

文章编号:1004-7220(2012)06-0630-06

# 软骨组织无约束压缩的有限元分析

翟文杰, 翟中勇

(哈尔滨工业大学 机电工程学院, 哈尔滨 150001)

**摘要:** **目的** 采用有限元仿真和实验对比分析关节软骨的承载机理和应力松弛效应。**方法** 考虑关节软骨基质固相、孔隙液相和胶原纤维增强相,并综合考虑软骨分层结构以及关节软骨渗透率随固体基质膨胀率变化特性,建立关节软骨纤维增强多孔弹性有限元模型。基于该模型,应用 ABAQUS 软件和 FORTRAN 语言编程嵌套,对关节软骨无约束阶梯压缩进行有限元仿真。应用自行研制的生物力学性能测试系统,通过阶梯加载实验对生猪软骨有限元分析结果进行了实测对比。**结果** 试件以 0.45%/s 应变速率阶梯加载时,在试件中心,液相可维持承载 80 s 左右,最大可承担近 90% 的总应力。**结论** 基于纤维增强多孔弹性有限元模型的无约束阶梯压缩有限元分析可定量评价关节软骨的固、液两相承载能力随应变和时间的变化特性。结合软骨无约束压缩实验的仿真分析有助于更准确地评价软骨的力学性能。

**关键词:** 关节软骨; 无约束压缩; 有限元分析; 力学特性; 应变; 应力

中图分类号: TH 177.2

文献标志码: A

## Finite element analysis on unconfined compression of cartilage tissues

ZHAI Wen-jie, ZHAI Zhong-yong (School of Mechatronics Engineering, Harbin Institute of Technology, Harbin 150001, China)

**Abstract:** **Objective** To analyze the load-bearing mechanism and stress-relaxation properties of the articular cartilage (AC) through finite element simulation and experimental validation. **Methods** By comprehensively considering the solid phase of the matrix, the liquid phase of the pore and the reinforced phase of the collagen fibrils in AC, as well as the dilatation dependent permeability of AC, a fibril reinforced poroelastic (FRPE) model was built including changes of void ratio with subsurface depth of the AC. Based on the proposed model, and by utilizing ABAQUS software and FORTRAN language, the finite element analysis (FEA) on unconfined ramp compression of AC was conducted. The equilibrium modulus of porcine cartilage tissues under unconfined compression was measured by a self-designed biomechanical property measuring system, and the results between the FEA and the unconfined ramp compression test of the AC were compared. **Results** The liquid pore pressurization could last about 80 seconds and contributed up to 90 % of the total stress at the middle point of the test specimen when it was compressed at a strain rate of 0.45%/s. **Conclusions** The FEA on the unconfined ramp compression of AC based on the FRPE model can quantitatively evaluate the load bearing capacity of the solid and liquid phase, respectively, changed with different strain and loading time. Simulation analysis combined with the unconfined ramp compression test results facilitates the evaluation on mechanics properties of the cartilage with more accuracy.

**Key words:** Articular cartilage; Unconfined compression; Finite element analysis; Mechanical properties; Strain; Stress

关节软骨 (articular cartilage, AC) 是由骨胶原和蛋白聚糖固体相和孔隙流体相组成的多孔材料, 其独特的力学特性能有效地抵抗关节冲击力、减轻关节面间的摩擦磨损、维持关节正常的运动及生理功能。研究软骨的力学性能对人工关节软骨材料的研制及相关软骨疾病的诊断治疗具有十分重要的指导意义。鉴于软骨的力学特性很难体内测量, 体外条件下的实验测试又具有较大的误差, 应用关节软骨的力学计算仿真来掌握关节软骨的力学特性、揭示软骨的承载能力至关重要。

