

莲纤维/聚乙烯吡咯烷酮纳米医用敷料的制备和性能

杨瑞瑞¹, 郭 嫣^{1*}, 陈 莉¹, 刘铭燊²

(1. 西安工程大学 纺织科学与工程学院, 陕西 西安 710048; 2. 江苏德威兰医疗器械有限公司, 江苏 泰州 225300)

摘要: 为提高医用敷料对伤口渗液的传导性, 将具有优良吸湿、导湿性的莲纤维分散在聚乙烯吡咯烷酮 (PVP) 中, 采用静电纺丝技术制备了莲纤维/PVP 纳米医用敷料。采用 SEM 对莲纤维/PVP 纳米医用敷料的微观形貌、直径分布和孔隙率进行了表征和统计, 通过水接触角、吸液率、水蒸气透过率测定以及力学性能和抑菌性能测试, 考察了莲纤维添加量 (以 PVP 质量为基准, 下同) 对其结构和性能的影响。结果表明, 莲纤维/PVP 纳米医用敷料的纤维分布均匀, 表面无串珠, 呈互连的多孔结构。在 PVP 质量浓度为 100 g/L、莲纤维添加量为 5.5% 的条件下, 制备的莲纤维/PVP 纳米医用敷料 (L-5.5/PVP-100) 水接触角为 32.6°、吸液率为 487.02%, 具有超润湿性; L-5.5/PVP-100 的抗拉强度为 3.66 MPa、断裂伸长率为 18.53%, 并对金黄色葡萄球菌有一定的抑制作用; 由莲纤维添加量 1.5% 制备的莲纤维/PVP 纳米医用敷料 (L-1.5/PVP-100) 的纤维平均直径 (318.57 nm) 最小, 具有最高的孔隙率 (72.39%) 和水蒸气透过率 [2396.38 g/(m²·24 h)], 呈超导湿性, 有利于水蒸气的传输。

关键词: 莲纤维; 润湿性; 导湿性; 医用敷料; 静电纺丝; 功能材料

中图分类号: TQ340.64; R318.08 文献标识码: A 文章编号: 1003-5214 (2025) 09-1968-08

Construction and characterization of lotus fiber/polyvinylpyrrolidone nano-medical dressing

YANG Ruirui¹, GUO Yan^{1*}, CHEN Li¹, LIU Mingshen²

(1. School of Textile Science and Engineering, Xi'an Polytechnic University, Xi'an 710048, Shaanxi, China; 2. Jiangsu Deweilan Medical Equipment Co., Ltd., Taizhou 225300, Jiangsu, China)

Abstract: In order to improve the conductivity of medical dressing to wound transudate, lotus fiber/polyvinylpyrrolidone (PVP) nano-medical dressing was prepared by dispersing lotus fiber, with excellent hygroscopicity and water transport performance, into PVP via electrospinning technology, characterized and statistically analyzed by SEM for microscopic morphology, diameter distribution and porosity. The effects of addition amount of lotus fiber (based on the mass of PVP, the same below) on its structure and properties were investigated through measurement on water contact angle, liquid absorption rate, water vapor transmission rate, mechanical properties and antibacterial properties. The results showed that the prepared lotus fiber/PVP nano-medical dressing exhibited uniform fiber distribution, an interconnected porous structure with no beads appearing on the surface. when the mass concentration of PVP was 100 g/L, and the addition amount of lotus fibers was 5.5%, the prepared lotus fiber/PVP nano-medical dressing (L-5.5/PVP-100) displayed a water contact angle of 32.6° and liquid absorption rate of 487.02%, indicating ultra-wettability. In addition, L-5.5/PVP-100 showed a tensile strength of 3.66 MPa, an elongation at break of 18.53%, and certain inhibitory effect on *Staphylococcus aureus*. The lotus fiber/PVP nano-medical dressing (L-1.5/PVP-100) prepared with addition amount of 1.5% lotus fiber had

收稿日期: 2024-09-19; 定用日期: 2024-11-11; DOI: 10.13550/j.jxhg.20240717

基金项目: 中国纺织工业联合会科技指导性项目 (2017012)

作者简介: 杨瑞瑞 (2000—), 女, 硕士生, E-mail: 2076160314@qq.com。联系人: 郭 嫣 (1966—), 女, 教授, E-mail: xaguoyan@126.com。

the smallest average fiber diameter (318.57 nm) and the highest porosity (72.39%) as well as water vapor transmission rate [2396.38 g/(m²·24 h)], and showed superconducting moisture, which was conducive to the transport of water vapor.

Key words: lotus fiber; wetting property; water transport performance; medical dressings; electrospinning; functional materials

随着人口老龄化的加剧,慢性伤口病例不断增加,据统计,全球创伤病例高达7600万例/年。医用敷料作为伤口覆盖物,具有提供良好的创面愈合环境、减轻疼痛、止血、抗菌等作用^[1-3],其市场需求不断增长。目前,已开发出的各种敷料,如水凝胶敷料、藻酸盐敷料、泡沫敷料、薄膜类敷料等,在止血性、透气性、舒适性等方面有所提高,但依然存在润湿性不足、易引起伤口脱水、成本较高等问题^[4-5],真正临床应用的敷料主要以传统敷料为主,其吸收创面渗出液能力不足,易导致渗出液积累^[6-7]。

