引用格式：唐安琪，张经略，肖雨恬，等. 导电三网络水凝胶敷料的制备及性能[J]. 材料工程，2026，54(6)：74-84.
TANG Anqi, ZHANG Jinglue, XIAO Yutian, et al. Construction and performance of conductive triple-network hydrogel dressing[J]. Journal of Materials Engineering, 2026, 54(6): 74-84.

导电三网络水凝胶敷料的制备及性能

唐安琪[1]，张经略[2,3*]，肖雨恬[2]，张以豪[1]，杨再伟[1]，吴鼎宇[2*]，田军龙[1,4*]
（1 贵州大学 大数据与信息工程学院，贵阳 550025；2 中南大学湘雅医院 整形外科，长沙 410008；
3 浙江大学医学院附属第二医院 整形科，杭州 310009；4 贵州省电子元器件实验室，贵阳 550016）

摘要：慢性伤口因微生物感染及愈合环境失衡等问题，愈合过程常面临巨大挑战，急需研究能够同时提供动态生物治疗与电信号调控的新型敷料。然而，现有水凝胶材料在集成生物功能性、力学柔韧性、导电性及刺激响应释放等多重性能方面仍面临显著挑战。为此，本研究提出一种多网络协同设计策略，通过将羧甲基琼脂糖(CMA)、海藻酸钠(SA)与聚乙烯醇(PVA)复合，并引入Ca^{2+}、Mg^{2+}、Zn^{2+}等多价离子，成功构建了一种具有离子导电与pH响应释离子功能的三网络水凝胶(CaPSC-MZ)。结果表明：通过对琼脂糖的改性及多网络结构设计，CaPSC-MZ水凝胶平均孔径为(91.47 μm)，为水凝胶提供良好的溶胀性(50.07%)和保水率(13.13%)，CaPSC-MZ水凝胶具有可折叠性，并且Ca^{2+}、Mg^{2+}、Zn^{2+}在酸性环境下释放增强，导电率可达(24.81 mS/cm)，此外CCK-8实验证明CaPSC-MZ水凝胶具有优秀的生物相容性和促增殖能力，因此本工作为开发兼具导电性、动态治疗与力学适配特性的智能伤口敷料提供了一种新的材料构建思路，在伤口管理领域具有潜在应用前景。

关键词：伤口敷料；多功能水凝胶；可折叠；导电水凝胶；三网络敷料
doi：10.11868/j.issn.1001-4381.2026.000013　**CSTR**：32421.14.j.issn.1001-4381.2026.000013
中图分类号：TB34；O63　**文献标识码**：A　**文章编号**：1001-4381(2026)06-0074-11

Construction and performance of conductive triple-network hydrogel dressing

TANG Anqi[1], ZHANG Jinglue[2,3*], XIAO Yutian[2], ZHANG Yihao[1], YANG Zaiwei[1], WU Dingyu[2*], TIAN Junlong[1,4*]
(1 School of Big Data and Information Engineering, Guizhou University, Guiyang 550025, China; 2 Department of Plastic Surgery, Xiangya Hospital of Central South University, Changsha 410008, China; 3 Department of Plastic Surgery, the Second Affiliated Hospital Zhejiang University School of Medicine, Hangzhou 310009, China; 4 Guizhou Province Electronic Components and Devices Laboratory, Guiyang 550016, China)

Abstract: Chronic wounds present significant clinical challenges due to factors such as microbial infection and an imbalanced healing microenvironment, making the healing process difficult and necessitating the development of novel dressings capable of providing both dynamic biological therapy and electrical signal modulation. However, existing hydrogel materials still face considerable difficulties in integrating multiple functionalities, including bioactivity, mechanical flexibility, conductivity, and stimuli-responsive release. To address this, this study proposes a multi-network synergistic design strategy. By combining carboxymethyl agarose (CMA), sodium alginate (SA), and polyvinyl alcohol (PVA), and incorporating multivalent ions Ca^{2+}, Mg^{2+}, and Zn^{2+}, a triple-network hydrogel (CaPSC-MZ) with ion-conductive and pH-responsive ion-release capabilities has been successfully constructed. The results demonstrate that through the modification of agarose and the multi-network structural design, the CaPSC-MZ hydrogel exhibits an average pore size of approximately 91.47 μm, providing favorable swelling properties (50.07%) and a high water retention capacity (13.13%). The CaPSC-MZ hydrogel also demonstrates excellent

foldability. Moreover, the release of Ca^{2+}, Mg^{2+}, and Zn^{2+} is enhanced under acidic conditions, achieving a conductivity of up to 24.81 mS/cm. Additionally, CCK-8 experiments confirm that the CaPSC-MZ hydrogel exhibits excellent biocompatibility and promotes cell proliferation. Therefore, this study provides a new material design strategy for developing smart wound dressings with integrated electrical conduction, dynamic therapeutic functionality, and mechanically adaptive properties, showing promising potential in the field of wound management.

Key words: wound dressing; multifunctional hydrogel; foldable; conductive hydrogel; triple-network dressing

皮肤损伤及其引发的健康风险是影响人类健康的关键因素之一，给全球医疗系统带来沉重负担。尤其因细菌感染导致的慢性伤口，已成为临床治疗中的重要挑战[1-2]。伤口愈合通常包括4个连续且相互重叠的阶段：止血、炎症、增殖和重塑[3]。值得注意的是，完整状态下的皮肤会对组织提供外部保护，而一旦破损，组织被环境中的病原微生物（如细菌和病毒）定植的风险会大幅增加，从而引发持续炎症反应，抑制细胞增殖、延缓愈合进程。因此，为伤口提供适宜的环境，对促进组织修复及伤口愈合有重要的影响[4]。

水凝胶具有与细胞外基质相似的三维网络结构、优秀的含水量及良好的生物相容性，被广泛视为理想的伤口敷料候选材料[5]。琼脂糖是一种从藻类物质中提取的多糖，具有极其优秀的生物相容性。Huang等[1]通过对琼脂糖（agarose）进行羧甲基化改性，合成了羧甲基琼脂糖（CMA），引入的羧基不仅增强了材料的功能性，也为负载活性成分提供了丰富位点。然而，CMA依赖氢键作用形成水凝胶，机械强度低且其凝胶化过程受温度影响显著，难以适应复杂多变的伤口环境。聚乙烯醇（PVA）具有良好的吸水性、柔韧性和力学强度，被广泛运用在药物递送、生物传感器和伤口敷料等领域[6]。例如，Huang等[7]曾报道PVA-壳聚糖双网络水凝胶，其中PVA网络贡献了优异的拉伸性与组织黏附性，能有效预防术后腹壁粘连。因此，将PVA与CMA结合，有望在保留CMA功能性的同时，显著改善其力学性能。

近年来，生物电信号在组织修复中的作用日益受到重视。细胞活动本身依赖于内源性电信号传导，对伤口施加外部电刺激可模拟并增强该过程，从而促进细胞增殖与迁移[8]。为赋予水凝胶导电性能，研究者通常采用加入导电填料的方法[9]。例如，Hou等[10]将银纳米线掺入甲基丙烯酰化明胶（GelMA/AgNWs）中，开发出一种新型导电水凝胶伤口敷料，以加速皮肤伤口愈合。李亮等[11]通过碳纳米管提升导电性以构建聚乙烯醇基自愈合导电水凝胶，电导率最高可达2.56 S/m。虽然通过添加银纳米线、碳纳米管等导电填料可提高电导率，但这些刚性材料的引入往往损害水凝胶的柔韧性。另一方面，一些研究采用PEDOT：PSS或液态金属等导电聚合物[12]，如王明等[13]制备了基于PEDOT：PSS的导电水凝胶用于体外的心电监测电极，林星月等[14]将液态金属（LM）与β-环糊精（CD）复合，并以此引发丙烯酰胺（AAm）单体共聚，提升凝胶导电性。然而这些材料生物相容性较弱，无法适用于长期接触伤口等细胞组织所需的高安全性范围。为兼顾导电性与生物相容性，Lei等[15]将单宁酸（TA）和类人胶原蛋白（HLC）加入聚乙烯醇（PVA）水凝胶中，硼砂提供离子导电，兼具导电和良好的生物相容性，Guan等[16]使用聚多巴胺修饰的银纳米颗粒、纤维素纳米晶（CNC）、聚吡咯（PPy）和聚乙烯醇制备了导电水凝胶用于糖尿病创面修复。但这类体系多基于单网络结构，药物负载位点不足，功能较为单一，难以实现药物的响应释放。Gong等[17]基于聚（2-丙烯酰胺-2-甲基丙磺酸）（PAMPS）和聚丙烯酰胺（PAAm）构建了双网络水凝胶，通过优劣互补显著改善了力学性能，这为从网络结构设计入手构建多功能水凝胶提供了重要思路。目前，能同时兼顾优异生物功能性、高柔性、良好导电性及生物安全性的多网络水凝胶研究还鲜见报道，因此开发此类材料具有重要意义。

