



静电纺丝技术制备医用敷料的研究进展

杨 冬^{1,2,4*}, 贾彤彤^{1,2,4}, 雷 蕾^{1,2,4}, 杨凯棣^{1,2,4}, 高可奕^{1,2,4}, 王丽霞^{1,2,4}, 薛朝华^{3*}

(1. 陕西科技大学化学与化工学院, 西安 710021; 2. 中国轻工业轻化化工助剂重点实验室, 西安 710021;

3. 陕西科技大学轻工科学与工程学院, 西安 710021;

4. 西安市先端性能材料与高分子重点实验室, 西安 710021)

摘要:作为一种先进的创面敷料,静电纺纳米医用敷料与传统敷料相比,有着与人体天然细胞外基质(ECM)高度类似的疏松多孔的结构,可以有效调节细胞增殖过程、加速创面闭合,在促进皮肤愈合方面表现出极大的优势。不仅如此,研究表明将药物和生物活性物质负载在电纺纳米纤维中可以实现缓释的作用,为创面的愈合提供了有利条件,显著提高愈合速度,可作为一种性能优越的医用敷料推广到临床应用中。基于目前的研究,本文对静电纺丝技术的基本原理及静电纺医用敷料的特点进行了简单的介绍,随后根据电纺基材的种类进行了分类,分别为天然、合成和复合电纺敷料,并对其应用进行了讨论。最后,本文提出了现阶段静电纺医用敷料的电纺工艺和抗菌实验存在的一些问题,对电纺敷料用于仿生皮肤研究的前景进行了展望。

关键词:静电纺丝; 生物活性材料; 敷料; 抗菌; 伤口愈合

伤口愈合是指人体对组织损伤的一种自然恢复反应,通过止血、炎症、迁移、增殖和成熟一系列过程,完成皮肤的再生、重建,最终恢复受损皮肤的拉伸强度^[1,2]。伤口敷料是替代受损的皮肤起到暂时性屏障作用,避免或控制伤口感染,提供有利于创面愈合的环境的伤口覆盖物,可分为传统敷料和新型医用敷料。传统敷料包括医用脱脂棉纱布、棉垫和凡士林纱布,这类敷料质地柔软、吸收力强,但不能保持创面湿润、易与创面伤口粘连、屏障作用差、易引发外源性感染,会导致创面愈合延迟。新型医用敷料很大程度上克服了前者的缺陷,保证了伤口局部湿润,不会形成结痂,维持了创面局部微循环的低氧状态,有利于坏死组织的溶解及细胞的增殖分化,保留了渗出液内的活性物质并促进活性特质释放,创造了接近生理状态的愈合环境,在临床使用中有效促进伤口愈合速率,极大降低了炎症反应的负面效果,减轻患者的痛苦^[3]。

在众多新型敷料中,静电纺丝技术制备的具有高度类似人体天然细胞外基质(ECM)结构的医用敷料备受研究人员的喜爱。这种材料具有良好的机械性能、大量微/纳米网状结构和高孔隙率,是伤口敷料的理想选择。此外,通过调控工艺参数可获得单层到多层结构,通过调节电纺的材料、膜表面修饰及负载药物还可定制具有特定功能的敷料,以满足不同治疗需求,延长敷料的使用寿命,为患者及医务人员提供便捷。基于以上特点,静电纺医用敷料在临床医学中有着巨大的发展前景。

1 静电纺医用敷料

随着现代科技的发展,静电纺丝工艺日益成熟,具有装置简单、纺丝成本低廉、可静电纺的物质种类繁多、工艺可控等优点。电纺三维结构纤维膜已经广泛应用于生物医学及仿生技术等领域^[4,5]。近年来,

10.14028/j.cnki.1003-3726.2022.09.001

收稿:2021-05-08;修回:2022-02-24;

基金项目:陕西省重点研发计划一般项目(2022NY-042);

* 通讯联系人:杨冬(1979-),女,博士,副教授,硕士生导师,主要研究方向为生物及化学传感、纳米生物检测。E-mail: yangdong@sust.edu.cn; 薛朝华(1974-),男,博士,教授,博士生导师,主要研究方向为功能超疏水材料的设计和制备以及复合功能涂层。E-mail: xuechaohua@126.com.

