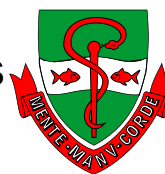




UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

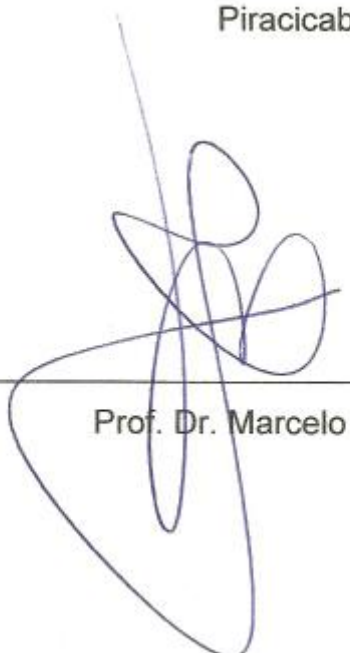


CONCORDÂNCIA DO ORIENTADOR

Declaro que a aluna Thamiris Giacomelli RA 093083 esteve sob minha orientação para a realização do Trabalho de Conclusão de Curso intitulado “Efeito do pilar protético do tipo UCLA (calcinável ou sobrefundido) e da carga oclusal (axial ou oblíqua), sobre a estabilidade de parafusos protéticos e a transmissão de tensões em próteses unitárias implantossuportadas.” no ano de 2012.

Concordo com a submissão do trabalho apresentado à Comissão de Graduação pelo aluno, como requisito para aprovação na disciplina DS833 - Trabalho de Conclusão de Curso.

Piracicaba, 04 de Outubro de 2012.



Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



“Efeito do pilar protético do tipo UCLA (calcinável ou sobrefundido) e da carga oclusal (axial ou oblíqua), sobre a estabilidade de parafusos protéticos e a transmissão de tensões em próteses unitárias implantossuportadas.”

THAMIRIS GIACOMELLI

PIRACICABA

– 2012 –

THAMIRIS GIACOMELLI

“Efeito do pilar protético do tipo UCLA (calcinável ou sobrefundido) e da carga oclusal (axial ou oblíqua), sobre a estabilidade de parafusos protéticos e a transmissão de tensões em próteses unitárias implantossuportadas.”

Monografia apresentada ao curso de
Odontologia da Faculdade de
Odontologia de Piracicaba –
UNICAMP, para obtenção do
diploma de Cirurgião-Dentista

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

PIRACICABA

–2012–

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR
JOSIDELMA F COSTA DE SOUZA – CRB8/5894 - BIBLIOTECA DA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

G346e Giacomelli, Thamiris, 1990-
 Efeito do pilar protético do tipo UCLA (calcinável ou
 sobrefundido) e da carga oclusal (axial ou oblíqua), sobre a
 estabilidade de parafusos protéticos e a transmissão de
 tensões em próteses unitárias implantossuportadas /
 Thamiris Giacomelli. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2012.

 Orientador: Marcelo Ferraz Mesquita.
 Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) –
 Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de
 Odontologia de Piracicaba.

 1. Prótese dentária fixada por implante. 2. Torque.
 3. Estresse mecânico. I. Mesquita, Marcelo Ferraz, 1967-
 II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de
 Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Dedico este trabalho a **Deus**, que sempre me iluminou e me guiou nos momentos mais difíceis da minha vida.

Aos meus pais **Dorival Giacomelli** e **Célia Regina Campache** e à minha irmã **Fernanda Giacomelli** por todo amor e carinho dedicados, por apoiarem as minhas decisões, por todos os conselhos oferecidos e pelo incentivo nos momentos de dificuldade.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, por sua confiança e apoio na elaboração deste trabalho. E por seu exemplo de competência, inspirador de minhas condutas.

À **Cláudia Lopes Brilhante Bhering**, por toda ajuda e dedicação prestadas na execução deste trabalho, sem as quais não seria possível realizá-lo.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP-UNICAMP), na pessoa do seu diretor **Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior** e seu Diretor Associado **Prof. Dr. Alexandre Augusto Zaia**.

