



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



## CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Trabalho de Conclusão de Curso

Aluno(a): *Carolina Carli*

Orientador(a): *Guilherme Elias Lessanha Henriques*

Ano de Conclusão do Curso: *2011*

  
Assinatura do(a) Orientador(a)



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA UNICAMP



# PRÓTESES SOBRE IMPLANTES: ESTUDO DOS FATORES QUE INFLUENCIAM O AFROUXAMENTO DE PARAFUSOS E PERDA DE ESTABILIDADE DE COMPONENTES

CAROLINA CARLI

PIRACICABA  
2011

CAROLINA CARLI

PRÓTESES SOBRE IMPLANTES: ESTUDO  
DOS FATORES QUE INFLUENCIAM O  
AFROUXAMENTO DE PARAFUSOS E PERDA  
DE ESTABILIDADE DE COMPONENTES

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao  
Curso de Odontologia da Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, para  
obtenção do Diploma de Cirurgião Dentista.

ORIENTADOR: PROF DR GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

PIRACICABA  
2011

Ficha catalográfica  
Universidade Estadual de Campinas  
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba  
Marilene Girello - CRB 8/6159

C194p Carli, Carolina, 1988-  
Próteses sobre implantes: estudo dos fatores que influenciam o afrouxamento de parafusos e perda de estabilidade de componentes / Carolina Carli. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2011.

Orientador: Guilherme Elias Pessanha Henriques.  
Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Prótese dentária fixada por implante. I.  
Henriques, Guilherme Elias Pessanha, 1968- II.  
Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

## **AGRADECIMENTOS**

Aos meus pais e irmão pelo apoio, força, paciência e ensinamentos principalmente nos estudos durante toda minha vida.

Ao Profº orientador Guilherme Elias Pessanha Henriques pela atenção e por ser prestativo sempre que precisei.

Aos amigos por estarem sempre ao meu lado em todos os momentos.

## RESUMO

Para se obter longevidade nas reabilitações protéticas envolvendo implantes é necessário o assentamento passivo das próteses sobre os respectivos implantes, assim com a manutenção da estabilidade do conjunto frente aos esforços mastigatórios. Há muitos fatores que influenciam na distribuição de tensões da prótese para o implante quando os parafusos são apertados. Os esforços tendem a ser bem distribuídos quando os componentes são corretamente confeccionados. No entanto, mesmo respeitadas as indicações, as técnicas de confecção, de instalação e os ajustes oclusais é frequente a ocorrência de insucesso por afrouxamento ou fratura de parafusos, com desestabilização do conjunto. Essa revisão de literatura tem como objetivo levantar explicações para o afrouxamento de parafusos de retenção de próteses sobre implantes, buscando identificar os fatores que levam à perda da estabilidade do sistema e ao insucesso das reabilitações.

Palavras chave: prótese fixa dentária fixada por implantes, passividade, pré carga.

## **ABSTRACT**

To achieve longevity in the prosthetics rehabilitation involving implants it is required the passive prostheses on their implants, as well as the maintaining the stability of the entire system front of the masticatory efforts. There are many factors that influence the stress distribution of the prosthesis to the implant when the screws are tightened. The efforts tend to be well spread when the components are correctly made. However, even followed the directions, the techniques of manufacture, installation and occlusal adjustment are a common occurrence of failure by fracture or loosening of screws, with destabilization of the system. This literature review aims to raise explanations for the loosening of screws retaining prostheses on implants in order to identify the factors that lead to loss of system stability and failure of rehabilitation.

Keywords: fixed dental prosthesis fixed by implants, passivity, preload.

