

USO DE ELEMENTOS FINITOS PARA AVALIAR O RISCO DE REABSORÇÃO DO OSSO ADJACENTE A IMPLANTES DENTÁRIOS

Aline Alves Gomes, Faculdade de Odontologia da USP, aline.alves.gomes@usp.br

Gabriella Mota Assunção Galasse, Faculdade de Odontologia da USP, gabiassuncao6@gmail.com

Rebeca Correa Santana, Faculdade de Odontologia da USP, rebecacorreasantana@gmail.com

Rafael Yagüe Ballester, Faculdade de Odontologia da USP, ryb@usp.br

Josete Barbosa Cruz Meira, Faculdade de Odontologia da USP, jo@usp.br

Resumo. O objetivo deste estudo foi verificar, pelo método de elementos finitos, a melhor combinação de diâmetro e de comprimento do implante em casos de processo maxilar afunilado, utilizando um critério de falha coerente com a teoria mecanostática de Frost. Foram simulados seis modelos, resultantes da combinação de duas alturas e três diâmetros do implante em região de incisivo central superior. Uma carga de 100 N foi aplicada no terço incisal da face palatina da coroa, a 45° do longo eixo do conjunto implante-coroa. Foram analisados os picos de deformação de tração e de compressão do osso cortical das cristas ósseas vestibular e palatina. O implante de 4 mm de diâmetro e 12 mm de altura foi o que apresentou resultados que sugerem menor risco de reabsorção peri-implantar, os picos de deformação da região de interesse estavam abaixo do limite crítico da janela de reabsorção patológica.

Palavras chave: análise por elementos finitos, implante dentário, reabsorção óssea, osso alveolar

1. INTRODUÇÃO

Grças aos grandes avanços científicos e tecnológicos na Implantodontia nas duas últimas décadas, a instalação de implantes tornou-se a primeira opção para a maioria dos tratamentos de perda dentária (Mangano et al. 2009, Creton et al. 2010, Passia et al. 2014, Spies et al. 2015, Zembic et al. 2016). Embora a taxa de sucesso deste tipo de tratamento seja relativamente alta, alguns insucessos ainda ocorrem, especialmente por fatores biomecânicos (Chrcanovic et al. 2016-a, Chrcanovic et al. 2016-b, Jain et al. 2016, Mishra et al. 2016). Um dos fatores biomecânicos importantes para garantir o sucesso do implante, que está sob a decisão do clínico, é a escolha do diâmetro e do comprimento do implante (Baggi, et al. 2008).

A literatura odontológica recomenda que seja utilizado um implante cujo diâmetro garanta um remanescente ósseo de 2 mm em volta de todo o implante. Entretanto, esta condição dificilmente é conseguida na região de incisivo central superior. A situação se torna mais crítica quando o paciente apresenta um processo alveolar afunilado na região cervical Fig. (1). Nestes casos, ocorre uma perda de altura óssea mesmo na instalação de implantes com diâmetro pequeno. Esta perda se torna ainda maior para instalação de implantes de maior diâmetro. Do ponto de vista mecânico, esta limitação em utilizar implantes de maior diâmetro poderia ser compensada com o aumento do comprimento do implante (Baggi et al. 2008, Creton et al. 2010, Morimoto 2015, Pisoni 2015).

Atualmente a escolha do implante em casos como este é muito mais apoiada na experiência clínica do cirurgião do que em evidências científicas. Embora existam muitos trabalhos que estudaram o efeito do diâmetro e do comprimento do implante sobre o risco de reabsorção óssea peri-implantar (Baggi et al. 2008, Javed and Romanos 2015, Calvo-Guirado et al. 2016, Pellegrino et al. 2016), existem algumas limitações importantes: 1) a maioria dos trabalhos focaram em região posterior, onde as condições geométricas do rebordo e o tipo de carregamento diferem da região de incisivo (Linkevicius et al. 2015, Sanchez-Siles et al. 2015, Galindo-Moreno et al. 2016, Ghariani et al. 2016, Macedo et al. 2016), que apresentam condições de carregamento e de suporte ósseo diferentes do caso em questão; 2) muitos estudos são baseados em simulações computacionais por elementos finitos que utilizaram critérios de análise não coerentes com o mecanismo de reabsorção óssea induzida por sobrecarga mecânica.