À **Prof^a. Dra. Jessica Mie Ferreira Koyama Takahashi** e a **Dra. Juliana Maria da Costa Nuñez-Pantoja**, por toda ajuda prestada na execução deste trabalho.

A todos os **Professores e Funcionários** da FOP - UNICAMP, pelos conhecimentos transmitidos e por participarem da minha formação.

À **Naiara de Paula Ferreira**, por seu exemplo de dedicação à pesquisa e por todos os ensinamentos transmitidos a mim.

Ao meu namorado **Arthur Geovanni Silva Casagrande**, por todo carinho e companheirismo nesta etapa de minha vida.

Aos meus queridos amigos **Cíntia Santa Rosa, Cinthia Bianchim Mondoni, Luis Fernando Vidal Sacomanni** e **Lucas Cardoso Malvezzi**, pela amizade e por todos os momentos compartilhados.

A todos aqueles que indiretamente contribuíram para minha formação.

“Nossa maior fraqueza é a desistência. O caminho mais certo para o sucesso é sempre tentar apenas uma vez mais.”

Thomas A. Edison

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi avaliar o efeito do pilar protético do tipo UCLA (calcinável ou sobrefundido) e da carga oclusal (axial ou oblíqua), sobre a estabilidade de parafusos protéticos e a transmissão de tensões em próteses unitárias implantossuportadas. Foi confeccionado um índice em gesso, a partir de um análogo modificado de implante HE 4.1mm. Foram encerados sobre os componentes protéticos, 20 coroas a serem fundidas, 10 sobre UCLA's calcináveis e 10 sobre UCLA's para sobrefundição. As amostras foram fundidas em liga de CoCr. As amostras foram utilizadas em um delineamento experimental cruzado em função da carga aplicada (axial/oblíqua), de acordo com os 4 grupos de avaliação (n=10) (G1 – pilar calcinável/carga axial; G2 – pilar calcinável/carga oblíqua; G3 – pilar sobrefundido/carga axial; G4 – pilar sobrefundido/carga oblíqua). Em seguida, parafusos protéticos foram apertados com torque de 30 Ncm, e aplicada carga compressiva de 130 N (axial ou oblíqua) sobre a superfície oclusal dos pilares, durante 4 minutos. As análises de tensão foram realizadas por meio do método extensométrico (*strain gauges*) durante a aplicação da carga compressiva, e a mensuração do torque de afrouxamento foi realizada 10 minutos após a retirada da carga. Os resultados foram submetidos à ANOVA – dois fatores e teste de Tukey ($\alpha=0,05$), utilizando o programa SAS versão 9,1 (The SAS Institute, Cary, NC, EUA). Os pilares calcináveis apresentaram menores valores médios de torque de afrouxamento ($17,34 \pm 4,75$ Ncm para cargas axiais; $16,71 \pm 5,79$ Ncm para cargas oblíquas) em relação aos pilares para sobrefundição ($22,02 \pm 2,05$ Ncm, para cargas axiais; $20,83 \pm 3,91$ Ncm, para cargas oblíquas), independente do tipo de carga aplicada (axial/oblíqua) ($p=0,0029$). Não foi observada diferença estatisticamente significativa nos valores médios de torque de afrouxamento dos grupos para os tipos de carga aplicados ($p=0,5121$). Independente do tipo de carga aplicada, não foi observada diferença estatisticamente significativa nos valores médios de tensão entre pilares calcináveis ($442,45 \pm 222,10$ μ strain, para cargas axiais; $2511,02 \pm 264,19$ μ strain, para cargas oblíquas) e sobrefundidos ($395 \pm 317,79$ μ strain, para cargas axiais; $2603,94 \pm 236,18$ μ strain, para cargas oblíquas) ($p=0,7858$). Finalmente, independentemente do tipo de pilar avaliado, as cargas oblíquas

geraram maiores valores médios de tensão que as cargas axiais ($p < 0,0001$). Dessa forma, conclui-se que pilares calcináveis apresentam menores valores médios de torque de afrouxamento que pilares sobrefundidos, que o tipo de carga não teve influência sobre os valores médios de torque de afrouxamento, que forças oblíquas geram maiores valores médios de tensão sobre o sistema em comparação às forças axiais, e que o tipo de pilar não apresentou influência sobre a transmissão de tensões do sistema.

