

doi:10.3969/j.issn.1001-3539.2025.03.004

静电纺PCL-CS纤维膜/PAA水凝胶复合材料的制备及界面黏附性能

高扬¹, 闵浩楠¹, 刺焕军¹, 后振中²

(1. 西安科技大学机械工程学院, 西安 710054; 2. 西安科技大学材料科学与工程学院, 西安 710054)

摘要: 静电纺丝纤维膜与水凝胶因其各自的优点被广泛制备成复合材料并应用在伤口敷料中。为提高纤维膜与水凝胶的界面黏附性能, 基于聚丙烯酸(PAA)水凝胶自身黏性, 复合聚己内酯(PCL)-壳聚糖(CS)纤维膜, 制备了PCL-CS纤维膜/PAA水凝胶复合材料。使用静电纺丝法制备PCL-CS纤维膜, 研究了CS质量分数对PCL-CS纤维膜微观形貌与吸水率的影响, 以获得最佳的CS质量分数; 使用自由基聚合法制备PAA水凝胶, 通过剥离试验获得不同溶胀率的PAA水凝胶与纤维膜复合时的黏附能, 分析水凝胶溶胀率对黏附能的影响。结果表明, 当CS质量分数为15%时, PCL-CS纤维膜的纤维直径较小且分布均匀, 纤维平均直径为517.45 nm; 拉伸强度为1.77 MPa, 满足伤口敷料在实际应用中的强度需求; 吸水率为1 933.1%, 较高的吸水率使纤维膜能与PAA水凝胶产生较高的黏附能。当PAA水凝胶的溶胀率为250%时, 其与CS质量分数为15%的纤维膜的黏附能最大, 为7.12 J/m²。上述结果为复合伤口敷料的界面黏附性能提升研究提供了一定的参考。

关键词: 伤口敷料; 纤维膜; 水凝胶; 微观形貌; 吸水率; 溶胀率; 黏附能

中图分类号: TB324 **文献标识码:** A **文章编号:** 1001-3539(2025)03-0024-07

Preparation and interfacial adhesion properties of electrospun PCL-CS fiber membrane/PAA hydrogel composite

GAO Yang¹, MIN Haonan¹, LA Huanjun¹, HOU Zhenzhong²

(1. College of Mechanical Engineering, Xi'an University of Science and Technology, Xi'an 710054, China;

2. College of Materials Science and Engineering, Xi'an University of Science and Technology, Xi'an 710054, China)

Abstract: Electrospun fiber membranes and hydrogels, leveraging their respective merits, are widely used to fabricate composites for wound dressings. To improve the interfacial adhesion properties of fiber membranes and hydrogels, based on the self-adhesive property of polyacrylic acid (PAA) hydrogel, combining with polycaprolactone (PCL)-chitosan (CS) fiber membrane, the PCL-CS fiber membrane/PAA hydrogel composites were prepared. The PCL-CS fiber membrane was prepared by using electrospinning method, and the effects of CS mass fraction on the microscopic morphology and water absorption of the PCL-CS fiber membrane were studied for obtaining the best mass fraction of CS. Meanwhile, the PAA hydrogel was synthesized by free radical polymerization, and the adhesion energy of the PAA hydrogel with different swelling ratios combined with the fiber membrane was measured through peeling experiments to analyze the effect of the swelling ratio on the adhesion energy. The results demonstrate that when the CS mass fraction is 15%, the PCL-CS fiber membrane exhibits a relatively fine and uniform fiber diameter, with an average of 517.45 nm. The tensile strength is 1.77 MPa, meeting the strength requirements of wound dressings in practical applications. Its water absorption reaches 1 933.1%, which enables a relatively high adhesion energy between the PAA hydrogel and the PCL-CS fiber membrane. When the swelling ratio of the PAA hydrogel is 250%, the adhesion energy between PAA hydrogel and PCL-CS fiber membrane with 15% CS mass fraction is the largest, which is 7.12 J/m². The above results provide a certain reference for the study of improving the interfacial adhesion properties of composite wound dressings.

Keywords: wound dressing; fiber membrane; hydrogel; microscopic morphology; water absorption; swelling ratio; adhesion energy

基金项目: 陕西省重点研发计划-工业领域(2023-YBGY-448), 陕西省教育厅科学研究计划服务地方专项(24JC060), 咸阳市重点研发计划-工业企业创新能力提升计划(L2023-ZDYF-QYCX-024)

通信作者: 后振中, 博士, 讲师, 研究方向为功能性聚合物软材料和新能源材料

收稿日期: 2025-01-06

引用格式: 高扬, 闵浩楠, 刺焕军, 等. 静电纺PCL-CS纤维膜/PAA水凝胶复合材料的制备及界面黏附性能[J]. 工程塑料应用, 2025, 53(3): 24-30.

