

文章编号:1004-7220(2011)06-0514-07

## 松质骨吸能特性分析

何一帆, 王 璠

(暨南大学 力学与土木工程系, 教育部“重大工程灾害与控制重点”实验室, 广州 510632)

**摘要:** **目的** 对不同位置、具有不同受力特性的4种松质骨细观模型进行吸能特性分析。**方法** 使用有限单元法计算在单向冲击荷载下4种模型的吸能特性。**结果** 根据各个模型的比吸能值,发现棱柱形细观结构模型为理想的吸能模型。为全面了解棱柱形细观结构模型的力学特性,进一步对其进行屈曲分析和扩展分析,发现1阶屈曲荷载为248.11 Mpa,单元间的影响对棱柱模型影响很小。**结论** 处于不同位置松质骨的4种细观结构模型,可根据受力特点,作为吸能材料的细观结构模型,特别是可作为缓冲吸能复合材料夹层的细观模型。

**关键词:** 松质骨; 细观模型; 吸能特性; 力学特性; 有限元法

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

## Analysis on energy absorption characteristics of the cancellous bone

HE Yi-fan, WANG Fan (Key Laboratory of Disaster Forecast and Control in Engineering, Department of Mechanics and Civil Engineering, Jinan University, Guangzhou 510632, China)

**Abstract:** **Objective** To analyze the energy-absorption characteristics for four mesomechanical models of the cancellous bone at different locations with different mechanical properties. **Methods** Under one-way shocks, the finite element method was used to calculate the energy absorption characteristics of the four models. **Results** According to the energy absorption rate of four models, the model with prismatic structure was found to be an ideal energy absorption model. The buckling and extension analysis was further carried out to comprehensively study mechanical properties of the model with prismatic structure, showing that its first-order buckling load was 248.11 Mpa with little influence on the adjacent pixels. **Conclusions** Four mesomechanical models of the cancellous bone at different locations can be used as the mesomechanical model for energy absorption materials according to different mechanical properties, particularly as the mesomechanical model for the energy absorption sandwich composite material.

**Key words:** Cancellous bone; Mesomechanical model; Energy absorption characteristics; Mechanical properties; Finite element method

在松质骨中,骨单位以骨小梁形式存在。按照 Wolff 定律,骨小梁的排列与骨所承受的力的方向是一致的;故在不同的部位,骨小梁的排列形式是不同的。Whitehouse 和 Mosekilde 利用扫描电镜全面观察了骨小梁的形态、大小及小梁间的连结性,把骨小

梁描述为棒状和板条状的网状结构。如股骨上端呈片状,再由圆而细的柱状骨小梁构成拱桥结构<sup>[1-5]</sup>。McElhaney 等<sup>[6]</sup>认为,松质骨是一种三维立方单元排列而成的多胞块状单元;Pugh 等<sup>[7]</sup>认为,骨小梁是板状结构的组合;Beaupre 等<sup>[8]</sup>认为,松质骨是由

收稿日期:2011-03-02; 修回日期:2011-05-24

基金项目:国家自然科学基金资助项目(10572054),国家自然科学基金重点项目(11032005)。

通讯作者:王璠,教授,博士研究生导师,E-mail:twfan@jnu.edu.cn。

含球状空穴的胞体组合而成,但是这些模型都有局限性。王颖坚<sup>[9]</sup>在松质骨细观力学研究评述中,将松质骨细观胞体模型概括为下列4种:开口杆状网络模型(或称为杆-杆结构模型)、带孔板框架模型、蜂巢结构模型和平行板状结构模型。

松质骨在外力作用下起到传递荷载和吸能的作用。事实证明,松质骨对于不同的荷载形式,都有最优的吸能结构相对应。复合材料层合板、壳的吸能特性及相应的优化设计是复合材料应用研究的热点<sup>[10]</sup>;对复合材料进行仿松质骨结构的优化设计,特别是对复合材料夹层结构的夹心结构进行仿松质骨细观结构的优化设计可以提高复合材料夹层板壳的吸能特性,有重要的工程意义<sup>[11]</sup>。