在众多新型伤口敷料中,静电纺丝技术制备的纤维膜具有较大的比表面积和较高的孔隙率,可高度模拟人体细胞外基质^[8-10],逐渐成为伤口敷料的理想选择。YIN等^[11]基于季铵盐壳聚糖和聚乙烯醇,通过静电纺丝技术开发的纳米纤维膜,具有出色的凝血能力和抗菌活性。刘毅等^[12]通过静电纺丝技术,制备的香芹酚/明胶/聚乙烯醇纤维膜,具有良好的抗氧化性能和缓释性。LIU等^[13]以聚乙烯醇/壳聚糖聚合物为载体负载莫匹罗星和氧化铈纳米颗粒,采用静电纺丝法制备的聚乙烯醇/壳聚糖伤口敷料,具有良好的活性氧清除能力和抑菌性。上述研究表明,静电纺丝技术制备的纤维膜具有作为伤口敷料应用于创面愈合的潜力。此外,静电纺丝技术可将各种高可纺性的合成聚合物和可生物降解的天然聚合物制备成纳米纤维^[14-16]。植物提取物作为最早使用的天然材料,具有抗菌消炎作用^[17-19],被广泛用于静电纺丝。DU等^[20]以聚己内酯/明胶为骨架,加入植物源熊果昔作为有效的抗氧化剂,制备了聚己内酯/明胶/熊果昔纳米纤维膜。研究表明,熊果昔的加入提高了纳米纤维膜的水蒸气透过率和亲水性。李亮等^[21]通过静电纺丝技术,将板蓝根、柴胡等植物源中药成分加入聚乳酸中,制备的载中药聚乳酸多孔纳米纤维敷料,具有较好的透气性和吸液性。李伟平等^[22]以聚乙烯吡咯烷酮(PVP)为基材,掺杂芦荟,借助静电纺丝方法制备了润湿性和抑菌性较好的纳米纤维膜。由此可见,添加植物源生物材料可作为提高敷料吸湿和导湿性的有效手段。目前,主要通过溶解植物中的活性成分进行敷料制备,直接分散植物杆茎中的纤维进行敷料制备的报道较少。

莲纤维提取自废弃的莲杆,是一种纤维素纤维,具有高吸湿性和透气性^[23]。莲纤维还含有黄酮等抗

菌活性成分,以及Fe、Ca等有益于人体健康的微量元素,且生物相容性良好,可生物降解^[24-25]。然而,莲纤维的聚合度较高,难以单独纺丝。PVP具有低毒性以及良好的亲水性、可纺性和生物相容性^[26]。将莲纤维分散于PVP中,有望改善莲纤维的可纺性,发挥PVP亲水性优势,提高敷料润湿性。

本文拟通过共混静电纺丝技术,制备莲纤维/PVP纳米医用敷料,测试其水接触角、孔隙率、水蒸气透过率、抑菌性等物性参数,与制备的纯PVP纳米医用敷料进行性能对比。以期制备的莲纤维/PVP纳米医用敷料能够用于创面修复并为开发具有高润湿性、导湿性、抑菌性的新型医用敷料提供参考。

1 实验部分

1.1 材料、试剂与仪器

莲纤维,湖北省汉川市太空莲种植基地;金黄色葡萄球菌、胰蛋白胨、琼脂粉、酵母提取物,北京奥博星生物技术有限责任公司;LB肉汤培养基(货号A507002),生工生物工程(上海)股份有限公司。

NaOH、聚乙二醇(PEG-400)、磷酸(体积分数85%)、尿素、PVP(相对分子质量 1.3×10^6),AR,上海阿拉丁生化科技股份有限公司;无水乙醇,AR,成都市科隆化学品有限公司;纯净水,杭州娃哈哈集团有限公司。

JDF05型静电纺丝机,长沙纳仪仪器科技有限公司;Quanta 450 FEG型扫描电子显微镜(SEM),美国FEI公司;JGW-360B型动态接触角测试仪,承德市成惠试验机有限公司;YG020型电子强力机,常州新纺检测仪器设备有限公司;303-00AB型恒温培养箱,上海坤天实验室仪器有限公司。

1.2 方法

1.2.1 莲纤维粉末制备

首先,将莲纤维手动开松除杂后,在质量分数7%的NaOH溶液〔液固比(g:g)50:1〕中于70℃碱煮50 min以去除果胶等胶质。然后,将脱胶后的莲纤维水洗至pH=7后,于65℃烘干2 h,再在体积分数70%的磷酸溶液〔液固比(g:g)37.95:1〕中于70℃煮炼50 min以降低莲纤维的聚合度。随后,将其再次水洗至pH=7后,于65℃烘干2 h,置于 $m(\text{NaOH}):m(\text{尿素}):m(\text{PEG-400}):m(\text{纯净})$

水)=7:10:5:78 的溶液中超声 2 h 后冷冻(-3 ℃) 24 h。解冻后,水洗至 pH=7,于 65 ℃烘干 2 h,过 100 目筛得到土黄色粉末状莲纤维。

1.2.2 纳米医用敷料制备

首先,将一定量 PVP 加入 V (无水乙醇): V (纯净水)=9:1 的混合溶剂中,室温下磁力搅拌 2 h,配成质量浓度为 100 g/L 的纺丝液。然后,加入添加量(以 PVP 质量为基准,下同)5.5%的莲纤维粉末,超声分散 15 min 后,室温下磁力搅拌 24 h,直至莲纤维粉末均匀地分散在纺丝液中。最后,在纺丝电压 11 kV、接收距离 20 cm、流速 0.6 mL/h、收集转速 100 r/min 的条件下,制备莲纤维/PVP 纳米医用敷料,记为 L-5.5/PVP-100。

采用制备 L-5.5/PVP-100 同样的方法和步骤,调整莲纤维粉末添加量分别为 1.5%、3.5%、8.5%和 10.5%,制备的纳米医用敷料分别记为 L-1.5/PVP-100、L-3.5/PVP-100、L-8.5/PVP-100、L-10.5/PVP-100;不添加莲纤维,制备的纯 PVP 纳米医用敷料,记为 PVP 敷料。

1.3 表征与测试

1.3.1 SEM 测定

喷金后,低位二次电子(LEI)模式,工作电流 20 μ A,电子加速电压 30 kV,对敷料进行形貌观察,并利用 Image J 软件随机对 100 根纤维的直径进行测量和统计。

1.3.2 孔隙率测定

利用 Image J 软件对敷料 SEM 图中纤维之间的孔隙进行着色,并计算其面积,依据公式(1)计算孔隙率(%)。

$$\text{孔隙率}/\% = \text{孔隙面积}/\text{总面积} \times 100 \quad (1)$$

1.3.3 水接触角测定

将 5 μ L 的水滴滴于敷料,利用接触角测试仪进行水接触角测试,评价敷料的润湿性能。

1.3.4 吸液率测定

依据左凌楠^[27]方法测试纤维膜吸水率,称取 10 mg 敷料,将其浸泡在水中 1 h 后,用滤纸吸取敷料表面的水分对其进行称重,根据公式(2)计算敷料的吸液率(%)。

$$\text{吸液率}/\% = (m_2 - m_1)/m_1 \times 100 \quad (2)$$

式中: m_1 、 m_2 分别为浸泡前、后敷料的质量,mg。

1.3.5 水蒸气透过率测定

依据 YY/T 0471.2—2004《接触性创面敷料试验方法第 2 部分:透气膜敷料水蒸气透过率》^[28],在 20 mL 透明玻璃螺口瓶中加入纯净水,用橡皮筋将 5 cm×5 cm 的正方形敷料固定在瓶口,称量并记录螺口瓶、纯净水、敷料、橡皮筋的总质量(m_1 , g),称量后将其放入干燥箱中,温度保持在 37 ℃,相对湿度

