http://pmse.scu.edu.cn

负载芦荟提取物的淀粉基双网络水凝胶的制备与抗菌性能

杨盼盼，王延蕾，杨建军，吴庆云，吴明元，张建安，刘久逸
（安徽大学 化学化工学院 安徽省水基高分子材料高性能化工程实验室，安徽 合肥 230601）

摘要：利用超声辅助醇提法制得芦荟提取物。以直链淀粉和聚乙烯醇为主要原料，采用水-甘油双溶剂，经物理化学双交联合成负载芦荟提取物的淀粉基双网络抗菌水凝胶。红外光谱与扫描电镜结果表明，水凝胶成功制备，交联网络中孔洞分布均匀，可作为药物载体使用。抗菌及生物实验结果表明，其对大肠杆菌和金黄色葡萄球菌抑菌宽度分别为0.74~1.01 cm和0.62~1.12 cm，溶血率在2%以下，细胞存活率在89%以上，具有一定的抗菌活性和生物相容性。

关键词：芦荟提取物；直链淀粉；双网络；水凝胶；抗菌；生物相容性
中图分类号：TQ427.2+6 **文献标识码：**A **文章编号：**1000-7555（2025）08-0001-09

皮肤是人体的一道重要保护屏障，可以减少环境对内部组织的伤害。当皮肤受到损伤时，传统的伤口敷料如纱布、海绵等往往存在保温性、透气性及止血性不佳等问题，容易诱发细菌感染，对伤口造成二次伤害[1~3]。水凝胶具有高吸水溶胀能力，能够促进药物释放，降低换药频率，促进伤口愈合，是一种极为理想的医用敷料[4,5]。淀粉作为一种天然高分子多糖，以其为原料制备的水凝胶具有生物相容性好、生物降解性强及理化性质可调节等优点，能够为皮肤伤口提供暂时性的保护屏障以及良好湿润的环境，成为极具前途的生物基材料之一[6~11]。

天然淀粉基水凝胶由于存在力学性能差，热稳定性不佳，抗菌活性低等缺陷，在实际应用中往往受到一定限制。通常需要对其进行改性处理或与其他物质共混，从而实现功能化。聚乙烯醇（PVA）因与人体组织具有良好的相容性，对生物体组织的刺激性小，具有高亲水性和易加工性而备受关注，其水凝胶在伤口管理、药物输送系统显示出广阔的应用前景[12]。芦荟具有抗菌、抗炎及促进伤口愈合的能力[13]。芦荟中的蒽醌类化合物，如芦荟大黄素、大黄酸等能通过提供电子或氢原子来中和自由基，从而防止细胞损伤，显示出优异的抗氧化活性，使得芦荟提取物在食品、药品和其他健康产品中广泛应用[14]。

采用超声辅助醇提法制得库拉索芦荟提取物，并将其嵌入以水-甘油为双溶剂的直链淀粉-聚乙烯醇水凝胶网络中，制备了力学性能良好、抗菌效果优异、生物相容性高的淀粉基双网络抗菌水凝胶。PVA/淀粉之间的氢键作用形成物理交联网络，交联剂硼砂与PVA分子链形成化学交联网络，芦荟提取物均匀分散在骨架的孔隙赋予水凝胶抗菌性能，同时增强水凝胶的保水性与溶胀性。采用水-甘油双溶剂，增加了水凝胶的柔韧性和保水能力，甘油与淀粉和PVA的大分子链通过氢键形成物理交联，提升了水凝胶的力学强度及生物相容性。SPAG水凝胶良好的抑菌效果和生物相容性使其在生物医学、日用化学品等领域具有广阔的应用前景，为制备淀粉基新型功能性水凝胶提供了思路与方法。

1 实验部分

1.1 试剂与仪器

直链淀粉（Amylose）：食品级，上海泰坦科技股份有限公司；新鲜库拉索芦荟：莆田市涵江区江夏芦

doi: 10.16865/j.cnki.1000-7555.2025.0140
收稿日期：2024-07-17
基金项目：国家自然科学基金资助项目（51973001）；安徽省科技计划重点项目（1704a0902018）
通讯联系人：杨建军，主要从事水基高分子材料研究，E-mail: andayjj@163.com

荟开发有限公司；聚乙烯醇：工业级，无锡市亚太联合化工有限公司；甘油（Gly）、N,N'-亚甲基双丙烯酰胺（MBA）、十水合四硼酸钠（硼砂）、过硫酸铵（APS）：均为化学纯，上海泰坦科技股份有限公司；营养肉汤培养基（NB）、营养琼脂（NA）：广东环凯微生物科技有限公司；大肠杆菌（BGWW23210）、金黄色葡萄球菌（FS0041）：中国科学院微生物研究所；抗凝兔血、生化试剂：上海远慕生物科技有限公司。

