

## INFLUÊNCIA DO NÚMERO DE IMPLANTES, TIPOS DE CONEXÃO E CONDIÇÕES DE CARGA, NO AMBIENTE BIOMECÂNICO DE REABILITAÇÕES TOTAIS MANDIBULARES

**Dr. Ravel M. Sousa, DDS, MS**

Departamento de Prótese Fixa, Oclusão e Materiais Dentários, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, Brasil

Email: [ravelmiranda@hotmail.com](mailto:ravelmiranda@hotmail.com)

**Prof. Paulo Cézar Simamoto-Junior, DDS, MS, PhD**

Departamento de Prótese Fixa, Oclusão e Materiais Dentários, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, Brasil

Email: [psimamoto@foufu.ufu.br](mailto:psimamoto@foufu.ufu.br)

**Prof. Alfredo Júlio Fernandes-Neto, DDS, MS, PhD**

Departamento de Prótese Fixa, Oclusão e Materiais Dentários, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, Brasil

Email: [alfredojulio@ufu.br](mailto:alfredojulio@ufu.br)

**Prof. Jos Vander Sloten, MS, PhD**

Biomechanical Section, Catholic University of Leuven (K.U.Leuven), Leuven, Belgium

**Dr. Siegfried V. N. Jaecques, MS, PhD**

Leuven Medical Technology Centre (L-MTC) and Biomechanical Section, Catholic University of Leuven (K.U.Leuven), Leuven, Belgium

**Dr. Roberto S. Pessoa, DDS, MS, PhD**

CPBio – Centro de Pesquisa em Biomecânica, Biomateriais e Biologia Celular, Departamento de Prótese Fixa, Oclusão e Materiais Dentários, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, Brasil e Biomechanical Section, Catholic University of Leuven (K.U.Leuven), Leuven, Belgium

Email: [rp@inpes.com.br](mailto:rp@inpes.com.br)

**Resumo.** O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do número de implantes, tipo de conexão protética e condições de carga no ambiente biomecânico de reabilitações totais mandibulares suportadas por implantes osseointegrados. Para isso, modelos em elementos finitos de uma mandíbula totalmente edêntula foram obtidos a partir de uma tomografia computadorizada e os modelos de implantes  $\varnothing 3,8 \times 13$  mm, pilares, parafusos de pilares, barra e parafusos de retenção da barra foram construídos. Diferentes configurações de implantes (3, 4 e 5 implantes) e condições de carga (simétrica, unilateral e posterior com diversas magnitudes) foram simulados para ambas as conexões protéticas hexágono externo (EH) e cone-Morse (MT). Foram avaliados o pico equivalente de deformação (deformação EQV) no osso e o pico de tensão von Mises (tensão EQV) nos parafusos dos pilares e nos parafusos de retenção da barra. Considerando-se a mesma condição de carga, foram observados níveis de deformação óssea significativamente maior para a conexão protética HE, comparando com a conexão protética CM. O número de implantes não tem uma influência significativa nas magnitudes de deformação no osso, para nenhum dos tipos de conexão protética. Em relação às tensões EQV nos parafusos dos pilares, a conexão protética do tipo CM apresentou valores significativamente mais baixos de tensões, em comparação com a conexão protética HE. A tensão EQV no sistema dos implantes (isto é, parafusos dos pilares e parafusos de retenção da barra) tem uma relação inversa com o número de implantes. A conexão protética do tipo cone-Morse diminui significativamente os níveis de deformação no osso peri-implantar e as tensões EQV nos parafusos dos pilares, porém, apresentou maiores tensões EQV nos parafusos de retenção da barra. Um número menor de implantes para reabilitações totais inferiores aumenta as tensões nos parafusos dos pilares e nos parafusos de retenção da barra. Ajustes balanceados da carga melhoram a biomecânica de reabilitações totais mandibulares.

**Palavras chave:** implantes dentais, mandíbula edêntula, análises em elementos finitos.

### 1. INTRODUÇÃO

Próteses fixas suportadas por implantes são consideradas uma opção de tratamento confiável para pacientes desdentados. Estudos de longo prazo demonstraram que mandíbulas edêntulas podem ser restauradas com sucesso

utilizando implantes para suportar uma reabilitação total mandibular (Adell et al., 1990; Naert et al., 1992; Ekelund et al., 2003; Attard et al., 2004). No entanto, alguns fatores como a anatomia, qualidade e quantidade óssea, bem como recursos financeiros limitados podem ser um obstáculo para a realização do tratamento com implantes orais.

