

CONSIDERAÇÕES SOBRE MODELOS PARA O TECIDO MEDULAR EM ANÁLISES POR ELEMENTOS FINITOS

Selma H. Shimura da Nóbrega, Profa. Dra. - PPGEM - CT - UFRN, spnobrega@ufrnet.br

Álvaro F. Moura, doutorando - PPGEM CT - UFRN, alvarobenevides@bol.com.br

Petrus Gorgônio B. da Nóbrega, Prof. Dr. - DARQ - CT - UFRN, nobrega@ufrnet.br

Resumo. Este trabalho tem por finalidade avaliar as tensões e as deformações originadas por ações mastigatórias em sistemas de implantes por meio do Método dos Elementos Finitos (MEF) utilizando, para isto, modelos matemáticos que representem, adequadamente, o comportamento biológico do tecido medular. Sabe-se que estas respostas biomecânicas interferem diretamente nos processos de osseointegração e remodelação óssea; ou seja, a adaptabilidade do tecido ósseo às solicitações funcionais dependem das tensões compressivas, geradoras de microfissuras, e do grau de deposição de novas células. Considerando que a fixação do implante se dá, em grande parte, na região do tecido medular, estudar seu comportamento frente a solicitações de cargas mastigatórias é de elevada importância. Desta forma, neste trabalho são propostos modelos matemáticos com elementos de barras para representar os segmentos ósseos do tecido medular em estruturas de arcadas humanas. Para as análises foi utilizado o código computacional ADINA e considerado o Estado Plano de Deformação. Os resultados mostram que os modelos usuais para o osso medular (bidimensionais) e os propostos neste trabalho (unidimensionais) apresentam desempenho similar e que a força mastigatória média obtida da literatura é excessiva para as estruturas ósseas analisadas, podendo dar início ao processo de reabsorção óssea.

Palavras chave: implantes, remodelação óssea, elementos finitos

1. INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, um recurso computacional empregado com sucesso na avaliação de estruturas mecânicas, navais, aeronáuticas e civis tem, igualmente, encontrado amplo espaço de aplicabilidade na área da saúde, em particular na Odontologia. Esta técnica é conhecida como Método dos Elementos Finitos (MEF).

Neste trabalho estuda-se a propagação das tensões e deformações originadas por ações mastigatórias em sistemas de implantes por meio do MEF. Tais respostas biomecânicas interferem diretamente nos processos de osseointegração e remodelação óssea; fenômenos que perduram alguns meses após a inserção do componente, até que se atinja um estado de equilíbrio. De forma concisa, a adaptabilidade do tecido ósseo às solicitações funcionais dependem das tensões compressivas, geradoras de microfissuras, e do grau de deposição de novas células, os osteoblastos. Para ações de elevada magnitude, o processo de deposição pode ser insuficiente para sobrepor o dano gerado e o processo de reabsorção óssea tem início. Este fenômeno, na interface osso-implante, pode gerar problemas de integridade do sistema culminando, na pior situação, em sua perda. A Fig. (1) mostra imagens de raio-X de pacientes cujos implantes estão perfeitamente osseointegrados (Fig. 1a) e com reabsorção óssea em grau elevado (Fig. 1b).

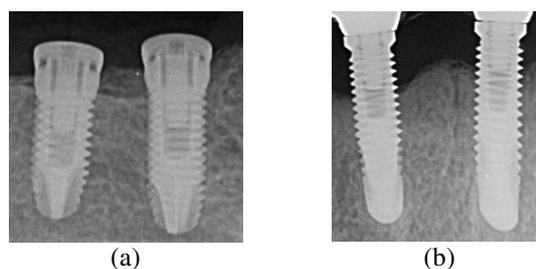


Figura 1. Sistemas de implantes osseointegrados (a) e com reabsorção óssea (b).

Neste contexto, Li *et al.* (2006) propuseram representar a remodelação óssea por meio de um modelo matemático que considera a ocorrência da reabsorção devido a cargas superiores e inferiores aos valores de solicitações funcionais considerados normais. O MEF foi empregado para as análises, sendo a validação do referido modelo efetuada em comparação com estudos previamente propostos.