## **SUMÁRIO**

1- Introdução.....	6
2- Desenvolvimento.....	9
3- Conclusão.....	16
4- Referência bibliográfica.....	18

## 1 INTRODUÇÃO

A comprovação da osseointegração por Branemark na década de 60 aponta que o uso de parafuso de titânio com fixação endóssea poderiam ser usados confiavelmente como suporte de próteses, (Branemark et al. 1977; Albrektsson et al. 1981 Adell et al. 1981) e desde então, os implantes osseointegrados surgiram e sofreram evoluções consideráveis até os dias de hoje. Como demonstram os trabalhos de Perron, 1957; Andrews, 1957; Galluo, 1959; Trattner, 1965; e, Cherchevé, 1961, inicialmente surgiram várias formas de se produzir um sistema de implantes, como por exemplo ocos ou compactos, com espirais em maior número e mais largas. Scialom, 1961 incentivou a utilização de implantes agulhados, que eram dotados de um material bioinerte e resistentes à corrosão cujo uso indiscriminado colocou em descrédito a Implantodontia. Strock, 1943; Souza, 1947; Jorge Bruno, 1952 incentivaram a utilização de implantes endo ósseos de titânio como mantenedor da estrutura óssea aumentando a longevidade dos elementos dentários.

Os sistemas de implantes que prosperaram foram os parafusos com hexágonos externos que permitem o acoplamento das próteses sem rotação. Sobre estes implantes, encontra-se no mercado as próteses cimentadas ou parafusadas, sendo que, segundo Binnom, 2000, as do tipo parafusadas exigem um retorno periódico do paciente para o reaperto dos parafusos. Entretanto, Koriath, et al., 1999 relataram que o uso do parafuso possibilita fácil manutenção, não exige equipamentos especiais e a união é rápida. Vale ressaltar que cimentadas ou parafusadas, todas as próteses exigem, invariavelmente, um parafuso para estabilização no implante. Quando a prótese é tida como parafusada, um segundo parafuso - chamado parafuso protético - é utilizado. No sistema cimentado, somente o parafuso do pilar intermediário se faz necessário.

Visto que a Implantodontia representa um grande avanço na odontologia

reabilitadora, a confecção de próteses suportadas por implantes vem sendo desejadas cada dia mais, e com isso, busca-se a adaptação passiva das estruturas protéticas que determinam o sucesso e longevidade do tratamento (Jemt e Lekholm, 1998) juntamente com o fator dentista e paciente (Naert, Steenberghe, Worthington 1993).

Essa adaptação passiva almejada, objetivando o sucesso, exige o menor desajuste marginal possível, sendo que o componente de retenção não deve criar tensões no implante ou tecido ósseo circundante (Mellington e Lewing, 1995), já que as tensões da mastigação e instalação das próteses são transferidas ao osso de suporte pela inexistência de ligamento periodontal (Shalak, 1983). Caso não haja adaptação passiva, os desajustes horizontais e verticais têm a capacidade de, eventualmente, promover micro-cisões ósseas em áreas parcialmente isquêmicas, reabsorção da crista óssea e até falha na ósseointegração/fratura. Clinicamente, a ocorrência mais observada é o afrouxamento do parafuso de retenção ou sua fratura (White, 1993).

Os sistemas de implantes, quando montados no conjunto implante-prótese geram a criação de tensões de compressão nos componentes e de tração nos parafusos que são proporcionais ao torque de aperto. As tensões aplicadas no parafuso após o aperto para instalação são denominadas carga de aperto, carga inicial ou pré carga. Uma vez que a pré carga aplicada for menor que o ideal, não há estabilidade do conjunto. Se for maior, há a deformação plástica do parafuso, perda da pré carga inicial e soltura da prótese. No entanto, o que se observa na clínica diária é que mesmo que se tenha utilizado uma pré carga ideal para aperto dos parafusos, estes, quando não fraturam, se soltam frequentemente. Algumas soluções foram propostas buscando anular esta ocorrência, como uso de parafusos que permitem mais torque de aperto, alterações estruturais nos componentes ou simplesmente, utilização de mais torque nos parafusos existentes. Nenhuma é conclusiva ou soluciona o problema. Podem, inclusive, causarem outros, como a fratura de componentes ou a transferência exagerada

de tensões para a região peri-implantar.

Sabe-se que, após a instalação de uma prótese e após sua solicitação em uso clínico, a força para soltar um parafuso é sempre menor que aquela utilizada na instalação. Ve-se que fenômenos atuam no sistema e podem causar a falha da reabilitação. Essa revisão de literatura tem como objetivo levantar explicações para o afrouxamento de parafusos de retenção de próteses sobre implantes, buscando identificar os fatores que levam à perda da estabilidade do sistema e ao insucesso das reabilitações.