A utilização de 4 a 6 implantes já é considerado um número adequado de suportes para próteses totais mandibulares (Bränemark et al., 1995). No entanto, um número maior de implantes e componentes protéticos aumentam o custo do tratamento e conduz a um procedimento cirúrgico mais invasivo. Além disso, em algumas situações clínicas, a quantidade limitada de osso pode prejudicar a distribuição correta de um elevado número de implantes e comprometer a distância inter-implantes necessária para limpeza e manutenção do dispositivo protético.

Não obstante, os esforços para reduzir o custo do tratamento com implantes têm incluído o uso de um número menor de implantes e componentes. Por outro lado, as avaliações biomecânicas de reabilitações totais mandibulares têm mostrado que, entre outros fatores, o número de implantes têm um efeito decisivo com relação à distribuição de carga e conseqüentemente nas magnitudes das tensões/deformações peri-implantar (Sahin et al., 2002; Fazi et al., 2011; Ogawa et al., 2010). O íntimo contato na interface osso-implante permite a transmissão direta das cargas aplicadas sobre a prótese para o osso circundante. As concentrações de tensão podem exceder os níveis de tolerância do osso, causando o acúmulo de microdanos e induzir reabsorção óssea (Duyck et al., 2001; Hoshaw et al., 1994; Misch et al., 2005). Sob certas condições, este carregamento oclusal excessivo pode causar falha do implante, mesmo estando osseointegrados (Isidor F, 1996; Isidor F, 1997).

No entanto, desenvolvimentos recentes em sistemas de implantes têm contribuído para um ambiente biomecânico mais favorável no osso peri-implantar. Análises em elementos finitos (AEF) avaliando a conexão implante-pilar cone-Morse mostraram menores concentrações e melhor distribuição de tensões / deformações no osso peri-implantar, comparado com conexões hexágono externo. Os autores sugeriram que os implantes cone-Morse poderiam manter melhor os níveis fisiológicos de deformação no osso, principalmente em situações clínicas desafiadoras, como implantes em áreas estéticas e submetidos a sobrecarga mastigatória (Hansson S et al., 2003; Pessoa et al., 2010). Essas hipóteses foram corroboradas por avaliações clínicas que mostram uma menor perda óssea peri-implantar de implantes cone-Morse comparado com outros tipos de conexão protética (Shin et al., 2006; Van de Velde et al., 2010; Kang et al., 2011; Bateli et al., 2011). Podemos especular que o uso de tais desenhos otimizados de implantes poderiam ser uma alternativa para aumentar a previsibilidade da diminuição do número de suportes em reabilitações totais. No entanto, não está claro como a variação do número de implantes e tipos de conexão protética poderiam influenciar o comportamento biomecânico de próteses totais fixas implanto-suportadas.

Por outro lado, as forças adversas sobre as próteses implanto-suportadas não só poderiam comprometer a osseointegração (Duyck et al., 2001; Hoshaw et al., 1994; Isidor F, 1996; Isidor F, 1997), como também podem levar ao afrouxamento do parafuso do pilar e falhas mecânicas (Bozini et al., 2011; Noda et al., 2013).

Sendo assim, o objetivo deste estudo foi avaliar, por meio de análises em elementos finitos (AEF) não linear e tridimensional (3D), a influência do número de implantes (3, 4 e 5 implantes), tipo de conexão protética (hexágono externo e cone-Morse) e condições de carga sobre o comportamento biomecânico de reabilitações totais mandibulares implanto-suportadas para o protocolo de carregamento tardio (ou seja, após a osseointegração dos implante).

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste presente estudo, as imagens da TC (tomografia computadorizada) de uma mandíbula seca totalmente edêntula, fornecidas pelo Departamento de Anatomia da Universidade Federal de Uberlândia, foram tiradas por um scanner TC helicoidal BrightSpeed Elite Select Multislice 16 Slice (GE Healthcare, NYSE: GE, Reino Unido).

A segmentação óssea e a reconstrução da geometria da mandíbula foram realizadas através dos tons de cinza da tomografia dentro de um programa de processamento de imagens (Mimics 15.1, Materialise, Haasrode, Bélgica). Os modelos sólidos CAD (Computer Aided Design) tridimensionais (3D) de implantes cônicos de 13 mm de comprimento, plataforma de 3,8 mm de diâmetro, pilares e parafusos dos pilares foram obtidos por engenharia reversa para se assemelhar aos implantes disponíveis comercialmente Ø 3,8 x 13 mm SIN UNITITE® (SIN Sistema de Implante, São Paulo, Brasil), com conexões hexágono externo e cone-Morse. O pilar e o parafuso do pilar do cone-Morse são uma única peça.

