黄芪 - 壳聚糖 /PLA 纳米纤维功能敷料的制备及评价

刘泽梅，吕元菊，吴文丽，郑光艳，车　鑫*
（贵州中医药大学，贵州贵阳 550025）

摘要：该研究运用静电纺丝技术制备了一种用于皮肤创面护理的黄芪 - 壳聚糖 / 聚乳酸（PLA）纳米纤维功能敷料，采用紫外分光光度法检测黄芪多糖和黄芪总皂苷含量，用扫描电镜、差示扫描量热、傅里叶变换红外光谱和 X 射线衍射分析对其进行表征，并评价其润湿性、水蒸气透过率、药物释放性能和抑菌能力。结果表明，黄芪成分以无定形状态存在于黄芪 - 壳聚糖 /PLA 纳米纤维功能敷料中，且与辅料间无明显相互作用。黄芪 - 壳聚糖 /PLA 纳米纤维的平均直径为（328±118）nm，所得功能敷料的整体孔隙率为 92.16%，润湿性能适中，透气性能良好，对大肠埃希菌和金黄色葡萄球菌具有明显抑菌效果，为新型创面护理敷料研究提供了新方向。

关键词：黄芪；纳米纤维；静电纺丝；皮肤创面；生物降解
中图分类号：R944.9　　**文献标志码**：A　　**文章编号**：1001-8255(2023)10-1485-08
DOI：10.16522/j.cnki.cjph.2023.10.012

Preparation and Evaluation of *Astragalus*-chitosan/PLA Nanofiber Functional Dressing

LIU Zemei, LYU Yuanju, WU Wenli, ZHENG Guangyan, CHE Xin*
(*Guizhou University of Traditional Chinese Medicine, Guiyang 550025*)

ABSTRACT: In this study, an *Astragalus*-chitosan/poly(lactic acid)(PLA) nanofiber functional dressing for skin wound care was prepared using electrostatic spinning technology. The contents of *Astragalus* polysaccharide and *Astragalus* total saponin were determined by UV spectrophotometry, and the prepared nanofiber functional dressings were characterized by scanning electron microscopy, differential scanning calorimetry, Fourier transform infrared spectroscopy, and X-ray diffraction. The wettability, water vapor transmission rate, drug release property, and antibacterial ability of the nanofiber functional dressings were also evaluated. The results showed that the *Astragalus* components were exist in the *Astragalus*-chitosan/PLA nanofiber functional dressings in an amorphous state, and there was no apparent interaction between the components and excipients. The average diameter of the *Astragalus*-chitosan/PLA nanofibers was (328±118) nm, and the overall porosity of the functional dressing was 92.16%. The *Astragalus*-chitosan/PLA nanofiber functional dressings had moderate wettability, good air permeability, and a significant antibacterial effect on *Escherichia coli* and *Staphylococcus aureus*, provided a new research direction for novel wound care dressings.

Key Words: *Astragalus Radix*; nanofiber; electrostatic spinning; skin trauma; biodegradation

黄芪（*Astragalus Radix*）为豆科植物膜荚黄芪［*Astragalus membranaceus*(Fisch.)Bge.］或蒙古黄芪［*Astragalus membranaceus*(Fisch.)Bge.var. *mongholicus*(Bge.)Hsiao］的干燥根，对促进创面愈合效果显著，被誉为“疮家圣药”[1]，其主要有效成分是黄芪多糖和黄芪皂苷等[2]。研究[3]表明，黄芪多糖可通过抑制白介素 -1β(IL-1β)、白介素 -1(IL-1)、肿瘤坏死因子 -α(TNF-α) 等炎症因子释放，减轻炎症反应，促进创面愈合；黄芪甲苷Ⅳ(astragaloside Ⅳ) 具有调节免疫力、抗炎、抗病毒等药理作用，能促进创面组织愈合[4]。

由静电纺丝技术[5—6]制备的纳米纤维材料具有

收稿日期：2022-12-16
基金项目：贵州省卫健委科学技术基金项目(zwkj2022-234)、贵州省中医药管理局课题(QZYY-2020-039)
作者简介：刘泽梅(1997—)，女，硕士研究生，专业方向：中药及民族药药物新制剂及新剂型。
通信作者：车　鑫(1978—)，男，副教授，博士，硕士研究生导师，从事新药开发与药物新剂型研究。
E-mail：444096585@qq.com

类细胞基质的结构，有利于上皮细胞的增殖、迁移和分化，在创面护理中具有得天独厚的优势[7]。通过调节静电纺丝的工艺参数，可制备具有较高孔隙率和比表面积的纳米纤维材料，兼具促进细胞呼吸和保持创面湿环境的作用，有利于止血和促进创面愈合[8]。

