

PLLA/PCL 复合纳米纤维三维多孔支架的制备及细胞相容性研究

林 皓,刘瑞来*,齐小宝,胡家朋,赵璠云,付兴平

(福建省生态产业绿色技术重点实验室,武夷学院生态与资源工程学院,武夷山 354300)

摘要:以四氢呋喃(THF)为共溶剂,在无其它添加剂条件下,通过低温淬火、萃取、洗涤和干燥制得了 PLLA/PCL 三维纳米纤维多孔支架。利用扫描电镜,探讨 PLLA/PCL 比例、聚合物浓度和淬火温度等条件对纤维支架形貌影响。通过压缩强度、冲击强度、孔隙率、比表面积和体外生物活性等测试,考察 PCL 添加对支架机械强度和生物活性影响。实验结果表明,纤维是由 PLLA 结晶所形成,PCL 的加入影响了 PLLA 结晶,但提高了纤维支架的机械强度。最佳的实验条件为:PLLA/PVP=8:2、聚合物浓度 7%(wt)、淬火温度-10℃。制得的三维纳米纤维多孔支架均一、规整,直径为 150~500 nm,支架的压缩强度和冲击强度分别为 17.3 MPa 和 5.6 kJ/m²、孔隙率和比表面积分别为 96.3%和 10.84 m²/g。这样的孔隙率和比表面积为细胞的粘附、迁移、分化、增殖以及养料的传输提供了很好的条件。

关键词:聚乳酸;聚己内酯;纳米纤维;支架;多孔

理想的组织工程支架材料必须可以模拟天然细胞外基质(ECM)环境,且必须具备以下几个特点^[1,2]:良好的生物相容性,良好的机械强度和结构稳定性,可生物降解性,亲水表面,大比表面积和高度贯穿的连通孔结构等。机械强度、结构稳定性和可生物降解性须与组织生长周期相匹配,表面亲水性和大比表面积有利于细胞的粘附,高度贯穿的连通孔有利于细胞的迁移、养料输送和废物排放。总之,支架的生物特性必须可以满足细胞的粘附、迁移、分化和增殖,以及营养物质和新陈代谢的传输等要求^[3,4]。基于以上原因,大部分的支架材料为三维纳米纤维多孔结构。目前主要利用分子自组装^[5]、超临界 CO₂^[6]、热致相分离^[7]、电纺丝^[8]和 3D 打印^[9]等技术制备三维纳米纤维多孔支架,并应用于组织工程领域。与其它三种方法相比较,热致相分离方法操作简单、成本低、可大量工业化生产。目前已通过热致相分离方法制备了聚乳酸(PLLA)、聚己内酯(PCL)、聚乳酸-羟基乙酸共聚物(PLAG)、明胶及其复合物三维纳米纤维多孔支架^[10~14]等。

PLLA 和 PCL 是美国食品药品监督管理局(FDA)认可的生物材料,具有良好的生物相容性、无毒性、且可生物降解。在组织工程中的应用极为广泛,特别在骨、软骨、人造皮肤、周围神经修复等方面均可作为细胞生长载体使用^[15]。PLLA 具有良好的生物相容性和可降解性,但是 PLLA 是脆性材料,韧性差,这一缺陷限制了 PLLA 的应用范围。PCL 具有的亚甲基、酯基等活性基团使其柔韧性和加工性能良好。因此,在 PLLA 体系中掺入一定量的 PCL,可明显改善材料的脆性,提高 PLLA 机械强度^[16,17]。

基于以上原因,本研究将 PCL 加入 PLLA 体系中,通过热致相分离制备 PLLA/PCL 三维纳米纤维多孔支架,研究 PLLA/PCL 比例、聚合物浓度和淬火温度对支架形貌影响,并考察了纤维支架的生物相容性。

10.14028/j.cnki.1003-3726.2019.06.007

收稿:2018-10-12;修回:2019-02-13;

基金项目:国家自然科学基金(51406141),福建省自然科学基金(2018J05092,2019J01829,2019J01830),福建省教育厅项目(JT180550,JT180552,JT180553),南平市科技局(N2017DG03),福建省高校杰青项目(闽教科[2018]47号),福建省新世纪人才(闽教科[2018]47号);

* 通讯联系人:刘瑞来(1984-),男,博士,副教授,主要从事功能高分子材料研究。E-mail:wyulrl@163.com.