GAO Yang, MIN Haonan, LA Huanjun, et al. Preparation and interfacial adhesion properties of electrospun PCL-CS fiber membrane/PAA hydrogel composite[J]. Engineering Plastics Application, 2025, 53(3): 24-30.

静电纺丝纤维膜与水凝胶因其各自的优点被广泛地复合制备并应用于电子设备^[1]、环境科学^[2]与伤口敷料等领域中。在处理术后、溃疡和烫伤等伤口时,所选用的敷料通常需要具备防粘连以及较强吸液能力等特点^[3]。由于纱布、绷带等传统敷料已经不能满足处理这些伤口的需求,因此凝胶、纤维等材料成为了新型敷料^[4]的首选材料。其中,凝胶类敷料^[5]虽然具有吸水性高、黏附性强^[6]等优势,但大部分凝胶应用于伤口时却无法有效起到防粘连的作用,这就极易导致在换药过程中对伤口造成二次伤害。另外,部分薄膜类敷料^[7]虽然具备抗菌性并能防止伤口粘连^[8],但是这类薄膜敷料存在吸水量过少、制备工艺复杂^[9]等问题。鉴于上述情况,将凝胶类材料与薄膜类材料进行复合,以此来制备出兼具多种优势的新型敷料,具有极为广阔的应用前景^[10]。

凝胶类敷料常用明胶^[11]、壳聚糖(CS)^[12]、丙烯酸(AA)^[13]等材料,通过自由基聚合和离子聚合等方法进行制备。其中通过自由基聚合法制备的聚丙烯酸(PAA)水凝胶具有生物相容性好、黏附性强等特点^[14],在伤口敷料领域应用广泛。薄膜类敷料常用聚己内酯(PCL)^[15]、聚乳酸(PLA)^[16]和CS等材料,通过共混纺丝和同轴纺丝等方法进行制备。其中以PCL与CS为原料通过共混纺丝法制备的复合纤维膜具有防止术后伤口粘连的优点^[17]。因此将PAA水凝胶与PCL-CS纤维膜复合制备敷料时,可以使敷料同时拥有优良的防粘连性与吸水性。

在将水凝胶与纤维膜进行复合时,许多研究者将纤维膜直接浸入水凝胶前驱液制备复合伤口敷料^[18],这种方法制备的敷料复合性能强,但水凝胶的前驱液会浸入纤维膜的孔隙中,使纤维膜失去防粘连、干燥和透气等特性。如何使用简单工艺将纤维膜通过水凝胶自身黏性复合至水凝胶表面,使其具有伤口防粘连与吸湿性强的优点是待解决的问题之一,而如何调整水凝胶与纤维膜材料参数使两者形成较好的黏附是保证复合敷料使用的基础。

对于水凝胶与纤维膜之间的黏附能而言,由于PCL-CS纤维膜与PAA水凝胶不存在金属离子且在黏附过程中不产生共价键,因此氢键作用是影响黏附能的主要因素。为了提高PCL-CS纤维膜与PAA水凝胶之间的黏附能,笔者首先采用共混静电纺丝法制备了不同CS含量的PCL-CS纤维膜,分析不同

CS含量纤维膜的微观形貌、力学性能与吸水率,得到最佳的CS质量分数。其次,采用自由基聚合法制备了PAA水凝胶,分析水凝胶溶胀率增加时水凝胶与纤维膜黏附能的变化趋势。最后,选取能提供最大黏附能的水凝胶与纤维膜复合,制备出界面黏附性能较好的PCL-CS纤维膜/PAA水凝胶复合材料,为该复合材料在伤口敷料领域中的进一步应用奠定基础。

1 材料与方法

1.1 主要原材料

PCL(分子量30 000, P871873)、CS(分子量150 000, C875438)、聚氧化乙烯(PEO)(分子量2 000 000, P823144)、乙酸(AAG)(纯度≥99.5%, A801295)、AA(纯度≥99.5%, A800293)、过硫酸铵(APS)(纯度≥98%, A769098)、*N,N'*-亚甲基双丙烯酰胺(MBA)(纯度≥99.5%, N917391)、二氯甲烷(DCM)(纯度≥99.5%, D807827):上海麦克林生化科技有限公司。

