

聚乙烯醇/硫酸软骨素静电纺丝纤维支架的制备及性能研究

王琬莹, 秦晓素, 颜廷亭, 陈希亮, 陈庆华*

(昆明理工大学材料科学与工程学院, 昆明 650500)

摘要:以聚乙烯醇和硫酸软骨素为原料, 采用静电纺丝设备制备聚乙烯醇/硫酸软骨素纤维支架, 并通过正交实验法探究得出该支架材料的最佳制备方案。采用 SEM、FT-IR 等方法分析纤维支架的形貌、成分以及结构特征, 并对该材料进行细胞毒性分析和降解性能测试。结果表明, 当 8% 聚乙烯醇与 5% 硫酸软骨素溶液体积比为 3:1, 纺丝电压为 16 kV, 推注速度为 0.2 mm/min 时, 纺丝效果最好; 该材料的细胞毒性为 0 或 1, 即无细胞毒性, 在降解 60 天时的降解率约为 75%, 因此该材料在软骨修复方面有良好的应用前景。

关键词:软骨支架; 静电纺丝; 聚乙烯醇; 硫酸软骨素

关节软骨由特异的细胞外基质包绕稀少的软骨细胞形成, 具有复杂的生物力学特征和高度的耐用性^[1], 然而其自身修复能力有限, 自然退变或创伤引起的缺损会导致其结构与功能上不可逆的损害。软骨组织工程是一种将生物支架材料和软骨细胞在体外培养或体内共培养中结合, 从而进行软骨修复的一种有效方法^[2]。

组织工程支架是人工合成的具有三维结构的框架, 它起到模拟细胞外基质的作用, 具有特定形状和孔结构, 有利于细胞的黏附、增殖和分化^[3], 是软骨组织工程的关键要素之一。制备组织工程支架常用的材料有生物活性陶瓷、可降解高分子材料等, 可降解的高分子材料可分为天然高分子材料和人工合成高分子材料^[4]。

目前, 组织工程支架的制备方法有冷冻干燥法、烧结微球法、气体发泡法和静电纺丝法^[5]等等。其中, 静电纺丝法能够连续制备纳米级或亚微米级超细纤维, 其制备的支架具有独特的微观结构和适当的力学性能, 可以模拟天然细胞外基质的纳米网状结构^[6], 在组织工程的研究中已经引起了广泛的关注。

天然高分子的主要优点是有助于细胞黏附、迁移和增殖, 但它们不容易控制降解速率, 而且力学性能通常较差^[7]。合成高分子最大的优点是具有可控制的性能, 可以满足不同特殊功能的需求。合成高分子用于静电纺丝^[8]时, 因其理化特性可控、质量高、稳定性好及价格便宜等优点受到了越来越多的关注。Lyu 等^[9]研究发现静电纺丝纳米纤维可以模仿骨膜的结构, 对骨髓干细胞起诱导作用, 从而达到骨修复的目的。Zhou 等^[10]采用同轴静电纺丝^[11]将 PLLACL/胶原纤维与 BMP2 和 DEX 复合, 证明该材料可以诱导 hMSCs 分化。

聚乙烯醇(PVA)是一种常见的分子结构规整、分子链柔顺的水溶性高分子, 具有半结晶结构的白色的粉末状树脂^[12]。医用级 PVA 对人体无毒, 无副作用, 并具有良好的弹性、亲水性和生物相容性, 已广泛应用于软骨组织工程。PVA 水溶液可用于静电纺丝, 并且能够得到良好的纤维。Koski 等^[13]报道了 PVA 的分子量对纤维形貌有明显的影响, 分子量较低, 电纺形成的纤维中有珠丝的形成; 分子量增加, 纺丝过程稳定, 形成的电纺纤维直径主要集中在 250 nm~1 μ m, 为本文的工作提供了基础。

硫酸软骨素(CS)是一种由 N-乙酰半乳糖胺和葡萄糖醛酸组成的硫酸化糖胺聚糖(GAG), 由于其抗炎、抗氧化和抗凋亡作用, 数十年来被广泛用作骨关节炎的膳食补充剂^[14]。在医学上主要用于治疗关节

10.14028/j.cnki.1003-3726.2019.09.008

收稿: 2018-09-19; 修回: 2019-04-11;

基金项目: 云南省科技厅基金(国家三类医疗器械植入支架 KHC 临床研究), 云南省大学生创新创业训练项目(PCL/PVA 复合人造皮肤的制备及应用基础研究);

作者简介: 王琬莹, 硕士研究生, 主要从事生物医用材料方面的研究;

* 通讯联系人: 陈庆华, 教授, 主要研究方向为生物医用材料。E-mail: 847501438@qq.com.