通过静电纺丝工艺制备的一种纳米级医用敷料逐渐走入人们的视野。与传统敷料相比,静电纺医用敷料有更加显著的优势。从结构上,静电纺医用敷料不但能够形成一层机械屏障,防止细菌及异物对伤口的污染,而且其具有的高比表面积及相互连接的孔隙结构,对细胞增殖、气体交换、营养供应和控制液体流失有着至关重要的作用^[6]。研究表明封闭的伤口愈合速度优于干燥伤口,其上皮化的速度是直接暴露在空气中的干燥伤口的两倍^[7]。通过选择合适的电纺原料,可使制备的敷料具有一定的吸湿透气性,在可快速吸收伤口的渗出物,保持伤口处的清洁的同时为伤口提供一个湿润的环境,促进伤口愈合,抑制了瘢痕的形成^[8]。从功能上,将电纺纤维膜作为载体进行改性处理(如表面改性、负载药物、细胞、营养物质等如药物负载等),赋予其某种特定功能,促进伤口的快速愈合,减轻患者的痛苦^[9~11]。通过特定方法酸化改性敷料,加速中和伤口处由于蛋白质代谢产生的氨,使伤口的 pH 值维持在弱酸性环境下,预防由于碱中毒而引起的组织器官缺氧,从而达到促进伤口愈合的目的^[12,13]。

2 静电纺医用敷料的应用研究

医用敷料的目的是减少炎症反应,改善伤口愈合过程,缩短愈合周期,通过静电纺丝制备的纳米级医用敷料可以模拟天然 ECM 的网状结构,为伤口处细胞的增殖提供支架,阻止术后伤口粘连,还可以充当药物传递的媒介,调控愈合过程。因此,用于静电纺医用敷料的基材必须具备良好的生物活性、制备的可控性以及一定的机械强度。按基材种类分,静电纺医用敷料可以分为天然电纺敷料、合成电纺敷料和复合电纺敷料。表 1 中列出了部分不同基材的静电纺医用敷料的应用情况。

表 1 常见电纺医用敷料的基材及应用		
Table 1 Common substrates and applications for electrospun medical dressings		
基材	生物检测/载药	主要发现
壳聚糖、聚乙烯醇 ^[15]	人成纤维细胞	具有出色的凝血能力、对革兰氏阴性菌和革兰氏阳性菌均具有出色的抗菌活性、可促进细胞黏附和增殖
壳聚糖、精氨酸 ^[16]	人成纤维细胞	可促进细胞粘附增殖并对大肠杆菌和金黄色葡萄球菌有抗菌性
壳聚糖、聚乙烯醇/Cu-MOFs ^[17]	小鼠背部伤口	具有良好生肌相容性、透气性、对大肠杆菌和金黄色葡萄球菌具有良好的抗菌活性,抗菌效率为 99 %
壳聚糖、丝 ^[18]	小鼠成纤维细胞	力学性能良好,对大肠杆菌有较强的抗菌性
玉米蛋白、聚己内酯、胶原蛋白 ^[19]	成纤维细胞	具有良好的机械性能、生物相容性、对金黄色葡萄球菌和大肠杆菌具有良好的抑制作用
海藻盐、天然橡胶乳胶 ^[20]	成纤维细胞	具有较高的水蒸气透速率、生物相容性,可促进成纤维细胞与角质形成细胞的增殖,有望促进糖尿病创面愈合
大豆分离蛋白、丝素蛋白 ^[14]	成纤维细胞、黑素细胞	对正常哺乳动物无细胞毒性,可在 14 天内促进小鼠全层创面愈合,降低黑色素瘤细胞增殖
明胶/聚氨酯/角蛋白 ^[21]	小鼠成纤维细胞	具有较强的力学性能和生物相容性,有利于细胞粘附增殖,促进血管生成,加速伤口愈
聚己内酯、丝素、胶原蛋白 ^[22]	口腔粘膜上皮细胞	孔径和孔隙率适宜,透水透气性好,有利于口腔上皮细胞的粘附
聚己内酯、聚氨酯 ^[23]	人内皮细胞	具有良好力学性能,生物相容性,可作为组织工程支架支持细胞生长
聚己内酯、噻吩、碳纳米管 ^[24]	小鼠心脏干细胞	力学性能良好,有利于细胞的增殖和分化,可应用于心肌梗死后的心脏修复
聚乙烯醇、丝 ^[25]	间充质干细胞/表皮干细胞	无生物毒性,可增强干细胞粘附增殖
聚乙烯醇、甲基乙二醛 ^[26]	大肠杆菌、金黄色葡萄球菌	对革兰氏阳性和革兰氏阴性菌株均有抑制作用
热塑性聚氨酯、1-丁基-3-六氟磷酸亚甲基咪唑 ^[27]	大肠杆菌、金黄色葡萄球菌	对大肠杆菌和金黄色葡萄球菌具有良好的抗菌性能,并具有良好的静电性能和机械性能
聚乳酸、1,8-辛二醇-柠檬酸 ^[28]	阿司匹林	具备良好的弹性、亲水性和生物相容性;阿司匹林持续释放时间超过 48h
聚己内酯 ^[29]	头孢唑啉	对金黄色葡萄球菌的有效抗菌活性,对大肠杆作用更明显,有较好的药物缓释作用
壳聚糖、聚环氧乙烷、二氧化硅 ^[30]	环丙沙星	对大肠杆菌和金黄色葡萄球菌的具有抗菌活性,无细胞毒性,可增加成纤维细胞和血管生成以及减少炎症阶段来促进和增强组织再生

