

DOI: 10.7652/xjtuxb201712022

力学增强型水凝胶纤维的制备 及其生物相容性评价

汤德锭^{1,2,3}, 师念园^{1,3}, 常乐^{1,3}, 史强^{1,3,4}, 李昱辉^{1,3}, 徐峰^{1,3}

(1. 西安交通大学生命科学与技术学院, 710049, 西安; 2. 马鞍山师范高等专科学校, 243041, 安徽马鞍山;

3. 西安交通大学生物医学工程与生物力学研究中心, 710049, 西安;

4. 安徽中医药高等专科学校, 241002, 安徽芜湖)

摘要: 针对天然水凝胶纤维力学性能及成形性能差的问题, 结合微流控和光交联的方法, 高通量制备了一种力学增强型海藻酸钠/明胶甲基丙烯酸酯复合水凝胶材料。研究了微流控喷头尺寸、水凝胶单体浓度对水凝胶纤维成形性能、水凝胶力学特性及结构特征的影响。结果表明: 制备的水凝胶纤维边缘光滑, 直径($390 \pm 50 \mu\text{m}$)较为均一, 具有良好的操作性及可控性; 随着海藻酸钠和明胶甲基丙烯酸酯单体浓度的增高, 水凝胶弹性模量升高, SEM结果显示其片层微结构更为致密。进一步测试了水凝胶纤维的生物相容性, 细胞实验结果表明, 培养至第5天时, 水凝胶中细胞的存活率稳定维持在80%以上, 证明所制备的水凝胶具有良好的生物相容性, 适宜细胞生长。动物实验结果表明, 当凝胶植入动物体内1周后, 周围的皮下组织很正常; 在第3周时, 凝胶周围的炎症反应明显减轻, 材料也出现一定程度的降解。研究力学增强型海藻酸钠/明胶甲基丙烯酸酯复合水凝胶, 有望于实现三维肌肉微组织模型的高通量构建。

关键词: 力学增强型水凝胶纤维; 高通量制备; 海藻酸钠; 明胶甲基丙烯酸酯; 光交联; 微流控

中图分类号: R318.08 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2017)12-0150-06

Fabrication of Hydrogel Fiber with Enhanced Mechanical Property and Biocompatibility Evaluation

TANG Deding^{1,2,3}, SHI Nianyuan^{1,3}, CHANG Le^{1,3}, SHI Qiang^{1,3,4}, LI Yuhui^{1,3}, XU Feng^{1,3}

(1. School of Life Science and Technology, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China; 2. Maanshan Teacher's College, Ma'an Shan, Anhui 243041, China; 3. Biomedical Engineering and Biomechanics Center, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China; 4. Anhui College of Traditional Chinese Medicine, Wuhu, Anhui 241002, China)

Abstract: Aiming at poor mechanical property and shaping ability of natural hydrogel fiber, combining micro-fluidics with photo-crosslinking, an alginate/GelMA hybrid hydrogel with enhanced mechanical properties in high-throughput manner is fabricated. The impacts of the micro-fluidic nozzle size and the hydrogel monomer concentration on the shaping capability, mechanical property and structural feature of hydrogel are investigated. The fabricated hydrogel fiber is smooth with uniform distribution in diameter ($390 \pm 50 \mu\text{m}$) to show the controllability in hydrogel fabrication. SEM results indicate that the hydrogel is endowed with denser lamella microstructure along with increasing concentrations of alginate and GelMA monomer, and the

收稿日期: 2017-05-01。 作者简介: 汤德锭(1979—), 男, 博士生; 徐峰(通信作者), 男, 教授, 博士生导师。 基金项目: 2017年陕西省自然科学基金基础研究计划资助项目(2017JQ1036); 安徽高校自然科学研究重点资助项目(KJ2017A681); 博士后创新人才支持计划资助项目(2016)。

网络出版时间: 2017-09-29

网络出版地址: <http://www.cnki.net/kcms/detail/61.1069.T.20170929.1601.002.html>

elastic modulus of hydrogel rises accordingly. The biocompatibility of hydrogel fiber is validated by the cell experiments, and the cell viability maintains 80% after 5 days culture. In the animal experiment, ambient subcutaneous tissue remains normal after one week hydrogel implanting, and the surrounding inflammation relieves and hydrogel degrades to some extent in the third week after implanting. This research result of alginate/GelMA hydrogel fiber with enhanced mechanical property is expected to realize high-throughput establishment of three-dimensional muscle micro-tissue model.

