

文章编号:1004-7220(2015)04-0299-05

不同力学激励对骨重建数值模拟的影响

雷周激欣¹, 王冬梅¹, 王春慧², 陈善广²

(1. 上海交通大学 机械与动力工程学院, 上海 200240; 2. 中国航天员训练中心, 北京 100094)

摘要: **目的** 研究采用应变能密度、等效应力、等效应变 3 种不同力学激励对骨重建数值模拟结果的影响。**方法** 建立股骨近端的二维有限元模型, 基于力学稳态理论的重建控制方程并结合有限元法, 分别用 3 种不同力学激励模拟股骨近端的内部结构及密度分布, 并与 CT 数据计算得到的骨密度值进行定量分析比较。**结果** 3 种力学激励模拟得到的重建结果均能反映出股骨近端的主要特征结构, 但采用等效应力作为激励时得到的股骨密度曲线图的趋势和数值都与 CT 图像数据更为一致。**结论** 在骨重建力学调控机制中, 应力可能起主导作用。准确预测和模拟骨重建过程将对矫形外科、骨伤治疗、人工假体的优化和个性化设计等临床实践提供理论依据。

关键词: 骨重建; 数值模拟; 股骨; 力学激励; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.04.299

The effect of different mechanical stimuli on numerical simulation of bone remodeling

LEI Zhou-ji-xin¹, WANG Dong-mei¹, WANG Chun-hui², CHEN Shan-guang² (1. School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China; 2. China Astronaut Training and Research Center, Beijing 100094, China)

Abstract: **Objective** To study the effect of three different kinds of mechanical stimuli (i. e. strain energy density, equivalent stress and equivalent strain) on numerical simulation of bone remodeling. **Methods** A two-dimensional finite element model of the proximal femur was constructed. Based on the mechanostat theory and finite element method, the inner structure of the proximal femur and its density distributions under the three different stimuli were predicted. Then the simulation results were compared quantitatively with calculation results obtained from CT images. **Results** The predicted density distributions on the proximal femur under different stimuli were all well matched with the real structure of the proximal femur. By comparing the values and shapes of the calculated bone density curves, the predictions from the model using equivalent stress as mechanical stimuli were mostly consistent with the CT images. **Conclusions** The equivalent stress might play a leading role in mechano-regulation algorithms of bone remodeling. The accurate prediction of bone remodeling process will provide a theoretical basis for clinical practices such as orthopedic surgery, treatment of bone diseases and personalized design and optimization of prosthesis.

Key words: Bone remodeling; Numerical simulation; Femur; Mechanical stimuli; Finite element analysis

骨骼是人体的主要承力器官, 其结构形态受到力学因素影响和调控而不断发生变化, 以便用最优

的结构形式承载。例如, 当人长期卧床或处于失重状态时将导致骨骼重量的显著减少, 而通过体育锻

收稿日期: 2014-09-26; 修回日期: 2014-12-05

基金项目: 国家重点基础研究发展计划(973 计划)(2011CB711000), 国家自然科学基金项目(30500122)。

通信作者: 王冬梅, 副教授, Tel: (021)34206798; E-mail: dmwang@sjtu.edu.cn。

炼可有效增加骨骼中的矿物质含量与骨骼的强度。骨的这种对力学环境的自适应调整过程被称为骨重建。

早期骨重建研究基于 Wolff 定律的定性分析,并通过大量动物和人体实验来证明骨重建理论的可行性。20 世纪 80 年代以来,研究者力图将骨重建过程用数学公式进行定量描述,借助计算机技术把骨重建方程与有限元方法相结合,定量预测真实骨结构中的骨吸收与生长情况。目前,学者们提出了多种不同的骨重建数学模型^[1-4],其中最具代表性且发展最成熟的是基于力学稳态理论^[5]提出的一系列重建算法。骨力学稳态理论认为,骨骼细胞内存在一定的生理平衡,只有当外界力学环境发生改变,使感应到的力学激励有异于正常稳态值时,骨才会发生重建。利用这一原理描述骨重建的数学关系式可以具体表示为:

$$\frac{d\rho}{dt} = B[S - (1 \pm \omega)k] \quad (1)$$

式中: ρ 为度量骨结构的指标量,一般采用骨密度、孔隙度、弹性模量等; S 为力学激励; k 为稳态参考值; B 为重建率系数; ω 表示死区范围,即激励值 S 在 $(1 \pm \omega)k$ 之间时,不会发生骨重建。利用式(1)进行迭代计算,不断更新骨的物理性质和力学状态,最终得到新的骨骼结构。