2.1 天然电纺敷料

天然电纺敷料,即将动物或人类衍生的天然高分子聚合物(去除细胞)通过静电纺丝的方法制备的纳米纤维敷料。由天然聚合物制备的天然电纺敷料具有良好的生物相容性和生物活性、高度模拟 ECM 结构、适当的生物力学和易于生物化学功能化等特点,是良好的生物医学候选材料。此外,天然电纺敷料的基材廉价易得,自然界含量大,敷料表面肽序列容易被细胞表面受体识别,可有效降低炎症反应和促进细胞粘附和增殖,常被用于医用敷料的研究。

用于制备天然电纺敷料的天然聚合物主要是各类天然蛋白。Varshney 等^[14]通过静电纺丝制备了一种新型具有良好生物相容性的大豆分离蛋白/丝素蛋白(SPI/SF)纳米纤维支架,通过乙醇蒸气处理以获得良好的亲水性能。研究人员对成纤维细胞(L929-RFP(红色荧光蛋白)和 NIH-3T3)和黑素细胞(B16F10)进行了体外培养试验,结果表明,SPI/S 无生物毒性,在迅速促进大鼠全层伤口愈合的同时降低了 B16F10 黑色素瘤细胞增殖速率,可作为临床伤口敷料的潜在材料。胶原蛋白是创面愈合过程中肉芽组织的主要细胞外蛋白,可以促进伤口的重塑过程,减少瘢痕的形成。

Vigneswari 等^[31]选取胶原蛋白作为电纺基材,制备了具有良好润湿性能、可生物降解的医用敷料。在培养小鼠成纤维细胞(L929)的体外实验中发现该敷料可显著促进细胞的增殖。在使用大鼠动物模型进行的体内研究表明,胶原蛋白敷料对伤口收缩有显著影响,伤口闭率最高可达 79%,是一种理想的医用敷料。Ju 等^[32]制备了丝素蛋白敷料并以烧伤伤口愈合情况为模型,讨论了丝素蛋白电纺膜作为伤口敷料的适用性。实验发现 SF 敷料处理的伤口愈合率为 96%,远高于纱布处理(82%)。SF 敷料处理组无炎症反应,生长因子水平显著提高,28 天后基本恢复皮肤正常结构。