目前广泛使用的软骨模型是 Mow 等<sup>[1]</sup> 在混合物理理论的两相多孔介质理论基础上建立的 AC 两相多孔模型。该模型由两种内在不可压缩、不可混容的固体基质和液体组成, 其中胶原纤维、蛋白多糖等固体基质视为线弹性固体, 水和电解液视为理想流体。1981 年, Lai 等<sup>[2]</sup> 在 AC 两相多孔模型的基础上, 实验补充了渗透率与固体基质体积应变的函数关系, 形成了软骨的非线性两相多孔介质理论。1999 年, Li 等<sup>[3]</sup> 提出了纤维增强多孔弹性 (fibril reinforced poroelastic, FRPE) 模型。在此基础上, 有学者在大量软骨力学实验结果的基础上考虑了随深度变化的孔隙率、弹性模量和泊松比等力学参数<sup>[4]</sup>, 使仿真计算结果更加准确。

国内在 AC 建模分析方面的有关报道较少。严波等<sup>[5]</sup> 采用混合物理理论两相多孔介质模型, 利用有限元方法分析 AC 的约束压缩问题, 研究 AC 组织应力松弛和蠕变特性。周海宇等<sup>[6]</sup> 分别用均匀和随深度变化的两种软骨力学参数对软骨非线性两相多孔介质模型进行了计算比较, 结果表明在分析软骨的固相应力、液体压力和流动等问题时, 需要考虑随深度变化的软骨力学参数。上述两相多孔介质模型没考虑 AC 压缩时径向分布胶原纤维的抗拉伸性能, 将使计算得到的压缩弹性模量偏低。本文基于纤维增强多孔弹性模型<sup>[3]</sup>, 综合考虑 AC 分层结构以及 AC 渗透率随固体基质膨胀度变化特性<sup>[7]</sup>, 将依赖深度变化的力学参数引入 FRPE 模型, 应用 ABAQUS 软件对关节软骨无约束压缩力学进行有限元分析, 以阶梯加载方式揭示关节软骨的承载机理和应力松弛效应。

## 1 模型与求解

### 1.1 AC 无约束压缩几何模型

针对 AC 无约束压缩, 采用 ABAQUS/CAE 模块建立 AC 无约束压缩几何模型 (见图 1)。试件是半径为  $R$ 、高度为  $h$  的圆柱体, 在径向方向无约束; 压头和底座均为不可渗透刚体。由于 AC 试件为轴对称结构, 可按轴对称问题建模仅考虑试件半个截面 (见图 1(b)) 以减少运算分析时间。在此设定压头中心为参考点, 便于后期边界条件、求解输出的处理。

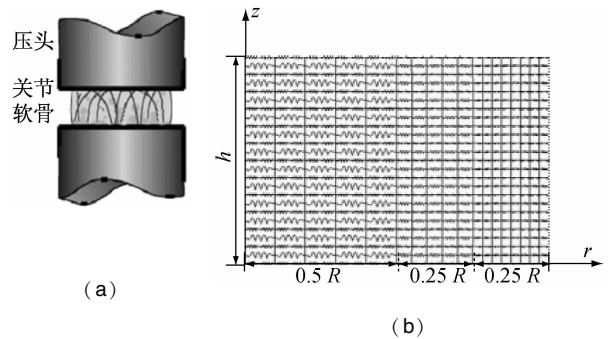


图 1 关节软骨无约束压缩示意图 (a) 和几何模型 (b)

Fig.1 Schematic (a) and geometric model (b) for unconfined compression of articular cartilage

通过 Mesh 模块进行单元类型选择和网格划分 (见图 1(b))。对 AC 试件轴向方向均匀划分为 12 份; 径向方向靠近 AC 试件外边缘处由于压缩产生应力集中, 需要进行网格细分。径向网格划分比例为 0.5:0.25:0.25, 划分网格数为 5:5:8。采用 8 节点轴对称含孔压单元—CAX8P 来表示固体基质, 共计 216 个单元, 709 个节点, 其中孔隙压力仅作用在单元 4 个拐点处。此处用弹簧单元 (SPRINGA) 来表示胶原纤维。由于胶原纤维结构纤长, 主要在  $r$  方向上表现抗拉伸性能; 不考虑其  $z$  方向上压缩, 共计 684 个弹簧单元。

