

# DAM 共晶凝胶的制备及用于肌电信号监测

陈明亮<sup>1,2</sup>, 祁炯阳<sup>3</sup>, 赵子晗<sup>3</sup>, 彭邦华<sup>1,2\*</sup>

(1 石河子大学化学化工学院, 新疆 石河子 832000; 2 化工绿色过程省部共建国家重点实验室培育基地, 新疆 石河子 832003; 3 北京师范大学化学学院能量转换与储能材料重点实验室, 北京 100875)

**摘要:**为了解决柔性导电凝胶的环境稳定性不佳的问题, 本文使用双(三氟甲磺酰亚胺)锂(lithium bis(trifluoromethanesulfonyl)imide, LiTFSI)为氢键受体、乙二醇(ethylene glycol, EG)为氢键供体, 制备低共熔溶剂(deep eutectic solvent, DES)。随后, 与单体丙烯酸(acrylic acid, AA)、化学交联剂N,N'-亚甲基双丙烯酰胺(N,N'-methylenebisacrylamide, MBA)紫外光照射聚合, 制备出DES-AA-MBA(DAM)共晶凝胶。结果表明, 该共晶凝胶有良好的导电性( $0.1162\text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$ )和优异的机械性能, 其拉伸强度为8.5 kPa, 断裂伸长率高达280%。此外, 还表现出出色的抗疲劳性、约90%的高透光率, 以及抗冻和抗干燥的环境稳定性。因此, 该凝胶可以粘附在人体皮肤上来长期、稳定地获取肌电(electromyography, EMG)信号。

**关键词:**环境稳定性; 低共熔溶剂; 共晶凝胶; 肌电信号

中图分类号: TQ427.26; TP212

文献标志码: A

## Preparation of DAM eutectic gel and application for electromyography signal monitoring

CHEN Mingliang<sup>1,2</sup>, QI Jiongyang<sup>3</sup>, ZHAO Zihan<sup>3</sup>, PENG Banghua<sup>1,2\*</sup>

(1 School of Chemistry and Chemical Engineering, Shihezi University, Shihezi, Xinjiang 832000, China; 2 State Key Laboratory Incubation Base for Green Processing of Chemical Engineering, Shihezi University, Shihezi, Xinjiang 832003, China; 3 Beijing Key Laboratory of Energy Conversion and Storage Materials, College of Chemistry, Beijing Normal University, Beijing 100875, China)

**Abstract:** To address the poor environmental stability of flexible conductive gels, in this study lithium bis(trifluoromethanesulfonyl)imide (LiTFSI) was employed as the hydrogen bond acceptor and ethylene glycol (EG) as the hydrogen bond donor to prepare a deep eutectic solvent (DES). Subsequently, by adding the chemical crosslinker N,N'-methylenebisacrylamide (MBA) to a mixture of DES and acrylic acid (AA) monomer, DES-AA-MBA (DAM) eutectogel was obtained when subjected to UV-induced polymerization. Results demonstrate that the obtained eutectogel exhibits good conductivity ( $0.1162\text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$ ) and excellent mechanical properties, with tensile strength of 8.5 kPa and elongation at break of 280%. Furthermore, it also displays outstanding fatigue resistance, high transmittance of approximately 90%, as well as environmental stability with resistance to freezing and drying. Consequently, this gel can adhere to human skin for long-term and stable acquisition of electromyography (EMG) signals.

**Key words:** environmental stability; deep eutectic solvent; eutectogel; electromyography signal

伴随着时代的进步, 人们越来越重视自身健康的问题<sup>[1]</sup>。柔性可穿戴电子器件因能在人机界面、临床疾病的检测及诊断、肌肉的功能诊断及治疗方面发挥重要作用, 所以越来越多的科研人员以及企业去探索这一方向<sup>[2]</sup>。其中, 与人的皮肤有近似物理化学特性和传感能力的柔性电子设备对于实时、

无创地采集人体皮肤表面电生理参数至关重要<sup>[3]</sup>, 因为这类柔性电子设备在各种运动过程中会紧密贴合人体皮肤轮廓, 避免形成界面间隙而导致运动伪影的出现<sup>[4]</sup>。

导电凝胶材料是柔性电子可穿戴设备的重要组成部分之一, 相较于很多传统的导电金属相比, 因其

收稿日期: 2025-09-04

基金项目: 国家自然科学基金项目(21663023)

作者简介: 陈明亮(1998—), 男, 硕士研究生, 专业方向为化学工程与技术。

\* 通信作者: 彭邦华(1975—), 女, 教授, 从事电催化纳米材料研究, e-mail: banghuapeng@163.com。

表现出优异的拉伸性、柔韧性和高透明度等性能,可作为传感层或导电层<sup>[5]</sup>。目前常用的导电凝胶电极材料,大多数用水作为溶剂合成<sup>[6]</sup>。水在室温和高温下的蒸发会影响性能。同时,在零摄氏度条件下,水冻结而形成的冰晶也会影响电极性能。所以,以上情况极大地限制了导电凝胶电极材料的实际广泛应用<sup>[7]</sup>。研究人员考虑将离子液体引入聚合物网络中,形成无水离子导电凝胶,称为离子凝胶<sup>[8]</sup>。离子凝胶在导电性、拉伸性和透明度方面表现出类似于传统以水为溶剂制成的导电凝胶的性能<sup>[9]</sup>。此外,这些离子凝胶还具有低蒸气压和高化学稳定性等特性,使其能够在极端环境温度下保持稳定的性能,并具有理想的应用<sup>[10]</sup>。然而,离子液体的合成通常需要昂贵的化学试剂和复杂的后处理,导致离子凝胶成本高昂和潜在的环境危害性<sup>[11]</sup>。因此,开发具有良好导电性与机械性能、抗冻抗干燥、环境稳定性、成本低廉的离子导电凝胶是满足柔性材料实用化要求的关键<sup>[12-15]</sup>。