除此之外,由具有优良的生物相容性、血液相容性、生物安全性、微生物降解性的壳聚糖(CS)及其衍生物制备的电纺敷料也受到了广泛关注。早在 1979 年研究者就发现 CS 表面带的正电荷不仅有杀菌作用而且对多种真菌有明显的抑制作用,如可以有效抑制口腔及胃部中有害细菌的增殖而对其他有益细菌不产生影响^[33,34]。Ardila 等^[35]通过同轴静电纺制备了含有 CS-细菌纤维素(BNC)的核壳结构敷料,经过改良后纤维平均直径为 85nm,TEM 显示出良好的核壳结构。实验表明,同轴电纺制备的 CS-BNC 纤维膜具有显著的抗菌性,对大肠杆菌抑制率达 99.9%。Bazmandeh 等采用静电纺制备了壳聚糖(CS),明胶(Gel)和透明质酸(HA)的多组分医用敷料^[36],实验表明 CS-Gel/CS-HA 敷料在前 24h 内细胞增殖率为 109%,证明该复合敷料有效。此外,体内伤口愈合情况表明 CS-Gel/CS-HA 敷料具有更高的伤口愈合能力,可快速形成与正常皮肤最相似的新组织。

天然聚合物来自于动物,降低了疾病传播的风险与排异反应,同时可通过适当改性从而显示出特定的生物特性,与特定细胞或组织相互作用,促进细胞的黏附和增殖,是制作医用敷料的重要优势。然而,天然电纺敷料的生物降解速率缓慢,机械强度较低,无法从真正意义上代替皮肤的功能,这使得天然电纺敷料在生物医学领域的应用受到一定限制。

2.2 合成电纺敷料

合成电纺敷料是指通过静电纺丝技术将化学合成的高分子聚合物制备成纳米级敷料。这种高分子聚合物可以在合成过程中被定制,具有一定的力学性能,热稳定性和易降解性。其中,聚氨酯(PU)以其优越的机械性能常被用于电纺敷料的研究。Mi 等^[23]利用聚氨酯(PU)/聚己内酯(PCL)制备了电纺支架,体内实验发现 PU/PCL 敷料具有良好的机械性能和良好的生物相容性,人内皮细胞培养物实验表明 PU/PCL 敷料能够支撑细胞的面生长,有望用作组织工程载体。聚乳酸(PLA)具有良好的生物可降解性,能被自然界中的微生物在特定条件下完全降解成二氧化碳和水^[37,38]。Zou 等^[28]以聚乳酸(PLA)和聚(1,8-辛二醇-柠檬酸,POC)为原料,通过电纺丝制备了弹性纳米纤维膜(NFM),该敷料具有优越的生物相容性、机械性能、亲水性及体外降解性,可促进创面的快速愈合。NFM 可作为载体负载阿司匹林用作药物缓释研究,可用于伤口包扎的临床应用。

合成电纺敷料可以通过调控基材的制备工艺从而获得优异的机械性能、热稳定性和降解性。但是,

由于合成的聚合物本身生物相容性较差,无法被细胞特异性识别,很大程度上限制了细胞的黏附和增殖。大部分合成聚合物(如聚己内酯、聚乙醇酸等)都具有一定疏水性,使得细胞的黏附、增殖效果并不理想^[39],限制了其在大规模生产中的应用。

2.3 复合电纺敷料

针对上述问题,研究者们常通过制备复合电纺膜的方式得到具有特定性能的伤口敷料。根据材料的不同,复合电纺膜主要分为天然/合成复合电纺敷料、纳米粒子/聚合物复合电纺敷料、药物负载电纺敷料。

2.3.1 天然/合成复合电纺敷料 研究发现,将天然聚合物与合成聚合物结合起来,制备得到的天然/合成复合电纺膜综合了两者的优势,可同时具备优良的力学性能、热性能、生物相容性和生物活性等,是有效改善电纺敷料性能的重要途径。

