

Ebele Adaobi Silva

*Influência do torque e da ciclagem mecânica na manutenção da
pré-carga e resistência à fratura de parafusos de retenção em
diferentes junções parafusadas*

ARAÇATUBA

2016

Ebele Adaobi Silva

*Influência do torque e da ciclagem mecânica na manutenção da
pré-carga e resistência à fratura de parafusos de retenção em
diferentes junções parafusadas*

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia do Câmpus de Araçatuba - Unesp, para a obtenção do Título de "Mestre em Odontologia" - Área de Concentração em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Adj. Wirley Gonçalves Assunção
Coorientadora: Profa. Adj. Maria Cristina Rosifini
Alves Resende

ARAÇATUBA

2016

Catálogo na Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

S586i	<p>Silva, Ebele Adaobi. Influência do torque e da ciclagem mecânica na manutenção da pré-carga e resistência à fratura de parafusos de retenção em diferentes junções parafusadas / Ebele Adaobi Silva. - Araçatuba, 2016 65 f. : il. ; tab. + 1 CD-ROM</p>
	<p>Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araçatuba Orientador: Prof. Wirley Gonçalves Assunção Coorientadora: Profa. Maria Cristina Rosifini Alves Rezende</p>
	<p>1. Prótese dentária 2. Implantes dentários 3. Torque 4. Falha de prótese I. Título</p>
	<p>Black D3 CDD 617.69</p>

Dedicatória

À minha **mãe, Diva**

pelo amor incondicional, apoio emocional e financeiro, contribuindo grandemente para a realização deste momento tão importante. Obrigada por acreditar em mim, estando ao meu lado em momentos difíceis, me lembrando que tudo daria certo e por tantas vezes abrir mão de seus planos para que os meus fossem realizados. À você minha eterna gratidão e amor.

Agradecimientos

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de Araçatuba-UNESP**, pela oportunidade de realização do curso de Graduação e Mestrado.

Ao meu orientador, **Prof. Wirley Gonçalves Assunção**, por ter aceitado me orientar durante o mestrado, permitindo meu crescimento acadêmico e amadurecimento pessoal. Obrigada pela disponibilidade e ensinamentos transferidos.

À minha Coorientadora, **Profa. Maria Cristina Rosifini Alves-Rezende**, minha eterna gratidão pelo conhecimento transmitido, mas principalmente pelo carinho com que me acolheu. Seus conselhos e orientações foram muito importantes e os levarei para minha vida. Obrigada por tudo e a terei sempre como um belo exemplo de professora e pessoa.

Ao **Prof. Mário Jefferson Quirino Louzada**, docente da Faculdade de Medicina Veterinária-UNESP, pela disponibilidade em me orientar no uso da Máquina de Ensaio Universal-EMIC. Assim como pela colaboração e assessoria para o desenvolvimento deste trabalho através de seus conhecimentos voltados para a Engenharia, agregando maior qualidade ao estudo.

Ao **Prof. Paulo Henrique dos Santos** pela disposição em colaborar com a melhoria de meus trabalhos, assim como em meu crescimento acadêmico e por ser um exemplo de educação e gentileza para com os alunos.

Ao **Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico** (CNPq) pelo apoio financeiro (Processo nº 130646/2014-8).

À **DSP Biomedical**, empresa que tornou possível a realização deste trabalho, através da parceria e doação de todos os implantes e componentes protéticos utilizados.

Aos ex e atual coordenadores do **Programa de Pós-Graduação em Odontologia**, da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, **Profa. Adj. Maria José Hitomi Nagata** e **Prof. Adj. André Luiz Fraga Briso**.

Aos **Profs. Adriana Cristina Zavanelli, Aimee Maria Guiotti, Aldieris Alves Pesqueira, Daniela Micheline dos Santos, Débora de Barros Barbosa, Eduardo Passos Rocha, Eduardo Piza Pellizzer, Fellippo Ramos Verri, Humberto Gennari Filho, José Vitor Quinelli Mazaro, Karina Helga Turcio de Carvalho, Marcelo Coelho Goiato, Paulo Renato Junqueira Zuim, Renato Salviato Fajardo, Stefan Fiuza de Carvalho Dekon**, aos técnicos de laboratório **Carlos Alberto Gonçalves, Eduardo Rodrigues Cobo, Jânder de Carvalho Inácio** e aos demais funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, pela convivência e aprendizado.

À secretária **Magda Requena Caciatore**, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, pela presteza e disponibilidade.

Às **funcionárias da Pós-graduação: Cristiane, Lilian e Valéria**, pela disponibilidade e gentileza em ajudar.

Aos **funcionários da Biblioteca** da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP pela disponibilidade e atenção.

À **minha amiga, Nara**, pela parceria e companheirismo durante nossa jornada no mestrado, dividindo os momentos difíceis, mas também muitas risadas. Te admiro grandemente pela pessoa correta que é e pela excelência com que realiza tudo o que se prontifica a fazer. Tenho certeza que o sucesso lhe aguarda. Obrigada por tudo.

Epigrafe

O Valor de um sorriso

*Não custa nada e rende muito.
Enriquece quem recebe, sem empobrecer quem o dá.
Dura somente um instante, mas seus efeitos perduram para sempre.
Ninguém é tão rico que dele não precise.
Ninguém é tão pobre que não possa dar a todos.
Leva a felicidade a toda parte.
É o símbolo da amizade da boa vontade.
É alento para os desanimados; repouso para os cansados.
Raio de sol para os tristes; ressurreição para os desesperados.
Não se compra nem se empresta.
Nenhuma moeda do mundo pode pagar o seu valor.
Não há ninguém que precise tanto de um sorriso como aquele que não sabe
mais sorrir.*

(Autor desconhecido)

Silva EA. **Influência do torque e da ciclagem mecânica na manutenção do torque e resistência à fratura de parafusos de retenção em diferentes junções parafusadas.** 2016.65 f. [Dissertação] -Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; Araçatuba, 2016.

RESUMO

Sendo o afrouxamento e fratura dos parafusos de retenção as principais complicações em próteses implantossuportadas, o objetivo deste estudo foi avaliar a manutenção da pré-carga e ocorrência destas fraturas em parafusos de pilares UCLA, para implantes de conexão hexagonal externa e cone Morse, em função do torque aplicado (recomendado pelo fabricante, torque obtido através de aperto manual e sem torque), submetidos à ciclagem mecânica. Sequencialmente, investigou-se a resistência à fratura desses parafusos por meio do teste de compressão. Utilizou-se 36 implantes embutidos em poliuretano divididos em 6 grupos. De forma randomizada, os espécimes pertencentes ao grupo sem torque foram submetidos a ciclagem mecânica e os dos grupos torque recomendado pelo fabricante e torque manual foram submetidos a aplicação do torque e mensuração da pré-carga remanescente, antes e após a ciclagem mecânica. Sendo os parafusos submetidos ao teste de resistência a fratura por meio do ensaio de compressão. O torque remanescente foi significativamente menor ($p < 0,05$) após a ciclagem mecânica. Ao se comparar os dois tipos de conexão, não houve diferença em relação o torque remanescente ($p > 0,05$). Para os diferentes tipos de torque, observou-se que quando se aplicou o torque recomendado pelo fabricante o torque remanescente foi significativamente maior ($p < 0,05$) quando comparado ao grupo que recebeu o torque manual. Três parafusos fraturaram, equivalendo a 8,33%. No teste de resistência a compressão os parafusos novos apresentaram as maiores médias para a força máxima e também para deformação na força máxima, havendo diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) ao se comparar com os parafusos ciclados. Dos 12 parafusos novos, 6 fraturaram durante o teste. Para os parafusos ciclados, houve a mesma quantidade de fratura. A maior média para força de ruptura (FR) ocorreu nos parafusos novos. Conclui-se então que a ciclagem mecânica e os diferentes valores de torque de inserção, sendo estes abaixo do que se recomenda o fabricante, interferiram negativamente nos valores de pré-carga dos parafusos de retenção nas condições avaliadas e embora os parafusos submetidos a ciclagem

tenham apresentado uma menor média de força de ruptura, a diferença encontrada não apresentou poder estatístico que comprovasse sua influência na fratura dos parafusos de retenção testados.

Palavras-chave: Prótese dentária. Implantes dentários. Torque. Falha de prótese.

Silva EA. **Influence of torque and mechanical cycling in preload maintenance and resistance to fracture of retaining screws in different implant-joints.** 2016. 65 f. [dissertation]. Araçatuba: UNESP - São Paulo State University; 2016.

ABSTRACT

Being loosening and fracture of retention screws the main complications in implant-supported prostheses, this study aimed to evaluate the preload maintenance and the occurrence of fractures at screws of UCLA-type abutment for implants with external connection and Morse Taper, due to the applied torque (recommended by the manufacturer, torque obtained by manual tightening and no torque), submitted to mechanical cycling. Sequentially, the fracture resistance of these screws through the compression test was investigated by the compression test on a universal testing machine. Thirty-six implants embedded in polyurethane were used and divided into 6 groups. Randomly, the specimens belonging to the group without torque underwent mechanical cycling and groups of recommended by the manufacturer torque and manual torque underwent torque application and measurement of the remaining preload, before and after mechanical cycling. The screws were submitted to the fracture resistance test by the compression test. The preload maintenance was significantly lower ($p < 0,05$) after mechanical cycling. When comparing the two types of connection, there was no difference regarding to preload maintenance ($p > 0,05$). For different types of torque, it was observed that, when it was applied the recommended by the manufacturer torque, the preload maintenance was significantly higher ($p < 0,05$) compared to the group that received the manual torque. Three fractured, being equivalent to 8,33%. The new screws showed the highest average for maximum strength and deformation at full strength, with a statistically significant difference ($p < 0.05$) when compared with the cycled screws. Of the 12 new screws, 6 fractured during the test. The highest average for fracture strength (FS) also occurred on the new screws. It was concluded that the mechanical cycling and different insertion torque values, which are lower than recommended by the manufacturer, negatively interfered on the preload maintenance of the retention screws of bolted joints in the evaluated conditions and although the screws submitted to cycling have presented a lower tensile strength average, the difference found did not present

statistical power that would prove their influence on fracture of the tested retention screws.