1.2 主要仪器及设备

静电纺丝机:SS-3556H,输出电压0~50 kV,输出电流0~2 mA,苏州金纬化纤工程技术有限公司;

电子万能拉伸试验机:CMT4503,最大试验力5 kN,试验力分辨率为最大试验力的1/300 000,西安中试测控科技有限公司;

场发射扫描电子显微镜(FESEM):Nova Nano SEM 450,加速电压50 V~30 kV,电子束流0.6 pA~200 nA,放大倍数100倍~80万倍,美国FEI公司。

1.3 试样制备

1.3.1 PCL-CS纤维膜的制备

采用共混静电纺丝法制备PCL-CS纤维膜。首先,分别称取0.3 g CS与0.1 g PEO溶解于14 mL AAG与6 mL去离子水溶液中,室温下搅拌6 h,得到透明的CS溶液备用。其次,称取3 g PCL溶解于10 mL DCM中,室温下搅拌30 min,得到透明的PCL溶液备用,依据表1的配比分别配置CS质量分数为5%、10%、15%、20%的PCL-CS纤维膜纺丝液溶液,在室温下搅拌30 min。最后,选用20G号金属针头,并对静电纺丝机的参数进行调节(纺丝电压为18 kV、收集距离为20 cm、收集速率为140 r/min、推进速度为0.15 mm/min),完成纺丝操作,制备PCL-CS纤维膜的厚度为0.1 mm。

表 1 PCL-CS 静电纺丝液的配比
Tab. 1 Ratios of PCL-CS electrospinning solution

Items	CS mass fraction/%			
	5	10	15	20
PCL solution volume/mL	3.8	3.00	1.89	2
CS solution volume/mL	4.0	6.67	6.67	10

1.3.2 PAA 水凝胶与复合材料的制备

鉴于自由基聚合法具有反应条件相对温和、工艺操作简便等诸多优势,故采用该方法制备 PAA 水凝胶。首先,分别将 0.405 g 的交联剂 MBA 和 0.9 g 的引发剂 APS 溶解于 18 mL 的 AA 与 72 mL 的去离子水的混合液中,在室温条件下搅拌 30 min,直至得到透明的水凝胶前驱液。其次,将水凝胶前驱液倒入模具后,放置于真空干燥箱中进行抽真空处理,以去除其中的气泡;同时,将反应温度设置为 60 °C,反应时长设定为 6 h,使水凝胶样件成型。最后,将 PAA 水凝胶样件置于去离子水中反复冲洗,去除未发生反应的 AA 单体,得到 PAA 水凝胶样件,制备 PAA 水凝胶的厚度为 2 mm。

PCL-CS 纤维膜/PAA 水凝胶复合材料制备流程如图 1 所示,利用水凝胶自身黏性将纤维膜与水凝胶复合,首先将 PCL-CS 纤维膜裁剪为圆形,其次将 PAA 水凝胶表面水分擦干,最后将 PCL-CS 纤维膜贴合在 PAA 水凝胶表面并使用 50 g 的砝码放置于其上并持续压制 30 min,得到 PCL-CS 纤维膜/PAA 水凝胶复合材料。

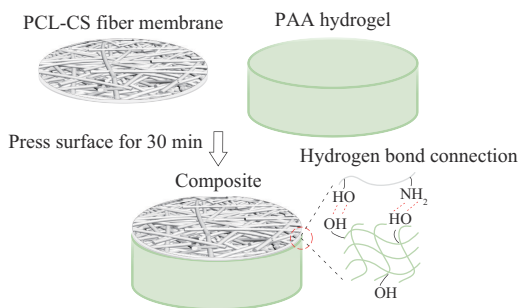


图 1 PCL-CS 纤维膜/PAA 水凝胶复合材料制备流程图

Fig. 1 Preparation flow chart of PCL-CS fiber membrane/PAA hydrogel composite

1.4 测试与表征

(1)微观形貌表征:使用 FESEM 对样品的表面进行分析,测试前将样品喷金处理 40 s,设备电压采用 10 kV。

(2)吸水率测试:将干燥的纤维膜进行称重,质量记为 m_0 ,随之将纤维膜完全浸入去离子水中,每隔一段时间将其取出,使用干燥纸擦干表面水分进

行称重,质量记为 m_t ,按式(1)计算纤维膜的吸水率。

$$\theta = \frac{m_t - m_0}{m_0} \times 100\% \quad (1)$$

式中: θ 为吸水率; m_t 为在时间 t 时纤维膜的质量,单位为 g; m_0 为纤维膜干燥时的质量,单位为 g。

(3)拉伸性能测试:按 GB/T 1040.3-2006 进行拉伸强度测试,拉伸速度为 5 mm/min,共进行 3 组平行试验,求得样件平均拉伸强度。

(4)溶胀率测试:将干凝胶进行称重,质量记为 m_{os} ,随后将干凝胶完全浸入去离子水中并放置在 37 °C 的恒温箱中,每隔一段时间将其取出,使用干燥纸擦干表面水分进行称重,质量记为 m_{ts} ,按式(2)计算水凝胶的溶胀率。

