

ANÁLISE DE TENSÕES EM MODELOS TRIDIMENSIONAIS DE PRÓTESES ODONTOLÓGICAS UTILIZANDO O MEF

Bruno Agostinho Hernandez, Departamento de Engenharia Mecânica – Faculdade de Engenharia de Bauru – Universidade Estadual de São Paulo (UNESP), Grupo de Bioengenharia, bhernandez@uol.com.br.

Gabriela Garcia Paschoeto, Departamento de Engenharia Mecânica – Faculdade de Engenharia de Bauru – Universidade Estadual de São Paulo (UNESP), Grupo de Bioengenharia, gabrielapaschoeto@outlook.com.

Edson Antonio Capello Sousa, Departamento de Engenharia Mecânica – Faculdade de Engenharia de Bauru – Universidade Estadual de São Paulo (UNESP), Grupo de Bioengenharia, capello@feb.unesp.br.

Melody Chase Diaz, Departamento de Dentística, Endodontia e Materiais Odontológicos, Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo, medlychase@hotmail.com.

Resumo. O Método dos Elementos Finitos tem sido amplamente utilizado na resolução de problemas de engenharia. Este método permite avaliar situações que envolvam geometrias e carregamentos complexos e de difícil experimentação, além de situações não lineares. Por isto, ele tem sido empregado, com grande abrangência, na análise de sistemas biomecânicos, como em próteses odontológicas. A precisão do método, em conjunto com seu processamento computacional, permite solucionar uma infinidade de problemas desta natureza. No caso de próteses odontológicas, as tensões elevadas, que ocorrem entre coroa e implante, prejudicam o sucesso do implante. Evitar falhas e fratura neste sistema é de extrema importância já que pode prejudicar o processo de ósseo-integração do implante e prejudicar a saúde e bem-estar do paciente. A análise por Elementos Finitos tem se mostrado eficaz em simular problemas biomecânicos e tem sido amplamente utilizado na análise de próteses odontológicas no intuito de melhorar este sistema (desenvolvendo um novo projeto para o implante/prótese ou sugerindo outros materiais de construção), em buscar e verificar o sucesso dos implantes atuais no mercado, e em analisar os fatores que influenciam na falha do implante. O projeto visa desenvolver uma simulação estática em modelos tridimensionais de uma prótese odontológica, com fixação entre implante e prótese através de parafuso, submetida a uma determinada carga estática, analisar as tensões e encontrar as possíveis regiões de falha.

Palavras chave: Método de Elementos Finitos, Prótese dentária, Biomecânica.

1. INTRODUÇÃO

O Método de Elementos Finitos (MEF) é uma ferramenta útil na área da engenharia moderna, pois nos permite analisar estruturas com geometrias intrincadas, com propriedades de materiais complexas e situações não lineares, tais como as encontradas na bioengenharia. Sua utilização na biomecânica é vasta, já que muitas vezes uma análise do sistema real é difícil de ser realizada e/ou até mesmo inviável, não menosprezando sua importância. Nas últimas duas décadas, a utilização das análises por elementos finitos tem se tornado uma ferramenta eficaz na área de próteses odontológicas, pois auxilia na previsão das distribuições das tensões no implante e no osso ao redor do mesmo e na identificação de possíveis falhas mecânicas. Segundo Wakabayashi *et al.* (2008), é possível avaliar plenamente as propriedades mecânicas de sistema de próteses odontológicas com a utilização do Método dos Elementos finitos (MEF), que é bastante preciso para tal finalidade.

