

Artigo REF: 36A009

INFLUÊNCIA DO OSSO TRABECULAR NO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE UMA MANDÍBULA HUMANA EM ACTIVIDADE MASTIGATÓRIA

Paulo Piloto^{1(*)}, J. Ribeiro², J. C. Reis Campos³, A. Correia³ e Mário A.P. Vaz⁴

¹CENUME - IDMEC, Porto, Portugal

²Departamento Tec. Mecânica, Instituto Politécnico de Bragança, Bragança, Portugal

³Faculdade de Medicina Dentária, Universidade do Porto - Porto, Portugal

⁴DEMEGI, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto - Porto, Portugal

(*)Email: ppiloto@ipb.pt

RESUMO

A mandíbula humana é um dos elementos anatómicos de difícil análise biomecânica, pois combina, com uma elevada sofisticação, uma complexa geometria que inclui osso cortical e trabecular, tecido dentário, ligamentos, nervos e vasos sanguíneos. Neste artigo é efectuado um estudo numérico sobre um modelo de um desdentado com implantes, determinado por tomografia computadorizada. É efectuada uma análise paramétrica para verificar a influência das propriedades do osso trabecular no comportamento biomecânico da mandíbula durante actividade mastigatória. O resultado da deformação permite concluir que a actividade de ósseo integração é mais adequada para maiores valores de densidade do tecido ósseo. Os resultados demonstram ainda que para o mesmo valor de esforço de mordida, as tensões equivalentes crescem com a densidade do tecido.

INTRODUÇÃO

As aplicações computacionais na área médica são infinitamente variadas, desde o auxílio em cirurgias controladas com precisão, na identificação de problemas estruturais em tecidos através de imagens médicas, na avaliação de esforços em estruturas ósseas, próteses e implantes, até outras aplicações de auxílio em problemas clínicos, [Rubo et al, 2001]. Dentro da área odontológica existe a possibilidade do recurso a métodos computacionais para análise e avaliação do comportamento mecânico sobre restaurações, implantes ou mesmo em dentes naturais. As próteses dentárias podem ser consideradas como uma das soluções para problemas odontológicos. A geometria das próteses, a dimensão e disposição dos implantes, os materiais envolvidos e as características individuais do paciente podem condicionar o sucesso da aplicação. O desenvolvimento de modelos em engenharia biomédica permite identificar a forma como as deformações se distribuem pelos dentes, próteses, implantes e tecidos ósseos.

O primeiro modelo tridimensional, simplificado, de uma mandíbula foi desenvolvido por Gupta (1973). Em 1987, Ben Nissan apresenta o primeiro modelo, anatómico, com geometria complexa na sua tese doutoramento. Os modelos seguintes serviram para melhorar comportamento dos materiais e da geometria, mas apresentavam alguns problemas de sobre constrangimento e de insuficiente definição anatómica.

Durante a actividade mastigatória da mandíbula importa verificar o comportamento biomecânico dos respectivos constituintes. No caso de uma mandíbula desdentada, com seis implantes em titânio, dentes artificiais e diferentes tipos de tecido ósseo, foi analisado o estado de deformação a que fica submetida a zona do tecido ósseo receptora dos referidos implantes, para diferentes níveis de densidade óssea. Para tal foi construído um modelo tridimensional de uma mandíbula real, obtida por tomografia computadorizada (TC), ver figura 1.

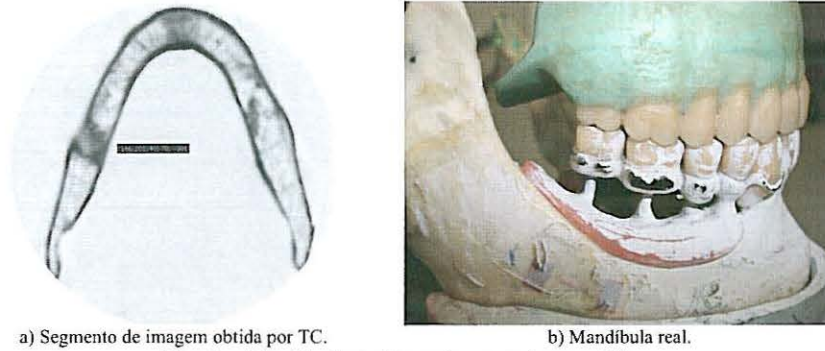


Fig. 1 – Mandíbula real com imagem tomográfica.

