

多功能水凝胶伤口敷料：材料设计、促愈合机制与临床转化

庞 兴, 许伟凡, 宋子怡, 王雨晴, 任鹏飞*

皖南医科大学医学影像学院, 安徽 芜湖

收稿日期: 2026年5月20日; 录用日期: 2026年7月2日; 发布日期: 2026年7月14日

摘 要

水凝胶伤口敷料具有高含水率、柔软贴合、可塑形和药物负载能力, 是创面管理的重要材料平台。本文围绕“材料-结构-功能-机制-转化”主线, 综述天然与合成高分子水凝胶的结构特征、改性策略及适用场景, 总结动态交联、双网络增强、纳米复合、注射、喷涂、3D打印和微针等策略对敷料黏附、抗菌、抗氧化、控释及力学适配性能的调控作用。在此基础上, 本文进一步从典型原创研究案例、技术优劣辨析及临床转化壁垒等角度, 分析多功能水凝胶由实验室研究走向临床应用所面临的监管评价、灭菌兼容性、成本效益和临床需求匹配问题。水凝胶促进愈合的核心机制包括维持湿性微环境、模拟细胞外基质、抑制感染与炎症、递送活性因子及实现动态力学适配。未来研究应从单纯功能叠加转向需求导向设计, 强化构效关系验证、标准化制备和临床转化评价, 以推动水凝胶敷料实现安全、有效和可制造的精准修复。

关键词

水凝胶, 伤口敷料, 湿性愈合

Multifunctional Hydrogel Wound Dressings: Material Design, Pro-Healing Mechanisms and Clinical Translation

Xing Pang, Weifan Xu, Ziyi Song, Yuqing Wang, Pengfei Ren*

School of Medical Imaging, Wannan Medical University, Wuhu Anhui

Received: May 20, 2026; accepted: July 2, 2026; published: July 14, 2026

*通讯作者。

文章引用: 庞兴, 许伟凡, 宋子怡, 王雨晴, 任鹏飞. 多功能水凝胶伤口敷料: 材料设计、促愈合机制与临床转化[J]. 生物医学, 2026, 16(4): 701-710. DOI: 10.12677/hjbm.2026.164072

Abstract

Hydrogel wound dressings, characterized by high water content, soft conformability, shape adaptability, and drug-loading capacity, have become an important material platform for wound management. Following the framework of “materials-structures-functions-mechanisms-translation”, this review summarizes the structural characteristics, modification strategies, and application scenarios of natural and synthetic polymer-based hydrogels, and discusses how dynamic crosslinking, double-network reinforcement, nanocomposites, injectable and sprayable systems, 3D printing, and microneedles regulate adhesion, antibacterial activity, antioxidant capacity, controlled release, and mechanical adaptation. On this basis, this review further analyzes the barriers encountered in translating multifunctional hydrogels from laboratory research to clinical application, including regulatory evaluation, sterilization compatibility, cost-effectiveness, and alignment with clinical needs, from the perspectives of representative original case studies, technical trade-offs, and clinical translation challenges. Hydrogels promote wound healing mainly by maintaining a moist micro-environment, mimicking the extracellular matrix, inhibiting infection and inflammation, delivering bioactive factors, and enabling dynamic mechanical adaptation. Future studies should shift from simple multifunctional integration toward demand-oriented design, and strengthen structure-function validation, standardized fabrication, and translational evaluation to advance hydrogel dressings toward safe, effective, and manufacturable precision wound repair.

Keywords

Hydrogel, Wound Dressing, Moist Wound Healing

Copyright © 2026 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

皮肤是人体抵御外界刺激和病原侵袭的第一道屏障，承担物理防护、免疫监视、体液平衡和感觉传递等功能。创伤、烧伤、手术切口以及糖尿病等疾病导致的皮肤缺损，不仅破坏局部屏障，还可能引起感染、慢性炎症和组织坏死。随着人口老龄化、代谢性疾病增加和耐药菌感染风险上升，创面修复已由单纯闭合伤口发展为兼顾抗感染、促再生、减瘢痕和改善生活质量的综合治疗问题[1] [2]。

敷料选择直接影响创面愈合速度和愈合质量。传统纱布和棉垫虽然价格低廉、操作简便，但保湿能力不足，易与新生肉芽组织粘连，换药时可能造成疼痛和二次损伤；同时，此类敷料多缺乏主动抗菌和促修复功能，难以满足感染性、深部或不规则创面的处理需求[3]。自湿性愈合理论提出以来，维持适度湿润、减少痂皮形成和促进细胞迁移已成为现代敷料设计的重要原则[4]。在此基础上，敷料研究进一步从“被动覆盖”转向“主动调控创面微环境”。

水凝胶由亲水性高分子通过物理或化学交联形成三维网络，通常具有较高含水率、柔软性、可塑性和良好生物相容性。其网络结构可吸收渗出液、保持创面湿润、负载药物和生物活性因子，并通过调节交联密度、孔隙结构和降解速率实现功能可设计[5] [6]。天然高分子水凝胶具有细胞相容性和生物识别优势，合成高分子水凝胶则便于控制力学性能和释放行为[7]。因此，水凝胶不仅是湿性敷料的一种类型，更是连接材料工程、药物递送和组织再生的重要平台。本文围绕“材料-结构-功能-机制-转化”主线，系统梳理水凝胶伤口敷料的材料体系、构建策略和促愈合机制，并进一步讨论其临床转化中仍需解