$$R_s = \frac{m_{ts} - m_{os}}{m_{os}} \times 100\% \quad (2)$$

式中: R_s 为溶胀率; m_{ts} 为在时间 t 时水凝胶的质量,单位为 g; m_{os} 为干凝胶的质量,单位为 g。

(5)剥离性能测试:按 GB/T 8808-1988 进行 T 型剥离测试,样品为长 200 mm、宽 15 mm 的长方形,剥离速度为 50 mm/min。

2 结果与讨论

2.1 CS 质量分数对 PCL-CS 纤维膜微观形貌的影响

不同 CS 质量分数的 PCL-CS 纤维膜表面微观形貌如图 2 所示。随着 CS 质量分数的增加,PCL-CS 纤维膜的纤维均匀程度先升高后降低。其中,CS 质量分数为 15% 的 PCL-CS 纤维膜纤维分布较为均匀,纤维之间粘连现象较少。然而,在 CS 质量

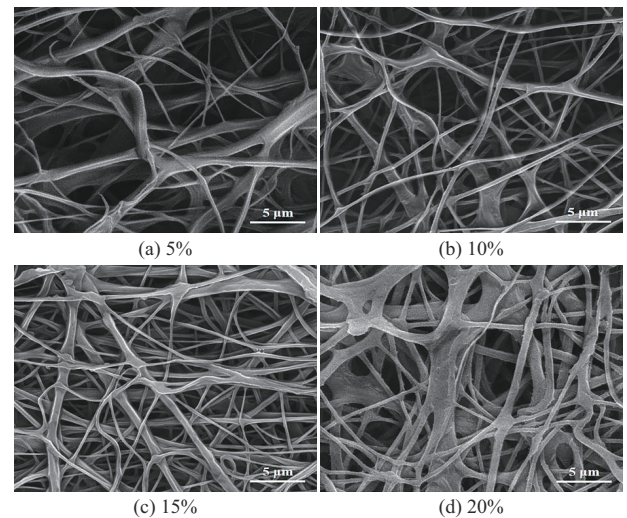


图 2 不同 CS 质量分数的 PCL-CS 纤维膜的表面微观形貌

Fig. 2 Surface micromorphology of PCL-CS fiber membranes with different CS mass fractions

分数为20%的PCL-CS纤维膜中,纤维之间却存在大量粘连现象。这是由于CS质量分数进一步增加后,CS溶液的黏性随之升高,在纺丝过程中,溶剂因此无法完全挥发所致。

用ImageJ测量不同CS质量分数的纤维膜纤维直径分布及其变异系数,如图3所示。由图3可知,CS质量分数为5%,10%,15%和20%的纤维膜平均直径分别为801.53,714.14,517.45,634.38 nm。随着CS质量分数的增加,纤维直径呈现出先减小后增大的变化趋势。这是因为当CS质量分数增加时,纺丝液的导电性提升,在纺丝过程中,射流更易于被拉伸,进而致使纤维直径变细。然而,当CS质量分数增加至20%时,由于CS具有较高的黏性,在纺丝过程中射流不易断裂,这就导致纤维膜中产生了大量粘连现象,纤维直径也随之变粗。而上述不同CS质量分数的纤维膜纤维直径分布变异系数分别为0.102 51,0.015 59,0.001 47和0.006 14。当CS质量分数为15%时,纤维直径分布变异系数最小,纤维直径分布最均匀。而当纤维膜的纤维直径较小时,纤维的比表面积会增大,纤维表面能够参与形成氢键的官能团数量更多,使得单位面积上形成氢键的位点增多,从而有利于增强氢键黏附^[19]。其中,CS质量分数为15%的PCL-CS纤维膜相比其他PCL-CS纤维膜拥有更细的纤维直径与更均匀的纤维直径分布,这种特点能够使该PCL-CS纤维膜与PAA水凝胶之间产生更多的氢键,因此可以推断,CS质量分数为15%的PCL-CS纤维膜能与水凝胶产生更大的界面黏附性。