热重分析仪：Pyris-1型，美国惠普公司；傅里叶变换红外光谱仪(FT-IR)：Nexus870型，美国Nicolet公司；超高分辨扫描电子显微镜(SEM)：Regulus8230型，日本日立公司；恒温恒湿培养箱：LRH-70F型，一恒仪器；电子万能材料试验机：Instron5967型，英斯特朗公司。

1.2 实验过程

1.2.1 库拉索芦荟提取物的制备：剪取新鲜库拉索芦荟全叶，经无水乙醇、去离子水洗净后沥干水分剪成小块，冷冻干燥12 h后研磨成粉末。称取干燥芦荟粉末100 g，于500 mL 75%乙醇溶液中浸泡2 h并超声30 min，用索氏提取法提取，经真空抽滤后用旋转蒸发仪使提取物浓缩，产物经真空干燥得到芦荟提取物。

1.2.2 双网络抗菌水凝胶的制备：水凝胶制备流程及网络结构如Fig.1所示。将聚乙烯醇和去离子水（甘油）加入三颈烧瓶，在95 ℃水浴中加热搅拌形成均质溶液；同时将直链淀粉、去离子水加入烧杯，升温至85 ℃搅拌至完全糊化。然后将2种溶液快速混合，加入芦荟提取物、硼砂及MBA交联剂搅拌均匀，再加入APS引发剂，60 ℃搅拌均匀，超声

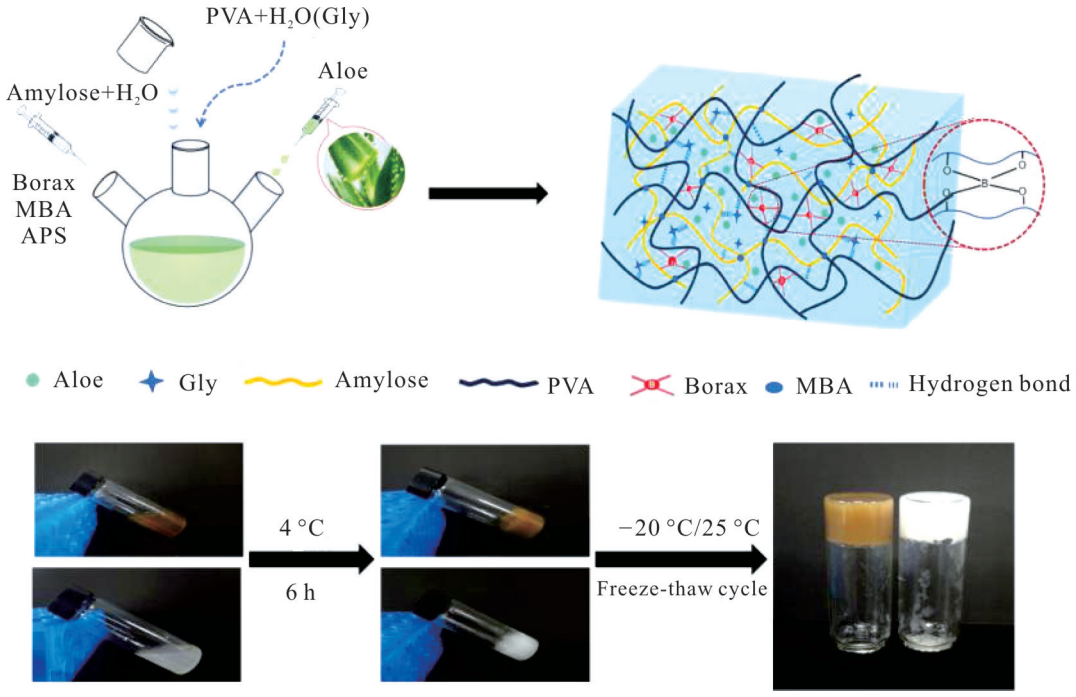


Fig. 1 Schematic diagram of the hydrogel preparation process and the network structure

Tab. 1 Raw material ratio of samples

Sample	*m*(Amylose)/g	*m*(PVA)/g	*m*(Aloe)/g	*m*(Gly)/g	*m*(Borax)/g	*m*(APS)/g	*m*(MBA)/g
$S_1P_1A_0G_0$	2	2	0	0	0.01	0.06	0.016
$S_1P_1A_1G_0$	2	2	1	0	0.01	0.06	0.016
$S_1P_1A_2G_0$	2	2	2	0	0.01	0.06	0.016
$S_1P_1A_1G_1$	2	2	1	5	0.01	0.06	0.016
$S_1P_1A_1G_2$	2	2	1	10	0.01	0.06	0.016

0.5 h消泡。倒入模具,在4 ℃环境放置6 h,淀粉回生形成网络结构,转移至－20 ℃冷冻12 h,再于25 ℃解冻12 h,冷冻循环3次,最终得到SPAG双网络抗菌水凝胶。

当甘油含量为0时,水凝胶标记为$S_1P_1A_1G_0$,当芦荟提取物和甘油的含量均为0时,水凝胶标记为$S_1P_1A_0G_0$,当m(直链淀粉):m(PVA)=1:1,1:2,2:1时,水凝胶标记为$S_1P_1A_0G_0$,$S_1P_2A_1G_0$和$S_2P_1A_1G_0$,组成成分及其简称如Tab.1所示。

