

文章编号:1004-7220(2013)04-0460-06

# 关节软骨胶原纤维增强特性

周海宇, 李元超, 王成焘

(上海交通大学 机械与动力工程学院, 上海 200240)

**摘要:**目的 在 COMSOL 关节软骨计算中引入胶原纤维增强特性,并分析引入前后模型结果的差异。方法 以软骨中胶原纤维的走向为基础,对胶原纤维的应力单独建模,将胶原纤维的应力写入到原来软骨多孔弹性模型中。为避免应变 2 次项的出现采用了函数调用方式,同时提高求解器的迭代次数以更好收敛。结果 胶原纤维增强模型表面的 Y 方向初始位移仅为 15  $\mu\text{m}$ ,是非增强模型的 17.6%。增强模型的 X 方向正应变仅为非增强模型的 10%,而近表面的 X 方向正应力超过非增强模型的 10 倍。结论 在 COMSOL 关节软骨计算中实现了胶原纤维增强特性的引入,为软骨胶原纤维损伤提供了计算模型和理论分析。胶原纤维通过横向增强约束了竖直方向的应变,提高了软骨承载能力,改善了软骨的力学性能。

**关键词:** 关节软骨; 胶原纤维增强; 应力; 应变; 力学特性; 数值模拟

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

## Reinforcement property of collagen fibril in articular cartilage

ZHOU Hai-yu, LI Yuan-chao, WANG Cheng-tao (School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China)

**Abstract:** **Objective** To evaluate and compare the differences in COSMOL articular cartilage (AC) simulation due to the application of collagen fibril reinforcement property. **Methods** Collagen fiber stress was modeled independently according to its orientation in AC and written into the original poro-elastic AC model. Function call was used to avoid quadric strain term. The iteration of solver was increased for better convergence. **Results** The initial superficial Y displacement of the reinforced model was 15  $\mu\text{m}$ , which was 17.6% of the non-reinforced model. X normal strain of the reinforced model was 10% of that in the non-reinforced model, but the superficial X normal stress of the reinforced model was 10 times higher than that of the non-reinforced model. **Conclusions** The application of collagen fibril reinforcement property in COMSOL AC simulation is achieved, which provided the computational model and theoretical analysis for collagen fibril lesion. Lateral reinforcement of collagen fiber can constrain the vertical strain, by which enlarge AC load capacity and improve AC mechanical properties.

**Key words:** Articular cartilage (AC); Collagen fibril reinforcement; Stress; Strain; Mechanical properties; Numerical simulation

关节软骨是一种优异的承载、减磨材料,其独特的生物力学、摩擦学特性长期以来深受各方学者的关注<sup>[1]</sup>。这些特性与软骨的成分构造是密不可分的。关节软骨是一种多孔材料,孔洞内的水约占软骨总质量的 80%,剩下的固体成分主要是胶原纤维形成的

框架和各种生物大分子组成的基质。对于软骨这种特殊的结构,力学建模在研究中尤为重要<sup>[2]</sup>。

关节软骨力学模型的研究最早可以追溯到 19 世纪。当时力学才刚刚起步,关节软骨的力学模型很大程度上受限于力学的发展,主要表现为以弹性、

收稿日期:2012-06-20; 修回日期:2012-08-31

基金项目:国家自然科学基金重大国际合作研究项目(30810103908/C100203)。

通信作者:王成焘,教授,博士研究生导师, E-mail:ganvedo@sjtu.edu.cn。

黏弹性的力学模型为主。虽然在这方面进行了许多研究,但获得的实验数据与理论模型总存在不小差异,说明单相模型不足以描述软骨的力学行为。到了20世纪80年代, Mow等<sup>[3]</sup>学者在充分认识软骨结构特性的基础上,结合物理学中的混合理论,提出了软骨的两相力学模型。该模型首次把占软骨总质量80%的水与软骨的变形联系起来,突出了水与固体变形的耦合作用。通过软骨围限压缩实验<sup>[4]</sup>,证实该力学模型与实验数据十分吻合,成为近20年来软骨力学计算的主要力学模型。

不过两相力学模型对固体基质的分析上有所欠缺。线弹性的固体基质与现实中软骨的功能结构有明显的差异,其中尤以软骨中胶原纤维的增强作用为典型代表。胶原纤维在软骨内的增强作用就像钢筋混凝土中的钢筋,主要承担拉伸载荷,而在两相模型中这一点被忽视。在围限压缩实验中,软骨没有横向变形,完全处于受压状态,胶原纤维增强特性完全不发挥作用,故实验与理论计算的结果是吻合的;在越来越多的非围限压缩实验中,胶原纤维增强作用得以充分发挥,而两相力学模型未能准确计算出软骨的形变,促进胶原纤维增强模型的研究。