Os implantes foram importados no programa Mimics (Materialise, Haasrode, Bélgica) e posicionados dentro do osso mandibular entre os forames mentonianos, com a plataforma do implante no nível ósseo. Primeiramente, cinco implantes foram arrançados: 2 deles posicionados a 4 mm de distância do forame mentoniano em ambos os lados, dois na região dos caninos e 1 em posição central. Três configurações de implantes (3, 4 e 5) foram então implementadas, através da remoção de dois implantes na região dos caninos (3 implantes), da remoção do implante central (4 implantes) e mantendo todos os implantes (5 implantes). Estas configurações foram investigadas tanto para as conexões hexágono externo e cone-Morse.

Os modelos dos pilares e dos parafusos dos pilares foram subsequentemente alinhados com os implantes de acordo com as instruções do fabricante. A infraestrutura (isto é, a barra) foi desenhada como um sólido geométrico, com 6 mm de altura e 5 mm de espessura, em uma configuração de ferradura seguindo a forma da mandíbula. O comprimento dos cantilevers foi de 13 milímetros em ambos os lados. Os componentes dos pilares foram alinhados posteriormente sobre

os pilares e colados na barra por meio da ferramenta de adição *Boolean*. Finalmente, os parafusos de retenção da barra foram posicionados nos parafusos dos pilares Fig. (1).

Não foram feitas simplificações em relação à macrogeometria do sistema de implante (ou seja, verdadeiras roscas em espiral e geometrias internas dos pilares). Os menores elementos construídos nas malhas tetraédricas eram cerca de 50  $\mu\text{m}$  de tamanho. Diferentes graus de refino da malha foram utilizados para reconhecimento dos detalhes dos designs (por exemplo, nas roscas). Além disso, a malha do osso foi refinada na interface osso-implante. Efeitos de segunda ordem decorrentes do aperto do pilar e da pré-carga no parafuso do pilar ou no parafuso de fixação da barra não foram considerados no presente estudo.

