

doi:10.3969/j.issn.1001-3539.2026.02.010

用于人体运动监测的聚乙烯醇/聚丙烯酸 双网络抗菌水凝胶

杜涛^{1,2}, 尚可依^{1,2}, 慕金松^{1,2}, 刘新田^{1,2}, 吴宝昆^{1,2}, 杨保帅^{1,2}, 帕提曼·阿不都^{1,2},
朱智慧^{1,2}, 齐云鹏^{1,2}, 宋剑斌^{1,2}, 安志鹏^{1,2}

(1. 伊犁师范大学化学化工学院, 新疆伊宁 835000; 2. 新疆维吾尔自治区生物质资源清洁转化与高值利用重点实验室, 新疆伊宁 835000)

摘要: 运动员在损伤后的恢复训练中易产生伤口的二次感染, 因此为解决运动损伤后运动恢复带来的感染风险, 以及对运动强度的量化监控, 有必要制备一种能对人体运动进行实时监测的抗菌水凝胶。为实现这些效果, 以聚乙烯醇(PVAL)和聚丙烯酸(PAA)为基底, 并以物理交联法形成双网络结构, 再负载左氧氟沙星(LEV)制备了PVAL/PAA/LEV抗菌水凝胶。系统研究了PAA/PVAL不同质量比下水凝胶的力学、失水、溶胀、抗菌等性能。结果表明, 当PAA与PVAL的质量比为1:1时水凝胶的力学性能最佳, 拉伸强度为 (451 ± 37) kPa, 断裂伸长率为 $707\% \pm 59\%$, 同时具有最低的溶胀率, 其值为 $70.63\% \pm 2.50\%$ 。未负载LEV的PVAL/PAA水凝胶也表现出一定的抑菌性能, 而载入LEV的水凝胶具有协同抗菌效应。PVAL/PAA水凝胶对大肠杆菌与金黄色葡萄球菌的抑菌圈直径分别为 (13.83 ± 0.92) mm和 (13.25 ± 0.20) mm, 负载20 mg LEV的水凝胶对金黄色葡萄球菌的抗菌效果最佳, 抑菌圈直径达到 (16.62 ± 0.29) mm, 而负载30 mg LEV的水凝胶对大肠杆菌的抗菌效果最优, 抑菌圈直径达到 (18.53 ± 0.31) mm。另外, 该水凝胶贴附于人体手指、手肘、手腕、膝盖等部位进行循环运动时, 可灵敏输出电信号, 以实时监测运动状态。本研究成功制备出一种兼具高强度、优良抗菌与高灵敏应变感应的PVAL/PAA/LEV双网络智能水凝胶, 在智能伤口管理、康复监测等领域具有潜在的应用前景。

关键词: 聚乙烯醇; 聚丙烯酸; 双网络水凝胶; 左氧氟沙星; 抗菌性能; 柔性传感; 人体运动监测

中图分类号: O632.12, R318.08 **文献标识码:** A **文章编号:** 1001-3539(2026)02-0071-09

Polyvinyl alcohol/polyacrylic acid double-network antibacterial hydrogel for human motion monitoring

DU Tao^{1,2}, SHANG Keyi^{1,2}, MU Jinsong^{1,2}, LIU Xintian^{1,2}, WU Baokun^{1,2}, YANG Baoshuai^{1,2}, Patiman·ABUDU^{1,2}, ZHU Zhihui^{1,2},
QI Yunpeng^{1,2}, SONG Jianbin^{1,2}, AN Zhipeng^{1,2}

(1. School of Chemistry and Chemical Engineering, Yili Normal University, Yining 835000, China;

2. Xinjiang Key Laboratory of Clean Conversion and High Value Utilization of Biomass Resources, Yining 835000, China)

Abstract: Athletes undergoing rehabilitation training after injuries face a high risk of secondary wound infections. To address the infection risks associated with post-injury athletic recovery and realize quantitative monitoring of exercise intensity, it is necessary to develop an antibacterial hydrogel capable of real-time monitoring of human motion. To achieve these effects, polyvinyl alcohol (PVAL) and polyacrylic acid (PAA) were used as substrates for forming double network structure via physical cross-linking, and levofloxacin (LEV) was further loaded to prepare the PVAL/PAA/LEV antibacterial hydrogels. The mechanical properties, water loss performance, swelling capacity and antibacterial activity of the hydrogels with different PAA/PVAL mass ratios were investigated systematically. The results indicate that the hydrogel exhibits optimal mechanical properties when the mass ratio of PAA and PVAL is 1:1, with the tensile strength of (451 ± 37) kPa and elongation at break of $707\% \pm 59\%$, and has the lowest swelling ratio with the value of $70.63\% \pm 2.50\%$. The PVAL/PAA hydrogel without LEV loading also shows certain bacteriostatic performance, while

基金项目: 伊犁师范大学校级科研项目(2023YSZD001), 新疆维吾尔自治区科学技术厅重点研发项目(2023B01014)

通信作者: 宋剑斌, 博士, 教授, 研究方向为生物质复合材料及固体废弃物利用

收稿日期: 2025-11-16

引用格式: 杜涛, 尚可依, 慕金松, 等. 用于人体运动监测的聚乙烯醇/聚丙烯酸双网络抗菌水凝胶[J]. 工程塑料应用, 2026, 54(2): 71-79.

DU Tao, SHANG Keyi, MU Jinsong, et al. Polyvinyl alcohol/polyacrylic acid double-network antibacterial hydrogel for human motion monitoring[J]. Engineering Plastics Application, 2026, 54(2): 71-79.

the LEV-loaded hydrogel presents a synergistic antibacterial effect. The diameters of antibacterial zones of the PVAL/PAA hydrogel against *Escherichia coli* and *Staphylococcus aureus* are (13.83 ± 0.92) mm and (13.25 ± 0.20) mm, respectively. Specifically, the hydrogel loaded with 20 mg LEV achieves the optimal antibacterial effect against *Staphylococcus aureus*, with the antibacterial zone diameter reaching (16.62 ± 0.29) mm, whereas the hydrogel loaded with 30 mg LEV performs best antibacterial effect against *Escherichia coli*, with the antibacterial zone diameter up to (18.53 ± 0.31) mm. In addition, when attached to human body parts such as fingers, elbows, wrists and knees during cyclic motion, the hydrogel can sensitively output electrical signals to monitor motion states in real time. This study successfully prepares a PAA/PVAL/LEV double-network intelligent hydrogel integrating high strength, excellent antibacterial activity and high sensitive strain sensing, which has potential application prospects in the fields of intelligent wound management and rehabilitation monitoring.

