

文章编号:1000-582X(2003)06-0138-04

# 关节软骨力学行为的数值模拟\*

严波, 刘海京, 张晓敏

(重庆大学资源及环境科学学院工程力学系, 重庆 400044)

**摘要:**关节软骨为一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,其可以用基于混合物理论的两相多孔介质模型准确描述。作者采用有限元数值方法分析关节软骨围限压缩蠕变和应力松弛问题,得到软骨组织在蠕变和应力松弛过程中,固体相和流体相的速度、固体相的有效应力以及孔隙压力等随时间的变化规律。所得到的结果可以为人工软骨材料和人工关节的研制提供理论参考,对生物机械工程等领域的研究具有指导意义。

**关键词:**关节软骨;数值模拟;蠕变;应力松弛

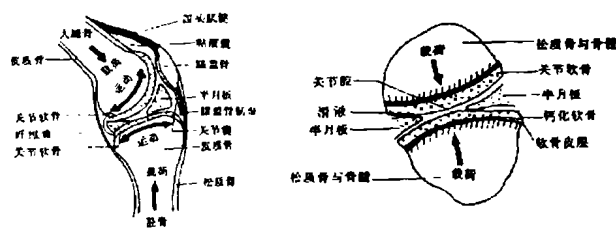
**中图分类号:** O39

**文献标识码:** A

近年来,人工全关节置换已得到普遍应用,其临床成就使骨关节病患者受益匪浅,但同时存在种种外科并发症。目前普遍采用的关节假体一般为金属与超高分子量聚乙烯对磨,这种假体通常处于无润滑状态,即摩擦表面直接接触。因而,近来从改善润滑机制的角度考虑,开始仿照人关节的软骨结构,研制人工软骨材料<sup>[1]</sup>。尽管目前人工软骨材料的研制已经取得了一些进展,但仍需进行深入的研究,以获得具有更加优良性能的人工关节软骨材料,更好地为人类造福。

关节软骨在整个关节中起着举足轻重的作用,是关节具有摩擦力小和减振性能突出等独特性能的决定性因素之一。关节软骨的研究已有很长的历史,其力学模型经历了从单相介质到多相介质,从弹性到粘弹性,从线性到非线性的发展过程。Mow 等人<sup>[2]</sup>在连续介质力学框架内的混合物理论基础上建立的两相多孔介质模型,能够准确描述关节软骨组织的力学行为,这一点已为实验和理论所证实。作者针对基于混合物理论的两相多孔介质的拟静态问题,研究了两种有限元数值分析方法<sup>[3-4]</sup>,文章作者采用文献[3]提出的罚有限元方法分析模拟关节软骨组织围限压缩的蠕变和应力松弛行为。所得结果对人工关节软骨材料的研制和生物机械工程领域的研究具有理论指导意义。

体中,才能在载荷释放后完全恢复变形,这说明液体在软骨中具有不容忽视的地位。之后, Hayes 等<sup>[6]</sup>指出,关节软骨在单向围限压缩时的蠕变变形依赖于组织的渗透性,即组织的病理状态和孔隙率。显然,关节软骨的流变行为与固体基质的变形和其间流动流体的相对运动有关。因此,必须至少采用两相介质理论描述关节软骨的行为。Mow 等人<sup>[2]</sup>成功地将基于混合物理论的两相多孔介质模型用于描述关节软骨行为。该模型将软骨组织视为一两相不相混溶且微观上不可压缩介质的混合物:一代表骨胶原和蛋白聚糖的固体相和一代表其间液体的流体相。图 1 所示为膝关节简化模型。