决的关键问题。

与单纯罗列材料类别或功能模块不同,本文在总结水凝胶材料体系和促愈合机制的同时,进一步强调技术辨析和临床转化评价:一方面通过典型研究案例分析代表性水凝胶体系的设计逻辑、关键发现与局限性;另一方面从监管科学、灭菌工艺、成本效益和临床需求匹配等角度讨论其产业化瓶颈,以期为后续研究提供更具临床指向性的设计框架。

2. 伤口愈合需求与敷料功能演进

伤口愈合是止血、炎症、增殖和重塑等阶段连续重叠的生物学过程,各阶段对敷料功能提出不同要求[8]。止血期发生于损伤后数分钟至数小时,血管收缩、血小板聚集和凝血级联反应共同形成纤维蛋白凝块,暂时封闭创面并为后续细胞募集提供支架[9]。因此,早期敷料应具备快速贴合、吸附血液、辅助凝血和屏障保护能力。炎症期通常持续约 1~4 d,中性粒细胞和巨噬细胞参与病原体及坏死组织清除,但炎症持续或过度放大会阻碍修复进程[10]。该阶段敷料需兼顾抗菌、抗氧化和免疫调节功能,避免感染扩散和炎症失衡。增殖期大致发生于伤后 4~21 d,成纤维细胞、角质形成细胞和内皮细胞迁移增殖,促进肉芽组织形成、细胞外基质(ECM)沉积、血管生成和再上皮化[11]。此时敷料应维持适度湿润,提供三维支撑,并根据需要递送药物或生长因子。重塑期可持续数月,主要表现为胶原成熟、血管回退和力学强度恢复,敷料设计则应重视降解速率、力学匹配、低损伤移除和瘢痕控制[12]。

医用敷料的发展正是围绕上述需求不断演进。传统纱布、棉垫和绷带主要发挥被动覆盖、吸液和机械保护作用,但保湿性差,易与创面粘连,且缺乏抗菌和促修复活性[13]。水胶体、泡沫、藻酸盐、薄膜和水凝胶等湿性敷料可维持创面湿润,促进自溶性清创和细胞迁移,减少换药频率[14]。进一步发展的功能性敷料则通过整合 pH、温度、葡萄糖、酶或氧化还原响应结构,实现抗菌、抗炎、控释、光热治疗和创面监测等主动调控功能[15]。

在各类新型敷料中,水凝胶因高含水率、柔软贴合、多孔网络、可负载活性物质和结构可调等特点,能够同时满足湿润环境维持、ECM 模拟、药物递送和力学适配等需求。因此,水凝胶伤口敷料的设计应遵循“愈合阶段-创面需求-材料结构-功能输出”的逻辑,而不是单纯追求材料新颖性或功能堆叠。

3. 水凝胶敷料的材料体系与设计要点

3.1. 天然高分子水凝胶

天然高分子材料来源于植物、动物或微生物,具有较好的生物相容性、亲水性和可修饰性,是水凝胶敷料的重要基础。海藻酸盐由甘露糖醛酸和古洛糖醛酸单元组成,可与 Ca^{2+} 形成“蛋托”结构,快速离子交联成胶,适合高渗出创面和止血敷料。但纯海藻酸盐湿态强度较低,常需与明胶、壳聚糖、聚乙烯醇或纳米填料复合,以改善力学性能和降解稳定性[16]。

壳聚糖是甲壳素脱乙酰产物,分子链含有氨基,在酸性环境下带正电,可与细菌细胞膜表面负电荷发生静电作用,改变膜通透性并发挥抗菌作用。壳聚糖还具有一定止血和黏膜黏附性能,常用于出血、感染或需要组织黏附的创面。通过羧甲基化、季铵化、多巴胺接枝或醛基化改性,可改善其水溶性、抗菌性、自修复性和湿表面黏附能力[17]。

透明质酸是皮肤 ECM 中的重要糖胺聚糖,能够调节细胞迁移、炎症反应和组织水合状态。透明质酸水凝胶保水能力强、免疫原性低,适合干燥创面和组织再生支架;但其体内降解较快,通常需要甲基丙烯酸酯化、酰胺化、苯硼酸修饰或与合成聚合物交联,以延长驻留时间并赋予光固化或刺激响应能力[18]。纤维素、羧甲基纤维素和细菌纤维素具有来源广、机械稳定性好、纳米纤维网络丰富等优势,尤其适合烧伤和大面积创面覆盖,但本征抗菌能力不足,常需负载银离子、抗菌肽或多酚类组分[19]。

胶原和明胶属于蛋白质类材料，保留了细胞黏附相关序列，可为成纤维细胞和角质形成细胞迁移提供生物信号。胶原更接近天然真皮结构，但成本较高、批次差异和力学稳定性需控制；明胶来源广、价格低，甲基丙烯酰化明胶(GelMA)可用于光固化和 3D 打印，是构建仿 ECM 支架和个性化创面敷料的重要生物墨水[20]。