1 实验部分

1.1 材料与仪器

聚己内酯(PCL): $M_n=80000$,日本大塞璐化学公司;聚乳酸(PLLA): $M_w=1.0\times 10^5$,购买于深圳光华伟业(中国)有限公司;四氢呋喃、无水乙醇、碳酸氢钠、氯化钠、氯化钾、十二水合磷酸氢二钠、六水合氯化镁、盐酸、无水硫酸钠,以上试剂为分析纯,购于上海国药化学试剂有限公司;三羟甲基氨基甲烷,优级纯,购于上海国药化学试剂有限公司;本实验用水均为为实验室自制去离子水;所用其它试剂皆为市场销售分析纯试剂。DZF-6020 型真空干燥箱:上海一恒科技有限责任公司;DHG-9070A 型电热恒温鼓风干燥箱:上海精宏实验设备有限公司;DW2FL90 型超低温冷冻存储箱:中科美菱低温科技有限责任公司;DF-101S 集热式恒温加热磁力搅器,巩义市予华仪器有限责任公司;

1.2 PLLA/PCL 三维纳米纤维多孔支架的制备

称取一定量 PLLA 和 PCL,溶解在 THF 中,50 ℃磁力搅拌 5 h,形成均一透明溶液。PLLA/PCL 的质量浓度为 7 % (wt)。溶液中 PLLA:PCL(质量比)=10:0、8:2、6:4、5:5 和 4:6。取 8 mL 上述混合溶液倒入直径为 7.5 cm 培养皿中,将培养皿放入预先预冷至-10 ℃冰箱中淬火 3 h。淬火结束后,将培养皿快速取出,将冰水混合物倒入培养皿中,萃取溶液中的 THF,每隔 8 h 换一次蒸馏水,总共换四次,无水乙醇洗涤,50 ℃鼓风干燥箱中干燥 24 h,后取出放入 50 ℃真空干燥箱中干燥 24 h,放干燥器中备用。为了研究聚合物浓度的影响,采用聚合物浓度为 3 % (wt)、5 % (wt)、7 % (wt) 和 9 % (wt),其余条件为:PLLA:PCL=8:2、淬火温度-10 ℃。为了研究淬火温度的影响,采用淬火温度为 10 ℃、0 ℃、-10 ℃ 和 -30 ℃,其余条件为:PLLA:PCL=8:2、聚合物浓度 7 % (wt)。

1.3 PLLA/PVP 纤维支架表征

采用 JSM-7500F 型(日本 JEOL 公司)冷场发射扫描电子显微镜(SEM)观察样品形貌,样品表面喷金处理,喷金条件 30 mA,90 s。使用仪器配套软件 Smile-View 2.0 测量纤维直径求统计平均值。压缩性能按 GB/T 8813-2008 在 LLOYD 公司 LR5K 型电子材料试样机上进行测定,试样尺寸 30 mm×10 mm×5 mm,加载速度,每组 8 个试样。

冲击强度按照 GB/T 2567-2008 在 GT-7045-MDL 塑料冲击试验机上进行测定,试样测试的尺寸为 60 mm×10 mm×5 mm,每组 8 个试样。采用日本 Belsorp-Max 分析仪测定液氮温度下样品的 N_2 吸附-脱附等温线,用 BET 方法计算比表面积。采用乙醇取代法测定样品的孔隙率。采用差示扫描量热分析仪 DSC822e(Mettler-Toledo),测试温度范围为 20~200 ℃。在氮气氛围中以 10 ℃/min 的升温速率测试。

1.4 体外生物活性测试

将 PLLA/PCL 支架放入 100 mL 的三角烧瓶中,三角烧瓶中加入 50 mL 1.5 SBF 模拟体液(SBF 体液的培养参考文献[18])。然后把三角烧瓶放进 37 ℃水浴中恒温培养,分别浸泡 7 d 和 14 d 后取出,三角烧瓶中的 1.5 SBF 模拟体液每隔 2 d 更换一次。浸泡结束后,样品用去离子水清洗 2~3 遍,真空干燥。将样品装入自封袋待用。三角烧瓶中的 1.5 SBF 模拟体液每隔 2 天更换一次。

