

CONEM 2016
CONGRESSO NACIONAL DE
ENGENHARIA MECÂNICA

21-25
AGOSTO DE 2016
FORTALEZA - CEARÁ

ANÁLISE EM MODELOS TRIDIMENSIONAIS DE PRÓTESES ODONTOLÓGICAS UTILIZANDO O MEF

Gabriela Garcia Paschoeto, gabrielapaschoeto@outlook.com¹
Alexander Paterno, alexander.paterno@hotmail.com¹
Leonardo Augusto Leda Lopes, leonard0leda@hotmail.com¹
Jovana Santoro Nakagaki, jsnakagaki_93@hotmail.com¹
Bruno Agostinho Hernandez, bhernandez@uol.com.br¹
Prof. Dr. Edson Antonio Capello Sousa, capello@feb.unesp.br¹

¹ Faculdade de Engenharia de Bauru – UNESP (Bauru), Av. Eng. Luiz Edmundo C. Coube 14-01, Bairro: Vargem Limpa, CEP: 17033-360 - Bauru - SP, SP

Resumo: Implantes dentários são comumente utilizados para tratamento de pacientes com ausência de um ou mais dentes. Apesar da existência de vários estudos na área e da alta taxa de sucesso em grande parte dos implantes durante os anos, problemas como falhas precoces, fraturas e desgaste ainda ocorrem. Com isso, é importante compreender os aspectos biomecânicos na estrutura. Dúvidas surgem ao se pensar em criar um novo modelo de prótese devido ao fato de não se saber qual será o comportamento de cada componente do sistema, seja prótese, implante, parafuso ou osso. Elevadas tensões geradas entre os componentes durante o processo de mastigação em conjunto com a falta de flexibilidade dos mesmos, prejudicam o sucesso do implante. Estudar e analisar essas tensões no sistema são de suma importância para evitar problemas e favorecer o processo de osso-integração bem como a saúde do paciente. A análise por Elementos Finitos tem se mostrado muito eficaz em simular problemas biomecânicos e tem sido amplamente utilizada 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. Também tem se mostrado eficaz em verificar o sucesso dos implantes atuais no mercado e em analisar os fatores que influenciam na falha do implante. O presente trabalho visa desenvolver uma simulação estática em um modelo tridimensional de uma prótese odontológica, utilizando o Método de Elementos Finitos. Para isso utiliza-se o software Ansys. O modelo de Elementos Finitos é de uma prótese parcial fixa composta por dois implantes hexágono externo paralelos entre si, sobre os implantes são parafusados dois intermediários do tipo multi-unit com parafusos de titânio e, sobre os intermediários, é conectada, também com parafusos de titânio, uma infraestrutura de três elementos na forma de coroa protética em ponte, confeccionada com liga de cobalto-cromo em sua parte interna e cerâmica feldspática em sua parte externa. Cada elemento da coroa protética desse modelo é submetido a uma carga estática aplicada verticalmente. Por fim, o foco do trabalho é analisar as tensões e deformações na região do furo no osso cortical, caracterizando as regiões de maior solicitação e prevendo possíveis falhas.

Palavras-chave: método de elementos finitos, prótese odontológica, biomecânica.

1. INTRODUÇÃO

Existem dois tipos de análise de tensões e deformações de uma estrutura: através do uso de soluções exatas, que provém das equações da física ou através do uso de soluções aproximadas. O primeiro fornece respostas precisas, exatas e rápidas, porém tem a limitação da geometria. Apenas geometrias simples são passíveis do uso deste tipo de análise. O segundo tipo fornece respostas aproximadas, pois se utiliza de funções interpoladoras para se definir a geometria e extrair resultados. Este último, apesar de demandar um exaustivo uso de cálculo e de manipulação de sistemas de equações, pode ser utilizado em qualquer tipo de geometria. Devido a isso, é um método de análise que tem sido amplamente utilizado.

