

可用于人工关节润滑的水凝胶蠕变缓释性能及理论模型

阮春标, 胡经纬, 袁恒迪, 郭培哲, 董光能

(西安交通大学现代设计及转子轴承系统教育部重点实验室, 710049, 西安)

摘要: 针对人工关节润滑液难以定量供给导致假体表面磨损严重的问题,提出一种水凝胶关节囊结构来供给和保存关节润滑液的方法,并进行了试验探究和理论验证。首先,制备了含透明质酸琼脂糖水凝胶,在生理盐水浸润环境中对其进行了体外无侧限压缩蠕变缓释试验,得到了蠕变体积和介质释放量与压力的关系曲线,并得出蠕变体积与介质释放量的转换公式。然后,根据水凝胶的结构和性质,建立了耦合扩散和大变形理论的本构模型,在给定压力的情况下通过该模型可得到水凝胶蠕变仿真曲线,最后结合试验得到的转化公式,可推导出水凝胶介质缓释量。采用一种将试验结果与有限元建模和优化方法相结合的有限元逆向法技术,得到了试件的相关材料参数,使用该参数对不同压力下的蠕变行为进行了仿真验证,结果表明:含透明质酸琼脂糖水凝胶在恒定压力作用下蠕变缓释量正比于蠕变体积;在给定压力和作用时间的情况下,耦合扩散和大变形理论模型可以在误差允许范围内定量预测含透明质酸琼脂糖水凝胶的缓释量。该研究成果可为未来水凝胶作为人造关节囊实现人工关节定量润滑提供参考。

关键词: 人工关节;润滑液;水凝胶蠕变缓释;有限元法

中图分类号: TH117 **文献标志码:** A

DOI: 10.7652/xjtub202206012 **文章编号:** 0253-987X(2022)06-0097-07



OSID 码

Creep Release Properties and Theoretical Models of Hydrogel for Artificial Joint Lubrication

RUAN Chunbiao, HU Jingwei, YUAN Hengdi, GUO Peizhe, DONG Guangneng

(Key Laboratory of Modern Design and Rotor-Bearing System, Ministry of Education,
Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract: Aiming at the problems of difficult quantitative supply of the lubricant in artificial joint, resulting in serious wear of prosthesis surface a method for supplying and preserving joint lubricant by using hydrogel to simulate the structure of articular capsule is proposed, experimental exploration and theoretical verification are carried out. Firstly, the hyaluronic acid agar hydrogel is prepared, and the unconfined compression creep release test is carried out in the saline immersion environment. The relationship curves between creep volume, medium release and pressure are obtained, and the conversion formula between creep volume and medium release is obtained. Then, based on the structure and properties of hydrogels, a constitutive model of coupled diffusion and large deformation theory is established, under the given pressure condition, the creep curve of hydrogel can be obtained through the model. Finally, the release rate of gel medi-

收稿日期: 2021-11-08。 作者简介: 阮春标(1996—),男,硕士生;董光能(通信作者),男,教授。 基金项目: 国家自然科学基金资助项目(51975454)。

网络出版时间: 2022-03-08

网络出版地址: <http://kns.cnki.net/kcms/detail/61.1069.T.20220305.1547.002.html>

um can be deduced from the transformation formula obtained from the experiment. A finite element inverse method technology combining the test results with the finite element modeling and optimization method is used to obtain the material parameters of the experimental sample, which are used to simulate the creep behavior under different pressures, the results show that the creep release volume of hyaluronic acid agar hydrogel under constant pressure is proportional to the creep volume. Under the given pressure and action time, the coupled diffusion and large deformation theoretical models can quantitatively predict the release quantity of hyaluronic acid agar hydrogel within the permissible range of error. The research results can provide references for future hydrogel as artificial joint capsule for quantitative lubrication of artificial joints.