Nos últimos anos, a análise por elementos finitos tem sido bastante utilizada em estudos da área da implantodontia. A vantagem desta ferramenta é conseguir mapear as tensões de estruturas com geometrias complexas (como osso, implante e coroa protética), com informações precisas da intensidade, tipo (tração, compressão ou cisalhamento) e direção das tensões em cada ponto da região de interesse, em condições que simulam a situação real. Entretanto, os modelos de elementos finitos são sempre representações simplificadas da realidade. Assim, todos os modelos apresentam algumas limitações. O desafio do pesquisador é distinguir simplificações necessárias, ou possíveis, das enganosas.

Nos estudos de elementos finitos de interesse para a implantodontia, uma simplificação bastante comum é representar o osso trabecular como uma estrutura contínua, sem distinguir trabéculas e vazios. Entretanto, a reabsorção óssea é mediada por fatores mecânicos localizados. Assim, a representação do osso trabecular como sendo um material homogêneo, caracterizado pela propriedade média de trabéculas e vazios, pode levar a uma estimativa enganosa dos níveis de tensão e deformação na trabécula e da região mais susceptível a falhas, principalmente quando o mesmo valor crítico do critério de falha é utilizado para osso cortical e osso trabecular. Outro ponto crítico nos estudos de elementos finitos publicados na área da implantodontia dentária é que a escolha do critério de falha utilizado pelos autores que

nem sempre é coerente com os mecanismos biológicos envolvidos na falha em estudo: a reabsorção óssea peri-implantar. Assim, critérios de falha triviais na engenharia mecânica, tais como a tensão máxima principal e a tensão de Von Mises, são utilizados, sem uma preocupação maior quanto à coerência dos resultados gerados.

Os estímulos mecânicos geram uma série de sinalizações nas populações celulares presentes no tecido ósseo e podem desencadear uma cascata de eventos intercelulares que remodelam o osso, para que este se adapte às solicitações mecânicas (Duncan and Turner 1995, Nicoletta et al. 2005, Galli et al. 2010). A teoria mecanostática de Frost determina como os valores de micro-deformações regulam os processos de reabsorção e os processos de aposição óssea. Esta teoria, já bastante consolidada na literatura, define quatro janelas de remodelação óssea: 1) janela de desuso - quando o valor de micro-deformação é baixo ou nulo ($\epsilon < 150 \mu\epsilon$), predominam os processos de reabsorção e, portanto, há uma diminuição da densidade óssea; 2) janela de equilíbrio - para valores de deformação entre $150 \mu\epsilon$ e $1500 \mu\epsilon$, ocorre um balanceamento entre os processos de reabsorção e de aposição, portanto, a densidade óssea não é alterada; 3) janela de sobrecarga fisiológica - para valores de deformação entre $1500 \mu\epsilon$ e $3000 \mu\epsilon$, predominam os processos de aposição, portanto ocorre um aumento da densidade óssea; 4) janela de sobrecarga patológica - para valores acima de $3000 \mu\epsilon$ volta a predominar os processos de reabsorção, mas com maior intensidade do que na janela de desuso, portanto esta reabsorção costuma ser mais severa (Frost, 1992).

Assim, o objetivo deste estudo é verificar, pelo método de elementos finitos, a melhor combinação de diâmetro e de comprimento do implante em casos de processo maxilar afunilado (Canullo et al. 2011, Pellizzer et al. 2012, Pesqueira et al. 2012, Bouazza-Juanes et al. 2015, Toniollo et al. 2016), utilizando um critério de falha coerente com a teoria mecanostática de Frost.

