

文章编号: 1008-9357(2026)02-0177-10

DOI: 10.14133/j.cnki.1008-9357.20260107001

## 聚丙烯酰胺/聚乙烯醇基导电水凝胶的制备及传感应用

刘海燕<sup>1</sup>, 张雨萱<sup>1</sup>, 陈钰倩<sup>1</sup>, 曹 峥<sup>1</sup>, 王 东<sup>1</sup>, 吴 盾<sup>1</sup>, 成骏峰<sup>1</sup>, 陶国良<sup>1</sup>, 刘春林<sup>2</sup>  
(1. 常州大学材料科学与工程学院, 材料科学与工程国家级实验教学示范中心, 江苏常州 213164;  
2. 常州大学怀德学院, 江苏靖江 214500)

**摘要:** 通过共聚与冻融循环将丙烯酰胺(AM)、磺基甜菜碱甲基丙烯酸酯(SBMA)和聚乙烯醇(PVA)制备成双网络水凝胶, 并将其浸泡于柠檬酸钠( $\text{Na}_3\text{Cit}$ )的甘油/水溶液中, 从而形成P(AM-co-SBMA)/PVA-Cit离子导电水凝胶。用扫描电镜、傅里叶变换红外光谱对水凝胶的组成及微观结构进行表征, 用万能试验机测试水凝胶的拉伸与黏附性能, 通过数字万用表与拉伸机结合对水凝胶进行应变传感应用测试。结果表明, 该离子导电水凝胶具有优异的力学性能、黏附性、保水性、导电性, 其最大伸长率与离子电导率分别为940%与1.83 S/m, 抗拉强度为1.75 MPa, 黏附强度为27 kPa。作为柔性应变传感器的水凝胶具有优异的拉伸应变灵敏度(应变灵敏因子(GF)为3.021)、快速的响应和稳定的电信号输出。

**关键词:** 聚乙烯醇; 聚丙烯酰胺; 导电水凝胶; 应变传感; 黏附

中图分类号: O63

文献标志码: A

## Preparation and Sensing Application of Polyacrylamide/Polyvinyl Alcohol-Based Conductive Hydrogels

LIU Haiyan<sup>1</sup>, ZHANG Yuxuan<sup>1</sup>, CHEN Yuqian<sup>1</sup>, CAO Zheng<sup>1</sup>, WANG Dong<sup>1</sup>, WU Dun<sup>1</sup>,  
CHENG Junfeng<sup>1</sup>, TAO Guoliang<sup>1</sup>, LIU Chunlin<sup>2</sup>

(1. National Experimental Demonstration Center for Materials Science and Engineering, School of Materials Science and Engineering, Changzhou University, Changzhou 213164, Jiangsu, China; 2. Huaide College, Changzhou University, Jingjiang 214500, Jiangsu, China)

**Abstract:** A dual-network hydrogel was prepared by copolymerization and freeze-thaw cycles using acrylamide (AM), sulfobetaine methacrylate (SBMA), and polyvinyl alcohol (PVA). The hydrogel was immersed in an inorganic salt solution (glycerol/water) containing sodium citrate ( $\text{Na}_3\text{Cit}$ ) to form the P(AM-co-SBMA)/PVA-Cit ionically conductive hydrogel. The composition and structure of the hydrogel were characterized using scanning electron microscopy and Fourier transform infrared spectroscopy. Mechanical properties and adhesion performance were tested using a universal testing machine, and the strain-sensing capability was evaluated by simultaneous electrical resistance measurement during tensile stretching. The

收稿日期: 2026-01-07

基金项目: 国家自然科学基金(21704008)江苏省研究生科研与实践创新计划(KYCX24\_3163)

作者简介: 刘海燕(2000—), 女, 四川广安人, 硕士生, 主要研究方向为功能高分子材料。E-mail: 18382652013@163.com

通信联系人: 曹 峥, E-mail: zcao@cczu.edu.cn

引用格式: 刘海燕, 张雨萱, 陈钰倩, 曹 峥, 王 东, 吴 盾, 成骏峰, 陶国良, 刘春林. 聚丙烯酰胺/聚乙烯醇基导电水凝胶的制备及传感应用 [J]. 功能高分子学报, 2026, 39(2): 177-186.

**Citation:** LIU Haiyan, ZHANG Yuxuan, CHEN Yuqian, CAO Zheng, WANG Dong, WU Dun, CHENG Junfeng, TAO Guoliang, LIU Chunlin. Preparation and Sensing Application of Polyacrylamide/Polyvinyl Alcohol-Based Conductive Hydrogels [J]. Journal of Functional Polymers, 2026, 39(2): 177-186.

hydrogel exhibits excellent mechanical properties, adhesive properties, water retention, and conductivity. Its maximum elongation and ionic conductivity reach 940% and 1.83 S/m, respectively, with a tensile strength of 1.75 MPa and an adhesion strength of 27 kPa. As a flexible strain sensor, the hydrogel demonstrates excellent tensile strain sensitivity (gauge factor (GF): 3.021), rapid response, and stable electrical signal output.

**Key words:** polyvinyl alcohol; polyacrylamide; conductive hydrogel; strain sensing; adhesion

水凝胶是一种通过化学或物理交联形成三维网络结构的功能高分子材料,具有良好的亲水性和柔韧性<sup>[1,2]</sup>,被广泛应用于柔性可穿戴领域。它能够克服传统的刚性传感器难以贴合复杂表面的问题,在传感器中发挥着重要的作用<sup>[3]</sup>。然而,水凝胶大多存在力学性能较差的问题,严重限制其在实际负载或复杂环境下的应用<sup>[4]</sup>。针对这一问题,研究人员通过精巧的分子设计策略制备了一系列高性能水凝胶,如双网络/多网络结构水凝胶<sup>[5-7]</sup>、纳米复合水凝胶<sup>[8]</sup>、动态键交联水凝胶<sup>[9,10]</sup>和拓扑结构水凝胶<sup>[11,12]</sup>等,并在此基础上增强水凝胶的导电性能,使其达到灵敏稳定的传感效果。

目前,常见的电子导电水凝胶主要通过掺入导电填料(如碳纳米管、石墨烯、导电聚合物等)构建导电通路<sup>[13]</sup>,然而,这类填料的引入往往会制约水凝胶的力学性能,可能导致柔韧性下降、脆性增加;同时,其在生物相容性方面也存在一定局限,且在实际应变监测范围内信号稳定性与线性响应不够理想。相较之下,离子导电水凝胶体现出显著的优势,其通过无机盐溶液中离子的定向移动进行电流传输,在拉伸中不会产生电子导电水凝胶不可恢复的裂纹,且具有更好的透明度和拉伸强度<sup>[14]</sup>。Liu 等<sup>[15]</sup>通过原位构建聚苯胺(PANI)疏水导电网络作为防水壳体,经冻结交联并盐化处理聚乙烯醇(PVA)得到离子导电双网络水凝胶。双网络聚合物链间的协同效应使其断裂应变(1784%)和抗拉强度(10.17 MPa)表现出色,且具有优异的电导率( $\sigma$ , 5.31 S/m)。

