

· 综述 ·

智能传感敷料的研究进展

潘泽平 韩波 陈孝强 赵雨千 秦丹莹 庞楠 李学拥

空军军医大学第二附属医院烧伤整形科, 西安 710038

通信作者: 李学拥, Email: yuyong@fmmu.edu.cn



【摘要】 智能传感敷料因在创面治疗和实时监护方面展现出的明显优势及发展潜力, 近些年受到广泛关注。实时、动态获取创面相关信息对创面的治疗及预后的评估至关重要。对智能传感敷料的进一步研究将有助于创面管理与个体化治疗, 并实现健康监测技术的医学应用转化。本文根据智能传感敷料采集创面微环境信息的类别对智能传感敷料分类并对其功能进行综述。

【关键词】 生物传感技术; 外科伤口感染; 健康监测; 智能敷料

基金项目: 国家高技术研究发展计划(“863”计划)(2015AA020313); 国家自然科学基金面上项目(81671929)

DOI: 10.3760/cma.j.issn.1009-2587.2019.07.016

Advances in the research of smart dressings

Pan Zeping, Han Bo, Chen Xiaoqiang, Zhao Yuqian, Qin Danying, Pang Nan, Li Xueyong

Department of Burns and Plastic Surgery, the Second Affiliated Hospital, Air Force Medical University, Xi'an 710038, China

Corresponding author: Li Xueyong, Email: yuyong@fmmu.edu.cn

【Abstract】 Smart dressings, which show obvious advantage and potential in wound treatment and real-time monitoring, attract widespread attention in recent years. Real-time and dynamic acquiring wound information is vital to the treatment and prognosis of wound. Further research on smart dressings is helpful for wound management, personalized treatment, and realization of medical application translation of health monitoring technology. In the article, we categorize smart dressings and conclude their functions according to the type of micro-environment information of wound gathered by smart dressings.

【Key words】 Biosensing techniques; Surgical wound infection; Health monitoring; Smart dressings

Fund program: National High-tech R&D Program of China (863 Program) (2015AA020313); General Program of National Natural Science Foundation of China (81671929)

DOI: 10.3760/cma.j.issn.1009-2587.2019.07.016

智能传感敷料是指通过将传感器、生物敷料、数据传输系统有机结合而构建的, 能够实时、动态反映创面相关信息的一种新型高技术产品。由于能够实时、直观地显示创面目标信息, 相较于临床工作中的传统创面评估方法, 智能敷料具有广阔的应用前景, 符合个体化治疗的临床理念。对智能敷料的进一步研究有助于实现健康监测技术的医学应用转化, 推进高效的创面管理与个体化治疗^[1-2]。然而由于创面信息的复杂性和现有传感技术医疗转化的迟滞性, 智能传感

敷料的研究与发展受到一定限制^[3]。智能传感敷料的应用可减少换药过程中对组织的损伤, 加速创面愈合, 是一种理想的创面治疗辅助工具。除了能够实现创面信息的实时获取, 智能传感敷料更为突出的临床意义在于能够早期预测创面临床转归, 在创面治疗的临床实践中为临床医师提供更加积极有效的指导。

1 智能传感敷料理念的提出背景与意义

临床中对创面, 尤其是对慢性创面的处置, 是外科医师经常需要面对和解决的一大难题。目前针对慢性创面的治疗方法多种多样, 包括电刺激疗法^[4-5]、负压疗法^[6]、敷料疗法^[7-8]等。慢性创面给患者带来长期痛苦, 损害患者身心健康, 而目前临床提倡对慢性创面的转归进行长期动态化评估, 这样需频繁打开敷料, 增加创面感染的风险, 不利于创面愈合, 且易导致敷料等医疗耗材的浪费。面对该现状, 探索更加科学的创面评估方法迫在眉睫。