### 1.2 物理模型建立

基于 FRPE 模型建立有限元模型<sup>[3]</sup>。其本构模型可形象地描述为: 饱和液体浸透的各向同性多孔固体基质嵌在胶原纤维网架内。其中, 固体基质即包含液相和固相的多孔弹性体, 其主要表现为抗压缩性能, 考虑的材料参数有: 弹性模量  $E_m$ 、泊松比  $\nu_m$  和渗透率  $k$ 。其中,  $E_m$ 、 $\nu_m$  本文近似为常数处理。

渗透率  $k$  是用来表征多孔材料中液体传输能力的参数,其大小与材料的孔隙率、液体渗透方向上孔隙的几何形状、材料颗粒大小和排列方向等因素相关。 $k$  会因固体基质材料吸水膨胀而变化<sup>[3]</sup>,即:

$$k = k_0 \exp(M\varepsilon) \quad (1)$$

式中: $M$  为材料渗透常数, $k_0$  为材料参比状态渗透率, $\varepsilon$  为固体基质材料膨胀率。

ABAQUS 中没有膨胀率材料参数定义项,为了能将式(1)应用于 ABAQUS 中,可用孔隙率来替代膨胀率<sup>[7]</sup>:

$$k = k_0 \left( \frac{e - e_0}{1 + e_0} \right)^M \quad (2)$$

式中: $e$  为材料当前孔隙率, $e_0$  为材料初始孔隙率。

孔隙率  $e$  指多孔材料中孔隙体积占总体积的比例,是反映材料密实程度的重要物理性质指标, $e$  越大则材料越疏松, $e$  越小则材料越密实。AC 组织从表面到底层依次可分为浅表层、中间层、深层和钙化层4层,各层材料分布和厚度均不相同。AC 的初始孔隙率  $e_0$  也随着表层下深度而变化<sup>[7]</sup>,即

$$e_0 = \hat{e}_0 \left[ 1 - \alpha_e \left( 1 - \frac{z}{h} \right) \right] \quad (3)$$

式中: $\hat{e}_0$  为材料浅表层初始孔隙比,参考值取 5.667; $\alpha_e$  为材料常数,参考值取 0.588; $h$  为试件轴向高度(厚度); $z$  为试件轴向坐标(位置)变量(见图 1)。

采用 FORTRAN 语言编程,选择 UTEMP、VOIDRI 和 URDFIL 3 个子程序接口,将式(1)~(3)嵌套到 ABAQUS 软件中。其中 UTEMP 子程序主要用来定义材料渗透率随孔隙比变化特性,并在仿真计算过程中通过 URDFIL 子程序即时调用材料当前孔隙率进行迭代运算。VOIDRI 子程序主要用来定义材料的分层结构。

胶原纤维均匀地分布在模型径向  $r$ 、周向  $\theta$  和轴向  $z$ , 构成一个依附在多孔固体基质上的弹性纤维网络结构。ABAQUS 中弹簧单元 (SPRINGA) 设定参数为弹簧总体刚度,为此需进行推导将胶原纤维弹性模量转换为弹簧总体刚度<sup>[7]</sup>。弹簧单元的添加以及其单元参数的设定只能通过后期在生成的 INP 文件中手动修改。

### 1.3 边界条件与加载

模型边界条件一般包括边界约束条件、载荷施加、部件接触分析几个方面,可分别通过 ABAQUS/

CAE 中 Step、Interaction 和 Load 模块来实现。首先通过 Step 模块定义分析步,然后在初始分析步中通过 Interaction 和 Load 模块约束模型的接触属性和边界约束条件。在后续分析步中根据具体实验情况通过 Load 模块施加相应的载荷。

AC 无约束压缩实验中,实验条件下的试件边界条件为(见图 1): $z = h$  为试件上表面,该表面为不可渗透表面,且轴向位移载荷施加于该表面; $z = 0$  为试件底面,该表面同样不可渗透,且约束其轴向方向不发生位移; $r = R$  为试件外侧面,该表面为自由表面,可发生自由渗透和变形; $r = 0$  为试件中心对称轴,由于模型为轴对称模型,约束轴线处水平方向不发生液体流动和水平位移。