Keywords: polyvinyl alcohol; polyacrylic acid; double-network hydrogel; levofloxacin; antibacterial property; flexible sensing; human motion monitoring

运动损伤是体育活动和日常锻炼中常见的问题,擦伤、割伤、裂伤、挫伤等常见的皮肤创伤不仅会带来身体上的痛苦,而且还会影响日常训练与后续比赛^[1]。因此为了防止因处理不当而引发的感染和康复周期的延长,需要及时对伤口进行处理。皮肤损伤后愈合的任何阶段都至关重要,止血、炎症、增殖、重塑,每个阶段相互关联、协同作用,任何阶段的紊乱都可能造成不可控的不良后果,伤口长期不愈合都可能形成慢性溃疡增加感染风险甚至形成瘢痕增生,严重的可能造成全身感染威胁生命安全^[2]。因此,为运动员定制一种抑菌效果好且可监测运动情况的水凝胶,将有助于伤口的快速恢复^[3-4]。

传统伤口敷料虽然被广泛使用但是存在不可忽视的弊端,对于自身材质而言,其透气性与对渗透液吸收能力的局限性造成该类敷料容易滋生细菌的结果^[5]。更换的时候传统敷料容易与新生组织相粘连,撕下来可能造成二次损伤,使患者感到疼痛的同时再次影响伤口的正常愈合^[6]。水凝胶作为药物载体,由于自身三维网络的特殊结构能够容纳大量水分子,具有良好的保湿性,在伤口表面形成湿润的环境,有利于细胞的生长与增殖,加速伤口痊愈,其多孔结构构成良好渗透性与透气性^[7-8]。良好的生物相容性和可控的药物释放特性还具有促进伤口愈合的能力^[9]。对于运动员自身的使用感受而言水凝胶质地柔软贴合,可以减轻伤口与外界的摩擦,减少日常接触中带来的疼痛感^[10]。

水凝胶的研究和应用得到了广泛而深入的发展,它能够吸收比自身大数十乃至数百倍的水分,在水中可吸水溶胀但又不能溶解于水^[11-12]。水凝胶具有类固体的机械行为和类液体的快速扩散行为,在生物医药领域可作为药物载体^[13]、组织支架^[14]、伤

口敷料^[15]等。不仅如此,水凝胶还可以受到诸如 pH^[16]、温度^[17]、酶^[18]、紫外光^[19]等刺激的影响,从而发展出智能水凝胶以满足某些特定场景下的需求。理想的水凝胶伤口敷料应具备以下能力:(1)具有良好的生物相容性和安全性,不在创面产生毒性和炎症^[20];(2)能够保持创面的湿润环境,防止创面水分蒸发干燥,吸水性好,对创面渗出液有一定的吸收能力^[21];(3)具有一定的强度以保证其完整性,防止对伤口的物理二次损伤^[22];(4)具有抗菌性能,减少伤口感染发生的可能^[23];(5)附着力好,能够与创面紧密附着^[24];(6)成本低,使用容易获得且价格低廉的原料^[25]。

运动损伤的恢复训练可能会带来伤口的二次感染,为解决运动损伤后运动恢复带来的感染风险,有必要制备一种能对运动监测的抗菌水凝胶^[26]。本研究选择以聚乙烯醇(PVAL),聚丙烯酸(PAA),负载抗生素左氧氟沙星(LEV)为原料制备抗菌水凝胶。系统探究不同PAA/PVAL质量比变化对水凝胶力学性能及抗菌性能的影响,并且测试了运动的监测功能。通过调整PAA/PVAL质量比,优化水凝胶的网络结构,以期获得兼具显著抗菌效果和具有运动监测功能的复合水凝胶材料。该复合水凝胶在运动损伤恢复中兼具抗感染与实时监测功能,有望为相关领域的实际应用提供新的材料选择。

1 实验部分

1.1 主要原材料

PVAL:黏度为 45.0~55.0 mPa·s,上海麦克林生化科技股份有限公司;

丙烯酸(AA):纯度>99%,上海麦克林生化科技股份有限公司;

过硫酸铵(APS):纯度 98.5%,上海麦克林生化科技股份有限公司;

LEV:纯度≥98%,上海麦克林生化科技股份有限公司;

蛋白胨和琼脂粉:生物试剂,北京奥博星生物技术有限公司;

大肠杆菌和金黄色葡萄球菌:实验室自制冻存菌液;

氯化钠:分析纯,福辰(天津)化学试剂有限公司。

1.2 主要仪器及设备

电热鼓风干燥箱:101-3BS,上海力辰邦西仪器科技有限公司;

超声波清洗仪:KM-300DE,昆山美美超声仪器有限公司;

医用洁净工作台:BBS-DDC,济南鑫贝西生物技术有限公司;

立式压力蒸汽灭菌器:YXQ 50SII,深圳市科力易翔仪器设备有限公司;

傅里叶变换红外光谱(FTIR)仪:Cary 630,美国安捷伦科技有限公司;

扫描电子显微镜(SEM):Verios G4,美国FEI公司;

万能拉伸试验机:H25KL,天氏欧森测试设备(上海)有限公司;

电化学工作站:CHI760E,北京华科普瑞科技有限公司。

1.3 PVAL/PAA/LEV水凝胶的制备

首先用电子天平称取5份1.0 g PVAL于烧杯中,分别加入10 mL蒸馏水,调节恒温加热磁力搅拌器在95℃、360 r/min转速下加热溶解1 h,至澄清透明的稠状液体时PVAL彻底溶解;随后,用移液枪分别吸取0.50、1.00、1.50、2.00、2.50 g的AA置于5支试管中,称取0.02 g LEV分别加入不同含量的AA中溶解,将溶解后的液体分别加入上述PVAL溶液中,将混合液置于磁力搅拌器上快速搅拌;然后称取5份0.5 g的引发剂APS于试管中,分别用3 mL蒸馏水溶解后,将其加入上述混合溶液中搅拌均匀;最后将5份液体分别转移至一次性培养皿中,贴上标签纸做好标记,将培养皿放入电热鼓风干燥箱内,在70℃下聚合反应2 h左右,将培养皿取出冷却至室温。