Trinca 等^[40]采用聚己内酯/醋酸纤维素(PCL/CA)共混物作为皮肤敷料,PCL 改善了敷料的力学性能,使敷料的断裂伸长率大于 430%。PCL/CA 敷料具有良好的水蒸气渗透率($730 \text{ g}/(\text{m}^2 \cdot \text{d})$),PBS 溶液吸收能力高达 369%,高孔隙率(约 80%),满足伤口敷料应用的必要要求。细胞实验证明 PCL/CA 敷料细胞毒性低,可促进小鼠成纤维细胞细胞的增殖。Gomaa 等^[41]开发了聚乳酸(PLA)和醋酸纤维素(CA)的电纺敷料,并进行了伤口治疗的研究和表征。研究发现 3D 纳米纤维结构及 CA 的亲水性和生物活性可促进细胞增殖。体内实验表明 PLA:CA(7:3)敷料可控制肉芽组织的形成,促进上皮生成,显著促进伤口愈合过程,是伤口敷料的理想选择。

由此可见,天然/合成复合电纺敷料生物毒性较低,具有一定机械性能,可以为伤口愈合提供良好的环境,是一种良好的医用敷料。尽管如此,天然/合成复合电纺敷料仍存在一些问题,绝大多数合成高分子都具有一定的疏水性和低降解性,随不同基材的加入,电纺敷料的生物相容性、机械性能和可纺性都会发生变化,这些问题限制了复合敷料在生物医学领域的进一步研究。

2.3.2 纳米粒子/聚合物复合电纺敷料 除了基材本身的抗菌性能之外,研究者们也通过在电纺敷料中添加抗菌性纳米粒子,如 TiO_2 、Ag 纳米粒子等来促进伤口的快速愈合。

Blantocas 等^[42]将 TiO_2 沉积到表面致密的 CS 纳米纤维中得到了 CS- TiO_2 电纺敷料。在光催化下溅射处理 20 和 40min 的 CS- TiO_2 复合敷料抑菌距离平均分别为 9.8 和 11.5mm,这证明 CS- TiO_2 复合敷料对金黄色葡萄球菌有明显的抑制作用, TiO_2 含量越多,抗菌作用也越明显。研究者认为这可能是因为 TiO_2 和 CS 电纺敷料的共同作用。一方面,CS 表面的正电荷与细胞表面的负电荷残基发生反应,从而杀死细菌^[43]。另一方面,当 TiO_2 表面受到的光照射超过带隙(3.2 eV ^[44])时,表面会产生具有氧化能力的电子空穴对,可以分解并完全摧毁微生物^[45]。

Yang 等^[46]开发了一种负载银纳米颗粒(AgNPs)的聚乙烯吡咯烷酮(PVP)和乙基纤维素(EC)电纺敷料。利用自制的无心喷丝头来制备连续的电纺纤维膜,AgNPs 分布在一侧,可充分暴露在纤维膜表面。AgNPs 直接与细菌细胞壁接触,可破坏细胞壁和质膜成分、使蛋白质失活,在创面抗菌处理方面具有显著作用。体外实验也表明该敷料对革兰氏阳性金黄色葡萄球菌和革兰氏阴性大肠杆菌的生长均具有良好的杀菌活性,是一种非常有效的伤口敷料。

从以上可以看出,通过添加抗菌性纳米粒子可以抑制有害细菌的滋生,减少炎症反应,促进伤口愈合。抗菌性纳米粒子必须暴露在聚合物纤维表面,与细菌直接接触才能达到抑菌效果,纳米粒子含量越高,抗菌性越好,然而纳米粒子的安全性问题饱受争议,有研究表明 TiO_2 和 AgNPs 均有一定的细胞毒性,且浓度越高,毒性越强^[47]。基于这种情况,人们应积极寻找抗菌性与细胞毒性之间的平衡点,保证敷料的安全有效。

2.3.3 药物负载电纺敷料 局部给药一直是伤口治疗的重要途径,这种定点给药的方式既可以避免口服引起的药物扩散,还减少了药物的使用剂量,降低了非靶点毒性,因此可进行药物负载的电纺敷料越来越引起人们的广泛关注。