Keywords: artificial joint; lubricant fluid; creep release of hydrogel; finite element method

人工关节置换手术作为治疗晚期关节疾病的一种安全有效的手段,目前已在全世界范围内大量推行^[1],但由于术后天然润滑系统的破坏(软骨和滑膜的缺失),假体表面直接对磨,容易出现磨损,产生的磨屑进入人体后,会引发骨溶解,造成人工关节的无菌性松动^[2],对患者造成二次伤痛。因此,开发出合理的人工关节润滑体系,是减少关节置换手术后的无菌性松动提高人工关节使用寿命的关键。

改善人工关节表面润滑的传统途径便是注射骨关节仿生滑液。最常用的仿生滑液为透明质酸(HA)。李久青等研究发现了透明质酸在人工关节软骨材料配副上具有很好的润滑效果^[3],Mendes等^[4]研制出了可注射的包含透明质酸的粒状水凝胶,但长时间处于摩擦挤压状态会导致透明质酸分子断裂^[5],而进入体液中的透明质酸分子易被人体吸收,无法持续改善润滑,所以需要一种新型的润滑液供给和保存方式。

水凝胶是一种具有高弹性、润湿性、环境响应性的多孔结构材料,被广泛应用于医用载药方面^[6-7],有望作为人工关节润滑液的载体。李月等^[8]将BSA/CS润滑剂包埋于PCEC水凝胶中,通过分子扩散效应来缓释关节润滑介质。水凝胶可以修复关节软骨^[9],其内部的三维网格空间利于软骨细胞附着生长^[10-11]。通过改变成分和结构,水凝胶也可具有关节软骨类似的润滑效果^[12]。水凝胶可以模拟关节囊结构包裹住人工关节,如图1所示,在人工关节活动的同时,通过压挤作用实现滑液的贮存和释放,有效避免了润滑液与体液的直接接触,增加润滑液的作用时效。水凝胶的结构由聚合物网络和流体双相组成,一般需要使用双相耦合模型来解释其力学行为。近几年来,多孔弹性双相理论一直用于表征软骨的力学行为^[13-14]。在双相模型中,材料由多孔固体介质和流体组成。但假设固相为线弹性,忽

略了聚合物网络的特性黏度^[15-16],使得该模型无法预测水凝胶的蠕变行为。Kaufman等^[17]使用了五参数Maxwell-Weichert黏弹性模型来仿真水凝胶材料上的球形压痕,与试验取得类似的结果;Olbending等^[18]使用自行开发的有限元程序建立了水凝胶的多孔黏弹性模型,但多孔黏弹性理论没有解释水凝胶的介质释放行为。徐墨等^[19]使用了有限元模拟了水凝胶的溶胀变形,得到了和试验相吻合的结果。本文使用耦合扩散和大变形理论模型^[20]结合有限元建模模拟水凝胶蠕变行为,并通过无侧限压缩蠕变缓释试验验证水凝胶蠕变与介质缓释的关系。使用有限元逆向法,将原有三维模型简化为二维模型并使用粒子群优化方法在有限参数空间内寻找最优解,确定材料参数。由该方法识别的水凝胶材料参数进行仿真的蠕变曲线与试验蠕变曲线进行对比,具有较好的一致性。

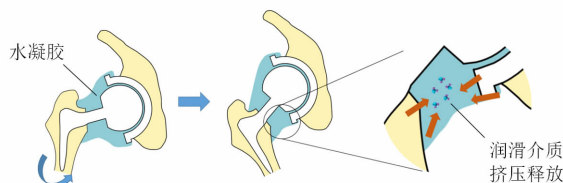


图1 水凝胶类关节囊结构

Fig. 1 Hydrogel articular capsule structure

1 无侧限压缩蠕变缓释试验

1.1 试验

1.1.1 样品制备

琼脂糖(agarose,分子式, $C_{24}H_{38}O_{19}$),凝胶化温度 $37\text{ }^{\circ}\text{C}$,合肥博美生物科技公司生产;透明质酸(hyaluronic acid,分子式, $C_{28}H_{44}N_2O_{22}$)罗恩试剂。在 $80\text{ }^{\circ}\text{C}$ 水浴加热条件下将琼脂糖溶于去离子水,磁力搅拌 20 min 制成质量分数为 2% 的水溶液;降温

至 55℃加入质量分数为 0.75%的透明质酸粉末,磁力搅拌 30 min,对溶液进行抽真空处理后得到琼脂糖透明质酸混合溶液。该溶液在 37℃以下凝结脱模形成试验样本(20 mm×20 mm×20 mm)。

1.1.2 压缩蠕变缓释试验流程

在室温条件下,将载有透明质酸的琼脂糖水凝胶样品放入生理盐水浸润环境中(模拟关节囊内浸润环境),对样品进行无侧限压缩蠕变缓释试验,如图 2 所示。施压元件加载速度为 2 mm/min,位移传感器采样频率为 30 Hz,压缩过程中因为隔离工件的下降会产生浮力变化,可通过右侧的浮力平衡装置,利用虹吸原理排出生理盐水,使液面高度随蠕变距离而下降,以此达到来抵消试验过程中浮力的影响。试验结束后,将样品表面水分擦干后进行称重记录,与试验前样品进行对照计算质量差,视为样品在压缩蠕变过程中释放的介质质量。蠕变数据由位移传感器记录,其蠕变应变计算应为初始厚度的百分比。