关于力学激励 S 的选取问题,从研究骨重建数学模型的文献来看,应变能密度^[2,6-7]、等效应力^[3,8-9]、等效应变^[10-11] 3 种度量骨受力情况的力学参数都可作为力学激励。Mellal 等^[12] 分别采用这 3 种激励信号模拟种植牙周围的骨重建现象,并与实验数据进行定性比较,结果显示用等效应变和应变能密度作为激励时得到的模拟结果与实验数据较为一致。然而,骨重建的力学调控机制尚不清楚。为了定量研究不同力学激励对骨重建模拟结果的影响,本文基于力学稳态理论的重建算法并结合有限元法,分别采用上述 3 种力学激励模拟重建近端股骨的内部结构形态及密度分布,并与从 CT 数据计算得到的骨密度值进行定量分析比较。

1 方法

为了定量预测骨重建过程,利用有限元法得到重建所需力学激励值,并由重建方程控制骨重建迭

代运算。骨结构根据力学稳态理论所描述的重建机制不断感应、调整、反馈、循环,从而改变骨密度分布,达到最终平衡状态。骨重建数值计算的简略流程如图 1 所示。

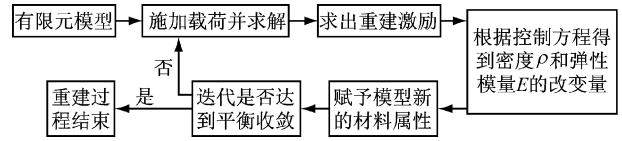


图1 骨重建数值计算流程图

Fig. 1 Flow chart of numerical simulation for bone remodeling

1.1 骨重建控制方程

基于力学稳态理论和重建方程式(1),骨重建控制方程可统一表示为:

$$\frac{d\rho}{dt} = \begin{cases} B[S - (1 + \omega)k], & S > (1 + \omega)k \\ 0, & (1 - \omega)k \leq S \leq (1 + \omega)k \\ B[S - (1 - \omega)k], & S < (1 - \omega)k \end{cases} \quad (2)$$

当采用应变能密度 U 作为激励信号时,重建控制量 ρ 为骨的表现密度,其余参数的含义与式(1)相同。重建激励 $S = U/\rho$ 。考虑不同的载荷工况,

$$U = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N U_j, \text{ 其中 } N \text{ 为载荷工况的总数; } U_j \text{ 为第 } j \text{ 种}$$

载荷工况下应变能密度, $U_j = \frac{1}{2}(\varepsilon_1\sigma_1 + \varepsilon_2\sigma_2 + \varepsilon_3\sigma_3)$,

σ_1, σ_2 和 σ_3 为主应力值, $\varepsilon_1, \varepsilon_2$ 和 ε_3 为主应变值; 参数 $B = [1(\text{g} \cdot \text{cm}^{-3})^2 \cdot (\text{MPa} \cdot \text{time units})^{-1}]$, $k = 4 \text{ mJ/g}$, $\omega = 0.1$ ^[2]。

当采用等效应力 $\bar{\sigma}$ 作为激励信号时,重建控制量 ρ 为骨的表现密度,其余参数的含义与式(1)相同。重建激励 S 用每日应力刺激量 φ 表示:

$$\varphi = \left(\sum_{j=1}^N n_j \bar{\sigma}^m \right)^{1/m}, \text{ 其中 } N \text{ 为载荷工况的总数, } n_j$$

为第 j 种载荷 1 d 的循环数, m 为权重系数,等效应力定义为:

$$\bar{\sigma} = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]}$$

参数 $B = 1[(\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}) \cdot (\text{MPa} \cdot \text{time units})^{-1}]$, $k = 50 \text{ MPa}$, $\omega = 0.1$ ^[8]。

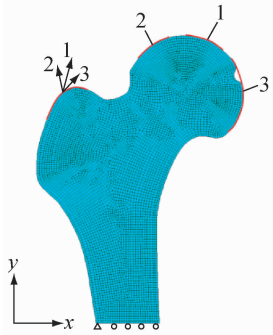
当采用等效应变 $\bar{\varepsilon}$ 作为激励信号时,重建控制量 ρ 为骨的弹性模量,其余参数含义与式(1)相同,重建激励 S 为等效应变,即

$$\bar{\varepsilon} = \sqrt{\frac{1}{2}[(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_3)^2 + (\varepsilon_3 - \varepsilon_1)^2]}$$

