文章编号: 1001-4543(2018)01-0035-07

螺旋型可植入式微创葡萄糖传感器中 PVA/PEG 复合水凝胶外膜结构与响应性能

陈 杨, 解丽丽, 陈 诚, 李崭虹, 潘 帅, 朱志刚

(上海第二工业大学 环境与材料工程学院,上海 201209)

摘 要:选用螺旋型铂铱合金电极,通过涂覆 Epoxy-PU 半透膜和水凝胶外膜来提高植入式微创葡萄糖传感器生物 相容性和抗干扰性。分别利用力学拉伸仪测试了聚乙烯醇 (PVA)/聚乙二醇 (PEG) 复合水凝胶的力学性能,扫描电镜 观测了水凝胶的显微形貌,电化学工作站测试了葡萄糖传感器的性能,重点考察了 PVA/PEG 的不同比例对葡萄糖 传感器性能的影响。结果表明:当PVA与PEG质量比为4:1时,所制备的水凝胶对传感器性能影响最小,同时具有良 好的抗干扰性能。此外,该传感器具有可控的灵敏度以及良好的重复性、稳定性和选择性,为未来连续血糖监测用 传感器的实用化打下坚实的基础。

关键词:葡萄糖生物传感器;螺旋电极;水凝胶;生物相容性中图分类号: O657.1文献标志码: A

Structure and Properties of PVA/PEG Composite Hydrogels in Spiral Minimally Invasive Glucose Sensor

CHEN Yang, XIE Lili, CHEN Cheng, LI Zhanhong, PAN Shuai, ZHU Zhigang (School of Environmental and Materials Engineering, Shanghai Polytechnic University, Shanghai 201209, China)

Abstract: A novel implantable electrochemical glucose sensor was fabricated by utilizing a spiral platinum-iridium alloy electrode, and the Epoxy-PU membrane and hydrogel coating were used to improve the biocompatibility and anti-interference of the implanted sensor. The mechanical properties and microstructure of PVA/PEG composite hydrogels were characterized by mechanical extensometer and scanning electron microscope respectively. The performance of the sensor was mainly investigated by chronoamperometry, and the effects of different ratios of PVA/PEG on the performance of glucose sensors were focused on. The research results showed that the optimized weight ratio of PEG and PVA was 4:1, and the resulting hydrogel had best anti-interference, while had less impact on the sensor performance. In addition, the sensor had controllable sensitivity, good reproducibility, stability and selectivity, which laid a solid foundation for continuous glucose monitoring.

Keywords: glucose biosensor; spiral-wired electrode; hydrogel; biocompatibility

0 引言

糖尿病是当前威胁全球人类健康最重要的慢性

疾病之一,主要病因是负责分泌胰岛素的胰腺β细胞发生故障,导致无法严格控制血液中的葡萄糖水平^[1]。糖尿病会诱发高血压、心血管、肾衰竭、手足

收稿日期: 2017-10-31

通信作者:朱志刚(1977-),男,江西景德镇人,教授,博士,主要研究方向为智能传感材料与器件。E-mail: zgzhu@sspu.edu.cn 基金项目:国家自然科学基金(61471233,21504051),上海高校特聘教授(东方学者)计划,上海高校青年教师培养资助计划 (ZZZZEGD15012),上海第二工业大学研究生项目基金(A01GY16F030, A01GY17F022)资助

坏死、神经紊乱等多种病症,对人的生命健康有极 大危害^[2-3]。根据国际糖尿病联盟(International Diabetes Federation, IDF)统计,预计到 2030年,全球将 近有 5.5亿人身患糖尿病,其中在我国 I 型糖尿病患 者总数在 700~1000万之间^[4]。为了维持接近正常 的血糖水平(70~120 mg/dL)^[5],目前糖尿病患者广 泛使用的是手持式血糖仪,每天需要数次刺破手指 以获得血液样品,这种方式会给患者带来疼痛和不 便,而且无法连续检测体内葡萄糖水平^[6-7]。

