

金属微电池敷料在创面修复中的研究进展

陈锦苗 陈萌 任晓川 陈为超 王娜 李纪伟

青岛大学纺织服装学院,非织造材料与产业用纺织品创新研究院,青岛 266071

通信作者:李纪伟,Email:jiweili@qdu.edu.cn

【摘要】 开发既能抑制细菌感染又能主动促愈合的敷料,对修复创面以及医疗技术的发展具有十分重要的意义。电刺激在创面愈合过程中具有止血、抗菌、抗炎、引导细胞迁移、促再上皮化以及促细胞增殖等多重作用。金属微电池可在无须外接电源的情况下,提供稳定的电刺激能量来源。因此金属微电池与医用敷料的一体化集成,为电刺激在创面修复领域的无线应用带来了新的机遇。该文在介绍电刺激对创面愈合作用机制的基础上,从制备、抗菌、促愈合等角度综述了金属微电池敷料在创面修复中的研究进展,并详细介绍了当前不同类型金属微电池敷料的发展现状、面临的挑战以及未来的发展趋势。

【关键词】 生物敷料; 电刺激疗法; 伤口愈合; 金属微电池

基金项目: 国家自然科学基金青年科学基金项目(52203060);山东省高等学校青创科技支持计划创新团队(2022KJ152);中国博士后科学基金面上项目(2022M711735);青岛市市南区科技计划项目(2022-3-009-SW)

Research progress of metal micro-battery dressings in wound repair

Chen Jinmiao, Chen Meng, Ren Xiaochuan, Chen Weichao, Wang Na, Li Jiwei

College of Textile & Clothing, Qingdao University, Institute of Nonwovens and Industrial Textile Innovation, Qingdao 266071, China

Corresponding author: Li Jiwei, Email: jiweili@qdu.edu.cn

【Abstract】 To develop the dressings that can both inhibit bacterial infection and actively promote healing is of great importance for wound repair and the development of medical technology. Electrical stimulation has multiple roles in wound healing, including hemostasis, antibacterial, anti-inflammatory, guidance of cell migration, promotion of re-epithelialization, and proliferation of cells. Metal micro-battery can provide a stable source of electrical stimulation energy without an

external power source. Thus, the integration of metal micro-battery with medical dressings opens up new opportunities for the wireless application of electrical stimulation in wound repair. In this review, the mechanism of the effect of electrical stimulation on wound healing is systematically presented, then recent advances in metal micro-battery dressings, including preparation methods, antibacterial performance, and healing properties are mainly introduced, and the current challenges and prospects of metal micro-battery dressings are also provided.

【Key words】 Biological dressings; Electric stimulation therapy; Wound healing; Metal micro-battery

Fund program: Youth Science Foundation Program of National Natural Science Foundation of China (52203060); Innovation Team of Shandong Province Higher Education Institution Youth Innovation Science and Technology Support Program (2022KJ152); The fellowship of China Postdoctoral Science Foundation (2022M711735); Qingdao City South District Science and Technology Plan Project (2022-3-009-SW)

皮肤是人体最大的器官,也是人体的天然屏障,在抵御异物和病原体方面起着重要作用。烧创伤、手术以及各种慢性皮肤溃疡形成的创面极易被病菌感染,严重影响创面的愈合进程^[1]。目前已有大量抗菌功能敷料,如壳聚糖敷料^[2]、载纳米银敷料^[3]、抗菌棉敷料^[4]等被开发出来用于创面护理,但其普遍缺乏主动促愈合功能。

研究表明,创面的产生破坏了上皮细胞间的屏障,使得创面处上皮细胞的电势低于正常皮肤,从而在创面处形成内源性电场,该内源性电场可参与调节皮肤细胞的迁移、增殖、极化等一系列生物学行为,因此模拟增强人体皮肤内源性生理电场可通过引导皮肤相关细胞的迁移从而加速创面修复^[5-6]。

目前,已有电刺激装置^[7]、导电材料^[8]、驻极材料以及

DOI: 10.3760/cma.j.cn501225-20220926-00416

本文引用格式:陈锦苗,陈萌,任晓川,等.金属微电池敷料在创面修复中的研究进展[J].中华烧伤与创面修复杂志,2023,39(6):596-600.DOI: 10.3760/cma.j.cn501225-20220926-00416.

