a 1.015,3N),

Torq-Tite (723,0N a 877,1N), ouro (573,0N a 833,8N) e titânio (434,8N a 636,1N), havendo diferença entre os parafusos Gold-Tite e os demais grupos e entre os parafusos TorqTite e ouro em relação aos parafusos de titânio. Não houve diferença significativa no grau de rotação e pré-carga tanto para 20Ncm como para 32Ncm entre as cinco medidas repetidas realizadas. A análise em microscopia eletrônica de varredura das superfícies dos parafusos, em aumento 17 vezes e 80 vezes, não mostrou diferença visual entre o torque de 20Ncm e 32Ncm. Todas as amostras analisadas demonstram um mesmo padrão de contato entre as roscas, predominando o contato entre a superfície superior da rosca do parafuso e as roscas do implante na porção média das roscas contactantes. Os autores concluíram que os tratamentos superficiais dos parafusos foram capazes de reduzir a fricção, levando a valores de pré-carga maiores, no entanto, ressaltaram que esses valores deveriam ser investigados sob carga cíclica.

AL-TURKI et al. (2002) avaliaram o efeito de dois níveis de desajusto na estabilidade da conexão. Em uma prótese total fixa foram introduzidos desajustes de 100 e 175 μ m na interface intermediário/prótese do implante distal e a carga foi aplicada na área de cantilever deste implante (implante cinco). Uma prótese sem desajuste foi utilizada como controle. Para cada nível foram realizados sete testes, com sete parafusos. Os resultados mostraram que o destorque foi significativamente diferente em relação à localização para o desajuste de 100 μ m, mas não para o desajuste de 175 μ m e para o grupo de controle. Após o equivalente de a 144 dias de função, o valor médio de destorque para os cinco implantes esteve entre 3,3 e 4,4Ncm para o grupo de controle e cerca de um décimo do torque aplicado (10Ncm) para os grupos com desajuste. Para o desajuste de 100 μ m, o valor de destorque para os implantes 1, 2, 3 e 4 foi significativamente inferior que o destorque do

implante 5, próximo à área de aplicação de carga. Acredita-se que a força de tensão gerada nos parafusos tenha ultrapassado o limite de resistência dos mesmos, favorecendo o seu afrouxamento, além de corroborar com achados prévios que demonstram níveis maiores de estresses nos implantes intermediários independente da localização dos desajustes. Para o grupo de 175 μ m, a instabilidade do parafuso também foi observada no implante cinco, sugerindo que existem diferenças nos níveis aceitáveis de tolerâncias entre as complicações mecânicas e biológicas relacionadas ao desajuste. Dessa forma, os autores concluem que, níveis semelhantes de desajustes nos implantes terminais devem ser considerados clinicamente aceitáveis.

RAMBHIA et al. (2002) determinaram a influência de defeitos na resistência à tração de parafusos de retenção de ouro, e examinaram a microestrutura e microdureza, e os principais componentes constituintes de parafusos de duas marcas comerciais (3i e Nobelpharma) de dois lotes diferentes. Dois parafusos 3i e dois Nobelpharma foram incluídos em resina acrílica e preparados através de procedimentos metalográficos para serem examinados quanto aos defeitos, utilizando-se microscopia ótica. A microestrutura da superfície dos parafusos foi examinada por condicionamento das amostras preparadas com solução de ácido nítrico e ácido hidrocloreídrico. Em outra parte do estudo, 36 parafusos foram submetidos a testes de tensão para determinar a resistência à fratura. Os sítios de fratura foram analisados através de microscopia eletrônica de varredura, para identificar defeitos que pudessem levar a falhas desses parafusos. Os resultados das análises microscópicas não revelam defeitos significativos nos parafusos examinados. Diferenças foram encontradas na microestrutura, microdureza, composição da liga, e valores de fratura a carga, de ambos os fabricantes.

Características metalúrgicas diferentes e diferenças no processo de fabricação foram encontrados nos parafusos. Os valores de fratura foram de 850N a 1.093N. Uma diferença significativa foi encontrada nos valores médios de fratura de diferentes lotes nos parafusos 3i. A fratura dúctil foi à condição de falha dos parafusos. A partir destes dados concluíram que estas diferenças podem afetar os resultados clínicos quando estes parafusos são utilizados.

RAFFEE et al. (2002) avaliaram o efeito de repetidos torques e da contaminação por saliva sobre a resistência à tração de um tipo de parafuso de fenda de ouro para fixação de próteses sobre implante. Os resultados mostram que o torque necessário para a fratura dos parafusos se manteve estatisticamente constante tanto nos grupos sem contaminação por saliva como nos grupos com contaminação por saliva. Sugerem ainda que os parafusos testados possam ser apertados e removidos por 20 vezes e o uso da saliva como lubrificante não apresentou nenhum efeito sobre a tração.

SIAMOS et al. (2002), realizaram um estudo para determinar se, variando a pré-carga o *abutment*/implante, o afrouxamento do parafuso seria afetado sob condição simulada de carga. Nas amostras os parafusos de *abutment* foram apertados a 25, 30, 35 e 40Ncm de torque. Um grupo de amostras foi mantido por 3 horas após o torque e então afrouxado. Outro grupo foi reapertado após 10 minutos com o mesmo torque inicial e então mantido por 3 horas antes do afrouxamento. Para o grupo de amostras com carga os parafusos foram apertados, reapertados após 10 minutos e receberam cargas aplicadas por 3 horas antes do afrouxamento. Foi aplicada carga cíclica com força entre 1 e 26 libras diretamente sobre os *abutments*. A redução do torque de afrouxamento variou para os diferentes grupos neste estudo, o que se deve ao método de aplicação do torque e as condições

quando submetidos ou não a carga cíclica. Dentro dos limites desta investigação *in vitro*, os autores recomendam que o reaperto dos parafusos de fixação do *abutment*, 10 minutos após a aplicação do torque deve ser rotineiramente realizado. O aumento do valor do torque para os parafusos de *abutment* acima de 30Ncm pode ser benéfico para a estabilidade *abutment*/implante e para diminuir o afrouxamento dos parafusos.

TZENAKIS et al. (2002), avaliaram o efeito de repetidos torques e destorques e da contaminação por saliva na pré-carga produzida em parafusos de fendas de retenção de ouro. Para isso, 15 parafusos foram testados em um dispositivo metálico desenvolvido para o experimento. No dispositivo, um implante 3,75 X 10mm foi fixado, e sobre este um pilar *standard* conectado com um torque de 20Ncm. Um cilindro de ouro e um parafuso do pilar para cada um dos 15 parafusos de retenção de ouro testados foram utilizados. Em cada parafuso de teste, foi aplicado um torque de 10Ncm, sob condições de contaminação com saliva humana; este torque foi repetido dez vezes utilizando-se um dispositivo eletrônico de torque; após o torque um intervalo de tempo de cinco minutos foi esperado para remoção e retorque do parafuso. Registros das pré-cargas produzidas em cada torque aplicado foram realizados através de *strain gauges* em uma repetição (grupo 1X), cinco repetições (grupo 5X), e dez repetições (grupo 10X). Os resultados mostraram um aumento estatisticamente significante nas médias no grupo 1X ($184,3 \pm 28,9N$), grupo 5X ($202,5 \pm 27,7N$), e grupo 10X ($220 \pm 29,0N$). Este aumento foi de 8,3% do grupo 1X para o grupo 5X; e de 16,3% do grupo 5X para o grupo 10X; os autores atribuíram este aumento nos valores de pré-carga a uma diminuição gradual das forças friccionais na união das roscas do parafuso, devido ao fenômeno assentamento. Segundo os autores, com os repetidos torques, a eliminação gradual das

microrugosidades existentes na união das superfícies permitiu um melhor contato entre as roscas, aumentando as forças de torque que se transformaram em um aumento da pré-carga.

TAN et al. (2002), avaliaram a pré-carga gerada pelo aperto dos parafusos protéticos com sensores posicionados nos intermediários. O uso de torquímetros eletrônicos e manuais, assim como o aperto manual dos parafusos foi avaliado para um torque de 10Ncm. O aperto manual produziu a menor pré-carga quando comparado aos outros sistemas, sendo insuficiente. O uso do torquímetro manual também produziu diferenças significantes na pré-carga durante a análise entre operadores. A variabilidade entre os torquímetros eletrônicos sugeriu que os mesmos sejam regularmente calibrados. Os autores mencionaram a diferença na leitura dos sensores em relação à posição do cilindro de ouro, sugerindo que as áreas de contato na interface cilindro/intermediário são muito variáveis, possivelmente devido ao processo de usinagem dos mesmos.

TAVARES, em 2003, estudou as alterações na interface implante/pilar em sistemas de conexão externa e interna através das medidas da desadaptação, e a condição de torque e destorque dos parafusos de fixação quando submetidos a ensaios de fadiga. Cinquenta corpos de provas divididos em cinco grupos foram estudados: *Grupo I* implante HE e pilar UCLA, com restauração cimentada; *Grupo II* implante de HI e pilar pré-fabricado, com restauração cimentada; *Grupo III* implante OI e pilar pré-fabricado, com restauração cimentada; *Grupo IV* implante de HE e pilar UCLA, com restauração parafusada; e *Grupo V* implante HE e pilar CeraOne, com restauração cimentada. As dimensões das bases de assentamento dos implantes e pilares e dos parafusos dos cinco grupos foram medidas. Os corpos de prova foram submetidos a ensaios de fadiga até 500.000 ciclos utilizando-se uma

máquina de ensaio MTS 810. Testes de torque e destorque nos parafusos de fixação, e análise da desadaptação da interface implante/pilar antes e depois da aplicação das cargas foram realizados. Através da análise de variância com nível de significância de 5% e do teste Tukey para comparações múltiplas, concluiu que: houve redução estatisticamente significativa da condição de torque dos grupos estudados após ensaio de fadiga. A menor redução foi encontrada no grupo hexágono externo que utilizou pilares UCLA parafusados com 20,5Ncm (68,33%); houve uma forte correlação entre a aplicação das cargas cíclicas e a diminuição da condição de torque; enquanto que nas demais variáveis não existiu esse tipo de correlação.