早在2003年 Verreck 等^[48]就发现负载难溶于水的伊曲康唑和酮色林的PU电纺敷料在室温下均具有良好的释药性,载药量为10%的电纺敷料的药物释放量在5~6h后趋于稳定,这表明该方法对难溶于水的药物的控释有巨大潜力。Rychter 等^[49]分别采用负载普朗尼克P123和低水溶性的西洛他唑(CIL)的PCL电纺敷料抑制血栓和促进平滑肌细胞骨架的形成,降低了术后血管狭窄的风险。细胞实验表明药物负载的PCL电纺敷料能有效促进人脐静脉内皮细胞(HUVEC)和原发性主动脉平滑肌细胞(PASM)的生长增殖,并且引导了细胞的定向生长,这证明了纤维的表面形态对细胞的增殖有重要意义。

3 前景与展望

用于缩短伤口愈合周期,优化愈合过程的电纺医用敷料的研究已经取得较大进展,目前已设计开发出一系列具有良好生物相容性和抗菌性的伤口敷料。最重要的是,可以通过改变电纺材料的参数来定制具有预期功能的伤口敷料,这为处理不同生理环境下的伤口治疗提供了强有力的工具。此外,通过负载抗菌纳米粒子和药物等方法也为医用敷料的研究提供了新思路。

尽管电纺医用敷料在皮肤再生方面已经取得了良好的进展,但是仍存在着一些不足之处。首先,静电纺丝技术需要专业的设备和技术人员进行,成本较高,不利于大批量生产,因此需要开发更先进的设备实现商业化可持续运行。其次,现阶段的电纺敷料的抗菌性分析大多限于两种模型,即大肠杆菌和金黄色葡萄球菌,基本没有真菌、病毒和其他危险细菌的资料。因此,鉴于医疗健康的考虑,必须要将电纺敷料放在更加复杂的体系中进行研究。此外,通过静电纺丝技术制备的电纺敷料可模拟ECM多孔的形态,但还仅仅是对称的结构,要想进一步还原原生皮肤ECM的结构和特性,还需要对其形貌进行调控,开发一种高度模拟原生ECM的不对称敷料。在不久的将来,有望将3D打印技术与电纺技术结合从而获得三维立体网状结构,进一步还原皮肤结构。传感器与电纺敷料的结合也可能将电纺敷料引入到临床诊断和热渗透研究中。最后,电纺敷料与电刺激、机械应力或脉冲磁场的结合也可能有助于改善愈合过程。

参考文献:

- [1] Ojha N, Roy S, He G, Biswas S, Velayutham M, Khanna S. *Free Radic Biol Med*, 2008, 44 (4): 682~691.
- [2] Boateng J S, Matthews K H, Stevens H N E, Eccleston G M. *J Pharm Sci*, 2008, 97 (8): 2892~2923.
- [3] Zhang D, Li L, Shan Y, Xiong J, Hu Z, Zhang Y, Gao J. *J Drug Deliv Sci Tec*, 2019, 42 (3): 23~33.
- [4] Wen H Y, Liu Y C, Chiang C C. *Sens Actuators B Chem*, 2020, 320: 128340.
- [5] Bian T, Zhao K, Meng Q, Jiao H, Tang Y, Luo J. *Ceram Int*, 2018, 44 (8): 9181~9187.
- [6] Mi F L, Shyu S S, Wu Y B, Lee S T, Shyong J Y, Huang R N. *Biomaterials*, 2001, 22 (2): 165~73.
- [7] Ning C, Logsetty S, Ghughare S, Liu S. *Burns*, 2014, 40 (6): 1164~1171.
- [8] Barros N R, Ahadian S, Tebon P, Rudge M V C, Barbosa A M P, Herculano R D. *Mater Sci Eng C*, 2020, 119 (20): 111589.
- [9] Donald A, Yang H, Yang H. *Bioengineering*, 2017, 4 (1): 1~16.
- [10] Li W, Luo T, Shi Y, Yang Y, Huang X, Xing K, Wang M. *Chem J Chinese U*, 2014, 151 (1): 164~178.
- [11] Cheng Y, Chang Y, Feng Y, Jian H, Wu X, Zheng R, Zhang H. *ACS Appl Mater Interfaces*, 2019, 11 (37): 33725~33733.
- [12] Yin J Y, Bai S F X, Wu F H, Lu G Q, Yang H Q. *Postharvest Biol Tec*, 2012, 74 (2): 125~131.
- [13] Zeng Q K, Qian Y N, Huang Y J, Ding F, Qi X L, Shen J L. *Bioact Mater*, 2021, 6 (9): 2647~2657.
- [14] Varshney N, Sahi A K, Poddar S, Mahto S K. *Int J Biol Macromol*, 2020, 160 (1): 112~127.
- [15] Yin M, Wang Y, Zhang Y, Ren X, Huang T S. *Carbohydr Polym*, 2020, 232: 115823.
- [16] Antunes B P, Moreira A F, Gaspar V M, Correia I J. *Carbohydr Polym*, 2015, 130: 104~112.
- [17] Wang S, Yan F, Ren P, Li Y, Wu Q, Fang X, Chen F, Wang C. *Int J Biol Macromol*, 2020, 158: 9~17.
- [18] Cai Z, Mo X, Zhang K, Fan L, Yin A, He C, Wang H. *Int J Mol Sci*, 2010, 11 (9): 3529~3539.
- [19] Ghorbani M, Nezhad-Mokhtari P, Ramazani S. *Int J Biol Macromol*, 2020, 153: 921~930.
- [20] Barros N R, Ahadian S, Tebon P, Rudge M, Herculano R D. *Mater Sci Eng C*, 2021, 119 (1): 111589.
- [21] Yao C H, Lee C Y, Huang C H, Chen Y S, Chen K Y. *Mater Sci Eng C*, 2017, 79 (2): 533~540.