Palavras-chave: Prótese dentária fixada por implante; Torque; Estresse mecânico.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effect of UCLA abutment (calcinable or overcasted) and occlusal loading (axial or oblique) on the stability of prosthetic screws and transmission of strain in single unit implant-supported prosthesis. A plaster index was built using a implant HE 4.1mm modified analog. Twenty crowns to be fused were waxed on the prosthetic components, 10 on calcinable UCLAs and 10 on UCLAs for overcasting. The samples were cast in CoCr alloy. The samples were used in a experimental crossover study according to the applied load (axial/oblique) and according to the four assessment groups (n = 10) (G1 – calcinable abutment / axial load; G2 - calcinable abutment / oblique load; G3 – overcasted abutment / axial load; G4 - overcasted abutment / oblique load). Then prosthetic screws were tightened with a torque of 30 Ncm, and applied compressive load of 130 N (axial or oblique) on the occlusal surface of the abutments for 4 minutes. The stress analysis was performed by the method extensometer (strain gauges) during the application of compressive load, and measurement of torque loosening was performed 10 minutes after removal of the load. The results were submitted to ANOVA - two way and Tukey test ($\alpha = 0.05$) using SAS version 9.1 (The SAS Institute, Cary, NC, USA). The calcinable abutments had lower average detorque values (17.34 ± 4.75 Ncm for axial loads; 16.71 ± 5.79 Ncm for oblique loads) in relation to the abutments for overcasting (22.02 ± 2.05 Ncm for axial loads; 20.83 ± 3.91 Ncm for oblique loads), regardless of the applied load (axial / oblique) ($p = 0.0029$). There was no statistically significant difference in average detorque values of the groups for the types of applied load ($p = 0.5121$). Regardless of the type of load applied, no statistically significant difference was observed in average strain values between calcinable abutments (442.45 ± 222.10 μ strain for axial loads; 2511.02 ± 264.19 μ strain for oblique loads) and overcasted abutments (395 ± 317.79 μ strain for axial loads; 2603.94 ± 236.18 μ strain for oblique loads) ($p = 0.7858$). Finally, whatever the abutment evaluated, oblique loads generated greater average strain values than the axial load ($p < 0.0001$). Thus, it is concluded that calcinable abutments have a lower average detorque values than overcasted abutments, the type of load had no influence on average detorque values, oblique loads produce higher average values

of stress on the system compared to axial forces and the type of abutment had no influence on the transmission of system strain.

Keywords: Dental Prosthesis Implant-Supported; Torque; Mechanical stress.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA	2
2. PROPOSIÇÃO.....	6
3. MATERIAIS E MÉTODOS	7
5. RESULTADOS	14
6. DISCUSSÃO	15
7. CONCLUSÃO.....	19
REFERÊNCIAS.....	20

1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

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; Adell *et al.*, 1981; Adell *et al.*, 1990). 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.*, 2012).

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 conseqüente 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 (Borchers *et al.*, 1983; Clelland *et al.*, 1993; Clelland *et al.*, 1995; Kitamura *et al.*, 2005). Estas exercem efeito nocivo sobre a osseointegração e o processo de remodelação óssea (Isidor, 1996; 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.*, 2012), 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 (Duyck *et al.*, 2000). 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.*, 2012).

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).

Dentre elas, a extensometria é uma maneira eficiente de quantificar tensões (Abduo *et al.*, 2010), 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* (Akca *et al.*, 2002; Assunção *et al.*, 2009). 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).

Como podemos observar, 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; Gratton *et al.*, 2001; Khraisat *et al.*, 2002; Yousef *et al.*, 2005; 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 (McGlumphy, 1993; Haack *et al.*, 1995), diferentes formas e materiais dos parafusos (Jorneus *et al.*, 1992; Haack *et al.*, 1995), 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.* (2012) 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.*, 2012). São encontrados em três versões: pré-fabricados, inteiramente calcináveis e sobrefundidos (Luthi, 2010).

