

• 研究论文 •

茯苓碱溶性多糖止血海绵的制备及其止血性能

陈 颖^{1,2} 李皓琛¹ 黎东儒¹ 唐克静¹ 何江城^{2*} 李 菀^{1,3*}

(¹湖北中医药大学药学院 武汉 430065)

(²武汉中西医结合骨科医院 武汉体育学院附属医院 武汉 430079)

(³湖北时珍实验室 武汉 430065)

摘要: 创伤性出血是临床面临的主要挑战之一,亟需开发兼具高效止血性能与良好生物安全性的新型材料。基于茯苓碱溶性多糖(PCAP)作为 β -葡聚糖的药用与成胶潜力,本研究以常被废弃的天然多糖PCAP为原料,采用冷冻干燥技术制备了PCAP质量浓度梯度为10~100 g/L的系列海绵,并根据其形态完整性确定了50~100 g/L为可成型的有效质量浓度。扫描电子显微镜(SEM)图像显示PCAP海绵呈现三维多孔结构;物理性能测试证明其具有良好的吸水能力、保水率和水蒸气透过率。体外凝血与溶血实验证实PCAP海绵具有显著的促凝血活性和优异的血液相容性。小鼠断尾和肝脏切口模型的体内止血评价结果显示,质量浓度为70 g/L的PCAP海绵止血效果最优。活化部分凝血活酶时间(APTT)与凝血酶原时间(PT)实验结果显示,PCAP海绵可延长APTT,缩短PT,提示其可能同时影响内源性及外源性凝血途径。组织病理学检查未发现明显的炎症反应,说明其组织相容性良好。上述结果表明,PCAP海绵在止血性能、理化特性及生物相容性方面均表现出良好的综合性能,展现出作为天然多糖基止血海绵敷料的潜在应用价值,为开发绿色安全的止血敷料提供了新策略。

关键词: 茯苓碱溶性多糖;止血;海绵;天然多糖

Preparation and Hemostatic Performance of *Poria cocos* Alkali-soluble Polysaccharide Sponges

CHEN Ying^{1,2}, LI Hao-chen¹, LI Dong-ru¹, TANG Ke-jing¹, HE Jiang-cheng^{2*}, LI Wan^{1,3*}

(¹School of Pharmacy, Hubei University of Chinese Medicine, Wuhan 430065)

(²Wuhan Integrated Traditional Chinese and Western Medicine Orthopedic Hospital,
Affiliated Hospital of Wuhan Sports University, Wuhan 430079)

(³Hubei Shizhen Laboratory, Wuhan 430065)

Abstract: Traumatic hemorrhage remains a major clinical challenge, underscoring the urgent need for the development of novel materials that combine excellent hemostatic efficacy with good biosafety. Based on the medicinal potential of *Poria cocos* alkali-soluble polysaccharide (PCAP) and its gelation potential as a β -glucan, this study utilized the commonly discarded natural polysaccharide PCAP as the raw material to prepare a series of sponges with PCAP concentration gradients of 10–100 g/L via freeze-drying. Based on morphological integrity, 50–100 g/L was identified as the effective formable concentration range. Scanning electron microscopy (SEM) images revealed that the PCAP sponges exhibited a three-dimensional porous structure, while physical performance tests demonstrated favorable water absorption capacity, water retention rate, and water vapor transmission rate. In vitro coagulation and hemolysis experiments confirmed

2026-01-28 收稿, 2026-03-02 录用, 2026-05-08 网络出版

基金项目: 国家自然科学基金(基金号 81803735), 武汉中西医结合骨科医院科研项目(项目号 WTFY202304)

* 通信联系人: 何江城, E-mail: 2024333@whsu.edu.cn; 李菀, E-mail: wanLi3055@hbucm.edu.cn

doi: 10.14028/j.cnki.1003-3726.2026.26.047

the significant pro-coagulant activity and excellent hemocompatibility of the PCAP sponges. In vivo hemostatic performance evaluated using mouse tail amputation and liver incision models indicated optimal hemostatic efficacy at a PCAP concentration of 70 g/L. Activated partial thromboplastin time (APTT) and prothrombin time (PT) assay indicated that PCAP sponges prolonged APTT and shortened PT, suggesting a dual modulatory effect on both the intrinsic and extrinsic coagulation pathways. Histopathological analysis revealed no significant inflammatory response, indicating good tissue compatibility. These results demonstrate that PCAP-based sponges exhibit favorable comprehensive properties in terms of hemostatic performance, physicochemical characteristics, and biocompatibility. They show potential application value as a natural polysaccharide-based hemostatic sponge dressing, providing a new strategy for developing green and safe hemostatic dressings.

Keywords: *Poria cocos* alkali-soluble polysaccharide; Hemostasis; Sponge; Natural polysaccharide

引用: 陈颖, 李皓琛, 黎东儒, 唐克静, 何江城, 李苑. 茯苓碱溶性多糖止血海绵的制备及其止血性能. 高分子通报, 2026, 39(6), 953–966.

Citation: Chen, Y.; Li, H. C.; Li, D. R.; Tang, K. J.; He, J. C.; Li, W. Preparation and hemostatic performance of *poria cocos* alkali-soluble polysaccharide sponges. *Polym. Bull.* (in Chinese), 2026, 39(6), 953–966.

无法控制的出血是创伤、外科手术及多种临床场景中导致死亡的主要原因,尤其是严重创伤后的失血性休克,往往直接危及生命^[1,2]。因此,迅速、有效地控制出血对于降低死亡率、改善患者预后具有至关重要的意义。目前临床应用的止血材料虽然有明显的止血作用,但也存在一定的局限性,例如,胶原敷料的组织附着力较差^[3];多孔沸石吸收血液中的水分后会释放热量,可能导致伤口炎症^[4]。因此,开发生物相容性好且具备生物活性功能的新型高效止血材料对创伤救治与外科材料的开发具有重要的应用价值。

天然多糖凭借其优异的生物相容性、可控的生物降解性以及固有的生物活性,在止血材料领域备受关注,常被用作构建功能性止血剂的关键基质材料^[5~7]。其中, β -葡聚糖因其良好的促凝血性能与组织相容性,已被广泛用于开发局部止血水凝胶^[8]。茯苓多糖是从传统药用真菌茯苓中提取的天然高分子多糖,按照提取方式,可分为茯苓水溶性多糖(*Poria cocos* water-soluble polysaccharide, PCWP)与茯苓碱溶性多糖(*Poria cocos* alkali-soluble polysaccharide, PCAP)。PCAP作为一种 β -葡聚糖,约占茯苓多糖总量的80%,但在传统提取工艺中因其不溶于水常被视为废弃物^[9]。其分子链富含羟基,可通过物理或化学交联形成具有三维网络结构的水凝胶,这为构建止血海绵材料奠定了理论基础^[10,11]。然而现有研究多集中于其抗癌、免疫调节等生物活性,或限于提取与基础表征阶段,对其在功能性止血材料方

面的应用仍属空白^[9]。

基于PCAP作为一种 β -葡聚糖所具有的凝胶特性,并考虑到其作为废弃资源再利用的价值,选用PCAP为原料,构建了一种新型快速止血海绵。通过冷冻干燥技术制备了质量浓度为10~100 g/L的PCAP海绵,并依据宏观形态完整性筛选出质量浓度为50~100 g/L的海绵样品进行后续系统表征与性能评价。测定其吸水率、保水性、孔隙率及水蒸气透过率等关键理化指标,以评估其作为伤口敷料的基础功能。通过体外凝血实验、小鼠断尾及肝脏切口模型评价其止血性能,并结合溶血实验与组织病理学分析,系统考察材料的血液相容性与组织安全性。本研究旨在系统评估PCAP海绵的综合性能,以期开发高效、安全的天然多糖基止血材料提供新的实验依据。

1 实验部分

1.1 试剂与仪器

茯苓采自湖北省黄冈市英山县石头咀镇,经湖北中医药大学叶晓川鉴定为合格药材。冰醋酸(分析纯)、氢氧化钠(分析纯)和无水乙醇(分析纯)购自国药集团化学试剂有限公司。组织固定液、磷酸盐缓冲液(PBS, pH=7.4)、苏木素-伊红染色液、柠檬酸钠抗凝管购自武汉塞维尔生物科技有限公司。医用纱布购自武汉新塔医疗科技有限公司。脱脂棉球购自山东邦盾医疗科技有限公司。活化部分凝血活酶时间测定试剂盒和凝血酶原时间测定试剂盒由北京索莱宝科技有限公司提供。

LC-18N-50D 冷冻干燥机(湖南力辰), SU8060 扫描电子显微镜(日本 Hitachi 公司), VERTEX 70 傅里叶变换红外光谱仪(德国 Bruker), F50 酶标仪(Tecan), XSP300C 光学显微镜(上海比目)。

新西兰兔(2.0~2.5 kg)和昆明小鼠(雄性, 22~24 g)购自湖南斯莱克景达实验动物有限公司。

1.2 PCAP 的提取

PCAP 参照文献中的方法^[11]进行提取, 将干燥的茯苓药渣按料液比 1:16 (g/mL) 加入 0.6 mol/L NaOH 溶液中, 室温条件下以 700 r/min 搅拌提取 1 h。随后于 3500 r/min 离心 15 min, 弃去沉淀, 收集上清液。用质量分数 20% 的 HCl 溶液调节上清液的 pH 值至 7, 静置 1 h。所得沉淀经蒸馏水多次洗涤以除去水溶性杂质与盐分, 最后经冷冻干燥获得 PCAP。