传感技术作为一种新兴技术, 通过将获取到的目标信息转化成直观数字信息, 在医疗系统中有着广泛的应用前景^[9], 已成为促进医学发展的关键之一。在临床工作中, 传感器一般被用来监测生理参数, 特别是连续监护某些生理参数波动情况, 如指夹式光电容积血流脉搏波传感器被用于监测血氧饱和度是否处于正常范围等。在实验室工作中, 传感设备可完成某些特定指标的监测, Mani 等^[10]应用传感微针测定小鼠脑脊液及膀胱内尿液的 pH 值, 另有研究者采用微流体技术通过检测绿脓菌素含量从而快速检测样品中的铜绿假单胞菌^[11]。此外传感器的应用也开始呈现临床与生活相结合的趋势, Gao 等^[12]研发的多功能可穿戴汗液传感器可通过分析人体体表汗液, 获取人体电解质、乳酸盐等含量, 以科学地指导受试者进行运动及康复锻炼, 实现个体化管理。利用传感技术制成智能传感敷料应用于临床, 不仅有助于改善创面微环境、加速创面愈合、降低换药频率, 更有助于减轻患者身心痛苦, 加快临床周转, 使医疗资源得到更高效的利用。

2 智能传感敷料的组成

智能传感敷料整体上由传感敷料和智能数据传输处理设备两大部分构成。传感敷料由生物敷料和智能传感器构成, 智能数据传输处理设备则由数据的发射、接受、存储、显示设备构成。智能传感敷料的核心为智能传感器, 目前国内对外对智能传感敷料的研究也主要集中于智能传感器的研发^[10, 13-14]。将多功能单元集成到基质上实现智能传感元件的一体化是智能传感敷料应用的必然要求, 未来智能化传感敷料将逐渐走向便携化、可穿戴化。

3 智能传感敷料的分类

现如今对智能传感敷料的研发主要有 2 个方向,一部分学者尝试通过开发新型传感元件,引入新型创面分析指标实现对创面愈合情况进行更加客观、全面的分析,以此指导临床创面管理^[15-17];还有一部分学者则认为可通过集成现有的多种传感元件,构建复合型创面传感元件并与生物敷料相结合,开发更适用于目前临床工作的智能传感敷料,在动态、直观监测创面数据的同时,借助生物敷料实现对创面的保护及治疗,促进创面愈合^[18-20]。本文依据智能传感敷料智能传感器采集的目标信息类别,将智能传感敷料分为常规型和复合型 2 种。

3.1 常规型智能传感敷料

创面及其周围组织的温度、湿度、压力、张力等参数与创面预后的相关性已经得到证实,这些参数已成为临床创面管理工作中对创面预后的重要评估指标,常规型智能传感敷料可获取这些传统创面信息。由于获取常规创面微环境信息的传感元件发展较为成熟,利用这些传感元件构建常规型传感敷料的技术相对安全可靠。另外,这些传感元件构建成本较低,因此常规型智能传感敷料能够适应较大规模的临床需要,实际应用价值较高。

3.1.1 温度智能传感敷料 创面温度主要由创周组织温度和局部血供 2 个因素决定,可反映创周血管化水平,对创面预后情况具有一定的预测价值。急性创面中,由于局部血管扩张,机体向创伤部位输送的氧气和营养物质增加,局部温度随之升高,体温每升高 1 °C,基础代谢率将增加 13%,能量代谢增加有助于维持内环境稳态,促进急性创面愈合。由于血管损伤、氧供不足,下肢慢性创面温度可能较人体核心温度低 5 °C 左右。研究表明,急性创面温度高于 37 °C 提示创面处于持续性愈合状态,而慢性创面温度急剧升高则通常提示创面感染^[21]。