无约束压缩实验中,压头和试件接触面近似看作光滑无摩擦。模型中将压头下表面设置为主面,试件上表面设置为从面,两者之间定义无摩擦的接触属性。

采用多个阶梯步的位移载荷对试件进行压缩加载。压头在初始条件下不与试件表面接触。开始设定一个分析步保证压头与试件表面完全接触,然后在压头参考点处施加 10 个阶梯的轴向位移载荷(见图 2)。每一阶梯步开始  $t_1$  时间内施加  $\Delta h = -5 \mu\text{m}$  的位移载荷,然后等待足够的松弛时间  $t_2$  再施加下一个阶梯步,直到 10 个阶梯步加载完成。这里加载时间  $t_1$  设定为 0.01 s(加载速率 0.5 mm/s,对应厚度 1.11 mm 的试件,应变速率为 0.45%/s),缓冲时间  $t_2$  设定为 600 s。

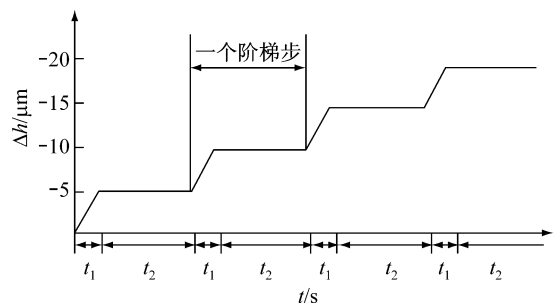


图2 AC 无约束压缩阶梯加载条件

Fig. 2 Condition of AC under unconfined ramp compression

### 1.4 求解分析

采用 ABAQUS/Standard 模块中基于牛顿—拉普森技术的增量迭代方法进行求解。这里假设固体

基质和胶原纤维应变相等,平衡状态下总应力可在径向  $r$ 、周向  $\theta$  和轴向  $z$  进行分解,分别由固体基质和胶原纤维承担<sup>[8]</sup>:

$$\bar{\sigma}_r^E = \bar{\sigma}_r^{\text{matrix}} + \bar{\sigma}_r^{\text{fibrils}} \quad (4)$$

$$\bar{\sigma}_\theta^E = \bar{\sigma}_\theta^{\text{matrix}} + \bar{\sigma}_\theta^{\text{fibrils}} \quad (5)$$

$$\bar{\sigma}_z^E = \bar{\sigma}_z^{\text{matrix}} \quad (6)$$

式中:  $\bar{\sigma}_i^E$  为  $i$  方向上总应力,  $\bar{\sigma}_i^{\text{fibrils}}$  为  $i$  方向上胶原纤维正应力,  $\bar{\sigma}_i^{\text{matrix}}$  为  $i$  方向上固体基质正应力。

平衡状态下微小应力-应变间的关系又可以用刚度矩阵来表示<sup>[8]</sup>:

$$\begin{pmatrix} \bar{\sigma}_r^E \\ \bar{\sigma}_\theta^E \\ \bar{\sigma}_z^E \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} & S_{13} \\ S_{21} & S_{22} & S_{23} \\ S_{31} & S_{32} & S_{33} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \bar{\varepsilon}_r \\ \bar{\varepsilon}_\theta \\ \bar{\varepsilon}_z \end{pmatrix} \quad (7)$$

其中,  $S_{ii}$  为刚度矩阵变量,分别可用 AC 材料参数来表示:

$$S_{11} = S_{22} = \frac{(E_f + E_m)(1 - \nu_m) - 2E_f\nu_m^2}{(1 + \nu_m)(1 - 2\nu_m)} \quad (8)$$

$$S_{12} = S_{21} = S_{13} = S_{31} = S_{23} = S_{32} = \frac{E_m\nu_m}{(1 + \nu_m)(1 - 2\nu_m)} \quad (9)$$

$$S_{33} = \frac{E_m(1 - \nu_m)}{(1 + \nu_m)(1 - 2\nu_m)} \quad (10)$$

选取如表 1 所示的 AC 材料参数数据对上述关节软骨模型进行有限元分析。设定每一个分析步的输出变量,然后通过 Job 子模块提交作业,程序运行结束后生成相应的 DAT 和 ODB 数据文件,最后通过 ABAQUS/Viewer 模块对仿真结果进行数据后处理。