Keywords: Prostheses and implants. Dental prosthesis. Torque. Prosthesis Failure.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1** - Espécime formado pelo implante embutido, pilar protético, parafuso de retenção e dispositivo metálico que simula a coroa protética..... 55
- Figura 2** - Dispositivo de aço inoxidável no qual foi posicionado o parafuso de retenção..... 55

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Formação dos grupos de acordo com as variáveis tipo de conexão e valor de torque aplicado.....	56
Tabela 2 -	Valores da manutenção do torque (%) antes e após a ciclagem mecânica independentemente do tipo de conexão protética e do torque aplicado.....	56
Tabela 3 -	Média e desvio padrão da manutenção do torque (%) em função do torque aplicado, independentemente da conexão protética e da ciclagem mecânica.....	56
Tabela 4 -	Média e desvio padrão da manutenção do torque (%) em função do torque aplicado, independentemente da conexão protética e da ciclagem mecânica.....	57
Tabela 5 -	Manutenção do torque (%) em função da ciclagem mecânica e valor de torque aplicado, independente da conexão protética ...	57
Tabela 6 -	Manutenção do torque (%) em função da ciclagem mecânica e tipo de conexão/implante, independente do torque aplicado.....	57
Tabela 7 -	Manutenção do torque (%) em função da ciclagem mecânica, torque aplicado e tipo de conexão/ implante.....	58
Tabela 8 -	Teste de comparação múltipla (p-valores) de acordo com o período da ciclagem (pré e pós), torque aplicado (F e M) e conexão (CM e HE).....	58
Tabela 9 -	Médias e desvio padrão de acordo com o tipo de parafusos para FM (KgF) e DFM (mm)	59
Tabela 10 -	Médias e desvio padrão de acordo com a conexão do implante para FM (Kgf) e DFM (mm).....	59
Tabela 11 -	Médias e desvio padrão de acordo com o tipo de parafuso e conexão do implante para FM (Kgf) e DFM (mm).....	59
Tabela 12 -	Médias e desvios padrão de acordo com o tipo de parafuso para a FR e DRP, independente da conexão.....	60

LISTA DE ABREVIATURAS

- °C = Graus Celsius
- CM = Cone Morse
- DFM = Deformação na Forma Máxima
- DRP = Deformação na Ruptura
- FM = Força Máxima
- FMD = Forma Máxima de Deformação
- FR = Força de Ruptura
- g = Gramas
- HE = Hexágono Externo
- Hz = Hertz
- min = Minuto
- mm = Milímetros
- N = Newton
- N.cm = Newton centímetro
- UCLA = *Universal Cast To Long Abutment*

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	18
2 PROPOSIÇÃO	25
3 MATERIAIS E MÉTODOS	27
4 RESULTADO	32
5 DISCUSSÃO	37
6 CONCLUSÃO	43
REFERÊNCIAS	45
ANEXOS	61

Introdução

1 INTRODUÇÃO *

Os implantes osseointegrados tornaram-se uma viável alternativa para a reabilitação funcional e estética de áreas totais ou parcialmente desdentadas, permitindo uma eficiente restauração protética e alcançando altos índices de sucesso clínico em longo prazo.(1, 2) Apesar de ser uma técnica consolidada, com taxa de sobrevida acima de 90% após três anos (3), as próteses implantossuportadas ainda são passíveis de falhas e complicações biomecânicas (2, 4), mais especificamente, aquelas que interferem na estabilidade da região de interface entre o implante, pilar, cilindro e parafusos de retenção. Como resultado, pode ocorrer a interposição de tecido mole entre o pilar e o implante e acúmulo de biofilme com posterior inflamação da região periimplantar, bem como o afrouxamento do parafuso de retenção, predispondo-o à fratura. (2, 5, 6)

A união do componente protético ao implante através de um parafuso de retenção é denominada junção parafusada, sendo a força de aperto exercida sobre o parafuso denominada torque. Uma vez aplicado, este desenvolve uma força compressiva de aperto entre as partes que mantém os componentes unidos, chamada pré-carga. (7) Durante o ciclo mastigatório ocorre incidência multidirecional de cargas sobre a estrutura dentária/protética e parte destas agem como forças de separação da junção. Como não é possível eliminá-las, a tensão que mantém as partes unidas deve se manter sempre maior que as forças que tendem a separá-las. (7) Qualquer força externa inferior a pré-carga aumenta a tensão no parafuso, enquanto uma força externa superior pode levar ao afrouxamento ou fratura do mesmo. (8) Quanto maior a pré-carga alcançada, maior será a força necessária para provocar o afrouxamento do parafuso (9).

A perda de pré-carga pode ser avaliada através de estudos *in vitro* (10-12), comparando os valores do torque aplicado e o destorque, por ser uma medida da pré-carga remanescente no parafuso de retenção. Se essa força diminui além de um nível crítico, a estabilidade da união pode ser comprometida e falhar clinicamente, permitindo assim, que forças externas causem vibrações e deslizamento das roscas do parafuso capazes de levar ao seu desrosqueamento (13). Quanto mais justo o contato do pilar com o implante, com o máximo de superfícies em contato, mais o parafuso suportaria as cargas externas.(14) Portanto, o desenvolvimento de uma

* Referências formatadas conforme normas dispostas no Anexo A.

pré-carga adequada é vital para a prevenção dessa falha no sistema implante/prótese, tanto a curto quanto em longo prazo (15) Sendo assim, quanto maior a pré-carga, maior a resistência ao afrouxamento e maior a estabilidade da união parafusada.(16)

Alguns estudos investigaram a taxa de sobrevivência de prótese implantossuportada e os fatores relacionados às complicações. Pjetursson et al.(17) realizaram uma revisão sistemática da taxa de sobrevivência de próteses parciais fixas unitárias implantossuportadas em um prazo de acompanhamento entre 5 e 10 anos. Relataram que as incidências cumulativas relacionadas ao afrouxamento do parafuso foram de 5% a 8% e fratura de parafuso em 1% a 5% dos casos. Em um estudo prospectivo, Kreissl et al.(18) investigaram a incidência de problemas técnicos comuns em próteses fixas unitárias e múltiplas sobre implantes e avaliaram a sobrevivência e a taxa de sucesso após 5 anos de função em 76 pacientes. Os resultados sugerem que a incidência cumulativa de afrouxamento de parafuso foi de 6,7%, e fratura do parafuso foi de 3,9 %. Laney et al.(19) relataram várias complicações após 3 anos de acompanhamento de próteses unitárias sobre implantes e as complicações foram uma fratura do parafuso do pilar, inflamação da mucosa e afrouxamento do parafuso, sendo o afrouxamento do parafuso do pilar a complicação mais comum.

Sendo o afrouxamento dos parafusos de retenção a falha mecânica mais relatada em longo prazo em próteses implantossuportadas unitárias (1, 2, 12, 19) e podendo ser sucedido por sua fratura (20) ou do próprio implante, serve então como um sinal de alerta e indica que o sistema de conexões necessita de periódicas avaliações.(21) O fenômeno de afrouxamento parece ter início com um deslocamento imperceptível clinicamente, que permitirá a ocorrência de vibrações do parafuso fazendo com que o mesmo gire em sentido contrário ao torque, aumentando desta forma, seu afrouxamento e o risco de fratura.(22) Devido à maior intensidade da carga oclusal sobre os dentes posteriores, a incidência desse afrouxamento nas regiões de pré-molar e molar é maior quando comparado a região de incisivos. (23),(24)

Analisando por um ponto de vista mecânico-protético, a fratura de um parafuso de retenção indica falha da supraestrutura, pois se o ajuste apropriado é alcançado, a carga mastigatória não induz tensão superior a pré-carga. (25) Dessa forma, as principais razões para a fratura do parafuso seriam uma infraestrutura

desfavorável, sobrecarga oclusal ou parafunção(22). Contatos oclusais excêntricos, *cantileveres* e estruturas sem passividade podem causar forças desfavoráveis de separação que promoverão mudanças na pré-carga do parafuso do pilar, podendo resultar em afrouxamento dos parafusos, mais frequentemente em restaurações unitárias e na região posterior. (26, 27) Segundo Schwarz(6), fatores biomecânicos tais como o tipo de conexão empregado, torque aplicado, fadiga do metal, existência de *cantilever*, distribuição e inclinação dos implantes e tamanho da mesa oclusal estariam relacionados à maioria das causas das fraturas dos parafusos de fixação e retenção. Assim como fatores fisiológicos, como hábitos parafuncionais e sobrecarga funcional que podem agir isoladamente ou em conjunto, contribuindo com o afrouxamento do parafuso de retenção e a sua posterior fratura.

Todos os componentes de uma prótese implantossuportada são passíveis de fratura, isto é, implante, pilares e parafusos de retenção.(28-30) A fratura geralmente ocorre após a junção parafusada ser submetida a um grande período de carga mastigatória, sob forças multidirecionais, sendo as oblíquas as mais prejudiciais (31), sugerindo que um pequeno defeito, progressivamente, atingirá um tamanho crítico e provocará fratura.(32) Os padrões internacionais de comportamento de fratura à fadiga indicam que as fraturas nos sistemas próteses-implantes devem ser localizadas na junção pilar-implante.(33, 34) A fratura do parafuso pode representar um alerta, indicando que muita força e carga estão sendo aplicadas à prótese.(35, 36)

De uma forma geral, a face do implante que entrará em contato com o componente protético pode ser classificada como conexão externa ou interna.(37) A conexão externa hexagonal foi a primeira a ser desenvolvida, proporcionando um mecanismo antirotacional às restaurações unitárias, entretanto, devido a baixa altura desse hexágono, tende a permitir micromovimentações durante as cargas funcionais, diminuindo a resistência a movimentos laterais e tornando mais passível o afrouxamento do parafuso de retenção.(12, 38, 39) Entre as conexões internas, a cone Morse, conexão na qual os componentes são unidos por meio de sobreposições de cones, apresentam melhor selamento biológico, estabilidade e distribuição de forças, por apresentarem um contato mais íntimo entre o implante e o pilar, dissipando as forças laterais mais internamente ao implante e, dessa forma, resistindo mais às forças que tendem separar a junção parafusada.(38-40)

A manutenção do torque de um parafuso de retenção não depende somente do tipo de conexão do implante, se externa ou interna, mas envolve também características como a tolerância de adaptação entre as peças e o tipo de metal ou liga utilizado para a confecção do parafuso, demonstrando que o sistema de retenção envolve diferentes variáveis.(41, 42) Em uma comparação realizada por Park et al.(43), conexões internas (hexagonal interna e cone Morse) apresentam melhor manutenção do torque aplicado nos parafusos de retenção, quando submetidos à ciclagem mecânica, em relação à conexão hexagonal externa. A conexão interna é tida como mecanicamente superior em relação ao hexágono externo, visto que distribuem as forças laterais ao pilar de uma maneira mais favorável (13, 44-46), sendo o cone Morse a que apresenta a maior manutenção do torque aplicado (47).