1.4 测试与表征

1.4.1 PVAL/PAA/LEV水凝胶的结构表征

采用SEM表征水凝胶微观形貌,将制备的

PVAL/PAA/LEV水凝胶装在聚乙烯管中预冻;完全冰冻后再置于冷冻干燥机中,待其完全干燥。将水凝胶切成10 mm×10 mm的正方形小块然后对其喷金后放入SEM的样品仓中进行观察和分析。

采用FTIR仪表征水凝胶结构,将水凝胶切成10 mm×10 mm的正方形小块,放入培养皿中置于电热鼓风干燥箱,在70℃下烘6 h左右,将烘干后的样品分别放在FTIR的样品台上,扫描一定时间,收集样品的FTIR谱图。

1.4.2 PVAL/PAA/LEV水凝胶的力学性能测试

拉伸强度测试:将不同PAA/PVAL质量比的水凝胶分别切成3 mm×5 mm×60 mm的条状样品,用万能拉伸试验机进行应力-应变测试。每份不同质量比的水凝胶样条分别设置三组平行试验。拉伸强度计算见式(1)。

$$\sigma = F/S \quad (1)$$

式中: σ 为拉伸强度,单位MPa; F 为最大负荷,单位N; S 为横截面积,单位mm²。

柔韧性能测试:将水凝胶切成10 mm×30 mm的矩形样条,将裁切好的矩形样条在室温下进行扭转、弯曲和折叠测试,在试验过程中拍照记录。

1.4.3 PVAL/PAA/LEV水凝胶的失水性能测试

将不同PAA/PVAL质量比的水凝胶分别取10 mm×10 mm的正方形样品,用电子天平分别测得初始质量 W_0 ,将样品置于室温20℃下自然干燥。每隔1 h测一次质量,记为 W_t 。每份不同质量比的水凝胶样品设置三组平行试验。失水率计算见式(2)。

$$W_R = \frac{W_0 - W_t}{W_0} \times 100\% \quad (2)$$

式中: W_R 为失水率,单位%; W_0 为水凝胶样品的初始质量,单位g; W_t 为水凝胶在干燥 t 时刻的质量,单位g。

1.4.4 PVAL/PAA/LEV水凝胶的溶胀性能测试

溶胀性能可以评估水凝胶材料的吸水能力,首先将各组抗菌水凝胶裁切成10 mm×10 mm的正方形样品,放入培养皿后置于烘箱中干燥6 h,恒定质量后用电子天平称重得到初始质量记为 W_{s0} 。在放有样品的培养皿中加入蒸馏水浸泡,每隔1 h后将样品从蒸馏水中取出,用滤纸吸干样品表面的水分,然后用电子天平称量此时的水凝胶质量记为 W_{sr} 。溶胀率计算见式(3)。

$$S_R = \frac{W_{st} - W_{s0}}{W_{s0}} \times 100\% \quad (3)$$

式中: S_R 为溶胀率,单位%; W_{st} 为水凝胶样品在吸水 t 时刻的质量,单位g; W_{s0} 为水凝胶样品的初始质量,单位g。

1.4.5 PVAL/PAA/LEV水凝胶的抗菌性能测试

首先对使用的材料进行灭菌。使用移液枪吸取100 μ L菌液(以大肠杆菌和金黄色葡萄球菌为测试样菌),将菌液滴在固体平板上,在酒精灯火焰旁边使用涂布器将菌液均匀地涂布在采用蛋白胨、琼脂粉配制的固体培养基上。涂布结束后,将涂布器再次灭菌。重复以上操作,将5组水凝胶样品(直径为5 mm的小圆片)分别放至培养基上,并用酒精灯灭菌后的镊子轻轻按压,使水凝胶样品与培养基充分接触,用封口膜将培养皿封口。另设置一组未添加LEV的PVAL/PAA水凝胶样品置于涂布过菌液的培养皿中为空白对照组。最后将培养皿转移至38 $^{\circ}$ C恒温培养箱中培养24 h。之后在常温下采用抑菌圈法进行测试,测量记录培养完成后的各个抑菌圈尺寸。

1.4.6 PVAL/PAA/LEV水凝胶的传感性能测试

将各组水凝胶切成60 mm $\times$ 10 mm $\times$ 3 mm的长方形样品作为传感单元。将传感单元在氯化钠溶液(生理盐水)中浸泡24 h,以增强离子导电性。用带有电夹的铜线夹住样品两端,作为测量电极。对于器件封装步骤,用一层透明保鲜膜包裹以隔绝外部环境的干扰。

观察水凝胶在循环运动下的电阻变化,并由式(4)计算相对电阻变化率。

$$\frac{\Delta R}{R_0} = \frac{R_1 - R_0}{R_0} \times 100\% \quad (4)$$

式中: R_0 为初始电阻; R_1 为实时电阻; ΔR 为变化电阻值。

2 结果与讨论

2.1 PVAL/PAA/LEV抗菌水凝胶合成

PVAL/PAA/LEV抗菌水凝胶合成机理如图1所示,以PVAL为第一交联网络,PAA为第二交联网络,通过物理交联的方式形成,它们之间的结合方式以 $H \cdots O \cdots H$ 的氢键为主。LEV通过物理复合的方式分散在PVAL/PAA双网络水凝胶结构中,LEV季铵盐部分的正离子与PAA的 COO^- 之间通过电荷相互作用结合。LEV在基体当中承担着抗菌的作用,PVAL和PAA两种高分子之间通过协同作

