

**Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico**

Paulo Eduardo Herbst

**Efeitos da ciclagem mecânica na estabilidade de pilares protéticos cone  
Morse instalados com diferentes torques**

CURITIBA  
2014

Paulo Eduardo Herbst

Efeitos da ciclagem mecânica na estabilidade de pilares protéticos cone Morse instalados com diferentes torques

Dissertação apresentada ao Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Tiozzi

CURITIBA  
2014

Herbst, Paulo Eduardo

H534e Efeitos da ciclagem mecânica na estabilidade de pilares protéticos  
cone Morse instalados com diferentes torques. Curitiba, 2014  
80f. : il. ; 31cm

Dissertação (mestrado) – Instituto Latino Americano de Pesquisa e  
Ensino Odontológico – Programa de Pós - Graduação em Odontologia -  
Área de Concentração: Implantodontia. Curitiba, 2014

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Tiossi

Bibliografia

1. Implantes Dentários. 2. Torque. 3. Força Compressiva. I. Título.

Paulo Eduardo Herbst

Efeitos da ciclagem mecânica na estabilidade de pilares protéticos cone Morse instalados  
com diferentes torques

Presidente da Banca (Orientador): Prof. Dr. Rodrigo Tiozzi

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro

Prof. Dr. Sérgio Rocha Bernardes

Aprovada em: 22/06/2014

## **Dedicatória**

Dedico esse trabalho.....

...A uma pessoa maravilhosa, minha esposa, que sempre cooperou com muito amor e dedicação, todos os momentos da minha vida.

...Aos meus pais, que com exemplo, deram os instrumentos necessários para crescer pessoalmente e profissionalmente.

...A odontologia, uma maravilhosa profissão, que devolve a alegria e o sorriso para as pessoas.

...A todos, que de alguma forma, contribuíram para a realização desse trabalho.

## **Agradecimentos**

Primeiramente à Deus, o grande arquiteto do universo, por nos proporcionar uma maravilhosa existência.

Ao prof. Dr. Rodrigo Tiozzi, um exemplo de profissional, cuja competência culminou na conclusão desse trabalho, meu muito obrigado.

A coordenadora do curso Dra. Ivete de Matias Sartori, uma profissional completa.

A equipe do ILAPEO (professores e funcionários) pela convivência e trocas de experiências nesses anos.

A Luciana Cardoso da Cunha, por seu empenho e grande ajuda, sempre muito prestativa.

A Engenheira Laiz Valgas, pela grande ajuda.

Ao Engenheiro Rafael Calixto Sallati, pela ajuda e recepção na empresa.

A empresa Neodent, por estar de portas abertas para pesquisa.

Ao meu trio de clínica, que quando se une, é absurdamente produtivo, Rafael e Eduardo, muito obrigado.

Aos colegas e amigos do mestrado: Bruno, Marcos, Alberto, Fernando(s), Marcelo pela troca de experiências e convivência., em especial o pessoal do hotel, pela grande parceria.

# Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução.....	09
2. Revisão de Literatura.....	12
3. Proposição.....	32
4. Materiais e Métodos.....	33
5. Artigos Científicos.....	39
6. Referências.....	74
7. Anexo.....	79

## **Listas de Figuras**

Figura 1 - Torquímetro digital (TQ-680, INSTRUTHERM).....	33
Figura 2 - Munhão Universal CM (Neodent. Curitiba, Brasil).....	34
Figura 3 - Barra em Titânio grau 5.....	35
Figura 4 - Bloco metálico com inclinação de 15 graus.....	35
Figura 5 - Máquina de Ensaio Mecânico ElectroPuls™ E3000, Instron, Norwood, MA, EUA).....	36
Figura 6 - Conjunto com o corpo de prova sob carregamento mecânico, com o ponto de carga 5 mm ao longo eixo do implante.....	36

## Resumo

Ainda existem dúvidas por parte dos profissionais em relação à durabilidade dos componentes que conectam o implante dentário à coroa protética, assim como o torque que deve ser estabelecido na instalação desses componentes, sendo que uma das complicações mecânicas mais comuns são o afrouxamento do parafuso e até a fratura do implante. O objetivo proposto pelo presente trabalho foi de avaliar o comportamento dos munhões universais quando instalados com diferentes torques em implantes cone Morse sob carga cíclica. Esse estudo experimental testou 18 implantes Titamax CM Cortical (3,5 x 11 mm, NEODENT, Curitiba, PR, Brasil) associados a munhões universais CM em corpo único (NEODENT), instalados com diferentes torques de aperto e sobre os quais foram feitos testes mecânicos de fadiga (ciclagem mecânica). Dois grupos com diferentes torques de aperto do munhão foram utilizados: G1: torque de 20 Ncm; G2: torque de 32 Ncm (torque preconizado pelo fabricante). Uma barra de 20 mm em formato de T foi fabricada em titânio grau 5 para simular a prótese sobre os munhões. Os corpos-de-prova, fixados em bloco de poliacetal, foram inseridos em bloco metálico com angulação de 15 graus, confeccionado para seu encaixe. A carga cíclica inicial de 160,85N foi aplicada 5 mm distante do longo eixo dos implantes/munhões, com frequência de 12 Hz até totalizar  $1 \times 10^6$  ciclos ou até deformação/fratura do conjunto. Para cada conjunto seguinte, a carga era acrescida em 20% quando ocorressem  $1 \times 10^6$  ciclos sem falhas (carregamento escalonado). Após o testes mecânicos, também foi mensurado o destorque dos munhões. O destorque do grupo 1 ficou na média de  $20.36 \pm 8.73$  Ncm e o grupo 2 teve média de  $35.61 \pm 6.99$  Ncm. Pode-se concluir que, quando os munhões são instalados com o torque 32 Ncm, o efeito morse parece ter ação mais efetiva quando comparado a torque de 20 Ncm.

Palavras - Chave: Implantes Dentários; Torque; Força Compressiva.

## **Abstract**

There are still doubts among professionals regarding the durability of the components that connect the dental implant prosthetic crown, as well as the torque that must be established in the installation of these components, and one of the most common complications is the mechanical screw loosening. The aim of the study, was to evaluate the behavior of cone Morse abutments, when installed with different torques. This experimental study tested 18 Titamax CM Cortical implants (3.5 x 11 mm, NEODENT, Curitiba, PR, Brazil) associated with CM universal abutment (NEODENT), installed with different torques and on which tests were made mechanical fatigue (cyclic loading). Two groups with different abutments torque were used: G1 torque Ncm 20, G2: 32 Ncm torque (torque recommended by the manufacturer). A bar of 20 mm T-shaped was made of titanium to simulate on the prosthesis. The samples were fixed in polyacetal block and inserted into metal block with an angle of 15 degrees made for your fitting. The initial cyclic load of 160.85 N was applied 5 mm away from the long axis of the implants / abutments, with a frequency of 12 Hz up to a total  $1 \times 10^6$  cycles or until deformation / fracture set. For each following set, the load was increased by 20% when  $1 \times 10^6$  cycles without failure occur (scaled loading). After the mechanical tests, was also measured detorque of the sleeves. The detorque group 1 was in the mean of  $8.73 \pm 20.36$  Ncm and group 2 had a mean of  $35.61 \pm 6.99$  Ncm. It can be concluded that when the abutment are installed with torque 32 Ncm, morse effect seems to be more effective action when compared to 20 Ncm.

Key words: Dental Implants, Torque; Compressive Strength.

## 1. Introdução

A osteointegração, união íntima entre as estruturas ósseas e o óxido de titânio, foi um marco que revolucionou o modo de pensar a reabilitação oral. Após esta descoberta, foi possível a reabilitação com uso de próteses totais ou parciais fixas suportadas por estruturas de titânio implantadas cirurgicamente no osso e capazes de resistir às forças da mastigação (BRANEMARK et al., 1987; ATT et al., 2006). Embora seja comprovado que existe mais de 90% de taxa de sobrevida nos implantes (ANDERSON et al., 1998; KOURTIS et al., 2004), há outros fatores a considerar como: tecidos peri-implantares, fraturas de implantes e afrouxamento e/ou fraturas de parafusos (GOODACRE, KAN & RUNGCHARASSAENG 1999).

Inicialmente, os implantes possuíam uma junta em topo entre eles e os pilares protéticos, mediados por um hexágono externo. Essa conexão se tornou muito popular no decorrer dos anos, apesar de suas várias limitações biomecânicas, sendo que o hexágono externo, devido às suas propriedades mecânicas, é mais susceptível aos afrouxamentos de parafuso sob carregamento dinâmico (HENRY et al., 1996; BOGGAN et al. 1999; ABOYOUSSEF, WEINER & EHREMBER, 2000; KHRASAIT et al. 2004). Ainda assim, a conexão de hexágono externo se tornou a conexão mais usada (NORTON, 1999). Em um estudo retrospectivo com 70 implantes, 44,9% dos parafusos de retenção do pilar foram reapertados ao menos uma vez durante o período de acompanhamento de 3 anos (JEMT & PETERSSON 1993).

Diversos sistemas têm sido estudados para suprir a deficiência mecânica da conexão em hexágono externo. Foram desenvolvidas conexões de hexágono interno, a qual apresenta algumas vantagens em relação às conexões de hexágono externo, como maior

estabilidade devido a uma maior área de conexão, melhor distribuição de forças e, devido ao centro de rotação mais apical, melhor resistência às cargas laterais (MAEDA, SATOH & SOGO 2006; BERNARDES et al., 2009). Outra conexão interna desenvolvida foi a cônica, que apresenta conicidade na união entre os pilares e implantes. Essa conexão é amplamente utilizada na engenharia, onde há grande necessidade de retenção entre os componentes. A conexão cônica interna apresenta contato íntimo entre o implante e pilar, o que evita o afrouxamento dos componentes (MAEDA, SATOH & SOGO 2006). Essa conexão foi desenvolvida para melhorar a biomecânica entre implantes e pilares, reduzindo os problemas relacionados à mecânica nos sistemas de hexágono externo e interno (BOZKAYA, MUFTU & MUFTU 2004; BOZKAYA, MUFTU & MUFTU 2005).

O assentamento do pilar no implante e o torque usado para sua instalação são importantes para a manutenção dos tecidos peri-implantares e distribuição de carga ao osso, evitando o excesso de força nos pilares, o que levaria ao afrouxamento do parafuso (STEINEBRUNNER et al., 2005). A pré-carga do parafuso muitas vezes é a única força que resiste às cargas oclusais em conexões hexagonais, impedindo que o pilar se solte do implante, sendo que ocorrerá o afrouxamento do parafuso quando ocorrerem cargas excessivas (SCHAWARZ, 2000). Essa situação não ocorre nas conexões cônicas, onde as cargas atuam na direção de inserção do pilar, reforçando a conexão (BOZKAYA, MUFTU & MUFTU 2005). No entanto, vários outros fatores parecem ter grande influência na perda da pré-carga do parafuso e afrouxamento ou fratura do pilar, incluindo a estrutura de ligação do implante/pilar (BINON, 2000).

A ocorrência do afrouxamento do parafuso é desagradável para o paciente e dispendiosa clinicamente para o profissional. Considerando que a falha do parafuso de retenção é uma complicação comum, e que a qualidade dos materiais usados é proporcional a tolerância entre as peças (BINON & MCHUGH 1996; SCHWARZ, 2000;

KANO et al., 2007; ASSUNÇÃO et al. 2011) e que há várias situações em que os clínicos podem optar por diferentes pilares de retenção (ABOYOUSSEF, WEINER & EHREMBER 2000; BINON, 2000; SCHWARTZ, 2000; BERNARDES et al., 2014), é oportuno estudar o efeito de carga cíclica na manutenção da prótese, a manutenção do torque dos parafusos/pilares de retenção e o que ocorre na junção implante/pilar.

O parafuso dos pilares é importante para a retenção das próteses sobre implantes e seu afrouxamento irá prejudicar a estabilidade da restauração, se a restauração for cimentada ocorrerá um maior problema por ser irreversível. Também é importante avaliar o efeito proporcionado pela conexão interna na estabilidade da junção pilar-implante e na resistência à fadiga dos pilares protéticos.

## 2. Revisão de Literatura

Binon e Mchugh (1996) avaliaram implantes de hexágono externo com pilares pré-fabricados e pilares fundidos, os parafusos foram apertados com o torque de 20 e 30 Ncm. As amostras foram submetidas a uma carga fora do longo eixo com aplicação de 133,3 N com 1.150 ciclos por minutos, uma amostra com foi ciclada com rotação anti-horária de 28 ciclos por minuto. Os pilares pré-fabricados apertados com 20 Ncm falharam com uma média de 357.162 ciclos, os pilares fundidos foram ciclados até 1 milhão de ciclos sem falha. Com o aperto do parafuso com 30 Ncm os pilares pré-fabricados falharam com aproximadamente 5 milhões de ciclos. Dois dos 5 pilares fundidos falharam em 4,3 milhões de ciclos e 9,5 milhões de ciclos, o restante das amostras não mostraram nenhuma evidência de afrouxamento do parafuso, os ciclos foram encerrados em 10 milhões. Os resultados indicam uma correlação direta entre o desajuste rotacional e afrouxamento parafuso. Conclui-se quanto menor o desajuste rotacional entre implante/pilar, o sistema poderá obter maior resistência ao afrouxamento do parafuso.

Mcalarney e Stavropoulos (2000) avaliaram em seu estudo os efeitos clínicos em cantiléveres em próteses sobre implantes sem sobrecarga excessiva, foi calculado o máximo da extensão do cantiléver para que não ocorresse o afrouxamento do parafuso ou falhas de fadiga. A partir dos moldes obtidos foi determinada a localização dos implantes e aplicada carga vertical de 143 N em 55 casos. Todos os casos foram agrupados e analisados por forma de arco (quadrado, cônico) e pelo tamanho do arco (pequeno médio e grande). Como resultado foi observado que as cargas aplicadas em áreas onde há cantiléver ocorre transporte da carga aplicada para os implantes mais distais gerando força compressiva nesses implantes de até 2 a 3 vezes maior que a carga aplicada na região.

Perriard et al. (2002) compararam a diferença de resistência existente na conexão cônica tradicional com a conexão cônica com novo *design* interno de adaptação do pilar (octogonal). Para o estudo foram usados três grupos: implantes convencionais conectados aos pilares convencionais, implantes com chave interna octogonal conectados aos pilares convencionais e implantes com *design* interno octogonal conectados aos pilares octogonais. Foram confeccionadas barras em forma de T (simulando o análogo da restauração) com os implantes angulados em 15 graus e o conjunto foi submetido à uma força vertical distando 5 mm do pilar, simulando um cantiléver. A frequência dos carregamentos foi de 2 Hz e o número máximo de ciclos foi de  $10^6$ . Após a ciclagem, os corpos-de-prova foram avaliados com uso da técnica de elementos finitos. Os resultados apresentados mostraram que não houve diminuição da resistência dos implantes de *design* interno octogonal. Os modelos de elementos finitos mostraram concentração mais acentuada de tensões na região cervical dos conectores octogonais. A distribuição de forças aconteceu aleatoriamente ao redor da estrutura, não apresentando um ponto específico de falha. Conclui-se que as duas conexões são igualmente resistentes e que o *design* interno octogonal não enfraquece a estrutura do implante.

