

细菌纤维素/海藻酸钠基 pH 响应型复合水凝胶敷料的制备与表征

陈曦^{1a} 周曼^{1a} 张佩华^{1a, 1b} 刘洪凤²

1. 东华大学 a. 纺织学院, b. 纺织面料技术教育部重点实验室, 上海 201620;
2. 海军特色医学中心, 上海 200433

摘要:为开发一种具有炎症刺激响应性的多功能复合水凝胶敷料,采用物理共混法,以细菌纤维素(BC)和海藻酸钠(SA)为基体,引入负载姜黄素(Cur)的沸石咪唑酯骨架材料-8(ZIF-8)纳米颗粒(Cur@ZIF-8),制备pH响应型Cur@ZIF-8/BC/SA载药复合水凝胶敷料。结果表明,当BC和SA溶液质量配比为8:2时,BC/SA复合水凝胶基体的拉伸强度达93 kPa,红外光谱进一步证实了Cur@ZIF-8/BC/SA载药复合水凝胶敷料的成功合成。Cur@ZIF-8/BC/SA载药复合水凝胶敷料的平衡溶胀率约为1 418%,Cur累积释放率为73.06%,细胞活力均高于100%,具有良好的生物相容性,在烧烫伤感染创面早期治疗中具有潜在应用价值。

关键词: pH 响应型;水凝胶;纳米颗粒;敷料;伤口愈合

中图分类号:R318.08

文献标志码:A

文章编号:1004-7093(2026)06-0023-15

Fabrication and characterization of pH-responsive composite hydrogel dressing from bacterial cellulose and sodium alginate

Chen Xi^{1a}, Zhou Man^{1a}, Zhang Peihua^{1a, 1b}, Liu Hongfeng²

1. a. College of Textiles, b. Key Laboratory of Textile Science & Technology, Ministry of Education, Donghua University, Shanghai 201620, China;
2. Naval Medical Center, Shanghai 200433, China

Abstract: To develop a multifunctional composite hydrogel dressing with inflammatory microenvironment responsiveness, pH-responsive Cur@ZIF-8/BC/SA drug-loaded composite hydrogel dressing was fabricated via a physical blending strategy using bacterial cellulose (BC) and sodium alginate (SA) as the matrix, and introducing zeolitic imidazolate framework-8 (ZIF-8) nanoparticles loaded with curcumin (Cur) (Cur@ZIF-8). The results showed that the hydrogel exhibited an optimal tensile strength of 93 kPa when the solution mass ratio of BC to SA was 8:2. Infrared spectrum further confirmed the successful construction of the Cur@ZIF-8/BC/SA drug-loaded composite hydrogel dressing. The Cur@ZIF-8/BC/SA drug-loaded composite hydrogel dressing showed an equilibrium swelling ratio of approximately 1 418%, a cumulative Cur release rate of 73.06%, and cell viabilities exceeding 100%, exhibited excellent biocompatibility. The dressing holds potential application value in the early treatment of infected burn and scald wounds.

收稿日期:2025-11-27

作者简介:陈曦,女,2001年生,在读硕士研究生,主要研究方向为生物医用纺织品的开发与性能研究,chelsea2_2@163.com

通信作者:张佩华,教授,主要研究方向为生物医用纺织品的开发与性能研究,phzh@dhu.edu.cn

Keywords: pH-responsive; hydrogel; nanoparticle; dressing; wound healing

烧烫伤是全球范围内的重要公共卫生问题,包括因接触热液、蒸汽或高温物体引起的烫伤,以及由火焰、化学物质或辐射等引起的烧伤。烧烫伤创面愈合过程复杂、缓慢,且极易引发创面感染,而创面感染是影响患者预后,增加死亡风险的关键因素。据统计,全球每年约 18 万人死于烧烫伤及相关损伤^[1]。因此,促进烧烫伤创面愈合并降低创面感染风险是亟待解决的临床问题^[2]。使用伤口敷料是治疗烧烫伤创面的主要方法之一,理想的烧烫伤敷料需具备优异的物理屏障作用、渗液管理能力和镇痛作用等功能^[3]。近年,新型伤口敷料如泡沫、薄膜、水凝胶、水胶体敷料等受到关注。

在众多新型敷料中,水凝胶因材料含水率高,且具有与细胞外基质相似的三维网络结构,被视为治疗烧烫伤创面的理想候选材料^[4]。水凝胶可通过冷却皮肤的方式减轻患者伤口处灼烧感^[5],其多孔结构也为负载生物活性物质提供了有利条件。海藻酸钠(SA)是一种天然线性阴离子聚合物,因富含羧基($-\text{COOH}$),以及生物相容性良好、交联方式温和且成本低廉,被广泛应用于水凝胶敷料的制备^[6]。然而单一 SA 水凝胶敷料的力学性能较差,难以满足实际应用需求。为克服这一缺陷,可引入天然聚合物细菌纤维素(BC)作为增强相^[7]。BC 具有超精细的三维网络结构、卓越的力学性能及良好的生物相容性,其丰富的羟基($-\text{OH}$)能与 SA 中的 $-\text{COOH}$ 相互作用形成稳定的氢键,从而增强 SA 水凝胶的力学性能和结构稳定性^[8]。现有 BC/SA 复合水凝胶多聚焦于基础性能优化,在智能药物释放方面存在不足^[9]。在赋予水凝胶治疗效果方面,中药中的天然活性成分具有独特优势。姜黄素(Cur)是从姜黄中提取的多酚类化合物,已被证实具有显著的抗菌抗感染活性,在促进烧烫伤创面愈合方面表现优异^[10]。然而,该物质水溶性较差且生物利用度较低,这限制了其在生物医用领域的进一步应用^[11]。将 Cur 负载于纳米颗粒中是提高其生物利用度的有效途径^[12]。金属有机骨架(MOFs)^[13],特别是沸石咪唑酯骨架材料-8(ZIF-8),兼备高比表面积、可调控的孔径结构和独特的 pH 值响应降解特性,可作为 Cur 的纳米递送载体,提高 Cur 的稳定性

并实现 Cur 的可控释放。

烧烫伤感染创面早期常伴有大量渗出液,且创面微环境 pH 值随愈合进程呈现动态变化特征。炎症期,创面因皮肤屏障受损、组织液外渗,局部环境通常呈中性至弱碱性,治疗重点在于控制感染和减轻炎症^[14];随着创面进入组织增殖期,由于成纤维细胞增殖、肉芽组织形成,创面微环境逐渐向弱酸性转变,此时对促修复药物的释放需求增加;在组织重塑期,随着皮肤结构逐步恢复,创面微环境接近正常生理 pH 值,此阶段需避免因药物过量释放引起成纤维细胞过度增殖和胶原异常沉积^[15]。现有烧烫伤敷料往往难以在满足吸液性能与力学性能的同时,实现对感染创面微环境的响应调控。

近年,ZIF-8 基水凝胶在伤口修复领域受到广泛关注。Zhang 等^[16]将多功能铒(Er)掺杂碳点封装于 ZIF-8 中,并引入到甲基丙烯酰化明胶/聚 N-羟乙基丙烯酰胺(GelMA/PHEAA)水凝胶中,构建了依赖近红外光触发的诊疗一体化平台,其设计重点在于外源刺激驱动的诊断与治疗协同;Li 等^[17]构建了一种具有多重 pH 值响应特性的抗菌水凝胶体系,可用于感染性烧烫伤的治疗,能在感染创面弱酸性微环境下通过 ZIF-8 的降解促进抗菌成分的释放。然而,该类研究多侧重于抗菌或刺激响应功能的验证,对引入 ZIF-8 后水凝胶在高渗出环境下的吸液行为以及结构稳定性之间的协同匹配,缺乏系统分析。综上所述,针对烧烫伤创面“高渗出、pH 值动态变化”的微环境特征,构建兼具溶胀吸液能力与 pH 值响应递药行为的复合水凝胶敷料体系值得进一步研究。

基于上述研究背景,本研究结合 BC、SA、Cur 及 ZIF-8 材料的优点,制备了一种新型复合水凝胶敷料,旨在保证良好吸液性能与结构稳定性的同时,实现对烧烫伤创面微环境变化的响应性药物释放。以不同质量比的 BC、SA 为原料构建 BC/SA 复合水凝胶基体,对其微观结构、力学性能、保湿性能等进行测试分析。随后以优选的 BC/SA 复合水凝胶基体为基质,引入负载 Cur 的 ZIF-8 纳米颗粒,制备兼具 pH 值响应性和良好生物相容性的载药复合水凝胶敷料,并借助药物释放试验和生物相容性试验探究

其应用于烧烫伤感染创面的可行性。

1 试验部分

1.1 试验材料

无水醋酸锌、2-甲基咪唑、甲醇、乙醇、无水氯化钙,购自上海阿拉丁生化科技股份有限公司;SA,购自上海麦克林生化科技有限公司;BC(以质量分数为 0.8%的分散液形式提供,直接用于复合水凝胶的制备),购自桂林奇宏科技有限公司;Cur,购自上海泰坦科技股份有限公司;磷酸盐缓冲液,购自塞维尔生物科技有限公司。

1.2 制备方法与机制

1.2.1 Cur@ZIF-8 和 ZIF-8 纳米颗粒的制备

研究采用“室温一锅法”制备 ZIF-8 和 Cur@ZIF-8 纳米颗粒。将 50 mL 的 2-甲基咪唑溶液 (98.52 mg/mL) 与 2 mL 的姜黄素-甲醇溶液 (25 mg/mL) 加入烧杯中,搅拌 20 min 至混合均匀;随后在搅拌状态下倒入 50 mL 醋酸锌溶液 (36.6 mg/mL),持续搅拌 1 h 后放入 30 ℃ 的恒温水浴锅中静置 12 h;离心收集反应沉淀物并用去离子水洗涤 3 次,置于 60 ℃ 真空烘箱干燥 12 h 后称量,随后重复干燥直至前后 2 次称量的质量差不超过 0.2 mg,即得到载有 Cur 的 ZIF-8 纳米颗粒 (Cur@ZIF-8),并于常温避光环境中密封保存。