Os sistemas pré-fabricados são, geralmente, confeccionados em titânio e a sua fabricação visa a uma perfeita justaposição com a plataforma do implante, diminuindo uma potencial formação de fendas na interface pilar/implante (Byrne *et al.*, 1998). Estes são utilizados normalmente para a confecção de próteses cimentadas. Os UCLAs 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.*, 2012).

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.*, 2012). 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.*, 2012). Foi observado que pilares UCLA sobrefundidos apresentam menor desajuste marginal do que pilares totalmente calcináveis (Bhering *et al.*, 2012).

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.*, 2012).

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.

2. PROPOSIÇÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar o efeito do pilar protético (UCLA calcinável ou UCLA sobrefundido) e das forças axiais e oblíquas na estabilidade dos parafusos protéticos e na transmissão de tensões de próteses unitárias implantossuportadas.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizados análogos modificados de implantes (HE 4.1mm), pilares UCLA calcináveis, pilares UCLA para sobrefundição, 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	I	Axial
	II	Oblíqua
Sobrefundido	III	Axial
	IV	Oblíqua

Para a obtenção das infraestruturas enceradas, foi confeccionado um índice em gesso contendo um análogo de implante (HE 4.1mm - Figura 1A). Em seguida, foi realizado um enceramento padrão com cera para escultura (Cera Yeti Thomax - 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 (Figura 1B).

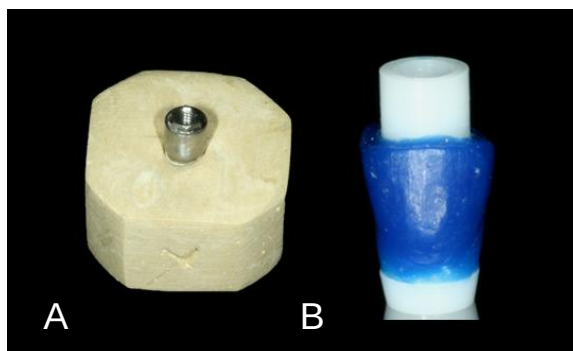


Figura 1. Índice em gesso com análogo de implante HE 4.1mm (A); Enceramento padrão dos pilares (B).

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 2). Os excessos de cera foram removidos e foi verificada a integridade da região da cinta dos componentes.



Figura 2. Matriz em silicone laboratorial.

Após a obtenção dos componentes encerados (Figura 3), 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 (Figura 4).

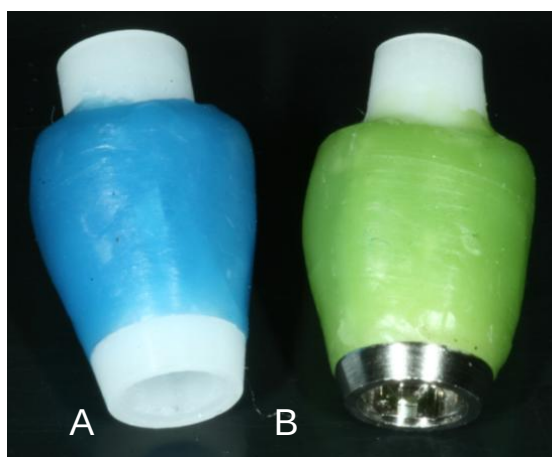


Figura 3. Pilar Calcinável (A); Pilar Sobrefundido (B).

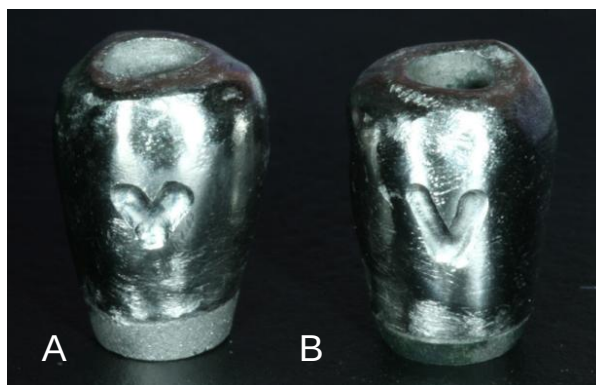


Figura 4. Pilar Calcinável (A); Pilar Sobrefundido (B).