Lopes *et al.* (2008) citam o trabalho realizado por Frost em 1987, o qual relaciona as microdeformações observadas com a resposta fisiológica do tecido ósseo. Desta forma, para microdeformações até 0,02%, observa-se o “remodelamento” causado por desuso ou solicitações de muito baixa magnitude; entre 0,02 e 0,25%, diz-se que um equilíbrio homeostático é estabelecido entre a neoformação e a reabsorção óssea; entre 0,25 e 0,4%, há a indicação de uma leve sobrecarga e maior neoformação do que reabsorção do osso lamelar; e, finalmente, para valores superiores a 0,4%, identifica-se a sobrecarga patológica, caracterizada pela rápida deposição de osso imaturo. A Tab. (1) resume estas relações onde o “remodelamento” é indicado por “R”; a “neoformação”, por “N”; e a “microdeformação”, por ϵ .

Tabela 1 – Relação de microdeformações × comportamento fisiológico.

Desuso	Carga fisiológica	Leve Sobrecarga	Sobrecarga Patológica
Remodelamento	Homeostasia	Modelamento	Formação Osso Imaturo
$R > N$	$R = N$	$N > R$	$N \gg R$
$\epsilon < 0,02\%$	$0,02\% < \epsilon < 0,25\%$	$0,25\% < \epsilon < 0,4\%$	$\epsilon > 0,4\%$

Dois fatores são, portanto, essenciais no projeto de sistemas de implantes: a natureza das forças mastigatórias e o conhecimento do comportamento biomecânico do tecido ósseo. O sucesso na inserção do implante e sua adequada fixação dependem da garantia de uma boa osseointegração e de um adequado processo de remodelação óssea. Desta forma, a avaliação da distribuição das tensões e das deformações na vizinhança das estruturas dos implantes é fundamental para se prever possíveis ocorrências de falhas e garantir a longevidade da reabilitação oral.

Neste contexto, importantes são os recursos numérico-computacionais fundamentados no MEF para as análises destas estruturas. Entretanto, cabe ressaltar que as respostas numéricas obtidas refletem as hipóteses consideradas nos modelos matemáticos, ou seja, representar toda a pluralidade do processo biomecânico relacionada à característica anatômica dos tecidos, à geometria dos implantes, à sua quantidade e à distância entre estas estruturas, tornaria o processo de análise extremamente complexo, e até inviável. Assim, a adoção de hipóteses simplificadoras torna-se inevitável. Por este motivo, apesar da diversidade de forma e consistência (densidades) dos diferentes tipos de tecidos ósseos das arcadas dentárias, é comum considerá-los como material simples com propriedades mecânicas específicas. A Fig. (2) ilustra a classificação elaborada por Lekholm e Zarb (1985), na qual os ossos da arcada são agrupados de acordo com seu formato e diferentes densidades dos tecidos em grupos denominados Grau I a IV.

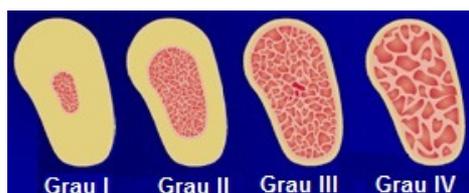


Figura 2. Classificação dos tipos de ossos da arcada humana.

Observa-se um tecido mais compacto na parte externa, denominado osso cortical, e um tecido menos compacto na parte interna, osso medular. O osso cortical é mais denso enquanto que o medular é poroso, contendo em seu interior fluidos, nervos, e células adiposas, dentre outros elementos.

Neste trabalho, propõe-se analisar estruturas de implantes inseridas em ossos de arcadas pertencentes aos Graus II e IV, adotando-se, para o tecido medular, a representação das pequenas estruturas ósseas por barras. As microdeformações são igualmente avaliadas e associadas ao comportamento biomecânico da estrutura do implante.

2. MODELOS MATEMÁTICOS PARA ANÁLISE PELO MEF.

O comportamento biomecânico dos tecidos ósseos foi, por muito tempo, estudado em experimentos *in vivo*, ou por observação de estudos de casos. Entretanto, devido a complexidade das propriedades mecânicas dos biomateriais e detalhes microestruturais, as análises biomecânicas assim realizadas tornaram-se um desafio para o pesquisador. Por este motivo, os procedimentos computacionais baseados no Método dos Elementos Finitos ganharam, nas últimas décadas, um grande destaque na área de implantes pois permitem a avaliação de seu desempenho e de sua relação com o meio que o circunda, de maneira suficientemente próxima da realidade.