胶原纤维只能承受拉伸载荷,不承担压缩和剪切力;它在软骨中发挥的不是竖直方向的支持承载作用,而是横向的变形约束作用。根据软骨截面的显微镜观察及X射线衍射等研究,软骨表层主要是平行于表面的横向纤维<sup>[5-6]</sup>。这类横向纤维在软骨受压的过程中,限制了软骨的横向变形以达到提高软骨承载能力的作用。这种作用与箍木桶的铁圈、张紧的鼓面十分类似。因此,胶原纤维增强作用能极大地改善软骨的力学特性,提高其承载能力。

针对胶原纤维增强作用,把胶原纤维的拉应力从多孔弹性模型的固体基质应力中分离出来单独建模,需要在计算中写入判断语句或引入阶跃函数。在实际的力学建模中有两种处理办法:一是连续介质力学方法,以胶原纤维拉伸模量为基础,将其折算到固体基质的弹性模量中,形成各向异性的材料参数<sup>[7-8]</sup>。这种方法比较粗糙,完全不考虑拉伸状态的判断。另一种办法是同时采用一些弹簧单元来对原来的基质进行加强。例如ABAQUS等软件具有这类用户自定义的功能<sup>[9]</sup>,但需要用户精通该软件,门槛较高。无论采用何种方法,对计算提出了更高

要求,增加了计算难度和不稳定性。

本文在COMSOL软件中建立软骨两相力学模型的工作基础上<sup>[10]</sup>,利用if判断语句实现了胶原纤维增强这一特性的引入。通过比较引入前后软骨力学模型的计算结果,分析胶原纤维增强特性在软骨力学中所起的作用。

## 1 本构控制方程

在先前的工作中,软骨两相模型是通过COMSOL中的多孔弹性模块来计算的。多孔弹性所采用的本构方程<sup>[11]</sup>为

$$\sigma = \mathbf{C}\mathbf{e} - p\mathbf{I} \quad (1)$$

式中: $\sigma$ 为软骨应力; $\mathbf{C}$ 为固相基质的弹性矩阵,由弹性模量 $E$ 与泊松比 $\nu$ 构成; $\mathbf{e}$ 为应变矩阵; $\mathbf{C}\mathbf{e}$ 为固相应力; $p$ 为孔隙压力; $\mathbf{I}$ 为单位矩阵; $p\mathbf{I}$ 称为液相应力。

现将固相应力拆分为胶原纤维拉应力与基质应力两部分,即

$$\sigma_r = \sigma_{\text{matrix}} + \sigma_f - p\mathbf{I} \quad (2)$$

式中: $\sigma_r$ 为虑胶原纤维增强的软骨应力,与原来的软骨应力 $\sigma$ 相区别。 $\sigma_{\text{matrix}}$ 为基质应力,继承原来的固相应力, $\sigma_{\text{matrix}} = \mathbf{C}\mathbf{e}$ 。 $\sigma_f$ 为胶原纤维的拉应力,具体建模参考文献[9]中的办法,把软骨中的胶原纤维分成主要纤维和次要纤维。

一方面,主要纤维的走向应符合软骨截面上观察到的特点,即在软骨表面平行排列,软骨底部垂直排列,文献中常以门拱结构来描述这一特点。根据文献[12-13]中X射线衍射的数据,可得软骨各个深度的胶原纤维走向(见图1)。其次,根据复合材料力学<sup>[12]</sup>中加强系数的概念,定义胶原纤维的加强系数为:

$$\eta = \cos^4 \varphi \quad (3)$$

式中: $\eta$ 为加强系数; $\varphi$ 是纤维走向与拉伸方向的夹角。理想状态下, $\eta$ 最大为1。但由于天然软骨中胶原纤维走向并不是理想状态,根据文献中对胶原纤维走向的概率分布计算, $\eta$ 最大值为0.6。因此,考虑这一修正因素,采用胶原纤维弹性增强的本构关系:

$$\sigma_f^p = \begin{cases} 0.6\cos^4 \varphi (E_0 + E_\varepsilon \varepsilon) \varepsilon, & (\varepsilon > 0) \\ 0, & (\varepsilon \leq 0) \end{cases} \quad (4)$$