ε_1 、 ε_2 和 ε_3 为主应变值。当骨应变量为 100 ~ 2 000 $\mu\varepsilon$ 时,骨处于正常生理状态,骨重建不会发生^[12],设定参数 $k = 1\ 050\ \mu\varepsilon$, $\omega = 0.9$ 。

1.2 有限元模型

在 Mimics 10.0 中利用 CT 扫描数据建立股骨近端冠状面的二维形态,将其导入 ANSYS 12.0 中建立有限元模型(见图 1),该模型共有 5 747 个平面单元,5 916 个节点。假设骨材料为各向同性材料,泊松比统一取为 0.3,骨的最大和最小密度分别为 $\rho_{\max} = 1.74\ \text{g/cm}^3$ 、 $\rho_{\min} = 0.01\ \text{g/cm}^3$,骨弹性模量与表观密度的关系由函数 $E = 3\ 790\ \rho^3$ 确定^[2]。采用人体单腿站立以及髋关节内收和外展 3 种载荷工



1-单腿站立,2-髋外展,3-髋内收

图 1 二维股骨近端模型及其载荷和边界条件示意图

Fig.1 Schematic of the 2D proximal femur model with loads and boundary conditions

况模拟股骨正常受力情况,相关载荷的大小和方向见表 1,表 1 中所给角度均为相对矢状面。

表 1 3 种载荷工况的载荷大小和方向^[13]

Tab.1 Magnitudes and orientations under three load cases

载荷	每天 循环数	关节力		肌肉力	
		大小/N	方向/(°)	大小/N	方向/(°)
单腿站立	6 000	2 317	24	703	28
髋外展	2 000	1 158	-15	351	-8
髋内收	2 000	1 548	56	468	35

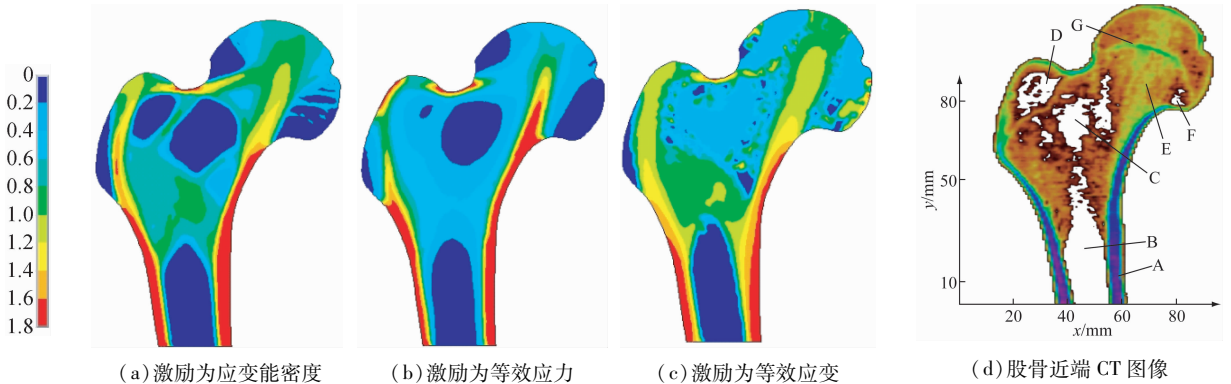
1.3 CT 灰度值与骨密度的关系

为了将骨重建模拟结果与真实骨密度值做定量的分析比较,采用 1 位 28 岁健康男性志愿者股骨近端的 CT 扫描数据,计算得到其密度值。骨骼表观密度与 CT 图像灰度值(Hounsfield units, HU)具有近似的线性关系^[14]。通过 Mimics 软件测得的两组极值参数可确定线性关系式:最大 $HU = 1\ 533$,对应密度值为 $1.74\ \text{g/cm}^3$;最小 $HU = -69$,对应密度值为 $0\ \text{g/cm}^3$ 。计算得到表观密度与 HU 的关系式为:

$$\rho = 1.086 \times 10^{-3} HU + 0.075 \quad (3)$$

2 结果

利用 3 种不同力学激励模拟得到股骨近端的密度分布,结果与真实股骨的冠状面 CT 图像表现出相当好的一致性(见图 2)。



A-外层皮质骨,B-骨髓腔,C-Ward 三角区域,D-大转子下方低密度区域,E-股骨颈部延伸到股骨头部中心区域,F-股骨头关节面下方低密度区域,G-骨骺线

图 2 3 种不同力学激励下股骨近端模拟密度分布图

Fig.2 Predicted density distributions of the proximal femur under three kinds of mechanical stimuli