## 2 DESENVOLVIMENTO

Sahin & Cehreli, em 2001, realizaram uma revisão da literatura sobre os significados clínicos de assentamento passivo em infra-estruturas sobre implantes e os fatores que interferem no resultado desse assentamento. Para os autores, o único método para determinar a quantidade de passividade da infra-estrutura in vivo é a análise de força em cada implante pilar e/ou componente das próteses antes e/ou depois da cimentação ou aparafusamento. Os autores concluíram que um assentamento passivo absoluto não tem sido encontrado nas últimas três décadas e os materiais e as técnicas utilizadas na confecção de estruturas metálicas não são dimensionalmente precisos, mas um assentamento com desadaptação inferior a 150µm permite maior longevidade das fixações.

Kan *et al.* (1999), baseados nos estudos prévios relatados, destacaram que discrepâncias menores que 150µm são necessárias na busca de próteses implanto-suportadas que se adaptem passivamente, porém fatores como o número de implantes e sua distribuição, rigidez da estrutura e qualidade óssea podem influenciar na tolerância ao nível de desadaptação da prótese. Durante a prova da estrutura metálica foi possível identificar as distorções. Os autores consideraram que o nível de desadaptação marginal tolerado em diferentes situações clínicas ainda não havia sido determinado, destacando que a combinação de métodos para detectar desajustes foi recomendada no intuito de minimizar as distorções. Os métodos são a aplicação de pressão alternada exercida pelos dedos sobre a prótese com o propósito de localizar pontos de fulcro, sendo associado com meios de inspeção visual e tátil através de explorador em margens supragengivais e com tomadas radiográficas periapicais em situações subgengivais. A sequência de apertamento dos parafusos, do centro para os extremos, foi considerada relevante, devendo ser avaliada a resistência do parafuso após o apoio da sua cabeça à base do assentamento, não devendo ser exercida mais que meio volta no parafuso (180°) antes do torque.

Diante das limitações das técnicas anteriores, foi preconizado o uso de um teste denominado do parafuso único, o qual avalia o desajuste no segmento em balanço quando a prótese é apertada por um único parafuso em um abutment mais distalmente posicionado, sendo indicado em associações aos métodos táteis

e visuais em peças supragengivais ou com radiografias em casos subgengivais. O desajuste marginal, quando avaliado pelo teste do parafuso único em interfaces entre componente protético e implante, é considerado uma forma indireta de se avaliar a passividade e o assentamento de uma prótese de múltiplos elementos em relação aos implantes aos quais se fixa, porém, este teste pode apresentar resultados falso-positivo ou falso-negativo pois como o apertamento ocorre em um só parafuso que assenta-se sobre uma plataforma fundida que pode apresentar imperfeições positivas e distorção (Luthi, *et al.* 2010). Segundo o autor, clinicamente os valores de desajuste são menores, uma vez que as peças são fixadas aos implantes por torque de todos os parafusos que leva a uma aproximação forçada, mas muitas vezes, à custa da geração de tensões.

Apesar do assentamento não ter sido encontrado, Jemt & Lie, em 1995, relataram que os estresses recebidos no tecido ósseo ao redor do implante são de baixa magnitude e que os estresses máximos foram muito inferiores aos limites de tração e compressão do osso cortical e medular. A alta resistência da infra-estrutura à torção reduz o risco de sobrecarga mecânica nos parafusos de retenção, principalmente em infra-estruturas com cantilever.

O osso cortical e medular possuem propriedades mecânicas diferentes, o que pode estar relacionado também com a concentração de tensão nos implantes cilíndricos rosqueados com hexágono externo pois, segundo Rocha, *et al.* 2001, o módulo de elasticidade do osso cortical é dez vezes maior que o módulo de elasticidade do osso medular e está mais próximo ao carregamento. Desse modo, a camada de osso cortical recebe mais tensões geradas no implante e deforma-se menos, gerando maiores tensões nessa região. Nos implantes rosqueados com hexágono interno, a distribuição de tensão foi mais homogênea ao longo do implante e com menor concentração de tensão no pescoço do implante. As diferenças nos valores de tensão encontradas nos implantes rosqueados com hexágono interno e externo foi pequena ou não existiu na maioria dos pontos avaliados.