Bozkaya et al. (2004) investigaram o efeito da magnitude das cargas na geometria externa de diferentes implantes. Foram utilizados 5 marcas de implantes, com perfil de roscas diferentes, mas comparável em tamanho e forma, os implantes foram comparados através de análise de elementos finitos, simulando implantes osteointegrados em osso do tipo II. Cargas oclusais de magnitudes variáveis (0 – 2000 N) foram aplicadas nos pilares 11,3 graus em relação ao longo eixo vertical com deslocamento de 1 mm do centro. Para níveis moderados de cargas oclusais até 300 N, nenhum sistema sobrecarregou o osso compacto, em cargas oclusais altas (1000 N ou mais) as características de sobrecarga de implantes pode ser dependente da forma geométrica. Conclui-se que parece que as

diferentes geometrias dos implantes não influenciam na distribuição em cargas oclusais de menor magnitude, a medida que as cargas aumentam a geometria pode influenciar na distribuição de cargas.

Khraisat et al. (2004) investigaram *in vitro* o efeito de diferentes cargas laterais cíclicas para determinar o afrouxamento do parafuso de pilar em implantes de hexágono externo. Foram utilizados 15 implantes (4 x 10 mm) divididos em 3 grupos, e o pilar utilizado foi o pilar *Cera One* de 3 mm, sendo que todos foram fixados em uma superestrutura. O grupo A, recebeu 50 N de carga no centro do implante, o grupo B recebeu 50N de forças excêntricas aplicados a 4 mm do centro, ambos receberam  $1 \times 10^6$  ciclos equivalendo a 40 meses de função. O grupo C foi o grupo controle, que não sofreu cargas cíclicas. O torque então foi medido antes e após o carregamento. O resultado foi que não houve percepções clínicas ou táteis de afrouxamento dos pilares, mas no grupo A houve significativo desaperto do pilar comparando com os grupos B e C. Conclui-se que apesar da limitação do estudo há uma maior preservação do torque dos parafusos em cargas excêntricas.

Bozkaya e Muftu (2005) avaliaram a interface cônica pilar/implante com um parafuso integrado na parte inferior do pilar, definida como TIS (Taper Integrated Screwed-in). Quatro sistemas de implantes comercialmente disponíveis foram utilizados. Um sistema utiliza parafuso de retenção, outros 3 sistemas utilizam pilares tipo TIS; Fórmulas analíticas foram desenvolvidos para prever os valores de aperto e desaperto, combinando as equações relacionadas com a interface cônica com equações da mecânica dos parafusos. Isto permitiu a identificação dos efeitos dos parâmetros, tais como atrito, propriedades geométricas do parafuso, o ângulo do cone, e as propriedades elásticas dos materiais na mecânica do sistema. Foi demonstrado que o torque de afrouxamento é menor que o torque de aperto para valores típicos dos parâmetros. A maioria da carga é

transportada por aperto a secção cônica do pilar, e em certas combinações de parâmetros a pretensão do parafuso pode tornar-se zero. Os parâmetros que afetam o aperto e afrouxamento em valores de torque quando considerados, verifica-se que o ângulo do cone, comprimento do contato Morse e raio externo do implante tem a maior influência. Mostraram que, entre esses três parâmetros, o comprimento de contato é o parâmetro mais prático para ajustar e tem o efeito mais forte sobre o aumento do valor de torque de afrouxamento. O valor do coeficiente de atrito afeta fortemente o aperto e o desaperto em valores de torque. O coeficiente de atrito depende de muitos fatores, incluindo propriedades mecânicas e da rugosidade da interface de contacto. A eficiência do sistema, é definida aqui como a razão entre o torque de afrouxamento e do torque de aperto, a eficiência também depende do ângulo do cone. Concluíram que a área de contato cônica afeta a magnitude do torque de aperto e afrouxamento.

Erneklint et al. (2006) avaliaram *in vitro* a resistência de um sistema de implante cônico comparando dois pilares com diferentes ângulos e 3 diferentes parafusos de retenção dos pilares. Para o estudo foram utilizados parafusos de retenção de: titânio comercialmente puro, liga de titânio e liga de ouro, e foram utilizados pilares com angulações de 20 e 45 graus. Os corpos-de-prova foram confeccionados, sendo utilizados 10 parafusos de retenção de cada tipo para os 2 pilares, totalizando 6 grupos para o estudo. Foi aplicada em cada corpo de prova uma carga estática oblíqua em 30 graus, até haver a deformação ou fratura da estrutura. Os resultados obtidos mostraram diferença estatisticamente significativa na resistência dos pilares de 20 e 45 graus. Os parafusos de titânio e de titânio comercialmente puro apresentaram valores semelhantes em pilares de 45 graus, enquanto a liga de ouro apresentou valores significativamente menores. Nos pilares de 20 graus foram encontrados valores mais elevados nos parafusos de titânio comercialmente puro em relação aos demais parafusos de retenção, a diferença entre os

parafusos de titânio e de ouro não teve significância estatística. Conclui-se que nos pilares angulados em 45 graus, quaisquer dos parafusos de retenção estudado pode ser utilizado para que haja sistema funcional do implante, e os pilares angulados de 20 graus podem resistir a cargas elevadas.

Karl et al. (2007) investigaram as fraturas e lascas que ocorrem durante a carga dinâmica na superfície oclusal de próteses cerâmicas parafusadas e cimentadas sobre implantes. Para o estudo, foram confeccionadas 10 coroas cerâmicas cimentadas e 10 parafusadas em 5 próteses parciais fixas de 3 elementos, sobre 3 implantes. Foi usada uma simulação de cargas sobre a superfície oclusal da prótese fixa com 20.000 ciclos e 100N de carga a uma frequência de carga de 1 segundo e sem carga por 1 segundo. Três clínicos observaram a prótese através de microscópio óptico e um instrumento dental, o número de lascas e fraturas foi mensurado. Os investigadores observaram um número maior de lascas e fraturas nas próteses parafusadas que nas próteses cimentadas. Os autores concluíram que as próteses parafusadas, por seu orifício para a passagem do parafuso, apresentam enfraquecimento na estrutura da cerâmica.

Quaresma et al. (2008) avaliaram a distribuição de tensões sobre a prótese, pilar, implante e osso alveolar em 2 sistemas de implantes, simulando forças oclusais analisadas através do sistema de elementos finitos. Foram utilizados para o sistema 1: implante cilíndrico de hexágono interno 3.8 x 11 mm conectados a um pilar reto de 3.8 x 6.5 mm com sistema de retenção por parafuso. Para o sistema 2: implantes cônicos de 3.5 x 11 mm conectados a um pilar cônico reto de 4.5 x 6 mm, maciço. Cada sistema recebeu uma coroa de porcelana, todo o conjunto foi fixado em cilindro de resina. Foram criados modelos dos sistema para análise de elementos finitos. Foi simulada uma força vertical aplicada à cúspide vestibular da coroa de 100 N. Todos os valores gerados em von Mises foram calculados para cada componentes do sistema (pilar, prótese, implante e osso alveolar). Os

resultados obtidos revelaram que nas próteses os valores máximos de tensões foram encontrados no ponto de aplicação de força sendo maiores no sistema 1. Nos pilares a maior tensão foi encontrada no sistema 2. Na crista óssea alveolar cortical a tensão maior foi observada no sistema 1. Conclui-se que o implante de hexágono interno (sistema 1), produziu maiores tensões no osso alveolar e na prótese e menores tensões no pilar se comparado ao grupo de implante cônico (sistema 2) que apresentou menores tensões no osso alveolar e na prótese e maiores tensões no pilar, tendo os maiores resultados na região da união do pilar/prótese. Os autores através dos resultados acreditam que a conexão cônica pode melhorar a tensão na crista óssea alveolar, diminuindo a reabsorção óssea.

Bernardes et al. (2009) investigaram através de análise fotoelástica as tensões peri-implantares geradas em quatro diferentes interfaces implante/pilar sob carregamento axial no ao longo eixo do implantes e deslocado do seu longo eixo. Implantes cilíndricos sem rosca foram confeccionados e embutidos em resina fotoelástica com quatro diferentes interfaces: hexágono externo, hexágono interno, cone interna (11,5 graus), e conexão sólida ao pilar (uma peça). Os corpos-de-prova foram submetidos a cargas verticais compressivas no centro do implante (carga de 1,5 kg) e deslocada 6,5 mm do centro do implante (carga de 0,75 kg). Foram determinadas as tensões máximas de cisalhamento observando pontos no modelo fotoelástico. A carga centrada resultou em pequenas diferenças entre as amostras, foram observados menores quantidades de estresse para os implantes interna-cônicas, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre grupos para a carga centrada em qualquer área, fora do centro de carga, os implantes de hexágono interno diferiram significativamente dos implantes hexágono externo. Conclui-se que em uma carga fora do centro, as interfaces hexagonais internas apresentaram as menores concentrações de tensões, interfaces cônicas apresentaram resultados medianos e o hexágono externo obteve elevados níveis de carga. Cargas axiais

centralizados produziram resultados semelhantes.

Coppedê et al. (2009) investigaram a resistência à fratura de dois tipos de implantes, hexágono interno (HI) e cone Morse (CM) diante de carregamento oblíquo. Para o estudo foram utilizados 20 implantes, 10 implantes HI e seu intermediário protético com parafuso passante e 10 implantes CM com seu intermediário protético de única peça. Os intermediários foram instalados com auxílio de torquímetro digital conforme a recomendação do fabricante 10 Ncm para o HI e 20 Ncm para o CM. Após a instalação dos intermediários protéticos o conjunto foi fixado em cilindro de metal ao modo que ficasse exposto 3 mm do implante para simular condição de reabsorção óssea. O carregamento foi realizado com os espécimes posicionados com ângulo de 45 graus, utilizando uma célula de carga de 500 kgf com 1 milímetro/min deslocamento. O ponto de carga foi a uma distância de 11 mm da superfície do cilindro (comprimento do braço de alavanca), os resultados foram analisados e levados a teste estatísticos. O teste t de Student revelou diferença significativa ( $P = 0,0182$ ) entre os dois sistemas, onde o sistema CM foi mais resistente, o conjunto HI sofreu fraturas do parafuso de retenção, deformações permanentes ocorreram nos dois sistemas analisados. Conclui-se que o sistema CM juntamente com pilar sólido apresentou maior resistência à fratura sob carregamento oblíquo em comparação com HI.

Tsuge e Hagiwara (2009) avaliaram em seu estudo o efeito de cargas cíclicas excêntricas para determinar o afrouxamento do parafuso do pilar em implantes de hexágono externo e interno. Foram usados no estudo dois diferentes tipos de parafusos (liga de Ti e liga de ouro) e 16 montadores do próprio implante em cada combinação. Foram analisados os torques reversos dos parafusos antes e depois de submetidos a carga. No total foram usados 64 implantes divididos em 4 grupos, sendo o grupo A e B hexágono interno com parafusos de liga de ouro e Ti respectivamente, e grupo C e D hexágono

externo com parafusos de liga de ouro e Ti respectivamente. Todos os corpos-de-prova foram submetidos a um milhão de ciclos, representando 40 meses de função mastigatória, foi aplicada uma força de 0 a 100 N em uma frequência de 1,25 Hz que simula a frequência mastigatória. O ponto de carga foi 4 mm para esquerda do centro do implante e 30 graus ao eixo axial do implante. Antes e após a ciclagem, os parafusos foram submetidos a microscopia eletrônica de varredura para analisar a sua deformação. Os resultados mostraram a diminuição do torque preconizado pelo fabricante em todos os parafusos e maior nos parafusos com liga de ouro, também houve deformações decorrentes do aperto do parafuso sem haver danos e desgaste devido à movimentação e flexão causadas pela ciclagem. Concluiu-se que os parafusos após a ciclagem sofreram diminuição do torque preconizado pelo fabricante e que não há diferenças entre a conexão implante e pilar, mas que o parafuso com liga de ouro tem maior tendência a soltura.

Anitua et al. (2010) avaliaram em seu estudo a sobrevida de implantes com diâmetros estreitos em pacientes que possuíam espessura insuficiente para colocação de implantes de diâmetro padrão. No estudo participaram 51 pacientes e foram inseridos 89 implantes de diâmetro estreito com 2.5 e 3.0 mm. Os implantes inseridos foram acompanhados por um período de pelo menos 3 anos através de radiografias panorâmicas avaliando mudanças de nível ósseo e complicações do osso marginal. Foram considerados sucesso os implantes com ausência de infecção e dor, estabilidade protética, e ausência de linha radiolúcida ao redor dos implantes. Um implante apresentou-se perdido dando uma taxa de sobrevivência de 98,9%, vinte e quatro meses após a instalação dos implantes houve uma perda média 1.26 mm de osso. Concluíram que implantes estreitos podem resultar em sucesso clínico em rebordos ósseos atresicos.

Lanza et al. (2010) propuseram avaliar em seu estudo o comportamento mecânico de uma prótese sobre dentes naturais com uma união rígida à uma prótese sobre implante.

Foi utilizado para a pesquisa um segmento contendo um pré-molar natural unido através de um pântico a uma coroa implantossuportada em um implante de 10 mm de comprimento e 4.1 mm de diâmetro, outro segmento utilizou um pré-molar natural unido a coroa implantossuportada em um implante de 6 mm de comprimento e 4.1 mm de diâmetro. Foram então criadas as propriedades elásticas de cada material do segmento e procedeu-se a geração da malha de elementos finitos. Uma carga de 100 N foi aplicada na face oclusal, simulando o esforço mastigatório. Os autores verificaram que os implantes de 10 mm de comprimento mostraram menor deslocamento de suas estruturas e notou-se que nos dois modelos houve maior deslocamento na região do pântico devido a flexão da barra. Concluíram que unir dentes naturais é uma alternativa viável, mas, sempre que possível, deve-se escolher uma infraestrutura que tenha maior módulo de elasticidade, e implantes com maiores comprimentos.

Kwon et al. (2010) avaliaram as complicações periodontais em próteses sobre implantes na região posterior de mandíbula e maxila com até 1 ano de função. Oito pacientes receberam 20 implantes na região posterior ao canino. Todos os implantes foram instalados no nível ósseo e o torque sempre foi superior a 30 N. Quando as roscas do implante ficaram expostas, os mesmos foram preenchidos com biomaterial e recobertos com membrana. Foram então confeccionadas as coroas de porcelana unitárias. No acompanhamento, alguns exames foram realizados: profundidade de sondagem, perda óssea marginal, e mobilidade do implante. As visitas de controle ocorreram em 3, 6 e 12 meses. Todos os implantes colocados tiveram bom desempenho durante o tempo de função. Não foi registrado nenhum problema periodontal e nem protético. Conclui-se, dentro das limitações do estudo, que restaurações unitárias posteriores podem ter sucesso clínico.

Pessoa et al. (2010) avaliaram 3 tipos de interface de implantes (hexágono externo, hexágono interno e conexão cônica) e sua influência sobre a distribuição de forças sobre implantes submetidos a carga imediata (100 N), considerando antes da osteointegração e após a osteointegração, na região do incisivo central superior. Foi observado que em situação de carga imediata (não osteointegrado), a conexão cônica apresentou maiores tensões, no entanto mais estável e uniforme em todo o conjunto. O implante hexágono externo teve maiores concentrações de tensões a parede vestibular, o hexágono interno obteve os menores valores de tensões, porém nenhum apresentou diferenças significantes. Já em situação de osteointegração, os implantes de hexágono se comportaram de maneira similar, e o implante cônico apresentou menores concentração de tensões, a parede lateral do implante tipo cônico e hexágono interno parece ter ajudado a dissipar melhor as forças minimizando as cargas no parafuso.