Keywords: hydrogel fiber with enhanced mechanical property; high throughput fabrication; alginate; GelMA; photo-crosslinking; micro-fluidics

水凝胶是一种具有三维分子网络结构且不溶于水的高分子材料^[1],其分子网络上富含疏水和亲水基团,疏水残基遇水会发生溶胀,亲水基团能将水分固定于三维高分子网络内部^[2],使其内部在包含大量水的同时具有稳定的保水性^[3]。由于水凝胶特殊的结构,越来越多的水凝胶材料被应用于组织工程^[4],它们可以为细胞提供有利的生长环境并且有益于代谢产物的运输^[5]。人体结构包含着各种各样的 3D 细胞纤维结构^[6],这些纤维结构由大量的重复单元构成,例如体骨骼肌是由大量平行排列的肌纤维构成的纤维束等。因此,可以利用组织工程的方法来对重复性单元结构进行组装,从而构建具有特定微结构的三维功能化组织^[7]。

传统的组织工程技术需依托较大的支架很难重现在体组织的微观结构和功能。随着微纳组织工程技术的发展,使得通过体外组织模型对骨骼肌损伤的康复效果评价研究成为可能。目前,在三维肌肉组织模型构建方面,主要通过制备可降解的生物支架用于细胞接种和培养,并通过调控生化微环境,促进组织的形成和功能化。近些年的研究表明,微尺度(几百 μm)的三维肌肉组织模型(即三维肌肉微组织模型)将有助于克服物质输运困难和减少心肌细胞使用量,同时有望实现高通量制备,从而可降低实验成本和缩短实验周期。因此,制备纤维状的微尺度类肌肉纤维是三维肌肉组织模型体外构建的主要目标。

现阶段制备水凝胶纤维的方法有很多,包括微流控法、静电纺丝法以及生物支架 3D 打印等。其中,微流控技术是使用微管道处理微小流体的一种涉及化学、流体力学以及生物医学工程的新兴技术。近年来,微流控技术在生物医学领域已经显示出了巨大的潜力,可用来制备微纳尺度的具有多种复杂结构的凝胶纤维材料。根据原料来源不同,制备水凝胶纤维的材料通常可以分成人工合成高分子材料

和天然生物材料两类。人工合成的高分子材料如聚乙烯醇、聚己内酯等^[8],这类材料具有机械强度高、表面形态可控以及可调控的机械性能,但其不适合细胞生长且生物相容性极差,制成纤维后表面缺乏细胞的结合位点。天然生物材料如透明质酸钠、胶原、明胶等具有良好的生物相容性^[9]和生物可降解性,但是由于其力学性能较差以及性能重复性低,植入体内后具有很大的限制性,比如降解速度过快、表面形貌不可调控以及机械强度太低。

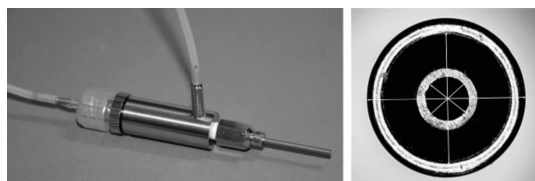
目前研究表明,海藻酸钠是一种从藻类中提取得到的天然多糖化合物,其结构与细胞外基质糖胺聚糖相似,具有良好的水溶性以及生物相容性。张琨^[10]等人使用微流控的方法,选用氯化钙溶液和海藻酸钠通过钙离子等阳离子进行离子交联,形成稳定的凝胶纤维。虽然此方法交联迅速但形成的纤维机械强度差且无法支持细胞的黏附生长。因此,本文首先采用微流控法制备出微尺度海藻酸钠水凝胶纤维(直径约为 400 μm),将其浸泡在光敏性的明胶甲基丙烯酸酯(GelMA)水凝胶前体溶液中,并采用光交联法制备出力学增强型水凝胶纤维。GelMA 具有良好的生物学相容性以及可调控性,可用于制备力学增强型水凝胶^[11]。研究了不同海藻酸钠/明胶甲基丙烯酸酯配比、浸泡时间等实验参数对水凝胶纤维力学特性、结构的影响,并对水凝胶纤维的生物相容性进行了实验表征。力学增强型载细胞水凝胶为体外高通量构建三维肌肉微组织模型^[12]提供了良好的实验依据和技术支撑。