3.2. 合成高分子水凝胶

合成高分子水凝胶的优势在于分子量、官能团密度、交联方式和降解行为可精确调节。聚乙烯醇(PVA)含有丰富羟基，可通过反复冻融形成物理交联网络，无需引入有毒化学交联剂，具有较好柔韧性和透明性。PVA 本身缺乏抗菌和细胞识别能力，但与壳聚糖、海藻酸盐、明胶、硼酸盐、银纳米粒或植物多酚复合后，可获得抗菌、自愈合或响应释放功能[21]。

聚乙二醇(PEG)具有低免疫原性和抗蛋白吸附特征，常通过丙烯酸酯、硫醇、马来酰亚胺等端基修饰形成可控网络[22]。PEG 水凝胶适合药物控释和防粘连，但其惰性骨架缺乏细胞黏附位点，通常需接枝 RGD 肽、肝素或与胶原、明胶、透明质酸等天然材料构建互穿网络。聚丙烯酰胺(PAM)水凝胶透明、弹性好，掺入导电填料后可用于应变、pH 或温度监测，但需严格控制单体残留和长期安全性[23]。

尽管合成高分子没有生物批次差异性的困扰，但其化学惰性骨架天然缺乏细胞识别和特异性信号转导位点。为了引入这些活性中心，通常需要执行复杂的后修饰工艺(如端基接枝特定功能肽段)，这不仅拉高了量产的工业化门槛，更可能因接枝率的不均匀诱发凝胶局部交联密度失衡。此外，合成高分子水凝胶在面对高渗出创面的动态物理剪切时，容易出现材料各向同性力学各节点的应力集中，导致材料在未达到预期降解周期前提前发生局部撕裂，从而丧失对创面的物理屏障保护。这种缺乏基质动态自适应调控的局限，是合成材料体系在设计时必须辨析和解决的关键痛点。

3.3. 复合水凝胶与功能整合

单一材料往往难以同时满足创面敷料对湿度管理、抗菌、力学支撑、药物递送和生物安全性的需求，因此复合与杂化是水凝胶设计的主要方向。壳聚糖/海藻酸盐可通过聚电解质相互作用改善网络稳定性；明胶/PEG 互穿网络可兼顾细胞黏附与力学强度；PVA/硼酸盐体系可通过动态硼酸酯键实现自修复；聚多巴胺、MXene、金属有机框架、纳米粘土、银纳米粒和氧化石墨烯等组分则可赋予抗菌、导电、光热、抗氧化或缓释能力[24]。

需要注意的是，功能组分的加入应服务于明确创面需求。银、铜、锌等金属离子或纳米材料可增强抗菌效果，但过量可能抑制成纤维细胞和角质形成细胞；光热材料可快速杀菌，却需控制照射温度和深度；导电材料有助于传感或电刺激修复，但其长期残留与降解代谢仍需评估。因而，复合水凝胶的评价应同时报告疗效、剂量窗口和组织安全性。

因此，复合水凝胶的创新不应简单等同于组分数量增加。对于低渗出、浅表或短期使用创面，过度复杂的纳米复合和多重响应设计可能并不能带来显著临床收益，反而增加灭菌、储存、质量控制和安全评价难度。更合理的策略是根据创面类型确定“必需功能”和“可选功能”：例如感染风险高的创面优先关注抗菌和抗生物膜，动态部位创面优先关注黏附与柔韧性，慢性渗出性创面则应优先解决吸液、保湿和低损伤换药问题。

4. 水凝胶敷料的构建策略与成型技术

4.1. 交联机制

水凝胶的结构稳定性和功能输出主要由交联方式决定。物理交联依赖离子作用、氢键、疏水相互作用

用或主客体识别等非共价相互作用,通常条件温和、细胞相容性好,适合负载生长因子、细胞外囊泡或活细胞。例如,海藻酸盐可与 Ca^{2+} 离子快速成胶,PVA 可通过反复冻融形成微晶区,环糊精-金刚烷主客体体系则可赋予剪切变稀和可注射特征[25]。但物理交联网络在高渗液、运动或长期湿态环境中可能出现强度不足和结构松散。

化学交联通过共价键构建稳定网络,力学强度和形态保持能力更好。常见方法包括自由基聚合、光交联、点击化学、席夫碱反应和酶促交联等。自由基聚合和光交联适合快速原位成型;点击化学反应效率高、副产物少;席夫碱键、胺键、硼酸酯键和二硫键等动态共价键兼具稳定性与可逆性,可赋予水凝胶自修复、刺激响应和可降解特征[26]。从伤口敷料角度看,交联体系不仅决定“能否成胶”,更决定凝胶化时间、湿态强度、药物释放和换药安全性。

4.2. 成型技术与应用场景

成型方式直接影响水凝胶敷料的临床适配性。可注射水凝胶可经注射器进入不规则、深部或窦道样创面,并在局部温度、pH、离子浓度或光照条件下原位成胶。其优势是贴合性强、创伤小、便于递送药物或活性因子;但凝胶化时间需控制在可操作范围内,且成胶后应具备足够抗流失能力[27]。喷涂水凝胶通过双组分雾化混合或原位交联覆盖创面,适用于烧伤、大面积擦伤和手术切口。喷涂方式可减少裁剪和接触操作,使药物分布更均匀,但也要求喷雾粒径、成膜速度和膜层厚度稳定[28]。

