

Car. E. Ormaiztegui, s/n. Caracas, Venezuela. Teléfono: 0212 960 1234





Avaliação do torque final e torque reverso de diferentes designs de implantes

Evaluation of insertion and removal torque of different designs of dental implants

Vinicius Flores Cielo¹
Fábio Shiniti Mizutani²
Guilherme Camponogara de Freitas³

Resumo

O objetivo do estudo foi comparar o *design* de três tipos de implantes na obtenção da estabilidade primária, através da avaliação do torque final e contra-torque. Trinta implantes da marca Bionovattion® foram usados nesse estudo, sendo 10 cilíndricos (Biodirect® Cilíndrico), 10 cônicos (Biodirect® Cônico) e 10 cônicos autoperfurantes (Biodirect® XP). Todos os implantes foram instalados por um único pesquisador, em um bloco de poliuretano rígido de 13 X 18 X 4 centímetros (Nacional Ossos®, Jaú, São Paulo, Brasil). Após a instalação dos implantes, o torque final de inserção e o contra-torque foram registrados em Ncm com a utilização de um torquímetro digital portátil Lutron® TQ 8800 (Lutron, Taipei, Taiwan). Como resultado houve diferença significativa ($p < 0,05$) entre os três grupos no torque e no contra-torque, sendo que o grupo cônico autoperfurante apresentou valores mais elevados, seguido pelo grupo de implantes cônicos e cilíndricos, respectivamente. Concluiu-se que os implantes cônicos autoperfurantes apresentaram maior estabilidade primária, sendo indicados para ossos de baixa densidade, bem como os implantes cônicos convencionais, mesmo esses mostrando menores valores de torque e contra-torque. Já os implantes cilíndricos são indicados para situações em que a densidade óssea é maior, como nos casos de osso tipo I e II.

Descritores: Osseointegração, torque, *in vitro*, implantes dentários.

Abstract

The study aimed to compare the design of three types of implant to obtaining primary stability by evaluating the final torque and counter-torque. Thirty implants Bionovattion® brand were used in this study, 10 cylindrical (Biodirect® Cylindrical), 10 tapered (Biodirect® tapered), and 10 tapered self-drilling (Biodirect® XP). All implants were installed by a single researcher, in a rigid polyurethane block 13 X 18 X 4 cm (Nacional Ossos®, Jau, São Paulo, Brazil). After installing the implant, insertion torque and counter-torque were recorded in Ncm with the use of a torque wrench portable digital Lutron® TQ 8800 (Lutron, Taipei, Taiwan). There were significant difference ($p < 0.05$) between the three groups in torque and counter-torque, and the tapered self-drilling group showed higher values, followed by tapered implant group and cylindrical, respectively. It was concluded that the tapered self-drilling implants showed greater primary stability, being indicated for low bone density, as well as conventional tapered implants, even those showing lower values of torque and counter-torque. Then, the cylindrical implants are indicated for situations which the bone density is higher, as in cases of bone type I and II.

Descriptors: Osseointegration, torque, *in vitro*, dental implants.

¹ Prof. Universitário – Centro Universitário Franciscano.

² Esp. em Implantodontia – UNICASTELO, Me. em Implantodontia – SLMandic, Prof. do curso de Pós-Graduação em Implantodontia – UNICSUL.

³ Me. em Periodontia – UFSM, Prof. Universitário – Centro Universitário Franciscano.

E-mail do autor: viniciuscielo@gmail.com

Recebido para publicação: 22/04/2015

Aprovado para publicação: 03/11/2015

Introdução

Desde que Branemark et al.⁴ (1969) relataram que os implantes de titânio integravam ao tecido ósseo, eles vêm sendo amplamente utilizados.

Muitos estudos concordam que a estabilidade primária de um implante dentário é importante para o sucesso e longevidade dos implantes²⁰.

Estabilidade primária é definida como a ausência de movimento de um implante após a inserção no tecido ósseo, sendo considerada um pré-requisito para permitir uma adequada cicatrização levando à osseointegração²⁰.