疾病,具有止痛、促进软骨再生的功效,可以从根本上改善关节问题^[15]。目前,在以CS为原料制备软骨修复材料方面的研究取得了一定的进展。Guo等^[16]将CS加入PVA溶液中,配制成静电纺丝液进行共混膜的制备,但此种方法制备的纺丝液可纺性较差,纺丝效率低。黄旭方等^[17]采用正交实验对PVA的静电纺丝进行了优化,却没有进行进一步的测试。Huang等^[18]制备了PVA/壳聚糖与PVA/凝胶电纺膜,表明溶液配比是影响可纺性的主要因素。综上所述,目前采用静电纺丝技术制备的生物支架材料均有孔隙率较高、结构易调等优势,但在纺丝液的配制和表征测试方面还需改进。

本工作采用静电纺丝技术制备PVA/CS纤维支架材料。选取PVA、CS溶液体积比、正电压、推注速度为影响因素,通过正交实验法探究最佳实验方案,最后对制备出的PVA/CS纤维支架材料进行材料学及生物学表征。

1 实验材料与方法

1.1 主要原料与仪器

实验原料:聚乙烯醇1755,分析纯,国药集团化学试剂有限公司;硫酸软骨素,BBI Life Sciences;冰乙酸,分析纯,天津风船化学试剂科技有限公司;蒸馏水(自制)。

实验仪器:采用静电纺丝设备(SS-1334,北京永康乐业科技发展有限公司)进行PVA/CS纤维支架的制备;采用上海精密科学仪器有限公司NDJ-1型号旋转黏度计测试纺丝液黏度;采用红外光谱仪(EQUINOX55,BRUKERT,德国)对纤维支架进行红外光谱(FT-IR)测试,分析不同组分纤维支架内部结构变化;采用扫描电镜(Quanta,飞利浦,荷兰)对纤维支架样品进行微观形貌观察;采用接触角测量仪(CA100A,上海盈诺精密仪器有限公司)对纤维支架进行亲水性测试;采用HY-0230型力学性能测试仪对纤维支架进行力学性能测试。

1.2 实验方案

由前期工作得知,PVA浓度为8%(wt)时纺丝效果最好,另外,由于8%PVA与5%CS体积比为1:2时,纺丝液黏度过高,导致纺丝效果较差。因此,综合考虑静电纺丝的影响因素,选取PVA与CS溶液体积比、电压、推注速度为影响因素,设计了正交 $L_9(3^4)$ 正交实验方案。最后结合SEM照片得出最优的实验方案,并采用红外分析、接触角分析、细胞毒性测试、体外降解测试、力学性能测试对最优条件下的材料进行表征与测试。

1.3 实验过程

在90℃下,将一定质量的PVA溶于去离子水中,磁力搅拌3h,配置成8%(wt)的PVA溶液,记为A液;在室温下将CS溶于5%的乙酸溶液中,配置成CS的乙酸溶液,记为B液。将上述A、B溶液按照不同体积比混合,在室温下搅拌3h,配制成共混静电纺丝液,然后用静电纺丝设备制备纤维支架。实验过程中,将负极电压始终设定为-3.5kV,并按照表1中设计的参数调节PVA与CS的配比、推注速度以及正电压。

2 结果与讨论

2.1 黏度测试分析

对于静电纺丝而言,纺丝液黏度是影响纺丝效果的重要因素,黏度过低可能会导致纺丝过程中难以成丝,而黏度过高可能会堵塞针头。由前期的预实验可知,PVA溶液的黏度在1200~2000mPa·s之间均能成丝。采用PVA和CS为原料,以水为溶剂配制纺丝液,在室温(25℃)条件下,采用1号转子,转速30r/min,对PVA/CS分别为1/1、2/1、3/1的三组纺丝液做三次重复测试,最后取平均值,结果如表2所示。

表 1 正交实验表

Table 1 Orthogonal experimental plan

编号	配比	正电压	推注速度
1	1(1∶1)	1(16kV)	1(0.10mm/min)
2	1	2(18kV)	2(0.20mm/min)
3	1	3(20kV)	3(0.15mm/min)
4	2(3∶1)	1	2
5	2	2	3
6	2	3	1
7	3(2∶1)	1	3
8	3	2	1
9	3	3	2