本文根据骨小梁分布特点找到适当的单元模型,将松质骨细观结构胞体模型简化为4种细观单元模型,采用ANSYS非线性瞬态隐式方法,对模型进行力学特性分析。通过对不同部位松质骨4种细观结构胞体模型进行吸能特性的研究,找到了具有较好吸能特性的骨小梁细观模型及分布位置,为复合材料夹层结构仿生设计提供有益的细观结构模型。为全面了解棱柱形细观结构模型的力学特性,对棱柱形细观结构模型进行了屈曲分析。

## 1 松质骨细观结构单元模型

本文参照文献<sup>[9]</sup>建立以下4种模型:

**模型1** 开口杆状网络模型,或称为杆-杆结构模型,主要模拟脊椎骨内层、股骨端等部位的松质骨(见图1(a))。选取SOLID 186,网格的尺寸用Smart size 4,体自由网格划分。

**模型2** 带孔板的框架模型,简称板-孔模型,主要模拟的是胫骨近端和远端的关节下方及下腰椎椎体等部位的松质骨(见图1(b))。选取SHELL 93,网格尺寸Smart size 4,面自由网格划分。

**模型3** 棱柱形结构模型,简称蜂巢型,脊椎骨、胫骨的长骨中分布的就有这种蜂巢六角形的细观结构(见图1(c))。选取SHELL 93,网格尺寸Smart size 4,面自由网格划分。

**模型4** 平行板状结构模型,简称板-杆结构,主要模拟耻骨、盆骨以及肩胛骨端等部位的松质骨(见图1(d))。选取SOLID 186,网格尺寸smart size 6,体自由网格划分。

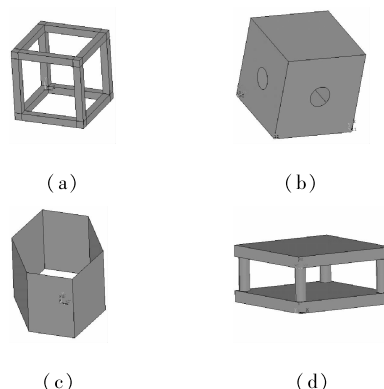


图1 松质骨的4种细观模型 (a)模型1,(b)模型2,(c)模型3,(d)模型4

Fig.1 Four mesomechanical models of the cancellous bone (a) Model 1, (b) Model 2, (c) Model 3, (d) Model 4

在材料参数选择时,根据以上4种模型的体分比,参照文献<sup>[12-13]</sup>,4种模型的材料参数如表1所示。

表1 4种模型参数

Tab.1 Parameters of four models

	模型1	模型2	模型3	模型4
弹性模量/GPa	1	5.5	3	6
泊松比	0.2	0.2	0.2	0.2

## 2 加载曲线

由载荷位移曲线(见表2),通过积分可以得到模型吸收的冲击能

$$E = \int_0^{\Delta l} F ds \quad (1)$$

式中: $\Delta l$ 为模型的压缩长度。

表2 加载曲线

Tab.2 Loading curve

载荷/Pa	$t$ /ms
90	2
250	4
375	7
390	8
350	9
270	14
120	17
75	20

本文定义比吸能  $E'$  为衡量模型缓冲吸能优异程度的标准,即单位压缩破坏质量吸收的冲击能<sup>[11]</sup>,即

$$E' = E / \left( \frac{m\Delta l}{l} \right) \quad (2)$$

式中: $l$ 为模型沿加载方向的原长, $m$ 为模型的原始质量。

### 3 数值计算结果

#### 3.1 给定加载曲线下的变形、位移及应力

给定加载曲线下4种模型的最大变形如图2所示,形变最大时刻的应力应变云图如图3、4所示。

#### 3.2 松质骨4种微观模型比吸能

对模型比吸能的求解,可以了解到模型单位质量所吸收的能量大小,为缓冲吸收材料的优化设计提供理论的基础。4种模型的比吸能如表3所示。

由以上4种模型的位移荷载曲线可以看到,模型3比其他3种模型在单向冲击荷载的情况下吸能的情况要好。模型1和模型4吸能效果类似,模型4相较之下比模型1好一些,模型2的吸能特性相较其他3种模型要差一些。