- [22] Wei G, Li C, Fu Q, Xu Y, Li H. *Int Urol Nephrol*, 2015, 47 (1): 95~99.
- [23] Mi H Y, Jing X, Yu E, Wang X F, Li Q, Turng L S. *J Mechanical Behav Biomed*, 2018, 78 (9): 433~441.
- [24] Wickham A M, Islam M M, Mondal D, Phopase J, Sadhu V, Tamas E, Poliseti N, Richter-Dahlfors A, Liedberg B, Griffith M. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*, 2014, 102 (7): 1553~1561.
- [25] Huang T Y, Wang G S, Tseng C C, Su W T. *Mater Sci Eng C*, 2019, 104: 109986.
- [26] Bulman S E, Goswami P, Tronci G, Russell S J, Carr C. *J Biomater Appl*, 2015, 29 (8): 1193~1200.
- [27] Xing C, Guan J, Chen Z, Zhu Y, Zhang B, Li Y. *Nanotechnology*, 2015, 26 (10): 105704.
- [28] Zou F, Sun X, Wang X. *Polym Degrad Stabil*, 2019, 166: 163~173.
- [29] Radisavljevic A, Stojanovic D B, Perisic S, Perisic S, Djokic P, Uskokovic P S. *Eur J Pharm Sci*, 2018, 124 (1): 26~36.
- [30] Hashemikia S, Farhangpazhouh F, Parsa M, Hasan M, Hamidi M. *Int J Pharmaceut*, 2021, 597 (15): 120313.
- [31] Vigneswari S, Murugaiyah V, Kaur G, Abdul Khalil H P S, Amirula A A. *Mater Sci Eng C*, 2016, 66 (2): 147~155.
- [32] Ju H W, Lee O J, Lee J M, Moon B W. *Int J Biol Macromol*, 2016, 85 (1): 29~39.
- [33] Zang S Q, Dong G Y, Peng B, Xu J, Ma Z W, Wang X W, Liu L X, Wang Q T. *Carbohydr Polym*, 2014, 113 (2): 240~248.
- [34] Henriques P C, Costa L M, Seabra C L, Goncalves G C. *Acta Biomater*, 2020, 114 (1): 206~220.
- [35] Ardila N, Medina N, Arkoun M, Medina N, Arkoun M, Heuzey M C, Ajji A, Panchal C J. *Cellulose*, 2016, 23 (5): 3089~3104.
- [36] Bazmandeh A Z, Mirzaei E, Fadaie M, Shirian S, Ghasemi Y. *Int J Biol Macromol*, 2020, 162 (1): 359~373.
- [37] Cifuentes S C, Gavilán R, Lieblich M, Benavente R, González-Carrasco J L. *Acta Biomater*, 2019, 32 (6): 348~357.
- [38] Han W, Ren J, Xuan H, Ge L P. *Colloid Surface A*, 2018, 541: 128~136.
- [39] Tallawi M, Rosellini E, Barbani N, Cascone M G, Rai R, Saint-Pierre G. *J R Soc Interface*, 2015, 12 (108): 20150254.
- [40] Trinca R B, Westin C B, Fracassi da Silva J A, Moraes M A. *Eur Polym J*, 2017, 88 (5): 161~170.
- [41] Gomaa S F, Madkour T M, Moghannem S, El-Sherbiny, I M. *Int J Biol Macromol*, 2017, 105 (1): 1148~1160.
- [42] Blantocas G Q, Alaboodi A S, Mekky A B H. *Arab J Sci Eng*, 2017, 43 (1): 389~398.
- [43] Möller H, Grelier S, Pardon P, Coma V. *J Arg Food Chem*, 2004, 52 (21): 6585~6591.
- [44] Breault T M, Bartlett B M. *J Phys Chem C*, 2012, 116(10): 5986~5994.
- [45] Sunada K, Kikuchi Y, Hashimoto K, Ghosh S, Perumal P, Warriar K. *Environ Sci Technol*, 1998, 32 (5): 726~728.
- [46] Yang J K, Wang K, Yu D G, Yang Y Y, Williamsc G R. *Mater Sci Eng R Rep*, 2020, 111: 110805.
- [47] Necula B S, Apachitei I, Tichelaar F D, Fratila-Apachitei L E, Duszczek J. *Acta Biomater*, 2011, 7 (6): 2751~2757.
- [48] Verreck G, Chun I, Rosenblatt J, Peeters J, Dijk A V, Mensch J. *J Control Release*, 2003, 92 (3): 349~360.
- [49] Rychter M, Milanowski B, Grzeskowiak B F, Jarek M, Kempinski M, Coy L E, Baranowsk-Korczyc A, Lulek J. *J Colloid Interface Sci*, 2019, 536 (15): 310~327.