1 实验方法

1.1 海藻酸钠/GelMA 力学增强型复合水凝胶纤维的制备

配制 16 g/L 和 30 g/L 的海藻酸钠溶液和 100 mmol 的氯化钙溶液。将不同浓度的海藻酸钠溶液与钙离子溶液^[13]注入两个注射器中,注射器固定于

压力泵上并与同轴喷头(内径 $400\ \mu\text{m}$)相连接(见图1)。交联形成的海藻酸钠水凝胶纤维采用乘有 PBS 缓冲溶液的圆形接收器进行收集。



(a)同轴注射器外观

(b)喷头横截面

图1 同轴喷头实物图

合成 GelMA: 称取 10 g 明胶, $50\ ^\circ\text{C}$ 溶解后, 逐步滴加 8 mL 的甲基丙烯酸酐, 随后透析 1 周, 每天换水 2~3 次。透析完成后放置于 $-80\ ^\circ\text{C}$ 冰箱过夜, 第 2 天冷冻干燥收集样品。

配置 50 g/L 和 10 g/L 的 GelMA 溶液(含 0.5 g/L 的光交联剂)。将预先制备的海藻酸钠水凝胶纤维浸泡于不同浓度的 GelMA 溶液中, 15~20 min 后取出。紫外光($365\ \text{nm}$, $1.65\ \text{W}/\text{cm}^2$)照射 30~40 s 使其交联。将交联形成的海藻酸钠/明胶甲基丙烯酸酯复合水凝胶纤维浸泡于 PBS 缓冲溶液中进行收集。

载细胞复合水凝胶纤维制备: 将 C2C12 成肌细胞重悬于用 DMEM 高糖培养基(含 10 g/L 的胎牛血清和 1 g/L 的双抗)配置的海藻酸钠溶液中, 细胞浓度为 $10^{-5}\sim 10^{-6}\ \text{mL}^{-1}$ 。以上述方法制备海藻酸钠/GelMA 复合水凝胶纤维, 并将水凝胶纤维浸泡于 DMEM 高糖培养基内, 放入 $\varphi(\text{CO}_2)$ 为 5% 的 $37\ ^\circ\text{C}$ 的培养箱内进行培养。

1.2 水凝胶纤维的形貌及结构表征

1.2.1 形貌表征 合成 GelMA 前体时, 加入异硫氰酸荧光素(FITC)^[14], 对 GelMA 进行荧光标记。并利用 FITC 标记的 GelMA 溶液浸泡海藻酸钠水凝胶 15~20 min, 紫外光下进行交联。使用带有 488 nm 激发光的激光共聚焦显微镜进行形貌观察, 并拍照记录。

1.2.2 结构表征 将制备好的海藻酸钠/GelMA 复合水凝胶纤维置于 $-80\ ^\circ\text{C}$ 冰箱冷冻过夜, 随后使用冷冻干燥机冷冻干燥(去除水分并保持原有结构形貌)。将冻干的复合水凝胶纤维表面喷金后利用扫描电子显微镜进行结构观察, 并拍照记录。

1.3 水凝胶纤维的力学性能表征

将制备好的海藻酸钠/GelMA 复合水凝胶纤维浸泡于 PBS 缓冲溶液中过夜, 然后用纸巾擦去凝胶表面的水分, 用游标卡尺精确测量材料的直径和长度,

再用 Bose 动磁式生物材料测试系统专用夹具固定材料, 每种样品重复 3 次, 取平均值。根据测量数据绘制材料的拉伸应力-应变曲线, 并算出其弹性模量。

1.4 水凝胶纤维的细胞活性表征

将载细胞复合水凝胶纤维培养 5 天后, 对包裹的细胞进行死活染色^[15], 对水凝胶纤维的细胞活性进行表征。在培养复合水凝胶纤维中的细胞进行到第 1、3、5 天时, 对其死活细胞的数目进行统计以及分析。