2. METODOLOGIA

A análise bidimensional (plane strain) por elementos finitos foi realizada com o programa MSC.MarcMentat (MSC.Software). Foram simulados seis modelos, resultantes da combinação de duas alturas e três diâmetros do implante em uma maxila de rebordo alveolar afunilado, composta por osso cortical e trabecular Fig. (1). Em todos os casos, o implante foi posicionado na maxila de modo a deixar 1 mm de osso remanescente em volta do mesmo. Devido ao afunilamento do rebordo, quando o implante de 3,5 mm de diâmetro era simulado, havia a necessidade de aprofundar o implante no osso em 0,58 mm em relação ao implante de menor diâmetro. Para o implante de 4 mm, o aprofundamento do implante no osso era ainda maior, provocando uma perda óssea de 1,09 mm Fig. (1).

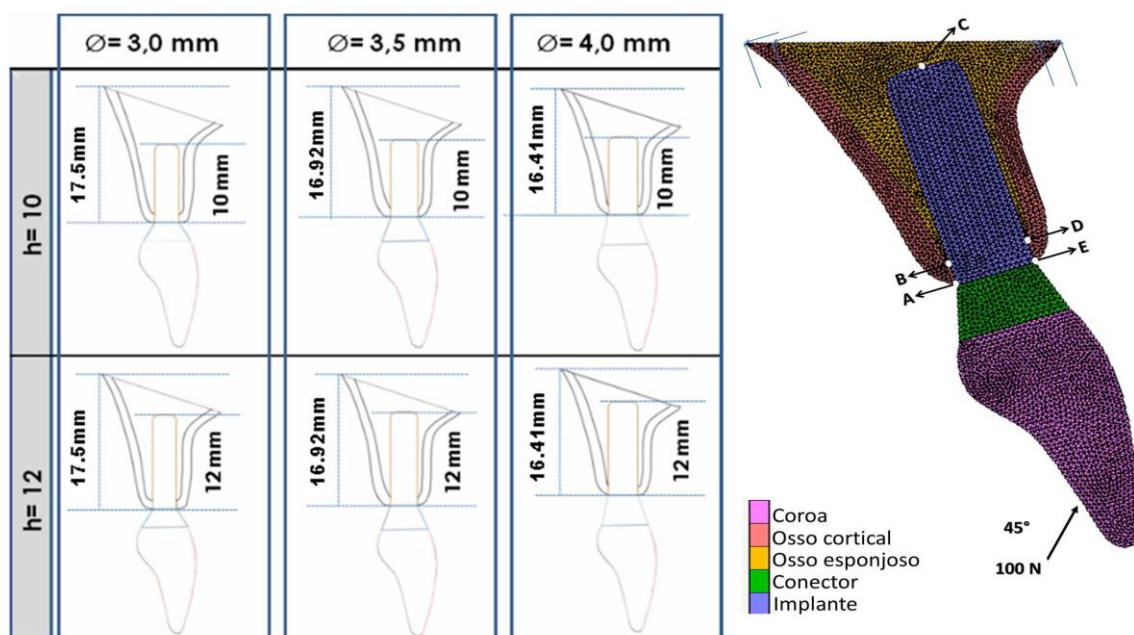


Figura 1. Desenhos esquemáticos das variações do diâmetro e da altura do implante dentário simuladas (lado esquerdo). Malha, condições de contorno e local e direção do carregamento (lado direito). A-E representam pontos da interface osso-implante.

O osso trabecular foi representado como material homogêneo, cujas propriedades representaram a média das propriedades das trabéculas e dos vazios, enquanto as propriedades do osso cortical foram compatíveis com aquelas da trabécula óssea propriamente dita. Os materiais foram considerados lineares, elásticos e isotrópicos: implante e conector

($E = 114 \text{ GP}$ e $\nu = 0,34$), coroa ($E = 69 \text{ GP}$ e $\nu = 0,3$), osso cortical ($E = 13,7 \text{ GP}$ e $\nu = 0,3$), osso trabecular ($E = 1,37 \text{ GP}$ e $\nu = 0,3$).

Uma carga de 100 N foi aplicada no terço incisal da face palatina da coroa, a 45° do longo eixo do conjunto implante-coroa Fig. (1). Após teste de convergência de malha, os modelos apresentaram entre 6948 e 8132 elementos (triangulares de 3 nós). Os nós do osso cortical no limite entre a parte representada e a não representada da maxila foram fixados nos seis graus de liberdade.

