

“

Efeito do ucla e da carga oclusal sobre a estabilidade e tensões de próteses unitárias

- | Thamiris **Giacomelli**
- | Jessica Mie Ferreira Koyama **Takahashi**
UEA
- | Juliana Maria da Costa Nuñez-**Pantoja**
- | Cláudia Lopes Brilhante **Bhering**
UFMG

RESUMO

Objetivo: Avaliar o efeito do tipo de UCLA (calcinável ou para sobrefundição) e da carga oclusal (axial - AX ou oblíqua - OB), sobre a estabilidade de parafusos protéticos e a transmissão de tensões em próteses unitárias implantossuportadas. **Métodos:** Vinte coroas foram enceradas utilizando UCLAs calcináveis (C) e para sobrefundição (S). As amostras foram fundidas em liga de CoCr, e distribuídas em 4 grupos (n=10) usando um delineamento experimental cruzado: G1 –C/AX; G2 – C/OB; G3 – S/AX; G4 – S/OB. Os parafusos foram parafusados a um análogo modificado de implante (HE 4.1mm) incluído em um índice de gesso, com torque de 30 Ncm. Carga compressiva (130 N) foi aplicada sobre a oclusal das amostras, durante 4 minutos e a análise de tensão foi realizada utilizando strain gauges. Após 10 minutos, foi realizada a leitura do torque de afrouxamento (TA). Os resultados foram submetidos à ANOVA–2 fatores e teste de Tukey ($\alpha=0,05$). **Resultados:** Os UCLAs-C apresentaram menores valores de TA do que os UCLAs-S($p=0,0029$). Não foi observada diferença significativa no TA independente da carga aplicada ($p=0,5121$). Não foi observada diferença nos valores de tensão entre UCLAs-C e UCLAs-S ($p=0,7858$). As cargas oblíquas geraram maiores valores de tensão ($p<0,0001$). **Conclusão:** UCLAs calcináveis apresentam menor estabilidade do conjunto implantossuportado. O tipo de carga não influencia o torque de afrouxamento. Forças oblíquas geram maior tensão ao sistema. O tipo de UCLA não influencia a transmissão de tensões para o sistema.

Palavras-chave: Prótese Dentária Fixada por Implante, Torque, Estresse Mecânico.

INTRODUÇÃO

O uso de implantes osseointegrados para a reabilitação de arcos totalmente ou parcialmente edêntulos, trouxe novas perspectivas para a Odontologia, proporcionando melhor qualidade de vida aos pacientes que são reabilitados com este tipo de tratamento (Brånemark *et al.*, 1977). O expressivo aumento no número de estudos científicos abordando este tema contribuiu para a evolução das técnicas, sistemas de implantes e métodos de fabricação. Isso resultou em maior segurança e eficiência, demonstradas pelo sucesso a longo prazo (Sahin & Çehreli, 2001).

Apesar da previsibilidade, este tipo de reabilitação ainda é um grande desafio. Embora os implantes possam ser considerados semelhantes aos dentes naturais (Hsu *et al.*, 2012), apresentam comportamento biomecânico diferente frente às forças oclusais (Pesqueira *et al.*, 2014).

Quando em função mastigatória, as próteses recebem forças axiais e oblíquas que são transmitidas ao implante, e estas por sua vez, transmitidas ao osso peri-implantar (Hsu *et al.*, 2012). Essa transmissão e consequente distribuição de forças dependem de diversos fatores, como a localização do implante no arco dental, características físicas e psicológicas do paciente, entre outros (Sahin *et al.*, 2002). As forças responsáveis por gerar maior concentração de tensões na região peri-implantar são as laterais (Clelland *et al.*, 1995). Estas exercem efeito nocivo sobre a osseointegração e o processo de remodelação óssea (Isidor, 1997; Duyck *et al.*, 2006).

Estudos analisando distribuição de tensões afirmam que cargas oblíquas geram maior intensidade e concentração de tensões em comparação às cargas axiais (Goiato *et al.*, 2013), pelo fato de gerarem uma combinação de forças compressivas e de cisalhamento que são concentradas no pescoço do implante (Goeliner *et al.*, 2011) e podem levar à perda óssea marginal. Diferentemente das cargas oblíquas, as axiais induzem forças compressivas, as quais são transferidas de modo mais homogêneo ao osso peri-implantar (Clelland *et al.*, 1995; Lin *et al.*, 2007).

Sendo assim, para evitarmos a ocorrência de falha no sistema osseointegrado, é fundamental que o cirurgião dentista tenha pleno conhecimento dos aspectos biomecânicos relacionados à instalação de próteses sobre implantes, para que possa executar o planejamento do caso clínico embasado em evidências científicas. Esse correto planejamento, aliado a técnicas adequadas e materiais de qualidade, contribui para que o tratamento apresente prognóstico favorável (Pesqueira *et al.*, 2014).

Com o intuito de obter informações científicas sobre esse tema, existem diversos métodos de análise biomecânica, a fim de quantificar e prever os efeitos provocados sobre tecidos biológicos, quando recebem forças externas e dispositivos artificiais, como os implantes

(Karl *et al.*, 2009). As metodologias mais comuns aplicadas com o objetivo de avaliar a tensão sobre o sistema prótese-implante-osso, são a fotoelasticidade, a extensometria e a análise por elementos finitos (Goiato *et al.*, 2009; Bhering *et al.*, 2016[A]).