Para a obtenção da geometria tridimensional da mandíbula em análise foram desenvolvidas duas abordagens. Na primeira recorreu-se a uma técnica de prototipagem, designada por “plane slicing”, sendo a mandíbula moldada em silicone e reproduzida em modelos de poliéster, [Reis Campos (2005)]. Um destes modelos foi cortado em fatias e convertido em contornos por varrimento num digitalizador convencional. A segunda abordagem motivou o estudo que se apresenta neste artigo. Foi efectuada um varrimento da mandíbula num equipamento de tomografia computadorizada, submetida a um processo de segmentação e filtragem, utilizando um programa de processamento de imagem (ScanIP). O modelo tridimensional foi convertido para um programa de análise por elementos finitos (Ansys).

MODELO NUMÉRICO

O modelo numérico foi determinado com a diferenciação do tecido ósseo da mandíbula e de todos os intervenientes nas próteses e implantes. Na figura 2 podem ser identificados os diferentes constituintes, assumindo um modelo com simetria geométrica.

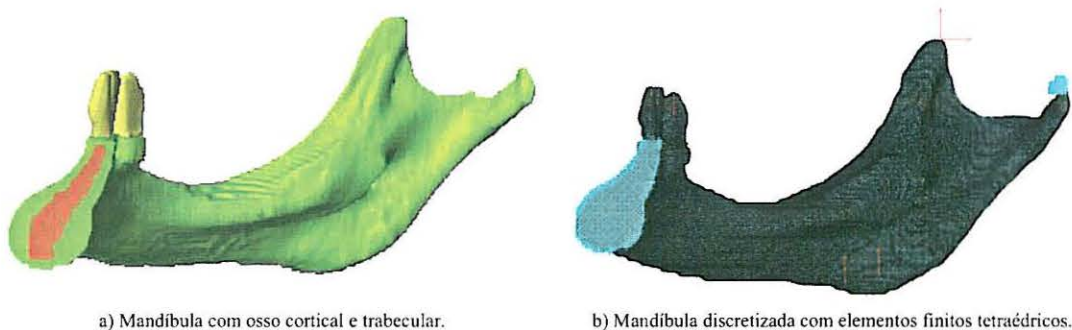
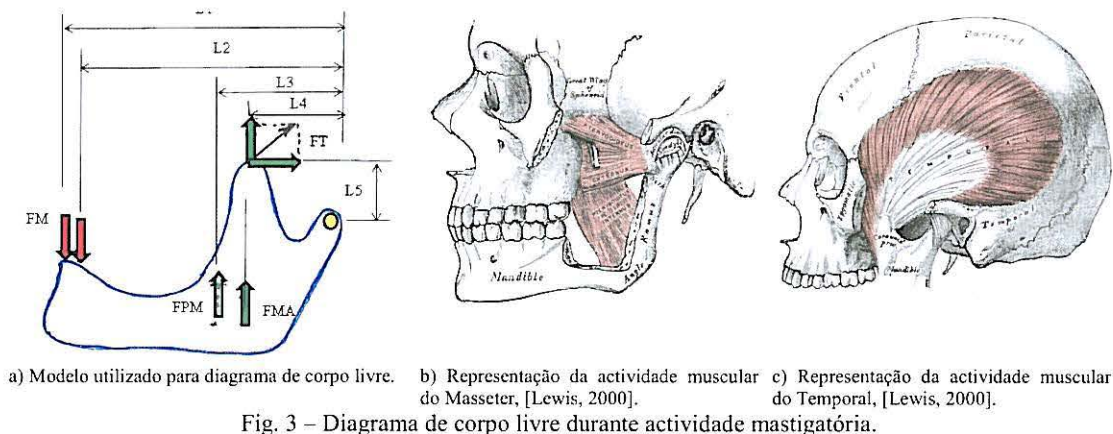


Fig. 2 – Modelo anatómico da mandíbula com implantes e dentes.

Durante a actividade mastigatória considera-se a intervenção de músculos com actividade, como sejam o músculo masseter, temporal, pterigóide medial e o digástrico (grupo dos suprahióides). As forças envolvidas durante esta actividade devem obedecer às condições de equilíbrio da mandíbula. Na figura 3 encontra-se o diagrama de corpo livre utilizado para compatibilizar os valores da força de mastigação com os valores utilizados na referência [Inou et al, 2004].



Para efectuar a análise da mandíbula durante a actividade mastigatória, deve ser efectuada o equilíbrio de momentos em relação ao eixo formado pelos côndilos da mandíbula e o respectivo equilíbrio de forças. Do registo determinado para actividade muscular, foi possível determinar o valor da força de mordida a aplicar no caso em estudo. Esta força foi considerada repartida pelos dentes correspondentes aos seis implantes, ver tabela 1.