Assunção et al. (2011) avaliaram o efeito da ciclagem mecânica na micro-dureza de parafusos de retenção com diferentes níveis de desajuste em próteses unitárias implanto/suportadas utilizando o método de Vickers. Foram confeccionados coroas de cobalto-cromo através de 48 pilares pré-fabricados UCLA e foram divididos em 4 grupos (n=12). O grupo A (grupo controle), foi confeccionado sem nenhum desajuste, o grupo B, desajuste unilateral de 50 micrometros, grupo C com 100 micrometros e grupo D com 150 micrometros. As coroas foram fixadas nos implantes através de parafusos de titânio com torque de 30 Ncm. Os conjuntos foram submetidos a 3 ciclagens mecânicas:  $2 \cdot 10^4$ ,  $5 \cdot 10^4$  e  $1 \cdot 10^6$ . A micro-dureza dos parafusos foram mensuradas antes e após os ciclos. Ciclagem mecânica reduziu estatisticamente valores de microdureza de parafusos de retenção, independentemente de períodos de ciclismo e grupos. Nos grupos A, B, e C, os valores iniciais de microdureza foram estatisticamente diferentes dos valores de microdureza final ( $p < 0,05$ ). Não houve diferença estatisticamente significativa para valores de microdureza

parafuso inicial ( $p > 0,05$ ) entre os grupos; no entanto, quando os grupos foram comparados após ciclagem mecânica, foi observada uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos B e D ( $p < 0,05$ ). Conclui-se que a ciclagem mecânica reduz os valores de micro-dureza do parafuso, e que quanto maior o desajuste maior o valor de micro-dureza.

Choe et al (2011) investigaram o efeito de materiais de revestimento de parafusos na fratura por fadiga de sistema de implantes. Para o estudo foram usados 20 parafusos revestidos com TiN (nitreto de titânio), 20 parafusos WC (carboneto de tungstênio) e 20 parafusos sem revestimento, os quais foram instalados em implantes de hexágono externo e receberam torque de 32 N aferidos por torquímetro digital. Cada amostra preparada foi fixada a uma máquina de carregamento. Após a fixação, as estruturas foram submetidas a uma força mínima de 42 a 58 N e máxima de 420 a 580 N. A temperatura foi mantida constante em 25°C e umidade de 40%. Todo o sistema foi submetido a 1 milhão de ciclos. No valor médio de carregamento, o grupo do parafuso não revestido teve uma tendência a maior destruição que os parafusos revestidos. O mesmo ocorreu no valor máximo de carregamento. Concluíram que os parafusos com revestimento se mantêm com a superfície mais lisa durante o carregamento e que o mesmo apresenta menor tendência a fadiga do sistema.

Delben (2011) avaliou em seu estudo a manutenção do torque de inserção de coroas implanto-suportadas submetidas a ciclagem mecânica. Foram utilizados diferentes pilares e diferentes materiais de recobrimento estético. Foram fixados implantes de hexágono externo de 3,75 mm de diâmetro por 15,0 mm de comprimento e plataforma 4.1 em resina acrílica autopolimerizável utilizando uma matriz metálica para posicioná-los corretamente. Cada coroa foi adaptada a um implante por um parafuso de ouro, com torque de inserção de 35 Ncm. Os corpos-de-prova, fixados em equipamento de fadiga sofreram um carregamento vertical dinâmico de 50 N no bisel oclusal de cada coroa a uma

frequência de 2 Hz. Foi mensurado o destoque do parafuso a cada  $1 \times 10^5$  ciclos. Todos os grupos analisados mostraram diminuição do valor do torque inicial após ciclagem mecânica. Não houve diferenças significativas de mudança de destoque nos diferentes materiais utilizados.

Yaltirik et al. (2011) observaram a longevidade de implantes de menores diâmetros colocados em maxila e mandíbula por um período abaixo de 5 anos de função. Foram usados 48 implantes com diâmetro 3.3 (Straumann, AG, Basel, Suíça) e comprimentos de 10, 12 e 14 mm em 28 pacientes parcialmente desdentados. Foram instalados 33 implantes em mandíbula e 15 em maxila. Todos foram reabertos após período de cicatrização padrão de 3 a 6 meses e restaurados com coroas unitárias ou próteses parciais fixas. A análise clínica e radiográfica foi realizada nos períodos de 1, 6, 12, 18, 24, 48, 60 meses após a instalação da prótese. Houve falha em um implante de 10 mm de comprimento em maxila por motivos de infecção peri-implantar recorrente. Dois implantes de 10 mm que suportavam coroas unitárias na região maxilar sofreram fraturas em seu corpo. Os autores encontraram taxa média de sobrevida dos implantes de 93,75%, sendo que na maxila foi de 80% e na mandíbula de 100%. Também encontraram falhas em coroas unitárias e os implantes de pequeno diâmetro com restaurações parciais fixas apresentaram alto índice de sobrevida mesmo quando extensões distais estavam presentes.

Abduo e Swain (2012) avaliaram a influência do desajuste vertical em implantes hexágono externo com infraestrutura de titânio e de zircônia nos tecidos peri-implantares. Para o estudo foram utilizados 2 implantes de hexágono externo (4.0 x 11,5 mm), um na região do segundo pré-molar e outro na região de segundo molar. A partir desse modelo foram confeccionados 5 infraestruturas de titânio e 5 de zircônia. Extensômetros foram montados ao redor de cada implante para avaliar a tensão gerada na carga. Também foram tomadas as medidas da interface implante/estrutura após a realização do aperto de apenas

um dos parafusos da estrutura. Os dados foram coletados e analisados. Nos espaços analisados, a zircônia teve os espaços reduzidos em relação ao titânio, no entanto sem apresentar diferenças estatisticamente significantes. No desajuste vertical, o titânio e a zircônia não apresentaram diferenças estatísticas. Conclui-se, apesar da diferença significativa no módulo de elasticidade, que os dois materiais geraram tensão e desajuste comparável. Os tecidos peri-implantares alteram significativamente o desajuste.

Atieh et al. (2012) investigaram em análise de elementos finitos a influência do torque de inserção e a distribuição de tensões ao redor de um implante dentário imediatamente colocado. Foram utilizados softwares de elementos finitos para simular o local de exodontias de um molar inferior. As propriedades ósseas foram modificadas para obtenção de quatro modelos de elementos finitos tridimensionais, um implante cônico de largo diâmetro foi inserido no local e foram simulados torques de instalação de 32 Ncm, 50 Ncm, e 72 Ncm. Valores numéricos foram determinados em cada modelo nos três diferentes torques de inserção, foram mensurados os valores de tensão no osso cortical, esponjoso e no implante. Valores altos de tensão foram encontrados nos implantes inseridos com alto valor de torque (70 Ncm) e também alto valores de tensão ao nível da crista óssea quando comparados ao torque de inserção de 32 Ncm. Conclui-se que utilização de 70 Ncm ou mais torque de inserção durante a colocação de um implante de grande diâmetro colocado imediatamente, aumenta substancialmente as tensões sobre a crista óssea, devem ser adotados protocolos cirúrgicos com torques moderados de inserção com a finalidade de reduzir aos tensões gerados nos implantes imediatos em alvéolos frescos.

Sohrabi et al. (2012) avaliaram se a sobrevida de um implante de menor diâmetro pode estar associado com os tipos de cirurgia (com retalho ou sem retalho) ou o comprimento. Foram incluídos no trabalho de revisão estudos com implantes de diâmetro

menor que 3,5 mm, randomizados, retrospectivos ou prospectivos realizados em humanos. Um total de 10.093 implantes foram inseridos em cerca de 2762 pacientes. Alguns implantes foram instalados sem retalho, e outros com retalho e em alguns casos as técnicas não estavam descritas. Durante os acompanhamentos, que foram desde 5 meses até 9 anos, houve um sucesso de mais de 90% para implantes de comprimento menor ou igual a 13 mm, sendo os que tiveram os maiores índices de sucesso. Concluiu-se que a taxa de sucesso de implantes de diâmetro pequeno é semelhante as taxas de sucesso de implantes de diâmetro convencional, e que poderia ser uma alternativa viável para próteses de baixo custo tipo *overdenture*. A técnica cirúrgica com ou sem parece não interferir no índice de sucesso.

Kim et al. (2012) analisaram e compararam o comportamento dos parafusos em conexões internas com pilares de diferentes marcas conectados a implantes após o carregamento cíclico. Para este estudo os grupos foram divididos em 4, contendo cada um 7 implantes (STRAUMANN, Basel, Suíça) de diâmetro 4.1 e 10 mm de comprimento. Cada grupo recebeu um tipo diferente de pilar, os implantes foram fixados 30° em relação ao seu longo eixo em um cilindro de aço inoxidável, os pilares foram fixados com torque de 35 Ncm utilizando torquímetro. Uma máquina foi especialmente desenvolvida para o experimento imitando o movimento de mastigação dos humanos, o ângulo de cada carga foi fixado em 30 graus, em todos os experimentos, com cargas de 150 N e frequência de 6 Hz. Foram aplicados 1 milhão de ciclos. Os resultados mostraram que nos pilares da mesma marca comercial do implante não houve falhas mecânicas, o mesmo ocorreu no pilar do grupo 2, já no grupo 3 houve 6 fraturas de parafuso e no grupo 4, quatro implantes fraturaram. Concluiu-se que o ideal é usar o pilar da mesma marca do implante, pois embora os pilares sejam intercambiáveis há diferenças químicas e físicas nas composições dos pilares.

Lehamm, Elias, Zucareli (2012) analisaram, através do método de elementos finitos, a direção e carregamento de tensões em tipos diferentes de sistemas de implantes do tipo cone Morse. Foram utilizados 2 tipos de implantes diferindo as plataformas de assentamento do pilar, uma plataforma do tipo *switching* e outro tipo de plataforma com menor área de contato de assentamento dos componentes. Todos os dados dos implantes foram fornecidos pelo fabricante. Foi aplicada uma força de 100 N, variando os sentidos axiais, 15 e 30 graus em relação ao eixo longitudinal dos implantes. Além desse carregamento foi aplicado torque de 30 Ncm do parafuso de fixação do pilar (pré-carga). Observaram que à medida que o carregamento torna-se mais inclinado, os componentes das forças laterais aumentam as tensões no sistema e na estrutura óssea também aumentam. No sistema de plataforma *switching* houve melhor transmissão de forças às estruturas ósseas.

Oyagüe et al. (2012) avaliaram o desajuste vertical e a microinfiltração marginal em coroas sobre implantes confeccionadas com diferentes materiais e cimentadas com diferentes cimentos. Coroas unitárias foram confeccionadas através da sinterização à laser em CoCr, fundição de CoCr e fundição de Co-Ni-Ti. Foram criados 4 grupos e as coroas produzidas foram colocadas aleatoriamente em cada grupo que foram divididos através da cimentação no total de 15 para cada grupo. As coroas foram cimentadas com 4 tipos de cimentos: GC Fuji PLUS (GC Corporation, Tokyo, Japão), Clearfil Esthetic Cement (Kuraray Medical, Okayama, Japão), RelyX Unicem 2 (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) e DentoTemp (ITENA, Aulnay-sous-Bois, França). Foi utilizado para cimentação um dinamômetro projetado para cimentar as coroas de forma padrão e um torque de 25 N cm foi mantido durante 4 minutos. Todos os grupos de amostras foram armazenados em água destilada a 37 °C durante 60 dias antes do teste. A discrepância vertical foi mensurada utilizando microscópio eletrônico de varredura e as amostras foram analisadas ao acaso

para mensurar a microinfiltração. Os dados foram coletados e analisados estatisticamente. Os resultados mostraram que a interação entre liga, técnica de fabricação e tipo de cimento apresenta importância significativa sobre a adaptação marginal. Independentemente do cimento utilizado, a amostra confeccionada a laser apresentou melhor ajuste.

Oyama et al. (2012) analisaram em um estudo prospectivo de 1 ano a resposta tecidual peri-implantar em implantes de pequeno diâmetro com provisórios imediatamente colocados em incisivos superiores e inferiores. Os implantes foram instalados com ou sem abertura de retalho tomando por base a espessura de gengiva ceratinizada. Os implantes foram inseridos com torque de 25 N, como sugerido pelo fabricante. Um pilar pré-fabricado foi preparado em alta rotação para servirem de pilar provisório dando forma de resistência ao implante de pequeno diâmetro. A restauração provisória final recebeu os ajustes eliminando todos os contatos excêntricos foram polidos e cimentados. Em alguns pacientes foram feitos ajustes no próprio pilar que foi então parafusado. Após três meses foram feitas as moldagens para a restauração metalo-cerâmica definitiva. Todos os dados clínicos foram analisados pelo mesmo observador no momento da instalação dos implantes e instalação dos provisórios, e depois de 3, 6 e 12 meses. Após 1 ano de acompanhamento todos os implantes permaneceram estáveis sem perda de osseointegração. Conclui-se que a colocação de implantes de menores diâmetros em espaços mesio-distais reduzidos e com provisionalização imediata é uma alternativa viável.

Aguirrebeitia et al. (2013) investigaram os efeitos da interface implante /pilar cônico e a diferença de ângulo nas seguintes características mecânicas: *microgap*, perda de pré-carga no parafuso, nível de estresse no osso e o torque de remoção do pilar cônico. Foi utilizado para o estudo um parâmetro não linear de elementos finitos de um implante TX 4.5 S implante OsseoSpeed 9 mm (ASTRA TECH) com interface implante/pilar cônica, alterando a conicidade das paredes do implante e do pilar cônico, mantendo todas as

propriedades dos materiais, avaliando as propriedades acima citadas. O processo de carregamento cíclico foi dividido em etapas: feita a pré-carga do parafuso em 20 N. Foi aplicada uma força sobre a superfície superior do pilar, localizado a 8 mm a partir da superfície superior do implante. O valor da força foi de 200 N, com uma inclinação de 30 graus a partir do seu longo eixo. A mesma força mastigatória foi aplicada, mas o ângulo de inclinação foi revertida para -30 graus. A força aplicada foi removida. Todo o processo de aplicação de força é repetido, para finalmente ser calculada a força de destorque dos pilares cônicos. Os resultados mostraram que com o aumento do ângulo cônico o *microgap* diminuiu, o nível de tensão no osso aumentou sensivelmente, a força de remoção e / ou torque necessário para remoção do pilar do implante varia ligeiramente, e a perda da pré-carga do parafuso aumenta. Conclui-se que a diferença de ângulo cônico na interface implante-pilar tem influência significativa sobre o comportamento mecânico do conjunto de implante, principalmente se tratando de distribuições de tensão no osso e o tamanho do *microgap*.

Gonda et al. (2013) examinaram a influência dos reforços em estrutura de overdenture mandibular na distribuição de tensões no rebordo residual método de elementos finitos. Para o estudo foram confeccionados quatro modelos de overdentures sobre dois implantes dentários, cada modelo apresentou um tipo de reforço: o modelo 1, não apresentou nenhum reforço, o modelo 2, um arame de Cromo Cobalto de 1,2 mm de diâmetro, o modelo 3, reforço de metal fundido e modelo 4, reforço de metal fundido e no topo do coping. Os testes foram feitos aplicando carga vertical de 49 N na superfície oclusal do primeiro pré-molar e segundo molar. Os resultados mostraram que com a deformação da overdenture sem reforço, resultou em alta tensão no lado de trabalho e menor tensão no lado de balanceio. Quanto maior o reforço da *overdenture* menores as deformações, conseqüentemente houve menores tensões no lado de trabalho. Forças

excessivas no lado de trabalho podem causar fraturas na prótese, reabsorções ósseas e úlceras na mucosa. Conclui-se que deve sempre que possível realizar um reforço nas próteses tipo overdentures.