2 结果与讨论

2.1 PLLA/PCL 三维纳米纤维多孔支架的制备

2.1.1 PLLA/PCL 比例的影响 图 1 为以 THF 为溶剂,-10 ℃淬火 PLLA/PCL/THF 溶液 180 min 得到的支架的扫描电镜图。纯 PLLA 为溶质,得到直径为 $25.6\pm 2.3\ \mu\text{m}$ 的捆束结构(见图 1A),捆束是由直径为 200~500 nm 的纤维所组成(见图 1A 放大图)。本课题组前期研究 PLLA 结晶过程时,得到了大量类似捆束结构^[19~21]。一般认为,将 PLLA 溶液淬火至其浊点温度以下,溶液发生液-液相分离,形成

聚合物富集相和溶剂富集相,在聚合物富集相内,分子链发生有序规整堆积,具有相似构象取向排列的 PLLA 分子链聚集成晶核,晶体开始在晶核上生长,接着生成了丝状纤维,即晶片;晶片继续生长并在结晶缺陷点或生长面上分叉,为了避免空间拥挤,晶片的生长方向总是与晶体的径向方向相倾斜,即晶片总是扭曲生长。一个原始晶核生长形成一束晶片,即捆束结构。晶片进一步生长,并分叉生长出更多的晶片,如此反复,最终形成以晶核为中心、三维向外发散的球形晶体^[22],即通常所说的球晶。因此,捆束状结构是球晶生长的一个过程。本实验只生成了捆束结构,而没有形成球晶,主要和聚合物浓度和淬火时间有关。

当 PLLA : PCL=8 : 2 时,捆束结构消失,只能得到直径为 150~500 nm 的纤维结构,纳米纤维结构呈无规取向,以无纺布形式存在(见图 1B),该直径大小符合天然细胞外基质纳米纤维直径大小要求(50~500 nm)。这说明 PCL 的加入破坏了 PLLA 分子链的有序规整堆积,使其无法形成捆束结构。虽然无法形成捆束结构,PLLA 在富集相内,仍然可以发生结晶,只是结晶的完整性受到破坏,无法形成捆束结构,但仍然可以结晶形成纳米纤维结构。图 1B 右图为数码实物图,纤维支架呈现乳白色,具有一定弹性,支架的厚度和大小可通过溶液量调控。

当 PCL 量进一步增大至 PLLA : PCL=6 : 4 时,纤维逐渐消失,出现了大量的相互贯穿的连通孔,孔径大小为 5~15 μm、孔壁大小为 2~5 μm(见图 1C)。Liu 等^[23]的研究认为将体系温度降低进入不稳区,以旋节相分离机理进行,溶剂去除后留下了连通孔结构。如果以成核-生长机理进行,最终形成不连通的孔结构。因此,本体系得到连通孔结构,说明该体系以旋节相分离机理进行。当 PCL 的量增加至 PLLA : PCL=5 : 5,孔结构也逐渐消失(见图 1D)。当 PLLA : PCL=4 : 6,无法得到多孔结构,只能得到粗糙的膜结构(见图 1E)。