Inicialmente foram analisadas as deformações máximas principais (ϵ_1) e mínimas principais (ϵ_3) no osso cortical e trabecular. Quando o valor absoluto da ϵ_1 (tração) era maior do que aquele da ϵ_3 (compressão), foi apresentado o valor de tração daquele ponto. Quando o valor absoluto da ϵ_3 era maior, foi apresentado o valor de compressão. Este indicador, denominado de deformação major principal (ϵ_M), apesar de pouco utilizado nos estudos de implantodontia, é o mais coerente para ser comparado aos limites da janela de reabsorção patológica de Frost. Em um segundo momento foi considerado o pico de ϵ_M no osso cortical peri-implantar.

3. RESULTADOS

A Figura (2) apresenta o mapa de distribuição de ϵ_M no osso cortical e trabecular na região de incisivo central (lado esquerdo) e o gráfico dos valores de ϵ_M ao longo da interface com o implante (lado direito). Os mapas mostram um pico de tração (em amarelo) e de compressão (em azul) próximos à região de fixação. Ao longo da interface implante-osso, a deformação do osso alternou entre tração e compressão, com os picos de ϵ_M no osso trabecular.

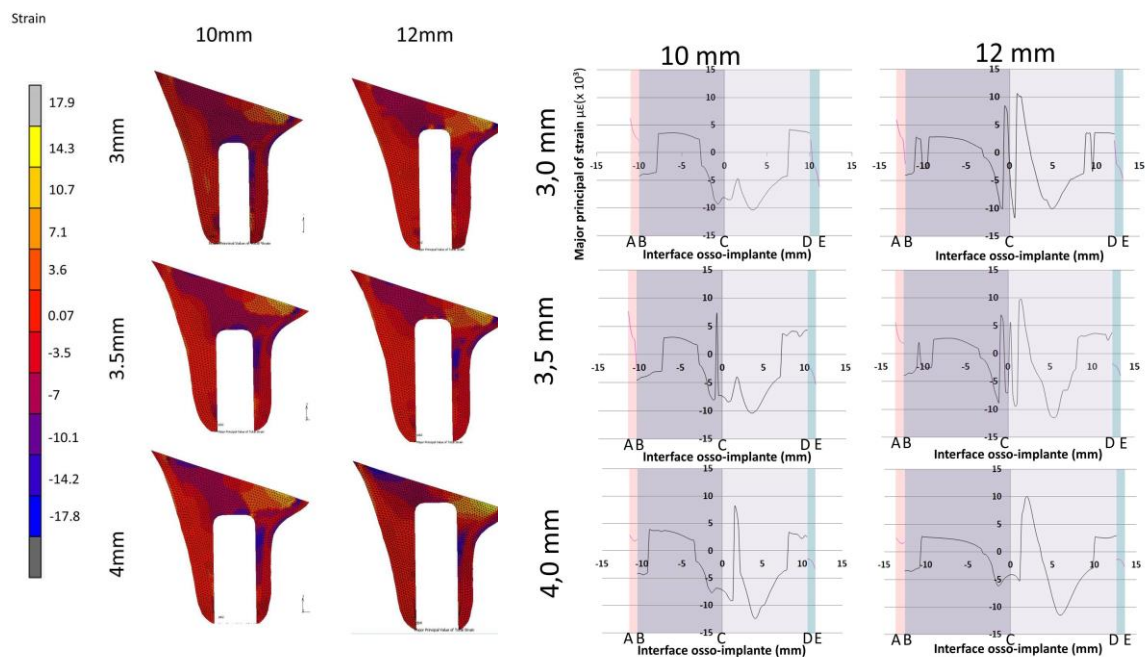


Figura 2. Mapa de distribuição de ϵ_M nos ossos cortical e trabecular (lado esquerdo) e na interface osso-implante (lado direito). A-E representam pontos da interface osso-implante conforme ilustrado na Fig. (1).