Dentre elas, a extensometria é uma maneira eficiente de quantificar tensões (Abduo *et al.*, 2010, Bhering *et al.*, 2016[A]), pois utiliza resistores elétricos (*strain gauges*) associados a equipamentos analisadores, os quais fornecem informações de carregamento estático ou dinâmico em situações *in vivo* ou *in vitro* (Assunção *et al.*, 2009; Abduo *et al.*, 2010; Bhering *et al.*, 2016[A]). Este método pode ser aplicado em diversas áreas da Odontologia, sendo na Implantodontia utilizado na busca de um prognóstico clínico mais preciso frente às forças biomecânicas (Sahin *et al.*, 2002).

Para obter sucesso em implantodontia é necessário conseguir equilíbrio entre fatores biológicos e mecânicos (Delben *et al.*, 2011). Forças externas da mastigação podem acarretar deslizamento das roscas e consequente redução da pré-carga do parafuso que prende a prótese ao implante (Bickford, 1995). A pré-carga é definida como a tensão necessária para manter os componentes unidos e promover a estabilidade do conjunto prótese/implante (Kano *et al.*, 2006). Embora valores ótimos de pré-carga não sejam bem definidos (Kano *et al.*, 2006), é estabelecido na literatura que quanto maior a tensão acumulada no parafuso, maior a resistência do mesmo ao afrouxamento (Binon, 1996). Se essa tensão for reduzida demasiadamente, a estabilidade do conjunto é comprometida (Bickford, 1995; McGlumphy *et al.*, 1998), podendo ocorrer soltura ou fratura dos componentes e complicações biológicas (Weiss *et al.*, 2000; Byrne *et al.*, 2006).

O afrouxamento dos parafusos protéticos é uma complicação comum na terapia reabilitadora com implantes, principalmente em próteses unitárias (Jemt, 1991; Jemt *et al.*, 1992; Byrne *et al.*, 2006) e no primeiro ano de uso (Jemt *et al.*, 1990). Diversos fatores são relacionados à instabilidade e ao afrouxamento dos parafusos protéticos. Embora a ausência de passividade entre os componentes seja determinante, a literatura aponta outras razões, como torque insuficiente (Haack *et al.*, 1995; Spazzin *et al.*, 2010, Farina *et al.*, 2012), diferentes formas e materiais dos parafusos (Jorneus *et al.*, 1992; Haack *et al.*, 1995, Spazzin *et al.*, 2010, Farina *et al.*, 2012), relaxamento devido à fadiga, e sobrecarga (Jorneus *et al.*, 1992; Siamos *et al.*, 2002).

Do ponto de vista mecânico, existem duas maneiras de conter o afrouxamento dos parafusos protéticos. A primeira seria a incorporação de um sistema antirrotacional, e a segunda, por meio da manutenção da pré-carga, a qual confere a tensão adequada para a estabilização do conjunto (Binon, 2000). Alguns fatores determinam a manutenção desta estabilidade, sendo, primariamente, a aplicação do torque e, secundariamente, o tipo de

material e rugosidade superficial dos componentes, bem como o design da cabeça do parafuso e das roscas (Jorneus *et al.*, 1992; McGlumphy *et al.*, 1998).

Em restaurações unitárias, a estabilidade do conjunto é fundamental para evitar a rotação da prótese (Kano *et al.*, 2006). Bhering *et al.* (2013) observaram que pilares UCLA sobrefundidos apresentam maior definição e reprodução dos ângulos e bordas do polígono antirrotacional da infraestrutura protética em relação aos pilares calcináveis, proporcionando melhor adaptação e estabilidade da peça protética.

Pilares protéticos do tipo UCLA são largamente utilizados na terapia reabilitadora sobre implantes osseointegrados, pois apresentam grande versatilidade, permitem individualização para a realização de diversos tipos de reabilitação a custos reduzidos, além de permitir fundição em metais nobres e semi-nobres (Bhering *et al.*, 2013; Bhering *et al.*, 2016[A,B]). São encontrados em três versões: pré-fabricados, inteiramente calcináveis e sobrefundidos.

Os sistemas pré-fabricados são, geralmente, confeccionados em titânio e a sua fabricação visa a uma perfeita justaposição com a plataforma do implante, diminuindo a potencial formação de fendas na interface pilar/implante (Byrne *et al.*, 1998). Estes são utilizados normalmente para a confecção de próteses cimentadas. Os UCAs totalmente calcináveis (plásticos) são bastante versáteis, podendo ser fundidos em diversas ligas, e permitem a obtenção de infraestruturas protéticas a custo reduzido. Apesar da versatilidade, o processo de fundição gera alterações na estrutura desses componentes, comprometendo sua adaptação à plataforma do implante (Bhering *et al.*, 2013; Bhering *et al.*, 2016[B]).

Na tentativa de minimizar este problema, os pilares sobrefundidos foram desenvolvidos. Este tipo de pilar apresenta a cinta que entra em contato com a plataforma do implante pré-fabricada em metal (CoCr, Au ou NiCrTi), restringindo a parte calcinável a porção do cilindro (Bhering *et al.*, 2013; Bhering *et al.*, 2016[A,B]). A presença da base pré-fabricada permite uma melhor adaptação à plataforma do implante, uma vez que somente o cilindro fica sujeito às distorções decorrentes do processo de fundição (Bhering *et al.*, 2013; Bhering *et al.*, 2016[B]). Foi observado que pilares UCLA sobrefundidos apresentam menor desajuste marginal do que pilares totalmente calcináveis (Bhering *et al.*, 2013).

