

文章编号:1004-7220(2012)06-0675-06

# 牛膝关节软骨的力学承载特性及其有限元仿真分析

陈凯<sup>a</sup>, 张德坤<sup>b</sup>, 戴祖明<sup>b</sup>, 王崧全<sup>a</sup>

(中国矿业大学 a. 机电工程学院; b. 材料科学与工程学院, 徐州 221116)

**摘要:** **目的** 分析软骨的压缩变形行为和液相力学承载特性的关系。**方法** 利用压痕实验测定牛膝关节软骨在不同压头直径、不同载荷下的压缩变形位移,建立有限元模型模拟关节软骨内部液相流动及承载特性。**结果** 模拟压缩位移与实验结果最大相对误差为1.73%,在相同载荷作用下,随着压头直径的增大,软骨的弹性模量与渗透系数随之增大;在相同压头直径作用下,随着载荷的增大,软骨的弹性模量与渗透系数随之减小。载荷作用在软骨上,软骨内部液相主要在软骨内流动,随着载荷的持续,液相逐渐向软骨外流动。软骨表面的孔隙压力、轴向应力、径向应力由于液相的流动呈非线性变化。**结论** 软骨表面的液相流动、孔隙压力及应力分布等影响软骨表面的承载特性;在不同压头、不同载荷下,软骨的承载特性有较大差异。

**关键词:** 关节软骨; 压痕实验; 压缩变形; 有限元分析; 弹性模量; 承载特性

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

## Mechanical bearing characteristics and finite element analysis on bovine knee articular cartilage

CHEN Kai<sup>a</sup>, ZHANG De-kun<sup>b</sup>, DAI Zu-ming<sup>b</sup>, WANG Song-quan<sup>a</sup> (*a. School of Mechanical and Electrical Engineering, Xuzhou 221116, China; b. College of Materials Science and Engineering, China University of Mining and Technology, Xuzhou 221116, China*)

**Abstract: Objective** To analyze the relationship between compression deformation and mechanical bearing characteristics of articular cartilage. **Methods** Indentation test was used to measure the compression displacement of bovine knee articular cartilage with different indenter diameters and under different loads. The fluid flow and bearing characteristics of the articular cartilage were simulated by the finite element model. **Results** The maximum relative error between simulated maximum compression displacement and experimental result was 1.73%. The elastic modulus and permeability coefficient of cartilage increased with indenter diameter increasing under the same load, while decreased with indentation load increasing at the same indenter diameter. Fluid flow was mainly in the internal cartilage when the load was exerted on cartilage. With the load sustaining, fluid flow was gradually moved to outside of the cartilage. Pore pressure, axial stress and radial stress on the cartilage surface then presented a nonlinear change due to the fluid flow. **Conclusions** Fluid flow, pore pressure and stress distribution on the cartilage surface have a great impact on its bearing characteristics, which varies greatly with different indenters and under different loads.

**Key words:** Articular cartilage; Indentation test; Compression deformation; Finite element analysis; Elastic modulus; Bearing characteristics

收稿日期:2012-01-13; 修回日期:2012-03-09

基金项目:教育部高等学校博士学科点专项科研基金(20110095110001),中国矿业大学培育学科创新能力提升基金项目(2011XK07),江苏省普通高校研究生科研创新计划项目(CXZZ12-0927),江苏省高校优势学科建设工程项目。

通讯作者:张德坤,教授,博士研究生导师,E-mail: dkzhang@cumt.edu.cn.

生理负荷下的关节软骨是一种优良的应力缓冲材料,它可以负载高达10倍体重的载荷<sup>[1]</sup>。关节软骨力学行为对关节的运动机制、承载能力和病理研究等至关重要,对关节病的治疗、临床诊断以及人工关节材料的研制具有十分重要的理论意义和实用价值<sup>[2-4]</sup>。由于牛软骨容易获得,并且易于加工处理,许多研究利用天然牛软骨通过有围限压缩、无围限压缩及压痕实验研究软骨的力学特性<sup>[5-7]</sup>。孟广伟等<sup>[8]</sup>通过研究天然软骨的应力松弛与蠕变得到了其归一化函数及曲线,孟维春等<sup>[9]</sup>通过压缩实验测得了软骨的瞬时弹性模量。随着关节软骨力学模型的发展,有限元方法被广泛应用于关节软骨力学行为方面的研究。Warner等<sup>[10]</sup>根据两相理论利用ABAQUS分析得到载荷会引起关节软骨表面的失效;Pawaskar等<sup>[11]</sup>将ABAQUS中的单元进行优化对比,认为CAX4RP单元更适用于关节软骨的仿真分析;Seifzadeh等<sup>[12]</sup>利用圆柱压痕实验与有限元方法分析了软骨的弹性模量与渗透系数,结果显示软骨的弹性模量和渗透系数与压头的直径成正比。但目前研究未对关节软骨在受不同压头、不同载荷作用时,软骨与压头接触表面的液相流动承载机理及其孔隙压力分布、应力分布等进行深入探讨。