低共熔溶剂(deep eutectic solvent, DES),由于其成本低廉<sup>[16]</sup>、具有较低的蒸气压、无毒等优势特性,受到了研究者的关注<sup>[17]</sup>。有结果表明<sup>[18]</sup>,由氢键受体(如季盐或金属盐)与氢键供体(如乙二醇或尿素)共混,制备得到 DES 具有极高的性价比,可代替价格高昂且有毒的离子液体使用<sup>[19]</sup>。因此,将 DES 引入聚合物网络中,形成无水导电凝胶,将其称为共晶凝胶。制备的低成本及安全环保的共晶凝胶是柔性电子领域的重要研究方向<sup>[20]</sup>。

本文以双(三氟甲磺酰亚胺)锂(lithium bis(trifluoromethanesulfonyl)imide, LiTFSI)为氢键受体,以乙二醇(ethylene glycol, EG)为氢键供体制备了 DES;将所制得的 DES 做溶剂和丙烯酸(acrylic acid, AA)混合后加入化学交联剂 N,N'-亚甲基双

丙烯酰胺(N,N'-methylenebisacrylamide, MBA),利用紫外诱导聚合合成了 DES-AA-MBA(DAM)共晶凝胶。该共晶凝胶具有较好的透光率(90%)、导电性( $0.1162\text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$ )、可调的力学性能、较高的抗疲劳性能、良好的自粘性及耐环境性等特点,具有较大的应用价值,在穿戴式生物传感方面具有良好的应用前景,特别是在肌电信号(electromyography, EMG)的检测上有着非常好的发展前景。

## 1 材料与方法

### 1.1 试剂

双(三氟甲磺酰亚胺)锂(LiTFSI,纯度 99%)、乙二醇(EG,纯度 99%)、N,N'-亚甲基丙烯酰胺(MBA,纯度 99%)、丙烯酸(AA,纯度 99%)和过硫酸铵(ammonium persulfate, APS,纯度  $\geq 98\%$ )购自北京创新化学科技有限公司。所有化学品均未经任何进一步处理而使用。

### 1.2 DAM 共晶凝胶的制备

如图 1 所示,首先 DES 的制备方法为:按摩尔比 1:5 称量 5.741 8 g LiTFSI 和 6.206 8 g EG,搅拌并在 90 °C 下共热至生成均匀透明的液体,待其自然冷却至室温后存储在干燥的环境中备用。

同时,制备了一系列 DES 与 AA 体积比不同的 DAM 共晶凝胶样品(DES 与 AA 总体积固定为 2.5 mL),其制备过程如图 1 所示。具体制备步骤如下:按表 1 所示体积分别量取 DES 与 AA 单体,在混合体系中各加入质量分数 1.0% 的光引发剂 APS,0.05% 的化学交联剂 MBA。混合溶液经超声波处理混合均匀后,把均匀混合的溶液倒入聚四氟乙烯模具中,置于紫外光照射下 10 min 后凝胶化形成相应的 DAM 共晶凝胶样品。样品具体命名与配方如表 1 所示。

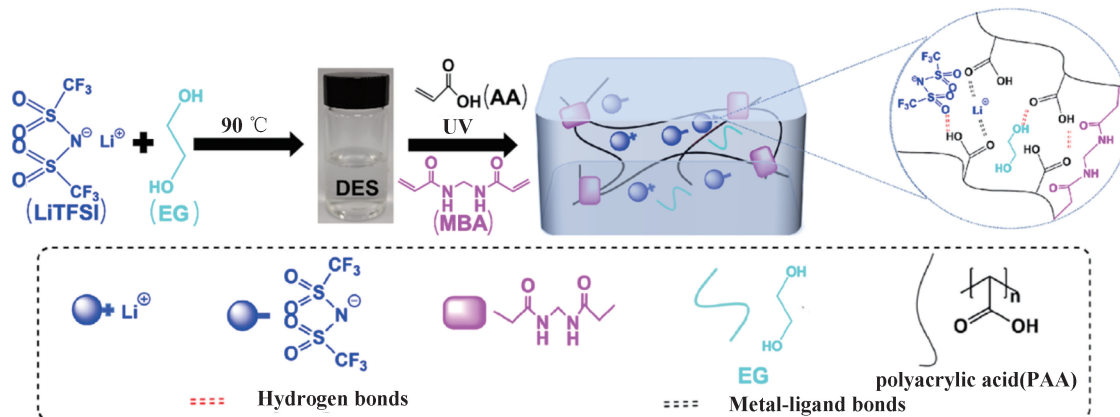


图 1 DAM 共晶凝胶制备示意图

Figure 1 Schematic of the fabrication process for the DAM eutectogel

表1 DAM共晶凝胶系列样品制备配方  
Table 1 Composition of the prepared DAM eutectogels

样品	DES	AA	APS	MBA
	mL (g)	mL (g)	1.0wt% (mg)	0.05wt% (mg)
D <sub>1.6</sub> A <sub>0.9</sub> M <sub>0.05</sub>	1.6 (2.255 7)	0.9 (0.968 4)	32.2	1.61
D <sub>1.7</sub> A <sub>0.8</sub> M <sub>0.05</sub>	1.7 (2.396 7)	0.8 (0.860 8)	32.6	1.63
D <sub>1.8</sub> A <sub>0.7</sub> M <sub>0.05</sub>	1.8 (2.537 7)	0.7 (0.753 2)	32.9	1.64
D <sub>1.9</sub> A <sub>0.6</sub> M <sub>0.05</sub>	1.9 (2.678 7)	0.6 (0.645 6)	33.2	1.66
D <sub>2</sub> A <sub>0.5</sub> M <sub>0.05</sub>	2 (2.819 7)	0.5 (0.538)	33.6	1.68