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 (Figura 5). O análogo modificado do implante (Tramontino *et al.*, 2009) foi fabricado como uma réplica fiel da plataforma do análogo convencional (Figura 6), 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*).

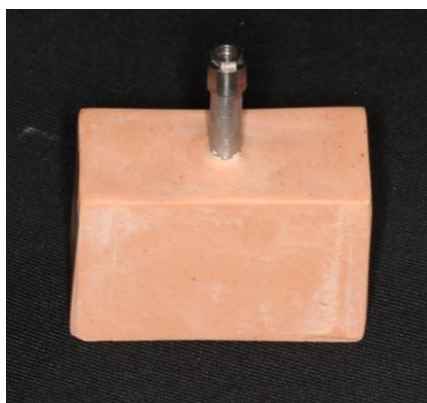


Figura 5. Índice em gesso com análogo modificado de implante HE 4.1mm.

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).



Figura 6. Análogo modificado do implante (A); Análogo convencional do implante (B).

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 (Figura 7).

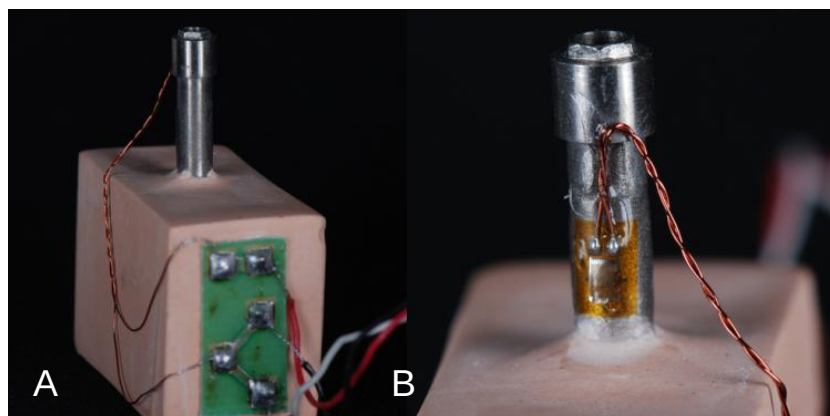


Figura 7. Circuito elétrico em $\frac{1}{4}$ de ponte de Wheatstone sob o índice (A); Posicionamento dos extensômetros (B).

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 (Figura 8). Em seguida, foi aplicada carga compressiva de 130 N (Morneburg & Pröschel, 2002; Gratton *et al.*, 2001) 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 I e III, e com uma inclinação de 30° (ISO 14801:2007) nos grupos II e IV (Figura 9).



Figura 8. Dispositivo para posicionamento de Torquímetro digital (A); Torquímetro digital (B).