A utilização do MEF em próteses odontológicas, segundo Geng *et al.* (2001), começou com Weistein *et al.* (1976). Este buscava analisar as tensões em implantes odontológicos enraizados e porosos. A partir de então, o método começou a ser utilizado amplamente nesta área. Atmaran e Mohamed (1983) analisaram a distribuição de tensão em um implante para entender o efeito das propriedades, materiais, geometria e comprimento do implante no sucesso do implante e a distribuição da tensão devido às cargas estáticas. Sakaguichi *et al.* (1995), realizou uma análise não linear de contato nos filetes dos parafusos, união de um implante odontológico e também realizou uma análise não linear de contato entre os componentes da prótese odontológica. Sertgöz *et al.* (1996), analisou o efeito da utilização de materiais altamente resistentes na distribuição de tensão em um implante apoiado em uma prótese fixa. Gomes *et al.* (2006), realizou uma análise bidimensional da ausência da passividade no sistema coroa-implante-parafuso de retenção. Kayabasi *et al.* (2006), realizou uma análise do comportamento estático, dinâmico e de fadiga de um implante utilizando o método de Elementos Finitos. Yang e Xiang (2007), avaliaram as tensões em um implante de FGBM (biomaterial) a partir de um modelo tridimensional de Elementos Finitos.

Chen *et al.* (2011), realizaram um estudo na qual analisou o efeito do módulo de elasticidade de implantes dentários sobre a distribuição de tensões na interface osso-implante. Segundo Chen *et al.* (2011), o sucesso ou falha do implante é determinado pela maneira de como as tensões na interface osso-implante são transferidas para o osso ao redor. O osso mandibular é composto por dois tipos de ossos, o cortical (região densa) e medular (região porosa). Porém, os implantes em titânio são fabricados de um material denso que pode influenciar na transferência de tensões para o osso medular. Por isto, o uso de uma liga de titânio porosa pode ser a melhor alternativa, pois permite uma melhor osso-integração,

além de possuir um módulo de elasticidade próximo do osso. Então, foram elaborados modelos em MEF para examinar esta influência do Módulo de Elasticidade na estrutura. Os autores concluíram que a distribuição das tensões na interface é fortemente dependente do módulo de elasticidade do implante, pois se visualizou que tensão da interface varia significativamente com a variação do módulo e que um material mais poroso auxilia no processo de ósseo-integração.

2. OBJETIVOS

O presente estudo visa desenvolver um modelo tridimensional em elementos finitos de uma prótese odontológica, com fixação entre implante e prótese através de parafusos, para estudar o comportamento das tensões geradas devido à aplicação de uma carga de compressão. Com isto, espera-se poder entender como é o mecanismo de distribuição das tensões no sistema implante-prótese.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Materiais

Para o desenvolvimento deste projeto foi utilizado um implante Branemark System Mk III Groov de 3,75 mm de diâmetro por 13,0 mm de comprimento (Nobel Biocare - Göteborg, Sweden) onde será parafusado um intermediário do tipo multi-unit de 5,0 mm de altura (Nobel Biocare - Göteborg, Sweden) com um parafuso de titânio e apertado com torque de 20 N.cm. Sobre o intermediário instalado no implante será conectada, com parafuso protético de titânio, uma prótese na forma de coroa protética, fundida em liga de cobalto-cromo (Co-Cr) e revestida por uma cerâmica feldspática (CNG soluções protéticas, São Paulo, SP, Brasil) e apertada com torque de 10 N.cm. A Figura (1a) mostra este implante e todos os componentes.

Para a confecção dos modelos matemáticos tri-dimensionais e para análise por Elementos Finitos será utilizado o programa de Elementos Finitos Ansys (Ansys 15.0, Swanson Analysis System, Houston, Pa, USA).

Os materiais utilizados neste estudo foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos, ou seja, apresentaram a mesma composição e as mesmas propriedades mecânicas em todas as direções em um mesmo ponto do elemento estrutural e foram caracterizados pelo módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson (Tab. (1)).

Tabela 1. Propriedades mecânicas dos diferentes materiais.

