

EFEITO DA ORIENTAÇÃO DOS MINIIMPLANTES ORTODÔNTICOS, EM RELAÇÃO AO CARREGAMENTO NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO TECIDO ÓSSEO: ANÁLISE NUMÉRICA

Fernando Cruz^{a,c}, Walter Giannetti^b, Flávia Bastos^b, Fabíola Leite^a, Mauro Cruz^c

^aFaculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora, Minas Gerais, Brasil

^bNúcleo de Pesquisa em Métodos Computacionais em Engenharia, UFJF, Minas Gerais, Brasil
flavia.bastos@ufff.edu.br, www.ufff.br/numec

^cCentro Clínico de Pesquisa em Estomatologia, Juiz de Fora, Minas Gerais, Brasil
fernandolcruz@yahoo.com.br, www.clinestpq.com.br

Palavras-chaves: Miniimplantes ortodônticos; método dos elementos finitos; ancoragem ortodôntica; modelagem geométrica.

1. INTRODUÇÃO

A ancoragem ortodôntica pode ser definida como um conjunto mecânico, natural ou artificial, que permite a aplicação de uma carga para se obter o movimento dental ou esquelético, evitando movimentos indesejados. Ela pode ser obtida por meio dos dentes, por dispositivos fixos ou removíveis intraorais e extraorais, e pelos miniimplantes ortodônticos (MIOs) (Kyung, Hong e Park, 2003; Hermann e Cope, 2005).

Os miniimplantes apresentam-se como uma técnica simples e pouco invasiva, sendo seu uso bastante confortável para o paciente. Apresentam ainda algumas vantagens sobre outros dispositivos de ancoragem como a simplicidade da instalação e remoção, o fácil acesso a exíguos locais de ancoragem óssea (Park, Kwon e Sung, 2005), desconforto mínimo, ausência de residuais cirúrgicos e ainda a possibilidade de imediata ativação (Vivattanatipa et al., 2009).

Os miniimplantes promovem pontos de ancoragem efetiva, mesmo quando se aplica a carga imediatamente após a sua instalação (El-Beialy et al., 2009). A quantidade de força usualmente aplicada após a sua instalação está entre 150 e 200gf, podendo ser gradualmente aumentada até 350gf, considerando-se a tipologia óssea, como a densidade e a espessura da região cortical (Kyung, Hong e Park, 2003). O mecanismo de ação baseia-se no embricamento mecânico de sua geometria nas porções corticais e medulares do osso e não necessariamente no mecanismo da osseointegração. Por isso, a forma e o comprimento das espiras são fundamentais para a sua estabilidade.

A resistência mecânica do MIO pode ser aumentada por alterações na geometria como a conicidade, filetes e sulcos diferenciados ou apropriados para o autorroscamento ou a autoperfuração (Park, Kwon e Sung, 2005). A ocorrência de osseointegração dificulta a sua remoção, aumentando o risco de fratura do implante, do osso ou de ambos (Miyawaki, Koyama, Inoue, 2003). Por esta razão, o material para a sua fabricação deve ter alta resistência à torção, sendo utilizada geralmente a liga de titânio grau 5 ou aço cirúrgico 316L (Miyawaki, Koyama, Inoue, 2003).

Aspectos de caráter biomecânico devem ser considerados para a sua ativação, como a orientação em relação ao plano ósseo e ao carregamento. Uma vez que os miniimplantes não são osseointegrados, uma força de cisalhamento poderá levar ao seu afrouxamento e consequente falha. No caso da maxila, utiliza-se uma angulação de 30 a 60 graus em relação ao eixo longitudinal dos dentes, por vestibular ou por palatino (Kyung, Bae e Park, 2003).

Clinicamente a orientação destes implantes no sentido vertical, pode, na maioria das vezes, ser controlada pelo operador, enquanto que no horizontal é ditada pelas condições anatômicas (El-Beialy et al., 2009).

O comportamento dos miniimplantes pode ser considerado como um problema estrutural, já que no carregamento funcional, surgem tensões e deformações nos implantes e no tecido ósseo adjacente, semelhantes aos dos problemas estruturais tradicionais de engenharia. Em consideração à larga utilização dos MIOs para os mais variados propósitos, é de grande importância que se possa prever a distribuição de tensões induzida por eles ao longo do osso e, para esta finalidade, foi escolhido o Método dos Elementos Finitos.

2. OBJETIVOS

O objetivo deste estudo será avaliar pelo método de elementos finitos (MEF), a influência da orientação dos MIOs, em relação ao carregamento, na distribuição de tensões no implante e no tecido ósseo.

3. METODOLOGIA

3.1. Modelagem Geométrica

Por meio da interface gráfica do programa de elementos finitos ABAQUS/CAE®, foram confeccionados dois modelos tridimensionais, correspondendo fielmente a um mini implante ortodôntico (MIO) e, aproximadamente, a uma seção do osso maxilar. As dimensões utilizadas foram adquiridas a partir de um miniimplante verdadeiro, manufaturado em aço cirúrgico 316L (Biomac Med, Juiz de Fora, MG, Brasil). Para o miniimplante, foram criados três sólidos deformáveis, gerados por revolução: um cilindro de 1mm de diâmetro e 5,5mm de altura (correspondente ao corpo do MIO), um cone de 1mm de diâmetro e 2,5mm de altura (respectivo à ponta do MIO) e

