

AValiação DO DESTORQUE DO PARAFUSO PROTÉTICO DE DIFERENTES TIPOS DE CONEXÕES COM COROAS LONGAS

EVALUATION OF PROSTHETIC SCREW DESTORQ OF DIFFERENT TYPES OF CONNECTIONS WITH CROWNS LONG

Elissa Almeida ROCHA¹; Fabíola Pêssoa Pereira LEITE²

1 - Mestre em Clínicas Odontológicas na Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF), Juiz de Fora, MG, Brasil.

Professora Assistente do Departamento de Dentística e Clínica Integrada da Faculdade de Odontologia da Universidade Iguazu, Campus V, Itaperuna -RJ.

2 - Doutora em Prótese Parcial Fixa na Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista (UNESP), São José dos Campos. Professora Associada 2 do Departamento de Odontologia Restauradora- Faculdade de Odontologia – Universidade Federal de Juiz de Fora.

RESUMO

Objetivo: O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a influência de diferentes conexões no destorque do parafuso Neotorque sobre implantes com proporção coroa - implante (2:1), após ciclagem mecânica. Materiais e método: 30 implantes de 9 mm x 3,75 mm foram utilizados, sendo 10 de cada tipo de conexão (Cone Morse, Hexágono Externo, Hexágono Interno). Os implantes foram inseridos individualmente em resina acrílica. O torque nos parafusos foi feito com torquímetro digital segundo recomendação do fabricante. Posteriormente a aplicação do torque, as coroas foram posicionadas sobre os pilares protéticos com vaselina sólida e em seguida foram submetidos à ciclagem mecânica, com aplicação de uma carga de 120N, 75 ciclos/s por 1.000.000 ciclos a 1 Hz, submersos em água destilada. Por fim, o destorque foi

medido. Resultados: O teste de ANOVA ($p < 0,05$) mostrou que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p = 0,526$) com relação aos diferentes tipos de conexão pilar - implante e a proporção coroa (2) - implante (1) após ciclagem mecânica, aonde o grupo cone morse $p = 0,02(89\%)$, grupo hexágono interno $p = 0,00(85\%)$, grupo hexágono externo $p = 0,00(85\%)$. Conclusão: O tipo de conexão pilar - implante e da proporção coroa - implante (2:1) não influenciou na perda de torque após a ciclagem mecânica; a ciclagem mecânica influenciou na perda de torque dentro de cada grupo de conexão pilar - implante.

PALAVRAS-CHAVE: Implantação Dentária; Torque; Cimentação; Mastigação; Próteses e Implantes.

INTRODUÇÃO

A perda de elementos dentários pode levar a atrofia nos maxilares; na maxila ocorre a reabsorção do processo alveolar e pneumatização do seio maxilar, e na mandíbula perda óssea entre o rebordo edêntulo e o canal mandibular. Nestas situações, comumente são executados procedimentos cirúrgicos avançados para aumento ósseo tais como enxerto de osso para levantamento de seio maxilar e enxertos para aumento do rebordo alveolar na maxila e na mandíbula^{1,2}.

Técnicas cirúrgicas avançadas são dispendiosas e de difícil aceitação por parte de alguns pacientes. Frequentemente, as desvantagens associadas a esta abordagem estão relacionadas à necessidade de segundo sítio cirúrgico, riscos de injúrias vasculares e neurológicas e morbidade pós-operatória¹. Estas cirurgias são realizadas com intuito de se conseguir osso suficiente para inserção de implantes de tamanho dito padrão, de 12 ou 13 mm e assim obter ancoragem desejada. Implantes curtos têm sido utilizados com sucesso variado para solucionar tais situações. Alguns autores mostram que é viável utilizá-los²⁻⁶.

Quando o processo alveolar é reabsorvido, a instalação do implante é feita a custa do osso remanescente. Se existir alguma

estrutura anatômica a ser evitada, o implante curto está indicado^{2,4,6}. Como a prótese sobre implante deve ocluir com o antagonista, a proporção coroa - implante fica alterada, na medida em que se torna necessário fazer uma coroa maior⁷.