2.2 PCL-CS纤维膜的力学性能

由2.1节可知,在与PAA水凝胶黏附的过程中,CS质量分数为15%的PCL-CS纤维膜能够产生更高的黏附能。但还需对该PCL-CS纤维膜的拉伸强度进行测试,判断其是否满足作为医用敷料的强度需求。3组平行试验的PCL-CS纤维膜的拉伸应力-应变曲线如图4所示。通过图4可知,CS质量分数为15%的PCL-CS纤维膜平均拉伸强度达到了1.77 MPa。而在常用的薄膜类医用敷料中,其拉伸强度处于0.5~2 MPa的范围^[20-22]。由此可见,该纤维膜的力学性能能够满足使用需求。

2.3 CS质量分数对PCL-CS纤维膜吸水率的影响

当液体渗入纤维膜中会使纤维膜更加柔软,纤维膜与水凝胶的接触面积会变大,从而增强界面黏

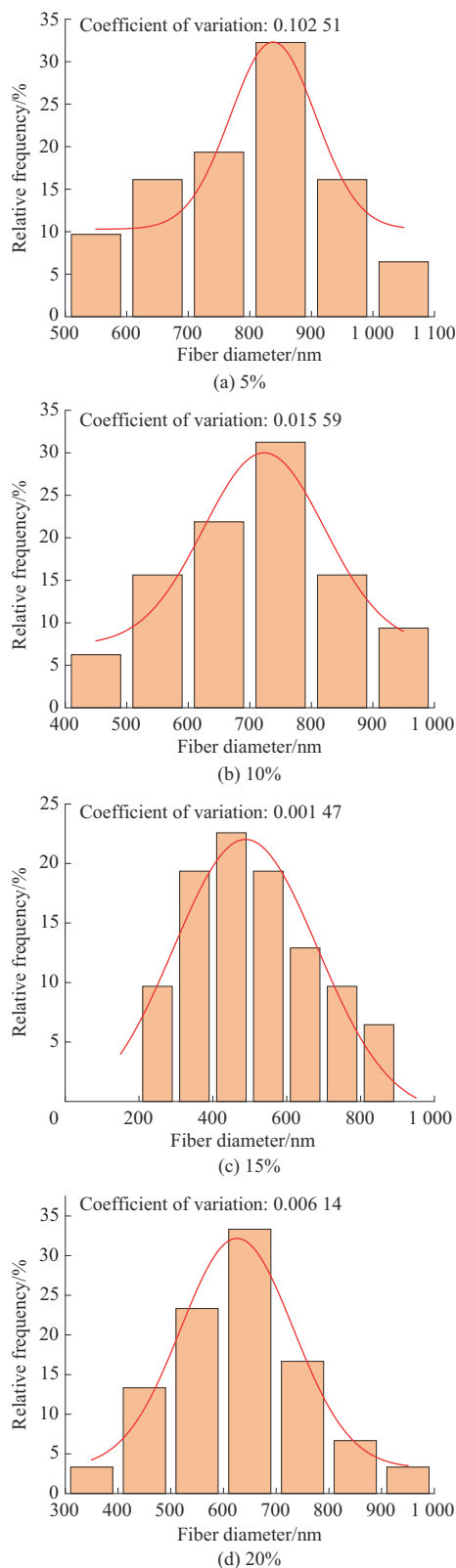


图3 不同CS质量分数的纤维膜纤维直径分布及其变异系数

Fig. 3 Distribution of fiber diameter of fiber membranes and its coefficient of variation with different CS mass fractions

附性。因此需要对不同CS质量分数的PCL-CS复合纤维膜吸水率进行测试,结果如图5所示。由图5

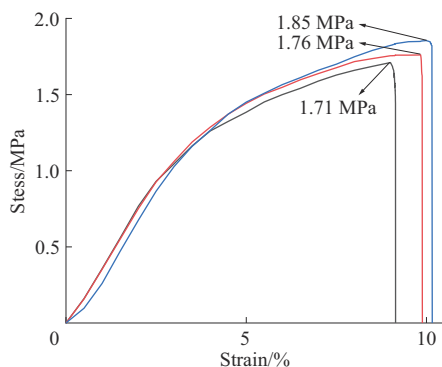


图4 3组平行试验的PCL-CS纤维膜拉伸应力-应变曲线(CS质量分数为15%)

Fig. 4 Tensile stress-strain curves of PCL-CS fiber membranes with three groups of parallel tests (mass fraction of CS is 15%)