MATERIAL	MÓDULO DE ELASTICIDADE E (GPa)	COEFICIENTE DE POISSON	REFERÊNCIA
Osso Cortical	14	0,3	Juodzbaly et al. (2005)
Osso Medular	1	0,3	Juodzbaly et al. (2005)
Poliuretano	0,35	0,3	Miyashiro et al. (2011)
Implante e intermediário (Ti-6Al-4V)	110	0,34	Akuor et al. (2005)
Coroa – Metal base (Liga de Co-Cr)	218	0,33	Craig (1989)
Parafuso de retenção e parafuso intermediário (Ti puro)	100	0,34	Akuor et al. (2005)
Coroa - Recobrimento (Cerâmica Feldspática)	68,9	0,38	Geng et al. (2001)

3.2. Métodos

Primeiramente foi criada a geometria de cada componente. Os componentes: implante, parafuso do intermediário, parafuso de retenção e intermediário; por possuírem uma geometria simétrica, foram modelados geometricamente no próprio software Ansys. Os componentes: osso cortical, osso medular, coroa metal e coroa recobrimento; por serem assimétricas, foram elaborados geometricamente em software CAD após aquisição de imagens via micro-CT. O processo de aquisição de imagens e modelagem da geometria em CAD é descrito por Freitas *et al.* (2014), e, portanto, não será especificado aqui. Após definida a geometria, foi aplicado a cada componente o respectivo material e suas propriedades (Tab. (1)). A Figura (1b) mostra o modelo com todos os componentes.

Após o término da construção da geometria, foi elaborada a malha de elementos finitos. O elemento utilizado para a discretização dos componentes foi o SOLID187 do banco de elementos do software Ansys. Este elemento é um sólido 3D, de função de interpolação quadrática, possui dez nós, com três graus de liberdade por nó. Ele foi escolhido, pois sua função oferece uma maior aproximação às condições reais e tem a característica de se adaptar a malhas irregulares, mantendo suas propriedades. Não há elementos de contato no modelo, sendo este plenamente colado. Para um melhoria

no tempo de processamento computacional, as roscas do implante e dos parafusos foram retiradas, sendo esta região também considerada colada. A malha final teve 316109 elementos. A Figura (2a) mostra o conjunto com a malha de elementos finitos.

Feita então a discretização do conjunto, aplicamos os carregamentos e as restrições. Foi aplicada uma carga axial de compressão de 300 N (dividida em quatro cargas de 75 N cada para melhor similaridade a situação real). O movimento da base do osso mandibular foi restringido em três direções longitudinais e nos três sentidos de rotação. As mesmas restrições foram aplicadas nas laterais do osso mandibular. As Figuras (2b), (2c) e (2d) mostram as condições de contorno aplicadas.



Figura 1a. Descrição dos componentes.

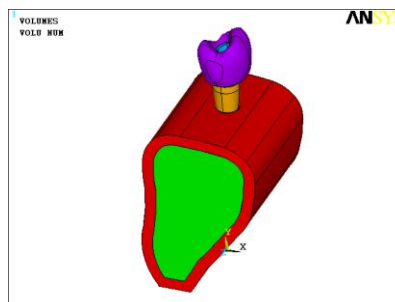


Figura 1b. Modelo completo com o osso medular e cortical.

Figura 1. Estrutura final com geometria completa.

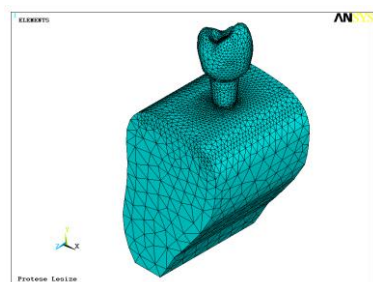


Figura 2a. Modelo em Elementos Finitos.

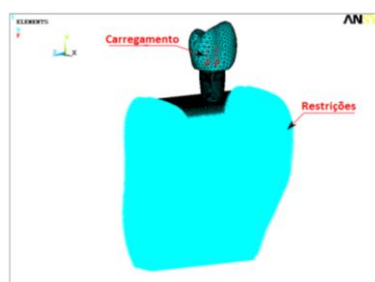


Figura 2b. Carregamentos e restrições.