由可生物降解材料制备的创面护理产品在使用过程中无需更换，可减少由更换敷料造成的创面二次创伤，既避免了二次感染，又减少了患者的精神压力，是创面护理产品未来的发展趋势。本研究以生物降解材料壳聚糖（CS）和聚乳酸（PLA）为辅料，黄芪提取物（**1**）为活性成分，运用静电纺丝技术制备创面护理用**1**-CS/PLA纳米纤维功能敷料，综合黄芪、可生物降解材料和静电纺丝技术在创面护理领域的优势，并研究了其功能性质，以期为新型创面护理敷料提供新的研究方向。

1　仪器与试药

FA2004型分析天平（上海舜宇恒平科学仪器有限公司）；LQ-C3002型电子天平（昆山优科维特电子科技有限公司）；自组装静电纺丝装置的主要部件：XFPO01-BD型注射泵（苏州讯飞科学仪器有限公司），DW-P503-1ACD1型高压直流电源［东文高压电源（天津）股份有限公司］；LC-100型紫外分光光度计（上海菁华科技仪器有限公司）；Inspect系列扫描电镜（SEM，美国FEI公司）；IS20-IN5 Tensor Ⅱ型显微傅里叶变换红外光谱（FT-IR）仪、Nano8 Advance型X射线衍射（XRD）检测仪（德国Bruker公司）；晟鼎SDC-200S型接触角测量仪［克吕士科学仪器（上海）有限公司］；BS-1EA型振荡培养箱（常州市华普达教学仪器有限公司）；RM2016型轮转式切片机（德国徕卡公司）；BA210 Digital型数码三目摄像显微镜（麦克奥迪实业集团有限公司）；FD-1C-50型冷冻干燥机（上海继谱电子科技有限公司）；DSC 3型差示扫描热量（DSC）分析仪［梅特勒托利多科技（中国）有限公司］。

黄芪饮片（重庆青襄药业有限公司，由贵州中医药大学中药鉴定教研室梁彦涛副教授鉴定为豆科植物膜荚黄芪或蒙古黄芪的干燥根）；黄芪甲苷对照品（含量≥98%，批号84687-43-4）、葡萄糖对照品（含量≥98%，批号50-99-7）均购自北京索莱宝科技有限公司；CS（脱乙酰度90%，相对分子质量2×10^5，上海源叶生物科技有限公司）；PLA（左旋，端基基团为—OH，相对分子质量1.6×10^5，美国NatureWorks公司）；丙酮、三氯甲烷、冰乙酸、苯酚、硫酸、无水乙醇皆为分析纯。

金黄色葡萄球菌［*Staphylococcus aureus*，CMCC（B）26003］、大肠埃希菌［*Escherichia coli*，CMCC（B）44102］均由贵州中医药大学微生物实验室提供。

2　方法与结果

2.1　1的制备

参照文献[9]制备**1**。称取黄芪饮片100 g，用10倍的水浸泡1 h，煎煮2 h，煎煮中保持微沸。用纱布过滤，收集滤液。药渣加8倍水进行二次煎煮，煎煮1.5 h，用纱布过滤，收集滤液。滤液合并后常压加热浓缩至约80 mL。将浓缩液倒入玻璃培养皿中，置－20 ℃冰箱中冻存12 h。将冷冻的浓缩液迅速放入冷冻干燥机中，真空度下降至6 Pa，样品温度由－27 ℃缓慢升至30 ℃，冷冻干燥时间96 h，干燥完成后取出，迅速研磨成粉，即得**1** 31.16 g。

2.2　1的含量测定

2.2.1　溶液制备

葡萄糖对照品溶液：精密称取葡萄糖对照品适量，置25 mL量瓶中，加蒸馏水溶解并定容，摇匀，制成质量浓度为0.4 mg/mL的葡萄糖对照品溶液。

黄芪甲苷对照品溶液：精密称取黄芪甲苷对照品适量，置25 mL量瓶中，加无水乙醇溶解并定容，摇匀，制成质量浓度为0.5 mg/mL的黄芪甲苷对照品溶液。

黄芪多糖供试品溶液：精密称取“**2.1**”项下制得的**1**适量，置25 mL量瓶中，加蒸馏水溶解并定容，摇匀，使提取物质量浓度为0.5 mg/mL。参照文献[10]方法，取2 mL于试管中，加入6%苯酚水溶液1 mL，混匀后加入浓硫酸6 mL，于45 ℃水浴中加热15 min，冷却至室温，即得黄芪多糖供试品溶液。

黄芪甲苷供试品溶液：精密称取“**2.1**”项下制得的**1**适量，置25 mL量瓶中，加无水乙醇溶解并定容，摇匀，使提取物质量浓度为1.5 mg/mL。参照文献[11]方法，取300 μL于试管中，加入8%香