Chen JM, Chen M, Ren XC, et al. Research progress of metal micro-battery dressings in wound repair[J]. Chin J Burns Wounds, 2023, 39(6): 596-600. DOI: 10.3760/cma.j.cn501225-20220926-00416.



光/压电材料^[9]等被开发出来并应用于创面的电刺激促愈合治疗,但电刺激装置和导电材料需要外接电源,驻极材料电荷易衰减,光/压电材料易受光源/形变制约,严重限制了电刺激技术在创面修复领域中的应用。金属微电池能够持续稳定自主地提供电刺激^[10-11],其与医用敷料的一体化集成为电刺激在创面修复领域的无线应用带来了新的机遇。

本文首先介绍电刺激对创面愈合的作用机制,然后对金属微电池敷料的制备、抗菌、促愈合作用进行系统回顾,重点介绍不同类型金属微电池敷料在创面修复中的研究进展,并总结金属微电池敷料的现存问题以及未来的发展趋势。

1 电刺激在创面愈合中的作用

皮肤创面愈合包括 4 个连续的阶段:止血、炎症、增殖和重塑。研究表明,电刺激在创面愈合的各个阶段均可发挥作用^[12]。

1.1 止血阶段

虽然电刺激止血的相关研究较少,但已有报道证实电刺激对血小板凝血起促进作用。Frelinger 等^[13]观察到在双极低场强和单极高场强下,脉冲电刺激会导致血小板源性微粒的产生和血小板表面促凝标志物的激活,同时诱导相关生长因子的释放和细胞增殖。

1.2 炎症阶段

慢性创面的正常愈合过程通常会被炎症干扰。Lee 等^[14]使用紫外线照射 22 例受试者的腰椎区创面以诱发炎症反应,将每名受试者腰椎区分为 2 个区域且仅对其中 1 个区域施加 50 μA 强度的微电流,然后通过测量创面色红和亮度随时间的变化情况检测创面收缩情况,结果表明应用微电流的区域愈合更快。此外,电刺激的抗菌作用有助于减轻炎症。创面区域的革兰阴性和革兰阳性菌均携带负电荷^[15],电场的正极性吸引可降低它们的运动能力,从而减轻细菌引起的炎症反应。

1.3 增殖阶段

增殖阶段主要包括血管生成和再上皮化等。

1.3.1 电刺激对血管生成的影响 血管生成是细胞增殖阶段的重要组成部分,新生成的血管可以改善组织的氧合和营养物质的运输,为创面愈合提供良好的微环境。内源性电场可诱导 VEGF 的释放,进而引导内皮细胞迁移。Asadi 等^[16]观察到,电刺激可以促进 VEGF 水平的升高从而促进大鼠全层皮肤缺损创面的愈合,且直流电比单相脉冲电流更有效。Sebastian 等^[17]将存在全层皮肤缺损创面的志愿者分为实施电刺激的治疗组和未进行任何干预的非治疗组,结果表明 14 d 后 VEGF 在电刺激治疗组中呈显著表达,是非治疗组的 2 倍,提示微电流在促进 VEGF 的释放和促进创面愈合方面具有良好的作用。

1.3.2 电刺激对上皮再生的影响 上皮形成是创面愈合的关键,而再上皮化中 KC 的迁移是创面闭合的基础。KC 是表皮的主要细胞群,KC 的迁移和增殖对再上皮化至

关重要,施加低至 10 mV/mm 的直流电场就足以诱导 KC 的定向迁移。Banerjee 等^[18]观察到,银/锌生物电敷料可显著促进人 KC 的迁移,而单独银或锌电极对细胞迁移作用不明显。Tandon 等^[19]研究了电偶微粒产生的微电流对体外真皮 Fb 的影响,观察到在细胞划痕试验中存在电偶微粒的细胞相较于未进行干预的细胞,划痕的闭合速度显著提高。