Inglam et al. (2013) investigaram e compararam o desempenho biomecânico de implantes com estruturas porosas e implantes com superfícies convencionais. Para o estudo foi utilizado o método de análise de elementos finitos, utilizando um bloco ósseo com parte cortical e medular, foram utilizados 5 superfícies com diferentes graus de porosidade, o coeficiente de tensão (EQV) foi mensurado para cada tipo de superfície e comparadas a superfície convencional de implantes. Os máximo de tensões na parte cortical ficaram menores nos implantes com superfície porosa e comparação a superfície convencional, quanto maior a porosidade maior a tensão causada, altos valores de deslocamento foram encontrados na parte coronal dos implantes em todos os modelos. Concluiu-se que as superfícies porosas reduzem efetivamente a tensão máxima em EQV no osso cortical, compartilhando uma maior distribuição de cargas.

Jorge et al. (2013) avaliaram a manutenção dos torques dos parafusos de retenção em titânio e a desadaptação vertical de coroas parafusadas com ou sem pilares em diferentes tipos de conexão antes e após carga cíclicas. Para este estudo foram utilizados três grupos, implantes cone morse com pilar cônico, hexágono externo com pilar cônico e hexágono externo com UCLA. Cada grupo recebeu 10 coroas fundidas em liga de cromo cobalto, as coroas foram parafusadas de acordo com os torques preconizados pelo fabricante, após 3 minutos foi mensurado o destorque, e novamente foi realizado o aperto dos parafusos. Os corpos de prova foram levados para carga cíclica oblíqua em 30 graus com aproximadamente 130N e frequência de 2 HZ totalizando  $1 \times 10^6$  ciclos, após a ciclagem o destorque foi novamente mensurado. A desadaptação vertical foi medida através de microscópio estereocóscico, os dados foram analisados estatisticamente. Os

resultados obtidos foram: todos os valores de destorque foram menores do que o torque de inserção antes e após o ciclo mecânico, antes da ciclagem não houve diferenças estatísticas entre os grupos analisados. Após a ciclagem houve diferença estatística entre o grupo que utilizava implante cone morse com pilar cônico e o grupo que utilizava implante hexágono externo com pilar cônico. Foram observados menores desajustes verticais em todos os grupos após a ciclagem mecânica, mas sem diferenças estatísticas. Conclui-se que todos os grupos apresentaram diminuição significativa de torque antes e após o ciclo mecânico. A conexão cone morse promoveu a manutenção de maior torque. Ciclagem mecânica reduziu o desajuste vertical de todos os grupos, embora nenhuma correlação significativa entre desajustes verticais e perda de torque foi encontrados.

Bernardes et al. (2014) avaliaram se o aperto e desaperto do parafuso do pilar influenciou a perda de pré-carga em três interfaces implante/pilar diferentes, e no corpo do implante. Para o estudo foram utilizados cinco implantes de titânio fabricados sob medida, cada implante com seu respectivo pilar instalado com respectivos torques: hexágono externo com parafuso de titânio (torque de 32 Ncm), hexágono externo com parafuso de titânio revestido (torque de 32 Ncm), hexágono interno (torque de 20 Ncm) e conexão cônica interna (torque 20 Ncm e 32 Ncm), totalizando 5 tipos de amostras, que foram fixadas em cilindros de resina. Cada implante testado tinha dois extensômetros anexados nas extremidades dos cilindros de resina, uma sequência de aperto e desaperto foi executada 5 vezes. Os hexágonos externos resultaram nos valores de pré-carga mais baixas no terço cervical do implante gerando (média de 27,75 N), enquanto que o hexágono interno tinha os maiores valores (média de 219,61 N). Conclui-se que não houve perda significativa imediata de pré-carga após o aperto do parafuso. As sequências de aperto/desaperto independentemente do *design* da interface implante/pilar ou tipo de parafuso usado no estudo, não resultou em qualquer perda significativa de pré-carga

inicial. Conexões de implantes cônicos demonstraram maior reforço estrutural dentro das conexões internas.

### **3. Proposição**

Este trabalho tem como objetivos:

- a) Avaliar os efeitos da ciclagem mecânica nos munhões universais conectados a implantes cone Morse utilizando diferentes torques de instalação (20 e 32 Ncm) submetidos a carga oclusal oblíqua e deslocada de seu longo eixo.
  
- b) Com auxílio do método de elementos finitos, analisar as tensões geradas no implante e no intermediário protético quando submetidos a carga oclusal oblíqua e deslocada de seu longo eixo.

#### 4. Materiais e Métodos

Neste estudo foram utilizados 18 implantes Titamax CM Cortical (3,5 x 11 mm, NEODENT, Curitiba, PR, Brasil), associados a Munhões Universais CM 4.5 x 4 x 1.5 mm em corpo único (NEODENT) instalados com diferentes torques de aperto (20 e 32 Ncm).

Foram confeccionados 18 blocos de poliacetal que serviram para inserção dos implantes, posicionados com auxílio de chave de instalação de implante acoplada a torquímetro digital (TQ-680, INSTRUTHERM) (Figura 1). Os implantes foram instalados no bloco de poliacetal simulando o nível ósseo (Figura 2).



Figura1- Torquímetro digital utilizado na instalação dos implantes no bloco de poliacetal e na medição do destorque.



Figura 2- Componente Protético: Munhão Universal CM (Neodent), altura Cinta 1,5mm; altura Coronária 4 mm; diâmetro 4.5. Instalado em implante Titamax Cortical CM (Neodent) inseridos em bloco de poliacetal simulando o nível ósseo de instalação.

O estudo foi dividido em 2 grupos, de acordo com o torque de instalação dos munhões (n=7): G1: torque de 20 Ncm; G2: torque de 32 Ncm. O torque aplicado aos munhões foi controlado por Catraca Manual (NEODENT).

A metodologia para a ciclagem dos corpos-de-prova seguida neste estudo foi baseada em trabalho previamente publicado (PERRIARD, et al., 2002). Uma barra de 20 mm em formato de T foi fabricada em titânio grau 5 para simular a prótese sobre os munhões e permitir o carregamento para a ciclagem dos grupos fora do longo eixo do implante (Figura 3).

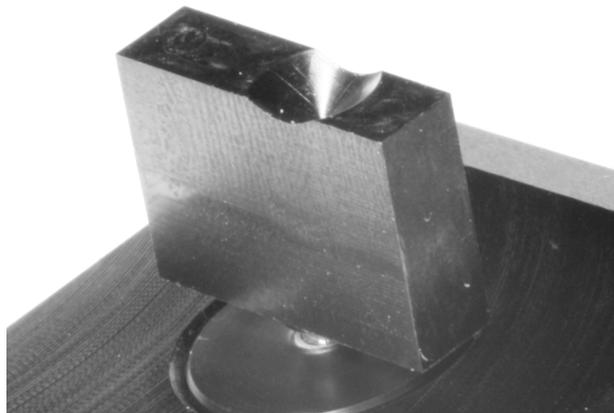


Figura 3- Barra em Titânio grau 5, confeccionada para ser análogo da restauração.

Os corpos-de-prova fixados em bloco de poliacetal foram inseridos em bloco metálico com angulação de 15 graus, confeccionado para o encaixe dos corpos-de-prova (Figura 4).

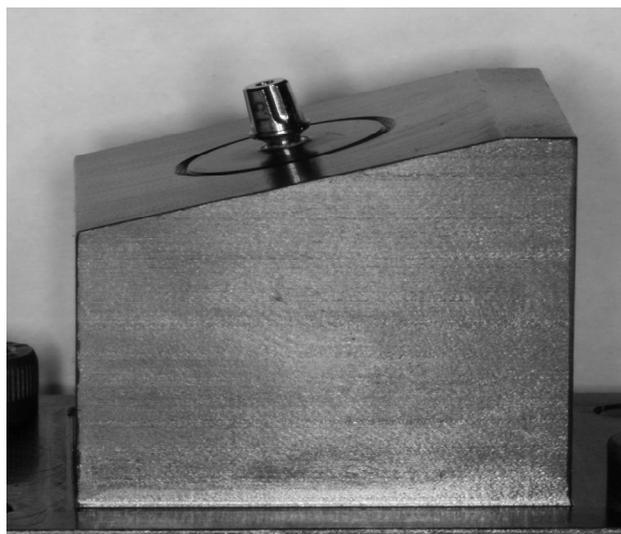


Figura 4- Bloco metálico com inclinação de 15 graus.

Todo o conjunto foi levado para ciclagem mecânica em máquina de ensaios universais (ElectroPuls™ E3000, Instron, Norwood, MA, EUA) (Figura 5).



Figura 5- Máquina de Ensaio Mecânicos.

A máquina de ensaios universais foi programada com frequência de 12 Hz até o máximo de  $1.10^6$  ciclos ou até ocorrer deformação ou fratura do conjunto. O ponto de carga foi localizado 5 mm distante do longo eixo da amostra (Figura 6).



Figura 6- Conjunto com o corpo de prova sob carregamento mecânico, com o ponto de carga 5 mm ao longo eixo do implante.

Esta configuração utilizada para o carregamento gerou momentos de torque e de deflexão às junções cônicas e auxiliou para determinar como os espécimes se comportariam após o carregamento anti-horário (destorque), simulando o pior cenário possível para o conjunto munhão/implante (PERRIARD et al, 2002).

Para o cálculo da carga de referência para a ciclagem, foi utilizada a seguinte fórmula (PERRIARD et al, 2002):  $F = \frac{M}{d} \alpha$ , onde  $F$  foi a carga inicial aplicada,  $M$  foi o torque aplicado para a instalação do munhão universal (20 ou 32 Ncm),  $d$  foi o comprimento do braço de alavanca (5 mm) e  $\alpha$  o ângulo de inclinação dos corpos-de-prova (15°).

Após ensaio piloto, para padronizar o ensaio de fadiga, optou-se por utilizar a mesma carga de referência para os 2 grupos do estudo. Sendo assim, a carga de referência calculada para os corpos-de-prova do G2 foi igual a 247,28 N e a primeira amostra teve sua carga iniciada em 2/3 da carga de referência (164,85 N) para os 2 grupos. A cada conjunto munhão/implante que não apresentou falha após a ciclagem, a carga foi aumentada em 20% para o conjunto subsequente, conforme a tabelas a seguir:

Tabela 1: Aumento de 20% (33N) da carga de referência para cada corpo-de-prova do grupo 1.

Carga de referencia G1	CP	CARGAS DE TESTE	Ciclos
247, 28 N (20Ncm)	1	2/3 carga de referencia = 164,85	1x10 <sup>6</sup>
	2	164,85N + 33N = 197,85N	1x10 <sup>6</sup>
	3	197,85N + 33N = 230,85N	1x10 <sup>6</sup>
	4	230,85N + 33N = 263,85N	1x10 <sup>6</sup>
	5	263,85N + 33N = 296,85N	1x10 <sup>6</sup>
	6	296,85N + 33N = 329,85N	1x10 <sup>6</sup>
	7	329,85N + 33N = 362,85N	1x10 <sup>6</sup>

Tabela 2: Aumento de 20% (33N) da carga de referência para cada corpo-de-prova do grupo 2.

<b>Carga de referência G2</b>	<b>CP</b>	<b>CARGAS DE TESTE</b>	<b>Ciclos</b>
<b>247, 28 N (32 Ncm)</b>	1	<b>2/3 carga de referencia = 164,85</b>	$1 \times 10^6$
	2	<b>164,85N + 33N = 197,85N</b>	$1 \times 10^6$
	3	<b>197,85N + 33N = 230,85N</b>	$1 \times 10^6$
	4	<b>230,85N + 33N = 263,85N</b>	$1 \times 10^6$
	5	<b>263,85N + 33N = 296,85N</b>	$1 \times 10^6$
	6	<b>296,85N + 33N = 329,85N</b>	$1 \times 10^6$
	7	<b>329,85N + 33N = 362,85N</b>	$1 \times 10^6$

Após a ciclagem, o destorqe foi avaliado por torquímetro digital (TQ-680, INSTRUTHERM). Os dados foram coletados, tabulados e analisados estatisticamente com auxílio de programa específico (JMP 7.0, SAS Institute Inc., Cary, NC). Teste t não-pareado de Student foi utilizado para a comparação estatística entre os 2 grupos do estudo ( $\alpha=0,05$ ).

## 5. Artigos Científicos

### 5.1 Artigo 1

Artigo elaborado segundo as normas do periódico The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.

#### **Efeito da ciclagem mecânica em Munhões Universais cone Morse instalados com diferentes torques**

Paulo Eduardo Herbst<sup>1</sup>

Laiz Valgas<sup>2</sup>

Rodrigo Tiossi<sup>3</sup>

1 Especialista em Implantodontia, aluno do Curso de Mestrado em Implantodontia, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO – Curitiba, Paraná., Brasil.

2 Mestre e Doutora em Engenharia e Ciências dos Materiais (UFPR), Engenheira de Materiais (UEPG).

3 Mestre e Doutor em Reabilitação Oral (FORP-USP), Professor Adjunto da Universidade Federal Fluminense, Professor colaborador do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO).

Endereço do Autor:

Paulo Eduardo Herbst

Avenida Cel. José Severiano Maia, 400, Sala 110, Mafra, SC, Brasil

Fone: (47) 36423382; e-mail: [paulo\\_herbst@hotmail.com](mailto:paulo_herbst@hotmail.com)

## RESUMO

**Proposta:** O objetivo proposto pelo presente trabalho foi de avaliar o comportamento dos munhões universais quando instalados com diferentes torques em implantes cone Morse.

**Materiais e Métodos:** Esse estudo experimental testou 18 implantes Titamax CM Cortical (3,5 x 11 mm, NEODENT, Curitiba, PR, Brasil) associados a munhões universais CM em corpo único (NEODENT), instalados com diferentes torques de aperto e sobre os quais foram feitos testes mecânicos de fadiga (ciclagem mecânica). Dois grupos com diferentes torques de aperto do munhão foram utilizados: G1: torque de 20 Ncm; G2: torque de 32 Ncm (torque preconizado pelo fabricante). Uma barra de 20 mm em formato de T foi fabricada em titânio grau 5 para simular a prótese sobre os munhões. Os corpos-de-prova, fixados em bloco de poliacetal, foram inseridos em bloco metálico com angulação de 15 graus, confeccionado para seu encaixe. A carga cíclica inicial de 160,85N foi aplicada 5 mm distante do longo eixo dos implantes/munhões, com frequência de 12 Hz até totalizar  $1 \times 10^6$  ciclos ou até deformação/fratura do conjunto. Para cada conjunto seguinte, a carga era acrescida em 20% quando ocorresse  $1 \times 10^6$  ciclos sem falhas (carregamento escalonado). **Resultados:** Os conjuntos analisados não sofreram nenhuma deformação aparente, sendo todos os espécimes ciclados até o último ciclo. Após os testes mecânicos, também foi mensurado o destorque dos munhões. O destorque do grupo 1 ficou na média de  $20,36 \pm 8,73$  Ncm e o grupo 2 teve média de  $35,61 \pm 6,99$  Ncm. **Conclusão:** Pode-se concluir que, quando os munhões são instalados com o torque 32 Ncm, o efeito morse parece ter ação mais efetiva quando comparado a torque menor de instalação.

Palavras-Chave: implantes dentários; torque; força compressiva.