草醛无水乙醇溶液 300 μL，混匀后置冰水浴中，加入 72%硫酸溶液 3 mL，摇匀，于 62 ℃水浴中加热 20 min，取出后立即于冰水浴中放置 30 min，再取出恢复至室温，即得黄芪甲苷供试品溶液。

2.2.2 标准曲线

葡萄糖标准曲线：精密量取葡萄糖对照品溶液 0.2、0.4、0.6、0.8、1.0、1.2 mL，各加水补足至 2 mL 后加入 6%苯酚水溶液 1 mL，混匀后迅速加入浓硫酸 6 mL，于 45 ℃水浴中加热 15 min，冷却至室温，于 490 nm 波长下测定吸光度（*D*）。本试验中，葡萄糖质量浓度（*c*）为 0.08 ～ 0.48 mg/mL 时，与 *D* 值呈现良好的线性关系，标准曲线方程为 $D=7.951c+0.013$，$R^2=0.999\ 6$，且准确度、精密度、重复性均符合定量分析的要求。

黄芪甲苷标准曲线：精密量取黄芪甲苷对照品溶液 60、160、200、220、260、280 μL，各加无水乙醇补足至 300 μL，加入 8%香草醛无水乙醇溶液 300 μL，混匀后置冰水浴中，加入 72%硫酸溶液 3 mL，摇匀，62 ℃水浴加热 20 min，取出后立即置冰水浴中，放置 30 min，恢复至室温后，于 544 nm 波长下测定 *D* 值。本试验中，黄芪甲苷质量浓度（*c*）为 0.03 ～ 0.14 mg/mL 时与 *D* 值呈现良好的线性关系，标准曲线方程为 $D=16.381c+0.011$，$R^2=0.996\ 9$，且准确度、精密度、重复性均符合定量分析的要求。

2.2.3 含量测定

取“**2.2.1**”项下供试品，分别于 490 和 544 nm 波长下测定 *D* 值，按“**2.2.2**”项下标准曲线计算 **1** 中黄芪多糖和黄芪总皂苷的含量，结果分别为（227.16±4.25）和（45.15±0.26）mg/g（n=3）。

2.3 **1**-CS/PLA 纳米纤维敷料的制备

纺丝液的配制：称取 CS 溶于 90%乙酸中，磁力搅拌，制成质量分数为 1%的 CS 溶液。取 **1** 800 mg 于 50%乙醇溶液 5 mL 中，超声至完全溶解，得 **1** 乙醇溶液。将等体积的 **1** 乙醇溶液和 CS 溶液混合均匀，得 **1**-CS 混合溶液。另取 PLA 适量，加至三氯甲烷与丙酮（体积比 3 ∶ 1）的混合液中，制成质量分数为 12%的 PLA 溶液，再将 **1**-CS 混合溶液缓慢加至 PLA 溶液中，使体积比为 3 ∶ 5[12]，搅拌均匀得乳状 **1**-CS/PLA 纺丝液。

静电纺丝装置示意图如图 1 所示，调整纺丝出口与接收板之间的距离为 15 cm，纺丝液供给速度为 0.015 mL/min，纺丝电压为 12 kV。在上述条件下连续纺丝至一定厚度，得 **1**-CS/PLA 纳米纤维功能敷料。相同条件下，采用不加入 **1** 乙醇溶液的纺丝液，制备空白 CS/PLA 纳米纤维敷料。

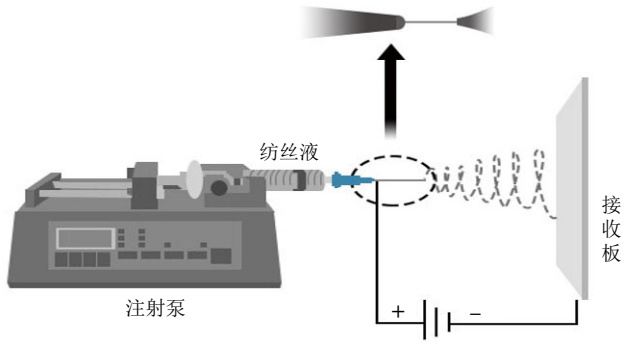


图 1 静电纺丝设备示意图

Fig.1 Schematic Diagram of Electrostatic Spinning Device

2.4 **1**-CS/PLA 纳米纤维功能敷料的表征

2.4.1 含量测定

黄芪多糖样品溶液：精密称取 **1**-CS/PLA 纳米纤维功能敷料适量，剪碎，置 10 mL 量瓶中，加蒸馏水适量，超声提取 1 h，用蒸馏水定容，过滤；取续滤液 2 mL 于试管中，根据“**2.2.1**”项下“黄芪多糖供试品溶液”配制方法制备得样品溶液。

黄芪总皂苷样品溶液：精密称取 **1**-CS/PLA 纳米纤维功能敷料适量，剪碎，置 10 mL 量瓶中，加无水乙醇适量，超声提取 1 h，用无水乙醇定容，过滤；取续滤液 300 μL 于试管中，根据“**2.2.1**”项下“黄芪甲苷供试品溶液”配制方法制备得样品溶液。