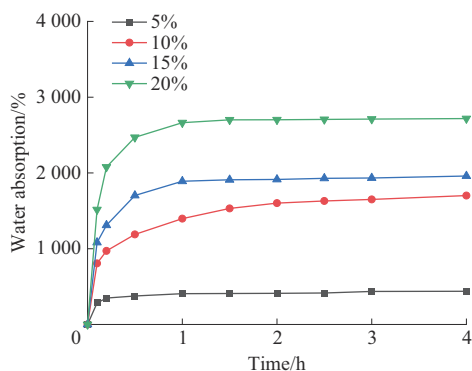


图5 不同CS质量分数的PCL-CS纤维膜吸水率

Fig. 5 Water absorption of PCL-CS fiber membranes with different CS mass fractions

看出,CS质量分数为5%,10%,15%和20%的纤维膜的吸水率分别为435.9%,1650.7%,1933.1%和2710.8%。随着CS质量分数的增加,PCL-CS纤维膜的吸水率逐渐变大,这是因为CS中含有大量的亲水羧基,因此随着CS质量分数增加,PCL-CS纤维膜的吸水率增大。在PCL-CS纤维与PAA水凝胶之间的黏附过程中,PCL-CS纤维膜会吸收PAA水凝胶中的水,从而使纤维膜变软,进而使纤维膜与水凝胶的贴合面积更大。因此当PCL-CS纤维膜吸水率较高时,PCL-CS纤维膜与PAA水凝胶的黏附性能较好。

2.4 不同溶胀率对水凝胶与纤维膜黏附性能的影响

由于PAA水凝胶和PCL-CS纤维膜之间的黏附主要依赖于氢键作用,当水凝胶作为伤口敷料应用时,它会吸收伤口的渗出液,这一过程会使水凝胶的溶胀率变化。但水凝胶的黏附能并非随着溶胀率的增加而单调变化^[23]。因此,探讨了PAA水凝胶

溶胀率变化对水凝胶与纤维膜黏附能的影响。图6为PAA水凝胶溶胀率随时间变化的曲线。由图6看出,PAA水凝胶的最大溶胀率可达480.23%。在1~20 h时间段内,PAA水凝胶的溶胀率呈现出较大的增长速率,而在36 h之后,溶胀率增长速率趋于平缓,直至50 h时,该水凝胶达到溶胀平衡状态。

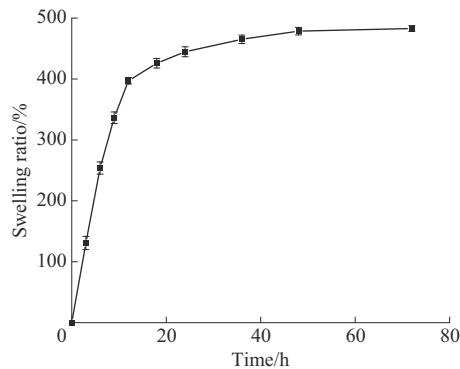


图6 PAA水凝胶溶胀率随时间变化曲线

Fig. 6 Change curve of PAA hydrogel swelling ratio with time

随着PAA水凝胶溶胀率的增大,水凝胶的力学性能变弱,若溶胀率过大,会影响PAA水凝胶在敷料领域的应用。因此,只考虑溶胀率在300%以下的PAA水凝胶与纤维膜的黏附能随溶胀率增大而变化的趋势。基于此,分别将溶胀率为100%,200%,250%和300%的PAA水凝胶与CS质量分数为15%的PCL-CS纤维膜进行贴合,并通过180°剥离试验对水凝胶与纤维膜之间的黏附能进行测量,相应的剥离力-位移曲线如图7所示。

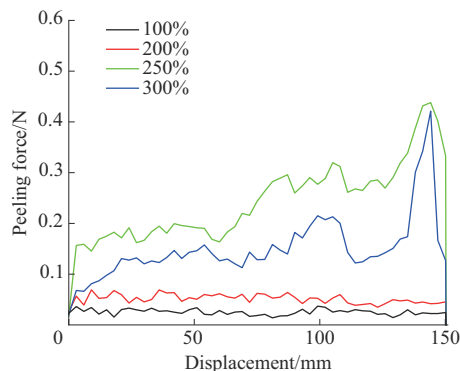


图7 不同水凝胶溶胀率的剥离力-位移曲线

Fig. 7 Peeling force-displacement curves with different hydrogel swelling ratios

将图7中剥离力-位移曲线转换为单位面积黏附能,如图8所示。由图8看出,当PAA水凝胶溶胀率为100%,200%,250%和300%时,对应的黏附能分别为0.84,5.14,7.12,5.06 J/m²,PAA水凝胶与PCL-CS纤维膜的黏附能随着溶胀率的增加先增大