A Figura 3 apresenta o pico positivo (tração) e negativo (compressão) de ϵ_M no osso cortical peri-implantar para os diferentes modelos. O aumento do diâmetro do implante foi mais efetivo para diminuir a deformação do osso do que o aumento do comprimento. O modelo com implante de 4 mm de diâmetro e 12 mm de altura foi o que apresentou os menores picos de ϵ_M e foi o único com valores de abaixo do limite da janela de reabsorção patológica de Frost.

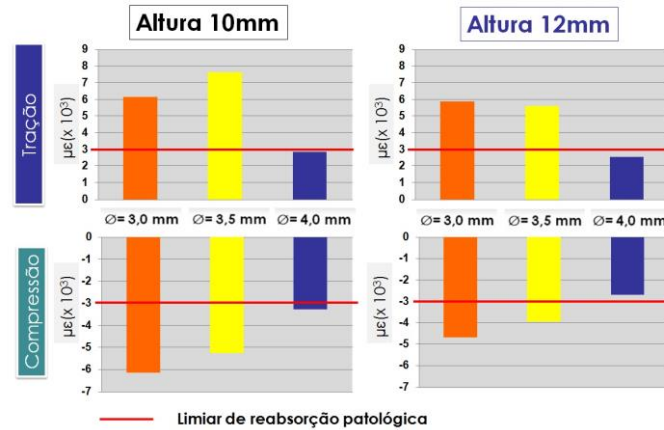


Figura 3. Pico de ϵ_M nos ossos cortical da região peri-implantar.

4. DISCUSSÃO

Este estudo foi delineado para avaliar, de modo sistemático, através da análise por elementos finitos, a influência do diâmetro e do comprimento do implante sobre o risco de reabsorção do osso peri-implantar em região de incisivo central superior, em rebordo afunilado. Existem muitos artigos de elementos finitos que já exploraram a influência do diâmetro e/ou comprimento do implante sobre as tensões no osso (Petrie and Williams 2005, Kong et al. 2008, Kong et al. 2009, Li et al. 2009, Qian et al. 2009, Hasan et al. 2010, Pellizzer et al. 2013, Ueda et al. 2017). Entretanto, por uma série de motivos, estes estudos não conseguem auxiliar o clínico na escolha da melhor combinação diâmetro e altura para o caso clínico em questão: rebordo maxilar anterior fino. Um dos motivos é que muitos dos artigos estudaram a influência destas variáveis na região posterior, que apresenta diferenças importantes em relação ao rebordo anterior fino (Freitas-Junior, Bonfante et al. 2011, Chang, Lin et al. 2012). Outro motivo é que muitos estudos apresentaram um delineamento não sistematizado, sem isolar as variáveis de interesse. Ou seja, variaram simultaneamente o diâmetro, a altura e o formato do implante, de modo que não tornar possível identificar qual a parcela de influência de cada variável nas diferenças observadas. Por fim, muitos autores atribuem o mesmo critério de falha para osso cortical e o osso trabecular, mesmo tendo representado o osso trabecular como um material contínuo, atribuindo a este a propriedade média das trabéculas e vazios. Assim, a interpretação fica enganosa e incoerente com os mecanismos biológicos associados à reabsorção óssea por sobrecarga mecânica.

A escolha do critério de falha é um passo crítico em uma análise por elementos finitos. Os critérios mais comumente utilizados nestes estudos de finitos são a máxima tensão principal, critério normalmente utilizado para prever a fratura de materiais frágeis, e a tensão de Von-Mises, critério normalmente utilizado para prever a fratura de materiais dúcteis. Entretanto, o critério tem que ser coerente com os mecanismos biológicos associados aos fenômenos em estudo e não com a falha estrutural do material em foco. Assim, neste tipo de estudo, o critério deve indicar de risco de reabsorção óssea e não de fratura óssea. Portanto, com base na teoria do Frost, a deformação major principal parece ser o critério mais coerente para este tipo de estudo, sendo o valor de 3.000 $\mu\epsilon$ considerado o limite crítico para que o osso entre na janela de reabsorção por sobrecarga. Entretanto, parece incoerente utilizar o mesmo limite crítico para o osso cortical e trabecular, pois o osso trabecular foi representado como um material contínuo, atribuindo a este a propriedade média das trabéculas ósseas e de vazios. Esta simplificação tende a super-estimar o nível de deformação das trabéculas, pois não leva em consideração a rigidez estrutural dada pela disposição destas trabéculas.