目前研究以及市场上出售的人体血糖检测产 品主要采用针形葡萄糖电极,因其易于制造和适合 植入的特性而受到广泛关注^[8],如 Koh 等^[9]设计 的超微孔聚氨酯涂覆的针形植入式葡萄糖传感器。 但其缺点也较明显: 葡萄糖氧化酶 (glucose oxidase, GOD) 担载量过低导致其使用寿命较短。为了解决 此类问题,螺旋式葡萄糖传感器被陆续报道。例如, Yu 等^[10] 所制作的螺旋型传感器, 在体外恒定极化 3个月后仍能发挥较好的功能,但在植入体内后由 于排异反应而很快失去敏感性。传感器在植入后逐 渐丧失功能,主要是因为植入后创口周围组织所引 起的身体异物反应 (foreign body reaction, FBR), 包 括纤维包膜和炎症反应 [11]。为了提高植入式葡萄 糖传感器的寿命,具有生物相容性涂层的材料被广 泛选用,如二氧化硅复合材料、溶胶-凝胶法涂层、 类金刚石碳薄膜、纳米多孔阳极铝膜等。研究表明, 这些材料都有作为传感器外膜的潜力。葡萄糖传感 器外膜必须在生物体中稳定存在以保证葡萄糖能输 送到电极,减少蛋白质的淤积并尽量缓解纤维包膜。 近年来,陆续有新材料被尝试用来减少上述影响,其 中包括水凝胶^[12]、胶原^[13]或者是聚乳酸^[14]作为 保护涂层,或使用皮质类固醇抑制免疫反应^[15]。而 在众多生物材料中,水凝胶是一种类似于生命组织 的材料,其表面不易黏附蛋白质和细胞,在与人体 血液、细胞及组织接触时,能表现出良好的生物相 容性。近期研究表明,三维网络互穿结构的水凝胶 可满足植入传感器外膜的要求并在水中溶胀而不 溶解^[16],能极大地提高传感器在人体内的使用寿 命。聚乙烯醇 (PVA) 是一种用途相当普遍的水溶性 高分子聚合物,具有良好的抗拉强度,耐磨、绝缘性 好^[17];聚乙二醇(PEG)水溶性好、无毒、生物相容 性好,具有广泛的应用。然而 PEG 基水凝胶的力学 性能较差,为提高水凝胶的强度,本文将 PEG 接枝 到 PVA 上,制备综合性能优良的水凝胶,从而提高 传感器植入后的寿命^[18]。

选用螺旋形铂铱合金电极来担载 GOD, 以提高 植入式葡萄糖生物传感器的 GOD 担载量并增大工 作电极的电化学活性面积。本文主要研究 PVA 与 PEG 不同配比复合水凝胶的配比对力学性能、显微 结构的影响, 重点考察涂覆该复合水凝胶涂层对螺 旋形铂铱合金电极传感器性能的影响, 并研究了传 感器的抗干扰性能和长期稳定性。

1 实验部分

1.1 试剂与仪器

主要试剂与原料包括: GOD、牛血清蛋白 (bovine serum albumin, BSA)、戊二醛 (glutaraldehyde, GA)、聚氨酯 (polyurethanes, PU)、抗坏血 酸 (ascorbic acid, AA)、尿酸 (uric acid, UA)、多巴 胺 (dopamine, DA)、果糖 (fructose, Fru)、四氢呋 喃 (tetrahydrofuran, THF)、十二烷基聚四氧乙烯醚 (Brij30)、双组份环氧胶粘剂 (Epoxy)等化学试剂均 从 Sigma-aldrich 公司购得;聚乙烯醇 (PVA 1799)、 聚乙烯醇 (PEG 1000)购于国药集团化学试剂有限 公司;实验用水为 18 MΩ·cm 超纯水,磷酸盐缓冲溶 液 (PBS) 由 0.1 mol/L NaH₂PO₄ 和 Na₂HPO₄ 溶液混 合配制, pH 值调节至 7.4。

采用扫描电子显微电镜 (scan electran microscope, SEM) S-4800 (Hitachi, 日本) 观测水凝胶的形 貌; 采用 TBR4100 四通道自由基检测系统 (World Precision Instruments, 美国) 对制备的电极进行计时 电流测试; 采用 AG22000A 万能测试仪 (Shimadzu, 日本) 对水凝胶进行力学测试; 计时电流测试需要在 磁力搅拌 (上海辰华仪器公司) 的电解池中进行; 配 置的 GOD 需要在 IKa 摇床 (IKa 仪器公司, 德国) 上 使其均匀混合。