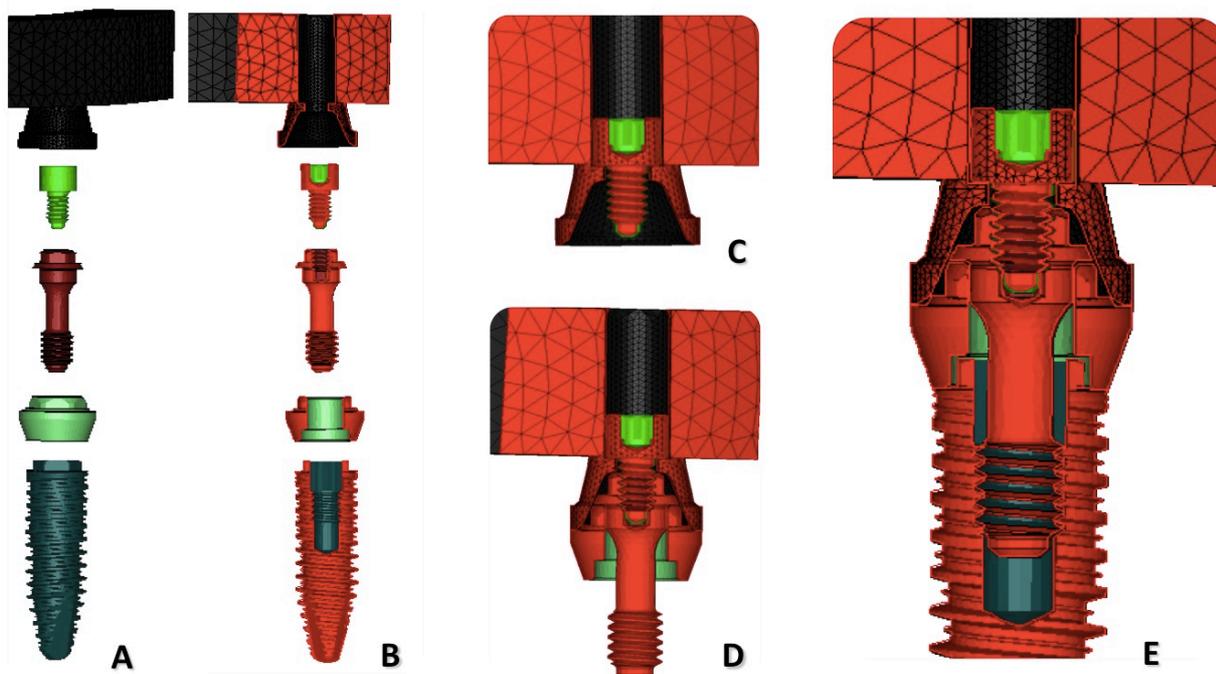


Figura 1: A – CADs 3D do sistema de implante hexágono externo. B – Malha 3D do sistema de implante hexágono externo. C – Alinhamento da barra com o parafuso de retenção da barra. D – Alinhamento da barra, parafuso de retenção da barra, parafuso do pilar e pilar. E – Posicionamento final do sistema de implante. Modelos em EF 3D são mostrados em cortes.

Os modelos do osso, implantes, pilares, parafusos dos pilares, barra e parafusos de retenção da barra foram malhados separadamente no programa MSC.Patran 2010r2 (MSC.Software, Gouda, Holanda). Sempre que necessário, os ajustes nas malhas dos modelos foram feitas no programa 3Matic® 7.0 (materializa, Haasrode, Bélgica).

Durante a construção da malha do modelo sólido do osso, o volume total que está contido dentro da superfície externa do osso foi malhado. Isto significa que a malha é constituída por elementos tetraédricos localizados no osso cortical ou trabecular. Para diferenciar os dois tecidos, as diferentes propriedades elásticas foram atribuídas, com base nos valores dos tons de cinza das imagens da TC (Pessoa et al., 2011; Jaecques et al., 2004).

Para simular o contato entre os componentes pilar-implante, elementos em contato friccional não-lineares (interface friccional Coulomb) foram utilizados. Entre as regiões de contato do implante, do pilar, parafuso do pilar, da barra e parafuso de retenção da barra foi assumido um coeficiente de atrito de 0,5 (Pessoa et al., 2010; Merz et al., 2000). A configuração de contato friccional permite deslocamentos menores entre todos os componentes do modelo sem interpenetração. Sob estas condições, as zonas de contacto de transfere pressão e forças tangenciais (isto é, de fricção), mas não tensão.

Para simular a osseointegração, a interface osso-implante foi assumida como um contato colado. Nesta configuração, não há movimentação relativa que possa ocorrer na interface osso-implante. As condições de interface continuam as mesmas, independentemente do modelo AEF.

Os modelos foram totalmente fixados em todas as direções dos nós na borda inferior da mandíbula, bem como no côndilo e processo coronóide de ambos os lados. Três diferentes condições de carga foram simuladas (Duyck et al., 2000). Na primeira, um total de 320N, 400N e 480N de carga foram simetricamente (Sim) aplicadas em oito pontos (isto é, 40N, 50N e 60N em cada ponto, respectivamente), ao longo de toda a extensão de a barra. Na segunda condição, um total de 320N, 400N e 480N de carga foram aplicadas unilateral (Uni), em 4 pontos (ou seja, 80N, 100N e 120N em cada ponto, respectivamente), no lado direito da barra. Finalmente, na terceira situação, um total de 480N de carga foram distribuídas em 8 pontos ao longo da barra, de uma maneira que as grandezas de carga foram diminuindo

de distal para medial (Pos): 4 pontos de carga distais de 80N (isto é, 2 pontos de carga de cada lado da barra), dois pontos de carga intermediários de 60N cada (isto é, um ponto de carga de cada lado da barra) e 2 pontos mediais de carga de 20N cada (isto é, um ponto de carga de cada um dos lados da barra).

Um total de 42 modelos foram construídos variando o número de implantes (3, 4 e 5), tipo de conexão protética (hexágono externo e cone-Morse) e condição de carga (Sim 320N, Sim 400N, Sim 480N, Uni 320N, Uni 400N, Uni 480N e Pos 480N). As análises e o pós-processamento foram realizadas para cada modelo, por meio do programa MSC.MARC / Mentat 2010r3 (MSC.Software, Gouda, NL).