Há três parâmetros principais para se obter a estabilidade primária: *design* do implante, técnica cirúrgica (tamanho da broca final X implante, poder de corte da broca) e qualidade óssea do receptor. A interação desses três parâmetros determina a estabilidade inicial do implante, ou seja, a estabilidade primária do implante pode ser obtida pela escolha de um implante adequado, de acordo com a qualidade do osso e pela aplicação de uma técnica cirúrgica apropriada²². A interação desses parâmetros determina a estabilidade primária dos implantes.

Os primeiros implantes desenvolvidos eram cilíndricos⁴. Posteriormente foram criados implantes cônicos para utilização imediata após a exodontia. O *design* cônico ocasiona uma compressão do tecido ósseo de baixa densidade aumentando a estabilidade inicial¹⁹.

A fim de proporcionar maior estabilidade primária em ossos de baixa qualidade, o implante cônico autoperfurante foi desenvolvido. O implante Biodirect XP[®] é feito de titânio comercialmente puro, recebendo tratamento de superfície SUPEX[®]: superfície porosa por corrosão ácida através de duplo ataque ácido. Esse implante apresenta corpo cilíndrico com conicidade no ápice com três entradas de corte, rosca dupla e alto poder de compactação e expansão óssea. Nesses implantes, lâminas cortantes estão presentes no seu terço apical, conferindo-o um alto poder de corte, o que confere a possibilidade de menor instrumentação e, conseqüentemente, maior compressão do tecido ósseo, resultando em melhora na estabilidade primária¹⁹.

Entretanto, uma possível desvantagem seria que as lâminas cortantes poderiam reduzir a área de superfície de rosca, minimizando o contato osso-implante¹⁹.

Existem diferentes métodos para mensurar a estabilidade do implante, como percussão, frequência de ressonância: Ostell[®] (Göteborg, Suécia), Periotest[®] (Siemens AG, Modautal, Alemanha), Dental Fine Tester[®] (Kyocera, Kyoto, Japão), além da avaliação do torque e do torque reverso^{11,14,23}.

A frequência de ressonância é uma das técnicas mais utilizadas atualmente, sendo uma ferramenta não invasiva para avaliação da estabilidade do implante durante a fase de cicatrização, bem como nas consultas de manutenção¹¹.

O Ostell[®] pode ser considerado um instrumento útil para decidir o momento em que o implante pode receber carga, entretanto, mais pesquisas são necessárias para estabelecer confiabilidade e previsibilidade de análise de frequência de ressonância para avaliar a osseointegração dos implantes¹⁴.

A estabilidade pode ser considerada uma indicação direta de osseointegração, sendo observada em dois estágios: estabilidade primária, medida imediatamente após a colocação do implante, e estabilidade secundária, que é verificada após a fase de cicatrização^{16,14}.

O valor numérico da estabilidade inicial pode ser traduzido como o valor do torque no momento do assentamento final do implante no leito receptor^{7,9,12}, que seria um requisito para obtenção da osseointegração, sendo obtido com auxílio de um torquímetro digital³.

Em tecido ósseo de maior densidade esperam-se valores mais elevados de torque de inserção do implante devido ao aumento de contato entre o osso e implante, e subsequente aumento da estabilidade inicial^{8,10}. Recomenda-se um torque mínimo de 20 Ncm e um torque ideal de 32 Ncm para atingir osseointegração²¹.

Carlsson et al.⁵ (1988) sugeriram pela primeira vez que a medição da força de torque de remoção era um método biomecânico útil para avaliar a interface osso e implante.

Este estudo tem como objetivo avaliar a influência do *design* de três tipos de implante na obtenção da estabilidade primária, através da avaliação do torque final e contra-torque por um torquímetro digital portátil Lutron[®] TQ 8800 (Lutron, Taipei, Taiwan).

Material e métodos

Para esse estudo blocos de poliuretano (Ossos[®], Jaú, São Paulo, Brasil) foram utilizados para simular o tecido ósseo. Três *designs* diferentes de implantes foram utilizados: cilíndrico, cônico e cônico autoperfurante (Bionnovation[®], Bauru, São Paulo).

A estabilidade inicial dos implantes foi avaliada por torquímetro digital portátil Lutron[®] TQ 8800 (Lutron, Taipei, Taiwan).