本文将对牛膝关节软骨进行钢球压痕实验,在不同压头直径、不同载荷下获取软骨的压缩变形数据,利用有限元仿真模型对关节软骨的压缩变形进行分析,研究关节软骨表面在不同压头直径、不同载荷下的液体承载机理以及其孔隙压力分布、应力分布等。

## 1 材料与方法

### 1.1 材料制备

材料选取新鲜成年牛大腿骨的膝盖表面软骨,保留软骨的下骨,将试样加工成 $\varnothing 8\text{ mm} \times 5\text{ mm}$ 的圆形片状(见图1),取样时选取软骨的平整部分,软骨层平均厚度为1.4 mm,软骨下骨层平均厚度为



图1 软骨试样

Fig. 1 Specimens of the cartilage

3.6 mm;用抛光机将软骨下骨层的底面磨平,以保证与软骨表面同处一个水平面上。

### 1.2 压痕实验

关节软骨的压缩变形实验采用钢球压痕方法,将球形压头与软骨刚接触的点作为压缩位移的记录起始点。为研究不同压头直径下的软骨承载机理,实验选用的压头分别为 $\varnothing 4\text{ mm}$ 、 $\varnothing 6\text{ mm}$ 的钢球,载荷为0.5 N,加载时间为50 min<sup>[13]</sup>;为研究不同载荷下的软骨承载机理,实验压力分别为0.5、0.7、1 N,实验选用的压头为 $\varnothing 6\text{ mm}$ ,加载时间为50 min。实验时,将软骨样本置于25%牛血清溶液中,利用位移传感器测定关节软骨随时间变化的压缩位移。

## 2 关节软骨的有限元数值模拟仿真

在有限元分析中,关节软骨的压痕模型结构具有对称性,选取模型的1/2进行数值仿真分析,根据关节软骨与压头的尺寸,建立关节软骨的压痕实验模型。钢球在实验中不会发生变形,将钢球设为解析刚体。采用均匀网格划分方法对关节软骨层划分网格,对1.4 mm厚的软骨划分为14个网格;对3.6 mm厚的软骨下骨层划分为6个网格,在水平方向,4 mm半径的范围内划分为40个网格。因此,关节软骨层划分为560( $14 \times 40$ )个4节点双线性位移、双线性孔隙压力缩减积分轴对称实体单元(CAX4RP),对应的软骨下骨层划分为240( $6 \times 40$ )个4节点双线性位移缩减积分轴对称实体单元(CAX4R),得到关节软骨压痕实验模型的网格图(见图2)。

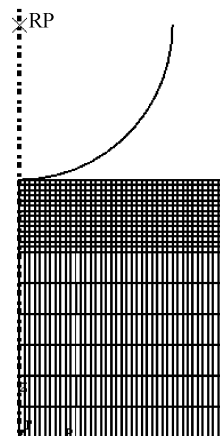


图2 压痕实验有限元模型

Fig. 2 Finite element model of the indentation test

软骨下骨层的弹性模量和泊松比分别为 2 GPa 和 0.2<sup>[14]</sup>,近似认为软骨下骨层为刚体,在压缩过程中不产生变形;基于关节软骨的两相多孔介质特性,关节软骨层的泊松比设为 0<sup>[11,15]</sup>,孔隙比设为 4<sup>[15]</sup>,为获得合适的变形量,在球心点 RP 处施加集中力载荷,加载时间为 50 min。设定关节软骨的边界条件:对称轴约束水平方向位移为 0,底面约束水平位移、竖直位移、转动位移为 0,压头约束水平位移、转动位移为 0,关节软骨层周边区域的孔隙压力被设为 0<sup>[11,16]</sup>。为确保压头与软骨表面处于接触状态,Abaqus 的子程序 Urdfil 和 Flow 被用于判断界面是否接触。采用 Fortran 语言编写 Common 的数据包实现两个子程序的互调,确保压头与软骨表面的接触<sup>[11]</sup>,基于软骨的双相多孔黏弹性理论,结合有限元 Abaqus 的 Soil 的模型,获得软骨弹性模量和渗