Tabela 1. Forças envolvidas na actividade mastigatória.

Força	Valor médio [N]
Mordida (distribuída em 3 pontos) = FM	220
Temporal = FT	235
Masseter = FMA	151
Pterigóide medial = FPM	145
Digástrico	Desprezável

As condições de fronteira foram aplicadas no plano sagital modelo, ver figura 2b).

As propriedades isotrópicas lineares dos materiais foram determinadas do trabalho de [Al-Sukhun et al, 2007], ver tabela 2. A densidade do osso na estrutura trabecular foi considerada para 25, 50 e 75%, [Rangert, B. et al, 1989].

Tabela 2. Propriedades elásticas dos materiais.

Material	Módulo de elasticidade [MPa]	Coefficiente de Poisson
Implantes de titânio	110,00	0,35
Dentes artificiais	2,26	0,45
Osso cortical	13,60	0,30
Osso trabecular (d=25 %)	1,36	0,45
Osso trabecular (d=50 %)	4,00	0,45
Osso trabecular (d=75 %)	8,00	0,45

O modelo discreto foi construído com o elemento Solid45, que pode degenerar num tetraedro ou num prisma triangular. Possui 8 nós com três graus de liberdade por nó (translação nas 3 direcções do espaço). Na figura 4 está representada a malha de elementos finitos utilizado neste estudo.

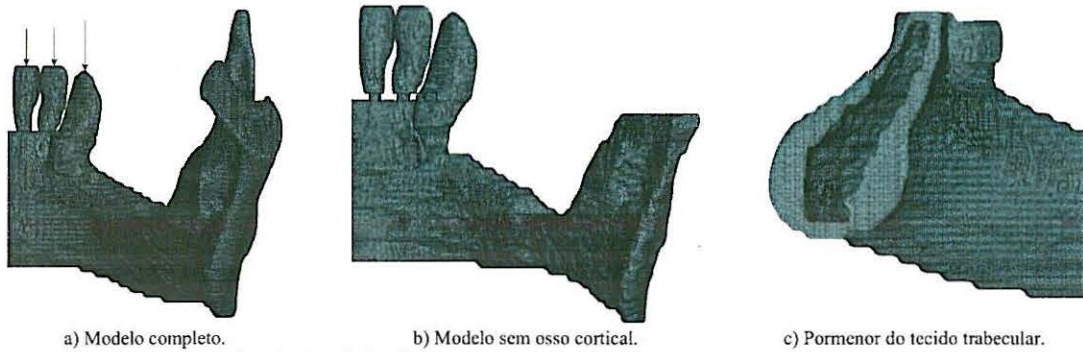


Fig. 4 – Modelo discreto da mandíbula com implantes e dentes.

Os resultados da análise serão apresentados em função da densidade do osso trabecular. As tensões máximas no osso trabecular são desenvolvidas perto das zonas de aplicação das forças de mordida, ver figura 5. O osso cortical representa grande parte da capacidade resistente da mandíbula.

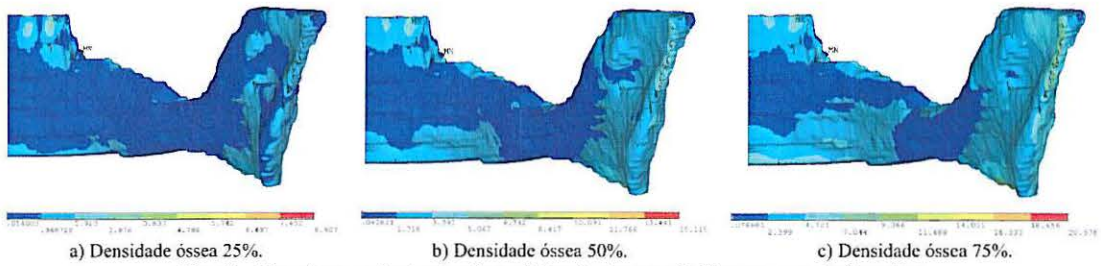


Fig. 5 – Tensões equivalentes (von Mises), desenvolvidas no osso trabecular.