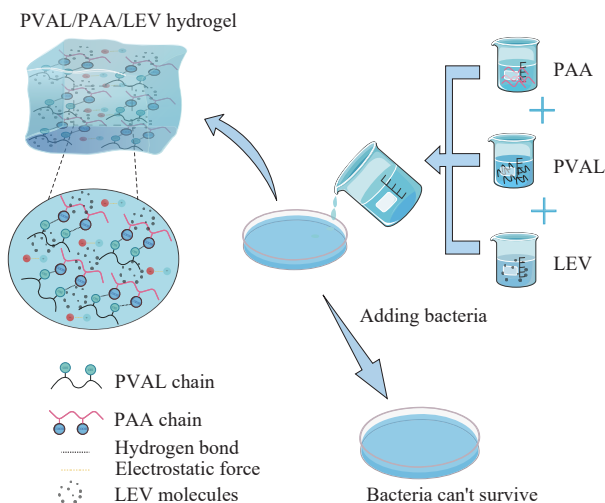


图1 PVAL/PAA/LEV抗菌水凝胶合成机理图

Fig. 1 Schematic illustration of synthesis mechanism of PVAL/PAA/LEV antibacterial hydrogel

用水凝胶具有较优良的力学性能。另外,传感机制也依赖于这种结构,当水凝胶受到拉力作用时,改变了正负离子的浓度,这使水凝胶结构中的导电性发生变化。

2.2 PVAL/PAA/LEV水凝胶的形貌与结构表征

PVAL/PAA/LEV水凝胶的SEM图像和FTIR谱图如图2所示。由图2a看出,PVAL/PAA/LEV抗菌水凝胶呈现出紧凑且均匀的多孔网状结构。多孔的微观结构不仅有利吸收创面的渗出液,也可以使

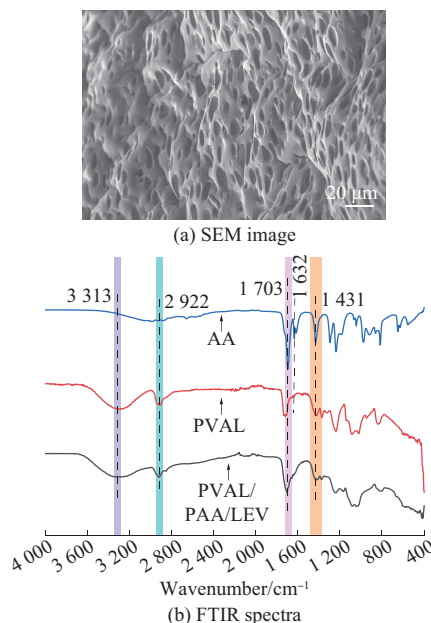


图2 PVAL/PAA/LEV水凝胶的SEM图像和AA、PVAL、PVAL/PAA/LEV水凝胶的FTIR谱图

Fig. 2 SEM image of PVAL/PAA/LEV hydrogel and FTIR spectra of AA, PVAL and PVAL/PAA/LEV hydrogel

接触面处于湿润的状态,同时多孔的结构有利于氧气的通过,使水凝胶具有很好的透气性,这是较好的伤口敷料重要结构特征。由图 2b 可以看出,AA 在 $1\,632\text{ cm}^{-1}$ 处有强吸收峰,水凝胶中该处的峰几乎消失,说明 $\text{C}=\text{C}$ 双键发生了反应,AA 的 $\text{C}=\text{C}$ 双键聚合变成 PAA 的 $\text{C}-\text{C}$,另外,水凝胶 $2\,922\text{ cm}^{-1}$ 处是饱和 $\text{C}-\text{H}$ 键的特征峰,也进一步佐证了该反应的发生。而在 $1\,703\text{ cm}^{-1}$ 处的尖峰是 $\text{C}=\text{O}$ 的特征峰,这是羧基的标志峰。对于 PVAL 谱图而言,在 $3\,313\text{ cm}^{-1}$ 处有一个非常宽且强的峰,这是 PVAL 分子中羟基的典型特征峰。由 PVAL/PAA/LEV 的谱图可以看出,其既在 $3\,313\text{ cm}^{-1}$ 处保留了 PVAL 分子中羟基的典型特征峰,也在 $1\,703\text{ cm}^{-1}$ 处保留了 PAA 中羧基 $\text{C}=\text{O}$ 的特征峰。复合材料中 $3\,313$ 、 $1\,703$ 、 $1\,431\text{ cm}^{-1}$ 处峰的共存,表明体系中可能存在氢键和离子相互作用,这是 PVAL/PAA 相互作用的证据,也可能 LEV 的季铵盐部分与 PAA 的 COO^- 之间形成了离子键。通过以上分析,PVAL/PAA 双网络结构成功形成,各组分之间通过氢键和离子键形成紧密的分子间相互作用,构成了三维网络结构。

2.3 PVAL/PAA/LEV 水凝胶的力学性能

力学性能是水凝胶应用的重要指标。首先,在扭转、弯曲、折叠变形下,测试了水凝胶的柔韧性,如图 3a 所示,可以看出在各种变形作用下,水凝胶结构都没有被破坏,保持了良好的柔韧性。不同 PAA/PVAL 质量比水凝胶的拉伸应力-应变曲线和拉伸强度如图 3b 和图 3c 所示。不同 PAA/PVAL 质量比下拉伸强度差异显著,随质量比增加呈现出先升高后降低的规律,其中,PAA/PVAL 质量比为 1:1 时,水凝胶的力学性能最好,拉伸强度达到 $(451\pm37)\text{ kPa}$ 。这在一定程度上说明水凝胶的强度依赖于两种水凝胶分子的相互作用。图 3d 展现了 PAA/PVAL 质量比变化时的断裂伸长率变化,当 PAA/PVAL 质量比为 1:1 时,水凝胶的断裂伸长率最大可达 $707\%\pm59\%$,这在一定程度上说明,PAA/PVAL 质量比为 1:1 是一个最佳的应变平衡点,既能保证足够的交联点,又能允许分子链有一定的运动空间。

2.4 PVAL/PAA/LEV 水凝胶的溶胀/失水性能

图 4a 为不同 PAA/PVAL 质量比水凝胶的溶胀率曲线。从图 4a 可以看出,吸水 0~4 h 时,各水凝胶的溶胀速率都很快,之后逐渐放缓,在 12~18 h 达到溶胀平衡,后续溶胀率基本保持稳定。溶胀率最大