### 1.3 表征

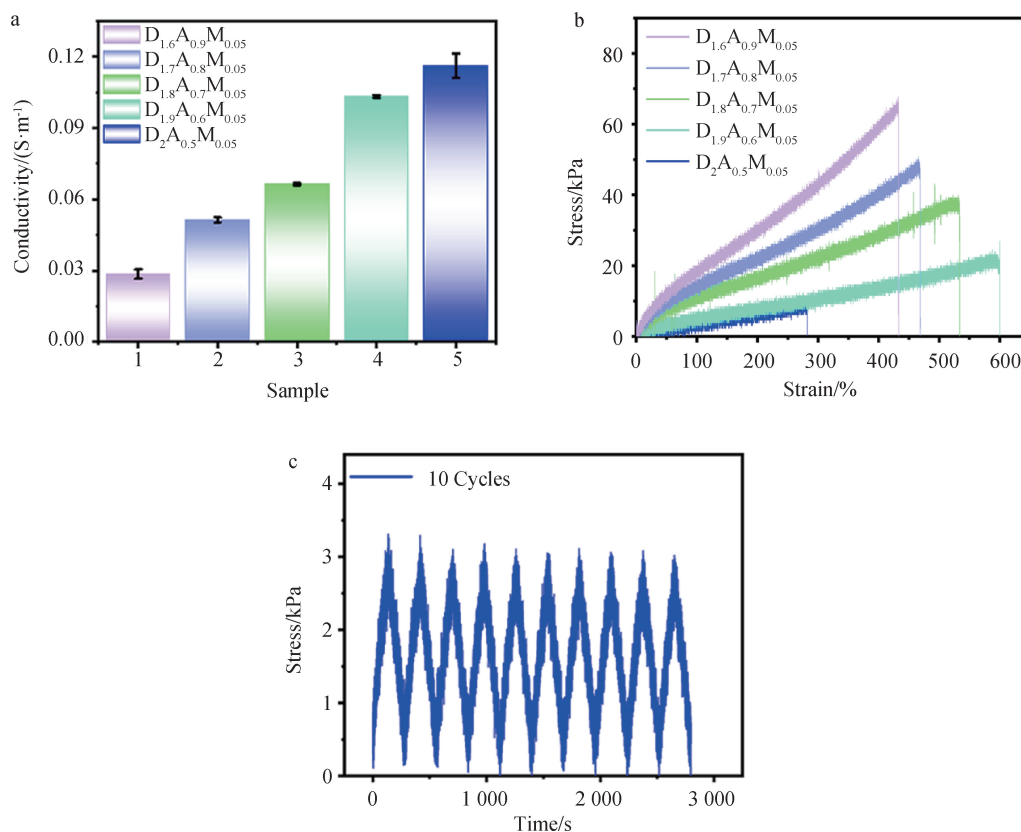
利用紫外-可见分光光度计(UV3600,日本岛津公司)于400~800 nm范围内测定共晶凝胶透光率;采用扫描电子显微镜(S-4800,日本日立公司)及其配套EX-350能谱仪测定凝胶的微观形貌和元素分布(先将样品真空干燥再喷金后放在高真空环境下观察);用电化学工作站(CHI660E,上海辰华仪器有限公司)以电化学阻抗谱法测得共晶凝胶皮肤阻抗、离子电导率;用万能试验机(Mark-10,美国马克-10公司)测试其单轴拉伸及循环载卸载性能,拉伸速率为10 mm·min<sup>-1</sup>,样品采用标准哑铃状;在氮气氛围中,采用差示扫描量热仪(DSC214,德国耐驰)测试凝胶热转变行为及稳定性能,温度范围为-70~

60℃,升温速率为10℃·min<sup>-1</sup>;共晶凝胶贴附在志愿者的手臂上,并通过导联线连接到设备(EMG SpikerBox,美国后院大脑公司)上,手握拳、放松、屈伸以获得肌电信号。

## 2 结果与讨论

### 2.1 DAM共晶凝胶的电导率和机械性能

DES固有的离子电导率特性赋予了共晶凝胶最基本的电学功能<sup>[21]</sup>。材料合成之后进一步考察了离子电导率对各组分参数的依赖性,并对该体系进行了充分的优化来获得满意的电导率。首先,DES溶剂提供了共晶凝胶较高的电荷载流子密度,而聚合物构建3D网络骨架。如图2a所示,通过调



a: DES与AA不同体积比制备的共晶凝胶的电导率;b: DES与AA不同体积比制备的共晶凝胶的力学性能;c: DAM共晶凝胶在100%应变下的应力-时间曲线。其中,误差棒代表半极差,即(数据最大值-数据最小值)/2,用来估算误差范围。

图2 DAM共晶凝胶的导电和机械性能

Figure 2 Electrical conductivity and mechanical properties of DAM eutectogel

整体系中 DES 与 AA 的体积比来确定共晶凝胶的电导率。实验测试了 3 个平行样品,最终数据为 3 个样品测量值的平均值,确保数据的真实性。实验结果显示,随着 DES 含量的增加,共晶凝胶电导率逐步上升;当 DES/AA 体积比达到 4:1 (对应样品  $D_2A_{0.5}M_{0.05}$ ) 时,电导率达到最大值为  $0.1162 \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$ 。其高的电导率可归功于高含量 DES 与稀疏聚合物网络结构的策略协同配合。高含量的 DES 导致电荷载流子密度大,稀疏聚合物网络结构保障离子迁移路径不受限,从而实现高的离子迁移速率。

此外,通过拉伸试验对共晶凝胶体系的机械性能进行了系统的探究。如图 2b 所示,随着 DES 含量的增加,共晶凝胶的拉伸强度和断裂伸长率分别从 64.6 kPa 和 432% 下降到 8.5 kPa 和 280%。这种现象可由 DES 作为增塑剂,稀释了聚合物网络,导致模量和强度下降来解释。但即使在高 DES 含量下,材料仍保持 280% 的断裂伸长率,仍表现出良好的力学强度与拉伸性能。综合考虑,在使用过程中既要有最好的导电性,又要有较好的力学强度,  $D_2A_{0.5}M_{0.05}$  组为最佳试样,并作为后续深入研究的对象。相比于近年报道的导电共晶凝胶材料,本研究所制备的 DAM 共晶凝胶具有更好的电导率与力学性能。如 Yan 等<sup>[22]</sup>开发的 PAAGH 共晶凝胶,虽然断裂伸长率高达 1768% 以上,但电导率仅约为  $0.8\times 10^{-2} \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$ ,无法满足高质量信号传感的要求。本工作通过调节体系中 DES 与 AA 的体积比来得到较好的电导率 ( $0.1162 \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$ ) 和断裂伸长率 (280%),可有效解决长期以来传统共晶凝胶存在的“高拉伸性伴随低导电性”技术问题,为高性能柔性电子器件的材料设计提供新选择。