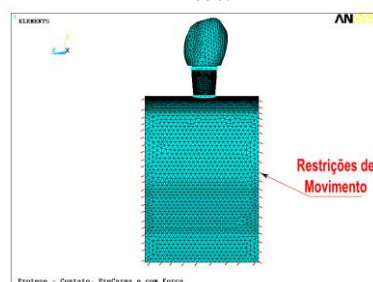


Figura 2c. Restrições ao movimento do modelo.

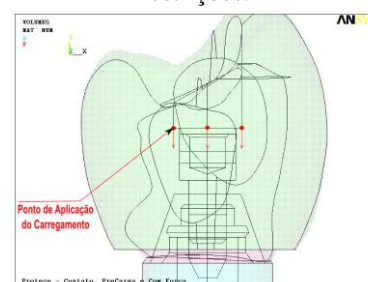


Figura 2d. Aplicação do carregamento.

Figura 2. Elemento SOLID187 e conjunto discretizado.

4. RESULTADOS

Após a criação da geometria, aplicação de cada material, discretização do conjunto e aplicação das restrições geométricas e carregamento, a solução foi gerada. As Figuras 3 e 4 mostram as tensões em x e em z na região do osso cortical, respectivamente. A Figura 5 mostra a tensão na direção y no implante.

Analisando estes resultados para o osso mandibular, pode-se notar que a região do osso cortical apresenta baixas tensões, majoritariamente em regime de compressão, com valores em torno de -7 MPa distribuídas uniformemente na região do furo. Esse resultado já era esperado, uma vez que o carregamento aplicado na coroa foi de compressão unicamente axial. Assim, a coroa foi comprimida e transferiu essa compressão para o resto do conjunto. Quando o implante recebeu a carga de compressão, o mesmo deformou-se radialmente, comprimindo o osso na região do furo.

Para o implante, como se pode verificar, a máxima tensão atingida é maior que a máxima encontrada na região óssea. Isto ocorre, pois o implante recebe todo o carregamento inicial da coroa, absorvendo parte dele e transferindo o restante deste para a região óssea. Além disto, o material do implante possui uma maior rigidez que o material do osso, causando, então, maiores valores de tensão. Podemos visualizar também o efeito da compressão causado pela força axial. Com isto, comprova-se que devido as restrições impostas, o implante comprime-se e deforma-se lateralmente, comprimindo o osso ao redor.

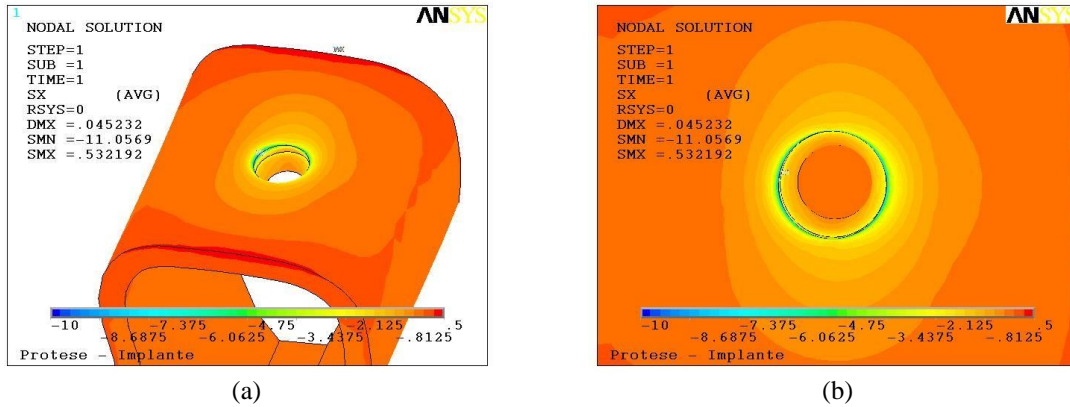


Figura 3. Tensões na direção x no osso cortical: vista isométrica (a) e em detalhe (b), respectivamente.