Um dos métodos de solução aproximada que mais corriqueiramente tem sido utilizado na engenharia moderna é o Método de Elementos Finitos (MEF). Através dele, podem-se analisar estruturas com geometrias, carregamentos e

características complexas, além de situações não lineares e de difícil experimentação (Wakabayashi et al., 2008). Por isto, seu uso, principalmente na área biológica aplicada à bioengenharia de próteses, vem sendo disseminado.

Particularmente, um estudo analítico da distribuição de tensões em estruturas biomecânicas é totalmente inviável devido às condições de não linearidades presentes nas estruturas biológicas e às geometrias complexas. Por isso, nas últimas décadas, a utilização da análise por Elementos Finitos tem se tornado uma ferramenta muito eficaz na área biomecânica, especialmente nos estudos de próteses odontológicas. Através do MEF, pode-se prever a distribuição de tensões no implante e no osso ao redor do mesmo, bem como identificar possíveis falhas mecânicas a que o implante está sujeito devido aos esforços e as solicitações do carregamento mastigatório (Geng et al., 2001).

O MEF consiste na discretização de um objeto em elementos menores. Estes elementos, por sua vez, vão possuir nós, rigidez e uma função interpoladora. Os deslocamentos destes nós vão fornecer a deformação do elemento, que conjuntamente com a rigidez e a função interpoladora, fornecerá as deformações e as tensões.

A utilização do MEF em próteses odontológicas, segundo Geng et al. (2001) que realizaram uma revisão da literatura sobre o assunto, começou com Weinstein et al. (1976). Estes buscavam analisar as tensões em implantes odontológicos enraizados porosos. A partir de então, o método começou a ser utilizado amplamente nesta área. Borchers e Reichart (1983) realizaram uma análise tridimensional de um implante em diferentes estágios do desenvolvimento da interface do implante com o osso. 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. Williams et al. (1990) realizaram uma análise de uma prótese engastada em implantes odontológicos e Sakaguichi et al. (1995) realizaram uma análise não linear de contato nos filetes dos parafusos, união de um implante odontológico e também realizaram uma análise não linear de contato entre os componentes da prótese odontológica. Akpinar et al. (1996) usaram análise por Elementos Finitos para simular a combinação de dente natural e implante. Sertgöz et al. (1996) analisaram o efeito da utilização de materiais altamente resistentes na distribuição de tensão em um implante apoiado em uma prótese fixa. Gomes et al. (2007) realizaram uma análise bidimensional da ausência da passividade no sistema coroa-implante-parafuso de retenção. Kayabasi et al. (2006) realizaram 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.

Gomes (2007) analisou um problema apresentado pelas próteses dentárias em relação à adaptação correta da prótese com o tecido ósseo. Segundo a pesquisa, a correta adaptação do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção é extremamente relevante sob o ponto de vista biomecânico das próteses sobre implantes, uma vez que a ósseo-integração não é feita de forma resiliente no osso alveolar (Weinberg, 1993). Assim, almeja-se a passividade entre prótese e implante, a fim de prevenir que inadequadas concentrações de tensões sejam geradas entre os componentes desse sistema (Millington & Leung, 1995; Duyck et al., 2001; Kunavisarut et al., 2002), bem como sua transmissão para o tecido ósseo adjacente (Skalak, 1983).

Chen et al. (2011), realizaram um estudo na qual analisaram 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.

Consta-se que vários estudos têm sido feitos na área da biomecânica aplicada às próteses, buscando não só melhorar o sistema, mas também, melhorar o conforto do paciente, evitando falhas e fraturas na prótese e até mesmo acelerar o processo de recuperação, desenvolvendo novos projetos para este sistema. No caso de próteses odontológicas, o desconforto gerado é muito grande já que a região afetada é muito sensível e pode acabar sendo facilmente lesionada, ocasionando dores, infecções e desconforto ao paciente. Muitos estudos têm sido feitos no intuito de aumentar o sucesso do implante, evitar desconfortos ao paciente, e atenuar os desgastes mecânicos da prótese devido às solicitações ao qual a estrutura é submetida.