1.2 实验过程

1.2.1 螺旋型铂铱电极的制备

螺旋型铂铱电极的传感器结构示意图如图 1 所示。主要包括 Pt-Ir 螺旋型工作电极、GOD、半 透膜、水凝胶等。取长约 4~7 cm 的医用级铂铱丝 (Φ = 0.125 mm, 铂:铱 =9:1), 剥离去除末端 1 cm 左 右的特氟隆涂层, 在超纯水中超声处理 5 min。用无 水乙醇擦拭的镊子将上述铂铱丝沿着皮下注射针头 (30 G)紧密盘旋缠绕 5~8圈,获得外径为1mm、内径约为 0.85 mm 的 Pt-Ir 线圈。将一小股纤维材料嵌入线圈内以提高 GOD 担载量。



图 1 螺旋电极结构图 Fig. 1 Schematic diagram of the spiral-type Pt-Ir electrode

1.2.2 GOD 的制备与涂覆

采用经典的化学交联法,以 GA 做为交联剂、GOD 与 BSA 配制成氧化酶溶液,在摇床上 使其均匀混合。将上述电极垂直悬挂在可移动胶带 上,用移液器取 8 μL 酶溶液滴涂在电极上 2 次,滴 涂时间间隔为 30 min,然后将电极在室温条件下干 燥 1 h。

1.2.3 Epoxy-PU 半透膜的制备与涂覆

将4mLTHF、26.7mgPU、1mgBrij30及Epoxy 按比例配制成Epoxy-PU溶液。将制备好的螺旋线 圈型酶电极垂直悬挂在可移动胶带上,用移液器 取适量Epoxy-PU溶液滴涂到酶电极上。将涂覆了 Epoxy-PU溶液的酶电极放置在室温下干燥 30min, 然后放置在 80°C恒温干燥箱中固化 20min。课题 组前期的工作表明PU的最佳涂覆量为 2μL^[19]。固 化后的电极,置于 0.15mol/LPBS缓冲溶液中,并在 4°C环境下冷藏备用。

1.2.4 水凝胶的制备与包覆

首先制备含量 w = 10%, 15%, 20% 的 PVA 水 凝胶并考察其机械性能, 研究发现 w = 10% 的 PVA 水凝胶机械强度较弱, 容易坍塌; w = 20% 的 PVA 水凝胶虽然机械强度高, 但是韧性不佳; 当 PVA 含 量 w = 15% 时, 水凝胶机械性能表现最优。因此, 本 文选用 w = 15% 的 PVA 水凝胶作为研究对象, 并 在此基础上设计出不同 PVA 和 PEG 配比的复合水 凝胶。

将不同质量比的 PVA 和 PEG 在加热搅拌的条件下溶于一定量的超纯水,直至溶液呈透明的黏稠状,将溶液在室温下自热冷却,制备成复合水凝胶。采用 4 种不同的 PVA 和 PEG 的质量比,分别

为 2:1, 3:1, 4:1 和 5:1。利用医用注射器 (15 G 针 头) 将水凝胶溶液吸入, 使针头内腔充满水凝胶, 并 将上述螺旋电极塞入填满水凝胶针头的内腔, 然后 放入冰箱冷冻 12 h(-20 °C 低温下), 将电极取出并 置于室温下解冻 1 h。将包覆水凝胶的螺旋电极, 置 于 0.15 mol/L PBS 缓冲溶液中并在 4 °C 环境下冷 藏备用。

37

1.2.5 电化学测试

本实验采用 TBR 4100 电化学工作站双电极 体系:其中自制的铂铱螺旋线圈电极为工作电极, Ag/AgCl 丝为参比电极。在自制的聚四氟乙烯电化 学反应池中,以 PBS 缓冲液为支持电解质,加入适 量葡萄糖溶液,采用计时电流法对电极进行测试,且 计时电流测试的控制电位为 0.7 V。

我们将传感器的灵敏度 *S*, μA/(mol·L⁻¹), 设定 为:

$$S = (i_1 - i_2)/(c_1 - c_2) \tag{1}$$

其中 i_1 和 i_2 分别为 15 mmol·L⁻¹ 和 5 mmol·L⁻¹ 葡萄糖对应的响应电流值, c_1 和 c_2 分别为 15 mmol·L⁻¹ 和 5 mmol·L⁻¹ 葡萄糖溶液浓度值。