O insucesso dos implantes osseointegrados possui muitos fatores, entre eles a presença de microrganismos na interface implante e pilar estão inclusa. Os implantes de encaixe cônico e hexágono externo, que possuem precisa adaptação entre o implante e o pilar, foram avaliados quanto à perda de pré-carga e a infiltração bacteriana na interface implante e pilar e foi comprovado que não há relação entre eles.

A distribuição de cargas na prótese, no implante e no osso de suporte deve ser controlada para minimizar as tensões no osso que suportam o implante, pois excessivas tensões levam a perda óssea e ao comprometimento da estabilização e manutenção do equilíbrio biomecânico das estruturas. Para obter sucesso em longo prazo, é fundamental o controle da distribuição de tensões e da capacidade das estruturas da região analisada de receber cargas (Ranger & Jemt, 1989)

Nortom, em 1998, verificou as tensões no implante cilíndrico rosqueado com hexágono externo e demonstrou que os maiores valores de tensão estão localizados na região do pescoço e da primeira rosca do implante, e estes resultados, correspondem a região que normalmente sofre perda óssea localizada. Chun, *et al.* (2002) também encontrou o maior valor de tensão na primeira rosca em todos os desenhos de implantes rosqueados avaliados, independente da direção do carregamento (axial e oblíquo), não especificando o tipo de conexão utilizada.

A geometria entre os encaixes dos implantes em hexágono externo e interno causou diferença na transmissão de tensões da prótese para o implante já que a diferença está na área de localização do hexágono, sendo este o principal responsável pela transmissão das tensões da prótese para o implante. Os valores de perda óssea obtidos foram menores em relação ao hexágono externo e ocorreram casos que não houve perda óssea segundo Adell, *et al.* 1981.

Hanses, em 2002 avaliou através de um dispositivo, o afrouxamento do abutment e parafuso protético e também analisou a precisão e a validade desse dispositivo. Ele descreveu um dispositivo mecânico projetado para caber o *Torque Contoller* e medir quantos graus são necessários para apertar o parafuso do abutment ou o parafuso protético para alcançar o valor de torque alvo. O estudo

demonstrou que o grau de afrouxamento do abutment e do parafuso protético pode ser refletido no número de graus necessários para reapertar, e que é possível reapertar os parafusos do abutment e da prótese com precisão de 1,7 graus e 1,3 graus respectivamente. O dispositivo usado foi comprovadamente preciso e espera-se, através dele, avaliar diversos parâmetros para estabilidade do parafuso, como por exemplo, o tipo de sistema de implante, tipos de abutment, tipo de material da liga, número de dispositivos elétricos e necessidade de reaperto dos parafusos protéticos e do abutment.

Jemt, em 1991 relatou que em relação ao afrouxamento dos parafusos de ouro, a estabilidade se dava se não no primeiro controle, no segundo. Foram raros os casos de mais que dois reapertos para estabilização, e, na maxila, constatou-se maior instabilidade dos parafusos de ouro. O risco de fratura dos componentes é baixo e ocorre mais no primeiro ano de função se o desenho da prótese esta adequado, a prótese é rígida e apresenta adaptação passiva.

Segundo Watanabe, *et al.* (2000), a presença de tensões em implantes ocorria sempre que a prótese era fixada devido ao apertamento dos parafusos, então é possível que uma infra-estrutura que tenha maior desajuste marginal (horizontal e vertical) se assente de forma a gerar menos tensões por apresentar correta distribuição de forças. Para a realização dos apertos dos parafusos protéticos em uma prótese fixa suportada por 5 implantes, numerados de 1 a 5 da direita para esquerda, a prótese deve ser posicionada e o parafuso 1 totalmente apertado e assim, verifica-se a adaptação dos demais componentes. O procedimento deve ser repetido com outro parafuso na distal (parafuso 5) e uma vez verificada a adaptação, aperta-se todos os parafusos, um de cada vez, começando pelo parafuso 2 e depois o 4. O mais intermediário posteriormente e os dois distais eventualmente. O aperto deve ocorrer em cada parafuso até sua primeira resistência, anotando-se o posicionamento da chave e um máximo de ½ volta (180º) deve ser dado na chave para aperto final. A adaptação também foi avaliada pela quantidade de voltas dadas durante o aperto do parafuso de ouro e, quando mais de meia volta era necessária para o completo aperto, a prótese era considerada mal adaptada sendo separada e soldada.