Assim, o enfoque desta pesquisa é estudar e compreender o comportamento biomecânico de uma prótese odontológica de três elementos em ponte, através de modelos numéricos, utilizando o Método dos Elementos Finitos (MEF) para analisar as tensões e deformações na região dos furos no osso cortical, caracterizando as regiões de maior solicitação e prevendo possíveis falhas.

2. MATERIAIS E METODOLOGIA

2.1. Materiais

Para o desenvolvimento deste projeto foram obtidos dois implante Branemark System Mk III Groov de 3,75 mm de diâmetro por 13,0 mm de comprimento (Nobel Biocare - Göteborg, Sweden). Os dois implantes se encontraram

paralelos entre si, posicionados 14 mm distantes de centro a centro. Sobre os implantes foram parafusados intermediários do tipo multi-unit de 5 mm de altura (Nobel Biocare - Göteborg, Sweden) com parafusos de titânio e apertados com torque de 20 N.cm. Sobre os intermediários instalados nos implantes, foram conectadas, com parafuso protético de titânio, duas próteses na forma de coroas protéticas, fundidas em liga de cobalto-cromo (Co-Cr) e revestidas por uma ponte de três dentes de cerâmica feldspática (CNG soluções protéticas, São Paulo, SP, Brasil) e apertada com torque de 10 N.cm.

O programa de Elementos Finitos utilizado foi o Ansys (Ansys 15.0, Swanson Analysis System, Houston, Pa, USA), para a confecção dos modelos matemáticos tridimensionais e para análise por Elementos Finitos.

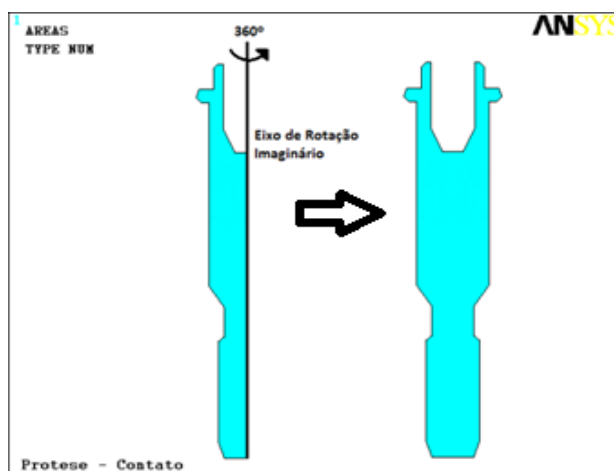
Os materiais utilizados neste estudo foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos, ou seja, apresentaram a mesma composição e as mesmas propriedades mecânicas em todas as direções em um mesmo ponto do elemento estrutural e foram caracterizados pelo módulo de elasticidade e coeficiente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

Tabela 1. Propriedades mecânicas dos diferentes materiais utilizados no modelo.

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)
Implantes e intermediários (Ti-6Al-4V)	110	0,34	Akuor et al. (2004)
Coroas – Metal base (Liga de Co-Cr)	218	0,33	Craig (1988)
Parafusos de retenção e parafusos intermediários (Ti puro)	100	0,34	Akuor et al. (2004)
Ponte - Recobrimento (Cerâmica Feldspática)	68,9	0,28	Geng et al. (2001)

2.2. Metodologia

No projeto em questão, a construção dos componentes se deu por linhas de comando do software Ansys. Primeiro foi criada a geometria de cada componente. Os componentes: implantes, parafusos intermediários, parafusos de retenção, intermediários e coroas metálicas internas, por possuírem uma geometria simétrica, foram feitos no próprio Ansys. Cada par de componentes foi separado dos demais em arquivos diferentes. Cada componente do par foi particionado em duas metades. Posteriormente, o desenho da outra metade foi suprimido, ou seja, apenas metade do desenho bidimensional de cada componente do par foi desenvolvida. Após a reconstrução de metade do plano pré-existente no software Ansys (por meio de linhas de comando definindo pontos e linhas e posteriormente a área), este foi rotacionado em 360°, com o comando “vrotat” do software, em torno de um eixo imaginário no centro da antiga figura plana. Dessa forma geraram-se os volumes dos implantes, parafusos intermediários, intermediários, parafusos de travamento e coroas metálicas (Co-Cr). A Figura 1 mostra um dos componentes do par de parafusos intermediários no processo de criação do volume e a Fig. 2 mostra o par de parafusos intermediários com o volume já criado. A criação dos outros volumes não será mostrada aqui por ser análoga a este par de componentes.