表 1 试件材料参数

Tab. 1 Materials parameters of the test specimen

试件	基本尺寸/mm		固体基质参数		胶原纤维弹性	渗透率, $k$	
	$R$	$h$	$E_m$ /MPa	$\nu_m$	模量, $E_f$ /MPa	$k_0$	$M$
A	1.4	1.11	0.262	0.42	59.4	0.002 2	34

## 2 结果与讨论

### 2.1 有限元分析结果

应力松弛效应是黏弹性材料基本力学特性之一。图 3 给出了无约束压缩阶梯位移加载条件(见图 2)下,有限元分析得到的压头参考点处的轴向支反力随时间变化曲线。可以看到,每一个阶梯步在初始瞬时加载时,轴向支反力随之迅速增大到最大值  $F_{\text{peak}}$ ; 松弛阶段,轴向支反力缓慢降低至固定值

$F_{\text{equ}}$ 。应力松弛效应通过衰减其内部应力,避免 AC 组织长时间处于高负载状态,因此能够起到保护关节的作用。从这个角度而言,  $\Delta F = F_{\text{peak}} - F_{\text{equ}}$  值越大,试件应力松弛特性越好。

选取试件在上述过程中第 8 个阶梯步做进一步分析。分别读取该分析步内试件轴线处的孔隙压力(pore pressure)、轴向有效应力(effective axial stress)和压头参考点支反力(即轴向总力, load),如图 4 所示。可以看出,加载过程中,随着轴向总力的增大,试件轴线处孔隙压力随之增大至峰值,在松弛过程中孔隙压力逐渐降低为零。根据有效应力原理,中心轴线上轴向有效应力随着孔隙压力的降低而逐渐增大<sup>[9]</sup>。即在承载瞬间,负荷主要由 AC 孔隙中的液相部分承担;随着液体的流出,承重相由液相逐渐转变为固体基质部分。健康的 AC 渗透性非常小,液体流出受到较高的摩擦阻力,导致液体流出承载区速度很慢。由图 4 可以看出,本算例(加载应变速率 0.45%/s)下,在试件中心区域,液相可维持承载 80 s 左右,最大可承担近 90% 的总应力。

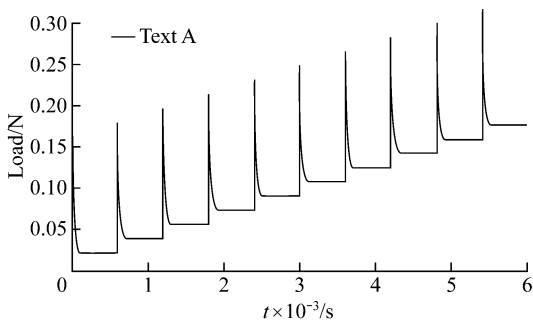


图 3 试件阶梯加载无约束压缩轴向支反力-时间曲线  
Fig. 3 Axial reactive load-time curve under unconfined ramp compression for test specimen

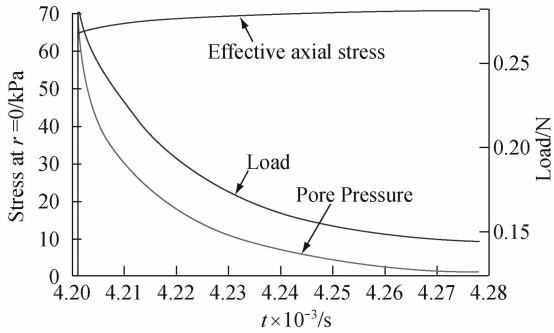
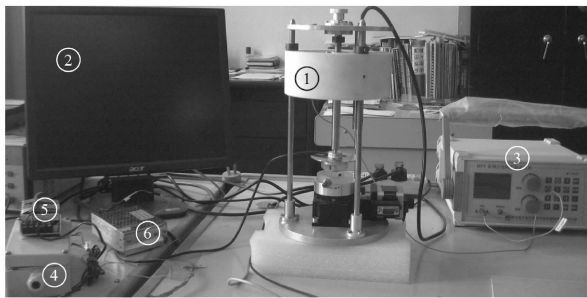


