

Modelação por Elementos Finitos do Comportamento Estático e Dinâmico de um Implante Dentário

Nuno Ferreira Rilo, Centro de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra, e-mail: nuno.rilo@dem.uc.pt, home-page: <http://www2.dem.uc.pt/cemuc/>

Pedro Miguel Gomes Nicolau, Departamento de Medicina Dentária, Estomatologia e Cirurgia Maxilo-Facial da FMUC, e-mail: pgnicolau@mail.telepac.pt, home page: <http://www.fmed.uc.pt/>

Fernando A. D. R. Guerra, Departamento de Medicina Dentária, Estomatologia e Cirurgia Maxilo-Facial da FMUC, e-mail: fguerra@ic.uc.pt, home page: <http://www.fmed.uc.pt/>

Introdução

Neste trabalho apresentam-se modelos numéricos usando o Método dos Elementos Finitos para simular a estabilidade de implantes dentários por análises de vibrações naturais e analisar o seu comportamento mecânico ao serem submetidos ao sistema de forças de mastigação. Comparam-se os valores obtidos com resultados clínicos de estabilidade por ressonância, (ISQ), e resultados experimentais publicados na literatura.

Materiais e Métodos

O implante usado no projecto clínico e modelado é um implante ITI Straumann, de aproximadamente 4.1 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento, e é considerado inserido em secções de mandíbula humana com parâmetros geométricos médios correspondentes à região molar. As propriedades dos materiais são apresentadas na Tabela 1. São considerados materiais lineares elásticos homogéneos e isotrópicos, excepto a camada cortical exterior da mandíbula que foi considerada transversalmente isotrópica (Eijden, 2000).

| | E [GPa] | Coef. v | G [GPa] | d |
|-------------|---|----------------------------------|--|-----|
| Titânio | 110 | 0.3 | - | 4.5 |
| Alumín | 70 | 0.33 | - | 2.7 |
| Nióbio | 210 | 0.3 | - | 7 |
| O.cort. | $E_{11}=15$ $E_{22}=E_{33}=11$ 1 | $\nu_{12}=\nu_{13}=\nu_{23}=0.3$ | $G_{12}=4.2$ $G_{13}=4.2$ $G_{23}=7.8$ | 2 |
| O.Trab. | | 0.6 | - | 1 |
| Interf. (a) | Implante Osteointegrado (Cort. 15, trab. 0.6) | | | |
| Interf. (b) | Cort. 2 | 0.3 | - | 2 |
| | Trab. 0.1 | 0.3 | - | 1 |
| Interf. (c) | Cort. 0.1 | 0.3 | - | 2 |
| | Trab. 0.05 | 0.3 | - | 1 |

Tabela 1 – Propriedades dos materiais usadas nas simulações.

Neste trabalho modelam-se os entalhes da rosca do implante usado nas experiências clínicas a partir do seu desenho fornecido pelo fabricante. Procura-se simular a interface do osso com o implante considerando uma zona envolvente do implante com propriedades de acordo com a qualidade do osso e variáveis para modelar o processo de cicatrização. Os modelos II têm uma cortical de aproximadamente 2mm de espessura e os modelos III tem cerca 1mm. Os modelos com a designação 1 apresentam uma distancia do ombro do implante ao osso da mandíbula de 1mm enquanto os modelos 2 têm um valor de 2mm.

A função mastigatória é representada pelo sistema convencionado de forças: 17.1 N, 114.6N e 23.4 N nas direcções lingual, axial e disto-mesial, respectivamente, actuando no centro superior de um pilar protético a 4.5 mm da crista óssea (Himmlova e outros, 2004). A geometria, materiais e outras características operativas do sistema Osstell™ mentor foram fornecidas pelo fabricante e permitiram modelar o Smartpeg que se representa a vermelho e verde nos modelos da Fig. 2. O elemento usado com o programa ADINA foi o elemento tetraédrico isoparamétrico de quatro nós com três graus de liberdade, correspondentes às 3 translações por nó. As malhas adoptadas têm o aspecto das figuras 2 e 3 com mais de 70 000 elementos e 12 000 nós.



Figura 1: Smartpeg e sistema Osstell™ mentor.

Na Tabela 2 apresentam-se os valores numéricos das primeiras frequências naturais e os correspondentes valores ISQ (Implant Stability Quocient) obtidos numericamente com modelos do tipo apresentado na Fig. 2.