Em reabilitações unitárias, é necessário o maior contato possível entre a superfície do pilar e o implante, a fim de reduzir a incidência de forças oblíquas sobre o pilar e o parafuso de retenção (Byrne *et al.*, 1998), promovendo assim uma maior estabilidade do conjunto e sucesso a longo prazo. O sucesso da reabilitação é determinado ainda, pela forma com que as forças mastigatórias são transmitidas e absorvidas pelo osso peri-implantar (Goiato *et al.*, 2013).

Dessa maneira, determinar o tipo de pilar a ser selecionado é fundamental para que se possa escolher a opção mais vantajosa baseada nos aspectos biomecânicos e

custo-benefício. Diante das considerações tecidas a respeito da influência das forças mastigatórias na transmissão de tensões para os tecidos peri-implantares e do efeito da obtenção dos componentes protéticos sobre a estabilidade das reabilitações, torna-se atual e relevante a avaliação do efeito do tipo de pilar protético e da simulação de forças axiais e oblíquas na transmissão de tensões em reabilitações unitárias implantossuportadas.

OBJETIVO

Avaliar o efeito do tipo de UCLA (calcinável ou para sobrefundição) e da carga oclusal (axial ou oblíqua) sobre a estabilidade de parafusos protéticos e a transmissão de tensões em próteses unitárias implantossuportadas.

MÉTODOS

Foram utilizados análogos modificados de implantes (HE 4.1 mm), pilares UCLA calcináveis (C), pilares UCLA para sobrefundição (S), e parafusos protéticos de titânio (Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, Brasil).

Foram confeccionados 10 pilares para cada tipo de componente protético (calcinável e sobrefundido) avaliado. Esses pilares foram utilizados em um delineamento experimental cruzado em função da carga aplicada, nos quatro grupos de avaliação de acordo com a Tabela 1.

Tabela 1. Distribuição dos grupos experimentais em função da carga aplicada e do pilar utilizado.

Pilar UCLA	Grupo	Carga
Calcinável (C)	1	Axial (AX)
	2	Oblíqua (OB)
Sobrefundido (S)	3	Axial (AX)
	4	Oblíqua (OB)

Para a obtenção das infraestruturas enceradas, foi confeccionado um índice em gesso contendo um análogo de implante (HE 4.1 mm). Em seguida, foi realizado um enceramento padrão com cera para escultura (Cera YetiThomax - Dental Produkte GmbH, Engen, Germany), por meio da técnica de enceramento progressivo, de modo a simular uma prótese unitária referente à região de primeiro pré-molar inferior.

Os componentes protéticos calcináveis e para sobrefundição foram parafusados ao índice e encerados com as mesmas dimensões do enceramento mestre, por meio de uma matriz confeccionada em silicone laboratorial (Zetalabor – Zhermack, Rovigo, Itália) (Figura 1). Os excessos de cera foram removidos e foi verificada a integridade da região da cinta dos componentes.

Figura 1. Matriz em silicone laboratorial (A); Índice de gesso posicionado sobre matriz em silicone com enceramento padrão do pilar calcinável (B).



Após a obtenção dos componentes encerados, estes foram incluídos em revestimento para fundição de ligas alternativas (Gilvest HS; BK Guilini, Alemanha), e fundidos em liga de CoCr (StarAlloy C–Degudent, Dentsply, Alemanha), seguindo todas as recomendações dos fabricantes. Após a fundição, os pilares foram desincluídos e jateados com óxido de alumínio com partículas de 100 µm e pressão de 0,55 Mpa, a fim de remover os resíduos de revestimento. As infraestruturas foram submetidas ao processo de acabamento e polimento com pontas específicas para metais não-nobres em baixa rotação, exceto na região da cinta dos componentes.

Para a realização das análises de tensão e torque de afrouxamento, foi confeccionado um índice com uma réplica modificada de análogos de implantes HE 4.1mm. O análogo modificado do implante (Bhering *et al.*, 2016[A]) foi fabricado como uma réplica fiel da plataforma do análogo convencional (Figura 2), usinada em titânio, com uma haste prolongada (20 mm) e superfície interior oca. A haste prolongada propicia a obtenção de uma superfície maior para a colagem dos extensômetros (*strain gauges*), e a porção interior oca propicia a ocorrência de deformações elásticas nos análogos modificados, com consequente tradução das deformações por meio dos extensômetros elétricos de resistência (*strain gauges*) (Bhering *et al.*, 2016[A]).

Figura 2. Análogo modificado do implante (A); Análogo convencional do implante (B).



Para a construção do índice, o análogo modificado foi parafusado a um parafuso transferente, e com o auxílio de um delineador, o conjunto foi incluído em gesso pedra tipo IV (Durone IV, Dentsply, Nova York, Estados Unidos), vertido sob vibração em um molde confeccionado em silicone (Zetalabor, Zhermack, Rovigo, Itália).

Após a obtenção do índice, os grupos foram determinados de acordo com a Tabela 1. Para a realização do delineamento cruzado, os 10 pilares de cada tipo de componente protético (calcinável e sobrefundido) foram separados em subgrupos de 5 pilares, de modo que a carga axial e oblíqua fosse aplicada nos dois grupos de cada tipo de pilar simultaneamente, caracterizando um delineamento experimental cruzado. Para cada unidade experimental, foi utilizado parafuso protético novo, perfazendo, portanto, 40 amostras (n=10). A Tabela 2 apresenta a sequência de distribuição dos pilares no índice, em função das cargas aplicadas, e de acordo com a ordem de execução dos grupos para a realização do delineamento experimental cruzado.

