ANÁLISE BIOMECÂNICA DE OSSO MANDIBULAR SUBMETIDO A DISTRAÇÃO OSTEOGÊNICA E LLLT

Angelo Luiz Freddo[1]
Eliete Biasotto Hauser[2]
Marília Gerhardt de Oliveira[3]

1. Professor Doutor da Faculdade de Odontologia da UFRGS
2. Professora Doutora da Faculdade de Matemática da PUCRS
3. Doutora em Odontologia - Pesquisadora – Preceptora GHC

INTRODUÇÃO

A Distração Osteogênica (DO) apresenta-se como uma alternativa na reconstrução óssea facial. A DO é baseada no emprego de aparelhos distratores implantados, objetivando o crescimento ósseo em um sítio deformado (SAMCHUKOV, 1999; MOFID et al., 2001).

A utilização da LLLT (Low Level Laser Therapy) na biomodulação e do reparo ósseo, tem uma série de benefícios, como proporcionar maior rapidez na cicatrização óssea, menor desconforto pós-operatório, e outros (TAKEDA, 1988).

O método dos elementos finitos (MEF) é uma técnica matemática que divide a estrutura em pequenos elementos, com o objetivo de viabilizar o cálculo da reação da estrutura inteira, através da combinação das reações de cada elemento.

METODOLOGIA

Respeitando as diretrizes para uso de animais, uma ovelha foi selecionada para a amostra. A ovelha com idade de dois anos, com peso entre 40kg a 45kg foi submetida à distração osteogênica (FREDDO et al., 2012).

Tabela I Organização do grupo experimental

Animal	Tempo do Distrator	*Laser*	Pós Operatório
Ovelha	40 dias	Período de ativação	60 dias

Após a morte do animal o método de construção de um biomodelo virtual segue os seguintes passos:

a) Obter as imagens tomográficas em formato DICOM;
b) Gerar modelo tridimensional a partir de imagens tomográficas;
c) Exportar para o software CAD/CAM/CAE em formato compatível (.stl)
d) Utilizar software CAD para modelar o implante;
e) Realizar simulação computacional de elementos finitos através de software CAE

1 Tomografia Computadorizada (TC)

Para que possa ser gerado um modelo virtual a ser utilizado na análise tri-dimensional por elementos finitos, inicialmente é necessário obter com exatidão, os dados referentes à forma, tamanho, contorno e espessura do objeto; ou seja, suas propriedades dimensionais e estruturais.

A Tomografia Computadorizada (TC) é um exame de imagem que permite a reconstrução tridimensional do esqueleto diretamente ou através de uma série de fatias bidimensionais. Todos os índices estruturais comumente determinados por secções histológicas bidimensionais podem ser obtidos de maneira não destrutiva por um grande número de cortes em qualquer uma das 3 direções ortogonais (FELDKAMP *et al*., 1989).

A TC proporciona uma medida de densidade mineral óssea na mandíbula potencialmente útil como um método não invasivo para avaliar a qualidade óssea mandibular (LINDH et al., 1996). As imagens tomográficas são geradas no formato DICOM.

2 Conversões das imagens tomográficas (DICOM) em arquivos de superfície (.STL)

A sequência das imagens tomográficas obtidas, em formato DICOM, foram importadas para o programa Invesalius 2.1, adquirido através do Portal do Software Publico Brasileiro (http://www.softwarepublico.gov.br/). Através do programa esta sequencia de cortes axiais (2D) foi organizada pelo processo de reconstrução das imagens, gerando um modelo tridimensional (3D), composta de nuvens de pontos unidos, de discretização triangular, o que corresponde ao .STL., (Figura 1) e que são arquivos compatíveis com programas CAE.

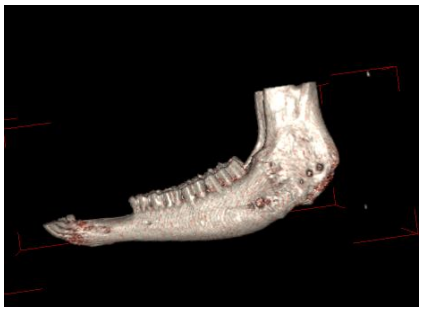

Figura 1 Biomodelo 3D de uma Mandíbula de Ovelha

3 Simulação Computacional

Os arquivos .STL foram importados para o programa Rhinoceros 3D onde realizou-se a modelagem da superfície das mandíbulas. Adicionalmente, um implante de titânio, conectado a uma coroa dentária de porcelana, nos parâmetros daqueles utilizados na prática clínica odontológica foi modelado e introduzido, computacionalmente, no interior do osso neoformado, considerando como 100% osteointegrado. Na Tabela II apresentamos as propriedades que caracterizam os diferentes materiais; obtidas a partir de dados disponíveis na literatura (MENICUCCI et al, 2002; VEZIRUGLU, 2007; HAN et al , 2008;).

Tabela II Propriedades dos materiais utilizados

Itens Ovelha	Módulo de elasticidade (Mpa)	Coeficiente de Poisson
Implante	110000	0,33
Dente (Cerâmica)	170000	0,3
Osso Medular	1810	0,34
Medular na região de trinca	1090	0,33
Cortical	18100	0,3
Cortical na região de trinca	10920	0,33

Em seguida, os modelos CAD foram exportados para o Software FEMAP onde se fez o pré-processamento dos arquivos, onde se conferiu a qualidade do modelo para gerar uma malha eficiente, e determinou-se as áreas de restrição de movimentos, carregamento das forças mastigatórias e propriedades dos materiais e dos tecidos biológicos. Com os modelos já carregados, utilizou-se o software NEiNastran para realização do cálculo dos elementos finitos.