透系数的近似值。

### 3 结果

#### 3.1 不同压头直径对软骨力学性能参数的影响

在相同载荷、不同压头直径作用下,有限元模拟得到的软骨的力学性能参数如表 1 所示。随着压头直径的增加,压痕深度逐渐变浅,关节软骨在加载 50 min 后,直径为 4 mm 压头的模拟压痕深度与实验压痕深度的相对误差为 0.84%,直径为 6 mm 压头的模拟压痕深度与实验压痕深度的相对误差为 1.73%。关节软骨在相同载荷不同压头直径作用下,随着压头直径的增大,弹性模量与渗透系数随之增大,这是由于随着压头直径的增加,液相流动速度减小,液相的承载力减小,软骨基质对液相流动的阻力减小所导致的。

表 1 在相同载荷、不同压头直径作用下的软骨力学性能参数

Tab.1 Mechanical property parameters of the cartilage under the same load and at different indenter diameters

直径/ mm	弹性模量, $E/\text{MPa}$	渗透系数, $k \times 10^{-3}/$ $[\text{mm}^4 \cdot (\text{N} \cdot \text{s})^{-1}]$	实验压痕 深度/mm	模拟压痕 深度/mm	压痕深度相 对误差/%
4	1.335	1.097	0.237	0.235	0.84
6	1.790	1.357	0.173	0.170	1.73

#### 3.2 不同载荷对软骨力学性能参数的影响

在相同压头直径、不同载荷作用下,有限元模拟得到的软骨的力学性能参数如表 2 所示。随着载荷的增加,压痕深度逐渐加深,实验压痕深度与模拟压痕深度的最大相对误差为 1.48%。在相同压头直径不同载荷作用下,随着载荷的增大,弹性模量与渗透系数随之减小,这是由于随着载荷的增加,液相流动速度增大,液相的承载力增强,软骨基质对液相流

表 2 在相同压头直径、不同载荷作用下的软骨力学性能参数

Tab.2 Mechanical property parameters of the cartilage at the same indenter diameter and under different loads

材料参数	载荷/N		
	0.5	0.7	1
弹性模量, $E/\text{MPa}$	1.212	1.194	1.002
渗透系数, $k \times 10^{-3}/$ $[\text{mm}^4 \cdot (\text{N} \cdot \text{s})^{-1}]$	1.609	1.301	1.250
实验压痕深度/mm	0.213	0.248	0.337
模拟压痕深度/mm	0.210	0.246	0.332
压痕深度误差/%	1.41	0.81	1.48

动的阻力增大所引起的。

#### 3.3 关节软骨内的液相流动变化

图 3 为有限元模拟的关节软骨液相流动方向图。在加载初始阶段,关节软骨内的液相主要是在软骨内流动,大部分液相由压头附近的软骨表面向软骨内部流动,随着加载的持续,大部分液相逐渐由软骨内部向软骨表面外的空间流动渗出。随着压头直径的增加,接触点的液相流动速度减小;而随着载荷的增加,接触点的液相流动速度增大。

#### 3.4 关节软骨表面孔隙压力、轴向应力与径向应力的变化

图 4 为关节软骨在 6 mm 压头、载荷 0.7 N 作用的不同加载时间下关节软骨的孔隙压力等高线图。在 2 s 时最大孔隙压力在与压头接触的软骨表面中心位置,其值为 368 kPa;在加载 50 min 后,最大孔隙压力出现在软骨与软骨下骨接触的位置,其值为 0.53 kPa。图 5 为在 50 min 时不同压头直径与不同载荷下关节软骨表面的孔隙压力分布图。关节软骨表面的孔隙压力随径向位置均呈现非线性递减趋势。随着压头直径的增加,孔隙压力随之减小;随

