

文章编号:1004-7220(2010)06-0465-06

## 股骨头内松质骨空间分布和力学性能变化有限元分析

马信龙<sup>1,2</sup>, 付鑫<sup>1</sup>, 马剑雄<sup>1</sup>, 董宝康<sup>1</sup>, 沈珉<sup>3</sup>, 王志彬<sup>2</sup>

(1. 天津医科大学总医院 骨科, 天津, 300052; 2. 天津医院, 天津 300052; 3. 天津大学 机械学院, 天津, 300072)

**摘要:** 目的 应用有限元方法研究不同加载强度和偏轴角对股骨头内松质骨空间分布和力学性能变化的影响。方法 基于断层磨削后扫描、计算机三维重建的方法建立得到股骨近端骨结构三维模型,按照与主压力小梁方向成0°、15°、45°分别选取相同大小的松质骨试件。计算试件的三维空间结构参数,应用有限元分析方法模拟单轴压缩试验,观察松质骨试件应力、应变分布,探讨不同加载强度和离轴角度对松质骨生物力学性质的影响。结果 基于建立的人股骨头内松质骨三维有限元模型,模拟了松质骨试件单轴压缩试验,发现不同加载强度和偏轴角度在松质骨试件中 $\geq 5\ 000\ \mu\epsilon$ (微应变)的松质骨比例存在统计学差异( $P < 0.05$ )。结论 股骨头内松质骨小梁空间分布与力学适应性密切相关。结构与功能的不相适应降低了股骨头内部松质骨的生物力学性能,反复不良刺激引起的骨重塑、改建可能在股骨头坏死中起着重要的作用。

**关键词:** 股骨; 松质骨; 生物力学; 有限元方法; 骨改建; 应变分布

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

## Finite element study on spatial distribution and mechanical properties of cancellous bone from femoral head

MA Xin-long<sup>1,2</sup>, FU Xin<sup>1</sup>, MA Jian-xiong<sup>1</sup>, DONG Bao-kang<sup>1</sup>, SHEN Min<sup>3</sup>, WANG Zhi-bin<sup>2</sup> (1. Department of Orthopedics, General Hospital of Tianjin Medical University, Tianjin 300052, China; 2. Tianjin Hospital, Tianjin 300211, China; 3. School of Mechanics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

**Abstract: Objective** To study the effect of different loading intensity and off-axis angle on changes in spatial distribution and mechanical properties of cancellous bone from femoral head by using three-dimensional (3D) finite element method. **Method** The same size cancellous bone specimens were selected in accordance with the main pressure trabecular direction at 0°, 15° and 45° off-axis angle from 3D model of proximal femoral bone structure based on primary study. The 3D structure parameters of the specimen were calculated, then the finite element analysis was used to simulate the uniaxial compression test, and the stress and strain distribution in different model was observed. The influences of different loading intensity and off-axis angle on biomechanical properties of proximal femoral cancellous bone were investigated. **Results** Based on the established finite element model of cancellous bone of human femoral head, the uniaxial compression test was simulated. It was found that there were significant differences in the proportion of cancellous bone with  $\geq 5\ 000\ \mu$  strain in different mechanical strength or off-axis angle on cancellous bone specimens ( $P < 0.05$ ). **Conclusions** Distribution of femoral head cancellous bone is closely related with the mechanical adaptability. The incompatibility between structure and function decreased the biomechanical properties of femoral head cancellous bone and the subsequent bone remodeling caused by repeated negative stimulus may play an important role in femoral head necrosis.