No presente estudo, para evitar os problemas relacionados à interpretação dos dados do osso trabecular, optamos por prever o risco de iniciar um processo de reabsorção na crista óssea, constituída pelo osso cortical. Assim, foi avaliado o pico de tração, localizado na face palatina, e de compressão, localizado na face vestibular, da crista óssea cortical. Os dados revelaram que todos os modelos atingiram o limite crítico de reabsorção óssea de 3.000 $\mu\epsilon$, exceto o modelo com implante de 4 mm de diâmetro e 12 mm de altura, sugerindo que esta seja a melhor escolha de implante para o caso em questão. O aumento da altura dos implantes para compensar o menor diâmetro não é uma estratégia eficiente, pois não consegue reduzir a deformação do osso para os mesmos níveis encontrados nos casos de implantes de maior diâmetro. Assim, a perda da porção mais afunilada do rebordo se justifica pela vantagem biomecânica do implante de maior diâmetro. Entretanto, um aspecto importante é que, no delineamento deste estudo, o aumento do diâmetro estava associado a uma diminuição do suporte ósseo vestibular, o que poderia aumentar o risco de fenestrações ósseas. Além disso, a instalação de implantes de maior altura aumenta o risco de perfurações. Em estudos futuros pretendemos avaliar o risco de reabsorção óssea peri-implantar em modelos 3-D baseados em pacientes.

5. CONCLUSÕES

O implante de 4 mm de diâmetro e 12 mm de altura foi o que apresentou resultados que sugerem menor risco de reabsorção peri-implantar. O aumento da altura dos implantes para compensar o menor diâmetro não é uma estratégia eficiente, pois não consegue reduzir a deformação do osso para os mesmos níveis encontrados nos casos de implantes de maior diâmetro.