ZIF-8 纳米颗粒的制备除未添加姜黄素外,操作一致,用于对比表征。

1.2.2 BC/SA 复合水凝胶基体的制备

在室温下,先称取一定质量的 SA 粉末溶解于

去离子水中,磁力搅拌 10 h,制得质量分数为 2% 的 SA 溶液。在混合溶液总质量固定为 10 g 的条件下,取相应质量的 SA 溶液和 BC 分散液(质量配比见表 1),混合均匀得到 BC/SA 复合水凝胶基体前驱体溶液。随后,加入质量分数为 0.5% 的氯化钙溶液作为交联剂,使水凝胶基体前驱体完全浸没,充分混合均匀后静置 24 h。将静置 24 h 后所得到的 BC/SA 复合水凝胶基体于去离子水中冲洗 3 次,以除去表面未反应的钙离子,随后 4 ℃ 密封保存备用。同时制备单一 BC 水凝胶和 SA 水凝胶作为对照样品,4 ℃ 密封保存备用。

表 1 BC/SA 复合水凝胶基体前驱体溶液的制备比例

Tab. 1 Preparation ratio of BC/SA composite hydrogel matrix precursor solutions

试样名称	SA 溶液/g	BC 分散液/g
BS-1	1	9
BS-2	2	8
BS-3	3	7
BS-4	4	6

1.2.3 Cur@ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料的制备

Cur@ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料的制备过程示意如图 1 所示。首先,对 1.2.2 节制备得到的 BC/SA 复合水凝胶基体进行性能表征,按最佳配比制备 BC/SA 复合水凝胶基体前驱体溶液,并加入 Cur@ZIF-8 纳米颗粒,其添加量按 BC 与 SA 混合液总质量计算,质量分数为 0.01%。例如当 BC/SA 复合水凝胶基体前驱体溶液质量为 10 g 时,Cur@ZIF-8 的添加量为 0.001 g。然后,继续搅拌 1 h 后

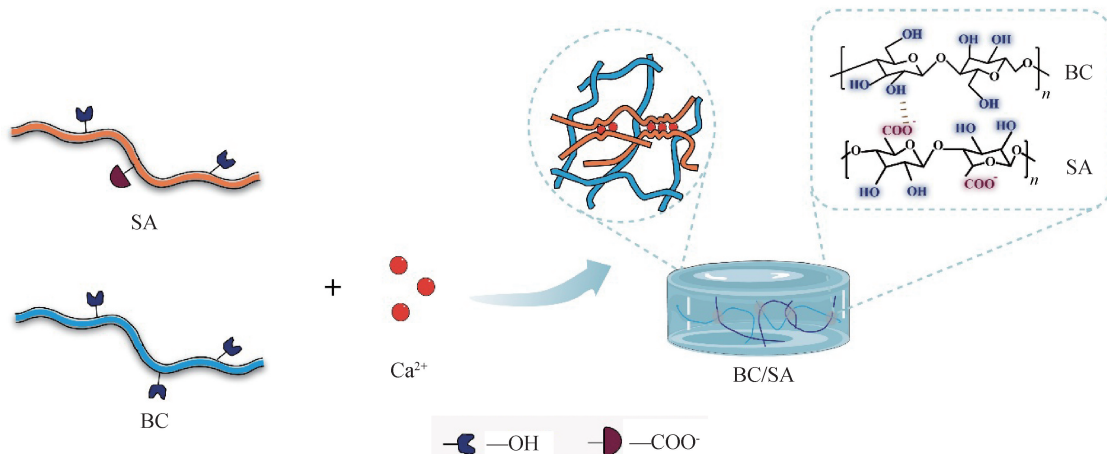


图 1 Cur@ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料的制备示意

Fig. 1 Preparation illustration of Cur@ZIF-8/BC/SA drug-loaded composite hydrogel dressing

倒入模具,加入过量质量分数为 0.5% 的氯化钙溶液进行交联,静置等待成胶。最后,将成型后的水凝胶敷料取出,并用去离子水冲洗以除去表面未反应的钙离子,即得 Cur@ ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料,4 ℃ 密封保存备用。ZIF-8/BC/SA 复合水凝胶敷料的制备方法与上述相同,该样品作为对照组进行表征测试。

1.3 表征分析

1.3.1 材料表征

采用 FLEX 1000 型扫描电子显微镜 (SEM, 日立高新技术公司生产) 在 5 kV 电压下表征 ZIF-8、Cur@ ZIF-8 纳米颗粒及冻干 BC/SA 复合水凝胶基体的表观形貌及元素分布。采用 Spectrum Two 型傅里叶变换红外光谱仪 (FTIR, PerkinElmer 公司生产) 分析 Cur 粉末、ZIF-8 纳米颗粒、Cur@ ZIF-8 纳米颗粒以及冻干 BC/SA 复合水凝胶基体、冻干 ZIF-8/BC/SA 复合水凝胶敷料和冻干 Cur@ ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料的化学组成。采用 SmartLab 型 X 射线多晶衍射仪 (Rigaku 公司生产) 分析 ZIF-8、Cur@ ZIF-8 纳米颗粒的物相组成,衍射角为 $5^{\circ} \sim 90^{\circ}$,扫描速度为 $5(^{\circ})/\text{min}$ 。采用 Autosorb-iQ 全自动快速比表面与孔隙度分析仪 (美国康塔公司生产) 测试 Cur@ ZIF-8 和 ZIF-8 的比表面积和孔径分布。

1.3.2 纳米颗粒包封率测定

分别称取 1 mg 的 Cur@ ZIF-8 和 ZIF-8 纳米颗粒,加入 10 mL 甲醇溶液中,使用 UV-2600 型紫外可见分光光度计 (北京京科瑞达科技有限公司生产) 测量它们在 200~900 nm 波长范围的吸收峰。

绘制姜黄素标准曲线:称取 1 mg 的 Cur 溶于甲醇并定容至 10 mL,得到 0.1 mg/mL 的母液。用甲醇稀释,得到质量浓度为 0.4、0.8、1.6、2.0、4.0、8.0 $\mu\text{g}/\text{mL}$ 的溶液。测量溶液在 423 nm 处的吸光度值,绘制以质量浓度为横坐标、吸光度值为纵坐标的标准曲线。按照式(1)计算 Cur@ ZIF-8 的包封率 ($\eta, \%$)。

$$\eta = \frac{m_1}{m_2} \times 100\% \quad (1)$$

式中: m_1 为代入标准曲线后计算得到的 Cur 质量, g; m_2 为 Cur@ ZIF-8 的总质量, g。

1.3.3 冻干水凝胶样品的保湿性能

在 25 ℃ 下,将尺寸为 10 mm×10 mm 的冻干 BC/SA 复合水凝胶基体称量后,置于去离子水中充分溶胀,再用滤纸擦干表面水分二次称量,随后在 0、2、4、6、8、24 h 等设定时间点称量水凝胶质量。保湿率 (R) 按式(2) 计算。整个试验过程在未密封的条件下进行,以模拟水凝胶实际使用情况。

$$R = \frac{M_t - M_0}{M_e - M_0} \times 100\% \quad (2)$$

式中: M_0 为冻干水凝胶的干质量, g; M_e 为充分溶胀后冻干水凝胶的湿质量, g; M_t 为 t 时刻测得的冻干水凝胶样品质量, g。

1.3.4 湿态水凝胶样品的力学性能

采用 YG-B026H 型医用纺织品多功能强力仪对达到溶胀平衡后的湿态哑铃状 BC/SA 复合水凝胶基体 (总长度 50 mm, 实际有效拉伸宽度 12.5 mm, 细颈部位宽 4 mm, 厚度 2 mm) 进行拉伸性能测试,拉伸速率设定为 10 mm/min。

在 25 ℃ 下使用配备 25 mm 平行板的 MCR302e 型旋转流变仪 (Anton Paar 公司生产),在恒定应变 1% (应变幅度) 下,测试达到溶胀平衡后的湿态 BC/SA 复合水凝胶基体在 0.1~100.0 rad/s 的角频率变化下的储能模量 (G' , kPa) 和损耗模量 (G'' , kPa)。

1.3.5 冻干水凝胶样品的溶胀性能

采用质量法来表征冻干水凝胶样品的溶胀率。将制备得到的冻干水凝胶样品 (优选的 BC/SA 复合水凝胶基体、ZIF-8/BC/SA 复合水凝胶敷料和 Cur@ ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料) 干燥至前后 2 次称量的质量差不超过 0.2 mg。随后将样品置于 PBS 溶液中 (37 ℃, pH 值=7.4),每隔 5 h 快速取出样品擦除表面水分后称量,直至前后 2 次称量的质量差不超过 0.2 mg。根据式(3) 计算冻干水凝胶样品的溶胀率 ($\eta_{\text{ESR}}, \%$)。

$$\eta_{\text{ESR}} = \frac{W_1 - W_0}{W_0} \times 100\% \quad (3)$$

式中: W_0 为冻干水凝胶样品的干态质量, g; W_1 为冻干水凝胶样品浸泡一定时间后的湿态质量。

1.3.6 冻干水凝胶样品的降解性能

将冻干水凝胶样品 (优选的 BC/SA 复合水凝胶基体、ZIF-8/BC/SA 复合水凝胶敷料和 Cur@ ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料) 切成均匀的薄片,称