Tabela 2 – Frequências de ressonância, [Hz], obtidas numericamente e correspondentes valores ISQ.

| | Modelo II1 | Modelo II2 | Modelo III1 | Modelo III2 |
|---------------|------------|------------|-------------|-------------|
| Interface (a) | 10205 (99) | 8898 (91) | 9456 (95) | 8064 (86) |
| Interface (b) | 8370 (88) | 7092 (79) | 7816 (84) | 6547 (75) |
| Interface (c) | 4712 (62) | 3907 (55) | 4459 (60) | 3682 (52) |

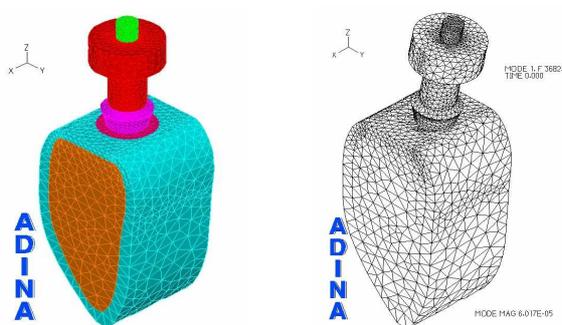


Figura 2: Modelo de elementos finitos para modelar a vibração do Smartpeg e primeiro modo de vibração natural.

Na Tabela 3 apresentam-se as deformações e tensões máximas das simulações do processo de mastigação em dois modelos e três tipos de interface e na Fig. 3 exemplos da sua distribuição.

Tabela 3: Deformações, [$\times 10^{-6}$], e tensões, [MPa], máximas no implante e na camada cortical. No implante são tensões de von Mises.

| | Modelo II2 | | Modelo III2 | |
|--|------------|------------------|-------------|------------------|
| | Impla | O. Cort. | Impla | O. Cort. |
| Interface (a) - Impl. Osteointegrado | | | | |
| ϵ | -783 | +713 -954 | -740 | +994 -1538 |
| σ | 88 | +74 -126 | 87 | +72 -117 |
| Interface (b) - $E_c=2\text{GPa}$, $E_t=0.1\text{GPa}$ | | | | |
| ϵ | -750 | +2568 -2724 | -703 | +5092 -4738 |
| σ | 76 | +73 -99 | 76 | +79 -96 |
| Interface (c) - $E_c=0.1\text{GPa}$, $E_t=0.05\text{GPa}$ | | | | |
| ϵ | -1125 | +27710 -27250 | -1136 | +48510 -37670 |
| σ | 118 | +112 -137 | 118 | +109 -135 |

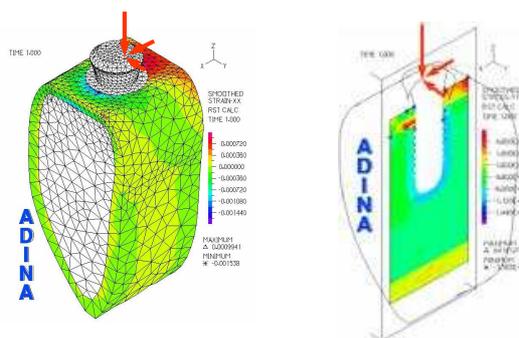


Figura 3: Deformações na zona cortical e tensões num plano na direcção buco-lingual notando-se a interface em volta do implante.

Conclusões

Pode-se constatar pela Tabela 2 que os valores ISQ obtidos aumentam com a espessura da cortical, diminuem com maiores distancias do ombro do implante à cortical e quanto mais rígida é a camada da cortical mais elevada é a frequência natural. A média dos resultados clínicos em seis pacientes no dia da intervenção e passados cinco meses são 82 e 84 ISQ, respectivamente, portanto com uma ligeira tendência a aumentar com a cicatrização. Nesta altura a qualidade do osso deve corresponder a parâmetros de uma interface entre (a) e (b) e a um modelo entre o II2 e o III2. As tensões máximas no implante e na camada cortical destes modelos durante a função mastigatória, Tabela 3, são valores admissíveis para estes materiais cujos valores de cedência médios, são cerca de 450 e 100 a 200 [MPa], respectivamente (Eijden, 2000). Por sua vez, as deformações máximas na cortical observam-se, como se pode ver na figura 3, junto a interface com o implante onde não é possível medi-las (*in vivo*) devido às dimensões dos extensómetros. Nas zonas que estes elementos podem abranger, os valores dos modelos são em geral inferiores ao valor inicial de deformação patológica de adaptação mecânica do osso cortical (3000×10^{-6}), (Frost, 1994).

Referências bibliográficas

- [1] Eijden T M G J, Biomechanics of the Mandible, Crit Rev Oral Biol Med, 11(1): 123-136 (2000).
- [2] Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky, and Konvickova S, J Prosthet Dent 2004;9: 20-5.
- [3]. Frost HM: Wolff's law and bone's structure adaptations to mechanical usage. Angle Orthodontics 64: 175-188(1994).