**Key words:** Femur; Cancellous bone; Biomechanics; Finite element method; Bone remodeling; Stress distribution

收稿日期:2010-07-22; 修回日期:2010-09-25

基金项目:天津市自然科学基金资助项目(043111411,993607711)。

作者简介:马信龙(1962-),男,教授,研究方向:生物力学和组织工程;付鑫(1985-),男,硕士研究生,研究方向:生物力学。

通讯作者:马剑雄,助理研究员, Tel: (022) 60362062; E-mail: mjx969@163.com。

髋关节作为人体中主要的负重关节,股骨近端特殊的解剖结构与所处的复杂力学环境相适应。股骨头和股骨的骨内结构交织成网状致密板层有序排列,并形成主压力小梁、主张力小梁、次压力小梁、次张力小梁、大粗隆小梁5组小梁,小梁排列方向主要沿着其承受主要载荷的主应力方向,并形成密度减低的Ward三角区和致密骨质构成纵行骨板,即股骨距等重要结构,共同构建了符合生理需求的负重系统,最有效地吸收和化解冲击载荷、吸收震荡。许多学者对股骨近端松质骨进行了大量的研究,以期对其生物力学性能加深了解,对各种骨骼疾病获得更多的认识,如骨质疏松症、骨关节炎、股骨头坏死等<sup>[1-3]</sup>。三维有限元分析法可以模拟人体骨骼生物力学实验,计算骨骼每一点的应力、应变,可提供实验手段中不易得到的详细数据,并可改变其中的任意参数,观察其对完整结构的影响。有限元可将这一复杂的整体划分为有限个单元所组成的集合体,现已成为解剖学、生物力学和临床医学工作者在该领域中的一种重要研究手段<sup>[4]</sup>。本研究应用有限元方法模拟单轴压缩试验,观察松质骨内质骨试件应力、应变分布,探讨不同加载强度和离轴角度对股骨头内松质骨生物力学性质的影响,松质骨小梁空间分布与力学适应性。

## 1 材料与方法

### 1.1 股骨近端骨结构三维重建

本研究基于前期的研究基础<sup>[5]</sup>,通过包埋、断层磨削、扫描、计算机三维重建,真实地重建了股骨近端的解剖形态,获得了清晰的骨小梁三维结构模型。

### 1.2 松质骨试件的选取及有限元模型的建立

在股骨近端骨结构三维模型中,按照与主压力小梁方向偏轴 $0^\circ$ 、 $15^\circ$ 、 $45^\circ$ 在距离关节面相同的水平选取大小为 $4\text{ mm} \times 4\text{ mm} \times 8\text{ mm}$ 的长方形松质骨试件3个,从上到下每间隔 $4\text{ mm}$ 再取3个,直至每组9个。由于骨小梁是不规则的形状,本文选用下列各项指标参数来描述其结构<sup>[6]</sup>:TV为组织体积(tissue volume),BV为骨体积(bone volume),BV/TV为骨体积比(bone volume fraction),BS/TV为相关骨表面积比(relative bone surface),Tb.Th为骨小梁厚度(trabecular thickness),Tb.N为骨小梁数目

(trabecular number),Tb.Sp为骨小梁间隔(trabecular spacing)。然后以lis格式输出,导入三维有限元分析软件Ansys(Ansys公司,美国)(见图1~2)。