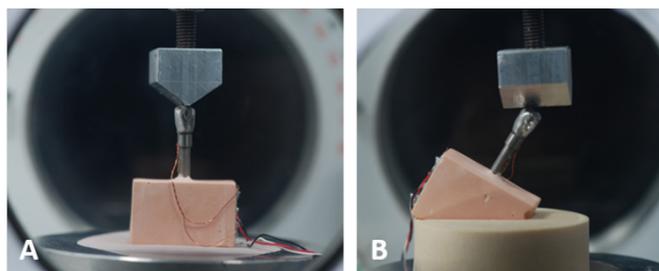
Tabela 2. Distribuição dos pilares em função da carga aplicada e da ordem de distribuição das análises.

Distribuição das amostras			
Ordem de execução	Tipo de carga	Pilares	
		Calcináveis	Sobrefundidos
1º	Oblíqua	2, 3, 4, 8 e 10	11, 13, 16, 18 e 19
2º	Axial	9, 6, 7, 1 e 5	17, 15, 12, 20 e 14
3º	Axial	2, 3, 4, 8 e 10	11, 13, 16, 18 e 19
4º	Oblíqua	9, 6, 7, 1 e 5	17, 15, 12, 20 e 14

Após a obtenção do índice, foi colado um extensômetro elétrico de resistência – *strain gauge* (PA-06-060-BG-350L, Excel Sensores Ltda, Embú, São Paulo) na superfície do análogo modificado, e realizada a soldagem dos fios nos terminais coláveis de ligação (D-100, Excel Sensores Ltda, Embú, São Paulo), configurando um circuito elétrico em 1/4 de ponte de Wheatstone (Bhering *et al.*, 2016[A]).

As análises foram realizadas de acordo com a sequência descrita na Tabela 2. Para tal, os parafusos protéticos foram apertados com torque de 30 Ncm utilizando torquímetro digital com precisão de 0,1 Ncm (Torque Meter TQ-8800 – Lutron, Taipei, Taiwan) acoplado a um dispositivo que permitiu o posicionamento paralelo ao longo eixo dos parafusos. Em seguida, foi aplicada carga compressiva de 130 N (Bhering *et al.*, 2013) na superfície oclusal das infraestruturas, por meio de uma célula de carga (LD1050 – Série 19878 – Líder – Araçatuba, SP, Brasil) durante 4 minutos. A aplicação da carga foi realizada paralelamente ao longo eixo do análogo modificado nos grupos 1 e 3, e com uma inclinação de 30° (ISO 14801:2007, Bhering *et al.*, 2016 [A,B]) nos grupos 2 e 4 (Figura 3).

Figura 3. Aplicação da carga axial (A); Aplicação da carga oblíqua (B).



A tensão foi calculada a partir da leitura das deformações elásticas ocorridas nos análogos modificados, após a aplicação do torque nos parafusos protéticos e da aplicação de carga compressiva (axial ou oblíqua) na superfície oclusal das infraestruturas. Os sinais elétricos foram transmitidos por um aparelho controlado por computador (ADS 2000, Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo, SP), durante 4 minutos após a aplicação do torque, e processados por um software específico (AqAnalysis 2000, Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo, SP). Ao término da análise de tensão, a carga compressiva foi removida e, após 10 minutos, realizada a aferição do torque de afrouxamento por meio de torquímetro digital (Torque Meter TQ-8800; Lutron, Taipei, Taiwan) com precisão de 0,1Ncm. A aferição do torque de afrouxamento teve como objetivo avaliar o efeito das forças axiais e oblíquas na manutenção da pré-carga acumulada nos parafusos protéticos.

Após a realização da análise de tensão e mensuração do torque de afrouxamento de cada amostra, a integridade do análogo modificado era verificada a fim de constatar possíveis deformações plásticas, de modo que a leitura da tensão inicial de cada amostra iniciasse sempre a partir do zero (Bhering *et al.*, 2016 [A]).

Os resultados obtidos foram tabulados, submetidos à ANOVA - dois fatores, seguido do teste de Tukey ($\alpha=0,05$) utilizando o programa SAS versão 9.1 (The SAS Institute, Cary, NC, EUA).

RESULTADOS

A Tabela 3 apresenta os valores médios de torque de afrouxamento dos pilares calcináveis e sobrefundidos, após a aplicação da carga axial e oblíqua. Os pilares calcináveis apresentaram menores valores de torque de afrouxamento quando comparados aos pilares sobrefundidos, independentemente do tipo de carga aplicada ($p=0,0029$). Não foi observada diferença nos valores de torque de afrouxamento em cada grupo, para os tipos de carga aplicados ($p=0,5121$).

Tabela 3. Valores médios de torque de afrouxamento (Ncm) em função dos tipos de pilares e tipos de carga avaliados – média (dp).

Pilar	Carga	
	Axial	Obliqua
Calcinável	17,34 (4,75) Ba	16,71 (5,79) Ba
Sobrefundido	22,02 (2,05) Aa	20,83 (3,91) Aa

Médias seguidas de letras distintas (maiúsculas-coluna, minúsculas-linha) diferem estatisticamente entre si pelo teste de Turkey ($p \leq 0,05$).