## ABSTRACT

**Purpose:** The aim of the study was to evaluate the behavior of Morse cone abutments, when installed with different torques Morse taper implants. **Materials and Methods:** This experimental study tested 18 Titamax CM Cortical implants (3.5 x 11 mm, NEODENT, Curitiba, PR, Brazil) associated with CM universal abutment (NEODENT), installed with different torques and on which tests were made mechanical fatigue (cyclic loading). Two groups with different abutments torque were used: G1 torque N.cm 20, G2: 32 N.cm torque (torque recommended by the manufacturer). A bar of 20 mm T-shaped was made of grade 5 titanium prosthesis to simulate on the sleeves. The bodies of the specimen fixed in polyacetal block, were inserted into metal block with an angle of 15 degrees made for your fitting. The initial cyclic load of 160.85 N was applied 5 mm away from the long axis of the implants / abutments, with a frequency of 12 Hz up to a total  $1 \times 10^6$  cycles or until deformation / fracture set. For each following set, the load was increased by 20% when  $1 \times 10^6$  cycles without failure occur (scaled loading). **Results:** Sets analyzed suffered no apparent deformation, all specimens being cycled to the last cycle. After the mechanical tests, was also measured detorque of the abutments. The detorque group 1 was in the mean of  $8,73 \pm 20,36$  Ncm and group 2 was a mean of  $35,61 \pm 6,99$  Ncm. **Conclusion:** It can be concluded that when the abutment are installed with torque 32 Ncm, Morse effect seems to be more effective action when compared to lower installation torque.

Key words: dental implants, torque; compressive strength.

## Introdução

A osteointegração, união íntima entre as estruturas ósseas e o óxido de titânio, foi um marco que revolucionou o modo de pensarmos a reabilitação oral. Após esta descoberta, foi possível a reabilitação com uso de próteses totais ou parciais fixas suportadas por estruturas de titânio, implantadas cirurgicamente no osso e capazes de resistir às forças da mastigação.<sup>1, 2</sup> Embora sejam comprovados que existam mais de 90% de taxa de sobrevida nos implantes,<sup>3,4</sup> há outros fatores a considerar como: tecidos peri-implantares, fraturas de implantes e afrouxamento e/ou fraturas de parafusos.<sup>5</sup>

Inicialmente, os implantes possuíam uma junta em topo entre eles e os pilares protéticos, mediados por um hexágono externo. Essa conexão se tornou muito popular no decorrer dos anos, apesar de suas várias limitações biomecânicas, sendo que o hexágono externo, devido às suas propriedades mecânicas, são mais susceptíveis aos afrouxamentos de parafuso sob carregamento dinâmico.<sup>6-10</sup> Ainda assim, a conexão de hexágono externo se tornou a conexão mais usada.<sup>11</sup> A ocorrência do afrouxamento do parafuso é desagradável para o paciente e dispendiosa clinicamente para o profissional. Em um estudo retrospectivo com 70 implantes, 44,9% dos parafusos de retenção do pilar foram reapertados ao menos uma vez durante o período de acompanhamento de 3 anos.<sup>12,13</sup>

Diversos sistemas têm sido estudados para suprir a deficiência mecânica da conexão em hexágono externo. Foram desenvolvidas conexões de hexágono interno, a qual apresenta algumas vantagens em relação às conexões de hexágono externo, como maior estabilidade devido a uma maior área de conexão, melhor distribuição de forças e, devido ao centro de rotação mais apical, melhor resistência às cargas laterais.<sup>14</sup> Mas, a redução na parede do implante necessária para este tipo de conexão, muitas vezes levava à fratura da estrutura, podendo tornar o terço cervical do implante mais susceptível ao aumento de

tensão.<sup>15</sup> Outra conexão interna desenvolvida foi a cônica, que apresenta conicidade na união entre os pilares e implantes. Essa conexão é amplamente utilizada na engenharia, onde há grande necessidade de retenção entre os componentes. A conexão cônica interna apresenta contato íntimo entre o implante e pilar, o que evita o afrouxamento dos componentes.<sup>14</sup> A conexão foi desenvolvida para melhorar a biomecânica entre implantes e pilares, reduzindo as limitações relacionados à mecânica nos sistemas de hexágono externo e interno.<sup>16,17</sup>

O assentamento do pilar no implante e o torque usado para sua instalação são importantes para a manutenção dos tecidos peri-implantares e distribuição de carga ao osso, evitando o excesso de força nos pilares, o que levaria ao afrouxamento do parafuso.<sup>18</sup> A pré-carga do parafuso muitas vezes é a única força que resiste às cargas oclusais em conexões hexagonais, impedindo que o pilar se solte do implante, sendo que ocorrerá o afrouxamento do parafuso quando ocorrerem cargas excessivas.<sup>19</sup> Essa situação não ocorre nas conexões cônicas, onde as cargas atuam na direção de inserção do pilar, reforçando a conexão.<sup>17</sup>

Considerando que a falha do parafuso de retenção é uma complicação de relativa relevância, que o torque preconizado pode ser clinicamente importante,<sup>19,21-23</sup> e que há várias situações em que os clínicos podem optar por diferentes pilares de retenção,<sup>8,20,21</sup> é oportuno estudar o efeito de carga cíclica na manutenção da prótese, a manutenção do torque dos parafusos/pilares de retenção que ocorre na junção implante/pilar. O parafuso dos pilares é importante para a retenção das próteses sobre implantes e seu afrouxamento irá prejudicar a estabilidade da restauração. Também é importante avaliar o efeito proporcionado pela conexão interna na estabilidade da junção pilar-implante e na resistência à fadiga dos pilares protéticos. Este estudo se propõe a avaliar a estabilidade de

pilares protéticos para implantes com conexão cônica interna sob carga cíclica após diferentes torques utilizados para sua instalação.

### **Materiais e Métodos**

Neste estudo foram utilizados 18 implantes Titamax CM Cortical (3,5 x 11 mm, NEODENT, Curitiba, PR, Brasil), associados a Munhões Universais CM 4.5 x 4 x 1.5 mm em corpo único (NEODENT) e instalados com diferentes torques de aperto. O estudo foi dividido em 2 grupos, de acordo com o torque de instalação dos munhões (n=7): grupo 1 (G1): torque de 20 Ncm; grupo 2 (G2): torque de 32 Ncm. O torque aplicado aos munhões foi controlado por Catraca Manual (NEODENT). Foram confeccionados 18 blocos de poliacetal que serviram para inserção dos implantes, instalados simulando o nível ósseo com auxílio de chave de instalação de implante acoplada a torquímetro digital (TQ-680, INSTRUTHERM, São Paulo, SP, Brasil) (Fig 1 e 2).



Fig 1: Aparato experimental utilizado na instalação dos implantes no bloco de poliacetal e na medição do destorque.



Fig 2: Componente Protético: Munhão Universal CM (Neodent), altura Cinta 1,5mm; altura Coronária 4 mm; diâmetro 4.5. Instalado em implante Titamax Cortical CM (Neodent) inseridos em bloco de poliacetal simulando o nível ósseo de instalação.

A metodologia para a ciclagem dos corpos-de-prova seguida neste estudo foi baseada em trabalho previamente publicado.<sup>23</sup> Uma barra de 20 mm em formato de T foi fabricada em titânio grau 5 para simular a prótese sobre os munhões e permitir o carregamento para a ciclagem dos grupos fora do longo eixo do implante (Fig 3).

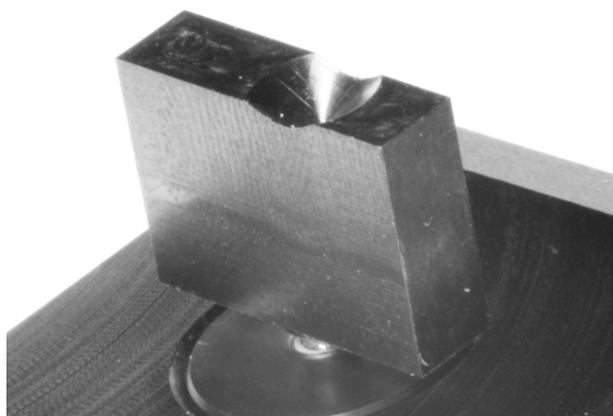


Fig 3: Barra em Titânio grau 5, confeccionada para ser análogo da restauração.

Os corpos-de-prova, fixados em bloco de poliacetal, foram inseridos em bloco metálico com angulação de 15 graus, confeccionado para o encaixe dos corpos-de-prova (Fig 4).

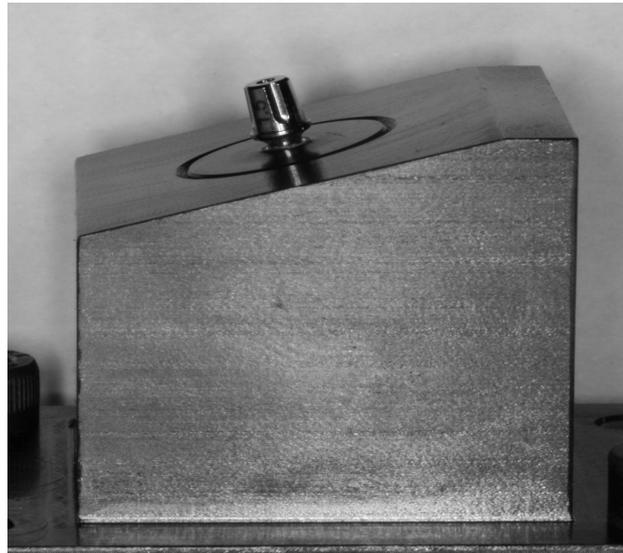


Fig 4: Bloco metálico com inclinação em 15 graus.

Todo o conjunto foi levado para ciclagem mecânica em máquina de ensaios universais (ElectroPuls™ E3000, Instron, Norwood, MA, EUA). A máquina de ensaios foi programada com frequência de 12 Hz até o máximo de  $1 \times 10^6$  ciclos ou até ocorrer deformação ou fratura do conjunto. O ponto de carga foi localizado a 5 mm distante do longo eixo da amostra (Fig 6).



Fig 6: Conjunto com o corpo de prova sofrendo carregamento mecânico, com o ponto de carga 5 mm ao longo eixo do implante.

A configuração utilizada para o carregamento gerou momentos de torque e de deflexão às junções cônicas e auxiliou para determinar como os espécimes se comportariam após o carregamento anti-horário (destorque), simulando o pior cenário possível para o conjunto munhão/implante (Perriard et al, 2002). Para o cálculo da carga de referência para a ciclagem, foi utilizada a seguinte fórmula (Perriard et al, 2002)<sup>23</sup>:  $F = \frac{M}{d} \alpha$ , onde  $F$  foi a carga inicial aplicada,  $M$  foi o torque aplicado para a instalação do munhão universal (20 ou 32 Ncm),  $d$  foi o comprimento do braço de alavanca (5 mm) e  $\alpha$  o ângulo de inclinação dos corpos-de-prova (15°).

Após ensaio piloto, para padronizar o ensaio de fadiga, optou-se por utilizar a mesma carga de referência para os 2 grupos do estudo. Sendo assim, a carga de referência calculada para os corpos-de-prova do G2 foi igual a 247,28 N e a primeira amostra teve sua carga iniciada em 2/3 da carga de referência (164,85 N) para os 2 grupos. A cada conjunto munhão/implante que não apresentou falha após a ciclagem, a carga foi aumentada em 20% para o conjunto subsequente, conforme a tabelas a seguir:

Tabela 1: Aumento de 20% (33N) da carga de referência para cada corpo-de-prova do grupo 1.

<b>Carga de referencia G1</b>	<b>CP</b>	<b>CARGAS DE TESTE</b>	<b>Ciclos</b>
<b>247, 28 N (20Ncm)</b>	1	<b>2/3 carga de referencia = 164,85</b>	$1 \times 10^6$
	2	<b>164,85N + 33N = 197,85N</b>	$1 \times 10^6$
	3	<b>197,85N + 33N = 230,85N</b>	$1 \times 10^6$
	4	<b>230,85N + 33N = 263,85N</b>	$1 \times 10^6$
	5	<b>263,85N + 33N = 296,85N</b>	$1 \times 10^6$
	6	<b>296,85N + 33N = 329,85N</b>	$1 \times 10^6$
	7	<b>229,85N + 33N = 362,85N</b>	$1 \times 10^6$

Tabela 2: Aumento de 20% (33N) da carga de referência para cada corpo-de-prova do grupo 2.

<b>Carga de referência G2</b>	<b>CP</b>	<b>CARGAS DE TESTE</b>	<b>Ciclos</b>
<b>247, 28 N (32 Ncm)</b>	1	<b>2/3 carga de referencia = 164,85</b>	$1 \times 10^6$
	2	<b>164,85N + 33N = 197,85N</b>	$1 \times 10^6$
	3	<b>197,85N + 33N = 230,85N</b>	$1 \times 10^6$
	4	<b>230,85N + 33N = 263,85N</b>	$1 \times 10^6$
	5	<b>263,85N + 33N = 296,85N</b>	$1 \times 10^6$
	6	<b>296,85N + 33N = 329,85N</b>	$1 \times 10^6$
	7	<b>329,85N + 33N = 362,85N</b>	$1 \times 10^6$

Após a ciclagem, o destorque foi avaliado por torquímetro digital (TQ-680, INSTRUTHERM). Os dados foram coletados, tabulados e analisados estatisticamente com auxílio de programa específico (JMP 7.0, SAS Institute Inc., Cary, NC). Teste t não-pareado de Student foi utilizado para a comparação estatística entre os 2 grupos do estudo ( $\alpha=0,05$ ).

## Resultados

Após os testes de fadiga, foi verificado que não houve deformação aparente e falhas no sistema dos componentes testados nos 2 grupos. A carga utilizada foi aumentada de maneira gradual conforme a fórmula descrita na metodologia. Os valores do destorque estão na tabela 3:

Tabela 3. Apresentação dos valores médios, mínimos e máximos dos destorques no grupo 1 e grupo 2.

	<b>Grupo 1= 20 Ncm</b> Teste t de <i>Student</i>	<b>Grupo 2= 32 Ncm</b> Teste t de <i>Student</i>
<b>Média ± Desvio Padrão</b>	20.36 ± 8.73 A	35.61 ± 6.99 B
<b>Mínimo</b>	6.9	23.4
<b>Máximo</b>	30.9	43.9

As amostras do grupo G1, cujo torques dos pilares protéticos foram aplicados abaixo do preconizado pelo fabricante, apresentou média de destorque semelhante ao torque de instalação inicial (20 Ncm).

As amostras do grupo G2, onde os pilares protéticos foram instalados com o torque preconizado (32 Ncm), mostraram maiores valores médios de destorque após as ciclagens. Diferenças significantes foram encontradas nos valores de destorque entre os 2 grupos do estudo ( $p < 0,05$ ).

## Discussão

Alguns clínicos possuem receio de aplicar um alto torque no pilar por motivos de fraturas e falhas no sistema. Analisando o sistema estudado, o mesmo se mostrou resistente aos efeitos da ciclagem mecânica com valores elevados de carga assim como o comportamento dos implantes de menor diâmetro. Durante todo o processo de ciclagem, em nenhum momento houve deformações visíveis do conjunto, sendo todos levados até o último ciclo da carga sem haver intercorrências. O número de ciclos ( $1 \times 10^6$ ) seguiu o estudo de Khraisat<sup>10</sup>, simulando o equivalente a 40 meses de função mastigatória.