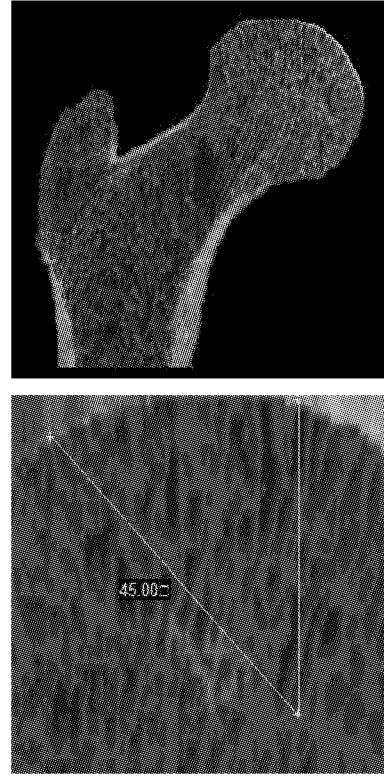


图1 偏轴选取松质骨试件示意图

Fig.1 Schematic diagram of cancellous bone specimen from femoral head

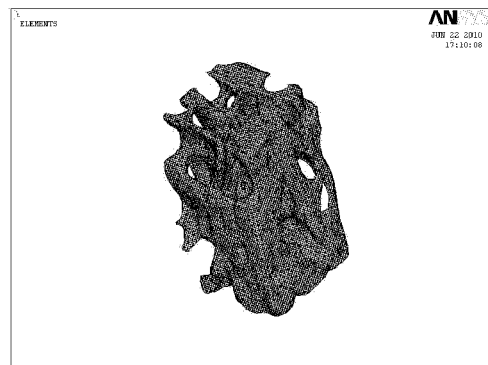


图2 Ansys软件中松质骨试件有限元模型

Fig.2 The finite element model of cancellous bone specimen in Ansys software

### 1.3 材料属性赋值

由于松质骨结构为中间多孔介质的夹层材料,呈现不均质性;同时,在不同载荷方向上骨小梁弹性

模量不相等,强度亦有差别,说明骨小梁还存在各向异性特性<sup>[7]</sup>。因此,理论上将骨小梁假定为非匀质材料、各向异性的模型更符合真实的骨组织特性。目前各研究者使用的弹性模量  $E$  和泊松比  $\nu$  的数值并不统一,本实验经过比较相关文献和将各种数值带入模型计算后,确定基本预设在线弹性材料,  $E = 18.5 \text{ GPa}$ ,  $\nu = 0.3$ <sup>[8]</sup>。

#### 1.4 加载及边界条件

在有限元分析软件 Ansys 中,模拟不同载荷强度下松质骨试件单轴压缩试验,将模型底面节点完全固定,并对  $0^\circ$  组分别从顶面向下施以  $0.5\%$ 、 $1\%$ <sup>[10]</sup>、 $1.5\%$  应变;模拟不同组间松质骨试件单轴压缩试验,对 3 组试件从顶面向下施以  $1\%$  应变

表 1 不同组松质骨试件结构参数

Tab.1 Trabecular bone structure parameters of samples in different groups

指标参数	组别			F 值	P
	$0^\circ$	$15^\circ$	$45^\circ$		
BV/TV/%	$63.05 \pm 7.24$	$61.20 \pm 5.93$	$56.91 \pm 7.83$	2.824	0.082
BS/TV/ $\text{mm}^{-1}$	$23.94 \pm 0.69$	$21.50 \pm 0.97$	$21.59 \pm 0.90$	2.591	0.094
Tb. Th/ $\mu\text{m}$	$535.91 \pm 51.32$	$512.74 \pm 74.28$	$526.55 \pm 78.22$	0.229	0.798
Tb. Sp/ $\mu\text{m}$	$299.99 \pm 60.54$	$419.13 \pm 94.20$	$356.33 \pm 166.69$	2.114	0.146

表 2 不同偏轴角度松质骨试件  $\geq 5000 \mu\epsilon$  松质骨比例

Tab.2 The proportion of  $\geq 5000$  micro-strain cancellous bone in specimens with different off-axis angle

偏轴角度	$\geq 5000 \mu\epsilon$ 松质骨比例	F 值	P
$0^\circ$	$47.66 \pm 2.97$		
$15^\circ$	$57.2 \pm 1.53$	122.739	0.000
$45^\circ$	$67.09 \pm 3.1$		

表 3  $0^\circ$  松质骨试件  $\geq 5000$  微应变松质骨比例

Tab.3 The proportion of  $\geq 5000$  micro-strain cancellous bone in specimens of  $0^\circ$  group

不同加载 应变	$\geq 5000 \mu\epsilon$ 松质 骨比例( $x \pm s\%$ )	F 值	P
$0.5\%$	$10.27 \pm 1.94$		
$1\%$	$57.2 \pm 1.53$	645.138	0.000
$1.5\%$	$75.85 \pm 6.15$		

表 1 为 3 组松质骨试件结构参数,两两比较,无

量,模拟骨试件做材料试验时的压缩情形。其他方向无限制,使其可朝横向扩展。

#### 1.5 结果的显示方式及处理

有限元模型施加载荷后的计算结果由彩图及数字显示。观察不同组间的 Von Mises 应力、应变、 $\geq 5000 \mu\epsilon$  松质骨的比例。数据统计学处理采用 SPSS 16.0 软件进行方差分析统计学处理,  $P < 0.05$  时具有统计学意义。