O desenho da interface entre o complexo implante, pilar protético e coroa representa um considerável impacto na longevidade e no prognóstico das próteses implantossuportadas. Os diferentes *designs* de conexão implante - pilar protético (hexágono externo, hexágono interno e cone Morse) apresentam características bastante distintas entre si, o que pode determinar maior ou menor estabilidade biomecânica⁸.

Um importante fator mecânico relacionado à estabilidade desses componentes é a pré-carga. A pré-carga é definida como a força de tração aplicada no parafuso do pilar protético como um produto do torque (apertamento) do parafuso. Isto cria uma tensão compressiva (contato) nas interfaces da cabeça do parafuso do pilar protético e o próprio pilar protético, entre o pilar protético e o implante, e entre o pilar protético e a rosca do implante⁹.

Valores de destorque próximos ou superiores aos valores de torque indicam um bom prognóstico para as conexões em

questão. A razão crucial para a perda do pilar protético do implante em uma conexão é a perda da pré-carga do parafuso do pilar protético e o resultante desparafusamento ou falha por fadiga do material do parafuso¹⁰.

O conhecimento sobre os valores de pré-carga e os valores de destorque dos diferentes sistemas de conexão implante-intermediário após o ensaio de fadiga são de grande relevância clínica, uma vez que a estabilidade de tais conexões após expostas às condições funcionais é essencial para o sucesso do tratamento em implantodontia. O sucesso ao longo prazo de restaurações implantossuportadas de dentes unitários depende, em parte, de uma estável conexão entre a restauração protética e o corpo do implante^{11,12}.

A investigação dos sistemas de conexões mais estáveis faz-se necessária na tentativa de determinar qual destes pode ser mais indicado do ponto de vista biomecânico, resultando em um tratamento clínico mais previsível e com maior longevidade clínica.

Tendo em vista que a estabilidade da interface implante/pilar influencia no sucesso longitudinal das restaurações protéticas de elementos unitários sobre implantes ósseos integrados, o presente trabalho se propôs avaliar a influência de diferentes conexões no destorque do parafuso Neotorque do pilar protético sobre implantes com proporção coroa-implante (2:1), após ciclagem mecânica.

MATERIAL E MÉTODO

Para a realização deste estudo foram utilizados pilares protéticos munhão universal sobre implantes. Os pilares protéticos para os sistemas hexágono externo e interno foram padronizados, ambos os pilares sólidos, munhão universal anti-rotacional e os pilares protéticos do sistema cone Morse anti-rotacional, devido às suas peculiaridades, foram diferentes dos demais, com pescoço 3mm, altura 6 mm e diâmetro de 3,5 mm com parafuso, que correspondem às especificações mais próximas a dos outros sistemas (Tabela 1 – Material utilizado).

Confecção dos corpos de prova e inclusão dos implantes

Foram confeccionados 30 corpos-de-prova (cps), sendo 10 cps para cada tipo de implante, distribuídos em 3 grupos teste com n=10. Cada implante foi individualmente incluído 7 mm em resina acrílica (JET, Clássico, São Paulo, Brasil) com ajuda de um bloco cilíndrico de cobre feito a partir das medidas do suporte para amostra do Simulador de Fadiga Mecânica (ERIOS, modelo ER – 11000) (Ø2,5 x 1,5) padronizando a medida das amostras para serem incluídas no suporte da simuladora, os implantes incluídos com um delineador (Bio Art B2, São Carlos, Brasil) ao longo eixo paralelo ao eixo central dos cilindros utilizando-se para tal^{10,18}.

Fixação dos pilares e torque do parafuso

Os pilares protéticos foram fixados aos implantes por meio de seus respectivos parafusos com torque inicial de 20 N.cm para pilar protético munhão universal Hexágono interno, 30 N.cm para pilar protético munhão universal Hexágono Externo e 15 N.cm para pilar protético munhão universal cone.

Para realização do torque foi utilizado o Torquímetro Digital (Lutron TQ-680, Impac, São Paulo, Brasil).