1.3　测试与表征

1.3.1　FT-IR分析:对溴化钾压片法处理后的芦荟提取物、PVA粉末、直链淀粉及冷冻干燥后的水凝胶样品进行衰减全反射光谱扫描,通过FT-IR对样品主要化学结构的组成特征进行分析。扫描波数范围为500~4000 cm^{-1},分辨率为2 cm^{-1}。

1.3.2　SEM表征:将冷冻干燥的水凝胶在液氮中脆断得到断面样品,使用导电胶将样品固定在载物台上,镀金后采用超高分辨扫描电子显微镜(加速电压3 kV)观察样品形貌。

1.3.3　热重分析:在25~600 ℃温度范围内对样品进行热稳定性能测试。设定升温速率为10 ℃/min,氮气流速为60 mL/min,用失重速率测定水凝胶的耐热性。

1.3.4　溶胀率测试:在25 ℃,将冷冻干燥后的水凝胶样品浸没于PBS缓冲液中,在预定时间取出水凝胶样品,拭去表面多余的水分,称量并记录。重复实验过程,直到水凝胶达到恒定质量。根据式(1)计算溶胀率(SR)

$$SR = \frac{m_t - m_0}{m_0} \tag{1}$$

式中:m_0——冷冻干燥后样品的质量,g;m_t——t h后样品的质量,g。

1.3.5　保水率测试:将在PBS缓冲液中达到溶胀平衡的水凝胶进行称量,后转移至37 ℃的烘箱中,在预定时间取出称量。根据式(2)计算保水率(WR)

$$WR = \frac{m_t - m_0}{m_p - m_0} \tag{2}$$

式中:m_t——t小时后样品的质量,g;m_p——处于溶胀平衡时样品的质量,g;m_0——冷冻干燥后样品的质量,g。

1.3.6　力学性能测试:将水凝胶样品制备成长度为50 mm,直径为4 mm,厚度为0.7 mm的哑铃型条状样品。通过电子万能材料试验机测试其拉伸性能,拉伸速度设定为50 mm/min。

1.3.7　抗菌性能测试:以金黄色葡萄球菌(*S. aureus*)和大肠杆菌(*E. coli*)为试验菌株,采用琼脂平皿扩散法测定水凝胶的抗菌活性。首先,将*E. coli*和*S. aureus*分别接种到NB肉汤中,在37 ℃摇床中孵育24 h,使用PBS缓冲液稀释细菌悬浮液至10^3倍(10^7 CFU/mL),取100 μL滴在琼脂培养基上,均匀涂布,并将紫外灭菌的水凝胶样品置于培养基的中心表面上。后将其置于37 ℃恒温恒湿培养箱中24 h,观察水凝胶样品周围的菌落抑制区,测量并记录琼脂培养基上抑菌圈大小。根据式(3)计算抑菌带宽度

$$W = \frac{R - d}{2} \tag{3}$$

式中:W——抑菌带宽度,mm;R——抑菌圈直径,mm;d——样品直径,mm。

1.3.8　溶血性测试:取新鲜抗凝兔血5 mL,加入10 mL PBS缓冲液稀释离心处理得到红细胞悬液。样品组取适量水凝胶与2 mL红细胞悬浮液在37 ℃共培养60 min,离心后取100 μL上清液至96孔板,测定其在545 nm处的吸光度(OD)。阳性对照组采用等质量去离子水共培养,阳性对照组采用等质量PBS缓冲液共培养。根据式(4)计算溶血率(HR)

$$HR = \frac{OD_{sample} - OD_{negative}}{OD_{positive} - OD_{negative}} \tag{4}$$

式中:OD_{sample},$OD_{positive}$和$OD_{negative}$——分别表示实验组、阳性对照组和阴性对照组在540 nm处的吸光度值。

1.3.9　细胞相容性测试:使用MTT评估测试水凝胶细胞相容性。将L929细胞在96孔板中培养,样品组加入等量不同浓度水凝胶浸提液,空白对照组加入等量PBS缓冲液,再加入MTT溶液培养4 h,吸出孔内的培养基并向其中加入二甲基亚砜。测定其在450 nm处的吸光度,根据式(5)计算细胞存活率(Y)