Por outro lado, Clelland et al. 1995; Millington & Leung 1995, costataram relação entre desajuste marginal e indução de tensões aos implantes mas em nenhum dos estudos houve proporcionalidade entre essas variáveis. Por final, a desadaptação pode ser considerada em alguns casos, um dos fatores de indução de tensões aos implantes, mas não pode ser atribuída a ela uma relação direta com a magnitude do aumento das tensões. Para acrescentar, as condições das roscas internas do pilar, as falhas da fundição, o sistema de torquímetro empregado podem influenciar nas relação entre esses fatores já que esses acontecimentos não ocorreram com a mesma intensidade e frequência (Nissan, et al. 2001; Elias & Figueira, 2003; Byrne et al. 2006).

Carlsson, em 1994 relatou que não existe uma adaptação absolutamente passiva já que todo aperto de parafusos gera certa deformação da prótese e/ou do osso, induzindo algum estresse ao sistema. Uma prótese mal adaptada, que sofre estresse e tensão são fatores que afetam a longevidade dos componentes. O autor relatou que uma desadaptação lateral de 150 $\mu$ m não gera qualquer tensão no sistema devido as características do Sistema Branemark, mas um erro angular de mesma dimensão é capaz de gerar um deslocamento angular no ápice do implante para aliviar a tensão gerada.

McGlumphy, Mendel & Holloway, em 1998 ofereceram soluções práticas para minimizar o afrouxamento dos parafusos, porém nenhuma tem eliminado o problema completamente. Entre as soluções estão a rosca antivibracional, alterações no desenho do parafuso, interligação mecânica direta e mecanismos de controle de torque.

Cardoso, em 2007 concluiu que a força imediata necessária para o destorque de parafusos protéticos em estruturas implanto-retidas é influenciada por diferentes níveis de desajuste marginal. O maior nível de desajuste marginal reduziu a força imediata necessária para o destorque dos parafusos protéticos

Kano, em 2005, avaliou o desajuste marginal e o efeito da aplicação de carga cíclica no destorque dos parafusos de retenção de pilares protéticos usinados, sobrefundidos e fundidos com conexão tipo hexágono externo e interno. Ele concluiu que todos os grupos apresentaram desajuste rotacional

inferior a 5 graus, indicando adequada estabilidade das conexões estudadas. Para a conexão tipo hexágono externo avaliada neste estudo, os pilares usinados apresentaram maior destorção inicial, entretanto, o destorção final foi igual para os pilares usinados fundidos. O destorção final dos pilares usinados com hexágono externo avaliados neste estudo foi maior que dos pilares usinados com hexágono interno.

O assentamento passivo de infra-estruturas parafusadas enceradas foi comparado com as fundidas tradicionalmente por Randi *et al.*, em 2001, que testaram ainda a resistência da cimentação. Foi concluído que as infra-estruturas cimentadas demonstraram assentamento superior e distorção angular comparada ao grupo controle, que constituiu de dez infra-estruturas fabricadas com técnicas tradicionais de enceramento e fundição diretamente a cilindros de ouro. Foi encontrada força de retenção adequada em infra-estruturas cimentadas.

Carlsson & Haraldson *et al.*, em 1985, concluíram em seu estudo que as forças oclusais que incidem em uma prótese sobre implante são aproximadamente iguais as forças que incidem em uma prótese convencional e independem das conexões e da geometria dos implantes, apesar de que a localização, a magnitude e a direção da força que incide sobre os dentes variam muito entre indivíduos, e sofre influência do sexo, do arco antagonista, da saúde e do equilíbrio do sistema estomatognático, e também do estado emocional.