式中: $\sigma_f^p$ 为主要纤维应力, $E_0$ 为胶原纤维的初始拉

伸模量,一般为 3 MPa<sup>[13]</sup>。 $E_e$  为增强模量, $\varepsilon$  为正应变,说明胶原纤维随着拉应力的增大,其拉伸模量也线性增大。 $E_e$  在文献[14-16]中取值范围为 1.2~3.6 GPa,这是由于文献中对这个值进行参数研究。本文选取其范围的均值,设为 2.5 GPa。

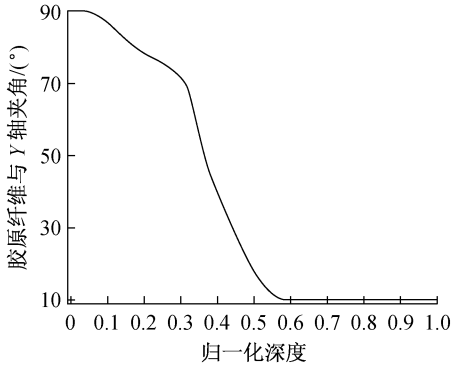


图1 关节软骨中随深度变化的胶原纤维走向

Fig.1 Depth dependent collagen fiber orientation in AC

另一方面,次要纤维视为均匀分布在软骨中没有明显的分层走向,故采用各向同性的走向。这种各向同性的增强系数文献中计算为 0.2<sup>[12]</sup>,故次要纤维的本构关系为

$$\sigma_i^s = \begin{cases} 0.2(E_0 + E_e \varepsilon) \varepsilon, & \varepsilon > 0 \\ 0, & \varepsilon \leq 0 \end{cases} \quad (5)$$

式中: $\sigma_i^s$  为次要纤维应力。由此,胶原纤维总的本构关系为:

$$\sigma_i = \sigma_i^p + \sigma_i^s = \begin{cases} (0.6 \cos^4 \varphi + 0.2)(E_0 + E_e \varepsilon) \varepsilon, & \varepsilon > 0 \\ 0, & \varepsilon \leq 0 \end{cases} \quad (6)$$

二维多孔弹性的控制方程为:

$$k \left( \frac{\partial^2 p}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 p}{\partial y^2} \right) = \frac{\partial \varepsilon_v}{\partial t} \quad (7)$$

$$\frac{\partial \sigma_r}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_r}{\partial y} = 0 \quad (8)$$

式中: $k$  为渗透率; $\varepsilon_v$  为体积应变,即  $\varepsilon = \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y}$ ;  $u, v$  分别是  $x, y$  方向的固体基质位移; $\sigma_r$  为考虑胶原纤维增强的软骨应力。方程中所涉及的材料参数都采用随深度变化的设定。

首先,依赖深度变化的泊松比是参考 Salman 等<sup>[16]</sup>的实验结果,其线性拟合公式为:

$$\nu(y) = 0.05 + 0.1(y/h) \quad (9)$$

式中: $y$  为软骨从表面算起的深度; $h$  为软骨厚度。

结合式(9),使用压缩模量和弹性模量的转换公式:

$$E_m = \frac{H_A(1 + \nu)(1 - 2\nu)}{1 - \nu} \quad (10)$$

可得到依赖深度变化的基质弹性模量  $E_m$ 。其中  $H_A$  为压缩模量,可以参考 Schinagl 等<sup>[17]</sup>软骨围限压缩模量的实验结果。因为软骨围限压缩中胶原纤维不起作用,所以模量转换中并没有胶原纤维的贡献,与前面的胶原纤维模型没有重叠。最后,依赖深度变化的非线性渗透率<sup>[18]</sup>表达式为

$$k = k_0 \psi(y) \exp(M\varepsilon) \quad (11)$$

式中: $k_0$  为软骨的参考渗透率,引用最新的实验数据,取  $k_0 = 2 \times 10^{-15} \text{ m}^4/\text{NS}$ ;  $M$  为材料常数,依文献取为 23; $\psi(y)$  为深度分布函数,即

$$\psi(y) = 1 + 4.3 \frac{y}{h} - 7.8 \left( \frac{y}{h} \right)^2 + 3.1 \left( \frac{y}{h} \right)^3 \quad (12)$$