将上述样品溶液分别于 490 和 544 nm 波长下测定 *D* 值，根据“**2.2.2**”项下标准曲线计算得敷料中的黄芪多糖和黄芪总皂苷的含量分别为（88.00±0.85）和（10.46±0.21）mg/g（n=3）。

2.4.2 微观形貌

取空白 CS/PLA 纳米纤维敷料、**1**-CS/PLA 纳

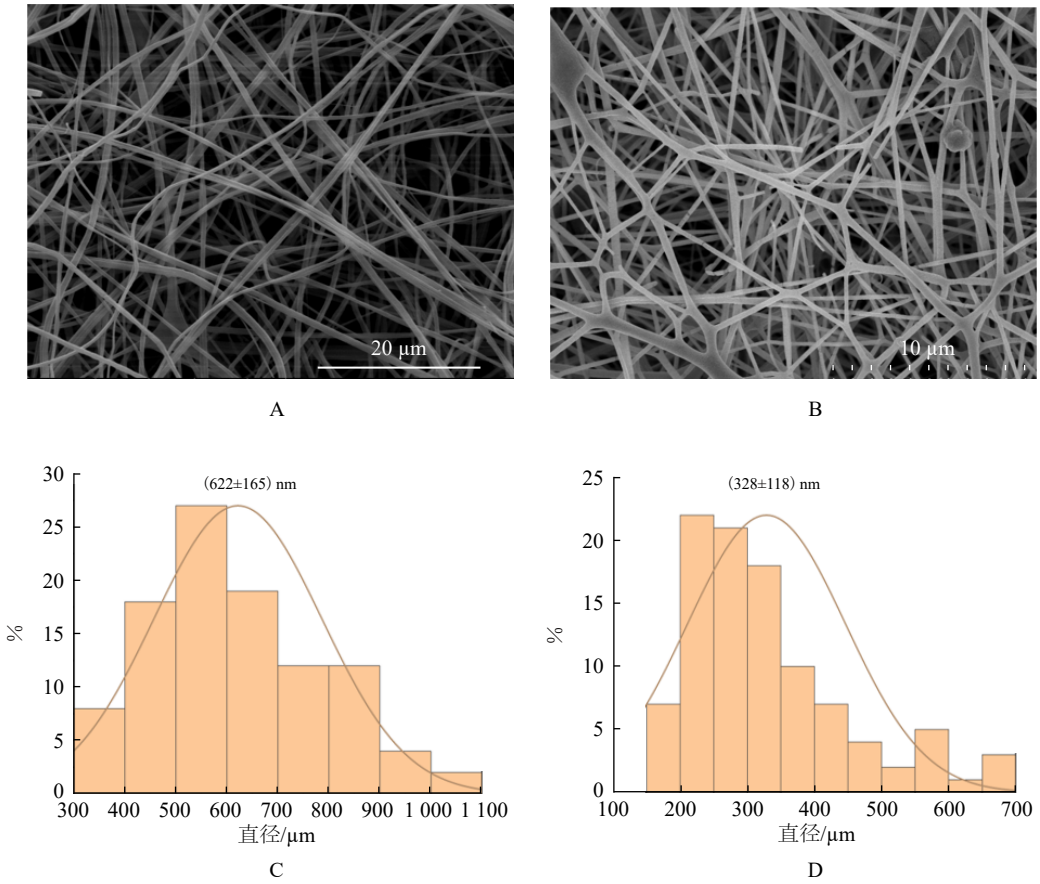
米纤维功能敷料，经喷金处理后，使用 SEM 观察微观形貌。分别随机测量 100 根纤维的直径，使用 Image J 1.8.0 和 OriginPro 2021 软件分别统计平均直径、直径分布和孔隙率。结果如图 2 所示。空白 CS/PLA 纳米纤维敷料、**1**-CS/PLA 纳米纤维功能敷料的平均直径分别为 (622±165) 和 (328±118) nm，孔隙率分别为 (91.59±4.2) % 和 (92.16±3.7) %（n=3）。2 种敷料均具有较高的孔隙率，有利于保持创面的水气平衡，为创面愈合创造良好条件[13]。与空白 CS/PLA 纳米纤维敷料相比，**1** 的加入使纳米纤维的直径减小，孔隙率则稍增大。