## 2 结果

经过有限元计算,得到松质骨试件的计算结果见表 1~3 和图 3。

统计学差异( $P > 0.05$ )。

表 2 为 3 组不同偏轴角度松质骨试件  $\geq 5000$  微应变松质骨比例,两两比较,差异均有统计学意义( $P < 0.05$ )。

表 3 为  $0^\circ$  偏轴角度(即沿主压力小梁方向)松质骨试件施加 3 种不同位移  $\geq 5000 \mu\epsilon$  松质骨比例,两两比较,差异均有统计学意义( $P < 0.05$ )。

## 3 讨论

### 3.1 股骨头内松质骨小梁空间分布与力学适应性

为了适应人体所特有的直立行走的需要,担负巨大的负重任务,人体股骨近端内部形成了特有的与功能相匹配的错综复杂的骨小梁结构。正常股骨头内的应力峰值的排列规律基本与正常股骨头的压力骨小梁的走行方向一致。Rietbergen 等<sup>[9-10]</sup>研究表明,骨组织内部,存在着应力应变的均一性,其基本规则满足 Wolff 骨小梁轨迹假说,即骨小梁结构体系总是以最小的重量使组织的应力保持最小。在

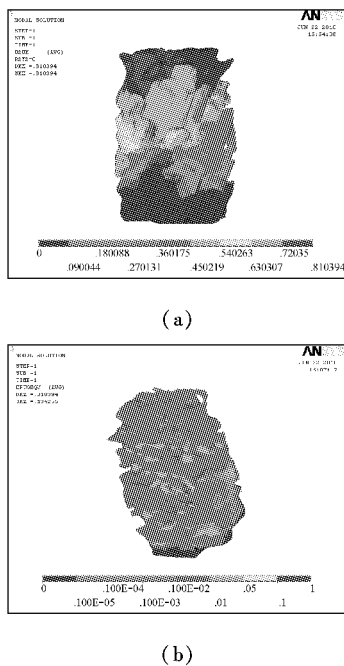


图3 有限元分析结果 (a) 位移分布, (b) Von mises 应变分布  
Fig.3 The results of finite element analysis (a) Displacement distribution, (b) Von mises distribution

生理载荷下,应力主要沿着压力骨小梁的方向分布,为了实现在组织水平上的应力均衡分布,因此出现了骨小梁在该区域密集分布排列的现象<sup>[11-12]</sup>。Jang等<sup>[13]</sup>的研究模拟了人股骨在骨重建过程中,皮质骨及松质骨结构的变化和相互作用,认为人股骨近端的皮质骨和松质骨一样,形成了最佳的形状结构。其中松质骨承担了54%的载荷,而皮质骨只承担了46%。

许多学者通过研究股骨头内主压力小梁的松质骨来了解松质骨的空间结构和生物力学性质。Perilli等<sup>[14-15]</sup>通过对股骨头主压小梁方向的圆柱体松质骨试件进行压缩试验,观察生物力学性能,发现BV/TV的最小值较BV/TV更好( $R^2 = 0.95$ )。由于松质骨的各向异性,在BV/TV最小值小的区域中的骨更脆弱,易断裂。而早期的研究<sup>[16]</sup>显示松质骨的极限应力与其结构参数,特别是骨体积分数,存在显著相关。Caroline等<sup>[17]</sup>通过研究发现偏离主压小梁方向 $20^\circ$ 选取的松质骨生物力学性质明显降低。本研究模拟股骨近端松质骨单轴压缩试验,随着位移载荷的加大,松质骨试件 $\geq 5000 \mu\epsilon$ (即具有骨折危险性)的松质骨比例增大;偏轴角度增大,松质骨试

件 $\geq 5000 \mu\epsilon$ (即具有骨折危险性)的松质骨比例也增大。由于松质骨试件的结构参数间无统计学差异,证实了股骨头内松质骨小梁空间分布与力学适应性密切相关,出现不匹配会对松质骨生物力学性质产生不利的影响,导致结构与功能的不相适应,与相关研究的结果相近。