3D 打印水凝胶利用挤出式或光固化技术构建与创面形态匹配的三维支架,可调控孔隙率、层间结构和药物空间分布,在个体化敷料和仿生皮肤构建中具有潜力[29]。然而,其临床普及仍受打印速度、无菌制备、材料批次稳定性和现场设备条件限制。水凝胶微针贴片可穿透角质层,将抗菌药物、外泌体或生长因子递送至创面深部,同时减少疼痛和系统暴露[30]。总体而言,成型技术应与创面形态、渗出量、感染风险和换药频率相匹配,而不宜脱离临床使用场景单独评价。

5. 水凝胶敷料促进愈合的多重机制

水凝胶敷料促进伤口愈合并非依赖单一作用,而是通过湿度管理、ECM 模拟、抗菌抗炎、局部递送和力学适配等机制共同实现。不同机制之间并非彼此独立,例如保湿环境有利于细胞迁移,抗炎调控有助于血管生成,适当降解又可促进细胞进入和基质重建。因此,对水凝胶促愈合作用的理解应从多因素协同出发。

第一,水凝胶可维持湿性微环境。适度湿润能够减少痂皮形成,促进角质形成细胞迁移和自溶性清创,同时缓解换药疼痛。但湿润并不等于过度含水,吸液能力不足会导致渗液积聚和浸渍,吸液过强又可能使创面干燥或破坏新生组织。因此,溶胀率、透氧性、保水性和换药周期需要结合创面渗出水平设计[31]。

第二,水凝胶可模拟 ECM 并支持细胞行为。含有胶原、明胶、透明质酸或 RGD 肽的水凝胶可提供细胞黏附信号,多孔网络能够为成纤维细胞、内皮细胞和角质形成细胞迁移提供三维支架。与正常真皮接近的弹性模量、适当孔径和可降解性有助于血管长入和胶原沉积。相反,过硬、过密或降解过慢的凝胶可能阻碍细胞进入和组织重塑[32]。

第三,水凝胶可发挥抗菌和抗炎作用。感染可使伤口长期停滞于炎症期,尤其是金黄色葡萄球菌、铜绿假单胞菌和多重耐药菌形成生物膜后,更难通过常规换药清除。壳聚糖、季铵盐、 ϵ -聚赖氨酸等带正电组分可破坏细菌膜;抗生素、抗菌肽、银纳米粒、金属有机框架和光热材料可降低菌负荷;多酚、纳米酶和活性氧(ROS)响应材料可减轻氧化损伤,并促进炎症向修复阶段转变[33]。

第四,水凝胶可作为局部药物与生长因子递送平台。其三维网络可通过扩散、降解、亲和结合或刺

激响应释放抗菌药、止痛药、抗炎药、表皮生长因子、血管内皮生长因子、一氧化氮供体和细胞外囊泡等活性成分。与全身给药相比,局部递送可提高创面药物浓度并减少全身不良反应。但释放体系应避免早期突释、活性分子失活和降解产物毒性[34]。

第五,水凝胶可实现力学适配和自愈合。创面常位于关节、足底、颈部等动态部位,敷料需要承受拉伸、弯曲、摩擦和湿态环境。动态交联和双网络结构可帮助凝胶在形变后恢复完整性,湿表面黏附可保持敷料固定,而可触发解黏附则有助于减少换药损伤。理想水凝胶应在“贴得住”和“取得下”之间实现平衡[35]。

6. 典型研究案例与关键技术辨析

6.1. 抗生物膜 - 抗氧化双功能水凝胶

Pranantyo 等[6]报道了一种兼具抗生物膜和抗氧化功能的水凝胶敷料,并在感染性糖尿病创面模型中验证了其促愈合效果。该研究的价值在于没有将抗菌作用孤立理解为“杀灭细菌”,而是将生物膜抑制、活性氧(ROS)清除和组织再生纳入同一治疗逻辑,体现了感染创面治疗从单一抗菌向微环境综合调控的转变。

然而,该体系也提示了多功能水凝胶研究中的共性问题:当材料同时具有抗菌、抗氧化、黏附和免疫调节等多种功能时,最终疗效究竟由哪一功能模块主导并不容易区分。若缺乏充分的消融实验和机制分层验证,多功能设计容易停留在“功能叠加”的表述层面。此外,复杂组分也可能增加生产成本、质量控制难度和长期安全性评价压力。

6.2. MXene 注射型供氧水凝胶

Li 等[27]构建了 MXene 纳米片锚定的可注射水凝胶,并利用温和光热效应调控氧释放,用于改善糖尿病创面的缺氧微环境。该研究将可注射成型、抗氧化、供氧和光热调控制整合于同一平台,较好体现了水凝胶作为“局部微环境调节器”的材料优势。