1.3 PCAP 海绵的制备

将 PCAP 粉末溶解于 0.5 mol/L NaOH 水溶液中, 制备质量浓度为 10~100 g/L、以 10 g/L 递增的系列 PCAP 溶液。取各质量浓度的 PCAP 溶液各 500 μ L 移至 48 孔板中, 于 -80 $^{\circ}$ C 预冻 2 h 以确保完全凝固。将样品冷冻干燥 24 h 后, 将 PCAP 骨架浸入 500 μ L 体积分数 2% 的冰醋酸中, 于 4 $^{\circ}$ C 下交联 12 h, 交联完成后再次冷冻干燥 24 h, 即得 PCAP 海绵。

1.4 PCAP 海绵的形态与结构表征

用导电胶将 PCAP 海绵样品固定于样品台上, 喷金后使用扫描电子显微镜(SEM)观察其微观形貌。设定加速电压为 30 kV。通过 Image-J 软件测量其对应的孔径。

采用衰减全反射法, 测定 PCAP 海绵在 400~4000 cm^{-1} 范围内的红外吸收光谱。

1.5 PCAP 海绵的物理性能测试

1.5.1 PCAP 海绵的吸水性能测试

通过将冻干的 PCAP 海绵浸入去离子水中直至平衡来测定其吸水能力。记录干燥样品的初始质量为 m_0 (g)。浸泡后, 取出水合海绵, 用滤纸吸干表面水分后称重为 m_1 (g)。按下式计算吸水率($n=3$):

$$\text{吸水率}(\%) = [(m_1 - m_0)/m_0] \times 100\% \quad (1)$$

1.5.2 PCAP 海绵的保水性能测试

将完全溶胀的 PCAP 海绵置于恒温烘箱((37 $\pm$ 1) $^{\circ}$ C)中, 在预定时间点(0.5、1、2、4、6、8、10 和 12 h)称量样品以记录质量变化来评估其保

水能力。以 m_0 代表初始湿重, m_t 代表 t 时刻的质量, 按下式计算保水率($n=3$):

$$\text{保水率}(\%) = (m_t/m_0) \times 100\% \quad (2)$$

1.5.3 PCAP 海绵的孔隙率测定

采用乙醇置换法测定多孔材料的孔隙率^[7]。先准确称量干燥 PCAP 海绵样品的质量为 m_s 。再向已知质量的烧杯中加满无水乙醇并称重得 m_1 。取出部分乙醇后, 将样品浸入烧杯中并进行超声处理以去除截留空气。然后向烧杯中重新加满乙醇并称重得 m_2 。最后, 取出在乙醇中饱和的样品, 称量烧杯与剩余乙醇的质量得 m_3 。按下式计算孔隙率($n=3$):

$$\text{孔隙率}(\%) = [(m_2 - m_3 - m_s)/(m_1 - m_3)] \times 100\% \quad (3)$$

1.5.4 PCAP 海绵的水蒸气透过率测定

采用称重法测定海绵材料的水蒸气透过率(WVTR)。将冻干的 PCAP 海绵牢固密封在盛有去离子水的圆柱形容器口部, 并以未密封容器作为空白对照。所有装置置于恒温恒湿箱((37 $\pm$ 1) $^{\circ}$ C, 相对湿度 40%)中 24 h。使用分析天平测量质量变化。按式(4)计算 T_{wv} ($n=3$):

$$T_{wv} = (m_0 - m_1)/(S \times t) \quad (4)$$

式中, T_{wv} 为 WVTR ($\text{g}/(\text{m}^2 \cdot \text{d})$), S 为有效渗透面积 (m^2), m_0 和 m_1 分别为初始和最终质量(g), t 为测试持续时间(天)。

1.6 PCAP 海绵的体外止血性能测试

采用凝血指数(BCI)定量评价 PCAP 海绵的体外凝血性能, BCI 值越低, 表明材料促凝血能力越强^[12,13]。采集新鲜兔全血, 按体积比 9:1 与柠檬酸钠溶液抗凝剂混合制备抗凝兔血。实验设空白对照组和 50~100 g/L 的 PCAP 海绵样品组。将 10 mg PCAP 海绵样品置于 15 mL 离心管中, 在 37 $^{\circ}$ C 平衡 5 min。再向每个样品中加入 0.1 mL 抗凝兔血后, 立即加入 30 μ L 0.15 mol/L CaCl_2 溶液以启动凝血。在 37 $^{\circ}$ C 孵育 4 min 后, 加入 10 mL 去离子水, 轻摇 1 min。收集上清液, 使用酶标仪测量其在 540 nm 处的吸光度。空白对照组除不加 PCAP 海绵外, 其余步骤与 PCAP 海绵样品组相同。按式(5)进行计算($n=3$):

$$I_{BC} = (A_{\text{样品}}/A_{\text{对照}}) \times 100\% \quad (5)$$

式中, I_{BC} 为凝血指数(BCI); $A_{\text{样品}}$ 和 $A_{\text{对照}}$ 分别代表 PCAP 海绵样品组和空白对照组的吸光度值。

1.7 PCAP 海绵的体内止血性能测试

所有动物实验均按照湖北省疾病预防控制中心

中心机构动物护理和使用委员会批准的方案进行(批准号:安评中心动(福)第20254-10404号)。动物在标准实验室条件下饲养,自由获取食物和水。取昆明小鼠27只随机分成9组,设置医用纱布、脱脂棉球和空白3个对照组以及50~100 g/L的PCAP海绵实验组。将小鼠麻醉后固定于手术台上,尾下放置预先称重的滤纸以收集血液。使用无菌手术剪在尾中部横断以制造伤口。出血开始后,立即用止血材料覆盖伤口并施加恒定轻柔压力。记录应用止血材料到完全停止出血的时间,即为止血时间;实验前后滤纸的质量差即为失血量。

另取昆明小鼠27只随机分成9组,设置医用纱布、脱脂棉球和空白3个对照组,以及50~100 g/L的PCAP海绵实验组。将小鼠仰卧位固定,行开腹手术。小心暴露肝脏,目标肝叶下方放置预先称重的无菌滤纸。在肝表面作长度1 cm,深度2 mm的切口后,立即用止血材料加压覆盖。通过称量滤纸质量差以确定失血量,测量从敷料应用到出血完全停止的止血时间。

1.8 PCAP海绵的生物相容性测试

1.8.1 PCAP海绵的溶血率测定

溶血率测定参照Chen等^[14]的方法。将20 mg PCAP海绵样品浸入9 mL磷酸盐缓冲液(PBS; 0.01 mol/L, pH=7.4)中,在37 °C孵育24 h以获得样品浸提液。采集新鲜兔全血,按体积比9:1与柠檬酸钠溶液抗凝剂混合制备抗凝兔血。随后,将1 mL浸提液与200 μ L新鲜抗凝兔血混合,37 °C孵育1 h后,以3000 r/min离心5 min收集上清液。以PBS作为阴性对照样品,去离子水作为阳性对照样品。使用酶标仪测量上清液在545 nm处的吸光度。 $A_{\text{样品}}$ 、 $A_{\text{阴性}}$ 和 $A_{\text{阳性}}$ 分别代表PCAP海绵样品、阴性对照和阳性对照的吸光度值。按下式计算溶血率($n=3$):

$$\text{溶血率} = [(A_{\text{样品}} - A_{\text{阴性}}) / (A_{\text{阳性}} - A_{\text{阴性}})] \times 100\% \quad (6)$$

1.8.2 PCAP海绵与红细胞作用

采用扫描电子显微镜(SEM)表征红细胞与PCAP海绵之间的生物黏附作用^[15]。将PCAP海绵样品与抗凝兔血在37 °C孵育10 min以模拟生理条件下细胞-材料的相互作用。孵育后,用磷酸盐缓冲液(PBS; 0.01 mol/L, pH=7.4; 每次5 min)冲洗标本3次以去除未黏附细胞。将样品用组织固定液在4 °C固定12 h以保存细胞形态。

固定后的样品随后通过乙醇梯度(体积分数50%、60%、75%和100%;每个浓度15 min)进行脱水,用导电胶将脱水后样品固定于样品台上,喷金后使用SEM观察。

1.8.3 PCAP海绵的组织相容性

参照Sun等^[16]的方法,在小鼠肝脏切口止血实验完成后3 h内收集肝组织。用PBS冲洗肝组织,并在4 °C下用组织固定液固定过夜后,依次通过体积分数70%、80%、90%、95%和100%的乙醇进行脱水处理,随后石蜡包埋。切片制备及苏木素-伊红染色均按照标准组织学流程进行。在光学显微镜下观察组织学切片并进行形态学分析。

1.9 PCAP海绵的APTT与PT测试

参照Ma等^[17]的方法,通过测定活化部分凝血活酶时间(APTT)和凝血酶原时间(PT)来评估PCAP海绵对内源性和外源性凝血途径的影响。采集新鲜兔全血,按体积比9:1与柠檬酸钠溶液抗凝剂混合制备抗凝兔血。将抗凝兔血以3000 r/min离心15 min以收集上层血浆。以不加PCAP海绵的空白血浆为空白对照组。