### 3.2 应用有限元方法分析松质骨生物力学性能

Brelmans和Rybicki在1972年首次将有限元法应用于骨科生物力学的研究<sup>[18]</sup>,最先应用于股骨。采用三维有限元分析法的优点在于在不破坏原试件的情况下可以计算股骨每一点的应力、应变,可提供实验手段中不易得到的详细数据,并可改变其中的任意参数,观察其对完整结构的影响。当今,许多学者将其更多地应用于骨微结构的生物力学性能的研究中。Ulrich等<sup>[19]</sup>对人松质骨样本进行压缩试验并与基于Micro-CT数据的有限元分析对比,认为两者有良好的一致性。Rietbergen等<sup>[9-10]</sup>将Micro-CT扫描的犬股骨近端图像数值输入计算机,建立了 $7.6 \times 10^6$ 个网格单元的三维有限元模型,使每个网格可以代表每个骨小梁,发现在行走时,与正常骨相比,疏松骨上的应变更大,其分布也更不均匀。认为在骨质疏松股骨中有较大比例的骨组织存在被破坏的危险。其他学者也进行了一些研究<sup>[20-22]</sup>。由于对松质骨进行真实的压缩实验会破坏试件结构,重复性差,而本试验应用有限元方法模拟不同力学刺激中对同一松质骨试件进行压缩试验,观察松质骨试件的应力、应变分布情况,具有一定的优势。

### 3.3 股骨头松质骨生物力学与骨重塑、改建

骨骼是有生命的器官,其重建和塑形过程是以其载荷能力足够适应外力环境为结果的。废用或失重状态下,骨更新过程会使骨量丧失,骨质量降低,出现骨质退化和骨结构萎缩<sup>[23]</sup>。正常生理应力范围内(约 $100 \sim 1000 \mu\epsilon$ )骨组织的吸收和成骨保持相对平衡。载荷在 $1000 \sim 3000 \mu\epsilon$ 范围内,骨组织的塑形和重建活跃,增加了骨量和骨强度。当载荷超过 $3000 \mu\epsilon$ 时,将导致骨组织产生积累性微损伤,进而降低骨强度,骨微损伤产生过多,无法得到完整修复,引起骨小梁断裂和骨的疲劳骨折。有研究显示成熟大鼠的皮质骨在生理状态下不会发生骨重建,对其前肢进行轴向加载后,在骨微损伤的部位

就会发生皮质骨内的重建。在同样承受载荷但没有产生骨微损伤时,就没有出现皮质骨内的重建,这说明骨微损伤启动了骨组织的重建<sup>[24]</sup>。反复的应力改变会使骨发生细微损伤,骨重建过程可以修复有限数量的细微损伤。当骨所发生的应变超出阈值的时候,将产生过多的细微损伤,并超出骨自身的修复能力。这种细微损伤的积累使骨的脆性增加,在有害应力下发生骨折的可能性增加<sup>[25]</sup>,比如股骨头无菌性坏死软骨下骨的塌陷。Tsubota 等<sup>[26]</sup>应用计算机模拟不同受力状态下骨小梁表面重建引起人股骨近端骨小梁结构和密度的改变,从微米尺度由力学刺激引起的细胞活动到厘米尺度的整体骨水平来印证 Wolff 定律,即活骨按其所受应力状态而改变其自身的成分、结构和外部形态;施加股骨头表面不同的力学刺激(单足站立位、外展位、内收位)引起股骨头及股骨颈内松质骨重塑、改建,松质骨排列发生改变。在本研究中 $\geq 5\ 000\ \mu\epsilon$  松质骨可认为具有骨折危险性或发生微损伤。加载较大的应变和较大的偏轴角度都会增加 $\geq 5\ 000\ \mu\epsilon$  松质骨的比例,降低了松质骨的生物力学性能。如果这种不良刺激持续存在必然会引起骨改建或骨重塑的发生。