2 结果与讨论

如前文所述,选定 PEG1000,固定水凝胶总量为 15%, 调节 PVA 与 PEG 的质量比分别为 2:1, 3:1, 4:1 和 5:1。如图 2 (a) 所示,当 PVA 与 PEG 质量比 < 4 时, 共混凝胶的断裂伸长率随着 PVA 含量的增 加而增大;当 PVA 与 PEG 质量比为 4 时,此时断裂 伸长率达到最大值 259.2%; 当 PVA 与 PEG 质量比 >4时,共混凝胶的断裂伸长率随着 PVA 用量的增 加而急剧减小。根据李亚东等^[20]的研究,这种现 象可以解释为: PVA 的羟基与 PEG 的醚键可以形成 氢键,当 PVA 与 PEG 质量比低于某一值时,单根的 PEG 分子链可同时与多根 PVA 分子链形成分子间 氢键,共混凝胶可以形成相互交联的网络互穿结构; 另外, PVA 分子内氢键作用力的减弱可使 PVA 分子 链间的空间增大并相应减少空间位阻,导致分子链 柔顺程度增加进而提高水凝胶断裂伸长率。然而当 PVA 含量过高时, PEG 和 PVA 的自聚力远远大于两 者之间的氢键作用,因而发生相分离,相分离的 PVA 在共混水凝胶间形成了相应的力学薄弱点,从而导 致了断裂伸长率下降。由图 2 (b) 可知, 随着 PEG 含量的增加, 共混凝胶膜的拉伸强度呈下降趋势。 这是由于 PVA 分子间及分子内氢键作用被 PVA 与 PEG 分子间氢键的相互作用所替代, 减少了 PVA 分 子间的交联点, 使得 PVA 分子间的作用力减小。此 外, PEG 的分子量远低于 PVA, 与 PVA 共混降低了 体系的分子链长度, 从而导致拉伸强度的降低。同 理, PEG 含量升高导致的相分离也是造成拉伸强度 降低的一个重要原因。



图 2 PVA 与 PEG 不同配比水凝胶的机械性能 Fig. 2 Mechanical properties of different ratios of PVA/PEG hydrogels

水凝胶外膜的结构对葡萄糖分子输运起到至 关重要的作用,它可以起到筛分作用,将一些小分 子(UA、AA等)过滤掉。图3为不同配比水凝胶的 SEM 图片,如图3(a)所示,当PVA与PEG质量比 为2时,孔的直径在300~400 nm,孔径较小但大小 均匀,孔隙率仅为16%;随着PVA含量的增加,孔的 直径逐渐增大,当PVA与PEG质量比为3时,如图 3(b) 所示, 孔径增大至 500 nm, 同时孔隙率增加为 33%, 孔的均匀性较差; 当 PVA 与 PEG 质量比增加 至 4 时, 孔径达到最大, 其尺寸在 500 nm~1 μm, 孔 径较均匀, 孔隙率最高达到 67%; 当 PVA 与 PEG 质 量比为 5 时, 孔的直径减小至最小, 仅为 20 nm, 孔隙 率下降至 18%。通过对比可知, 当 PVA 与 PEG 质量 比为 4 时, 水凝胶外膜具有最合适葡萄糖分子通过 的多孔结构, 同时具有有效隔绝干扰物质参与反应 的功效。

不同比例水凝胶涂覆前后螺旋电极的计时安 培电流响应曲线如图 4 所示。当 PVA 与 PEG 质量 比为2时,包覆了水凝胶的电极的线性度由未包覆 前的 0.994 减少为 0.958, 灵敏度和最大电流变化幅 度较小,分别从 12.5 μA/(mol·L⁻¹) 和 390 nA 增大 至 15.5 μA/(mol·L⁻¹) 和 411 nA, 该比例的水凝胶 对螺旋电极性能影响较大。当 PVA 与 PEG 质量比 为3时,包覆过水凝胶的电极的线性度从未包覆前 的 0.958 变化为 0.962, 变化幅度较小; 但其灵敏度 变化较大,从未包覆前的 12.6 μA/(mol·L⁻¹) 下降至 9.3 μA/(mol·L⁻¹), 且最大电流值也有较大幅度的变 化,从 353 nA 减小至 306 nA。由此可知,包覆了该 比例的水凝胶,其性能仍有较大影响。然而,当 PVA 与 PEG 质量比为 4 时, 包覆了该比例的水凝胶对电 极的性能基本无影响,其线性度、灵敏度、最大电流 值分别由 0.993、8.8 µA/(mol·L⁻¹) 和 280 nA, 变化 为 0.997、8.7 μA/(mol·L⁻¹) 和 281 nA, 两者的线性 对比如图 5 所示, 所以该比例的水凝胶最适合作为 电极的外层生物膜。当 PVA 与 PEG 质量比为 5 时, 该比例的水凝胶又对电极的性能产生了一定程度的 影响,尤其是包覆了水凝胶后,其最大电流由 423 nA 变化至 388 nA, 另外 2 个性能指标也有些许变化。 综上所述,最佳水凝胶配方为 PVA 与 PEG 质量比 为4,包覆了该比例的水凝胶对螺旋电极的性能影 响最小。



