



08 a 11 de Outubro de 2018  
Instituto Federal Fluminense  
Búzios - RJ

## ANÁLISE NUMÉRICA DO EFEITO DA GEOMETRIA NA RESISTÊNCIA DE UM SISTEMA DE IMPLANTE DENTÁRIO

**Christian Felippi**<sup>1</sup> – christianfelippi@hotmail.com

**Rafaela Lopes da Silva**<sup>2</sup> – rafaelalopesdasilva@gmail.com

**Julio César de Almeida**<sup>3</sup> – j.cezar@ufpr.br

<sup>1</sup> Universidade Federal do Paraná, estudante de Mestrado– Curitiba, PR, Brasil

<sup>2</sup> Universidade Tecnológica Federal do Paraná, estudante de Doutorado - Curitiba, PR, Brasil

<sup>3</sup> Universidade Federal do Paraná, professor Doutor– Curitiba, PR, Brasil

**Resumo.** Para garantir que, mesmo sob solicitações mecânicas repetitivas, não ocorram falhas em um sistema de implante dentário é imprescindível compreender a influência dos parâmetros geométricos na resistência mecânica. Neste trabalho foi avaliado a influência da altura de transmucoso e do diâmetro de componentes protéticos retos na resistência mecânica em quatro grupos, considerando os extremos de cada parâmetro, em configuração de acordo com a norma ISO 14801. A avaliação se deu por simulações estáticas não lineares pelo método de elementos finitos, através do software comercial FEMAP. Os resultados mostraram que, de acordo com o que é apresentado em literatura, a porção entre a cervical e os três primeiros filetes da rosca externa do implante foi a que apresentou a maior solicitação mecânica e portanto a mais suscetível à falha, o diâmetro foi o parâmetro de maior influência, possuindo influência positiva (diminuição da tensão) com o aumento do mesmo, já a altura de transmucoso teve um efeito positivo somente nos componentes de maior diâmetro e pouco impacto nos de menor diâmetro. Concluiu-se ainda que o grupo com componente de menor diâmetro e maior altura foi o que obteve maiores tensões, sendo, portanto, o caso crítico para o ensaio mecânico.

**Keywords:** Implantes dentários, Método dos elementos finitos, Cone morse

### 1. INTRODUÇÃO

A fadiga mecânica é um fenômeno em que um componente mecânico falha sob tensões inferiores à resistência do material devido a tensões mecânicas repetitivas, que, conseqüentemente, podem prejudicar seu uso. No caso dos sistemas de implantes dentários, uma redução imprevista na vida de uma ou mais de suas partes constituintes, devido a

geometrias e alto número de ciclos de carga durante a mastigação, pode levar à perda do implante e / ou severos danos ao paciente.

No caso de componentes protéticos (item posicionado sobre o implante, interagindo com a mucosa e servindo de suporte para a coroa), sua complexidade geométrica afeta diretamente a vida em fadiga. Tais testes podem ser bastante demorados e caros, com isso a diminuição do número de testes é desejável. A análise estática não elimina a necessidade de estudos em fadiga, entretanto nos suporta para identificar as regiões mais solicitadas e conseqüentemente definir casos críticos e promover melhorias de projeto. O conhecimento do caso crítico, conseqüentemente, leva à diminuição do número de ensaios mecânicos necessários e custos de testes.

Neste artigo optou-se por estudar através de simulações estáticas não lineares, pelo método de elementos finitos, sistemas de implantes Cone Morse com componentes retos de diferentes alturas de transmucoso e diferentes diâmetros, avaliando a influência da geometria na tensão máxima a qual estes sistemas são submetidos.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

### 2.1 Materiais

Na Figura 1(a) é apresentado uma imagem representativa da montagem dos sistemas de implantes testados, na qual cada parte do sistema é identificada com cores diferentes. O sistema consiste em três partes: um implante (dispositivo inserido cirurgicamente no osso, substituindo a raiz do dente perdido, contendo uma interface que se encaixa no componente protético), um componente protético (também chamado de pilar ou intermediário entre o implante e coroa) e restauração (coroa artificial) (Drysdale et al., 2012). Na Figura 1(b) a altura de transmucoso, que é a parte do sistema de implante que passa pela mucosa, e o diâmetro do componente protético avaliados neste artigo também são identificados (ISO 16443, 2014; ISO 1942, 2009).