图4 试件有效应力、孔隙压力、轴向支反力—时间曲线

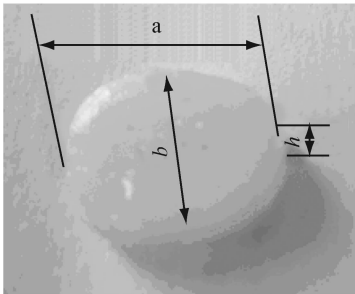
Fig. 4 Effective stress, pore pressure and axial reactive load-time curve for test specimen

## 2.2 有限元分析与实验的比较

为了验证上述关节模型的适用性,采用图5(a)所示的软组织材料动态压缩力学性能测试装置,对实际生猪软骨进行无约束阶梯压缩实验<sup>[10]</sup>。用小刀切取表面处理干净的新鲜生猪软骨,制成如图5(b)所示的试件。试件截面形状近似椭圆形( $a = 6.7 \text{ mm}$ ,  $b = 5.9 \text{ mm}$ ,  $h = 1.5 \text{ mm}$ )。撕去试件外圆周侧面筋膜,用去离子水浸泡备用。



(a)



(b)

图5 动态压缩力学性能测试装置(a)和待测试件(b)

Fig. 5 Dynamic compression mechanical property measuring device (a) and test specimen (b)

①-压电陶瓷固定基座,②-计算机显示器,③-压电陶瓷驱动器,④-放大器,⑤、⑥-直流稳压电源

利用压电陶瓷电源向陶瓷驱动器发送独立电压使之对试件施加位移载荷。从0 V依次递增15 V(对应施加位移10  $\mu\text{m}$ ),每次加载后缓冲5 min,一直加载到150 V。对应图2所示加载条件, $t_1$ 为瞬时加载, $t_2$ 为300 s。

另外,根据对试件压缩40  $\mu\text{m}$ 达到稳态时的数据,计算得到其稳态弹性模量为2.2 MPa。将该稳态弹性模量近似等效为固体基质的弹性模量,代入前述关节模型中,并修改相应的加载位移载荷和松弛时间,得到其有限元分析结果。

图6为试件压头轴向支反力—时间关系的有限元仿真结果与实验数据对比。

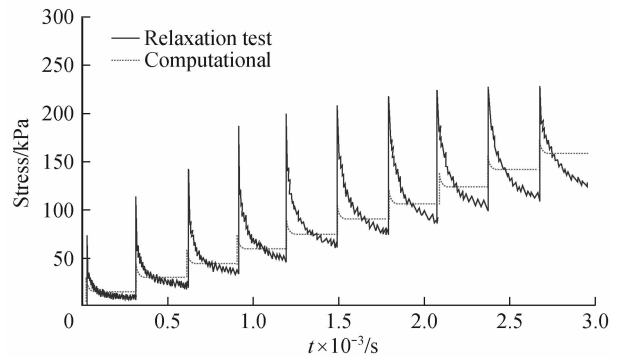


图6 试件无约束阶梯加载压缩实验和仿真结果对比

Fig. 6 Comparison between the results of unconfined step compression test and simulation

从图6可以看出,实验和仿真均得到了试件的应力松弛现象。实验测得的峰值应力均大于仿真值,随着加载位移增大,两者差值先增大后减小;实验所需松弛时间远大于理论松弛时间,除第一加载步试件在300 s内接近稳定应力外,试件在后续加载步中均未在300 s内接近其稳定应力;而仿真得到的稳定应力均大于实验的稳定应力,并且随着加载位移增大,两者差值也逐渐增大,实验所需的松弛时间也越长。