为 20%,24 h 后取出立即称量其质量(m_2 , g),根据公式(3)计算敷料的水蒸气透过率[$\text{g}/(\text{m}^2 \cdot 24 \text{ h})$]。

$$\text{水蒸气透过率} = (m_1 - m_2)/S \quad (3)$$

式中: S 为螺口瓶瓶口面积(瓶口直径为 1.72 cm), m^2 。

1.3.6 力学性能测定

将敷料裁剪成 90 mm×10 mm 的长方形,并对其厚度进行测量。以 50 mm/min 的拉伸速率进行力学性能测试,夹持长度为 50 mm。

1.3.7 抑菌性测定

参考文献^[37]抑菌圈法进行抑菌性测试。将 PVP 敷料和莲纤维/PVP 纳米医用敷料采用紫外光杀菌 30 min 后,分别贴敷于涂布 100 μ L 金黄色葡萄球菌的 LB 固体培养基上,在 37 ℃下培养 24 h,观察并统计抑菌圈的大小。

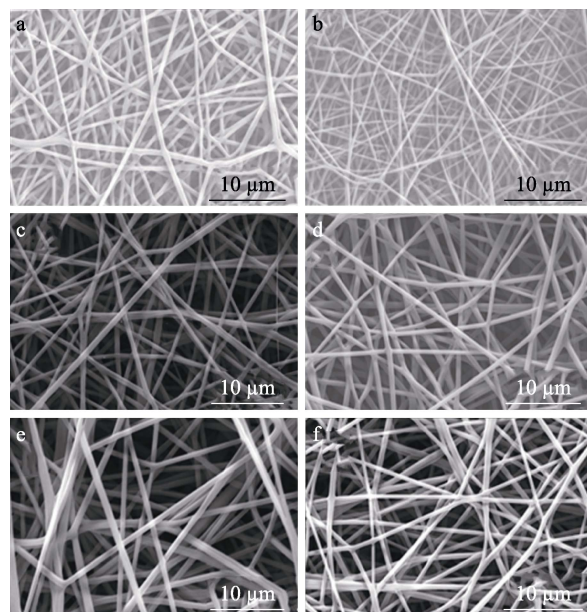
1.4 数据分析

所有实验均平行进行 3 次,结果以“算数平均值±标准差”表示,文中讨论使用平均值。采用单因素方差分析法,通过 SPSS 软件对组间差异性进行分析, $P<0.05$ 表示具有显著性差异; $P<0.01$ 表示具有极显著性差异; $P<0.001$ 表示具有非常显著性差异。

2 结果与讨论

2.1 形貌表征结果分析

图 1 为 PVP 敷料和莲纤维/PVP 纳米医用敷料的 SEM 图。图 2 为用手机拍摄的 L-5.5/PVP-100 上莲纤维的负载照片。



a—PVP 敷料; b—L-1.5/PVP-100; c—L-3.5/PVP-100; d—L-5.5/PVP-100; e—L-8.5/PVP-100; f—L-10.5/PVP-100

图 1 PVP 敷料和莲纤维/PVP 纳米医用敷料的 SEM 图
Fig. 1 SEM images of PVP dressing and lotus fiber/PVP nano-medical dressings