Os sistemas foram compostos por Corpo Hemisférico e Munhão Universal CM Exact (com parafuso) em Titânio Ti6Al4V-ELI (ASTM F136, 2013), Implante Titamax CM Cortical 3,5x13 mm em Titânio Grau 4 Comercialmente Puro (Ti gr4) (ASTM F67, 2013) e base de poliacetal preta Ø15x20 mm para fixação do implante.

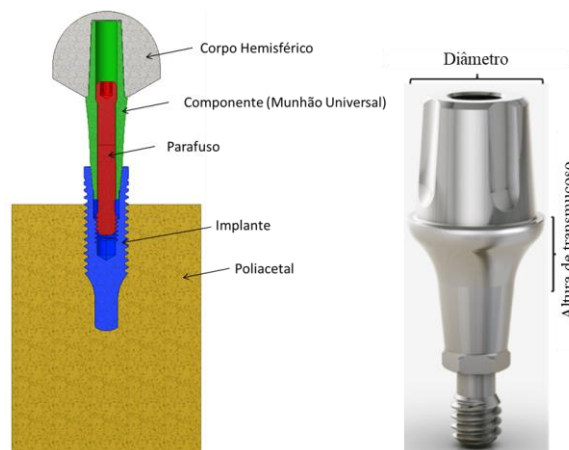


Figura. 1 - Descrição dos itens utilizados nos testes e parâmetros geométricos.

Foram avaliados 4 grupos contendo os valores extremos dos parâmetros analisados (Diâmetro e Altura de transmucoso) para simulação numérica. A Neodent (Curitiba, Brasil) forneceu as os produtos modelados no formato Autodesk Inventor versão 2016 (software de modelagem CAD - Computer Aided Design). Os grupos foram identificados pela sigla DX.XHX.X, onde: D é o diâmetro do componente protético, H é a altura transmucoso e X.X é o valor nominal da dimensão em questão. Os grupos avaliados estão apresentados esquematicamente na Figura 2.

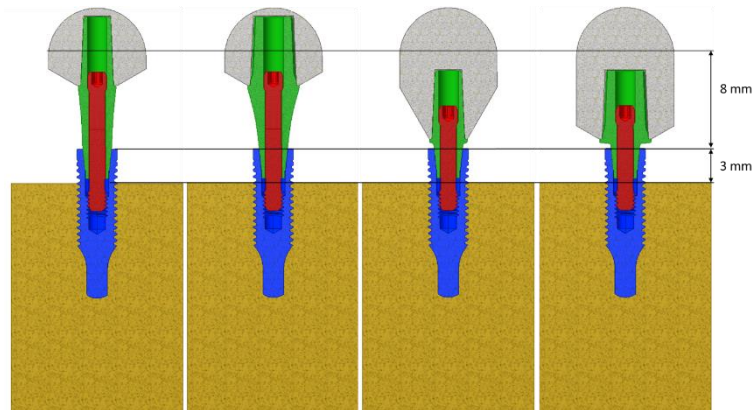


Figura. 2 – Análise representativa dos grupos testados.

## 2.2 Métodos

A Norma ISO 14801 da *International Organization for Standardization* (ISO, 2016) define a metodologia para a realização de ensaios de fadiga, simulando um carregamento funcional nas condições de pior caso (implante de menor diâmetro parcialmente instalado e componente protético que gere o maior braço de alavanca no sistema) , aplicados a um sistema de implantes dentários, sendo a maneira mais adequada para a comparação entre sistemas de implantes dentários de diferentes tamanhos e comprimentos. Para sistemas retos, o braço de alavanca não varia com a mudança na altura do componente, desta forma não é possível a definição do caso crítico.