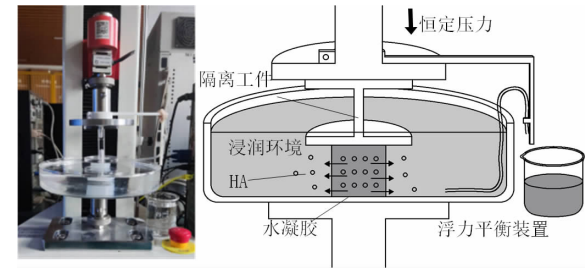


图 2 无侧限压缩蠕变缓释试验装置

Fig. 2 Unconfined compression creep slow release experimental device

1.2 蠕变行为分析

对试验样品进行恒力压缩和卸压试验,图 3 曲线显示了试验样品在载荷稳定后仍然发生蠕变现象,且卸压后发生了类蠕变的形状恢复;在 3 N 恒压作用下 30 min 内产生了 5%的形变,表现出类高分

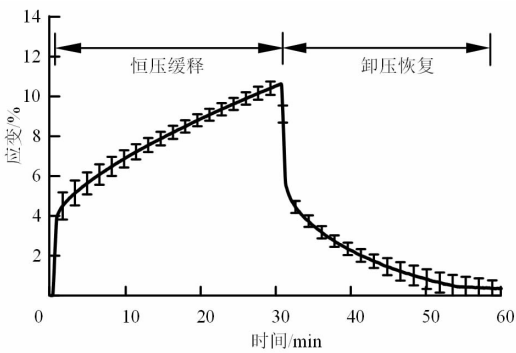


图 3 30 min 蠕变试验应变-时间曲线

Fig. 3 30 min creep test strain time curve

子材料的黏弹特性,但该蠕变行为与普通的高分子材料不同,内部液相分子的长距离迁移才是该蠕变行为的主要原因。

连续压缩卸压试验应变曲线如图 4 所示,在连续 10 次 10 min 恒压 10 min 卸压恢复试验中,样品的弹性和抗蠕变能力均有所下降,第 10 次恒压作用下总的形变量 ϵ_{10} 为 10.5%,对比第 1 次恒压作用下的形变 ϵ_1 ,增长了 31%,这说明样品在试验过程中发生内部溶剂的交换,导致样品内部包埋的透明质酸浓度下降,浓度的下降使水凝胶内部介质黏度下降,更容易受压挤出。在压力没有达到破坏水凝胶网络结构的前提下,这种压缩释放、卸压恢复的行为可以多次循环,这是水凝胶应用于人工关节润滑液的存储和定量释放的试验基础。

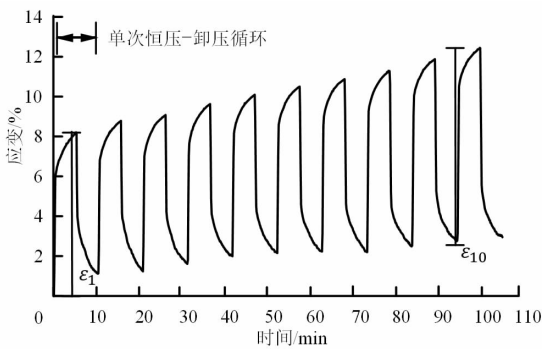


图 4 连续压缩卸压试验应变曲线

Fig. 4 Strain curve of continuous compression relief test

水凝胶蠕变缓释机制如图 5 所示。水凝胶内部由三维弹性网络结构和液相分子组成,当其受到压力载荷时,网格本体首先发生弹性变形,产生弹性作用力,其余载荷则由内部液相分子承担,当液相分子受压时,分子在驱动力下进行网格间的长距离迁移,宏观表现即为内部介质的释放。

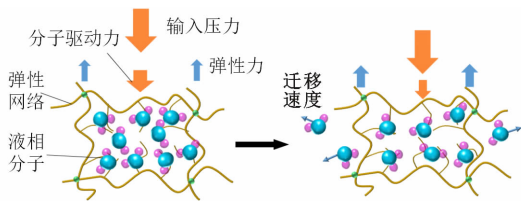


图 5 水凝胶蠕变缓释机制

Fig. 5 Creep release mechanism of hydrogel

随着加载时间增大,网格内液相分子的减少导致水凝胶体积变化,网格本体变形产生的弹性力逐渐增大,在外部恒压前提下,液相分子受到的驱动力则逐渐减弱,液相分子的迁移速度逐渐放缓,这也是蠕变曲线趋向平缓的原因;当载荷卸去时,网络结构