图 3 不同配比的 PVA 与 PEG 水凝胶的 SEM 图片: (a) PVA/PEG=2; (b) PVA/PEG=3; (c) PVA/PEG=4; (d) PVA/PEG=5 Fig. 3 SEM images of different ratios of PVA/PEG hydrogels: (a) PVA/PEG=2; (b) PVA/PEG=3; (c) PVA/PEG=4; (d) PVA/PEG=5



图 4 不同比例水凝胶涂覆前后螺旋电极的计时安培电流响应曲线 Fig. 4 Amperometric response of uncoated and different ratios of PVA/PEG hydrogels coated glucose sensors



图 5 未包覆水凝胶以及 PVA/PEG=4 水凝胶包覆过后的电极的线性图

Fig. 5 Linear fitting of amperometric response for uncoated and PVA/PEG=4 hydrogels coated glucose sensors

本文最终选用优化后的配比和材料 ——2 µL PU和 PVA 与 PEG 质量比为 4 的水凝胶涂覆螺旋电 极,对其进行长期稳定性和抗干扰性测试,如图 6 所 示。电极存放在 4 °C 冰箱内,每隔 3 d 测试 1 次,共 测试 11 次,图 6(a)为电极在 11 个周期中的计时电 流响应图,在经过 31 d 后,响应电流仍可达到初始信 号的 90% 以上,表明包覆的水凝胶对传感器的性能 影响较小,传感器的重复性较好,可满足长期植入的 要求。图 6(b)为传感器的灵敏度随时间的变化,结 果表明,在整个测试过程中,传感器的灵敏度的变化 范围小于 18%,传感器灵敏度的变化在可接受的范 围。



图 6 PVA/PEG=4:1 时: (a) 电极长期稳定性测试;(b) 电极的 灵敏度随时间的变化

Fig. 6 When PVA/PEG=4:1: (a) long term stability test; (b) response of sensitivity during experimental period

水凝胶作为传感器的最外层膜起着高效选择 性渗透以及阻挡一些体内电化学活性干扰物(如 UA、AA、DA)的作用。本传感器的工作电位为 0.7 V,在此电位下, UA、AA 和 DA 容易被电化学氧化,产生干扰电流,从而影响传感器测试结果。考虑到人体血糖内的葡萄糖浓度至少要高于干扰物浓度30倍,将抗干扰实验设置为分别注入 5 mmol/L 葡萄糖、0.5 mmol/L AA、0.5 mmol/L UA、0.5 mmol/L 面石 以及 0.5 mmol/L Fru。如图 7 所示,正常生理浓度范围内的 AA(0.5 mmol/L),与 5 mmol/L 的葡萄糖相比仅仅产生较小的电流响应,值得注意的是0.5 mmol/L 的 DA 产生的电流对传感器响应有一定程度的影响,而 UA 和 Fru 产生的电流响应几乎可以忽略不计。实验结果表明,包裹了 PVA 与 PEG 质量比为 4:1 的水凝胶的电极对葡萄具有较好的选择性。



Fig. 7 Anti-interference test of PVA/PEG = 4:1

3 结 论

本文引入具有良好生物相容性的水凝胶作为 铂铱螺旋电极的最外层膜,考察不同比例 PVA/PEG 对复合水凝胶力学性能以及传感器性能的影响。研 究表明,当 PVA 与 PEG 质量比为 4:1 时,水凝胶的 机械性能最佳、孔径为 500 nm~1 μm、孔隙率高达 67%,均匀的孔径和高孔隙率在阻挡人体内电化学 活性干扰物的同时,传感器的灵敏度可以调控在 10 μA/(mol·L⁻¹) 左右。此外,涂覆最佳复合水凝胶的 电极具有良好的重复性和长期稳定性,表明所制备 的传感器满足长期植入的要求。

参考文献:

 ZAIDI S A, SHIN J H. Recent developments in nanostructure based electrochemical glucose sensors [J]. Talanta, 2016, 149: 30-42.