Os parâmetros de montagem do sistema, para realização do ensaio de fadiga, são esquematizados na Figura 3. Considerando um sistema de implante que não possui componente angulado, o sistema deve ser fixo de modo que o eixo longitudinal do implante mantenha uma angulação de 30 graus em relação a direção de carregamento, ou seja, a carga deve ser incidida obliquamente em relação ao eixo de comprimento do implante (ISO, 2016).

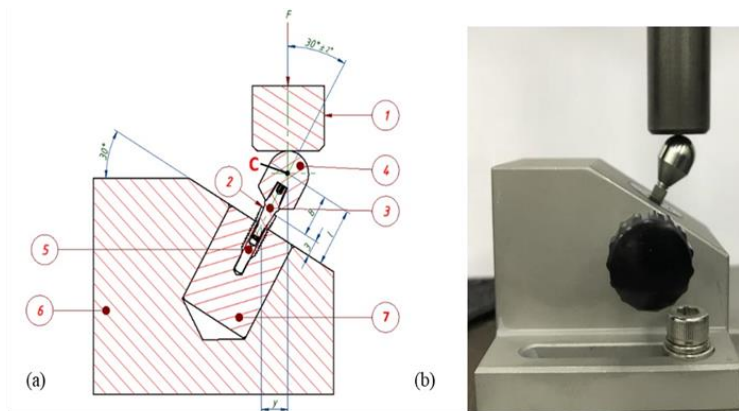
O modelo de elementos finitos foi construído considerando uma análise não linear utilizando o software comercial FEMAP v11.2.0. As propriedades dos materiais utilizados na simulação estão apresentados na Tabela 1:

Tabela 1. Propriedades dos materiais utilizados na simulação por elementos finitos.

	Titânio Grau 4*	Ti6Al4V-ELI**	Base de poliacetal
Módulo de Elasticidade (GPa)	110.7	112.6	3.1
Coefficiente de Poisson	0.346	0.33	0.3
Tensão de escoamento (MPa)	483	795	65

\*(ASTM F67, 2013; Bae & Jeong, 2012; Bulaqi, Mashhadi, & Geramipannah, 2015; Chun, Shin, Han, & Lee, 2006; Jörn et al., 2014; Nagasawa et al., 2008).

\*\*(ASTM F136, 2013; Bae & Jeong, 2012; Chun et al., 2006; Hernandez-Rodriguez, Contreras-Hernandez, Juarez-Hernandez, Beltran-Ramirez, & Garcia-Sanchez, 2015; Jörn et al., 2014; Kayabaşı, Yüzbasioğlu, & Erzincanlı, 2006; Nagasawa et al., 2008)



1. Dispositivo de carregamento sem restrição lateral;
2. Nível nominal ósseo;
3. Componente protético;
4. Corpo hemisférico para carregamento: corpo posicionado sobre a parte livre do componente protético para transferir a carga para o sistema de implante. Seu centro (C) deve estar localizado na direção do eixo longitudinal do implante e mantido em  $l = 11$  mm em relação ao nível de fixação do implante (item 7), para que o braço de alavanca (y) possa ser definido;
5. Implante dentário: deve ser posicionado mantendo-se 3 mm expostos a partir do nível ósseo;
6. Suporte da amostra;
7. Corpo poliacetal para fixação do implante. Um material com módulo de elasticidade (E) maior que 3 GPa (ISO, 2016).

Figura. 3 – Configuração de ensaio.

**Condições de contorno.** A condição de restrição foi aplicada na região lateral da base de poliacetal (Fig. 5 (a)) e uma força oblíqua de 150 N a 30 graus do eixo do implante no corpo hemisférico foi aplicada para todos os grupos (Fig. 5 (b)), de acordo com a ISO 14801 (2016).