Corpo de prova

Um bloco de poliuretano rígido de 13 X 18 X 4 centímetros (Nacional Ossos[®], Jaú, São Paulo, Brasil) foi utilizado para simular o osso em um ambiente *in vitro*. A Associação Americana para Teste de Materiais mostrou que os blocos de poliuretano têm propriedades mecânicas similares ao osso humano¹. Dessa forma, esse material é considerado padrão para a avaliação mecânica dos implantes^{15,24}. Usando a classificação da densidade óssea de Misch¹⁸ (2009), osso de densidade tipo II foi simulado usando 0,64 gramas por centímetros cúbicos (40 libras por pé cúbico = 40PCF) confor-

me a especificação estabelecida para os materiais de poliuretano rígido utilizados como material padrão para ensaio de dispositivos ortopédicos e instrumentais (ASTM F1839)¹.

Implantes

Trinta implantes hexágonos externos foram usados para esse estudo: 10 implantes cilíndricos (Biodirect cilíndrico®, Bionnovation, Bauru, São Paulo), 10 implantes cônicos (Biodirect cônico®, Bionnovation, Bauru, São Paulo) e 10 implantes cônicos autoperfurantes (Biodirect Xp®, Bionnovation, Bauru, São Paulo).

Todos os implantes são fabricados com titânio comercialmente puro, sendo o tratamento de superfície realizado por meio do processo SUPLEX® (duplo ataque ácido). Esse tratamento permite uma microrrugosidade adequada para o processo de osseointegração.

A morfologia dos implantes testados se difere quanto ao paralelismo das paredes, tamanho de ápice

e formato das roscas. O implante Biodirect XP (Figura 1) apresenta corpo cilíndrico com conicidade no ápice com três entradas de corte, rosca dupla e alto poder de compactação e expansão óssea. Na região cervical apresenta microgrooves para diminuir a reabsorção óssea nessa região. O implante Biodirect cilíndrico (Figura 2) possui corpo e ápice cilíndricos, indicado para ossos do tipo I e II. Seu ápice é produzido por achatamento e possui três entradas de corte, quase três vezes maior que o XP. O Biodirect cônico (Figura 3) possui corpo cilíndrico com conicidade no ápice. Possui o mesmo tipo de rosca do Biodirect cilíndrico, contudo, apresenta microrrosca na região cervical, conferindo um travamento mais acentuado nessa região.

Os implantes cilíndricos possuíam 4,1 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento e os implantes cônicos e cônicos autoperfurantes possuíam 4 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento. Os 30 implantes foram instalados em um mesmo bloco de poliuretano.



Figura 1 – Biodirect XP.

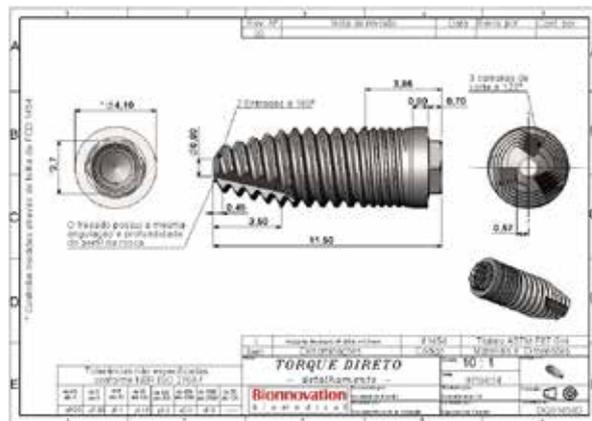


Figura 2 – Biodirect cilíndrico.

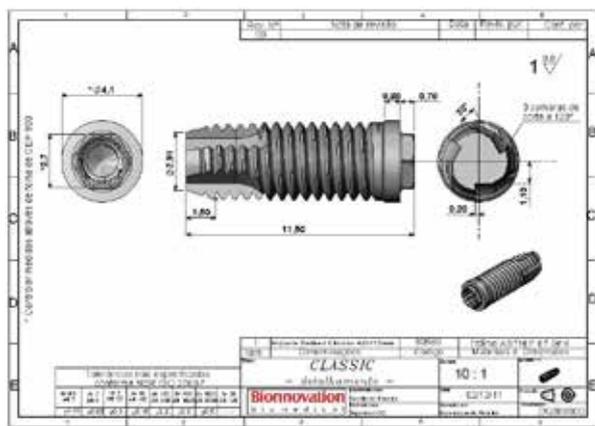


Figura 3 – Biodirect cônico.