2.4.3　FT-IR 分析

利用 FT-IR 仪，采用常规压片法检测，设置波数为 600 ～ 4 000 cm^{-1}。结果如图 3 所示，空白 CS/PLA 纳米纤维敷料在 1 755 cm^{-1} 处的特征峰为 C=O 的伸缩振动峰，1 087 cm^{-1} 处的特征峰为 C-O 的伸缩振动峰。而在 **1**-CS/PLA 纳米纤维功能敷料中，C=O 的伸缩振动峰移至 1 752 cm^{-1} 处，C-O 的伸缩特征峰移至 1 089 cm^{-1} 处，这可能是由于 CS 或 PLA 通过 C=O、C-O 与 **1** 组分形成了氢键。氢键的形成使 **1** 以分子形式而不是结晶形式分散在纳米纤维中，有利于药物溶出和药效发挥。

2.4.4　XRD 分析

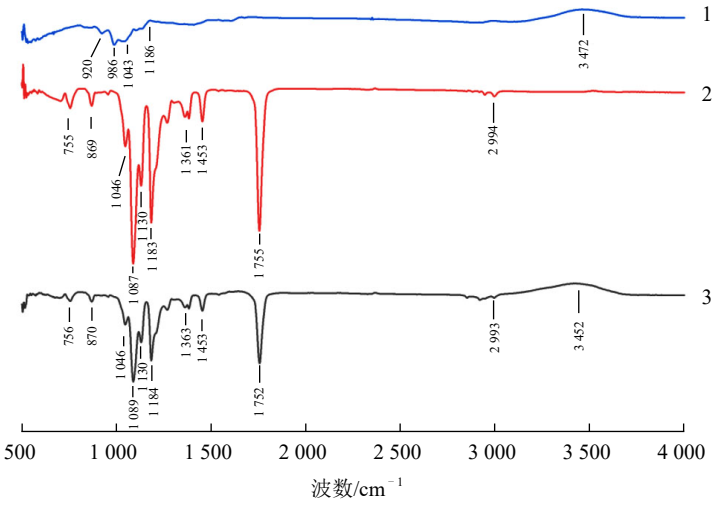
采用 XRD 检测仪，在扫描角度为 10° ～ 80°、扫描速率为 10(°)/min 条件下对样品进行分析。从图 4 可见，与 **1** 相比，**1**-CS/PLA 纳米纤维功能敷料的 XRD 曲线中 **1** 的特征峰消失了。这说明 **1** 在纳米纤维中的存在状态发生了改变，由原来的结晶



A—空白 CS/PLA 纳米纤维敷料扫描电镜照片（×5 000）；B—**1**-CS/PLA 纳米纤维功能敷料的扫描电镜照片（×5 000）；C—空白 CS/PLA 纳米纤维敷料的直径分布图；D—**1**-CS/PLA 纳米纤维功能敷料的直径分布图。

图 2　纳米纤维的微观形态及直径分布

Fig.2　Microstructure and Diameter Distribution of the Nanofibers



1—**1**；2—空白CS/PLA纳米纤维敷料；3—**1**-CS/PLA纳米纤维功能敷料。

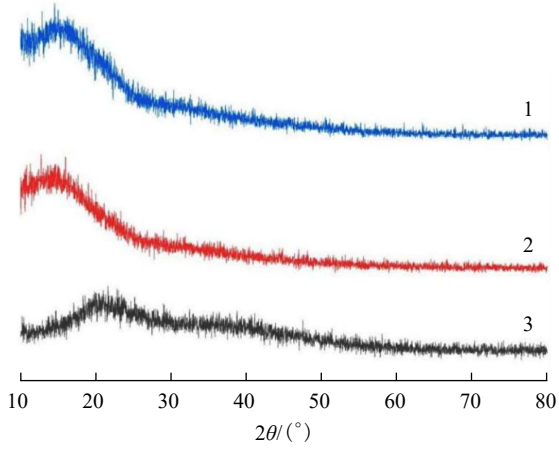
图 3 1、空白 CS/PLA 纳米纤维敷料、1-CS/PLA 纳米纤维功能敷料的红外光谱图

Fig.3 Infrared Spectra of **1**, Blank CS/PLA Nanofiber Dressings and **1**-CS/PLA Nanofiber Functional Dressings

态转变为非结晶态。结合 FT-IR 数据分析，这种非结晶态的 **1** 很可能是以氢键与 CS 或 PLA 结合的。

2.4.5 DSC 分析

用 DSC 分析仪对各样品进行热分析，样品用量为 2 mg。测试条件如下：在氮气流保护下从 0 ℃升温至 400 ℃，升温速率 10 ℃ /min。结果如图 5 所示，**1** 具有明显的结晶熔融吸热峰，说明 **1** 中存在结晶状态，但未观察到 **1**-CS/PLA 纳米纤维功能敷料的结晶熔融吸热峰，说明 **1** 在 **1**-CS/PLA 纳米纤维功能敷料中是以非结晶状态存在的。这与 FT-IR 和 XRD 分析结果相一致。