将5.0 mg PCAP海绵与100 μ L血浆和100 μ L APTT试剂混合,37 °C孵育5 min,然后加入100 μ L 25 mmol/L CaCl_2 溶液并立即开始计时,以出现纤维蛋白丝为终点,记录所需时间,即为活化部分凝血活酶时间(APTT)。

另取100 μ L血浆与5.0 mg PCAP海绵在37 °C预热5 min,然后加入100 μ L PT试剂引发凝血,同时开始计时,记录至血浆凝固所需时间,即为凝血酶原时间(PT)。

1.10 统计分析

所有数据以平均值 $\pm$ 标准差表示,采用单因素方差分析(One-way ANOVA)或非参数检验(Mann-Whitney)进行分析。所有统计分析均基于至少3次独立重复实验。 $*p<0.05$, $**p<0.01$, $***p<0.001$, ns表示无显著差异。

2 结果与讨论

2.1 PCAP海绵的制备与形态结构表征

为筛选出具有一定自支撑性的止血海绵,评估了PCAP质量浓度对海绵成型能力的影响。采用冷冻干燥技术制备了PCAP质量浓度梯度为10、20、30、40、50、60、70、80、90和100 g/L的系

列海绵样品。宏观形态观察结果表明,当PCAP质量浓度低于50 g/L时,样品无法形成自支撑的固态海绵,冷冻干燥后呈碎末状;相比之下,当PCAP质量浓度处于50~100 g/L时,均可形成形状规则、质地均匀且具有多孔特征的完整海绵(图1a)。因此,选取PCAP质量浓度在50~100 g/L的海绵样品进行结构与性能表征。

采用SEM对PCAP海绵的微观形貌进行观察。SEM图像如图1(b)所示,50~100 g/L PCAP海绵均呈现出相互连通的三维多孔结构,其孔壁由片层状结构堆叠组成。其中,50~70 g/L PCAP海绵的孔壁较薄、孔隙形状不规则,而80~100 g/L PCAP海绵则形成孔壁更厚、结构更为致密的多孔网络。该变化可能与高质量浓度下PCAP分子链间相互作用增强、交联网络更为紧密有关^[18]。为定量分析其多孔结构,采用Image-J软件对图1(b)中各质量浓度PCAP海绵的SEM图像进行了孔径统计分析。每张图像随机选取50个孔,测量其等效直径。结果如表1所示,50~70 g/L PCAP海绵的平均孔径较大(66.34~109.64 μm),孔径分布较宽;随着PCAP质量浓度升高至80~100 g/L,平均孔径减小至29.21~48.86 μm ,孔径分布变窄。孔径分析结果与SEM图像中观察到的孔壁增厚、结构致密化趋势一致,为后续构效关系分析提供了

定量基础。虽然上述孔径数据是基于SEM图像统计,可能存在选区偏差,其精确数据有待通过压汞法等方法进一步确证。但上述结果已表明,通过调节PCAP的质量浓度,能够调控所得海绵的宏观形态与微观结构,这为其液体吸收、渗透及与血液成分相互作用等功能特性奠定了结构基础。

为探究PCAP粉末经制备过程转化为海绵后的结构变化,并分析不同PCAP质量浓度对PCAP海绵化学结构的影响,对PCAP粉末及海绵进行了傅里叶变换红外光谱(FTIR)分析。结果如图2所示,PCAP粉末与海绵均在约3200 cm^{-1} 处呈现宽吸收峰,此现象可归因于样品中残余水分子的O—H伸缩振动。在2899.44和1029.50 cm^{-1} 附近的吸收峰,分别归属于糖环上C—H的伸缩振动以及糖苷键C—O—C的不对称伸缩振动;而891.82 cm^{-1} 处的特征峰则表明 β -吡喃糖苷键构型的存在^[19]。值得注意的是,PCAP海绵在约1740 cm^{-1} 处典型的酯键C=O伸缩振动区域未观察到明显的吸收峰^[20]。而PCAP海绵光谱中1555.67和1403.96 cm^{-1} 处出现的吸收峰,分别对应制备过程中残留的醋酸根离子(COO^-)的不对称与对称伸缩振动^[21]。以上光谱特征共同表明,在本研究制备条件下PCAP由粉末形成海绵过程中未发生显著的酯化反应,其主要化学骨架得以

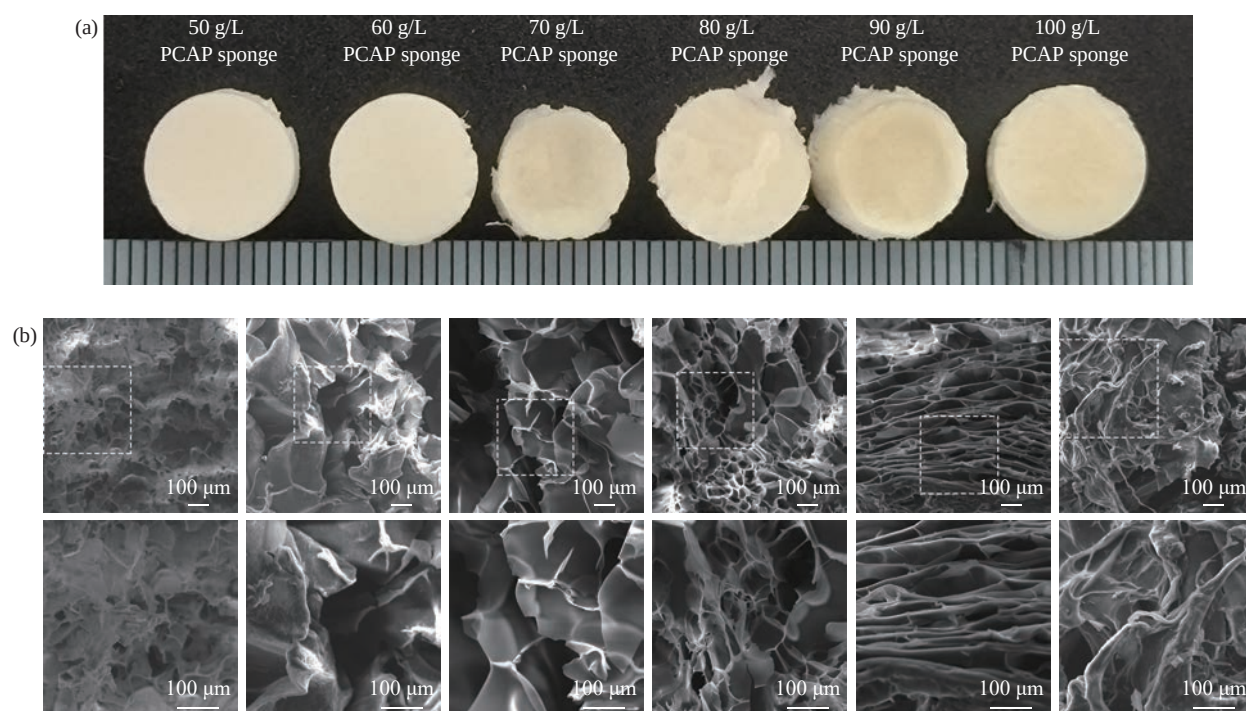


图1 (a)不同质量浓度的PCAP海绵的宏观形貌;(b)不同质量浓度的PCAP海绵的SEM图

Figure 1 Macroscopic appearance (a) and SEM images (b) of PCAP sponges with different mass concentrations

表1 不同质量浓度PCAP海绵截面的孔径

Table 1 The pore diameters of PCAP sponges of different mass concentrations

组别	平均孔径(μm)	孔径范围(μm)
50 g/L PCAP sponge	66.34 $\pm$ 19.56	33.37~96.54
60 g/L PCAP sponge	73.83 $\pm$ 19.35	41.9~101.69
70 g/L PCAP sponge	109.64 $\pm$ 22.08	68.85~147.68
80 g/L PCAP sponge	48.86 $\pm$ 9.06	34.34~66.24
90 g/L PCAP sponge	37.98 $\pm$ 11.42	20.29~61.79
100 g/L PCAP sponge	29.21 $\pm$ 7.48	18.22~44.06

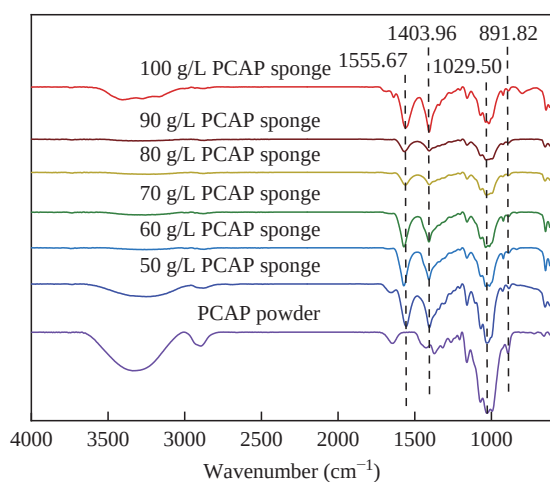


图2 不同质量浓度PCAP海绵的红外图谱

Figure 2 FTIR spectra of PCAP sponges with different concentrations

保持。红外结果从化学结构层面说明,不同质量浓度PCAP海绵在官能团组成与化学键类型上基本一致,未发生因质量浓度变化导致的显著化学结构改变。

2.2 PCAP海绵的物理性能表征

多孔材料的孔隙率直接影响其对渗出液的吸收与创面气体交换能力,进而影响愈合过程^[22~24]。为此,采用乙醇置换法测定了不同质量浓度PCAP海绵的孔隙率。结果如图3(a)所示,孔隙率随着PCAP质量浓度的升高呈现先降后升的趋势,从50 g/L PCAP海绵的(89.81 $\pm$ 7.40)%下降到70 g/L PCAP海绵的(85.42 $\pm$ 6.25)%,当PCAP质量浓度达到100 g/L时,海绵的孔隙率反而增大至(92.16 $\pm$ 4.83)%。结合表1的孔径结果分析,PCAP质量浓度在50~70 g/L范围内时,虽然孔隙率略有下降,但平均孔径较大(66~110 μm);而PCAP质量浓度在80~100 g/L时,孔隙率虽增加,但孔径减小(29~49 μm)。这些变化趋势提示在70~80 g/L的PCAP质量浓度区间可能存在物理交联网络的