表 2 纺丝液黏度测试

Table 2 Viscosity test of spinning fluid

编号	1∶1	2∶1	3∶1
1	1530mPa·S	1250mPa·S	1300mPa·S
2	1640mPa·S	1500mPa·S	1400mPa·S
3	1600mPa·S	1450mPa·S	1400mPa·S
平均值	1590mPa·S	1400mPa·S	1360mPa·S

一般而言,在同等浓度下,CS 溶液的黏度远大于 PVA 溶液的黏度。因此,以上 3 组纺丝液的黏度随 CS 比例的升高而增大。

2.2 正交实验结果分析

以 PVA 与 CS 溶液体积比、正电压、推注速度为影响因素,采用综合评分法,对各组的可纺性和成丝性进行评分,得到最佳纺丝参数。其中,根据纺丝过程的表现进行可纺性打分,同时按照 SEM 照片进行成丝性打分,两个评分结果各占综合评分权重的 50%。

图 1 为正交实验制备的 PVA/CS 纤维支架的扫描电镜图片,从中可以看出,1#、2#、3# 纤维表面均出现较多的珠状物,成丝效果较差;7#、8#、9# 存在明显的断丝现象,并且有大量珠状物出现;4#、5#、6# 纤维形貌较好,纤维直径分布相对比较均匀,纤维光滑,无珠状物存在,成丝性好。分别对以上结果以及纺丝过程中的可纺性进行打分,结果如表 3 所示。

由该表可知,A 因素下的极差值最大,表明 PVA 与 CS 的体积比对实验结果影响最大,因此当体积比不同时,PVA/CS 纤维的 SEM 照片表现出显著的差异。另外,4# 的综合评分最高,为 8.5,并且由均值计算结果可知,配比、正电压、推注速度三个因素的最优水平分别为:k2、k1、k2。因此通过正交实验选定的最优实验方案为:第 4 组,PVA/CS(v/v)为 3∶1,纺丝电压为 16kV,推注速度为 0.2mm/min。

另外,在纺丝过程中,为了使纤维能够形成,纺丝液通常存在一个临界黏度,低于临界黏度时,聚合物溶液射流在表面张力作用下,断裂成液滴,形成串珠结构。而由 2.1 黏度分析可知,CS 比例的增加导致纺丝液黏度增大^[19],当溶液黏度高于临界黏度时,所施加的电场力很难克服黏稠溶液的表面张力形成理想射流。因此,当纺丝液的黏度为 1360mPa·S,即 PVA 与 CS 的体积比为 3∶1 时,纺丝效果最好。

2.3 红外分析

图 2 为 PVA、CS 和 PVA/CS 支架的傅里叶红外图谱。其中,PVA/CS 中 3270cm⁻¹处的峰为 O—H 的伸缩振动峰,2930cm⁻¹处的峰为—CH₂ 的特征吸收峰,1420cm⁻¹处为—OH 的变形振动峰,1080cm⁻¹