Figuras 1. Componente parafuso intermediário em duas situações: isolado e depois particionado.

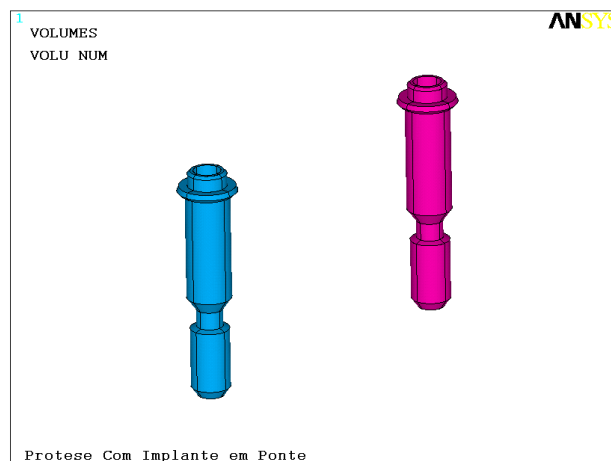


Figura 2. Componentes parafusos intermediários com os volumes formados.

Já os componentes: osso cortical, osso medular, coroa metal e coroa recobrimento, por serem assimétricos, foram feitos em software CAD após aquisição de imagens. Esse trabalho de aquisição de imagens e modelagem da geometria em CAD já havia sido feito em projetos anteriores por outros alunos do grupo de pesquisa de Bioengenharia da Faculdade de Engenharia de Bauru e, portanto, não será especificado aqui, podem ser verificados mais especificamente em Hernandez (2015) e Freitas et al. (2013 e 2014). Após definida a geometria, foi aplicado a cada componente o respectivo material e suas propriedades (Tab. 1). A Figura 3 mostra o modelo com a geometria completa.

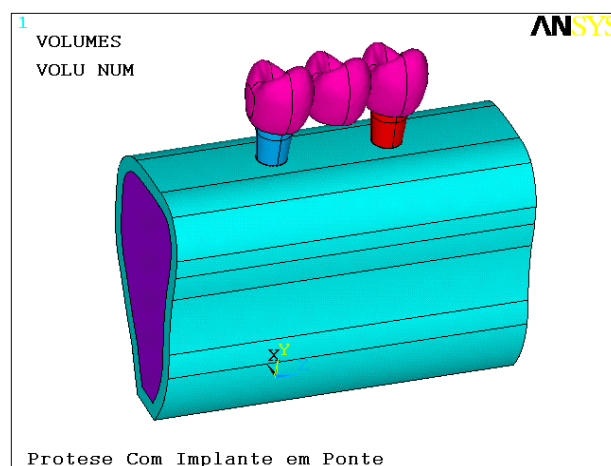


Figura 3. Estrutura final com geometria completa.

Após a criação da geometria e aplicação do respectivo material a cada um dos componentes, foi feita a malha de elementos finitos na estrutura. 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. A malha gerada teve 659901 elementos. A Figura 4 mostra o elemento SOLID187.

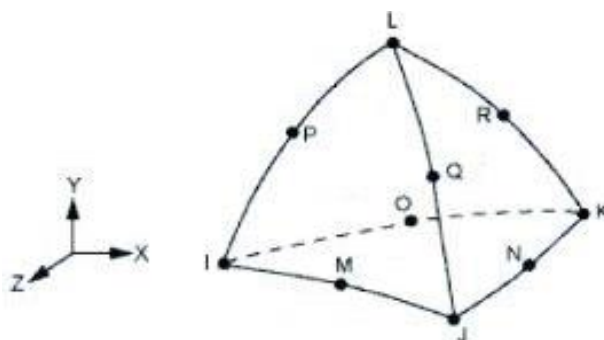


Figura 4. Elemento SOLID187.