O uso de animais neste projeto de pesquisa foi apreciado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS, CEP 06/03522 em 12 de março do ano de 2007.

RESULTADOS

1 Tensão de Von Mises

A análise de tensão de Von Mises foi verificada somente no implante, porque é a única peça cujo material oferece a característica de escoamento. Também é importante observar pela tabela, que a localização das máximas tensões de Von Mises foi encontrada na parte superior do implante.

A maior tensão de Von Misses se revelou maior no carregamento oblíquo, porém o carregamento horizontal é o mais significativo para o cálculo da tensão de Von Misses, pois gera esforços cisalhantes no implante.

2 Tensão Máxima Principal Total

O domínio dessa análise compreende todas as peças anatômicas, exceto o implante por motivos de ductilidade do Titânio. Essa análise foi utilizada para comparar tensões entre materiais frágeis, de maior dureza, como é o caso do osso.

Nos carregamentos horizontais e oblíquos, a tensão máxima encontra-se na base do dente, que é de cerâmica. Isso só não ocorre nos carregamentos verticais que são sempre localizados no tecido ósseo, porém dentro de valores não críticos.

3 Tensão Máxima Principal no Osso

Nessa análise, o domínio foi restringido apenas para as partes ósseas e cerâmica, excluindo-se o implante de titânio. Analisando os máximos valores, percebemos que a maior tensão principal aconteceu no carregamento oblíquo.

4 Deflexão Máxima

Esse termo é referente à translação ocorrida em cada parte da estrutura. É um parâmetro importante quando se utiliza um critério de falha ligado a esses deslocamentos, ou quando suas condições de aplicação são restringidas por alguns deslocamentos. Micromovimentos que excedam 100 μm podem induzir à formação de tecido conjuntivo fibroso no lugar da desejada regeneração óssea e osteointegração. Como apresentado na tabela não houve deslocamento crítico.

Os máximos valores obtidos em cada análise, bem como sua localização no sistema implante/mandíbula, são apresentados na Tabela III abaixo:

Tabela III Resultados obtidos na aplicação do Método de Elementos Finitos

OVELHA Horizontal	Max. Von Mises (Mpa)	Max Max. Prnc. (Mpa)	Def. Max (μm)	Max Max. Prnc. OSSO (Mpa)

Valor	21	7,927	5,27	3
Localização	Superior Implante	Base inferior dente	Superior dente	Furo implante
OVELHA Oblíquo	**Max. Von Mises (Mpa)**	**Max Max. Prnc. (Mpa)**	**Def. Max (mm)**	**Max Max. Prnc. OSSO (Mpa)**
Valor	104,6	129,6	26,5	12,8
Localização	Superior Implante	Base inferior dente	Superior dente	Furo implante
OVELHA Vertical	**Max. Von Mises (Mpa)**	**Max Max. Prnc. (Mpa)**	**Def. Max (mm)**	**Max Max. Prnc. OSSO (Mpa)**
Valor	9	3	2,4	3
Localização	Superior Implante	Dobra dente	Todo dente	Dobra dente

CONSIDERAÇÕES

Esta pesquisa, através do aprendizado da metodologia, possibilitará o desenvolvimento de outros trabalhos. Nestes testes o osso neoformado por osteodistração, com 60 dias, foi capaz de suportar e distribuir as forças mastigatórias adequadamente, não sofrendo tensões e deslocamentos críticos no implante instalado.

Finalmente, como possibilidade de sequência deste trabalho de pesquisa sugerimos a análise por elementos finitos no efeito da variação da geometria, diâmetro e materiais de implantes.

Referências

[1] SAMCHUKOV, M. L.; CHERKASHIN, A. M.; COPE, J. B. Distraction osteogenesis: history and biologic basis of new bone formation In: LYNCH, S. E.; GENCO, R. J.; MARX, R. E. (Org.). Tissue engineering: applications in maxillofacial surgery and periodontics. Illinois: Quintessence, 1999. p. 131-146.

[2] MOFID, M.M. et al. Craniofacial distraction osteogenesis: a review of 3278 cases. Plast Reconstr Surg 2001 Oct; 108(5):1103-14.

[3] TAKEDA, Y. Irradiation effect of low-energy laser on alveolar bone after tooth extraction: experimental study in rats. International J of Oral and Maxillof Surg, v.17, n.6, p.388-391, 1988.

[3] FREDDO, A. A preliminary Study of Hardness and Modulus of Elasticity in Sheep Mandibles. Submitted to LIMS, 2012.

[4] FELDKAMP, L. A. et al. The direct examination of three-dimensional bone architecture in vitro by computed tomography. J Bone Miner Res. v.4, p.3-11, 1989.

[5] LINDH, C. et al. A quantitative computed tomography of trabecular bone in the mandible. Dentomaxillofacial Radiology, 1996 (in press).

[6] MENICUCCI, G et al. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. Clin Oral Iimplants Res 2002 Jun;13(3):334–41.

[7] VEZIROGLU, F.; YILMAZ, D. Biomechanical evaluation of the consolidation period of alveolar distraction osteogenesis with three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillof Surg 2008 May 37(5):448–52.

[8] HAN, U; KIM, Y; PARK, J. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution and displacement of the maxilla following surgically assisted rapid maxillary expansion. J of Cranio-Maxillofac Surg 2009 37(3):145–54.