O pilar UCLA, sigla de *Universal Cast to Long Abutment*, desenvolvido na Universidade da Califórnia, Los Angeles, em 1988, possibilita a união direta da prótese ao implante sem a presença de pilar intermediário. Originalmente, consistia em um cilindro totalmente plástico que em laboratório passaria por fundição e aplicação de porcelana sobre ele. (48, 49) Essa versão totalmente calcinável, pode não apresentar boa adaptação após a fundição, favorecendo acúmulo de biofilme e periimplantite. Visando solucionar essa questão da adaptação, foi desenvolvido o pilar UCLA com a base metálica ou totalmente metálico (titânio). Tal desenvolvimento visou a praticidade, por permitir a confecção de coroas parafusadas diretamente sobre o implante, sem uso de intermediários e também a redução de custos, sendo mais indicado para casos onde o implante se encontre inclinado, em nível gengival, com espaço interoclusal limitado ou distância interproximal pequena.(48, 50) O uso de pilares metálicos a base de titânio, parece vantajoso devido sua biocompatibilidade, resistência à corrosão, módulo de elasticidade semelhante ao do implante, baixo potencial de liberação de resíduos e um custo favorável.(51, 52) O íntimo contato entre o pilar e a plataforma do implante parece ser um fator fundamental na estabilidade da junção parafusada, pois reduz a carga sobre o parafuso do pilar, garantindo dessa forma a eficiência destes componentes.(53, 54) No estudo realizado por Assunção et al., foi relatado que o ajuste entre prótese e implante pode influenciar os resultados do tratamento, uma vez que a distribuição irregular das forças oclusais sobre os diferentes componentes do sistema podem promover afrouxamento do parafuso ou fratura de componentes.

As cargas oclusais são um importante fator no afrouxamento dos parafusos de retenção e por isso, o comportamento do parafuso de retenção deve ser avaliado diante do carregamento cíclico (1, 10, 36, 55, 56), visto que falhas mecânicas em odontologia são mais prováveis quando relacionadas a um processo de longo prazo com repetidas cargas baixas incidindo sobre a restauração (32) e não como consequência de um episódio isolado de aplicação de tensão. A ciclagem mecânica, ensaio *in vitro* utilizado para simular as forças oclusais sobre coroas artificiais, caracterizada pela aplicação de uma carga pré-definida por um determinado número de ciclos, a uma determinada frequência vem sendo utilizada com sucesso, sendo aceita como um modelo experimental efetivo. (10, 13, 33, 36, 41, 55-59)

Os materiais metálicos, quando expostos a cargas cíclicas, podem falhar por fadiga, mesmo que as cargas aplicadas sejam mais baixas que seu limite de resistência. Sendo assim, o parafuso de retenção deve apresentar resistência suficiente para não falhar sob função mastigatória normal, no entanto, não há dados na literatura que determinem a quantidade de resistência necessária para se evitar tal falha mecânica. A resistência de uma junta de parafuso é avaliada pelo torque remanescente associado à simulação da função mastigatória através de ciclagem mecânica. O carregamento cíclico em próteses implantossuportadas pode resultar em micromovimentos e fadiga do metal em próteses parafusadas que parecem estáveis. (56, 60)

Alguns materiais quando submetidos a cargas abaixo de um limiar não falharão em uma escala de tempo real. Esse limiar é chamado de “limite de fadiga” do material e pode ser determinado experimentalmente submetendo os espécimes a crescentes números de ciclos, sob diferentes perfis de carga. Outra alternativa é determinar a resistência à fadiga do material em um determinado número de ciclos sendo esse valor o “limite de resistência” convencional do material.(30) Para a análise de componentes de próteses implantossuportadas o limite de resistência tem sido, geralmente, testado diante do carregamento cíclico em 1×10^6 ciclos.(10, 30, 41, 47, 55, 56, 60-64)

Sendo o afrouxamento do parafuso de retenção e sua posterior fratura as falhas com maior ocorrência em próteses implantossuportadas, torna-se necessário ampliar os estudos de biomecânica visando o melhor entendimento desses fenômenos, buscando o controle sobre tais complicações a fim de aumentar ainda mais as taxas de sucesso em reabilitações orais implantossuportadas frente à alta

expectativa dos pacientes que buscam por essa terapia. Visto que na literatura são escassos trabalhos mais detalhados que relacionem a manutenção do torque com a fratura dos parafusos de retenção, é importante que estudos adicionais sejam realizados a fim de analisar, compreender e controlar as causas relacionadas ao afrouxamento e posterior fratura do parafuso de retenção, levando em consideração que essa fratura pode gerar problemas caso não se consiga remover o fragmento remanescente, gerando danos às roscas internas do implante na tentativa de sua remoção ou mesmo impedindo a confecção de uma nova prótese.(65) Deve-se considerar ainda, o fato do afrouxamento do parafuso de retenção ser dispendioso para o profissional e desagradável para o paciente.(21)

Proposição

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo desse estudo foi avaliar a manutenção do torque aplicado/torque remanescente e ocorrência de fraturas de parafusos de retenção, fabricados em liga de titânio, de pilares tipo UCLA para implantes de conexão hexagonal externa e cone Morse, em função do torque aplicado (recomendado pelo fabricante, torque obtido através de aperto manual e sem torque), submetidos à ciclagem mecânica. Sequencialmente, investigou-se a resistência à fratura dos parafusos de retenção por meio do teste de compressão em uma máquina de ensaio universal.

As seguintes hipóteses nulas foram testadas:

1- Os diferentes valores de torque aplicado e a ciclagem mecânica não influenciarão no torque remanescente dos parafusos de retenção.

2- Os diferentes valores de torque aplicado e a ciclagem mecânica não influenciarão na resistência à fratura dos parafusos de retenção.

Materiais e Métodos

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Formação dos grupos de estudo

Foram utilizados 36 implantes de 7 mm de comprimento X 3, 75 mm de diâmetro, sendo 18 de conexões cone Morse (CM) e plataforma 4.0mm, 18 implantes de hexágono externo (HE) de plataforma 4.1mm e 36 pilares UCLA de titânio com seus respectivos parafusos de retenção (DSP Biomedical, Campo Largo, Paraná, Brasil).

Seis grupos de estudo (n=6) foram estabelecidos em função do tipo de conexão do implante (HE e CM) e do valor do torque aplicado aos parafusos de retenção dos pilares. A variável torque foi dividida em 3 categorias, recomendado pelo fabricante (30 N.cm), manual (13N.cm) e sem torque (solto). O torque manual foi determinado em um estudo prévio no qual foi estabelecida a média do valor de torque aplicado ao parafuso do pilar com força máxima bidigital utilizando um dispositivo manual de torque. Para a padronização dos parafusos sem torque, além da execução ser realizada por um único operador previamente calibrado, eles foram colocados em posição no pilar protético e dado $\frac{1}{4}$ de volta a fim de garantir seu posicionamento e permanência no interior do pilar, sempre verificando sua movimentação no interior do pilar UCLA. (Tabela 1)

Embutimento dos implantes e instalação dos pilares

Para o posicionamento dos implantes utilizou-se um dispositivo metálico bipartido que permitiu aos implantes uma inclinação de 30° em relação ao eixo vertical (66), a fim de permitir, na sequência, o carregamento oblíquo sobre os mesmos. O embutimento dos implantes foi realizado com poliuretano (Poliuretano F160, Axson Brasil, São Paulo, Brasil), por apresentar propriedades elásticas uniformes e módulo de elasticidade semelhante ao tecido ósseo humano.(67) Após o posicionamento do implante, o poliuretano foi proporcionado e manipulado de acordo com as instruções do fabricante, sendo 6 g da parte A (poliol) e 6 g da parte B (isocianato), vertido no interior da referida matriz metálica com o implante previamente posicionado. Em seguida, aguardou-se a presa do material por 20 minutos.

Uma vez embutidos, os implantes receberam os pilares protéticos UCLA, seus parafusos de retenção e sobre eles um dispositivo metálico não cimentado a fim de simular uma coroa artificial, caracterizando assim os espécimes de acordo com a Norma Técnica ISO 14801- *dentistry - implants- dynamic fatigue test for endosseous dental implants*(66). (Figura 1)

Randomização

Cada espécime foi nomeado de acordo com o grupo a qual pertencia (HEU-F, HEU-M, HEU-S, CMU-F, CMU-M e CMU-S) e numerados de 1 a 6. Utilizando-se um software (*Randon Allocation 2.0, Developer Mahmood Saghaei- Freeware, Iran*) realizou-se a randomização dos mesmos quanto a ordem a ser seguida nas leituras de torque e destorque, assim como na ciclagem mecânica.