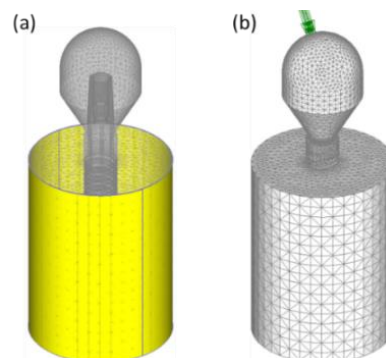


Figura 4. Condições de contorno: (a) restrição e (b) força oblíqua.

O torque de aperto do parafuso foi substituído por uma força  $F_i$  gerada ao longo do eixo do parafuso devido ao torque de instalação aplicado. O torque de aperto pode ser relacionado à pré-carga pela equação (Budynas & Nisbett, 2011):

$$T = \frac{F_i d_m}{2} \left( \frac{l_p + \pi d_m \sec \alpha_r}{\pi d_m - f l_p \sec \alpha_r} \right) + \frac{F_i f_c d_c}{2} \quad (1)$$

Onde:

- T- torque;
- $F_i$ - pré-carga;
- $L_p$ - avanço do parafuso;
- $d_p$ - diâmetro médio do parafuso;
- $f$ - coeficiente de atrito na região da rosca;
- $\alpha_r$ - metade do valor do ângulo de rosca ( $2 \alpha_r$ );
- $f_c$ - coeficiente de atrito na região da cabeça do parafuso;
- $d_c$ - diâmetro médio do colar.

O torque aplicado ao parafuso foi substituído pela pré-carga, para isso, foi realizada uma seção no parafuso, onde as mesmas foram unidas por meio de elementos rígidos ligando os nós da seção cortada a um nó central em ambas as seções do parafuso. Os dois nós centrais foram conectados por meio de um elemento de barras de mesma seção do parafuso, sendo então aplicada a pré-carga no elemento (Figura 5).

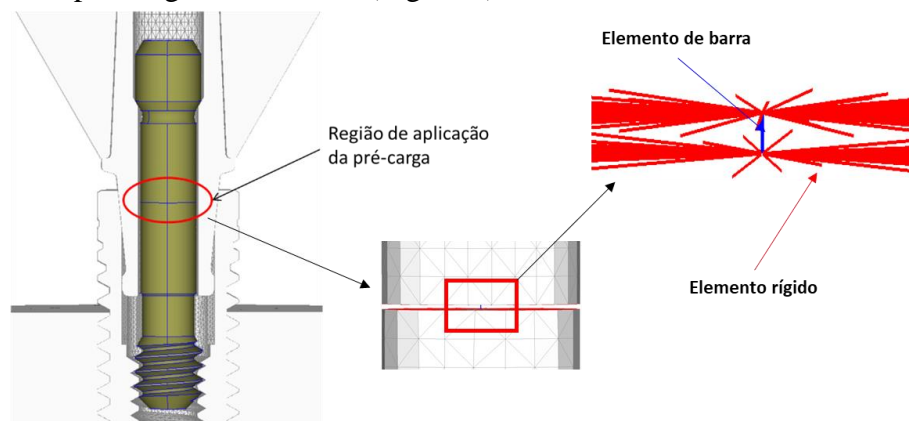


Figura 5 –Aplicação da pré-carga no parafuso.

**Contatos.** Para a região de interface poliacetal-implante, foram utilizados contatos do tipo “bonded” que simulam superfícies coladas, devido à restrição do movimento proveniente da inserção do implante no poliacetal. O mesmo ocorreu para a região da interface corpo hemisférico-componente, uma vez que não é uma região de interesse. As regiões de contato tipo *bonded* são mostradas na Figura 6.

Semelhante aos contatos do tipo *bonded*, existem também contatos do tipo “frictional”, onde o coeficiente de atrito é importante e, portanto, considerado na simulação. O contato *frictional* foi utilizado para as interfaces implante-parafuso, implante-componente e parafuso-componente. As regiões de contato *frictional* são apresentadas na Figura 7.