#### 3.3 单元间影响

任何单元都不是独立存在,上述的模拟只是模拟一个单元,不能代表这类模型整体的宏观上的力

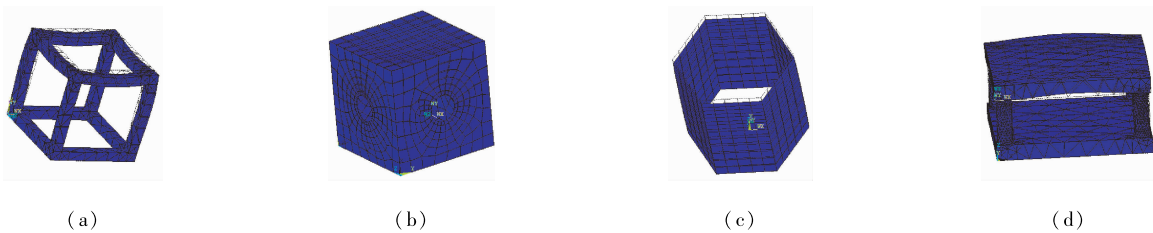


图2 四种模型变形图 (a)模型1,(b)模型2,(c)模型3,(d)模型4  
Fig.2 Deformation of four models (a) Model 1, (b) Model 2, (c) Model 3, (d) Model 4

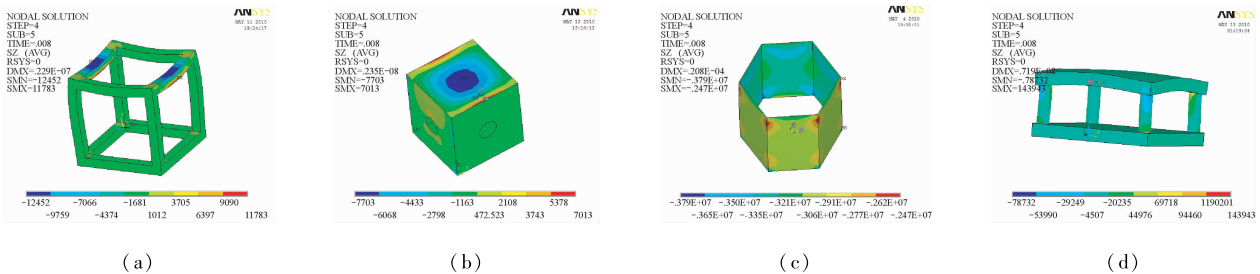


图3 四种模型在Z方向应力云图 (a)模型1,(b)模型2,(c)模型3,(d)模型4  
Fig.3 Distribution of stress for four models in the direction Z (a) Model 1, (b) Model 2, (c) Model 3, (d) Model 4

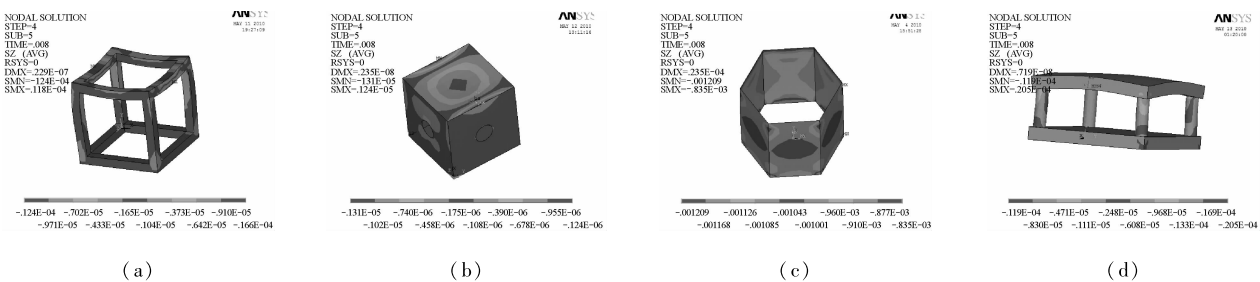


图4 四种模型在Z方向应变云图 (a)模型1,(b)模型2,(c)模型3,(d)模型4  
Fig.4 Distribution of strain for four models in the direction Z (a) Model 1, (b) Model 2, (c) Model 3, (d) Model 4

表 3 4 种模型位移、最大应力、最大应变、比吸能

Tab.3 Displacement, max stress and strain, energy absorption of four mesomechanical models