- [2] WILSON G S, GIFFORD R. Biosensors for real-time in vivo measurements [J]. Biosens Bioelectron, 2005, 20: 2388-2403.
- [3] ZHU Z G, GARCIA-GANCEDO L, CHEN C, et al. Enzyme-free glucose biosensor based on low density CNT forest grown directly on a Si/SiO₂ substrate [J]. Sens Actuators B Chem, 2013, 178(3): 586-592.
- [4] 中华医学会糖尿病分会. 中国 2 型防治糖尿病防治指 南 [J]. 中华糖尿病杂志, 2014, 6(7): 447-498.
- [5] LEE S, NAYAK V, DODDS J, et al. Glucose measurements with sensors and ultrasound [J]. Ultrasound Med Biol, 2005, 31(7): 971-977.
- [6] DOLGIN E. Managed by machine [J]. Nature, 2012, 485: S6-S8.
- [7] CHEN C, ZHAO X L, LI Z H, et al. Current and emerging technology for continuous glucose monitoring [J]. Sensors, 2017, 17(1): 182-200.
- [8] YANG Q L, ATANASOV P, WILKINS E. Development of needle-type glucose sensor with high selectivity [J]. Sens Actuators B Chem, 1998, 46(3): 249-256.
- [9] KOH A, LU Y, SCHOENFISCH M H. Fabrication of nitric oxide-releasing porous polyurethane membranescoated needle-type implantable glucose biosensors [J]. Anal Chem, 2013, 85(21): 10488-10494.
- [10] YU B Z, JU Y M, WEST L, et al. An investigation of longterm performance of minimally invasive glucose biosensors [J]. Diabetes Technol Ther, 2007, 9(3): 265-275.
- [11] 余江渊,李崭虹,陈诚,等.血糖监测用植入式传感器的研究进展[J]. 生物医学工程学杂志, 2016, 33(5): 991-997.
- [12] YU B Z, WANG C Y, JU Y M, et al. Use of hydrogel coating to improve the performance of implanted glucose sensors [J]. Biosens Bioelectron, 2008, 23: 1278–1284.
- [13] JU Y M, YU B Z, WEST L, et al. A novel porous collagen scaffold around an implantable biosensor for improving biocompatibility. II. Long-term in vitro/in vivo sensitivity characteristics of sensors with NDGA- or GA-crosslinked collagen scaffolds [J]. J Biomed Mater Res A, 2010, 92(2): 650-658.
- [14] KOSCHWANEZ H E, YAP F Y, KLITZMAN B, et al. In vitro and in vivo characterization of porous poly-L-lactic acid coatings for subcutaneously implanted glucose sensors [J]. J Biomed Mater Res A, 2008, 87(3): 792-807.
- [15] JU Y M, YU B Z, LEIGH W, et al. A dexamethasoneloaded PLGA microspheres/collagen scaffold composite for implantable glucose sensors [J]. J Biomed Mater Res A, 2010, 93(1): 200-210.

- [16] 杨连利,梁国正.水凝胶在医学领域的热点研究及应用[J]. 材料导报, 2007, 21(2): 112-115.
- [17] 胡晓华, 平郑骅, 朱青, 等. PVA/PEG 共混交联膜的渗透
 蒸发分离性质(I)[J]. 高等学校化学学报, 1998, 19(4):
 647-651.
- [18] 张亚玲,杨斌,许亮鑫,等.基于动态化学的自愈性水凝 胶及其在生物医用材料中的应用研究展望[J].化学学

报, 2013, 71(4): 485-492.

- [19] 余江渊,朱志刚,陈诚,等.基于螺旋型铂铱合金电极的植入式葡萄糖生物传感器 [J]. 传感技术学报, 2016, 29(1): 9-14.
- [20] 李亚东, 胡卉, 魏松, 等. PVA/PEG 共混流延薄膜制备 与表征 [J]. 郑州轻工业学院学报 (自然科学版), 2008, 23(4): 22-25.

简 讯

上海第二工业大学获得 2018 年度上海市青年科技英才扬帆计划资助

2018 年度上海市青年科技英才扬帆计划评选工作已经结束。上海市科委组织,经专家网上评审、见面会 考评等程序,共遴选出 300 人拟予资助。我校电子废弃物资源化协同创新中心王瑞雪的"分段加热条件下废 弃 LCD 与电石渣制备复合型 CMA 环保型融雪剂的研究"获得立项资助,项目研究期为 3 年,资助金额 20 万 元。