Aplicação do torque e mensuração do torque remanescente, antes e após a ciclagem mecânica

Para a aplicação do torque e avaliação do destorque, foi utilizado um medidor digital de torque (*Torque Tool Tester, TST série 2 Norbar®, Navi Mumbai- Índia*), seguindo a sequência estabelecida previamente pelo processo de randomização. O torque apropriado a cada grupo, recomendado pelo fabricante (30 N.cm) e manual (13 N.cm), foi aplicado aos parafusos dos respectivos pilares e após um intervalo de tempo de três minutos, mensurou-se o destorque. (52, 68) Esta leitura foi considerada como destorque inicial, pela qual foi avaliado o torque remanescente antes da ciclagem mecânica. Em seguida, os parafusos receberam novamente o torque referente a cada grupo, sendo chamado de torque de confirmação, para serem submetidos ao ensaio eletromecânico de fadiga por mastigação e após isso, foram realizadas as mensurações do destorque final. Os grupos nos quais os parafusos estavam sem torque foram submetidos diretamente à ciclagem mecânica por não terem valor de torque inicial a ser medido.

Para determinar a eficácia da junção parafusada em relação ao valor de torque perdido, antes e após a ciclagem (em porcentagem), utilizou-se a seguinte fórmula (43):

$$\text{- Pré-ciclagem: torque perdido (\%)} = \frac{(\text{torque inicial} - \text{destorque inicial})}{\text{torque inicial}} \times 100$$

- Pós-ciclagem: torque perdido (%) = $\frac{(\text{torque de confirmação} - \text{destorque final})}{\text{torque de confirmação}} \times 100$

Ensaio de ciclagem mecânica

Para a realização da ciclagem mecânica, foi utilizado um equipamento eletromecânico de ensaio de fadiga por mastigação (MSFM – ELQUIP, Equipamentos para Pesquisa Odontológica, São Carlos – SP, Brasil) que permite que sejam ensaiados seis corpos-de-prova de cada vez, imersos em água destilada com circulação constante à temperatura de $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$.

Os espécimes foram posicionados na máquina de ensaio que estava ajustada para operar em um total de 1×10^6 de ciclos, a uma frequência de 2 Hz, imprimindo um carregamento dinâmico de $130\text{N} \pm 10\text{N}$, obliquamente (30°) sobre cada um. (47, 55)

Os valores obtidos das mensurações dos destorques inicial e final foram tabulados e submetidos à análise estatística, pretendendo estabelecer a manutenção torque aplicado em função do tipo de conexão (cone Morse e hexágono externo) e do torque aplicado (30 N.cm, 13 N.cm e sem torque), com e sem a influência do ensaio mecânico de fadiga.

Teste mecânico de resistência à fratura dos parafusos de retenção

O teste de resistência à fratura foi realizado por meio de ensaio de compressão. Para isso, os parafusos de retenção foram fixados em um dispositivo de aço inoxidável (Figura 2) e posicionado em uma máquina de ensaio universal EMIC[®] DL-200, (EMIC equipamentos e sistemas de ensaio LTDA, São José dos Pinhais, PR, Brasil) preparada com uma célula de carga de 5000 N e velocidade de deslocamento axial de 0,5 mm/min(69). O carregamento foi transmitido aos parafusos, em sua porção cervical, entre a superfície lisa e a primeira rosca, por meio de uma ponta aplicadora em formato de cinzel.

A carga foi aplicada até ocorrer a fratura do parafuso ou até que a força máxima de deformação (FMD) fosse ultrapassada e deformações plásticas comesçassem a ocorrer, com decréscimo da força de resistência, sem a ocorrência de fratura, podendo-se acompanhar através do computador acoplado à máquina de ensaio universal.

Foram ensaiados os parafusos que submetidos à ciclagem mecânica não fraturaram e 12 parafusos novos (N), sendo seis para a conexão cone Morse (CMN) e 6 para Hexágono externo (HEN), analisando-se a força máxima (FM) e a deformação na força máxima (DFM).

Os valores obtidos foram tabulados (Microsoft Excel 2010, Microsoft Corporation, EUA) e a análise estatística foi realizada utilizando o software R Core Team (Free Software Foundation, Viena, Áustria), por meio dos testes de Shapiro-Wilk, Wilcoxon e Kruskal-Wallis, estabelecendo nível de significância de 95%.

Resultado

4 Resultado

Manutenção do torque

De uma forma geral, a análise estatística mostrou que a manutenção do torque aplicado nos parafusos de retenção de pilares UCLA, independentemente do tipo de conexão protética e do torque aplicado, antes da ciclagem mecânica (45,81%) foi significativamente maior que após a ciclagem (24,53%) ($p < 0,05$). Os dados (média e desvio padrão - Dp) para a manutenção da pré- carga (%) nos parafusos de pilares UCLA em função da ciclagem mecânica estão apresentados na tabela 2.

Ao se comparar a manutenção do torque aplicado em função do tipo de conexão (Hexágono externo ou cone Morse), independentemente do torque aplicado e da ciclagem mecânica, não foi encontrada diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$), como mostra a tabela 3.

Para os diferentes tipos de torque, independentemente da conexão protética e da ciclagem mecânica, observou-se que quando se aplicou o torque recomendado pelo fabricante a manutenção do torque aplicado foi da ordem de 57,60%, sendo significativamente maior ($p < 0,05$) quando comparada ao grupo que recebeu o torque manual (46,79%). (Tabela 4)

Avaliando a interação entre ciclagem mecânica e o torque aplicado tem-se que as maiores médias de manutenção do torque aplicado foram alcançadas quando da avaliação pré-ciclagem, sendo de 76,70% para o torque recomendado pelo fabricante e 60,72% para o torque manual. Na comparação em função da ciclagem mecânica e o torque aplicado, a maior média de torque remanescente foi para o torque recomendado pelo fabricante, tanto na pré (76,70%) como na pós-ciclagem (38,49%), porém, sem diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) com as médias obtidas com torque manual nos dois períodos de ciclagem mecânica. Foi encontrada diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) para as médias da manutenção do torque aplicado entre os períodos pré e pós-ciclagem para os dois valores de torque aplicado. (Tabela 5)

Quando comparada a interação entre tipo de conexão com a ciclagem mecânica, independentemente do torque aplicado, temos que no período pré-ciclagem, a maior média de torque remanescente foi encontrada para os grupos com

conexão cone Morse (49,02%), diferindo de forma significativa ($p=0,04$) da média dos grupos com Hexágono externo (42,59%). Já para o período pós-ciclagem, a maior manutenção do torque ocorreu nos grupos com conexão hexagonal externa (27,22%), porém, sem diferença estatística significativa ($p=0,95$) para os grupos cone Morse (22,29%).

Ao se comparar as médias de manutenção do torque aplicado para os grupos com conexão cone Morse, o período de pré-ciclagem (49,02%) apresentou uma maior manutenção que o pós-ciclagem (22,29%), havendo diferença estatística significativa entre elas ($p<0,05$). O mesmo aconteceu na comparação entre os grupos com conexão hexagonal, havendo diferença estatística significativa ($p=0,02$) entre o torque remanescente pré-ciclagem 42,59(%) e pós-ciclagem (27,22%). (Tabela 6)

Ao se comparar todas as variáveis, ciclagem mecânica, valor de torque aplicado e tipo de conexão/implante (tabela 7) no período pré-ciclagem, as maiores médias de torque remanescente ocorreram quando foi aplicado o torque recomendado pelo fabricante, sendo de 79,28% para cone Morse e 74,13% no Hexágono externo. Já para o período pós-ciclagem, as maiores médias foram para o cone Morse ao se aplicar o torque recomendado pelo fabricante (40,41%) e para o Hexágono externo quando submetido ao torque manual (37,75%).

Na comparação múltipla (tabela 8), foi encontrada diferença estatística significativa ($p=0,00$) entre as médias de manutenção do torque aplicado para a conexão cone Morse submetida ao torque recomendado pelo fabricante nos períodos pré e pós-ciclagem mecânica. O mesmo ocorreu para a conexão cone Morse submetida ao torque manual ($p=0,00$). Houve também diferença estatística significativa ($p=0,03$) para a conexão Hexágono externo no período pré-ciclagem mecânica quando comparado o torque recomendado pelo fabricante com o manual e também entre as conexões cone Morse e Hexágono externo no período pré-ciclagem mecânica quando aplicado o torque manual ($p=0,01$). Não houve diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$) para o restante das comparações. (tabela 8)

Ciclagem mecânica

Dos 36 parafusos de retenção dos pilares UCLA submetidos à ciclagem mecânica, 3 fraturaram, equivalendo a 8,33%. Dois (66,6%) parafusos pertenciam

ao grupo HEU-S e fraturaram nos ciclos 131.358 e 271.855. O terceiro (33,3%) parafuso fraturado compunha o grupo HEU-M e sua fratura ocorreu no ciclo 170.931.

Resistência à fratura dos parafusos de retenção

Foram submetidos ao teste de resistência a compressão 33 parafusos de retenção ciclados e 12 novos, sendo 6 para a conexão CM e 6 para a HE. As médias e desvios padrão para a força máxima (FM) e deformação na força máxima (DFM) são apresentadas na tabela 9 de acordo com o parafuso (ciclados e novos). Os parafusos novos apresentaram as maiores médias para a força máxima (116,80 Kgf) e também para deformação na força máxima (2,18 mm), havendo diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) ao se comparar a FM e DFM entre os parafusos ciclados e novos.

Comparando-se os tipos de conexão (tabela 10), os parafusos dos grupos de conexão Hexágono externo apresentaram a maior média de força máxima (FM), enquanto que os dos grupos cone Morse obtiveram a maior média de deformação na força máxima (DFM). Foi apontada diferença estatística significativa ($p < 0,05$) na comparação entre os valores de FM para os dois tipos de conexão, porém, para DFM a diferença não foi estatisticamente significativa ($p = 0,303$).

As conexões cone Morse e Hexágono externo apresentaram maiores médias de FM e DFM para os parafusos novos (tabela 11). Houve diferença estatística significativa ($p < 0,05$) para a FM ao se comparar as duas conexões para parafusos ciclados, já para a DFM a diferença não apresentou significância estatística ($p = 0,88$). Ao se comparar os parafusos novos das duas conexões, não foi encontrada diferença estatística significativa para as variáveis FM ($p = 0,82$) e DFM ($p = 0,70$).