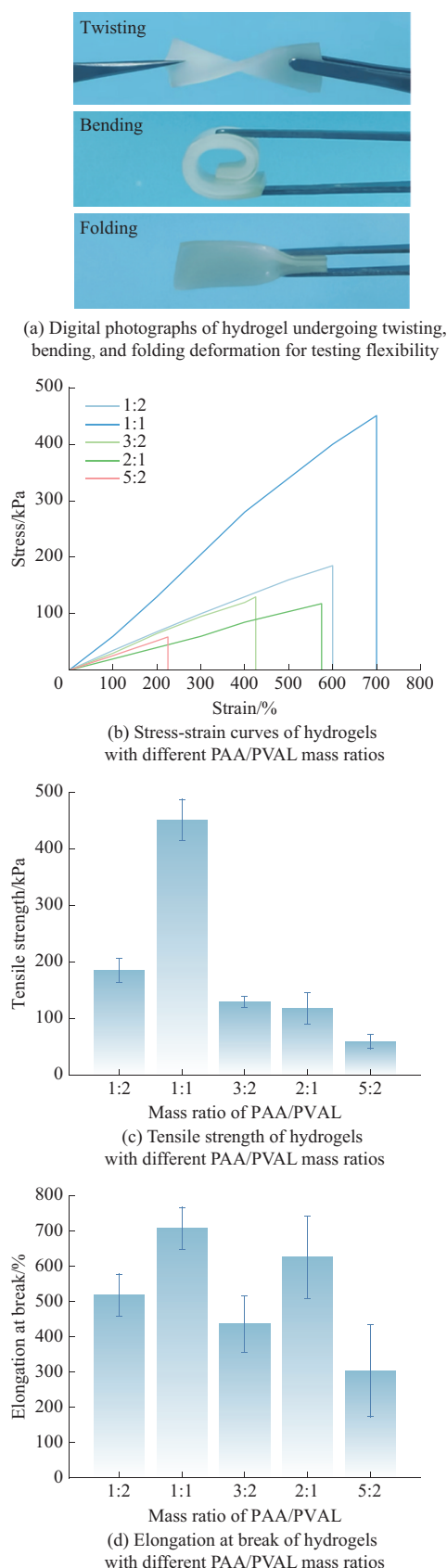


图3 PVAL/PAA/LEV 抗菌水凝胶的力学性能

Fig. 3 Mechanical properties of PVAL/PAA/LEV antimicrobial hydrogels

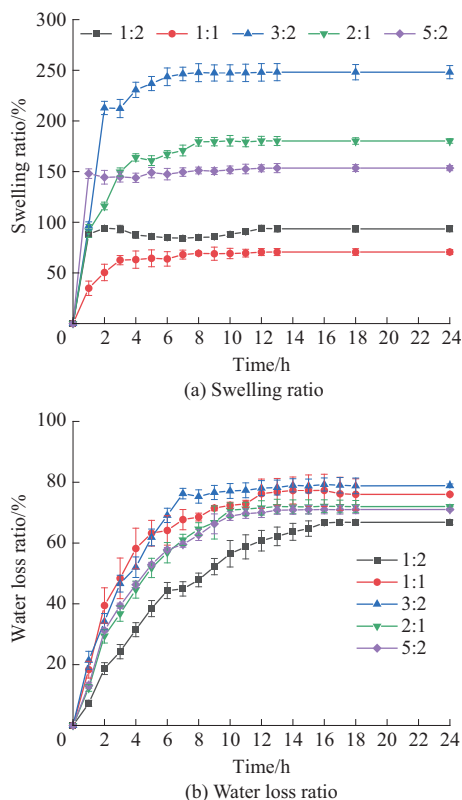


图4 不同PAA/PVAL质量比PVAL/PAA/LEV抗菌水凝胶随时间变化的溶胀率和失水率

Fig. 4 Swelling ratio and water loss ratio over time of PVAL/PAA/LEV antimicrobial hydrogels with varying PAA/PVAL mass ratios

的是PAA/PVAL质量比为3:2的水凝胶,趋于平衡时最大溶胀率为 $248.16\% \pm 6.49\%$ 。这主要的原因是,PAA分子链中含有羧基等亲水性基团,能够吸收并保持水分。平衡溶胀率最低的是PAA/PVAL质量比为1:1的水凝胶,平衡时最大溶胀率仅为 $70.63\% \pm 2.50\%$,这也进一步说明了该质量比下水凝胶的分子间作用力更强,不太容易产生分子溶胀。

图4b为不同PAA/PVAL质量比水凝胶的失水率曲线。从图4b可以看出,干燥0~10 h失水速率较快,之后逐渐放缓,在16~24 h达到失水平衡,后续失水率基本保持稳定。PAA/PVAL质量比为3:2和1:1时水凝胶的平衡失水率较高,失水率分别为 $78.85\% \pm 0.58\%$ 和 $76.01\% \pm 0.14\%$ 。说明该质量比的水凝胶本身含水量高,具有较好的锁水能力,其中的原因可能是该质量比下水凝胶的分子间作用力较强,使更多的水分子被束缚到高分子网络中。