Após uma revisão da literatura, WINKLER et al. (2003, apud NAKAMARA 2004), concluíram que, para reduzir o efeito da sedimentação, os parafusos de implantes deveriam ser reapertados 10 minutos após a aplicação do torque inicial como uma rotina nos procedimentos clínicos. Instrumentos de torque mecânico deveriam ser usados ao invés das chaves manuais, para assegurar aperto consistente dos componentes do implante, com o valor de torque específico recomendado pelo fabricante.

Neste estudo *in vitro*, DRAGO (2003), acompanhou por um período de pelo menos um ano, 73 pacientes que foram tratados com 110 implantes Osseotite. Todos os pacientes tiveram seus implantes restaurados com *abutments* de titânio pré-fabricados ou *abutments* UCLA com hexágono da Implant Innovations. Todos os *abutments* foram fixados com parafusos quadrados Gold-Tite a um toque de 32Ncm, como indicado pelo fabricante. Todas as coroas foram cimentadas sobre os *abutments*. Houve apenas um caso de parafuso de *abutments* frouxo em um período de 12 meses, representando em sucesso de 99%. Esses resultados sugeriram que

os parafusos de *abutments* com superfícies tratadas podem aumentar o contato parafuso/implante, proporcionar valores rotacionais mais altos e maiores valores de pré-carga calculados, visto que os parafusos quadrados Gold-Tite, apertados a um torque de 30Ncm, conseguiram manter a conexão estável *abutments/implante*.

BROSKY et al. (2003), mediram extensões de *cantilevers* anteriores em pacientes reabilitados com próteses sobre implantes mandibulares e estabeleceram proporções favoráveis de comprimentos de *cantilevers* relativos a extensões antero-posteriores. Treze pacientes, 10 mulheres e 3 homens com idade entre 56 a 91 anos, todos usuários de prótese total mucossuportada superior e prótese total mandibular implantossuportada por cinco implantes na região interforaminal foram selecionados. Moldagens com hidrocolóide irreversível foram executadas e após a remoção das resinas dos acessos aos parafusos, perdas de torque (afrouxamento total dos parafusos) foram percebidas digitalmente, com auxílio de chave manual, e registradas. Os modelos de gesso foram analisados em um aparelho de medição em 3 dimensões Faro Arm (Faro Technologies Inc.). Alguns pontos de medição foram estipulados, e calculadas as distâncias de *cantilevers* anteriores, extensão antero-posterior e *cantilevers* posteriores direito e esquerdo. De acordo com os resultados não houve aparente correlação entre extensão de *cantilevers* anterior e perda de torque. A proporção entre *cantilevers* posterior e extensão antero-posterior foi significativamente associada à perda de torque. Quando esta foi de 2:4, aparentemente houve maior risco de perda de torque.

KHRAISAT et al. (2004) avaliaram o efeito de cargas laterais no afrouxamento de parafusos em um sistema de implantes com conexão tipo hexágono externo. Para isso o destorque foi registrado antes e depois da aplicação de carga e comparando-se os resultados após a aplicação de cargas cêntricas e excêntricas.

Além disso, a movimentação rotacional do intermediário e a superfície de contato dos componentes foram examinadas. Foram utilizados 15 implantes Nobelbiocare, 15 intermediários tipo CeraOne e 15 infra-estruturas fundidas. As fundições tinham um orifício central para o acesso ao parafuso e foram cimentadas com cimento fosfato de zinco. Os parafusos de intermediário foram apertados a 32Ncm e depois reapertados após 10 minutos. O destorque inicial foi então registrado. Os parafusos foram novamente apertados e reapertados e as amostras submetidas à carga cíclica entre 0 e 50Ncm, sendo a carga aplicada a uma distância de 11,5mm da superfície do bloco de resina que continha o implante. As amostras foram divididas em três grupos: (A) – carga aplicada perpendicularmente ao longo eixo do implante; (B) – carga aplicada a 4mm do longo eixo do implante; (C) sem aplicação de carga. Após um milhão de ciclos, o destorque foi registrado. Os resultados mostram que a diferença de valores de destorque inicial e final foi maior no grupo A, sendo esta diferença significativa quando comparada ao grupo B e C. Não houve diferença entre os grupos B e C. Também foi observado o deslocamento rotacional dos intermediários do grupo B de 58 micras. Os autores concluem que o torque foi preservado no grupo submetido à carga excêntrica.

CANTWELL et al. 2004 (apud KANO, 2004, p.73) avaliaram a hipótese de que um sistema de implantes unitários apresentara perda da pré-carga mesmo com o aperto adequado dos parafusos e mesmo sem a presença de cargas externas. Para a análise de um implante tipo hexágono externo foi montado em um bloco de resina. Um intermediário do tipo convencional foi conectado a um torque de 20Ncm, sendo que o mesmo continha três sensores colados em sua superfície externa e paralela ao longo eixo do implante, os quais foram utilizados para medir a pré-carga. Cinco conjuntos de parafusos de ouro e cilindros de ouro foram testados. Os parafusos

foram apertados a 12,06Ncm com torquímetro eletrônico e a pré-carga foi monitorada por 15 horas. A pré-carga média produzida foi $319,6N \pm 88N$. Foi observada uma redução da pré-carga em todos os testes, sendo que a maior redução foi observada dentro dos primeiros 2 segundos. E, mesmo após 15 horas, ainda se observou uma perda gradual da pré-carga. A perda média da pré-carga foi de $24,9\% \pm 8,28\%$, sendo que cerca de 40,2% desta média ocorreu após 10 segundos de aperto. Os autores creditam essa perda progressiva da pré-carga aos fenômenos de relaxamento e deformação plástica localizada.

KANO (2004) avaliou o desajuste marginal e o efeito da aplicação de carga no destorque dos parafusos de retenção de pilares protéticos usinados, sobrefundidos e fundidos com conexão tipo hexágono externo (HE) e interno (HI). Foram avaliados 12 pilares protéticos para cada grupo com HE: (A1) usinados em titânio; (A2) com cinta metálica em paládio-prata, sobrefundidos com paládio-prata; (A3) plásticos fundidos em NiCr e (A4) plásticos fundidos em CoCr; e 12 pilares protéticos para cada grupo com HI: (B1) usinados em titânio e (B2) com cinta metálica em paládio-prata, sobrefundidos com paládio-prata. Foram realizadas análises de desajustes marginal (profundidade de fenda, desajuste vertical e horizontal) e de desajuste rotacional na interface implante/pilar protético. Os valores de destorque foram registrados antes e depois da aplicação de cargas cíclicas. A média de cada grupo, para cada análise, foi calculada e comparada com ANOVA, Student-Newman Keuls. Os resultados obtidos demonstraram que os pilares usinados apresentaram maior destorque inicial, entretanto, o destorque final foi igual para os pilares usinados e fundidos. O destorque final dos pilares usinados com hexágono externo avaliados neste estudo foi maior que dos pilares usinados com hexágono interno.

Com o objetivo de avaliar a influência do processo de corrosão pelos fluidos orais, CEMBRANELI et al. (2004), avaliaram *in vitro* o destorque de corrosão (inicial) e após processo corrosivo (final) dos parafusos de retenção de ouro e de titânio em cilindros fundidos em níquel-cromo sobre intermediário Esteticone (Conexão-Brasil), submetidos a um processo acelerado de corrosão. Resultados deste estudo concluíram que em ambas as condições, antes e após processo corrosivo, o destorque foi menor que o torque inicial (10Ncm) para os dois grupos de parafusos, com uma média de destorque de 5,5Ncm e 6,47Ncm, antes e após a corrosão, para os parafusos de ouro, respectivamente. Os parafusos de ouro e titânio tiveram um destorque maior na condição de processo de corrosão e os parafusos de ouro foram mais afetados que os de titânio, indicando que esses resistem mais a essas condições adversas. Essa corrosão inicial parece beneficiar a perda de torque, porém, interfere significativamente na composição do parafuso de retenção, enfraquecendo-os, podendo gerar fraturas altamente prejudiciais à condição de manutenção das próteses em cargas funcionais oriundas das forças mastigatórias.

FALCÃO (2005) avaliou os níveis de desajustes em interfaces pilar/cilindros protéticos obtidos a partir de cilindros calcináveis e pré-usinados em duas diferentes ligas metálicas, e a perda de torque em parafusos protéticos de titânio utilizados para fixar estas interfaces, analisando a relação entre estas variáveis. Os parafusos protéticos foram submetidos a análises de microscopia eletrônica de varredura antes e após o aperto. Os valores de torque foram aferidos por um torquímetro digital, os valores de desajustes registrados por um microscópio óptico e foram registradas imagens dos corpos-de-prova por uma câmera digital acoplada a outro microscópio óptico. Todos os valores de desajustes e perda de torque foram submetidos a testes de frequência e analisados pelos testes *T* e *Mann-whitney* para comparação entre os

grupos, e pelo teste *Spearman* para a verificação da correlação entre as variáveis. Verificou alterações nas superfícies das roscas dos parafusos após o torque e defeitos de fundição em alguns cilindros calcináveis. De acordo com os resultados, concluiu que os cilindros pré-usinados proporcionam níveis de desajustes mais favoráveis do que os cilindros calcináveis; existe correlação entre os desajustes nas interfaces pilar/cilindro protético e perda de torque nos parafusos de titânio, e os defeitos de fundição podem influenciar nos desajustes.