Chen 等^[22]研发的温度传感元件具有显著代表性。该研究团队通过转印技术将温度传感元件与半透膜有机结合,以此构建出具有出色的透气性和生物相容性的温度传感器。这一款温度传感元件以皮肤为灵感,以具有多孔结构的聚氨酯半透膜为基质,在 2 层半透膜基质中间插入温敏元件,具有多孔结构的聚氨酯膜的孔径大于空气和水蒸气分子的直径,而小于液态水滴和细菌的直径。经检测此聚氨酯半透膜的水蒸气透过率高于皮肤,制成的温度传感器具有疏水性及出众的透气、防水、抗菌能力。这一温度传感元件是智能传感敷料的雏形,构建成的智能传感敷料具有较好的临床应用前景。VivaLnk 公司开发的 Fever Scout™ 持续测温贴已获得美国食品药品监督管理局认证,率先完成温度传感的智能化穿戴转换,这款产品将智能化温度传感元件和贴片有机结合,并利用蓝牙技术进行数据传输,实现了数据的云端存储和医学共享。临床实践中常常遇到创面较大,单张敷料难以覆盖的情况,这种情况下,单个传感元件很难对待测部位整体进行温度的持续性测量。有学者提出“温度传感网”的设计方法,利用“岛-桥结构”将多个互相连接的温度传感元件固定于柔性基质上,构建温度传感网络,可同时反映时间和空间的温度变化效应,具有独特的研究和应用价值^[23]。Li 等^[23]利用此原理构建低能耗温度传感网络,较之独立工作

的传感元件,传感网络具有极佳的柔性和对体表不同部位的适应性。

3.1.2 压力智能传感敷料 临床实践过程中观察到,创面水肿是无法避免的问题,肢体低垂部位发生水肿可能引起肢体疼痛和运动障碍,影响创面愈合。传统的消肿方法主要有抬高患肢、加压包扎、负压吸引。治疗过程中,创面实际受到的压力一般由临床医师根据经验判断,缺乏合适的直观测量工具。压力施加不当可能引起患者局部疼痛,尤其是施加压力过大可能引起局部组织缺氧,不利于肉芽组织生长。有研究者通过构建兔腹部静脉动脉化皮瓣,观察到间断正压作用下创面基质金属蛋白酶-1 水平升高,有助于创面的修复^[24];另有研究者观察到在 -16.66 kPa 的负压作用下,肉芽创面血流量明显增加,峰值超过基线血流值 3 倍以上,去除负压后依然能维持在较高水平^[25]。以上研究中的负压值均为计量表显示的负压值,反映的是施加于整个创面的间接负压,创面实际受到的负压可能因敷料厚度、固定方式、创伤部位而有所变化。因此,实时监测创面受到的压力可能对进一步深化关于创面愈合的研究有着独特的临床意义。

Baldoli 等^[26]利用纺织技术构建了第 1 款智能压力传感绷带,这款智能绷带能够克服传统绷带缠绕体表而产生的压力分布不均的问题,通过将压阻传感层置入 2 层纺织物层之间,根据传感器电阻变化获知压力值,并可实现压力分布定位。这些研发者利用传感绷带持续有效监测 3 名健康受试者不同的状态(站立、平卧、坐位以及局部关节运动)下覆盖部位的受到的压力分布情况,结果显示,传感绷带能有效监测局部压力变化。Parkinson 等^[27]通过将 30 个压力传感器置入绷带中构建压力传感分布网,通过分析压力传感器反馈的局部压力分布,指导受训者提升临床技能,精确度和分辨率较高。

3.1.3 湿度智能传感敷料 合适的创面湿度有助于创面愈合。随着创面的愈合,渗出减少,敷料维持合适的创面湿度更为重要。动态监测创面环境的湿度有助于及时评估创面愈合情况,辅助临床决策,提高创面愈合率。一种名为“WoundSense™”的创面湿度检测产品由一对氯化银电极组成,属于一次性湿度传感器。这款传感设备是通过湿度表反映的阻抗值判断创面的湿度,创面干燥时,电流不易通过电极,形成高阻抗;创面潮湿时,电流易通过电极,形成低阻抗。每 10~30 秒测量 1 次创面湿度,创面湿度经数据转化后在显示仪上显示潮湿、半潮湿、湿润、半湿润、干燥等 5 个等级,临床医师可依据采集到的创面湿度决定是否进行创面清创换药、更换敷料等处理,临床应用价值较大。“WoundSense™”已成为欧洲联盟医疗器械管理目录内的 II a 类医疗器械,可应用于急、慢性创面。Milne 等^[28]对 30 例患者应用“WoundSense™”传感敷料,以探讨敷料的最佳更换时机。研究结果表明,约 44.9% 的敷料在更换时依然处于适合应用的湿度状态,这在一定程度上反映了临床应用过程中存在的过度医疗的问题。Kano 等^[29]研制了一款硅纳米晶体膜,可作为湿度传感设备中的柔性湿度传感元件,有望应用于智能化湿度监测。