从表 1 可知,纯 PLLA 的结晶度为 37.1%,熔融挤出或溶液流延成膜法得到的 PLLA 的结晶度一般为 10%~20%,说明通过该制备方法使 PLLA 的结晶度得到了大大提高。然而,加入一定量 PCL (PLLA : PCL=8 : 2)后,PLLA 的结晶度从 37.1%降低到 33.2%,说明 PCL 加入,影响了 PCL 的结晶。这一结果与 SEM 观察结构相吻合,且随着 PCL 加入量的增加,结晶度也逐渐降低。纯 PLLA 的孔隙率和比表面积分别为 96.5%和 11.24 m²/g,复合支架 PLLA : PCL=8 : 2 的孔隙率和比表面积分别为 96.3%和 10.84 m²/g,复合支架 PLLA : PCL=6 : 4 的孔隙率和比表面积分别为 94.4%和 9.57 m²/g。这主要因为三个支架都是呈现纤维状或多孔状,因此孔隙率和比表面积均较大。然而复合支架 PLLA : PCL=5 : 5 和 4 : 6,孔隙率和比表面积均大幅度降低,主要因为复合支架 PLLA : PCL=5 : 5 和 4 : 6 无法得到亚微米或纳米结构,因此孔隙率和比表面积均较低。该结果与 SEM 观察结果相吻合。图 2 为 PLLA/PCL 纤维支架的压缩强度和冲击强度图。与纯 PLLA 纤维支架相比,PLLA/PCL=8 : 2 的纤维支架的压缩强度从 8.2 MPa 增加到 17.3 MPa,冲击强度从 4.3 kJ/m² 增加到 5.6 kJ/m²。这主要因为 PCL 具有亚甲基、酯基等活性基团,将 PCL 加入到 PLLA 体系中,使 PLLA/PCL 纤维支架的韧性得到大大提高,因此压缩强度和冲击强度得到提高。

表 1 PLLA/PCL 纤维支架各物理参数值
Table 1 Physical parameter of PLLA/PCL fibrous scaffold

PLLA/PCL	PLLA 结晶度 / %	孔隙率 / %	比表面积 / (m ² · g ⁻¹)
10:0	37.1	96.5	11.24
8:2	33.2	96.3	10.84
6:4	28.4	94.4	9.57
5:5	22.4	83.5	6.37
4:6	20.5	80.4	5.53

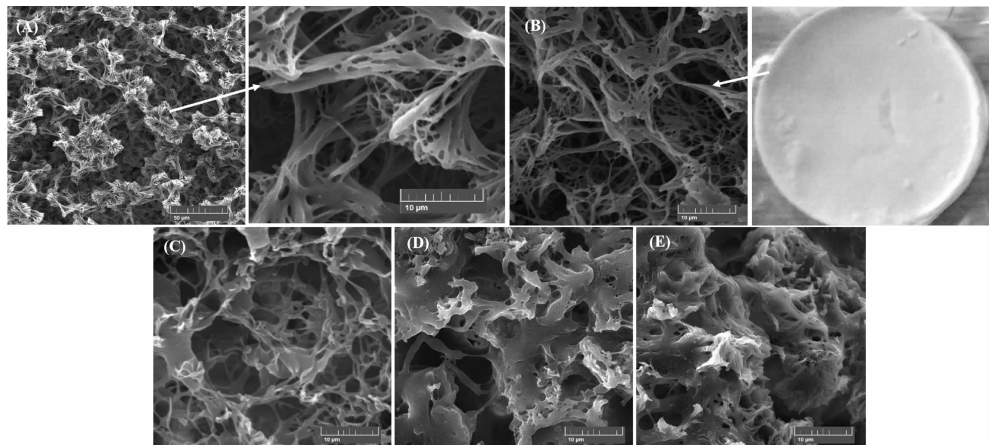


图 1 PLLA/PCL 比例对 PLLA/PCL 纤维支架形貌影响
(A) 10 : 0,(B) 8 : 2,(C) 6 : 4,(D) 5 : 5,(E) 4 : 6

Figure 1 The effect of PLLA/PCL ratio on the morphology of PLLA/PCL fibrous scaffold
(A) 10 : 0,(B) 8 : 2,(C) 6 : 4,(D) 5 : 5,(E) 4 : 6

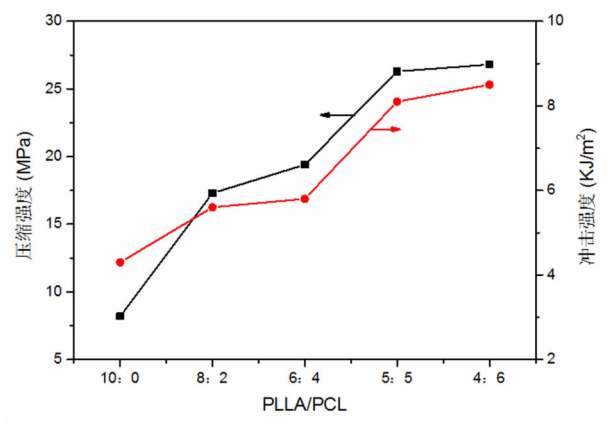


图 2 PLLA/PCL 纤维支架的压缩强度和冲击强度图

Figure 2 The compression strength and impact strength of PLLA/PCL fibrous scaffold