(a) Under strain energy density, (b) Under equivalent stress, (c) Under equivalent strain, (d) CT scan image of the proximal femur

由模拟密度分布可以看出,采用应变能密度和等效应力作为力学激励得到的模拟结果能全部重现真实股骨的结构特征,而采用等效应变作为力学激励得到的结果在区域C、D处与实际股骨结构相差较大。

为了更精确地比较模拟结果与真实骨密度值,在股骨二维图形 y 坐标分别为 10、50、80 mm 处截取 3 条横截线,各条横截线处的 CT 图像密度值与 3 种模拟结果密度值的分布曲线如图 3 所示。由密度曲线可知:

(1) 在 $y = 10$ mm 即骨干处,由 CT 图像得到的数据显示皮质骨密度为 $1.50 \sim 1.74 \text{ g/cm}^3$,厚度约为 5 mm。3 种激励形式得到的模拟结果都较符合。

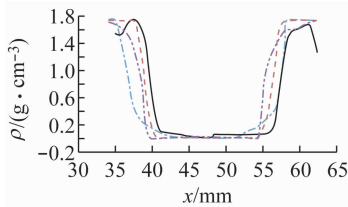
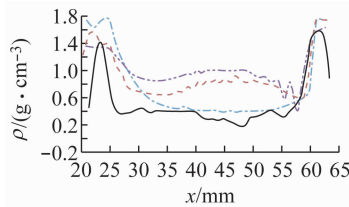
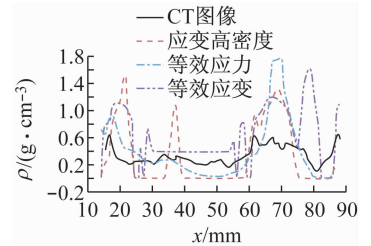
(a) $y = 10$ mm(b) $y = 50$ mm(c) $y = 80$ mm

图3 股骨近端不同位置的密度值

Fig. 3 Density of the proximal femur in different positions

3 讨论

骨受到力学因素的影响和调控,发生骨功能适应性重建。但由于骨组织细胞间的力学感应机制十分复杂,力学因素如何改变和调节骨骼结构和功能的微观机制尚不清楚,无法确定在骨重建过程中起决定作用的力学参量是应力、应变还是应变能密度。因此,当用参数化模型定量模拟骨重建时,需要考虑和研究力学激励 S 的选择。

本文基于力学稳态理论的重建法则,分别采用应变能密度、等效应力、等效应变作为骨重建力学激励,结合有限元方法模拟重建了股骨近端的密度分布与结构形态,得到的结果与真实股骨 CT 图像对比表明,模拟结果均能反映出股骨近端的主要结构特征。当使用应变能密度与等效应力作为激励时,重建模型得到的股骨内部形态分布与 CT 图像非常

(2) 在 $y = 50$ mm 即松质骨分布区域,由 CT 图像得到的数据显示松质骨密度为 $0.2 \sim 0.4 \text{ g/cm}^3$,与等效应力作为激励时得到的模拟结果较符合,而应变能密度和等效应变得到的模拟密度值偏大,为 $0.6 \sim 1.0 \text{ g/cm}^3$ 。

(3) 在 $y = 80$ mm 处,由 CT 图像得到的数据显示松质骨密度为 $0.1 \sim 0.6 \text{ g/cm}^3$ 。在横截线坐标 $x = 25 \sim 60$ mm 处为 Ward 三角区域,采用等效应力作为激励得到的曲线趋势与 CT 图像曲线较为一致。在 $x = 60 \sim 80$ mm 处为股骨头内部较致密区域,3 种激励形式得到的模拟密度值均过高。在 $x = 85$ mm 即股骨头关节面下方低密度区域,等效应变作为激励时出现了不正常的高密度值。

一致,但使用等效应力作为激励时得到的密度曲线趋势和数值都更接近真实情况,且松质骨分布与应力方向一致。这说明在骨重建力学调控机制中,应力可能起主导作用,有效的周期应力是最可能的重建刺激。

3 种激励得到的模拟结果在同一位置的密度值与从 CT 图像计算得到的密度值相比较,结果显示模拟得到的密度值都偏高,且在股骨头外侧区域(F区上方)模拟结果与真实 CT 图像相差较大。模拟结果出现偏差的原因主要是由于在建立股骨有限元模型以及 CT 数据处理过程中,应用了许多假设和简化,例如:① 将股骨日常受力情况用 3 种载荷工况简化代替,且施加的肌肉力不完全,导致某些部位的受力不真实;② 把股骨材料视为各向同性,且假定骨密度与弹性模量的指数关系式,而实际骨材料为各向异性;③ CT 灰度值与骨密度的关系式是