Para a aplicação da malha utilizou-se o comando “lesize” do software Ansys para que houvesse o mínimo de distorção possível, ao contrário do que acontece quando utilizada a geração de malha automática. Como exemplo, pode-se observar com detalhe nas Fig. 5 e Fig. 6 a aplicação da malha no osso cortical e no implante, respectivamente. Nota-se a qualidade dos elementos devido ao uso do comando “lesize” na discretização.

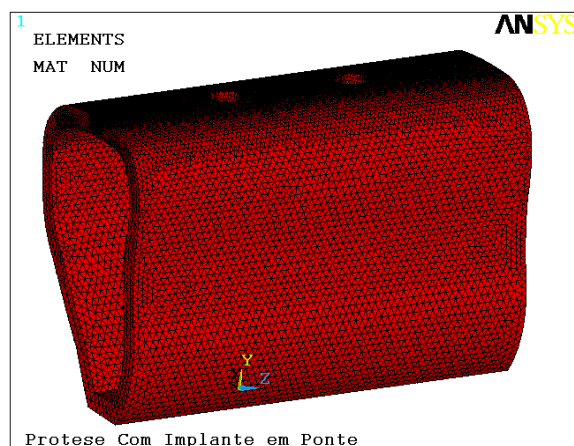


Figura 5. Malha aplicada ao osso cortical.

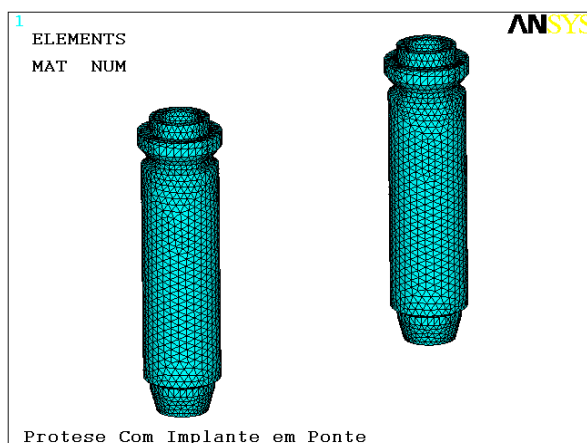


Figura 6. Malha aplicada aos implantes.

Feita então a discretização do conjunto, aplicou-se os carregamentos e as restrições (Fig. 7). Foram aplicadas três cargas axiais de compressão de 300 N cada uma (dividida em quatro cargas de 75 N cada, nas duas coroas sobre os implantes, 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 extremidades dos ossos e, porque é uma geometria assimétrica, um dos lados da área de osso, também foi restringido para evitar a distorção do osso mandibular, devido às cargas axiais.

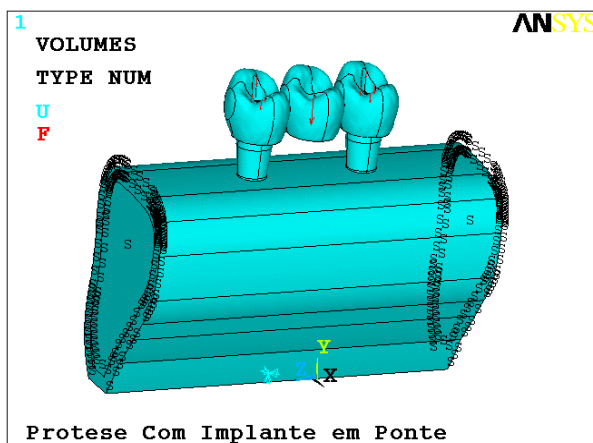
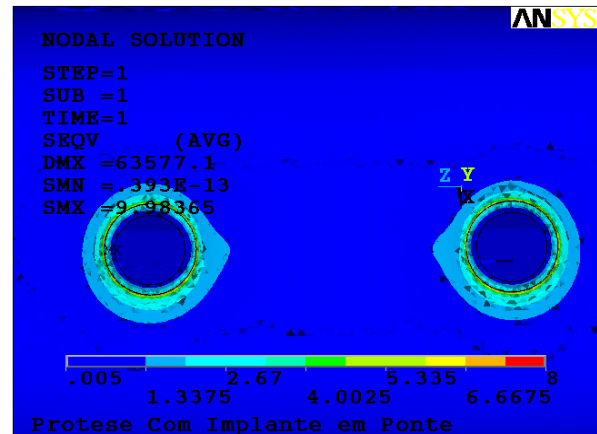
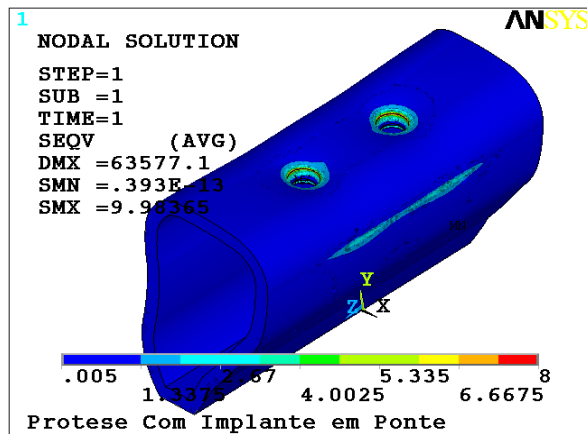