2. 1. 2 聚合物的影响 由于 PLLA/PCL=8 : 2 时得到的直径为 150~500 nm 的纤维结构符合细胞外基质纳米纤维尺寸大小,因此选用 PLLA/PCL=8 : 2 为对象,研究聚合物浓度对所形成形貌影响。图 3 为聚合物浓度对 PLLA/PCL 纤维支架形貌影响。聚合物浓度为 3 %(wt)时,得到了表面粗糙的膜(见图 3A),浓度为 5 %(wt)和 7 %(wt)均得到了纤维结构(见图 3B 和 C)。浓度为 9 %(wt)时,得到了相互贯穿的连通孔(见图 3D)。纳米纤维的形成是聚合物结晶所导致,聚合物在相分离初期产生微晶作为交联剂,使聚合物形成凝胶,因此凝胶对纳米纤维的形成起着非常重要作用^[24]。聚合物浓度影响着凝胶点的形成:浓度较低(3 %(wt))时,在-10 ℃下,无法形成凝胶点,因此无法形成纳米纤维结构;浓度较高(9 %(wt))时,相分离后,在聚合物富集相内,粘度大,不利于 PLLA 分子链的有序规整堆积,也无法形成纳米纤维结构。因此,要得到纳米纤维结构,聚合物的浓度应在(5 %(wt)~7 %(wt))范围内。

2. 1. 3 淬火温度的影响 淬火温度即过冷度,直接影响凝胶点的形成和聚合物结晶。图 4 为淬火温度对 PLLA/PCL 纤维支架形貌影响。淬火温度为 10 ℃,无法得到微/纳结构,只能得到表面粗糙膜结构。这可能是由于温度较高,聚合物溶液无法发生相分离,只能得到粗糙膜结构。

淬火温度降低至 0 ℃,得到了相互贯穿连通孔(见图 4B)。虽然该温度下,溶液发生相分离,但是过冷度不够,PLLA 溶液无法进入 Binodal 线与 Spinodal 线之间的亚稳区域,分子链无法发生取向排列,即

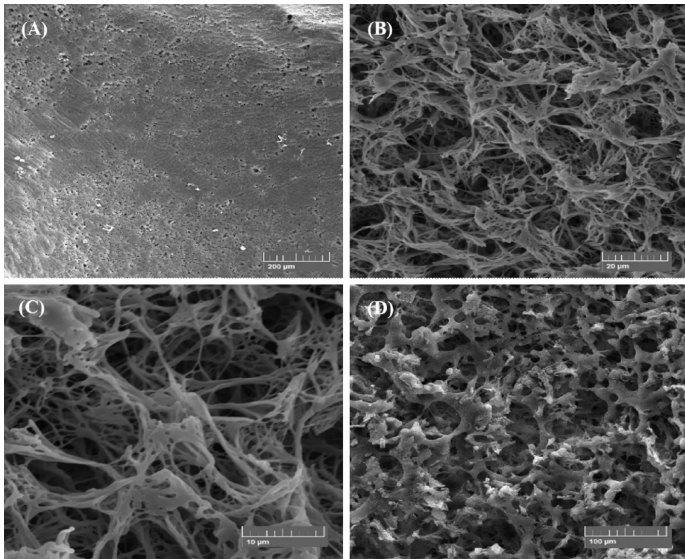


图 3 聚合物浓度(PLLA/PCL)对 PLLA/PCL 纤维支架形貌影响
(A) 3 % (wt), (B) 5 % (wt), (C) 7 % (wt), (D) 9 % (wt)

Figure 3 The effect of concentration on the morphology of PLLA/PVP nanofibers scaffold
(A) 3 % (wt), (B) 5 % (wt), (C) 7 % (wt), (D) 9 % (wt)

无法发生结晶。因此,只能得到多孔结构。当淬火温度进一步降低至 $-10\text{ }^{\circ}\text{C}$ 和 $-30\text{ }^{\circ}\text{C}$ 时,得到了纳米纤维结构(见图 4C 和 D)。