O munhão universal utilizado nesse estudo é um pilar sólido, aparafusado diretamente no implante. Quando ocorre o aparafusamento, uma força de tração faz com que o munhão cônico desça paralelamente e se ajuste às paredes cônicas do implante. Esse sistema faz com que a pré-carga do munhão leve ao embricamento entre as superfícies, a qual pode ser chamada de “solda fria”, que aconteceria quando se dá o torque estabelecido pelo fabricante. Segundo Perriard<sup>24</sup>, quando é realizada a pré-carga em juntas cônicas, o sistema se comporta como um só, dissipando 90% das forças para os contatos entre as duas paredes, restando somente 10% de tensões no parafuso. Albrektsson,<sup>25</sup> e Cochran,<sup>26</sup> relatam que o conceito de cone Morse apresenta um princípio conhecido como “solda fria”, que é caracterizado pelo contato e resistência friccional de alta pressão que ocorre na superfície implante/pilar.

Seria, no entanto, precoce considerar que os parafusos no sistema cônico com pilar sólido seriam utilizados apenas para o encontro e embricamento dos cones, mesmo estabelecido o torque abaixo do preconizado para o estudo, parece que a força da união estabelecida (pré-carga) entre os dois cones, resistiu à ação da ciclagem mecânica, sendo que o conjunto não teve nenhum prejuízo aparente e o torque aplicado inicialmente se manteve estável após o ensaio de fadiga. Segundo Coppedê et al,<sup>27</sup> comparando o

carregamento oblíquo entre sistema de hexágono interno e cone Morse, observa-se maior resistência do sistema Morse, por apresentar um atrito e travamento que previne a fratura dos pilares.

Os autores Quaresma et al,<sup>28</sup> analisaram os componentes de forças gerados por 2 sistemas de conexão e sugerem que, em implantes do sistema cônico, as tensões são melhor distribuídas no osso alveolar e que o pilar recebe grande parte das tensões, indicando provável menor reabsorção óssea neste sistema.

O fato do sistema cônico estudado apresentar plataforma do tipo *switching*, parece contribuir para melhor distribuição de força entre os pilares e implantes, conforme encontrado por Lehmann et al,<sup>29</sup> em sua pesquisa com análise de elementos finitos com implantes cônicos e carga inclinada, observaram que, à medida que o carregamento torna-se mais inclinado, os componentes das forças laterais aumentam as tensões no sistema, assim como na estrutura óssea. De acordo com os autores, no sistema com plataforma *switching*, houve melhor transmissão de forças às estruturas ósseas.

Os munhões universais, por serem pilares sólidos, sem parafuso passante, parecem apresentar resistência elevada às cargas obliquas<sup>27</sup>, no entanto, Erneklint<sup>30</sup>, conclui em seu estudo que os pilares com parafusos passantes também podem resistir bem às cargas em ângulos de 20 graus. Apesar da instalação do munhão no grupo 1 ser abaixo do torque preconizado pelo fabricante (20 Ncm), os resultados indicam que o sistema cônico é capaz de se manter estável mesmo após o ensaio de fadiga. No entanto, os munhões instalados no grupo 2, com 32 Ncm, torque recomendado pelo fabricante, os valores de destoque apresentam pequeno aumento, o que pode indicar melhor efeito da junção cone Morse.

Em estudo anterior, Jorge,<sup>31</sup> que avaliou a manutenção de torque e desadaptação vertical em 3 tipos de conexão de implantes (implante cônico com pilar cônico, implante

hexágono externo com pilar cônico e implante hexágono externo com pilar tipo UCLA), encontrou que todas as amostras apresentaram valor de destorque mais baixo que o torque inicial de instalação dos pilares, além de redução na desadaptação vertical após a ciclagem. Contudo, o autor conclui que a conexão cone morse promoveu a manutenção de maior torque<sup>26</sup>, o que está de acordo com os resultados encontrados por este trabalho.

### **Conclusão**

Dentro das limitações do estudo, pode-se concluir que o torque de instalação parece influenciar na manutenção da estabilidade dos pilares protéticos sendo que a junção cônica parece ser mais eficaz quando o torque de instalação aplicado seguir a recomendação do fabricante.

### **Agradecimentos**

À empresa Neodent, pelo incentivo à pesquisa e que gentilmente cedeu os implantes e componentes com os quais este trabalho foi realizado.

### **Referências**

1. Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence, 1987.
2. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. J Prosthet Dent 2006;95:111-116.
3. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Branemark PI. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: results from a prospective study on CeraOne. Int J Prosthodont 1998;11:212-218.

4. Kourtis SG, Sotiriadou S, Voliotis S, Challas A. Private practice results of dental implants. Part I: survival and evaluation of risk factors – Part II: surgical and prosthetic complications. *Implant Dent* 2004;13:373-385.
5. Goodacre CJ, Kan JI, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999;81:537-552.
6. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G. Osseointegrated implants for single tooth replacement: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11:450-454.
7. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants *J Prosthet Dent* 1999;82:436-440.
8. Aboyoussef H, Weiner S, Ehremer D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2000; 83:450-455.
9. Choe HC, Lee CH, Jeong YH, Ko YM, Son MK, Chung CH. Fatigue Fracture of Implant System using TIN and WC Coated Abutment Screw. *J Proc Eng* 2011;680-685.
10. Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent* 2004;91:326-334.
11. Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 1999;81:159-166.
12. Byrne D, Jacobs S, O'connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont* 2006;15:164-171.
13. Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent* 1993;21:203-208.
14. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connection: a short communication. *J Oral Rehabil* 2006;33:75-78.

15. Bernardes SR, da Gloria Chiarello de Mattos M, Hobkirk J, Ribeiro RF. Loss of preload in screwed implant joints as a function of time and tightening/untightening sequences. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:89-96.
16. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech* 2005;38:87-97.
17. Ugurel CS, Steiner M, Isik-Ozkol G, Kutay O, Kern M. Mechanical resistance of screwless morse taper andr screw-retained implant/abutment conections. *Clin Oral Implants Res* 2013;9:1–6.
18. Steinebrunner L, Wolfart S, Bössmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:875-881.
19. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:156-158.
20. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:511-519.
21. Sohrabi K, Mushantat A, Esfandiari S, Feine J. How successful are small diameter implants? A literature review. *Clin Oral Implants Res* 2012;23:515-525.
22. Kano SC, Binon PP, Bonfante G, Curtis DA. The effect of casting procedures on rotational misfit in castable abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22:575-579.
23. Assunção WG, Jorge JR, Dos Santos PH, Barão VA, Gomes EA, Delben JA. The effect of mechanical cycling and different misfit levels on Vicker's microhardness of retention screws for single implant-supported prostheses. *J Prosthodont* 2011;20:523-527.
24. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors -- a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:542-549.
25. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1988;60:75-84.
26. Cochran D. Review: Implant I. In: *Annals of Periodontology*. Vol:1. World Workshop in Periodontics. Chicago: American Academy of Periodontology: 1996.

27. Coppedê AR, Bersani E, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Sartori IA, Ribeiro RF, et al. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2009;22:283-286.
28. Quaresma S, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol* 2008;34:1-6.
29. Lehamn RB, Elias CN, Zucareli MA. Influência de conexão interna, plataforma e direção de carregamento nas tensões em implantes do tipo Morse. *Rev ImplantNews* 2012;9:241-246.
30. Erneklint C, Odman P, Ortengren U, Karlsson S. An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 abutment designs and 3 different retaining-screw alloys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:733-737.
31. Jorge JR, Barão VA, Delben JA, Assunção WG. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implantsupported crowns before and after mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:415-422.

## 5.2 Artigo 2

Artigo elaborado segundo as normas do periódico The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.

### **Comportamento biomecânico de munhões universais cone Morse instalados com diferentes torques analisados pelo método de elementos finitos**

Paulo Eduardo Herbst<sup>1</sup>

Rafael Calixto Sallati<sup>2</sup>

Rodrigo Tiozzi<sup>3</sup>

1 Especialista em Implantodontia; aluno do Curso de Mestrado em Implantodontia, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO – Curitiba, Paraná., Brasil.

2. Engenheiro Mecânico na Universidade Positivo Curitiba PR; Técnico em mecânica, Escola SENAI Taubaté SP.

3. Mestre e Doutor em Reabilitação Oral pela Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto USP; Professor Adjunto da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal Fluminense (FO-UFF).

Endereço do Autor:

Paulo Eduardo Herbst

Avenida Cel. José Severiano Maia, 400, Sala 110, Mafra, SC, Brasil

Fone: (47) 36423382; e-mail: [paulo\\_herbst@hotmail.com](mailto:paulo_herbst@hotmail.com)

## RESUMO

**Proposta:** O objetivo desse estudo foi avaliar através da análise de elementos finitos, o comportamento de intermediário protético instalado com diferentes torques em implantes de conexão cônica após aplicação de cargas oblíquas. **Materiais e Métodos:** Para a simulação clínica estudada, foram criados, em software específico desenhos de um implante de 3.5 x 11 mm com conexão cônica interna (Titamax CM - Neodent<sup>®</sup> Curitiba, PR, Brasil) e de um intermediário protético em corpo único (Munhão Universal CM, 4.5 x 4 x 1.5 mm, NEODENT). Uma barra de 20 mm em formato de T em titânio grau 5, foi modelada para simular a prótese sobre os munhões e permitir o carregamento dos grupos fora do longo eixo do implante. O estudo foi dividido em dois grupos: para o grupo 1, o modelo foi submetido a instalação do intermediário protético com torque de 20 Ncm e para o grupo 2, o intermediário protético foi instalado com o torque recomendado pelo fabricante, 32 Ncm, além da pré-carga, os modelos tridimensionais foram submetidos à simulação de força mecânica em ponto que dista em 5 mm do longo eixo do implante. Foram analisados as tensões após aplicação de força de 160,85 N e 230,82 N em ambos modelos de pré-carga. **Resultados:** Os resultados mostraram similaridade das concentrações de tensões nos grupos analisados com torques diferentes de instalação. O máximo em von Mises foram encontrados na cervical do implante na região de aplicação de força e no intermediário protético no lado oposto a aplicação de força. O MEF encontrou distribuição de forças semelhante nos modelos analisados, mas com magnitudes diferentes entre os grupos (G1: 3174 MPa; G2: 3497 MPa). **Conclusão:** O estudo mostram que diante de uma carga lateral, o sistema cônico se comporta de maneira similar mesmo com o torque de instalação do intermediário protético inferior ao recomendado pelo fabricante.

Palavras-Chave: implantes dentários; análise de elementos finitos; força compressiva.

## ABSTRACT

**Purpose:** The aim of this study was to evaluate by finite element analysis, the behavior of a prosthetic intermediate installed with different torques of conical connection implants after application of oblique loads. **Materials and Methods:** To study the clinical simulation were created in specific software designs an implant of 3.5 x 11 mm with internal conical connection (Titamax CM - Neodent ® Curitiba, PR, Brazil) and a prosthetic intermediate (Universal Abutment CM, 4.5 x 4 x 1.5 mm, NEODENT). A bar of 20 mm T-shaped titanium grade 5 was modeled to simulate the prosthesis and allow the loading and off groups of the long axis of the implant. The study was divided in two groups: group 1, the model was subjected to installation of the prosthetic intermediate with torque of 20 Ncm and the group 2, the prosthetic intermediate was installed with the torque recommended by the manufacturer, 32 Ncm, the three dimensional models were subjected to simulated mechanical strength to the point that is distant by 5 mm long axis of the implant. Tension force upon application of 160.85 N and 230.82 N in both models were analyzed. **Results:** The results showed similarity of stress concentrations in the groups analyzed with different torques installation. The maximum von Mises found in the cervical of the implant in the region of force application and on the opposite side intermediate prosthetic force application. MEF similar distribution of forces encountered in the models studied, but differ between the groups (G1: 3174 MPa; G2: 3497 MPa). **Conclusion:** The study shows that before a lateral load, the tapered system behaves similarly even with lower installation torque recommended by the manufacturer prosthetic intermediary.

Keywords : dental implants; finite element analysis; compressive strength .

## **Introdução**

O sucesso da reabilitação oral com implantes dentários em pacientes parcialmente dentados e totalmente desdentados tem sido bem documentado na literatura mundial.<sup>1</sup> Com o passar dos anos, os procedimentos foram se tornando cada vez mais seguros e menos invasivos e, com o aumento da previsibilidade, tornou-se uma das melhores reabilitações dentárias em odontologia.<sup>2</sup> Observações clínicas têm demonstrado que as maiores causas das falhas dos implantes são: osseointegração deficiente, complicações dos tecidos moles vizinhos (peri-mucosite e peri-implantite) e complicações mecânicas.<sup>3</sup>

Com novos tipos de implantes e componentes protéticos, também houve avanços consideráveis para a implantodontia fazendo com que a incidência de complicações mecânicas e biológicas diminuíssem.<sup>4</sup> Um planejamento oclusal cuidadoso juntamente com uma efetiva osseointegração e uma interface implante/pilar estável são fatores importantes para o sucesso dos implantes dentários.<sup>5</sup>

Para visualizar os comportamento dos diferentes sistemas de implantes, são necessários estudos clínicos longitudinais contendo longos períodos de acompanhamento.<sup>6</sup> No entanto, muitas vezes há demora na obtenção de resultados, sendo necessários estudos laboratoriais. A análise de elementos finitos é uma técnica que pode simular o comportamento de um problema mecânico complexo pela análise de modelo virtual. A confecção do modelo se faz através de um processo gráfico consistindo de grade de pontos (nós) e elementos (conjunto de nós). Sobre esse modelo, é aplicada uma força virtual que provoca um deslocamento dos nós resultando em comportamento similar a estrutura real. Assim, é possível obter resultados numéricos aproximados por meio da distribuição de força a que cada elemento fica sujeito.<sup>7</sup>

Na área dos implantes dentários, a utilização do Método de Elementos Finitos (MEF) surge com o propósito de prever padrões de distribuição de tensões (*stress*) na interface osso/implante não somente por comparação de vários desenhos de implantes, mas também pela modelagem de situações clínicas e desenhos de próteses.<sup>8</sup> É possível visualizar a distribuição de forças nos diferentes tipos de pilares protéticos (hexágono externo, hexágono interno e cone Morse), compreendendo as tensões nos implantes e estruturas vizinhas por MEF.<sup>9</sup>

Quando o torque de instalação não for respeitado pode ocorrer o afrouxamento do pilar, o que comprometeria a estabilidade da prótese, levando ao comportamento biomecânico desfavorável para o implante e região peri-implantar. Diante da importância das implicações biomecânicas que ocorrem nos componentes dos implantes dentários e da eficiência da técnica de análise de elementos finitos esse trabalho tem como objetivo analisar as tensões que ocorrem entre os componentes de um sistema de implante, quando os pilares são instalados com diferentes torques.

### **Materiais e Métodos**

Para a simulação clínica estudada foram criados, em software específico (FEMAP, com NX Nastran v10.2.0 64-bits), desenhos de um implante de 3.5 x 11 mm com conexão cônica interna (Titamax CM - Neodent<sup>®</sup> Curitiba, PR, Brasil) (Fig 1) e de um intermediário protético em corpo único (Munhão Universal CM, 4.5 x 4 x 1.5 mm, NEODENT) (Fig 2). Uma barra de 20 mm em formato de T em titânio grau 5 (Fig 3) foi modelada para simular a prótese sobre os munhões e permitir o carregamento dos grupos fora do longo eixo do implante. A discretização da malha com todos os componentes obteve 371353 nós num total de 244811 elementos.