6. REFERÊNCIAS

- Baggi, L., I. Cappelloni, M. Di Girolamo, F. Maceri and G. Vairo (2008). "The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis." *J Prosthet Dent* **100**(6): 422-431.
- Bouazza-Juanes, K., A. Martinez-Gonzalez, G. Peiro, J. J. Rodenas and M. V. Lopez-Molla (2015). "Effect of platform switching on the peri-implant bone: A finite element study." *J Clin Exp Dent* **7**(4): e483-488.
- Calvo-Guirado, J. L., P. J. Lopez-Lopez, C. Perez-Albacete Martinez, F. Javed, J. M. Granero-Marin, J. E. Mate Sanchez de Val and M. P. Ramirez Fernandez (2016). "Peri-implant bone loss clinical and radiographic evaluation around rough neck and microthread implants: a 5-year study." *Clin Oral Implants Res.*
- Canullo, L., F. Pace, P. Coelho, E. Sciubba and I. Vozza (2011). "The influence of platform switching on the biomechanical aspects of the implant-abutment system. A three dimensional finite element study." *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* **16**(6): e852-856.
- Chang, S. H., C. L. Lin, S. S. Hsue, Y. S. Lin and S. R. Huang (2012). "Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla." *Med Eng Phys* **34**(2): 153-160.
- Chrcanovic, B. R., J. Kisch, T. Albrektsson and A. Wennerberg (2016-a). "Bruxism and dental implant treatment complications: a retrospective comparative study of 98 bruxer patients and a matched group." *Clin Oral Implants Res.*
- Chrcanovic, B. R., J. Kisch, T. Albrektsson and A. Wennerberg (2016-b). "Factors Influencing Early Dental Implant Failures." *J Dent Res.*
- Creton, M., M. Cune, W. Verhoeven, M. Muradin, D. Wismeijer and G. Meijer (2010). "Implant treatment in patients with severe hypodontia: a retrospective evaluation." *J Oral Maxillofac Surg* **68**(3): 530-538.
- Duncan, R. L. and C. H. Turner (1995). "Mechanotransduction and the functional response of bone to mechanical strain." *Calcif Tissue Int* **57**(5): 344-358.
- Freitas-Junior, A. C., E. A. Bonfante, L. M. Martins, N. R. Silva, L. Marotta and P. G. Coelho (2011). "Effect of implant diameter on reliability and failure modes of molar crowns." *Int J Prosthodont* **24**(6): 557-561.
- Frost, H. M. (1992). "Perspectives: bone's mechanical usage windows." *Bone Miner* **19**(3): 257-271.
- Galindo-Moreno, P., M. Padial-Molina, P. Nilsson, P. King, N. Worsaae, A. Schramm and C. Maiorana (2016). "The influence of the distance between narrow implants and the adjacent teeth on marginal bone levels." *Clin Oral Implants Res.*
- Galli, C., G. Passeri and G. M. Macaluso (2010). "Osteocytes and WNT: the mechanical control of bone formation." *J Dent Res* **89**(4): 331-343.
- Ghariani, L., L. Segaan, M. M. Rayyan, S. Galli, R. Jimbo and A. Ibrahim (2016). "Does crown/implant ratio influence the survival and marginal bone level of short single implants in the mandibular molar? A preliminary investigation consisting of 12 patients." *J Oral Rehabil* **43**(2): 127-135.
- Hasan, I., F. Heinemann, M. Aitlahrach and C. Bourauel (2010). "Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant." *Biomed Tech (Berl)* **55**(6): 341-350.
- Jain, S., K. R. T. T. Kuo, S. Bhargava, G. Lin and C. N. Hsu (2016). "Weakly supervised learning of biomedical information extraction from curated data." *BMC Bioinformatics* **17 Suppl 1**: 1.
- Javed, F. and G. E. Romanos (2015). "Role of implant diameter on long-term survival of dental implants placed in posterior maxilla: a systematic review." *Clin Oral Investig* **19**(1): 1-10.
- Kong, L., Z. Gu, T. Li, J. Wu, K. Hu, Y. Liu, H. Zhou and B. Liu (2009). "Biomechanical optimization of implant diameter and length for immediate loading: a nonlinear finite element analysis." *Int J Prosthodont* **22**(6): 607-615.
- Kong, L., Y. Sun, K. Hu, D. Li, R. Hou, J. Yang and B. Liu (2008). "Bivariate evaluation of cylinder implant diameter and length: a three-dimensional finite element analysis." *J Prosthodont* **17**(4): 286-293.
- Li, T., L. Kong, Y. Wang, K. Hu, L. Song, B. Liu, D. Li, J. Shao and Y. Ding (2009). "Selection of optimal dental implant diameter and length in type IV bone: a three-dimensional finite element analysis." *Int J Oral Maxillofac Surg* **38**(10): 1077-1083.
- Linkevicius, T., A. Puisys, M. Steigmann, E. Vindasiute and L. Linkeviciene (2015). "Influence of Vertical Soft Tissue Thickness on Crestal Bone Changes Around Implants with Platform Switching: A Comparative Clinical Study." *Clin Implant Dent Relat Res* **17**(6): 1228-1236.
- Macedo, J. P., J. Pereira, B. R. Vahey, B. Henriques, C. A. Benfatti, R. S. Magini, J. Lopez-Lopez and J. C. Souza (2016). "Morse taper dental implants and platform switching: The new paradigm in oral implantology." *Eur J Dent* **10**(1): 148-154.