Dos 12 parafusos novos, 6 fraturaram durante o teste, sendo 3 de cada tipo de conexão. (Figura 10) Já para os parafusos ciclados, houve a mesma quantidade de fratura, sendo 3 para a conexão cone Morse (1 do grupo CMU-F e 2 do grupos CMU-S) e 3 para a Hexágono externo (2 do grupo HEU-F e 1 HEU-M). Os valores de força de ruptura (FR) e deformação na ruptura (DRP) para os parafusos fraturados são apresentados na tabela 12.

A maior média para força de ruptura (FR) ocorreu nos parafusos novos. Por outro lado, os parafusos ciclados apresentaram maior média para deformação na ruptura (DRP) (tabela 12). Tanto para a FR como para DRP, não foi encontrada diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre os parafusos novos e

ciclados. Ao se comparar as conexões cone Morse e Hexágono externo, para os parafusos novos em relação a FR e DRP (tabela 12), também não foi encontrada diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$). Não foi possível analisar estatisticamente os valores de FR e DRP para os parafusos ciclados em relação ao tipo de conexão devido ao fato de ter somente um elemento do grupo CM-F e um do HE-M.

Discussão

5 DISCUSSÃO

De acordo com os resultados observados, a primeira hipótese nula foi rejeitada, visto que foi encontrada diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as médias de manutenção do torque remanescente para os diferentes valores de torque aplicado e para os períodos pré e pós-ciclagem mecânica. A segunda hipótese nula foi aceita uma vez que não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre os períodos pré e pós-ciclagem mecânica para a resistência à fratura, porém, devido a pequena amostra de parafusos fraturados, não foi possível analisar estatisticamente se existiu interferência dos diferentes torques na resistência à fratura dos parafusos de retenção do pilar UCLA.

Em uma análise geral, independentemente do torque aplicado e da conexão utilizada, observou-se que o valor de torque remanescente foi significativamente maior no período de pré-ciclagem ($p < 0,05$). Quando se comparou o torque remanescente em função do tipo de conexão protética, independentemente das outras variáveis, não houve diferença significativa ($p > 0,05$) no desempenho entre cone Morse e Hexágono externo. Já em relação ao valor de torque aplicado, também de forma independente da conexão protética e ciclagem mecânica, o que manteve maior pré-carga foi o recomendado pelo fabricante, apresentando uma significativa diferença ($p < 0,05$) ao se comparar com o torque manual.

Tem-se então que tanto a ciclagem mecânica, quanto o valor de torque aplicado, influenciaram no torque remanescente de parafusos de retenção de pilares UCLA. A ciclagem mostrou diminuir de forma significativa o valor de destorque, causando um aumento na perda de pré-carga, ou seja, mantendo menos pré-carga do que quando comparado ao período que a antecedeu. Em relação ao valor do torque aplicado, o torque remanescente foi maior, quando aplicou-se o recomendado. O mesmo foi relatado por Katsuta et al (70) e Mohammed et al (71) que observaram uma acentuada queda da pré-carga ao submeter a junção parafusada à ciclagem mecânica e à diferentes valores de torque, como afirmado por Gratton et al (23), Xia et al (72) e Tan et al (73).

Quando avaliou-se a influência da ciclagem mecânica juntamente com o torque aplicado, assim como na análise geral, para os dois torques, as maiores médias do torque remanescente foram atingidas no período de pré-ciclagem, o que

indica que a ciclagem mecânica interferiu significativamente no valor de destorque, promovendo uma maior perda de pré-carga. As maiores médias continuaram sendo dos grupos submetidos ao torque recomendado pelo fabricante. Baseado no presente estudo, tem-se então que a ciclagem mecânica agiu de forma a alterar a capacidade de manutenção do torque do parafuso de retenção do pilar UCLA assim como o valor do torque aplicado. Conforme visto em estudos anteriores é possível afirmar que o nível do torque aplicado tem um importante papel na estabilidade da junção parafusada quando submetida a cargas funcionais, afirmando que quanto maior o torque, menor será a micromovimentação entre os componentes (23, 74, 75) e menor a perda de pré-carga.(72)

Ao se avaliar a interação ciclagem mecânica e tipo de conexão protética, o cone Morse, considerado uma conexão mecanicamente superior à hexagonal externa (13, 43, 46), apresentou um torque remanescente maior apenas no período pré-ciclagem. Para os dois tipos de conexão os valores de destorque obtidos posteriormente a ciclagem foram consideravelmente menores e não houve superioridade do cone Morse em relação ao Hexágono externo. Isso pode indicar que a conexão externa tenha passado por melhorias mecânicas objetivando melhorar seu desempenho, relacionadas a qualidade de manufatura e tipo de matéria prima, que diferem entre os inúmero fabricantes.

Sabendo-se que a estabilidade da junção parafusada depende também da geometria da conexão implante/pilar e que as conexões internas apresentam a vantagem de proteger o parafuso de forças externas não axiais que podem levar a perda de pré-carga e ao afrouxamento (46) e respeitando o fato de que outros estudos relataram maior manutenção de pré-carga nas conexões internas (43, 47, 76-78), deve-se considerar que os resultados da presente pesquisa não evidenciaram a superioridade da junção cone Morse no que fora avaliado. Dessa forma, as limitações e características, tanto desse estudo quanto dos demais já publicados na literatura científica, devem ser identificadas e consideradas em eventuais comparações.

Ao se comparar todas as variáveis, isto é, tipo de conexão protética, valor do torque aplicado e ciclagem mecânica foi observada uma expressiva diminuição do torque remanescente, entre os períodos pré e pós-ciclagem mecânica. Houve perda de mais de 50% da pré-carga após a ciclagem. Ao se utilizar o torque preconizado pelo fabricante manteve-se mais pré-carga do que quando aplicado o torque manual.

Quek et al (79) avaliou o efeito de aumentar e diminuir em 20% o valor do torque recomendado sobre o torque remanescente após a ciclagem mecânica e concluiu que valores abaixo do que se preconiza o fabricante, alteram a manutenção do torque aplicado, propiciando assim o afrouxamento do parafuso de retenção.

Tanto no presente estudo como também em outros (77, 80) foi observado uma progressiva diminuição do valor de destorque. Parte do torque de inserção é perdido mesmo quando a junção parafusada não é submetida a nenhuma aplicação de força externa. (10) Essa redução inicial do torque de inserção é parcialmente resultante do processo de acomodação ou relaxamento de inclusão do parafuso de retenção, chamado de efeito de sedimentação.(14) O relaxamento de inclusão depende da quantidade de rugosidades nas superfícies contactantes, dureza das superfícies do implante e do parafuso, e quantidade de carga aplicada ao sistema. (20) Para amenizar essa redução inicial de torque, há fabricantes que recomendam o reaperto do parafuso de retenção após 10 minutos, com o mesmo valor de torque aplicado anteriormente.(74, 81) Porém os implantes utilizados neste estudo não vieram com tal recomendação.

Em relação a fratura dos parafusos de retenção durante a ciclagem mecânica, a incidência foi de 8%, estando em acordo com o relatado por Kreissl et al(18), que encontrou uma incidência de fratura variando entre 3% e 9%. Os parafusos fraturaram na região da primeira rosca, onde se encontra a maior concentração de tensão.(82) Pertenciam aos grupos de torque manual e sem torque, evidenciando a interferência do valor do torque aplicado sobre a resistência à fratura dos parafusos de retenção quando submetidos à ciclagem mecânica, mostrando que parafusos nos quais foram aplicados torque abaixo do recomendado ou já estejam frouxos, estão mais suscetíveis a fratura mediante as cargas funcionais recebidas. Uma vez que a pré-carga tende a diminuir com o tempo e com o uso, fica clara a necessidade de manutenções preventivas periodicamente para que seja aplicado o retorque nos parafusos de retenção. Adicionalmente, caso seja detectada qualquer movimentação na junção, indicando o afrouxamento do parafuso de retenção a um nível crítico, é prudente proceder a substituição do parafuso e não somente o retorque no mesmo.

No teste de resistência à fratura foram submetidos parafusos novos das duas conexões, juntamente com os parafusos que haviam sido submetidos à ciclagem mecânica. Em análise geral, comparando-se os valores de força máxima e deformação na força máxima, os parafusos novos apresentaram melhor

desempenho, isto é, sua maior média de força máxima indica que resistem a cargas maiores antes da ocorrência de uma falha. Dessa forma, afirma-se que a ciclagem mecânica também alterou a capacidade dos parafusos de retenção de resistirem às forças sobre eles empregadas, tornando-os mais suscetíveis a fraturas. Ao se comparar as conexões protéticas, os parafusos da conexão hexagonal externa apresentaram a maior média de força máxima, provavelmente devido a sua maior espessura quando comparado aos parafusos para cone Morse. Como dito anteriormente, os parafusos submetidos à ciclagem mecânica atingem menores valores de força máxima, para as duas conexões, porém, os parafusos para cone Morse novos e ciclados, apresentaram comportamentos semelhantes, indicando ainda sua prevalência sobre a conexão externa se tratando de estabilidade biomecânica. Dos 45 parafusos submetidos ao teste de resistência à compressão, 12 fraturaram, sendo 6 novos e 6 ciclados. Os parafusos novos apresentaram maiores valores de força de ruptura, o que significa dizer que para fraturarem, precisaram ser submetidos a uma força mais elevada do que os parafusos que passaram pela ciclagem mecânica.

Contrariamente aos presentes resultados, Fernandes et al (83) afirmaram que o menor desempenho no destorque observado em seu estudo pode ter sido pelo fato de se utilizar parafusos novos, pois nesta condição, a fricção entre as roscas é maior, gastando-se energia para aplanar as irregularidades das superfícies da junção parafusada (77), pois se sabe que quanto mais justo o contato, maior será a manutenção do torque.