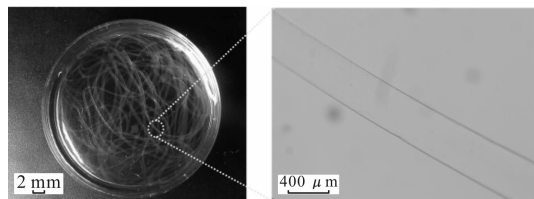
1.5 体内组织相容性表征

H&E 染色^[16]是细胞核组织工程方面研究细胞形态和组织炎症的主要方法之一。其原理是使用两种不同的染料苏木精和伊红, 它们能够分别和细胞中的细胞核和细胞质发生反应从而结合上去, 通过显微镜能够观察到细胞结构, 来判断细胞的生长形态。分别将第 1、2 周所取的组织与材料部分用中性甲醛固定后进行一系列的包埋、切片等处理, 最后在光学显微镜下观察染色图片并拍照记录。

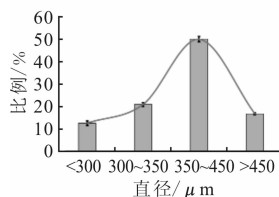
2 结果分析

2.1 水凝胶纤维的形貌表征

采用微流控法制备的水凝胶呈纤维状且形态较为均一(见图 2a 和 2b)。为了表征水凝胶纤维的微观结构, 通过 FITC 标记 GeIMA 凝胶达到对水凝胶纤维标记的目的。荧光照片显示, 制备的水凝胶边缘光滑, 直径($390\pm 50\ \mu\text{m}$)较为均一, 制备的水凝胶的直径 40% 以上均在 $350\sim 450\ \mu\text{m}$ 之间(见图 2c 和 2d), 具有良好的操作性及可控性。另外, SEM



(a)水凝胶纤维宏观图 (b)水凝胶纤维明场显微照片



(c)水凝胶纤维直径统计图 (d)异硫氰酸荧光素标记的水凝胶纤维显微照片

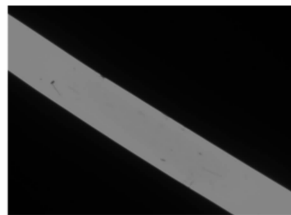


图2 水凝胶纤维形貌表征

扫描照片显示,随着水凝胶单体浓度的增高,其片层结构变得更致密(见图 3),表明单体浓度对水凝胶结构具有一定的影响,可能是由于 GelMA 的二次交联导致其双分子网络结构发生改变而造成的。因此,当 GelMA 浓度增高后,其交联密度增加,片层结构更加致密。