2.5 PVAL/PAA/LEV水凝胶的抗菌性能

为满足水凝胶在抗菌和传感方面的性能要求,在后续的实验中都采用最优配比(PAA/PVAL质量比1:1)的水凝胶进行测试。图5为PVAL/PAA/LEV

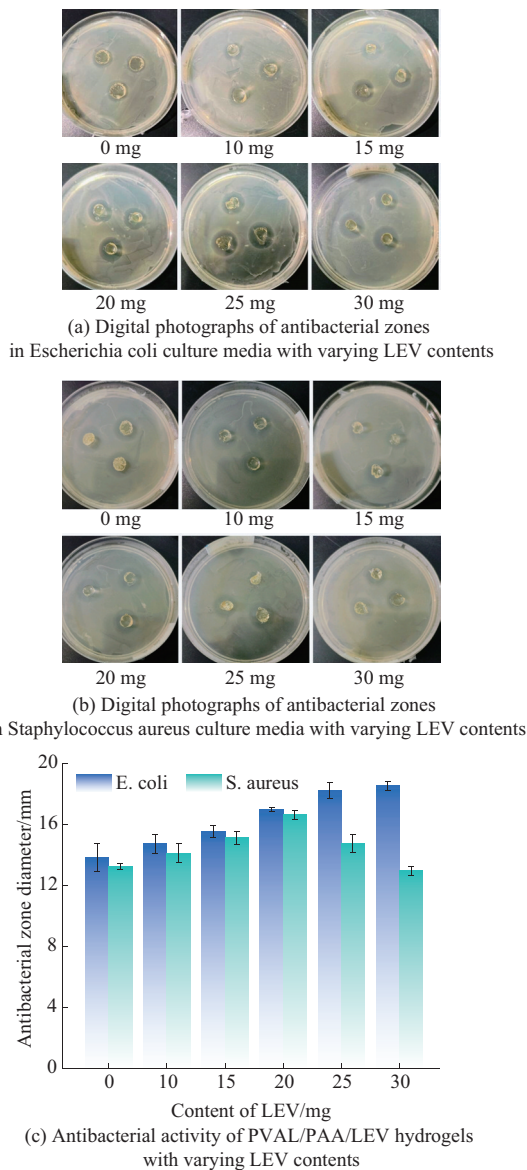


图5 PVAL/PAA/LEV抗菌水凝胶对大肠杆菌(*E. coli*)和金黄色葡萄球菌(*S. aureus*)的抗菌性能

Fig. 5 Antibacterial properties of PVAL/PAA/LEV antimicrobial hydrogels against *Escherichia coli* and *Staphylococcus aureus*

抗菌水凝胶对大肠杆菌和金黄色葡萄球菌的抗菌性能。图5a、图5b表明6组水凝胶样品对大肠杆菌和金黄色葡萄球菌都有抑制作用。由图5c可见,其中LEV含量为30 mg的水凝胶对大肠杆菌的抑菌圈最大,直径达 (18.53 ± 0.31) mm。LEV含量为20 mg的水凝胶对金黄色葡萄球菌的抑菌圈最大,直径达 (16.62 ± 0.29) mm。随着LEV含量的增加,水凝胶样品对大肠杆菌的抑菌圈直径呈现增大趋势,而对金黄色葡萄球菌的抑菌圈直径先增大后减小。通过空白对照发现,未加入LEV的水凝胶在大肠杆菌和金黄色葡萄球菌的培养基上也会产生抑菌圈,直

径分别为 (13.83 ± 0.92) mm和 (13.25 ± 0.20) mm。这在一定程度上说明水凝胶材料本身也有抑菌的能力。PAA的羧基会与细菌的细胞壁、细胞膜或细胞质膜发生化学反应,从而破坏细菌的结构和功能,使其失去生命活力,达到抑制和杀灭细菌的目的。

2.6 PVAL/PAA/LEV水凝胶的传感性能

将PVAL/PAA/LEV抗菌水凝胶作为柔性应变传感器,测试其在循环拉伸过程中的相对电阻变化率,结果如图6所示。由图6a看出,PVAL/PAA/LEV抗菌水凝胶在应变20%~80%小幅度的循环拉伸过程中可以做出有规律的电信号变化,提高拉伸应变幅度到100%~250%时(图6b),对应的相对电阻变化率也呈现有规律的变化,说明该水凝胶具有较宽的响应范围。而且拉伸应变幅度越大,相对电阻变化率越大,拉伸应变幅度与相对电阻变化率呈现一定的对应关系。在多次循环拉伸下,相对电阻变化率呈现极高的相似性,表明该水凝胶具有较好的重复响应性,具有制备稳定应变传感器件的潜力。图7记录了将PVAL/PAA/LEV抗菌水凝胶应变传感器

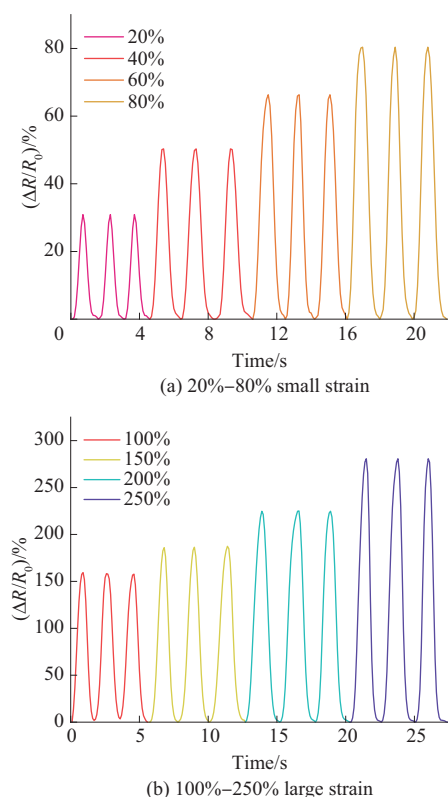


图6 PVAL/PAA/LEV抗菌水凝胶柔性应变传感器在循环拉伸过程中的相对电阻变化率 $(\Delta R/R_0)$

Fig. 6 Relative resistance change rate $(\Delta R/R_0)$ of PVAL/PAA/LEV anti-microbial hydrogel flexible strain sensors during cyclic stretching process