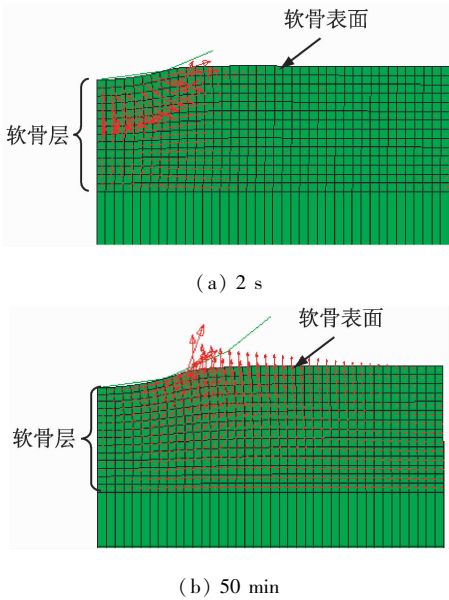
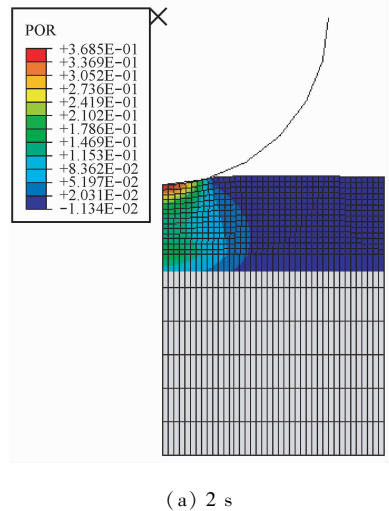


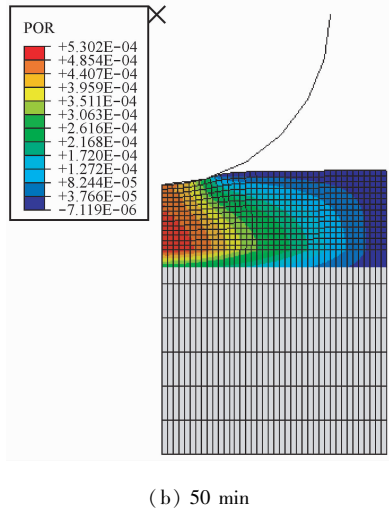
图3 不同加载时间下关节软骨内液相流动方向  
Fig.3 Fluid flow direction of the articular cartilage at different loading time

随着载荷的增加, 软骨表面的孔隙压力会逐渐增大。孔隙压力随着加载时间的持续呈现降低趋势, 表明了软骨承载的变化。载荷作用初期, 大部分载荷由软骨中液相所承担; 随着液相从接触区流出, 软骨表面液相逐渐减少, 液相的承载力下降, 固相慢慢承载载荷, 从而软骨表面的孔隙压力逐渐减小。随着压头直径的增加, 接触区域的面积增大, 相同载荷下单位面积所承载的载荷减小, 液相承载力减小, 孔隙压力减小; 随着压力的增加, 单位面积所承载的载荷增加, 软骨表面的液相承载液相承载增强, 从而引起孔隙压力的增加。

图6为在50 min时不同压头直径与不同载荷下关节软骨表面的径向应力分布图。软骨表面的径向应力随径向位置均呈现非线性的正负变化, 6 mm压头直径在接触原点附近的径向应力略大于4 mm的径向应力。软骨表面的径向应力呈现非线性的正负变化, 这是由于载荷引起了软骨内液相的流动转移, 液相在软骨内的移动使关节软骨在不同位置分别受到了张应力与压应力所引起的。6 mm压头直径在接触原点附近的径向应力略大于4 mm的径向应力, 这是由于直径越大渗流系数越大, 在水平方向固相基质承受载荷所引起的。而随着载荷的增加, 孔隙压力逐渐增加, 液相承受载荷力增加, 引起接触