Figura 7. Restrições geométricas implementadas ao osso e cargas aplicadas às coroas.

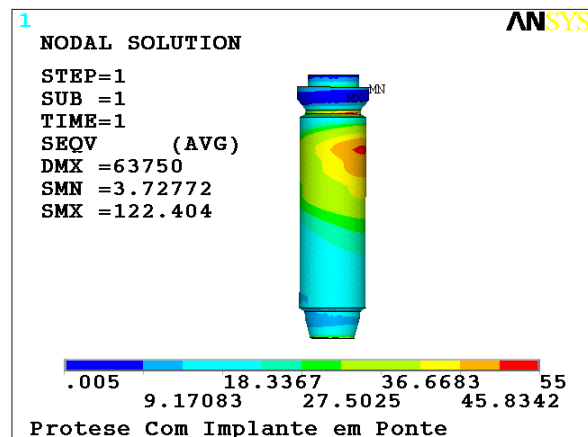
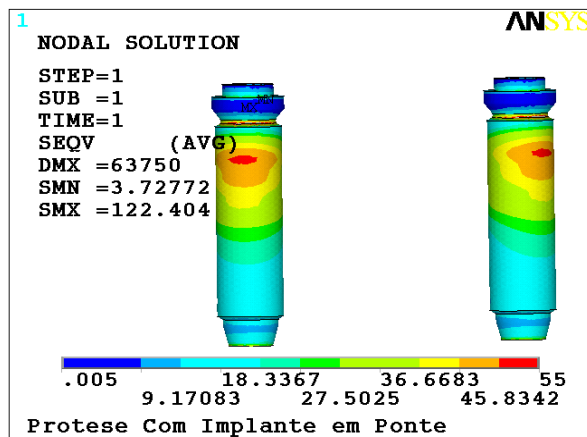
3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Após a criação da geometria, adequação de cada material, discretização do conjunto e aplicação das restrições geométricas e carregamento, a solução foi gerada.

As figuras 8 e 9 mostram as tensões de Von Mises na região do osso cortical. Analisando estes resultados, pode-se notar que as regiões do osso cortical apresentam baixas tensões, com máximas de 8 MPa, distribuídas uniformemente nas regiões dos furos. Esse resultado já era esperado, uma vez que os carregamentos aplicados nas coroas foram de compressão unicamente axial. Assim, as coroas foram comprimidas e transferiram essa compressão para o resto do conjunto. Quando os implantes receberam as cargas de compressão, os mesmos deformaram-se radialmente, comprimindo o osso nas regiões dos furos.



Figuras 8 e 9. Tensões de Von Mises no osso cortical.



Figuras 10 e 11. Tensões de Von Mises nos implantes.