量后浸泡在 PBS 缓冲液 (37 ℃, pH 值 = 7.4) 中, 随后放在 37 ℃ 的 XY-100C 型恒温摇床 (上海析宇仪器有限公司生产) 上。分别在浸泡 1、2、3、5、7、14 d 后取出凝胶样品, 使用去离子水冲洗并于 50 ℃ 烘箱干燥至前后 2 次称量的质量差不超过 0.2 mg。降解率 (D , %) 按照式 (4) 计算。

$$D = \frac{W_0 - W_2}{W_0} \times 100\% \quad (4)$$

式中: W_2 为冻干水凝胶样品浸泡一定时间后烘干的质量, g。

1.3.7 冻干水凝胶样品的孔隙率

将冻干水凝胶 (优选的 BC/SA 复合水凝胶基体、ZIF-8/BC/SA 复合水凝胶敷料和 Cur@ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料) 称量后浸入乙醇中直至饱和, 接着将样品表面擦干后称量质量。孔隙率 (P) 按照式 (5) 计算^[18]。

$$P = \frac{W_3 - W_0}{\rho V} \times 100\% \quad (5)$$

式中: W_3 为样品在乙醇中浸泡后的质量, g; ρ 为无水乙醇的密度, g/cm³; V 为样品浸泡前的乙醇体积, cm³。

1.3.8 湿态载药水凝胶样品的药物释放性能

将一定大小的 Cur@ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料浸入含 Tween 80 (质量分数为 1.0%) 的 PBS 溶液 (pH 值 = 7.4、5.5) 中, 即每 10 g 的 PBS 缓冲溶液中添加 0.1 g 的 Tween 80, 以提高 Cur 在 PBS 缓冲液中的分散性。在 XY-100C 型恒温摇床中以 100 r/min 的速度进行药物释放测试, 整个过程中温度保持在 37 ℃。在预定时间间隔收集等量的缓冲液进行 Cur 和 Zn²⁺ 质量浓度测试, 并相应添加对应 pH 值的 PBS 缓冲液以补足原溶液的体积。采用 UV-2600 型紫外可见分光光度计在 423 nm 下测量吸光度, 通过标准曲线计算 Cur 的释放量, 并计算累计释放百分比; 同时采用 Prodigy Plus 电感耦合等离子体原子发射光谱仪 (利曼科技发展有限公司生产) 测定 Zn²⁺ 的质量浓度。

1.3.9 湿态载药水凝胶样品的生物相容性

本研究采用连续培养 2~3 代、处于指数增殖时期 (即对数期) 的小鼠成纤维细胞 (L929 细胞) 以评估水凝胶的生物相容性。

将灭菌后的各组水凝胶样品 (优选的 BC/SA 复

合水凝胶基体、ZIF-8/BC/SA 复合水凝胶敷料和 Cur@ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料) 浸泡于含胎牛血清 (体积分数为 10%) 和青霉素-链霉素溶液 (体积分数为 1%) 的杜氏改良伊格尔培养基 (dulbecco's modified eagle medium, DMEM) 中, 37 ℃ 孵育 24 h。浸提结束后, 用 0.22 μm 微孔滤膜过滤, 收集滤液作为水凝胶样品浸提液, 备用。

将 L929 细胞以 1×10⁴ 细胞/孔的接种量接种于 96 孔板中, 每孔加入 100 μL 的 DMEM。轻轻振荡混匀后, 置于 37 ℃、CO₂ 体积分数为 5% 的培养箱中培养 24 h。待细胞充分贴壁后, 去除试验组和对照组细胞孔内原有的 DMEM。试验组每孔加入 100 μL 对应的水凝胶浸提液, 对照组 (未加水凝胶样品的细胞组) 和空白组 [仅含培养基和细胞计数试剂盒-8 (CCK-8) 试剂, 无细胞] 分别加入 100 μL 的 DMEM。

培养 24 h 后, 每孔加入 10 μL 的 CCK-8 试剂, 避免气泡形成, 轻轻振荡混匀后继续孵育适当时间。采用 CCK-8 法, 使用酶标仪记录各组样品在 450 nm 波长下的吸光度。通过式 (6) 计算细胞活力 (η_c)。

$$\eta_c (\%) = \frac{A_s - A_b}{A_c - A_b} \times 100\% \quad (6)$$

式中: A_s 为试验组的吸光度; A_b 为空白组的吸光度; A_c 为对照组的吸光度。

1.3.10 统计学分析

所有试验数据以平均值±标准差的形式表示。采用 GraphPad Prism 9 软件对涉及组间比较的数据进行单因素方差分析。ns ($p > 0.05$) 表示差异无统计学意义, * ($p < 0.05$) 表示差异有统计学意义, ** ($p < 0.01$) 表示差异显著, *** ($p < 0.001$) 表示差异极显著, **** ($p < 0.0001$) 表示差异高度显著。图像绘制使用 Origin 软件。

2 结果与讨论

2.1 纳米颗粒的微观形貌与粒径分布

ZIF-8 和 Cur@ZIF-8 纳米颗粒的 SEM 照片及粒径分布如图 2 所示, ZIF-8 和 Cur@ZIF-8 纳米颗粒均呈现规则的菱形十二面体结构, 但由于 Cur 的负载, Cur@ZIF-8 表面粗糙度增加^[19]。如图 2c) 和 2d) 所示, 负载 Cur 后纳米颗粒的平均直径由 (574.82 ±

17.65) nm 增至 (719.82 ± 10.75) nm, 由此可推测纳米

颗粒直径的增加与 Cur 的成功负载有关。

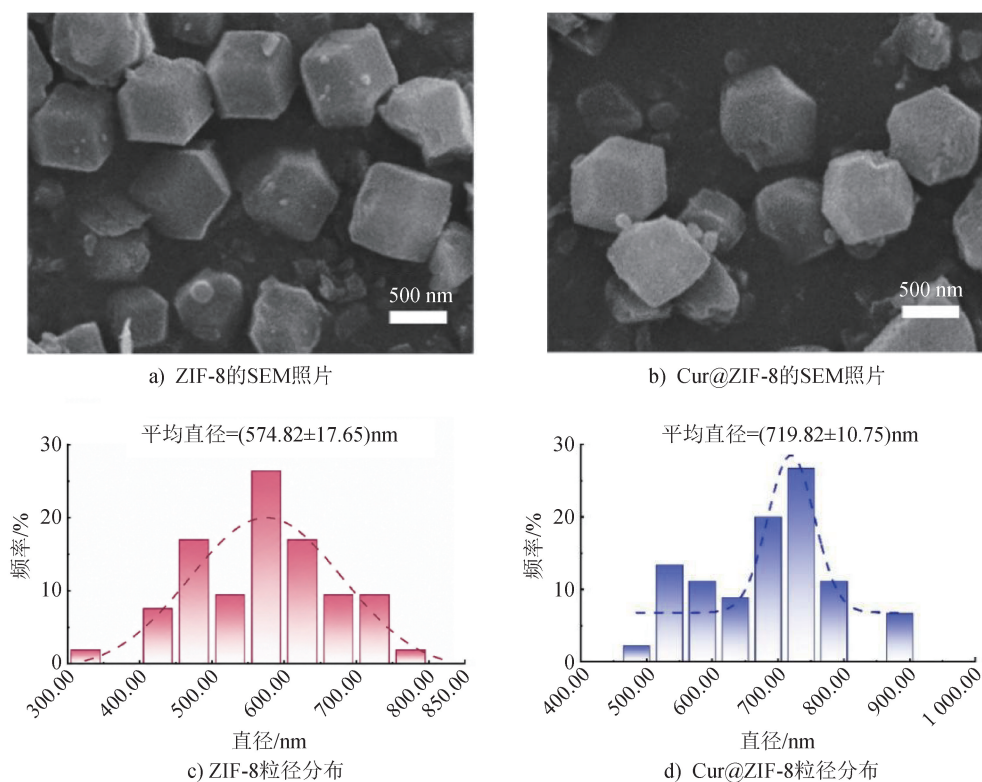


图2 ZIF-8 和 Cur@ZIF-8 纳米颗粒的 SEM 照片及粒径分布
Fig. 2 SEM images and particle size distributions of ZIF-8 and Cur@ZIF-8 nanoparticles

为分析 Cur@ZIF-8 纳米颗粒的化学结构及 ZIF-8 的骨架完整性,利用红外光谱对制备的纳米颗粒进行表征分析。如图 3a) 所示, Cur@ZIF-8 和 ZIF-8 的谱图高度重合, 3130 cm^{-1} 处的特征峰对应二甲基咪唑(芳香族)上 C—H 键的伸缩振动, 2924 cm^{-1} 处的特征峰对应甲基(脂肪族)上 C—H 键的伸缩振

动, 1568 cm^{-1} 处的特征峰对应二甲基咪唑上 C—N 键的伸缩振动, 420 cm^{-1} 处的特征峰则代表 Zn—N 键的伸缩振动,证实 Cur 的引入未明显破坏 ZIF-8 的基本骨架结构^[20]。纯 Cur 谱图中, 3502 cm^{-1} 处的特征峰对应酚羟基(—OH)的伸缩振动, 1507 cm^{-1} 处的特征峰对应苯环中的 C=C 键的伸缩振动,

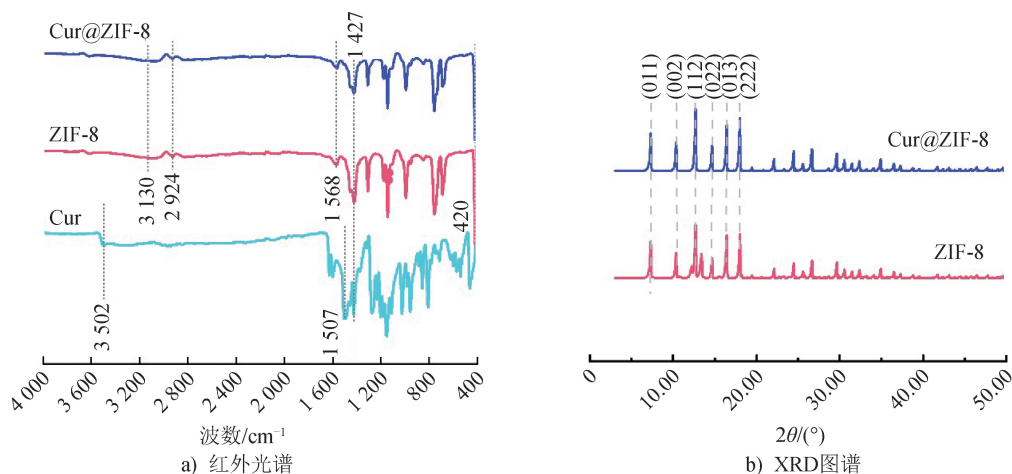


图3 Cur、ZIF-8 和 Cur@ZIF-8 纳米颗粒的化学结构与晶体结构表征

Fig. 3 Chemical structure and crystalline structure characterization of Cur, ZIF-8 and Cur@ZIF-8 nanoparticles