	模型 1	模型 2	模型 3	模型 4
位移/mm	5.18E-09	2.35E-09	1.04E-06	7.21E-09
最大应力/pa	12452	7703	3.79E+06	143943
最大应变	1.24E-05	1.31E-06	1.01E-03	2.05E-05
比吸能/ (J · kg <sup>-1</sup> )	219.840 81	31.091 72	46 853.705 1	1175.480 835 8
LN(E)	5.392 903 6	3.436 941 77	10.754 785 4	5.167 529 839

注: 为便于比较对单位质量所吸收的能量取对数

学性能。如: 在单向冲击荷载下吸能效果最好的模型 3, 6 个面没有与其他的单元接触, 没有考虑到单元间的影响, 在冲击工况下, 应力应变关系以及分布的情况都有可能发生改变, 因此有必要对单元进行扩展分析, 考察单个单元是否能代表这类单元的吸能特性, 扩展的模型如图 5 所示。

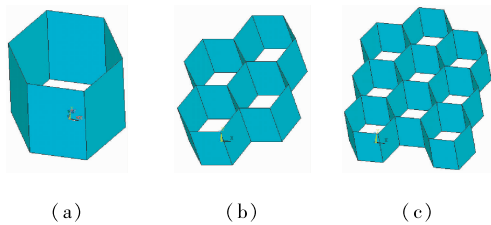


图 5 模型 3 扩展单元形式 (a) 1 个单元, (b) 4 个单元, (c) 9 个单元

Fig.5 Unit extended forms of Model 3 (a) One unit, (b) Four units, (c) Nine units

图 6 所示给出了 1 个单元(蓝色)、4 个单元(红色)、9 个单元(黄色)的载荷位移曲线, 可以看出

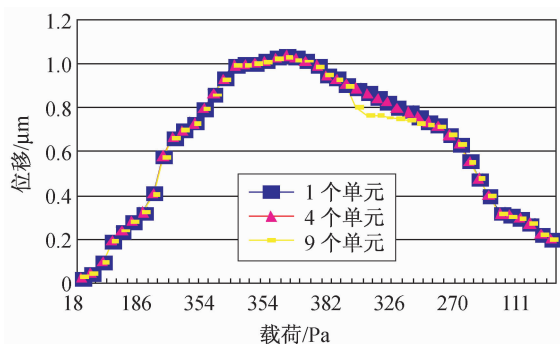
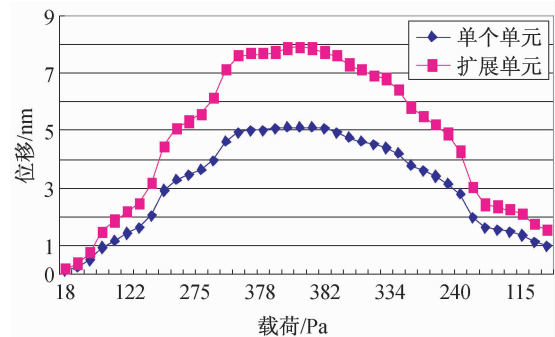


图 6 模型 3 不同扩展形式载荷位移曲线比较

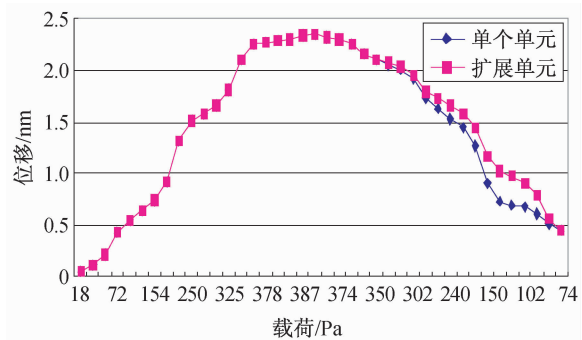
Fig.6 Load-displacement curves of Model 3 in different extended forms