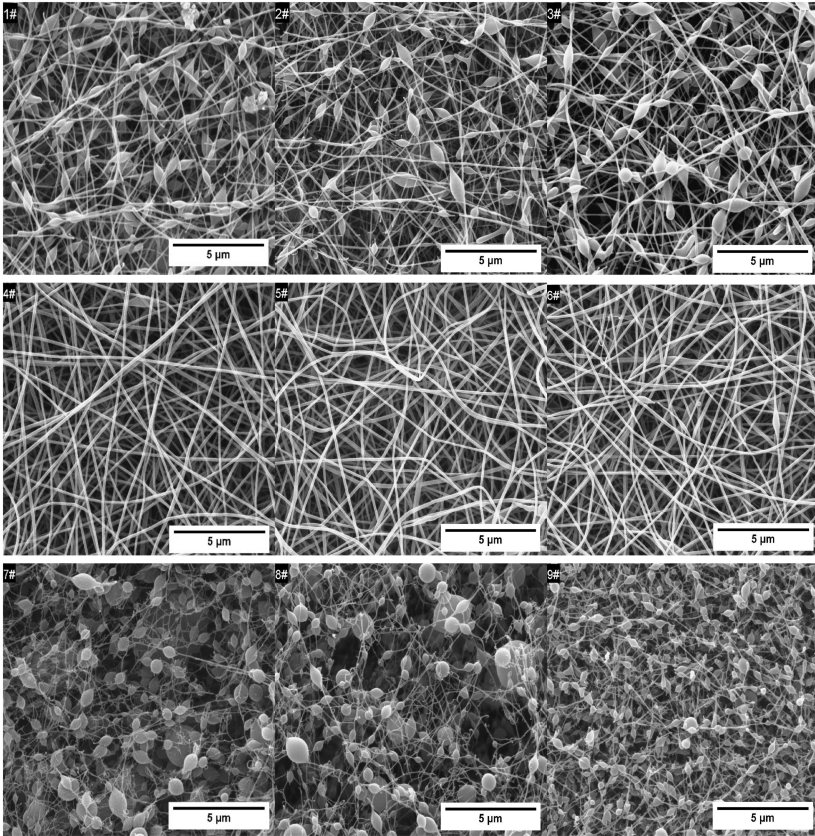


图 1 正交实验 SEM 纤维形貌图

Figure 1 SEM graphs of orthogonal experiment

表 3 正交实验结果直观分析

Table 3 Analysis of orthogonal experimental results

因素 实验号	A 配比 (v/v)	B 正电压 (kV)	C 推注速度 (mm/min)	纺丝液 可纺性	成丝性	综合评分
实验 1	1(1 : 1)	1(16)	1(0. 10)	3	4	3. 5
实验 2	1	2(18)	2(0. 20)	5	3	4
实验 3	1	3(20)	3(0. 15)	5	4	4. 5
实验 4	2(3 : 1)	1	2	8	9	8. 5
实验 5	2	2	3	7	7	7
实验 6	2	3	1	7	8	7. 5
实验 7	3(2 : 1)	1	3	5	3	4
实验 8	3	2	1	4	3	3. 5
实验 9	3	3	2	4	2	3
均值 k1	4. 0	5. 3	4. 8			
均值 k2	7. 7	4. 8	5. 2			
均值 k3	3. 5	5	5			
极差	4. 2	0. 5	0. 4			

处为 C—C 的特征吸收峰。3443cm⁻¹处为 CS 中 O—H、N—H 伸缩振动峰,2917cm⁻¹处为 CS 中亚甲基的 C—H 伸缩振动峰。PVA 的 O—H 的伸缩振动峰出现在 3260cm⁻¹处,在 2920cm⁻¹处为 PVA 的 —CH₂特征吸收峰。通过对比 PVA、CS 以及 PVA/CS 支架的红外图谱可以发现:与 PVA 中 1659cm⁻¹和 1559cm⁻¹处的吸收峰相比,PVA/CS 支架中 1648cm⁻¹和 1559cm⁻¹的吸收峰增强,这是由于 CS 中 1632cm⁻¹和 1559cm⁻¹处的较强吸收峰造成的,但是由于在 8%PVA : 5%CS=3 : 1 的配比下,少量 CS 的基团使得这种增强效果并不明显。同样,与 PVA 中 3260cm⁻¹和 2920cm⁻¹处的吸收峰相比,PVA/CS 支架中 3270cm⁻¹和 2930cm⁻¹的吸收峰增强,是由于 CS 中 3443cm⁻¹和 2917cm⁻¹处的吸收峰造成的。

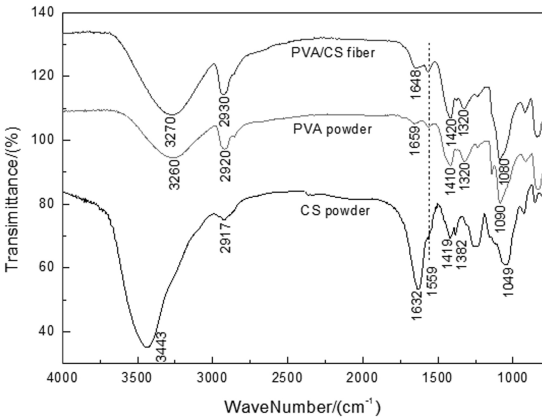


图 2 PVA、CS 和 PVA/CS 支架的红外谱图
Figure 2 IR spectrogram of PVA, CS and PVA/CS scaffold