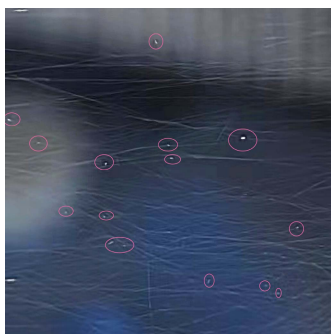


图2 L-5.5/PVP-100上莲纤维负载照片

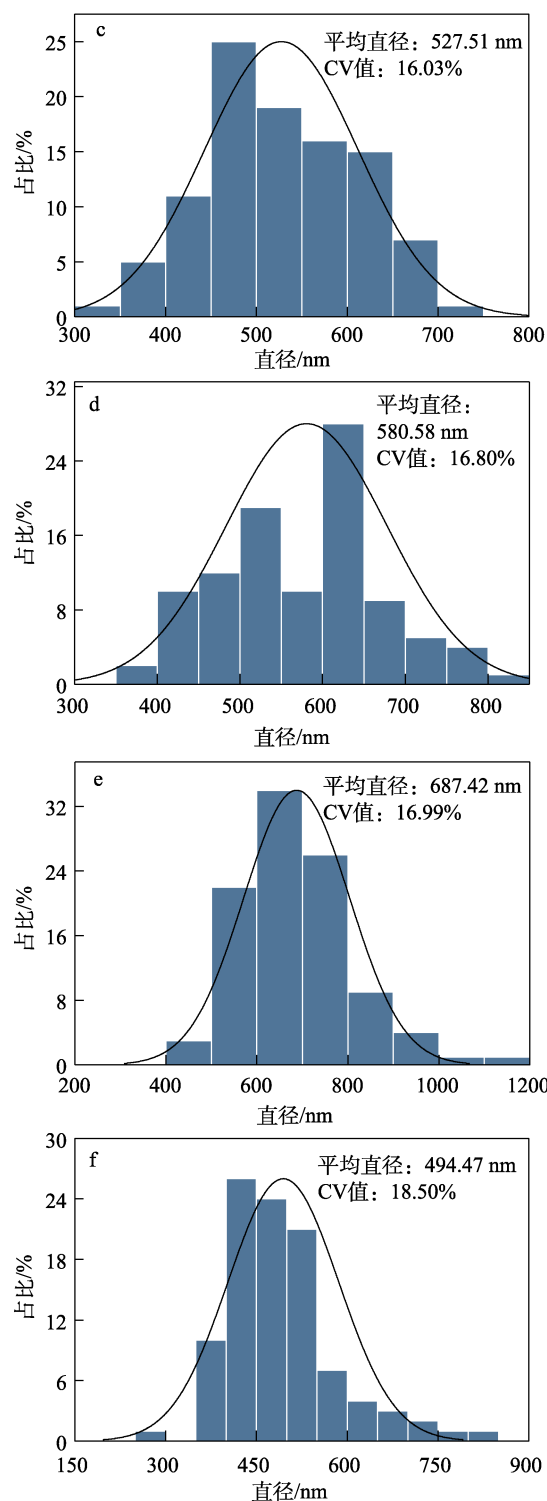
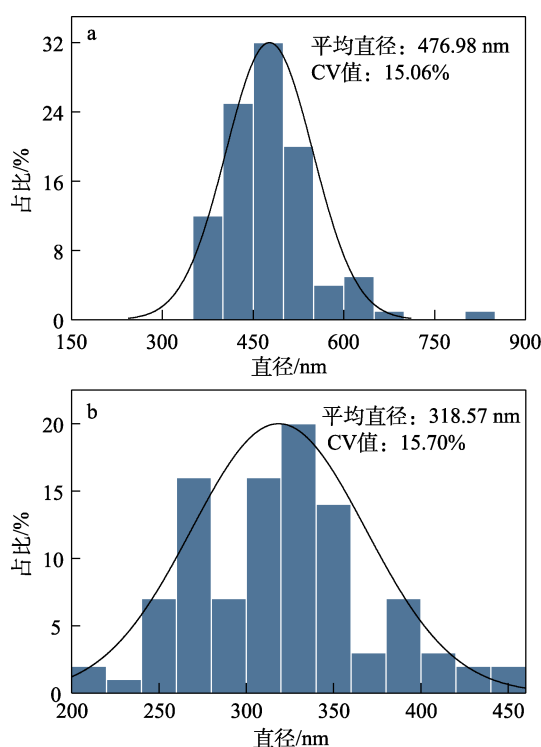
Fig. 2 Photo of lotus fiber loaded on L-5.5/PVP-100

从图1可以看出,所有纤维表面光滑,无串珠现象,且纤维分布均匀,黏连较少,表明敷料结构无缺陷,形貌良好。

同时,纤维随机交叉排列,形成了多孔结构,这有利于敷料对伤口渗液的传导。从图2可以看出,莲纤维分散在纤维表面或包覆于纳米纤维内部,表明其已成功负载于PVP。

图3为PVP敷料和莲纤维/PVP纳米医用敷料的直径分布图。

从图3可以看出,与PVP敷料(图3a)相比,L-1.5/PVP-100的纤维直径(318.57 nm)减小(图3b),可提高敷料孔隙率,从而加快伤口渗液的传导。这是因为,莲纤维的加入提高了纺丝液的电导率,导致纤维在电场中被牵伸拉细。但随着莲纤维添加量(3.5%~10.5%)的进一步增加,纤维直径呈现先增大后减小的趋势,且不匀率(CV值)逐渐提高(图3b~f)。



a—PVP敷料; b—L-1.5/PVP-100; c—L-3.5/PVP-100; d—L-5.5/PVP-100; e—L-8.5/PVP-100; f—L-10.5/PVP-100

图3 PVP敷料和莲纤维/PVP纳米医用敷料的直径分布图

Fig. 3 Diameter distribution diagrams of PVP dressing and lotus fiber/PVP nano-medical dressings

其主要原因在于,莲纤维添加量的提高(3.5%和5.5%),增大了纺丝液黏度,导致射流不容易分裂,使得纤维直径增大到580.58 nm。同时,由于莲纤维粉末是分散于溶液中,添加量过高(8.5%和

10.5%) 时, 纺丝过程中容易沉积, 导致莲纤维无法很好地包覆于纤维内部或均匀地分散在纤维表面, 造成纤维直径分布不均匀。

2.2 润湿性结果分析

2.2.1 润湿机理

图 4 为 Young 模型、Cassie-Baxter 模型、Wenzel 模型 3 种润湿模型的示意图。图 5 为莲纤维的 SEM 图和实物外观照片。

当伤口渗出液与纳米医用敷料内表面接触时, 会受到气、液、固三相两两之间接触线的作用力, 从而向四周扩散铺展, 此过程即为敷料润湿过程^[29]。其中, 液、固、气两两相交界面会形成一定的夹角 θ , 此角即为接触角。接触角是反映敷料亲疏水性的重要指标。通常, 材料的接触角 $< 90^\circ$ 时为亲水性材料, 接触角越小, 亲水性越强。从图 4 可以看出, 对应于各模型, 接触角分别符合公式 (4)、(5) 和 (6)^[30]。由公式可知, 敷料的润湿性与本身的表面张力及粗糙度有关。因此, 莲纤维的加入有利于敷料润湿性的提高。主要原因在于, 莲纤维主要成分为纤维素, 含有大量亲水性的羟基。同时, 其具有特殊的螺旋复丝结构, 表面存在沟槽 (图 5a) 且纤维较细 (图 5b), 具有高吸湿性, 表面张力大, 可提高对水分子的吸附力。此外, 莲纤维/PVP 纳米医用敷料纤维之间随机排列形成了多孔结构 (图 1), 这有利于敷料的吸湿。

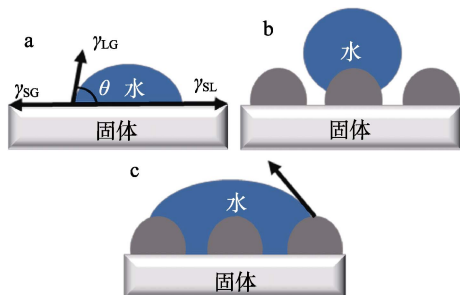
经过以上分析可知, 制备的纳米医用敷料在理论上具有超润湿性, 可有效促进细胞的黏附和增殖。

$$\gamma_{SG} = \gamma_{SL} + \gamma_{LG} \cos \theta \quad (4)$$

$$\cos \theta_r = f_s (\cos \theta + 1) - 1 \quad (5)$$

$$\cos \theta = n(\gamma_{SG} - \gamma_{SL}) / \gamma_{LG} = A_{SL}(\gamma_{SG} - \gamma_{SL}) / (A_F \times \gamma_{LG}) \quad (6)$$