### 3. RESULTADOS

Considerando-se a mesma condição de carga, foram observados um número significativamente maior para os níveis de deformação óssea na conexão protética hexágono externo (HE), em comparação com a conexão cone-Morse (CM). No entanto, em todas as condições de carga simuladas os valores das deformações ósseas estavam abaixo de 4200  $\mu\epsilon$ ,<sup>17,50</sup> independentemente do tipo de conexão, do número de implantes e magnitude da carga. O número de implantes não tem uma influência significativa nas magnitudes de deformação no osso para nenhum dos tipos de conexão protética. No entanto, a magnitude e a distribuição de carga influenciam grandemente na concentração de deformação peri-implantar. Os valores mais baixos e uma melhor distribuição de deformação entre os implantes foram observados para a condição de carga equilibrada (Sim. 320N, Sim. 400N e Sim. 480N designs de carga). Os implantes distais apresentaram os valores mais elevados de deformação óssea, comparado com os implantes mediais, para todos os designs de carga. Obviamente, para a condição de carga unilateral, o implante distal do lado da aplicação da carga mostrou os níveis mais elevados de deformação do osso peri-implantar.

Em relação às tensões EQV nos parafusos dos pilares, a conexão do tipo CM apresentou valores significativamente mais baixos de tensão, em comparação com a conexão HE. Para ambas as conexões protéticas, os parafusos dos pilares distais mostraram níveis mais altos de tensão, comparados com os parafusos mediais, independentemente do número de implantes e do tipo de carregamento. O número de implantes não influenciou significativamente nos valores de tensão EQV nos parafusos dos pilares para a conexão CM. No entanto, uma diminuição nos valores de tensão EQV nos parafusos dos pilares para a conexão HE pode ser observada com o aumento do número de implantes. A magnitude e distribuição de carga influenciaram bastante nos valores de tensão EQV para ambos os tipos de conexão protética. As situações de carga Uni e Pos induziram significativamente maiores tensões nos parafusos dos pilares, em comparação com a condição de carga equilibrada (ou seja, Sim).

Em relação ao pico de tensão von Mises (tensão EQV) nos parafusos de retenção da barra, os valores encontrados de tensão EQV foram significativamente mais elevados para os modelos de conexão protética CM, comparado com a conexão HE, independentemente do design de carga e do número de implantes (Figura 6). Para as conexões do tipo CM, os parafusos distais de retenção da barra apresentaram maiores magnitudes de tensões, comparados com os parafusos mediais, para todas as condições de carga, exceto para a distribuição Pos. Ao contrário, uma situação inversa foi observada para os grupos de hexágono externo, em que os parafusos de retenção mediais da barra mostraram valores de tensão mais elevados. Além disso, valores de tensão EQV nos parafusos de retenção da barra foram inversamente proporcionais às tensões EQV nos parafusos dos pilares, para as conexões HE e cone-Morse no carregamento Pos 480N. O número de implantes influencia nas magnitudes de tensões dos parafusos de retenção barra. Concentrações de tensões levemente maiores nos parafusos da barra foram notadas para a configuração de 3 implantes, em comparação com 4 e 5 implantes, independentemente da condição de carga e do tipo de conexão protética.

### 4. CONCLUSÃO

Dentro das limitações da presente AEF, podemos concluir que:

1. Conexão protética cone-Morse diminuiu significativamente os níveis de deformação no osso peri-implantar e as tensões EQV nos parafusos dos pilares.
2. As tensões EQV nos parafusos de retenção da barra foram significativamente maiores para a conexão protética cone-Morse.
3. Nenhum efeito importante do número de implantes pode ser notado nas deformações do osso peri-implantar, independentemente do tipo de conexão protética;
4. Um número menor de implantes aumenta levemente as tensões nos parafusos do pilar e nos parafusos de retenção da barra;
5. Um ajuste balanceado das cargas melhora a biomecânica de reabilitações totais mandibulares;

### 5. REFERÊNCIAS

- Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Bra°nemark PI, Jemt T. Longterm follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5:347–359.
- Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: the Toronto