结构转变。SEM结果(图1b)也证实了这一推测。随着PCAP质量浓度从50 g/L增至100 g/L,海绵孔壁逐渐增厚,结构也更加致密。这种结构变化可能与分子链的交联密度有关,即在较低PCAP质量浓度下,链间相互作用增强会压缩孔隙,导致孔隙率下降;而当PCAP质量浓度较高时,增强的骨架结构可能更有效地抵抗了其干燥收缩,从而使孔隙率增加^[18,25]。孔隙率的结果表明,PCAP质量浓度可通过调节分子链组装与交联网络强度,进而影响PCAP海绵的微观结构及孔隙率,这为通过PCAP质量浓度调控材料吸水性提供了依据。

材料的液体吸收能力是衡量止血材料能否快速浓缩血液成分与凝血因子的关键性能指标^[26]。因此通过测定PCAP海绵的吸水率以评估其液体吸收能力。结果如图3(b)所示,PCAP海绵表现出良好的吸水能力,吸水率在648.59%至827.96%之间,且显示出明显的质量浓度依赖性,在PCAP质量浓度为70 g/L时达到峰值(827.96 $\pm$ 23.05)%,当质量浓度升至100 g/L时下降至(648.59 $\pm$ 24.17)%。这可能与PCAP海绵的孔隙率及微观结构有关。50~70 g/L PCAP海绵虽然孔隙率有所下降,但开放的孔道网络仍有利于液体快速渗入与留存,而80~100 g/L PCAP海绵,尽管孔隙率小幅增加,但孔壁增厚、孔道结构趋于致密,反而可能限制了液体的浸润与扩散^[27,28]。因此,PCAP海绵的吸水性能并非由孔隙率单一决定,而是孔道结构、孔径分布、孔壁厚度及连通性等因素共同作用的结果。这一特性使其能够有效吸收并容纳血液,通过物理方式富集凝血成分,促进血凝块的形成,从而提升止血效率^[29]。

良好的保水性有助于保持创面湿润、促进细胞迁移并减少结痂^[30]。为评估PCAP海绵维持湿性愈合环境的能力,测定了其保水率。结果如图3(c)所示,PCAP海绵在12 h后保水率仍高于70%,表明其具有良好的保湿能力。各质量浓度PCAP海绵的保水率随时间延长呈逐渐下降趋势,这表明水分逐渐散失。其中,70 g/L PCAP海绵在12 h时的保水率最高,达到(74.19 $\pm$ 6.58)%。且质量浓度60~90 g/L的PCAP海绵的保水率差异很小,表明在该质量浓度区间内PCAP海绵形成了稳定的三维网络结构,有利于水分保持。相比之下,50 g/L与100 g/L的PCAP海绵的保水率略

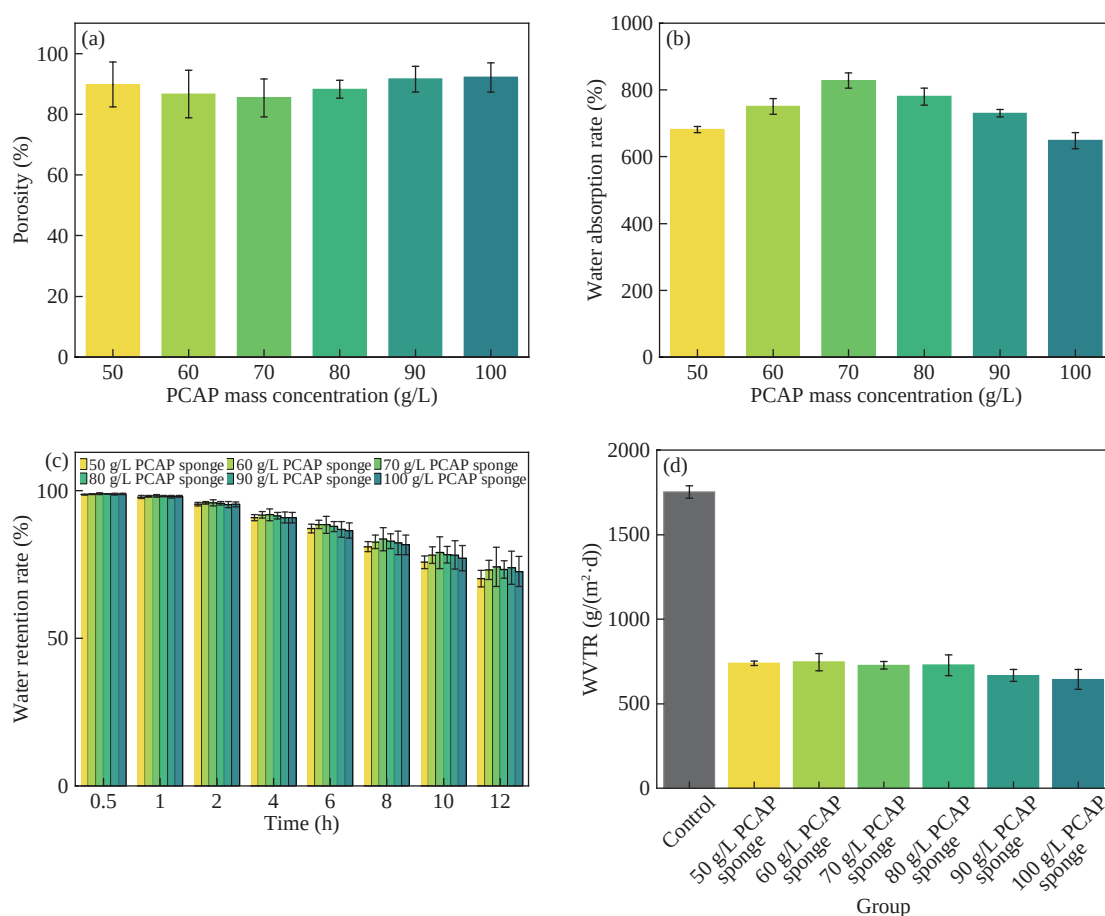


图3 不同质量浓度PCAP海绵的(a)孔隙率,(b)吸水性,(c)保水率,(d)水蒸气透过率

Figure 3 (a) Porosity, (b) water absorption capacity, (c) water retention rate, and (d) water vapor transmission rate of PCAP sponges with different mass concentrations

低,可能与其交联网络强度与孔隙结构的差异有关。50 g/L PCAP海绵的交联强度较弱、孔隙连通性高,水分易挥发;而100 g/L PCAP海绵的交联强度较强、结构致密,则可能限制了亲水基团对水分的吸附与保留。PCAP海绵优异的保水能力可能是由于PCAP分子链上富含羟基等亲水基团,可通过氢键作用束缚水分子,同时PCAP海绵内部相互连通的多孔结构通过毛细作用力滞留水分,二者协同作用提升了水分的保持能力^[19]。保水率结果表明,通过调控PCAP质量浓度可获得具有稳定三维网络及保水性能适宜的海绵材料,这为其作为伤口敷料维持长效湿性愈合环境提供了条件基础。

为保障创面的气体交换并防止积液,理想的伤口敷料需具备适宜的水蒸气透过率(WVTR)。根据YY/T 1627—2018《急性创面用敷贴、创贴通用要求》,医用敷料WVTR应不低于500 g/m²/day。PCAP海绵的WVTR测试结果如图3(d)所示,所

有PCAP海绵WVTR值均超过500 g/(m²·d),在643.43至745.60 g/(m²·d)之间。随着PCAP质量浓度从50 g/L增加至100 g/L, WVTR整体呈逐渐下降趋势。其中50~80 g/L PCAP海绵的WVTR相对较高(726.74~745.60 g/(m²·d)),波动较小。而当PCAP质量浓度升高至90 g/L和100 g/L时, WVTR分别下降至666.75与643.43 g/(m²·d)。这种趋势可能与PCAP海绵微观结构的变化有关, PCAP质量浓度较低(50~80 g/L)时, PCAP海绵内部形成孔隙连通性较好的多孔网络,有利于水蒸气扩散;而当质量浓度进一步升高(90~100 g/L)时,孔壁增厚、结构更致密,从而限制了水蒸气的透过。WVTR结果表明, PCAP海绵具备良好的透气性能,能够满足临床对伤口敷料基础透气功能的要求,为其维持创面的愈合环境提供了又一重保障。