以上分析说明,采用静电纺丝制备 PVA/CS 支架材料,并未改变原料的化学组成,PVA 与 CS 的混合属于物理过程。

2.4 接触角分析

接触角测量目的是测试材料表面的亲水或疏水性,本实验采用液滴法^[20]对 2.2 中的三组样品进行了接触角测试。测量原理是对液滴的外形进行摄像,在三相交界面处作切线,再用量角器直接测量出接触角,通常把 $\theta < 90^\circ$ 称为润湿, $\theta > 90^\circ$ 的称为不润湿。

由表 4 的测试结果可知,4# 的亲水性最好,1# 和 7# 亲水性较差。材料的亲水性好有利于体液的浸润与交换、细胞黏附以及软骨结合处润滑液的覆膜从而避免摩擦磨损。结合 2.2 扫描电镜结果,1# 和 7# 亲水性较差可能是由于它们的串珠结构降低了材料与水的接触面积,造成润湿性稍低于 4#。

表 4 接触角测试
Table 4 Contact angle test

样品	1 #	4 #	7 #
PVA/CS	64. 00°±2°	46. 50°±2°	62. 50°±2°

2.5 细胞毒性分析

本实验采用 CCK-8 对 PVA/CS 膜进行细胞毒性分析。将 293T 细胞作为实验细胞,依据国家标准 (GB/T 16886. 12-2005),检测细胞在待测材料的培养液中的增殖情况。通过测量的吸光度 (OD) 值进行计算,得到细胞相对增殖度 (RGR),并根据国家标准 (GB/T14233. 2-2005) 判定待测材料的毒性等级。正交实验最优工艺下制备的纤维支架的细胞增殖度如表 5 所示。

可以看出,细胞的增殖度均大于 90%,在 90%~110% 范围内,细胞毒性反应均为 0 或者 1 级,即细胞毒性合格。因此,由体外细胞毒性试验测定可知,本实验制备的 PVA/CS 纤维膜材料无细胞毒性。

表 5 PVA/CS 支架的细胞增殖度

Table 5 Cell proliferation of PVA/CS scaffold

浸提液浓度	2.0g/mL	1.5g/mL	1.0g/mL	0.5g/mL
细胞相对增殖度	107.6±6.5	100.7±3.4	98.2±7.8	100.9±6.0
毒性级别	0	0~1	0~1	0~1

2.6 体外降解测试

取最优方案下制备的 PVA/CS 纤维膜 ($\text{PVA/CS}(\text{v/v}) = 3:1$, 纺丝电压为 16kV, 推注速度为 0.2mm/min), 采用戊二醛蒸汽交联 12h, 然后将交联后的样品剪成规格为 10mm×10mm 的大小, 记录初始重量 W_0 , 放入离心管内, 每个离心管加入 5mL SBF, 然后放入 37℃ 恒温箱中进行体外降解实验。每隔一天更换一次 SBF, 并在不同时间点进行取样, 用超纯水反复清洗, 并进行冷冻干燥后测量恒重 W_T , 计算其降解率 $D = (W_0 - W_T) / W_0 \times 100\%$ 。

图 3 为 PVA/CS 支架降解 7 天后的 SEM 和 EDS 图, 从图 3(a) 中可以明显地看出材料的表面沉积了颗粒状物质, 通过图 3(b) 和表 6 可知, 这些颗粒状物主要成分为 Ca 和 P, 钙磷原子比约为 1.64, 这与羟基磷灰石的 Ca/P 一致, 说明材料表面的沉积物含有羟基磷灰石。羟基磷灰石的生成证明了 PVA/CS 支架具有一定的体外生物活性。