海藻酸钠（SA）来源于褐藻，是一种生物相容性良好的天然多糖。其分子链上富含羧基，具有电负性，可通过与二价离子（如Ca^{2+}）交联形成稳定的“蛋盒”结构，从而赋予水凝胶一定的离子导电能力。此外，SA还具有促血管生成潜力，可以通过释放促血管生成因子以及维持DPSC存活能力，从而促进伤口修复。另一方面，金属离子作为关键的生物信号分子，在伤口愈合过程中发挥多种调控作用[18]。例如Ca^{2+}、Li^{+}已被发现是某些转录因子、酶和蛋白质的必要催化及组成元素。Ag^{+}因其优秀的抗菌性能，已经广泛用于治疗感染性伤口。其中Mg^{2+}和Zn^{2+}作为一种重要的辅酶，在伤口愈合过程中发挥重要作用，包括促进上皮再生、细胞免疫调控和成纤维细胞（HSFs）的迁移和黏

附。因此,将具有生物活性的金属离子引入水凝胶体系,不仅可增强其导电性,还能赋予其促愈合功能。

基于上述背景,本工作设计并制备了一种负载Ca^{2+}、Mg^{2+}、Zn^{2+}的导电三重网络水凝胶(CaPSC-MZ)。该体系由CMA、PVA和SA构成三重互穿网络。其中,CMA作为功能网络,通过羧基负载具有pH响应释放特性的Mg^{2+}与Zn^{2+},SA与Ca^{2+}交联形成稳定离子网络,赋予材料基础导电性。此外,得益于PVA的贡献,PVA的物理交联为水凝胶提供了优异的柔韧性和力学支撑,使水凝胶可折叠、拉伸,以适应皮肤动态变化。通过多重网络设计与活性离子负载,本工作构建了一种兼具柔韧性、导电性、pH响应释放与促愈合功能的复合水凝胶,为开发新型智能伤口敷料提供了坚实的基础。

1 实验材料与方法

1.1 实验材料

乙醇(AR,99.9%),购自上海国药集团化学试剂有限公司;琼脂糖(生物分子学级)、异丙醇(AR,≥99.7%)、氯乙酸(≥99%)、无水硫酸钙($CaSO_4$,AR,≥99.7%)、聚乙烯醇(PVA,1799型,醇解度:98%~99%(摩尔分数)),无水氯化镁($MgCl_2$,≥99.99%)、氯化锌($ZnCl_2$,≥98%)、CCK-8(Cell Counting Kit-8)试剂盒(Moligand™),均购自上海阿拉丁生化科技股份有限公司;海藻酸钠(SA,≥98%),购自天津永大化学试剂有限公司;实验用水为去离子水。

1.2 CMA的制备

首先本研究对琼脂糖进行改性引入羧基基团,由于琼脂糖不溶于有机溶剂,因此使用异丙醇使其均匀分散,形成悬浮体系方便后续反应进行。NaOH可与琼脂糖上的羟基反应生成亲核性更强的醇钠(—ONa),同时在碱性条件下氯乙酸转变为氯乙酸钠,进而与琼脂糖上的—ONa发生亲核取代反应,从而引入羧甲基(—CH_2COONa),化学反应如式(1),(2)所示:

$$\text{agarose—OH} + \text{NaOH} \rightarrow \text{agarose—O}^-\text{Na}^+ + \text{H}_2\text{O} \quad (1)$$

$$\text{agarose—O}^-\text{Na}^+ + \text{ClCH}_2\text{COONa} \rightarrow \text{agarose—O—CH}_2\text{COONa} + \text{NaCl} \quad (2)$$

具体实验步骤如下:首先将10 g的琼脂糖与100 mL的异丙醇在24 ℃下磁力搅拌30 min,搅拌结束后将10.64 g的氢氧化钠加入琼脂糖与异丙醇混合液中继续在24 ℃下磁力搅拌30 min,搅拌结束后静置5 min,随后取5 mL上述混合液(上层溶液)溶解5 g氯乙酸,将溶解后的氯乙酸溶液滴加进琼脂糖混合液,滴加结束后继续磁力搅拌30 min,然后在70 ℃下磁力搅拌2 h,反应结束后共混液变为褐色,静置10 min,CMA固体颗粒沉淀在烧杯底部,收集固体颗粒,用乙醇清洗2~3次,冷冻干燥后4 ℃储存。

1.3 CaPSC水凝胶的制备

首先制备CMA水溶液,4 g CMA固体颗粒溶解在20 mL去离子水中(70 ℃)。随后在65 ℃水浴环境中制备5%(质量分数,下同)的SA水溶液,PVA溶液在90 ℃油浴条件下制备,质量分数为10%。制备$CaSO_4$混合液(20 mL去离子水添加3 g $CaSO_4$),$MgCl_2$和$ZnCl_2$的共混液比例为:13.14 g $MgCl_2$、14.12 g $ZnCl_2$、20 mL去离子水。CaPSC-MZ_x配方为:15 mL PVA溶液、5 mL SA溶液、10 mL CMA溶液、0.2 mL $CaSO_4$、x mL $MgCl_2$和$ZnCl_2$的共混液;Ca_xPSC-MZ配方为:15 mL PVA溶液、5 mL SA溶液、10 mL CMA溶液、x mL $CaSO_4$、0.2 mL $MgCl_2$和$ZnCl_2$的共混液;CaP_2SC-MZ_x配方为:20 mL PVA溶液、5 mL SA溶液、5 mL CMA溶液、0.2 mL $CaSO_4$、x mL $MgCl_2$和$ZnCl_2$的共混液;Ca_xP_2SC-MZ配方为:20 mL PVA溶液、5 mL SA溶液、5 mL CMA溶液、x mL $CaSO_4$、0.2 mL $MgCl_2$和$ZnCl_2$的共混液;x=0,0.05,0.1,0.15,0.2,0.4,0.6,0.8。

以CaPSC-MZ水凝胶制备为例,具体制备步骤为:首先将15 mL PVA溶液,5 mL SA溶液和10 mL CMA溶液在70 ℃下搅拌30 min以实现3个网络的均匀混合,随后将0.2 mL $CaSO_4$溶液,0.2 mL $MgCl_2$和$ZnCl_2$的共混液加入上述混合液,70 ℃搅拌30 min,使$CaSO_4$溶液及$MgCl_2$和$ZnCl_2$共混液均匀分布在凝胶基质中,搅拌结束后,将混合液在室温下静置2 h,形成初步固态凝胶,随后在−20 ℃下冷冻4 h,再在常温下24 ℃中解冻1 h,循环3次。

1.4 结构和性能表征

采用傅里叶红外光谱仪(FT-IR-850)对琼脂糖和CMA进行表征测试。将琼脂糖和CMA充分干燥后研磨过200目筛网,随后与充分干燥的溴化钾(光谱级)共同研磨压片,测定波数为400~4000 cm^{-1}。

使用扫描电子显微镜(SU8010)对CMA、PVA、CaPSC和CaPSC-MZ水凝胶的微观结构进行了表征。水凝胶样品均用液氮脆断后使用冷冻干燥机进行干燥,其中CMA,PVA样品由于导电性较差需要进行2次喷金处理,CaPSC、CaPSC-MZ水凝胶进行1次喷金处理。

对水凝胶的溶胀性能进行测试以评估对伤口渗出液的吸收能力。记录各组水凝胶的初始质量m_0,随

后将水凝胶置于充分的去离子水中，每隔一段时间记录水凝胶的质量 m_d 及称量时间（每次称量前需要将水凝胶表面的水分擦拭干净）。每个样品平行测定3次。溶胀率（S_R）计算如式（3）所示：

$$S_R = \frac{m_d - m_0}{m_0} \times 100\% \quad (3)$$

对水凝胶的失水性能进行测试以评估对伤口保湿能力。记录各组水凝胶的初始质量 m_0，随后将水凝胶置于24 ℃环境中，每隔一段时间记录水凝胶的质量 m_t 及称量时间。每个样品平行测定3次。保水性（W_R）计算如式（4）所示：

$$W_R = \frac{m_t}{m_0} \times 100\% \quad (4)$$

Ca^{2+}、Mg^{2+}、Zn^{2+} 的释放动力学是通过溶剂法确定的。CaPSC-MZ水凝胶样品（4 mL）被置于不同pH值和温度的去离子水（20 mL）中，然后定期采集，并通过感应耦合等离子体光学发射光谱仪（ICP-OES）测定不同时间点离子的释放量。