3 条荷载位移曲线基本上是重合的, 说明对于模型 3, 一个单元的模型分析基本可以代表这类松质骨的吸能特性。

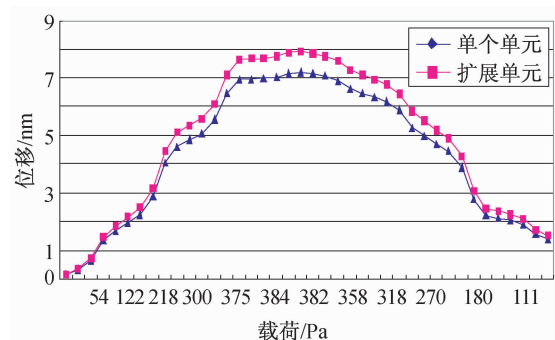
同样, 考虑其余 3 种模型是否也有单元间的影响, 对模型 1、2、4 进行 2 × 2 的扩展, 位移荷载曲线如图 7 所示。



(a)



(b)



(c)

图 7 模型 1、2、4 的扩展形式载荷位移曲线比较 (a) 模型 1, (b) 模型 2, (c) 模型 4

Fig.7 Load-displacement curves of Model 1, 2, 4 with their extended forms (a) Model 1, (b) Model 2, (c) Model 4

图 7 蓝色的曲线是单个单元的荷载位移曲线, 粉红色的曲线是扩展单元的荷载位移曲线, 可以看

到模型1扩展后,单元间的影响对单个单元的吸能效果是有影响的(见表4);而模型2、4的荷载位移曲线基本上是重合的,单元间的影响很小。

表4 三种模型的单元扩展后吸能效果比较

Tab.4 Comparison of energy absorption for three extended models

	吸能效果/ $\mu\text{J}$	
	单个单元	扩展型
模型1	0.166	0.255
模型2	0.098	0.093
模型4	0.301	0.331

综上所述:考虑松质骨细观单元间影响时,单元间的影响对模型1影响比较大,误差在35%左右;单元间的影响对模型2、3、4影响都不大。因此,对于模型2、3、4,一个单元的模型分析基本可以代表这类松质骨的吸能特性;模型1如果做扩展分析可能更好一些,更能体现其整体吸能效果。

### 3.4 考虑壁厚对棱柱形结构模型吸能特性

骨小梁的三维细观结构改变可以影响松质骨的力学强度,两者之间具有一定的线性关系。骨量是决定骨力学性能的直接因素之一<sup>[14-16]</sup>,故根据不同的骨量进行进一步分析,建模参数如表5所示。

表5 不同壁厚下材料参数

Tab.5 Parameters of materials with different thickness

	壳体模型1	壳体模型2	壳体模型3
模型壁厚/mm	0.05	0.125	0.15
体分比/%	19	43.75	51
总体积/ $\text{mm}^3$	0.65	0.65	0.65
固体物质的体积/ $\text{mm}^2$	0.12	0.28	0.33
弹性模量/GPa	0.26	3	4
泊松比	0.2	0.2	0.2
备注	薄壳	模型3	厚壳

荷载位移曲线所围成的面积即模型吸能量 $E$ 。由式(1)采用差分法求得该模型在不同厚度下模型吸能的效果如表6所示,可见壁厚越薄吸能效果越好。

### 3.5 棱柱形结构模型屈曲分析(模型3)

棱柱形结构模型在单向冲击荷载下有独特的优

表6 吸能效果与壁厚的关系(模型3)

Tab.6 Relationship between the energy absorption effect and wall thickness (Model 3)

壁厚/mm	吸能效果/ $(\mu\text{J} \cdot \text{m}^{-3})$
0.050	10.60
0.125	4.210
0.150	5.050

势。为了全面了解棱柱形细观结构模型的力学特性,下面考虑该模型的屈曲问题。当结构所受的荷载达到某一值时,若增加一个细小的增量,则结构的平衡位置将发生很大的改变,这种现象叫做结构失稳或者结构屈曲。采用有限元分析(单元改为三维实体单元,其他参数与模型3保持一样),不同阶数下的屈曲荷载系数如表7所示,其中第1、5阶模态的变形和位移云图如图8、9所示。