3.1.4 pH 值智能传感敷料 受菌群增殖产生的代谢物的影响,感染创面偏碱性(pH 值 > 7.4)。柴家科等^[30]观察

到在整体状况良好的情况下,当创面的 pH 值为 7.0~7.7 时,植皮成活率显著升高,可达 90% 以上,这一研究结果提示 pH 值可作为预测创面植皮成活率的客观指标。Rahimi 等^[31]研发了一款成本低廉的柔性 pH 值传感器,可测定 pH 值范围为 4~10,适用于临床上对创面 pH 值的测定。研究者利用该传感器体外测定多份样本的 pH 值,证实了该传感器具有较好的灵敏度和安全性。Salvo 等^[32]报道了欧洲正在进行的“SWAN-iCare”计划中应用可穿戴技术对糖尿病足管理的研究进展,在这项计划的支持下,这些研究者借助氧化石墨烯材料涂覆的电极板制备成 pH 值传感器,经检测具有较高灵敏度和精确度,可作为智能传感敷料的传感元件。Sharp^[17]研发了一款碳-尿酸复合电极的 pH 值电化学传感器,以复合材料制备探针监测创面 pH 值变化,这样的复合材料如与敷料结合,可为创面 pH 值检测提供更多可能。

3.1.5 尿酸智能传感敷料 创面渗出物中的尿酸浓度与伤口感染的严重程度密切相关。在细菌感染过程中,由于微生物尿酸氧化酶对尿酸的分解,创面渗出物尿酸含量明显降低,因此尿酸被用作评估创面感染状况的指标,且准确性较高。Kassal 等^[33]利用丝网印刷技术构建了一款智能化尿酸传感敷料,该敷料可通过智能生物传感器接口与一种定制的可穿戴电位器接口连接,并经无线射频识别或近场通信向计算机、平板电脑或智能手机进行无线数据传输,真正意义上满足了敷料的智能化、可穿戴要求,并经体外实验证实该尿酸传感敷料监测尿酸指标的灵敏性和稳定性较高。另有研究者则突破性地利用刺绣工艺在纱布上构建创面尿酸传感器,可实现对样本尿酸水平长达 7 h 的持续监测^[34]。

3.2 复合型智能传感敷料

长期以来很难以单个指标作为判断依据评估创面预后,临床实践中很大程度上依赖于肉眼观察、实验室检验、生命体征变化等信息进行创面预后评估。但是由于实验室检验结果回报一般迟滞于病情进展,实际临床实践过程中难以预知创面转归,提前预防创面感染。由此一部分学者将目光投向了复合型传感敷料,通过将多种传感元件集成到一片柔性基质上,实现对创面情况多方面、多角度监测,以更好地服务临床。与常规型智能传感敷料对技术要求精益求精相比,复合型传感敷料更注重实用性。

Hattori 等^[20]研制了一款分形结构的多功能智能传感敷料。通过转印技术将传感器集成到薄硅基膜上,随后以硅脂封装,再以硅纺丝覆盖,确保应用于人体时,敷料表面防水性较好。这一复合型传感敷料主要通过检测创面及其周围皮肤的温度和导热系数来评估创面愈合情况。创面的温度变化反映了创面的血供和代谢情况,而导热系数则反映了创面的水肿程度,实时获取这些参数有助于辅助临床医师及早对创面进行临床干预。研究者采用该智能传感敷料对肉芽创面和手术切口进行监测,并将采集信息与红外热成像技术监测信息进行比较,证明了传感敷料具有不逊色于红外热成像技术的监测能力,且此敷料能够直接获取创面及周围组织导热系数,反映创面及周围组织水合状态,具有较好的实际应用价值。