1.4 重塑阶段

创面重塑阶段会有大量的胶原蛋白沉积,与瘢痕的形成密切相关。Weiss 等^[20]首次观察到电刺激可改变瘢痕的厚度。Thawer 和 Houghton^[21]利用低压脉冲电流研究了糖尿病小鼠创面闭合的潜在机制,结果显示深部瘢痕中的胶原沉积量与电刺激的强度呈正相关,且电刺激可能会影响瘢痕的抗拉强度。Liang 等^[22]采用三维打印技术制备了一种新型氧化锌纳米颗粒修饰的聚偏氟乙烯/海藻酸钠压电水凝胶支架,该支架可采用双重压电响应模型模拟和放大内源性生物电,在显著加速创面愈合的同时,抑制瘢痕组织形成。

感染、肿瘤、放射以及糖尿病等原因导致的慢性难愈合创面形成原因复杂,除外部病原微生物感染这一主要因素外,还包括机体内源性病变等诱因^[23]。虽然前述大量研究已经证明电刺激可以通过增强 Fb 增殖和迁移以及血管生成等促进慢性创面的愈合,但电刺激对皮肤组织本身具体病变的作用效果以及相关机制仍不明晰。

2 金属微电池敷料

2.1 金属微电池敷料的制备及其电性能

目前,金属微电池与敷料基材的主要复合方式为丝网印刷和磁控溅射。丝网印刷是指将银和锌等金属粉末通过黏合剂交替印刷在敷料基材表面,如 Park 等^[24]用丝网印刷技术设计了一种银/锌微电池敷料,与组织渗出液接触后,银/锌电极之间形成微电路,产生持续的微电位。但丝网印刷存在金属电极粉末用量大,印刷黏合剂易导致放电反应不完全和化学毒性等问题。为此,研究人员尝试采用磁控溅射技术在敷料基材表面沉积具有不同电位的金属电极制备金属微电池敷料。与丝网印刷技术相比,磁控溅射技术具有溅射效率高、沉积速度快、质地均匀及绿色环保等优势,但也存在电极牢固度较弱、易脱落等问题^[25]。

虽然不同金属电极的理论电压值由金属电极的种类决定,但金属微电池的实测电压以及持续时间与电极种类、电极含量、电解液种类及含量等多个因素有关。丝网印刷金属微电池创面敷料的实测电压及持续时间与敷料单位面积的金属电极浓度有关,当金属电极质量分数 $<0.75\%$ 时,敷料产生的实测电压为 0.3 V 左右,将其浸入电解质溶液中 24 h 后电压下降到约 0.2 V;当敷料的单位面积金属质量分数较高($>3\%$)时,测得的最高电压可达 0.6 V 左右,并且在电解质中可以持续放电约 48 h。采用磁控溅射技术制备的铜/锌微电池产生的初始电势约为 0.8 V^[26],比锌/铜标准电势 1.1 V 略低。在使用锌/铜微电池过程中,由于锌阴极的电

偶腐蚀,铜阳极电极被保护,所以持续放电时间由锌电极的含量决定。此外,磁控溅射银/锌微电池的实测初始电压约为 851 mV^[27],也低于理想状态下银/锌电池的标准电压 1.5 V。

2.2 金属微电池敷料的抗菌作用

持续的创面感染是导致创面愈合延迟的主要因素。Kim 等^[28]系统评估了银/锌微电池敷料对多种创面病原体的体外抗菌效果,结果显示该电池敷料能有效杀灭耐超广谱 β -内酰胺酶的细菌、多重耐药菌、耐甲氧西林金黄色葡萄球菌等常见创面病原体。此外,银/锌微电池敷料对其他常见的大肠埃希菌、金黄色葡萄球菌和黏质沙雷菌等也有良好的抗菌效果。除了抗菌以外,有研究显示银/锌微电池敷料可有效抑制铜绿假单胞菌、耐酮康唑的白色念珠菌以及临床创面病原体单种生物膜的生长^[29]。