1 427 cm^{-1} 处的特征峰则归属于 $\text{C}=\text{O}$ 键的伸缩振动,该峰由于和 $\text{C}=\text{C}$ 共轭而发生了低频位移。与纯 Cur 相比, Cur@ ZIF-8 谱图中 Cur 特征吸收峰并不明显, 1 427 cm^{-1} 处的 $\text{C}=\text{O}$ 键特征峰强度显著减弱, 且 3 502 cm^{-1} 处的酚羟基峰基本消失。这可能与 Cur 的部分结构区域被 ZIF-8 所掩盖致使部分特征峰衰减或消失有关^[21]。因此, 红外光谱表明 Cur@ ZIF-8 中保留了 ZIF-8 的特征骨架结构, 可初步推测 Cur 可能以非共价作用方式被引入 ZIF-8 中, 但其是否成功负载仍需结合其他表征结果进一步验证^[22]。

采用 XRD 进一步分析 Cur 对 ZIF-8 晶体结构的影响, 结果如图 3b) 所示。ZIF-8 的衍射峰分别位于 7. 22°、10. 37°、12. 67°、14. 72°、16. 35°、17. 93°, 对应的晶面分别为 (011)、(002)、(112)、(022)、(013)、(222)。这些结果与 ZIF-8 的粉末衍射卡片 (PDF No. 00-062-1030) 一致, 表明本研究合成的 ZIF-8 具有高度结晶的结构^[23]。同时, Cur@ ZIF-8 纳米颗粒仍具有与 ZIF-8 相同的典型锐利峰, 并未出现明显

的杂质峰, 证明了 Cur 的负载对 ZIF-8 晶体结构完整性、结晶度无显著影响, 且姜黄素以客体分子形式而非晶体形式负载于 ZIF-8 骨架中。

为分析引入 Cur 前后 ZIF-8 纳米颗粒孔结构的变化, 通过氮气吸附-脱附等温线测试对 ZIF-8 和 Cur@ ZIF-8 纳米颗粒进行表征。由图 4a) 可知, 2 种纳米颗粒的氮气吸附-脱附等温线基本一致, 均呈现 I 型吸附等温线特征, 即朗缪尔吸附等温线, 说明 2 种纳米颗粒均为微孔结构^[24]。图 4b) 通过吸附比表面测试发现, Cur@ ZIF-8 的比表面积和 ZIF-8 的比表面积分别为 500. 399 m^2/g 和 1 039. 039 m^2/g , 孔容分别为 0. 25 cm^3/g 和 0. 46 cm^3/g 。与 ZIF-8 相比, Cur@ ZIF-8 的比表面积和孔容显著下降, 这可能与负载的 Cur 填充了 ZIF-8 部分骨架结构的内部孔道, 从而减少了 N_2 分子扩散有关。同时, 图 4c) 和 4d) 孔径分布图显示 Cur@ ZIF-8 的平均孔径 (0. 748 nm) 小于 ZIF-8 (0. 852 nm), 进一步表明 Cur 的引入改变了 ZIF-8 的孔结构特征, 可作为 Cur 进入或占据 ZIF-8 孔道的间接证据。

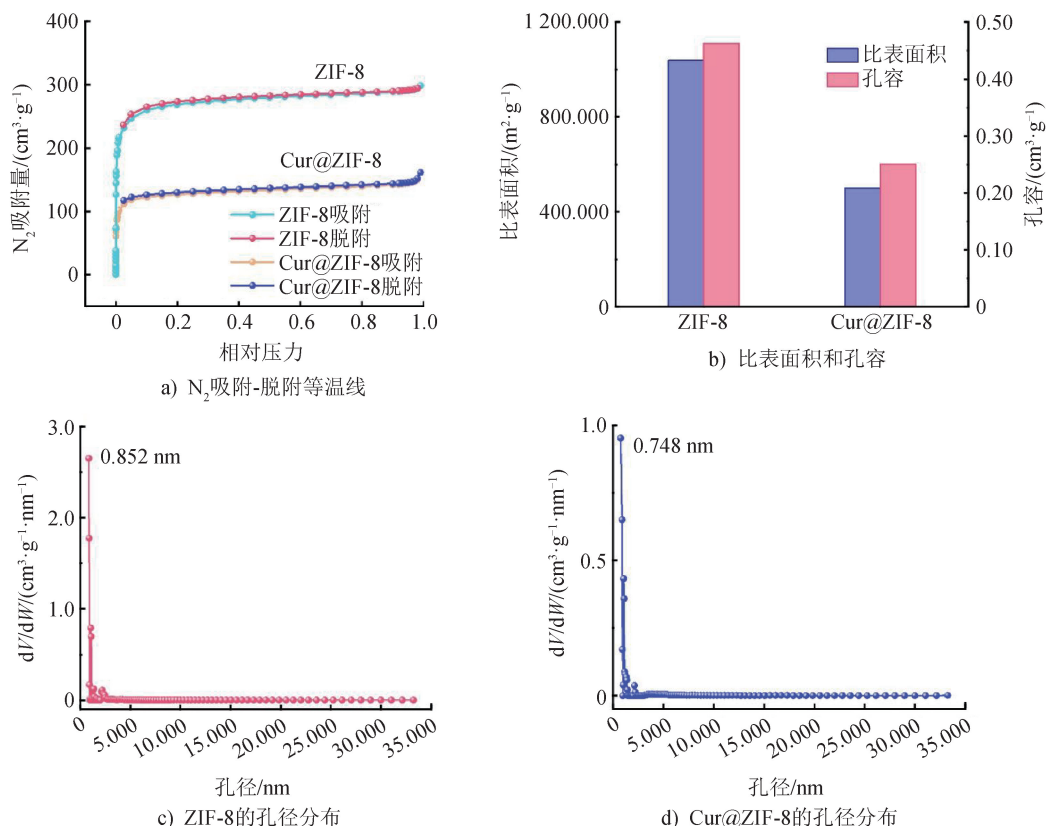


图 4 ZIF-8 和 Cur@ ZIF-8 纳米颗粒的孔结构表征

Fig. 4 Pore structure characterization of ZIF-8 and Cur@ ZIF-8 nanoparticles

图 5a) 为 Cur@ZIF-8、ZIF-8 和 Cur 的紫外可见吸收光谱,可以看出, Cur 在 423 nm 处有明显特征峰,归因其共轭体系的 $\pi-\pi^*$ 电子跃迁。同时, ZIF-8 在此波长附近无对应特征峰。相比之下, Cur@ZIF-8 在 423 nm 处出现 Cur 的特征峰,表明 Cur 已成功引入并负载于 ZIF-8 骨架中^[25]。结合前述表征结果,可进一

步说明 Cur 占据或填充了 ZIF-8 部分孔道。

在确认 Cur 成功负载于 ZIF-8 后,定量评价了 Cur@ZIF-8 的药物负载能力。图 5b) 为利用紫外可见吸收光谱建立的 Cur 质量浓度标准曲线 ($y = 0.370x - 0.202$, $R^2 = 0.9917$), 计算得到 Cur@ZIF-8 的药物包封率为 3.51%。

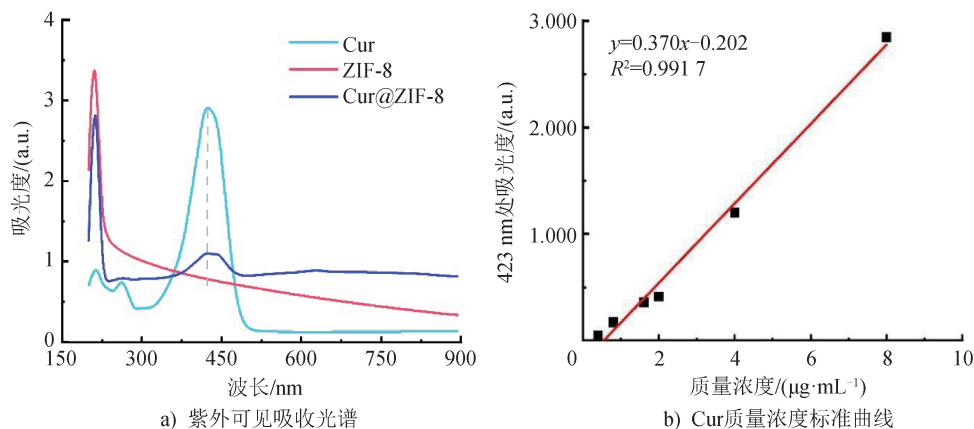


图 5 Cur@ZIF-8 的紫外可见光谱表征及 Cur 质量浓度标准曲线
Fig. 5 UV-vis spectral characterization of Cur@ZIF-8 and Cur mass concentration calibration curve

综上,本研究成功制备出兼具骨架结构完整性与有效药物负载能力的 Cur@ZIF-8 纳米颗粒,为后续载药复合水凝胶敷料的制备提供了关键功能材料。

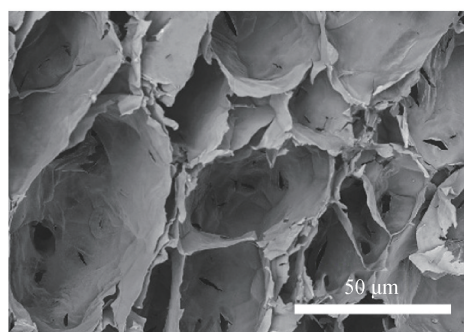
2.2 BC/SA 复合水凝胶基体的合成机制和微观结构分析

本研究利用 BC 来增强 SA 基质的力学性能与结构稳定性。BC 可通过分子间氢键作用形成刚性网络,并通过与 SA 间的静电排斥作用实现均匀分散;同时,BC 的羟基和 SA 的羧基之间形成氢键,实现界面复合^[7];此外,SA 结构中的羧基可以与 Ca^{2+} 结合,通过“蛋盒”模型形成离子交联网络。由此,相互贯穿、协同增强的双网络复合水凝胶结构得以形成。水凝胶相互连接的多孔网络结构有效促进了水凝胶对创面渗出液的吸收^[26]。图 6 为 4 种冻干 BC/SA 复合水凝胶基体的 SEM 照片及其对应的孔径分布图。所有组别均呈现三维疏松多孔结构,随着水凝胶前驱液中 BC 质量分数的增加,水凝胶的平均孔径呈现先增大后减小的趋势;这是因为当 BC 质量分数较低时,水凝胶孔隙分布不均;当 BC 与 SA 溶液质量比为 8:2 (BS-2) 时,水凝胶可形成孔径适中且连通性较好的多孔结构;而当 BC 与 SA 溶液质量比为 9:1 (BS-1) 时,过量的 BC 纤维相互缠绕聚集,阻碍了 SA