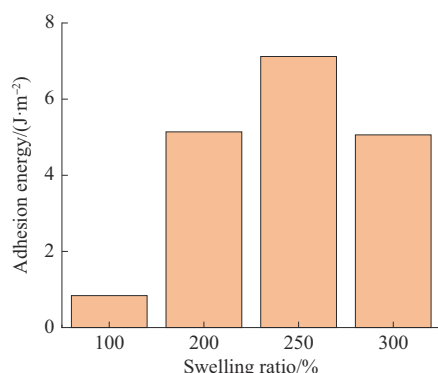


图8 不同溶胀率水凝胶与纤维膜的黏附能

Fig. 8 Adhesion energy between hydrogels with different swelling ratios and fiber membrane

后减小,这是因为当干凝胶开始溶胀时,水凝胶的网络链随之膨胀,网络链上的极性基团更多,使得水凝胶与纤维膜的黏结界面会有更多的氢键形成,进而使黏附能得以增加。然而,当溶胀率达到某一临界值时,过高的溶胀率会致使水凝胶网络链过度膨胀,这种过度膨胀会破坏水凝胶网络链的结构,从而使得能够形成氢键的点位减少,最终导致黏附能下降。

3 结论

(1)当CS的质量分数为15%时,PCL-CS纤维膜展现出较为均匀的微观形貌,其平均纤维直径为517.45 nm,拉伸强度为1.77 MPa,强度满足其作为伤口敷料的要求。同时,纤维膜吸水率达到1 933.1%,吸水量是纤维膜干燥质量的近20倍。在与PAA水凝胶黏附时,纤维膜能够产生更多的氢键点位继而提高黏附能。

(2)PAA水凝胶与纤维膜的黏附能会随着溶胀率的增加而发生变化。当PAA水凝胶的溶胀率在0%~250%范围内变化时,黏附能会随着溶胀率的增加而增大;当溶胀率大于250%时,黏附能则会随着溶胀率的增加而减小。

(3)当选取CS质量分数为15%的PCL-CS纤维膜与溶胀率为250%的PAA水凝胶制备复合材料时,两者之间能够产生较高的黏附能,黏附能为7.12 J/m²。

参考文献

[1] SU W Y, PANG Y, CHANG Z Y, et al. A “nanofiber membrane-microarray hydrogel” dual-module structure for thermal-solar-electric energy conversion[J]. *Nano Energy*, 2024, 123. DOI: 10.1016/j.nanoen.2024.109408.

[2] YU J, CHEN M M, HU N, et al. Long-lasting hydrogen evolution and efficient dew harvest realized via electrospinning polyvinyl-

dene fluoride membrane on hybrid hydrogels[J]. *Small Science*, 2024, 4(7). DOI:10.1002/smssc.202400046.

[3] GHOMI E R, NIAZI M, RAMAKRISHNA S. The evolution of wound dressings: From traditional to smart dressings[J]. *Polymers for Advanced Technologies*, 2023, 34(2):520–530.

[4] 牛戈,张劲松,潘红福,等.新型创面敷料的应用及其研究进展[J]. *上海纺织科技*, 2023, 51(9):13–18.

NIU Ge, ZHANG Jinsong, PAN Hongfu, et al. Application and research progress of new wound dressings[J]. *Shanghai Textile Science & Technology*, 2023, 51(9):13–18.

[5] JIA B, LI G W, CAO E T, et al. Recent progress of antibacterial hydrogels in wound dressings[J]. *Materials Today Bio*, 2023, 19. DOI:10.1016/j.mtbio.2023.100582.

[6] XIONG Y H, ZHANG L J, XIU Z P, et al. Derma-like antibacterial polysaccharide gel dressings for wound care[J]. *Acta Biomaterialia*, 2022, 148:119–132.

[7] YANG J H, XU L. Electrospun nanofiber membranes with various structures for wound dressing[J]. *Materials*, 2023, 16(17). DOI: 10.3390/ma16176021.

[8] JIA J J, LIN Z H, ZHU J L, et al. Anti-adhesive and antibacterial chitosan/PEO nanofiber dressings with high breathability for promoting wound healing[J]. *International Journal of Biological Macromolecules*, 2024, 261(1). DOI: 10.1016/j.ijbiomac.2024.129668.