## 2 计算设置

为与今后软骨实验结合,本次计算模拟了软骨试样非围限压缩的过程。软骨试样的尺寸设计为长 10 mm、厚 1.4 mm,同时在软骨上表面施加 20 N 的静载荷来模拟压缩过程(见图 2)。

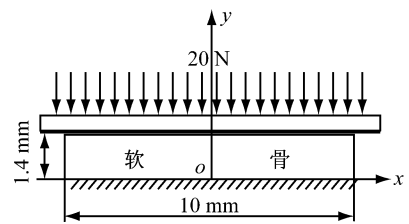


图2 几何模型及坐标系

Fig.2 Geometry model and coordination system

这里需要手工修正计算域内的应力表达式,将上面建模得到的胶原纤维应力引入。由于整个试样处于受压状态, $Y$  方向上完全是压应变,胶原纤维不起作用,故  $Y$  方向正应力无需修正。对于  $X$  方向的正应力,需要在原  $X$  方向正应力表达式后面追加以下语句:

$$+ \text{IF} (\varepsilon > 0, (0.6 * \cos^4 \varphi + 0.2) * (E_0 + E_e(\varepsilon)) * \varepsilon, 0)$$

该 IF 语句表达了当  $X$  方向正应变为正 ( $\varepsilon > 0$ ),即

拉伸状态下,计算胶原纤维的应力,否则为零。同时,由于 $E_\varepsilon \varepsilon * \varepsilon$ 会出现应变的2次项,离散后的差分格式会导致计算问题。这里可以将 $E_\varepsilon \varepsilon$ 处理成线性函数 $E_\varepsilon(\varepsilon)$ 进行调用,从而避免2次项的出现。

考虑到下表面是软骨底骨,渗透性比软骨小几个数量级而弹性模量却大几个量级,故设定为无位移无渗透:

$$u_{\text{底}} = v_{\text{底}} = 0, \frac{\partial p}{\partial y_{\text{底}}} = 0 \quad (13)$$

左右两边界对称,液体可自由流出,故左右边界条件为孔隙压力等于0,位移无约束,即

$$p_{\text{左}} = p_{\text{右}} = 0 \quad (14)$$

参考以前模型计算的网格设置<sup>[10]</sup>,整个计算域采用0.1 mm的2阶三角网格划分,能够保证通过网格独立性检验。计算精度为相对误差0.005,计算时间0~7 200 s,时间步长解算器为Direct (PARADISO),步长由解算器自动调节。同时需要对该解算器的非线性求解进行设置。计算中发现不考虑胶原纤维的模型,5次迭代就能保证求解达到收敛精度;但引入胶原纤维后,需要将迭代次数增加到15次才能满足收敛精度要求,反映出引入胶原纤维后计算难度确实增大了。

### 3 计算结果

#### 3.1 表面Y方向位移与液体压力

非胶原纤维模型表面Y方向位移为85 μm,而胶原纤维增强模型表面的Y方向初始位移仅仅15 μm,是非增强模型的17.6%。两种模型的位移相差70 μm,并在2 h的加载中始终保持这一差距见图3(a)。该结果说明胶原纤维增强作用是有效的,并且提高了软骨强度,减小了Y方向的变形。

对比两种模型的液体压力,发现两者的峰值并无明显差异,说明增加胶原纤维作用并不影响液体压力承担载荷的能力(见图3(b))。但是两者响应方式有所差别,非胶原纤维模型初始液体压力即为峰值压力,而胶原纤维模型则是经过了100 s的直线上升期才到达峰值压力。经过峰值后,液体压力同样逐步衰减,相对于非胶原模型有些滞后。这从侧面说明引入胶原纤维后软骨瞬态强度也得到了提高,液体压力未在一开始就达到峰值,而需要一定的响应时间。

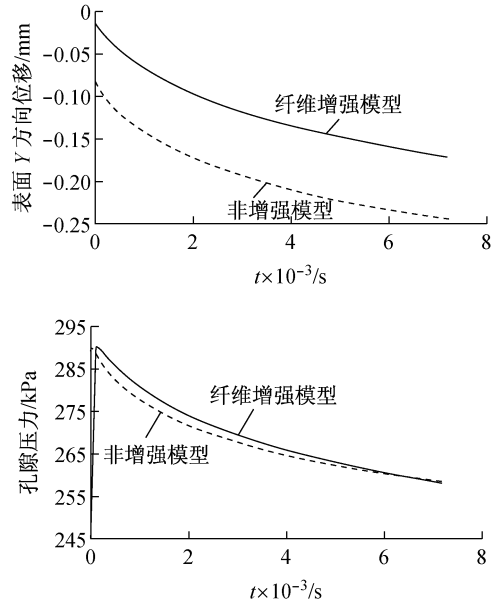


图3 表面Y方向位移(a)与孔隙压力(b)  
 Fig.3 Superficial Y displacement (a) and pore pressure (b)