As figuras 10 e 11 mostram as tensões de Von Mises nos implantes. Como se pode verificar, as máximas tensões atingidas nos implantes são maiores que as máximas encontradas na região óssea. Isto ocorre, pois os implantes recebem todos os carregamentos iniciais das coroas, absorvendo parte deles e transferindo o restante destes para a região óssea. Além disto, o material dos implantes possui uma maior rigidez que o material do osso, causando, então, maiores valores de tensão. Entretanto, quando se considera o limite de escoamento do material dos implantes (Ti-6Al-4V), as tensões ali encontradas se tornam comparativamente baixas, uma vez que as tensões máximas locais foram de 55 MPa e o limite de escoamento da liga de titânio é na faixa de 1000 MPa.

4. CONCLUSÕES

Depois de realizado todas as análises, concluiu-se que os resultados gerados estão todos satisfatórios, pois se conseguiu representar o comportamento biomecânico de uma prótese odontológica sob cargas de compressão. Além disto, deve ser ressaltada a acuracidade que o Método dos Elementos Finitos possui na reprodução de condições biomecânicas, sendo um método viável para ser usado em testes mecânicos, medindo tensões e deformações por todo o

conjunto, inclusive em lugares em que extensômetros elétricos lineares não tem espaço físico suficiente para serem colocados e fazerem a medição.

Entretanto, deve-se considerar que o tipo de carregamento utilizado neste projeto não é o mais verídico, uma vez que as forças da mordida (mastigação) não ocorrem unicamente no sentido axial, mas ocorrem com pequenas inclinações em relação a vertical. Assim, o próximo passo será realizar análises com diferentes tipos e orientações de carregamentos, para que as respostas se aproximem cada vez mais do modelo real.

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 possíveis falhas na estrutura.

5. AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos os membros do grupo de pesquisa de Bioengenharia da Faculdade de Engenharia de Bauru – UNESP pela colaboração. Ao Professor Doutor Edson Antonio Capello Sousa pela orientação. E ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo incentivo financeiro à pesquisa.

6. REFERÊNCIAS

- Akpinar, I., Demirel, F., Parnas, L., Sahin, S., 1996, “A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal extension fixed prostheses”, *Proceedings of Quintessence Int, Conf*, Vol. 27, pp. 11-17.
- Aoki, T., Okafor, I.C.I., Watanabe, I., Hattori, M., Oda, Y., Okabe, T., 2004, “Mechanical Properties of cast Ti-6Al-4V-XCu alloys”, *J Oral Reha*, Vol.31 (11), pp.1109-1114.
- 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.
- Borchers, L., Reichart, P., 1983, “Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development”, *J Dent Res*, Vol. 62, pp. 155-159.
- 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.
- Craig, R.G., Hanks, C.T., 1988, “Reaction of fibroblasts to various dental casting alloys”, *J. Oral Pathol*, Vol.17, pp.341-347.
- Duyck, J. et al., 2001, “Pre-load on oral implant safter screw tightening fixed full prostheses: an in vivo study”, *J Oral Rehab*, Vol.28, n.3, March, pp.226-233.
- Freitas, J. P. O., Sousa, E. A. C., Foschini, C. R., Santos, R. R., Rahal, S. C., 2013, “Pretreatment and reconstruction of three-dimensional images applied in a locking reconstruction plate for structural analysis with FEA”, *Computational Vision and Medical Image Processing IV - VIPIMAGE 2013*, Madeira Island, Vol. 4.
- Freitas, J. P. O., Hernandez, B. A., Albarracín, M. L., Sousa, E. A. C., 2014, “Processos de obtenção e condicionamento de imagens de estruturas biomecânicas tridimensionais para análise por elementos finitos” (ISSN 2014-0066), VIII Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, Uberlândia – Minas Gerais, Conem.
- 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., 2007, Stress Analysis of the Prostheses/Implant/Retention Screw Set Without Passive Fit Using MEF-2D, *Proceedings of 19th International Congress of Mechanical Engineering - COBEM 2007 - ABCM*, Brasilia, Brazil, Vol. 1.
- Hernandez, B. A., 2015, “Análise estrutural e fadiga em prótese implanto-suportada unitária através do método dos elementos finitos”, *Dissertação de Mestrado (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia de Bauru, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Estadual Paulista*.
- Juodzbalys, G., Kubilius, R., Eidukynas, V., Raustia, AM., 2005, “Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material”, Vol. 14 (2), pp. 166-175.
- 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.
- Kunavissarut, C., Lang, L.A., Stoner, B.R., Felton, D.A., 2002, “Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit”, *Journal of Prosthodontics*, Vol.11, pp.30-40.
- Millington, N.D., Leung, T., 1995, “Inaccurate fit of implant superstructures. Part1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy”, *The International Journal of Prosthodontics*, Vol. 8, pp. 511-516.
- Sakaguchi, Ronald L., Borgersen, Sverre E., 1995, “Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws”, *The International journal of oral & maxillofacial implants*, Vol. 10, No. 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.