Para as análises foi utilizado o código computacional ADINA, versão 8.9, considerando o Estado Plano de Deformação na representação do modelo matemático para os ossos Graus II e IV, apresentados na Fig. (3). Os modelos analisados são mostrados na Fig. (4).

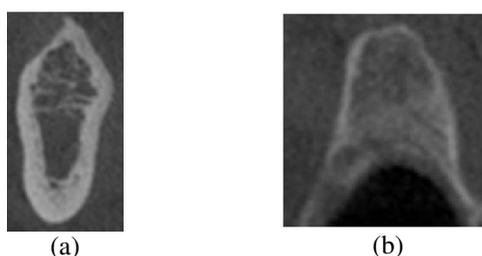


Figura 3. Imagens de tomografia computadorizada dos ossos graus II (a) e IV (b).

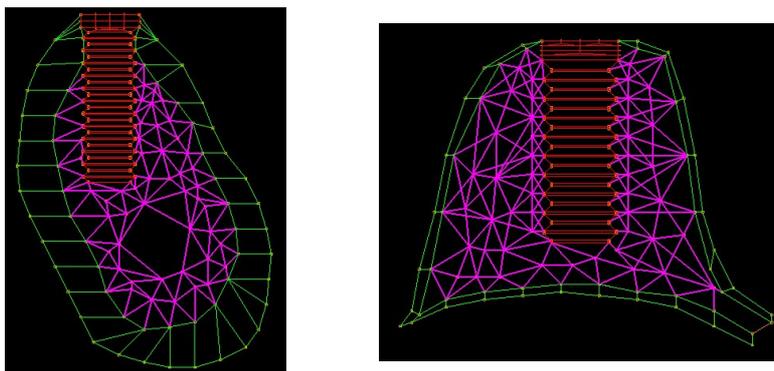


Figura 4. Malhas de elementos finitos.

Para o osso cortical (cor verde) e implante (cor vermelha) são usados elementos bidimensionais de 9 nós e para o osso medular (cor magenta) foram efetuadas análises com elementos bidimensionais de 9 nós ou com elementos unidimensionais (de barras exclusivamente solicitadas por esforço axial) com 2 nós. As condições de contorno consideram restringidos todos os deslocamentos lineares e angulares no contorno do osso cortical, e as cargas mastigatórias verticais atuantes no topo do implante equivalem a 340N (valor médio tomado entre 180N e 500N, apresentados em publicações recentes da área, associados à forças mastigatórias sobre os incisivos e os molares, respectivamente).

As propriedades mecânicas são apresentadas na Tab. (2) e baseiam-se no trabalho de Lin et al. (2009).

Tabela 2. Propriedades mecânicas.

Materiais	Módulo de elasticidade longitudinal (GPa)	Coefficiente de Poisson
Titânio	110,0	0,33
Osso medular	1,37	0,30
Osso cortical	13,7	0,30

Os modelos matemáticos específicos para o osso medular são:

- MODELO 1: elementos bidimensionais (2D) e propriedades do osso medular ($E = 1,37$ GPa).
- MODELO 2: elementos unidimensionais (1D) e propriedades do osso medular ($E = 1,37$ GPa).
- MODELO 3: elementos unidimensionais (1D) e propriedades do osso cortical ($E = 13,7$ GPa).

Com a finalidade de avaliar a densidade da malha dos modelos 2 e 3, foi idealizado um modelo com aproximadamente 50% de elementos de barras adicionais. Este é o MODELO 4.

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

3.1. Osso Grau II

A Fig. (5) ilustra a distribuição das tensões de von Mises nas regiões do osso cortical e medular nos Modelos 1 e 2.