柔性可穿戴传感器产生电信号的稳定性与可靠性取决于水凝胶与接触界面的附着强度,这是实现传感器信号良好传输所必需的<sup>[16]</sup>。由于大量水分存在于内部网络中,水凝胶的黏附性能减弱,从而阻止了水凝胶的黏附基团与接触界面直接接触<sup>[17]</sup>。因此,提升柔性传感水凝胶的黏附性能意义重大。Zhang 等<sup>[18]</sup>用深共晶溶剂替代 H<sub>2</sub>O,增强前驱单体溶液的黏度,引入  $\alpha$ -螺旋多肽结构,结合光聚合方法制备聚丙烯酰胺/聚-L-谷氨酸基肽交联剂;受益于多肽与深共晶溶剂引入的多类极性基团,其黏附强度高达 0.85 MPa,且力学性能稳定,可长期、连续监测人体运动。

PVA 富含羟基,经过冻融循环形成氢键物理交联网络。聚丙烯酰胺(PAM)富含酰胺键,便于化学改性,同时容易形成氢键和离子键,为聚合物链间提供交联位点。磺基甜菜碱甲基丙烯酸酯(SBMA)具有良好的生物相容性、高离子电导率,可以在引发剂和交联剂的作用下与丙烯酰胺(AM)形成共聚物 P(AM-co-SBMA)(PAS)。柠檬酸钠(Na<sub>3</sub>Cit)是一种多羧酸盐,具有良好的水溶性和生物安全性,通过 Hofmeister 效应, Cit<sup>3-</sup>能够提升水凝胶的力学和导电性能。本文通过共聚与冻融循环得到非共价交联 PVA 网络和共价交联 PAS 网络水凝胶,并将其浸泡于 Na<sub>3</sub>Cit 的甘油/水溶液,成功制备了一种多功能的 P(AM-co-SBMA)/PVA-Cit (PASP-Cit)离子导电水凝胶。该水凝胶具有良好的力学性能与黏附性能,且电信号输出稳定、监测范围广,能够监测多个运动,并借助莫尔斯电码实现了信息传输。

## 1 实验部分

### 1.1 原料和试剂

PVA(1788 型,醇解度 87%~89%)、过硫酸钾(KPS)、Na<sub>3</sub>Cit: 分析纯,国药集团化学试剂有限公司; AM ( $w \geq 99\%$ ): 上海阿拉丁生化科技股份有限公司; SBMA ( $w \geq 98\%$ ): 上海麦克林生化科技股份有限公司; *N,N'*-亚甲基双丙基酰胺(MBA,  $w \geq 98\%$ ): 北京百灵威科技有限公司。

### 1.2 测试与表征

旋转流变仪: 采用苏州赛恩斯仪器有限公司 Anton Paar MCR301 型旋转流变仪(转子规格 25 mm, 应变测试参数 1%); 在室温、频率扫描范围为 0.1~100 rad/s 条件下测定圆柱形水凝胶样品(直径 20 mm, 高度 2 mm)

的储能模量( $G'$ )与损耗模量( $G''$ )。

傅里叶变换红外光谱(FT-IR)仪:美国热电尼高力仪器公司 Nicolet Avatar370 型,将水凝胶处理成粉末,与溴化钾混合制样(水凝胶与溴化钾的质量比为 1:100),波长范围  $4000\sim 500\text{ cm}^{-1}$ 。

紫外-可见光光度计:使用日本岛津公司 UV-1900 i 型紫外光度计测定水凝胶样品在  $400\sim 800\text{ nm}$  波长范围的透光率,空白背景为空气。

扫描电子显微镜(SEM):使用日本电子株式会社的 JSM-IT 100 型扫描电子显微镜,将冷冻干燥脆断后的水凝胶经过喷金处理,在  $15\text{ kV}$  的加速电压对水凝胶的表面形貌和微观组织进行观察。

万能试验机:采用日本岛津公司 AGS-N 10 KN 型万能试验机,以  $50\text{ mm/min}$  的拉伸速率对矩形水凝胶样品( $40\text{ mm}\times 6\text{ mm}\times 2\text{ mm}$ )进行应力-应变测试及循环拉伸测试。

电导率:采用广州四探针科技公司 SX 1934 型四探针电阻测试仪测定样品的电阻( $R$ ), $\sigma$ 通过公式(1)计算得到。

$$\sigma = \frac{L}{R \times A} \quad (1)$$

其中  $A$  为样品横截面积, $L$  为电极间距离。

### 1.3 实验步骤

1.3.1 PASP-Cit 离子导电水凝胶的制备 采用三步法制备 PASP-Cit 离子导电水凝胶(图 1)。首先,制备质量分数分别为 4%、6%、8%、10% 和 12% 的 PVA 溶液,在室温下将 4 g AM、1 g SBMA、0.005 g MBA、0.05 g KPS 加入 10 g PVA 溶液中搅拌均匀。接着进行消泡处理,倒入聚四氟乙烯模具中,将模具密封并通入  $\text{N}_2$ ,在  $70\text{ }^\circ\text{C}$  烘箱中反应 4 h。然后,将成型的水凝胶在  $-20\text{ }^\circ\text{C}$  下冷冻 20 h,室温下解冻 4 h,经过 3 次冻融循环后形成 P(AM-co-SBMA)/PVA(PASP)水凝胶。最后,将 PASP 水凝胶浸泡于  $1.5\text{ mol/L}$   $\text{Na}_3\text{Cit}$  的甘油/水溶液(甘油与水的质量比为 1:4)中得到 PASP-Cit 离子导电水凝胶。

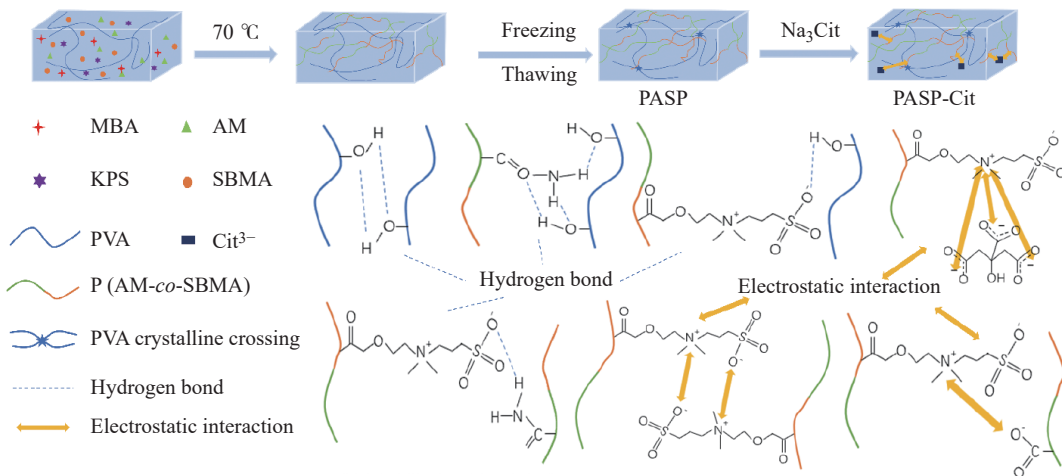


图 1 PASP-Cit 离子导电水凝胶的制备

Fig. 1 Preparation of PASP-Cit ionic conductive hydrogel

1.3.2 保水性能测试 将水凝胶置于去离子水中达到溶胀平衡,取出并吸干表面水分后称其质量( $m_0$ );然后,将其置于恒温箱( $37\text{ }^\circ\text{C}$ )中,每隔一段时间称其质量( $m_t$ ),水凝胶的保水率( $R_w$ )通过公式(2)计算得到。

$$R_w = \frac{m_t}{m_0} \times 100\% \quad (2)$$

1.3.3 黏附性能测试 用搭接剪切法测定水凝胶在不同材料表面的黏附行为,水凝胶的尺寸为  $10\text{ mm}\times 10\text{ mm}\times 2\text{ mm}$ ,拉伸速率为  $20\text{ mm/min}$ 。