同时,还通过循环拉伸试验来评估其抗疲劳性能。如图 2c 所示,基于丰富的氢键和金属配位键构建的交联动态网络,使得共晶凝胶在连续 10 个拉伸—释放循环过程中,拉伸应力的峰值几乎不变,表明其具备优异的能量耗散能力、结构回弹性和抗疲劳性,非常适用于运动场景使用。

## 2.2 DAM 共晶凝胶的 SEM 和 EDS 的表征

凝胶材料的微观均一性是影响宏观电化学和力学性能的重要因素。首先,使用扫描电子显微镜 (scanning electron microscope, SEM) 观测共晶凝胶表面形貌 (图 3),结果显示其表面呈现连续致密的结构特征,无孔洞或相分离现象;使用能谱仪 (energy dispersive spectrometer, EDS) 表征其元素面分布情况,发现电极整体空间内氧、硫和氟三种元素分布均

匀,无局部富集或偏析现象,说明材料从微观角度内实现了均匀构建的价键,同时也实现 DES 组分在聚合物网络内分子层面的均匀复合。这种高度均一的微观结构为其稳定的机械性能和电化学性能提供了保障。

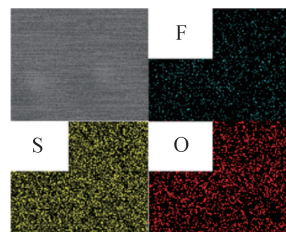


图 3 DAM 共晶凝胶的 SEM 和 EDS 映射图像

Figure 3 SEM and EDS mapping of the DAM eutectogel

## 2.3 DAM 共晶凝胶的透明度表征

除电化学与力学性能稳定外,柔性凝胶还需考虑应用过程中的用户体验<sup>[23]</sup>。图 4 所示,DAM 共晶凝胶在整个可见光光谱 (400 ~ 800 nm) 上达到 90% 的透射率,表现出色的光学透明度。这种出色的透光特性主要由材料中均匀的非晶态结构和最小的光散射。这种与传统透明凝胶电极相媲美的光学透明度,使得贴敷处部位的皮肤状态可以清晰可见,从而实时观察皮肤在长期佩戴过程中的反应变化,满足了在长期监测过程中设备使用的舒适性与安全性的要求。

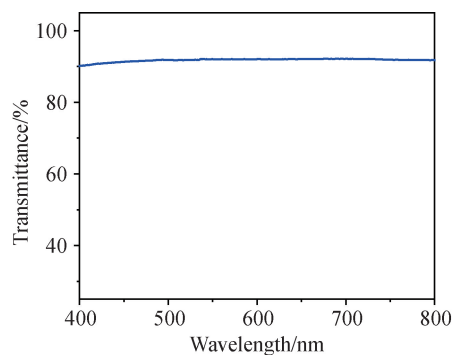


图 4 在 400 至 800 nm 范围内 DAM 共晶凝胶的透射率

Figure 4 Transmittance of the DAM eutectogel in the wavelength range of 400 to 800 nm

## 2.4 DAM 共晶凝胶的附着力

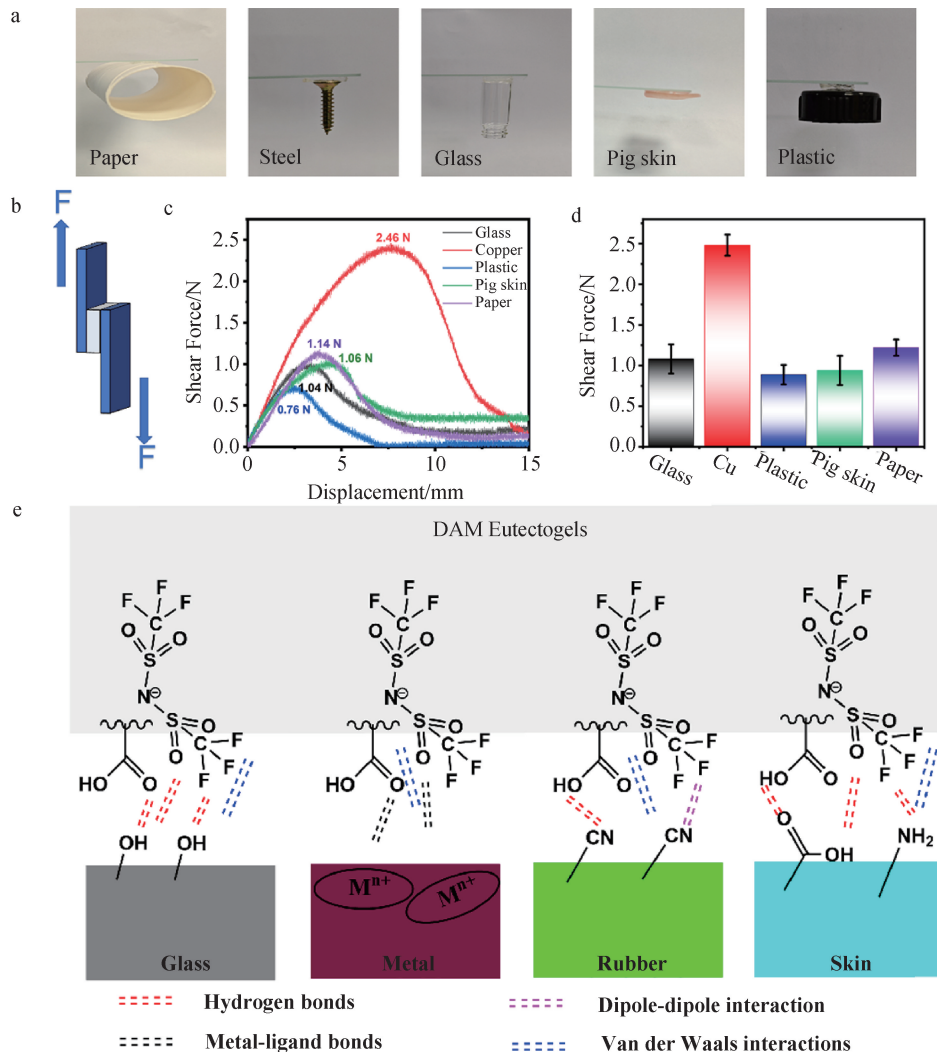
为实现在运动过程中人体皮肤与凝胶稳定共形接触,防止运动伪影影响信号的测量准确性<sup>[24]</sup>,对凝胶的粘附性能进行了研究。如图 5a 所示,DAM 共晶凝胶在不同材料界面上均有较好的粘附性,包括纤维素基底 (纸)、金属表面 (铜)、无机玻璃、有机聚合物 (塑料) 及生物组织 (猪皮)。同时对 DAM 共晶凝胶进行附着力测试<sup>[25]</sup>,将贴附有样品 (样品与