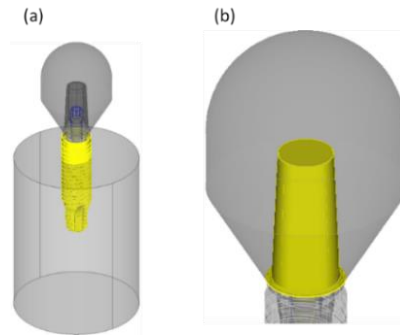


Figura 6 – Regiões de contato tipo *bonded*: (a) interface implante-poliacetil e (b) interface corpo hemisférico-componente.

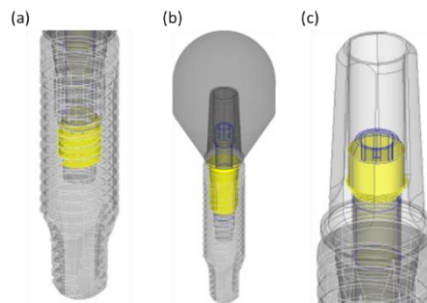


Figura 7 – Regiões de contato tipo *frictional*: (a) interface implante-parafuso e (b) interface implante-componente e (c) interface parafuso-componente.

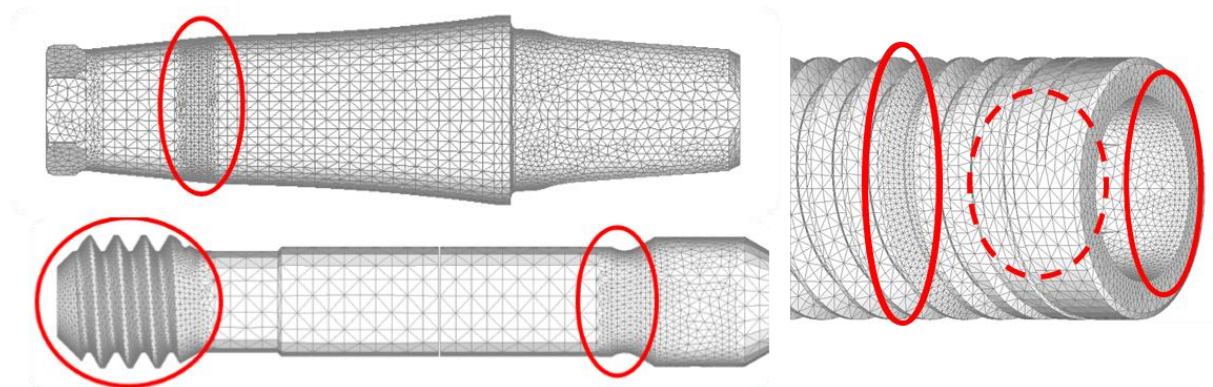
Foi considerado coeficiente de atrito de 0,37 entre as interfaces (Akça, Çehreli, & İplikçioğlu, 2003; Alkan, Sertgöz, & Ekici, 2004; Blau, 2002; Kitagawa, Tanimoto, Odaki, Nemoto, & Aida, 2005; Lang, Kang, Wang, & Lang, 2003; Lempert & Tsour, 1992; Merz, Belser, & Hunenbart, 2000; Versluis, Koriath, & Cardoso, 1999).

**Refino de malha.** Como critério, foi estabelecido que o tamanho da malha é aceitável quando a variação na tensão for menor que 5% entre refinamentos subsequentes. Modelos com tipo de contato *bonded* foram gerados a fim de facilitar a convergência e determinar as regiões de interesse que necessitam de maior refinamento de malha. Uma malha inicial de 0,15 mm foi estipulada nas regiões com maior concentração de tensão, sendo refinada em 0,025 mm e então analisados os valores de tensão no implante, componente protético e parafuso.