The Development of Electrospinning Technology in Medical Dressings

YANG Dong^{1,2,4*}, JIA Tong-tong^{1,2,4}, LEI Lei^{1,2,4}, YANG Kai-di^{1,2,4}, GAO Ke-yi^{1,2,4},
WANG Li-xia^{1,2,4}, XUE Chao-hua^{3*}

(1. College of Chemistry and Chemical Engineering, Shaanxi University of Science & Technology, Xi'an 710021, China; 2. Key Laboratory of Chemical Additives for China National Light Industry, Xi'an 710021, China; 3. College of Bioresources Chemical and Materials Engineering, Shaanxi University of Science & Technology, Xi'an 710021, China; 4. Xi'an Key Laboratory of Advanced Performance Materials and Polymers, Shaanxi University of Science and Technology, Xi'an 710021, China)

Abstract: Electrospun nano-medical dressing is an advanced wound dressing. Compared with traditional dressings, it has a loose and porous structure that is highly similar to the human body's natural extracellular matrix (ECM), which can effectively regulate cell proliferation and accelerate wound closure. It shows great advantages in promoting skin growth and healing. Not only that, studies have shown that loading drugs and biologically active substances in electrospun nanofibers can achieve sustained release. This feature can provide convenient conditions for the growth of damaged tissues within an effective time. The electrospun fiber membrane can significantly improve the healing speed, and can be promoted to clinical applications as a medical dressing with superior performance. Based on the current research, this article briefly introduces the basic principles of electrospinning technology and the characteristics of electrospinning medical dressings. Subsequently, according to the types of electrospun substrates, they were classified into natural electrospun dressings, synthetic electrospun dressings and composite electrospun dressings. The characteristics and antibacterial capabilities of various dressings were discussed in detail. Finally, some problems in the electrospinning process and antibacterial experiments of electrospinning medical dressings at this stage, and prospects for the research of optimized electrospinning dressings for bionic skin are put forward.

Key words: Electrospinning; Bioactive material; Dressing; Antibacterial; Wound healing