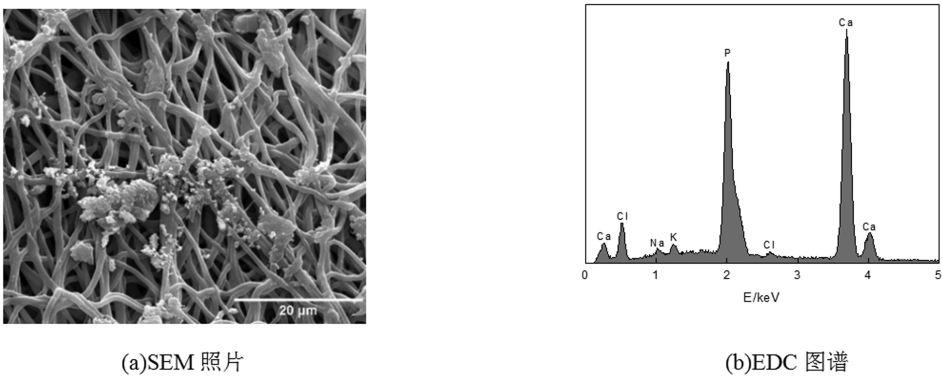


图 3 PVA/CS 支架降解 7 天的 SEM 和 EDS 图片

Figure 3 SEM and EDS spectrum of PVA/CS scaffold degradation for 7 days

表 6 PVA/CS 纤维支架钙磷成分分析表

Table 6 Analysis of calcium and phosphorus components of PVA/CS fiber scaffold

钙原子百分数/%	磷原子百分数/%	Ca/P
28.00	17.07	1.64

分析图 4 可知, 在前 7 天内, 降解曲线平缓, 即降解率很低, 这是由于 SBF 溶液中含有的 Ca 离子和 P 离子在纤维上沉积, 并且沉积速率与降解速率达到了动态平衡。从第 7 天以后, SBF 溶液进一步浸润材料, 增大了溶液与材料的接触面积, 且磷酸盐的沉积速率小于降解速率, 降解速率加快。在第 14 天到 30 天, 降解速率较为均匀, 在 30 天以后, 降解速率明显加快, 在 60 天时降解率达到 75%, 因此, 该材料基本吻合软骨的修复周期。

2.7 力学性能测试

采用 HY-0230 型力学性能测试仪对 PVA/CS 纤维支架进行拉伸强度测试和断裂伸长率测试。取正交实验的九组 PVA/CS 纤维支架材料, 制成 10mm×50mm 的矩形试样(拉伸速度为 10mm/min, 有效

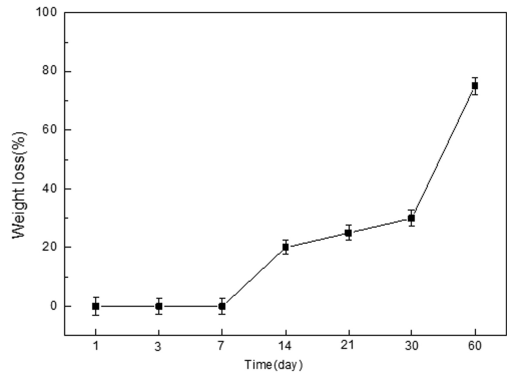


图 4 PVA/CS 支架降解曲线

Figure 4 Degradation rate curve of PVA/CS scaffold

夹持距离为 30mm),然后测量其拉伸强度和断裂伸长率,每组实验重复 5 次。力学性能测试结果如表 7 所示。

表 7 PVA/CS 纤维支架的拉伸强度和断裂伸长率

Table 7 Tensile strength and elongation at break of PVA/CS fiber scaffold

编号	1	2	3	4	5	6	7	8	9
拉伸强度/MPa	4.31±0.04	4.62±0.03	4.48±0.03	7.03±0.05	6.81±0.03	6.92±0.04	4.65±0.03	4.86±0.04	5.02±0.03
断裂伸长率/%	15.2±0.1	15.3±0.2	15.4±0.1	18.9±0.1	18.5±0.2	18.0±0.1	16.0±0.1	16.5±0.1	15.3±0.2

由上述测试结果可知,编号 4、5、6 的实验组拉伸强度和断裂伸长率较高,而 1、2、3、7、8、9 组相对较低,这是由于不同的正交实验条件造成的。在较优的方案下,该材料的成丝性好,力学性能相对较高,其中正交实验的最优组(第四组)的拉伸强度为 7.03(±0.05)MPa,断裂伸长率为 18.9(±0.1)%。同时,1、2、3、7、8、9 组成丝性差,这是由于该纺丝纤维中含有大量串珠结构,这种结构造成串珠连接处容易断裂,从而降低材料的力学性能。力学性能测试结果表明,在正交实验的最优条件下制备出的 PVA/CS 纤维支架力学性能较高,有望被用于软骨修复中。