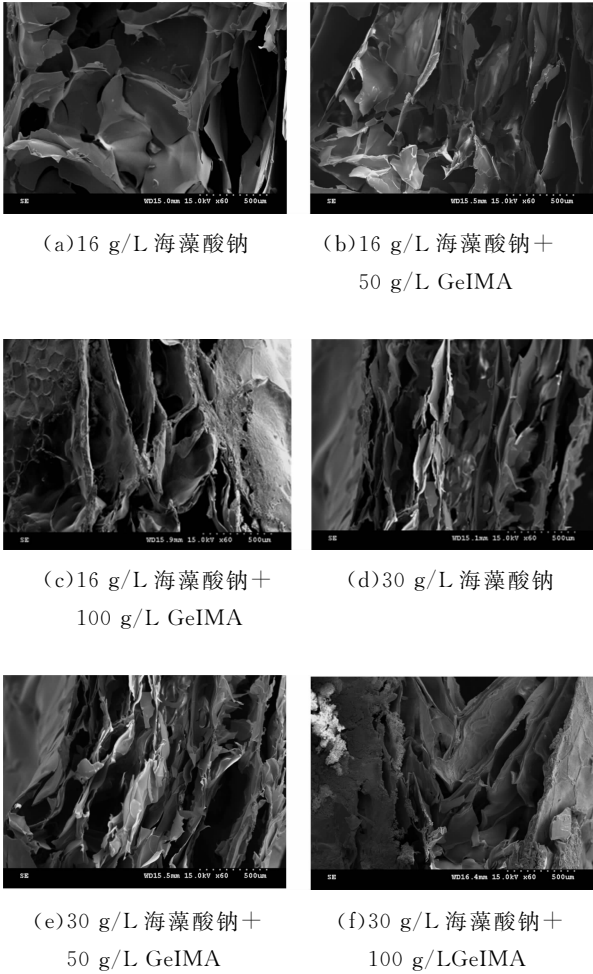


图 3 不同单体浓度力学增强型水凝胶纤维结构表征

2.2 水凝胶单体浓度对水凝胶纤维微结构及力学性能的影响

为了更好地在体外模拟三维肌肉组织的力学强度,需要对水凝胶纤维的力学性能进行研究表征。我们制备了 6 种单体浓度的水凝胶纤维:①16 g/L 海藻酸钠;②16 g/L 海藻酸钠+50 g/L GelMA;③16 g/L 海藻酸钠+100 g/L GelMA;④30 g/L 海藻酸钠;⑤30 g/L 海藻酸钠+50 g/L GelMA;⑥30 g/L 海藻酸钠+100 g/L GelMA。研究发现,当海藻酸钠浓度越高,其弹性模量越大,并且与对照组相比较,随着 GelMA 单体浓度的增高,水凝胶纤维的弹性模量进一步增强。我们推断是由于 GelMA 交联后形成的交联网络具有较好的延展性,

导致水凝胶的力学性能增强(见图 4)。目前的研究表明,人体肌肉组织的弹性模量为 10~20 kPa 左右^[17]。相较于人体肌肉组织,本文所制备的水凝胶纤维具有更好的力学性能,其弹性模量均大于 40 kPa,更有利于在体外模拟三维肌肉组织。

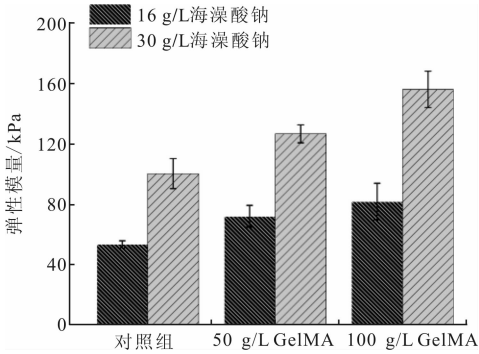
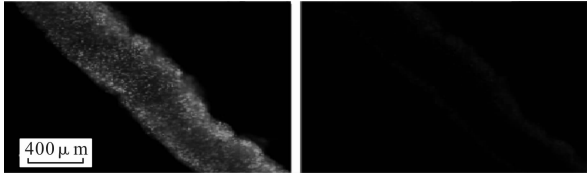


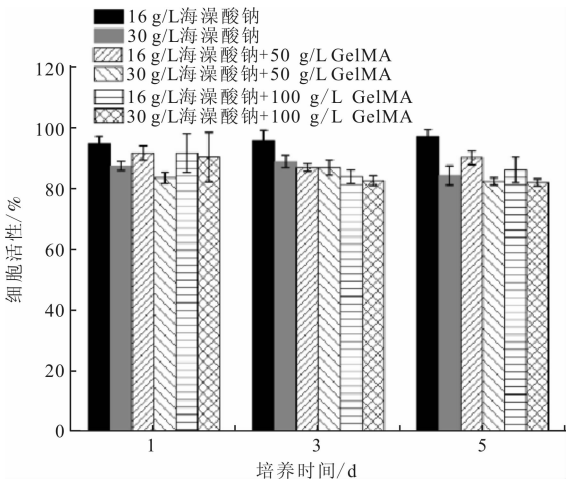
图 4 不同单体浓度的水凝胶弹性模量

2.3 力学增强型水凝胶纤维的生物相容性评价

作为一种载细胞生物材料,需要对其生物相容性进行评价,我们通过死活染色来鉴定水凝胶纤维的生物相容性。在载细胞纤维培养第 5 天时,对水凝胶纤维中的细胞进行死活染色,如图 5a 所示。荧光照片显示纤维中大部分细胞存活状态良好,但边缘死细胞较多,可能是由于挤压纤维时的流体剪切力造成的细胞死亡。与图 2 相比较,图 5 所示水凝胶边缘不再平滑,推测是在细胞生长过程中细胞分