#### 3.2 X方向应变

在胶原纤维增强作用下,其X方向应变明显降低,仅仅为0.01~0.011。而非增强模型中,X方向应变高达0.1~0.12,是胶原纤维增强模型的10倍(见图4)。如此高的横向应变已经超过了小变形假设的应变范围(0.05),应该使用柯西应变进行计算,但本文为了进行对比仍采用小应变进行计算。可是如此大的X方向应变经过泊松比放大,会导致很大的Y方向应变。反过来,胶原纤维增强的作用机制就是通过抑制X方向上的应变,经泊松比转换来约束Y方向上的应变。这种机制的运用也广泛见于生活中,如举重运动员通过扎紧护腰来帮助其承担极大的载荷,保护腰部免受过大垂直载荷的破坏。

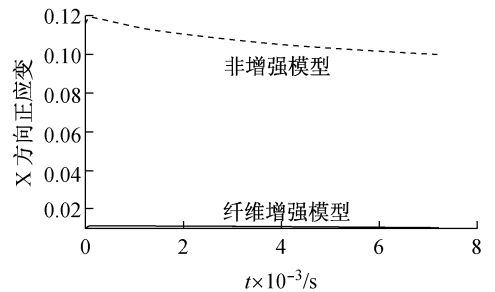


图4 表面X方向正应变  
 Fig.4 Superficial X normal strain

### 3.3 Y轴X方向应力分布

X方向的应力分布是胶原纤维增强效果最直观的表现。从数值上看,胶原纤维增强模型近表层区的横向应力明显增大,约为0.25~0.3 MPa,而后随深度变化递减,这是主要纤维走向决定的加强系数所导致的结果。反之,非胶原纤维增强模型总体上都较低,横向应力仅仅11~30 kPa,不足胶原纤维增强模型的10%,而正是这种应力差异导致了两种模型巨大的力学行为差异(见图5)。

### 3.4 边缘X方向位移

如图6(a)所示,根据边缘处X方向位移的结果,非胶原纤维增强模型的X方向位移符合随深度变化泊松比的设定,表面横向变形最大,为550  $\mu\text{m}$ ,随深度线性递减。而胶原纤维增强模型的方向位移则基本处于50  $\mu\text{m}$ 这一水平,横向上并无明显的突出。以同等变形量折算,胶原纤维增强模型的泊松

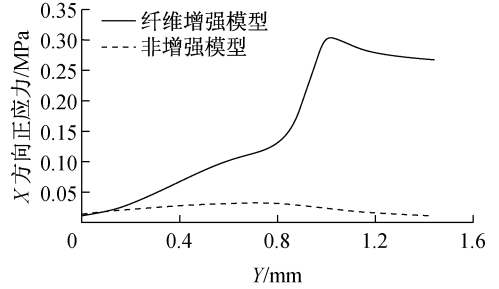


图5 Y轴X方向正应力

Fig. 5 X normal stress on Y axis

比为0.06~0.07,接近软骨底部的泊松比设定(0.05)。为了直观表现变形情况,图6(b)给出了两种模型1:1的变形,非胶原纤维增强模型的变形呈倒梯形,表层的变形程度过大,有失准确性。反观胶原纤维增强模型,表层有明显的胶原纤维应力增强的区域,中部略微鼓出,总体变形大大降低。

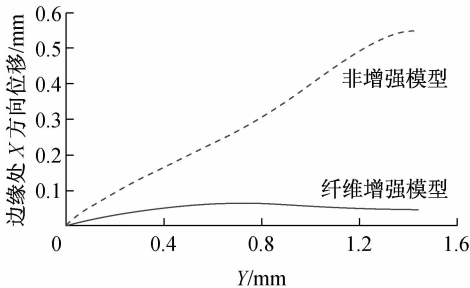
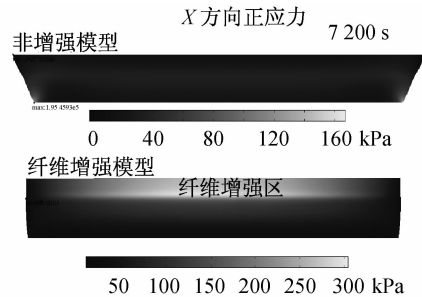