Para DUARTE et al. (2005), o torque pode ser definido como a força aplicada a um objeto com a finalidade de torcê-lo. O objetivo do aperto da conexão parafusada é promover uma pré-carga ótima, que maximizará o tempo de fadiga, enquanto proporciona um razoável grau de proteção contra o afrouxamento. Quando aplicado, o torque desenvolve uma força dentro do parafuso, chamada pré-carga. Esta força de tensão no parafuso desenvolve uma força compressiva de travamento entre as partes. Além disso, a pré-carga do parafuso é igual, em magnitude, à força de compressão ou travamento. A pré-carga é determinada pelos seguintes fatores: torque aplicado, liga do parafuso, desenho da cabeça do parafuso, liga do intermediário, superfície do intermediário e lubrificante. Quanto maior o torque, maior a pré-carga. O valor de torque ótimo pode ser calculado como sendo de 75% do torque que causaria a falha do parafuso. Repetidos atos de aparafusar e desparafusar, nos trabalhos clínicos, podem causar um decréscimo na adaptação friccional dos componentes materiais provocando uma potencial perda da pré-carga em função. É aconselhável reduzir o ato de aparafusar e desparafusar, tanto nos procedimentos clínicos como laboratoriais. Os torquímetros não estão isentos de apresentar defeitos e devem ser avaliados para que seu desempenho seja

conhecido antes de indicar o seu uso clínico, pois sendo peças mecânicas podem sofrer desgaste e proporcionar uma incorreta aplicação de torque.

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 hexágono externo, parafuso de fixação de titânio, submetidos e não-submetidos ao ensaio), grupos HE-Aus e HE-AuNS (implante e *abutment* de hexágono externo, parafuso de fixação de ouro, submetidos e não-submetidos ao ensaio) e grupos HI-Tis e HI-TiNS (implante e *abutment* de hexágono interno, parafuso de fixação de titânio, submetidos e não-submetidos ao ensaio). 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 0,3mm sobre a superfície oclusal da coroa e força de atrito de 28N a uma frequência de 60 ciclos por minuto, durante 500.000 ciclos. O torque de aperto inicial dos parafusos de fixação foi de 32Ncm e o de afrouxamento, mensurado a cada 100.000 ciclos nos grupos submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica, e a cada 24 horas após o torque de aperto nos grupos não-submetidos ao ensaio. Dentro das condições experimentais deste estudo, os resultados obtidos surgem: 1) Os parafusos de fixação do *abutment* dos grupos submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica apresentaram um menor valor de destorque quando comparados aos dos grupos não-submetidos; 2) O parafuso de fixação do *abutment* em ouro apresentou maior valor de destorque quando comparado ao parafuso de titânio nos grupos que continham HE quando submetidos ou não ao ensaio de ciclagem mecânica; 3) O parafuso de fixação do *abutment* de titânio apresentou maior valor de destorque quando utilizado no sistema de conexão HI e quando submetido ao ensaio de ciclagem mecânica.

Para BARRETO (2007), o *cantilever* representa um fator de risco para as próteses parciais fixas sobre implantes. Com o objetivo de avaliar o torque de desrosqueamento e alinhamento do parafuso de uma prótese implanto-suportada com pilar e um *cantilever* num ensaio de fadiga, utilizou implantes de plataforma hexagonal externa (13mm de comprimento e 4,1mm de diâmetro) posicionados em cilindros de PVC para instalação de próteses parciais fixas parafusadas e cimentadas, com um *cantilever* distal único de 10mm. Todas as próteses foram confeccionadas em uma liga de Ni-Cr-Be e os parafusos apertados com 32Ncm. O torque e o destorque foram mensurados antes da fadiga cíclica (500.000 ciclos, 2H, 50N, em água deionizada a 37°C) por três vezes, com intervalos de dois minutos entre as mensurações e uma única vez depois da ciclagem. Como resultado, no grupo parafusado a média dos valores de destorque inicial foi de 25,2Ncm e o destorque final foi de 24,7Ncm. Foi observada diferença significativa entre a média dos destorques pré-fadiga e o destorque pós-fadiga em ambos os grupos. O ensaio da fadiga cíclica diminuiu o valor de destorque na prótese parcial fixa com *cantilever*, entretanto não ocorreu afrouxamento do parafuso da prótese nos dois grupos estudados. Não foram encontradas alterações significativas no alinhamento do parafuso da prótese. Concluiu que o ensaio de fadiga cíclica influencia o valor do destorque, mas não influenciam o alinhamento do parafuso de uma prótese implanto-suportada com *cantilever*. Alerta ainda que se deva evitar contatos oclusais nos *cantiléveres* nas próteses parciais fixas implanto-suportadas na zona estética.

Proposição

O objetivo deste trabalho é analisar a influência da desadaptação das roscas dos parafusos nas roscas internas do implante na perda do torque de aparafusamento dos *abutments* protéticos.

Materiais e Métodos

Para estudo e observação, foram utilizados seis implantes dentários fabricados em titânio comercialmente puro, sendo duas amostras iguais de três fabricantes distintos: *Bionovationn*, *Titanium Fix* e *De Bortolli*, todos com hexágono externo e com as seguintes especificações: diâmetro de 3,75mm e plataforma de 4,1mm.

Foram utilizados ainda dois componentes esteticone de cada uma das empresas fabricantes dos implantes.

Após a fixação dos intermediários protéticos (esteticone) nos implantes, os mesmos foram cortados e então analisados com o auxílio de um microscópio eletrônico de varredura, como poderá ser observado no tópico a seguir.

Experimento

Para fixação dos componentes intermediários (esteticone), os implantes foram presos em uma prensa que evitava que o próprio implante sofresse rotação em consequência do torque de aperto do parafuso protético. Com o implante devidamente preso na prensa, o intermediário protético (esteticone) foi fixado ao implante através do parafuso protético inicialmente com aperto manual utilizando-se uma chave digital quadrada, seguindo-se de um aperto com uma catraca torquímetro protética, chegando ao torque de 32Ncm.

Após receber o torque, os implantes foram submetidos a um corte longitudinal em um torno, para permitir a visualização da desadaptação das espiras dos parafusos protéticos dos mesmos.

Para efeitos estatísticos e coleta de dados, os implantes foram divididos em dois grupos, de modo que uma amostra de cada marca ficasse em cada grupo.

Para a obtenção de melhores resultados, os implantes foram visualizados através de uma MEV (Microscopia Eletrônica de Varredura), com o microscópio DSM 940 A Zeiss Germany, feita no Núcleo de Pesquisa à Microscopia Eletrônica de Varredura da Universidade de São Paulo de Piracicaba (SP).

Para a visualização em microscópio, os implantes foram colocados em *stubs* preparados com uma fita adesiva impregnada de carbono chamada *New Tape*, do fabricante Nisshin Em. Co. Ltda. Japan. Este procedimento é feito para que a troca

de elétrons dentro da câmera do microscópio seja otimizada, permitindo imagens mais nítidas.

Foram obtidos seis tipos de aumento em cada um dos implantes de cada grupo: 15 vezes (somente da cabeça do componente) e 15, 30, 60, 100 e 1000 vezes (do pescoço do parafuso).

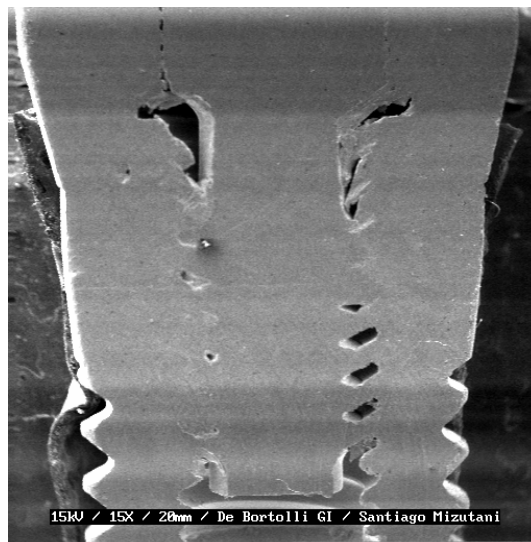


Figura 1: Implante marca De Bortolli (grupo 1) aumentado em 15 vezes. A figura representa a vista do corte longitudinal do implante e o parafuso protético.

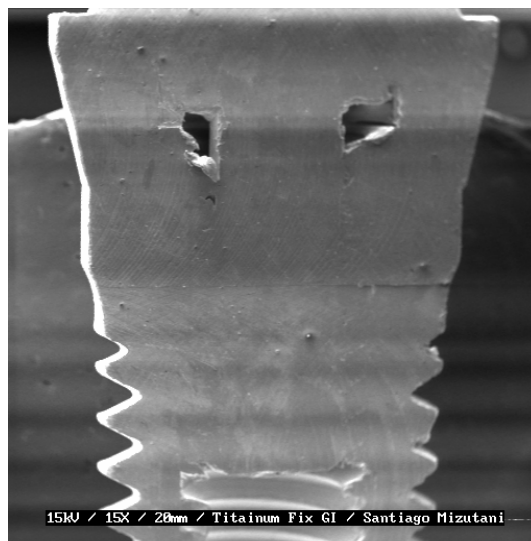


Figura 2: Implante marca Titanium Fix (grupo 1) aumentado em 15 vezes. A figura representa a vista do corte longitudinal do implante e o parafuso protético.

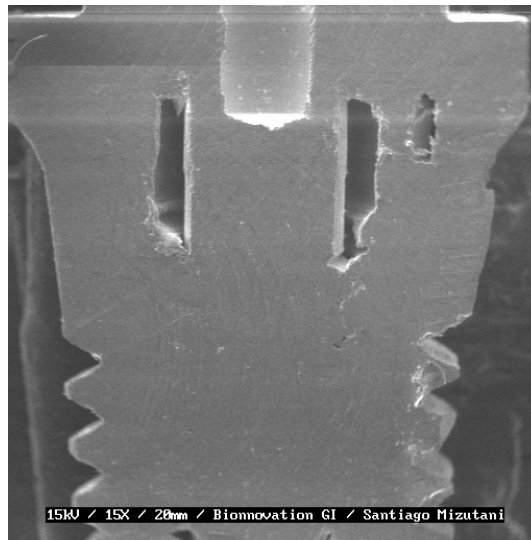


Figura 3: Implante marca Bionnovation (grupo 1) aumentado em 15 vezes. A figura representa a vista do corte longitudinal do implante e o parafuso protético.