Embora nas condições testadas não tenha sido demonstrado estatisticamente a relação da fratura dos parafusos de retenção submetido às forças oclusais ao se aplicar torque variados, a recomendação do fabricante em relação a aplicação desse torque deve ser seguida de forma criteriosa, visto que a maior perda da pré-carga ocasionada por torques abaixo do ideal acarretarão no afrouxamento desses parafusos. Em próteses parafusadas, isto implicará em dispêndio de tempo clínico e custo, uma vez que será necessário remover a restauração que oblitera o orifício de acesso ao parafuso, substituí-lo e refazer a restauração de fechamento do orifício oclusal.

Nos casos de próteses cimentadas isto se torna ainda mais crítico, uma vez que trata-se de um tratamento irreversível, sendo que um possível afrouxamento do parafuso de retenção do pilar inviabilizaria o uso da mesma prótese, uma vez que

sua remoção dar-se-ia por meio de sua secção, requerendo a confecção de uma nova.

A relevância deste estudo está no fato de ter sido reproduzido “in vitro” situações da realidade clínica, simulando forças oclusais de incidência oblíqua, considerada a mais prejudicial para a estabilidade da junção parafusada sobre parafusos de retenção de pilares UCLA, sendo os mesmos submetidos a diferentes valores de torque, reproduzindo situações nas quais os parafusos que foram submetidos ao torque recomendado pelo fabricante e os que estão em processo de afrouxamento, devido a aplicação um torque abaixo do ideal.

Estudos adicionais envolvendo uma amostra maior são necessários, a fim de se verificar de forma mais detalhada a interferência de diferentes valores de torque na resistência à fratura e conseqüentemente na estabilidade da junção parafusada e detecção de micromovimentos, quando submetida a cargas funcionais, podendo dessa forma, melhor compreender e controlar as causas relacionadas ao afrouxamento e a fratura dos parafusos de retenção de próteses implantossuportadas.

Conclusão

6 CONCLUSÃO

Com base nos resultados observados e dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que:

A ciclagem mecânica e os diferentes valores de torque de inserção, sendo estes abaixo do que se recomenda o fabricante, interferiram negativamente na manutenção do torque aplicado dos parafusos de retenção das junções parafusadas nas condições avaliadas.

Embora os parafusos submetidos a ciclagem mecânica tenham apresentado uma menor média de força de ruptura, isto é, fraturariam mais facilmente que os parafusos novos, a diferença encontrada não teve poder estatístico que comprove sua influência na fratura dos parafusos de retenção testados.

Referências

REFERÊNCIAS*

1. Fernandez M, Delgado L, Molmeneu M, Garcia D, Rodriguez D. Analysis of the misfit of dental implant-supported prostheses made with three manufacturing processes. *J Prosthet Dent.* 2014;111:116-23.
2. Sahin C, Ayyildiz S. Correlation between microleakage and screw loosening at implant-abutment connection. *J Adv Prosthodont.* 2014;6:35-8.
3. Kourtis SG, Sotiriadou S, Voliotis S, Challas A. Private practice results of dental implants. Part I: survival and evaluation of risk factors--Part II: surgical and prosthetic complications. *Implant Dent.* 2004;13:373-85.
4. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23:681-90.
5. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1999;81:537-52.
6. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000; 1:156-8.
7. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am.* 1998;42:71-89.
8. Lang LA, May KB, Wang RF. The effect of the use of a counter-torque device on the abutment-implant complex. *J Prosthet Dent.* 1999;81:411-7.
9. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10:295-302.

* Referências formatadas conforme normas dispostas no Anexo A.

10. Delben JA, Gomes EA, Barao VA, Assuncao WG. Evaluation of the effect of retightening and mechanical cycling on preload maintenance of retention screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26:251-6.
11. Ferreira MB, Delben JA, Barao VA, Faverani LP, Dos Santos PH, Assuncao WG. Evaluation of torque maintenance of abutment and cylinder screws with Morse taper implants. *J Craniofac Surg*. 2012;23:631-4.
12. Kim ES, Shin SY. Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *J Adv Prosthodont*. 2013;5:21-8.
13. Michalakis KX, Calvani PL, Muftu S, Pissiotis A, Hirayama H. The effect of different implant-abutment connections on screw joint stability. *J Oral Implantol*. 2014;40:146-52.
14. Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont*. 2006;15:77-81.
15. Cho SC, Small PN, Elian N, Tarnow D. Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7-year longitudinal data. *Implant Dent*. 2004;13:245-50.
16. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. *Implant Dent*. 1994;3:17-21.
17. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15:625-42.
18. Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18:720-6.

19. Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9:49-54.
20. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7:353-9.
21. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont.* 2006;15:164-71.
22. Nergiz I, Schmage P, Shahin R. Removal of a fractured implant abutment screw: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2004;91:513-7.
23. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent.* 2001;85:47-52.
24. Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12:360-70.
25. Mericske-Stern R, Geering AH, Burgin WB, Graf H. Three-dimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7:185-94.
26. Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:662-7.
27. Assunção WG, dos Santos PH, Delben JA, Gomes EA, Barão VA, Tabata LF. Effect of misfit on preload maintenance of retention screws of implant-supported prostheses. *J Mater Eng Perform.* 2009;18:4.

28. Luterbacher S, Fourmouis I, Lang NP, Bragger U. Fractured prosthetic abutments in osseointegrated implants: a technical complication to cope with. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11:163-70.
29. Tagger Green N, Machtei EE, Horwitz J, Peled M. Fracture of dental implants: literature review and report of a case. *Implant Dent.* 2002;11:137-43.
30. Wiskott HW, Jaquet R, Scherrer SS, Belser UC. Resistance of internal-connection implant connectors under rotational fatigue loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22:249-57.
31. Genna F. On the effects of cyclic transversal forces on osseointegrated dental implants: experimental and finite element shakedown analyses. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2003;6:141-52.
32. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont.* 1995;8:105-16.
33. Gil FJ, Herrero-Climent M, Lazaro P, Rios JV. Implant-abutment connections: influence of the design on the microgap and their fatigue and fracture behavior of dental implants. *J Mater Sci Mater Med.* 2014;25:1825-30.
34. Rodriguez-Hernandez AG, Juarez A, Engel E, Gil FJ. Streptococcus sanguinis adhesion on titanium rough surfaces: effect of shot-blasting particles. *J Mater Sci Mater Med.* 2011;22:1913-22.
35. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:26-35.
36. Assunção WG, Delben JA, Tabata LF, Barão VAR, EA G. Effect of Vertical Mistif on Screw Joint Stability of Implant-Supported Crowns. *Journal of Materials Engineering and Performance.* 2011;20:5.

37. Dittmer MP, Dittmer S, Borchers L, Kohorst P, Stiesch M. Influence of the interface design on the yield force of the implant-abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *J Prosthodont Res.* 2012;56:19-24.
38. Freitas AC, Jr., Bonfante EA, Rocha EP, Silva NR, Marotta L, Coelho PG. Effect of implant connection and restoration design (screwed vs. cemented) in reliability and failure modes of anterior crowns. *Eur J Oral Sci.* 2011;119:323-30.
39. 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;33:75-8.
40. Silva-Neto JP, Prudente MS, Carneiro Tde A, Nobilo MA, Penatti MP, Neves FD. Micro-leakage at the implant-abutment interface with different tightening torques in vitro. *J Appl Oral Sci.* 2012;20:581-7.
41. Assuncao WG, Jorge JR, Dos Santos PH, Barao VA, Gomes EA, Delben JA. The effect of mechanical cycling and different misfit levels on Vicker's microhardness of retention screws for single implant-supported prostheses. *J Prosthodont.* 2011;20:523-7.
42. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent.* 1995;74:270-8.
43. Park JK, Choi JU, Jeon YC, Choi KS, Jeong CM. Effects of abutment screw coating on implant preload. *J Prosthodont.* 2010;19:458-64.
44. Freitas-Junior AC, Rocha EP, Bonfante EA, Almeida EO, Anchieta RB, Martini AP, et al. Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater.* 2012;28:218-28.

45. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent.* 1995;73:36-43.
46. Pita MS, Anchieta RB, Barao VA, Garcia IR, Jr., Pedrazzi V, Assuncao WG. Prosthetic platforms in implant dentistry. *J Craniofac Surg.* 2011;22:2327-31.
47. Jorge JR, Barao VA, Delben JA, Assuncao WG. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28:415-22.
48. Lewis SG, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: a four-year review. *J Prosthet Dent.* 1992;67:509-15.
49. Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2002;88:89-95.
50. Goiato MC, Pesqueira AA, dos Santos DM, Haddad MF, Moreno A, Bannwart LC. Oral rehabilitation with implantations: association of fixed partial prosthesis, UCLA system, and EsthetiCone. *J Craniofac Surg.* 2011;22:155-8.
51. Sartori IA, Ribeiro RF, Francischone CE, de Mattos Mda G. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent.* 2004;92:132-8.
52. Delben JA, Barao VA, Dos Santos PH, Assuncao WG. Influence of abutment type and esthetic veneering on preload maintenance of abutment screw of implant-supported crowns. *J Prosthodont.* 2014;23:134-9.
53. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent.* 1998;80:184-92.

54. Barbosa GA, Bernardes SR, das Neves FD, Fernandes Neto AJ, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J.* 2008;19:358-63.
55. Vianna Cde A, Delben JA, Barao VA, Ferreira MB, dos Santos PH, Assuncao WG. Torque stability of different abutment screws submitted to mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28:e209-14.
56. Assuncao WG, Barao VA, Delben JA, Gomes EA, Garcia IR, Jr. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. *J Prosthodont Res.* 2011;55:12-8.
57. Assuncao WG, Delben JA, Tabata LF, Barao VA, Gomes EA, Garcia IR, Jr. Preload evaluation of different screws in external hexagon joint. *Implant Dent.* 2012;21:46-50.
58. 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.* 2013;71:404-9.
59. Ugurel CS, Steiner M, Isik-Ozkol G, Kutay O, Kern M. Mechanical resistance of screwless morse taper and screw-retained implant-abutment connections. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26:137-42.
60. Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2004;6:157-64.
61. Stona D, Burnett LH, Jr., Mota EG, Spohr AM. Fracture resistance of computer-aided design and computer-aided manufacturing ceramic crowns cemented on solid abutments. *J Am Dent Assoc.* 2015;146:501-7.