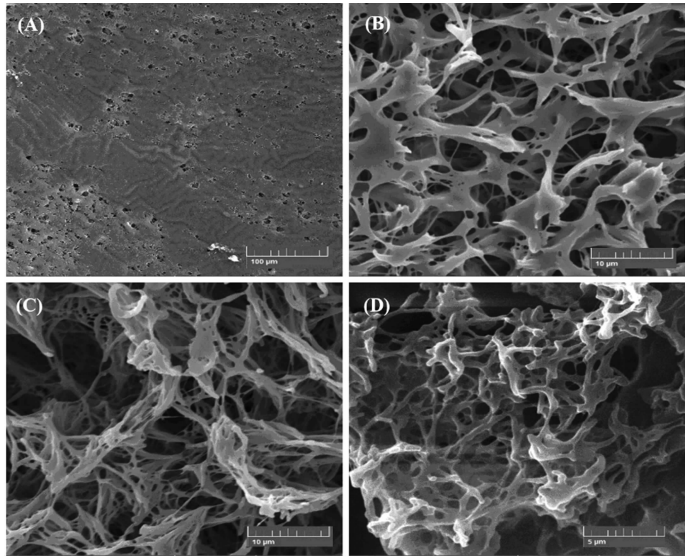


图 4 淬火温度对 PLLA/PCL 纤维支架形貌影响
(A) $10\text{ }^{\circ}\text{C}$, (B) $0\text{ }^{\circ}\text{C}$, (C) $-10\text{ }^{\circ}\text{C}$; (D) $-30\text{ }^{\circ}\text{C}$

Figure 4 The effect of quenching temperature on the morphology of PLLA/PCL fibrous scaffold
(A) $10\text{ }^{\circ}\text{C}$, (B) $0\text{ }^{\circ}\text{C}$, (C) $-10\text{ }^{\circ}\text{C}$; (D) $-30\text{ }^{\circ}\text{C}$

2.2 生物活性分析

图 5 为 PLLA/PCL=8 : 2 支架浸泡在 1.5 SBF 模拟体液中培养 14 d 前后的红外光谱图,培养后的样品在在 565 cm^{-1} 和 1033 cm^{-1} 处出现了新的吸收峰,分别对应 P—O 弯曲振动吸收峰和 P—O 不对称伸缩振动峰。且在 962 cm^{-1} 和 1409 cm^{-1} 处出现了新的吸收峰,分别对应 PO_4^{3-} 和 CO_3^{2-} 的特征吸收

峰,说明培养后碳磷灰石已在支架上生长。由此推断,PLLA/PCL 复合支架若用于生物体的移植,可诱导形成与人骨无机成分相似的弱结晶碳磷灰石。

图 6A 为将 PLLA/PCL=8 : 2 纤维支架浸泡在 1.5 SBF 模拟体液中培养 7 d 后的扫描电镜图,与未浸泡前(见图 1B)相比,支架表面虽然被一层薄层物质覆盖,但仍可以看到大量的纤维网络结构。培养 14 d 后,支架表面已被沉积物完全覆盖(见图 6B),观察不到纤维网络结构,该覆盖层为支架表面生长的碳磷灰石(CHA)^[25]。这些现象说明浸泡时间延长后,在支架表面生成了更多的碳磷灰石,PLLA/PCL=8 : 2 纤维支架具有良好的生物相容性,细胞可以在其表面粘附、迁移、分化和增殖,以及营养物质和新陈代谢的传输。

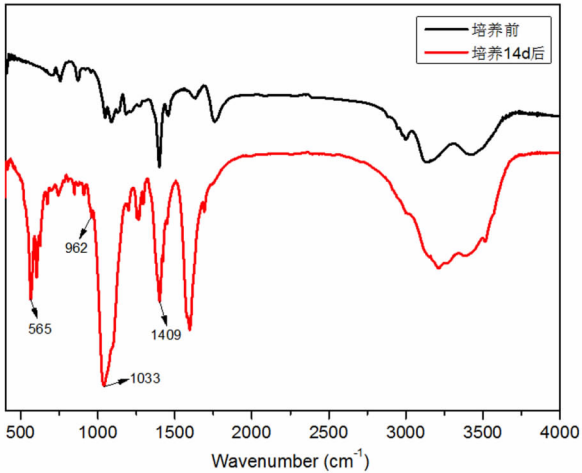


图 5 PLLA/PCL 纳米纤维支架在 SBF 体液中培养 14 天前后红外光谱图
Figure 5 FT-IR of PLLA/PCL nanofibrous scaffold before and after immersed in SBF 14 d