Jankowska 等^[35]研发了一款同步测量创面 pH 值和葡萄糖浓度的智能传感敷料,该敷料可通过荧光传感系统动态监

测创面渗出物中的葡萄糖含量和 pH 值,并可鉴别愈合状态的创面和慢性创面。他们还以多聚糖制成具有生物相容性的基质,将葡萄糖氧化酶和辣根过氧化物酶组成的传感系统集成到多聚糖基质上,制作可获取目标信息的创面凝胶态敷料,该敷料整合了凝胶基质保湿、透明等特点与智能传感元件能够实时监测创面微环境的特点,临床应用价值更大。

李学拥等^[36]前期通过集成多种传感元件,构建出能够实时、动态评估创面温度、湿度、压力的智能无线传感敷料,并在此基础上进一步研发了能够同时测量创面温度、湿度、压力、氧饱和度、血流速度等指标的新一代智能传感敷料。该传感敷料采用云数据处理系统,并有配套应用于手机及平板电脑上的应用程序,实现了对数据的实时监测和反馈,具有较大的临床应用价值。

4 小结与展望

由于智能传感敷料具有材料来源广泛、装配方式多样、智能化程度高、适用性广等特点,越来越受到学界的关注。无论是医疗方向还是其他商业方向,智能传感敷料均具有如今所采用的传统敷料所无法比拟的优势。目前智能传感敷料在创面治疗方面还存在制造成本高、实用性欠缺等不足,不同的构建思路和目标信息对材料及加工工艺提出了不同的考验,限制了智能传感敷料的研发,且测量精度和反应速度也是智能传感敷料应用中必须攻克的问题。

目前,随着对智能传感敷料研究的不断深入,越来越多不同类型的传感敷料被逐渐应用于临床中。体表存在生理弧度,且随着人体的运动,部分部位会产生明显形变,这对智能传感敷料的柔性提出了较高的要求。微流体技术制成的传感器一般具有出色的可形变能力,但是将微流体技术引入智能传感敷料还有很长一段路要走,且如今的微流体技术大多仅能测量 1 个或 2 个目标信息,难以实现多信息同步测量、分析。

创面的愈合过程分为止血期、炎症期、肉芽增殖期、重塑期,不同时期的创面呈现出不同的理化特性^[37]。不同时期不同理化指标正常与否如何界定还需进一步明确。此外,目前为止还未能建立依托于智能传感技术获取信息的临床转归预测体系,面对智能传感敷料回馈的信息,临床医师只能延续以往的做法,依靠临床经验进行创面处理,无法达到预期科学化、规范化诊疗目标。

目前,智能化敷料逐渐从实验室走向临床,不仅可以辅助临床医师快速诊疗,做好慢性创面的预防工作,还可以辅助临床医师及时回顾患者既往创面状态。智能传感技术的应用将有助于实现个体化治疗。未来越来越多智能传感敷料将进入临床,例如医学电子皮肤。值得注意的是,创面的转归可以通过多种创面微环境共同体现,综合分析多种创面微环境的变化以建立临床转归预测体系可能具有更加广阔的前景。

由于本身发展时间尚短,大多数智能传感敷料依然处于实验室开发阶段,在整个医疗器械研发过程中还处于早期阶段,目前已经实现商品化且可供临床选择的智能传感敷料十分有限。世界上多个国家、地区近些年把目光投向人工智能领域和医学领域整合研究,相较而言,我国智能传感敷料研

究起步较晚,亟须在多方面整合资源,以促进智能传感敷料研究的发展。我国具有相当充足的人口红利,可在智能传感敷料应用于临床后利用大数据进行创面预后分析,建立适合中国人的临床创面转归预测体系。