需要辨析的是,此类体系的有效性往往依赖近红外光照等外部条件,实验室环境中可以实现精准控制,但在基层医疗机构、长期居家换药和不规则创面场景中,设备依赖性和操作标准化仍可能限制其推广。因此,刺激响应型水凝胶在评价时不应只关注动物实验中的愈合速度,还应同步报告照射剂量、温升范围、操作时间窗和重复治疗的可行性。

6.3. 自修复黏附与按需脱附水凝胶

Li 等[19]开发的羧甲基纤维素/壳聚糖基水凝胶兼具湿表面黏附、自修复和按需脱附能力,在深度烧伤修复中表现出较好的组织贴合与低损伤换药潜力。该研究针对临床中“敷料需要贴得牢,但换药时又不能撕裂新生组织”的矛盾,提出了较有转化价值的材料设计思路。

但从临床转化角度看,动态交联和按需脱附体系仍需回答三个问题:其一,触发脱附条件是否温和、可控且适合床旁操作;其二,反复黏附-脱附后材料性能是否稳定;其三,多步化学修饰是否具备规模化制备和批间一致性。上述问题决定了该类水凝胶能否从“概念验证材料”走向稳定医疗产品。

6.4. 从“加法设计”到“减法筛选”

上述案例表明,水凝胶敷料的发展不能只做“加法”。抗菌、抗氧化、导电、光热、传感和药物控释等功能并非越多越好,而应服从创面真实需求和临床使用场景。过度复杂的设计可能带来机制解释困难、灭菌适配性下降、成本升高和监管路径延长等问题。未来研究应在早期设计阶段引入“减法筛选”:明确目标创面的主要障碍,保留对疗效贡献明确且安全窗口清楚的功能模块,删除与临床获益关系不清或

增加转化负担的设计元素。

7. 临床转化壁垒与产业化挑战

水凝胶敷料在实验研究中显示出良好前景，但从材料样品转化为临床产品，需要同时满足疗效、安全、制造、储存、成本和使用便利性等要求。审视当前研究可见，许多论文强调动物模型中的愈合率提升，却较少讨论监管评价、灭菌兼容性、成本效益和临床工作流适配。因此，有必要将临床转化壁垒作为独立问题加以分析。

7.1. 监管科学与 ISO 10993 生物相容性评价

按照 ISO 10993 系列标准，伤口敷料属于与皮肤或破损表面直接接触的医疗器械，其生物学评价需纳入风险管理框架，综合考虑接触部位、接触时间、材料组成、可浸提物/可沥滤物和降解产物等因素[36][37]。与惰性敷料相比，水凝胶具有高含水率、动态交联网络和活性组分释放等特点，评价重点不仅包括细胞毒性、刺激性和致敏性，还应关注残余单体、交联剂、纳米填料、抗菌组分及降解产物的局部和系统毒性。

同时，许多智能水凝胶会在创面微环境中释放药物、金属离子、ROS 调节剂或生长因子，这使其边界可能介于医疗器械、药械组合产品和再生医学产品之间。若产品主要作用依赖药理学或免疫学机制，监管路径可能较单纯敷料更复杂。因此，水凝胶研发应在材料设计早期即明确预期用途、主要作用机制和风险分类，避免后期因产品属性不清而增加注册难度。

7.2. 无菌化、储存稳定性与制造一致性

无菌化是水凝胶敷料临床转化中的关键环节。 γ 射线或电子束辐照具有穿透力强、残留少等优势，但可能引发聚合物链断裂、交联密度改变和凝胶脆化，进而影响溶胀率、力学强度、黏附性和药物释放行为。环氧乙烷灭菌适用于热敏材料，但残留物去除周期较长，且可能影响细胞相容性。对于含蛋白、生长因子、外泌体或活性酶的水凝胶，高温湿热灭菌通常更难适配。

因此，水凝胶敷料不能在完成材料设计后才考虑灭菌，而应开展“灭菌前后性能等同性”评价，包括含水率、凝胶时间、力学强度、黏附力、释放曲线、抗菌活性和细胞相容性等指标。此外，批间稳定性、无菌包装、长期储存脱水或溶胀变化，也是规模化生产必须解决的问题。

7.3. 成本效益：与成熟治疗策略的比较

从临床支付和医院采购角度看，新型水凝胶敷料需要与已有成熟产品竞争，例如银离子敷料、泡沫敷料、藻酸盐敷料及负压封闭引流技术(NPWT)。银离子敷料具有抗菌经验基础和较成熟供应链，最新系统评价显示其在缩短愈合时间方面具有一定优势，但对愈合率、疼痛、渗出控制和抗感染效果的证据仍存在异质性[38]。NPWT 在复杂创面和高渗出创面中应用广泛，但 Cochrane 评价提示其在压力性损伤中的完整愈合、生活质量和成本效益证据仍不充分[39]。

与上述成熟技术相比，多功能水凝胶通常涉及多步合成、纳米材料引入、活性因子负载或刺激响应结构，生产成本和质量控制成本可能更高。因此，其临床价值不能仅由“材料性能更先进”证明，而应通过治疗周期缩短、换药次数减少、感染率下降、住院时间缩短和患者疼痛改善等指标进行综合评价。未来研究可在动物实验之外增加初步健康经济学分析，为临床推广提供更直接依据。