股骨头及股骨颈内特殊的松质骨结构在股骨头坏死的发生、发展过程中的作用越来越受到关注。不难理解,股骨颈骨折内固定术后即使完全愈合,如果未能得到完全解剖复位(股骨前倾角往往难以恢复),股骨近端内部骨小梁结构所受的力学刺激发生了变化,若该不良刺激持续,必然引起骨重塑、改建,从而造成内部超微结构骨小梁的分布变化<sup>[27]</sup>,即使骨质向骨形成方向转化,该区域骨密度增加,但此时骨小梁走向变得杂乱无章,结构稳定性反而变差,当骨质增加无法补偿这种长期高应力刺激时,骨单位改建受阻,此时微骨折不能修复,就会发生股骨头坏死,后期则可能引起股骨头表面的塌陷。徐小良等<sup>[28]</sup>通过犬动物实验探索股骨颈骨折引起股骨头坏死塌陷的发病机理,指出股骨颈骨折后股骨头坏死塌陷与软骨下骨及松质骨的生物力学特性关系密切。张念非等<sup>[29]</sup>应用有效压应力原理和应力集中理论对发生股骨头坏死上的结构改变(“新月征”)原因进行解释和说明。王志钢等<sup>[30]</sup>利用同位素发射计算机辅助断层显像技术对股骨颈骨折病人随访观察,了解股骨颈骨折患者负重后的骨折愈合

和骨重建情况,分析适度的负重控制是有利的。

## 4 结语

本研究应用有限元方法模拟力学环境改变对股骨近端松质骨生物力学性能的影响,发现随着载荷的增大,具有骨折危险性松质骨比例增大;随着偏轴角度的增大,具有骨折危险性松质骨比例增大,可认为结构与功能的不匹配会降低股骨近端松质骨生物力学性能,反复刺激引发的骨改建和骨重塑可能在股骨头坏死中起重要作用。恢复股骨近端骨结构原有的结构与功能的相适应无论对于促进骨折愈合,还是预防股骨头坏死都非常重要。

## 参考文献:

- [1] Eckstein F, Matsuura M, Kuhn V, et al. Sex differences of human trabecular bone microstructure in aging are site-dependent[J]. J Bone Miner Res, 2007, 22(6): 817-824.
- [2] Homminga J, McCreadie BR, Ciarelli TE, et al. Cancellous bone mechanical properties from normals and patients with hip fractures differ on the structure level, not on the bone hard tissue level[J]. Bone, 2002, 30(5): 759-764.
- [3] Ulrich D, van Rietbergen B, Laib A, et al. The ability of three-dimensional structural indices to reflect mechanical aspects of trabecular bone[J]. Bone, 1999, 25(1): 55-60.
- [4] 顾晓民,贾连顺,陈雄生,等. 腰椎椎弓峡部裂三维有限元模型的建立与验证[J]. 医用生物力学,2010,25(1): 45-50.
- [5] 马信龙,付鑫,马剑雄,等. 人股骨近端空间结构重建新方法及其有限元模型的建立[J]. 生物医学工程学杂志,2011,28(1): 88-92.
- [6] Hildebrand T, Ruegsegger P. Quantification of bone micro-architecture with the structure model index[J]. Comput Meth Biomech Biomed Eng, 1997, 1(1): 15-23.
- [7] Rietbergen BV, Müller R, Ulrich D, et al. Tissue stresses and strain in trabeculae of a canine proximal femur can be quantified from computer reconstructions [J]. J Biomech, 1999, 32(4): 443-451.
- [8] Bevil G, Eswaran SK, Gupta A, et al. Influence of bone volume fraction and architecture on computed large-deformation failure mechanisms in human trabecular bone. Bone, 2006, 39(6): 1218-1225.
- [9] Rietbergen BV, Weinans H, Huiskes R, et al. A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite element models[J]. J Biomech, 1995, 28(1): 69-81.