通过2组参数得出的线性关系式,导致计算得到的骨密度值偏低,使得模拟密度值平均偏高。另外,重建模型中其他参数 k 、 ω 和 B 的设定,对整个重建过程模拟的准确性具有绝对的影响。本文在确定重建参数值时不仅参考了已有文献,而且经过多次模拟后发现:改变激励参考值 k 会对股骨近端松质骨的密度值有较小影响,但结构形态并不会发生改变;改变重建速率 B 会影响骨重建收敛速度,最终获得的稳态重建结果却并无变化;而改变死区范围 ω 对结果影响并不明显。

本研究尝试将骨重建的理论透过数学模型的建立,并结合有限元法的分析能力,定量考察不同力学激励对骨重建数值模拟结果的影响。尽管由于骨骼形状的不规则、骨骼材料的异质性、载荷的多变性,有限元模型难以模拟骨结构真实的力学环境及本构关系,使得模拟结果产生一定的偏差,但本文的研究对象为同一模型,采用相同的假设和简化,可降低分析过程的系统误差。因此,本研究结果对今后骨重建数值模拟力学激励的选取具有较好的实际参考意义。

参考文献:

- [1] 程亮,王冬梅,王成焘. 骨重建数值仿真中的控制方程[J]. 医用生物力学, 2007, 22(4): 417-422.
Cheng L, Wang DM, Wang CT. Review of bone remodeling criteria in numerical simulation [J]. J Med Biomech, 2007, 22(4): 417-422.
- [2] Mullender MG, Huiskes R, Weinans H. A physiological approach to the simulation of bone remodeling as a self-organizational control process [J]. J Biomech, 1994, 27(11): 1389-1394.
- [3] Pérez MA, Fornells P, Doblare M, *et al.* Comparative analysis of bone remodelling models with respect to computerised tomography-based finite element models of bone [J]. Comput Meth Biomech Eng, 2009, 13(1): 71-80.
- [4] Hambli R, Benhamou CL, Jennane R, *et al.* Combined finite element model of human proximal femur behaviour considering remodeling and fracture [J]. IRBM, 2013, 34(2): 191-195.
- [5] Frost HM. Bone "mass" and the "mechanostat": A proposal [J]. Anat Rec, 1987, 219(1): 1-9.
- [6] Lin CL, Lin YH, Chang SH. Multi-factorial analysis of variables influencing the bone loss of an implant placed in the maxilla: Prediction using FEA and SED bone remodeling algorithm [J]. J Biomech, 2010, 43(4): 644-651.
- [7] Behrens BA, Nolte I, Wefstaedt P, *et al.* Numerical investigations on the strain-adaptive bone remodelling in the periprosthetic femur: Influence of the boundary conditions [J]. Biomed Eng Online, 2009, 8(1): 1-9.
- [8] Beaupré GS, Orr TE, Carter DR. An approach for time-dependent bone modeling and remodeling—Theoretical development [J]. J Orthop Res, 1990, 8(5): 651-661.
- [9] Doblare M, García JM. Application of an anisotropic bone-remodelling model based on a damage-repair theory to the analysis of the proximal femur before and after total hip replacement [J]. J Biomech, 2001, 34(9): 1157-1170.
- [10] Cowin SC, Hart RT, Balsaer JR, *et al.* Functional adaptation in long bones: Establishing in vivo values for surface remodeling rate coefficients [J]. J Biomech, 1985, 18(9): 665-671.
- [11] Field C, Li Q, Li W, *et al.* Prediction of mandibular bone remodelling induced by fixed partial dentures [J]. J Biomech, 2010, 43(9): 1771-1779.
- [12] Mellal A, Wiskott HWA, Botsis J, *et al.* Stimulating effect of implant loading on surrounding bone [J]. Clin Oral Implan Res, 2004, 15(2): 239-248.
- [13] Jang IG, Kim IY. Computational simulation of simultaneous cortical and trabecular bone change in human proximal femur during bone remodeling [J]. J Biomech, 2010, 43(2): 294-301.
- [14] Chen G, Schmutz B, Epari D, *et al.* A new approach for assigning bone material properties from CT images into finite element models [J]. J Biomech, 2010, 43(5): 1011-1015.