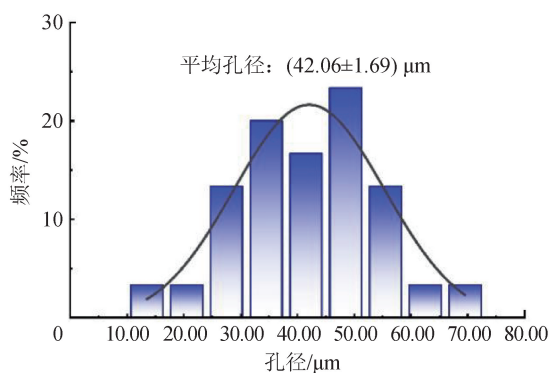
的分散,局部孔隙融合甚至坍塌。上述孔结构随溶液质量比变化的规律,进一步验证了 BC/SA 复合水凝胶基体的成功制备。Seijo-Rabina 等^[27]研究表明,水凝胶敷料对创面渗出液的吸收主要依赖其多孔网络结构所产生的毛细作用。在与创面接触的界面区域,渗出液优先进入水凝胶,并在毛细压梯度驱动下向内部迁移,其吸收速率受孔径尺寸及渗出液黏度共同调控。因此,孔径适中且连通性良好的 BC/SA 复合水凝胶有利于渗出液的有效吸收。

2.3 BC/SA 复合水凝胶基体的保湿性能分析

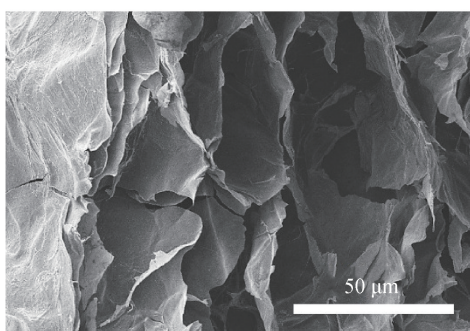
伤口保持适宜的湿润微环境有助于创面组织愈合^[28]。图 7 为 24 h 内不同溶液质量比的 BC/SA 复合水凝胶基体在室温条件下保湿率随时间的变化情况。由图 7 可知,除 BS-1 组外,其他组别之间未观察到显著差异,其中,BS-2 组在 6 h 内表现出相对较高的保湿率,暴露 6 h 的保湿率仍高于 40%,继续延长暴露时间,各组保湿率均明显下降,8 h 后 BS-2 组保湿率仅高于 BS-3 组,与 BS-4 组差异较小。这可能与水凝胶内部网络结构有关。当 BC 与 SA 的溶液质量比为 8:2 时,2 种组分可形成致密且均匀的交联网络结构。一方面,BC 纤维的物理支撑作用有助于降低水分蒸发速率;另一方面,SA 的亲水性可增



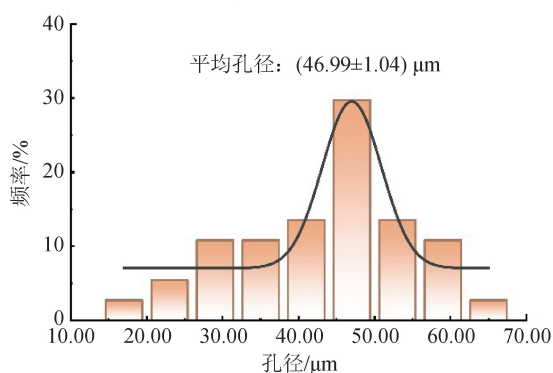
a) BS-1的SEM照片



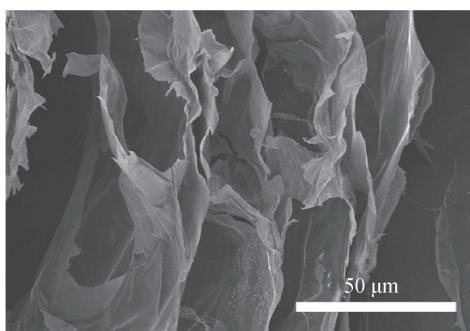
b) BS-1孔径分布



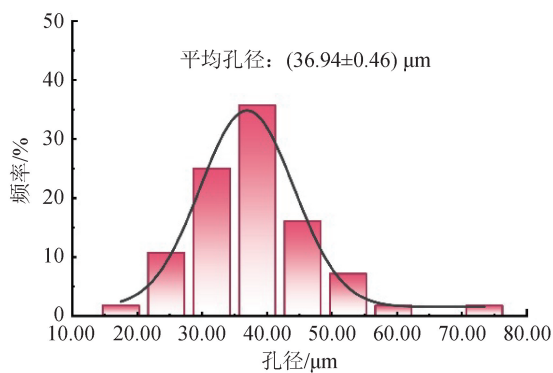
c) BS-2的SEM照片



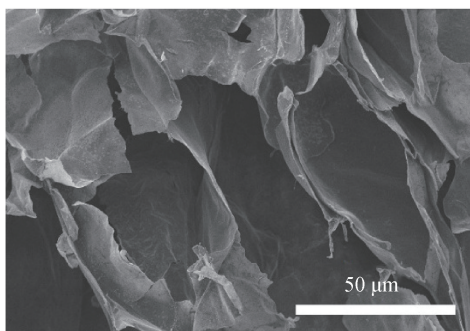
d) BS-2孔径分布



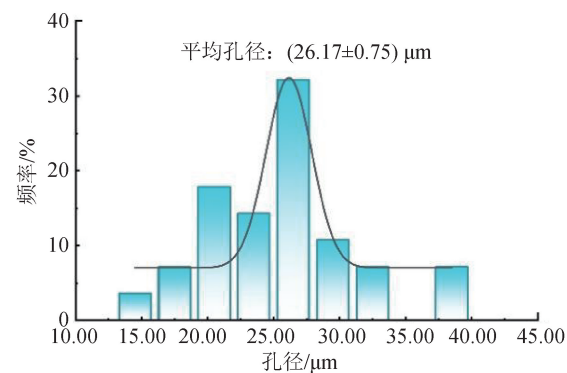
e) BS-3的SEM照片



f) BS-3孔径分布



g) BS-4的SEM照片



h) BS-4孔径分布

图 6 冻干 BC/SA 复合水凝胶基体在不同溶液质量比条件下的 SEM 照片及其孔径分布

Fig. 6 SEM images and pore size distributions of freeze-dried BC/SA composite hydrogel matrixes at different solution mass ratios

强水凝胶体系对水分的结合能力。因此,BS-2 组表现出最佳的保湿性能。

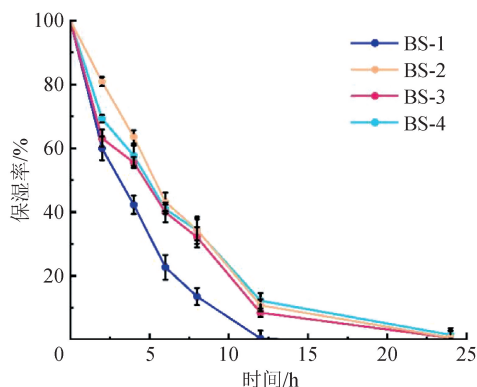


图 7 BC/SA 复合水凝胶基体的保湿性能

Fig. 7 Moisture retention properties of BC/SA composite hydrogel matrices

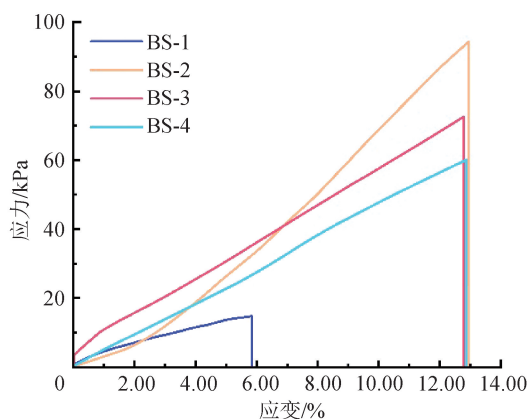
2.4 BC/SA 复合水凝胶基体的力学性能分析

伤口敷料应具备良好的力学特性,在拉伸、弯折

等外力作用下不易发生破裂、脱落,且能够跟随皮肤活动同步形变^[29]。图 8 为不同 BC/SA 复合水凝胶基体拉伸试验测得的应力-应变曲线。由图 8 可知,随着 BC 分散液的质量在整个混合体系中逐步提高,BC/SA 复合水凝胶基体的断裂强度呈现先升高后降低的趋势,其中,BS-2 组的断裂强度达到最大值 93 kPa(较 BS-1 组提高约 520%),延展能力较好(应变 12.95%)。这得益于水凝胶网络中 BC 和 SA 的协同效应,BC 网络承载并传递应力,SA-Ca²⁺ 网络中的可逆离子键($\text{—COO}^- \cdots \text{Ca}^{2+}$)可作为“牺牲键”在拉伸过程中优先发生断裂或重组,从而耗散部分能量并缓解应力集中,改善水凝胶的力学性能。然而,当 BC 分散液的质量进一步增加时,复合水凝胶的断裂强度大幅度下降。这是因为 BC 过强的刚性网络破坏了 SA 交联网络的连续性,导致应力集中,断裂强度下降。



a) 水凝胶拉伸断裂示意



b) 应力-应变曲线

图 8 BC/SA 复合水凝胶基体的拉伸性能

Fig. 8 Tensile properties of BC/SA composite hydrogel matrices

理想的水凝胶需具备合适的黏弹性^[30]。研究采用流变学中的角频率扫描测试探究了材料的微观力学行为。图 9 为不同 BC/SA 复合水凝胶基体的角频率扫描曲线。在固定应变为 1% 的条件下,所有样品的储能模量始终大于损耗模量,且随着角频率的增加,储能模量基本稳定,这说明在测试范围内所有样品均为稳定黏弹性凝胶态,具有完整的三维交联网络结构。此外,BS-2 组具有最大的储能模量(18.8 kPa),黏弹性最好,表明此比例的水凝胶内部的交联程度较高。这一结果在拉伸性能表征中也得到证实。