7.4. 临床需求错配与真实使用场景

目前许多实验室研究强调“抗菌、抗炎、导电、光热、传感、控释”等多功能集成，但临床医生的真

实痛点往往更加具体：敷料是否容易贴合不规则创面，能否稳定管理渗出液，换药是否疼痛，是否便于观察创面，是否适合护士标准化操作，患者是否愿意长期使用。对于部分急性或浅表创面，简单可靠的保湿、吸液和防粘连功能可能比复杂响应功能更具实际价值。

因此，未来水凝胶研究应加强临床参与，在立项阶段即明确目标创面类型和使用场景。例如，糖尿病足更关注抗感染、抗炎和血管化；烧伤创面更关注大面积覆盖、疼痛控制和低损伤脱附；术后切口更重视防粘连、屏障保护和美观修复。只有将材料功能与医生操作流程、患者体验和支付可及性结合，才能减少实验室创新与临床应用之间的错配。

7.5. 转化导向的研究展望

总体而言，水凝胶敷料的发展方向应从“功能越多越好”转向“功能与创面需求精准匹配”。智能响应型水凝胶、电活性水凝胶、脱细胞基质水凝胶和诊疗一体化敷料仍将是重要研究方向，但其价值最终取决于能否在真实创面环境中实现可验证、可制造、可监管和可支付的治疗获益。未来研究应将材料学评价、动物实验、灭菌验证、成本分析和临床工作流评估纳入同一转化框架。

8. 结论

水凝胶敷料凭借高含水率、生物相容性、结构可塑性和功能负载能力，已成为伤口治疗领域最具潜力的新型敷料之一。本文从伤口愈合需求出发，梳理了天然与合成水凝胶材料体系、交联与成型策略，并总结了水凝胶通过湿性微环境维持、ECM 模拟、抗菌抗炎、局部递送和力学适配促进愈合的主要机制。在此基础上，本文进一步引入典型研究案例和技术辨析，强调水凝胶敷料研究不能停留于功能罗列，而应关注各功能模块对真实疗效的贡献、相互制约及临床可操作性。未来研究应进一步强化材料结构、功能输出和体内疗效之间的因果关系，重视湿态力学、降解安全、抗菌剂量窗口、灭菌兼容性、成本效益和标准化评价。真正具有转化价值的水凝胶体系应在疗效、安全性、可制造性、可监管性和临床需求匹配之间实现平衡，从而推动其由实验室功能验证走向临床精准修复。

基金项目

本文的工作受到了大学生创新创业训练计划项目(202410368027、S202510368085)，皖南医科大学大学生科研资助金项目(WK2024XS16)，安徽省高等学校科学研究项目(2024AH051897)，皖南医科大学高层次人才科研启动经费项目(WYRCQD2024001)的支持。

参考文献

- [1] Sen, C.K. (2019) Human Wounds and Its Burden: An Updated Compendium of Estimates. *Advances in Wound Care*, **8**, 39-48. <https://doi.org/10.1089/wound.2019.0946>
- [2] Frykberg, R.G. and Banks, J. (2015) Challenges in the Treatment of Chronic Wounds. *Advances in Wound Care*, **4**, 560-582. <https://doi.org/10.1089/wound.2015.0635>
- [3] Dhivya, S., Padma, V.V. and Santhini, E. (2015) Wound Dressings—A Review. *BioMedicine*, **5**, Article No. 22. <https://doi.org/10.7603/s40681-015-0022-9>
- [4] WINTER, G.D. (1962) Formation of the Scab and the Rate of Epithelization of Superficial Wounds in the Skin of the Young Domestic Pig. *Nature*, **193**, 293-294. <https://doi.org/10.1038/193293a0>
- [5] Tavakoli, S. and Klar, A.S. (2020) Advanced Hydrogels as Wound Dressings. *Biomolecules*, **10**, Article No. 1169. <https://doi.org/10.3390/biom10081169>
- [6] Pranantyo, D., Yeo, C.K., Wu, Y., Fan, C., Xu, X., Yip, Y.S., *et al.* (2024) Hydrogel Dressings with Intrinsic Antibiofilm and Antioxidative Dual Functionalities Accelerate Infected Diabetic Wound Healing. *Nature Communications*, **15**, Article No. 19. <https://doi.org/10.1038/s41467-024-44968-y>
- [7] Liang, Y.P., He, J.H. and Guo, B.L. (2021) Functional Hydrogels as Wound Dressing to Enhance Wound Healing. *ACS*