1—**1**-CS/PLA纳米纤维功能敷料；
2—空白CS/PLA纳米纤维敷料；3—**1**。

图 4 1、空白 CS/PLA 纳米纤维敷料、1-CS/PLA 纳米纤维功能敷料的 XRD 图

Fig.4 XRD Patterns of **1**, Blank CS/PLA Nanofiber Dressings and **1**-CS/PLA Nanofiber Functional Dressings

2.5 性质研究

2.5.1 润湿性

对 **1**-CS/PLA 纳米纤维功能敷料的润湿性进行检测。将样品裁剪成 1 cm×1 cm 的大小，夹持于仪器操作台上，用微型取样器取去离子水 4.0 μL，以 0.5 μL/s 的流速滴在纳米纤维膜的表面，使用数码三目摄像显微镜观察并记录接触角随时间的变化情况。如图 6 所示，敷料的初始接触角为钝角（127.6°），表现出明显的疏水效果。随着时间延长，敷料与水的接触角逐渐减小到 90° 左右，说明其疏水效果减弱、亲水效果增强。并且，这种适中的亲水性可在 180 s 内基本维持不变。推测产生这一现象的原因是：CS 是亲水性高分子材料[14]，PLA 是疏水性高分子材料[15]，二者以适当的比例混合可获得适中的亲水性质。**1**-CS/PLA 纳米纤维功能敷料的这种独特的亲水性质具有两方面优点，既可及时保护创面免受外来水性液体的浸入，又可缓慢吸收创面的渗出液。

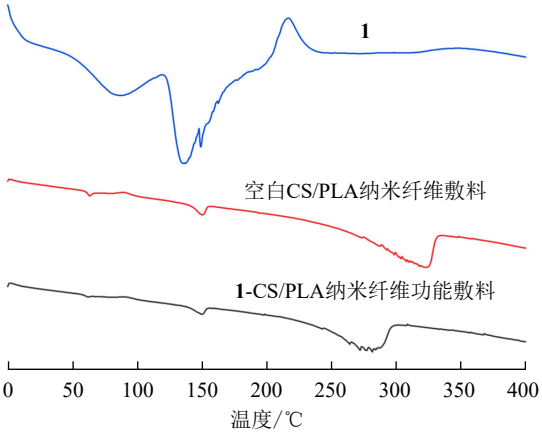


图 5　1、空白 CS/PLA 纳米纤维敷料、1-CS/PLA 纳米纤维功能敷料的 DSC 曲线

Fig.5　DSC Curves of **1**, Blank CS/PLA Nanofiber Dressings and **1**-CS/PLA Nanofiber Functional Dressings

2.5.2　水蒸气透过率（MVTR）

取去离子水 20 mL 于 100 mL 烧杯中，用医用纱布、**1**-CS/PLA 纳米纤维功能敷料分别密封瓶口，精密称定，记为 W_1。将各样品置 37 ℃恒温箱中，24 h 后取出，再精密称定，记为 W_2。按式①计算 MVTR/[g·(m^2·24 h)$^{-1}$]。

$$MVTR=10\,000\times(W_1-W_2)/S \qquad ①$$

式中：S 为烧杯口面积/cm^2。

理想的创面护理材料应具有良好的透气性，可维持创面的水气平衡，以利于创面愈合[16]。计算结果显示，普通医用纱布与 **1**-CS/PLA 纳米纤维功能敷料的 MVTR 分别为（1 945.21±361.76）和（2 129.89±376.15）g·(m^2·24 h)$^{-1}$（n=3），说明 **1**-CS/PLA 纳米纤维功能敷料维持创面水气平衡的能力优于医用纱布。

2.5.3　药物释放

取 **1**-CS/PLA 纳米纤维功能敷料 1 g，浸入磷酸盐缓冲液（PBS，0.01 moL/L，pH 7.4）50 mL 中，在 37 ℃、转速 100 r/min 条件下振荡[12]。分别于 0.17、0.33、0.5、1、1.5、2、2.5、3.5、4.5、5.5、7.5、8.5、9.5、10.5、11.5、12、14、20 h 时取样 10 mL（及时补充同温等量的 PBS）。将样品过滤，取滤液 2 mL 检测黄芪多糖的含量。取滤液 7 mL，蒸干，残渣用无水乙醇溶解，转移至 5 mL 量瓶中，加无水乙醇定容，滤过，检测黄芪总皂苷的含量[17]。分别计算黄芪多糖和黄芪总皂苷的累积释放率。

如图 7 所示，黄芪多糖的累积释放率在 10 h 内超过 70%，10 h 后释放基本保持平衡。黄芪总皂苷在 9 h 内累积释放率超过 50%，11 h 后累积释放率基本平稳。体外释放度试验结果预示，黄芪多糖和黄芪总皂苷可在使用中借助水性组织渗出液的作用从敷料中缓慢释放并作用于创面，对促进创面愈合具有积极意义。