式中: γ_{SG} 为气固界面张力, mN/m; γ_{SL} 为液固界面张力, mN/m; γ_{LG} 为气液界面张力, mN/m; f_s 为液固表面的面积比; θ_r 为粗糙固体表面的水接触角, $^\circ$; θ 为理想光滑固体表面的水接触角, $^\circ$; n 为粗糙因子, 取值为 1; A_{SL} 为真实接触面积, m^2 ; A_F 为粗糙表面的投影面积, m^2 。



a—Young 模型; b—Cassie-Baxter 模型; c—Wenzel 模型
图 4 3 种润湿模型示意图

Fig. 4 Schematic diagram of three wetting models

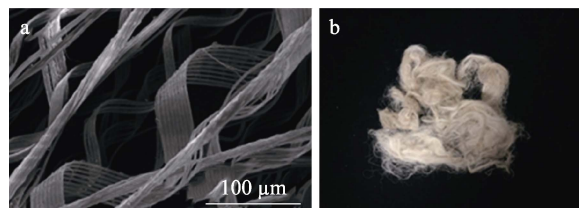


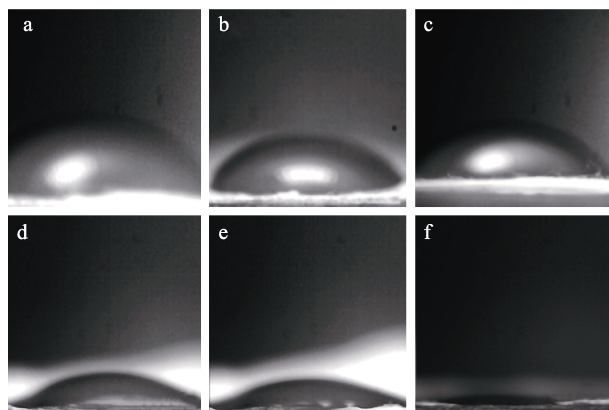
图 5 莲纤维的 SEM 图 (a) 和实物外观图 (b)

Fig. 5 SEM image (a) and physical appearance picture (b) of lotus fiber

2.2.2 莲纤维添加量的影响

图 6 和 7 分别为 PVP 敷料和不同莲纤维添加量制备的莲纤维/PVP 纳米医用敷料的水接触角实物照片和测试结果。

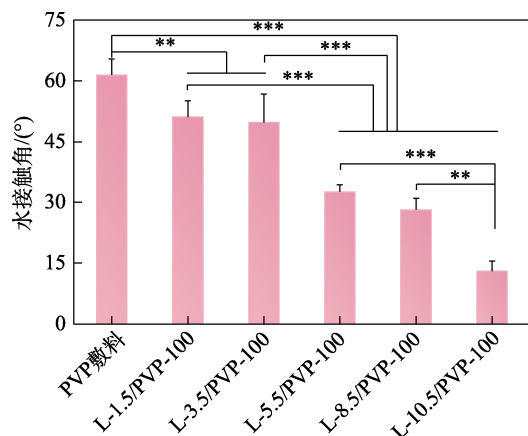
从图 6 可以看出, 随着莲纤维的加入和添加量的增加, 水珠逐渐从球状变得铺展开来, 同时结合图 7 可知, 水接触角从 61.5° (PVP 敷料) 逐渐减小到 13.1° (L-10.5/PVP-100), 且各敷料间具有显著性差异, 表明敷料的亲水性逐渐增强。较高亲水性的敷料, 可以在创面愈合前期快速吸收大量伤口渗出液, 避免其积累造成细菌滋生。其中, L-5.5/PVP-100 的水接触角为 32.6° , 较谢克难等^[31]制备的纳米抗菌敷料的水接触角 (52.05°) 降低了 37.4% 。同时, 与李亮等^[10]制备的聚乳酸基载药敷料的水接触角 (110°) 相比, 降低了 70.4% , 表明 L-5.5/PVP-100 具有更好的润湿性。同时, 研究^[32-33]表明, 水接触角在 $30^\circ \sim 60^\circ$ 之间的敷料, 表面的亲水性极强, 可促进人体真皮成纤维细胞的黏附和增殖, 在伤口修复过程中, 可加速伤口愈合。总之, 制备的莲纤维/PVP 纳米医用敷料具有超润湿性, 这与 2.2.1 节中的理论分析一致。



a—PVP 敷料; b—L-1.5/PVP-100; c—L-3.5/PVP-100; d—L-5.5/PVP-100; e—L-8.5/PVP-100; f—L-10.5/PVP-100

图 6 PVP 敷料和不同莲纤维添加量制备的莲纤维/PVP 纳米医用敷料水接触角实物照片

Fig. 6 Photos of water contact angle of PVP dressing and lotus fiber/PVP nano-medical dressings prepared by different lotus fibers addition amounts



*表示具有显著性差异 ($P<0.05$); **表示具有极显著性差异 ($P<0.01$); ***表示具有非常显著性差异 ($P<0.001$), 下同

图7 PVP敷料和不同莲纤维添加量制备的莲纤维/PVP纳米医用敷料水接触角

Fig. 7 Water contact angle of PVP dressing and lotus fiber/PVP nano-medical dressings prepared by different lotus fibers addition amounts

图8为PVP敷料和不同莲纤维添加量制备的莲纤维/PVP纳米医用敷料的吸液率。

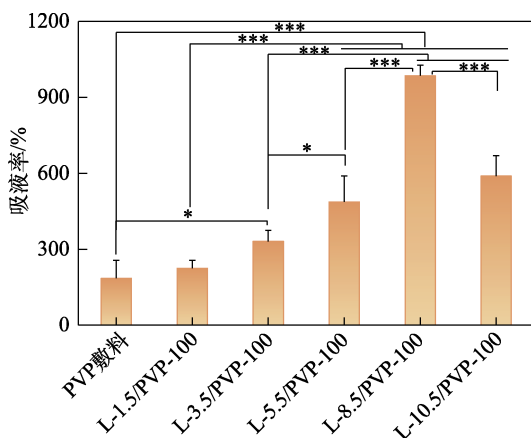


图8 PVP敷料和不同莲纤维添加量制备的莲纤维/PVP纳米医用敷料的吸液率

Fig. 8 Liquid absorption rate of PVP dressing and lotus fiber/PVP nano-medical dressings prepared by different lotus fibers addition amounts