1.3.4 传感性能测试 用计算机连接 Keithley 2000 型数字万用表测定水凝胶的传感能力,将水凝胶贴于人体关节记录水凝胶作为应变传感器在不同拉伸作用下的相对电阻变化( $\Delta R/R_0$ ), $\Delta R/R_0$ 通过公式(3)计算得到。

$$\frac{\Delta R}{R_0} = \frac{R' - R_0}{R_0} \times 100\% \quad (3)$$

其中  $R_0$  和  $R'$  分别为无应变与有应变时的实时电阻。

应变灵敏因子(GF)按公式(4)计算:

$$GF = \frac{\Delta R}{R_0 \times \varepsilon} \quad (4)$$

其中  $\varepsilon$  为实时应变。

## 2 结果与讨论

### 2.1 合成机理

在引发剂 KPS 和交联剂 MBA 作用下, AM 和 SBMA 通过共聚形成化学交联网络, 为水凝胶提供基础的力学性能; SBMA 是两性离子单体, 同时带有正负电荷, 使水凝胶具有黏附性能和导电性能。PVA 冻融循环形成物理网络, 在强“盐析”离子  $\text{Cit}^{3-}$  的作用下, 压缩聚合物链(尤其是 AM 链段)周围的水合层, 降低聚合物在水中的溶解度, 促使聚合物链发生脱水、聚集, 迫使 PAM 链间形成更多氢键, 与 SBMA 的酰基形成静电相互作用。通过调节 PVA 的水合状态,  $\text{Cit}^{3-}$  吸附聚合物链中的水分子, 导致聚合物脱水, 聚合物链彼此更接近, 从而形成更丰富的结晶区域, 提升了水凝胶的强度和韧性。水凝胶中引入了  $\text{Na}^+$  和  $\text{Cit}^{3-}$  自由离子, 其导电性能得到提升。

### 2.2 组成与结构

原料与水凝胶的 FT-IR 谱图如图 2(a) 所示。3400、1672、1613  $\text{cm}^{-1}$  处的吸收峰分别为 PAM 的 N-H、C=O 伸缩振动和 N-H 弯曲振动<sup>[19]</sup>; 1042  $\text{cm}^{-1}$  处为 SBMA 的 S=O 伸缩振动峰<sup>[20]</sup>; 3448、2920  $\text{cm}^{-1}$  处分别为 PVA 的 O-H 伸缩振动峰和 C-H 振动吸收峰<sup>[21]</sup>。在 PAS 水凝胶的 FT-IR 谱图中, N-H 伸缩振动峰移到 3437  $\text{cm}^{-1}$ , S=O 伸缩振动峰移到 1044  $\text{cm}^{-1}$ 。在 PASP 水凝胶的 FT-IR 谱图中, PVA 的 O-H 伸缩振动峰与 AM 的 N-H 伸缩振动峰重叠, 重叠峰向低波数移动到 3431  $\text{cm}^{-1}$ , S=O 伸缩振动峰移动到 1048  $\text{cm}^{-1}$ 。PASP-Cit 水凝胶的特征峰与 PASP 水凝胶相似, 只是波数略有变化。

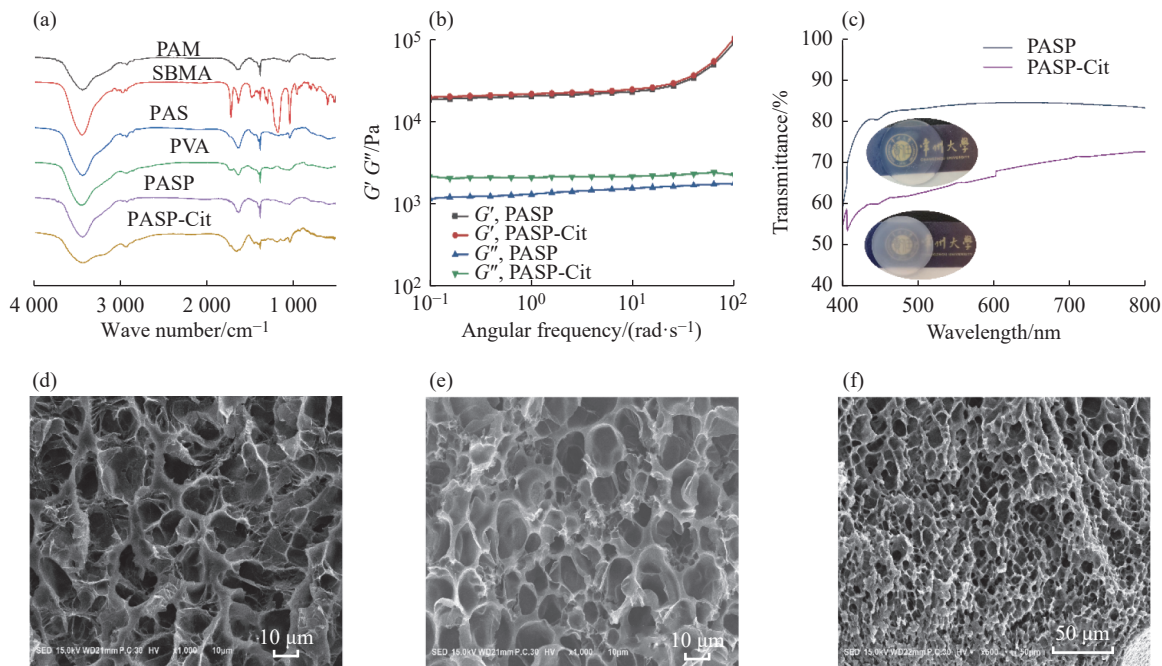


图 2 (a)原料与水凝胶的 FT-IR 谱图; PASP 与 PASP-Cit 水凝胶的 (b)流变性能与 (c)透光率; (d)PAS、(e)PASP 与 (f)PASP-Cit 水凝胶的 SEM 图片

Fig. 2 (a) FT-IR spectra of raw materials and hydrogels; (b) Rheological properties and (c) transmittance of PASP and PASP-Cit hydrogels; SEM images of (d) PAS, (e) PASP and (f) PASP-Cit hydrogels

由图 2(b)可以看出, PASP 和 PASP-Cit 水凝胶的  $G'$  大于  $G''$ , 表明其具有类似固体的行为, 具有较高的弹性与硬度, 且在  $\text{Cit}^{3-}$  作用下,  $G'$  和  $G''$  均有所提升。水凝胶在 400~800 nm 波长下的透光率如图 2(c) 所示, 插图显示了覆盖有图案的 PASP 和 PASP-Cit 水凝胶的照片, 证实 PASP 和 PASP-Cit 水凝胶具有高透明性。相较于 PASP 水凝胶, PASP-Cit 水凝胶的透光率有所下降, 这是由于盐析离子  $\text{Cit}^{3-}$  作用而导致的。