Confecção das coroas

Os pilares protéticos são do tipo munhão universal com parafusos passantes, as coroas metálicas, resultando uma relação coroa x implante de 2:1.

Os componentes protéticos foram enviados ao técnico em prótese dentária (Laboratório Pro Lab- Juiz de Fora, Brasil) para a confecção das coroas.

As coroas metálicas (com altura de 18 mm) foram padronizadas por meio do enceramento de um padrão com cera para fundição com anatomia correspondente a um pré-molar sobre o análogo munhão universal, que serviu para a confecção de um molde com silicone de condensação Zetalabor (Zhermarck, Rovigo, Itália), a partir do qual foram confeccionadas um total de 30 coroas metálicas.

Foram utilizados cilindros de munhão universal calcinável para a fundição de todas as coroas, a fim de assegurar uma adequada adaptação das mesmas. As coroas foram confeccionadas com um nicho definido a partir de um modelo de resina auto polimerizável Duralay Polidental® (Cotia, SP, Brasil), obtido a partir da moldagem em silicone laboratorial Zetalabor (Zhermarck, Rovigo, Itália) de uma ponta do pistão (φ 2,8 x 0,6 x 0,3 cm) da simuladora de fadiga mecânica responsável pela determinação da carga sobre coroas. Esse nicho foi encerado no centro do dente simulando uma carga ao longo eixo do implante^{12,17}. O nicho foi criado para que todas as coroas recebessem a carga exatamente no mesmo ponto.

Em seguida, foi realizada a inclusão do padrão de cera com revestimento de alta fusão com posterior evaporação da cera perdida e fundição em metal do tipo níquel-cromo (Verabond 2,USA). As coroas tinham a altura de 18 mm, referente ao dobro da altura do implante.

Após o enceramento e a fundição de todas as coroas metálicas, essas foram posicionadas sobre os pilares protéticos que foram devidamente isolados com vaselina sólida (Farmax, Divinópolis, Brasil) previamente (Figura 1).

Ao final do processo de confecção dos corpos de prova, estes foram identificados e armazenados em estufa (Olidex- UFJF – Juiz de Fora – Minas Gerais - Brasil) a uma temperatura de 37° Celsius.

Tabela 1 - Material utilizado para confecção dos corpos de prova

IMPLANTES	PILARES	FABRICANTE	QUANTIDADE
Hexágono externo (TITAMAX TI EX) 3.75 mm x 9mm	Munhão Universal SF/ HE- 4,5 x 6 x 3 mm - Anti-rotacional	Neodent®-Curitiba, Paraná, Brasil	n=10
Hexágono Interno (TITAMAX II PLUS) 3.75 mm x 9mm	Munhão Universal/ HI- ,5 x 6 x 3 mm - Anti-rotacional	Neodent®-Curitiba, Paraná, Brasil	n=10
Cone Morse (TITAMAX CM EX) 3.75 mm x 9 mm	Munhão Universal com Parafuso passante/ CM 3,3 x 6 x 3,5 mm - Anti-rotacional	Neodent®-Curitiba, Paraná, Brasil	n=10

Ciclagem mecânica e destorque

Uma vez registrados os valores de pré-carga, o conjunto implante-pilar protético recebia uma coroa metálica de níquel cromo, para que o conjunto completo pudesse ser posicionado no suporte para amostra do Simulador de Fadiga Mecânica (ERIOS, modelo ER – 11000-Paraná-Brasil).

Os corpos de provas foram divididos em três grupos compostos de 10 amostras cada um, contendo os 3 tipos de conexão implante-pilar protético. As dez amostras de cada grupo foram submetidos ao teste de fadiga mecânica, imersas em água destilada, a uma temperatura controlada de 37°C, simulando pressão e desgaste¹⁰.

Os corpos de prova foram submetidos a uma ciclagem mecânica (ERIOS. ER-11000) com carga axial de constante de 120 N a 1 HZ, 1.000.000 ciclos, a uma frequência de 75 ciclos/min. Os ciclos foram do tipo regular, isto é, ciclos repetitivos com todas as características constantes, com velocidade constante durante cada teste. Após a aplicação de 1.000.000 ciclos o torque de afrouxamento foi mensurado.