(a) 膝关节模型 (b) 受载区域

图 1 膝关节的简化模型

## 1 关节软骨两相多孔介质模型

Elmore 等<sup>[5]</sup>证实,软骨组织只有被完全浸泡于液

## 2 关节软骨围限压缩的有限元数值分析

基于混合物理论的两相多孔介质的罚有限元单元平衡方程为

\* 收稿日期:2003-01-11

作者简介:严波(1965-),男,重庆永川人,重庆大学博士,副教授。主要研究方向:固体力学和工程力学。

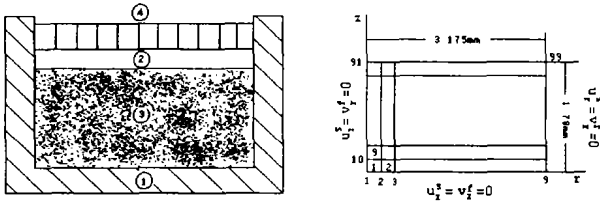
$$\left\{ \beta \begin{bmatrix} (n^i)^2 C_n^1 & n^i n^f C_n^1 \\ n^i n^f C_n^1 & (n^f)^2 C_n^1 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} C_n^2 & -C_n^2 \\ -C_n^{2T} & C_n^2 \end{bmatrix} \right\} \begin{bmatrix} u_n^i \\ u_n^f \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} K_n & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_n^s \\ u_n^f \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_n^s \\ F_n^f \end{bmatrix}$$

对区域  $V$  中所有单元求和,可得系统方程

$$Cu + Ku = F$$

详细推导过程及各子矩阵的定义参见文献[3]。

围限压缩实验是研究关节软骨组织力学行为的重要实验,该实验将关节软骨圆形片状试样置于一刚性腔内,该腔限制试样侧面的径向运动及底部的轴向运动。通过置于试样顶部的刚性多孔板施加外部作用,外部作用可以是给定的力或给定的位移(速度)。刚性多孔板的渗透率远大于软骨试样的渗透率,即流体可以自由地通过刚性板。见图 1(a)。



(a) 围限压缩实验示意图 (b) 有限元模型简图  
1 - 刚性腔, 2 - 刚性多孔板, 3 - 软骨试样, 4 - 外部作用

图 2 关节软骨围限压缩问题示意图

### 1) 蠕变

围限压缩蠕变问题是在置于刚性腔中的软骨组织试样的顶部,通过具有较大渗透率的刚性板施加均匀外部作用力,当载荷达到一定值时,保持其大小不变。在此过程中,软骨中的固体相和流体相的速度、位移、压力以及固体相的有效应力等均会发生变化。现在采用有限元方法计算分析其蠕变特性。

该问题为轴对称问题,可建立如图 1(b) 所示的有限元模型。纵向划分 10 个单元,横向划分 8 个单元,单元总数为 80,节点总数为 99。位移和速度边界条件如图 1(b) 中所示,载荷均匀施加在软骨组织试样上表面的固体相介质上,其随时间的变化规律如下:

$$F = \begin{cases} 10^{-5} \times t(N) & 0 \leq t < 10s \\ 10^{-4}(N) & t \geq 10s \end{cases}$$

根据文献[2] 给出的实验结果,关节软骨的物理参数取:

$$\varphi^s = 0.17, \kappa = 0.76 \times 10^{-14} \text{ m}^4/\text{Ns},$$

$$\lambda^s = 0.1 \text{ MPa}, \mu^s = 0.3 \text{ MPa}.$$

### 2) 应力松弛

应力松弛问题的几何模型和物理参数与蠕变问题相同,只是在软组织表面施加的不再是载荷,而是给定的位移。给定表面位移的时间历程为:

$$\bar{u}_i = \begin{cases} 0.0178 \times t(\text{mm}) & 0 \leq t < 10 \text{ s} \\ 0.178(\text{mm}) & t \geq 10 \text{ s} \end{cases}$$

其余位移和速度边界条件如图 1(b) 中所示。

## 4 计算结果与讨论

蠕变问题的有限元计算分析结果如图 3 ~ 图 7 中所示。从图 3 中结果可见,在外力增加和保持不变的过程中,流体相和固体相的位移均逐渐增大,两者方向相反,最终趋于一稳定值。