62. Gomes EA, Tiozzi R, Faria AC, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Torque loss under mechanical cycling of long-span zirconia and titanium-cemented and screw-retained implant-supported CAD/CAM frameworks. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25:1395-402.
63. Feitosa PC, de Lima AP, Silva-Concilio LR, Brandt WC, Neves AC. Stability of external and internal implant connections after a fatigue test. *Eur J Dent.* 2013;7:267-71.
64. Wiskott AH, Nicholls JI, Belser UC. Fatigue resistance of soldered joints: a methodological study. *Dental Materials.* 1994;10:5.
65. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent.* 2002;88(6):604-10.
66. Standardization IOF. ISO 14801. 2007.
67. Hergenrother RW, Wabers HD, Cooper SL. Effect of hand segment chemistry and strain on the stability of polyurethanes: in vivo biostability. *Biomaterials.* 1993;14:449-58.
68. Ortorp A, Jemt T, Wennerberg A, Berggren C, Brycke M. Screw preloads and measurements of surface roughness in screw joints: an in vitro study on implant frameworks. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7:141-9.
69. Nothdurft FP, Neumann K, Knauber AW. Fracture behavior of zirconia implant abutments is influenced by superstructure-geometry. *Clin Oral Investig.* 2014;18:1467-72.
70. Katsuta Y, Watanabe F. Abutment screw loosening of endosseous dental implant body/abutment joint by cyclic torsional loading test at the initial stage. *Dent Mater J.* 2015;34:896-902.

71. Mohammed HH, Lee JH, Bae JM, Cho HW. Effect of abutment screw length and cyclic loading on removal torque in external and internal hex implants. *J Adv Prosthodont.* 2016;8:62-9.
72. Xia D, Lin H, Yuan S, Bai W, Zheng G. Dynamic fatigue performance of implant-abutment assemblies with different tightening torque values. *Biomed Mater Eng.* 2014;24:2143-9.
73. Tan BF, Tan KB, Nicholls JI. Critical bending moment of implant-abutment screw joint interfaces: effect of torque levels and implant diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:648-58.
74. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent.* 2001;85:268-75.
75. Lee J, Kim YS, Kim CW, Han JS. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent.* 2002;88:402-8.
76. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4:241-7.
77. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent.* 2000;84:194-9.
78. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent.* 2003;90:539-46.
79. Quek HC, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23:253-62.
80. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* 1994;71:592-9.

81. 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;6:435-9.
82. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7:26-33.
83. Fernandes TROF, Gehrke SA, Mardegan FEC, Bortoli Jr ND, Tritto MA. Comparative study of removal torque screw connection prosthetic pillars over implants connection hexagon internal Morse taper after mechanical cycling tests. *Journal of the Health Sciences Institute.* 2011;29:5.

FIGURAS



Figura 1 - Espécime formado pelo implante embutido, pilar protético, parafuso de retenção e dispositivo metálico que simula a coroa protética.



Figura 2 - Dispositivo de aço inoxidável no qual foi posicionado o parafuso de retenção

TABELAS

Tabela 1- Formação dos grupos de acordo com as variáveis tipo de conexão e valor de torque aplicado

Implante/conexão	Pilar	Torque	Grupo*
HE	UCLA	30 N.cm	HEU-F
		13 N.cm	HEU-M
		Sem torque	HEU-S
CM	UCLA	30 N.cm	CMU-F
		13 N.cm	CMU-M
		Sem torque	CMU-S

*F = fabricante M= manual S= sem torque

Tabela 2 - Valores da manutenção do torque (%) antes e após a ciclagem mecânica independentemente do tipo de conexão protética e do torque aplicado*

Ciclagem	Média/Dp
Pré	45,81 ± 34,77 ^A
Pós	24,53 ± 23,93 ^B

*Letras distintas indicam diferenças estatisticamente significativa (p<0,05)

Tabela 3 - Média e desvio padrão da manutenção do torque (%) em função do tipo de implante, independentemente do torque aplicado e da ciclagem mecânica*

Tipo de Implante	Média/Dp
cone Morse	35,66 ± 32,16 ^A
Hexágono externo	35,60 ± 31,74 ^A

*Letras distintas indicam diferenças estatisticamente significativa (p<0,05)

Tabela 4 - Média e desvio padrão da manutenção do torque (%) em função do torque aplicado, independentemente da conexão protética e da ciclagem mecânica*

Torque	Média/Dp
Fabricante	57,60 ± 26,99 ^A
Manual	46,79 ± 20,56 ^B

*Letras distintas indicam diferenças estatisticamente significativa (p<0,05)

Tabela 5 - Manutenção do torque (%) em função da ciclagem mecânica e valor de torque aplicado, independentemente da conexão protética*

Ciclagem	Média/Dp	
	Torque Fabricante	Torque Manual
Pré	76,70 ± 12,93 ^{Aa}	60,72 ± 10,31 ^{Aa}
Pós	38,49 ± 23,66 ^{Ab}	31,60 ± 18,07 ^{Ab}

*Letras maiúsculas distintas representam diferença estatística significativa nas linhas. Letras minúsculas distintas representam diferença estatística significativa nas colunas.

Tabela 6 - Manutenção do torque (%) em função da ciclagem mecânica e tipo de conexão/implante, independente do torque aplicado*

Ciclagem	Média	
	cone Morse	Hexágono externo
Pré	49,02 ± 36,75 ^{Aa}	42,59 ± 33,41 ^{Ba}
Pós	22,29 ± 20,01 ^{Ab}	27,22 ± 28,44 ^{Ab}

* Letras maiúsculas distintas nas linhas representam diferença estatística significativa. Letras minúsculas distintas nas colunas representam diferença estatística significativa.

Tabela 7 - Manutenção do torque (%) em função da ciclagem mecânica, torque aplicado e tipo de conexão/implante

Ciclagem	Torque	Média/Dp	
		cone Morse	Hexágono externo
Pré	Fabricante	79,28 ± 12,84	74,13 ± 13,67
	Manual	67,79 ± 4,69	53,65 ± 9,58
Pós	Fabricante	40,41 ± 10,74	36,58 ± 33,27
	Manual	26,47 ± 15,32	37,75 ± 20,88

Tabela 8 - Teste de comparação múltipla (p-valores) de acordo com o período da ciclagem (pré e pós), torque aplicado (F e M) e conexão (CM e HE)*

Grupos	p-valor
pré-CMF x pós-CMF	$p = 0,00$
pré-CMM x pós-CMM	$p = 0,00$
pré-HEF x pós-HEF	$p = 0,09$
pré-HEM x pós-HEM	$p = 0,12$
pré-CMF x pré-HEF	$p = 0,48$
pós-CMF x pós-HEF	$p = 0,52$
pré-CMF x pré-CMM	$p = 0,06$
pós-CMF x pós-CMM	$p = 0,18$
pré-HEF x pré-HEM	$p = 0,03$
pós-HEF x pós-HEM	$p = 0,79$
pré-CMM x pré-HEM	$p = 0,01$
pós-CMM x pós-HEM	$p = 0,42$

*F: torque recomendado pelo fabricante; M: torque manual; CM: conexão cone Morse; HE: conexão Hexágono externo.

Tabela 9 - Médias e desvio padrão de acordo com o tipo de parafusos para FM (Kgf) e DFM (mm)*

Tipo de parafuso	Médias/Dp	
	FM	DFM
Ciclado	$85,94 \pm 68,21^a$	$1,95 \pm 1,37^a$
Novo	$116,80 \pm 96,06^b$	$2,18 \pm 1,39^b$

* Letras minúsculas distintas nas colunas representam diferença estatística significativa.

Tabela 10 - Médias e desvio padrão de acordo com a conexão do implante para FM (Kgf) e DFM (mm)*

Tipo de implante	Médias/Dp	
	FM	DFM
cone Morse	$94,02 \pm 78,73^a$	$2,15 \pm 1,49^a$
Hexágono externo	$94,32 \pm 76,23^b$	$1,86 \pm 1,23^a$

*Letras minúsculas distintas nas colunas representam diferença estatística significativa.

Tabela 11 - Médias e desvio padrão de acordo com o tipo de parafuso e conexão do implante para FM (Kgf) e DFM (mm)*

Tipo de parafuso	Médias/Dp			
	cone Morse		Hexágono externo	
	FM	DFM	FM	DFM
Ciclado	83,14 ± 65,37 ^A	2,05 ± 1,50 ^A	89,29 ± 73,66 ^B	1,83 ± 1,24 ^A
Novo	126,60 ± 110,82 ^A	2,44 ± 1,54 ^B	106,90 ± 88,24 ^A	1,93 ± 1,32 ^B

* Letras maiúsculas distintas nas linhas representam diferença estatística significativa.

Tabela 12 - Médias e desvios padrão de acordo com o tipo de parafuso para a FR e DRP, independente da conexão*

Tipo de Parafuso	Médias	
	FR	DRP
Novo	119,50 ± 89,91 ^a	3,43 ± 0,46 ^b
Ciclado	99,96 ± 55,06 ^a	3,58 ± 0,48 ^b

*Letras minúsculas distintas nas colunas representam diferença estatística significativa.

Anexos

ANEXO A - Normas para publicação no periódico "The International Journal of ORAL & MAXILLOFACIAL IMPLANTS"

JOMI

The International Journal of
ORAL & MAXILLOFACIAL IMPLANTS

GUIDELINES FOR AUTHORS

MANUSCRIPT SUBMISSION

Submit manuscripts via JOMI's online submission service: www.manuscriptmanager.com/jomi
Manuscripts should be uploaded as a Word (doc) file with tables and figures preferably embedded at the end of the document. *No paper version is required.*

Acceptable material. Original articles are considered for publication on the condition they have not been published or submitted for publication elsewhere (except at the discretion of the editors). Articles on implant or tissue engineering (TE) basic or clinical research, clinical applications of implant/TE research and technology, proceedings of pertinent symposia or conferences, quality review papers, and matters of education related to the implant/TE field are invited.