- Nano*, **15**, 12687-12722. <https://doi.org/10.1021/acsnano.1c04206>
- [8] Rodrigues, M., Kosaric, N., Bonham, C.A. and Gurtner, G.C. (2019) Wound Healing: A Cellular Perspective. *Physiological Reviews*, **99**, 665-706. <https://doi.org/10.1152/physrev.00067.2017>
 - [9] Guo, B.L., Dong, R.N., Liang, Y.P. and Li, M. (2021) Haemostatic Materials for Wound Healing Applications. *Nature Reviews Chemistry*, **5**, 773-791. <https://doi.org/10.1038/s41570-021-00323-z>
 - [10] Krzyszczyk, P., Schloss, R., Palmer, A. and Berthiaume, F. (2018) The Role of Macrophages in Acute and Chronic Wound Healing and Interventions to Promote Pro-Wound Healing Phenotypes. *Frontiers in Physiology*, **9**, Article No. 419. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.00419>
 - [11] Gurtner, G.C., Werner, S., Barrandon, Y. and Longaker, M.T. (2008) Wound Repair and Regeneration. *Nature*, **453**, 314-321. <https://doi.org/10.1038/nature07039>
 - [12] Xue, M. and Jackson, C.J. (2015) Extracellular Matrix Reorganization during Wound Healing and Its Impact on Abnormal Scarring. *Advances in Wound Care*, **4**, 119-136. <https://doi.org/10.1089/wound.2013.0485>
 - [13] Farahani, M. and Shafiee, A. (2021) Wound Healing: From Passive to Smart Dressings. *Advanced Healthcare Materials*, **10**, Article ID: 2100477. <https://doi.org/10.1002/adhm.202100477>
 - [14] Kuddushi, M., Shah, A.A., Ayranci, C. and Zhang, X. (2023) Recent Advances in Novel Materials and Techniques for Developing Transparent Wound Dressings. *Journal of Materials Chemistry B*, **11**, 6201-6224. <https://doi.org/10.1039/d3tb00639e>
 - [15] Chen, Y., Wang, X., Tao, S., Wang, Q., Ma, P., Li, Z., et al. (2023) Research Advances in Smart Responsive-Hydrogel Dressings with Potential Clinical Diabetic Wound Healing Properties. *Military Medical Research*, **10**, Article No. 24. <https://doi.org/10.1186/s40779-023-00473-9>
 - [16] Lee, K.Y. and Mooney, D.J. (2012) Alginate: Properties and Biomedical Applications. *Progress in Polymer Science*, **37**, 106-126. <https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2011.06.003>
 - [17] Guo, S., Ren, Y.K., Chang, R., He, Y.M., Zhang, D., Guan, F.X. and Yao, M.H. (2022) Injectable Self-Healing Adhesive Chitosan Hydrogel with Antioxidative, Antibacterial, and Hemostatic Activities for Rapid Hemostasis and Skin Wound Healing. *ACS Applied Materials & Interfaces*, **14**, 34455-34469. <https://doi.org/10.1021/acsmami.2c08870>
 - [18] Roehrs, H., Stocco, J.G., Pott, F., Blanc, G., Meier, M.J. and Dias, F.A. (2023) Dressings and Topical Agents Containing Hyaluronic Acid for Chronic Wound Healing. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, **2023**, CD012215. <https://doi.org/10.1002/14651858.cd012215.pub2>
 - [19] Li, M.Y., Qu, H.F., Li, Q., Lu, S.C., Wu, Y., Tang, Z.W., et al. (2024) A Carboxymethyl Cellulose/Chitosan-Based Hydrogel Harvests Robust Adhesive, On-Demand Detachment and Self-Healing Performances for Deep Burn Healing. *Chemical Engineering Journal*, **498**, Article ID: 155552. <https://doi.org/10.1016/j.cej.2024.155552>
 - [20] Fayyazbakhsh, F., Khayat, M.J. and Leu, M.C. (2022) 3D-Printed Gelatin-Alginate Hydrogel Dressings for Burn Wound Healing: A Comprehensive Study. *International Journal of Bioprinting*, **8**, Article No. 618. <https://doi.org/10.18063/ijb.v8i4.618>
 - [21] Jin, S.G. (2022) Production and Application of Biomaterials Based on Polyvinyl Alcohol (PVA) as Wound Dressing. *Chemistry—An Asian Journal*, **17**, e202200595. <https://doi.org/10.1002/asia.202200595>
 - [22] Ye, J., Li, Q.H., Zhang, Y.S., Su, Q., Feng, Z.J., Huang, P.S., et al. (2023) ROS Scavenging and Immunoregulative EGCG@Cerium Complex Loaded in Antibacterial Polyethylene Glycol-Chitosan Hydrogel Dressing for Skin Wound Healing. *Acta Biomaterialia*, **166**, 155-166. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2023.05.027>
 - [23] Babaluei, M., Mottaghitalab, F., Seifalian, A. and Farokhi, M. (2023) Injectable Multifunctional Hydrogel Based on Carboxymethylcellulose/Polyacrylamide/Polydopamine Containing Vitamin C and Curcumin Promoted Full-Thickness Burn Regeneration. *International Journal of Biological Macromolecules*, **236**, Article ID: 124005. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2023.124005>
 - [24] Gong, Y., Wang, P., Cao, R., Wu, J.Y.Z., Ji, H.R., Wang, M.S., et al. (2023) Exudate Absorbing and Antimicrobial Hydrogel Integrated with Multifunctional Curcumin-Loaded Magnesium Polyphenol Network for Facilitating Burn Wound Healing. *ACS Nano*, **17**, 22355-22370. <https://doi.org/10.1021/acsnano.3c04556>
 - [25] Ribeiro, M.M., Simões, M., Vitorino, C. and Mascarenhas-Melo, F. (2025) Physical Crosslinking of Hydrogels: The Potential of Dynamic and Reversible Bonds in Burn Care. *Coordination Chemistry Reviews*, **542**, Article ID: 216868. <https://doi.org/10.1016/j.ccr.2025.216868>
 - [26] Shahi, S., Roghani-Mamaqani, H., Talebi, S. and Mardani, H. (2022) Chemical Stimuli-Induced Reversible Bond Cleavage in Covalently Crosslinked Hydrogels. *Coordination Chemistry Reviews*, **455**, Article ID: 214368. <https://doi.org/10.1016/j.ccr.2021.214368>
 - [27] Li, Y., Fu, R.Z., Duan, Z.G., Zhu, C.H. and Fan, D.D. (2022) Artificial Nonenzymatic Antioxidant MXene Nanosheet-Anchored Injectable Hydrogel as a Mild Photothermal-Controlled Oxygen Release Platform for Diabetic Wound Healing.