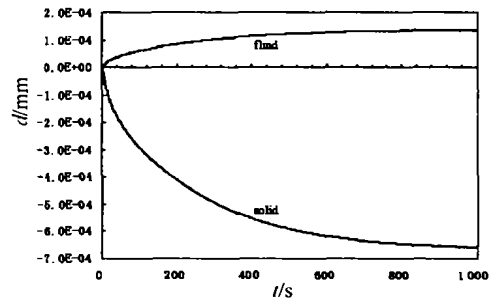


图 3 蠕变:表面节点(95) 位移随时间的变化

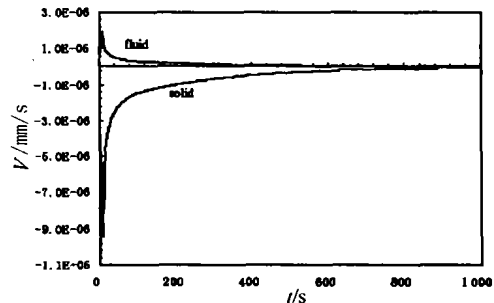


图 4 蠕变:表面节点(95) 速度随时间的变化

图 4 给出了表面流体和固体速度的变化规律。图 5 为流体速度在不同时刻随深度的变化规律。从该两图可见,流体均向上流动。加载过程中,在表面附近流体的流速最大,在较深的地方(深度大于试样高度的 40% 处) 流体几乎没有流动,说明此时流体的流动主要发生在软骨的表面附近区域。在载荷施加的过程中,即有大量的流体被排出。载荷达到稳定后,表面附近流体的流动速度迅速降低,而在较深的地方流体流动速度有所增加,在深度方向上流动速度趋于一致。各点速度最终随时间逐渐减小为零,流体不再流动,流体在软骨组织中重分布,直至平衡。

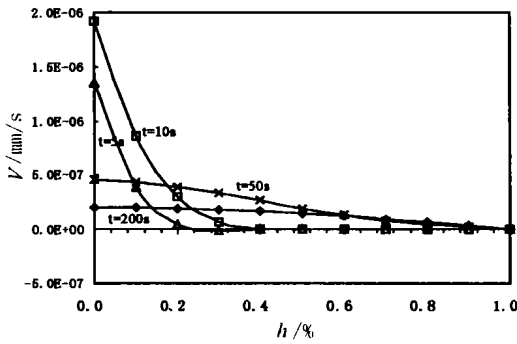


图5 蠕变:流体相速度随深度的变化

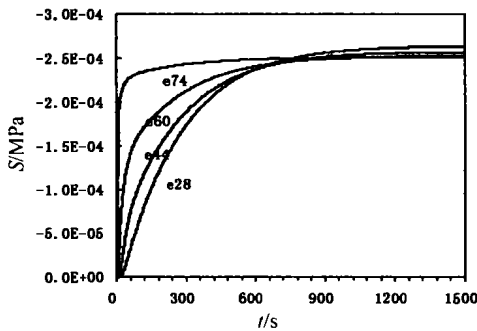


图6 蠕变:轴向有效应力随时间的变化

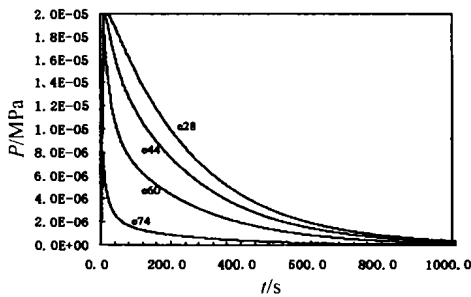


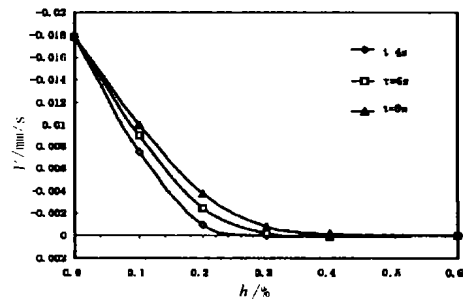
图7 蠕变:压力随时间的变化

由图5可以看到,起初固体相表面轴向有效应力增加较快,离表面越深的地方应力增加越缓慢。在整个加载和蠕变的初始过程中应力随时间不断增大,直到最后轴向有效应力达到一稳定值,不同深度轴向有效应力值趋于一致。

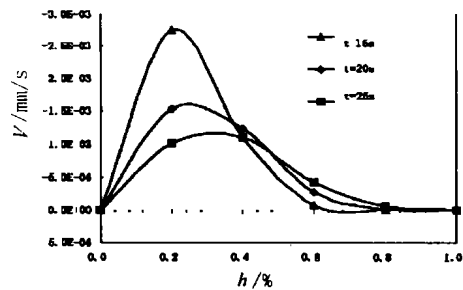
图6是不同深度的压力随时间的变化关系。可见在表面流体的压力在加载过程中增加较小,而在较深的地方压力几乎同时达到最大值,这是由流体的不可压缩性假设造成的。从图中还可以看出,在加载过程中沿深度方向压力随时间均增加,在蠕变阶段压力值随时间逐渐减小,直至最后减小为零,即达到平衡状态。在达到平衡后,流体停止流动,外加载荷全部由固体相承担,固体相应力稳定不变。