A Tabela 4 apresenta os valores médios de tensão (μstrain) para os pilares calcináveis e sobrefundidos, diante a aplicação das cargas axiais e oblíquas. Não foi observada diferença estatisticamente significativa nos valores médios de tensão entre os pilares calcináveis e sobrefundidos, independentemente do tipo de carga aplicada ($p=0,7858$). No entanto, independentemente do tipo de pilar avaliado, as cargas oblíquas geraram maiores valores médios de tensão em relação às cargas axiais ($p < 0,0001$).

Tabela 4. Valores médios de tensão (μstrain) em função dos tipos de pilares e tipos de carga avaliados.

Pilar	Carga	
	Axial	Obliqua
Calcinável	442,45 (222,10) Ab	2511,02 (264,19) Aa
Sobrefundido	395 (317,79) Ab	2603,94 (236,18) Aa

Médias seguidas de letras distintas (maiúsculas-coluna, minúsculas-linha) diferem estatisticamente entre si pelo teste de Tukey ($p \leq 0,05$).

DISCUSSÃO

Pilares protéticos do tipo UCLA são largamente utilizados nas reabilitações implantes-suportadas, sendo indicados em áreas com pequeno espaço interoclusal ou limitação do espaço interproximal, necessidade de correção da angulação do implante, e em casos que demandem estética ou que apresentem problemas de tecido mole (Lewis *et al.*, 1992). Esses pilares foram desenvolvidos a princípio com o objetivo de facilitar a integração da restauração com a superfície do pilar, permitindo a confecção de restaurações mais estéticas, com o término próximo à plataforma do implante (Lewis *et al.*, 1992). No entanto, os processos laboratoriais que envolvem sua fabricação são potenciais causadores de distorções (Abduo *et al.*, 2010; Bhering *et al.*, 2016 [A,B]).

Distorções decorrentes do processo de fundição podem comprometer a adaptação do pilar à plataforma do implante e gerar efeitos biológicos adversos nos tecidos peri-implantares (Kallus & Bessing, 1994; Bhering *et al.*, 2016 [A,B]). A ausência de adaptação entre plataforma do implante e pilar protético pode resultar em contaminação bacteriana da região e inflamação dos tecidos peri-implantares (Byrne *et al.*, 1998). Além dos fatores biológicos, problemas mecânicos como má distribuição de carga, sobrecarga do implante, fadiga e

fratura dos componentes e afrouxamento dos parafusos protéticos, são complicações frequentemente associadas a próteses confeccionadas com infraestruturas totalmente fundidas (Jemt, 1995; Jemt & Book, 1996).

Alguns autores observaram que pilares sobrefundidos apresentam melhor adaptação que os totalmente calcináveis (Byrne *et al.*, 1998; Bhering *et al.*, 2016 [B]), por possuírem uma cinta metálica pré-fabricada que entra em contato com a plataforma do implante (Bhering *et al.*, 2013; Bhering *et al.*, 2016 [B]). Este estudo não teve o objetivo de avaliar a presença de desajuste marginal. No entanto, esta variável pode estar associada às diferenças nos valores médios de torque de afrouxamento observadas neste trabalho.

Os pilares calcináveis apresentaram menores valores médios de torque de afrouxamento que os sobrefundidos, independentemente do tipo de carga aplicada ($p=0,0029$). Esses achados corroboram com um estudo prévio que também observou maior estabilidade de próteses múltiplas sobre implantes quando pilares sobrefundidos foram utilizados (Bhering *et al.*, 2016 [B]). Tal fator pode ser atribuído ao pobre assentamento entre pilar e implante, e entre pilar e o próprio parafuso de retenção, quando pilares calcináveis são utilizados (Jorneus *et al.* 1992; Bhering *et al.*, 2016 [B]). Isso pode ser explicado pela ausência de resistência friccional entre as superfícies, que evitaria a rotação da peça, bem como pelas imprecisões na área de assentamento do parafuso protético, decorrentes do processo de fundição (Jorneus *et al.*, 1992).

Após o travamento dos parafusos com o torque recomendado, as micro-rugosidades da superfície do metal são levemente achatadas, e parte da pré-carga inicial é perdida (Kano *et al.*, 2006). As irregularidades das superfícies metálicas em contato, a dureza do material do implante e do parafuso, e a quantidade de carga aplicada no sistema, influenciam os valores médios de afrouxamento dos parafusos de retenção (Jorneus *et al.*, 1992). Os pilares sobrefundidos, por apresentarem a cinta pré-fabricada, apresentam menor quantidade de irregularidades em sua superfície, apresentando, portanto, maior resistência ao afrouxamento que pilares totalmente fundidos (Bhering *et al.*, 2013). Como a superfície em contato entre as partes é maior nos componentes sobrefundidos, obtém-se maior resistência friccional.

O torque de afrouxamento é uma maneira eficiente de estimar a pré-carga remanescente no sistema (Assunção *et al.*, 2012). A pré-carga permite que o sistema resista a forças externas, sendo responsável pela estabilidade do conjunto. Assim, o ideal seria que a pré-carga permanecesse inalterada pelo maior tempo possível (Weinberg, 1998, Spazzin *et al.*, 2010, Farina *et al.*, 2012). Entretanto, após o torque, ocorre redução da fricção entre as superfícies (Byrne *et al.*, 2006), e parte da pré-carga inicial é perdida, sendo recomendado um re-aperto 10 minutos após a aplicação do torque inicial clinicamente (Spazzin *et al.*, 2010, Farina *et al.*, 2012). Baseado nesses achados, o torque de afrouxamento do presente

estudo foi avaliado 10 minutos após a aplicação da carga, a fim de predizer os valores de pré-carga perdidos frente à simulação de forças axiais e oblíquas.