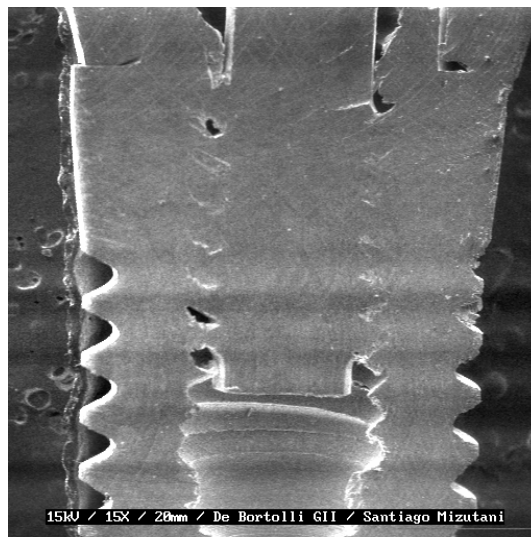


Figura 4: Implante marca De Bortolli (grupo 2) aumentado em 15 vezes. A figura representa a vista do corte longitudinal do implante e o parafuso protético.

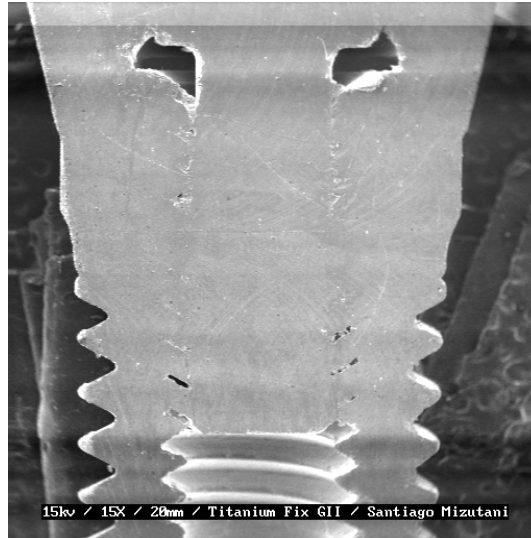


Figura 5: Implante marca Titanium Fix (grupo 2) aumentado em 15 vezes. A figura representa vista do corte longitudinal do implante e o parafuso protético.

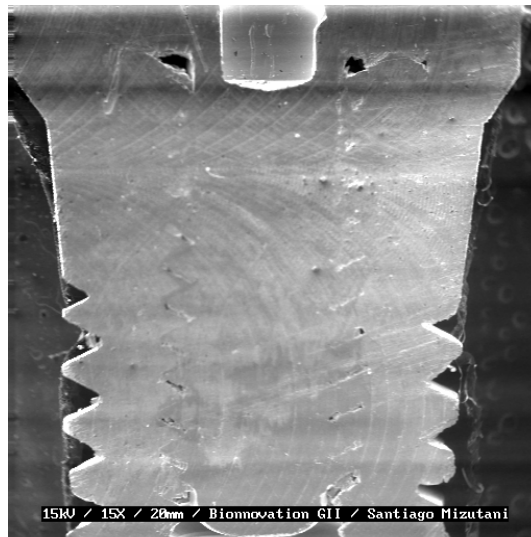


Figura 6: Implante marca Bionnovation (grupo 2) aumentado em 15 vezes. A figura representa vista do corte longitudinal do implante e o parafuso protético.

Resultados

Tabela 1: Representação quantitativa referente ao número de espiras de cada implante e o número de espiras desadaptadas observadas após aumento de 15 vezes.

Grupo 1	Número de espiras	Espiras desadaptadas
Titanium Fix	16	2
Bionnovation	14	2
De Bortolli	14	10
Grupo 2	Número de espiras	Espiras desadaptadas
Titanium Fix	16	7
Bionnovation	14	9
De Bortolli	14	4

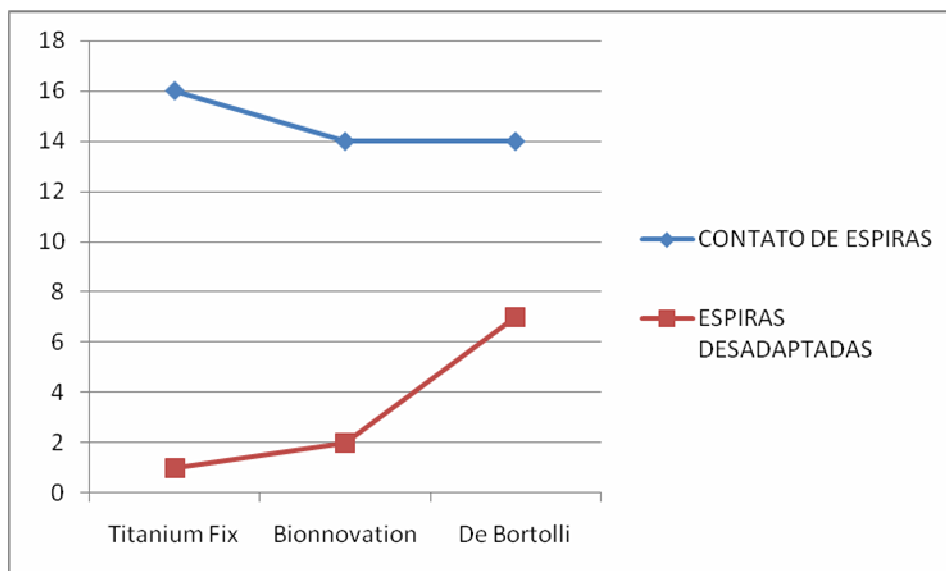


Gráfico 1 – GRUPO 1 - Quantidade de espiras em contato e quantidade de espiras desadaptadas

No grupo 1, o implante da marca De Bortolli foi o que apresentou maior número de desadaptação entre as espiras.

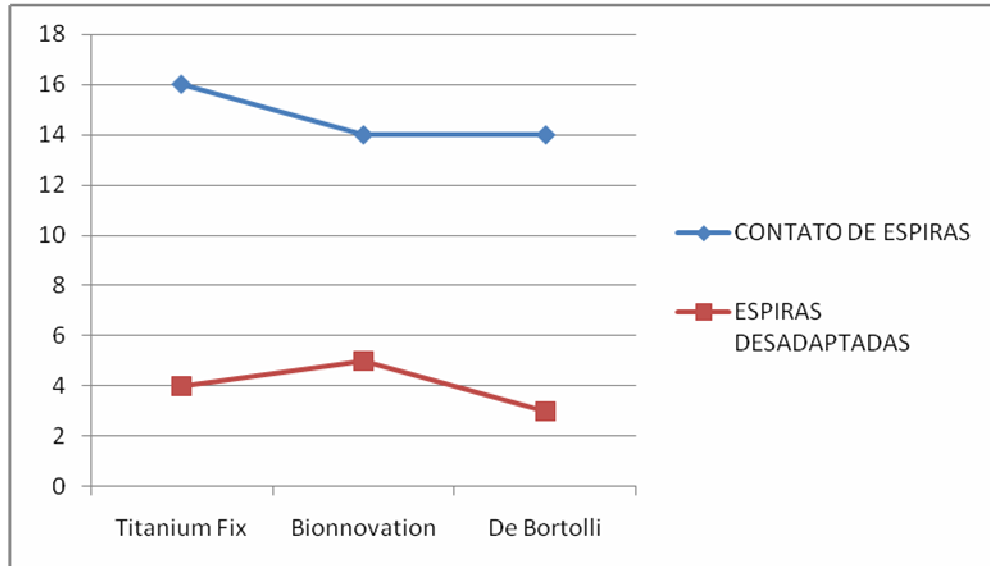


Gráfico 2 – GRUPO 2 - Quantidade de espiras em contato e quantidade de espiras desadaptadas

Já no grupo 2, como podemos observar, o implante da marca Bionnovation foi o que teve maior número de espiras desadaptadas.

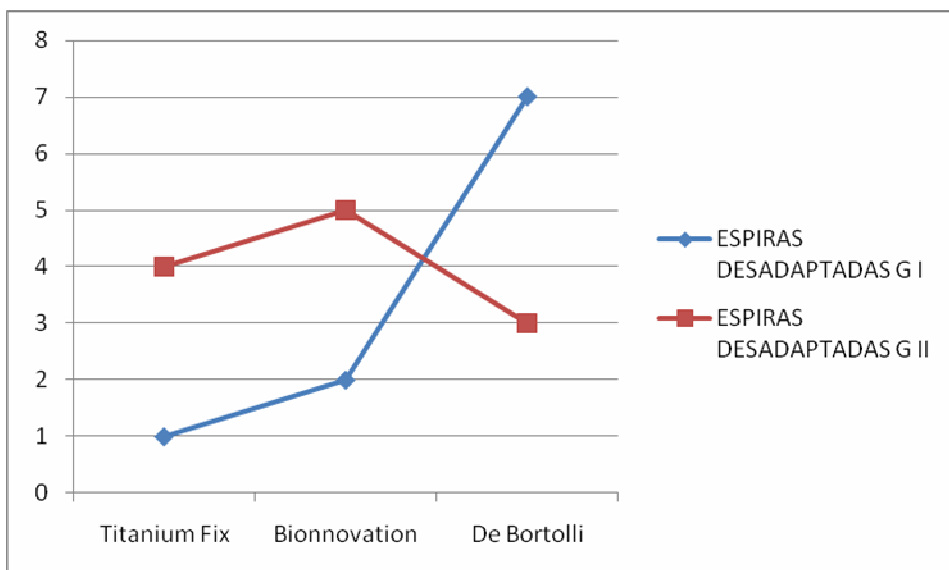


Gráfico 3 – Comparação de quantidade de espiras desadaptadas entre os grupos 1 e 2.

Conforme pode ser observado nos gráficos 1, 2 e 3, o grupo 2 apresentou maior número de espiras desadaptadas.