Realizado os ciclos, os cps foram posicionados individualmente em uma morsa, onde as coroas foram removidas e foi feita a mensuração do torque de abertura do parafuso dos pilares protéticos através de um torquímetro digital (Torquímetro Digital Lutron TQ-680, Impac, São Paulo/SP).

RESULTADOS

Pela estatística descritiva foram obtidos os valores em média de destorque (desvio padrão) obtidos pós-ciclagem mecânica para os respectivos grupos: CM: 13,4 N.cm (1,83), HI: 17 N.cm (1,69) e HE: 25,6 N.cm (1,95) (Tabela 2).

Tabela 2 – Tabela de avaliação das médias de destorque e desvio padrão

Grupo	n	Destorque (N.cm)	
		Média	Desvio Padrão
Cone Morse	10	13,4	1,83
Hexágono Interno	10	17	1,69
Hexágono Externo	10	25,6	1,95

Para avaliar cada grupo independentemente em relação à perda de torque inicial após ciclagem mecânica, foi realizado o teste t de student independente (p<0,05), tendo resultado estatisticamente significativo para perda de torque inicial dentro de cada grupo (Tabela 3).

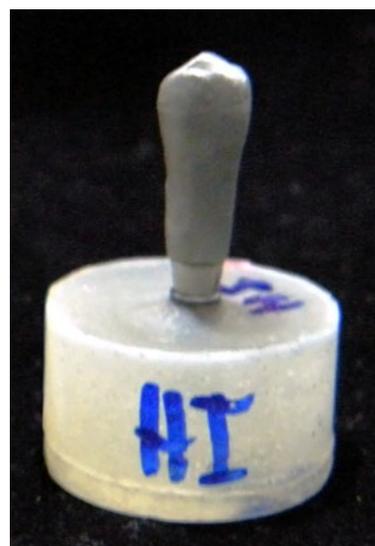
Tabela 3 - Teste t de student para grupos independentes

Grupo	n	Torque	Destorque	p valor	%
Cone Morse	10	15 N.cm	13,4 N.cm	0,02	89%
Hexágono Interno	10	20 N.cm	17 N.cm	0,00	85%
Hexágono Externo	10	30 N.cm	25,6N.cm	0,00	85%

DISCUSSÃO

O primeiro tipo de conexão protética para implantes lançada no mercado foi o sistema de encaixe tipo hexágono externo, originalmente idealizado e desenvolvido por Branemark e que passou a ser copiado por inúmeras empresas. Com o passar do

Figura 1 – Corpo de prova finalizado



tempo e com o aumento da utilização dos implantes osseointegráveis pelo clínico, muitos problemas de ordem biomecânica: afrouxamento e/ou fratura do parafuso, formação de gap e perda óssea começaram a surgir^{1,3,19}. Na tentativa de minimizar essas complicações mecânicas, novos desenhos geométricos dessas conexões foram desenvolvidos com princípios da bioengenharia.

Foram utilizados pilares protéticos para próteses cimentadas (munhões universais) permitindo uma padronização dos pilares, já que se trata de diferentes sistemas de conexão implante-pilar protético. Além disso, os trabalhos cimentados fornecem melhor estética, facilidade de confecção, contatos oclusais satisfatórios e menores índices de perda de parafusos^{13,14,16}.

A escolha do munhão universal foi devida ao fato dele ser outra variedade de pilar muito utilizada pelos implantodontistas, existem 3 sulcos em sua face externa, o que faz esperar que ele proporcione uma maior taxa de retenção da coroa com o munhão.

No sistema cone Morse, devido à espessura reduzida no colar do implante poderia eventualmente diminuir a resistência mecânica do corpo do implante, particularmente sob forças oblíquas, o que se exclui neste estudo, pois as forças utilizadas foram axiais e cêntricas. Os diâmetros dos parafusos do pilar-protético de 3,3 e 4,1mm são os mesmos, o que muda é a espessura de metal em torno do parafuso do pilar protético, que é aumentada nos implantes de diâmetro 4,1 mm²⁰.