先进行一段弹性恢复,外部的溶液分子在网格形变带来的内外压差作用下重新进入网格内部,使水凝胶发生类蠕变的恢复,在一定时间后复原。

1.3 缓释行为分析

琼脂糖水凝胶在压力作用下会释放出其中包含的液相介质,而介质的流失会导致水凝胶发生类蠕变的力学行为。改变载荷条件进行多次试验,并通过记录试验前后样件质量差,来探究压力对蠕变和缓释的影响,试验结果如图6所示。当外部载荷增大时,蠕变应变和缓释介质质量均有不同幅度的上升。由图6可知,蠕变应变和载荷并非呈简单的正比关系,这也是无法用线弹性理论解释水凝胶蠕变行为的原因。随着载荷增加,蠕变应变和缓释质量均呈现非线性增长趋势。

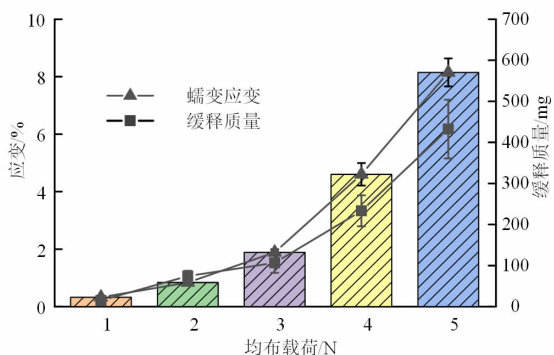


图6 10 min 压缩试验蠕变应变与缓释质量

Fig. 6 Creep strain and slow release mass in 10 min compression test

通过统计多次试验中蠕变应变缓释介质质量两者在二维图中的落点分布,如图7所示,可知缓释介质质量与蠕变应变成线性关系。通过预测蠕变变形体积来预测琼脂糖水凝胶在不同载荷下的介质随时间释放的规律,表现出的统计学规律为

$$M_{\text{release}} = kX_{\text{creep}}S\rho_{\text{liquid}} \quad (1)$$

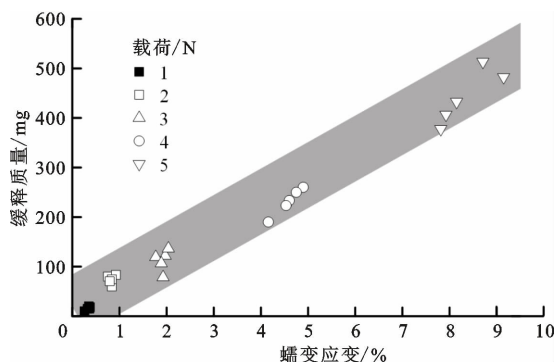


图7 蠕变应变-缓释质量关系图

Fig. 7 Creep strain slow release mass diagram

式中: M_{release} 为缓释质量; k 为误差系数; X_{creep} 为蠕变距离; S 为样品截面积; ρ_{liquid} 为挤出介质密度。

2 理论模型

水凝胶是一种由固相和液相组成的弹性多孔材料,在外力作用下(化学和物理)液相分子的长距离迁移会导致水凝胶整体的变形。Flory^[21]理论模型提出了可以将水凝胶耦合系统总自由能分解为聚合物网络弹性变形自由能和聚合物网络与溶液相互作用时混合自由能及其他自由能的线性叠加,即

$$W_{\text{total}} = W_{\text{E}} + W_{\text{M}} + \sum W_{\text{O}} \quad (2)$$

式中: W_{total} 为总自由能; W_{E} 为网络弹性自由能; W_{M} 为混合自由能; W_{O} 为其他自由能的线性叠加。

在不考虑溶液与网络的耦合作用的情况下,高分子网络的变形类似于高分子橡胶材料的变形,故可以将超弹性体理论应用于琼脂糖水凝胶材料。橡胶超弹性体自由能具有多种形式,常用于水凝胶的是Flory^[22]提出的 Neo-Hooke 超弹性模型的变形形式,即

$$W_{\text{E}}(\mathbf{F}) = \frac{1}{2}NRT[\text{tr}(\mathbf{F}^T\mathbf{F}) - 3 - 2\ln(\det(\mathbf{F}))] \quad (3)$$