- ACS Nano*, **16**, 7486-7502. <https://doi.org/10.1021/acsnano.1c10575>
- [28] Choi, J.Y., Joo, Y., Kang, R.J., Jeon, H.K. and Hong, G.S. (2024) Effect of Spray-Type Alginate Hydrogel Dressing on Burn Wounds. *Gels*, **10**, Article No. 152. <https://doi.org/10.3390/gels10020152>
 - [29] Liang, J.C., Zeng, H.J., Qiao, L., Jiang, H., Ye, Q., Wang, Z., *et al.* (2022) 3D Printed Piezoelectric Wound Dressing with Dual Piezoelectric Response Models for Scar-Prevention Wound Healing. *ACS Applied Materials & Interfaces*, **14**, 30507-30522. <https://doi.org/10.1021/acsaami.2c04168>
 - [30] Guo, Z.Y., Liu, H.Y., Shi, Z.K., Lin, L.L., Li, Y.P., Wang, M., *et al.* (2022) Responsive Hydrogel-Based Microneedle Dressing for Diabetic Wound Healing. *Journal of Materials Chemistry B*, **10**, 3501-3511. <https://doi.org/10.1039/d2tb00126h>
 - [31] Amirthalingam, S., Rajendran, A.K., Moon, Y.G. and Hwang, N.S. (2023) Stimuli-Responsive Dynamic Hydrogels: Design, Properties and Tissue Engineering Applications. *Materials Horizons*, **10**, 3325-3350. <https://doi.org/10.1039/d3mh00399j>
 - [32] Xu, Z., Liu, G., Liu, P., Hu, Y., Chen, Y., Fang, Y., *et al.* (2022) Hyaluronic Acid-Based Glucose-Responsive Antioxidant Hydrogel Platform for Enhanced Diabetic Wound Repair. *Acta Biomaterialia*, **147**, 147-157. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2022.05.047>
 - [33] Cheng, S.Y., Wang, H., Pan, X.H., Zhang, C., Zhang, K.X., Chen, Z.L., *et al.* (2022) Dendritic Hydrogels with Robust Inherent Antibacterial Properties for Promoting Bacteria-Infected Wound Healing. *ACS Applied Materials & Interfaces*, **14**, 11144-11155. <https://doi.org/10.1021/acsaami.1c25014>
 - [34] Tu, C.X., Lu, H.D., Zhou, T., Zhang, W.Y., Deng, L.W., Cao, W.B., *et al.* (2022) Promoting the Healing of Infected Diabetic Wound by an Anti-Bacterial and Nano-Enzyme-Containing Hydrogel with Inflammation-Suppressing, ROS-Scavenging, Oxygen and Nitric Oxide-Generating Properties. *Biomaterials*, **286**, Article ID: 121597. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2022.121597>
 - [35] Huang, Y., Mu, L., Zhao, X., Han, Y. and Guo, B. (2022) Bacterial Growth-Induced Tobramycin Smart Release Self-Healing Hydrogel for *Pseudomonas aeruginosa*-Infected Burn Wound Healing. *ACS Nano*, **16**, 13022-13036. <https://doi.org/10.1021/acsnano.2c05557>
 - [36] International Organization for Standardization (2025) ISO 10993-1:2025 Biological Evaluation of Medical Devices Part 1: Requirements and General Principles for the Evaluation of Biological Safety within a Risk Management Process. International Organization for Standardization.
 - [37] International Organization for Standardization. (2023) ISO 10993-17:2023 Biological Evaluation of Medical Devices Part 17: Toxicological Risk Assessment of Medical Device Constituents. International Organization for Standardization.
 - [38] Jiang, Y., Zhang, Q.J., Wang, H.J., Välimäki, M., Zhou, Q.H., Dai, W.W. and Guo, J. (2024) Effectiveness of Silver and Iodine Dressings on Wound Healing: A Systematic Review and Meta-Analysis. *BMJ Open*, **14**, e077902. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2023-077902>
 - [39] Shi, J., Gao, Y., Tian, J., Li, J., Xu, J., Mei, F., *et al.* (2023) Negative Pressure Wound Therapy for Treating Pressure Ulcers. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, **2023**, CD011334. <https://doi.org/10.1002/14651858.cd011334.pub3>