综合以上表征结果,BS-2 组综合性能最佳,可

用于后续 Cur@ ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料的制备。

2.5 Cur@ ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料的红外光谱

为探究 Cur@ ZIF-8 颗粒是否成功引入到 BC/SA 复合水凝胶基体中,对 Cur@ ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料进行红外光谱测试。如图 10 所示,BC/SA 复合水凝胶基体和 Cur@ ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料中均可以观察到 SA 和 BC 的特征峰,其中,在 3 346 cm⁻¹ 处的宽峰主要对应 BC 和 SA 分子链中—OH 的伸缩振动,2 924 cm⁻¹ 处的特征峰对应

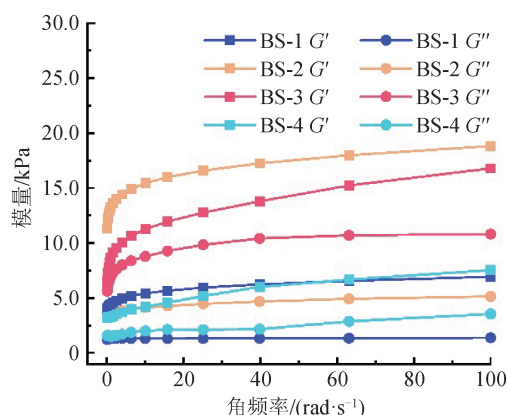


图 9 BC/SA 复合水凝胶基体的角频率扫描曲线
Fig. 9 Angular frequency scanning curves of BC/SA composite hydrogel matrixes

BC 和 SA 多糖骨架中 C—H (—CH 或 —CH₂) 的伸缩振动。另外, 1 592 cm⁻¹、1 427 cm⁻¹ 处的吸收峰分别对应 SA 中 C=O 的不对称伸缩振动与对称伸缩振动, 1 031 cm⁻¹ 处的吸收峰则主要归属于 BC 和 SA 多糖结构中 C=O 的伸缩振动^[31]。

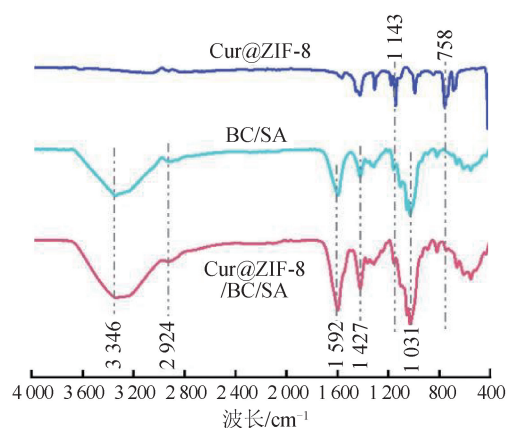


图 10 Cur@ZIF-8、BC/SA 复合水凝胶基体及 Cur@ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料的红外光谱
Fig. 10 Infrared spectrum of Cur@ZIF-8, BC/SA composite hydrogel matrix and Cur@ZIF-8/BC/SA drug-loaded composite hydrogel dressing

同时, 红外光谱中并未出现其他明显的新的特征吸收峰, 表明没有新的化学键生成, 体系仅涉及不同组分的物理共混^[32]。值得注意的是, 在 Cur@ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料的红外光谱中出现了 Cur@ZIF-8 所特有的咪唑环振动峰 (1 143 cm⁻¹) 和咪唑环 C—H 面外弯曲振动峰 (758 cm⁻¹), 而在 BC/SA 复合水凝胶基体中并未观察到相应特征吸收峰。因此, 进一步证明了 Cur@ZIF-8 已被成功引入水凝

胶网络中, 且纳米粒子的掺入未破坏水凝胶结构的完整性。

2.6 Cur@ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料的溶胀及降解性能分析

作为伤口敷料, 水凝胶的溶胀特性对创面渗出液的吸收起着至关重要的作用^[33]。已有研究表明, 在溶胀平衡状态下, 溶胀率超过 1 000% 的水凝胶材料通常被认为具有理想的吸水能力, 能够在伤口愈合过程中有效吸收渗出液^[34]。本研究采用 PBS 缓冲液 (pH 值 = 7.4) 模拟天然皮肤组织中的液相环境, 对不同水凝胶的溶胀行为进行测试, 结果如图 11a) 所示。各组水凝胶均表现出相似的溶胀趋势: 第 1 小时内迅速吸水, 在第 16 小时后逐渐趋于稳定, 最终达到溶胀平衡。相比之下, BC/SA 复合水凝胶基体的平衡溶胀率最高, 约为 1 800%。这主要归因于 BC 和 SA 分子链上存在大量的羟基和羧基, 可与水分子形成氢键作用, 使水分子持续进入内部网络; 同时, SA 分子链上的羧基部分解离, 产生静电排斥作用, 进一步促进聚合物链段伸展并增强水分子进入网络的能力^[35]。此外, 前文水凝胶的力学测试均在水凝胶达到溶胀平衡后进行, 研究结果表明, 即使在高溶胀状态下, 水凝胶仍保持一定的力学强度, 能够抵抗吸收伤口渗出液后产生的体积膨胀, 该结果与已有的“高溶胀、高韧性水凝胶”研究结果一致^[36-37]。与 BC/SA 复合水凝胶基体相比, 其余组别的平衡溶胀率约降至 1 400%。这是因为纳米颗粒填充了水凝胶三维多孔结构中的部分孔隙, 一定程度上提高了水凝胶网络的结构致密性, 从而在物理层面上阻碍了水分子向水凝胶网络内部渗透。但 Cur@ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料的平衡溶胀率仍高于 1 000%, 约为 1 418%, 表明该水凝胶具有合适的吸水能力, 既能吸收创面渗出液以保持创面清洁, 又能避免因过度溶胀伴随体积膨胀, 从而降低在创面受限空间对皮肤新生肉芽组织造成挤压的潜在风险^[38]。

图 11b) 展示了水凝胶的体外降解性能, 所有水凝胶在第 5 天时降解率均高于 50%, 第 14 天时降解率虽接近完全降解, 但未达到 100%, 表现出良好的生物降解性能。此外, 添加了纳米颗粒的水凝胶的降解速度均低于未添加组, 这是由于纳米颗粒的掺入增强了水凝胶骨架的结构稳定性, 从而延缓了水

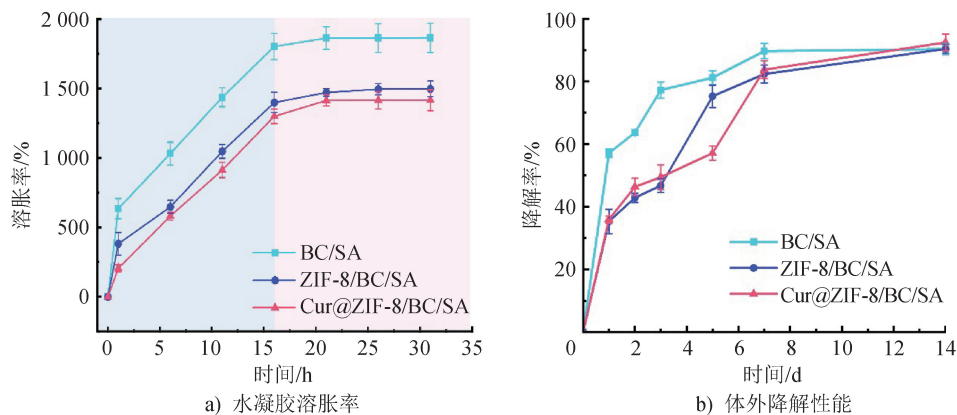


图 11 BC/SA 复合水凝胶基体、ZIF-8/BC/SA 复合水凝胶敷料及 Cur@ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料的溶胀及体外降解性能

Fig. 11 Swelling and *in vitro* degradation properties of BC/SA composite hydrogel matrix, ZIF-8/BC/SA composite hydrogel dressing, and Cur@ZIF-8/BC/SA drug-loaded composite hydrogel dressing

凝胶骨架的降解。

2.7 Cur@ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料的孔隙率分析

前文已通过 SEM 对 BC/SA 复合水凝胶基体的三维多孔网络结构进行了定性表征,为进一步探究纳米颗粒的引入对水凝胶气体扩散与物质传递能力的影响,本研究接着通过“乙醇置换法”对 BC/SA 复合水凝胶基体、ZIF-8/BC/SA 复合水凝胶敷料和 Cur@ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料的孔隙率进行定量测试,测试结果如图 12 所示。结果表明,BC/SA 复合水凝胶基体孔隙率最高,达 $(34.76 \pm 0.65)\%$;在引入纳米颗粒后,水凝胶孔隙率显著下降,其中 Cur@ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料的孔隙率最低,为 $(24.21 \pm 0.58)\%$,ZIF-8/BC/SA 复合水凝胶敷料为 $(25.33 \pm 0.35)\%$ 。孔隙率降低主要是因为纳米颗粒作为刚性填料分散于水凝胶三维网络中,限制了聚合物链段的局部重排,使得网络结构更加致密,这种界面层面的物理作用有使孔隙率降低的趋势。尽管纳米颗粒的引入导致水凝胶孔隙率降低,但 Cur@ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料仍保留一定的连通多孔结构特征,结合其理想的溶胀性能,该水凝胶敷料仍具备为创面提供气体扩散与物质传递的基础条件^[39]。

2.8 Cur@ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料的药物释放行为研究

在烧烫伤感染伤口愈合过程中,创面微环境 pH 值会随着愈合阶段发生动态变化。如前所述,创面

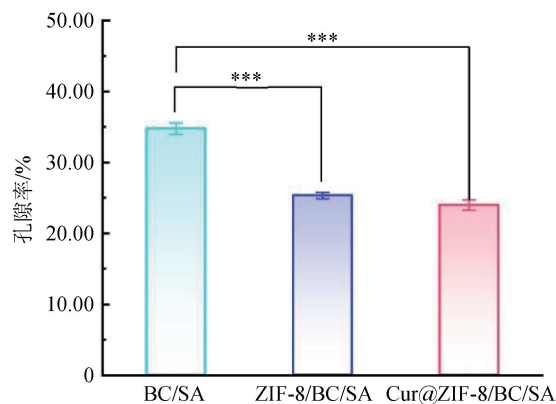


图 12 BC/SA 复合水凝胶基体、ZIF-8/BC/SA 复合水凝胶敷料及 Cur@ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料的孔隙率