$$Y = \frac{A_{sample}}{A_{blank}} \tag{5}$$

式中:A_{sample}——样品在450 nm处的吸光度;A_{blank}——对照组在450 nm处的吸光度。

1.3.10 人体斑贴实验：把含有受试物的斑试器贴附在手臂内侧，24 h后移除。在斑试器去除0.5 h，12 h，24 h和48 h时，观察记录皮肤反应。

2 结果与讨论

2.1 FT-IR分析

PVA、直链淀粉、芦荟提取物与$S_1P_1A_1G_1$水凝胶的FT-IR谱图见Fig.2。由Fig.2可知，3100~3500 cm^{-1}左右的吸收峰归因于醇类和酚类中—OH基团的伸缩振动，2924~2930 cm^{-1}处的峰归因于甲基/亚甲基中C—H伸缩振动，1650 cm^{-1}处的峰对应结合水的吸收峰；1156 cm^{-1}，1080 cm^{-1}和996 cm^{-1}的三重吸收峰对应C—O—C的伸缩振动峰[15]。1442 cm^{-1}和1336 cm^{-1}的吸收峰与B—O—C键的不均匀伸缩振动有关，800 cm^{-1}处的峰归因于残余硼酸盐的B—O伸缩振动，665 cm^{-1}处的峰归因于硼酸盐网络中B—O—B的弯曲振动，证实了硼酸盐网络的存在[16]，证明SPAG水凝胶的成功制备。

2.2 SEM分析

通过SEM分析冻干水凝胶断裂面，结果如Fig.3所示。由Fig.3可知，SPAG水凝胶内部结构中均匀分布着较多孔洞，且孔隙相连。与$S_1P_1A_1G_0$和$S_1P_1A_2G_0$水凝胶相比，$S_1P_1A_1G_1$和$S_1P_1A_1G_2$水凝胶表现出更致密的网络，这是由于甘油的加入使氢键作用增强，水凝胶交联密度增加，孔径减小，水凝胶内孔壁厚度增加。具有孔隙结构的水凝胶有利于组织生长、细胞黏附和增量及氧交换，SPAG水凝胶具有在伤口敷料及药物输送等方面应用的潜力。

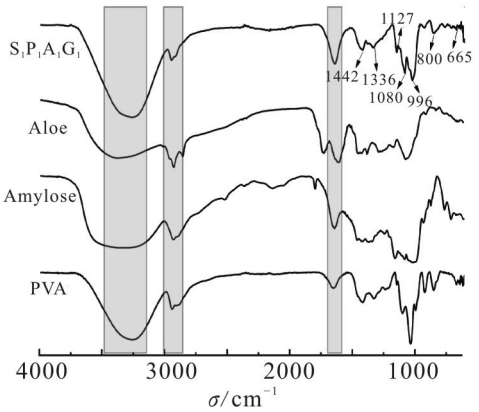


Fig. 2 FT-IR spectra of hydrogel

2.3 热稳定性分析

水凝胶的热重分析结果见Fig.4。由Fig.4可知，水凝胶热分解过程如下：25~150 ℃为少量水分和小分子物质在加热过程中的蒸发和分解；280~450 ℃为质量损失第2阶段，主要是高分子链中不同侧基的断裂和分解，其中350 ℃左右分解速度最快；第3阶

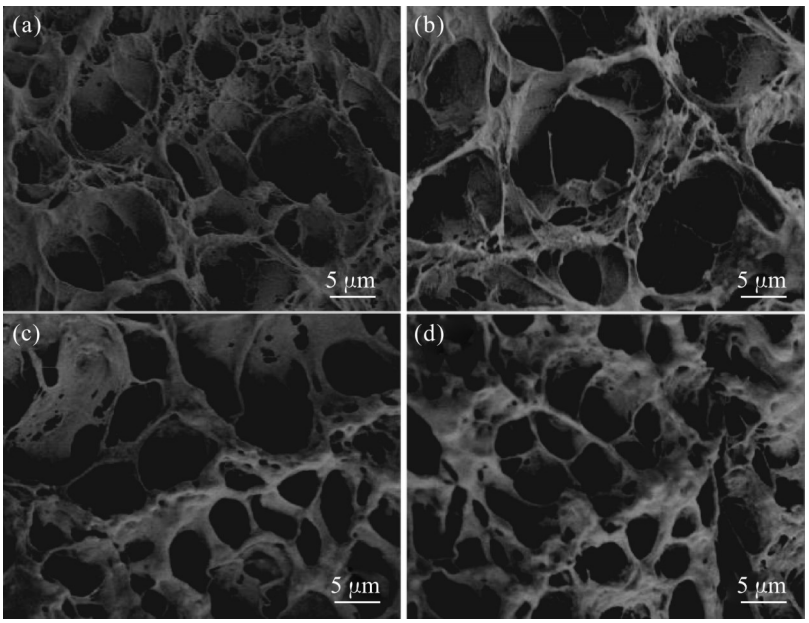


Fig. 3 SEM diagram of the hydrogel: (a) $S_1P_1A_1G_0$; (b) $S_1P_1A_2G_0$; (c) $S_1P_1A_1G_1$; (d) $S_1P_1A_1G_2$

段为480 ℃以后质量趋于恒定。由于芦荟、甘油的添加增强了氢键等分子间相互作用,水凝胶的耐热性得以提高。当温度为200 ℃时,$S_1P_1A_1G_0$,$S_1P_1A_1G_1$和$S_1P_1A_1G_2$水凝胶对应的质量保留率分别为70.7%,90.7%和81.7%。当温度为300 ℃时,$S_1P_1A_0G_0$,$S_1P_1A_1G_0$和$S_1P_1A_2G_0$水凝胶对应的质量保留率分别为42%,67.9%和77.5%。