- study. *Int J Prosthodont*. 2004;17:417–424.
- Bateli M, Att W, Strub JR. Implant neck configurations for preservation of marginal bone level: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 Mar-Apr;26(2):290-303.
- Bozini T, Petridis H, Garefis K, Garefis P. A Meta-Analysis of Prosthodontic Complication Rates of Implant-Supported Fixed Dental Prostheses in Edentulous Patients After an Observation Period of at Least 5 Years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 Mar-Apr;26(2):304-18.
- Brånemark, P-I; Svensson, B; Van Stenberghe, D. Ten years survival rates of fixed prostheses on four or six fixtures ad modum Brånemark in full edentulism. *Clinic Oral Implants Res*. 6:227-231, 1995.
- Duyck J, Ronald HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: An animal experimental study. *Clin Oral Implants Res* 2001;12: 207–218.
- Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11:465–475.
- Ekelund JA, Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on Brånemark system implants over more than 20 years. *Int J Prosthodont*. 2003 Nov-Dec;16(6):602-8.
- Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 Jul-Aug;26(4):752-9.
- Hansson S. A conical implant–abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14:286–293.
- Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:345–360.
- Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:143–152.
- Isidor F. Histological evaluation of periimplant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:1–9.
- Jaecques SVN, Van Oosterwyck H, Muraru L, et al. Individualised, micro CT-based finite element modeling as a tool for biomechanical analysis related to tissue engineering of bone. *Biomaterials* 2004;25:1683–1696.
- Kang IH, Kim CW, Lim YJ, Kim MJ. A comparative study on the initial stability of different implants placed above the bone level using resonance frequency analysis. *J Adv Prosthodont*. 2011 Dec;3(4):190-5. Epub 2011 Dec 28.
- Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implantabutment connection: An 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:519–526.
- Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dent*. 2005;14:108–116.
- Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: prosthetic aspects. *J Prosthet Dent*. 1992;68:949–956.
- Noda K, Arakawa H, Maekawa K, Hara ES, Yamazaki S, Kimura-Ono A, Sonoyama W, Minakuchi H, Matsuka Y, Kuboki T. Identification of risk factors for fracture of veneering materials and screw loosening of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases. *J Oral Rehabil*. 2013 Mar;40(3):214-20. Epub 2013 Jan 12.
- Ogawa T.; Dhaliwal S.; Naert I.; Mine A.; Kronstrom M.; Sasaki K.; Duyck J. Impact of implant number, distribution and prosthesis material on loading on implants supporting fixed prostheses. *Journal of Oral Rehabilitation* 2010 37; 525–531.
- Pessoa, RS; Jaecques, S. V. N. Finite element analysis in dental implant Biomechanics. In: Cehreli M; Akca K. (Org.). *Biomechanics of dental implants: Handbook of Researchers*, 1a. Ed. New York: Nova Science Publishers, 2011.
- Pessoa, RS; Muraru, L; Marcantonio Jr, E; Vaz, LG; Vander Sloten, J; Duyck, J; Jaecques, SVN. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants – CT-based nonlinear, 3D finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010 Sep;12(3):219-34. Epub 2009 May 7.
- Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *J Dent*. 2002;30:271-282.
- Shin YK, Han CH, Heo SJ, Kim S, Chun HJ. Radiographic evaluation of marginal bone level around implants with different neck designs after 1 year. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 20:789–794.
- Van de Velde T, Collaert B, Sennerby L, De Bruyn H. Effect of implant design on preservation of marginal bone in the mandible. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010 Jun 1;12(2): 134-41. Epub 2009 Feb 13.

## 5. ABSTRACT

The aim of this study to evaluate the influence of different implant numbers, connection types and loading conditions on the biomechanical behavior of mandibular full-arch implant-supported rehabilitation in delay loaded protocol. Computer tomography based finite element models comprising a totally edentulous mandible and Ø 3.8 x 13-mm implants, abutments, abutment screws, bar retaining screw and bar were constructed. Different implant configurations (3, 4 and 5 implants) and loading conditions (symmetrical, unilateral and posterior with diverse loading

magnitudes) were simulated for both external hex (EH) and Morse-taper connections (MT). Were evaluated peak equivalent strain (EQV strain) in the bone and the peak von Mises stress (EQV Stress) in abutment screw and bar retaining screw. Considering the same loading design, a significantly higher bone strain levels were observed for EH, comparing to MT connection. Implant number do not have a significant influence on strain magnitudes in bone, for neither the connection types. Regarding the EQV Stress in abutment screw, MT connection type presented significantly lower stress values, comparing to EH connection. The EQV stress in implant system (i.e. abutment screw and bar retaining screw) has an inverse relationship with the implant number. Morse-taper connection type significantly decreases the strain levels in periimplant bone and the EQV stress in abutment screw, however, showed higher EQV stresses in the retaining screws of the bar. A smaller number of implants in an inferior full-arch rehabilitation rather increase the stress in abutment and bar retaining screws. Balanced adjustments of the loading improve the biomechanics of an mandibular full-arch rehabilitation.

## **6. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES**

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.