被测材料的接触面积固定为  $2.532 \times 10^{-5} \text{ m}^2$  的基底固定于夹具中,以恒定剥离力进行拉伸运动,使凝胶从基底表面以  $180^\circ$  被平稳剥离(图 5b)。同时记录力-位移曲线,每个样品-基底组合重复测试 3 次,以保证数据的统计可靠性,并获得 DAM 共晶凝胶在这些基材上的附着力(曲线中的最大峰值力)(图 5c)。结果表明,凝胶对铜和纸的附着力最强,其附着力分别达到 2.48 N 和 1.22 N;玻璃和猪皮的附着力则相对较弱,力度分别为 1.08 N 和 0.94 N,而对塑料的附着力最弱(图 5d)。这一显著的差异可能与不同界面与凝胶形成不同键有关。

因伦理问题和实验条件下凝胶尚未对人体皮肤的附着力进行测试。但基于上述结果,可充分推断出凝胶在人体皮肤上表现出良好的粘附性。首先,

该凝胶对不同的基底(亲水性的纸张与玻璃、疏水性的塑料和刚性的铜和柔性的猪皮)均表现出良好的附着效果。证明了其具有显著的粘附普适性与界面适应性。其次,实验采用的猪皮因在结构与界面特性上与人体皮肤相近,可广泛作为人体皮肤体外模型<sup>[26]</sup>,且凝胶在其表面已表现出可靠的附着力(0.94 N)。这为预测其在真实皮肤表面的附着力提供了直接参考。因此,该凝胶完全确定在人体皮肤上也具有良好粘附性。

DAM 共晶凝胶富含羟基、羰基以及磺酸基团等多种官能团,这些基团能与不同基底产生界面粘附相互作用。其主要粘附机理是凝胶与基底之间可形成氢键、金属配位及范德华力等非共价相互作用(图 5e);此外,凝胶基质含有的能量耗散能力能够



a: DAM 共晶凝胶粘附在各种基底(纸、钢、玻璃、猪皮、塑料)上的照片;b:粘附性测试示意图;c:DAM 共晶凝胶对各种基底的附着力-位移曲线;d:DAM 共晶凝胶对各种基底的附着力;e:DAM 共晶凝胶与各种基底之间的粘附机制。其中,误差棒代表半极差,即(数据最大值-数据最小值)/2,用来估算误差范围。

图 5 DAM 共晶凝胶的粘附性能

Figure 5 Adhesive properties of the DAM eutectogel

有助于在受力时缓解界面应力集中、延缓裂纹扩展,从而在动态条件下维持粘附稳定性。该特性有效地抑制运动伪影的产生,也为其在临床级别生物传感系统中的长期、可靠应用奠定了坚实基础。

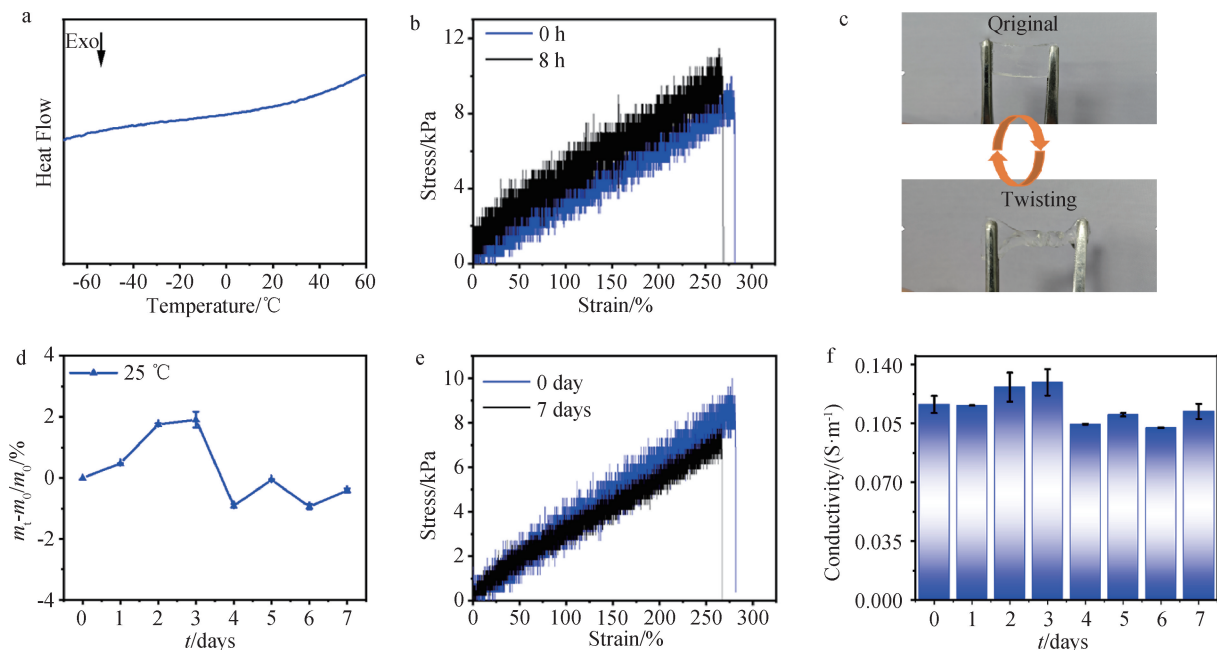
## 2.5 DAM 共晶凝胶的环境稳定性测试

凝胶的附着力确保使用过程中不会脱落。为此,还研究了凝胶的抗脱水与抗冻等环境稳定性,确保其不同使用环境下的稳定性。目前使用的主流导电凝胶大多采用水作为分散介质和溶剂<sup>[27]</sup>,由于是水基体系,其稳定性较差,在低温环境中会出现溶剂结冰的现象、在低湿度环境中会蒸发失水而造成凝胶网络结构破损以及导电性降低,极大地限制了其在户外、低温等极端环境下的实际应用<sup>[28-29]</sup>。为解决此问题,本工作基于 DES 开发了一种新型导电凝胶电极,通过对溶剂体系进行改进,显著提升了电极的抗冻性及抗干燥性能。为验证共晶凝胶低温稳定性和可靠性,在  $-70 \sim 60 \text{ }^\circ\text{C}$  范围内用差示扫描量热仪(differential scanning calorimeter, DSC)对其进行了表征,测试中设定放热方向朝下(exothermic down, EXO down)。