PAS、PASP 和 PASP-Cit 水凝胶的断面结构形貌如图 2(d~f) 所示。PAS 水凝胶显示出不均匀的多孔结构, 而 PASP 水凝胶的孔径相对更均匀, PASP-Cit 水凝胶的结构最致密且孔径最均匀。这是因为在盐析作用下, 聚合物链间形成更加紧密的氢键网络, 孔径更小, 结构更致密。

### 2.3 力学性能

通过改变 AM 与 SBMA 的质量比 ( $m_{\text{AM}}:m_{\text{SBMA}}$ )、PVA 质量分数 ( $w_{\text{PVA}}$ ) 调节水凝胶的力学性能。由图 3(a) 可以看出, 随着  $m_{\text{AM}}:m_{\text{SBMA}}$  从 9:1 降至 5:5, PAS 水凝胶的抗拉强度和应变均减小; 随着 SBMA 添加量的增多, 纯 PAM 主链规整的酰胺基团遭到了破坏, 形成的氢键网络不均匀; 且 SBMA 侧链的空间位阻效应阻碍了聚合物链的紧密缠结, 有效交联密度下降, 强度下降; 同时, SBMA 侧链的空间位阻效应会限制聚合物主链的运动和柔韧性, 断裂伸长率下降。

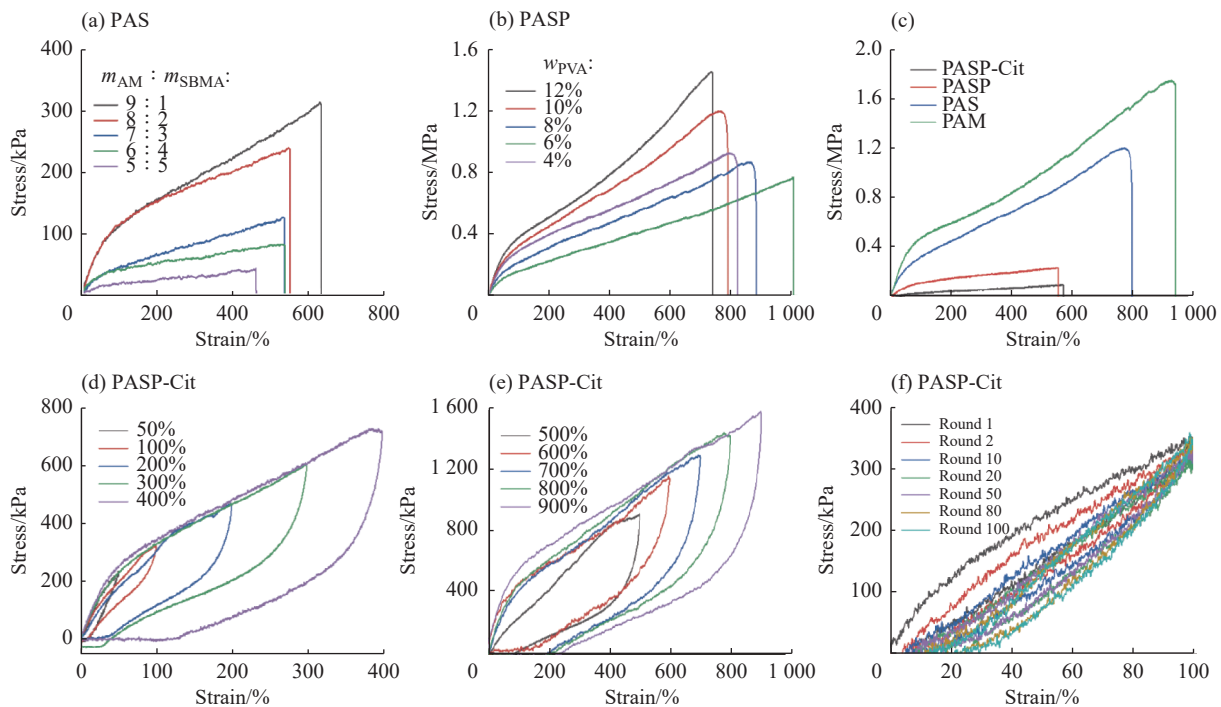


图 3 (a)不同  $m_{\text{AM}}:m_{\text{SBMA}}$  的 PAS 水凝胶的应力-应变曲线; (b)不同 PVA 质量分数的 PASP 水凝胶的应力-应变曲线; (c)PAM、PAS、PASP 与 PASP-Cit 水凝胶的拉伸应力-应变曲线; (d)50%~400% 和 (e)500%~900% 应变下, PASP-Cit 水凝胶的循环拉伸曲线; (f)100% 应变下, PASP-Cit 水凝胶循环 100 次的拉伸曲线

Fig. 3 (a) Stress-strain curves of PAS hydrogels as a function of  $m_{\text{AM}}:m_{\text{SBMA}}$ ; (b) Stress-strain curves of PASP hydrogels as a function of  $w_{\text{PVA}}$ ; (c) Tensile stress-strain curves of PAM, PAS, PASP and PASP-Cit hydrogels; Cyclic tensile curves of PASP-Cit hydrogel at (d)50%—400% strain and (e) 500%—900% strain; (f) Tensile curves of PASP-Cit hydrogel at 100% strain for 100 cycles

固定  $m_{\text{AM}}:m_{\text{SBMA}}$  为 8:2, 随着 PVA 质量分数从 4% 提升至 12%, PASP 水凝胶的拉伸强度增大, 断裂伸长率则减小(图 3(b))。这是由于  $w_{\text{PVA}}$  越大, PVA 冻融循环形成强物理交联点的结晶区越多、形成的尺寸越大, 同时 PVA 的羟基与 PAS 的酰胺基、磺酸基之间形成密集的氢键网络, 增强界面结合, 构成刚性骨架, 从而提升拉伸强度。当  $w_{\text{PVA}}$  较大时, 过密的交联点使应力集中, 在拉伸过程中易产生裂纹, 易于断裂; 且紧密的氢键网络会限制聚合物链段的伸展能力, 网络整体的流动性和柔性下降, 断裂伸长率下降。

通过  $\text{Na}_3\text{Cit}$  的甘油/水溶液的浸泡, 在“盐析”离子  $\text{Cit}^{3-}$  的作用下, 压缩聚合物链间的水合层, 迫使 PAM 链间形成更多氢键; 与 SBMA 的酰胺基形成静电相互作用; 同时调节 PVA 的水合层结构, 聚合物链彼此更接近, 形成更丰富的结晶区域, PASP-Cit 水凝胶的拉伸强度 (1.75 MPa) 与断裂伸长率 (940%) 分别为 PASP 水凝胶的 1.2 倍和 1.26 倍(图 3(c))。PASP-Cit 水凝胶在 50%~900% 应变条件下的循环拉伸曲线如图 3(d、e) 所示。

随着应变增加, 曲线出现部分重叠, 这是由于卸载过程中水凝胶网络部分恢复所致。PASP-Cit 水凝胶在 100% 应变下循环 100 次的拉伸曲线(图 3(f))能够评估 PASP-Cit 水凝胶的抗疲劳性和回弹能力。在第 1 次加载-卸载循环中出现了较大的滞后回归线, 这是因为水凝胶中的部分非共价键被破坏所致。在第 2 次加载-卸载循环后, 滞后回归线比第 1 次循环小得多, 这可能是由于非共价键的部分恢复, 随着拉伸次数的增多, 耗散能逐渐减小, 循环拉伸曲线逐渐重合, 说明 PASP-Cit 水凝胶具有较好的抗疲劳性与回弹性。