不同组别水凝胶的导电性能均通过电化学工作站（CHI760F）测量，将水凝胶样品夹在两个铂片中间，频率范围是0.1 Hz～1 MHz。使用软件ZView 4对阻抗数据进行拟合，得到 R_S。电导率（σ）计算式为 $\sigma = t/(RA)$，其中 t 为水凝胶厚度，A 为电极面积。

使用CCK-8评估水凝胶的生物相容性，按0.1 g/mL的比例，将各组水凝胶浸泡于完全培养基中24 h，过滤之后用于细胞培养。HSFs以每孔 1×10^3 个细胞密度的96孔板中播种。在预定时间点（处理后第1、3、5、7天），抽取培养上清液，用酶标仪测定450 nm处的吸光度（OD值）。

2　结果与分析

2.1　CMA的制备和表征

图1展示了CMA与琼脂糖的傅里叶变换红外光谱。琼脂糖在910、830 cm^{-1} 处的低强度吸收峰分别归属于3,6-脱水-α-L-半乳吡喃糖基残基和β-D-半乳吡喃糖基残基中C—H的弯曲振动[19]。CMA在3449 cm^{-1} 处保留了琼脂糖中O—H的特征峰，2890 cm^{-1} 附近的信号归属于多糖骨架的对称伸缩振动和反对称伸缩振动[20]。此外，在1610、1420 cm^{-1} 处出现的峰值分别对应羧酸基团的非对称和对称伸缩振动，表明羧基成功引入。与琼脂糖相比，CMA在1234 cm^{-1} 处亚甲基的吸收峰强度显著增强，1149 cm^{-1} 附近的低强度信号可归因于C—O及C—O—H的拉伸[21]。以上光谱特征共同表明，CMA在保持琼脂糖多糖骨架完整性的基础上，成功引入—CH_2COO—基团，增强了其化学结构的复杂性。

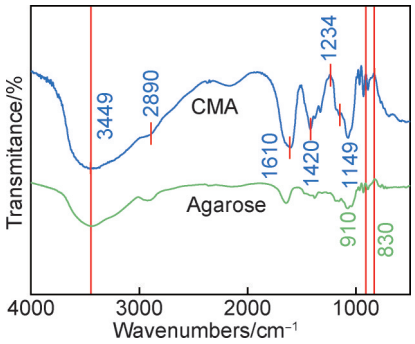


图1　琼脂糖和CMA的傅里叶红外图谱

Fig.1　FT-IR spectra of agarose and CMA

2.2　CaPSC水凝胶的制备与结构

CaPSC水凝胶通过简单的一锅法合成，CMA、PVA、SA溶于去离子水分别得到质量分数为2%、10%、5%的溶液，再加入不同比例 Ca^{2+}、Mg^{2+} 和 Zn^{2+} 混合溶液。随后将混合均匀的共混液倒入硅胶模具，静置2 h后，循环冻融3次，即可制得不同比例的CaPSC-MZ水凝胶。

图2展示了CaPSC-MZ三网络水凝胶的构建机制与结构示意图。CaPSC水凝胶由三重相互贯穿的网络构成，第一重为CMA网络，其主要贡献在于赋予水凝胶丰富的官能团。CMA分子链上含有大量的羟基与羧基，可通过氢键及离子相互作用形成物理交联网络。第二重为PVA网络，其功能在于提升水凝胶的柔性与力学性能。PVA分子链同样带有大量羟基，在－20 ℃冷冻过程中，溶液中的水结晶将PVA链段排挤至非晶区，促使分子链间氢键充分靠近并形成物理交联点，经多次冻融循环后，PVA链间通过密集的氢键微晶区形成稳定的三维网络。第

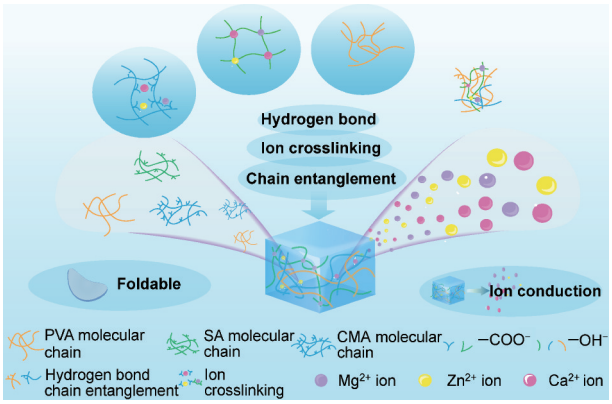


图2　CaPSC-MZ水凝胶形成的机理和结构示意图

Fig.2　Schematic diagram of the formation mechanism and structure of CaPSC-MZ hydrogel

三重为SA网络，负责提供离子导电性。SA由*β*-*D*-甘露糖醛酸与*α*-*L*-古洛糖醛酸单元排列组成，当古洛糖醛酸单元连续出现时（G块链段）其羧基和羟基的排列方式会形成具有负电空腔的“蛋盒”结构。二价金属离子（如Ca^{2+}、Mg^{2+}、Zn^{2+}）可嵌入“蛋盒”之间，通过配位作用交联SA分子链，形成离子型三维网络。其中Ca^{2+}对G区块具有高亲和力，能快速形成以离子键为主的配位交联。尽管三重网络的交联机制各不相同，但CMA、PVA与SA分子链均富含羟基，使得它们能够通过氢键作用及分子链缠结协同作用，最终形成结构均匀、稳定性良好的三网络水凝胶CaPSC-MZ。

图3展示了不同水凝胶的SEM照片及对应的孔径分布。CMA单网络水凝胶表现出典型的多孔结构，其孔隙结构较为稀疏，孔径分布范围为166.66～257.03 μm，平均孔径为209.46 μm。相比之下，PVA单网络水凝胶表面较为光滑，仅可见少量塌陷的微孔，孔径分布较窄（40.21～48.73 μm），平均孔径为44.77 μm。成功制备的三网络水凝胶CaPSC因受CMA结构的影响，保留了多孔特征，其孔径分布于114.07～146.72 μm，平均孔径为129.34 μm。而进一步引入Mg^{2+}与Zn^{2+}后，所得CaPSC-MZ水凝胶的孔径略有减小，分布于85.18～103.96 μm，平均孔径为91.47 μm。这一变化可归因于金属离子的加入增强了网络内的离子交联作用，导致聚合物分子链间距收缩，结构更为致密。

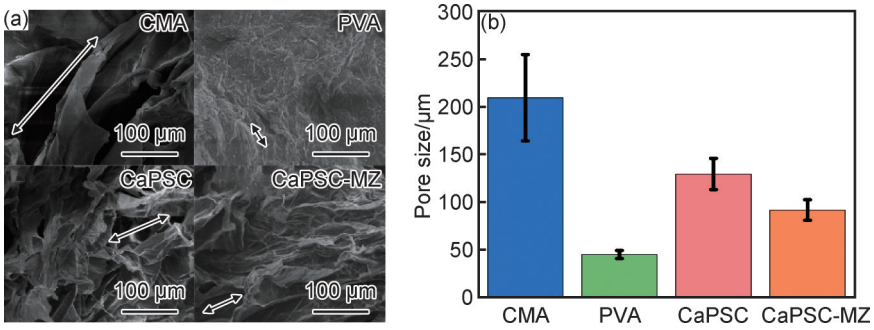


图3 CMA、PVA、CaPSC、CaPSC-MZ水凝胶SEM照片（a）及其孔径大小（b）

Fig.3 SEM images of CMA, PVA, CaPSC, and CaPSC-MZ hydrogels (a) and their pore sizes (b)

文献报道，水凝胶中疏松的多孔结构有利于细胞迁移与增殖，从而促进伤口愈合[22-23]。这些类似海绵的多孔结构可以快速吸收伤口中组织液，减少细菌滋生，降低伤口感染风险。CaPSC-MZ水凝胶具备疏松多孔的三维网状结构，具有良好的透气性，适合作为伤口敷料使用，可为创面提供适宜的愈合环境，进一步加速愈合进程。