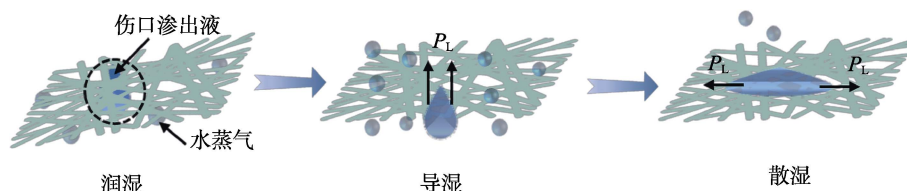


图9 纳米医用敷料导湿机理示意图

Fig. 9 Schematic diagram of water transport mechanism of nano-medical dressing

2.3.2 莲纤维添加量的影响

图10为PVP敷料和不同莲纤维添加量制备的莲纤维/PVP纳米医用敷料的孔隙率。

从图10可以看出,随着莲纤维添加量(1.5%~

从图8可以看出,莲纤维/PVP纳米医用敷料的吸液率均高于PVP敷料。这主要是因为,莲纤维中含有大量亲水性羟基,有利于水分子的吸附。其中,L-5.5/PVP-100的吸液率为487.02%,较左凌楠^[27]制备的壳聚糖/聚乙烯醇纤维膜的吸水率(180.1%),提高了170.42%;较郝中乾等^[32]制备的载活性组分纤维膜(150%)提高了224.68%。结合其接触角测试可知,L-5.5/PVP-100不仅具有超润湿性,而且对伤口渗液具有较强的吸收能力,综合性能优异,这些都能够保持伤口部位清洁并维持平衡的微环境,促进伤口愈合^[34]。

2.3 导湿性结果分析

2.3.1 导湿机理

图9为纳米医用敷料导湿机理示意图。

从图9可以看出,纳米医用敷料的导湿过程主要分为润湿、导湿以及散湿过程。在敷料中,液态水和气态水的导出是同时进行的,以液态水的导出为主^[29]。当伤口渗出液较少时,会很快蒸发,以水蒸气的形式通过敷料中纤维间的孔隙导出。随着渗出液的不断增多,难以快速蒸发,则以液态水的形式先润湿敷料内表面,然后渗透到敷料内的毛细管中,在毛细力的作用下,穿透敷料在敷料的外表面进行扩散蒸发。其中,毛细力来源于拉普拉斯压力(P_L , Pa), P_L 可根据公式(7)的Young-Laplace方程计算得到。

$$P_L = 4\gamma \cos \theta / D \quad (7)$$

式中: θ 为静态接触角,°; γ 为空气中液体表面张力,mN/m; D 为毛细管直径,mm。

根据公式(7),毛细力与接触角 θ 和毛细管直径 D 相关,当 $0^\circ < \theta < 90^\circ$ 时, θ 和 D 越小, P_L 越高,渗出液透过敷料的驱动力越大,则敷料的导湿能力越强^[35]。基于以上分析可知,所制备的纳米医用敷料理论上具有超导湿性。主要是因为,纳米医用敷料具有高孔隙率和小孔径的特点,且2.2节表明,其具有超润湿性。

10.5%)的增加,莲纤维/PVP纳米医用敷料的孔隙率逐渐下降,从L-1.5/PVP-100的72.39%降至L-10.5/PVP-100的61.59%。PVP敷料的孔隙率(63.40%)与L-8.5/PVP-100(62.41%)相当。敷料的孔隙率

主要受纤维直径的影响,直径越小,孔隙率越高,因为 L-1.5/PVP-100 的平均直径最小,为 318.57 nm (图 3b),因此具有最高的孔隙率。L-1.5/PVP-100 的孔隙率 (72.39%) 与胡蝶等^[36]制备的单层聚己内酯/明胶 (52.20%) 和聚己内酯/明胶-无机生物玻璃 (63.10%) 两种敷料相比,分别提高了 38.68% 和 14.72%,这将有利于敷料导湿性的提高。从图 10 还可以看出,PVP 敷料和莲纤维/PVP 纳米医用敷料的孔隙率都在 60% 以上,符合医用敷料孔隙率在 60%~90%^[34]的要求,这有助于伤口处的气体交换,加速伤口修复。

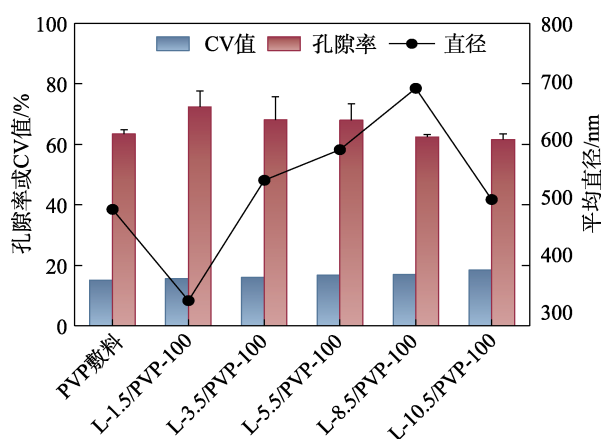


图 10 PVP 敷料和不同莲纤维添加量制备的莲纤维/PVP 纳米医用敷料的孔隙率

Fig. 10 Porosity of PVP dressing and lotus fiber/PVP nano-medical dressings prepared by different lotus fibers addition amounts