2.5.4　抑菌能力试验

以大肠埃希菌和金黄色葡萄球菌为试验菌种，采用抑菌圈法对 **1**-CS/PLA 纳米纤维功能敷料的抑菌能力进行测试。在琼脂培养基中分别加入大肠埃希菌和金黄色葡萄球菌的菌悬液 0.05 mL，用涂布器涂布均匀，将样品分别放置在平板上，做好标记，于 37 ℃恒温培养箱中孵育 24 h。观察抑菌圈的大小，并拍照和记录。

如图 8 所示，**1**-CS/PLA 纳米纤维功能敷料的抑菌效果显著，对大肠埃希菌和金黄色葡萄球菌的抑菌圈直径分别为 4 和 2.5 cm；空白 CS/PLA 纳米纤维敷料的抑菌圈直径分别为 2.4 和 2.7 cm；而普

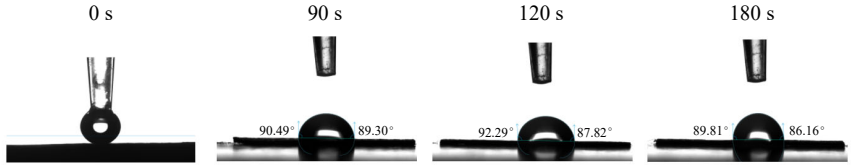


图 6　1-CS/PLA 纳米纤维功能敷料的接触角照片

Fig.6　Contact Angle Images of **1**-CS/PLA Nanofiber Functional Dressings

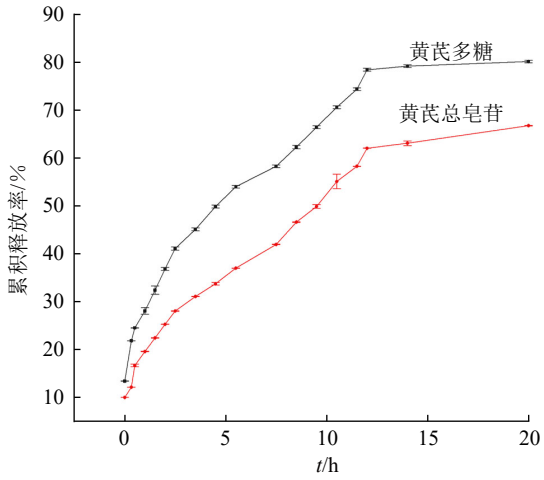


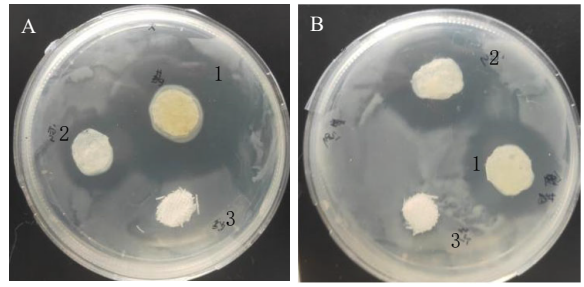
图 7 1-CS/PLA 纳米纤维功能敷料的体外释药曲线（n=3）

Fig.7 *In vitro* Drug Release Curves of **1**-CS/PLA Nanofiber Functional Dressing (n=3)

通医用纱布未表现出现抑菌效果。与空白 CS/PLA 纳米纤维敷料相比，添加 **1** 增强了敷料的抑菌效果。抑菌能力试验结果提示 **1**-CS/PLA 纳米纤维功能敷料在使用过程中具有一定的抗菌作用，可降低创面受细菌感染的风险。

3 结论

本研究采用静电纺丝技术制备了 **1**-CS/PLA 纳米纤维功能敷料，具有良好的创面护理性能。其较高的孔隙率可为创面提供良好的愈合环境，有利于保持伤口的湿环境和水气平衡；适中的润湿性使敷料既能缓慢吸收创面的组织渗出液，又能保护创面免受外来水性液体的污染；具备的抗菌能力可降低创面受细菌感染的风险。**1**-CS/PLA 纳米纤维功能敷料结合了黄芪、生物降解材料和静电纺丝技术在创面护理中的优势，是一种具有潜力的创面护理用新材料，通过进一步研究和开发，有望为创面修复治疗提供一种新的选择。



A—大肠埃希菌；B—金黄色葡萄球菌。
1—**1**-CS/PLA 纳米纤维功能敷料；
2—空白 CS/PLA 纳米纤维敷料；3—普通医用纱布

图 8 抗菌试验结果

Fig.8 Results of Antibacterial Test

参考文献：

[1] 胡妮娜, 张晓娟. 黄芪的化学成分及药理作用研究进展[J]. 中医药信息, 2021, **38**(1): 16-77.

[2] 姜 辉, 顾胜龙, 张玉婷, 等. 黄芪化学成分和药理作用研究进展[J]. 安徽中医药大学学报, 2020, **39**(5): 93-96.