2.3 PCAP海绵的体外止血性能

为了评估PCAP海绵的止血能力,测定其

凝血指数(BCI)。通常,BCI值越低,表明凝血性能越好。PCAP海绵的BCI值结果如图4所示,PCAP海绵的BCI值随质量浓度升高呈现非直线下降趋势,50 g/L PCAP海绵的BCI值为 $(16.73 \pm 0.41)\%$,显著高于其余所有质量浓度PCAP海绵($p < 0.001$)。当PCAP质量浓度升至60 g/L时,BCI骤降至 $(13.66 \pm 0.20)\%$ 。而70 g/L PCAP海绵的BCI值上升至 $(14.61 \pm 0.41)\%$,显著高于60、90、100 g/L PCAP海绵($p < 0.001$),但与80 g/L PCAP海绵的 $(13.66 \pm 0.54)\%$ 无显著差异($p > 0.05$)。PCAP质量浓度自70 g/L升至100 g/L后,BCI值再次下降至 $(13.19 \pm 0.20)\%$ 。100 g/L PCAP海绵的BCI值为最低,但未显著低于80、90 g/L PCAP海绵。与脱脂棉球 $(32.98 \pm 0.20)\%$ 和医用纱布 $(30.39 \pm 1.62)\%$ 相比,所有PCAP海绵的BCI值均显著降低($p < 0.001$)。虽然体外凝血实验中未将其与商业化止血海绵进行横向对比,但上述结果已表明PCAP海绵具有一定的体外促凝作用,且促凝活性并非随质量浓度单调递增,BCI值的波动可能与较高质量浓度下PCAP海绵形成的网络结构更为致密和稳定有关,该结构有助于更有效地富集血液成分并激活凝血过程^[31]。

2.4 PCAP海绵的体内止血性能

采用小鼠断尾与肝脏切口2种体内模型,评价了PCAP海绵对不同类型创伤的止血效果。通过断尾模型模拟体表浅表创伤性出血^[32],PCAP海绵的小鼠断尾止血实验结果如图5(a)~5(c)所示,与空白对照组、医用纱布和脱脂棉球相比,各

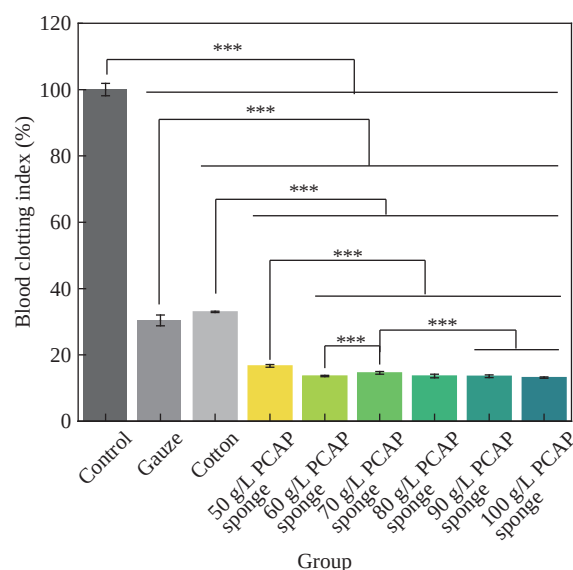
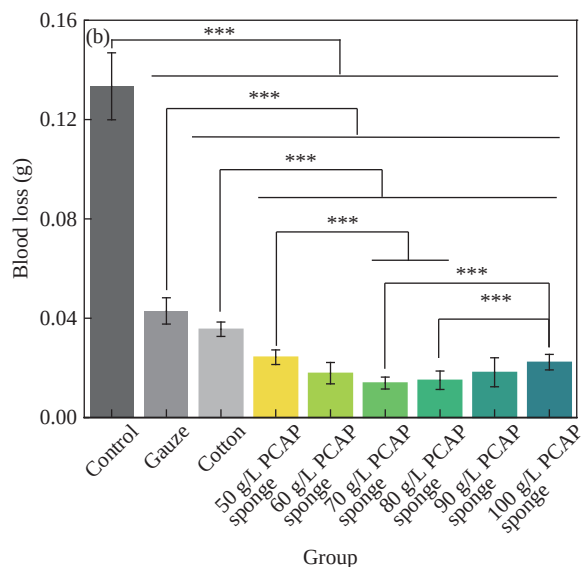
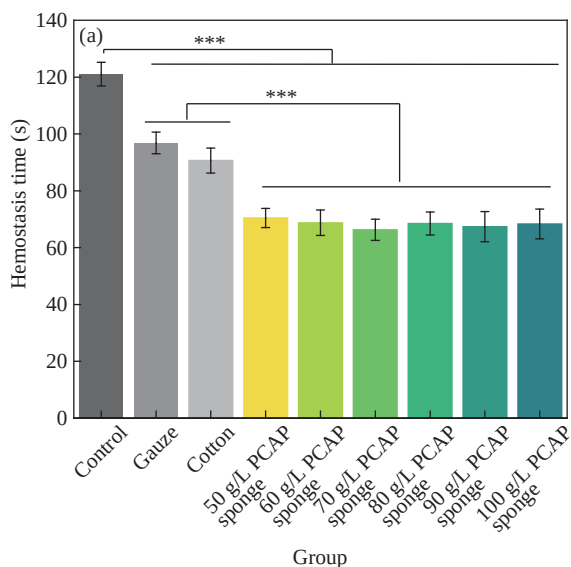


图4 不同质量浓度PCAP海绵的凝血指数(* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$)

Figure 4 Blood clotting index (BCI) of PCAP sponges with different concentrations (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$)

质量浓度的PCAP海绵均能显著缩短止血时间并减少失血量。止血效率随PCAP质量浓度的升高呈现先增强后略减的趋势。其中70 g/L PCAP海绵的止血效果最佳,其止血时间 (66.29 ± 3.73) s较空白对照组缩短约45%,失血量 (0.0139 ± 0.0024) g减少约90%。这种现象表明,止血性能并非随质量浓度增加而持续提升,而是存在一个最优质量浓度。

为进一步评估PCAP海绵对富含血管、收缩性差的内脏器官出血的止血能力,建立了小鼠肝



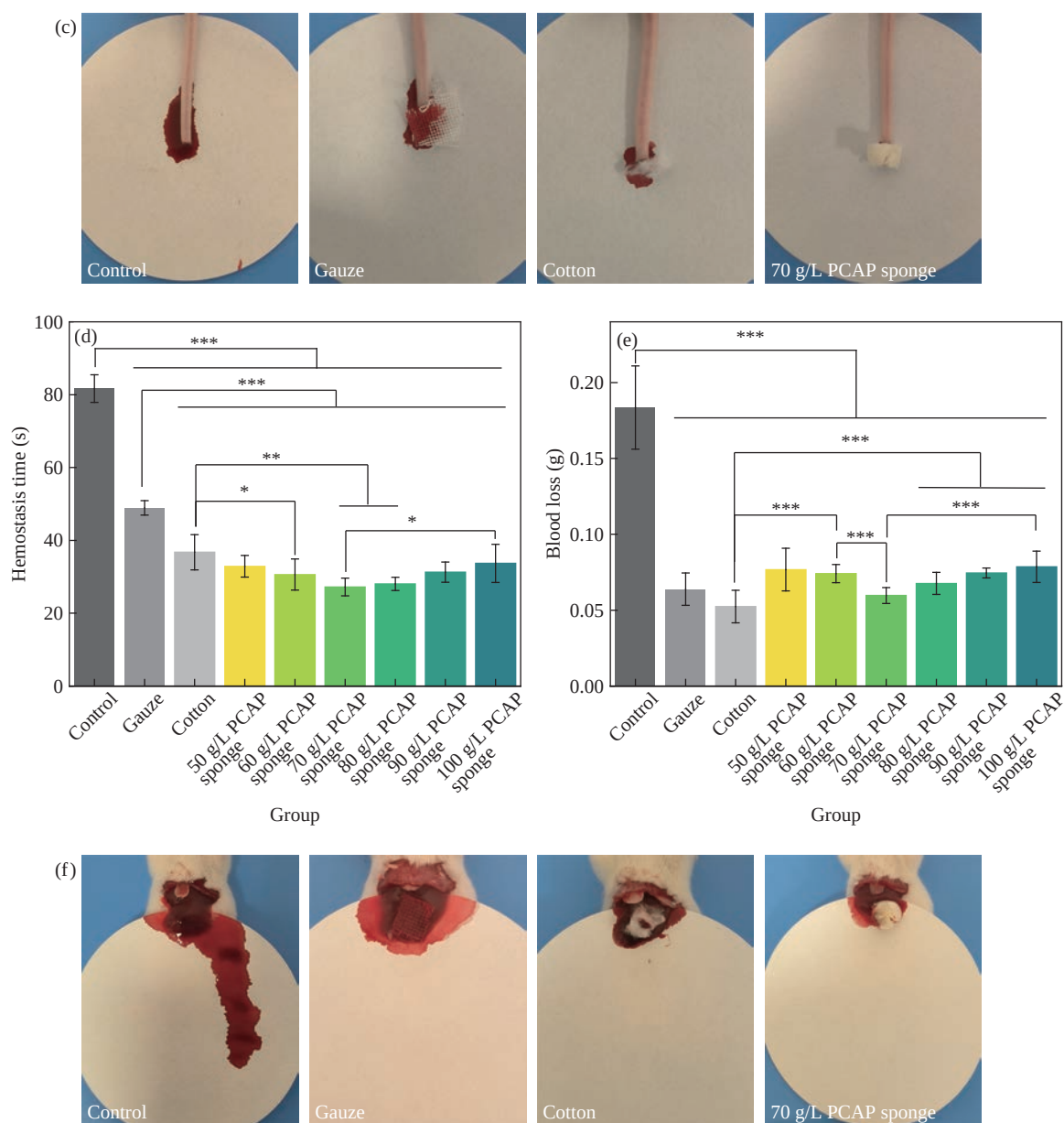


图5 纱布、棉球和PCAP海绵在小鼠断尾及肝脏切口模型中的体内止血性能评价:(a)断尾模型止血时间;(b)断尾模型失血量;(c)断尾伤口代表性图像;(d)肝脏切口模型止血时间;(e)肝脏切口模型失血量(* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$);(f)肝脏切口伤口代表性图像