(a) 培养 5 天后水凝胶中细胞染色结果



(b) 第 1、3、5 天不同单体浓度水凝胶中细胞活性统计

图 5 力学增强型水凝胶的生物相容性检测

泌物导致的 GelMA 降解造成的。在培养复合水凝胶纤维中的细胞的第 1、3、5 天时,对其死活细胞的数目进行统计,得到结果见图 5b。从图中观察可知,随着培养时间的延长,细胞的存活率稳定维持在 80% 以上。细胞实验结果表明,该水凝胶具有良好的生物相容性,适宜细胞生长。

2.4 水凝胶纤维的 H&E 染色结果分析

作为一种生物材料在进行临床试验前,必须对其对应的组织相容性进行评价。通过 H&E 染色初步确定其植入皮下后对周围组织引起的反应来评价其生物相容性。确定实验的动物在植入凝胶没有异

常反应出现之后,分别将第 1、2 和 3 周所取的组织与材料部分用中性甲醛固定后进行一系列的包埋、切片等处理,最后在光学显微镜下观察染色图片并拍照记录。如图 6 所示,仔细观察可发现,随着凝胶在皮下植入时间的延长,材料在体内会逐渐降解,炎症反应也会随之减轻。当凝胶植入体内 1 周后,周围的皮下组织很正常,另外,随着凝胶的降解,嗜中性粒细胞活性降低而成纤维细胞的活性增强。在第 3 周时,凝胶周围的炎症反应明显减轻,材料也出现一定程度的降解。实验结果表明,该凝胶具有生物可降解性并且具有良好的生物相容性。

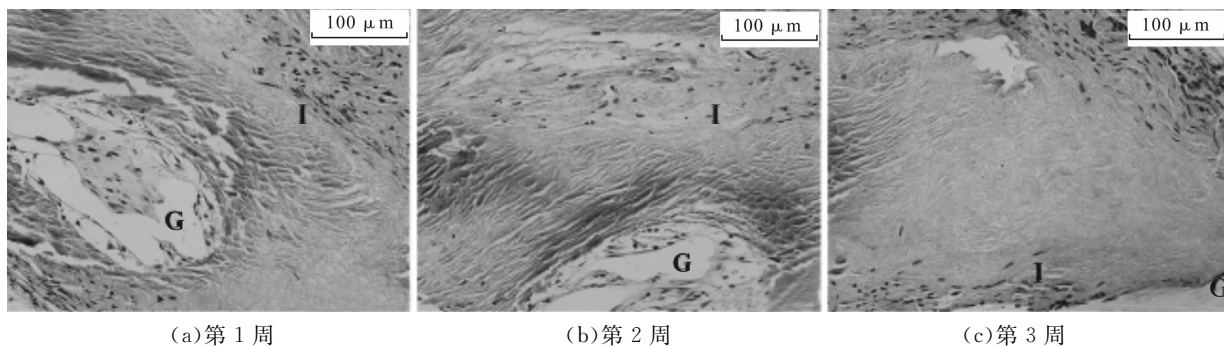


图 6 水凝胶植入体内 1、2、3 周后组织以及材料的 H&E 染色结果

3 结 论

(1)通过微流控法和光交联法制备了海藻酸钠/GelMA 复合水凝胶纤维,成功构建了体外肌纤维模型。该水凝胶边缘光滑,直径($390 \pm 50 \mu\text{m}$)较为均一,并且可以快速进行高通量制备。

(2)随着水凝胶单体浓度的升高,其片层结构越来越致密,表明不同的单体浓度对水凝胶结构具有一定的影响。随着该水凝胶单体浓度的升高,其弹性模量增高,单体浓度的升高促进了水凝胶力学性能增强。

(3)通过对死活染色和 H&E 染色发现,水凝胶在植入体内后,无异常反应,并且细胞生存状态良好,证明了该水凝胶纤维具有良好的生物相容性,并且体内体外实验均证明了该材料具有良好的生物可降解性。

参考文献:

[1] 尹大伟,周英,刘玉婷,等. 水凝胶的最新研究进展[J]. 化工新型材料, 2012, 40(2): 21-23.
YIN Dawei, ZHOU Ying, LIU Yuting, et al. The new research development of hydrogel [J]. New Chemical Materials, 2012, 40(2): 21-23.