Number of authors. Authors listed in the byline should be limited to four. Secondary contributors can be acknowledged at the end of the article. (Special circumstances will be considered by the editorial chairman.)

Review/editing of manuscripts.

Manuscripts will be reviewed by the editorial chairman and will be subjected to blind review by the appropriate section editor and editorial staff consultants with expertise in the field that the article encompasses. The publisher reserves the right to edit accepted manuscripts to fit the space available and to ensure conciseness, clarity, and stylistic consistency, subject to the author's final approval.

Adherence to guidelines. Manuscripts that are not prepared in accordance with these guidelines will be returned to the author before review.

ONLINE ONLY ARTICLES

All technology and case reports will appear in online format only. Articles are listed in the issue's Table of Contents and abstracts are printed in the issue. Full text of articles is available online.

MANUSCRIPT PREPARATION

The journal will follow as much as possible the recommendations of the International Committee of Medical Journal Editors (Vancouver Group) in regard to preparation of manuscripts and authorship (Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals. *Ann Intern Med* 1997;126:36-47). See <http://www.icmje.org>

• **Manuscripts** should be double-spaced with at least a one-inch margin all around. Number all pages. Do not include author names as headers or footers on each page.

• **Title page.** Page 1 should include the title of the article and the name, degrees, title, professional affiliation, and full address of all authors. Phone, fax, and e-mail address must also be provided for the corresponding author, who will be assumed to be the first-listed author unless otherwise noted. If the paper was presented before an organized group, the name of the organization, location, and date should be included.

• **Abstract/key words.** The abstract should include a maximum of 350 words. A list of key words should be provided, not to exceed six. Abstracts for basic and clinical research articles must be structured with the following four sections: Purpose, Materials and Methods, Results, and Conclusions. Abstracts of short communications should also be structured but should be a maximum of 250 words. For all other types of articles (ie, literature reviews, technical and case reports), abstracts should not exceed 250 words and need not be structured.

• **Article text.** Currently there is no article page limit (within reason).

• **Acknowledgments.** Persons who have made substantive contributions to the study can be acknowledged at the end of the article. Also specify grant or other financial support, citing the name of the supporting organization and grant number.

• **Legends.** Figure legends should be typed as a group at the end of the manuscript. Detailed legends are encouraged. For photomicrographs, specify original magnification and stain.

• **Tables.** Each table should be logically organized, typed on a separate page at the end of the manuscript, and numbered consecutively. Table title and footnotes should be typed on the same page as the table.

• **Abbreviations.** The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement.

• **Trade names.** Generic terms are to be used whenever possible, but trade names and manufacturer name should be included parenthetically at first mention.

• **Numbers.** Per SI convention, authors are requested to use decimal points rather than commas for fractional numbers.

REFERENCES

• All references must be cited in the text, numbered in order of appearance.

• The reference list should appear at the end of the article in numeric sequence.

• Do not include unpublished data or personal communications in the reference list. Cite such references parenthetically in the text and include a date.

• Avoid using abstracts as references.

• Provide complete information for each reference, including names of all authors (up to six). If the reference is to part of a book, also include title of the chapter and names of the book's editor(s).

Journal reference style:

1. Waasdorp J, Reynolds MA. Allogeneic bone onlay grafts for alveolar ridge augmentation: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:525-531.

Book reference style:

1. Wikesjo UME, Hanisch O, Sigurdsson TJ, Caplanis N. Application of rhBMP-2 to alveolar and periodontal defects. In: Lynch SE, Genco RJ, Marx RE (eds). *Tissue Engineering: Applications in Maxillofacial Surgery and Periodontics*. Chicago: Quintessence, 1999:289-286.

ARTICLE ACCEPTANCE

Article acceptance is pending receipt of images judged to be of sufficient quality for publication (see the guidelines below). Once a manuscript is accepted, authors should submit high-resolution digital image files (by email or on disk) to:

Managing Editor

JOMI
Quintessence Publishing Co, Inc
4350 Chandler Drive
Hanover Park, IL 60133

Email: jomi.submit@quintbook.com

The disk/package should be labeled with the first author's name, shortened article title, and article number.

DIGITAL IMAGES/ACCEPTED ARTICLES

When preparing final images to send, consider the following points:

- Resolution must be at least 300 dpi when the image is 3 inches wide.
- Images saved in TIFF format are preferred, but JPG or EPS files are acceptable.
- Images grouped together must be saved as individual files.
- Images containing type should either be saved as a layered file or provided along with a second file with type removed.
- Line art (graphs, charts, drawings) should be provided as vector art (AI or EPS files)
- Please do not embed images into other types of documents (eg, Word, Excel, PowerPoint, etc).

MANDATORY SUBMISSION FORM

The Mandatory Submission Form (accessible at www.quintpub.com) must be signed by all authors and can be uploaded as a separate document with the article submission, or it can be mailed (see address above) or faxed (630-736-3634) to the JOMI Managing Editor.

PERMISSIONS AND WAIVERS

- Permission of author and publisher must be obtained for the direct use of material (text, photos, drawings) under copyright that does not belong to the author.
- Waivers must be obtained for photographs showing persons, otherwise faces will be masked to prevent identification.
- Permissions and waivers should be faxed along with the Mandatory Submission Form to the JOMI Managing Editor (630-736-3634).

REPRINTS

Reprints can be ordered from the publisher. Authors receive a 40% discount on quantities of 100 or 200.

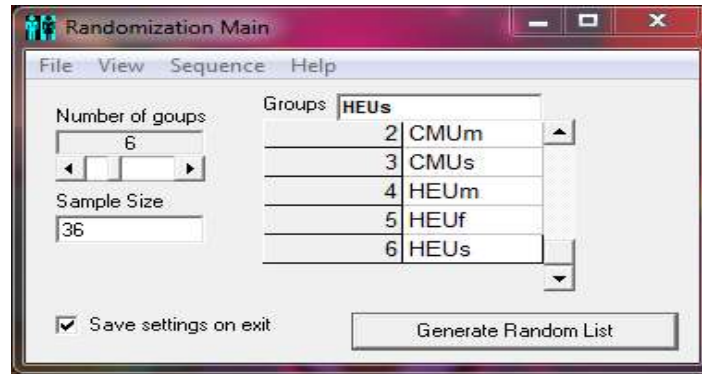
ANEXO B - Materiais e equipamentos utilizados para a realização do estudo



Figura 1 - Matriz metálica bipartida para o embutimento dos implantes osseointegráveis.



Figura 2 - Poliuretano (F160, Axson Brasil, São Paulo, Brasil) utilizado para o embutimento dos implantes.



sorteio CMU HEU - Bloco de notas

Arquivo	Editar	Formatar	Exibir	Ajuda	
0001: HEUf	0007: CMUm	0013: HEUf	0019: HEUs	0025: HEUs	0031: HEUm
0002: HEUf	0008: HEUm	0014: CMUf	0020: CMUs	0026: CMUs	0032: CMUm
0003: CMUf	0009: CMUs	0015: CMUs	0021: HEUm	0027: HEUs	0033: HEUs
0004: CMUm	0010: CMUm	0016: HEUm	0022: HEUm	0028: CMUf	0034: HEUf
0005: CMUm	0011: HEUs	0017: CMUf	0023: HEUf	0029: HEUf	0035: CMUs
0006: CMUf	0012: CMUs	0018: CMUf	0024: HEUs	0030: HEUm	0036: CMUm

Figura 3 - Randomização para determinar a sequência dos espécimes a serem submetidos às leituras de torque/ destorque e ciclagem mecânica.



Figura 4 - Medidor digital de torque (Torque Tool Tester, TST série 2 Norbar®, Navi Mumbai-India).



Figura 5 - Equipamento eletromecânico de ensaio de fadiga por mastigação.

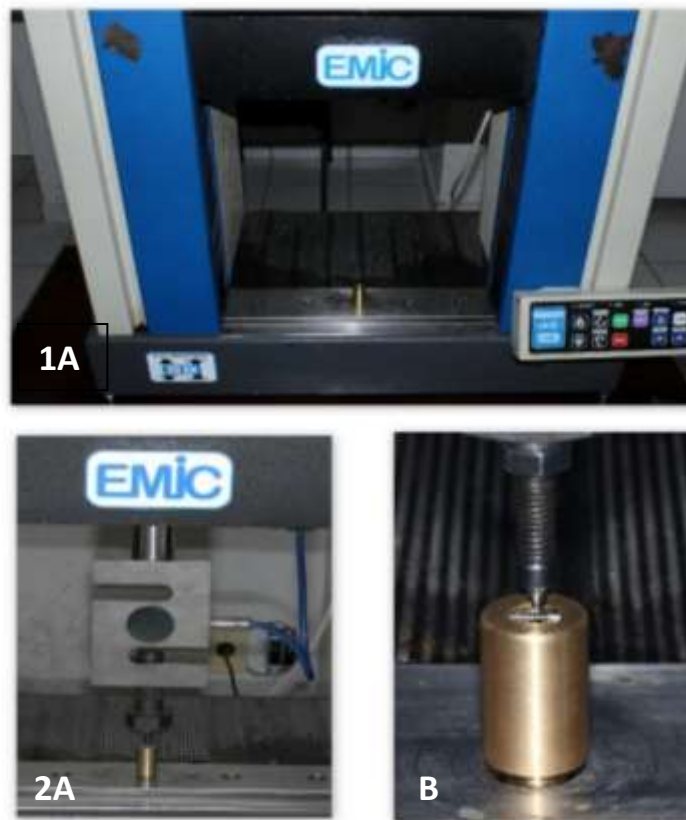


Figura 6 - Visão geral (1A) e aproximada (2A) do parafuso posicionado na EMIC; Ponta aplicadora em formato de cinzel posicionada na porção cervical do parafuso de retenção entre a superfície lisa e a primeira rosca (B).



Figura 7 - Ponta aplicadora em formato de cinzel.



Figura 8 - Parafuso fraturado.