Figure 5 *In vivo* hemostatic performance evaluation of gauze, cotton ball, and PCAP sponge in mouse tail amputation and liver incision models: (a) Hemostasis time and (b) blood loss in the tail amputation model; (c) Representative images of tail amputation wounds; (d) Hemostasis time and (e) blood loss in the liver incision model (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$); (f) Representative images of liver incision wounds

脏切口模型^[33]。PCAP海绵的小鼠肝切口止血实验结果如图5(d)~5(f)所示, PCAP海绵同样表现出良好的止血效果,且同样观察到止血效率随质量浓度变化先增后减。70 g/L PCAP海绵效果同样最为突出,止血时间(27.19 ± 2.43) s与失血量(0.0597 ± 0.0052) g均显著低于医用纱布与脱脂棉球对照组。这一整体趋势与断尾模型的结果一致,

进一步表明PCAP海绵的止血性能并非随质量浓度增加而线性提升,而是存在一个最佳的PCAP质量浓度。其中,70 g/L PCAP海绵的止血性能最佳,既能快速吸收血液、浓缩凝血成分,又能保持良好的创面贴合与液体渗透。而当PCAP质量浓度增至100 g/L时,止血时间延长至(33.68 ± 5.24) s,这可能是由于过于致密的网络结构限制了液体的

快速渗透与材料的有效贴合,从而导致止血效率略有下降^[27,28]。综上,PCAP海绵有效的止血性能与其结构密切相关,其中70 g/L PCAP海绵的止血效果最佳。

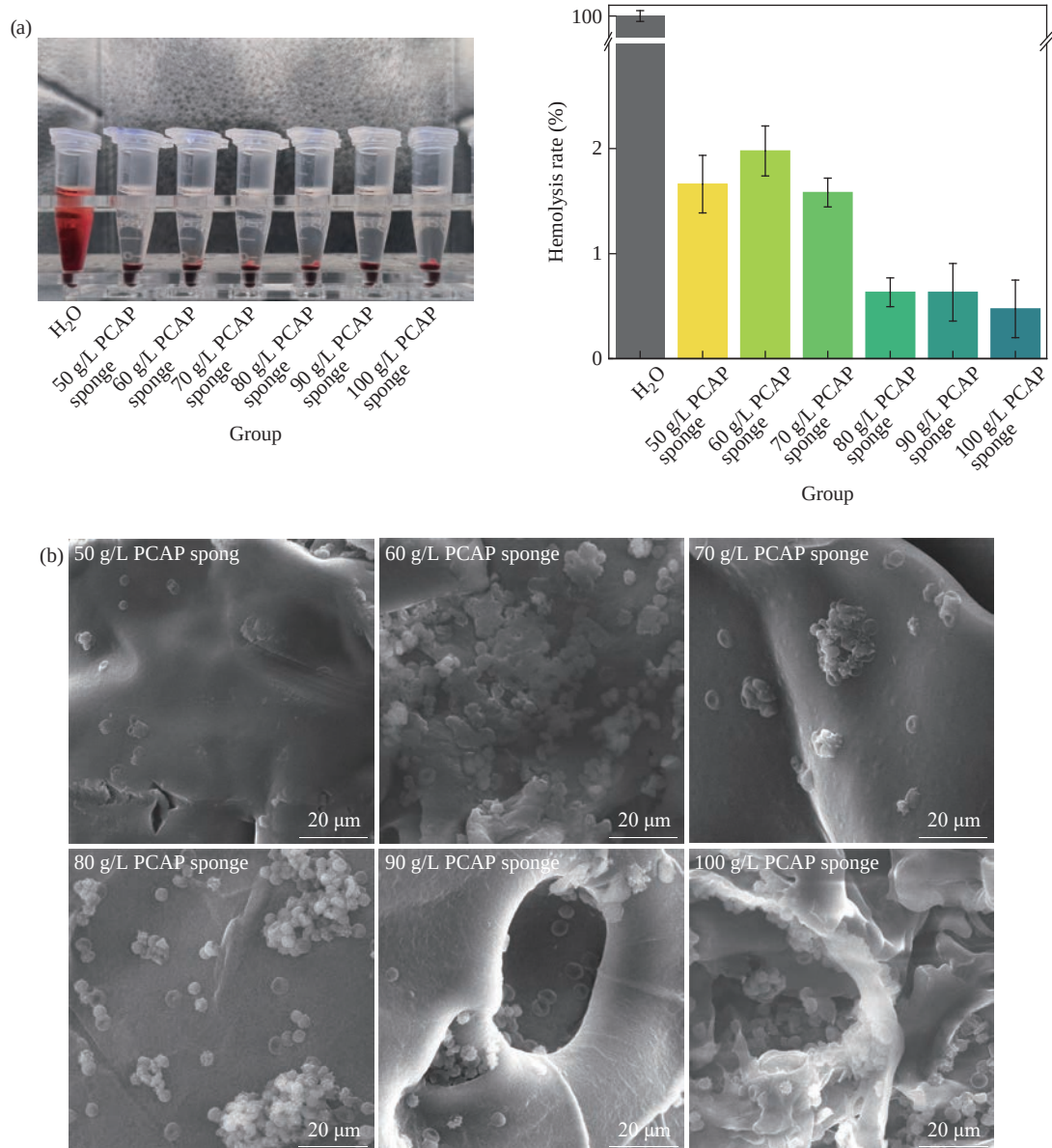
2.5 PCAP海绵的生物相容性

溶血率是评估止血材料生物相容性的关键指标之一^[14]。对PCAP海绵进行了体外溶血试验,以评估其血液相容性。结果如图6(a)所示,所有PCAP海绵的溶血率均低于5%,符合生物医用材料的临床许可要求(低于5%)。溶血率实验结果表明PCAP海绵具有可靠的血液相容性。

为了在微观层面观察PCAP海绵与血液成分的相互作用,将PCAP海绵与血液共孵育后,利用SEM进行观察^[17]。结果如图6(b)所示,红细胞在

材料表面黏附与聚集。并且黏附的红细胞大多保持了其典型的双凹圆盘形态,未观察到明显的细胞膜破裂或损伤。这表明PCAP海绵对红细胞具有良好的相容性。虽然黏附密度未表现显著的差异,但这种细胞聚集现象可能为初期止血栓的形成提供物理框架,从而加速凝血反应^[22,34]。

为进一步评估PCAP海绵的体内组织相容性^[8],收集肝脏止血实验后的肝组织进行H&E染色,结果如图6(c)所示。显微镜下观察显示,PCAP海绵处理的肝组织与空白对照组之间无结构差异。肝细胞索排列有序,结构清晰,未见明显的水肿、空泡变性、坏死或异常凋亡。同时,组织切片中未见显著的炎症细胞浸润。上述组织形态学观察结果提示,PCAP海绵在应用部位未引



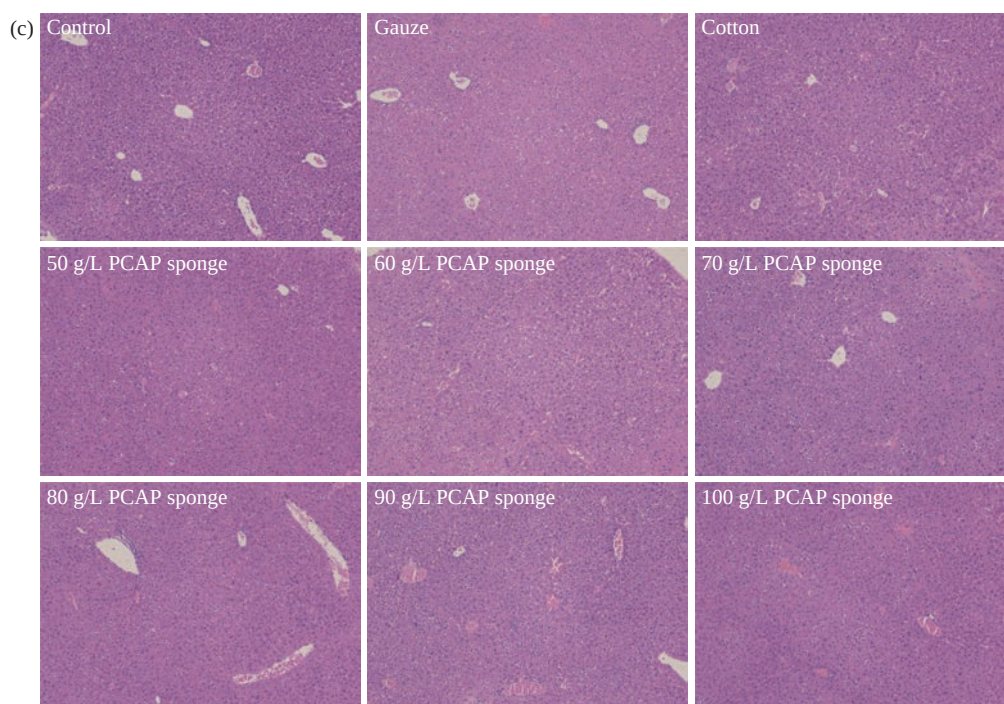


图6 (a)不同质量浓度的PCAP海绵的溶血试验图像及溶血率;(b)不同质量浓度PCAP海绵上红细胞黏附的SEM图像;(c)经PCAP海绵、纱布或棉球处理后的肝脏切片H&E染色

Figure 6 (a) Hemolysis assay images and hemolysis rates of sponges with different mass concentrations; (b) SEM images of erythrocyte adhesion on PCAP sponges with different mass concentrations; (c) H& E-stained liver sections after treatment with PCAP sponges, gauze, or cotton balls.