2.3 CaPSC-MZ水凝胶的吸水性与保水性

在伤口愈合过程中，维持适宜的湿润环境有利于细胞迁移和修复[24-25]，然而过多的渗出液会扩大创面、延缓愈合，并增加疼痛与感染风险。因此，评估水凝胶作为伤口敷料的关键因素之一在于其保水性与吸水性之间的平衡。

图4（a）展示了CaPSC与CaPSC-MZ水凝胶在24 ℃下的保水性能随时间的变化。随着时间延长，两组样品的保水率均逐渐下降，但Mg^{2+}与Zn^{2+}的引入显著提高了CaPSC-MZ的保水能力。这归因于金属离子的加入增强了水凝胶的交联密度，从而抑制了水分蒸发，有助于维持较高的保水率，该结果与SEM中CaPSC-MZ较CaPSC有更为致密的孔结构相一致。为进一步探究网络结构对保水性能的影响，本研究比较了PVA、CMA、CaPSC及CaPSC-MZ在24 h时的保水率（图4（b））。PVA单网络水凝胶因其致密孔径（平均44.77 μm）表现出最高的保水性，平均保水率为20.99%，而具有最大孔径的CMA单网络水凝胶在24 h后保水率最低，仅为1.08%。相比之下，CaPSC与CaPSC-MZ的保水率分别为7.74%与13.13%，显示了三网络结构及其金属离子交联对水分保持的积极贡献。

保水能力的提升通常伴随着吸水性的相应降低。如图4（c）所示，随浸泡时间延长，CaPSC与CaPSC-MZ的吸水率均逐渐上升。尽管CaPSC的吸水率略高于CaPSC-MZ，但CaPSC-MZ在24 h后仍达到50.07%的吸水率（图4（d））。具有明显大孔结构的CMA单网络水凝胶表现出最高的吸水性能，其吸水率为68.48%。

良好的保湿性可使敷料长时间维持伤口湿润，为愈合提供适宜环境。较高的吸水性则使其能有效吸收渗出液，促进愈合进程。二者相辅相成，缺一不可。然而，现有材料往往难以兼顾二者。例如，郭守城等[26]在聚乙烯醇（PVA）水凝胶的网络中引入聚对二

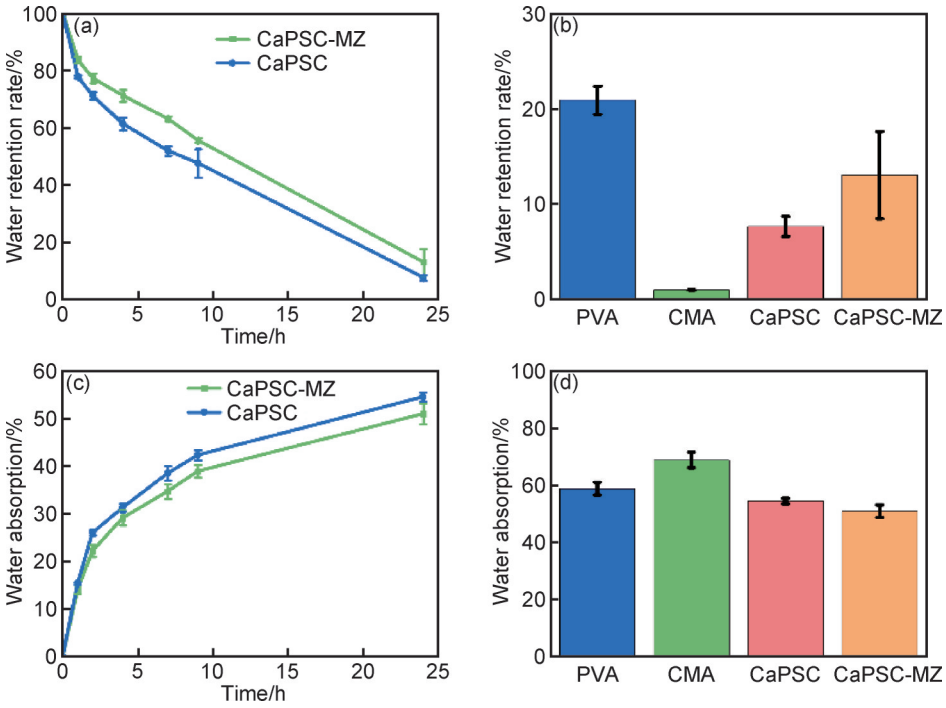


图4　CaPSC、CaPSC-MZ的保水性(a)，CMA、PVA、CaPSC和CaPSC-MZ保水平衡(b)，CaPSC、CaPSC-MZ的溶胀性(c)，CMA、PVA、CaPSC和CaPSC-MZ溶胀平衡(d)

Fig.4　Water retention of CaPSC and CaPSC-MZ(a), water equilibrium of CMA, PVA, CaPSC, and CaPSC-MZ(b), swelling of CaPSC and CaPSC-MZ(c), swelling equilibrium of CMA, PVA, CaPSC, and CaPSC-MZ(d)

氧环己酮(PPDO)，制备了PPDO/PVA复合水凝胶，尽管PPDO/PVA复合水凝胶的吸水平衡后吸水率为67%～75%，但是在20 h后仅保留5%左右的水分，保水能力弱。Wang等[27]通过酰胺化反应构建的脂酸修饰壳核糖(LAMC)水凝胶则仅有30%的吸水率，吸收伤口渗出液能力有限。相比之下，本研究制备的CaPSC-MZ水凝胶在24 h后达到50.07%的吸水率和13.13%的保水率，在吸水与保水性能之间取得了良好平衡，展现出作为优质伤口敷料的潜力。

2.4　CaPSC-MZ水凝胶的力学性能

水凝胶的力学性能对其作为伤口敷料的保护功能至关重要。若强度过低，水凝胶易发生破裂，难以对伤口形成有效的机械屏障，而强度过高，则可能在摩擦或运动过程中对创面造成二次损伤。因此，理想的伤口敷料应具备良好的柔韧性，能够贴合皮肤形变。已有研究通过增强材料的机械强度或黏附性来改进伤口敷料，例如Guan等[16]利用纤维素纳米晶体增强聚乙烯醇基质，Castrejón-comas等[28]开发了透明质酸基水凝胶。然而，这些研究均未进一步评估材料在可折叠性方面的表现，而这是实现良好皮肤顺应性、适应人体动态关节活动的关键。

在图5中对CMA、SA和CaPSC-MZ水凝胶的力学性能进行了表征(直径2.5 cm，厚度4 mm)，如图5(a)，(b)所示，CMA和SA水凝胶在对折后，折叠处出现明显断裂，且表面可见多处裂纹，表明其力学性能较差。相比之下，CaPSC-MZ水凝胶在对折后折叠线处仍保持完整、表面光滑无破损(图5(c))，此外将CaPSC-MZ进行二次折叠，折痕处仍然保持完整，这显示出CaPSC-MZ较高的柔韧性，该特性主要来源于PVA网络的贡献。为验证其实际贴合性能，将条状CaPSC-MZ水凝胶贴附于手指关节处，结果显示其不仅能牢固附着于关节表面，还可随关节屈伸灵活形变，表现出良好的顺应性(图5(d))。此外，通过对长条形CaPSC-MZ样品进行扭转和卷曲测试，其表面未见任何裂纹，进一步证实了其优异的机械耐受性。图5(d)还进行了黏附性测试，CaPSC-MZ水凝胶可以贴附在手指表面，在垂直条件下也不会掉落，具有良好的黏附性能。

上述结果表明，CaPSC-MZ水凝胶兼具柔软的质地与优秀的力学性能，能够有效附着于皮肤并为伤口提供可靠的机械保护。其柔顺特性避免了因材料过硬导致的二次损伤，同时能够适应皮肤动态变化，减少因摩擦引起的创面刺激，显示出作为伤口敷料的应用潜力。