[9] 李晓茹.生物纤维与水凝胶复合功能性伤口敷料的制备及性能研究[D].青岛:青岛大学,2019.

LI Xiaoru. Preparation and properties of bio-based hydrogel composite functional wound dressing[D]. Qingdao: Qingdao University, 2019.

[10] WANG M S, GU J T, HAO Y N, et al. Adhesive, sustained-release, antibacterial, cytocompatible hydrogel-based nanofiber membrane assembled from polysaccharide hydrogels and functionalized nanofibers[J]. *Cellulose*, 2023, 30(1):323–337.

[11] LAI D X, LI E L, YAN Y J, et al. Gelatin-hydrogel based organic synaptic transistor[J]. *Organic Electronics*, 2019, 75. DOI:10.1016/j.orgel.2019.105409.

[12] WANG X Y, SONG R J, JOHNSON M, et al. Chitosan-based hydrogels for infected wound treatment[J]. *Macromolecular Bioscience*, 2023, 23(9). DOI:10.1002/mabi.202300094.

[13] WANG Z M, WANG J H, LIU Y C, et al. A low cost, acrylic acid based low swelling hydrogel[J]. *Materials Letters*, 2024, 366. DOI: 10.1016/j.matlet.2024.136538.

[14] GAO Y, LA H J, MIN H N, et al. Study on the mechanical properties of Polyacrylic Acid/Chitosan double network hydrogels in dynamic water content[J]. *Materials Research Express*, 2024, 11(11). DOI:10.1088/2053-1591/ad913c.

[15] MAO C, LIANG S, HU Y C, et al. The antibacterial and drug-loaded bilayer poly(ϵ -caprolactone) fibrous membrane with a

- shish-kebab structure[J]. *Frontiers of Materials Science*, 2024, 18 (4). DOI:10.1007/s11706-024-0703-y.
- [16] ZHOU S D, LIU Z X, JIN Y J, et al. Poly (lactic acid) electrospun nanofiber membranes: Advanced characterization for biomedical applications with drug loading performance studies[J]. *International Journal of Biological Macromolecules*, 2024, 281. DOI: 10.1016/j.ijbiomac.2024.136188.
- [17] 池秀云, 黄超, 傅思佳, 等. 腹腔镜术后防粘连用 CS/PCL 共混纤维膜的制备与表征[J]. *东华大学学报(自然科学版)*, 2023, 49(3): 1–8.
- CHI Xiuyun, HUANG Chao, FU Sijia, et al. Preparation and characterization of CS/PCL blended fiber membranes for anti-adhesion after laparoscopic surgery[J]. *Journal of Donghua University (Natural Science)*, 2023, 49(3):1–8.
- [18] LI M Y, DONG Y P, WANG M D, et al. Hydrogel/nanofibrous membrane composites with enhanced water retention, stretchability and self-healing capability for wound healing[J]. *Composites Part B: Engineering*, 2023, 257. DOI: 10.1016/j.compositesb.2023.110672.
- [19] SHARMA S, CHHETRY A, ZHANG S P, et al. Hydrogen-bond-triggered hybrid nanofibrous membrane-based wearable pressure sensor with ultrahigh sensitivity over a broad pressure range[J]. *ACS Nano*, 2021, 15(3):4 380–4 393.
- [20] RASHEDI S, AFSHAR S, ROSTAMI A, et al. Co-electrospun poly(lactic acid)/gelatin nanofibrous scaffold prepared by a new solvent system: Morphological, mechanical and in vitro degradability properties[J]. *International Journal of Polymeric Materials and Polymeric Biomaterials*, 2021, 70(8):545–553.
- [21] LIN C M, CHANG Y C, CHENG L C, et al. Preparation of graphene-embedded hydroxypropyl cellulose/chitosan/polyethylene oxide nanofiber membranes as wound dressings with enhanced antibacterial properties[J]. *Cellulose*, 2020, 27(5):2 651–2 667.
- [22] ETEMADI N, MEHDIKHANI M, HURI P Y, et al. Novel electrospun polyvinyl alcohol/chitosan/polycaprolactone-diltiazem hydrochloride nanocomposite membranes for wound dressing applications[J]. *Emergent Materials*, 2024, 7(3):1 103–1 113.
- [23] 梁子毅. 贻贝和牡蛎启发的湿态组织粘附水凝胶构筑及性能研究[D]. 福州: 福建师范大学, 2023.
- LIANG Ziyi. Study on the construction and performance of wet tissue adhesive hydrogel inspired by mussel adhesive protein[D]. Fuzhou: Fujian Normal University, 2023.