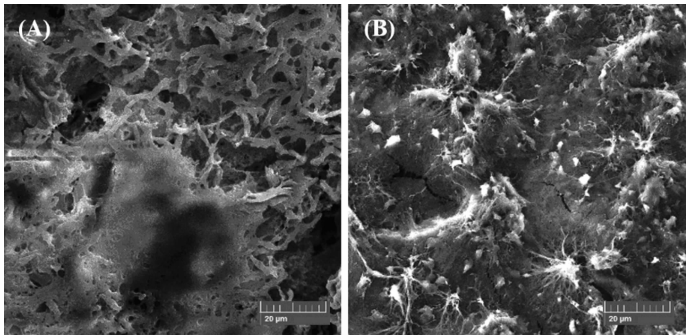


图 6 PLLA/PCL 纤维支架浸泡在 SBF 模拟体液中的扫描电镜图
(A) 7 d, (B) 14 d
Figure 6 SEM images of PLLA/PVP fibrous scaffold immersion in SBF with 7 d(A) and 14 d(B)

3 结论

以 THF 为溶剂,不添加任何添加剂的条件下,通过热致相分离制备了 PLLA/PCL 复合纳米纤维三维多孔支架。纯 PLLA 为溶质,得到直径为 $25.6 \pm 2.3 \mu\text{m}$ 的捆束结构;加入 PCL(PLLA/PCL=8 : 2)后,只能得到直径为 150~500 nm 的纤维结构;PLLA/PCL=6 : 4 时,得到相互贯穿的连通孔。进一步加大 PCL 量,只能得到粗糙的膜结构。与纯 PLLA 纤维支架相比,PLLA/PCL(8 : 2)纤维支架的压缩强度从 8.2 MPa 增加到 17.3 MPa,冲击强度从 4.3 kJ/m² 增加到 5.6 kJ/m²。聚合物浓度低(3 %(wt))

和聚合物浓度高(9 % (wt))均无法得到纳米纤维结构。淬火温度较高(10 ℃ 和 0 ℃)也无法得到纳米纤维结构。最佳的实验条件为 PLLA/PVP=8 : 2、聚合物浓度 7 % (wt)、淬火温度-10 ℃ ,可以得到直径为 150~500 nm 的均匀、规整的三维纳米纤维多孔支架。该直径大小符合天然细胞外基质纳米纤维直径大小要求(50~500 nm),有利于细胞的粘附、迁移、分化、增殖。

参考文献:

[1] 刘淑琼, 许祯毅, 刘瑞来. 化工进展, 2012, 31 (12): 2743~2747.

[2] 孙晴晴, 刘源岗, 王士斌, 何鹏. 化工进展, 2014, 33 (04): 960~965.

[3] Holzwarth J M, Ma P X. Biomaterials, 2011, 32 (36): 9622~9629.

[4] Ma P X, Zhang R Y. J Biomed Mater Res, 1999, 46 (1): 60~72.

[5] 肖峰, 吴永超, 郑启新, 宋玉林. 中国组织工程研究与临床康复, 2007, 11 (22): 4352~4354.

[6] 邓爱华, 陈爱政, 王士斌, 王明宗. 材料导报, 2014, 28 (07): 61~66.

[7] Holzwarth J M, Ma P X. J Mater Chem, 2011, 21 (28): 10243~10251.

[8] 李岩, 张杰. 材料导报, 2015, 29 (17): 1~5.

[9] 杨道朋, 夏旭. 中国组织工程研究, 2017, 21 (18): 2927~2933.

[10] Conoscenti G, Schneider T, Stoelzel K, Pavia F C, Brucato V, Goegele C, La Carrubba V, Schulze-Tanzil G. Mater Sci Eng C-Mater Bio Appl, 2017, 80 (3): 449~459.