Os tecidos ósseos, normalmente adaptados às condições mecânicas e respectivas actividades musculares, apresentam valores de pico para a deformação, que se deverá enquadrar no intervalo de equilíbrio mecânico e biológico, necessário para o processo de remodelação óssea e distante do valor típicos de referência para a ruptura do material ($\epsilon = 0.025$), [Frost, 1997]. O processo de ósseo-integração dos implantes, na zona trabecular, dependerá do intervalo de valores de deformação instalada durante as actividades posteriores, pelo que importa relacionar os valores da deformação na zona envolvente do implante com a densidade do tecido do osso trabecular. Na figura 6 estão representados os valores das deformações numéricas determinadas durante o processo da actividade mastigatória. Os valores de pico estão localizados na zona dos implantes.

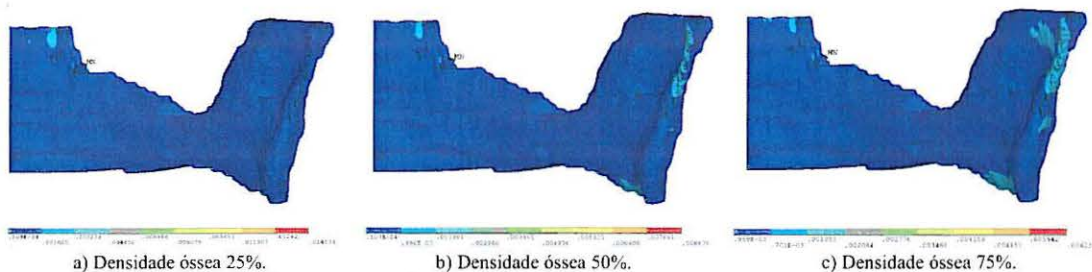


Fig. 5 – Deformações equivalentes (von Mises), desenvolvidas no osso trabecular.

Na tabela 3 estão representados os valores de pico para a deformação equivalente de von Mises no tecido ósseo trabecular. Alguns autores, [McNamara et al, 2007] apresentam algoritmos de remodelação óssea, baseados em estímulos de dano (microfissuração) e de deformação. De acordo com este estudo, os valores da deformação na zona do implante promovem o aumento da massa óssea, tendo em consideração o valor médio da deformação nas zonas do implante.

Tabela 3. Valores máximos de deformação equivalente.

Material	Deformação equivalente []
Osso trabecular (d=25 %)	0,014
Osso trabecular (d=50 %)	0,009
Osso trabecular (d=75 %)	0,006

CONCLUSÕES

Nas simulações computacionais é importante efectuar a correcta modelação da geometria do caso que se pretende analisar, em particular a caracterização dos vários tecidos ósseos e restantes materiais. Os modelos numéricos de comportamento do material devem ser aproximados ao comportamento real.

Este artigo apresenta uma solução paramétrica, baseada na densidade do tecido ósseo trabecular. Verifica-se que o processo de remodelação óssea, esperado para a zona dos implantes, será tanto mais eficiente quanto maior for a densidade deste material.

REFERÊNCIAS

Rubo, José; Souza, Adson; “Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes”; Revista FOB, vol. 9, n3/4, pp 97 – 103, Julho/Dez 2001.

Campos, J. C. Reis "Estudo Mediante Procedimentos Holográficos de Extensometria e Fotoelasticidade das Zonas de Pressão nas Extensões Distais das Próteses Parciais Removíveis", Tese de Doutoramento, Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, 2005.

Inou N., Koseki M., Tanizaki H., Maki K.;" Development of the support system for individual stress analysis of a bone", proceedings of Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering - 5, 109A(CD-ROM), Madrid, 2004.

Lewis, Warren H.; revised and re-edited version "Anatomy of the Human Body", 20th ed., New York, www.bartleby.com, 2000.

Al-Sukhun, J. and Kelleway, J. "Biomechanics of the Mandible: Part II. Development of a 3-Dimensional Finite Element Model to Study Mandibular Functional Deformation in Subjects Treated with Dental Implants", The Inter. Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 22: (3), 455-466, 2007.

Rangert, B.; LEMT, T.; Jorneus, L.; "Forces and moments on Branemark Implants"; Int. Journal oral Maxillofac. Implants, Vol. 4, nº 3, pp. 241-247, Fall 1989.

Frost, H. M.; "Obesity, and bone strength and "mass": A tutorial based on insights from a new paradigm"; Bone, vol. 21 nº3, pp. 211- 214, September 1997.

McNamara, Laoise; Prendergast, Patrick; "Bone remodelling algorithms incorporating both strain and microdamage stimuli"; Journal of Biomechanics, vol. 40, pp.1381–1391, 2007.