3 结论

- (1)通过正交实验设计得出最优组为:8%PVA 与 5%CS 溶液体积比为 3 : 1,纺丝电压为 16kV,推注速度为 0.2mm/min。其中,体积比对实验结果影响最大,其次为电压,最后为推注速度;
- (2)通过对最优组制备的纤维支架进行细胞毒性实验,结果显示,当浸提液浓度在 0.5~2.0mg/mL 时,该材料的细胞毒性为 0 或 1 级,即无细胞毒性;
- (3)体外降解实验的结果表明,PVS/CS 支架在 SBF 中会有羟基磷灰石沉积,证明该材料有一定的体外生物活性;该材料在降解 60 天时降解率为 75%,基本吻合软骨的修复周期,证明其有希望应用于软骨的修复中;
- (4)力学性能测试结果表明,在正交实验的最优条件下制备出的 PVA/CS 纤维支架拉伸强度为 7.03 (±0.05)MPa,断裂伸长率为 18.9(±0.1)%,力学性能较高,有望被用于软骨修复中。

参考文献:

[1] Shkhyan R, Van Handel B, Bogdanov J, et al. Ann Rheum Dis, 2018: annrheumdis-2017-212037.
10.14028/j.cnki.1003-3726.2019.09.008

- [2] 邹阿鹏, 宋振, 兰忠煜, 等. 中国组织工程研究与临床康复, 2010, 14(37): 6991~6994.
- [3] Maji K, Dasgupta S, Pramanik K, et al. Mater Sci Eng C, 2018, 86: 83~94.
- [4] 何进, 郭云珠, 曹慧玲, 等. 材料导报, 2012, 26(3): 73~77.
- [5] Ju Y M, Park K, Son J S, et al. J Biomed Mater Res, 2008, 85(1): 252~260.
- [6] Garg T, Singh O, Arora S, et al. Crit Rev Ther Drug Carrier Syst, 2012, 29(1).
- [7] Biomedical Materials. Springer Science & Business Media, 2009.
- [8] Czech T, Ramakrishna S, Sundarrajan S. Fibres Text East Eur, 2009, 17: 77~81.
- [9] Lyu S, Huang C, Yang H, et al. J Orthop Res, 2013, 31(9): 1382~1389.
- [10] Zhou W, He J, Du S, et al. IRAN Polym J, 2011, 20(5): 389~397.
- [11] Abdal-hay A, Bartnikowski M, Hamlet S, et al. Mater Sci Eng: C, 2018, 82: 10~18.
- [12] Li W, Kang J, Yuan Y, et al. Compos Sci Technol, 2016, 128: 58~64.
- [13] Koski A, Yim K, Shivkumar S. Mater Lett, 2004, 58(3): 493~497.
- [14] Yu X, Qian G, Chen S, et al. Carbohydr Polym, 2017, 159: 20~28.
- [15] Kuo C Y, Chen C H, Hsiao C Y, et al. Carbohydr Polym, 2015, 117: 722~730.
- [16] Guo J, Zhou H, Akram M Y, et al. Carbohydr Polym, 2016, 143: 239~245.
- [17] 黄旭方, 司军辉, 崔志香. 福建工程学院学报, 2016 (1): 36~40.
- [18] Huang C C, Lin C K, Lu C T, et al. Fibres Text East Eur, 2009, 3(74): 34~37.
- [19] Fong H. Polymer, 2004, 45(7): 2427~2432.
- [20] 许岗, 杨觉明, 陈平. 西安工业学院学报, 2004, 24(1): 65~69.

Preparation and Properties of Electrospun Polyvinyl Alcohol/ Chondroitin Sulfate Fiber Scaffold

WANG Wan-ying, QIN Xiao-su, YAN Ting-ting, CHEN Xi-liang, CHEN Qing-hua*
(Faculty of Materials Science and Engineering, Kunming University of Science and Technology,
Kunming 650500, China)

Abstract: Polyvinyl alcohol/Chondroitin sulfate fiber scaffolds were prepared by electrospinning with polyvinyl alcohol and chondroitin sulfate as raw materials, and the optimum preparation scheme of composite porous scaffolds was obtained by orthogonal experiment. The morphology and structure of the fiber scaffolds were characterized by SEM and FTIR, and tested the cytotoxicity and degradation performance of the material. The results shows that when the volume ratio of polyvinyl alcohol to CS solution is 3 : 1, the spinning voltage is 16 kV, and the injection rate is 0.2 mm/min, the spinning effect is the best. The cytotoxicity of the material is 0 or 1, that's to say, the material is no cytotoxicity, the degradation rate is about 75% at 60 days of degradation, so the fiber scaffolds has a good application prospect in cartilage repair.

Key words: Cartilage scaffolds; Electrospinning; Polyvinyl alcohol; Chondroitin sulfate