图6 边缘处X方向位移(a)与X方向正应力分布(b)

Fig. 6 X displacement (a) on edge and distribution of X normal stress (b)



## 4 结论

本文通过if语句实现了关节软骨中胶原纤维增强特性的引入,该方法为软骨的胶原纤维损伤等方面的临床研究提供了计算模型和理论依据。相对于现有文献[9]中靠用户自己增加弹簧单元、摸索编写额外的计算程序而言,本方法简单明确,易于推广。经过比较分析,胶原纤维通过横向增强,约束了竖直方向的应变,提高了软骨承载能力,极大地改善了软骨的力学性能。因此,在以后的软骨模型的计算中应该加入胶原纤维增强特性,并视之为检验软骨模型的一个标准。

## 参考文献:

- [1] 王成焘. 天然与人工关节中的摩擦学问题[J]. 医用生物力学, 2009, 24(5): 317-325.  
Wang CT. Tribology problems in natural and artificial joint [J]. J Med Biomech, 2009, 24(5): 317-325.
- [2] 张春秋, 武汉, 叶金铎, 等. 关节软骨体外构建力学环境的研究进展[J]. 医用生物力学, 2009, 24(6): 462-467.  
Zhang CQ, Wu H, Ye JD, et al. Advances of mechanical conditions in engineering cartilage tissue [J]. J Med Biomech, 2009, 24(6): 462-467.
- [3] 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.

- [4] Michael AS, Gerard AA. Experimental verification and theoretical prediction of cartilage interstitial pressurization at an impermeable contact interface in confined compression [J]. *J Biomech*, 1998, 31(10): 927-934.
- [5] Moger C, Arkill KP, Barrett R, *et al.* Cartilage collagen matrix reorientation and displacement in response to surface loading [J]. *J Biomech Eng*, 2009, 131(3): 031008.
- [6] Moger CJ, Barrett R, Bleuet P, *et al.* Regional variations of collagen orientation in normal and diseased articular cartilage and subchondral bone determined using small angle X-ray scattering (SAXS) [J]. *Osteoarthritis Cartilage*, 2007, 15(6): 682-687.
- [7] Chun-Yuh H, Anna S, Gerard AA, *et al.* Anisotropy, inhomogeneity, and tension-compression nonlinearity of human glenohumeral cartilage in finite deformation [J]. *J Biomech*, 2005, 38(4): 799-809.
- [8] Jurvelin JS, Buschmann M D, Hunziker EB. Mechanical anisotropy of the human knee articular cartilage in compression [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2003, 217(3): 215-219.
- [9] Wilson W, van Donkelaar CC, van Rietbergen B, *et al.* A fibril-reinforced poroviscoelastic swelling model for articular cartilage [J]. *J Biomech*, 2005, 38(6): 1195-1204.
- [10] 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.
- [11] 贝尔, 李竞生, 陈崇希. 多孔介质流体力学[M]. 北京: 中国建筑工业出版社, 1983: 163-165.
- [12] Aspden RM, Hukins DWL. Determination of the direction of preferred orientation and the orientation distribution function of collagen fibrils in connective tissues from high-angle X-ray diffraction patterns [J]. *J Appl Crystallog*, 1979, 12: 306-311.
- [13] Yarker YE, Hukins DWL, Nave C. X-ray diffraction studies of tibial plateau cartilage using synchrotron radiation [J]. *Connect Tissue Res*, 1984, 12(3-4): 337-343.
- [14] Li L, Buschmann MD, Shirazi-Adl A. The role of fibril reinforcement in the mechanical behavior of cartilage [J]. *Biorheology*, 2002, 39(1-2): 89-96.
- [15] Li LP, Soulhat J, Buschmann MD, *et al.* Nonlinear analysis of cartilage in unconfined ramp compression using a fibril reinforced poroelastic model [J]. *J Biomech*, 1999, 14(9): 673-682.
- [16] 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.
- [17] Schinagl RM, Gurskis D, Chen AC, *et al.* Depth-dependent confined compression modulus of full-thickness bovine articular cartilage [J]. *J Orthop Res*, 1997, 15(4): 499-506.
- [18] Mansour J, Mow VC. The permeability of articular cartilage under compressive strain and high pressure [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1976, 58(4): 509-516.