## 2.4 保水性能与黏附性能

与 PASP 水凝胶相比, PASP-Cit 水凝胶具有更佳的保水性能(图 4(a))。这归因于 SBMA 含有的离子通过共价键固定在聚合物链上, 离子源稳定, 且其水合作用能锁住水分; 同时  $\text{Cit}^{3-}$  促进分子链间形成氢键, 抑制水分子的蒸发, 保水能力增强; 且良好的黏附性可以消除水凝胶和基质之间的间隙, 这是实现传感器信号良好传输所必需的。如图 4(b、c) 所示, PASP-Cit 水凝胶在各种基材表面(包括聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET)、铁片、玻璃、塑料、聚酰亚胺膜(PI)和橡胶)表现出良好的黏附性。PASP-Cit 水凝胶具有较强的黏附力, 这主要归因于 PASP-Cit 水凝胶与不同种类基材的相互作用(包括氢键、离子-偶极相互作用和静电相互作用)。其中, PASP-Cit 对玻璃的黏附强度达 27 kPa(图 4(d))。以上结果表明, PASP-Cit 水凝胶在不同基材表面具有良好的黏附性, 有利于水凝胶作为传感器的灵敏检测。

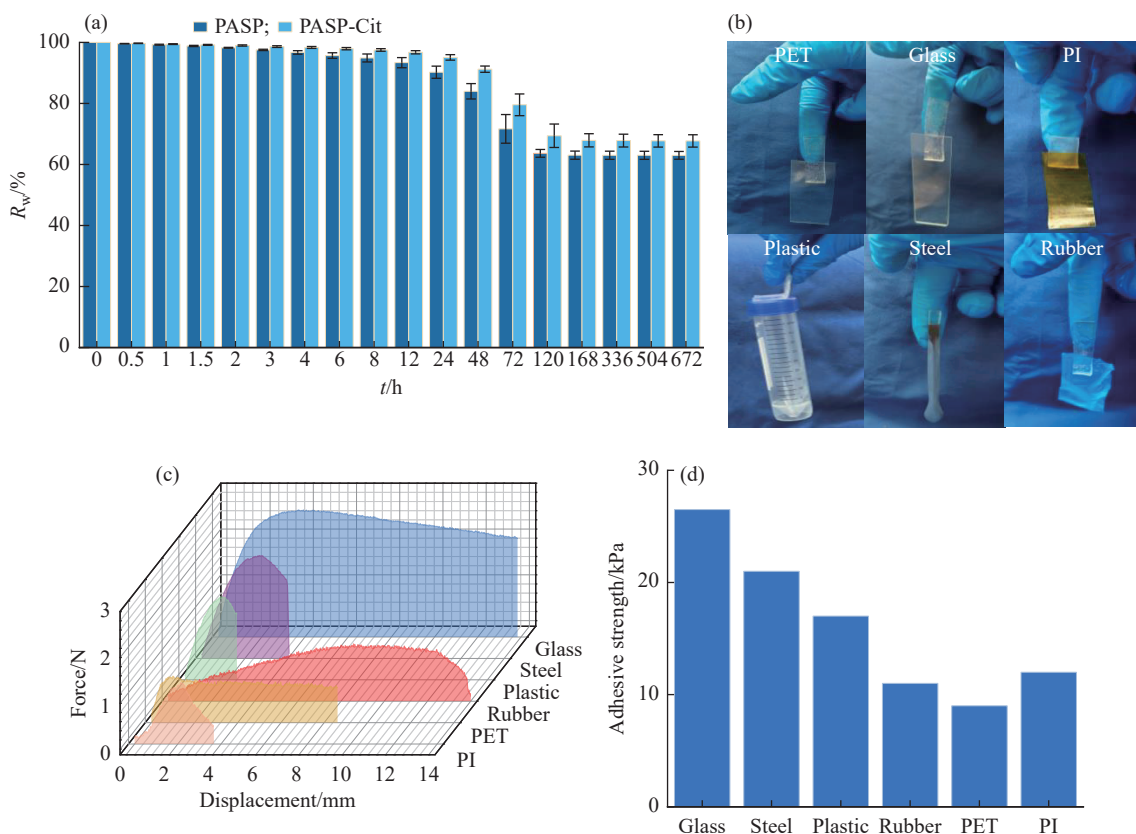


图 4 (a)PASP 和 PASP-Cit 水凝胶的保水性能; (b)PASP-Cit 水凝胶在各种基材表面的黏合性能的照片; (c)不同基材表面的 PASP-Cit 水凝胶的黏附力曲线与(d)黏附强度

Fig. 4 (a) Water retention performance of PASP and PASP-Cit hydrogels; (b) Photos of the adhesive performance of PASP-Cit hydrogels on various substrate surfaces; (c) Adhesive force curves and (d) adhesive strength of PASP-Cit hydrogels with different substrate surfaces

## 2.5 导电和传感性能分析

PAM、PAS、PASP 与 PASP-Cit 水凝胶的电导率如图 5(a) 所示。PASP-Cit 水凝胶的电导率为 1.83 S/m, 是 PAM 水凝胶电导率(0.06 S/m)的 30.5 倍。对比 PAM, 随着  $m_{AM}:m_{SBMA}$  的减小, 即 SBMA 含量的增加, 电导率明显提升(从 0.06 S/m 至 0.79 S/m)(图 5(b)), 这归因于 SBMA 中正负离子对发生可逆解离, 能够提供稳定的载流子。PVA 质量分数对 PASP 水凝胶电导率的影响相对较小。 $w_{PVA}$  从 4% 增大至 12%, 电导率从 0.84 S/m 降至 0.53 S/m(图 5(c))。考虑到 PASP 水凝胶的综合性能, 本文选择  $m_{AM}:m_{SBMA}$  为 8:2,  $m_{PVA}$  为