Inicialmente, era esperado que os valores médios de torque de afrouxamento fossem distintos diante a aplicação de cargas axiais e oblíquas, uma vez que diversos autores observaram que forças oblíquas são mais deletérias ao sistema implantossuportado que forças axiais (Isidor, 1997; Clelland *et al.*, 1995; Kitamura *et al.*, 2005). No entanto, não foi observada diferença nos valores médios de torque de afrouxamento dos parafusos protéticos entre as cargas axiais e oblíquas, independentemente do tipo de pilar utilizado. Provavelmente, esses resultados foram influenciados pelo fato de a carga aplicada ter sido estática. Estes valores poderiam apresentar diferença em simulações de carga dinâmica por um maior período.

Segundo Teixeira *et al.* (2012), a aplicação do torque tanto no parafuso do pilar intermediário quanto no parafuso protético gera tensões sobre o sistema osseointegrado, ainda que forças externas não sejam aplicadas. O design e as propriedades do material do implante, o tipo de conexão pilar/implante (Pellizzer *et al.*, 2014) e o tipo de força aplicada determinam a forma com que as cargas são transferidas ao osso peri-implantar (Eskitascioglu *et al.*, 2004).

Forças em diferentes direções incidem sobre os implantes durante a atividade mastigatória (Hsu *et al.*, 2012), e a direção dessas forças altera o padrão de distribuição de tensões (Goiato *et al.*, 2013). Dessa forma, é importante considerar as forças axiais, horizontais e a combinação delas, ou seja, as forças oblíquas. As forças oblíquas condizem mais com a realidade das forças oclusais, e a ausência do ligamento periodontal torna os implantes incapazes de se adaptarem à variação dessas forças (Hsu *et al.*, 2012).

Estudos demonstram uma maior intensidade e concentração de tensões quando próteses implantossuportadas são submetidas a forças oblíquas (Goiato *et al.*, 2013; Clelland *et al.*, 1995; Pellizzer *et al.*, 2011). Estes achados corroboram com os resultados do presente estudo, no qual se observou que forças oblíquas induzem maiores níveis de tensão que as forças axiais ($p < 0,0001$).

Isto pode ser explicado pelo fato de que as forças oblíquas apresentam maior concentração de tensão ao redor do corpo do implante, com valores mais elevados na região cervical do lado oposto à aplicação da força e no terço apical (Pellizzer *et al.*, 2011). A angulação da força cria um braço de alavanca e um torque maior ao redor do implante (Bidez & Misch, 1992; Weinberg, 2003), o que leva à sobrecarga na região da crista óssea, e consequente reabsorção (Miyata *et al.*, 2000; Miyata *et al.*, 2002). Além disso, as conexões externas (Hexágono Externo) conferem maior liberdade rotacional que os sistemas internos (Hexágono Interno, Cone Morse) quando submetidos a forças oblíquas, o que gera micro-movimentos e, consequentemente, maior nível de tensão no osso peri-implantar (Maeda *et al.*, 2006; Çehreli *et al.*, 2004). Em contrapartida, as forças axiais apresentam maior concentração de tensão no

terço apical do implante (Pellizzer *et al.*, 2011). Essas forças atuam de maneira compressiva, sendo que a extensão da deformação no osso dependerá da qualidade óssea do mesmo (Goeliner *et al.*, 2011). De maneira geral, as forças axiais apresentam melhor dissipação das tensões no osso peri-implantar (Clelland *et al.*, 1995; Lin *et al.*, 2007), o que confere um padrão de distribuição de forças diferente das cargas oblíquas (Pellizzer *et al.*, 2011).

A perfeita adaptação entre a prótese e o implante, bem como uma relação passiva entre os componentes protéticos resultam em menor quantidade de estresse na interface osso/implante (Bhering *et al.*, 2013). Portanto, era esperado que os pilares calcinéveis apresentassem maiores níveis de tensão frente às cargas axiais e oblíquas em comparação aos pilares sobrefundidos. Entretanto, não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os tipos de pilares, independentemente da carga aplicada sobre o sistema ($p=0,7858$).

Provavelmente, isso ocorreu pelo fato de que em próteses unitárias, ainda que sob níveis elevados de desajuste, o componente protético é capaz de se ajustar a partir da inserção do parafuso, sem influenciar no curso do mesmo durante o aperto. Resultados distintos poderiam ser encontrados em próteses múltiplas, já que a esplintagem dos componentes gera forças que não atuam na mesma direção da inserção dos pilares (Bozkaya & Muftu, 2003). Além disso, durante a inserção do parafuso, fendas e desajustes não são passíveis de correção, o que faz com que o parafuso não consiga fluir no seu curso, aumentando os níveis de tensão. (Cantwell & Hobkirk, 2004). Isso pode justificar o fato dos pilares UCLA sobrefundidos não apresentarem menores níveis de tensão que os calcinéveis em avaliações de próteses unitárias.

É importante salientar que os resultados podem ter sido influenciados pelo valor e tempo de aplicação das cargas sobre o sistema. Deste modo, estudos adicionais são necessários a fim de avaliar o efeito dessas forças sobre diferentes tipos de reabilitação em ensaios mecânicos realizados com carregamento dinâmico, simulando maior tempo de uso clínico.