由图 6a 可知,在此范围内,无任何朝下的放热峰出现,表明了共晶凝胶内部无冰晶生成的相变过程,以此证明 DES 引入内部后,可以避免体系发生

溶剂分子的低温结晶,并能与凝胶网络形成稳定的交联,从而使体系能在宽温度范围内保持结构均一性,表明了 DAM 凝胶体系具有较好的抗冻性能。此外,还在低温环境条件下进行机械性能测试来进一步证明可靠的抗冻性能。在  $-25 \text{ }^\circ\text{C}$  下,样品储存 8 h 后进行力学测试。结果表明拉伸强度与断裂伸长率都未发生严重的恶化现象(图 6b)。即使在室温下将经历低温处理后的凝胶进行手动螺旋扭曲,其仍能完全恢复初始形状,表现出在低温下优异的弹性恢复能力(图 6c)。热分析的特征与力学测试共同为 DAM 共晶凝胶卓越的抗冻性提供了确凿的证据。

DES 的低挥发特性、亲水特性也赋予了共晶凝胶优异的抗干燥性能。通过进行 7 d 的质量比稳定性测试可以分析发现(图 6d),实验设置 3 个平行样品,每天在固定时间点测量一次质量,最终数据为 3 个样品测量值的日平均值。样品前三天因吸湿作用增重了约 2%,随后的 4 d 因 DES 挥发和吸湿相互作用仅减重了约 0.4%,表明该电极具备保湿性与低挥发特性。同时如图 6e 所示,7 d 后样品的抗拉强度和断裂伸长率未发生显著改变,表明其具备良好的力学性能稳定性。此外,还测试了 7 d 内样品的电导率,显示出在  $0.1294$  和  $0.1024 \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$  之间



a: DAM 共晶凝胶的 DSC 曲线; b: DAM 共晶凝胶在  $-25 \text{ }^\circ\text{C}$  下冷冻 8 h 后的拉伸应力与应变曲线; c: DAM 共晶凝胶在  $-25 \text{ }^\circ\text{C}$  下拉伸的照片; d: DAM 共晶凝胶储存 7 天内的质量比; e: 放置 7 天后 DAM 共晶凝胶的拉伸应力-应变曲线; f: DAM 共晶凝胶储存 7 天内的电导率。其中,误差棒代表半极差,即(数据最大值-数据最小值)/2,用来估算误差范围。

图 6 DAM 共晶凝胶的环境稳定性

Figure 6 Environmental stability of DAM eutectogel

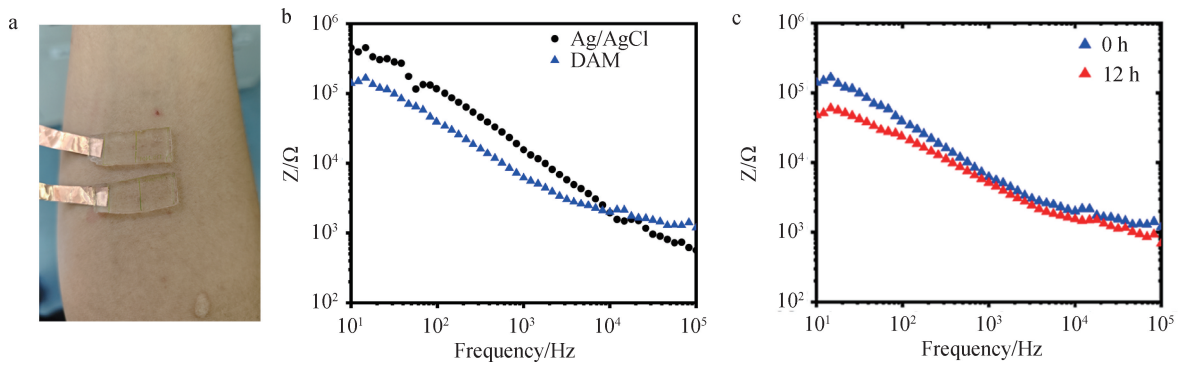
的有限幅度变化(图 6f),更加表明了凝胶具备稳定性。这种抗干燥性的环境稳定性和导电稳定性满足了柔性凝胶长期运作可靠性的需求。

综上所述,DAM 共晶凝胶兼具了抗冻性、抗干燥性的环境稳定性方面的优良特性,解决传统导电凝胶存在的冻融、脱水速率快以及热不稳定等缺陷问题。这种多环境适应性和环境稳定性拓宽了 DAM 在柔性电子器件中的工作范围。

### 2.6 DAM 共晶凝胶的皮肤阻抗

DAM 共晶凝胶具有良好的导电性、力学性能、界面附着力及防冻抗干能力,可作为实现人体电生理信号长时间监测的良好材料。在肌电信号的采集,皮肤阻抗会影响信号保真度,高的皮肤阻抗会造

成信号质量差、背景噪声大等问题,进而致使采集的数据失去其可靠性与准确度。将 DAM 共晶凝胶制备成尺寸 10 mm×25 mm×2 mm 并贴附于皮肤表面,一个为测试电极和另一个作为参比电极,通过导线连接至电化学工作站,测试皮肤阻抗(图 7a)。在 10~10<sup>5</sup> Hz 频率区间内,共晶凝胶相较于商用 Ag/AgCl 电极呈现出更低的皮肤阻抗值(图 7b)。即便是在连续工作 12 h 之后,其皮肤阻抗值依旧变化较小(图 7c),显示出优异的电学稳定性。这主要得益于 DAM 共晶凝胶本身所具备的亲水性质,能够很好地吸收皮肤表面的汗液,优化共晶凝胶-皮肤界面状态,从而保证共晶凝胶在长时间内保持高质量信号采集能力运行良好。



a: 共晶凝胶放置皮肤上测皮肤阻抗的示意图;b: Ag/AgCl 商用电极和 DAM 共晶凝胶在 10~10<sup>5</sup> Hz 频率范围内的皮肤阻抗;c: DAM 共晶凝胶佩戴 0 h 和 12 h 时的皮肤阻抗。