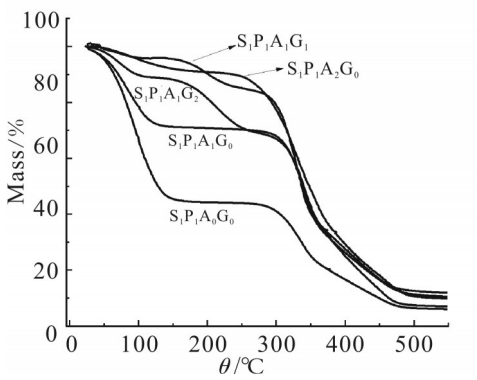


Fig. 4 TGA curves of the hydrogels

2.4 溶胀性能

水凝胶的溶胀性能是评价其吸水率的重要参数,SPAG水凝胶在PBS缓冲液中的溶胀性能测试结果见Fig.5。由Fig.5可知,水凝胶在PBS缓冲液中具有良好的溶胀性能,与$S_1P_1A_0G_0$水凝胶相比,添加芦荟提取物与甘油的水凝胶溶胀率增加,其中$S_1P_1A_1G_0$溶胀率高达600%。在伤口愈合过程中,具有优异溶胀性能的水凝胶可以吸收多余的组织渗出物,保持湿润的伤口环境,绝缘外界细菌的入侵。SPAG水凝胶具有吸收伤口渗出液的能力,可作为伤口敷料使用。

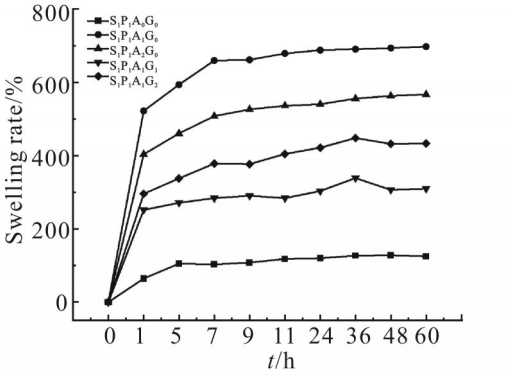


Fig. 5 Swelling rate curves of the hydrogels

2.5 保水性能

保水性能是评价创面敷料保湿能力的重要指标,保水能力较好可以减少伤口表面过多水分流失,维持湿润环境,避免结痂,保护新肉芽组织,对促进伤口愈合至关重要,水凝胶在PBS缓冲液中的保水性能测试结果见Fig.6。由Fig.6可知,最初水凝胶水分散失快,10 h后水分散失速率减缓,30 h后趋于稳定。初始阶段,水分散失后凝胶表面形成干燥薄膜,减缓后续水分流失。与$S_1P_1A_0G_0$相比,$S_1P_1A_1G_0$,$S_1P_1A_2G_0$,$S_1P_1A_1G_1$及$S_1P_1A_1G_2$水凝胶的水分流失较慢,30 h后仍保有20%以上的含水量。这是由于芦荟提取物的加入使亲水基团含量增加,亲水基团可与水分子形成氢键而锁住水分。同时,甘油与淀粉-PVA大分子链之间紧密交联和缠结,导致孔洞结构致密均匀,使其具有良好的锁水性能。

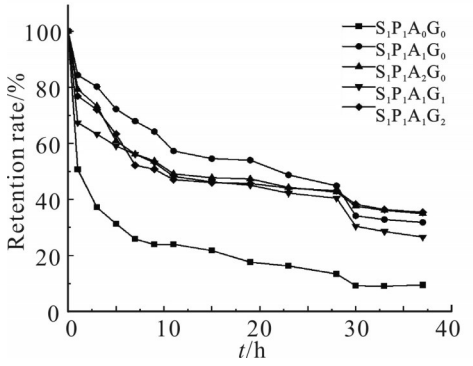


Fig. 6 Retention curves of the hydrogels

2.6 力学性能

水凝胶用作伤口敷料时,其力学强度和弹性是非常关键的特性。具有良好力学强度的水凝胶能够承受外部的压力和摩擦,防止敷料在使用过程中破裂或损坏。这对于保护伤口免受二次伤害至关重要。如Fig.7(a)所示,$S_1P_1A_1G_1$水凝胶样品可拉伸至其原始长度的数倍,在多次按压下仍可恢复原有状态,具有优异的力学韧性。水凝胶的力学性能测试结果如Fig.7(b)所示。与$S_1P_1A_0G_0$相比,$S_1P_1A_1G_0$和$S_1P_1A_1G_1$水凝胶的断裂伸长率和拉伸强度得到提升,断裂伸长率最高可达480%,拉伸强度为1.18 MPa。