O parafuso Sextavado Neotorque, recoberto com carbono, foi escolhido para ser avaliado, pois ele é um produto bastante recente produzido pela NEODENT, a qual alega (em sua propaganda) que ele “... reduz o coeficiente de atrito, assim melhorando a pré-carga”.

A equipe envolvida no artigo Schwonbach et al.²¹ (2008) da qual consta o Proprietário da NEODENT, nele teceu várias considerações a respeito do parafuso com recobrimento de carbono, inclusive citando que o processo envolvido é conhecido como Diamond-Like Carbon ou Diamond Like-Carbon (DLC). Apenas por curiosidade, a tradução desta expressão pode ser Carbono semelhante ao Diamante, pois este processo consiste na formação de uma camada de carbono, com a mesma aparência do diamante; este processo pode ser tanto pelo sistema CVD (Chemical Vapor Deposition) ou PVD (Physical Vapor Deposition). Kim et

al.²² (2005), também utilizaram o revestimento de carbono, via DLC, mas aplicado apenas no topo de 10 implantes, para avaliar o afrouxamento do parafuso do pilar, lembraram que as propriedades do filme DLC incluem maiores dureza, resistência ao desgaste, estabilidade química e biocompatibilidade, por ser um material semelhante ao diamante.

O grau de adaptação da interface implante - pilar protético está diretamente relacionado com a precisão na fabricação dos componentes, mas também com o torque aplicado nos parafusos dos pilares. Quando são seguidas as normas recomendadas pelo fabricante do sistema, a desadaptação é minimizada, com consequente redução da microinfiltração bacteriana²³, por isso, neste estudo, foi utilizado 20 N.cm para os hexágonos internos, 30 N.cm para hexágonos externos e 15 N.cm para cone Morse, seguindo as recomendações do fabricante.

As coroas metálicas confeccionadas não foram cimentadas, apenas encaixadas sobre os pilares protéticos previamente isolados com fina camada de vaselina sólida para a realização do experimento, o que garantiu uma fácil remoção das coroas após a ciclagem mecânica.

Por outro lado, a situação clínica que estava sendo reproduzida apresentaria a cimentação da coroa metálica. A presença de uma camada de cimento deformável poderia compensar erros de translação, produzidos durante o processo de manufaturamento, e o cimento poderia agir absorvendo a deformação causada pela desadaptação e, desta forma, preservando a conexão implante-pilar protético¹⁰, porém como foi utilizado munhão universal calcinável anti-rotacional para a confecção das coroas, os movimentos de translação estão descartados.

Desta forma, conforme o tipo de cimento eleito teria-se maior ou menor absorção de cargas, ou seja, maior ou menor proteção da conexão implante-pilar protético¹⁴. Baseado no estudo de Witneben, Millen e Bragger¹⁵ (2014), os quais concluíram que não houve diferenças estatisticamente significativas entre as taxas de insucesso dos diferentes tipos de reconstrução com coroas aparafusadas e cimentadas do tipo cerâmica ou metalocerâmica e entre os materiais do pilar (titânio, ouro, cerâmica). A taxa de insucesso de reconstruções cimentadas não foi influenciada pela escolha de um cimento específico, porém o tipo de cimento influenciou na perda de retenção das coroas. Sendo assim, considerou-se que a situação de ausência de cimento seria padrão para os três grupos e que não haveria qualquer prejuízo em relação à validade dos resultados.

A ciclagem mecânica tem sido utilizada em estudos laboratoriais^{18,24}. A estrutura a ser avaliada é submetida a ciclos repetitivos em meio aquoso, com intensidade, frequência e temperatura controlada^{10,17}.