2.3 金属微电池敷料的生物安全性

生物安全性是敷料临床应用的前提。对于金属微电池敷料来说,其潜在生物安全风险主要来自于放电反应中产生的金属离子。通常采用细胞毒性来检测创面敷料的体外安全性,金属离子浓度过高会导致细胞存活率降低,表明敷料存在潜在的生物安全风险。ISO 10993-5:2017 标准规定,当材料致细胞存活率 >75% 时认为该材料无细胞毒性。研究表明,磁控溅射银/锌电极不会影响 Fb 的活性,即其放电反应过程中产生的金属离子不影响细胞的正常生理过程。由于金属离子浓度与细胞毒性有关,当纳米银离子浓度 ≥ 300 mg/L 时才会引起轻度肝损伤,这也间接表明银/锌微电池敷料产生的金属离子浓度较低^[10]。

除了细胞毒性外,溶血性也是评估敷料安全性的常用指标。银/锌微电池敷料的溶血比值随着金属电极质量分数的增大而增大,并遵循质量-效应关系。当银纳米颗粒的质量浓度 <1.25 mg/L 时,不会产生溶血作用。因此,可以通过控制金属电极浓度使所制备的微电流敷料具有良好的血液相容性。微电池敷料具有的良好体内外生物相容性,为其临床应用奠定了基础^[27, 30]。

3 不同类型的金属微电池敷料

3.1 银/锌复合聚酯织物微电池敷料

美国研究人员首次通过在聚酯织物表面丝网印刷具有不同电极电位的银/锌电极阵列制得一种 Procellera[®]微电池敷料,该 Procellera[®]敷料与创面血液/渗出液接触后会发生氧化还原反应,产生约 800~1 000 mV 的开路电压,具有电刺激杀菌、促愈合作用^[31]。此外,Procellera[®]敷料产生的弱电场可以预防和破坏创面细菌生物膜的形成、诱导铜绿假单胞菌群体感应基因的表达,减弱并抑制上皮钙黏蛋白表达^[32]。国内东华大学 Tan 等^[33]采用丝网印刷技术在聚酯非织造布表面构筑银/锌电极条形阵列制备柔性银/锌复合聚酯织物微电池敷料,结果显示随着浆料中银/锌粉末质量分数的增加,敷料产生的电压和电流逐渐升高,并且当银/锌粉末质量分数为 0.5%~1.0% 时,敷料表现出良好的细胞相

容性以及优异的止血性能。

3.2 银/锌复合棉织物微电池敷料

相比于聚酯基材,棉织物具有吸湿性高、与创面贴合度高、生物相容性良好等优点,是创面护理最常用的敷料基材。军事医学科学院 Yu 等^[34]通过丝网印刷技术将银/锌电极点状阵列构筑于医用棉垫表面,制备了一种微电池复合棉垫。在大鼠全层皮肤缺损创面愈合过程中,该微电池棉垫可降低创面组织的 TNF- α 和 IL 表达,并提高血管内 VEGF 和 EGF 的水平^[35],证实了该微电池棉垫可通过减少炎症持续时间和增加生长因子的表达来促进创面愈合。国内青岛大学 Liu 等^[10]首次采用模板限域磁控溅射技术在棉非织造表面构筑银/锌微电池阵列,制得了银/锌复合棉非织造布敷料,结果显示该敷料可产生约 876 mV/mm 的开路电压和约 47 μ A/cm² 的短路电流,结合其优异的亲水性、透气性、电刺激抗菌以及促细胞迁移性能,显示出对小鼠全层皮肤缺损创面的良好促愈作用。