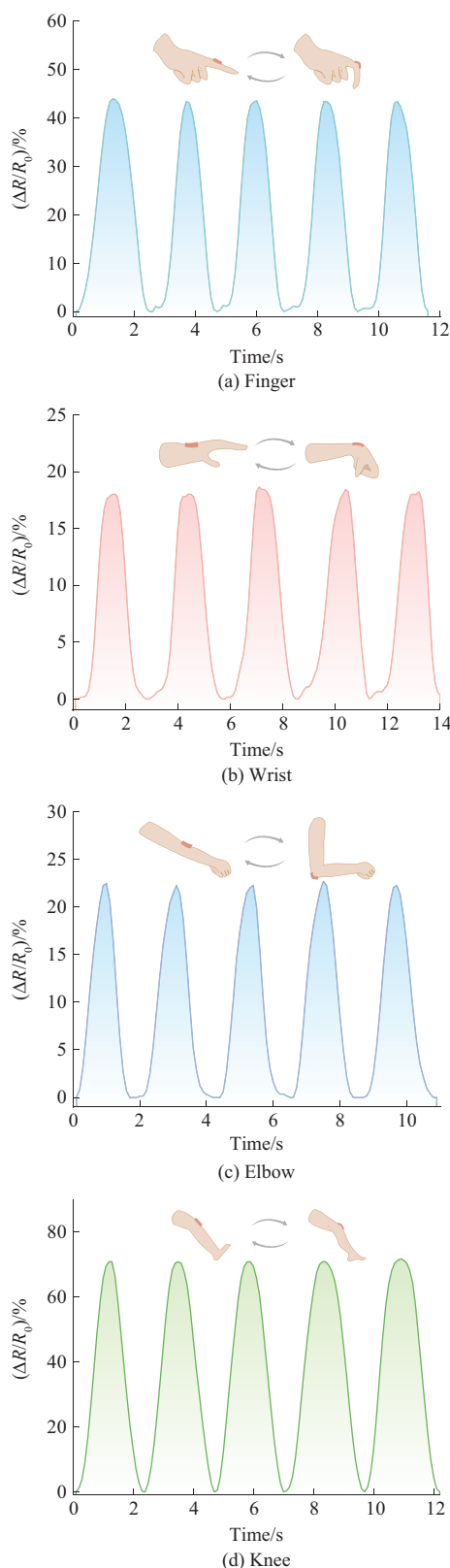


图7 PVAL/PAA/LEV抗菌水凝胶柔性应变传感器贴附至人体不同身体部位时在人体循环运动过程中的相对电阻变化率 $(\Delta R/R_0)$

Fig. 7 Relative resistance change rate $(\Delta R/R_0)$ of PVAL/PAA/LEV anti-microbial hydrogel flexible strain sensors attached to different human body parts during cyclic human motion

贴附至人体的不同身体部位上(如指、腕、肘、膝关节),当人体做出不同的运动行为时的相对电阻变化率,结果表明在不同的运动行为下,相对电阻变化率会有显著的差异,通过分析电信号图的波形和振幅大小可以辨别不同的运动行为。并且运动行为和波形的对应关系具有较好的稳定性和准确度。另外,波的振幅大小对应着不同运动行为的剧烈程度。当受伤运动员进行恢复运动时,该水凝胶不仅可以实现抗菌能力,有效防止伤口再次感染,也能对运动行为做出监测,避免运动员受到二次伤害。

3 结论

(1)PAA 与 PVAL 的质量比为 1:1 时, PVAL/PAA/LEV 抗菌水凝胶的力学性能最好,拉伸强度为 (451 ± 37) kPa,断裂伸长率达到 $707\%\pm59\%$ 。

(2)PAA 与 PVAL 的质量比为 1:1 时,水凝胶的溶胀率最小,平衡时为 $70.63\%\pm2.50\%$; PAA 与 PVAL 的质量比为 3:2 时,水凝胶的失水率最大,失水率趋于平衡时为 $78.85\%\pm0.58\%$ 。

(3)LEV 含量为 20 mg 时,水凝胶对金黄色葡萄球菌的抗菌性能最好,抑菌圈的直径为 (16.62 ± 0.29) mm;LEV 含量为 30 mg 时,水凝胶对大肠杆菌的抗菌性能最好,抑菌圈的直径为 (18.53 ± 0.31) mm。

(4)水凝胶具有较好的传感性能,对人体手指、手腕、手肘、膝盖运动的动作变化有稳定且重复的响应性。因此该 PVAL/PAA/LEV 抗菌水凝胶在人体运动监测、智能医疗等领域展现出潜在的研究价值与应用潜力。

参考文献

- [1] AKSOVIĆ N, BUBANJ S, BJELICA B, et al. Sports injuries in basketball players: A systematic review[J]. Life, 2024, 14(7). DOI: 10.3390/life14070898.
- [2] PULLEN W M, MONEY A J, RAY T E, et al. Postoperative infection: Prevention, diagnosis, and treatment guidelines for the sports surgeon[J]. Sports Medicine and Arthroscopy Review, 2022, 30(1): 17–23.
- [3] SHEN P, WU J, HAN H, et al. Recent progress of hydrogels as sports medical materials: Characteristics, modification strategies and application prospects in sports[J/OL]. Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition, 2025: 1–29[2026-01-19]. <https://doi.org/10.1080/09205063.2025.2534688>.
- [4] FENG W, RONG S Y, BAGHAEI S, et al. Harnessing the power of nanotechnology and intelligent wound dressings to transform sports injury recovery and healing[J]. Journal of Drug Delivery Science and Technology, 2025, 112. DOI:10.1016/j.jddst.2025.107240.
- [5] 杨韬,刘丽萍,罗云纲,等. ϵ -聚赖氨酸复合水凝胶的制备及抗菌性能[J]. 功能高分子学报, 2024, 37(6):491–498.
YANG Tao, LIU Liping, LUO Yungang, et al. Preparation and antibacterial property of ϵ -polylysine composite hydrogel[J]. Journal of Functional Polymers, 2024, 37(6):491–498.
- [6] REZVANI GHOMI E, NIAZI M, RAMAKRISHNA S. The evolution of wound dressings: From traditional to smart dressings[J]. Polymers for Advanced Technologies, 2023, 34 (2):520–530.
- [7] SHAO M L, SHI Z, ZHANG X F, et al. Synthesis and properties of biodegradable hydrogel based on polysaccharide wound dressing[J]. Materials, 2023, 16(4). DOI:10.3390/ma16041358.
- [8] 庞洁,武翠翠,朱纤倩,等. 光交联纳米酶葡聚糖水凝胶的制备及应用[J]. 功能高分子学报, 2024, 37(5):433–440.
PANG Jie, WU Cuicui, ZHU Qianqian, et al. Preparation and application of photo cross-linked nanase dextran hydrogels[J]. Journal of Functional Polymers, 2024, 37(5):433–440.
- [9] WONG J H M, CHANG J J, OWH C, et al. Dynamic covalent hydrogels for wound healing[J]. Annual Review of Chemical and Biomolecular Engineering, 2025, 16:93–117.
- [10] SUN T C, NING X C, RAMAKRISHNA S, et al. Supratough and stretchable hydrogels with time-space controllability for athletic rehabilitation[J]. Chemical Engineering Journal, 2023, 453. DOI: 10.1016/j.cej.2022.139667.
- [11] PENG Y X, LIANG S, MENG Q F, et al. Engineered Bio-Based Hydrogels for Cancer Immunotherapy[J]. Advanced Materials, 2024, 36(21). DOI:10.1002/adma.202313188.
- [12] TENG Y T, CHI J Y, HUANG J J, et al. Hydrogel toughening resets biomedical application boundaries[J]. Progress in Polymer Science, 2025, 161. DOI:10.1016/j.progpolymsci.2025.101929.
- [13] YU X, LIU H L, CHEN L D, et al. Thermosensitive antibacterial nanocomposite hydrogel guiding macrophage polarization and bone regeneration for periodontitis treatment[J]. Bioactive Materials, 2026, 55:376–390.
- [14] GE B, JIAO H L, XU J F, et al. Whitlockite-loaded silk fibroin/polyvinyl alcohol hydrogel composited with porous tantalum scaffold enhances bone regeneration and immunomodulation via the TGF- β /NRROS signaling pathway[J]. Materials Today Bio, 2025, 35. DOI:10.1016/j.mtbio.2025.102532.
- [15] LIANG Y P, HE J H, GUO B L. Functional hydrogels as wound dressing to enhance wound healing[J]. ACS Nano, 2021, 15(8): 12 687–12 722.
- [16] YANG Y, LI S Z, LI Y X, et al. Gradient pH hydrogel promotes infected wound healing through pH regulation of microenvironment[J]. Biomacromolecules, 2025, 26(7):4 346–4 363.
- [17] LIU D F, HUANG L Q, ZHANG Y Y, et al. Multifunctional