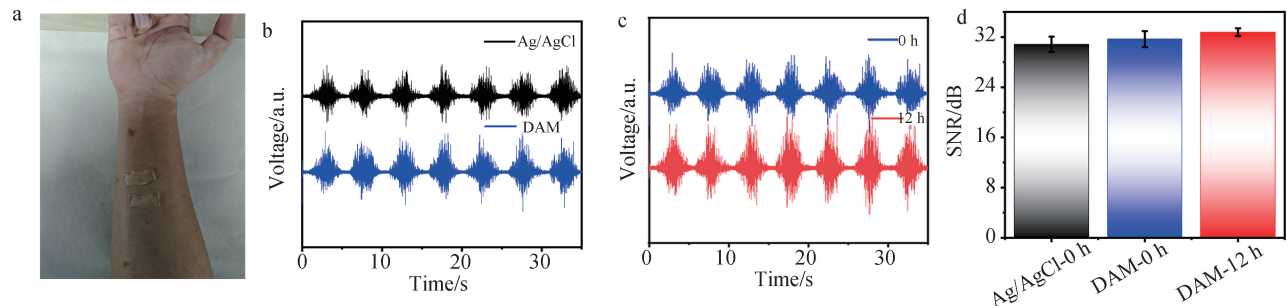
图 7 DAM 共晶凝胶的皮肤阻抗测试

Figure 7 Skin impedance of the DAM eutectogel

### 2.7 DAM 共晶凝胶的肌电信号监测应用

最后,通过肌电信号采集的实际应用来评估验证 DAM 共晶凝胶在长时间电生理监测的优异性能。对

志愿者前臂 EMG 进行采集。图 8a 显示了该共晶凝胶(10 mm×25 mm×2 mm)贴附在人的前臂皮肤表面照片,分别在肌肉休息及收缩状态下采集肌电信号。



a: DAM 共晶凝胶放置在志愿者的前臂肌肉上示意图;b: Ag/AgCl 商用电极和 DAM 共晶凝胶表面肌电信号;c: DAM 电极佩戴 0 h 和 12 h 时的表面肌电信号;d: Ag/AgCl 商用电极和 DAM 共晶凝胶刚使用的信噪比和使用 12 h 后的共晶凝胶的信噪比。其中,误差棒代表半极差,即(数据最大值-数据最小值)/2,用来估算误差范围。

图 8 DAM 共晶凝胶电极的肌电信号

Figure 8 EMG of the DAM eutectogel

从图 8b 收集的肌电信号可以看出,DAM 共晶凝胶和 Ag/AgCl 商用电极均可获得典型的肌电信

号波形,二者在波形、幅值及重要特征等方面都基本一致,说明该 DAM 共晶凝胶可以代替商用 Ag/AgCl

商用电极用于肌电信号的采集。此外,为了进一步探究 DAM 共晶凝胶的长期稳定性情况,进行 12 h 前后的肌电信号采集。如图 8c 所示,通过对比可知,DAM 共晶凝胶记录下来的肌电信号未出现明显下降和干扰加大的情况,也没有出现图中任何一处的振幅降低现象,这表明 DAM 共晶凝胶具有极高的稳定性与耐用性,可用于可穿戴健康监测系统的长时间肌电信号采集。信噪比(signal-to-noise ratio, SNR)计算公式  $SNR = 20 \lg(A_{\text{signal}}/A_{\text{noise}})^{[30]}$ ,其中 SNR 单位为 dB,  $A_{\text{signal}}$  表示肌电信号的峰值幅度,  $A_{\text{noise}}$  为静息期间基线噪声的均方根幅度。如图 8d 所示,计算得出 DAM 共晶凝胶肌电信号的 SNR 显著优于 Ag/AgCl 商用电极。值得注意的是,在连续工作 12 h 后,该电极仍能保持与初始状态基本一致的信噪比性能,进一步证实其在长期使用过程中的可靠性。

### 3 结论

本文通过的加热 LiTFSI(氢键受体)和 EG(氢键供体)制备得到 DES,并利用 AA 单体混合一锅法光聚合制得共晶凝胶。PAA 是共晶凝胶的亲水骨架,可以赋予材料较好的拉伸性和回弹性;LiTFSI 作为共晶凝胶系统的主体导电物质来保证材料的电荷运动;溶剂 DES 的热稳定性则显著提升了共晶凝胶的环境稳定性。

通过设计,实现了 DAM 共晶凝胶与皮肤接触的低阻抗的特性,并具备良好的环境稳定性及操作耐久性,使得 DAM 共晶凝胶长时间监测时能获得高质量的肌电信号,证明了其材料在临床上对患者进行诊断、神经肌肉评估和治疗监测等方面的极大应用潜力。