3.3 银/锌复合聚己内酯/明胶纳米纤维微电池敷料

敷料基材的组成和结构可影响敷料的促愈合效果^[36]。当前,微电池敷料主要选用微米纤维织物或非织造布作为基材,而微米纤维不利于细胞的迁移与增殖,限制了微电池敷料的促愈合效果。通过静电纺丝技术制备的大比表面积、高孔隙率纳米纤维膜具有与 ECM 相似的结构,支持细胞黏附、增殖和分化,并能够与创面表面紧密贴合,是优异的创面敷料基材^[37]。近期,国内学者采用模板限域磁控溅射技术在聚己内酯/明胶静电纺纳米纤维膜表面构筑点状银/锌微电池阵列,制备了一种生物相容性良好的纳米纤维微电池敷料,并对其抗菌性能进行了系统研究^[27]。银/锌复合聚己内酯/明胶纳米纤维敷料的抗菌机制主要包括两方面:一是产生电刺激。当银/锌复合聚己内酯/明胶上的电极接触血液或创面渗出液时,在相邻的银和锌电极之间发生氧化还原反应,产生的电刺激可以改变细菌膜电位和膜蛋白构象从而降低细菌的代谢活性。另一方面是形成金属离子。释放的金属离子可以破坏细菌的细胞结构,进而分解细菌。此外,银/锌放电反应还可以促进活性氧的产生,同样有利于提高材料的抗菌性能。

3.4 铜/锌复合聚乙烯/棉/聚乙烯微电池敷料

黏附在创面上的敷料被揭下时会引起严重的疼痛和出血,并可能引发严重的并发症。因此,防粘连是创面敷料研究中需要重点考虑的因素之一^[38-39]。此外,微电池敷料目前主要以银/锌微电池为主,但是银的成本较高,限制了其大规模应用。近期,青岛大学 Dong 等^[26]将铜/锌微电池构筑于具有防粘连功能的聚乙烯/棉/聚乙烯敷料表面,该敷料的内层为亲水性棉纤维无纺布,2 个外层为疏水聚乙烯多孔膜,这一独特的“三明治”结构有利于敷料吸收创面渗液,同时惰性聚乙烯膜可有效降低敷料对创面的黏附。当铜和锌条形电极之间被导电液体连通以后可形成电偶,产生电刺激抗菌促愈作用。此外,得益于模板辅助磁控溅射技术,敷料表面铜/锌电极涂层的面积可以降低到 50%,使得铜/锌复

合聚乙烯/棉/聚乙烯具有良好的细胞相容性。

4 总结与展望

皮肤是保护人体的第 1 道屏障。创面修复不及时极有可能引发感染并导致严重的继发性损伤,形成一系列慢性难愈合创面。金属微电池敷料可以自发产生微电场,不仅具有抗菌作用,而且还能诱导愈合相关细胞的迁移,赋予敷料主动促愈合的功能。此外,金属微电池敷料解决了目前大部分电活性敷料需要外接电源以及电刺激不稳定的问题,有望成为新一代电活性敷料,但仍存在如下一些问题需要解决:(1)不同原因造成的创面大小和性质不同,因此,需要研究金属微电池敷料电刺激强度、频率和持续时间的有效调控方法,使其匹配不同个体的创面差异和愈合进程。(2)金属微电池需要与敷料基材复合才能制备电活性敷料,因此,寻找成本低、吸水性好、孔隙率高以及生物相容性好的敷料基材仍是亟需解决的问题。(3)创面的修复是一个多机制协同作用的过程,因此,如何将超声、高压氧、负压、创面监测等技术与微电池敷料相结合,开发更高效、普适、智能的电活性敷料将是今后的研究重点。未来随着这些问题的解决,有望实现金属微电池敷料的大规模开发与应用。