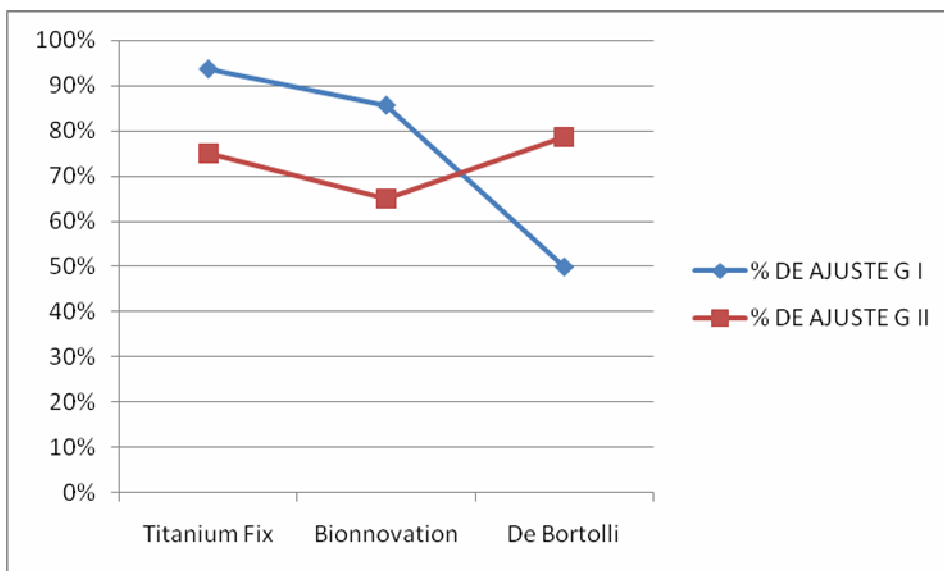


Gráfico 4 – Percentual de espiras adaptadas por marca

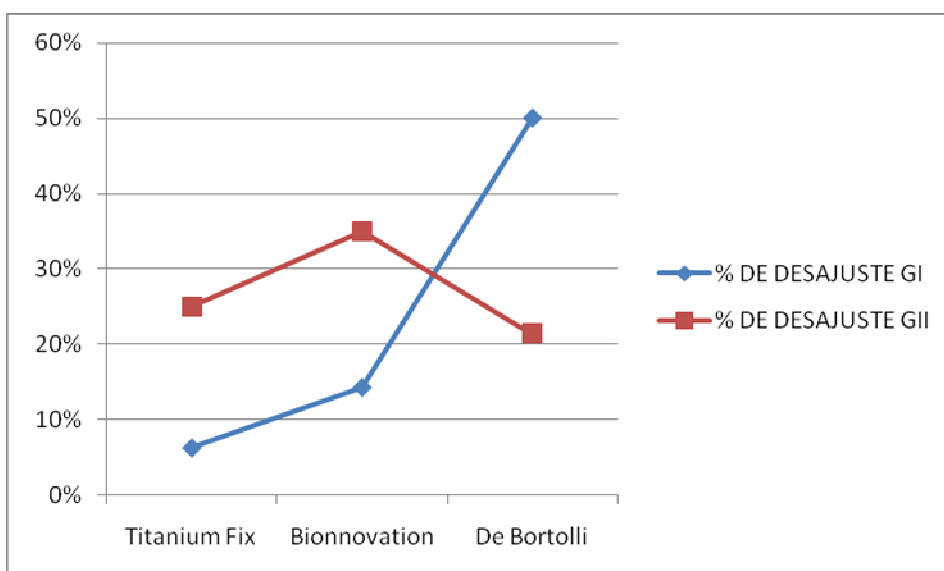


Gráfico 5 – Percentual de espiras desadaptadas por marca

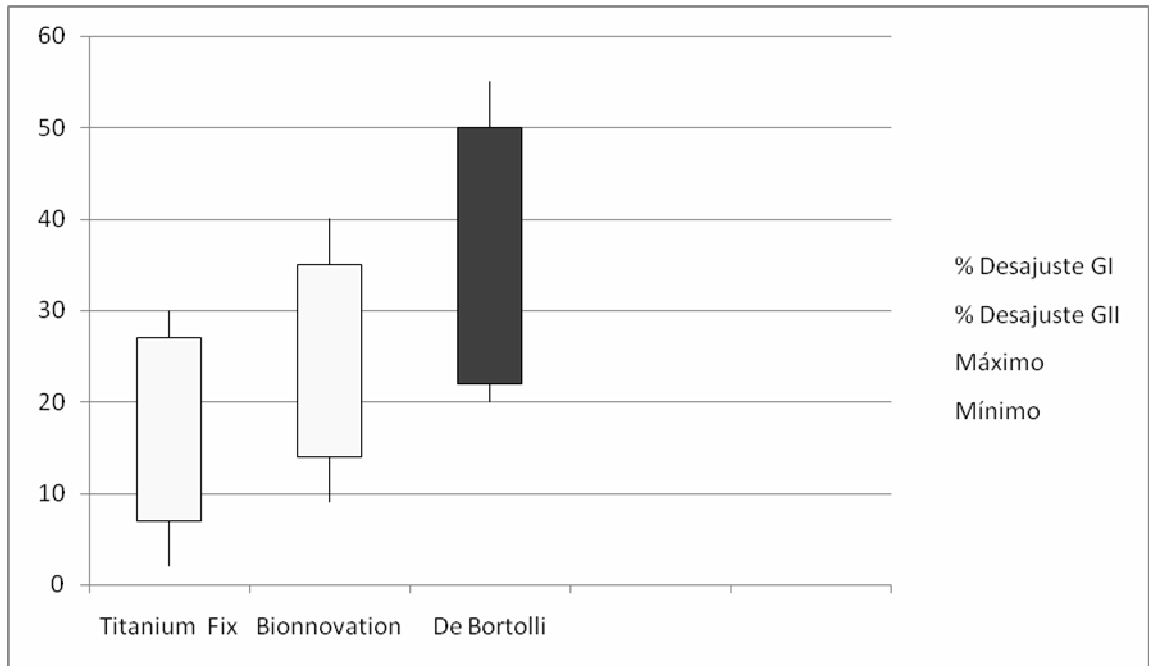


Gráfico 6 – Média estatística das desadaptações dos parafusos.

Discussão

Fatores relacionados aos parafusos

Na engenharia mecânica, os parafusos são considerados um elemento de união das peças. Apesar do amplo uso deste dispositivo em várias áreas, inclusive na Odontologia, o entendimento do seu funcionamento não é simples, porém é de suma importância, para que o parafuso desempenhe sua função. O parafuso pode ser dividido em duas partes: cabeça e corpo. O corpo pode apresentar uma parte lisa (pescoço) ou ser totalmente rosqueado. O passo da rosca é a distância entre pontos correspondentes de filetes adjacentes, medidos paralelamente ao eixo da rosca (BARRETO, 2007).

Após várias pesquisas, os fabricantes definiram a geometria ideal que os parafusos para conexões protéticas deviam seguir. Sendo assim devem possuir cabeça plana, um corpo liso longo (pescoço) antes dos filetes, que geralmente são em número de seis. O aumento no comprimento da parte lisa tem por objetivo alcançar um ótimo alongamento durante o torque. A redução no número de filetes objetiva diminuir o atrito (BARRETO 2007 p. 21). Os parafusos podem ser: de titânio e de liga de ouro-paládio. Parafusos com superfície tratada para reduzir a resistência friccional: titânio coberto com terflon (TorqTite, Steri-oss) e liga de ouro-paládio recoberto com ouro puro (Gold-Tite, Implant Innovations), todos com poucas roscas e pescoço longo para facilitar a alongação (BARRETO, 2007).

A revisão da literatura mostrou a preocupação dos autores em conseguir uma junta parafusada pilar/implante estável, principalmente nas próteses unitárias. As

complicações mecânicas mais freqüentemente encontradas nas próteses sobre implantes são o afrouxamento ou a fratura dos parafusos, e suas conseqüências clínicas tem levado a diversas linhas de pesquisa, como o estudo de outras formas de conexões (BINON et al., 2000) e o tratamento da superfície dos parafusos, a fim de diminuir o coeficiente de fricção e aumentar a pré-carga, reduzindo os índices de afrouxamento dos parafusos (MARTIN et al., 2001)

JÖRNEUS et al. (1992), compararam em seu trabalho, parafusos de cabeça chata e de cabeça cônica em relação ao seu comportamento clínico quando próteses unitárias eram submetidas aos esforços mastigatórios. Os primeiros apresentaram melhores resultados, já que mostraram um menor índice de afrouxamento durante testes. Outra questão que ainda gera discussão é a utilização de parafusos novos ou usados na instalação definitiva de trabalhos protéticos sobre implantes. TZENAKIS et al. (2002) concluíram em seu trabalho que mais altas pré-cargas são alcançadas quando são utilizados parafusos protéticos de ouro lubrificados com saliva e, que já receberam torques sucessivos durante as provas clínicas e protéticas. Esses autores acreditam que os repetidos torques vão gradualmente eliminando as microrrugosidades presentes nos componentes que vão sendo unidos, inclusive as do parafuso, proporcionando assim um efeito das partes. Segundo os autores, essa diminuição do atrito no sistema permitiria um mais elevado torque que, por sua vez, se transformaria em mais elevada pré-carga. RAFFE et al. (2002) demonstraram em seu estudo que mesmo após 20 apertos e afrouxamentos dos parafusos protéticos de ouro ao houve alteração nas características, nem comprometimento da função desempenhada pelos parafusos. Já DUARTE et al. (2005) dizem que repetidos atos de apertar e desapertar o parafuso podem causar um decréscimo na adaptação friccional, provocando uma

potencial perda da pré-carga em função. WEISS; KOZAK; GROSS (2000) e também DUARTE et al. (2005) aconselham a diminuir o ato de apertar e desapertar o parafuso tanto nos procedimentos clínicos como laboratoriais. Nessa linha PEREZ (2001) em seu estudo observou que os parafusos que foram reapertados após duas semanas de sua colocação tiveram menor índice de soltura. Nesta mesma linha de raciocínio, SHUTTE; COFFEY (1997) não encontraram diferenças no destorque em relação ao tempo de espera, ou em relação ao número de repetições de torque e destorque. Porém, CANTWELL (2004), analisando a perda da pré-carga em parafusos protéticos em função do tempo e sem submeter a cargas externas, concluiu que a média de perda da pré-carga foi de 20,9% durante as 15 horas de avaliação, e que maior quantidade de perda (40,2%) ocorreu durante os primeiros 10 segundos.