CONCLUSÃO / CONSIDERAÇÕES FINAIS

Baseados nas comparações entre pilares do tipo UCLA para sobrefundição e totalmente calcinéveis, submetidos a cargas axiais e oblíquas, em próteses unitárias implantossuportadas, e dentro dos limites deste estudo, podemos concluir que:

1. Pilares calcinéveis apresentam menor estabilidade do conjunto implantossuportado;
2. O tipo de carga aplicada não influencia o torque de afrouxamento dos parafusos protéticos sob carga estática;

3. Forças oblíquas geram maiores níveis de tensão sobre o sistema quando comparadas às forças axiais;
4. O tipo de pilar não influencia a transmissão de tensão sobre o sistema, em próteses unitárias.

■ REFERÊNCIAS

1. ABDUO, J. et al. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010 May-Jun; 3(25): 506-15. PMID: 20556249.
2. ASSUNÇÃO, W.G. et al. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg*. 2009 July; 20(4): 1173-7. DOI: 10.1097/SCS.0b013e3181acdb81.
3. ASSUNÇÃO, W.G. et al. Preload evaluation of different screws in external hexagon joint. *Implant Dent*. 2012 Feb; 21(1): 46-50. DOI: 10.1097/ID.0b013e31823fcbce.
4. BICKFORD, J.H. An introduction to the designs and behavior of bolted joints. 3rd ed. New York: Marcel Dekker; 1995. p. 515-64. DOI:10.1201/9781315137353.
5. BIDEZ, M.W.; MISCH, C.E. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol*. 1992 Jan; 18(3): 264-74. PMID: 1289562.
6. BHERING, C.L. et al. Influence of the casting technique and dynamic loading on screw torque and misfit of single unit implant-supported prostheses. *Acta Odontol Scand*. 2013 May-Jul; 71(3-4): 404-9. DOI: 10.3109/00016357.2012.690528. Epub 2012 May 21.
7. BHERING, C.L. et al. The effect of casting and masticatory simulation on strain and misfit of implant-supported metal frameworks. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2016 May; 62: 746-51. DOI: 10.1016/j.msec.2016.02.035. [A]
8. BHERING, C.L. et al. Fit and Stability of Screw-Retained Implant-Supported Frameworks Under Masticatory Simulation: Influence of Cylinder Type. *J Prosthodont*. 2016 Aug; 25(6): 459-65. DOI: 10.1111/jopr.12349. Epub 2015 Oct 14. [B]
9. BINON, P.P.; MCHUGH, MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996 Nov-Dec; 9(6): 511-9. PMID: 9171488.
10. BINON, P.P. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000 Jan-Feb; 15(1): 76-94. PMID: 10697942.
11. BOZKAYA, D.; MÜFTÜ, S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech*. 2003 Nov; 36(11): 1649-58. DOI: 10.1016/S0021-9290(03)00177-5.
12. BRÅNEMARK, P.I., et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977 Jan; 16: 1-132. PMID: 356184.
13. BYRNE, D.; HOUSTON, F.; CLEARY, R.; CLAFFEY, N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998 Aug; 80(2): 184-92. DOI: 10.1016/s0022-3913(98)70108-8.

14. BYRNE, D. et al. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont* 2006 May; 15(3): 164-71. DOI: 10.1111/j.1532-849X.2006.00096.x.
15. CANTWELL, A.; HOBKIRK, J.A. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Jan-Feb; 19(1): 124-32. PMID: 14982365.
16. ÇEHRELI, M. et al. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2004 Apr; 15(2): 249-57. DOI: 10.1111/j.1600-0501.2004.00979.x.
17. CLELLAND, N.L.; LEE, J.K.; BIMBENET, O.C.; BRANTLEY, W.A. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont* 1995 June; 4(2): 95-100. DOI: 10.1111/j.1532-849X.1995.tb00323.x.
18. DELBEN J.A.; GOMES, E.A.; BARÃO, V.A.; ASSUNÇÃO, W.G. Evaluation of the effect of retightening and mechanical cycling on preload maintenance of retention screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 Mar-Apr; 26(2): 251-6. PMID: 21483877.
19. DUYCK, J. et al. The influence of micro-motion on the tissue differentiation around immediately loaded cylindrical turned titanium implants. *Arch Oral Biol*. 2006 Jan; 51(1): 1-9. DOI: 10.1016/j.archoralbio.2005.04.003.
20. ESKITASCIOGLU, G. et al. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*. 2004 Feb; 91(2): 144-50. DOI: 10.1016/S0022391303007418.
21. FARINA, A.P. et al. An in vitro comparison of joint stability of implant-supported fixed prosthetic suprastructures retained with different prosthetic screws and levels of fit under masticatory simulation conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 Jul-Aug; 27(4): 833-8. PMID: 22848885.
22. GOELLNER, M. et al. The effect of axial and oblique loading on the micromovement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011 Mar-Apr; 26(2): 257-64. PMID: 21483878.
23. GOIATO, M.C. et al. Stress distribution in implant-supported prosthesis with external and internal implant-abutment connections. *Acta Odontol Scand*. 2013 Mar; 71(2):283-8. DOI: 10.3109/00016357.2012.672823. Epub 2012 Apr 10.
24. GOIATO, M.C. et al. Methods used for assessing stresses in buccomaxillary prostheses: photoelasticity, finite element technique, and extensometry. *J Craniofac Surg*. 2009 Mar; 20(2): 561-4. DOI: 10.1097/SCS.0b013e31819ba3a6.
25. HAACK, J.E.; SAKAGUCHI R.L.; SUN, T.; COFFEY, J.P. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995 Sep-Oct; 10(5): 529-36. PMID: 7590997.
26. HSU, Y.T.; FU, J.H.; AL-HEZAIMI, K.; WANG, H.L. Biomechanical implant treatment complications: a systematic review of clinical studies of implants with at least 1 year of functional loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012 Jul-Aug; 27(4): 894-904. PMID: 22848892.
27. ISIDOR, F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res*. 1997 Feb; 8(1): 1-9. DOI: 10.1111/j.1600-0501.1997.tb00001.x.