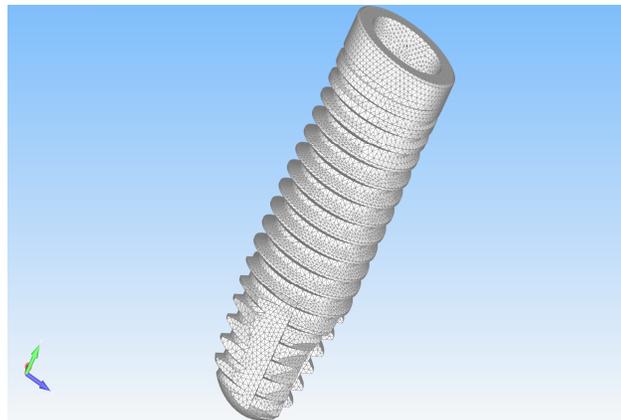


Fig 1 Malha de elementos finitos que gerou o implante utilizado.

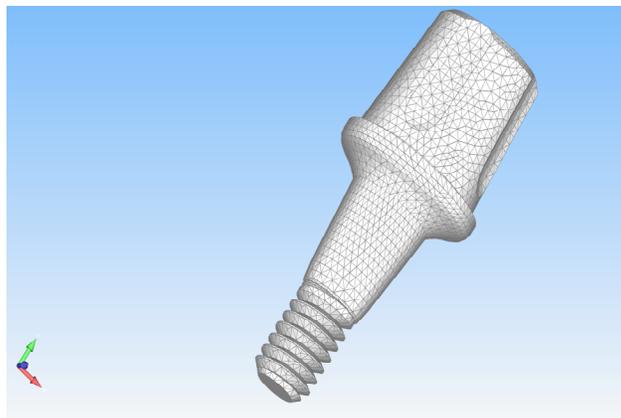


Fig 2 Malha de elementos finitos que gerou o pilar utilizado.

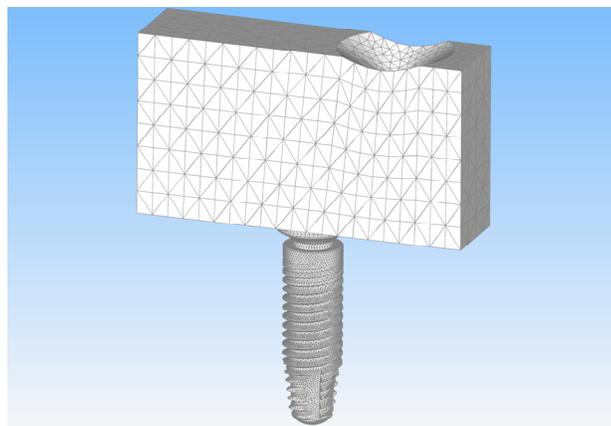


Fig 3 Malha de elementos finitos que gerou o análogo utilizado.

A força foi aplicada em um ponto que dista 5 mm do longo eixo do implante dentário e com angulação de 15 graus Força (F1), e o torque de instalação do munhão sobre o implante também foi simulado Força (F2) (Fig 4).

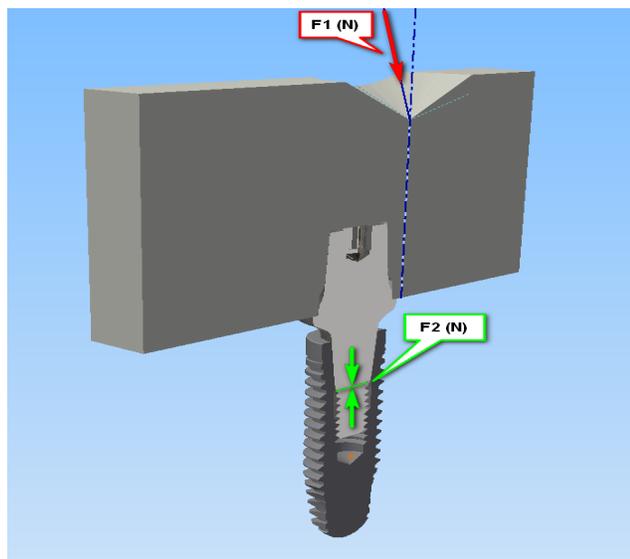


Fig 4 Esquema Ilustrando a força aplicada 5 mm distante do longo eixo do implante e inclinação de 15 graus (F1) e o torque aplicado no munhão sobre o implante (F2).

Os modelos foram montados a partir das peças disponibilizadas pela fabricante (Neodent<sup>®</sup>, Curitiba, PR, Brasil).

Para simplificar o processo, todos os materiais foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos. As malhas foram confeccionadas individualmente. Os elementos usados foram tetraédricos contendo 10 nós por elemento (TET10). As propriedades mecânicas dos materiais, necessárias para os modelos em estudo, foram módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson. Os valores de módulo de elasticidade foram obtidos por meio dos certificados de matérias primas conforme normas internacionais fornecidos

pelos fabricantes, enquanto os valores de coeficiente de Poisson, por meio de revisão de literatura. Os valores utilizados são apresentados na tabela a seguir:

Tabela 1. Apresenta propriedades dos materiais utilizados no estudo.

<b>Estrutura</b>	<b>Material</b>	<b>Módulo de Elasticidade</b>	<b>Coefficiente de Poisson</b>	<b>Referência</b>
<b>Munhão</b>	Ti6Al4V	105000 (MPa)	0,361	ASTM F136
<b>Implante</b>	Titânio Gr4	103000 (MPa)	0,361	ASTM F67 e ISO 5832-2

Os contatos entre munhão e implante foram simulados como não-lineares, com coeficiente de atrito de 0,2.<sup>10</sup> O estudo foi dividido em dois grupos: para o grupo 1, o modelo foi submetido a instalação do munhão universal com torque de 20 Ncm e, para o grupo 2, o munhão foi instalado com o torque recomendado pelo fabricante, (32 Ncm). Para simulação do torque foi utilizado o valor resultante de pré-carga e para cada torque aplicado calculou-se a pré-carga a partir de fórmula pré estabelecida.<sup>11</sup> A pré-carga calculada com a fórmula foi então, para o torque de 20 Ncm, de 200 N, distribuídos no embricamento de cone e na região do parafuso. Já para o torque de 32 Ncm, o valor da pré-carga foi de 320 N, distribuídos no embricamento do cone e na região do parafuso. Na região de parafuso a pré carga foi simulada por meio de corte de parafuso e inserção de elemento de viga, sendo a força aplicada no elemento de viga.

Além da pré-carga, os modelos tridimensionais foram submetidos à simulação de força mecânica em ponto 5 mm distante do longo eixo do implante, baseado em trabalho previamente publicado.<sup>12</sup> Foram analisadas as tensões (MPa) quando o munhão foi instalado com o torque de 20 Ncm após aplicação de força de 164,85 N, (Fig 5) e foi utilizada a mesma pré-carga de instalação do munhão mas com força aplicada de 230,82 N

(Fig 6). Em seguida ocorreu a mesma análise apenas mudando o torque de instalação do munhão para o recomendado pelo fabricante, (32 Ncm), e aplicada a mesma carga anterior (164,85 N, 230,82 N), (Fig 6 e 7). Os valores de tensão de von Mises foram usados para comparar os dois modelos analisados neste estudo.

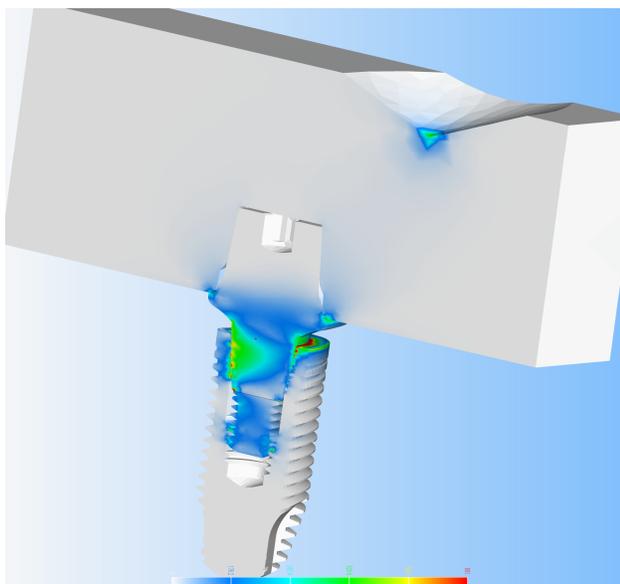


Fig 5 Instalação do munhão com 20 Ncm e carga aplicada de 164,85 N.

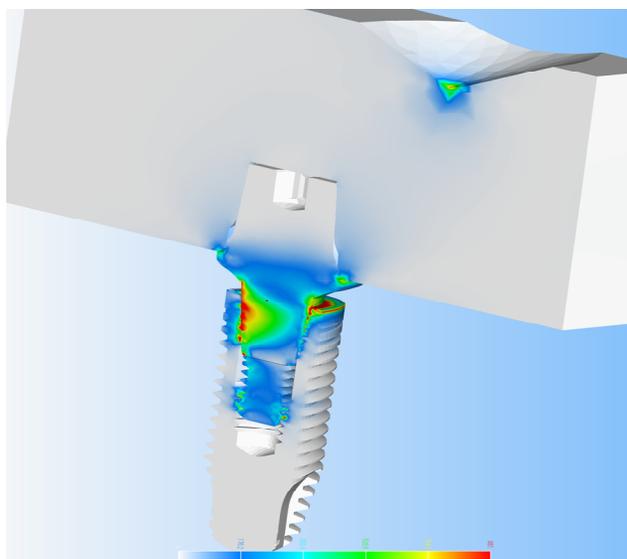


Fig 6 Instalação do munhão com 20 Ncm e carga aplicada de 230,82 N.

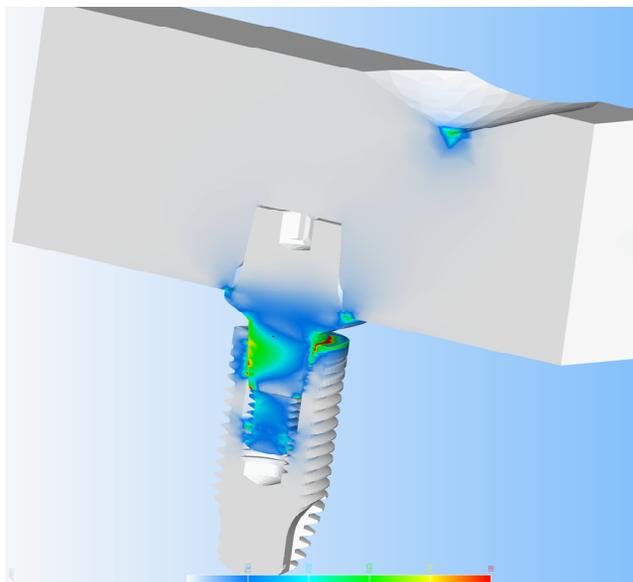


Fig 7 Instalação do munhão com 32 Ncm e carga aplicada de 164,85 N.

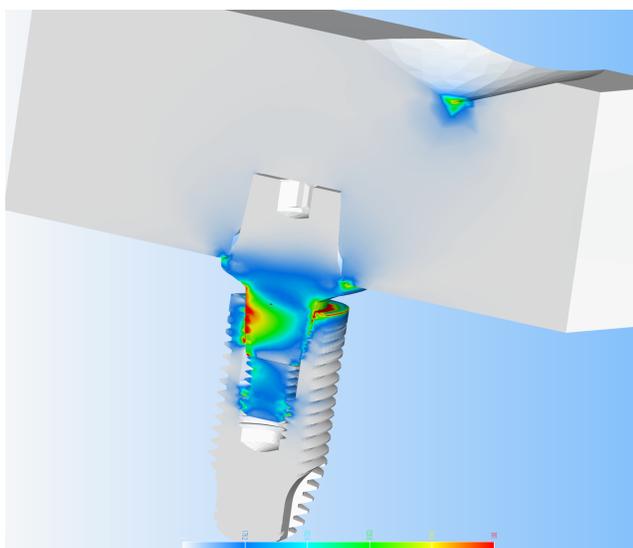


Fig 8 Instalação do munhão com 32 Ncm e carga aplicada de 230,82 N.

## Resultados

Analisando as imagens geradas nos elementos finitos, houve similaridade no padrão de distribuição de tensões para os dois grupos estudados. Os valores em von Mises variaram de 0 a valores máximos 881 MPa.

Através da análise da direção da aplicação de carga pode-se diferenciar que a tensão na região do cone se caracteriza como tensão de tração e a tensão na região cervical do implante, como tensão de compressão. Os valores de tensões em von Mises são apresentados na tabela a seguir (Tabelas 2 e 3).

Tabela 2. Tensões máximas em von Mises para o torque de instalação munhão de 20 Ncm.

<b>Tensões máximas em von Mises (MPa) – torque de 20 Ncm de instalação</b>	
<b>Carga 164,85 N</b>	<b>Carga 230,82 N</b>
<b>3174 MPa</b>	<b>4851 MPa</b>

Tabela 3. Tensões máximas em von Mises para o torque de instalação munhão em 32 Ncm.

<b>Tensões máximas em von Mises (MPa) – torque de 32 Ncm de instalação</b>	
<b>Carga 164,85 N</b>	<b>Carga 230,82 N</b>
<b>3497 MPa</b>	<b>4298 MPa</b>

As maiores tensões se encontraram na região cervical do implante em ambos os modelos, atingindo o máximo da carga em von Mises de 881 no lado mais próximo da aplicação de força. No modelo de pré-carga de 20 Ncm e aplicação de carga de 164,85N parece haver maior concentração de tensões na cervical do implante (Fig 9) quando comparado ao modelo com pré-carga de 32 Ncm e igual aplicação de carga (Fig 10).

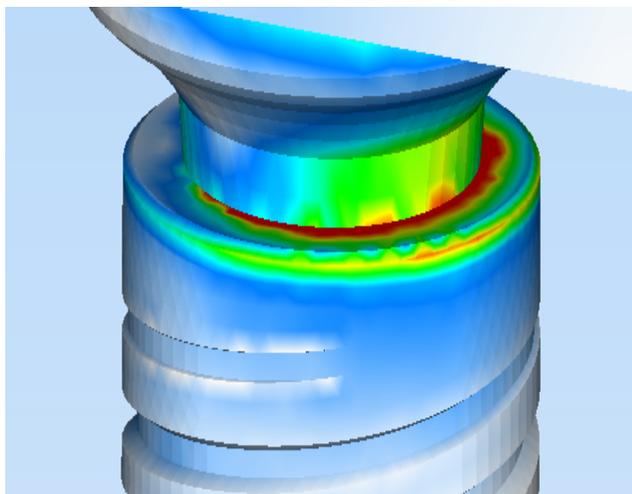


Fig 9 Área cervical do implante pré-carga de 20 Ncm, carga de 164,85 N.

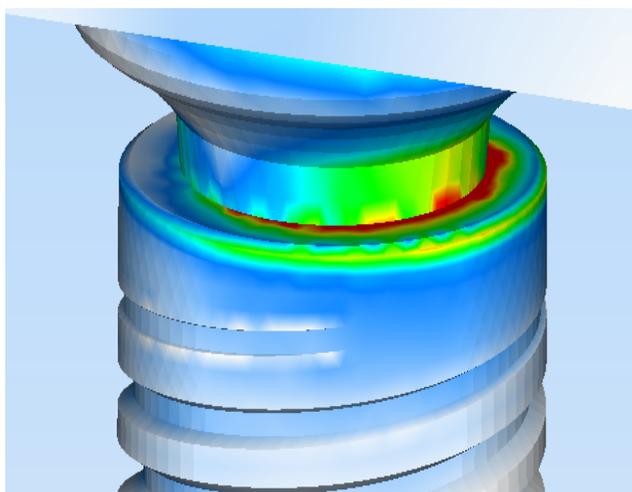


Fig 10 Área cervical do implante pré-carga de 32 Ncm, carga de 164,85 N.