(a) 2 s

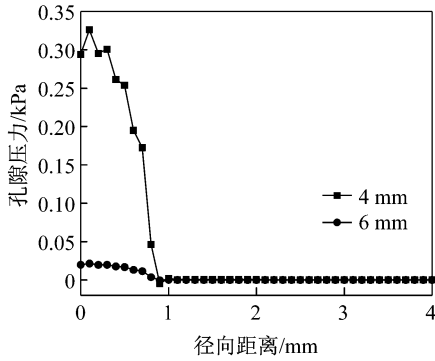


(b) 50 min

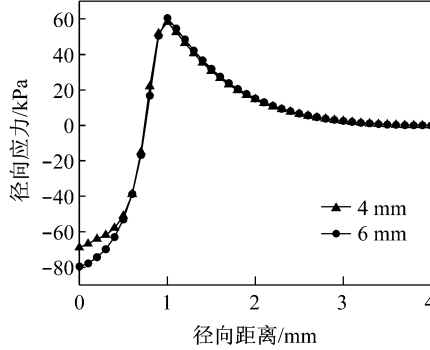
图4 不同加载时间下关节软骨的孔隙压力等高线图  
Fig.4 Pore pressure contour plot of the articular cartilage at different loading time

位置径向应力减小。

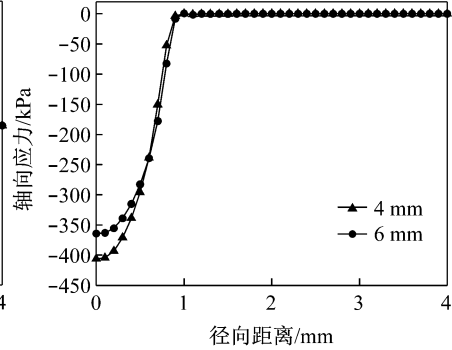
图7为在50 min时不同压头直径与不同载荷下关节软骨表面的轴向应力分布图。随着直径的增加, 接触区域的轴向应力逐渐较小; 随着载荷的增加, 接触区域的轴向应力逐渐增加。轴向应力在软骨位置上的变化主要是由于随着载荷的持续, 软骨表面的液相流失, 大量软骨固体基质转移到软骨表面而承受载荷, 随着加载的继续可能会引起软骨表面的失效。接触区域的轴向应力远大于径向应力, 这是由于在轴向方向液相流动有限, 固相基质要承受绝大部分载荷所造成的。



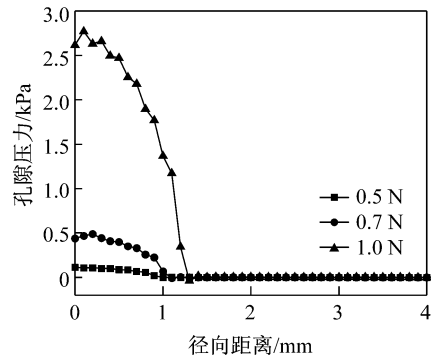
(a)



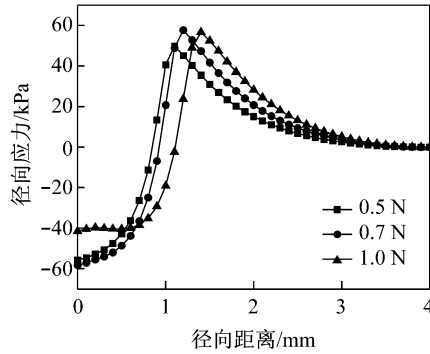
(a)



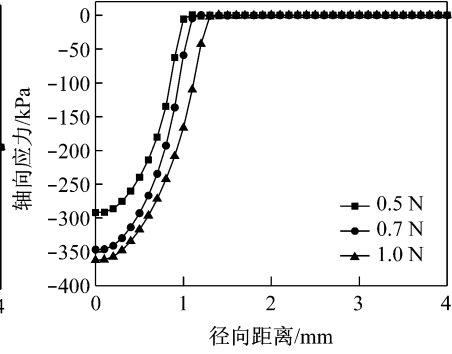
(a)



(b)



(b)



(b)

图5 关节软骨表面不同压头直径(a)和不同载荷(b)下的孔隙压力分布

Fig.5 Pore pressure distribution of the cartilage surface at different indenter diameters (a) and under different loads (b)

图6 关节软骨表面不同压头直径(a)和不同载荷(b)下的径向应力分布

Fig.6 Radial stress distribution on the articular cartilage surface at different indenter diameters (a) and under different loads (b)