28. JEMT, T.; BOOK, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Sep-Oct; 11(5): 620-5. PMID: 8908860.
29. JEMT, T.; LEKHOLM, U.; GRÖNDAHL, K. 3-year followup study of early single implant restorations ad modum Brånemark. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1990 Jan; 10(5): 340-9. PMID: 2098358.
30. JEMT, T.; LINDÉN, B.; LEKHOLM, U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992 Jan; 7(1): 40-4. PMID: 1398822.
31. JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991 Jan; 6(3): 270-6. PMID: 1813395.
32. JEMT, T. Three-dimensional distortion of gold alloy castings and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master casts in routine edentulous situations. *J Oral Rehabil*. 1995 Aug; 22(8): 557-64. DOI: 10.1111/j.1365-2842.1995.tb01049.x.
33. JÖRNÉUS, L.; JEMT, T.; CARLSSON, L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992 Jan; 7(3): 353-9. PMID: 1289261.
34. KALLUS, T.; BESSING, C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994 Mar-Apr; 9(2): 169-78. PMID: 8206552.
35. KANO, S.C.; BINON, P.; BONFANTE, G.; CURTIS, D.A. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont* 2006 Mar-Apr; 15(2): 77-81. DOI: 10.1111/j.1532-849X.2006.00078.x.
36. KARL, M.; DICKINSON, A.; HOLST, S.; HOLST, A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2009 Jun; 17(2): 50-7. PMID: 19645304.
37. KITAMURA, E.; STEGAROIU, R.; NOMURA, S.; MIYAKAWA, O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant--a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil*. 2005 Apr; 32(4): 279-86. DOI: 10.1111/j.1365-2842.2004.01413.x.
38. LEWIS, S.G.; LLAMAS, D.; AVERA, S. The UCLA abutment: a four-year review. *J Prosthet Dent*. 1992 Apr; 67(4): 509-15. DOI: 10.1016/0022-3913(92)90082-I.
39. LIN, C.L.; CHANG, S.H.; CHANG, W.J.; KUO, Y.C. Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a single tooth implant placed in the maxilla using finite element analysis and the statistics-based Taguchi method. *Eur J Oral Sci*. 2007 Oct; 115(5): 408-16. DOI: 10.1111/j.1600-0722.2007.00473.x.
40. MAEDA, Y.; SATOH, T.; SOGO, M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil*. 2006 Jan; 33(1): 75-8. DOI: 10.1111/j.1365-2842.2006.01545.x.

41. MCGLUMPHY, E.A.; MENDEL, D.A.; HOLLOWAY, J.A. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am.* 1998 Jan; 42(1): 71-89. PMID: 9421671.
42. MIYATA, T. et al. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 May-Jun; 15(3): 425-31. PMID: 10874809.
43. MIYATA, T. et al. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. part 4: a histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002 May-Jun; 17(3): 384-90. PMID: 12074454.
44. PELLIZZER, E.P. et al. Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. *J Oral Implantol.* 2014 Apr; 40(2): 117-22. DOI: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00138. Epub 2011 Dec 30.
45. PELLIZZER, E.P. et al. Influence of implant angulation with different crowns on stress distribution. *J Craniofac Surg.* 2011 Mar; 22(2): 434-7. DOI: 10.1097/SCS.0b013e318207477c.
46. PESQUEIRA, A. et al. The use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol.* 2014 Apr; 40(2): 217-28. DOI: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00066. Epub 2012 Mar 1.
47. SAHIN, S.; CEHRELI, M.C.; YALÇIN, E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - A review. *J Dent* 2002 Sep-Nov; 30(7-8): 271-82. DOI: 10.1016/S0300-5712(02)00065-9.
48. SAHIN, S.; CEHRELI, M.C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *ImplantDent* 2001 Feb; 10(2): 85-92. DOI: 10.1097/00008505-200104000-00003.
49. SIAMOS, G.; WINKLER, S.; BOBERICK, K.G. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol* 2002 Jan; 28(2): 67-73. DOI: 10.1563/1548-1336(2002)028<0067:TRBIPA>2.3.CO;2.
50. SPAZZIN, A.O. et al. Effect of retorque on loosening torque of prosthetic screws under two levels of fit of implant-supported dentures. *Braz Dent J.* 2010 Jan; 21(1): 12-7. DOI: 10.1590/S0103-64402010000100002.
51. TEIXEIRA, F.M. et al. Influence of loading and use of occlusal splint in implant-supported fixed prostheses. *J CraniofacSurg.* 2012 Sep; 23(5): 477-80. DOI: 10.1097/SCS.0b013e31825aad82.
52. WEINBERG, L.A. *Atlas of Tooth and Implant-Supported Prosthodontics.* Chicago, IL: Quintessence, 2003. ISBN: 0-867-15427-6.
53. WEINBERG, L.A. Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. *Implant Dent.* 1998 Jan; 7(4): 277-85. DOI: 10.1097/00008505-199807040-00005.
54. WEISS, E.I.; KOZAK, D.; GROSS M.D. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000 Aug; 84(2): 194-9. DOI: 10.1067/mpr.2000.108069.