[11] Hokmabad V R, Davaran S, Ramazani A, Salehi R. J Biomat Sci-Polym E, 2017, 28 (16): 1797~1825.

[12] Onder O C, Yilgor E, Yilgor I. Polymer, 2018, 136 (4): 166~178.

[13] Uz M, Buyukoz M, Sharma A D, Sakaguchi D S, Altinkaya S A, Mallapragada S K. Acta Biomater, 2017, 53 (4): 293~306.

[14] Wang W, Miao Y, Zhou X, Nie W, Chen L, Liu D, Du H, He C. J Biomed Nanotechnol, 2017, 13 (11): 1446~1456.

[15] 唐勇红, 杨庆, 岑莲, 鄢志清, 沈新元. 高分子材料科学与工程, 2010, 26 (09): 64~67.

[16] Aishah M S, Rosli W I W. Sains Malays, 2013, 42 (7): 937~941.

[17] 孔颖, 姚正军, 周金堂, 姚芮. 高分子材料科学与工程, 2015, 31 (03): 94~99.

[18] Cüneyt Tas A. Biomaterials, 2000, 21 (14): 1429~1438.

[19] Liu R L, Li K N, Liu M, Liu Y Y, Liu H Q. J Polym Sci Part B-Pol Phys, 2014, 52 (22): 1476~1489.

[20] Zhang W, Liu M, Liu Y, Liu R, Wei F, Xiao R, Liu H. J Mater Chem A, 2015, 3 (26): 14054~14062.

[21] 刘敏, 覃王, 刘瑞来, 刘颖颖, 刘海清. 高分子材料科学与工程, 2014, 30 (05): 159~162.

[22] Granasy L, Pusztai T, Tegze G, Warren J A, Douglas J F. Phys Rev E, 2005, 72 (1): 011605~011619.

[23] 刘瑞来, 刘俊劭, 刘海清. 高分子学报, 2013, 23 (10): 1312~1318.

[24] Woo K M, Jun J-H, Chen V J, Seo J, Baek J-H, Ryoo H-M, Kim G-S, Somerman M J, Ma P X. Biomaterials, 2007, 28 (2): 335~343.

[25] 刘淑琼, 肖秀峰. 材料研究学报, 2014, 28 (10): 769~774.

Preparation of Three-Dimensional Porous Scaffold Based on Poly(L-lactide acid)/ Polycaprolactone Composites Nanofibers and Cellular Biocompatibility

LIN Hao, LIU Rui-lai* , QI Xiao-bao, HU Jia-peng, ZHAO Jin-yun, FU Xing-ping
(Fujian Provincial Key laboratory of Eco-Industrial Green Technology, College of Ecological and Resources Engineering , Wuyi University, Wuyishan 354300, China)

Abstract: Poly(L-lactide acid)/polycaprolactone (PLLA/PCL) composites nanofibers three-dimensional porous scaffold was prepared by low-temperature quenching, extraction, washing and drying from tetrahydrofuran solution without the assistance of other additives. The effects of PLLA/PCL ratio, concentration and quenching temperature etc. on the morphology of fibrous scaffold was investigated by SEM. The influence of addition of PVP in mechanical property and bioactivity were also investigated through compression strength, impact strength, porosity, specific surface areas and in vitro bioactivity test. The results show that fibrous scaffold was produced by crystallization of PLLA. The addition of PCL impeded the crystallization of PLLA and increased mechanical strength of fibrous scaffold. The optimum test conditions as followed: PLLA/PCL = 8:2, concentration 7 % (wt), and quenching temperature -10 °C, the uniform composites nanofibers there-dimensional porous scaffold with diameter of 150~500 nm was obtained. The compression strength and impact strength of fibrous scaffold were 17.3 MPa and 5.6 kJ/m², respectively. The porosity and specific surface areas of fibrous scaffold were 96.3% and 10.84 m²/g respectively. High porosity and specific surface areas will offer good condition of cell adhesion, cell differentiation, cell prolifer and nutrients transport.

Key words: Poly(L-lactide acid); Polycaprolactone; Nanofibers; Scaffold; Porous