uma hélice triangular com 60°, 0,45mm de altura de filete e 1,1mm de passo de rosca (relativa à espiral do MIO, criada com a função *pitch*). A consolidação do miniimplante se deu através da união das três partes, cada uma rotacionada e transladada para que ficassem na posição correta, finalizando com as funções *Merge Geometry e Remove Intersection Boundaries* (remove as interseções, criando uma parte única). Para a maxila, um corte tomográfico computadorizado em formato Dicom proveniente do arquivo do Centro Clínico de Pesquisa em Estomatologia (Tomógrafo Helicoidal Pro-Speed/GE) foi importado para um programa CAD e contornado por curvas do tipo *Spline*, delimitando as regiões dos ossos medular e cortical. Cada contorno foi exportado no formato .sat e, na sequência, importado pelo Abaqus para a geração de sólidos deformáveis, gerados por extrusão (10mm de espessura). As três partes, MIO, osso cortical e osso medular foram posicionadas e unidas com as funções *Merge Geometry e Retain Intersection Boundaries* (mantém as interseções).

3.2 Propriedades mecânicas e condições de contorno

Todas as partes foram consideradas como seções sólidas e homogêneas, com propriedades isotrópicas e lineares-elásticas. Foram atribuídos os seguintes módulos de elasticidade: 110GPa para o mini implante ortodôntico, composto majoritariamente por aço cirúrgico; 13,7GPa para o osso cortical; e 1,37GPa para o osso medular. Foram gerados 48mil elementos tetraédricos, com tamanho aproximado de aresta de 0,5mm. As faces laterais correspondentes à seção da mandíbula tiveram seus deslocamentos e rotações restritas. Foi exercida no mini-implante uma força de 2N, decomposta a 45° em duas componentes sobre o plano normal ao seu eixo longitudinal.

3.3 Posicionamento dos MIOs

O padrão para a colocação segura dos MIOs é influenciado pelo comprimento do parafuso e o ângulo de posicionamento. Para a simulação numérica, o MIO foi instalado em cinco orientações diferentes. Uma instalação ortogonal à superfície vestibular (angulação de 0°), outras de 30 e 40 graus a favor da força aplicada e 30 e 40 graus contrários à força aplicada. A análise dos resultados será feita de forma qualitativa e quantitativa. Serão avaliadas as tensões, deformações e direções principais atuantes no osso cortical. Para efeito de comparação dos resultados, também será observado o critério de Von Mises, devido ao seu uso popular na literatura.

4. RESULTADOS PRELIMINARES

A Figura 1 exibe a malha de elementos finitos para o sistema MIO-maxila. A Tabela 1 mostra resultados preliminares com os valores máximos de tensões de von Mises atuando no implante, no osso cortical e no osso medular para as orientações de 0°, 30° e 45° contra a força e 30° e 45° a favor da força. Observa-se que existe uma variação das tensões em função da orientação, sendo que a situação mais atenuante é a de 45° a favor da força aplicada.

5. TRABALHOS FUTUROS

Nesta etapa o trabalho se concentrou em revisão da literatura, aprendizado das técnicas de modelagem geométrica tri-dimensional e familiarização com o programa de elementos finitos. Os próximos passos pretendidos para o desenvolvimento de um estudo efetivo neste tema incluem:

- Refinamento da malha e testes de convergência;
- Inclusão da pré-carga (força de aperto do parafuso);
- Modelagem dos dentes entre os quais o MIO é inserido;
- Análise não-linear considerando contato entre implante e osso.

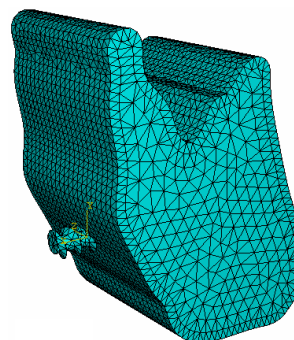


Figura 1: Malha de elementos finitos para o sistema MIO-maxila

	0°	30° D contra	45° D contra	30° E favor	45° E favor
Implante	27,04	7,813	7,066	8,517	6,657
Cortical	3,704	2,882	1,732	1,560	1,424
medular	0,315	0,163	0,133	0,118	0,088

Tabela 1: tensões de vonMises (MPa)

REFERENCIAS

- El-Beialy, A.R., Abou-El-Ezz, A.M., Attia, K.H., El-Bialy, A.M., Mostafa, Y.A., Loss of anchorage of miniimplantess:A 3-dimensional assessment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 136:700-7, 2009.
- Hermann, R., Cope, J. B., Miniscrew implants: IMTEC Mini Ortho Implants. *Semin Orthod*, Philadelphia, 11: 1:32-39, Mar. 2005.
- Kim, S.H.; Yoon, H.G.; Choi, Y.S.; Hwang, E.H.; Kook, Y.A.; Nelson, G. Evaluation of interdental space of the maxillary posterior area for orthodontic mini-implants with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 135:635-4, 2009.
- Kyung, H. M., Bae, S. M., Park, H. S., et al. The course manual for micro-implant anchorage orthodontics. Daegu, Korea: *Kyungpook Natl Univ*, 2003.
- Miyawaki, S., Koyama, I., Inoue, M., Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 124:373-8, 2003.
- Park, H.S., Kwon, T.G., Kwon, O.W., Treatment of open bite with microscrew implant anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 126:627-36, 2004.
- Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O., Kusakari, H., Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 18:357-368, 2003.
- Viwattanatipa, N., Thanakitcharu, S., Uttraravichien, A., Pitiphatop, W., Survival analyses of surgical miniimplantess as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orth*, 136:29-36, 2009.