Fig. 12 Porosity of BC/SA composite hydrogel matrix, ZIF-8/BC/SA composite hydrogel dressing and Cur@ZIF-8/BC/SA drug-loaded composite hydrogel dressing

进入组织增殖期后,局部微环境将逐渐向弱酸性转变,而在组织重塑期则接近正常生理 pH 值^[16]。为探究 Cur@ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料的药物释放行为,分别在 pH 值 = 5.5 (模拟伤口部位弱酸性环境)和 pH 值 = 7.4 (模拟伤口愈合后的正常生理环境)的 PBS 溶液中,测定 Cur 及 Zn^{2+} 的释放曲线,结果如图 13 所示,在 pH 值 = 5.5 时,ZIF-8 框架易发生分解,致使 Cur 初期的释放量显著加速,随着时间的进行,Cur 的释放过程无爆发性突释,整体呈平稳上升趋势,Cur 累积释放率为 $(73.06 \pm 2.65)\%$;当微环境 pH 值位于正常生理状态时,药物释放率

受到明显抑制,仅为 $(20.07 \pm 3.42)\%$ 。水凝胶体系中, pH 值 = 5.5 时, Zn^{2+} 的累积释放量为 pH 值 = 7.4 时的 3.65 倍, Cur 的释放量则达到 pH 值 = 7.4 时的 4.11 倍。这说明, Cur@ ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝

胶敷料在应用时,可根据伤口 pH 值的波动来调节 Cur 的释放量,从而表现出 pH 值响应释放药物的特性,即创面在弱酸性环境中,体系加速释放 Cur 与 Zn^{2+} ,创面在中性生理环境中药物释放速率明显放缓。

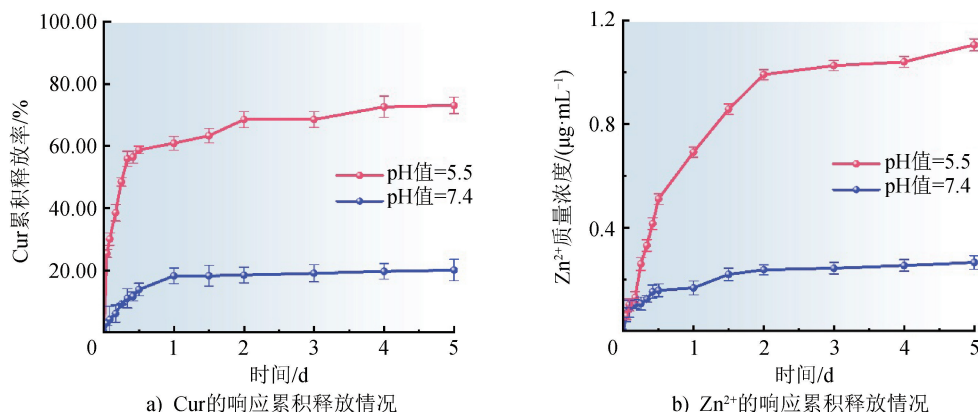


图 13 Cur@ ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料中 Cur 和 Zn^{2+} 的累积释放

Fig. 13 Cumulative release of Cur and Zn^{2+} from Cur@ ZIF-8/BC/SA drug-loaded composite hydrogel dressing

2.9 Cur@ ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料的生物相容性

本研究通过 CCK-8 法定量评估水凝胶的生物相容性,结果如图 14 所示。灭菌后的 3 组水凝胶浸提液和 L929 成纤维细胞共培养 24 h 后,所有样品组的细胞活力均超过 100%,说明制备得到的水凝胶样品对 L929 细胞不仅没有毒副作用,反而能够促进 L929 细胞的增殖。载纳米粒子组(即 ZIF-8/BC/SA 复合水凝胶敷料和 Cur@ ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料)与对照组(仅含有细胞的培养基)具有显著差异,且 Cur@ ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料的细胞活力更高,这一结果表明 Cur@ ZIF-8 的引入未降低材料的生物相容性,这与各组本身良好的生物相容性有关^[40]。据报道, Zn^{2+} 可参与调控成纤维细胞的迁移、增殖过程,同时, Cur 与 Zn^{2+} 在相关创面研究中被发现具有潜在协同效应^[28,41]。因此,两者掺杂后仍保持了原 BC/SA 复合水凝胶基体良好的生物相容性。

3 结论

本研究针对烧烫伤感染创面早期渗出液量大、pH 值动态变化的特点,制备了不同溶液质量比的 BC/SA 复合水凝胶基体(BS-1、BS-2、BS-3、BS-4),

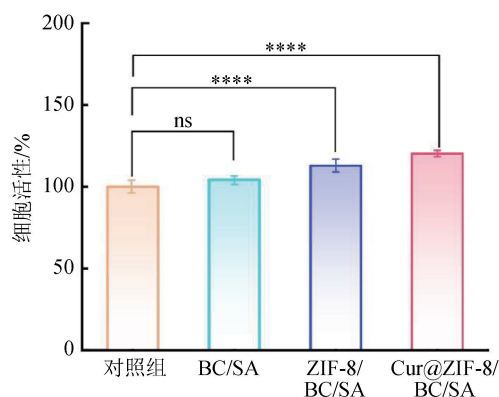


图 14 BC/SA 复合水凝胶基体、ZIF-8/BC/SA 复合水凝胶敷料及 Cur@ ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料的细胞活力

Fig. 14 Cell viability of BC/SA composite hydrogel matrix, ZIF-8/BC/SA composite hydrogel dressing and Cur@ ZIF-8/BC/SA drug-loaded composite hydrogel dressing

该合成过程简便快捷,无须对原料进行化学改性,有助于保留材料本身的天然生物相容性,并对 BC/SA 复合水凝胶基体进行微观结构、保湿性能、力学性能分析,优选出复合水凝胶最佳制备方案,即 BC 和 SA 溶液质量比为 8:2,此时 BC/SA 复合水凝胶基体的拉伸强度为 93 kPa、储能模量达 18.8 kPa。在此基础上,引入 Cur@ ZIF-8,制备了 Cur@ ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料,红外光谱测试结果也证实

了 Cur@ ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料的合成及 Cur@ ZIF-8 的引入。所得 Cur@ ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料能在保持良好生物相容性的同时,具备满足创面渗出液管理的能力(平衡溶胀率约 1 418%)。同时, Cur@ ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料显示出 pH 响应型释放姜黄素特性。后续研究将进一步通过动物模型验证其体内相容性。综上,本研究制备的 Cur@ ZIF-8/BC/SA 载药复合水凝胶敷料在保持理想溶胀性能和结构稳定性的同时,引入了对炎症微环境具有响应特性的组分,适用于烧烫伤感染创面早期至中期炎症阶段的创面修复,该体系有望为烧烫伤创面的修复治疗提供新策略。



期刊采编平台



中国知网下载

参考文献

- [1] YAKUPU A, ZHANG J, DONG W, et al. The epidemiological characteristic and trends of burns globally[J]. BMC Public Health, 2022, 22(1): 1596.
- [2] RUBENS M, RAMAMOORTHY V, SAXENA A, et al. Recent trends in diabetes-associated hospitalizations in the United States[J]. Journal of Clinical Medicine, 2022, 11(22): 6636.
- [3] 王先柱, 李长恩, 张现歌, 等. 一种负载石榴皮提取物静电纺纳米纤维膜的制备与表征[J]. 产业用纺织品, 2022, 40(7): 20-27.
- [4] 杨色, 王凌霄, 张春艳, 等. 抗菌水凝胶复合棉织物医用敷料及其性能[J]. 产业用纺织品, 2023, 41(5): 45-49.
- [5] SOLANKI R, BHATIA D. Stimulus-responsive hydrogels for targeted cancer therapy [J]. Gels, 2024, 10(7): 440.
- [6] 付少举, 张佩华. 高生物相容性医用纺织材料及其研究和应用进展[J]. 纺织导报, 2018(5): 33-40.
- [7] POTOČNIK V, GORGIEVA S, TRČEK J. From nature to lab: sustainable bacterial cellulose production and modification with synthetic biology [J]. Polymers, 2023, 15(16): 3466.
- [8] ZHANG Q X, REN Z Q, JIA P X, et al. An ultra-miniaturized fiber humidity sensor based on near-parallel ion pathways induced efficient water-electricity conversion [J]. Advanced Materials, 2025, 37(3): 2411558.
- [9] 肖剑虹. 纳米纤维增强型双层 GBR 生物膜的制备及其特性的体内外研究[D]. 合肥: 安徽医科大学, 2022.
- [10] GONG Y, WANG P, CAO R, et al. Exudate absorbing and antimicrobial hydrogel integrated with multifunctional curcumin-loaded magnesium polyphenol network for facilitating burn wound healing [J]. ACS Nano, 2023, 17(22): 22355-22370.
- [11] WANG X, HUO H L, CAO L, et al. Curcumin-release antibacterial dressings with antioxidation and anti-inflammatory function for diabetic wound healing and glucose monitoring [J]. Journal of Controlled Release, 2025, 378: 153-169.
- [12] YANG J C, YANG B W, SHI J L. A nanomedicine-enabled ion-exchange strategy for enhancing curcumin-based rheumatoid arthritis therapy [J]. Angewandte Chemie International Edition, 2023, 62(44): e202310061.
- [13] WU K, ZHAO W, HUANG L, et al. Aqueous-phase synthesis of cyclic trinuclear cluster-based metal-organic frameworks [J]. Journal of the American Chemical Society, 2025, 147(16): 13711-13720.
- [14] PAN F, GIOVANNINI G, ZHANG S X, et al. pH-responsive silica nanoparticles for the treatment of skin wound infections [J]. Acta Biomaterialia, 2022, 145: 172-184.
- [15] WANG X X, FAN G J, GUAN Q Y, et al. Hyaluronic acid-modified ZIF-8 nano-vehicle for self-adaption release of curcumin for the treatment of burns [J]. ACS Applied Nano Materials, 2022, 5(11): 16094-16107.
- [16] ZHANG S, HE W, DONG J, et al. Tailoring versatile nanoheterojunction-incorporated hydrogel dressing for wound bacterial biofilm infection theranostics [J]. ACS nano, 2025, 19(11): 10922-10942.
- [17] LI N, LIU W, ZHENG X Y, et al. Antimicrobial hydrogel with multiple pH-responsiveness for infected burn wound healing [J]. Nano Research, 2023, 16(8): 11139-11148.
- [18] 吴茗星. 负载间充质干细胞来源的外泌体的海藻酸钠水凝胶伤口敷料的制备与表征[D]. 沈阳: 中国医科大学, 2024.