发明明显的急性毒性或炎症反应,具备良好的组织相容性。

2.6 PCAP海绵的APTT与PT测试

为初步探究PCAP海绵影响凝血过程的可能途径,测定了其作用于血浆后的活化部分凝血活酶时间(APTT)与凝血酶原时间(PT)。APTT与PT分别主要反映内源性及外源性凝血途径的状态。APTT结果如图7(a)所示,在较低质量浓度下APTT显著延长,50 g/L PCAP海绵为(86.66±2.71) s,空白对照组为(18.39±0.66) s,随着PCAP质量浓度升高至100 g/L,APTT逐渐降低至接近空白对照水平。PT结果如图7(b)所示,PT表现出质量浓度依赖性的缩短,从50 g/L PCAP海绵的(23.06±1.52) s降至100 g/L PCAP海绵的(11.08±0.81) s,较空白对照组的(25.96±0.27) s减少了57.3%。PCAP海绵对两条凝血途径的影响存在显著差异,对APTT的影响表现为由显著延长恢复至正常,而对PT的影响则是持续的缩短趋势。这种差异提示PCAP可能通过不同的方式,分别作用于内源性与外源性凝血系统,从而影响

整体的凝血过程。

PCAP作为一种 β -葡聚糖,其分子链富含羟基,且在海绵制备过程中引入的醋酸根离子(COO^-)使其表面带有负电荷。这一化学特性为解释上述凝血实验结果提供了结构基础。已有研究表明,生物材料中的负电荷(COO^-)能够与凝血因子XII中的正电荷氨基酸基团结合,进而激活凝血的内在途径^[35]。PCAP海绵中的羧酸盐能与血液中的二价阳离子(如 Ca^{2+})进行交联,形成离子桥连,加速血小板的黏附与聚集,促进外源性凝血级联反应^[36]。这与PT随PCAP质量浓度增加而持续缩短的趋势相吻合。此外,PCAP海绵的三维多孔结构可通过物理吸附作用快速浓缩血液中的红细胞、血小板及凝血因子,为凝血反应提供局部高浓度环境,从而协同增强整体止血效果^[37]。综上所述,PCAP海绵对凝血途径的调控是其表面化学特性(负电荷)与物理结构(多孔网络)协同作用的结果。但PCAP海绵具体作用的分子靶点及信号通路仍有待通过因子活性检测及细胞模型验证等实验进一步验证。

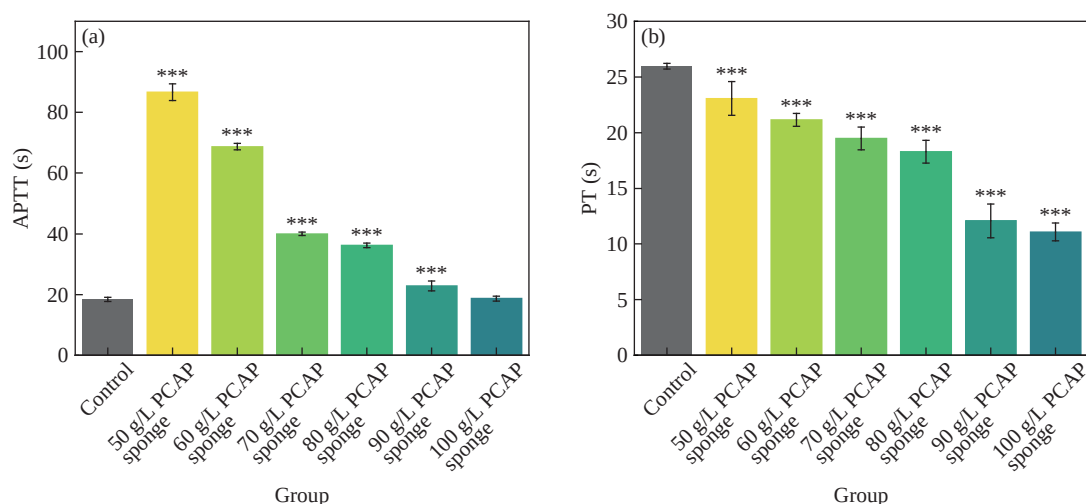


图7 (a)不同质量浓度PCAP海绵的活化部分凝血活酶时间;(b)不同质量浓度PCAP海绵的凝血酶原时间(* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$)

Figure 7 (a) Activated partial thromboplastin time (APTT) and (b) Prothrombin time (PT) of PCAP sponges with different concentrations (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$)

3 结论

基于PCAP的药理活性及其作为 β -葡聚糖的凝胶特性,本研究成功开发了一种天然多糖基止血海绵,并系统表征了其理化性能与止血效果。采用冷冻干燥技术成功制备了质量浓度为50~100 g/L的PCAP海绵。理化性能测试结果显示,其具备适宜的吸水能力、保水率与水蒸气透过性,能够满足伤口敷料对液体管理与气体交换的基本需求。体外凝血实验及小鼠断尾、肝脏切口模型的体内凝血实验结果表明,PCAP海绵能显著提升止血效率,其中以70 g/L PCAP海绵综合表现最优,其止血时间与失血量均显著低于对照组,这与其较高吸水率(827.96%)、适中孔隙率(85.42%)及最大平均孔径(109.64 μm)密切相关。PCAP海绵溶血率低,无明显炎症反应,证实了其良好的生物安全性。APTT和PT实验提示PCAP海绵具有调控内源及外源凝血途径的潜力,但其具体靶点与机制仍需进一步研究。PCAP海绵不仅止血性能优于传统敷料,更在生物安全性与功能可拓展方面展现出优势,这为茯苓药渣的再利用提供了一条新的可行路径,也为开发低成本、高安全性的局部止血材料提供了新的候选方案。

参考文献

1 Simpson, A.; Shukla, A.; Brown, A. C. Biomaterials for

hemostasis. *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, **2022**, 24, 111–135.

- 2 Lei, X. X.; Liu, M. L.; Lu, C. F.; Han, L. L.; Jia, J. Z.; Li, Z.; Xu, N.; Li, J. F.; Fu, X. J.; Jin, Y. B.; Tong, R. K.; Yu, Y. L.; Luo, G. X.; Chen, Y. A self-hygroscopic, rapidly self-gelling polysaccharide-based sponge with robust wet adhesion for non-compressible hemorrhage control and infected wounds healing. *Bioact. Mater.*, **2025**, 46, 311–330.
- 3 Han, W.; Zhou, B.; Yang, K.; Xiong, X.; Luan, S. F.; Wang, Y.; Xu, Z.; Lei, P.; Luo, Z. S.; Gao, J.; Zhan, Y. J.; Chen, G. P.; Liang, L.; Wang, R.; Li, S.; Xu, H. Biofilm-inspired adhesive and antibacterial hydrogel with tough tissue integration performance for sealing hemostasis and wound healing. *Bioact. Mater.*, **2020**, 5(4), 768–778.
- 4 Yu, L. S.; Shang, X. Q.; Chen, H.; Xiao, L. P.; Zhu, Y. H.; Fan, J. A tightly-bonded and flexible mesoporous zeolite-cotton hybrid hemostat. *Nat. Commun.*, **2019**, 10(1), 1932.
- 5 Modak, P.; Hammond, W.; Jaffe, M.; Nadig, M.; Russo, R. Reproducible, biocompatible medical materials from biologically derived polysaccharides: processing and characterization. *J. Appl. Polym. Sci.*, **2020**, 137(11), 48454.
- 6 Li, S. Y.; Xu, W. J.; Zhu, W. H.; Wang, J. W.; Shi, J. T.; Tang, J. Y.; Liu, X.; Zhang, W.; Fu, H. Y.; Shou, Q. Y. Superior hemostatic and wound-healing properties of tetrastigma polysaccharide. *Mater. Des.*, **2024**, 241, 112967.
- 7 Tang, Z. Y.; Dan, N. H.; Chen, Y. N. Utilizing epoxy Bletilla striata polysaccharide collagen sponge for hemostatic care and wound healing. *Int. J. Biol.*