Khraisat et al.⁹ (2004) alegaram que o reaperto ajuda a minimizar a possibilidade de instalação do relaxamento (afrouxamento), o qual prejudicaria a união dos componentes. Um dos problemas mais frequentes nas próteses sobre implantes continua sendo o afrouxamento do seu parafuso. Por isto, alguns dos fabricantes têm tentado fazer algum tipo de tratamento superficial no parafuso do pilar, visando melhorar a estabilidade de seu torque. Este tratamento é um revestimento com carbono, como no caso daquele parafuso utilizado no presente trabalho e também estudado por Schwonbach et al.²¹ (2008).

A aplicação cíclica de carga de compressão axial aqui utilizada foi escolhida, para que assim ficasse simulada mastigação

humana, como também o fizeram Cibirka et al.¹⁹ (2001); Gratton, Aquilino e Stanfor²³ (2001) e Khraisat et al.⁹ (2004).

Os resultados obtidos pelo teste t student independente (Tabela 3) onde o torque de remoção dos parafusos de fixação de pilares protéticos em cada grupo foi significativamente menor que o torque de fechamento, representando que houve perda de torque de fechamento em todos os grupos individualmente²⁵⁻²⁹, portanto, Kano et al.³⁰ (2006) não obtiveram diferenças significativas estatisticamente referente à perda de torque de fechamento, tendo em vista que estes trabalhos utilizaram metodologia de quantidade de ciclos menor que a deste estudo.

Os dados obtidos afirmam que existe uma diminuição nos valores de torque de remoção desses componentes e que a ciclagem mecânica aumenta a probabilidade de desajuste na interface implante-pilar protético. Tais dados indicam a necessidade de acompanhamento clínico das próteses unitárias sobre implantes e que reajustes periódicos dos pilares protéticos podem ser necessários^{25,26}.

Portanto, a pré-carga estabelecida nos parafusos dos componentes protéticos é um fator que pode somar a estabilidade do conjunto, havendo então maior adaptação das roscas do parafuso do intermediário às do implante. Quando esse pré-torque inicial for inadequado ou forças externas ultrapassem o limite, ocorre inevitavelmente o afrouxamento do parafuso ou até mesmo a fratura destes, levando consequentemente a uma maior concentração de forças na interface osso-implante^{23,31,32}.

As cargas axiais em próteses com coroas longas não leva a um deslocamento significativo do parafuso, porém este deslocamento em carregamentos oblíquos é significativo³³. O que explica neste estudo onde não houve estatística significativa entre os 3 tipos de conexão levando em conta a relação altura da coroa-pilar-parafuso, pois só foi aplicada cargas axial e cêntrica, essas forças concentram-se na região cervical das coroas, interface infraestrutura e implante, plataforma do implante e primeiras roscas do implante.

Já na carga oblíqua, as mais altas tensões concentraram-se no pescoço do parafuso da coroa; interface coroa-plataforma do implante, plataforma do implante até a segunda rosca, terço cervical da coroa³³.

Cargas axiais são favoráveis, pois distribuem uma tensão uniforme em torno do implante; entretanto, forças oblíquas são mais severas, pois aumentam a concentração de tensões sobre o implante¹.

Diante do que foi exposto, salienta-se a importância de um ajuste oclusal rigoroso, para que os contatos cêntricos possam ser direcionados para a porção mais próxima do longo eixo do implante, pois esses contatos favorecem a melhor distribuição de tensão na interface pilar-parafuso-implante, permitindo, nos movimentos excêntricos, somente os contatos funcionais, para evitar forças oblíquas que, reconhecidamente, iriam potencializar os níveis de tensão nas estruturas associadas. Isto é relevante, pois a sobrecarga gerada pelo carregamento oblíquo, somada a outros fatores biomecânicos e sistêmicos do paciente podem conduzir ao fracasso da osseointegração e sucesso longitudinal das próteses implantossuportadas^{1,33}.

A investigação de sistemas de conexões mais estáveis faz-se necessária na tentativa de determinar qual destes pode ser mais

indicado do ponto de vista biomecânico, resultando em um tratamento clínico mais previsível³⁴. Novas propostas de materiais e componentes protéticos surgirão e os estudiosos continuarão a se empenhar em eliminar a desadaptação e falhas biomecânicas, obtendo-se, assim, uma satisfatória adaptação marginal entre implante e pilar protético.