利益冲突 所有作者均声明不存在利益冲突

参考文献

- [1] Luo R, Dai J, Zhang J, et al. Accelerated skin wound healing by electrical stimulation[J]. *Adv Healthc Mater*, 2021, 10(16):e2100557. DOI: 10.1002/adhm.202100557.
- [2] Wang H, Liu Y, Cai K, et al. Antibacterial polysaccharide-based hydrogel dressing containing plant essential oil for burn wound healing[J/OL]. *Burns Trauma*, 2021, 9: tkab041[2022-09-26]. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34988231/>. DOI: 10.1093/burnst/tkab041.
- [3] Xu N, Yuan Y, Ding L, et al. Multifunctional chitosan/gelatin@tannic acid cryogels decorated with in situ reduced silver nanoparticles for wound healing[J/OL]. *Burns Trauma*, 2022, 10: tkac019[2022-09-26]. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35910193/>. DOI: 10.1093/burnst/tkac019.
- [4] Wang Y, Yin M, Li Z, et al. Preparation of antimicrobial and hemostatic cotton with modified mesoporous particles for biomedical applications[J]. *Colloids Surf B Biointerfaces*, 2018, 165:199-206. DOI: 10.1016/j.colsurfb.2018.02.045.
- [5] 董晓蒙,高晶,孙沁,等.内源性电场及其生物学意义[J].*生物化学与生物物理进展*,2016,43(8):731-738. DOI:10.16476/j.pibb.2016.0100.
- [6] 王文平,冀然,张泽,等.生物强度电场对人皮肤成纤维细胞转化的调节作用[J].*中华烧伤与创面修复杂志*,2022,38(4):354-362. DOI: 10.3760/cma.j.cn501120-20210112-00017.
- [7] Wahlsten O, Skiba J, Makin I, et al. Electrical field landscape of two electroceuticals[J]. *J Electr Bioimpedance*, 2016, 7(1):13.
- [8] Qu J, Zhao X, Liang YP, et al. Degradable conductive injectable hydrogels as novel antibacterial, anti-oxidant wound dressings for wound healing[J]. *CHEN ENG J*, 2019, 362:548-560. DOI:10.1016/j.cej.2019.01.028.
- [9] Du S, Zhou NY, Gao YJ, et al. Bioinspired hybrid patches with self-adhesive hydrogel and piezoelectric nanogenerator for promoting skin wound healing[J]. *NANO RES*, 2020, 13(9):2525-2533. DOI:10.1007/s12274-020-2891-9.
- [10] Liu S, Li J, Zhang S, et al. Template-assisted magnetron sputtering of cotton nonwovens for wound healing application [J]. *ACS Appl Bio Mater*, 2020,3(2):848-858. DOI: 10.1021/acsabm.9b00942.
- [11] Feng Y, Wang N, He T, et al. Ag/Zn galvanic couple cotton nonwovens with breath-activated electroactivity: a possible antibacterial layer for personal protective face masks[J]. *ACS Appl Mater Interfaces*, 2021, 13(49): 59196-59205. DOI: 10.1021/acsami.1c15113.
- [12] Tai G, Tai M, Zhao M. Electrically stimulated cell migration and its contribution to wound healing[J/OL]. *Burns Trauma*, 2018, 6: 20[2022-09-26]. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30003115/>. DOI: 10.1186/s41038-018-0123-2.
- [13] Frelinger AL, Gerrits AJ, Garner AL, et al. Modification of pulsed electric field conditions results in distinct activation profiles of platelet-rich plasma[J]. *PLoS One*, 2016, 11(8): e0160933. DOI: 10.1371/journal.pone.0160933.
- [14] Lee JW, Yoon SW, Kim TH, et al. The effects of microcurrents on inflammatory reaction induced by ultraviolet irradiation [J]. *J Phys Ther Sci*, 2011, 23 (4): 693-696. DOI:10.1589/jpts.23.693.
- [15] 吕大伦,徐姝娟,丁伟,等.慢性难愈合创面病原微生物分布及其耐药性分析[J].*中华烧伤杂志*,2015,31(4):290-292. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1009-2587.2015.04.014.
- [16] Asadi MR, Torkaman G, Hedayati M. Effect of sensory and motor electrical stimulation in vascular endothelial growth factor expression of muscle and skin in full-thickness wound[J]. *J Rehabil Res Dev*, 2011, 48(3): 195-201. DOI: 10.1682/jrrd.2009.11.0182.
- [17] Sebastian A, Syed F, Perry D, et al. Acceleration of cutaneous healing by electrical stimulation: degenerate electrical waveform down-regulates inflammation, up-regulates angiogenesis and advances remodeling in temporal punch biopsies in a human volunteer study[J]. *Wound Repair Regen*, 2011,19(6):693-708. DOI: 10.1111/j.1524-475X.2011.00736.x.
- [18] Banerjee J, Das Ghatak P, Roy S, et al. Improvement of human keratinocyte migration by a redox active bioelectric dressing[J]. *PLoS One*, 2014, 9(3): e89239. DOI: 10.1371/journal.pone.0089239.
- [19] Tandon N, Cimetta E, Villasante A, et al. Galvanic microparticles increase migration of human dermal fibroblasts in a wound-healing model via reactive oxygen species pathway[J]. *Exp Cell Res*, 2014,320(1):79-91. DOI: 10.1016/j.yexcr.2013.09.016.
- [20] Weiss DS, Eaglstein WH, Falanga V. Exogenous electric current can reduce the formation of hypertrophic scars[J]. *J Dermatol Surg Oncol*, 1989,15(12):1272-1275. DOI: 10.1111/j.1524-4725.1989.tb03146.x.
- [21] Thawer HA, Houghton PE. Effects of electrical stimulation on the histological properties of wounds in diabetic mice [J]. *Wound Repair Regen*, 2001,9(2):107-115. DOI: 10.1046/j.1524-475x.2001.00107.x.
- [22] Liang J, Zeng H, Qiao L, et al. 3D printed piezoelectric wound dressing with dual piezoelectric response models for scar-prevention wound healing[J]. *ACS Appl Mater Interfaces*, 2022, 14(27): 30507-30522. DOI: 10.1021/