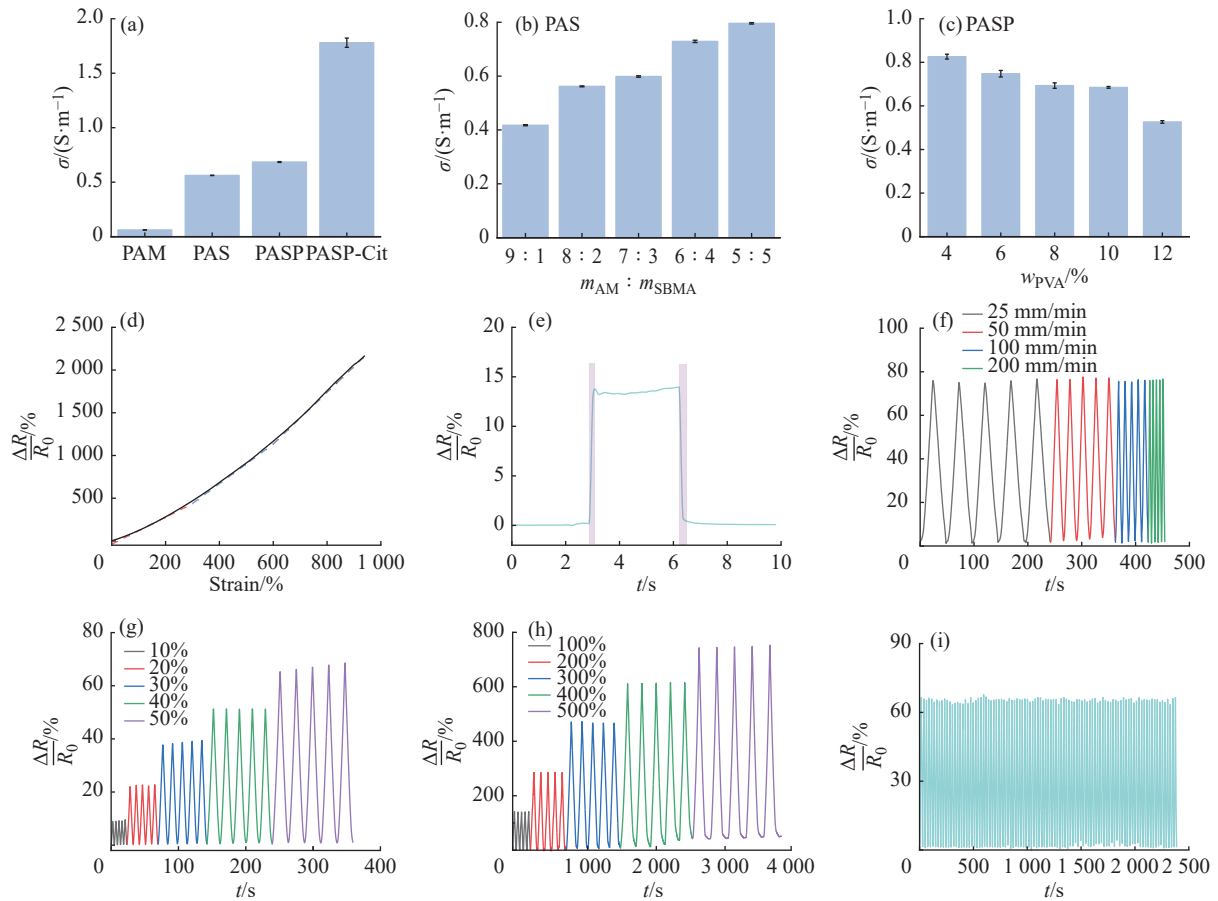


图 5 (a)PAM、PAS、PASP 与 PASP-Cit 水凝胶的电导率; (b)不同  $m_{AM}:m_{SBMA}$  的 PAS 水凝胶的电导率; (c)不同 PVA 质量分数的 PASP 水凝胶的电导率; (d)PASP-Cit 水凝胶在 0~940% 应变下的相对电阻变化; (e)PASP-Cit 水凝胶在加载-卸载过程的快速拉伸回复时间的相对电阻变化; (f)PASP-Cit 水凝胶在 50% 应变、不同拉伸速率下的相对电阻变化; (g)PASP-Cit 水凝胶在 10%~50% 应变和(h)100%~500% 应变的相对电阻变化; (i)PASP-Cit 水凝胶传感器在 50% 应变下 100 次循环期间的循环稳定性

Fig. 5 (a) Conductivity of PAM, PAS, PASP and PASP-Cit hydrogels; (b) Conductivity of PAS hydrogels as a function of  $m_{AM}:m_{SBMA}$ ; (c) Conductivity of PASP hydrogels as a function of PVA mass fraction; (d) Relative resistance change of PASP-Cit hydrogel at 0—940% strain; (e) Relative resistance change of PASP-Cit hydrogel during rapid stretching-recovery in loading-unloading cycles; (f) Relative resistance change of PASP-Cit hydrogel under different stretching speeds at 50% strain; Relative resistance change of PASP-Cit hydrogel at (g) 10%—50% strain and (h) 100%—500% strain; (i) Cyclic stability of PASP-Cit hydrogel sensor at 50% strain during 100 cycles

10% 进行后续研究。

结合力学性能与导电性能, 本文对 PASP-Cit 水凝胶作为应变传感器进行了测试, 结果如图 5(d~i)所示。在低应变区, 水凝胶网络的变形通常以可逆的弹性形变为主, 相对电阻变化相对平缓, GF 较小, 0~300% 应变下 GF 为 1.576; 随着应变增大, 聚合物链开始滑移、取向, 甚至萌生微裂纹, 导致离子传输路径被显著改变或拉长, 相对电阻变化加剧, GF 增大, 在 300%~600% 应变下 GF 为 2.320; 在极高应变下, 网络可能发生不可逆的损伤或重构, 进一步改变电阻响应, GF 再次跃升, 在 600%~940% 应变下 GF 为 3.021(图 5(d))。同时, PASP-Cit 水凝胶在加载和卸载下的响应时间(206 ms)和恢复时间(253 ms)都很短(图 5(e))。PASP-Cit 水凝胶在 50% 应变、不同拉伸速率下的相对电阻变化, 信号没有明显漂移(图 5(f))。PASP-Cit 水凝胶可以准确监测到拉伸小应变(10%~50%)(图 5(g))和大应变(100%~500%)(图 5(h)), 实验中均能观察到明显的信号差异。结果表明, PASP-Cit 水凝胶传感器具有较宽的应变传感范围。为了评估 PASP-Cit 水凝胶作为应变传感器的耐久稳定性, 经过 100 次 100% 应变拉伸循环试验(图 5(i)), PASP-Cit 水凝胶传感器的电信号强度变化可以忽略不计, 并且可以输出稳定的电信号。这种小的滑移可能源于水凝胶的残余应变和测试夹具的轻微滑移。实验结果表明 PASP-Cit 水凝胶应变传感器具有良好的稳定性和耐久性。

PASP-Cit 水凝胶与文献 [7, 16, 22-24] 报道的水凝胶的性能对比如表 1 所示。PASP-Cit 水凝胶具有更强

的拉伸强度和更灵敏的 GF, 比 PAM/CMCS-Fe<sup>3+</sup>/TA 和  $\epsilon$ -PL/AMC-Al 水凝胶具有更高的断裂伸长率、较高的离子电导率及黏附强度。因此, PASP-Cit 水凝胶能够满足可穿戴传感器的需求。

本文所制备的 PASP-Cit 水凝胶具有响应速率快、灵敏度高、输出信号稳定等传感性能, 在运动监测方面具有潜在的应用价值。PASP-Cit 水凝胶可以实时监测手指弯曲(图 6(a)), 在重复弯曲手指的过程中可以看到稳定的电信号。此外, 当手指保持一定角度时, 输出电信号也保持稳定(图 6(b))。此外, PASP-Cit 水凝胶还能检测身体其他部位(膝盖和手肘)的电信号(图 6(c、d))。对水凝胶进行砝码按压, PASP-Cit 水凝胶也有所响应, 且电信号相对稳定(图 6(e))。图 6(f)显示了莫尔斯电码的相对电阻变化与示意图。图 6(g~i)显示