2.7 抗菌性能

SPAG水凝胶抗菌性能测试结果见Fig.8和Fig.9。如图可知,$S_1P_1A_0G_0$水凝胶周围没有明显抑菌区域,说明无芦荟提取物添加的水凝胶本身抗菌性能弱;$S_1P_1A_1G_0$和$S_1P_1A_2G_0$水凝胶周围形成了明显抑菌圈,这是由于芦荟提取物其蒽醌结构上的羟基

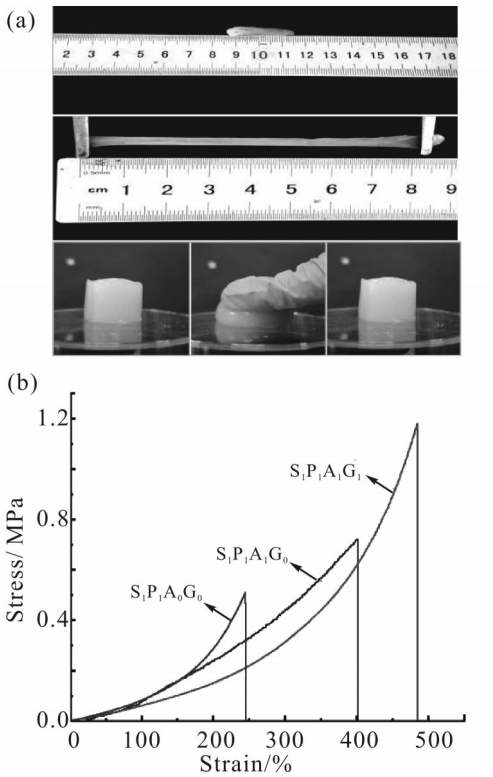


Fig. 7 (a) Tensile and compression test photos of $S_1P_1A_1G_1$ hydrogel; (b) tensile stress-strain curves of $S_1P_1A_0G_0$, $S_1P_1A_1G_0$ and $S_1P_1A_1G_1$ hydrogels

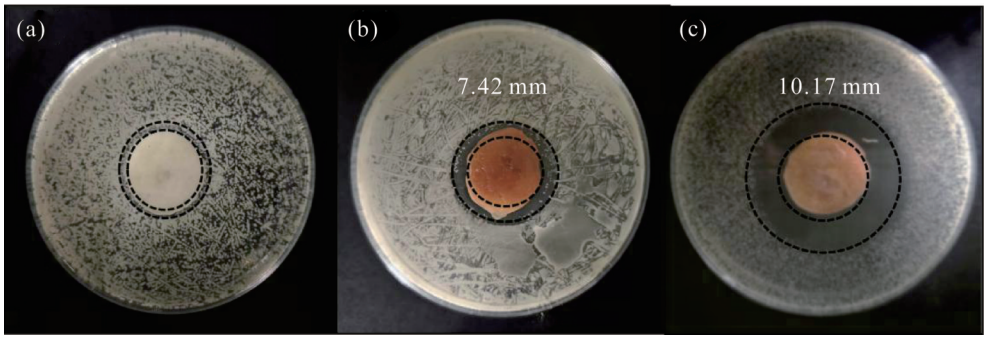


Fig. 8 Antibacterial effect of (a) $S_1P_1A_0G_0$, (b) $S_1P_1A_1G_0$ and (c) $S_1P_1A_2G_0$ hydrogels on *E. coli*

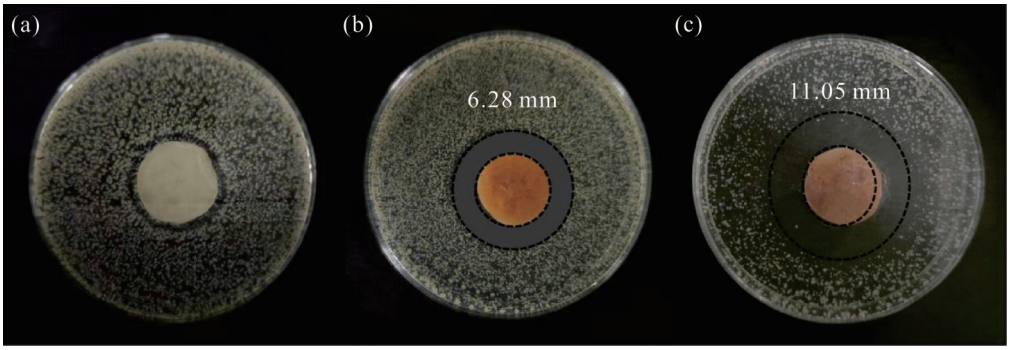


Fig. 9 Antibacterial effect of (a) $S_1P_1A_0G_0$, (b) $S_1P_1A_1G_0$ and (c) $S_1P_1A_2G_0$ hydrogels on *S.aureus*