### 3. RESULTADOS

Como critério se estabeleceu que o tamanho de malha é aceitável, quando a variação na tensão for menor do que 5% entre refinamentos subsequentes, esse critério foi atingido entre os tamanhos de malha de 0,100 e 0,075 mm, desta forma foi estipulado o tamanho de malha de 0,075 mm nas regiões de interesse (Figura 7 em vermelho contínuo para regiões visíveis e pontilhado para regiões internas): (a) implante: rosca externa próximo ao nível de ancoragem, rosca interna e região superior do cone interno; (b) componente protético: região de contato com o parafuso e região superior do cone; (c) parafuso: regiões de contato. Uma malha de 0,2 mm foi utilizada para as demais regiões do implante, componente e parafuso. Para o corpo hemisférico foi utilizado um tamanho de 0,3 mm para a região de aplicação de carga e região

em contato com o pilar protético, e de 0,6 mm para as demais regiões. Para a base de poliacetal, foi utilizada uma malha de 0,2 mm para a região de contato com o implante e 1,2 mm para as demais regiões.



Para a análise numérica foi considerado o critério de máximas tensões principais (em MPa) em cada parte do sistema (implante, componente e parafuso) para cada grupo testado.

A partir dos resultados apresentados na Tabela 2 é possível perceber que o valor de tensão máxima nos grupos estudados ocorre sempre na região do implante, sendo esta a mesma região de falha observada em ensaios mecânicos de fadiga (Lee, Karl, & Kelly, 2009; K. Shemtov-Yona & Rittel, 2015; Keren Shemtov-Yona, Rittel, Machtei, & Levin, 2012). Portanto, a partir desses resultados, pode-se dizer que as regiões com maior tensão, ou seja, as mais demandadas, também são aquelas que falharão primeiro.

A Figura 8 apresenta a distribuição das tensões no implante, região de maiores tensões dos sistemas de implantes.

Tabela 2 – Tensões máximas encontradas em cada parte do sistema (MPa).

Grupo	Implante	Componente	Parafuso
<b>D3.3H5.5</b>	319	111	266
<b>D4.5H5.5</b>	280	89	217
<b>D3.3H0.8</b>	320	110	244
<b>D4.5H0.8</b>	302	108	238

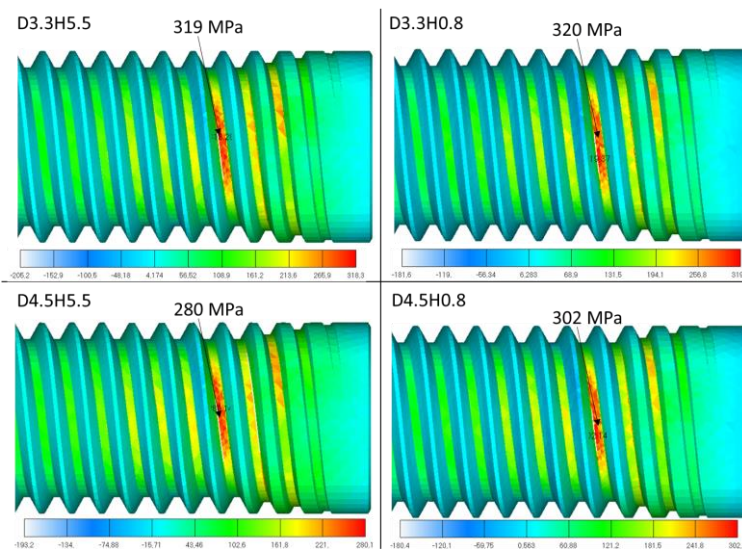


Figura 8 – Máximas tensões presentes no sistemas de implantes dentários para os grupos testados.

Os resultados estão de acordo com pesquisas na literatura, onde as maiores tensões estão localizadas no implante de rosca externa para pequenos diâmetros de implante (de la Rosa Castolo et al., 2018; Duana, Gonzalez, Kulkarni, Nagyc, & Griggs, 2018). Os grupos que consideram o menor diâmetro apresentaram as maiores tensões, apresentando praticamente os mesmos valores de tensões para implante e pilar, quando comparados os grupos D3.3H0.8 e D3.3H5.5, entretanto o grupo D3.3H5.5 apresentou maiores tensões quando comparando os parafusos.