式中: N 为高分子网络链段的摩尔数; R 为阿伏伽德罗常数; T 为绝对温度; $\mathbf{F}$ 为材料的变形梯度。

水凝胶的体积变化是由于凝胶对液相的吸收或释放造成的。聚合物网络与液相之间的相互作用对系统的自由能的影响可以通过混合自由能的形式体现。Huggins^[23]针对液相小分子与高分子网络混合产生的自由能进行了推导,给出混合自由能的一般表达式

$$W_{\text{M}} = -\frac{kT}{\Omega} \left[\Omega C \ln \left(1 + \frac{1}{\Omega C} \right) + \frac{\chi}{1 + \Omega C} \right] \quad (4)$$

式中: C 为初始状态下的液相分子浓度; Ω 为液相分子体积; χ 为液相与高分子网络混合参数。

水凝胶的格外自由能 W_{O} 是针对智能水凝胶,如光敏、磁敏等刺激响应型水凝胶考虑的,本文不予考虑。基于该自由能模型假设水凝胶在变形过程中仅黏性耗散和外力做功可推导出水凝胶的控制方程弱形式^[24],具体形式为

$$\int -\delta \left\{ \frac{1}{2} N_v [\lambda_0^2 I_1 - 3 - 2\ln(\lambda_0^3 \det(\mathbf{F}))] + (\lambda_0^3 \det(\mathbf{F}) - 1) \left[\ln \left(\frac{\lambda_0^3 \det(\mathbf{F}) - 1}{\lambda_0^3 \det(\mathbf{F})} \right) - 1 \right] \right\} dV + \int - \left[(\lambda_0^3 \det(\mathbf{F}) - 1) H_{K_i} \frac{\partial \mu}{\partial X_K} \frac{\partial \delta \mu}{\partial X_L} H_{L_i} - \right.$$

$$\lambda_0^3 \det(\mathbf{F}) \frac{\partial \psi_i}{\partial X_K} H_{Ki} \delta \mu \Big] dV + \int \Big(\mu \lambda_0^3 \det(\mathbf{F}) H_{Ki} \delta F_{iK} + B_i \frac{\delta x_i}{\delta t_i} \Big) dV + \int T_i \frac{\delta x_i}{\delta t_i} dA \tag{5}$$

式中： N_v 为无量纲弹性模量； λ 为预溶胀拉伸比； I_1 为右柯西格林张量第一主不变量； $\mathbf{F}$ 为以预溶胀状态为起始状态的材料的变形梯度； $\mathbf{H}$ 为 $\mathbf{F}$ 的逆张量； μ 为化学势（差分法）； t_i 为离散时间节点； B_i 为体力； T_i 为面力。

通过该控制方程可以求解水凝胶材料在压力下的形变。由于在实际过程中无量纲弹性模量、预溶胀拉伸比和化学势的测量方法较为困难，本文通过有限元逆向法的方法获取这些参数。

3 算例与试验验证

3.1 有限元程序

运用 FEnics 提供的快速求解偏微分方程的方法，通过变时间节点的多次迭代，可以得到有限元仿真动画和蠕变曲线，模型设置为试验样品的八分之一模型。FEnics 有限元程序流程如图 8 所示，结果可通过 VTK 文件在 Paraview 中完成可视化处理，Y 方向位移云图如图 9 所示。

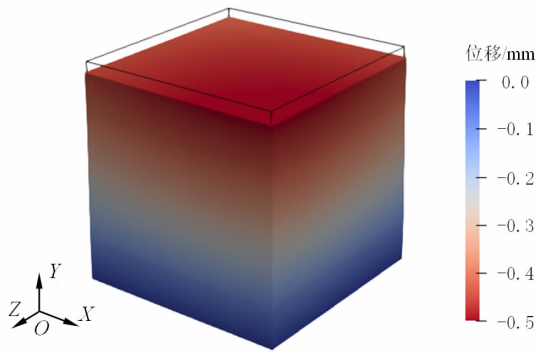


图 9 Paraview 中 Y 方向位移云图
Fig. 9 Displacement nephogram in Y direction in Paraview

3.2 参数识别

大部分水凝胶材料参数测量方法复杂且难以保证精度，考虑到优化算法的高计算量，使用三维模型优化材料参数会遇到时间久、鲁棒性差等计算问题。琼脂糖水凝胶为各向同性材料，在 Z 方向任意截面各节点位移情况相同，所以选取模型 Z 方向任意截面进行计算^[25]，简化模型如图 10 所示，其中 1、2 界面为对称面。模型尺寸为 10 mm×10 mm，该模型由三角形单元组成和 4 个边界组成，其中化学边界条件如下