Mensuração do torque final e contra-torque

Após a instalação do implante o torque final de inserção e o contra-torque foram avaliados, ambos registrados em Ncm (Newtons por centímetro) com a utilização de um torquímetro digital portátil Lutron® TQ 8800 (Lutron, Taipei, Taiwan).

Protocolo do estudo

A preparação para instalação dos implantes foi seguida conforme descrito a seguir:

Com a utilização de motor cirúrgico Smart Driller® (Driller, Carapicuíba, São Paulo, Brasil), regulado com torque de 40 N, velocidade de 1000 RPM e com contra-ângulo com redução 20:1 Kavo® (Kavo, Joinville, Santa Catarina, Brasil) foi realizada a fresagem do

bloco de poliuretano.

Foram utilizadas as brocas do *kit* cirúrgico da Bionnovation® na seguinte sequência: broca lança, broca helicoidal - Ø 2,2 x 15,0 mm, broca piloto - Ø 3,2 mm, broca helicoidal - Ø 3,2 x 15,0 mm e broca *countersink* RP.

Após o preparo do leito cirúrgico, os implantes foram inseridos com o contra-ângulo Kavo®, 20:1, torque de 40 Ncm, com velocidade de 20 RPM, quando o torque atingiu 50 N a instalação foi finalizada com torquímetro mecânico manual.

Todos os implantes foram instalados a nível ósseo conforme recomendação do fabricante.

O torque e contra-torque foram mensurados usando o torquímetro digital portátil Lutron® TQ 8800 (Lutron, Taipei, Taiwan).

Para tal aferição, a chave específica de instalação dos implantes foi adaptada no torquímetro e, na sequência, foi conectada ao implante.

Após, foi realizado torque no sentido horário até o momento que o implante começou a movimentar-se. Nesse momento foi anotado o valor de torque de inserção do implante.

Posteriormente à avaliação do torque foi aferido o contra-torque. Para tal avaliação, foi realizado o torque no sentido anti-horário até que o implante fosse deslocado do leito receptor, sendo anotado o valor, expresso em Ncm (Figura 4).

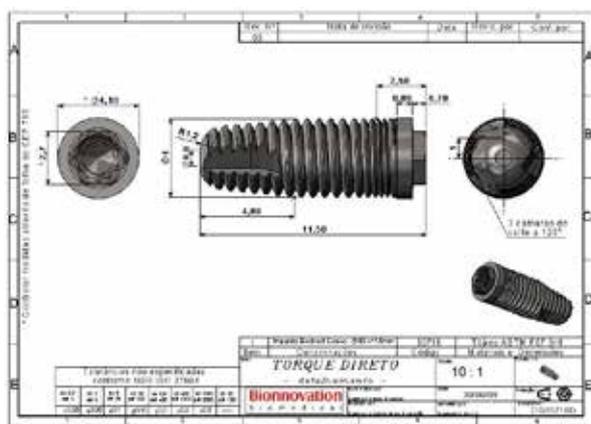


Figura 4 – Adaptação do torquímetro no implante para aferição do torque e contra-torque.

Resultados

O estudo foi realizado no período de dezembro de 2014 a janeiro de 2015.

No presente estudo foram utilizados 30 implantes hexágonos externos da empresa Bionnovation® (Bauru, São Paulo, Brasil), sendo 10 cilíndricos, 10 cônicos e 10 cônicos autoperfurantes em um único bloco de poliuretano, com densidade uniforme.

A preparação do bloco de poliuretano e instalação dos implantes foram realizadas por um único pesquisador.

Os implantes foram instalados sem qualquer intercorrência, sendo possível realizar as análises de torque e contra-torque em todos.

Após a instalação, outro pesquisador aferiu os valores de torque e contra-torque dos implantes. Cabe salientar que esse pesquisador não tinha conhecimento de qual *design* de implante estava avaliando, visto que apenas a plataforma protética encontrava-se visível nesse momento, e essa não diferia entre os três grupos.

Medidas descritivas foram avaliadas através de médias e desvio padrão. A normalidade dos dados foi testada através do teste de Kolmogorov-Smirnov apresentando distribuição normal. Diferenças no torque e contra-torque entre os grupos foram testados com One-Way (ANOVA).