- Mangano, C., F. Mangano, A. Piattelli, G. Iezzi, A. Mangano and L. La Colla (2009). "Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading." *Clin Oral Implants Res* **20**(3): 254-261.
- Mishra, S. K., R. Chowdhary, B. R. Chrcanovic and P. I. Branemark (2016). "Osseoperception in Dental Implants: A Systematic Review." *J Prosthodont* **25**(3): 185-195.
- Morimoto, T., Tsukiyama, Y., Morimoto, K., Koyano, K. (2015). "Facial bone alterations on maxillary anterior single implants for immediate placement and provisionalization following tooth extraction: A superimposed cone beam computed tomography study." *Clinical Oral Implants Research*.
- Nicoletta, D. P., L. F. Bonewald, D. E. Moravits and J. Lankford (2005). "Measurement of microstructural strain in cortical bone." *Eur J Morphol* **42**(1-2): 23-29.
- Passia, N., M. Brezavscek, E. Fritzer, S. Kappel, T. Kern, R. G. Luthardt, N. Frfr von Maltzahn, T. Mundt, M. Radel, A. von Stein-Launsitz and M. Kern (2014). "Single dental implant retained mandibular complete dentures--influence of the loading protocol: study protocol for a randomized controlled trial." *Trials* **15**: 186.
- Pellegrino, G., G. Lizio, G. Corinaldesi and C. Marchetti (2016). "Titanium Mesh Technique in Rehabilitation of Totally Edentulous Atrophic Maxillae: A Retrospective Case Series." *J Periodontol* **87**(5): 519-528.
- Pellizzer, E. P., F. R. Verri, S. L. de Moraes, R. M. Falcon-Antenucci, P. S. de Carvalho and P. Y. Noritomi (2013). "Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon: analysis by 3-dimensional finite element method." *J Oral Implantol* **39**(4): 425-431.
- Pellizzer, E. P., F. R. Verri, R. M. Falcon-Antenucci, J. F. Junior, P. S. de Carvalho, S. L. de Moraes and P. Y. Noritomi (2012). "Stress analysis in platform-switching implants: a 3-dimensional finite element study." *J Oral Implantol* **38**(5): 587-594.
- Pesqueira, A., M. Goiato, H. Gennari-Filho, D. Monteiro, D. Dos Santos, M. Haddad and E. Pellizzer (2012). "The use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants." *J Oral Implantol*.
- Petrie, C. S. and J. L. Williams (2005). "Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis." *Clin Oral Implants Res* **16**(4): 486-494.
- Pisoni (2015). *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*.
- Qian, L., M. Todo, Y. Matsushita and K. Koyano (2009). "Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: finite element analysis." *Int J Oral Maxillofac Implants* **24**(5): 877-886.
- Sanchez-Siles, M., D. Munoz-Camara, N. Salazar-Sanchez, J. F. Ballester-Ferrandis and F. Camacho-Alonso (2015). "Incidence of peri-implantitis and oral quality of life in patients rehabilitated with implants with different neck designs: A 10-year retrospective study." *J Craniomaxillofac Surg* **43**(10): 2168-2174.
- Spies, B. C., M. Balmer, S. B. Patzelt, K. Vach and R. J. Kohal (2015). "Clinical and Patient-reported Outcomes of a Zirconia Oral Implant: Three-year Results of a Prospective Cohort Investigation." *J Dent Res* **94**(10): 1385-1391.
- Toniollo, M. B., A. P. Macedo, D. Pupim, D. Zapparoli and G. de Mattos Mda (2016). "Three-Dimensional Finite Element Analysis Surface Stress Distribution on Regular and Short Morse Taper Implants Generated by Splinted and Nonsplinted Prostheses in the Rehabilitation of Various Bony Ridges." *J Craniofac Surg* **27**(3): e276-280.
- Ueda, N., Y. Takayama and A. Yokoyama (2017). "Minimization of dental implant diameter and length according to bone quality determined by finite element analysis and optimized calculation." *J Prosthodont Res* **61**(3): 324-332.
- Zembic, A., A. Tahmaseb, R. E. Jung and D. Wismeijer (2016). "One-year results of maxillary overdentures supported by 2 titanium-zirconium implants - implant survival rates and radiographic outcomes." *Clin Oral Implants Res*.

7. AGRADECIMENTOS

Agradecemos ao CNPq e à FUNDECTO as bolsas oferecidas às discentes que participaram desta projeto.

8. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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