限于篇幅,应力松弛的有限元计算结果仅给出相

对速度和有效应力随时间的变化规律,如图7和8所示。图7为加载过程和松弛过程中,相对速度随深度的变化。可以看出,在加载过程中,表面处流体流动速度最大,且在整个加载过程中保持为常数,而在较深的地方(深度大于试样高度的40%处)流体几乎没有流动。当位移载荷稳定后,即在松弛过程中,表面处流体相对于固体流动速度迅速减小,最大流动速度出现在深度为试样高度的15%~40%之间的地方,而深度在试样高度的40%~80%之间的地方流体也向上流动。之后,整个深度上流体流动速度逐渐减小至零。



(a) 加载过程中的变化



(b) 松弛过程中的变化

图8 松弛:相对速度随深度的变化

从图8可以明显地观察到表面附近的应力松弛现象。而在较深的地方,应力明显弛后,未出现应力峰值,无应力松弛现象。沿深度方向上各点有效应力最终趋于一致,即达到平衡状态。

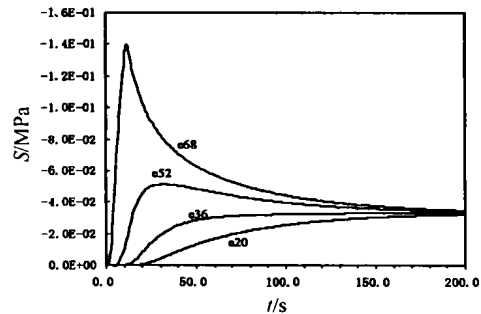


图9 松弛:轴向有效应力与时间的关系

此外,在加载过程中,表面处相对速度的大小随时间逐渐增大,流体和固体的速度方向相反,当外部施加的表面位移保持不变后,相对速度开始下降,直至减小到零。压力的变化规律与蠕变时十分类似,只是松弛时压力减小更快。

值得一提的是,这里用有限元计算分析所得结果与文献[2]一维简化模型的理论解变化规律一致,揭示了关节软骨组织的流变特性。

#### 4 结 论

采用有限元数值方法,分析了关节软骨两相多孔介质模型围限压缩问题,得到关节软骨组织的蠕变和应力松弛行为,所得结果对人工软骨材料的研制和生物机械工程领域的研究具有指导作用。

#### 参考文献:

- [1] 顾正秋,肖文梅,张湘虹.人工软骨材料-聚乙醇水凝胶的研制[J].生物医学工程学杂志,1999,16(1):13-18.
- [2] MOW V C, KUEI S C, LAI W M, et al. Biphasic Creep and Stress Relaxation of Articular Cartilage in Compression: Theory and Experiments [J]. J. Biomech. Eng., 1980, 102:73-84.
- [3] 严波,刘占芳,张湘伟.流体饱和两相多孔介质拟静态问题的有限元方法[J].应用力学学报,2000,17(1):91-96.
- [4] 严波,刘占芳,张湘伟.流体饱和两相多孔介质拟静态问题的混合有限元方法[J].计算力学学报,2001,18(2):127-132.
- [5] ELMORE S M, SOKOLOFF L. Nature of imperfect elasticity of articular cartilage[J]. J. App. Phys., 1963, 18,393-396.
- [6] HAYES W C, MOCKROS L F. Flow-independent Viscoelastic Properties of Articular Cartilage Matrix[J]. J. Biomech., 1978, 11:407-419.

## Numerical Simulation of Mechanical Behaviors of Articular Cartilages

YAN Bo, LIU Hai-jing, ZHANG Xiao-min

(College of Resource and Environment Science, Department of Engineering Mechanics,  
Chongqing University, Chongqing 400044, China)

**Abstract:** Articular cartilage, which is composed with a solid phase of collagen fibers and proteoglycan and a pore fluid phase, can be depicted with two-phase porous medium model based on mixture theory. This paper analyzed the creep and stress relaxation responses of confined compression problems of articular cartilage with the developed finite element method. The obtained responses of velocities of both solid and fluid phases and the effective stresses of solid phase as well as the pore pressures during the creep and stress relaxation processes of articular cartilage tissues under confined compression can be used as a theoretical reference for man-made cartilage materials, and behave important significance for the research in bio-mechanical engineering area.

**Key words:** articular cartilage; numerical simulation; creep; stress relaxation

(编辑 刘道芬)