Todas as análises foram realizadas utilizando o programa SPSS Statistics® 18 (SPSS inc., Chicago, EUA) e a diferença foi considerada estatisticamente significativa quando $p < 0,05$.

Houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre os três grupos no torque e no contra-torque, conforme mostra a Tabela 1 e Gráfico 1.

Tabela 1 – Média ± desvio padrão de torque e contra-torque nos grupos durante o período experimental.

	Grupo 1 Implante cilíndrico (n=10)	Grupo 2 Implante cônico (n=10)	Grupo 3 Implante cônico XP (n=10)
Torque	35,6 ± 1,24 ^A	69,50 ± 3,92 ^B	85,40 ± 9,43 ^C
Contra-torque	24,10 ± 3,34 ^A	59,20 ± 4,07 ^B	85,00 ± 10,57 ^C

Dados intergrupos foram comparados por ANOVA One-Way, Post-hoc Tukey; Letras maiúsculas diferentes mostram diferenças intergrupos ($p < 0,05$).

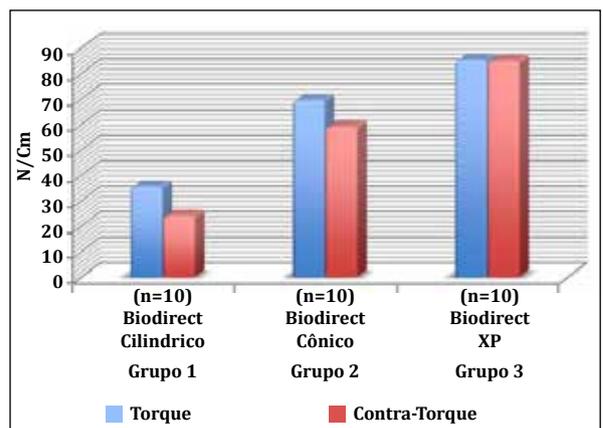


Gráfico 1 – Avaliação visual da média de torque e contra-torque nos grupos.

Discussão

A estabilidade primária é um fator importante para que se obtenha sucesso na osseointegração^{19,20,22}. Ótima estabilidade do implante é especialmente essencial em casos de carga imediata²⁵.

Além da qualidade óssea, a estabilidade inicial depende da técnica cirúrgica e *microdesign*, que consiste no tratamento de superfície realizado no implante, e forma macroestrutural deste²².

Nesse estudo apenas a forma macroestrutural foi avaliada, já que todos os implantes avaliados apresentavam o mesmo tratamento de superfície, sendo que os detalhes desse tratamento são mantidos em sigilo pelo fabricante.

De acordo com esse estudo os implantes Biodirect® cônico proporcionam uma maior estabilidade inicial, quando comparado aos cilíndricos, tanto na avaliação de torque, quanto contra-torque.

A maior estabilidade desses implantes estava associada à compressão nas paredes laterais desenvolvidas por esse implante. De acordo com o fabricante, a presença de microrroscas na região cervical confere um travamento mais acentuado nessa região, contribuindo para a obtenção de um torque final superior.

Ao utilizar os implantes cônicos autoperfurantes Biodirect XP a estabilidade inicial aumentou significativamente¹⁹.

Esse tipo de implante apresenta conicidade no ápice com três entradas de corte, rosca dupla e alto poder de compactação e expansão óssea, sendo indicado para otimização da estabilidade primária, principalmente em situações nas quais o tecido ósseo apresenta densidade baixa.

De acordo com o fabricante, outra característica positiva desse implante é apresentar microgrooves na região cervical para diminuir a compressão excessiva e, conseqüentemente, a reabsorção óssea nessa região.

Em relação aos implantes autoperfurantes, observou-se maiores valores tanto de torque, quanto contra-torque. Portanto, mesmo que esse implante proporcione menor contato com o tecido ósseo no terço apical, ele tem maior capacidade em compactação do tecido ósseo, levando a uma estabilidade inicial maior quando comparado ao implante cônico convencional.

Esses resultados estão de acordo com estudos semelhantes^{19,20,25,26} que compararam implantes cilíndricos e cônicos na estabilidade inicial.