表 1 PASP-Cit 水凝胶与其他水凝胶的性能对比

Table 1 Performance comparison between PASP-Cit hydrogel and other hydrogels

Hydrogel	$\sigma/(S \cdot m^{-1})$	Tensile strength/MPa	Elongation at break/%	Adhesive strength/kPa	GF	Reference
PAA-DAL-LM	0.24	0.102	<1000	16.23	2.14	[7]
AGG-Cu <sup>2+</sup>	3.25	0.247	1038	26	1.932	[16]
PAM/CMCS-Fe <sup>3+</sup> /TA	6.42	0.253	406	—	0.71	[22]
$\epsilon$ -PL/AMC-Al	0.005	0.967	670	15.67	0.743	[23]
AA/CMC/PA/5 TA	0.5	0.28	1200	60	2.42	[24]
PASP-Cit	1.57	1.75	940	27	3.021	This work

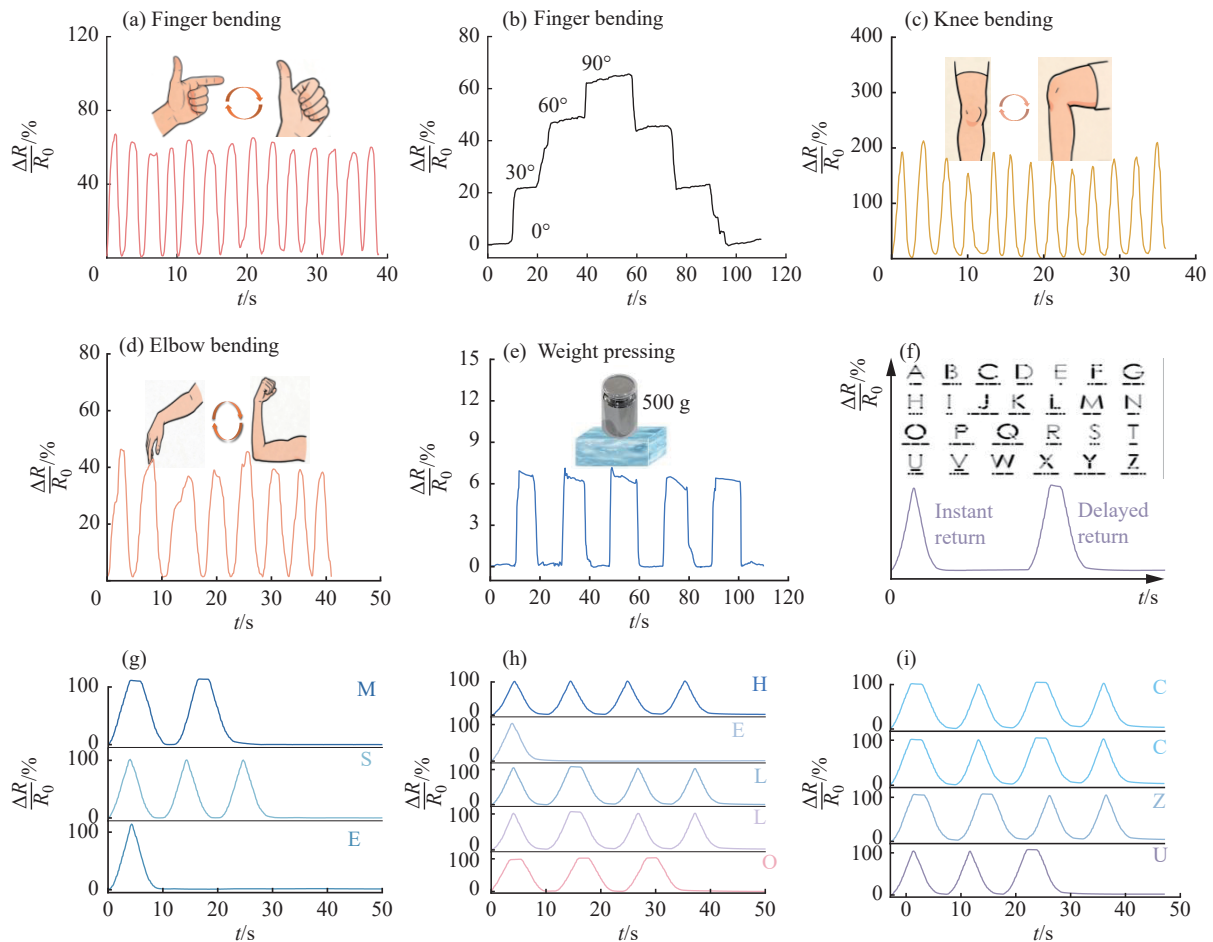


图 6 PASP-Cit 水凝胶传感器用于监测(a)手指弯曲, (b)不同角度的手指弯曲, (c)膝盖弯曲, (d)手肘弯曲, (e)砝码按压时的相对电阻变化; (f)莫尔斯电码的相对电阻变化与示意图; PASP-Cit 水凝胶传感器对莫尔斯电码(g)“MSE”, (h)“HEELO”, (i)“CCZU”的相对电阻变化

Fig. 6 PASP-Cit hydrogel sensor is used to detect relative resistance changes during (a) finger bending, (b) finger bending at different angles, (c) knee bending, (d) elbow bending and (e) weight pressing; (f) Relative resistance changes and schematic diagram of Morse code; Relative resistance changes of PASP-Cit hydrogel sensor for Morse code (g) “MSE”, (h) “HEELO” and (i) “CCZU”

了PASP-Cit水凝胶对莫尔斯电码如“MSE”、“HELLO”和“CCZU”的相对电阻变化。可重复的电信号输出表明PASP-Cit水凝胶具有作为莫尔斯电码发生器的潜力,可帮助有语言或写作困难的人进行交流。PASP-Cit水凝胶传感器在重复相同动作时也能稳定输出相似的电信号,说明PASP-Cit水凝胶传感器较可靠。

### 3 结 论

(1)通过共聚和冻融循环将AM、SBMA与PVA制备成双网络水凝胶,并将其浸泡于Na<sub>3</sub>Cit的甘油/水溶液中,得到多功能的PASP-Cit离子导电水凝胶。该水凝胶具有优异的力学性能和导电性能,拉伸强度高达1.75 MPa,应变为940%,电导率为1.83 S/m。

(2)PASP-Cit水凝胶具有良好的黏附性能,与玻璃界面的黏附强度高达27 kPa,与橡胶界面的黏附强度达11 kPa。

(3)PASP-Cit水凝胶在应变传感中表现出优异的灵敏度(GF=3.021),应变范围为0~940%,对人体运动(如手指、手肘和膝盖弯曲)能快速响应,且输出信号稳定。可重复的电信号输出表明PASP-Cit水凝胶具有作为莫尔斯电码发生器的潜力。