- [10] Rietbergen BV, Huiskes R, Eckstein F, *et al.* Trabecular bone tissues trains in the healthy and osteoporotic human femur[J]. *J Bone Miner Res*, 2003, 18(10): 1781-1788.
- [11] Verhulp E, van Rietbergen B, Huiskes R. Comparison of micro-level and continuum-level voxel models of the proximal femur[J]. *J Biomech*, 2006, 39(16): 2951-2957.
- [12] Ryan TM, Krovitz GE. Trabecular bone ontogeny in the human proximal femur[J]. *J Hum Evol*, 2006, 51(2): 591-602.
- [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] Perilli E, Baleani M, Ohman C, *et al.* Dependence of mechanical compressive strength on local variations in microarchitecture in cancellous bone of proximal human femur [J]. *J Biomech*, 2008, 41(2): 438-446.
- [15] Perilli E, Baleani M, Ohman C, *et al.* Structural parameters and mechanical strength of cancellous bone in the femoral head in osteoarthritis do not depend on age [J]. *Bone*, 2007, 41(5): 760-768.
- [16] Fazzalari NL, Forwood MR, Smith K, *et al.* Assessment of cancellous bone quality in severe osteoarthritis: bone mineral density, mechanics, and microdamage [J]. *Bone*, 1998, 22(4): 381-388.
- [17] Ohman C, Baleani M, Perilli E, *et al.* Mechanical testing of cancellous bone from the femoral head: Experimental errors due to off-axis measurements [J]. *J Biomech*, 2007, 40(11): 2426-2433.
- [18] Brekelmans WA, Poort HW, Slooff TJ. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts [J]. *Acta Orthop Scand*, 1972, 43(5): 301-317.
- [19] Ulrich D, Hildebrand T, Rietbergen BV, *et al.* The quality of trabecular bone evaluated with microCT, FEA and mechanical testing [J]. *Stud Health Technol Inform*, 1997, 40: 97-112.
- [20] Grant Bevill, Keaveny TM. Trabecular bone strength predictions using finite element analysis of micro-scale images at limited spatial resolution [J]. *Bone*. 2009, 44(4): 579-584.
- [21] Liu XS, Sajda P, Saha PK, *et al.* Quantification of the roles of trabecular microarchitecture and trabecular type in determining the elastic modulus of human trabecular bone [J]. *J Bone Miner Res*, 2006, 21(10): 1608-1617.
- [22] Murakami H, Kawahara N, Sakamoto J, *et al.* Effects of bisphosphonate for quality and strength of bone [J]. *Nippon Rinsho*, 2006, 64(9): 1651-1656.
- [23] Duncan RL, Turner CH. Mechanotransduction and the functional response of bone to mechanical strain [J]. *Calcif Tissue Int*, 1995, 57(5): 344-358.
- [24] Bentolila V, Boyce TM, Fyhrie DP. Intracortical remodeling in adult rat long bones after fatigue loading [J]. *Bone*, 1998, 23(3): 275-281.
- [25] Reddi AH. Aging, osteoarthritis and transforming growth factor-beta signaling in cartilage. *Arthritis Res Ther*, 2005, 7(6): 1338-1347.
- [26] Tsubota K, Suzuki Y, Yamada T, *et al.* Computer simulation of trabecular remodeling in human proximal femur using large-scale voxel FE models: approach to understanding Wolff's law [J]. *J Biomech*, 2009, 42(8): 1088-1094.
- [27] Arlot ME, Burt-Pichat B, Roux JP, *et al.* Microarchitecture influences microdamage accumulation in human vertebral trabecular bone [J]. *J Bone Miner Res*, 2008, 23(10): 1613-1618.
- [28] 徐小良,王坤正,牒军,等. 实验性股骨颈骨折修复过程的生物力学研究[J]. *中国矫形外科杂志*, 2001, 8(7): 680-682.
- [29] 张念非,祈生文,柴建峰. 股骨头缺血性坏死新月征的形成机制[J]. *中国修复重建外科杂志*, 2008, 22(3): 303-306.
- [30] 王志钢,马信龙,杨凤顺,等. 基于计算机“感兴趣区”技术评估股骨颈骨折内固定与骨折愈合及骨重建的关系[J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2009, 13(4): 685-689.