- [19] WANG S Y, MA Y, WANG F J, et al. Development of cellulose-based self-healing hydrogel smart packaging for fish preservation and freshness indication [J]. Carbohydrate Polymers, 2025, 348: 122806.
- [20] ILHAMI F B, CAHYANINGRUM S E, WARDANA A P, et al. Meniran (*Phyllanthus niruri* L.) embedded zeolitic imidazolate framework (ZIF-8) nanoparticle for cancer chemotherapy: supported molecular docking analysis[J]. RSC Advances, 2025, 15(1): 223-230.
- [21] YANG J Z, ZHANG X D, LU B L, et al. Inflammation - responsive hydrogel spray for synergistic prevention of traumatic heterotopic ossification via dual-homeostatic modulation strategy[J]. Advanced Science, 2023, 10(30): 2302905.
- [22] MENG M J, HUO R, LI Z X, et al. Protective effect of curcumin-loaded zeolitic imidazolate framework-8-based pH-responsive drug delivery system against *Staphylococcus aureus* infection[J]. Microbial Pathogenesis, 2025, 200: 107336.
- [23] PARK K S, NI Z, CÔTÉ A P, et al. Exceptional chemical and thermal stability of zeolitic imidazolate frameworks[J]. Proceedings of the National Academy of Sciences, 2006, 103(27): 10186-10191.
- [24] RAGADHITA R, NANDIYANTO A B D. Curcumin adsorption on zinc imidazole framework-8 particles: isotherm adsorption using Langmuir, Freundlich, Temkin, and Dubinin-Radushkevich models [J]. J. Eng. Sci. Technol, 2022, 17(2): 1078-1089.
- [25] ZHANG Q, ZOU Y H, TANG L Q, et al. Stage-controlled antibacterial surgical sutures based on curcumin@ ZIF-8 functional coating for improved wound healing [J]. Progress in Organic Coatings, 2023, 184: 107829.
- [26] 赵奇, 赵祥宇, 刘岩, 等. 基于壳聚糖/海藻酸钠-聚乙烯醇的双层复合水凝胶膜伤口敷料研究[J]. 药物评价研究, 2023, 46(11): 2321-2329.
- [27] SEIJO-RABINA A, PARAMÉS-ESTEVEZ S, CONCEIRO A, et al. Effect of wound dressing porosity and exudate viscosity on the exudate absorption: *in vitro* and *in silico* tests with 3D printed hydrogels [J]. International Journal of Pharmaceutics; X, 2024, 8: 100288.
- [28] LIU Y G, CHEN X, ZHANG C Z, et al. Breathable, moisturizing biomimetic wound dressing with broad - spectrum antimicrobial properties [J]. Advanced Healthcare Materials, 2025, 14(9): 2404601.
- [29] WANG Z W, SUN L S, WANG W X, et al. A double-network porous hydrogel based on high internal phase emulsions as a vehicle for potassium sucrose octasulfate delivery accelerates diabetic wound healing [J]. Regenerative Biomaterials, 2024, 11.
- [30] WU Y, WANG Y, LONG L Y, et al. A spatiotemporal release platform based on pH/ROS stimuli-responsive hydrogel in wound repairing[J]. Journal of Controlled Release, 2022, 341: 147-165.
- [31] ZHANG X M, ZHU C F, YANG X L, et al. Conductive, sensitivity, flexibility, anti-freezing and anti-drying silica/carbon nanotubes/sodium ions modified sodium alginate hydrogels for wearable strain sensing applications [J]. International Journal of Biological Macromolecules, 2024, 280(3): 135880.
- [32] LI J L, WANG K Y, WANG J W, et al. High-tough hydrogels formed via Schiff base reaction between PAMAM dendrimer and Tetra-PEG and their potential as dual-function delivery systems [J]. Materials Today Communications, 2022, 30: 103019.
- [33] 赵中楠, 张兴群, 翟志毫, 等. 负载石榴皮提取物的聚乙烯醇基水凝胶伤口敷料的制备与表征[J]. 功能高分子学报, 2023, 36(2): 136-145.
- [34] MAO L, WANG L, ZHANG M Y, et al. *In situ* synthesized selenium nanoparticles-decorated bacterial cellulose/gelatin hydrogel with enhanced antibacterial, antioxidant, and anti-inflammatory capabilities for facilitating skin wound healing[J]. Advanced healthcare materials, 2021, 10(14): 2100402.
- [35] MO M Q, WU C J, CHEN Y H. Bacterial cellulose-based superabsorbent hydrogel for wet wound dressing [J]. Molecules, 2025, 30(3): 737.
- [36] AL-ARJAN W S, KHAN M U A, ALMUTAIRI H H, et al. pH-responsive PVA/BC-f-GO dressing materials for burn and chronic wound healing with curcumin release kinetics[J]. Polymers, 2022, 14(10): 1949.
- [37] HAN Z Z, DENG L, CHEN S Y, et al. Zn²⁺-loaded adhesive bacterial cellulose hydrogel with angiogenic and antibacterial abilities for accelerating wound healing[J]. Burns & Trauma, 2023, 11: tkac048.
- [38] ZHAO Y, SONG S L, REN X Z, et al. Supramolecular adhesive hydrogels for tissue engineering applications [J]. Chemical Reviews, 2022, 122(6): 5604-5640.

(下转第 42 页)

从图 8 可以看出,2#辊温度不变时,随着 3#辊温度的不断升高,工业丝结构被破坏,尼龙 66 工业丝干热收缩率初值、干热收缩率残值和干热收缩力均呈下降的趋势。在高温状态下,尼龙 66 工业丝干热收缩率初值、干热收缩率残值和干热收缩力均加速降低。根据产品干热收缩性能的需要,可通过降低牵伸机 3#辊温度以增加尼龙 66 工业丝干热收缩率初值、干热收缩率残值和干热收缩力。

3 结论

(1) 当 2#辊一段温度为 177 ℃,二段温度为 187 ℃,3#辊温度为 187 ℃时,可得到高断裂强力、低定负荷伸长率、低断裂伸长率、低干热收缩率、高干热收缩力的尼龙 66 工业丝,其强伸性能和尺寸稳定性良好。

(2) 当第 2 对辊温度固定时,可通过降低牵伸机第 3 对辊的温度得到高断裂强力、低定负荷伸长率和低断裂伸长率的尼龙 66 工业丝。



期刊采编平台



中国知网下载

参考文献

[1] 吕文娟. 锦纶 66 单股帘子布张力一致性探析[J].

合成纤维, 2017, 46(8): 19-21.

[2] 吴红霞. 温度对硅胶涂层面料撕裂性能的影响[J]. 产业用纺织品, 2022, 40(12): 24-26.

[3] 高君, 吴警, 王君毅, 等. 超高尺寸稳定型涤纶浸胶帘子布的开发及性能评价[J]. 产业用纺织品, 2024, 42(9): 38-44.

[4] 曹国兰, 崔运花, 马玲. 尼龙-66 涂层阻燃整理工艺研究[J]. 产业用纺织品, 2012, 30(6): 41-44.

[5] 李世群, 莫超峰, 杨超然. 影响锦纶 66 浸胶帘子布物性因素分析[J]. 中国高新技术企业, 2011(8): 51-52.

[6] 李瑶, 陈婷婷, 杨旭东. 纺织用导电纤维及其应用[J]. 产业用纺织品, 2010, 28(4): 32-35.

[7] 李龙鑫, 魏祎程, 刘呈坤. 湿法纺气凝胶纤维的制备、性能研究与应用进展[J]. 产业用纺织品, 2025, 43(6): 22-31.

[8] 吕文娟. 233 dtex/2 锦纶 66 细旦浸胶帘子布生产实践[J]. 合成纤维, 2017, 46(9): 19-23.

[9] 吕文娟, 李雅敏, 吕琼, 等. 元锦纶 66 细旦丝牵伸辊表面粗糙度的研究和开发[J]. 中国科技纵横, 2010(20): 18-19.

[10] 王劼. 拉伸倍数对尼龙 66 工业丝物理性能的影响[J]. 河南纺织高等专科学校学报, 2007, 19(4): 3-5.

[11] 黄鑫鑫, 陈康, 殷亚然, 等. 不同预加张力热处理下尼龙 66 工业丝的结构性能演变[J]. 现代纺织技术, 2025, 33(1): 10-20.

[12] 马建坤, 苏通, 赵晓杰, 等. 捻度对超高强度锦纶 66 帘线性能的影响[J]. 橡胶科技, 2025, 23(5): 277-280.

(上接第 37 页)

[39] VARSHNEY N, SAHI A K, PODDAR S, et al. Freeze-thaw-induced physically cross-linked superabsorbent polyvinyl alcohol/soy protein isolate hydrogels for skin wound dressing: *in vitro* and *in vivo* characterization [J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2022, 14(12): 14033-14048.

[40] 明贺娜, 刘福琛, 郭肖青, 等. 聚乙烯醇/海藻酸钠

复合纳米纤维膜的制备及性能[J]. 产业用纺织品, 2025, 43(1): 7-15.

[41] WAN Y, FANG J, WANG Y, et al. Antibacterial zeolite imidazole frameworks with manganese doping for immunomodulation to accelerate infected wound healing [J]. Advanced healthcare materials, 2021, 10(22): 2101515.

弘扬社会正气

倡导文明新风