- Macromol.*, **2024**, 259(Pt 1), 128389.
- 8 Chen, H. Z.; Wang, Y. M.; Huang, Z. H.; Xiao, T.; Guo, T. F.; Wang, Y. F.; Wu, C. X.; Ren, Z. Elastic and recoverable sponges based on collagen/yeast β -glucan for quick hemostasis. *Int. J. Biol. Macromol.*, **2024**, 282(Pt 4), 137095.
 - 9 Lai, Y.; Lan, X.; Chen, Z. C.; Lou, G. H.; Li, Y.; Liu, C.; Feng, J. N.; Li, X.; Wang, Y. The role of wolfiporia Cocos (F. A. Wolf) ryvariden and gilb. Polysaccharides in regulating the gut microbiota and its health benefits. *Molecules*, **2025**, 30(6), 1193.
 - 10 Wang, Q.; Sheng, X. J.; Shi, A. M.; Hu, H.; Yang, Y.; Liu, L.; Fei, L.; Liu, H. Z. β -Glucans: relationships between modification, conformation and functional activities. *Molecules*, **2017**, 22(2), 257.
 - 11 Li, W.; Fang, K. X.; Yuan, H.; Li, D. R.; Li, H. C.; Chen, Y.; Luo, X. Y.; Zhang, L.; Ye, X. C. Acid-induced *Poria Cocos* alkali-soluble polysaccharide hydrogel: gelation behaviour, characteristics, and potential application in drug delivery. *Int. J. Biol. Macromol.*, **2023**, 242(Pt 2), 124383.
 - 12 Shi, X. L.; Cheng, Y. X.; Wang, J.; Chen, H. X.; Wang, X. C.; Li, X. H.; Tan, W. H.; Tan, Z. K. 3D printed intelligent scaffold prevents recurrence and distal metastasis of breast cancer. *Theranostics*, **2020**, 10(23), 10652–10664.
 - 13 Wang, J.; Li, C.; Zhang, W.; Huang, W. M.; Liu, Z. Q.; Shi, R.; Wang, S. Y.; Liu, S.; Shi, W. G.; Li, Y. L.; Xu, L. A contact-polymerizable hemostatic powder for rapid hemostasis. *Biomater. Sci.*, **2023**, 11(10), 3616–3628.
 - 14 Chen, S.; Fan, J. X.; Zheng, D. W.; Liu, F.; Zeng, X.; Yan, G. P.; Zhang, X. Z. A multi-functional drug delivery system based on polyphenols for efficient tumor inhibition and metastasis prevention. *Biomater. Sci.*, **2020**, 8(2), 702–711.
 - 15 Cheng, W.; Zhou, F. M.; Zhu, B. Q.; Ding, X. H.; Lu, J. J.; Qian, C. D.; Ye, X. Q.; Ding, Z. S. Characterization and evaluation of *Bletilla striata* polysaccharide/ethanol extract composite multifunctional sponges. *Mater. Des.*, **2021**, 206, 109806.
 - 16 Sun, X.; Fang, Y.; Tang, Z. H.; Wang, Z. C.; Liu, X. Q.; Liu, H. Q. Mesoporous silica nanoparticles carried on chitosan microspheres for traumatic bleeding control. *Int. J. Biol. Macromol.*, **2019**, 127, 311–319.
 - 17 Ma, Y.; Liu, C. S.; Yan, J. Q.; Xu, X. M.; Xin, Y.; Yang, M.; Chen, A. Q.; Dang, Q. F. A bacteriostatic hemostatic dressing prepared from l-glutamine-modified chitosan, tannic acid-modified gelatin and oxidized dextran. *Int. J. Biol. Macromol.*, **2023**, 242, 124669.
 - 18 Urquhart, S. G.; Ade, H. W.; Mitchell, G. E.; Wilson, L.; Rightor, E. G.; Dineen, M.; Hitchcock, A. P.; Neuhaeusler, U. Analysis of the spatial variation of crosslink density in superabsorbent polymers. *Microanal.*, **1998**, 4(S2), 816–817.
 - 19 Li, Z. X.; Sun, C. L.; Wang, F.; Xia, Z. F. Structural and gelation characteristics of alkali-soluble β -Glucan from *poria Cocos*. *Gels*, **2025**, 11(6), 387.
 - 20 Edington, S. C.; Flanagan, J. C.; Baiz, C. R. An empirical IR frequency map for ester C=O stretching vibrations. *J. Phys. Chem. A*, **2016**, 120(22), 3888–3896.
 - 21 Sutton, C. C. R.; Da Silva, G.; Franks, G. V. Modeling the IR spectra of aqueous metal carboxylate complexes: correlation between bonding geometry and stretching mode wavenumber shifts. *Chem.*, **2015**, 21(18), 6801–6805.
 - 22 Zheng, L.; Su, Y. H.; Li, S. S.; Li, X. Y.; Zhang, Y. H.; Tseomashko, N. E.; Sadikovna, A. S.; Wang, X. Y. Injectable multifunctional sponges with rough sieve structure and efficient shape-recoverability for small-sized penetrating wound. *J. Colloid Interface Sci.*, **2026**, 702, 138896.
 - 23 Du, X. C.; Zhang, T. X.; Li, T.; Sun, T. S.; Liu, Y. D. A macroporous composite sponge with high water absorbency and active coagulation mechanism for traumatic hemostasis and anti-infection. *Biomed. Mater.*, **2024**, 19(4), 045021.
 - 24 Liu, M. X.; Shen, Y.; Ao, P.; Dai, L. B.; Liu, Z. H.; Zhou, C. R. The improvement of hemostatic and wound healing property of chitosan by halloysite nanotubes. *RSC Adv.*, **2014**, 4(45), 23540–23553.
 - 25 Pacios, I. E.; Piérola, I. F. Discrimination of the roles of crosslinking density and morphology in the swelling behavior of crosslinked polymers: poly(*N*-vinylimidazole) hydrogels. *J. Appl. Polym. Sci.*, **2009**, 112(3), 1579–1586.
 - 26 Zahedi, P.; Rezaeian, I.; Ranaei-Siadat, S. O.; Jafari, S. H.; Supaphol, P. A review on wound dressings with an emphasis on electrospun nanofibrous polymeric bandages. *Polym. Adv. Technol.*, **2010**, 21(2), 77–95.
 - 27 Yang, X.; Si, X. Q.; Pan, L. Q.; Li, X. J.; Ji, Z. X.; Shi, C. C. Double-network structure sponge with enhanced mechanical properties, procoagulant potential, and 3D printability for acute hemorrhage. *Chem. Eng. J.*, **2024**, 487, 150608.
 - 28 Zhong, H. Q.; Ye, W. J.; Li, X. Y.; Wang, X. Y.; Sun, R. C. Polyelectrolyte sponge reinforced with organic rectorite and silver nanoparticles. *Curr. Nanosci.*, **2015**, 9(6), 742–746.
 - 29 Du, Y. R.; Bai, Y. J.; Lang, S. Y.; Xing, D. D.; Ma, L.; Li, K. J.; Peng, J. Y.; Li, X. Y.; Liu, G. Y. Gelatin

- sponges with a uniform interoperable pore structure and biodegradability for liver injury hemostasis and tissue regeneration. *Biomacromolecules*, **2023**, 24(11), 5313–5327.
- 30 Huang, T. Y.; Wang, Y. W.; Liao, H. X.; Su, W. T. Sprayable hydroxypropyl chitin/collagen extract of *ampelopsis brevipedunculata* hydrogel accelerates wound healing. *J. Wound Care*, **2024**, 33(Sup2), S10–S23.
- 31 Fang, Y.; Guo, W.; Ni, P.; Liu, H. Q. Recent research advances in polysaccharide-based hemostatic materials: a review. *Int. J. Biol. Macromol.*, **2024**, 271, 132559.
- 32 Liu, T. W.; Sun, W.; Zhang, X.; Xu, D. H.; Wang, M. Z.; Yan, Q. Y.; Yin, J. H.; Luan, S. F. Biomimetic, self-coacervating adhesive with tough underwater adhesion for ultrafast hemostasis and infected wound healing. *Biomater. Sci.*, **2023**, 11(24), 7845–7855.
- 33 Jiang, Y. H.; Tang, X. X.; Li, T.; Ling, J.; Ge, Y. F.; Yang, Y. M. Chitosan lactate particles for non-compression hemostasis on hepatic resection. *Polymers*, **2023**, 15(3), 656.
- 34 Zhang, J.; Hu, L. W.; Zhang, Q.; Guo, C.; Wu, C. Y.; Shi, Y. D.; Shu, R.; Tan, L. Polyhexamethylene guanidine hydrochloride modified sodium alginate nonwoven with potent antibacterial and hemostatic properties for infected full-thickness wound healing. *Int. J. Biol. Macromol.*, **2022**, 209(Pt B), 2142–2150.
- 35 Zou, Q. L.; Duan, H. D.; Fang, S. M.; Sheng, W. L.; Li, X. B.; Stoika, R.; Finiuk, N.; Panchuk, R.; Liu, K. C.; Wang, L. Z. Fabrication of yeast β -glucan/sodium alginate/ γ -polyglutamic acid composite particles for hemostasis and wound healing. *Biomater. Sci.*, **2024**, 12(9), 2394–2407.
- 36 Zhou, Z. B.; Xiao, J. W.; Huang, S.; Wu, H. P.; Guan, S. W.; Wu, T. T.; Yu, S.; Huang, S.; Gao, B. T. A wet-adhesive carboxymethylated yeast β -glucan sponge with radical scavenging, bacteriostasis and anti-inflammatory functions for rapid hemostasis. *Int. J. Biol. Macromol.*, **2023**, 230, 123158.
- 37 Majtan, J.; Jesenak, M. β -Glucans: multi-functional modulator of wound healing. *Molecules*, **2018**, 23(4), 806.