A relação altura da coroa sobre implante é uma questão que não existe um consenso na literatura e na prática odontológica, por isso, há necessidade de realizar mais estudos com o intuito de obter mais dados para compreensão e correto planejamento das próteses implantossuportadas, avaliando a altura da coroa na tendência ao deslocamento e na distribuição das tensões sobre os tipos de implantes e em toda estrutura associada, como também no tecido ósseo.

CONCLUSÃO

Com este trabalho pode-se concluir:

O tipo de conexão pilar-implante e da proporção coroa-implante (2:1) não influenciou na perda de torque após a ciclagem mecânica.

AGRADECIMENTOS

Os autores gostariam de agradecer ao Laboratório de Pesquisas da Faculdade de Odontologia de Juiz de Fora - UFJF e de São José dos Campos - São Paulo - UNESP; ao Professor Carlos Araújo, do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo – Bauru, pela ajuda de formatação de projeto para doações do material de trabalho, a Neodent®-Curitiba, Paraná, Brasil pelo fornecimento dos materiais para execução do projeto e a CAPES - Agência Federal de Apoio e Avaliação do Ensino de Pós-Graduação, pelo apoio financeiro.

REFERÊNCIAS

01. Misch CE. E. Short dental implants: a literature review and rationale for use. *Dent Today*. 2005; 24(8): 64-6.
02. Lai HC, Si MS, Zhuang LF, Shen H, Liu YL, Wismeijer D. Long-term outcomes of short implants supporting single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2013; 24(2): 230-7.
03. Misch CE, Steingra J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short Dental Implants in Posterior Partial Edentulism: A Multicenter Retrospective 6-Year Case Series Study. *J Periodontol*. 2006; 77(8): 1340-47.
04. Sánchez-Garcés MA, Costa-Berenguer X, Gay-Escoda C. Short implants: a descriptive study of 273 implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012; 14(4): 508-16.
05. Monje A, Fu Jh, Chan HI, Suarez F, Galindo-Moreno P, Catena A, Wang HI. Do Implant Length and Width Matter for Short Dental Implants (6- 9 mm)? A Meta-Analysis of Prospective Studies. *J Periodontol*. 2013; 84(12): 1783-179.
06. Mezzomo LA, Miller R, Triches D, Alonso F, Shinkai RS. Meta-analysis of single crowns supported by short (<10 mm) implants in the posterior region. *J Clin Periodontol*. 2014; 4(2): 191-213.
07. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006; 21(2): 275-282.
08. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. *Clin Oral Implants Res*. 2000; 11(5): 458-64.
09. Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent*. 2004; 91(4): 326-34.
10. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res*. 2008; 19(12): 1276-84.
11. Moris IC, Faria AC, Ribeiro RF, Rodrigues RC. Abutments with reduces diameters for both cement and screw retentions: analysis of failure modes and misfit of abutment-crown-connections after cyclic loading. *Clin. Oral Impl Res*. 2017; 28(4): 432-436.
12. Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. *J Prosthet Dent*. 2001; 85(6): 599-607.
13. Faot F, Suzuki D, Senna PM, da Silva WJ, Mattias-Sartori IA. Discrepancies in marginal and internal fits for different metal and alumina infrastructures cements and implant abutments. *Eur J Oral Sci*. 2015; 123(3): 215-219.
14. Freitas Jr AC, 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(4): 223-30.
15. Wittneben JG, Millen C, Brägger U. Clinical performance of screw-versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions—a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014; 29(Suppl.): 84-98.
16. Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res*. 2000; 11(5): 448-57.
17. Bhering CL, Marques IS, Takahashi JM, Barão VA, Consani RL, Mesquita MF. Fit and Stability of Screw-Retained Implant-supported Frameworks Under Masticatory Simulation: Influence of Cylinder Type. *J Prosthodont*. 2016; 25(6): 459-465.
18. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15(4): 519-526.
19. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthetic Dent*. 2001; 85(3): 268-275.
20. Akça K, Cehreli MC, Iplikcioglu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2003; 14(4): 444-54.
21. Schwonbach ER, Thome G, Golin AL, Melo ACM, Sartori IAM, Borges AFS. Pré- carga de parafuso com tratamentode superfície Diamond-like carbon: prevenção do desaperto. *RGO*. 2008; 56(1): 93-96.
22. Kim SK, Lee JB, Koak JY, Heo SJ, Lee KR, Cho LR, Lee SS. An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. *J Oral Rehab*. 2005; 32(5): 346-350.
23. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthetic Dent*. 2001; 85(1): 47-52.
24. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: comparison of gaps at the prosthetic-abutment interface when cycled abutments are replaced with as manufactured abutments. *J Prosthet Dent*. 2006; 95(1): 26-32.