利益冲突 所有作者均声明不存在利益冲突

参考文献

- [1] 韩波,李跃军,李靖,等. 智能无线传感敷料[J]. 中华整形外科杂志, 2016,32(5):393-395,392. DOI:10.3760/cma.j.issn.1009-4598.2016.05.020.
- [2] Chen LY, Tee BC, Chortos AL, et al. Continuous wireless pressure monitoring and mapping with ultra-small passive sensors for health monitoring and critical care[J]. Nature Commun, 2014, 5:5028. DOI:10.1038/ncomms6028.
- [3] Mehmood N, Hariz A, Fitrudge R, et al. Applications of modern sensors and wireless technology in effective wound management[J]. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2014,102(4):885-895. DOI:10.1002/jbm.b.33063.
- [4] Lala D, Spaulding SJ, Burke SM, et al. Electrical stimulation therapy for the treatment of pressure ulcers in individuals with spinal cord injury: a systematic review and meta-analysis[J]. Int Wound J, 2016,13(6):1214-1226. DOI:10.1111/iwj.12446.
- [5] Nussbaum EL, Houghton P, Anthony J, et al. Neuromuscular electrical stimulation for treatment of muscle impairment: critical review and recommendations for clinical practice[J]. Physiother Can, 2017,69(5):1-76. DOI:10.3138/ptc.2015-88.
- [6] Hampton J. Providing cost-effective treatment of hard-to-heal wounds in the community through use of NPWT[J]. Br J Community Nurs, 2015;S14, S16-S20. DOI:10.12968/bjcn.2015.20.Sup6.S14.
- [7] Simões D, Miguel SP, Ribeiro MP, et al. Recent advances on antimicrobial wound dressing: a review[J]. Eur J Pharm Biopharm, 2018,127:130-141. DOI:10.1016/j.ejpb.2018.02.022.
- [8] 王冰洋,牛广明,杜华,等. 不同敷料在糖尿病足溃疡伤口治疗中的研究与应用[J]. 中国组织工程研究, 2016,20(34):5155-5162. DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.2016.34.022.
- [9] 曾天禹,黄显. 可穿戴传感器进展、挑战和发展趋势[J]. 科技导报, 2017,35(2):19-32. DOI:10.3981/j.issn.1000-7857.2017.02.002.
- [10] Mani GK, Miyakoda K, Saito A, et al. Microneedle pH sensor: direct, label-free, real-time detection of cerebrospinal fluid and bladder pH[J]. ACS Appl Mater Interfaces, 2017,9(26):21651-21659. DOI:10.1021/acsami.7b04225.
- [11] Webster TA, Goluch ED. Electrochemical detection of pyocyanin in nanochannels with integrated palladium hydride reference electrodes[J]. Lab Chip, 2012,12(24):5195-5201. DOI:10.1039/c2lc40650k.
- [12] Gao W, Emaminejad S, Nyein HYY, et al. Fully integrated wearable sensor arrays for multiplexed in situ perspiration analysis[J]. Nature, 2016,529(7587):509-514. DOI:10.1038/nature16521.
- [13] Kim J, Kim M, Lee MS, et al. Wearable smart sensor systems integrated on soft contact lenses for wireless ocular diagnostics[J]. Nat Commun, 2017,8:14997. DOI:10.1038/ncomms14997.
- [14] Zhang W, Hou C, Li Y, et al. A strong and flexible electronic vessel for real-time monitoring of temperature, motions and flow[J]. Nanoscale, 2017,9(45):17821-17828. DOI:10.1039/c7nr05575g.
- [15] Imani S, Bandodkar AJ, Mohan AM, et al. A wearable chemical-electrophysiological hybrid biosensing system for real-time health and fitness monitoring[J]. Nat Commun, 2016,7:11650. DOI:10.1038/ncomms11650.