[2] 李艺楠,李广峰,冯新民,等. 骨髓间充质干细胞复合温敏水凝胶支架的制备[J]. 中国组织工程研究, 2013, 17(42): 7435-7441.
LI Yinan, LI Guangfeng, FENG Xinmin, et al. Preparation of a thermosensitive hydrogel scaffold combined with bone marrow mesenchymal stem cells [J]. Chinese Journal of Tissue Engineering Research, 2013, 17(42): 7435-7441.
[3] DRURY J L, MOONEY D J. Hydrogels for tissue engineering: scaffold design variables and applications [J]. Biomaterials, 2003, 24(24): 4337-4351.
[4] ORIVE G, HERNANDEZ R M, GASCON A R, et al. Cell encapsulation: promise and progress [J]. Nature Medicine, 2003, 9(1): 104-107.
[5] TSANG V L, CHEN A A, CHO L M, et al. Fabrication of 3D hepatic tissues by additive photopatterning of cellular hydrogels [J]. FASEB Journal Official Publication of the Federation of American Societies for Experimental Biology, 2007, 21(3): 790-801.
[6] ONOE H, OKITSU T, ITOU A, et al. Metre-long cell-laden microfibrils exhibit tissue morphologies and functions [J]. Nature Materials, 2013, 12(6): 584.
[7] AKBARI M, TAMAYOL A, BAGHERIFARD S, et al. Textile technologies and tissue engineering: a path

- toward organ weaving [J]. *Advanced Healthcare Materials*, 2016, 5(7): 751-766.
- [8] LI Y H, HUANG G Y, GAO B, et al. Magnetically actuated cell-laden microscale hydrogels for probing strain-induced cell responses in three dimensions [J]. *NPG Asia Materials*, 2016, 8(1): e238.
- [9] KESEL C D, LEFEVRE C, NAGY J B, et al. Blends of polycaprolactone with polyvinylalcohol: a DSC, optical microscopy and solid state NMR study [J]. *Polymer*, 1999, 40(8): 1969-1978.
- [10] 张琨, 马珊珊, 孟楠, 等. 海藻酸钠浓度对新型神经组织工程支架结构与性能的影响 [J]. *郑州大学学报(理学版)*, 2015(4): 99-102.
- ZHANG Kun, MA Shanshan, MENG Nan, et al. Effect of sodium alginate concentration on the structure and properties of a new scaffold for nerve tissue engineering [J]. *Journal of Zhengzhou University (Nat Sci Ed)*, 2015(4): 99-102.
- [11] DU J, CHEN X, LIANG X, et al. Integrin activation and internalization on soft ECM as a mechanism of induction of stem cell differentiation by ECM elasticity [J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2011, 108(23): 9466-9471.
- [12] ENGLER A J, GRIFFIN M A, SEN S, et al. Myotubes differentiate optimally on substrates with tissue-like stiffness [J]. *Journal of Cell Biology*, 2004, 166(6): 877-887.
- [13] KHETAN S, GUVENDIREN M, LEGANT W R, et al. Degradation-mediated cellular traction directs stem cell fate in covalently crosslinked three-dimensional hydrogels [J]. *Nature Materials*, 2013, 12(5): 458-465.
- [14] HARMS H, ZEHNDER A J. Influence of substrate diffusion on degradation of dibenzofuran and 3-chlorodibenzofuran by attached and suspended bacteria [J]. *Applied and Environmental Microbiology*, 1994, 60(8): 2736-2745.
- [15] KIM B S, OH J M, KIM K S, et al. BSA-FITC-loaded microcapsules for in vivo delivery [J]. *Biomaterials*, 2009, 30(5): 902.
- [16] WENTZENSEN N, BERGERON C, CAS F, et al. Evaluation of a nuclear score for p16INK4a-stained cervical squamous cells in liquid-based cytology samples [J]. *Cancer*, 2005, 105(6): 461-467.
- [17] DISCHER D. Matrix elasticity directs stem cell lineage specification [J]. *Cell*, 2006, 126(4): 677.