表7 不同阶数下的屈曲荷载系数

Tab.7 The buckling load factor under different orders

阶数	屈曲荷载系数 $\times 10^{-8}$
1	2.4811
2	2.4813
3	2.6352
4	2.6354
5	4.0144

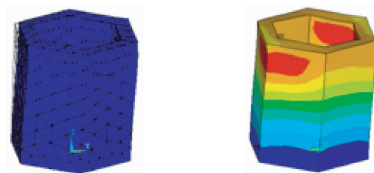


图8 一阶模态的变形和位移云图

Fig.8 Distribution of deformation and displacement for the first-order modal

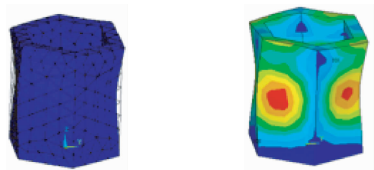


图9 五阶模态的变形图和位移云图

Fig.9 Distribution of deformation and displacement for the fifth-order modal

## 4 结论

(1) 4种松质骨的模型在冲击荷载下都有良好的吸能特性。在单向冲击(沿轴向)的情况下,模型3(棱柱形结构模型)为最佳理想的吸能模型。脊椎骨、胫骨的长骨中分布的就有这种蜂巢六角形的细观结构,其受力模式就是沿轴向承载,故模型3在此种荷载的情况下吸能效果最佳。

(2) 模型1(开口杆状网络模型)主要模拟脊椎骨内层、股骨端等部位的松质骨,此处的松质骨密度比较低,体分比在13%以下,对于椎骨内的松质骨主要是拉压力为主<sup>[12]</sup>;而从股骨结构上看,由于股骨头的外侧本身存在着扭矩作用,当人们上楼梯或从椅子上突然站起来最大扭矩可达15 N·m,人工髋关节置换要求假体也能够承受如此大的扭矩<sup>[17]</sup>,说明在股骨端还存在较大扭矩,模型1在拉压的情况下有着良好的吸能效果。

(3) 模型2(带孔板的框架模型)主要模拟胫骨近端和远端的关节下方及下腰椎椎体等部位的松质骨,此类松质骨分布在两端,其受力模式比较复杂,当荷载越复杂,方向越多,吸能效果越佳。

(4) 模型3为蜂巢模型,高度为1 mm,板厚为0.125 mm。其体分比为43.75%,其1阶屈曲荷载为248.11 MPa。经过扩展比较,4种模型一个单元的情况都能很好模拟其代表的松质骨的吸能特性。相对来说,用模型1做扩展分析更能体现其整体吸能效果。模型3的吸能效果与壁厚有关,壁厚越薄吸能效果越好。

(5) 模型4(板-杆结构)主要模拟趾骨、盆骨以及肩胛骨端等部位的松质骨。由于骨盆结构形态复杂,功能多种多样,人体采取不同姿势如坐、双足站立、单足站立、奔跑、跳跃等,受力方式和应力分布大不一样<sup>[18-20]</sup>,因此模拟比较困难。受力主要以冲击、静载、受弯为主;肩胛骨也是如此,以受弯、冲击为主。从冲击性能比较看,模型4的冲击吸能特性比较好,但是模型4也同样要受到弯矩的影响;因此,模型4在冲击的同时受弯的吸能效果也比较好。