#### 参考文献:

- [1] ZHAO J, LI M, FENG Y, ZENG Y, LI H, SUN J, CHEN X. Electrically conductive Zwitterionic hydrogel with extraordinary antifreezing performance [J]. *ACS Applied Electronic Materials*, 2024, 6(12): 9061-9070.
- [2] 罗自力, 黄蓓, 曹峥, 范黎琳, 成骏峰, 吴盾, 陶国良, 刘春林. 基于PAM/CS/MoS<sub>2</sub>复合水凝胶的QCM湿度传感器制备及应用[J]. *功能高分子学报*, 2023, 36(1): 86-94.  
LUO Z L, HUANG B, CAO Z, FAN L L, CHENG J F, WU D, TAO G L, LIU C L. Preparation and application of QCM humidity sensor based on PAM/CS/MoS<sub>2</sub> composite hydrogel [J]. *Journal of Functional Polymers*, 2023, 36(1): 86-94.
- [3] ZHANG Z, LIU S, TAN H. Plant-derived hydrogels with high stretchability and adhesion for multifunctional sensors [J]. *ACS Applied Electronic Materials*, 2024, 6(11): 8369-8376.
- [4] LU N, KANG H, LU Y, LI Y, LI J, XUE Y, QIU H. High-strength, conductive dual-network nanocomposite hydrogel for multi-substrate adhesion and enhanced wearable sensor performance [J]. *Polymer*, 2025, 334: 128743.
- [5] YANG J, ZHU B, WAN S, NI Q. Conductive hydrogel with double network structure for robust and flexible wearable sensors [J]. *Talanta*, 2026, 298: 128928.
- [6] 刘浩辰, 柯桂嫔, 黄蓓, 曹峥, 成骏峰, 陶国良, 刘春林. 聚丙烯酰胺/羧甲基壳聚糖/羟基化氮化硼复合水凝胶的制备以及导热传感性能[J]. *功能高分子学报*, 2024, 37(2): 130-137.  
LIU H C, KE G P, HUANG B, CAO Z, CHENG J F, TAO G L, LIU C L. Preparation and thermal conductivity sensing properties of polyacrylamide/carboxymethyl chitosan/hydroxylated boron nitride composite hydrogel [J]. *Journal of Functional Polymers*, 2024, 37(2): 130-137.
- [7] ZHAO D, LUO J, FANG K, HUANG C, ZHOU X, JIANG K. Highly adhesive conductive hydrogels fabricated by catechol lignin/liquid metal-initiated polymerization of acrylic acid for strain sensors [J]. *International Journal of Biological Macromolecules*, 2025, 310: 143438.
- [8] ZHUANG J, ZHANG W, LANG L, TAN S, CAI G, WANG X, CHENG D. Stretchable, adhesive and conductive cellulose nanofiber-based hydrogel for multifunctional wearable electronics [J]. *International Journal of Biological Macromolecules*, 2026, 338: 149733.
- [9] LI Y, ZHU J, CHEN L, CHEN N, CHEN X, LYU J. Polysaccharide-driven self-healing dual-network hydrogel via Schiff base for high-performance flexible sensing [J]. *Carbohydrate Polymers*, 2025, 370: 124404.
- [10] REN J, ZHANG W, LI R, ZHANG M, LI Y, YANG W. Ultra-stretchable, fast self-healing, adhesive, and strain-sensitive wearable sensors based on ionic conductive hydrogels [J]. *New Journal of Chemistry*, 2024, 48(26): 11705-11716.
- [11] BAO D, JI X, GUAN F, GENG J, LI Z, XU Y, YANG Q, SHI Y, HE J, ZHANG S, GUO J. Ordered nanostructures formed by multi-interactions for toughening the ultrastretchable conductive hydrogel [J]. *Macromolecules*, 2025, 58(22): 12353-12365.
- [12] ZHANG B, QIU J, MENG X, SAKAI E, FENG H, ZHANG L, TANG J, ZHAO W, WU H, ZHANG G, WU H, GUO S. Tuning network topology through polymerization-induced entanglements for tough and low-hysteresis double network hydrogels [J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2025, 17(17): 25873-25882.

- [13] PI M, QIN S, WEN S, WANG Z, WANG X, LI M, LU H, MENG Q, CUI W, RAN R. Rapid gelation of tough and anti-swelling hydrogels under mild conditions for underwater communication [J]. *Advanced Functional Materials*, 2023, 33(1): 2210188.
- [14] LUO F, CHEN B, RAN X, OUYANG W, YAO Y, SHANG L. Wearable and self-powered triboelectric sensors based on NaCl/PVA hydrogel for driver multidimensional information monitoring [J]. *Nano Energy*, 2023, 118: 109035.
- [15] LIU Y, ZHANG T, WANG L, GUO C, QU F, XU H, LIU Z, GUO L, NIU Y, XU Q, ZHOU Y. Double network ionic conductive hydrogel with polyaniline waterproof shell for stable and high-performance wearable and underwater sensors [J]. *Small*, 2025, 21(51): e10404.
- [16] ZHANG S, XIA J, CHEN J, CHEN L, QIU J, GUO Z, WEI R, SUN W. Ultra-elastic, transparent, and conductive gelatin/alginate-based bioadhesive hydrogel for enhanced human-machine interactive applications [J]. *Biomacromolecules*, 2025, 26(7): 4436-4448.
- [17] KHAN M, DAI J, WU D, SHAH L A, YE D, RAHMAN T U, NING F, YI J, FU J, YOO H. Highly sensitive and self-adhesive iontronic hydrogels: Transformative applications in non-audible speech interface and motion monitoring [J]. *Sustainable Materials and Technologies*, 2025, 46: e01740.
- [18] ZHANG Q, ZHANG Y, LI W, CHEN X, JIANG Y, WANG B, YAO J, YANG Y, ZOU L, ZHAO Z, WANG Y, GUAN Y, ZHANG Y. Spider silk-like strong and adhesive eutectogel fibers fabricated via a continuous spinning-polymerization process [J]. *Chemical Engineering Journal*, 2025, 507: 160437.
- [19] LIU D, BI S, WANG H, GU J, WANG S. Polydopamine interface-modulated MXene-based conductive antibacterial hydrogels for on-skin health monitoring and diabetic wound healing [J]. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, 2024, 180: 108065.
- [20] LU Y N, MO K, GU M, XIE J S, YANG Y, ZHENG L, LIU X R, LU Y, CHEN J S, GE J. Engineered zwitterionic hydrogel with extreme environment resilience: High ionic conductivity, subzero tolerance, and potential for multimodal sensing and optical applications across devices [J]. *Chemical Engineering Journal*, 2025, 510: 161390.
- [21] REN J, LIU Y, WANG Z, CHEN S, MA Y, WEI H, LYU S. An anti-swellable hydrogel strain sensor for underwater motion detection [J]. *Advanced Functional Materials*, 2022, 32(13): 2107404.
- [22] LIU H, HUANG B, KE G, CAO Z, CHENG J, WANG D, SUN F, MA W, LIU C. Facile preparation and performance of flexible sensors based on polyacrylamide/carboxymethylchitosan/tannin acid hydrogels [J]. *Journal of Polymer Science*, 2024, 62(22): 4953-4965.
- [23] WU Q, LI X, LUO H, XIONG S, ZHANG H, HUANG B, GAO T, YU G, XU H. Ultrafast fabrication of  $\epsilon$ -polylysine/amide-modified chitin-based conductive hydrogel with self-healing, adhesive and antibacterial abilities as a wearable strain sensor [J]. *International Journal of Biological Macromolecules*, 2025, 308: 142459.
- [24] WANG W, LI N, HOU J, GE R, JI X, PENG Y, SHEN J, HUA J, GAO Y, ZHANG H, LI Z, WANG L. Highly tough, self-adhesive, and antimicrobial conductive hydrogels for flexible wearable sensor devices and information encryption [J]. *Journal of Polymer Science*, 2026, 64(4): 876-889.

(责任编辑: 刘亚萍)