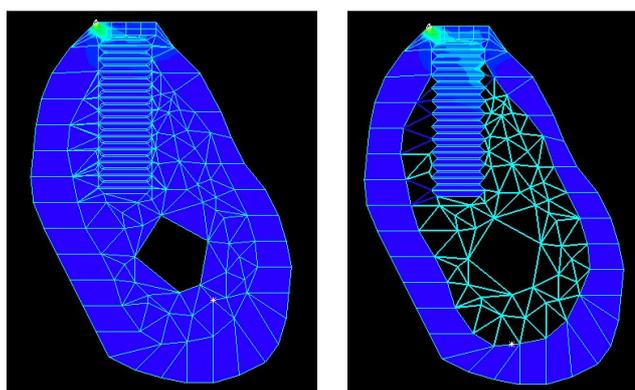


Figura 5. Tensões de von Mises para os modelos 1 e 2.

Observa-se a ocorrência de tensões máximas na interface implante/osso cortical, na região denominada “pescoço” do implante. Os resultados numéricos são apresentados na Tab. (3).

Tabela 3. Tensões de von Mises e deformações máximas

	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3
Tensões (GPa)	0,3967	0,4124	0,3305
Deformações (%)	0,4840	0,5044	0,4066

A primeira análise sobre estes valores deve considerar o modelo 1 em comparação aos modelos 2 e 3. O primeiro com elementos 2D e os demais, com elementos 1D. A menor diferença percentual reside entre os Modelos 1 e 2 indicando que o número de elementos 1D deve ser ampliado e, conseqüentemente, a rigidez do conjunto, para que a resposta se aproxime daquela obtida para o Modelo 1. As respostas mais rígidas do modelo 3 são coerentes pois os elementos 1D possuem propriedades idênticas ao do osso cortical, ou seja, o módulo de elasticidade longitudinal do osso cortical é superior ao do medular, logo, as deformações serão naturalmente menores.

Com relação às deformações, observa-se que todas resultaram superiores a 0,4% denotando, segundo os dados da Tab. (1), que a força aplicada de 340N não é adequada por produzir uma sobrecarga na estrutura, gerando reabsorção óssea. De fato, ossos grau II apresentam o tecido cortical com espessura superior à dos ossos grau IV; logo, sua capacidade de suporte às forças mastigatórias é inferior.

3.2. Osso Grau IV

A distribuição das tensões de von Mises nas regiões do osso cortical e medular nos modelos 1 e 2 são apresentadas na Fig. (6).

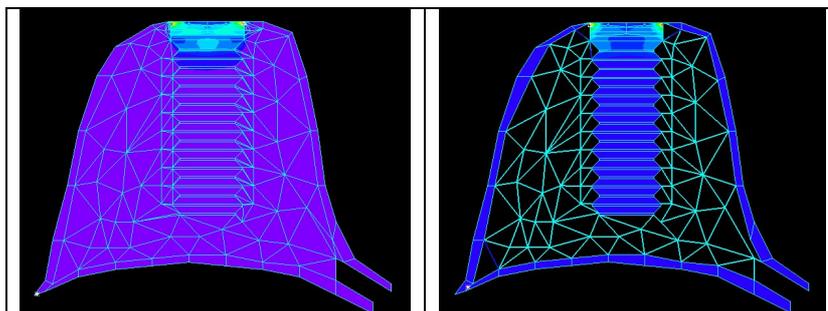


Figura 6. Tensões de von Mises para os modelos 1 e 2

Novamente, as tensões máximas são verificadas no pescoço do implante e distribuem-se até a proximidade da primeira rosca. Os resultados numéricos são apresentados na Tab. (4).

Tabela 4. Tensões de von Mises e deformações máximas

	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3	Modelo 4
Tensões (GPa)	0,2939	0,6156	0,4796	0,6046
Deformações (%)	0,5014	0,5044	0,3951	0,4982

Inicia-se com a análise comparativa entre as respostas dos modelos 2 e 4. As propriedades mecânicas são as mesmas, porém o número de elementos 1D do modelo 4 é superior. Os valores de tensão e deformação apresentam diferenças percentuais iguais a 1,8% e 1,2%, respectivamente, indicando que a idealização do modelo 2 é adequada para efeitos de comparação com os demais modelos. Os valores do modelo 3 decorrem da consideração dos elementos 1D com propriedades mecânicas iguais ao do osso cortical fornecendo, como esperado, respostas mais rígidas.

O modelo 1, único com elementos 2D, apresenta valores de tensão de von Mises significativamente menores, mas deformações compatíveis com os do modelo 2, com elementos 1D.