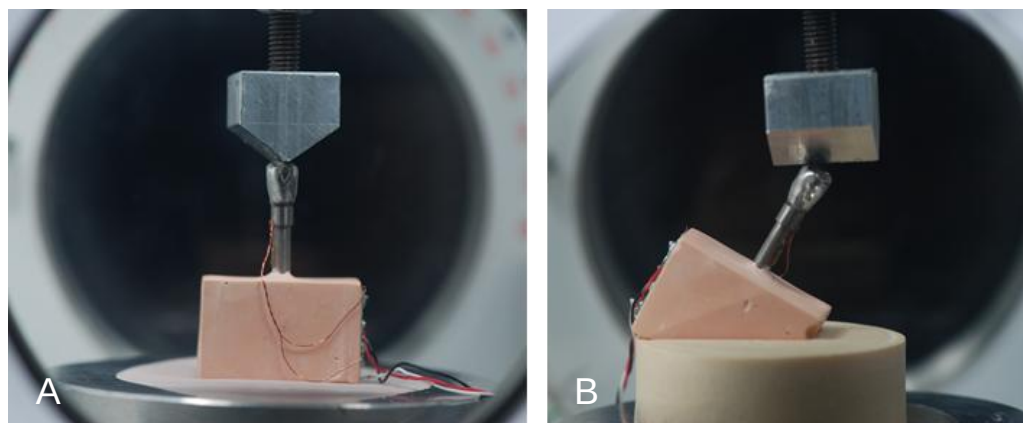


Figura 9. Aplicação da carga axial (A); Aplicação da carga oblíqua (B).

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) (Figura 10). 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.



Figura 10. Equipamento utilizado para as análises de tensão.

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.

Os resultados obtidos foram tabulados, submetidos à ANOVA - dois fatores, e em seguida ao teste de Tukey ($\alpha=0,05$) utilizando o programa SAS versão 9,1 (The SAS Institute, Cary, NC, EUA).

5. 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 (axial/oblíqua) ($p=0,0029$). 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	Oblíqua
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 da 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	Oblíqua
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 ($p \leq 0,05$).

6. DISCUSSÃO

Pilares protéticos do tipo UCLA são largamente utilizados nas reabilitações implantossuportadas, 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).

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 (Sones 1989; Bauman *et al.*, 1992; Kallus & Bessing, 1994). 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 (Weinberg, 1993; 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.*, 2012), por possuírem uma cinta metálica pré-fabricada que entra em contato com a plataforma do implante (Luthi, 2010). Neste estudo, não foi nosso objetivo 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 ($p=0,0029$). Segundo Jorneus *et al.* (1992), pilares calcináveis estão associados à maior ocorrência de soltura do parafuso de retenção, devido ao pobre assentamento entre pilar e implante, e entre pilar e o próprio parafuso de retenção. 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, visto que a quantidade de superfície em contato entre as partes é maior, resultando em 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 mesma permanecesse inalterada pelo maior período de tempo possível (Shigley, 1977; Weinberg, 1998). 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 durante a fase de instalação clínica da prótese (Spazzin *et al.*, 2010, Farina *et al.*, 2012, Shigley, 1986; Breeding, 1993; Dixon, 1995). 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 (Duyck *et al.*, 2000; Isidor, 1996; Isidor, 1997; Borchers *et al.*, 1983; Clelland *et al.*, 1993; 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 da carga aplicada ter sido estática. Estes valores

poderiam apresentar diferença em simulações de carga dinâmica em um maior período de tempo.

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 (Pelizzer *et al.*, 2011 [B]) 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 (Machado *et al.*, 2011). Dessa forma, é importante considerar as forças axiais, horizontais e a combinação delas, ou seja, as forças oblíquas. Segundo Holmgren *et al.* (1998), 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.*, 2012; Borchers *et al.*, 1983; Clelland *et al.*, 1993; Clelland *et al.*, 1995; Kitamura *et al.*, 2005; Pelizzer *et al.*, 2011 [A]). Estes achados corroboram com os resultados do presente estudo, no qual se observou que forças oblíquas apresentam maiores valores médios 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 (Pelizzer *et al.*, 2011 [A]). 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 (Sutter *et al.*, 1993; Balfour & O'Brien, 1995; Maeda *et al.*, 2006; Çehreli *et al.*, 2004).

Em contrapartida, as forças axiais apresentam maior concentração de tensão no terço apical do implante (Pelizzer *et al.*, 2011 [A]). 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 (Pelizzer *et al.*, 2011 [A]).

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.*, 2012). Portanto, era esperado que os pilares calcináveis 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 (Luthi, 2010). 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 calcináveis 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.

7. CONCLUSÃO

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

- Pilares calcináveis apresentaram menores valores médios de torque de afrouxamento quando comparados aos pilares sobrefundidos;
- O tipo de carga aplicada não influenciou os valores médios de torque de afrouxamento dos parafusos protéticos;
- Forças oblíquas geraram maiores valores médios de tensão sobre o sistema quando comparadas às forças axiais;
- O tipo de pilar não influenciou a transmissão de tensão sobre o sistema.