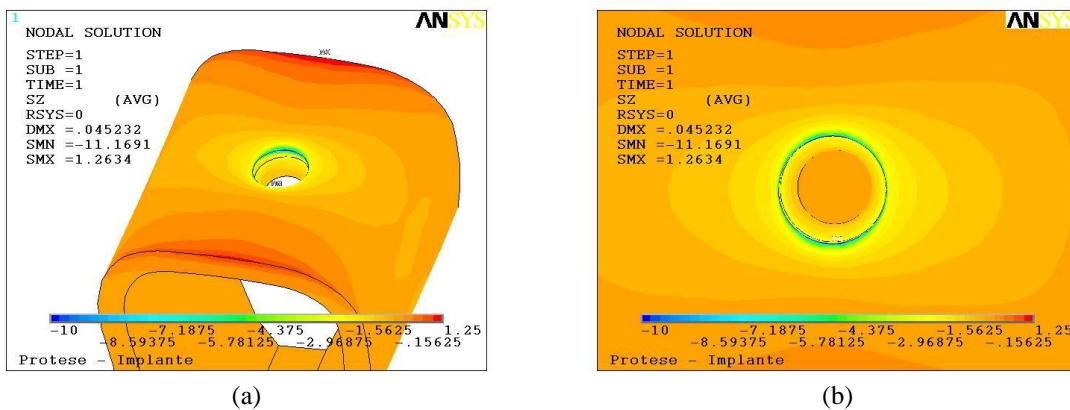


Figura 4. Tensões na direção z no osso cortical: vista isométrica (a) e em detalhe (b), respectivamente.

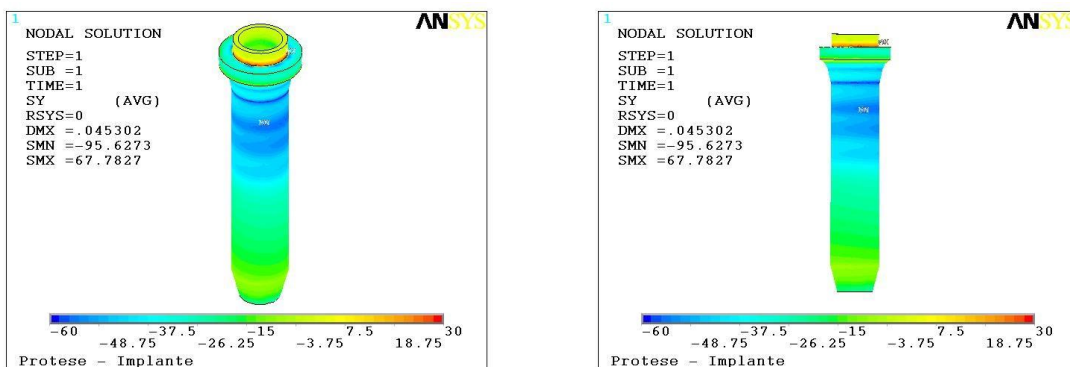


Figura 5. Tensões de Von Mises no implante.

5. CONCLUSÃO

Depois de realizado todas as análises, os autores concluem que os resultados gerados estão consistentes, uma vez que as tensões estão distribuídas uniformemente e da forma como são relatadas na literatura. Além disto, conseguiu-se entender como as tensões são transferidas por todo o conjunto. Os autores também ressaltam a precisão que o Método dos Elementos Finitos possui na reprodução de condições biomecânicas. Este método se mostrou viável para ser usado

em análises estruturais, medindo tensões e deformações por todo o conjunto, inclusive em lugares em que extensômetros elétricos lineares não tem espaço físico suficiente para serem colocados.

Entretanto, devemos considerar que o tipo de carregamento utilizado neste projeto não é o mais verídico, uma vez que as forças da mastigação não ocorrem unicamente no sentido axial, mas com pequenas angulações em relação a vertical. Assim, o próximo passo será o de realizar análises com condições que se aproximem cada vez mais do modelo real, utilizando-se de carregamentos em diversos tipos de angulações.