### 参考文献(References)

- [ 1 ] XU T, JI W, ZHANG Y, et al. Synergistic charge percolation in conducting polymers enables high-performance in vivo sensing of neurochemical and neuroelectrical signals [ J ]. *Angewandte Chemie International Edition*, 2022, 61(41): e202204344.
- [ 2 ] CUI W, ZHENG Y, ZHU R, et al. Strong tough conductive hydrogels via the synergy of ion-induced cross-linking and salting-out [ J ]. *Advanced Functional Materials*, 2022, 32(39): 2204823.
- [ 3 ] LU C, WANG X, SHEN Y, et al. Skin-like transparent, high resilience, low hysteresis, fatigue-resistant cellulose-based eutectogel for self-powered E-Skin and human-machine interaction [ J ]. *Advanced Functional Materials*, 2024, 34(13): 2311502.
- [ 4 ] WANG Y, QU Z, WANG W, et al. PVA/CMC/PE-DOT:PSS mixture hydrogels with high response and low impedance electronic signals for ECG monitoring [ J ]. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 2021(208): 112088.
- [ 5 ] XU Y, PEI M, ZHAN X, et al. Electromagnetic shielding materials of highly conductive PVA/PAA/hydrogel cross-linked with MXene [ J ]. *Progress in Organic Coatings*, 2024(194): 108592.
- [ 6 ] SHI Y, DING Y, WANG W, et al. High performance zwitterionic hydrogels for ECG/EMG signals monitoring [ J ]. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, 2023(675): 132081.
- [ 7 ] ZHAO Y, OHM Y, LIAO J, et al. A self-healing electrically conductive organogel composite [ J ]. *Nature Electronics*, 2023, 6(3): 206-215.
- [ 8 ] GAO Y, ZHANG W, LI L, et al. Ionic liquid-based gels for biomedical applications [ J ]. *Chemical Engineering Journal*, 2023, 452(Part 1): 139248.
- [ 9 ] ZHANG M, YANG Y, LI M, et al. Toughening double-network hydrogels by polyelectrolytes [ J ]. *Advanced Materials*, 2023, 35(26): 2301551.
- [ 10 ] VELASCO-BOSOM S, KARAM N, CARNICER-LOMBARTE A, et al. Conducting polymer-ionic liquid electrode arrays for high-density surface electromyography [ J ]. *Advanced Healthcare Materials*, 2021, 10(17): 2100374.
- [ 11 ] SHARMA A, SHARMA R, THAKUR R C, et al. An overview of deep eutectic solvents: Alternative for organic electrolytes, aqueous systems & ionic liquids for electrochemical energy storage [ J ]. *Journal of Energy Chemistry*, 2023(82): 592-626.
- [ 12 ] ZHANG X, LIU S, WANG X, et al. Hydrophobic deep eutectic solvent-based eutectogels for underwater sensing [ J ]. *Journal of Colloid and Interface Science*, 2024, 654(Part B): 1348-1355.
- [ 13 ] HE Y, SUN S, ZHANG X, et al. Self-adhesive, anti-freezing multifunctional zwitterionic hydrogels with lignin-promoted rapid gelation for flexible strain sensors [ J ]. *ACS Sustainable Chemistry & Engineering*, 2024, 12(31): 11809-11820.
- [ 14 ] YAO P, BAO Q, YAO Y, et al. Environmentally stable, robust, adhesive, and conductive supramolecular deep eutectic gels as ultrasensitive flexible temperature sensor [ J ]. *Advanced Materials*, 2023, 35(21): 2300114.
- [ 15 ] TANG S, SHA D, HE Z, et al. Environmentally adaptable organo-ionic gel-based electrodes for real-time

- on-skin electrocardiography monitoring [J]. *Advanced Healthcare Materials*, 2023, 12(18): 2300475.
- [16] ZANTE G, ELGAR C E, GEORGE K, et al. Concentrated ionic fluids: is there a difference between chloride-based brines and deep eutectic solvents? [J]. *Angewandte Chemie International Edition*, 2023, 62(46): e202311140.
- [17] EJEROMEDOGENE O, OREGE J I, ODERINDE O, et al. Deep eutectic solvent-assisted stimuli-responsive smart hydrogels-A review[J]. *European Polymer Journal*, 2022(181): 111711.
- [18] LI G, DENG Z, CAI M, et al. A stretchable and adhesive ionic conductor based on polyacrylic acid and deep eutectic solvents [J]. *Flexible Electronics*, 2021, 5(1): 23.
- [19] MOTA-MORALES J D, MORALES-NARVAEZ E. Transforming nature into the next generation of bio-based flexible devices: New avenues using deep eutectic systems[J]. *Matter*, 2021, 4(7): 2141–2162.
- [20] YANG J Y, KUMAR A, SHAIKH M O, et al. Biocompatible, antibacterial, and stable deep eutectic solvent-based ionic gel multimodal sensors for healthcare applications[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2023, 15(48): 55244–55257.
- [21] YIMING B, JIA Z, CRETONG C. Stretchable ionic conductors: Balancing mechanical properties and ionic conductivity[J]. *Chemical Reviews*, 2025, 125(21): 10457–10491.
- [22] YAN K, CAO X, WANG J, et al. Self-healing and adhesive eutectogels with dual conductive networks for multimodal health monitoring and human-computer interaction[J]. *Journal of Colloid and Interface Science*, 2026, 702(1): 138786.
- [23] QIAN Y, XU K, SHEN L, et al. Dopamine-based high-transparent hydrogel as bioadhesive for sutureless ocular tissue repair [J]. *Advanced Functional Materials*, 2023, 33(49): 2300797.
- [24] SHEN J, CAI M, Li G, et al. Lignosulfonate-derived conducting organohydrogel as anisotropic bioadhesive for motion-artifact-free epidermal bioelectronics [J]. *Advanced Functional Materials*, 2025, 35(3): 2413597.
- [25] GUO B, YAO M, CHEN S, et al. Environment-tolerant conductive eutectogels for multifunctional sensing [J]. *Advanced Functional Materials*, 2024,34(26):2315656.
- [26] UHM C, JEONG H, LEE S H, et al. Comparison of structural characteristics and molecular markers of rabbit skin, pig skin, and reconstructed human epidermis for an ex vivo human skin model [J]. *Toxicological Research*, 2023, 39(3): 477–484.
- [27] YANG J, LIU Y, YAN W, et al. Conductive hydrogel-based epidermal electrodes for electrophysiological monitoring[J]. *Journal of Materials Chemistry C*, 2025, 13(45): 22491–22514.
- [28] XIANG R, SHI B, XU M, et al. Soft and deformable ionogels for multiple wide-temperature applications[J]. *Chemical Engineering Journal*, 2025(522): 167623.
- [29] XU B, XU J, OU H, et al. Ant-inspired ion gel sensor for dual-mode detection of force and humidity via magnetic induction [J]. *ACS Sensors*, 2025, 10(3): 2319–2329.
- [30] SHI X, SONG D, HU W, et al. A sweat absorbing skin electrode for electrophysiology during exercise [J]. *Advanced Functional Materials*, 2024, 34(23): 2314775.

(责任编辑:唐慧)