- [16] Tamayol A, Akbari M, Zilberman Y, et al. Flexible pH-sensing hydrogel fibers for epidermal applications[J]. Adv Healthc Mater, 2016,5(6):711-719. DOI:10.1002/adh-m.201500-553.
- [17] Sharp D. Printed composite electrodes for in-situ wound pH monitoring[J]. Biosens Bioelectron, 2013,50:399-405. DOI:10.1016/j.bios.2013.06.042.
- [18] Kim SY, Park S, Park HW, et al. Highly sensitive and multimodal all-carbon skin sensors capable of simultaneously detecting tactile and biological stimuli[J]. Adv Mater, 2015,27(28):4178-4185. DOI:10.1002/adma.201501408.
- [19] Song X, Mei J, Zhang X, et al. Flexible and highly interconnected, multi-scale patterned chitosan porous membrane produced in situ from mussel shell to accelerate wound healing[J]. Biomater Sci, 2017,5(6):1101-1111. DOI:10.1039/c7bm00095b.
- [20] Hattori Y, Falgout L, Lee W, et al. Multifunctional skin-like electronics for quantitative, clinical monitoring of cutaneous wound healing[J]. Adv Healthc Mater, 2014,3(10):1597-1607. DOI:10.1002/adhm.201400073.
- [21] Fierheller M, Sibbald RG. A clinical investigation into the relationship between increased periwound skin temperature and local wound infection in patients with chronic leg ulcers[J]. Adv Skin Wound Care, 2010,23(8):369-379, quiz 380-381. DOI:10.1097/01.ASW.0000383197.28192.98.
- [22] Chen Y, Lu B, Chen Y, et al. Breathable and stretchable temperature sensors inspired by skin[J]. Sci Rep, 2015,5:11505. DOI:10.1038/srep11505.
- [23] Li Q, Zhang LN, Tao XM, et al. Review of flexible temperature sensing networks for wearable physiological monitoring[J]. Adv Healthc Mater, 2017,6(12):1601371. DOI:10.1002/adhm.201601371.
- [24] 郑朝,徐明达. 间歇式正压对静脉动脉化皮瓣愈合的影响[J]. 中国临床康复, 2004,8(17):3306-3307. DOI:10.3321/j.issn:1673-8225.2004.17.052.
- [25] Morykwas MJ, Argenta LC, Shelton-Brown EI, et al. Vacuum-assisted closure: a new method for wound control and treatment: animal studies and basic foundation[J]. Ann Plast Surg, 1997,38(6):553-562.
- [26] Baldoli I, Mazzocchi T, Paoletti C, et al. Pressure mapping with textile sensors for compression therapy monitoring[J]. Proc Inst Mech Eng H, 2016,230(8):795-808. DOI:10.1177/0954411916655184.
- [27] Parkinson LA, van Zanten M, Piller N, et al. A high-resolution tape sensor improves the accuracy of applied pressure profiles during lower-leg bandaging - results from a study using a fibre-optic sensing tape[J]. Int Wound J, 2017,14(6):973-977. DOI:10.1111/iwj.12741.
- [28] Milne SD, Seoudi I, Al Hamad H, et al. A wearable wound moisture sensor as an indicator for wound dressing change: an observational study of wound moisture and status[J]. Int Wound J, 2016,13(6):1309-1314. DOI:10.1111/iwj.12521.
- [29] Kano S, Kim K, Fujii M. Fast-response and flexible nanocrystal-based humidity sensor for monitoring human respiration and water evaporation on skin[J]. ACS Sens, 2017,2(6):828-833. DOI:10.1021/acssensors.7b00199.
- [30] 柴家科,朱兆明,郭振荣,等. 烧伤肉芽创面 pH 值与植皮成活的关系[J]. 中华整形外科杂志, 1992,8(3):177-178. DOI:10.3760/j.issn:1009-4598.1992.03.008.
- [31] Rahimi R, Ochoa M, Parupudi T, et al. A low-cost flexible pH