#### 4. CONCLUSÕES

A norma ISO 14801 considera como pior caso para sistemas de implantes dentários testados em fadiga o maior braço de alavanca (momento), o que não muda para sistemas de implantes retos, tais como os utilizados neste trabalho. Entretanto, a partir dos resultados obtidos, percebe-se que apesar do braço de alavanca ser o mesmo, há diferença na intensidade da sollicitação mecânica dependendo dos parâmetros geométricos diâmetro e altura de transmucoso, sendo que o sistema com menor diâmetro e maior altura de transmucoso apresentou a menor resistência mecânica, podendo ser considerado o caso crítico dentre os sistemas estudados. Destaca-se que, embora os valores de tensão máxima obtidos não tenham ultrapassado à tensão de escoamento do material do implante (titânio grau 4), isto não significa que o sistema não possa falhar quando ensaiado sob as condições que foram simuladas, uma vez que falhas por fadiga geralmente ocorrem abaixo da tensão de escoamento do material. Pode-se assumir que, caso ocorra a falha, a região localizada na rosca do implante logo acima da base de fixação será a região de potencial falha, uma vez que esta é a região de sollicitação máxima identificada nos sistemas de implantes Cone Morse simulados sob carga estática e com três milímetros expostos, de acordo com a ISO 14801.

#### 5. REFERÊNCIAS

- Akça, K., Çehreli, M. C., & İplikçioğlu, H. (2003). Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 14(4), 444–454. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2003.00828.x>
- Alkan, I., Sertgöz, A., & Ekici, B. (2004). Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(4), 319–325. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.01.016>
- ASTM F136. (2013). Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Application (UNS R56401). <https://doi.org/10.1520/F0136-13>
- ASTM F67. (2013). Unalloyed Titanium, for Surgical Implant Applications (UNS R50250, UNS R50400, UNS R50550, UNS R50700). <https://doi.org/10.1520/F0067-13R17>
- Bae, J. S., & Jeong, H. Y. (2012). Effects of material properties and hole designs of the jig on the fatigue life of dental implants. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 26(3), 759–766. <https://doi.org/10.1007/s12206-011-1107-3>
- Blau, P. J. (2002). Appendix: Static and Kinetic Friction Coefficients for Selected Materials. In *ASM Handbook Volume 18: Friction, Lubrication, and Wear Technology* (4th ed., p. 942). Materials Park: ASM International.