$$\mu_{1,2,3} = 0; \quad \mu_4 = \mu(t) \tag{6}$$

模型中假设了无摩擦接触的条件，位移边界条件设置为

$$D_{1-y} = D_{2-x} = 0; \quad D_{3-y} = C(t) \tag{7}$$

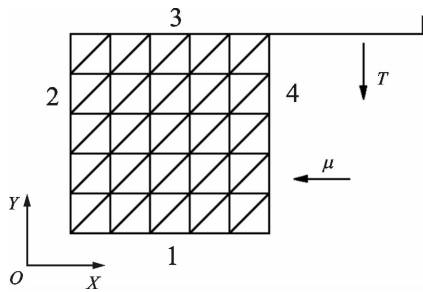


图 10 简化有限元模型网格
Fig. 10 Simplified finite element model mesh

这里采用有限元逆向法识别本构模型参数，通过三维参数空间(N_v, λ_0, μ)中最优参数寻找^[20]。目标函数是仿真结果的蠕变曲线和试验蠕变曲线之间的平方误差最小，即

$$f(N_v, \lambda_0, \mu) = \sum_{i=1}^N [\epsilon_{S_i}(N_v, \lambda_0, \mu) - \epsilon_{E_i}]^2 \tag{8}$$

式中： ϵ_{S_i} 为仿真应变； ϵ_{E_i} 为试验应变。

采用粒子群优化算法(PSO)优化循环有限元程

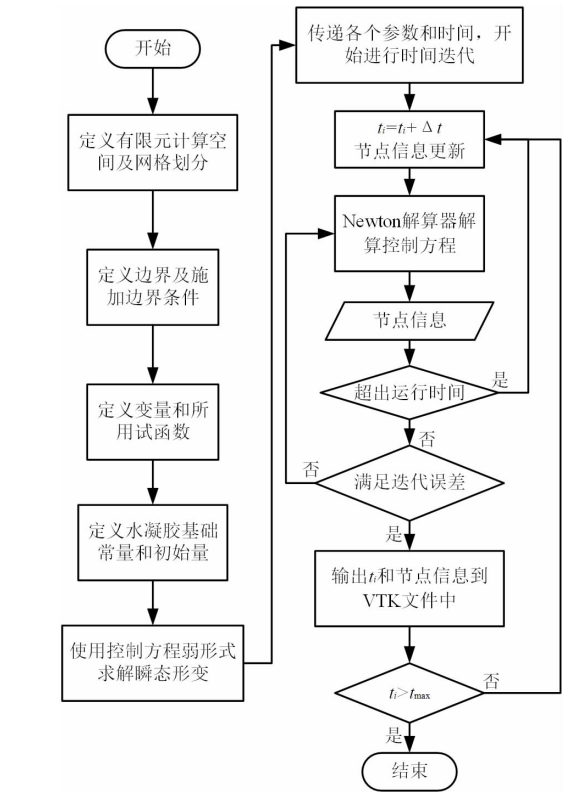


图 8 FEnics 有限元流程
Fig. 8 Fenics finite element process

序,通过 Python 实现,多次迭代后参数变化趋于稳定,参数识别示意图如图 11 所示。

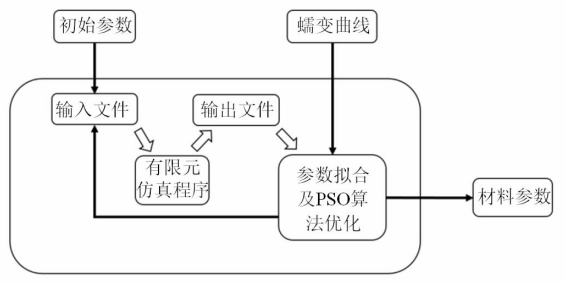


图 11 参数识别示意图

Fig. 11 Cchematic diagram of parameter identification

3.3 验证试验

通过改变载荷,进行了 3 组验证试验,将试验结果与采用循环优化后的材料参数得到的仿真结果进行对比,如图 12 所示。由图 12 可知,仿真得到的前 100 s 应变小于试验结果,但后期 100~500 s 的仿真结果与试验吻合较好,最终蠕变应变结果和试验结果比较接近。结合蠕变试验表现出的统计学规律,可以预测琼脂糖水凝胶在不同恒定载荷下的介质释放规律。