25. Ricciardi-Coppedè A, Mattos MG, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2009; 20(6): 624-32.
26. Rocha EA, Koelher S, Landa FV, Cruz FG, Goyata FR, Oliveira AEM, Leite FPP. Análise de destorque HE x HI e formação de Gap entre coroas metálicas e metalocerâmicas após ciclagem mecânica. *Rev Bras Implant.* 2011; 4(17): 18-23.
27. Tan KB, Nicholls JI. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001; 16(3): 367-77.
28. Guda T, Ross TA, Lang LA, Millwater HR. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. *J Prosthet Dent.* 2008; 100(3): 183-193.
29. Sahin C, Ayyildiz S. Correlation between microleakage and screw loosening at implant-abutment connection. *J Adv Prosthodont.* 2014; 6(1): 35-38.
30. Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthetic Dent.* 2006; 15(2): 77-81.
31. Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implants screws. *J Prosthodont.* 2004; 91(4): 319-325.
32. Lee CK, Karl M, Kelly JR. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Dent Mater.* 2009; 25(11): 1419-1425.
33. Moraes SL, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago Jr JF, Silva JV. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in retention screws of different crown-implant ratios. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2015; 18(7): 689-96.
34. Shin HM, Huh JB, Yun MJ, Jeon YC, Chang BM, Jeong CM. Influence of the implant-abutment connection design and diameter on the screw joint stability. *J Adv Prosthodont.* 2014; 6(2):126-32.

ABSTRACT

Objective: The purpose of this in vitro study was to evaluate the influence of different connections in the Neotorque screw - off on implants with crown - implant ratio (2: 1), after mechanical cycling. **Materials and methods:** 30 implants of 9 mm x 3.75 mm were used, 10 of each type of connection (Morse Cone, External Hexagon, Internal Hexagon). The implants were individually inserted in acrylic resin. The torque on the screws was made with digital torque wrench according to the manufacturer's recommendation. After the application of the torque, the crowns were placed on the prosthetic abutments with solid vaseline and then subjected to mechanical cycling, applying a load of 120 N, 75 cycles / s per 1,000,000 cycles at 1 Hz, submerged in water distilled. Finally, the unclogging was measured. **Results:** ANOVA

($p < 0.05$) showed no significant difference between the groups ($p = 0.526$) with respect to different types of pillar connection - implant and the crown ratio (2) - the implant (1) after mechanical cycling, where the group morse $p = 0.02$ (89%), internal hexagon group $p = 0.00$ (85%), external hexagonal group $p = 0.00$ (85%). **Conclusion:** The type of pillar - implant connection and the crown - implant ratio (2: 1) did not influence the loss of torque after mechanical cycling; the mechanical cycling influenced the loss of torque within each abutment - implant connection group.

KEYWORDS: Dental Implantation; Torque. Screw; Cementation; Mastication; Protheses and Implants.

AUTOR PARA CORRESPONDÊNCIA

Elissa Almeida Rocha

Endereço: Rua Sebastião Abrantes, 40/602. Centro, Muriaé – MG . Brasil, CEP: 36880-000

E-mail: elissaar@gmail.com