2.5　CaPSC-MZ水凝胶的pH响应

伤口愈合过程中，炎症期与增殖期是两个时序上有序且部分重叠的阶段[29-30]。在此期间，创面微环境的pH值通常向酸性范围转变。为模拟这一动态变

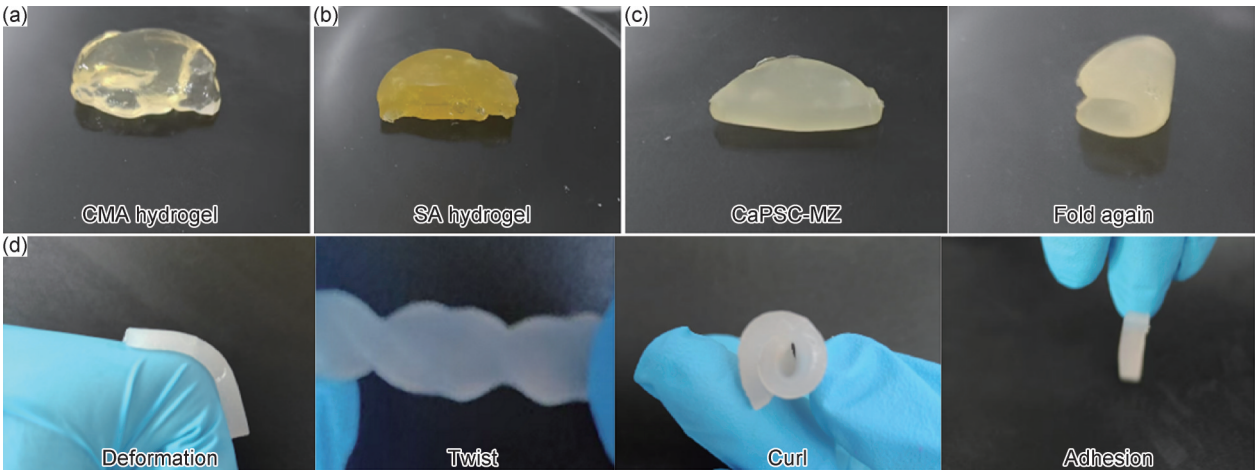


图5 水凝胶样品及其形变数码照片

(a)CMA;(b)SA;(c)CaPSC-MZ;(d)CaPSC-MZ

Fig.5 Digital photos of hydrogel samples and their distortion

(a)CMA;(b)SA;(c)CaPSC-MZ;(d)CaPSC-MZ

化,本研究选择pH=7、6、5的条件[31-32],研究CaPSC-MZ水凝胶中Ca^{2+}、Mg^{2+}和Zn^{2+}的释放行为。结果如图6所示,3种离子的累积释放率均随pH值降低而显著上升。这主要归因于负载于CMA网络中的离子通过与去质子化—COO^-基团结合,从而稳定存在于凝胶体系中。在酸性环境下,H^+与金属离子竞争结合位点,促使Ca^{2+}、Mg^{2+}和Zn^{2+}从羧基上解离,并通过水凝胶基质扩散释放。进一步对比pH=5时各离子的累积释放率,本研究发现在5.15 h内Mg^{2+}与Zn^{2+}的累积释放率分别达到61.99%与65.23%,而Ca^{2+}的释放率仅为24.34%。这一差异主要来源于Ca^{2+}、Mg^{2+}和Zn^{2+}离子在凝胶网络中的存在形态与结合强度不同,其中Ca^{2+}主要参与构成SA网络的“蛋盒”结构,形成稳定的配位交联,因此大部分被牢固束缚在网络中,仅有少量游离或弱结合的Ca^{2+}能够释放,而Mg^{2+}和Zn^{2+}与SA的结合能力较弱,主要依靠CMA链上的羧基以较弱的离子键结合,在酸性条件下更易被H^+置换而快速释放。

综上,CaPSC-MZ水凝胶中的Ca^{2+}、Mg^{2+}和Zn^{2+}均表现出明显的pH响应释放特性,释放速率随环境酸性增强而提高。该释放行为与伤口愈合过程中pH的动态变化趋势相一致,表明CaPSC-MZ水凝胶能够在愈合不同阶段按需释放活性离子,从而在伤口微环境调控中发挥积极功能。

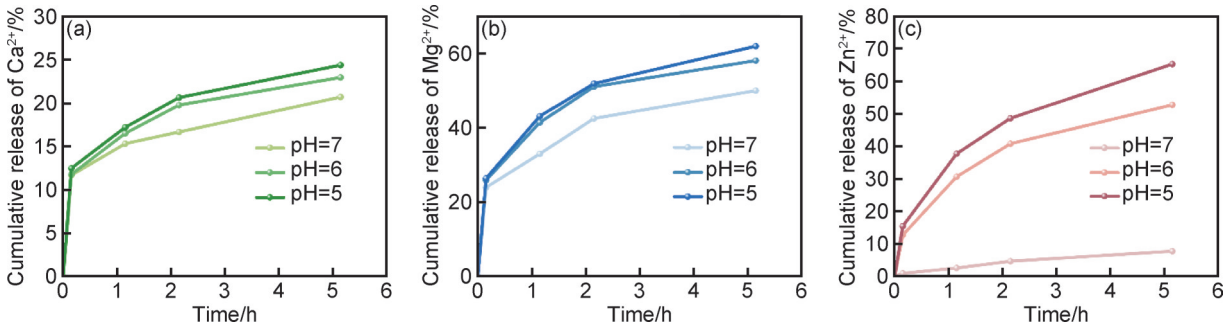


图6 CaPSC-MZ水凝胶在不同pH值条件下Ca^{2+}(a)、Mg^{2+}(b)和Zn^{2+}(c)的累积释放率

Fig.6 Cumulative release rates of Ca^{2+}(a), Mg^{2+}(b), and Zn^{2+}(c) from CaPSC-MZ hydrogel under different pH conditions

2.6 CaPSC-MZ水凝胶的导电性

生物电信号与伤口组织愈合过程密切相关,施加适宜的外部电流可促进细胞增殖与迁移,从而加速伤口修复。水凝胶作为一种理想的伤口敷料材料,若具备良好导电性,则可在此基础上实现对伤口的电刺激治疗。

为探究CaPSC-MZ及其单一网络组分(CMA、PVA)的导电特性,使用电化学工作站测试了各组凝胶的电导率(图7)。如图7(a)所示,在固定添加0.2 mL $CaSO_4$溶液的条件下,随着镁锌混合液(Mg^{2+}/Zn^{2+})体积(0、0.05、0.1、0.15、0.2、0.4、0.6 mL)的增加,CaPSC-MZ_x水凝胶的电导率逐渐上升。当Mg^{2+}/Zn^{2+}添加量达到0.6 mL时,电导率最高为33.72 mS·cm^{-1}。其中,

同时添加 0.2 mL $CaSO_4$与 0.2 mL Mg^{2+}/Zn^{2+}混合液的组别电导率为 24.81 mS·cm^{-1}。仅添加 0.2 mL $CaSO_4$而不含Mg^{2+}/Zn^{2+}时，由于Ca^{2+}的迁移作用，体系仍具有 14.00 mS·cm^{-1}的电导率，这说明Mg^{2+}/Zn^{2+}的引入可显著增强复合水凝胶的离子导电能力。图 7(b)展示了在固定添加 0.2 mL Mg^{2+}/Zn^{2+}混合液条件下，不同体积$CaSO_4$溶液(0、0.05、0.1、0.15、0.4、0.6、0.8 mL)对电导率的影响。随着$CaSO_4$添加量增加，电导率逐步提高，0.8 mL时达到最大值 22.45 mS·cm^{-1}。值得注意，仅添加 0.2 mL Mg^{2+}/Zn^{2+}混合液而不含Ca^{2+}的组别电导率仅为 11.02 mS·cm^{-1}，显著低于未添加Mg^{2+}/Zn^{2+}混合液仅添加 0.2 mL $CaSO_4$的组别。该现象可能归因于Ca^{2+}缺失导致 SA 三维网络骨架未能充分形成，从而限制了离子的有效迁移。尽管$CaSO_4$的增加有助于提升导电性，但对比 CaPSC-$MZ_{0.4}$与$Ca_{0.4}$PSC-MZ两组数据发现，前者电导率(26.18 mS·cm^{-1})高于后者(19.34 mS·cm^{-1})。这表明，虽然Ca^{2+}可提高体系离子浓度，但$CaSO_4$溶解度有限，对电导率的贡献较小，而过量的Ca^{2+}会导致 SA 过度交联，增大交联密度，反而阻碍离子迁移，降低导电性能。为深入探究交联密度对导电行为的影响，本研究进一步制备了 PVA 含量更高、CMA 含量更低的CaP_2SC 水凝胶。