- acsami.2c04168.
- [23] 曾帅丹, 杨磊. 各种组学分析在体表慢性难愈合创面中的研究进展[J]. 中华烧伤与创面修复杂志, 2023, 39(1): 75-80. DOI:10.3760/cma.j.cn501225-20220216-00030.
- [24] Park SS, Kim H, Makin IR, et al. Measurement of microelectric potentials in a bioelectrically-active wound care device in the presence of bacteria[J]. J Wound Care, 2015,24(1):23-33. DOI: 10.12968/jowc.2015.24.1.23.
- [25] Zhang S, Dong H, He R, et al. Hydro electroactive Cu/Zn coated cotton fiber nonwovens for antibacterial and antiviral applications[J]. Int J Biol Macromol, 2022, 207: 100-109. DOI: 10.1016/j.ijbiomac.2022.02.155.
- [26] Dong HB, Zhang SH, Yang LG, et al. Cu/Zn galvanic couples composite antibacterial dressings prepared by template-assisted magnetron sputtering[J]. COMPOS PART B-ENG, 2021, 224:109240. DOI: https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2021.109240.
- [27] Liu SP, Zhang SH, Yang LG, et al. Nanofibrous scaffold by cleaner magnetron-sputtering additive manufacturing: a novel biocompatible platform for antibacterial application [J]. J CLEAN PROD, 2021, 315: 128201. DOI: 10.1016/j.jclepro.2021.128201.
- [28] Kim H, Makin I, Skiba J, et al. Antibacterial efficacy testing of a bioelectric wound dressing against clinical wound pathogens[J]. Open Microbiol J, 2014,8:15-21. DOI: 10.2174/1874285801408010015.
- [29] Khona DK, Roy S, Ghatak S, et al. Ketoconazole resistant *Candida albicans* is sensitive to a wireless electroceutical wound care dressing[J]. Bioelectrochemistry, 2021, 142: 107921. DOI: 10.1016/j.bioelechem.2021.107921.
- [30] Li JW, Feng YJ, Chen WC, et al. Electroactive materials: innovative antibacterial platforms for biomedical applications[J]. PROG MATER SCI, 2022, 132:101045. DOI: 10.1016/j.pmatsci.2022.101045.
- [31] Ghatak PD, Schlanger R, Ganesh K, et al. A wireless electroceutical dressing lowers cost of negative pressure wound therapy[J]. Adv Wound Care (New Rochelle), 2015, 4(5):302-311. DOI: 10.1089/wound.2014.0615.
- [32] Barki KG, Das A, Dixith S, et al. Electric field based dressing disrupts mixed-species bacterial biofilm infection and restores functional wound healing[J]. Ann Surg, 2019, 269(4):756-766. DOI: 10.1097/SLA.0000000000002504.
- [33] Tan SJ, Huang ZZ, Wang JJ, et al. Biological evaluation of microcurrent wound dressing based on printed silver and zinc electrodes[J]. TEXT RES J, 2021, 91 (19/20): 2345-2356. DOI: 10.1177/00405175211003988.
- [34] Yu C, Xu ZX, Hao YH, et al. A novel microcurrent dressing for wound healing in a rat skin defect model[J]. Mil Med Res, 2019,6(1):22. DOI: 10.1186/s40779-019-0213-x.
- [35] Zhang SH, Zhang Q, Chen JM, et al. Cost-effective chitosan thermal bonded nonwovens serving as an anti-viral inhibitor layer in face mask[J]. MATER LETT, 2022, 318: 132203. DOI: 10.1016/j.matlet.2022.132203.
- [36] Zeng Q, Qi X, Shi G, et al. Wound dressing: from nanomaterials to diagnostic dressings and healing evaluations [J]. ACS Nano, 2022, 16(2): 1708-1733. DOI: 10.1021/acsnano.1c08411.
- [37] 刘江, 刘毅. 壳聚糖纳米纤维创面敷料的研究进展[J]. 中华烧伤杂志, 2020, 36(7): 627-630. DOI: 10.3760/cma.j.cn501120-20190628-00286.
- [38] Long C, Qing YQ, Li SH, et al. Asymmetric composite wound nanodressing with superhydrophilic/superhydrophobic alternate pattern for reducing blood loss and adhesion[J]. COMPOS PART B-ENG, 2021, 223: 109134. DOI:10.1016/j.compositesb.2021.109134.
- [39] Li S, Chen A, Chen Y, et al. Lotus leaf inspired antiadhesive and antibacterial gauze for enhanced infected dermal wound regeneration[J]. CHEM ENG J, 2020,402:126202-126201-126202-11. DOI: 10.1016/j.cej.2020.126202.