图7 关节软骨表面不同压头直径(a)和不同载荷(b)下轴向应力分布

Fig.7 Axial stress distribution on the articular cartilage surface at different indenter diameters (a) and under different loads (b)

## 4 讨论

目前对于天然软骨弹性模量、渗透系数的研究有很多,研究结果表明天然软骨弹性模量、渗透系数的大小随着软骨部位的不同而改变;同时由于测定方法的差异,各研究者所测定的弹性模量、渗透系数相差甚大。Seifzadeh等<sup>[12]</sup>利用不同直径的圆柱压头进行压痕实验得到软骨的弹性模量为0.924~1.221 MPa。本文利用不同直径的球形压头进行压痕实验,经过有限元分析后得到软骨的弹性模量为1.335~1.790 MPa;在不同载荷下进行压痕实验,模拟得到的弹性模量为1~1.212 MPa;所得结果比Seifzadeh等<sup>[12]</sup>的研究结果略大,这是由于压痕实验所采用的压头不同所导致的。球形压头的压痕深度要大于圆柱压头的压痕深度,随着压痕深度的增加,软骨所表现的抵抗能力增强,所以球形压头下所测得的弹性模量要略大于圆柱压头下测得的弹性模量。目前相关研究表明天然软骨的渗透系数为

$10^{-2} \sim 10^{-4} \text{ mm}^4 \cdot \text{N}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ ,报道最多的渗流系数数量级为 $10^{-3} \text{ mm}^4 \cdot \text{N}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ <sup>[17]</sup>,本文利用有限元分析所获得渗透系数在 $10^{-3} \text{ mm}^4 \cdot \text{N}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ 数量级,与Sakai等<sup>[17]</sup>的研究结果一致。

Warner等<sup>[18]</sup>认为,软骨在受到载荷作用时,在加载的初期,大部分载荷由液体承受。本文通过液相流动与孔隙压力解释关节软骨的承载机理,由有限元结果发现孔隙压力随着加载时间的持续呈现降低趋势。孔隙压力的变化表明了软骨承载的变化,在载荷作用初期,大部分载荷由软骨中液相所承担;随着液相从接触区流出,软骨表面液相逐渐减少,液相的承载能力下降,固相慢慢承载载荷,从而软骨表面的孔隙压力逐渐减小。

从有限元分析结果可知,接触区域的轴向应力远大于径向应力,这是由于在轴向方向液相流动有限,固相基质要承受绝大部分载荷所造成的,轴向应力的变化主要是由于随着载荷的持续,软骨表面的液相流失,大量软骨固体基质转移到软骨表面而承

受载荷,随着加载的继续可能会引起软骨表面的失效,从而与软骨衰竭临床实验相一致<sup>[10]</sup>。

本文通过实验对牛膝关节软骨进行不同压头直径、不同载荷下的压痕实验,利用有限元仿真模型对关节软骨的压缩变形进行分析,获得关节软骨在不同压头直径、不同载荷下的力学参数,并研究关节软骨在不同压头直径、不同载荷下的液体承载以及液相流动对压缩变形行为的影响。本实验的不足在于天然关节软骨具有分层的结构,而在有限元分析时将天然关节软骨视为均一的结构;并且在有限元分析时未考虑黏度对流动速度及渗透系数的影响,这对结果会有一些影响。

## 5 结论

关节软骨在相同载荷不同压头直径作用下,随着压头直径的增大,弹性模量与渗透系数随之增大;在相同压头直径不同载荷作用下,随着载荷的增大,弹性模量与渗透系数随之减小;关节软骨受载荷作用初始阶段,软骨内部液相承受载荷,液相主要在软骨内部流动,随着载荷的持续,大部分液相逐渐由软骨内部向软骨表面外的空间流动渗出;由于软骨内部液相的流动变化,关节软骨表面的孔隙压力、径向应力、轴向应力呈现出非线性变化,随着载荷的持续,最大孔隙压力由软骨表面转移到软骨与软骨下骨接触的软骨内部。关节软骨内的液相流动改变了软骨的承载方式,是软骨表面孔隙压力、轴向应力、径向应力变化的重要因素,获得的力学性能参数对研究关节软骨的力学行为和仿生软骨材料的设计具有一定的指导意义。

## 参考文献:

[1] 钱善华. 天然关节软骨的摩擦行为研究[D]. 徐州: 中国矿业大学博士学位论文, 2009.