REFERÊNCIAS

1. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 3(25): 506-15.
2. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990; 5(4): 347-59.
3. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981; 10(6): 387-416.
4. Akca K, Cehreli MC, Iplikcioglu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont* 2002; 2(15): 115-21.
5. Assunção WG, Barão VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg*. 2009; 20(4): 1173-7.
6. Assunção WG, Delben JA, Tabata LF, Barão VA, Gomes EA, Garcia IR Jr. Preload evaluation of different screws in external hexagon joint. *Implant Dent*. 2012; 21(1): 46-50.
7. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent*. 1995; 73(1): 36-43.
8. Bauman GR, Mills M, Rapley JW, Hallmon WW. Plaque-induced inflammation around implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992; 7(3): 330-7.
9. Bhering CL, Takahashi JM, Luthi LF, Henriques GE, Consani RL, Mesquita MF. Influence of the casting technique and dynamic loading on screw detorque and misfit of single unit implant-supported prostheses. *Acta Odontol Scand*. 2012 May 21. [Epub ahead of print]
10. Bickford JH. An introduction to the designs and behavior of bolted joints. 3rd ed. New York: Marcel Dekker; 1995. p. 515-64.
11. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol*. 1992; 18(3): 264-74.

12. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996; 9(6): 511-9. [A]
13. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(1): 76-94.
14. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J. Dent Res.* 1983; 62(2): 155-9.
15. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech.* 2003; 36(11): 1649-58.
16. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, *et al.* Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977; 16: 1-132.
17. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont.* 1993; 6(5): 435-9.
18. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998; 80(2): 184-92.
19. 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(3): 164-71.
20. Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19(1): 124-32.
21. Çehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant_design_and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004; 15(2): 249-57.
22. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont* 1995; 4(2): 95-100.
23. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Gilat A J. Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. *Prosthodont* 1993; 2(3): 183-9.

24. 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.
25. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent*. 1995; 74(3): 270-8.
26. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Implants Res*. 2000; 11(5): 465-75.
27. Duyck J, Vandame K, Geris L, Van Oosterwyck H, De Cooman M, Vandersloten J *et al*. The influence of micro-motion on the tissue differentiation around immediately loaded cylindrical turned titanium implants, *Arch Oral Biol*. 2006; 51(1): 1-9.
28. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. 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; 91(2): 144-50.
29. Farina AP, Spazzin AO, Pantoja JM, Consani RL, Mesquita MF. 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; 27(4): 833-8.
30. Goellner M, Schmitt J, Karl M, Wichmann M, Holst S. The effect of axial and oblique loading on the micromovement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26(2): 257-64.
31. Goiato MC, Pesqueira AA, Falcón-Antenucci RM, Dos Santos DM, Haddad MF, Bannwart LC, Moreno A. Stress distribution in implant-supported prosthesis with external and internal implant-abutment connections. *Acta Odontol Scand*. 2012 Apr 10. [Epub ahead of print]
32. Goiato MC, Tonella BP, Ribeiro Pdo P, Ferraço R, Pellizzer EP. Methods used for assessing stresses in buccomaxillary prostheses: photoelasticity, finite element technique, and extensometry. *J Craniofac Surg*. 2009; 20(2): 561-4.

33. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001; 85(1): 47-52.
34. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(5): 529-36.
35. Holmren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol.* 1998; 24(2): 80-8.
36. Hsu YT, Fu JH, Al-Hezaimi K, Wang HL. 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; 27(4): 894-904.
37. Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res.* 1997; 8(1): 1-9.
38. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 1996; 7(2): 143-52.
39. ISO 14801:2007. Dentistry – Implants – Dynamic fatigue test for forendosseous dental implants.
40. Jemt T, Book, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996; 11(5): 620-5
41. Jemt T, Lekholm U, Gröndahl K. 3-year followup study of early single implant restorations ad modum Brånemark. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1990; 10(5): 340-9.
42. 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; 7(1): 40-4.
43. 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; 6(3): 270-6.