Foi observado na região do cone maior tensão no lado que dista da aplicação de força, ou seja o lado oposto que recebeu a força ocorre a máxima tensão em von Mises de 881 MPa, apenas na região do cone. Nesta área pode-se afirmar que recebeu a tensão de tração, onde o munhão universal é forçado no sentido contrário da força. É possível observar que quando a pré-carga é menor, ocorre tensão maior na área das roscas do parafuso, o que pode indicar menor embricamento dos cones (Fig 11, 12).

No entanto, diante da similaridade das concentrações de tensões nos grupos analisados com torques diferentes de instalação, podemos afirmar que diante de uma carga lateral o sistema cônico se comporta de maneira similar mesmo com o torque de instalação do munhão inferior ao recomendado pelo fabricante.

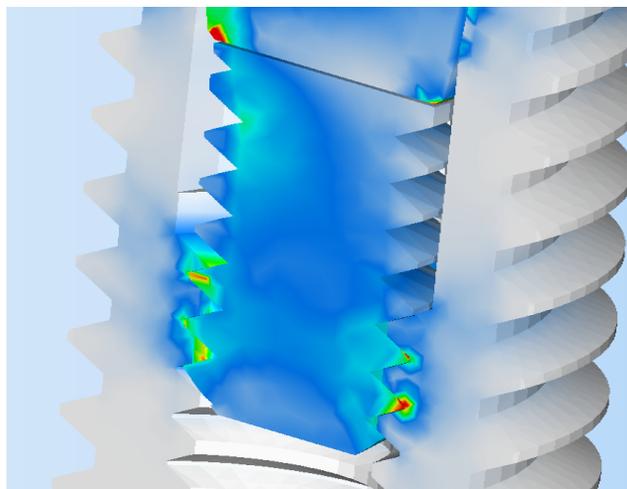


Fig 11 Pré-carga de 20 Ncm aplicação de 230, 82 N.

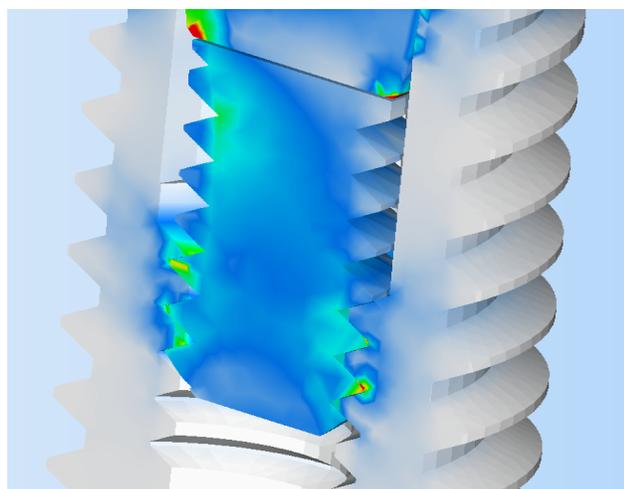


Fig 12 Pré-carga de 32 Ncm aplicação de 230, 82 N.

## Discussão

Esse estudo avaliou a distribuição de tensões de munhões sólidos instalados com diferentes torques submetidos a aplicação de carga em implantes de conexão cônica interna através da análise pelo método de elementos finitos. O método de elementos finitos permite avaliar tensões que podem determinar distribuições de tensões e prever falhas no sistema, enquanto alguns testes mecânicos experimentais destrutivos mostram apenas se o sistema irá ou não falhar.<sup>9</sup>

Como vantagens nos elementos finitos usados nesse experimento destaca-se que o modelo que oferece a simulação de pré-carga, o contato não linear (atrito), modelos tridimensionais, possibilidade da obtenção dos modelos na base de dados (CAD) do fabricante permitindo o encaixe com a mesma precisão de usinagem, inclusive mantendo a característica de hélice das roscas. No entanto, o método de elementos finitos apresenta algumas limitações,<sup>13,14</sup> das quais podemos citar: as simplificações do modelo, como material isotrópico e linear, e a limitação em avaliar a pré-carga e a carga oblíqua simultâneas (carregamento linear).

Um estudo discute que o mecanismo de resistência de carga lateral é obtido principalmente pela interface implante/pilar cônica, onde o embricamento (pré carga) entre os cones previne que o mecanismo afrouxe. Esse mesmo mecanismo é responsável por proteger os pilares de excessivas cargas funcionais, ainda que em *design* cônico, uma alta pressão é mantida na área de contato, elevando a resistência do material a fadiga.<sup>10</sup>

Observações clínicas mostram como uma das maiores causas das falhas dos implantes dentários as complicações mecânicas.<sup>9,15,16</sup> Entre os problemas mecânicos, afrouxamento de parafuso, rotação do pilar e fratura do pilar são as principais ocorrências.<sup>16</sup> Apesar do valores de tensões se apresentarem elevados nos pilares, parece

que os mesmo apresentam alta resistência diante das cargas aplicadas. Um estudo com dois tipos de implantes (hexágono interno e cônico) obteve com resultado de MEF, que os implantes cônicos apresentam maiores tensões nos pilares, no entanto se mostraram bem resistentes às cargas, conclui que quando ocorre maiores concentrações no pilares ocorre menor concentração de carga no osso alveolar o que levaria uma menor reabsorção.<sup>17</sup>

Nesse estudo, o máximo de tensões em von Mises ocorreu na parte cervical do implante e no pilar na região oposta a aplicação de carga, os valores de tensões ficaram maiores conforme a carga aplicada foi aumentada, em concordância com a literatura<sup>4, 11, 12, 18</sup>, através do resultado encontrado, podemos pressupor que diante de uma situação de carga muito elevada poderia haver a falha do sistema em um desses pontos.

Os fatores que contribuem para a instabilidade do parafuso são: a falta de adaptação da prótese, torque insuficiente, assentamento do parafuso, sobrecarga mecânica e combinação inadequada entre o material e o desenho do parafuso.<sup>18</sup> As roscas do munhão universal, parecem fazer com que o munhão desça paralelamente ao implante proporcionando o embricamento entre a parede do munhão e a parede do implante, criando uma superfície de alta pressão, resistindo às cargas aplicadas. O deslizamento de duas peças paralelas entre si e apertadas em seu longo eixo por um parafuso, produz uma força de união entre as superfícies, a isso o autor dá o nome de pré-carga.<sup>11</sup>

Um estudo avaliou 2.549 implantes cônicos durante 6 anos de função, concluindo que a interface cônica entre implante e munhão é responsável pela diminuição de complicações biomecânicas e protéticas. Avaliações longitudinais têm justificado porque os implantes com conexões cônicas devem ser a primeira escolha para reposição de dentes.<sup>20, 21</sup> Frente a análise dos resultados, parece que a carga axial aplicada fora do longo eixo do implante aumenta as tensões no sistema de cones na parte cervical dos implantes.

A pré-carga gerada pelo torque de instalação dos munhões universais parece não ter influenciado a distribuição de tensões no sistema após a aplicação de carga.

### **Conclusão**

Diante das limitações do estudo, pode-se concluir que o torque de instalação dos munhões parece não influenciar na distribuição de tensão quando aplicada carga oblíqua distante do longo eixo do implante. No entanto, o efeito da dinâmica de carga e o comportamento clínico dos materiais devem ser investigados.

### **Agradecimentos**

À empresa Neodent, pelo incentivo à pesquisa e que gentilmente cedeu os implantes e componentes com os quais este trabalho foi realizado.

### **Referências**

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, et al: A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
2. Buser D, Belser UC, Lang N. The original one-stage dental implant system and its clinical application. *Periodontol 2000* 1998;17:106-118.
3. Huang HM, Tsai CM, Chang CC, Lin CT, Lee SY. Evaluation of loading conditions on fatigue-failed implants by fracture surface analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:854-859.
4. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:195-202.
5. Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse Taper connection implants: results after 4 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:254-61.

6. Bragger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang N. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:326-334.
7. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-598.
8. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, et al: Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:781-790.
9. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the element model in dental implants. *J Oral Implantol* 2000;26:77-81.
10. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:529-36.
11. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:519-526.
12. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors -- a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implants Res* 2002 Oct;13:542-549.
13. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. Three dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clinical Oral Implants Res* 2002;13:657-665.
14. Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent* 1996;76:165-169.
15. Bozkaya D, Muftu S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech* 2003;36:1649-1658.
16. Norton, MR. An in vitro evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:458-464.
17. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:879-885.
18. Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, et al: A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol* 2008;34:1-6.
19. al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw

stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 2002;15:38-42.

20. Mangano C, Mangano F, Shibli JA, Tettamanti L, Figliuzi M, d'Avilla S, et al. Prospective evaluation of 2,549 Morse Taper connection implants: 1- to 6-year data. *J Periodontol* 2011;82:52-61.
21. De Araújo CRP, de Araújo MAR, Conti PCR, Assis NMSP, Maior BSS. Estudos clínicos e radiográfico randomizado (RCT) prospective com implantes cone-Morse. *Revista ImplantNews* 2008;5:191-195.

## 6. Referências

1. Aboyousef H, Weiner S, Ehremer D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;83(4):450-5.
2. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Branemark PI. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: results from a prospective study on CeraOne. *Int J Prosthodont.* 1998;11(3):212-8.
3. Anitua E, Errazquin JM, de Pedro J, Barrio P, Begoña L, Orive G. Clinical evaluation of Tiny® 2.5- and 3.0-mm narrow-diameter implants as definitive implants in different clinical situations: a retrospective cohort study. *Eur J Oral Implant.* 2010;3(4):315-22.
4. Assunção WG, Jorge JR, Dos Santos PH, Barão VA, Gomes EA, Delben JA. The effect of mechanical cycling and different misfit levels on Vicker's microhardness of retention screws for single implant-supported prostheses. *J Prosthodont.* 2011;20(7):523-7.
5. Atieh MA, Alsabeeha NH, Payne AG, Schwass DR, Duncan WJ. Insertion torque of immediate wide-diameter implants: a finite element analysis. *Quintessence Int.* 2012;43(9):115-26.
6. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil.* 2006;33(5):380-6.
7. Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Simamoto Junior P, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24(5):781-9.
8. Bernardes SR, da Gloria Chiarello de Mattos M, Hobkirk J, Ribeiro RF. Loss of preload in screwed implant joints as a function of time and tightening/untightening sequences. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:89-96.
9. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996;9(6):511-9.
10. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1):76-94.

11. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent.* 1999;82(4): 436-40.
12. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):523-30.
13. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech.* 2005;38(1):87-97.
14. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsoon T. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago, Quintessence, 1985. p. 11-76.
15. Choe HC, Lee CH, Jeong YH, Ko YM, Son MK, Chung CH. Fatigue fracture of implant system using TIN and WC coated abutment screw. *J Proc Eng.* 2011;10:680.
16. Coppedê AR, Bersani E, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Sartori IA, Ribeiro RF. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2009;22(3):283-6.
17. Delben JA, Gomes EA, Barão VA, Assunção WG. Evaluation of the effect of retightening and mechanical cycling on preload maintenance of retention screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(2):251-6.
18. Erneklint C, Odman P, Ortengren U, Karlsson S. An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 abutment designs and 3 different retaining-screw alloys. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(5):733-7.
19. Gonda T, Dong J, Maeda Y. Stress analysis of an overdenture using the finite element method. *Int J Prosthodont.* 2013;26(4):340-2.
20. Goodacre CJ, Kan JI, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1999;81(5):537-52.
21. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G. Osseointegrated implants for single tooth replacement: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(4):450-54.
22. Inglam S, Chantarapanich N, Suebnukarn S, Vatanapatimakul N, Sucharitpwatskul S, Sithiseripratip K. Biomechanical evaluation of a novel porous-structure implant: finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(2):48-56.

23. Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent.* 1993;21(4):203-8.
24. Jorge JR, Barão VA, Delben JA, Assunção WG. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant supported crowns before and after mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(2):415-22.
25. Kano SC, Binon PP, Bonfante G, Curtis DA. The effect of casting procedures on rotational misfit in castable abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(4):575-9.
26. Karl M, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro effect of load cycling on metal-ceramic cement- and screw-retained implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2007;97(3):137-40.
27. Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent.* 2004;91(4):326-34.
28. Kim SK, Koak JY, Heo SJ, Taylor TD, Ryoo S, Lee SY. Screw loosening with interchangeable abutments in internally connected implants after cyclic loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(1):42-7.
29. Kourtis SG, Sotiriadou S, Voliotis S, Challas A. Private practice results of dental implants. Part I: survival and evaluation of risk factors – Part II: surgical and prosthetic complications. *Implant Dent.* 2004;13(4):373-85.
30. Kwon MJ, Yeo IS, Kim YK, Yi YJ, Yang JH. Use of separate single-tooth implant restorations to replace two or more consecutive posterior teeth: a prospective cohort study for up to 1 year. *J Adv Prosthodont.* 2010;2(2):54-7.
31. Lanza MD, Rocha WMS, Lanza LD, Lemos ES, Takanaka S, Lanza MD. Avaliação da influencia do comprimento do implante em prótese fixa implantodentossuportada pelo método dos elementos finitos. *Rev ImplantNews.* 2010;7(6):821-7.
32. Lehamn RB, Elias CN, Zucareli MA. Influência de conexão interna, plataforma e direção de carregamento nas tensões em implantes do tipo Morse. *Rev ImplantNews.* 2012;9(2):241-6.

33. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connection: a short communication. *J Oral Rehabil.* 2006;33(1):75-8.
34. McAlarney ME, Stavropoulos DN. Theoretical cantilever lengths versus clinical variables in fifty-five clinical cases. *J Prosthet Dent.* 2000;83(3):332-43.
35. Norton, M.R. An *in vitro* evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(4):290-98.
36. Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent.* 1999;81(2):159-66.
37. Oyagüe RC, Sánchez-Turrión A, López-Lozano JF, Suárez-García MJ. Vertical discrepancy and microleakage of laser-sintered and vacuum-cast implant-supported structures luted with different cement types. *J Dent.* 2012;40(2):123-30.
38. Oyama K, Kan JY, Rungcharassaeng K, Lozada J. Immediate provisionalization of 3.0-mm-diameter implants replacing single missing maxillary and mandibular incisors: 1-year prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(1):173-80.
39. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors -- a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(5):542-9.
40. Pessoa RS, Muraru L, Júnior EM, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, Jaecques SV. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12(3):219-34.
41. Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol.* 2008;34(1):1-6.
42. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000; 11:156-8.
43. Sohrabi K, Mushantat A, Esfandiari S, Feine J. How successful are small diameter implants? A literature review. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(5):515-25.

44. Steinebrunner L, Wolfart S, Bössmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(6):875-81.
45. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J*. 2009;28(4):373-81.
46. Yaltirik M, Gökçen-Röhlig B, Ozer S, Evlioglu G. Clinical Evaluation of Small Diameter Straumann Implants in Partially Edentulous Patients: A 5-Year Retrospective Study. *J Dent (Tehran)*. 2011;8(2):75-80.

## **7. Anexo**

Artigos 1 e 2: Normas da revista Internacional Journal Oral and Maxillofacial Implants no endereço eletrônico: <http://www.quintpub.com/journals/omi/index.php>