[本刊相关文献链接]

- 李月, 郭俊德, 董国忠, 等. 温敏水凝胶释放润滑液的摩擦学性能. 2017, 51(4): 16-22. [doi: 10. 7652/xjtuxb201704003]
- 白树钊, 鲁中良, 曹继伟, 等. 凝胶注模陶瓷素坯固体干燥剂干燥尺寸精度控制. 2017, 51(2): 135-139. [doi: 10. 7652/xjtuxb201702021]
- 杨强, 鲁中良, 李振发, 等. 空心涡轮叶片陶瓷铸型微细结构负压吸注充型工艺研究. 2016, 50(10): 147-152. [doi: 10. 7652/xjtuxb201610022]
- 巫玮珊, 梁小平, 王科翔, 等. 离子储存电极薄膜性能的影响. 2016, 50(5): 140-145. [doi: 10. 7652/xjtuxb201605021]
- 高璐, 李建英, 贾然, 等. 粉体合成方法对 $\text{CaCu}_3\text{Ti}_4\text{O}_{12}$ 陶瓷介电性能的影响. 2016, 50(4): 117-123. [doi: 10. 7652/xjtuxb201604018]
- 方文振, 粘权鑫, 张虎, 等. 气凝胶及其纤维复合材料等效导热系数预测. 2015, 49(7): 25-29. [doi: 10. 7652/xjtuxb201507005]
- 李昕, 郭士西, 宋辉, 等. 石墨烯晶体管研究进展. 2014, 48(10): 1-8. [doi: 10. 7652/xjtuxb201410001]
- 姜博, 鲁中良, 苗恺, 等. 凝胶注模制备空心涡轮叶片陶瓷铸型的颗粒偏析控制. 2014, 48(10): 77-83. [doi: 10. 7652/xjtuxb201410012]
- 刘飞, 鲁中良, 李振发, 等. 凝胶注模成型氧化铝基陶瓷坯体的冷冻干燥缺陷控制. 2014, 48(1): 123-126. [doi: 10. 7652/xjtuxb201401021]
- 朱琳, 贺健康, 刘亚雄, 等. 琼脂糖/胶原复合水凝胶的制备及性能研究. 2013, 47(10): 121-126. [doi: 10. 7652/xjtuxb201310021]
- 朱林重, 连芩, 靳忠民, 等. PEGDA 水凝胶的光固化成形工艺及其性能评价. 2012, 46(10): 121-126. [doi: 10. 7652/xjtuxb201210021]
- 夏玉静, 管自生, 贺涛. Co 掺杂 ZnO 纳米粉体的结构和光学性能. 2011, 45(7): 65-69. [doi: 10. 7652/xjtuxb201107013]
- 黄国友, 徐峰, 周丽宏, 等. 载细胞水凝胶体系中微通道结构对营养物输送能力的影响. 2011, 45(4): 115-120. [doi: 10. 7652/xjtuxb201104021]
- 杨靖, 陈杰蓉. 金属银负载型 SiO_2 杂化膜的制备与性能表征. 2010, 44(12): 87-92. [doi: 10. 7652/xjtuxb201012017]
- 谭宏斌, 杨建锋. 溶胶凝胶法制备莫来石纤维及莫来石晶化的动力学研究. 2009, 43(11): 43-46. [doi: 10. 7652/xjtuxb200911009]
- 郭秀生, 于德梅, 张宁, 等. 溶胶-凝胶法制备 La^{3+} -碳纳米管掺杂纳米 TiO_2 及光催化性能. 2008, 42(10): 1304-1308. [doi: 10. 7652/xjtuxb200810023]

(编辑 杜秀杰)