Embora os osso de grau IV absorvam melhor as cargas mastigatórias mais elevadas, as deformações indicam que uma força de 340N pode representar uma sobrecarga ao sistema com indício de ocorrência de um processo de remodelação óssea.

4. CONCLUSÕES

Este trabalho consiste de avaliações de modelos matemáticos que, de forma adequada, possam representar o tecido ósseo medular. Algumas considerações devem ser feitas em relação aos modelos e seus resultados.

Inicialmente, destaca-se que o tecido medular é um meio poroso constituído por fluidos, nervos e células dispersos entre os segmentos ósseos e que os modelos matemáticos usualmente empregados consideram a Teoria da Mecânica do Contínuo com o emprego de elementos bidimensionais. Esta hipótese representa uma limitação entre a realidade e a simulação numérica.

Os elementos unidimensionais de barras foram propostos visando adequar a resposta numérica a este meio não contínuo devendo, para este fim, ser posicionados onde segmentos ósseos reais existem e preservando as regiões intermediárias do tecido, conforme o trabalho publicado por Van Lenthe *et al.* (2006).

Sobre os modelos matemáticos analisados, não se pode afirmar sobre a utilização de elementos 1D ou 2D pois, cada um deles, traz vantagens (consideração do meio poroso de forma mais realista, para o elementos 1D; e tempo de elaboração do modelo reduzido, para o elemento 2D, por exemplo) e desvantagens (tempo para elaboração do modelo elevado e imprecisão na representação dos segmentos ósseos, para o elemento 1D; e a consideração irreal de um meio contínuo, para o elemento 2D).

As deformações decorrentes das análises com força aplicada de 340N indicam que esta é uma ação que pode estar relacionada a problemas de remodelação óssea por ser superior à carga fisiológica. Estudos realizados com os mesmos modelos, mas considerando forças verticais de 180N mostraram que esta é uma ação fisiológica e de equilíbrio.

Em pesquisas futuras, novos modelos matemáticos baseados em imagens de tomografia deverão ser propostos a fim de determinar o melhor procedimento para a representação do osso medular. Igualmente, pretende-se relacionar os níveis de ações mastigatórias com o processo de remodelação a partir de estudos baseados na densidade do meio ósseo.

3. REFERÊNCIAS

- Lekholm, U., Zarb, G.A., “Patient selection and preparation.”, in: Brånemark, P-I; Zarb GA; Albrektsson T. *et al.*, editors., “Tissue integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry”, pp. 199-209
- Li, J., Li, H., Shi, L., Fok, A.S.L., Ucer, C., Devlin, H., Horner, K., Silikas, N., 2007, “A Mathematical Model for Simulating the Bone Remodeling Process under Mechanical Stimulus”, *Dental Materials*, Vol. 23, pp. 1073-1078.
- Lopes, J.C.R.R., Freire, F.M., Dalapicula, S. S., Cons, M. B., Vidigal Jr., G. M. “Respostas do Tecido Ósseo à Carga Mecânica”, *Revista de Implantes*, 5(6), PP. 633-636.
- Van Lenthe, G. H., Stauber, M., Muller, R., 2006, “Specimen-specific Beam Models for Fast and Accurate Prediction of Human Trabecular Bone Mechanical Properties”, *Bone*, Vol, 39, Elsevier, pp. 1182-1189.

4. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a aluna Amanda Tobias, graduanda em Engenharia Civil - UFRN, pelo auxílio nas análises computacionais.

5. ABSTRACT

In this work, stresses and strains in the neighborhood of implant systems are evaluated by Finite Element Method (FEM) using mathematical models for an adequate simulation of the biological behavior of the medullary bone tissue. This biomechanical response is directly related to the osseointegration process and bone remodeling. This means that the adaptability of the bone tissue to functional loadings depends on compressive stresses that generate microcracks and new cells deposition. The comprehension of the medullary tissue performance when requested by masticatory loads is of high importance. In this research, the focus is to use unidimensional elements in order to idealize bone segments of the medullary tissue in human arches. Plane Strain analyses are performed using ADINA code and the results show that the usual models, considering two-dimensional elements for the medullary bone, and those proposed in this paper (one-dimensional), have similar performance. Also, the medium value of the masticatory force is excessive for these bone structures, stimulating the resorption process.

6. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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