- surface-engineered MoS_2 @DAS hydrogel for comprehensive management of infected wounds[J]. Chemical Engineering Journal, 2025, 526. DOI:10.1016/j.cej.2025.170726.
- [18] WEN C, WANG Y X, LEE K, et al. DNA-triggered activation of aptamer-neutralized enzyme for in situ formation of injectable hydrogel[J]. Nanoscale Horizons, 2025, 10(8):1 703–1 716.
- [19] TANG L, XU Y, LIU F, et al. Synchronous ultraviolet polymerization strategy to improve the interfacial toughness of bilayer hydrogel actuators[J]. Macromolecules, 2023, 56(16):6 199–6 207.
- [20] KŁOSIŃSKI K K, WACH R A, GIREK-BĄK M K, et al. Biocompatibility and mechanical properties of carboxymethyl chitosan hydrogels[J]. Polymers, 2023, 15(1). DOI: 10.3390/polym15010144.
- [21] HAN X, YANG R, WAN X Z, et al. Antioxidant and multi-sensitive PNIPAAm/keratin double network gels for self-stripping wound dressing application[J]. Journal of Materials Chemistry B, 2021, 9(31):6 212–6 225.
- [22] JIANG F, CHI Z, DING Y Y, et al. Wound dressing hydrogel of *Enteromorpha prolifera* polysaccharide – polyacrylamide composite: A facile transformation of marine blooming into biomedical material[J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2021, 13(12): 14 530–14 542.
- [23] LI S Q, DONG S J, XU W G, et al. Antibacterial hydrogels[J]. Advanced Science, 2018, 5(5). DOI:10.1002/advs.201700527.
- [24] BIAN S Q, HAO L Z, QIU X, et al. An injectable rapid-adhesion and anti-swelling adhesive hydrogel for hemostasis and wound sealing[J]. Advanced Functional Materials, 2022, 32(46). DOI: 10.1002/adfm.202207741.
- [25] LIN X H, ZHANG H, LI S S, et al. Polyphenol-driving assembly for constructing chitin-polyphenol-metal hydrogel as wound dressing[J]. Carbohydrate Polymers, 2022, 290. DOI: 10.1016/j.carbpol.2022.119444.
- [26] ZHOU H Y, ZHANG H W, WANG Y B, et al. Dual-bactericidal wood-reinforced hydrogel sensor for healthcare monitoring and information transmission[J]. Chemical Engineering Journal, 2026, 528. DOI:10.1016/j.cej.2025.172391.

(上接第 30 页)

- [17] FENG P F, MA L C, WU G S, et al. Establishment of multistage gradient modulus intermediate layer between fiber and matrix via designing double “rigid-flexible” structure to improve interfacial and mechanical properties of carbon fiber/resin composites[J]. Composites Science and Technology, 2020, 200. DOI: 10.1016/j.compscitech.2020.108336.
- [18] ZHENG H, ZHANG W J, LI B W, et al. Recent advances of interphases in carbon fiber-reinforced polymer composites: A review [J]. Composites Part B: Engineering, 2022, 233. DOI: 10.1016/j.compositesb.2022.109639.
- [19] SUBRAMANIAN N, KOO B, VENKATESAN K R, et al. Interface mechanics of carbon fibers with radially-grown carbon nanotubes[J]. Carbon, 2018, 134:123–133.
- [20] ZHENG H, SONG G J, ZHANG W J, et al. Enhancing the interfacial strength of carbon fiber/epoxy composites by introducing “rigid-flexible” structure onto carbon fiber surface via $\pi - \pi$ interaction[J]. Surfaces and Interfaces, 2022, 30. DOI: 10.1016/j.surfin.2022.101899.
- [21] 刘柳薪, 卢晓英, 吴颖, 等. 碳纤维增强树脂基复合材料界面改性及应用进展[J]. 材料工程, 2024, 52(9):70–81.
- LIU Liuxin, LU Xiaoying, WU Ying, et al. Progress in interface modification and application of carbon fiber reinforced resin matrix composites[J]. Journal of Materials Engineering, 2024, 52(9):70–81.