Segundo BARRETO (2007, p.21) o fato de a rosca interna do implante e a rosca do parafuso serem do mesmo metal (titânio) faz com que possa haver um tipo de adesão das superfícies durante o carregamento do conjunto. Isso pode acontecer quando a camada mais externa de óxidos formada é removida durante o deslizamento das superfícies em contato, havendo uma reação química e conseqüente adesão de tais partes. Afirma também que o coeficiente de atrito entre duas superfícies de titânio comercialmente puro pode ser tão elevado que pode haver uma deformação das superfícies contactantes. Nesse sentido BINON (2000) afirma que a utilização dos parafusos de ouro é mais segura, já que estes apresentam menor coeficiente de atrito, podendo ser apertados de forma mais efetiva, proporcionando assim uma mais alta pré-carga. Além disso, estando em contato dois metais diferentes (ouro do parafuso e titânio do implante), não ocorrerá adesão das superfícies em contato. Porém o ouro é um metal nobre de custo bem

mais elevado quando comparado ao titânio, de forma a expandir seu uso como material para confecção de parafusos de *abutment* (BARRETO 2007).

Assim a empresa Nobel Biocare lançou no mercado o produto denominado TorqTite, que é um parafuso de titânio recoberto por um lubrificante sólido ou mais especificamente por DLC. Segundo BINON (2000), esse recobrimento reduz o coeficiente de atrito em até 60%. Também com a finalidade de avaliar o grau de rotação e a pré-carga conseguida com parafusos com e sem tratamento de superfície, MARTIN et al. (2001) demonstraram que mais altos graus de rotação e de pré-carga são conseguidos após sucessivos ciclos de torque e destorque nos parafusos com superfície tratada, porém esses valores deveriam ser investigados sob carga cíclica. Nessa mesma linha DRAGO (2003) acompanhou 73 pacientes com 110 implantes onde todos os *abutments* foram fixados com parafusos tratados (Gold-Tite) com um torque de 32N, onde observou que no período de um ano somente um parafuso afrouxou. Concluiu que a superfície tratada pode aumentar o contato parafuso/implante, proporcionando valores rotacionais mais altos e maior valor de pré-carga. Embora cálculos indiquem um aumento nos valores de pré-carga admissível, os testes de medição de pré-carga, com e sem superfície lubrificada, indicaram que pode não haver diferença estatisticamente significativa (BARRETO 2007). Outro ponto diz respeito ao desgaste desse recobrimento após sucessivos torques e afrouxamentos (BINON, 2000). Essas questões ainda não convenientemente esclarecidas incentivam mais pesquisas nesta área.

Seguindo outra linha de raciocínio, RAMBHIA et al. (2002) determinaram a influência de defeitos na resistência à tração de parafusos de retenção de ouro, e examinaram a microestrutura e microdureza bem como os principais componentes constituintes de parafusos de duas marcas comerciais (3i e Nobelpharma) de dois

lotes diferentes. Diferenças foram encontradas na microdureza, microestrutura, composição da liga, e valores de fratura a carga, de ambos os fabricantes. Características metalúrgicas diferentes e diferenças no processo de fabricação foram encontrados nos parafusos. Uma diferença significativa foi encontrada nos valores médios de fratura de diferentes lotes dos parafusos 3i. A fratura dúctil foi à condição de falha dos parafusos.

Fatores relacionados ao torque e pré-carga

Pode-se definir torque como uma força aplicada a um objetivo, com finalidade de torcê-lo (DUARTE et al., 2005). De acordo com JÖRNÉUS, CARLSSON (1992), para reduzir o potencial de afrouxamento dos parafusos os clínicos devem aplicar um torque correto, pois o afrouxamento do parafuso pode causar problemas como perda óssea e fratura do implante, além de fratura do próprio parafuso. Também para MCGLUMPHY et al. (1998) um torque insuficiente pode permitir a separação de conexão e resultar em fadiga ou afrouxamento do parafuso. Um torque excessivo pode causar falha do parafuso ou danificar a sua rosca. A importância do torque na implantodontia, portanto, parece clara. Segundo DUARTE et al. (2005, p.163), torque, que significa torcer em latim, pode ser facilmente identificado pela ação de força F de torcer ou girar. Quando se aplica uma força a um objeto (com uma chave de fenda ou de boca) com a finalidade de torcê-lo, está sendo aplicado um torque. Definiu ainda resumidamente torque como sendo a força que tende a produzir rotação, especificamente como o momento, em virtude de uma força tangencial.

Segundo DUARTE et al. (2005), unidade de torque no sistema Internacional é o Newton-metro (N.m.). O torque é dito positivo se tende a girar o corpo no sentido anti-horário, no sentido horário ele é negativo. Quando um parafuso é apertado ao

máximo, uma pré-carga é aplicada nele, induzindo a uma força compressiva nos componentes que estão sendo unidos. Frente à aplicação de uma força externa, parte dessa força compressiva, que mantém os componentes unidos é perdida, aumentando assim, a tensão no parafuso. A ausência da adaptação passiva faz com que as superfícies dos componentes não entrem em contato, quando a pré-carga é aplicada e, dessa forma, o parafuso passa a receber toda a carga, tendo seu tempo de fadiga reduzido há semanas (PATTERSON, 1992). Já JÖRNÉUS; CARLSSON (1992) explicam que é comum e não intencional que todos os tipos de parafusos possam soltar-se. Isso ocorre, provavelmente em razão de um aparafusamento indevido, embora o desenho do parafuso também seja importante. BURGUETE et al. (1994, apud DUARTE 2005, p.165) relataram que o propósito do aperto de qualquer conexão parafusada é evidente: se um parafuso não está apertado, ele não pode promover a função de travamento entre as partes integrantes do sistema. Embora um valor de torque específico seja recomendado para cada parafuso dos sistemas de implantes, o nível de aperto, em situações específicas, não tão óbvio assim.

Para PATTERSON (1992) o parafuso pode ser imaginado como se fosse uma mola, isto é, como se tivesse sido estendido pela pré-carga, e cujo estiramento fosse mantido por forças de fricção nas roscas. Nesse estágio, quanto maior é a pré-carga, maior será a resistência para o afrouxamento (por causa das forças de fricção entre as roscas, que serão maiores) e assim, só uma grande força externa provocará o deslizamento. O objetivo do aperto da conexão é promover uma pré-carga ótima, que maximizará o tempo de fadiga do parafuso, enquanto proporciona um razoável grau de proteção contra o afrouxamento. Quando duas partes são fixadas por um parafuso, esta unidade é chamada de conexão do parafuso. A conexão se soltará quando as forças que tendem a separá-las forem maiores do que

as que as mantinham unidas (MCGLUMPHY et al. 1998). Para BINON (1994), um torque demasiado pequeno pode permitir a separação da união e resultar em fadiga ou afrouxamento do parafuso. Um grande torque pode causar falha do parafuso ou deformar a rosca. Quando aplicado, o torque desenvolve uma força dentro do parafuso, chamada de pré-carga. A pré-carga é determinada pelos seguintes fatores: torque aplicado, liga do parafuso, desenho da cabeça do parafuso, liga do intermediário, superfície do intermediário e lubrificante. Quanto maior o torque, maior a pré-carga gerada. Ele é limitado pelo limiar mecânico de resistência do parafuso e pelo modo ele é aplicado. O valor de torque ótimo pode ser calculado em 75% do torque que causaria a falha do parafuso. Já as causas do afrouxamento dos parafusos, em relação ao torque são: o aperto inadequado, baixa pré-carga na conexão parafusada, inconstância operatória, resultando em uma ampla variação de aplicação de torque, dificuldade no acesso às regiões posteriores da boca para apertar os parafusos e variação do torque produzido por aparelhos mecânicos. CARR et al. (1996), recomendam que o parafuso de ouro seja apertado com um torque de 10Ncm e o parafuso do intermediário com 20Ncm. Para sistemas com um único implante e coroa protética recomenda-se 32Ncm em dentes anteriores com diâmetro regular do implante e 45Ncm, com diâmetro largo usado em dentes posteriores.

O torque, quando aplicado numa situação clínica, é distribuído pelo sistema de três modos: pelo atrito entre a cabeça do parafuso e o cilindro protético, pelo atrito entre as roscas do parafuso protético e as roscas do parafuso intermediário e pela pré-carga (BREENDING et al., 1993). BINON (2000) alerta que é importante que todos os torquímetros sejam aferidos e seus desempenhos conhecidos. Para empregar a máxima pré-carga, é necessário aplicar um torque apropriado para cada

tipo de parafuso. PATTERSON (1992), relatou que o tempo de fadiga de um parafuso pode chegar a 20 anos, desde que os parafusos sejam apertados ao máximo dentro do limite de deformação elástica e para isso recomendam torque um apropriado. Também para TZENAKIS et al. (2002), aplicando-se uma máxima pré-carga dentro dos limites da deformação elástica, seria possível garantir uma longa vida ao parafuso. Para MCGLUMPHY et al. (1998) o ideal seria aplicar um torque equivalente a 75% da força necessária para causar a sua fratura, conseguindo dessa maneira uma excelente pré-carga.