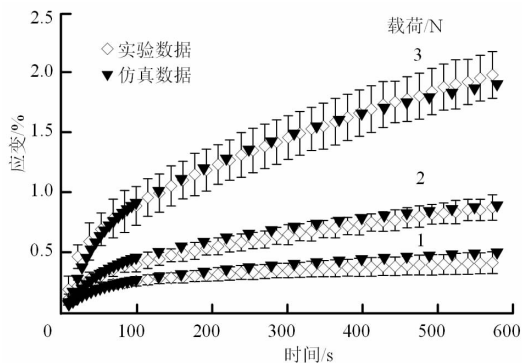


图 12 仿真与试验蠕变曲线对比

Fig. 12 Comparison between simulation and test creep curves

4 结论

(1)含透明质酸琼脂糖水凝胶在恒定压力作用下,会持续释放内部所包含的透明质酸溶液,在压力卸去之后则会产生类蠕变的恢复;在压力没有达到破坏琼脂糖水凝胶网络结构的前提下,这种压缩释放,卸压恢复的行为可以多次循环。

(2)琼脂糖水凝胶在压力作用下内部介质释放速率随压力载荷非线性增大;在压挤过程中释放的内部介质体积与蠕变应变呈线性关系。

(3)水凝胶耦合扩散和大变形理论能较好地模

拟琼脂糖水凝胶在恒定压力下的蠕变缓释行为,可有效预测水凝胶的蠕变量,并通过经验公式得出水凝胶内部介质缓释质量。该理论可作为琼脂糖水凝胶有限元结构仿真的基础,对未来水凝胶作为关节囊实现人工关节定量润滑具有理论指导意义。

参考文献:

- [1] TIWARI A, KARKHUR Y, MAINI L. Total hip replacement in tuberculosis of hip: a systematic review [J]. Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma, 2018, 9(1): 54-57.
- [2] 王荣,周胜虎,李旭升. 人工关节磨损颗粒对骨髓间充质干细胞影响的研究现状 [J]. 中国骨与关节杂志, 2016, 5(10): 775-778.
WANG Rong, ZHOU Shenghu, LI Xusheng. Research status of the effects of prosthesis wear particles on bone marrow mesenchymal stem cells [J]. Chinese Journal of Bone and Joint, 2016, 5(10): 775-778.
- [3] 李久青,顾正秋,肖久梅,等. 透明质酸对人工关节材料的润滑作用 [J]. 北京科技大学学报, 2000, 22(4): 343-346.
LI Jiuqing, GU Zhengqiu, XIAO Jiumei, et al. Lubricating behaviour of hyaluronic acid in artificial articular materials [J]. Journal of University of Science and Technology Beijing, 2000, 22(4): 343-346.
- [4] MENDES B B, DALY A C, REIS R L, et al. Injectable hyaluronic acid and platelet lysate-derived granular hydrogels for biomedical applications [J]. Acta Biomaterialia, 2021, 119: 101-113.
- [5] 凌沛学,梁虹,贺艳丽,等. 透明质酸钠在关节疾病中的应用 [J]. 中国修复重建外科杂志, 2002, 16(1): 1-4.
LING Peixue, LIANG Hong, HE Yanli, et al. The application of sodium hyaluronate in joint diseases [J]. Chinese Journal of Reparative and Reconstructive Surgery, 2002, 16(1): 1-4.
- [6] ZHANG Linhua, HE Yingna, MA Guilei, et al. Paclitaxel-loaded polymeric micelles based on poly (ϵ -caprolactone)-poly (ethylene glycol)-poly (ϵ -caprolactone) triblock copolymers: in vitro and in vivo evaluation [J]. Nanomedicine: Nanotechnology, Biology and Medicine, 2012, 8(6): 925-934.
- [7] DONG Xia, WEI Chang, LIU Tianjun, et al. Real-time fluorescence tracking of protoporphyrin incorporated thermosensitive hydrogel and its drug release in vivo [J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2016, 8(8): 5104-5113.
- [8] 李月,郭俊德,王伟,等. PCEC 水凝胶缓释 BSA/CS