sensor array for wound assessment[J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2016,229:609-617.

[32] Salvo P, Calisi N, Melai B, et al. Temperature and pH sensors based on graphenic materials[J]. Biosens Bioelectron, 2017, 91:870-877. DOI:10.1016/j.bios.2017.01.062.

[33] Kassal P, Kim J, Kumar R, et al. Smart bandage with wireless connectivity for uric acid biosensing as an indicator of wound status[J]. Electrochemistry Communications, 2015,56:6-10.

[34] Liu X, Lillehoj PB. Embroidered electrochemical sensors on gauze for rapid quantification of wound biomarkers[J]. Biosens Bioelectron, 2017, 98:189-194. DOI:10.1016/j.bios.2017.06.053.

[35] Jankowska DA, Bannwarth MB, Schulenburg C, et al. Simultaneous detection of pH value and glucose concentrations for wound monitoring applications[J]. Biosens Bioelectron, 2017,87:312-319. DOI:10.1016/j.bios.2016.08.072.

[36] 李学拥, 李跃军, 李金清, 等. 一种可实时监测创面愈合的智能无线传感敷料[P]:中国, CN 105232229 B. 2018-07-24.

[37] Tapiwa Chamanga E. Clinical management of non-healing wounds[J]. Nurs Stand, 2018, 32(29):48-63. DOI:10.7748/ns.2018.e10829.

(收稿日期:2018-05-12)

本文引用格式

潘泽平, 韩波, 陈孝强, 等. 智能传感敷料的研究进展[J]. 中华烧伤杂志, 2019, 35(7):552-556. DOI:10.3760/cma.j.issn.1009-2587.2019.07.016.

Pan ZP, Han B, Chen XQ, et al. Advances in the research of smart dressings[J]. Chin J Burns, 2019, 35(7):552-556. DOI:10.3760/cma.j.issn.1009-2587.2019.07.016.

《中华烧伤杂志》第五届编辑委员会编辑委员名单

- | | | | | | | | | | |
|---------------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|--|
| 终身顾问 | 盛志勇 | 程天民 | 王正国 | 樊代明 | 付小兵 | 夏照帆 | | | |
| 顾问 | 汪仕良 | 王旭 | 柴家科 | 张国安 | 黄晓元 | 牛希华 | 陈华德 | | |
| 名誉总编辑 | 黄跃生 | | | | | | | | |
| 总编辑 | 彭毅志 | | | | | | | | |
| 以下按姓氏拼音排序 | | | | | | | | | |
| 副总编辑 | 郭光华 | 韩春茂 | 胡大海 | 邰京宁 | 吕国忠 | 罗高兴 | 吴军 | 谢卫国 | |
| | 姚咏明 | | | | | | | | |
| 常务编辑委员 | 岑瑛 | 贾赤宇 | 李宗瑜 | 刘毅 | 陆树良 | 申传安 | 沈余明 | 谭谦 | |
| | 王一兵 | 肖仕初 | 徐庆连 | 张丕红 | | | | | |
| 编辑委员 | 岑瑛 | 陈炯 | 陈欣 | 陈旭 | 陈国贤 | 陈俊杰 | 陈向军 | 陈旭林 | |
| | 陈昭宏 | 程飏 | 程大胜 | 崔正军 | 范锬铨 | 方勇 | 冯世海 | 付晋凤 | |
| | 官浩 | 郭光华 | 韩春茂 | 韩军涛 | 郝岱峰 | 贺立新 | 贺伟峰 | 胡大海 | |
| | 邰京宁 | 贾赤宇 | 赖文 | 雷晋 | 李毅 | 李传吉 | 李小兵 | 李晓亮 | |
| | 李孝建 | 李学拥 | 李叶扬 | 李志清 | 李宗瑜 | 刘琰 | 刘毅 | 刘达恩 | |
| | 刘凤彬 | 刘明华 | 刘小龙 | 刘旭盛 | 陆树良 | 吕国忠 | 罗高兴 | 罗奇志 | |
| | 马显杰 | 潘云川 | 彭曦 | 彭代智 | 彭毅志 | 齐鸿燕 | 邱林 | 荣新洲 | |
| | 申传安 | 沈余明 | 石富胜 | 宋国栋 | 孙炳伟 | 孙天骏 | 孙志刚 | 谭谦 | |
| | 唐洪泰 | 童亚林 | 王达利 | 王凤君 | 王广庆 | 王凌峰 | 王一兵 | 魏在荣 | |
| | 吴军 | 吴银生 | 夏成德 | 肖仕初 | 谢卫国 | 徐庆连 | 姚敏 | 姚咏明 | |
| | 易东 | 于家傲 | 袁志强 | 曾元临 | 詹剑华 | 张勤 | 张逸 | 张恒术 | |
| | 张家平 | 张明华 | 张丕红 | 张庆富 | 章一新 | 赵耀华 | 郑朝 | 周军利 | |
| | 周业平 | 朱世辉 | | | | | | | |

以下按英文首字母排序

- Chong Si Jack(新加坡) David N. Herndon(美国) Fiona Wood(澳大利亚)
 Naiem S. Moiemem(美国) Ronald G. Tompkins(美国) Steven E. Wolf(美国)
 Tina L. Palmieri(美国) Yong-Ming Yu(尤永明, 美国)