No presente estudo foi realizada a padronização de fresagem do leito cirúrgico, dessa forma, pretendeu-se avaliar unicamente os diferentes *designs* desses implantes, sem alterações de protocolo de fresagem.

De acordo com a Sociedade Americana de Testes de Materiais, os corpos de prova de poliuretano têm propriedades mecânicas que simulam adequadamente o osso humano, sendo utilizado como material para

realização de testes mecânicos para implantes¹⁰.

Esse estudo utilizou o corpo de prova simulando a densidade óssea tipo II de acordo com a classificação de Misch¹⁸ (2009).

A escolha dessa densidade deve-se a menor deformação quando submetidas a forças de compressão e flexão, sendo esse corpo de prova o mais indicado para ensaios mecânicos com implante¹⁵.

Apesar das melhores características mecânicas do corpo de prova utilizado nesse estudo, salienta-se que esse representa um osso de alta densidade, portanto, obteve-se como resultados valores elevados de torque e contra-torque, principalmente nos grupos dos implantes cônicos e cônicos autoperfurantes.

Em casos de alta densidade óssea, a utilização de implante cilíndrico proporciona estabilidade inicial adequada, sendo indicado nessas situações, como mostraram os resultados²¹.

Portanto, os implantes cônicos e cônicos autoperfurantes são indicados em situações de menor densidade óssea, como nos casos de osso tipo III e IV¹⁸. Esses implantes proporcionam valores mais altos de torque final e contra-torque, como foi verificado nesse estudo. São, portanto, indicados para melhorar a estabilidade inicial.

Existem várias formas de mensurar a estabilidade do implante, como percussão, frequência de ressonância Osstell® (Göteborg, Suécia), Periotest (Siemens AG, Modautal, Alemanha), Dental Fine Tester® (Kyocera, Kyoto, Japão), além da avaliação do torque e do torque reverso^{11,14,23}.

A escolha pela avaliação da estabilidade inicial através do torque e torque reverso através de torquímetro digital se deu pela precisão e reprodutibilidade de tal técnica, além disso, sabe-se que há uma relação direta entre o torque de inserção e contra-torque e a estabilidade inicial dos implantes^{2,6,13}.

Não foram encontrados na literatura trabalhos que avaliassem tanto o torque quanto o contra-torque, comparando os diferentes *designs* de implantes.

Cabe salientar que a diferença entre os grupos foi notada no torque e contra-torque, podendo inferir que ambos são métodos adequados para avaliação da estabilidade inicial.

Conclusão

Concluiu-se que os implantes cônicos autoperfurantes apresentaram maior estabilidade primária, sendo bem indicados para ossos de baixa densidade, bem como os implantes cônicos convencionais, mesmo esses mostrando menores valores de torque e contra-torque.

Já os implantes cilíndricos são melhores indicados para situações em que a densidade óssea é maior, como nos casos de osso tipo I e II.

Avaliações *in vivo* se fazem necessárias para estudar a interface osso-implante desses 3 implantes, em diferentes tempos, desde sua instalação até o acompanhamento após a instalação da prótese.

O corpo de prova utilizado no estudo, com densidade de 40 PCF, é adequado para realização de trabalhos com implantes dentários.

Os métodos de avaliação através do torque e contra-torque são facilmente reproduzidos, mostrando-se eficazes a fim de se verificar a estabilidade inicial dos implantes.