图 11 为 PVP 敷料和不同莲纤维添加量制备的莲纤维/PVP 纳米医用敷料的水蒸气透过率。

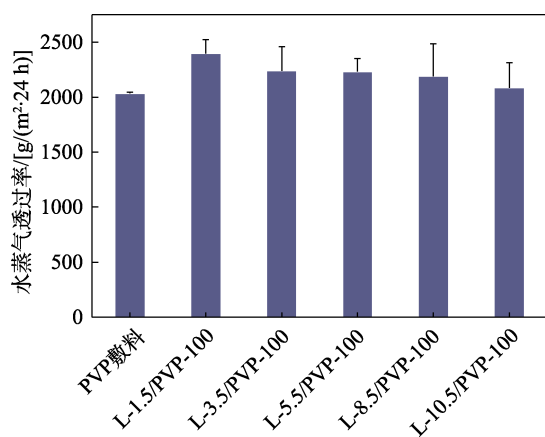


图 11 PVP 敷料和不同莲纤维添加量制备的莲纤维/PVP 纳米医用敷料的水蒸气透过率

Fig. 11 Water vapor transmission rate of PVP dressing and lotus fiber/PVP nano-medical dressings prepared by different lotus fibers addition amounts

水蒸气透过率是评价敷料导湿性的重要指标之

一,其在 76~9360 g/(m²·24 h) 范围内^[37]可避免渗出液积累,并防止伤口脱水。从图 11 可以看出,PVP 敷料的水蒸气透过率为 2034.86 g/(m²·24 h),低于所有莲纤维/PVP 纳米医用敷料。随着莲纤维添加量的增加,莲纤维/PVP 纳米医用敷料的水蒸气透过率逐渐减小。L-1.5/PVP-100 的水蒸气透过率最高,为 2396.38 g/(m²·24 h),较王红伟等^[38]制备的载黄芩苷创面敷料的水蒸气透过率 [1660.42 g/(m²·d)] 提高了 44.32%,再次证实,莲纤维/PVP 纳米医用敷料具有超导湿性,可为伤口提供湿润的愈合环境,有利于创面修复。这主要是因为,孔隙率是影响水蒸气透过率的主要因素,这与孔隙率结果 (图 10) 一致。

2.4 机械性能及抑菌性结果分析

由于 L-5.5/PVP-100 与 L-1.5/PVP-100 的孔隙率和水蒸气透过率相差不大,但 L-5.5/PVP-100 的水接触角显著小于 L-1.5/PVP-100 且吸液率更高,综合性能最优,因此,后续测定 L-5.5/PVP-100 的力学性能和抑菌性。表 1 为 PVP 敷料和 L-5.5/PVP-100 的力学性能和抑菌性测试结果。

表 1 PVP 敷料和 L-5.5/PVP-100 的力学性能和抑菌性
Table 1 Mechanical properties and antibacterial properties of PVP dressing and L-5.5/PVP-100

敷料	抗拉强度/MPa	断裂伸长率/%	抑菌圈直径/cm
L-5.5/PVP-100	3.66	18.53	1.4
PVP 敷料	3.55	9.33	0

从表 1 可以看出,L-5.5/PVP-100 的抗拉强度 (3.66 MPa)、断裂伸长率 (18.53%) 均高于 PVP 敷料 (3.55 MPa 和 9.33%)。这主要是因为,L-5.5/PVP-100 纤维的平均直径 (580.58 nm) 较大,纤维在拉伸过程中不易断裂。同时,其直径分布范围较广,在断裂时不同直径的纤维可分担不同的力,而且莲纤维的韧性较好,因此,其力学性能较 PVP 敷料优异。文献^[37]显示,人体皮肤的抗拉强度和断裂伸长率分别为 1~32 MPa 和 17%~207%,由此可知,L-5.5/PVP-100 的各项指标均与人体皮肤相当,能够为伤口提供有力的支撑和保护。

从表 1 还可以看出,PVP 敷料对金黄色葡萄球菌没有抑制作用,而 L-5.5/PVP-100 对金黄色葡萄球菌的抑菌圈直径为 1.4 cm,表明其具有一定的抑菌效果。这主要与莲纤维本身含有较多的黄酮和生物碱类化合物有关,这些化合物都具有明显的抑菌活性^[24]。

3 结论

以莲纤维优异的吸湿、导湿性为切入点,通过

静电纺丝技术将其与 PVP 混合,成功制备了莲纤维/PVP 纳米医用敷料,考察了莲纤维添加量对敷料润湿性、导湿性等性能的影响,得到的结论如下:

(1) 莲纤维/PVP 纳米医用敷料的纤维表面光滑且分布均匀。随着莲纤维添加量的提高,纤维的平均直径先增大后减小,随机排列的纤维形成了多孔结构,有利于增强敷料对伤口渗液的传导。

(2) 莲纤维添加量 5.5%制备的 L-5.5/PVP-100 水接触角为 32.6°,吸液率为 487.02%,具有良好的机械性能(抗拉强度 3.66 MPa,断裂伸长率 18.53%),并对金黄色葡萄球菌有一定的抑制作用。

(3) 莲纤维添加量 1.5%制备的 L-1.5/PVP-100,纤维的平均直径(318.57 nm)最小,因此具有最高的孔隙率(72.39%)和水蒸气透过率[2396.38 g/(m²·24 h)],具有超导湿性,有利于水蒸气的传输。

本文制备的莲纤维/PVP 纳米医用敷料具有超高的伤口渗液传导性,可以作为新型医用敷料应用于创面修复。

参考文献:

- [1] WU Q X (吴奇霞), MA J Z (马建中), ZHANG L (张雷), *et al.* Research progress on gelatin-based electrospinning composite fiber materials[J]. *Fine Chemicals (精细化工)*, 2023, 40(10): 2189-2199.
- [2] ZHAO Y T, ZHANG J, GAO Y, *et al.* Self-powered portable melt electrospinning for *in-situ* wound dressing[J]. *Journal of Nanobiotechnology*, 2020, 18: 1-10.
- [3] POONGUZHALI R, BASHA S K, KUMARI V S. Novel asymmetric chitosan/PVP/nanocellulose wound dressing: *In vitro* and *in vivo* evaluation[J]. *International Journal of Biological Macromolecules*, 2018, 112: 1300-1309.
- [4] HE J H, LIANG Y P, SHI M T, *et al.* Anti-oxidant electroactive and antibacterial nanofibrous wound dressings based on poly(ϵ -caprolactone)/quaternized chitosan-graft-polyaniline for full-thickness skin wound healing[J]. *Chemical Engineering Journal*, 2020, 385: 123464.
- [5] ZHANG T, XU H, ZHANG Y G, *et al.* Fabrication and characterization of double-layer asymmetric dressing through electrostatic spinning and 3D printing for skin wound repair[J]. *Materials & Design*, 2022, 218: 110711.
- [6] WANG C H (王春红), LI M (李明), LONG B X (龙碧旋), *et al.* Preparation and performance of polyvinyl alcohol/sodium alginate/berberine medical dressing[J]. *Journal of Textile Research (纺织学报)*, 2021, 42(5): 16-22.
- [7] ZOU P F, LEE W H, GAO Z Q, *et al.* Wound dressing from polyvinyl alcohol/chitosan electrospun fiber membrane loaded with OH-CATH30 nanoparticles[J]. *Carbohydrate Polymers*, 2020, 232: 115786.
- [8] LI W C, YU Q Q, YAO H, *et al.* Superhydrophobic hierarchical fiber/bead composite membranes for efficient treatment of burns[J]. *Acta Biomaterialia*, 2019, 92: 60-70.
- [9] HE C H, YU B R, LYU Y C, *et al.* Biomimetic asymmetric composite dressing by electrospinning with aligned nanofibrous and micropatterned structures for severe burn wound healing[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2022, 14(29): 32799-32812.
- [10] LI L (李亮), PEI F F (裴斐斐), LIU S P (刘淑萍), *et al.* Preparation and characterization of polylactic acid nanofiber drug loaded medical dressings[J]. *Journal of Textile Research (纺织学报)*, 2022, 43(11): 1-8.
- [11] YIN M L, WANG Y F, ZHANG Y, *et al.* Novel quaternized *N*-halamine chitosan and polyvinyl alcohol nanofibrous membranes as hemostatic materials with excellent antibacterial properties[J]. *Carbohydrate Polymers*, 2020, 232: 115823.
- [12] LIU L (刘毅), LI B L (李柏良), GAO B S (高宝善), *et al.* Fabrication and antioxidant properties of carvacrol/gelatin/polyvinyl alcohol fibrous membranes[J]. *Fine Chemicals (精细化工)*, 2023, 40(9): 1910-1918.
- [13] LIU H B, CHEN R, WANG P K, *et al.* Electrospun polyvinyl alcohol-chitosan dressing stimulates infected diabetic wound healing with combined reactive oxygen species scavenging and antibacterial abilities[J]. *Carbohydrate Polymers*, 2023, 316: 121050.
- [14] XIA J, ZHANG H, YU F Q, *et al.* Superclear, porous cellulose membranes with chitosan-coated nanofibers for visualized cutaneous wound healing dressing[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2020, 12(21): 24370-24379.
- [15] SONG L P (宋路平). Preparation and properties of multi-component medical dressing based on electrospinning method[D]. Wuhu: Anhui Polytechnic University (安徽工程大学), 2023.
- [16] DING Q T, DING C B, LIU X L, *et al.* Preparation of nanocomposite membranes loaded with taxifolin liposome and its mechanism of wound healing in diabetic mice[J]. *International Journal of Biological Macromolecules*, 2023, 241: 124537.
- [17] CHEN M P (陈美萍). Preparation and properties of antibacterial nanofiber membranes based on curcumin[D]. Wuxi: Jiangnan University (江南大学), 2023.
- [18] RAMALINGAM R, DHAND C, MAYANDI V, *et al.* Core-shell structured antimicrobial nanofiber dressings containing herbal extract and antibiotics combination for the prevention of biofilms and promotion of cutaneous wound healing[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2021, 13(21): 24356-24369.
- [19] WANG L L (王罗兰), ZHANG X L (张小丽), ZHANG F Y (张飞燕), *et al.* Preparation of carboxymethyl chitosan/polyethylene oxide nanofiber loaded dressings[J]. *Dyeing and Finishing (印染)*, 2024, 50(2): 36-40, 50.
- [20] DU M D, LIU S H, LAN N H, *et al.* Electrospun PCL/gelatin/arbutin nanofiber membranes as potent reactive oxygen species scavengers to accelerate cutaneous wound healing[J]. *Regenerative Biomaterials*, 2024, 11: rbad114.
- [21] LI L (李亮), LIU S P (刘淑萍), PEI F F (裴斐斐), *et al.* Medical dressing prepared from polylactic acid porous nanofiber loaded Chinese drugs[J]. *Materials Reports (材料导报)*, 2024, 38(10): 245-251.
- [22] LI W P (李伟平), YANG G X (杨桂霞), CHENG Z Q (程志强), *et al.* Preparation and properties of polyvinylpyrrolidone/aloe composite nanofiber membrane[J]. *Journal of Textile Research (纺织学报)*, 2022, 43(8): 55-59.
- [23] WANG Y, WANG Z, LU Z Y, *et al.* Humidity- and water-responsive torsional and contractile lotus fiber yarn artificial muscles[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2021, 13(5): 6642-6649.
- [24] PAN Y (潘颖). Study on the structure and properties of lotus fiber[D]. Shanghai: Donghua University (东华大学), 2011.
- [25] TAO M (陶梦). Study on extraction and preparation of lotus fiber[D]. Xi'an: Xi'an Polytechnic University (西安工程大学), 2018.
- [26] KHATAEI S, AL-MUSAWI M H, ASADI K, *et al.* Effect of molecular weight and content of polyvinylpyrrolidone on cell proliferation, loading capacity and properties of electrospun green tea essential oil-incorporated polyamide-6/polyvinylpyrrolidone nanofibers[J]. *Journal of Drug Delivery Science and Technology*, 2023, 82: 104310.
- [27] ZUO L N (左凌楠). Study on shikonin-loaded electrospun nanofiber membranes as wound dressing[D]. Shijiazhuang: Hebei Medical University (河北医科大学), 2020.
- [28] State Food and Drug Administration. Test methods for primary wound dressings—Part 2: Moisture vapour transmission rate of permeable film dressings: YY/T 0471.2—2004[S]. Jinan: Shandong Medical Device Product Quality Inspection Center (山东省医疗器械产品质量检验中心), 2004: 3-23.
- [29] YU Q (禹晴). Research of cotton T-shirt fabric with absorption and quick-drying[D]. Shanghai: Donghua University (东华大学), 2021.
- [30] ZHANG Y (张悦). Structures and properties of micro/nanofibrous composite membranes with directional water transport[D]. Tianjin: Tiangong University (天津工业大学), 2021.