本研究认为,仿真结果和实验测试值产生较大误差的原因是由于无法准确测得胶原纤维弹性模量、固体基质泊松比;另外,实验所用试件不是模型所考虑的规则圆形也是导致误差产生的原因之一。关于实验测得的峰值应力大于仿真值,分析认为,生物力学性能测试仪压电陶瓷下端连接传感器、测试板和压头等部件,当压电陶瓷瞬时加载时,会附加产

生一个惯性力,使各阶梯步先形成较高的峰值载荷。由于试件在后续加载步中均未达到松弛稳定值即进行下一步加载,导致加载步越多所需的松弛时间越长,故今后在阶梯加载实验中应适当延长实验的松弛时间。

### 3 结论

(1)将依赖深度变化的力学参数引入关节软骨纤维增强多孔弹性有限元模型,该模型能较好地反映关节软骨的分层结构和性能。

(2)基于纤维增强多孔弹性有限元模型的无约束压缩有限元分析可定量评价关节软骨的固、液两相承载能力随应变和时间的变化特性。在关节软骨高应力区域,液相承载可维持 80 s 左右,瞬时承担近 90% 的总应力。

(3)结合软骨无约束压缩实验的仿真分析有助于更准确地评价软骨的力学性能。

### 参考文献:

[1] Mow VC, Kuei SC, Lai WM, et al. Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in compression: Theory and experiments [J]. J Biomech Eng, 1980, 102(1): 73-84.

[2] Lai WM, Mow VC, Roth V. Effects of nonlinear strain-dependent permeability and rate of compression on the stress

behavior of articular cartilage [J]. J Biomech Eng, 1981, 103(2): 61-66.

- [3] Li LP, Soulhat J, Buschmann MD, et al. Nonlinear analysis of cartilage in uncontained ramp compression using a fibril reinforced poroelastic model [J]. Clin Biomech, 1999, 14(9): 673-682.
- [4] Chegini S, Ferguson SJ. Time and depth dependent poisson's ratio of cartilage explained by an inhomogeneous orthotropic fiber embedded biphasic model [J]. J Biomech, 2010, 43(9): 1660-1666.
- [5] 严波, 刘海京, 张晓敏. 关节软骨力学行为的数值模拟 [J]. 重庆大学学报, 2003, 26(6): 138-141.
- [6] 周海宇, 李元超, 王成焘. 力学参数随深度变化的关节软骨数值模拟 [J]. 医用生物力学, 2011, 26(2): 168-172. Zhou HY, Li YC, Wang CT. Articular cartilage simulation using depth-dependent mechanical parameters [J]. J Med Biomech, 2011, 26(2): 168-172.
- [7] Li LP, Buschmann MD, Shirazi-Adl A. A fibril reinforced nonhomogeneous poroelastic model for articular cartilage: Inhomogeneous response in unconfined compression [J]. J Biomech, 2000, 33(12): 1533-1541.
- [8] Soulhat J, Buschmann MD, Shirazi-Adl A. A fibril-network-reinforced biphasic model of cartilage in unconfined compression [J]. J Biomech Eng, 1999, 121(3): 340-347.
- [9] Ateshian GA, Lai WM, Zhu WB, et al. An asymptotic solution for the contact of two biphasic cartilage layers [J]. J Biomech, 1994, 27(11): 1347-1360.
- [10] 翟中勇. 软骨组织无约束压缩的有限元仿真及实验研究 [D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学硕士学位论文, 2011.

(上接第 607 页)

[7] Radcliffe I, Taylor M. Investigation into the effect of varus-valgus orientation on load transfer in the resurfaced femoral head: A multi-femur finite element analysis [J]. Clin Biomech, 2007, 22(7): 780-786.

[8] Genda E, Iwasaki N, Li G, et al. Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing—Effect of gender and anatomic parameters [J]. J Biomech, 2001, 34(7): 895-905.

[9] 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.

- [10] Huang TW, Hsu WH, Peng KT, et al. Effect of integrity of the posterior cortex in displaced femoral neck fractures on outcome after surgical fixation in young adults [J]. Injury, 2011, 42(2): 217-222.
- [11] 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. 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.