图 7(c)，(d)分别展示了其在变化Mg^{2+}/Zn^{2+}混合液(固定添加 0.2 mL $CaSO_4$溶液，Mg^{2+}/Zn^{2+}体积分别为 0、0.05、0.1、0.15、0.2、0.4、0.6 mL)与变化$CaSO_4$添加量(固定添加 0.2 mL Mg^{2+}/Zn^{2+}混合液，不同体积$CaSO_4$溶液 0、0.05、0.1、0.15、0.4、0.6、0.8 mL)的电导率变化趋势。与 CaPSC 系列类似，未添加Ca^{2+}仅含Mg^{2+}/Zn^{2+}的组别电导率(8.91 mS·cm^{-1})低于仅含Ca^{2+}的组别(11.76 mS·cm^{-1})，且随着Mg^{2+}/Zn^{2+}比例增加，电导率仍高于相应$CaSO_4$添加组。另外，CaP_2SC 系列所有组别的电导率均低于对应 CaPSC 组。SEM 结果表明，PVA 形成的致密孔结构会影响 CMA 的大孔形态，使三网络水凝胶的孔径介于二者之间。因此，CaP_2SC 中较高的 PVA 含量导致更致密的凝胶结构，成为其电导率较低的主要原因。如图 7(e)所示，水凝胶的导电性能受交联密度与离子含量的共同调控。Mg^{2+}/Zn^{2+}是导电性的主要贡献来源，但其作用依赖于 SA 构建的稳定网络骨架。交联密度过高会导致离子通道变窄、迁移阻力增大，从而降低电导率。综合各项结果，本研究选取$Ca_{0.2}$PSC-$MZ_{0.2}$作为后续实验的标准水凝胶体系。

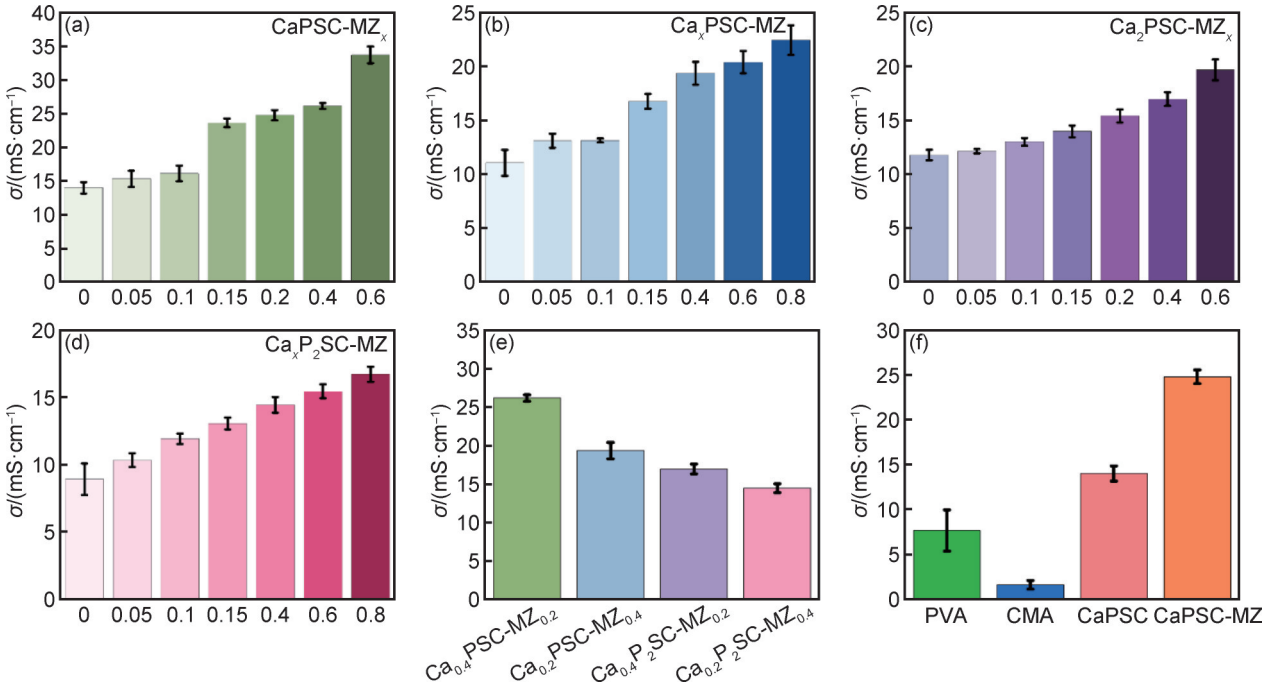


图 7　CaPSC-MZ_x水凝胶(a)、Ca_xPSC-MZ 水凝胶(b)、CaP_2SC-MZ_x水凝胶(c)、Ca_xP_2SC-MZ 水凝胶(d)、$Ca_{0.4}$PSC-$MZ_{0.2}$、$Ca_{0.2}$PSC-$MZ_{0.4}$、$Ca_{0.4}P_2$SC-$MZ_{0.2}$、$Ca_{0.2}P_2$SC-$MZ_{0.4}$水凝胶(e)及 PVA、CMA、CaPSC、CaPSC-MZ(f)的电导率

Fig.7　Conductivity of CaPSC-MZ_x hydrogels(a), Ca_xPSC-MZ hydrogels(b), CaP_2SC-MZ_x hydrogels(c), Ca_xP_2SC-MZ hydrogels(d), $Ca_{0.4}$PSC-$MZ_{0.2}$, $Ca_{0.2}$PSC-$MZ_{0.4}$, $Ca_{0.4}P_2$SC-$MZ_{0.2}$, and $Ca_{0.2}P_2$SC-$MZ_{0.4}$ hydrogels(e), and PVA, CMA, CaPSC, and CaPSC-MZ(f)

此外，图 7(f)通过对比单一网络与复合网络的导电性能发现，纯 PVA 与 CMA 的电导率极低，分别为 7.64 mS·cm^{-1}与 1.58 mS·cm^{-1}。引入 SA 后，电导率提升至 14.00 mS·cm^{-1}，进一步构建 CaPSC-MZ 三网

络体系后，电导率提高至 24.81 mS·cm^{-1}。

上述导电性能测试结果表明，本研究制备的 CaPSC-MZ 水凝胶具有优异的导电性能。这得益于通过海藻酸钠(SA)与 Ca^{2+} 构建的导电网络骨架，并结合具有生物活性的 Mg^{2+}、Zn^{2+} 协同作用，该水凝胶体系在保持良好生物相容性与机械柔顺性的同时，实现了较高的离子电导率。与文献报道的同类离子导电材料相比，例如 Sun 等[33]基于聚丙烯酸和离子液体(IL)制备的水凝胶电导率为 14.8 mS·cm^{-1}，陶卉等[34]通过引入 Fe^{3+} 作为导电介质所获得的羧甲基纤维素钠/聚丙烯酸水凝胶电导率为 17.5 mS·cm^{-1}，CaPSC-MZ 水凝胶的导电性能表现突出，因此在伤口电刺激治疗领域展现出良好的应用前景。

2.7 CaPSC-MZ 水凝胶的生物相容性

良好的生物相容性是生物材料能够实现临床应用的基础，也是伤口敷料必备的核心特性。为评估所制备多功能水凝胶的生物相容性，将不同组成的 $Ca_{0.2}$PSC-$MZ_{0.2}$ 水凝胶、$Ca_{0.2}$PSC-$MZ_{0.4}$ 水凝胶与成纤维细胞(HSFs)共培养，通过细胞形态观察与活性测定综合评价其生物学性能。将 $Ca_{0.2}$PSC-$MZ_{0.2}$、$Ca_{0.2}$PSC-$MZ_{0.4}$ 水凝胶浸取液及 PBS 对照分别与 HSFs 细胞共培养，于第 1、3、5 天检测细胞活性。图 8 结果显示，与对照组(图 8(a))相比，$Ca_{0.2}$PSC-$MZ_{0.2}$ 组细胞形态完整、细胞大量增殖(图 8(b))，表明该材料无明显细胞毒性。相反，$Ca_{0.2}$PSC-$MZ_{0.4}$ 组细胞增殖受到强烈抑制，多数细胞死亡(图 8(c))，表明该组水凝胶具有较强细胞毒性，这种毒性可能与材料中过量的 Mg^{2+} 和 Zn^{2+} 有关。高浓度 Mg^{2+} 可干扰细胞内 Ca^{2+} 信号传导[35]，抑制细胞活力，并且过量 Zn^{2+} 可以通过诱导线粒体损伤及加速 ATP 耗竭，最终导致细胞死亡[36-37]。