[2] Roemhildt ML, Coughlina KM, Peuraa GD, *et al.* Material properties of articular cartilage in the rabbit tibial plateau [J]. *J Biomech*, 2006, 39(12): 2331-2337.

[3] Park S, Hung CT, Ateshian GA. Mechanical response of bovine articular cartilage under dynamic unconfined compression loading at physiological stress levels [J]. *Osteoarthritis Cartilage*, 2004, 12(1): 65-73.

[4] Accardi MA, Dini D, Philippa MC. Experimental and numerical investigation of the behaviour of articular cartilage under shear loading-Interstitial fluid pressurization and lubrication mechanisms [J]. *Tribol Inter*, 2011, 44(5): 565-578.

[5] Saarakkala S, Laasanen MS, Jurvelin JS, *et al.* Ultra-

sound indentation of normal and spontaneously degenerated bovine articular cartilage [J]. *Osteoarthritis Cartilage*, 2003, 11(9): 697-705.

- [6] Laasanen MS, Saarakkala S, Hirvonen J, *et al.* Ultrasound indentation of bovine knee articular cartilage in situ [J]. *J Biomech*, 2003, 36(9): 1259-1267.
- [7] Chahine NO, Wang CC, Hung CT, *et al.* Anisotropic strain-dependent material properties of bovine articular cartilage in the transitional range from tension to compression [J]. *J Biomech*, 2004, 37(8): 1251-1261.
- [8] 孟广伟, 程杰平, 马洪顺. 髌骨软骨拉伸应力松弛蠕变实验研究[J]. *医用生物力学*, 2003, 18(4): 239-243.
- Meng GW, Cheng JP, Ma HS. Experimental study on the pulling stress relaxation and creep test of patella cartilage [J]. *J Med Biomech*, 2003, 18(4): 239-243.
- [9] 孟维春, 董启榕. 关节软骨压缩特性的实验研究[J]. *医用生物力学*, 2003, 18(1): 28-33.
- Meng WC, Dong QR. The experiment study on the compression properties of articular cartilage [J]. *J Med Biomech*, 2003, 18(1): 28-33.
- [10] Warner MD, Taylor WR, Clift SE. Cyclic loading moves the peak stress to the cartilage surface in a biphasic model with isotropic solid phase properties [J]. *Med Eng Phys*, 2004, 26(3): 247-249.
- [11] Pawaskar SS. Contact mechanics modelling of articular cartilage and applications [D]. Leeds, UK: University of Leeds, 2006.
- [12] Seifzadeha A, Oguamanama DCD, Trutiak N, *et al.* Determination of nonlinear fibre-reinforced biphasic poroviscoelastic constitutive parameters of articular cartilage using stress relaxation indentation testing and an optimizing finite element analysis [J]. *Comput Methods Programs Biomed*: Epub ahead of print.
- [13] Verteramo A, Seedhom BB. Effect of a single impact loading on the structure and mechanical properties of articular cartilage [J]. *J Biomech*, 2007, 40(16): 3580-3589.
- [14] Pawaskar SS, Jin ZM, Fisher J. Modelling of fluid support inside articular cartilage during sliding [J]. *Proc Inst Mech Eng, Part J: J Eng Trib*, 2007, 221(3): 165-174.
- [15] Jin ZM, Pickard J, Forster H. Frictional behaviour of bovine articular cartilage [J]. *Biorheology*, 2000, 37(1-2): 57-63.
- [16] Warner MD, Taylor WR, Clift SE. A method for automatically determining contact between a non-porous surface and articular cartilage in a biphasic FE model. In: *Comput Methods Biomech Biomed Eng [M]*. Lisbon, Portugal: Gordon and Breach Science Publisher, 2001: 207-212.
- [17] Sakai N, Hagihara Y, Furusawa T, *et al.* Analysis of biphasic lubrication of articular cartilage loaded by cylindrical indenter [J]. *Tribol Inter*, 2012, 46(1): 225-236.
- [18] Warner MD. Finite element biphasic modelling of articular cartilage: An investigation into crystal induced damage [D]. Bath, UK: University of Bath, 2000.