- Skalak, R., 1983, "Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses", The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 49, pp. 843-848.
- Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T., Igarashi, Y., 2008, "Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications", Journal of Dentistry, Vol. 36, pp. 463-471.
- Weinberg, L.A., 1993, "The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses", The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, Vol.8, pp.19-31.
- 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.
- Williams, K. R., Watson, C. J., Murphy, W. M., Scott, J., Gregory, M., Sinobad, D., 1990, "Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants", Quintessence International, Vol. 21, pp. 563-570.
- 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. RESPONSABILIDADE AUTORAL

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo deste trabalho.

ANALYSIS IN THREE-DIMENSIONAL MODELS OF DENTAL PROSTHESES USING MEF

Gabriela Garcia Paschoeto, gabrielapaschoeto@outlook.com¹
Alexander Paterno, alexander.paterno@hotmail.com¹
Leonardo Augusto Leda Lopes, leonard0leda@hotmail.com¹
Jovana Santoro Nakagaki, jsnakagaki_93@hotmail.com¹
Bruno Agostinho Hernandez, bhernandez@uol.com.br¹
Prof. Dr. Edson Antonio Capello Sousa, capello@feb.unesp.br¹

¹ Engineering Faculty of Bauru – UNESP (Bauru), Eng. Luiz Edmundo C. Coube Avenue, nº 14-01, Neighborhood: Vargem Limpa, CEP: 17033-360 - Bauru - SP, SP

Abstract. Dental implants are commonly used for treatment of patients with absence of one or more teeth. Despite the existence of various studies in the field and high success rate in most implants over the years, problems such as early failures, fractures and wear still occur. Thereat, it is important to understand the biomechanical aspects in the structure. Doubts emerge when thinking about creating a new prostheses model due to the fact of not knowing what will be the behavior of each system component, being prostheses, implant, screw or bone. High stress generated between the components during the process of chewing, combined with the lack of flexibility, impair the success of the implant. Studying and analyzing these stresses in the system are really important to avoid problems and to promote the process of osseointegration as well as the patient's health. Analysis by Finite Element Method has proven very effective in simulating biomechanical problems and has been widely used in the analysis of dental prostheses in order to improve this system, developing a new project for the implant/prostheses or suggesting other building materials. It also has been proven effective in checking the success of current implants on the market and analyze the factors that influence the implant failure. This work aims to develop a static simulation in a three-dimensional model of a dental prostheses using the Finite Element Method. For this one uses the ANSYS software. The Finite Element model is a fixed partial denture prostheses consisted of two external hexagon implants parallel with each other, on the implants are screwed two intermediate multi-unit type with titanium screws and, on intermediaries is connected, also with titanium screw, an infrastructure of three elements in the form of prosthetic crown bridge, made of cobalt-chromium alloy on the inside part and feldspar ceramic on the outside part. Each element of this model prosthetic crown is subjected to a static load applied vertically. Finally, the focus of this work is to analyze the stresses and strains in the region of the hole in cortical bone, featuring the largest request regions and predicting potential failures.

Keywords: finite element method, dental prostheses, biomechanics.

1. RESPONSIBILITY NOTICE

The authors are the only responsible for the printed material included in this paper.