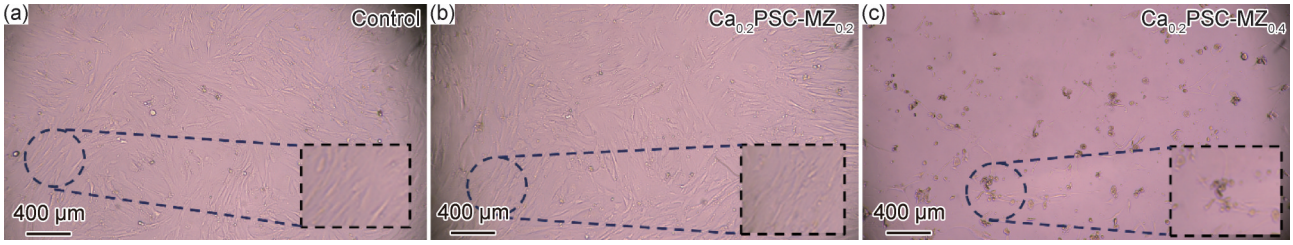


图 8 水凝胶的细胞镜图像 (a)对照组；(b)$Ca_{0.2}$PSC-$MZ_{0.2}$；(c)$Ca_{0.2}$PSC-$MZ_{0.4}$

Fig.8 Cell microscopic images of hydrogel (a)control group; (b)$Ca_{0.2}$PSC-$MZ_{0.2}$; (c)$Ca_{0.2}$PSC-$MZ_{0.4}$

CCK-8 定量分析进一步验证了上述结果(图 9)。与对照组相比，$Ca_{0.2}$PSC-$MZ_{0.2}$ 组细胞增殖显著提升，而 $Ca_{0.2}$PSC-$MZ_{0.4}$ 组细胞活性甚至低于初始水平，证实其细胞毒性。$Ca_{0.2}$PSC-$MZ_{0.2}$ 组细胞增殖可归因于适量 Mg^{2+} 与 Zn^{2+} 的引入协同促进了细胞的迁移与增殖。ERK 的激活对表皮细胞的迁移能力至关重要，而 Mg^{2+} 可以增强 ERK1/2 磷酸化，这是一种细胞迁移所需的细胞内信号因子，与此同时，Mg^{2+} 激活 MEK/ERK/MMP-7 轴，进而促进角质细胞迁移[38]。Zn^{2+} 则可经 IL-4 诱导的 Jak-STAT 信号推动巨噬细胞向 M2 型极化，并通过抑制 NF-κB 通路，调控巨噬细胞向 M1 表型的极化，此外细胞内 Zn^{2+} 浓度的提高可以有效促进 STAT3 磷酸化，促进 α-SMA、COL1 及其他下游基因的表达，并诱导 HSFs 分化为肌纤维母细胞，从而促进皮肤组织伤口的愈合[39-41]。而 Mg^{2+} 可以通过上调 ZIP6 和 ZIP10 的表达来促进更多 Zn^{2+} 进入 HSFs，进一步强化上述修复过程。

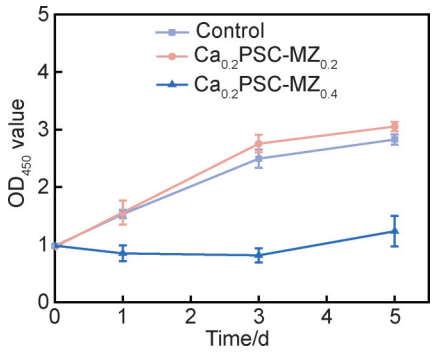


图 9 对照组、$Ca_{0.2}$PSC-$MZ_{0.2}$ 和 $Ca_{0.2}$PSC-$MZ_{0.4}$ 水凝胶的 CCK-8 统计

Fig.9 CCK-8 statistics of control group, $Ca_{0.2}$PSC-$MZ_{0.2}$, and $Ca_{0.2}$PSC-$MZ_{0.4}$ hydrogel groups

以上结果表明，$Ca_{0.2}$PSC-$MZ_{0.2}$ 即标准组 CaPSC-MZ 水凝胶不仅具备良好的生物相容性与安全性，其中适量负载的 Mg^{2+} 与 Zn^{2+} 更能有效促进细胞增殖与迁移，从而在伤口愈合过程中发挥积极作用。因此，该水凝胶是一种极具潜力的伤口敷料材料。

3 结论

(1)本工作制备了一种导电三网络水凝胶 CaPSC-MZ，该水凝胶由 CMA、PVA 与 SA 构成三重交联网络，并负载 Ca^{2+}、Mg^{2+}、Zn^{2+} 于分子链中。该材

料具备较高的吸水性(50.07%)与较高的保水性能(13.13%),能够有效吸收伤口渗出液并维持湿润环境,从而为伤口愈合提供适宜条件。

(2)通过引入PVA,CaPSC-MZ水凝胶表现出优异的柔韧性,可卷曲,可顺应伤口形态变化,避免对组织造成二次损伤。CaPSC-MZ水凝胶能够在不同pH条件下实现Ca^{2+}、Mg^{2+}、Zn^{2+}的响应性释放,展现出动态响应功能。

(3)金属离子的引入以及SA分子骨架的结构特性,使水凝胶具有优异的离子导电性(24.81 $mS\cdot cm^{-1}$),为其作为电刺激促伤口愈合提供了坚实基础。生物相容性实验结果表明CaPSC-MZ水凝胶具有良好的生物安全性及促进细胞增殖的潜力。

参考文献

[1] HUANG W C, YING R, WANG W, et al. A macroporous hydrogel dressing with enhanced antibacterial and anti-inflammatory capabilities for accelerated wound healing[J]. Advanced Functional Materials, 2020, 30(21): 2000644.

[2] SU R, WANG L L, HAN F, et al. A highly stretchable smart dressing for wound infection monitoring and treatment[J]. Materials Today Bio, 2024, 26: 101107.

[3] SHU H Z, ZHANG T T, JIANG Y L, et al. Mechanoregulative hydrogel facilitates rapid scarless healing by self-adaptive control of wound niche at different stages[J]. Science Advances, 2025, 11(21): eadv9895.

[4] UBEROI A, MCCREADY-VANGI A, GRICE E A. The wound microbiota: microbial mechanisms of impaired wound healing and infection[J]. Nature Reviews Microbiology, 2024, 22(8): 507-521.

[5] 胡飞洋, 李昊丁, 栾书杨, 等. 光固化型3D打印聚合物材料研究进展[J]. 航空材料学报, 2025, 45(1): 26-43.
HU F Y, LI H D, LUAN S Y, et al. Research progress of light-curing 3D printing polymer materials[J]. Journal of Aeronautical Materials, 2025, 45(1): 26-43.

[6] WANG M, BAI J, SHAO K, et al. Poly(vinyl alcohol) hydrogels: the old and new functional materials[J]. International Journal of Polymer Science, 2021, 16: 2225426.

[7] HUANG Y Q, ZHENG J F, ZENG G H, et al. Chitosan-crosslinked polyvinyl alcohol anti-swelling hydrogel designed to prevent abdominal wall adhesion[J]. Materials Today Bio, 2024, 24: 100931.

[8] SHI C X, WANG H, WANG X J, et al. A safe, stable, simple, serviceable, and self-powered wound dressing with continuous low-voltage direct current electrical stimulation: an efficient approach to accelerate wound healing[J]. Advanced Functional Materials, 2025, 35(29): 2422188.

[9] GHOSH S, KUMAR N, CHATTOPADHYAY S. Electrically conductive "SMART" hydrogels for on-demand drug delivery[J]. Asian Journal of Pharmaceutical Sciences, 2025, 20(1): 101007.

[10] HOU X X, WANG Y J, ZHU M N, et al. GelMA/AgNWs hydrogel combined with electrical stimulation effectively promotes skin wound healing[J]. Advanced Materials Interfaces, 2025, 12(14): e00149.

[11] 李亮,徐薇仪,许梦媛,等.聚乙烯醇/角蛋白/碳纳米管自愈合导电水凝胶的构建[J].塑料工业,2024,52(3):144-151.
LI L, XU W Y, XU M Y, et al. Construction of self-healing conductive hydrogel based on polyvinyl alcohol/wool keratin/carbon nanotube[J]. China Plastics Industry, 2024, 52(3): 144-151.

[12] LI H, CAO J, WAN R T, et al. PEDOTs-based conductive hydrogels: design, fabrications, and applications[J]. Advanced Materials, 2025, 37(7): 2415151.

[13] 王明,郑俊杰,周金利.基于PEDOT:PSS的导电水凝胶心电监测电极的研究进展[J].天津工业大学学报,2025,44(4):60-70.
WANG M, ZHENG J J, ZHOU J L. Research progress of PEDOT : PSS-based conductive hydrogels electrodes for ECG monitoring[J]. Journal of Tiangong University, 2025, 44(4): 60-70.