Sabe-se que a força necessária para soltar o parafuso será menor do que a necessária para sua fixação na prótese sobre implantes osseointegráveis parafusadas, pois, durante o aperto, o parafuso é alongado e as roscas são mantidas em tensão, produzida por uma força friccional de apertamento entre as roscas do parafuso e do implante, a qual traciona a prótese mantendo-a acoplada ao implante. No entanto, com o passar do tempo essa tensão é dissipada, e como consequência, a força necessária para remoção (pré-carga), passa a ser menor (Patterson & Johns, 1992). Essa força que mantém as estruturas em posição é definida como pré-carga.

Ocorreu-se mudanças significativas nos valores de pré carga entre ligas de diferentes composições utilizadas para fundição de infra-estruturas (Costa *et al.*,

2003), que possuem diferentes propriedades mecânicas como módulo de elasticidade e dureza, envolvidas diretamente na soldura de parafusos. A perda de pré-carga aumenta conforme os ciclos mastigatórios, e o parafuso deformou-se e gerou uma força friccional que foi sendo perdida com o passar do tempo, diminuindo assim o valor necessário para remover a prótese. Muitos fatores podem influenciar a perda de pré-carga como: a compressão da cabeça do parafuso contra o pilar, micro movimentos dos pilares, o desenho geométrico dos pilares e dos parafusos e a precisão da adaptação na união dos componentes, além de que a carga cíclica pode acelerar o processo de liberação de tensão, provocando a aceleração na redução da fricção entre as roscas do parafuso e do implante. (Jemt, 1991; Gratton *et al.*, 2001; Kano *et al.*, 2006; Guda *et al.*, 2008; Spazzin, 2009; Delben, 2009)

Luthi, em 2010, afirmou que pilares sobrefundidos em Ni-Cr-Ti comparados com Co-Cr, mostraram-se inferiores relacionando- os à pré-carga dos parafusos, uma vez que a de Co-Cr perdeu 65% do valor inicial de pré-carga. Pilares calcináveis em Co-Cr apresentaram maiores valores de pré-carga, uma vez que perder 53% do seu valor inicial. Nesse mesmo estudo, não foi encontrada correlação entre desajuste, tensão e pré-carga, ou seja, o aumento de uma variável não é necessariamente acompanhada pelo aumento de outra. As distorções oriundas da fundição das peças que conduzem à desadaptação da prótese seria somente um fato a ser observado, e que por si só, não determinaria a característica de distribuição de forças entre as superfícies da infra-estrutura e do implante ou do pilar (Byrne *et al.* 2006).

### **3 CONCLUSÃO**

Clinicamente, observa-se que desajustes próximos a 150 $\mu$ m ainda permitem o sucesso do tratamento com próteses sobre implantes osseointegrados. Mesmo na presença destes pequenos desajustes, o assentamento passivo dos componentes protéticos aos implantes é sempre desejável com o propósito de se evitar sobrecargas e fracassos.

O número de implantes, sua distribuição, rigidez da estrutura protética e qualidade óssea influenciam na adaptação da prótese sobre os implantes, assim como a localização dos encaixes dos implantes que são os responsáveis pela transmissão das tensões da prótese para o implante quando os parafusos são apertados.

Tensões são induzidas onde não há aceitável passividade, e se concentram, principalmente, na região do pescoço e da primeira rosca do implante (local onde há maior perda óssea). Na presença de maiores desajustes, há geração de maiores tensões, culminando com perda óssea, em maior parte no osso cortical que possui maior módulo de elasticidade e está mais próximo do carregamento.

Fá-se, então, necessário controlar a distribuição destas tensões, buscando otimizar a capacidade da região em receber as cargas. Com a correta confecção dos implantes e das próteses, o risco de fratura é menor. Se acontecer, sabe-se que as chances são maiores de ocorrer no primeiro ano de uso da prótese.

Todavia, muitas das solicitações recebidas no tecido ósseo são de baixa magnitude, já que a infra-estrutura da prótese possui resistência suficiente para absorver os esforços, reduzindo o risco de sobrecarga mecânica. Um dos componentes da prótese que mais absorvem as tensões são os parafusos de retenção. Quando se soltam ou se fraturam, prejudicam a estabilidade da prótese e podem levar ao fracasso da reabilitação.