(收稿日期:2022-09-26)

· 科技快讯 ·

脉冲染料激光联合非剥脱性点阵激光治疗外科手术瘢痕的随机对照试验

引用格式: Kang BY, Ibrahim SA, Weil A, et al. Treatment of surgical scars with combination pulsed dye and fractional nonablative laser: a randomized controlled trial[J]. Ann Surg, 2022, 276(6):975-980. DOI: 10.1097/SLA.0000000000005377.

为评估脉冲染料激光(PDL)联合非剥脱性点阵激光(NAFL)治疗外科手术瘢痕的有效性和安全性,研究者进行了一项随机对照、单盲临床试验。该研究将76名健康成年人在进行皮肤外科手术缝合后随机分配至PDL+NAFL治疗的治疗组及无激光治疗的对照组,每组38人。治疗组成年人创面每2~8周治疗1次,连续治疗3次。在治疗前和治疗后36周的随访中,由患者和单盲医师采用患者与观察者瘢痕评估量表和瘢痕美容评估与评级评估瘢痕改善程度。结果显示,最终52名成年人(治疗组28人,对照组24人)完成了该研究,其间无严重不良事件发生。与对照组相比,治疗组患者的患者与观察者瘢痕评估量表总得分有明显改善,红斑分项评分(瘢痕美容评估与评级)也有显著改善($P<0.05$)。相较于对照组,治疗组患者观察到瘢痕厚度和硬度均有较大改善($P<0.05$);单盲医师观察到治疗组患者瘢痕在血管分布方面得到明显改善($P<0.05$)。总之,该研究认为PDL联合NAFL治疗可以改善外科手术瘢痕厚度、硬度和红斑。

施陈晨,编译自《Ann Surg》,2022, 276(6):975-980;章一新,审校