- 的润滑性能 [J]. 中国表面工程, 2017, 30(5): 74-80.
- LI Yue, GUO Junde, WANG Wei, et al. Lubricating performance of PCEC hydrogel sustained release BSA/CS [J]. China Surface Engineering, 2017, 30(5): 74-80.
- [9] 白浪, 韩启斌, 杨兴, 等. 新型水凝胶材料修复关节软骨损伤研究进展 [J]. 国际骨科学杂志, 2021, 42(4): 221-225.
- BAI Lang, HAN Qibin, YANG Xing, et al. Research progress of new hydrogel materials in repairing articular cartilage injury [J]. International Journal of Orthopedics, 2021, 42(4): 221-225.
- [10] 张通, 蔡金池, 袁志发, 等. 基于透明质酸的复合水凝胶修复骨关节炎软骨损伤: 应用与机制 [J]. 中国组织工程研究, 2022, 26(4): 617-625.
- ZHANG Tong, CAI Jinchu, YUAN Zhifa, et al. Hyaluronic acid-based composite hydrogel in cartilage injury caused by osteoarthritis: application and mechanism [J]. Chinese Journal of Tissue Engineering Research, 2022, 26(4): 617-625.
- [11] 王雅倩, 洪莹莹, 宋健, 等. 壳聚糖/氧化石墨烯/透明质酸钠复合温敏性水凝胶的制备及理化性质 [J]. 暨南大学学报(自然科学与医学版), 2021, 42(5): 516-522.
- WANG Yaqian, HONG Yingying, SONG Jian, et al. Preparation and physicochemical properties of chitosan/graphene oxide/sodium hyaluronate composite thermosensitive hydrogel [J]. Journal of Jinan University (Natural Science & Medicine Edition), 2021, 42(5): 516-522.
- [12] FU Xiao, QIU Yudong, ZHAO Yuanjin. Lipid incorporated synthetic hydrogels show cartilage-like lubrication [J]. Science Bulletin, 2021, 66(5): 409-410.
- [13] WILSON W, VAN DONKELAAR C C, VAN RIETBERGEN B, et al. Stresses in the local collagen network of articular cartilage: a poroviscoelastic fibril-reinforced finite element study [J]. Journal of Biomechanics, 2004, 37(3): 357-366.
- [14] LI L P, HERZOG W. Arthroscopic evaluation of cartilage degeneration using indentation testing: Influence of indenter geometry [J]. Clinical Biomechanics, 2006, 21(4): 420-426.
- [15] SILVA P, CROZIER S, VEIDT M, et al. An experimental and finite element poroelastic creep response analysis of an intervertebral hydrogel disc model in axial compression [J]. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 2005, 16(7): 663-669.
- [16] CHEN Xiaoming, DUNN A C, SAWYER W G, et al. A biphasic model for micro-indentation of a hydrogel-based contact lens [J]. Journal of Biomechanical Engineering, 2007, 129(2): 156-163.
- [17] KAUFMAN J D, MILLER G J, MORGAN E F, et al. Time-dependent mechanical characterization of poly(2-hydroxyethyl methacrylate) hydrogels using nanoindentation and unconfined compression [J]. Journal of Materials Research, 2008, 23(5): 1472-1481.
- [18] OLBERDING J E, FRANCIS SUH J K. A dual optimization method for the material parameter identification of a biphasic poroviscoelastic hydrogel: potential application to hypercompliant soft tissues [J]. Journal of Biomechanics, 2006, 39(13): 2468-2475.
- [19] 徐翌. 水凝胶的应用与有限元建模 [D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2020: 40-54.
- [20] HONG Wei, ZHAO Xuanhe, ZHOU Jinxiong, et al. A theory of coupled diffusion and large deformation in polymeric gels [J]. Journal of the Mechanics and Physics of Solids, 2008, 56(5): 1779-1793.
- [21] FLORY P J. Thermodynamics of high polymer solutions [J]. The Journal of Chemical Physics, 1941, 9(8): 660.
- [22] FLORY P J. Principles of polymer chemistry [M]. Ithaca: Cornell University Press, 1953: 138-196.
- [23] HUGGINS M L. solutions of long chain compounds [J]. The Journal of Chemical Physics, 1941, 9(5): 440.
- [24] 章肖阳. 基于开源有限元的水凝胶力学行为研究 [D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2020: 20-29.
- [25] LIU Kaifeng, OVAERT T C. Poro-viscoelastic constitutive modeling of unconfined creep of hydrogels using finite element analysis with integrated optimization method [J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2011, 4(3): 440-450.

(编辑 赵炜 刘杨)