[14] 林星月,徐秀彬,李鑫,等.液态金属/环糊精复合仿生记忆水凝胶[J].化工学报,2025,76(11):6077-6085.
LIN X Y, XU X B, LI X, et al. Liquid metal/cyclodextrin composite biomimetic memory hydrogel[J]. Chinese Journal of Chemical Engineering, 2025, 76(11): 6077-6085.

[15] LEI H, FAN D D. Conductive, adaptive, multifunctional hydrogel combined with electrical stimulation for deep wound repair[J]. Chemical Engineering Journal, 2021, 421: 129578.

[16] GUAN L, OU X L, WANG Z, et al. Electrical stimulation-based conductive hydrogel for immunoregulation, neuroregeneration and rapid angiogenesis in diabetic wound repair. Science China Materials, 2023, 66: 1237-1248.

[17] GONG J P, KATSUYAMA Y, KUROKAWA T, et al. Double-network hydrogels with extremely high mechanical strength[J]. Advanced Materials, 2003, 15(14): 1155-1158.

[18] GHOSAL D, MAJUMDER N, DAS P, et al. Enhancing wound healing with sprayable hydrogel releasing multi metallic ions: inspired by the body's endogenous healing mechanism[J]. Advanced Healthcare Materials, 2024, 13(32): 2402024.

[19] 郭雨宁,黄文灿,毛相朝.pH值响应性羧甲基琼脂糖-聚多巴胺水凝胶制备及缓释性能[J].食品科学,2022,43(10):59-65.
GUO Y N, HUANG W C, MAO X Z). Preparation and release properties of pH responsive carboxymethyl agarose-polydopamine hydrogel[J]. Food Science, 2022, 43(10): 59-65.

[20] ORTIZ J A, SEPÚLVEDA F A, PANADERO-MEDIANERO C, et al. Cytocompatible drug delivery hydrogels based on carboxymethylagarose/chitosan pH-responsive polyelectrolyte complexes[J]. International Journal of Biological Macromolecules, 2022, 199: 96-107.

[21] KHAN H, CHAUDHARY J P, MEENA R. Anionic carboxymethylagarose-based pH-responsive smart superabsorbent hydrogels for controlled release of anticancer drug[J]. International Journal of Biological Macromolecules, 2019, 124: 1220-1229.

[22] WU J L, HE W Y, XU R J, et al. Asymmetric porous hydrogel encapsulating vulcanized molecular brushes with anti-bacterial adhesion, anti-infection, and pro-healing properties towards infected

wound treatment[J].Nanoscale,2024,16(44):20489-20495.
[23] 房东阳, 金义光. 可穿戴设备在药物递送中的研究进展[J]. 材料工程, 2024, 52(8): 76-86.
FANG D Y, JIN Y G. Progress in wearable devices for drug delivery[J]. Journal of Materials Engineering, 2024, 52(8): 76-86.
[24] SCHALY S, ISLAM P, PRAKASH S. Alginate-chitosan hydrogel formulations for VEGFA expressed baculovirus delivery promoting angiogenesis for wound healing and revascularization[J]. European Heart Journal, 2024, 45(Suppl 1): ehae666.1461.
[25] 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.
[26] 郭守城,邢瑞权,杜学超,等.聚对二氧环己酮/聚乙烯醇复合水凝胶的制备及性能[J].高分子材料科学与工程,2024,40(1):57-65.
GUO S C, XING R Q, DU X C, et al. Preparation and properties of poly(p-dioxanone)/polyvinyl alcohol composite hydrogels[J]. Polymer Materials Science & Engineering, 2024, 40(1): 57-65.
[27] WANG Y, LIU K, WEI W Y, et al. A multifunctional hydrogel with photothermal antibacterial and AntiOxidant activity for smart monitoring and promotion of diabetic wound healing[J]. Advanced Functional Materials, 2024, 34(38): 2402531.
[28] CASTREJÓN-COMAS V, ALEMÁN C, PÉREZ-MADRIGAL M M. Multifunctional conductive hyaluronic acid hydrogels for wound care and skin regeneration[J]. Biomaterials Science, 2023, 11(7): 2266-2276.
[29] ALZUBAIDY G, ALHARBI S, ABDULLAH T, et al. Role of electrospun scaffolds at different stages of wound healing: advancements, challenges, and future directions[J]. ACS Applied Polymer Materials, 2025, 7(21): 13991-14014.
[30] DALISSON B, BARRALET J. Bioinorganics and wound healing[J]. Advanced Healthcare Materials, 2019, 8(18): 1900764.
[31] CAO W X, XIA D, ZHOU L X, et al. Antibacterial and antioxidant wound dressings with pH responsive release properties accelerate chronic wound healing[J]. Materials Today Physics, 2024, 40: 101316.
[32] 周筱涵,蒋好,田军龙.具有伤口愈合的锂离子/聚多巴胺复合功能水凝胶[J].湘潭大学学报(自然科学版),2025,47(4):103-113.
ZHOU X H, JIANG H, TIAN J L. Li^{+}/poly(dopamine) composite hydrogel with wound-healing properties[J]. Journal of Xiangtan University (Natural Science Edition), 2025, 47(4): 103-113.
[33] SUN M N, CHEN W Y, WANG L, et al. Highly conductive ionohydrogels for humidity sensing[J]. Polymers, 2025, 17(3): 327.
[34] 陶卉,张雨萱,陈钰倩,等.羧甲基纤维素钠/聚丙烯酸导电水凝胶的制备及其性能[J].功能高分子学报, 2025, 39(1): 34-44.
TAO H, ZHANG Y X, CHEN Y Q, et al. Preparation of sodium carboxymethyl cellulose/poly(acrylic acid) conductive hydrogel and its properties[J]. Journal of Functional Polymers, 2025, 39(1): 34-44.
[35] LI Y Q, WANG J, YUE J J, et al. High magnesium prevents matrix vesicle-mediated mineralization in human bone marrow-derived mesenchymal stem cells *via* mitochondrial pathway and autophagy[J]. Cell Biology International, 2018, 42(2): 205-215.
[36] MAO C, WANG M, ZHUANG L, et al. Metabolic cell death in cancer: ferroptosis, cuproptosis, disulfidptosis, and beyond[J]. Protein & Cell, 2024, 15(9): 642-660.
[37] PALMER L D, JORDAN A T, MALONEY K N, et al. Zinc intoxication induces ferroptosis in A549 human lung cells[J]. Metallomics, 2019, 11(5): 982-993.
[38] YOSHINO Y, TERUYA T, MIYAMOTO C, et al. Unraveling the mechanisms involved in the beneficial effects of magnesium treatment on skin wound healing[J]. International Journal of Molecular Sciences, 2024, 25(9): 4994.
[39] NISHIDA K, HASEGAWA A, YAMASAKI S, et al. Mast cells play role in wound healing through the ZnT_2/GPR39/IL-6 axis[J]. Scientific Reports, 2019, 9: 10842.
[40] YIN L, TANG Q W, KE Q, et al. Sequential anti-infection and proangiogenesis of DMOG@ZIF-8/gelatin-PCL electrospinning dressing for chronic wound healing[J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2023, 15(42): 48903-48912.
[41] YANG F, XUE Y J, WANG F L, et al. Sustained release of magnesium and zinc ions synergistically accelerates wound healing[J]. Bioactive Materials, 2023, 26: 88-101.

基金项目:贵州省自然科学基金(黔科合基础-ZK[2024]重点021);湖南省自然科学基金(2023JJ30588);贵州大学智能制造与研究生联合培训基地产业与教育结合创新平台(2020-520000-83-01-324061);贵州省高级创意人才培养项目([2015]4015);贵州智能服务工程研究中心项目(2203-520102-04-04-298868)
收稿日期:2026-01-12;**录用日期**:2026-02-27
通讯作者:张经略(2000—),男,博士,主要研究创面修复,联系地址:浙江省杭州市浙江大学医学院附属第二医院整形科(310009),E-mail:Zhangjinglue@csu.edu.cn;吴鼎宇(1987—),男,主治医师,博士,主要研究整形外科与组织工程、再生医学、创面修复、颅骨修复、疤痕修复,联系地址:湖南省长沙市中南大学湘雅医院整形外科(410008),E-mail:wdy720@126.com;田军龙(1985—),男,副教授,博士,主要研究光热/光电材料与器件,联系地址:贵州省贵阳市花溪区贵州大学南校区智芯楼(550025),E-mail:jltian169@163.com

(本文责编:齐 新)