- Budynas, R. G., & Nisbett, J. K. (2011). *Elementos de Maquinas de Shigley: Projeto de Engenharia Mecânica* (8ª). Porto Alegre: AMGH.
- Bulaqi, H. A., Mashhadi, M., & Geramipannah, F. (2015). Effect of the coefficient of friction and tightening speed on the preload induced at the dental implant complex with the finite element method. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *113*(5), 405–411. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.09.021>
- Chun, H., Shin, H., Han, M. S. C., & Lee, D. D. S. S. (2006). Influence of Implant Abutment Type on Stress Distribution in Bone Under Various Loading. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, *21*(2), 195–202.
- de la Rosa Castolo, G., Guevara Perez, S. V., Arnoux, P. J., Badih, L., Bonnet, F., & Behr, M. (2018). Mechanical strength and fracture point of a dental implant under certification conditions: A numerical approach by finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *119*(4), 611–619. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.04.030>
- Drysdale, C., Feran, K., Friel, P., Henderson, S., Parker, C., Speechley, D., ... Wright, S. (2012). A Dentist's Guide to Implantology. Retrieved January 18, 2018, from [http://www.adi.org.uk/profession/dentist\\_guide/a-dentists-guide-to-implantology.pdf](http://www.adi.org.uk/profession/dentist_guide/a-dentists-guide-to-implantology.pdf)
- Duana, Y., Gonzalez, J. A., Kulkarni, P. A., Nagyc, W. W., & Griggs, J. A. (2018). Fatigue lifetime prediction of a reduced-diameter dental implant system : Numerical and experimental study. *Dental Materials*, 1–11. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.06.002>
- Hernandez-Rodriguez, M. A. L., Contreras-Hernandez, G. R., Juarez-Hernandez, A., Beltran-Ramirez, B., & Garcia-Sanchez, E. (2015). Failure analysis in a dental implant. *Engineering Failure Analysis*, *57*(18), 236–242. <https://doi.org/10.1016/j.engfailanal.2015.07.035>
- International Organization for Standardization (ISO). (2016). 14801 - Dentistry -- Implants -- Dynamic loading test for endosseous dental implants. Geneva.
- ISO 16443. (2014). Dentistry - Vocabulary for Dental Implants Systems and Related Procedure.
- ISO 1942. (2009). Dentistry - Vocabulary.
- Jörn, D., Kohorst, P., Besdo, S., Rücker, M., Stiesch, M., & Borchers, L. (2014). Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *112*(2), 340–348. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.10.016>
- Kayabaşı, O., Yüzbasıoğlu, E., & Erzincanlı, F. (2006). Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software*, *37*(10), 649–658. <https://doi.org/10.1016/j.advengsoft.2006.02.004>
- Kitagawa, T., Tanimoto, Y., Odaki, M., Nemoto, K., & Aida, M. (2005). Influence of Implant / Abutment Joint Designs on Abutment Screw Loosening in a Dental Implant System. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, *75*(2), 457–463. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30328>
- Lang, A. L., Kang, B., Wang, R.-F., & Lang, R. B. (2003). Finite element analysis to determine implant preload. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *90*(6), 539–546. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2003.09.012>
- Lee, C. K., Karl, M., & Kelly, J. R. (2009). Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Dental Materials*, *25*(11), 1419–1425. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.07.003>
- Lempert, G. D., & Tsour, A. (1992). Reduction of static friction between surfaces of Ti-6Al-4V surfaces of Ti-6Al-4V and Al-7075 and between. *Surface and Coatings Technology*, *52*(3), 291–295. [https://doi.org/10.1016/0257-8972\(92\)90029-A](https://doi.org/10.1016/0257-8972(92)90029-A)
- Merz, B. R., Belser, U. C., & Hunenbart, S. (2000). Mechanics of the Implant-Abutment

- Connection : An 8-Degree Taper Compared to a Butt Joint. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15, 519–526.
- Nagasawa, S., Hayano, K., Niino, T., Yamakura, K., Yoshida, T., Mizoguchi, T., ... Yoshimura, M. (2008). Nonlinear stress analysis of titanium implants by finite element method. *Dental Materials Journal*, 27(4), 633–639. <https://doi.org/10.4012/dmj.27.633>
- Shemtov-Yona, K., & Rittel, D. (2015). On the mechanical integrity of retrieved dental implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 49, 290–299. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.05.014>
- Shemtov-Yona, K., Rittel, D., Machtei, E. E., & Levin, L. (2012). Effect of Dental Implant Diameter on Fatigue Performance. Part II: Failure Analysis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 178–184. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2012.00476.x>
- Versluis, A., Koriath, T. W. P., & Cardoso, A. C. (1999). Numerical Analysis of a Dental Implant System Preloaded with a Washer. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14(3), 337–341.

**Abstract.** *To ensure that, even under repetitive mechanical stresses, there is no failure in a dental implant system, it is essential to understand the influence of the geometric parameters on the mechanical strength. In this paper, the influence of the transmucosal height and diameter of the prosthetic abutments in the mechanical strength were evaluated in four groups, considering the extremes of each parameter, in accordance with ISO 14801. The evaluation was done by static nonlinear simulations by finite element method, through FEMAP commercial software. The results showed that, according to presented in the literature, the portion between the cervical and the first three threads of the implant external thread has presented the highest mechanical request and therefore the most susceptible to failure, the diameter was the parameter of greatest influence, having a positive influence (decrease of stress) with its increase, the transmucosal height had a positive effect only in the greater diameter abutments and small impact in the smaller diameter. It was also concluded that the smallest diameter and greatest height abutment group present the highest stresses, considered, therefore, the worst case for the mechanical test.*

**Keywords:** *Dental Implants, Finite Element Analysis, Morse Taper*