[3] 张 臻, 阙华发. 黄芪多糖与糖尿病创面愈合相关机制研究进展[J]. 中医学报, 2020, **35**(6): 1202-1206.

[4] 罗晓春. 黄芪甲苷促糖尿病伤口愈合的作用研究[D]. 广州: 广东药科大学硕士学位论文, 2016.

[5] ALVEN S, BUYANA B, FEKETSHANE Z, *et al*. Electrospun nanofibers/nanofibrous scaffolds loaded with silver nanoparticles as effective antibacterial wound dressing materials [J]. *Pharmaceutics*, 2021, **13**(7): 964.

[6] LIU Y Q, LI T Y, HAN Y F, *et al*. Recent development of electrospun wound dressing [J]. *Curr Opin Biomed Eng*, 2021, **17**: 100247.

[7] ABRIGO M, MCARTHUR SL, KINGSHOTT P. Electrospun nanofibers as dressings for chronic wound care: advances challenges and future prospects [J]. *Macromol Biosci*, 2014, **14**(6): 772-792.

[8] ADELI H, KHORASANI M T, PARVAZINIA M. Wound dressing based on electrospun PVA/chitosan/starch nanofibrous mats: fabrication, antibacterial and cytocompatibility evaluation and *in vitro* healing assay [J]. *Int J Biol Macromol*, 2019, **122**: 238-254.

[9] 乔玉琪. 黄芪水提物延缓果蝇衰老及其作用机制研究[D]. 太原: 山西大学硕士学位论文, 2020.

[10] 张劲松, 牛 宇, 张丽珍, 等. 黄芪水提物活性成分测定及对5种食用菌菌丝体生长的影响[J]. 中国农学通报, 2017, **33**(20): 43-49.

[11] 闫 嵩, 任伟超, 刘振鹏, 等. 黄芪多糖、皂苷、黄酮含量之间的相关性分析[J]. 西部中医药, 2016, **29**(12): 29-31.

[12] 丁 曼. 壳聚糖/聚乳酸载药纳米纤维的制备及性能研究[D]. 合肥: 安徽合肥工业大学硕士学位论文, 2012.

［13］ AFSHAR S, RASHEDI S, NAZOCKDAST H, *et al*. Preparation and characterization of electrospun poly(lactic acid)-chitosan core-shell nanofibers with a new solvent system［J］. *Int J Biol Macromol*, 2019, **138**: 1130-1137.

［14］ PAL A K , KATIYAR V. Theoretical and analyzed data related to thermal degradation kinetics of poly(L-lactic acid)/chitosan-*grafted*-oligo L-lactic acid(PLA/CH-*g*-OLLA) bionanocomposite films［J］. *Data Brief*, 2017, **10**: 304-311.

［15］ GARTNER H, LI Y, ALMENAR E. Improved wettability and adhesion of polylactic acid/chitosan coating for bio-based multilayer film development［J］. *Appl Surf Sci*, 2015, **332**: 488-493.

［16］ LI H, CHENG W L, LIU K, *et al*. Reinforced collagen with oxidized microcrystalline cellulose shows improved hemostatic effects［J］. *Carbohydr Polym*, 2017, **165**: 30-38.

［17］ 杜立中, 马　霞, 张国祖, 等. 粉碎粒度对黄芪中主要成分溶出率的影响[J]. 畜牧与兽医, 2014, **46**(9): 104-110.

（上接第1484页）

［10］ BIRCK C, DEGOUTIN S, TABARY N, *et al*. New crosslinked cast films based on poly(vinyl alcohol): preparation and physico-chemical properties［J］. *Express Polym Lett*, 2014, **8**(12): 941-952.

［11］ GE T J, ZHANG M L, TANG K H, *et al*. Diisocyanate-modified graphene oxide/hydroxyl-terminated silicone rubber composites for improved thermal conductivity［J］. *Mater Chem Phys*, 2020, **252**: 123250.

［12］ LABUSCHAGNE P W, ANDRE GERMISHUIZEN W, VERRYN S M C, *et al*. Improved oxygen barrier performance of poly(vinyl alcohol) films through hydrogen bond complex with poly(methyl vinyl ether-*co*-maleic acid)［J］. *Eur Polym J*, 2008, **44**(7): 2146-2152.

［13］ NGUYEN H X, BOZORG B D, KIM Y, *et al*. Poly(vinyl alcohol) microneedles: fabrication, characterization, and application for transdermal drug delivery of doxorubicin［J］. *Eur J Pharm Biopharm*, 2018, **129**: 88-103.

［14］ BOHN S, SPERLICH K, ALLGEIER S, *et al*. Cellular *in vivo* 3D imaging of the cornea by confocal laser scanning microscopy［J］. *Biomed Opt Express*, 2018, **9**(6): 2511-2525.