Desajuste marginal e a força (ou torque) necessária para soltar os parafusos

de retenção são grandezas diretamente relacionadas. Quanto maior o desajuste, menor a força necessária para destorque. Na presença de desajustes, tem-se um torque para soltar um parafuso depois da prótese instalada sempre menor que a necessária para fixação do mesmo. Conclui-se que com os ciclos mastigatórios, tensões são geradas, conduzindo a perda da pré-carga e da tensão friccional inicial de instalação. Estes esforços cíclicos aceleram ainda a redução da fricção entre as roscas do parafuso e do implante, conduzindo à perda de estabilidade do conjunto e a soltura da prótese.

Além disto, a pré-carga inicial sofre influências da compressão da cabeça do parafuso contra o pilar, dos micro movimentos dos pilares, do desenho geométrico dos pilares e dos parafusos e da precisão da adaptação na união dos componentes.

Apesar da diminuição da pré-carga inicial, são raros os casos que necessitam de mais de dois reapertos para reestabilizar a prótese. Todavia, o fato de fazer necessário reapertar, o sucesso clínico da reabilitação já pode ser questionado. Tem-se ainda que se imaginar que reapertos são facilmente conseguidos em próteses parafusadas. Nas cimentadas (por também necessitarem de um parafuso) a tarefa é significativamente dificultada, quando não, impossibilitada sem que a prótese seja destruída.

Os reapertos podem se tornar menos frequentes se os acontecimentos que levaram a estas ocorrências forem identificados. Sobrecargas oclusais indevidadas e, principalmente, desajustes marginais e falta de passividade normalmente estão envolvidos.

## REFERÊNCIAS

1. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant – supported protheses in the edentulous jaw. **Clin Oral Implants Res.** 1995; 6: 172-80.
2. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed protheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **Int J Oram Maxillofacial Implants** 1991; 6: 270-6.
3. Kan JYK. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J Prosthet dent.** 1999; 81 (1) 7-13.
4. Kano SC. Avaliação do desajuste em pilares protéticos com conexão tipo hexágono externo e interno (tese doutorado). Faculdade de Odontologia de Bauru **USP/FOB** (2005).
5. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. **Dent Clin Nam** 1998; 42:71-89
6. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics; current status. **Implant dent.** 2001; 10 (2); 85-90
7. Adell, R. et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. **Int. J. Oral Surg.**, v.10, p. 387-416, 1981.
8. Jemt T. Fixed implant-supported protheses in the edentulous maxilla. A five-year follow-up report. **Clim Oral Implants Res** 1994; 5: 142-7
9. EKFELODT A, CARLSSON GF, BORJESSON G. Clinical evaluation of single-tooth
10. restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1994;9: 179-83.

11. Carlsson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:90-4.
12. JEMT, T. AND U. LEKHOLM (1998). "Measurements of bone and framework deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits." **Clin Oral implants Res** 9(4): 272-80.
13. ALBREKTSSON, T. et al. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long lasting, direct bone to implant anchorage in man. **Acta Odontol Scand**, Oslo, v.52, n 2, p. 155-70, 1981.
14. Adell, R. et al. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int J Oral Surg**, Copenhagen, v.10, n.6, p387-416, Dec 1981.
15. Rangert BO, Jemt T, Jorneus L. Force and moments on Branemark Implants, **Int Oral Maxillofac Implants**. 1989; 4(3): 241-247.
16. Watanabe F, HATAY. Analysis of stress distribution in screw-retained implant prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2000; 15(2): 209-218.
17. Cardoso L, Daroz LGD, Fragoso WS, Consani RLX, Mesquita MF, Henriques GEP. Influência do desajuste marginal na força de destorque de parafusos protéticos (tese)
18. Hanses G, Smedberg JL, Nilner K. Analysis of a device for assessment of abutment and prosthesis screw loosening in oral Implants. *Clin Oral Implants Res*. 2002 Dec; 13 (6): 666-70
19. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part I: stresses generated on the superstructure relative to size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont*. 1995; 8(6): 511-516.
20. Binom PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*. 1996; 9: 511-9.
21. Luthi LF. Desajuste marginal e influência na pré-carga de parafusos e nas tensões induzidas às fixações de pilares metaloplásticos sobre-fundidos (tese).