TAN e NICHOLLS (2002) avaliaram a pré-carga gerada pelo aperto manual entre operadores e com o uso de torquímetros manuais e eletrônicos e concluíram que a menor pré-carga foi conseguida com o aperto manual, sendo esta insuficiente. O uso de torquímetros manuais também produziu diferenças significativas entre operadores. Sugerem também que os torquímetros sejam regularmente calibrados. Seguindo esse mesmo raciocínio GROSS et al. (1999, apud BARRETO, 2007, p.30) avaliaram o torque gerado de forma manual por nove clínicos experientes em prótese sobre implantes. Os resultados mostram que em média o torque gerado foi de 29 a 55% do torque recomendado pelo fabricante. Já BINON em 2000 destacou que os fatores que afetam a pré-carga e a estabilidade da conexão são: rugosidade da superfície, acomodamento das superfícies de contato, interação elástica, fricção, temperatura, fluídos corrosivos, dobramento, desadaptação, falta de alinhamento entre componentes, vibração, forças cíclicas, fadiga, desenho dos parafusos, proteção dos parafusos e compatibilidade dos parafusos. Em relação ao torque, apenas 10% aplicado é usado para manter a estabilidade da conexão, o resto se perde pela fricção e por qualquer componente que possa impedir adequado assentamento entre os componentes, como desajuste e falta de alinhamento.

Sugere ainda que o reaperto periódico a cada 12 ou 18 meses para restabelecer a pré-carga.

Fatores relacionados ao tipo de conexão e pilares

Em seu trabalho sobre implantes e componentes, BINON (2000) realizou uma classificação clara e extensa variedade de implantes disponíveis, baseada na conexão da interface pilar/implante, na forma e na superfície do implante. Em relação à forma de união pilar/implante, afirmou que existem mais de 20 tipos diferentes de configurações desta interface. Desta forma, dois grandes tipos de conexões são conhecidos: externa e interna, que são caracterizadas pela ausência ou presença de uma configuração geométrica que se estenda acima da superfície coronal do implante. Segundo o autor o tamanho reduzido do hexágono externo torna a estabilidade da conexão dependente do parafuso de retenção, justificando os altos índices de afrouxamento observados em estudos longitudinais. Nas conexões internas, porém, é possível criar uma conexão mais profunda e com maior contato do pilar com as paredes internas do implante, diminuindo a possibilidade de micromovimentos durante as cargas, não sobrecarregando o parafuso de retenção. Também TAVAREZ em 2003 avaliou as alterações na interface pilar/implante de conexão interna e externa através de medidas de desadaptação, e a condição de torque e destorque dos parafusos de fixação quando submetidos a ensaio de fadiga, concluindo que a menor redução no destorque foi encontrada no grupo com hexágono interno 5,3N (17,67%), e a maior redução foi encontrada no grupo com hexágono externo com 20,5N (68,33%), havendo uma forte relação entre a aplicação de cargas cíclicas e a diminuição da condição de torque. Seguindo este mesmo raciocínio, KANO (2004) em seu estudo avaliou o efeito da aplicação de carga no destorque dos parafusos de retenção de pilares protéticos usinados,

sobrefundidos e fundidos em implantes com conexão tipo hexágono interno e externo. Concluiu em seu estudo que o destorque final dos pilares usinados com hexágono externo foi maior que dos pilares usinados com hexágono interno. Também DIXON et al. (1995) avaliaram a quantidade de torque necessária para afrouxar o parafuso do pilar em implantes de hexágono interno, externo e octógono interno. Concluíram que após cargas cíclicas houve uma redução na quantidade de torque para afrouxar os parafusos em média de 2,97N no sistema de hexágono externo, 1,62N no sistema de octógono interno e 5,58N no sistema de hexágono interno.

Para BALSCHI et al. (1996), o uso de pilar CeraOne especialmente desenvolvido para prótese unitária apresenta um desempenho muito maior superior aos pilares tipo UCLA e Interlocking Standard. Os autores ressaltaram ainda que o afrouxamento dos parafusos podem ser um indicativo de sobre carga e que ao aumentar a resistência da conexão pode-se induzir mais estresses à interface osso/implante. Ainda afirmam que o conceito de usar dois implantes na reposição de um molar parece ser biomecanicamente mais vantajoso. Também HOYER et al. (2001) avaliaram a resistência à fadiga de parafusos de fixação de pilares tipo UCLA em restaurações sobre implantes de largo diâmetro (6mm) versus restaurações sobre implantes de diâmetro padrão (3,75mm). Nos implantes de 3,75mm foram utilizados parafusos de ouro num torque de 32N e nos implantes de largo diâmetro parafusos de titânio puro a 20N e que foram submetidos à carga cíclica. Com base nos resultados os autores sugeriram que nos implantes de largo diâmetro a interface pilar/implante sofrem menos afrouxamento do parafuso de fixação do pilar. Isso porque a força transmitida para a interface pilar/implante sofre menos afrouxamento

do parafuso de fixação do pilar. Isso porque a força transmitida para a interface pilar/implante é distribuída sobre uma superfície de área maior.

Em um estudo para avaliar o torque de afrouxamento de três tipos de parafusos de fixação de pilares submetidos e não submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica, NAKAMURA (2005) concluiu: 1 – que os parafusos de fixação dos pilares submetidos ao ensaio apresentaram menor valor de destorque quando comparados aos grupos não submetidos; 2 – O parafuso de ouro apresentou maior valor de destorque quando comparado ao parafuso de titânio nos grupos que continham hexágono externo, submetido ou não ao ensaio mecânico; 3 – O parafuso de titânio apresentou maior valor de destorque quando utilizado no sistema com hexágono interno quando submetido ao ensaio de ciclagem mecânica.

BARRETO (2007, p.54) estudou o comportamento mecânico de duas conexões pilar/implante: um modelo de elemento finito, criado tomando como base um implante ITI de 12mm e um pilar de 7mm de altura, com uma conexão de oito graus (Cone Morse); e um modelo criado com o mesmo implante, com uma conexão de topo similar à de um implante de hexágono externo. O torque aplicado foi de 35N em ambos modelos. Uma força de 380N foi introduzida sobre os pilares a 0°, 15° e 30° fora do longo eixo do implante. Concluíram que com cargas aplicadas a 15° e 30° a tensão é 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, através da conexão, sendo as roscas do parafuso submetidas a pequenos níveis de tensão. Já na conexão de topo, altos níveis de tensão ocorrerem nas roscas no lado da carga, sendo uma distribuição de tensão típica de dobramento na porção do parafuso do pilar.

Fatores relacionados ao desajuste e fundição

Em seu estudo, BINON (1996) demonstrou que existe uma correlação direta entre a liberdade rotacional e o afrouxamento do parafuso. Quanto menor a liberdade rotacional, mais resistente é a conexão e menor é a probabilidade de afrouxamento dos parafusos. Os grupos com desajustes rotacionais inferior a 2° apresentaram uma maior resistência ao afrouxamento. O grupo com liberdade rotacional acima de 2° apresentaram uma média de resistência ao afrouxamento 26% menor, e o grupo com desajuste acima de 5° a redução no número de ciclos foi da ordem de 63% até o afrouxamento do parafuso. Seguindo o mesmo raciocínio, no mesmo ano BINON e MCGLUMPHY avaliaram o efeito da eliminação do desajuste rotacional na interface pilar/implante, quanto à estabilidade do parafuso. Dez implantes foram montados com pilares pré-fabricados com desajuste rotacional de 3 a 7 graus, e pilares calcináveis com desajuste de 0,0 a 0,5 graus. Os parafusos foram apertados a 20 e 30Ncm, e as amostras submetidas a um ensaio mecânico com cargas axiais de 133N e frequência de 1.150 ciclos. Os resultados comprovaram a relação direta entre desajuste rotacional e afrouxamento dos parafusos.

Ao avaliarem o efeito de dois níveis de desajustes na estabilidade da conexão, foram introduzidos por AL-TURKI et al. (2002) em uma prótese total fixa inferior desajustes de 100 e 175 micras na interface intermediário/implante do implante distal. As cargas foram aplicadas nas áreas do *cantilever* deste implante. Os resultados demonstraram que após ensaio equivalente a 144 dias de função o valor do destorque dos parafusos para a prótese com desajuste foi de um décimo do torque aplicado (10N). Concluíram que esses níveis de desadaptação devem ser considerados clinicamente inaceitáveis. Também PATTERSON; JOHNS (1992)

desenvolveram um método para calcular a resistência a fadiga dos componentes parafusados em sistema de prótese fixa sobre implante. Relataram que a ausência de adaptação passiva faz com que as superfícies dos componentes não entrem em contato quando a pré-carga é aplicada, dessa forma o parafuso passa a receber toda a carga tendo o tempo de fadiga reduzido. Também FALCÃO (2005) avaliou a relação entre o desajuste na interface pilar/implante a partir de cilindros calcináveis e pré-usinados fundidos, e perda de torque nos parafusos protéticos de titânio. Verificou alterações nas superfícies das roscas dos parafusos após o torque, e defeitos de fundição em alguns cilindros calcináveis. De acordo com os resultados conclui que cilindros pré-usinados proporcionam níveis de desajustes mais favoráveis do que os cilindros calcináveis, e que existe correlação direta entre o desajuste nas interfaces pilar/implante e a perda de torque nos parafusos de titânio. Seguindo a mesma linha de raciocínio, CARR; BRUNSKI; HURLEY (1996) avaliaram a pré-carga obtida a partir de infra-estruturas metálicas obtidas da fundição de cilindros utilizado resultou em pré-carga menor em relação ao grupo controle (cilindros de ouro sem fundição), e que o acabamento com retificadores e polimento melhoraram muito a pré-carga nas infra-estruturas obtidas a partir de cilindros plásticos.

Outros fatores envolvidos

Os resultados obtidos na Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) realizada para este estudo demonstram que todos os implantes sofrem algum tipo de desadaptação entre as roscas do parafuso protético e as roscas internas do implante, por diversos fatores, todos já citados na literatura que envolve este assunto. Apontam ainda a importância de utilização de componentes do mesmo fabricante do implante, para minimizar esta desadaptação na união das espiras. Este

tipo de desadaptação também contribui para o afrouxamento do parafuso, podendo comprometer a estabilidade e o resultado final desejado.