Por fim, inúmeros fatores mecânicos podem afetar essas tensões e deformações, como o tipo de carregamento, as propriedades dos materiais, a geometria da prótese, a qualidade da discretização e escolha da malha, a natureza da interface osso-implante, as restrições da geometria, etc. Devido a isso, se faz relevante continuar analisando estes tipos de estruturas, estudando a influência dos diferentes fatores biomecânicos existentes e como estes contribuem para o surgimento de possíveis falhas na estrutura.

6. REFERÊNCIAS

- ATMARAM, G.H., MOHAMMED, H., 1983, “Stress analysis of single-tooth implants. I. Effect of elastic parameters and geometry of implant”, *Implantologist*, Vol.3, pp. 24-29.
- CHEN, L.J., HE, HAO, LI, YI-MIN, 2011, “Finite element analysis of stress at implant–bone interface of dental implants with different structures”, *Transactions of Nonferrous Metals Society of China*, Vol.21, pp. 1602-1610.
- FREITAS, J. P. O. ; HERNANDEZ, B. A., ALBARRACÍN, M. L. SOUSA, E. A. C. Processos de obtenção e condicionamento de imagens de estruturas biomecânicas tridimensionais para análise por elementos finitos (ISSN 2014-0066). In: VIII Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, 2014, Uberlândia – Minas Gerais. Conem, 2014.
- GENG, J.P., TAN, K. B. C., LIU, G. R., 2001, “Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature”, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol.85, pp. 585-598.
- GOMES, E. A., CAPELLO SOUSA, E. A., ASSUNÇÃO, W. G. Stress Analysis of the Prostheses/Implant/Retention Screw Set Without Passive Fit Using MEF-2D In: 19TH International Congress Of Mechanical Engineering, 2007, Brasília. Proceedings of 19th International Congress of Mechanical Engineering - COBEM 2007 - ABCM, V.1, 2007.
- KAYABASI, O., YUZBASIOGLU, E., ERZINCANLI, F., 2006, “Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method”, *Advances in Engineering Software*, Vol.37, pp. 649-458.
- SAKAGUCHI, R. L., BORGERSEN, S. E, 1994, “Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws”, *The International journal of oral & maxillofacial implants*, Vol.10, n.3, pp. 295-302.
- SERTGÖZ, ATILLA, GÜVENER, SUNGUR, 1996, “Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis”, *The Journal of prosthetic dentistry*, Vol.76, n.2, pp. 165-169.
- WEINSTEIN, A.M., KLAWITTER, J.J., ANAND, S. C., SCHUSSLER, R., 1976, “Stress analysis of porous rooted dental implants”, *Journal Dental Restoration*, Vol.55, pp. 772-777.
- WAKABAYASHI, N.; ONA, M.; SUZUKI, T.; IGARASHI, Y.; Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications, *Journal of Dentistry*, v. 36, p. 463-471, 2008.
- YANG, J., XIANG, H., 2007, “A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone”, *Journal of Biomechanics*, Vol.40.

7. ABSTRACT

The finite element method has been widely used in solving engineering problems. This method allows the evaluating of situations involving complex geometries, loads and situations of difficult experimentation, beyond nonlinear situations. For this, it has been employed with great breadth in the analysis of biomechanical systems such as dental prostheses. The accuracy of this method, combined with its computational processing, allows solving a multitude of problems of this nature. In the case of dental prostheses, the high stresses that occur between the crown and implant can impair the success of the implant. To avoid faults and fractures in the system are of utmost importance because it can harm the process of bone-implant integration and harm the health and well-being of the patient. The finite element analysis has proven be very effective in the simulation of biomechanical problems and it has been widely used in the analysis of dental implants in order to improve this system (such as developing a new project for the implant / prosthesis or suggesting other materials, etc.), to seek and to verify the success of current implants on the market and to analyze the factors that influence implant failure. So, the project aims to develop a static simulation of three-dimensional model of a dental prosthesis, with fixation between implant and prosthesis through screw, subjected to a determined static load, to analyze the stresses and to find the possible areas of failure.

8. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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