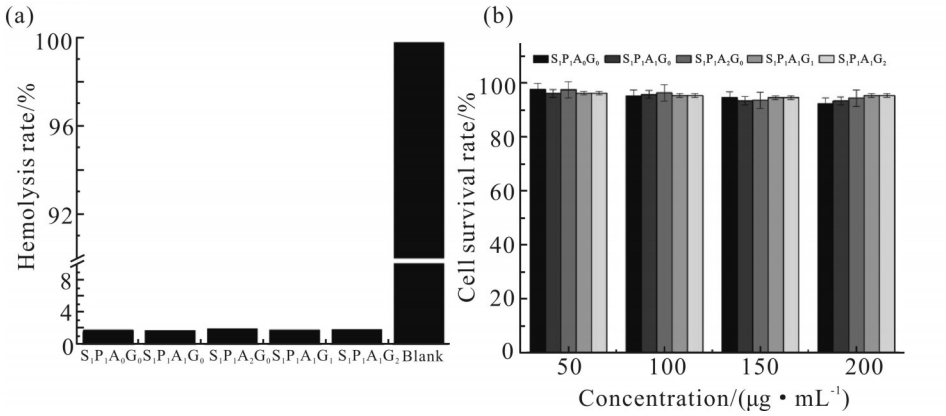


Fig. 10 (a) Hemolysis rate of the hydrogels; (b) cell survival rate of the hydrogels

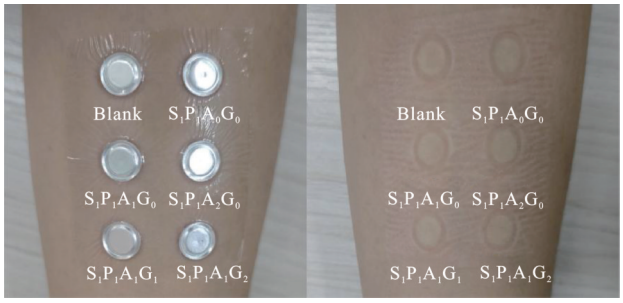


Fig. 11 Results of the human body patch experiment photos

能有效杀灭细菌,使水凝胶具有较好的抗菌性能。与$S_1P_1A_1G_0$相比,$S_1P_1A_2G_0$的抑菌圈直径有所增加,水凝胶的抗菌性能增强。SPAG水凝胶具有良好的抗菌性能,可使伤口免受外部细菌侵害,减少炎症的发生,适用于伤口敷料等领域。

2.8 生物相容性

水凝胶的生物相容性测试结果见Fig.10。SPAG水凝胶显示出1.2%~1.7%的低溶血率(Fig.10(a)),不同浓度的水凝胶浸提液与L929细胞共培养24 h后,细胞存活率均在89%以上(Fig.10(b)),水凝胶显示出可接受的细胞存活力。水凝胶细胞毒性低,生物相容性好,可以作为生物医用材料使用。

2.9 皮肤斑贴实验测试水凝胶安全性

抗菌水凝胶可作为伤口敷料应用于人体皮肤,为避免人体皮肤过敏,通过人体斑贴实验对产品的安全性进行评估测试。人体斑贴实验结果如Fig.11所示,样品使用前后没有不良反应发生,测试人员在移去斑试器0.5 h,24 h和48 h时的评级反应均为0级。表明SPAG水凝胶具有较高的产品安全性。

3 结论

通过超声辅助醇提法获得芦荟提取物,以直链淀粉、聚乙烯醇为主要原料,采用水-甘油双溶剂,经物理化学双交联合成负载芦荟提取物的淀粉基双网络抗菌水凝胶。对其性能进行探究,结论如下。

(1)FT-IR与SEM分析结果表明,SPAG水凝胶成功制备,交联网络中孔洞分布均匀,可作为药物载体使用。

(2)溶胀保水性能测试结果可知,水凝胶在PBS缓冲液中具有优异的溶胀保水性能,平衡溶胀率最高可达600%,是$S_1P_1A_0G_0$水凝胶的3倍,30 h后仍保有20%以上的含水量。

(3)力学性能与TGA结果可知,$S_1P_1A_1G_1$水凝胶的拉伸强度为1.18 MPa,断裂伸长率为480%,水凝胶的热稳定性得到提升,300 ℃时质量保留率为80%。良好的力学与热性能使其可应用于柔性电子

器件等领域。

（4）抑菌实验及生物相容性实验可知，水凝胶对大肠杆菌和金黄色葡萄球菌具有优异的抗菌效果（抑菌圈宽度分别为10.17 mm和11.05 mm），溶血率低（在2%以下），细胞存活率高（在89%以上），经人体斑贴实验验证了产品的安全性。SPAG水凝胶兼具良好的抑菌效果和生物相容性，在生物医学、日用化学品等领域具有广阔的应用前景。

参考文献：

[1] Wang M H, Bai J Z, Shao K, *et al*. Poly(vinyl alcohol) hydrogels: the old and new functional materials[J]. International Journal of Polymer Science, 2021, 2021: 2225426.