### 参考文献:

- [1] Gibson LJ, Ashby MF. Cellular solids: Structure and properties [M]. Oxford: Pergamon Press, 1988.
- [2] Reilly DT, Burstein AH, Martens M. Aging of bone tissue: Mechanical properties [J]. J Bone Joint Surg Am, 1976, 58(1): 82-86.
- [3] Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue [J]. J Biomech, 1975, 8(6): 393-495.
- [4] 吴子祥, 雷伟, 胡蕴玉, 等. 松质骨骨小梁的细观构筑对骨质力学强度影响的实验研究[J]. 医用生物力学, 2008, 23(1): 66-69.
- [5] Wu ZX, Lei W, Hu YY, *et al.* Effect of altering microstructure of trabecular bone on bone strength [J]. J Med Biomech, 2008, 23(1): 66-69.
- [5] 王璠. 骨质疏松与力学[J]. 力学与实践, 2004, 26(3): 94-95.
- [6] McElhaney JH, Fogle JL, Melvin JW, *et al.* Mechanical properties of cranial bone [J]. J Biomech, 1970, 3(5): 495-496.
- [7] Pugh JW, Rose RM, Radin EL. A structural model for the mechanical behavior of trabecular bone [J]. J Biomech, 6(6): 657-670.
- [8] Beaupre GS, Hayes WC. Finite element analysis of a three dimensional open celled model for trabecular bone [J]. J Biomech Eng, 1985, 107(3): 249-256.
- [9] 王颖坚. 松质骨的细观力学研究评述[J]. 力学进展, 1996, 26(3): 416-423.
- [10] 宋毅, 王璠. 复合材料层合圆柱壳缓冲吸能的实验模拟[J]. 华南理工大学学报, 2008, 37(12): 140-145.
- [11] 王璠, 刘人怀. 复合材料层合开顶扁球壳的非线性动态屈曲[J]. 固体力学学报, 2001(1): 309-314.
- [12] 李庄杰, 内祖莱, 杨企文, 等. 人体椎体松质骨的力学性质和应力分析[J]. 北京生物医学工程, 1989, 8(2): 65-72.
- [13] 陈永强. 影响松质骨力学性能的显细结构因素[J]. 医用生物力学, 1995, 10(1): 51-54.
- [14] 马信龙, 付鑫, 马剑雄, 等. 股骨头内松质骨空间分布和力学性能变化有限元分析[J]. 医用生物力学, 2010, 25(6): 465-470.
- [15] Ma XL, Fu X, Ma JX, *et al.* Finite element study on spatial distribution and mechanical properties of cancellous bone from femoral head [J]. J Med Biomech, 2010, 25(6): 465-470.
- [15] 顾冬云, 陈亚珠. 骨质疏松性骨力学性能的预测[J]. 医用生物力学, 2009, 24(1): 70-73.
- [16] Gu DY, Chen YZ. Prediction of Biomechanical properties of osteoporosis bone [J]. J Med Biomech, 2009, 24(1): 70-73.
- [16] 宋国路, 于志锋, 汤亭亭, 等. 骨的显细损伤及其对骨力学性能的影响[J]. 医用生物力学, 2008, 23(6): 486-489.
- [16] Song GL, Yu ZF, Tang TT, *et al.* Bone microdamage and

- associated bone mechanical properties [J]. *J Med Biomech*, 2008, 23(6): 486-489.
- [17] 王以进, 王介麟. 骨科生物力学(第一版)[M]. 北京: 人民军医出版社, 1986: 256-270.
- [18] 沈金根, 陈杰, 陆仲绩. 人骨盆的生物力学—坐位时和双足站立时的应力研究[J]. 计算结构力学及其应用, 1984(3): 73-79.
- [19] 沈金根, 陆仲绩. 正常人体骨盆生物力学[c]//上海市力学学会1983年年会论文集. 上海:[s.n.], 1983.
- [20] 陈秉智. 计算骨力学若干问题[D]. 大连: 大连理工大学博士学位论文, 2005.



(上接第501页)

- [20] Mechlenburg I, Nyengaard JR, Gelineck J, *et al*. Cartilage thickness in the hip joint measured by MRI and stereology—A methodological study [J]. *Osteoarthritis Cartilage*, 2007, 15(4): 366-371.
- [21] 吴乃庆, 王道新, 沈家维, 等. “π”棒及“T”形钢板治疗垂直不稳定骨盆骨折[J]. 中华骨科杂志, 1997, 17(1): 51-55.
- [22] Comstock CP, van der Meulen MC, Goodman SB. Biomechanical comparison of posterior internal fixation techniques for unstable pelvic fractures [J]. *J Orthop Trauma*, 1996, 10(8): 517-522.
- [23] Tile M. Acute pelvic fractures: I. Causation and classification [J]. *J Am Acad Orthop Surg*, 1996, 4(3): 143-151.
- [24] Griffin DR, Starr AJ, Reinert CM, *et al*. Vertically unstable pelvic fractures fixed with percutaneous iliosacral screws: Does posterior injury pattern predict fixation failure [J]. *J Orthop Trauma*, 2006, 20(1 Suppl): 30-36.
- [25] 郑琦, 湛琦, 廖胜辉, 等. 一种新型骶髂关节内固定装置的三维仿真与对比验证[J]. 医用生物力学, 2010, 25(2): 105-111.
- Zheng Q, Chen Q, Liao SH, *et al*. Three-dimensional simulation and comparing evaluation of a new sacroiliac internal fixation device [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(2): 105-111.
- [26] Hinsche AF, Giannoudis PV, Smith RM. Fluoroscopy-based multiplanar image guidance for insertion of sacroiliac screws [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2002, 395: 135-144.