Em um estudo para avaliar o efeito da corrosão sobre o valor do destorque CEMBRANELI et al. (2004), concluíram que tanto os parafusos de ouro como os de titânio tiveram um destorque maior na condição do processo de corrosão e que os parafusos de ouro foram mais afetados pela corrosão que os de titânio. Alertam, porém, que essa aparente vantagem inicial pode não se traduzir, pois o processo corrosivo interfere na composição do parafuso podendo levar a falhas. Também WEISS; KOZAK; GROSS (2000), ao avaliarem a mudança nos valores de destorque após apertos repetitivos dos parafusos em uma análise intra e entre sistemas, concluíram que houve uma redução gradual no valor do destorque. A porcentagem de perda variou de 3% a 20% no primeiro destorque, 3% a 31% após 5 destorques e 4,5% a 36% em média após 15 destorques. Os autores recomendam a redução dos ciclos de aperto e afrouxamento durante os procedimentos clínicos e laboratoriais.

Em um estudo para avaliar a perda de torque em *cantilever* antero-posterior em pacientes reabilitados com próteses sobre implantes mandibulares, BROSKY et al. (2003), concluíram de acordo com os resultados obtidos que não houve aparente correlação entre extensão de *cantilever* anterior e perda de torque. A proporção entre *cantilever* posterior e expansão antero-posterior da prótese foi significativamente associada à perda de torque, e quando essa proporção chegou à 2:4 houve maior risco de perda de torque. SCHULTE; COFFEY (1997) conduziram um estudo para avaliar a capacidade de retenção dos parafusos de nove sistemas de implantes. Foram testadas três amostras de cada sistema. Os parafusos de retenção foram apertados a 30Ncm usando um torquímetro digital. O destorque foi registrado 3 vezes para cada amostra após 10 minutos, 20 minutos e 24 horas após

o torque. Não houve diferença no destorque em relação ao tempo aplicado e variou de 80% a 93% para todos os grupos estudados. Os resultados sugeriram que uma máxima retenção pode ser obtida quando for selecionado um sistema com 30Ncm e que permita eliminar o parafuso protético.

Após uma revisão da literatura, WINKLER et al. (2003, apud NAKAMURA, 2004), concluíram que, para reduzir o efeito da sedimentação, os parafusos de implantes deveriam ser reapertados 10 minutos após a aplicação do torque inicial como uma rotina nos procedimentos clínicos; instrumentos de torque deveriam ser usados, ao invés das chaves manuais, para assegurar apertamento consistente dos componentes do implante, com o valor de torque específico recomendado pelo fabricante. Nessa linha de raciocínio, SIAMOS et al. (2000), realizaram um estudo sob condição simulada de carga, para isso utilizaram dois grupos de amostras. Um grupo foi mantido por três horas após o torque e então afrouxadas. Outro grupo foi reapertado após 10 minutos com o mesmo torque inicial e então mantidos por três horas antes do afrouxamento. Dentro dos limites desta investigação *in vitro*, os autores recomendam que o reaperto dos parafusos de fixação do *abutment* acima de 30Ncm pode ser benéfico para a estabilidade *abutment/implante* e para diminuir o afrouxamento dos parafusos.

Estudando o efeito de cargas cíclicas perpendiculares ao longo do eixo do implante, e de cargas excêntricas aplicadas à 4mm do longo eixo do implante, KHRAISAT et al. (2004) concluíram que o torque foi preservado no grupo submetido a cargas excêntricas, e a diferença de destorque inicial e final foi maior no grupo que recebeu carga cêntrica.

Conclusão

Após análise de inúmeras publicações e experimento comparativo entre três marcas de implantes diferentes, pode-se concluir que, além das recomendações já estabelecidas (utilização de parafusos com tratamento de superfície, aumentando a pré-carga; utilização de parafusos com poucas roscas e pescoço liso para maior alongamento; aplicação do torque recomendado pelo fabricante; utilização de torquímetros calibrados; utilização de pilares usinados ao invés de fundidos; confecção de próteses com adaptação passiva; reapertamento dos parafusos após 10 minutos do torque inicial e escolha de implantes e pilares de boa qualidade), é importante que o intermediário protético seja do mesmo fabricante do implante, minimizando assim a possibilidade de desadaptação entre as roscas e diminuindo o risco de desapertamento do parafuso protético.

Referências Bibliográficas

AL- TURKI, L. E. E., et al. changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int. J. Prosthodont*, v.15, n.1, p.38-42.2002.

BALSHI, T.J., et al. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar.

BARRETO, M. A. Avaliação mecânica da prótese parcial fixa implant-suportada com cantiléver num ensaio de fadiga. Tese Mestrado. Universidade Sagrado Coração. Bauru. SP. 2007.

BINON, P. P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int. J. Prosthodont*, v.9, n.2, p.149-160.1996.

BINON, P. P.; McHUGH M. J. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int. J. Prosthodont.*, v.9, p.511-519,1996.

BINON, P. P. The external hexagonal interface and screw-joint stability : a primer on threaded fasteners in implant dentistry. *Quintessence Dent Technol*. P.91-105, 2000.

BINON, P. P. implant and components: Entering the new millennium. *Int. J. Oral Maxillofac implants*. V.15, n.1, p.76-94, 2000.

BREEDING, L. C.; DIXON, D. L.; NELSON, E. W.; TIETGE, J. D. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int. J. Prosthodont*, v.6, p.435-439,1993.

BROSKI, M. E.; KORIOOTH, T. W. P.; HODGES, J. The anterior cantilever in the implant-supported screw-retained mandibular prosthesis. *J. Prosthet. Dent., St. Louis*, v.89, n.3, p.244-249,2003.

CANTWELL, A.; HOBKIRK, J. A. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.19, n.1, p.124-132, 2004.

CARR, A. B.; BRUNSKI, J. B.; HURLEY, E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional gold and plastic cylinders. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.11, n.5, p.589-598, 1996.

CEMBRANELI TZ, VALLE AL do, BONACHELA WC, PEREIRA JR, MORAIS LMC. Avaliação do destorque dos parafusos de retenção de ouro e titânio de próteses implanto suportadas após processo corrosivo. *Ver Bras Implantodont Prótese Implant* 2004; 11(42): 108-11.

DIXON, D. L.; et al. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J. Prosthet. Dent.*, v.74, p.270-278,1995.

DUARTE, E.R. et al. Torque na implantodontia. *Rev Brasileira de Implantodontia Prótese implant*, n.12, p.162-171,2005.

DRAGO, C. L. A clinical study of the efficacy of gold-tite square abutment screws in cement-retained implant restorations. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*,v.18, n.2, p.273-278.

FALCÃO, H. B. L. Avaliação da relação entre desajuste vertical em interfaces pilar/cilindro protético fundido e sobre fundido e a perda de torque de parafusos protéticos de titânio. Dissertação para mestrado. USP. Ribeirão Preto,2005.

GOODACRE, C. J.;KAN, J. Y. K.; RUNGCHARASSAENG, K. Clinical complications of osseointegrated implants. J. Prosthet. Dent., v.81, n.5, p.537-552,1999.

HOYER SA, STANDFORD CM, BURANADHAM S, FRIDRICH T, WAGNER J, GRATTON D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: Joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. J. Prosthetic. Dent, v.85, n.6, p.599-607,2001.

JORNÉUS, L; JEMT, T; CARLSSON, L. Loads and designs of screw joint for single crowns supported by osseointegrated implant. Int. J. Oral Maxillofac Implant. n.7, p.353-359,1992.

KANO, S. C. Avaliação do desajuste e do destorque em pilares protéticos com conexão tipo hexágono externo e interno. Tese do doutorado.USP.Bauru, 2004.

KHRAISAT, A. et al. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. J. Prosthet. Dent., v.91, n.4, p.326-334, 2004.

MARTIN, W. C., et al. implant abutment screw rotation and preload for four different screw materials and surfaces. J. Prosthet. Dent., v.86, n.6, p.24-32, 2001.

MCGLUMPHY, E. A.; MENDEL, D. A.; HOLLOWAY, J. A. Implant screw mechanics. Dent Clin N Am, v.42, n.1, p.71-89,1998.

NAKAMURA, L. H. Estudo comparativo do afrouxamento de diferentes parafusos de fixação de abutment em implantes de hexágono externo e interno, após o ensaio de ciclagem mecânica. Tese mestrado USP. São Paulo, 2005.

PATTERSON, E. A.; JOHNS, R. B. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int. J Oral Maxillofac Implants.* v.7, n.1, p.26-34, 1992.

PEREZ, M O D et al. Falhas e complicações com próteses fixas e sobredentaduras instaladas sobre 82 implantes Emfils- Avaliação no primeiro ano de tratamento protético. *Implant Dentistry/Edição em português.* v.8, 2000/2001.

RAMBHIA, S. et al. Defects in hexed prosthetic screws: A metallographic and tensile analysis. *J. Prosthetic. Dent.*, v.87, n.1, p.30-39, 2002.

RAFEE, M. et al. The effect of repeat torque on the ultimate tensile strength of slotted gold prosthetics screws. *J. Prosthet. Dent*, v.88, n. 2, p.176-182, 2002.

SCHULTE, J. K.; COFFEY, J. P> Comparison of screw retention of nine abutment system: a pilot study. *Implant Dent*, v.6, p.28-31, 1997.

SIAMOS G; WINKLER S; BOBERICK K G. The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses, *J. Oral Implants* 2002;28(2):67-73.

TAN, K. B.; NICHOLLS, J. I. The effect of 3 torque delivery systems on gold screw preload at the gold cylinder-abutment screw joint. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* v.17, n.2, p.175-183, 2002.

TAVAREZ, R. R. J. Analise comparative das interfaces de implantes de conexão externa e interna em restaurações unitárias cimentadas e parafusadas por meio de ensaios de fadiga. Bauru, 2003. p.201. Tese(doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

TZENAKIS, G. K.; et al. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. J. Prosthet. Dent. v.88, n.2, p.183-191,2002.

WEISS, E. I.; KOZAD, D.;GROSS, M. D. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. J. Prosthet. Dent. v.84, n.2, p.194-199, 2000.

WINKLER, S.; RING, K.; RING, J. D.; BOBERICK, K. G. Implant screw mechanics and the settling effect: An overview. J. Oral Implantol v.29, n.5, p.242-245,2003.