Referências

1. American Society for Testing Materials. Standard specification for rigid polyurethane foam for use as a standard material for testing orthopaedic devices and instruments. Report: F1839-97. <http://www.astm.org>. Accessed february 20, 2015.
2. Bayarchimeg D, Namgoong H, Kim BK, Kim MD, Kim S, Kim T, et al. Evaluation of the correlation between insertion torque and primary stability of dental implants using a block bone test. *J Periodontol Implant Sci*. 2013; 43:30-6.
3. Beer A, Gahlleitner A, Holm A, Tschabitscher M, Homolka P. Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in mandible. *Clin Oral Implants Res*. 2003; 14(5):616-20.
4. Branemark P, Adell R, Breine J. Intraosseous anchorage of dental prostheses: experimental studies. *Scand. J Plast Reconstr Surg*. 1969; 3(2):81-100.
5. Carlsson L, Rostlund T, Alkerktsson B, Alkerktsson T. Removal torques for polished and rough titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988; 3:21-4.
6. Coelho PG, Marin C, Teixeira HS, Campos FE, Gomes JB, Guastaldi F, et al. Biomechanical evaluation of undersized drilling on implant biomechanical stability at early implantation times. *J Oral Maxillofac Surg*. 2013; 71:69-75.
7. Friberg B, Sennerby L, Roos JP, Strid CG, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and micro radiography: an *in vitro* study in pig ribs. *Clin Oral Implants Res*. 1995; 6:164-71.
8. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. *Clin Oral Implants Res*. 1995; 6:213-9.
9. Friberg B, Sennerby L, Grondahl K, Bergstrom C, Back T, Lekholm U. On cutting torque measurements during implant placement: a 3-year clinical prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 1999; 1(2):75-83.
10. Friberg B, Sennerby L, Linden B, Grondahl K, Lekholm U. Stability measurements of onestage Brånemark implants during healing in mandibles: a clinical resonance frequency analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1999; 28:266-72.
11. Gupta RK, Padmanabhan TV. Resonance frequency analysis. *Indian J Dent Res*. 2011; 22(4):567-73.
12. Johansson P, Strid K. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9:279-88.
13. Koh JW, Yang JH, Han JS, Lee JB, Kim SH. Biomechanical evaluation of dental implants with different surfaces: removal torque and resonance frequency analysis in rabbits. *J Adv Prosthodont*. 2009; 1:107-12.
14. Manzano-Moreno FJ1, Herrera-Briones FJ, Bassam T, Vallecillo-Capilla MF, Reyes-Botella C. Factors affecting dental implant stability measured using the Ostell mentor device: a systematic review. *Implant Dent*. 2015: In press.
15. Mazzo CR, Zaniquelli O, Lepri CP, Oliscovicz NF, Reis AC. Avaliação das propriedades mecânicas de poliuretanos para sua utilização como substrato em ensaios de implantes odontológicos. *Rev Odontol Bras Central*. 2012; 21(56):382-8.
16. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont*. 1998; 11:491-501.
17. Meredith N. A review of nondestructive test methods and their application to measure the stability and osseointegration of bone anchored endosseous implants. *Crit Rev Biomed Eng*. 1998; 26(4):275-91.
18. Misch CE. *Contemporary implant Dentistry*. 3rd ed. St Louis, Mosby Co; 2009; 372-9.
19. Olsson M, Friberg B, Nilson H, Kultje C. MkII-a modified self-tapping Branemark implant: 3 year results of a controlled prospective pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995; 10:15-21.
20. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2000; 2:85-92.
21. Ottoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005; 20:769-76.
22. Ramakrisna R, Sanjna N. Clinical assessment of primary stability of endosseous implants placed in the incisor region, using resonance frequency analysis methodology: an *in vivo* study. *Indian J Dent Res*. 2007; 18:169-72.
23. Seong W, Holte JE, Holtan JR, Olin PS, Hodges JS, Ko C. Initial stability measurement of dental implants placed in different anatomical regions of fresh human cadaver jawbone. *J Prosthet Dent*. 2009; 99:425-34.
24. Sunit P, Mahon A, Green S, McMurtry I, Port A. A biomechanical study comparing a raft of 3.5 mm cortical screws with 6.5 mm cancellous screws in depressed tibial plateau fractures. *Knee*. 2006; 13:231-5.
25. Torroella SG, Mareque BJ, Cabratosa TJ, Hern A, Alfaro F, Ferres PE, Calvo GL. Effect of implant design in immediate loading. A randomized, controlled, split-mouth, prospective clinical trial. *Clin Oral Impl. Res*. 2015; 26:240-4.
26. Valente MLC, Castro DT, Shimano AC, Lepri CP, Reis AC. Analysis of the influence of implant shape on primary stability using the correlation of multiple methods. *Clin Oral Invest*. In press.

Como citar este artigo:

Cielo VF, Mizutani FS, Freitas GC. Avaliação do torque final e torque reverso de diferentes designs de implantes. *Full Dent. Sci*. 2017; 8(30):28-33. DOI: 10.24077/2017;830-01383343.