[2] Erfan G R, Mina N, Seeram R. The evolution of wound dressings: from traditional to smart dressings[J]. Polymers for Advanced Technologies, 2022, 34: 520-530.

[3] Valentin B, Tatiana A, Tatiana M, *et al*. Modern wound dressings: hydrogel dressings[J]. Biomedicines, 2021, 9: 1235-1235.

[4] Liang Y Q, Li Z L, Huang Y, *et al*. Dual-dynamic-bond cross-linked antibacterial adhesive hydrogel sealants with on-demand removability for post-wound-closure and infected wound healing [J]. ACS Nano, 2021, 15: 7078-7093.

[5] Ruonan D, Baolin G. Smart wound dressings for wound healing [J]. Nano Today, 2021, 41: 101290.

[6] Zheng B, Qiu Z P, Xu J C, *et al*. 3D printing-mediated microporous starch hydrogels for wound hemostasis[J]. Journal of Materials Chemistry B, 2023, 11: 8411-8421.

[7] Mao Q, Hoffmann O, Yu K, *et al*. Self-contracting oxidized starch/gelatin hydrogel for noninvasive wound closure and wound healing[J]. Materials & Design, 2020, 194: 108916.

[8] Altaf F, Niazi M B K, Jahan Z, *et al*. Synthesis and characterization of PVA/starch hydrogel membranes incorporating essential oils aimed to be used in wound dressing applications[J]. Journal of Polymers and the Environment, 2021, 29: 156 -174.

[9] Koev T T, Harris H C, Kiamehr S, *et al*. Starch hydrogels as targeted colonic drug delivery vehicles[J]. Carbohydrate Polymers, 2022, 289: 119413.

[10] Kang J, Kim Y H, Choi S J, *et al*. Improving the stability and curcumin retention rate of curcumin-loaded filled hydrogel prepared using 4αGTase-treated rice starch[J]. Foods, 2021, 10: 150.

[11] Zhang Y K, Li D P, Huang Y W, *et al*. Super bulk and interfacial toughness of amylopectin reinforced PAAm/PVA double-network hydrogels via multiple hydrogen bonds[J]. Macromolecular Materials and Engineering, 2020, 305: 1900450.

[12] Adelnia H, Ensandoost R, Moonshi S S, *et al*. Freeze/thawed polyvinyl alcohol hydrogels: present, past and future [J]. European Polymer Journal, 2022, 164: 110974..

[13] Sibusiso A, Vuyolwethu K, Opeoluwa O O, *et al*. Polymer-based scaffolds loaded with aloe vera extract for the treatment of wounds[J]. Pharmaceutics, 2021, 13: 961-961.

[14] Kenawy E R S, Kamoun E A, Ghaly Z S, *et al*. Novel physically cross-linked curcumin-loaded PVA/Aloe vera hydrogel membranes for acceleration of topical wound healing: in vitro and in vivo experiments[J]. Arabian Journal for Science and Engineering, 2022, 48:497-514.

[15] 凌建娣. 直链淀粉含量对淀粉胶和淀粉/PVA薄膜性能影响的研究[D]. 广州: 广州大学, 2023.
Ling J D. Study on the effect of amylose content on the properties of starch gum and starch/PVA films[D]. Guangzhou: Guangzhou University, 2023.

[16] 计烨, 杨建军, 吴庆云, 等. 单宁酸-纤维素/聚乙烯醇/聚丙烯酸双网络水凝胶的制备及性能[J]. 高分子材料科学与工程, 2024, 40(1):17-24.
Ji Y, Yang J J, Wu Q Y, *et al*. Preparation and properties of tannic acid-cellulose/polyvinyl alcohol/polyacrylic dual network hydrogels[J]. Polymer Materials Science & Engineering, 2024, 40(1): 17-24.

Preparation and Antibacterial Properties of Starch-Based Double Network Hydrogel Loaded with Aloe Extract

Panpan Yang, Yanlei Wang, Jianjun Yang, Qingyun Wu, Mingyuan Wu, Jian'an Zhang, Jiuyi Liu
(*Anhui High Performance Engineering Laboratory of Water-Based Polymer Materials, School of Chemistry and Chemical Engineering, Anhui University, Hefei 230601, China*)

ABSTRACT: The aloe extract was procured through ultrasonic-assisted alcohol extraction modality. Employing amylose and polyvinyl alcohol as predominant raw materials and adopting water-glycerol as dual solvents, a starch-based double-network antibacterial hydrogel loaded with aloe extract was fabricated by means of physical-chemical double crosslinking. FT-IR and SEM show that hydrogels were successfully prepared and the holes in the cross-linked network could be used as drug carriers. The results of antibacterial and biological experiments show that the antibacterial width against *E. coli* and *S. aureus* is 0.74~1.01 cm, 0.62~1.12 cm respectively, the hemolysis rate is less than 2%, and the cell survival rate is more than 89%, with certain antibacterial activity and biocompatibility.

Keywords: aloe extract; amylose; double network; hydrogel; antibacterial; biocompatibility