44. 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; 22(8): 557-64.
45. Jörn  us L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7(3): 353-9.
46. 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; 9(2): 169-78
47. Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont* 2006; 15(2): 77-81.
48. 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; 17(2): 50-7.
49. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002; 88(6): 604-10.
50. 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; 32(4): 279-86
51. Lewis SG, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: a four-year review. *J Prosthet Dent.* 1992; 67(4): 509-15.
52. Lin CL, Chang SH, Chang WJ, Kuo YC. 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; 115(5): 408-16.
53. Luthi LF. Desajuste marginal e influ  ncia na pr  -carga de parafusos e nas tens  es induzidas   s fixa   es de pilares metalopl  sticos e sobre-fundidos [disserta   o]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2010.
54. Machado AC, Cardoso L, Brandt WC, Henriques GE, de Arruda N  bilo MA. Photoelastic analysis of the distribution of stress in different systems of

- overdentures on osseous-integrated implants. *J Craniofac Surg.* 2011; 22(6): 2332-6.
55. 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; 33(1): 75-8.
 56. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am.* 1998; 42(1): 71-89.
 57. McGlumphy EA. Keeping implant screws tight: the solution. *J Dent Symp* 1993; 1: 20-3.
 58. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15(3): 425-31.
 59. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. part 4: a histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002; 17(3): 384-90.
 60. Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(1): 20-7.
 61. Pellizzer EP, Carli RI, Falcón-Antenucci RM, Verri FR, Goiato MC, Villa LM. Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. *J Oral Implantol.* 2011 Dec 30. [Epub ahead of print] [B]
 62. Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Sánchez DM, Rinaldi GA, de Aguirre CC, Goiato MC. Influence of implant angulation with different crowns on stress distribution. *J Craniofac Surg.* 2011; 22(2): 434-7. [A]
 63. Pesqueira A, Goiato M, Gennari-Filho H, Monteiro D, Dos Santos D, Haddad M, Pellizzer E. The use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol.* 2012 Mar 1. [Epub ahead of print]
 64. Sahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - A review. *J Dent* 2002; 30(7-8): 271-82.
 65. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001; 10(2): 85-92.

66. Shigley JE. Mechanical engineering design, 3rd ed, McGraw-Hill, New York, 1977, pp. 240-45.
67. Shigley JE., Mischke CR. Standard handbook of machine design, 1rd ed, McGraw-Hill, New York, 1986, pp. 23-26.
68. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. J Oral Implantol 2002; 28(2): 67-73.
69. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. J Prosthet Dent. 1989; 62(5): 581-5.
70. Spazzin AO, Henrique GE, Nóbilo MA, Consani RL, Correr-Sobrinho L, Mesquita MF. Effect of retorque on loosening torque of prosthetic screws under two levels of fit of implant-supported dentures. Braz Dent J. 2010; 21(1): 12-7.
71. Sutter F, Weber HP, Sorenson J, Belsen U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: Design and engineering. Int J Periodontics Restorative Dent 1993; 13: 409-431
72. Teixeira FM, de Assis Claro CA, Neves AC, de Mello Rode S, da Silva-Concílio LR. Influence of loading and use of occlusal splint in implant-supported fixed prostheses. J Craniofac Surg. 2012; 23(5): 477-80.
73. Tramontino VS, Daroz LGD, Luthi LF, Mesquita MF, Nóbilo MAA, Henriques GEP. Correlação entre o desajuste marginal e a tensão gerada sobre os implantes. RFO UPF 2009; 14 (1): 47-50.
74. Weinberg LA. Atlas of Tooth and Implant-Supported Prosthodontics. Chicago, IL: Quintessence, 2003.
75. Weinberg LA. Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. Implant Dent. 1998; 7(4): 277-85.
76. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993; 8(1): 19-31.
77. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. J Prosthet Dent 2000; 84(2): 194-9.
78. Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. Implant Dent 2005; 14(4): 378-82.