

静电纺丝工艺在医用敷料研制中的应用

吴惠英¹, 姚平¹, 刘尚楠², 周燕¹

(1.苏州经贸职业技术学院 纺织服装与艺术传媒学院, 江苏 苏州 215009; 2.谱尼测试集团股份有限公司, 江苏 苏州 215007)

摘要: 静电纺丝工艺是一种简便且高效制备纳米纤维的方法,其纤维膜具有比表面积大、孔隙率高等特点,可通过在纺丝过程中加入不同添加剂来制备功能性纳米纤维,在生物医用领域表现出巨大的潜力。随着对医用敷料性能要求的提高,利用静电纺丝工艺制备医用敷料在近年来引起学者的关注。综述了静电纺丝工艺的原理及其在制备医用敷料上的性能优势,介绍了静电纺丝工艺在体外伤口护理医用敷料、药物释放医用敷料及皮肤再生医用敷料方面的应用,为静电纺丝工艺在医用敷料研制中的应用提供参考。

关键词: 静电纺丝; 纳米纤维; 医用敷料

中图分类号: TS159; TS176.4

文献标识码: B

文章编号: 1001-2044(2018)10-0001-05

Application in manufacture of wound dressing by electrospinning

WU Huiying¹, YAO Ping¹, LIU Shangnan², ZHOU Yan¹

(1.School of Textile and Clothing and Arts and Media, Suzhou Institute of Trade & Commerce, Suzhou 215009, China)

(2.Pony Testing International Group, Suzhou 215007, China)

Abstract: Electrospinning is a simple and effective method to produce nanofibers, and the membrane of the fibers has many advantages such as large specific surface areas and high porosity. In addition, the functional nanofibers can be prepared by the addition of different additives during the process of electrospinning. It shows great potential in the field of biomedical. With the improvement of medical dressing performance requirements, wound dressing prepared by the method of electrospinning has drawn special attention recently. The principle of electrospinning and its performance advantages are illustrated. The applications of the electrostatic spinning technology in wound care, drug release and skin regeneration wound dressing are introduced. The research is expected to provide beneficial references for clinical application of wound dressings.

Key words: electrostatic spinning; nanofibers; medical wound dressing

DOI:10.16549/j.cnki.issn.1001-2044.2018.10.001

皮肤是身体表面包在肌肉外面的组织,承担着保护身体、排汗、感觉冷热和压力等功能。皮肤覆盖全身,它使体内各种组织和器官免受外界刺激,皮肤的损伤会造成微生物对人体的入侵,导致人体健康受到威胁。医用敷料属于医疗器械的一种,可通过覆盖破损皮肤,形成利于伤口愈合的微环境^[1],对伤口起到有效护理和治疗的作用。

目前我国大多数医疗机构仍然将传统的棉质纱布作为常用的医用敷料^[2],但传统医用敷料需要频繁更换,伤口易干燥,只有物理隔离的功能^[3],且易与渗出物结痂,造成伤口与敷料间的黏连,引起新组织的二次创伤,也会出现细菌滋生、止血效果差等临床现象。理想的医用敷料应该能够提供温和的环境,并保持伤口及周边相对湿润,能够及时吸收分泌物,具有较好的透

气性,保护伤口,抑制细菌生长^[4]。

Formhals^[5]在1934年发明了一种利用静电斥力制备聚合物纤维的装置,从此静电纺丝技术引起了学者的极大关注,学者们开始对静电纺丝工艺的基础及应用进行研究。静电纺丝工艺是连续制备纳米纤维的一种简易操作法,对原料的适用性较高^[6]。静电纺纤维对细胞黏附、增殖和分化有积极的促进作用,同时可以在纺丝过程中根据需要加入不同添加剂制备具有不同功能的纳米纤维^[7-8],在生物医用领域已被广泛应用。其中在医用敷料领域静电纺纳米纤维表现出极大的潜力,引起了学者的极大关注^[9]。

1 医用敷料及发展

医用敷料是用来保护受损皮肤,并形成利于伤口愈合的微环境。传统的医用敷料呈干性,只能避免伤口二次受伤以及防止细菌感染伤口^[10],无法对伤口周围的湿度进行控制,去除敷料的同时会引起疼痛甚至二次创伤,因此,对于湿性敷料的研究更具应用价值。湿性敷料对于保持伤口湿润度、伤口渗出液的吸收、自体组织的愈合都表现出明显优势。近年来对于生物敷料的研究逐渐增多,2000年,美国食品与药品管理局

收稿日期: 2017-11-09

基金项目: 2017年江苏省高等学校自然科学研究项目资助(17KJB540004); 2016年苏州市科技计划重点产业技术创新项目(SYG201604); 2017年省高校优秀科技创新团队; 2018江苏高校“青蓝工程”优秀青年骨干教师培养项目

作者简介: 吴惠英(1980—),女,博士,讲师,主要从事丝蛋白生物材料的应用研究。

(FDA)进一步将伤口湿环境处理作为标准化要求^[11],对医用敷料提出了新的要求,也体现了生物敷料的研究价值。

相对传统的医用敷料而言,生物敷料主要表现出以下优势:具有良好的吸湿性,对伤口周围的渗出液能够有效保持但不形成积液;与伤口组织的粘连较轻,不易结痂,能够减轻更换敷料时对新组织的损伤;所用原料具有一定的抗菌性,表现出较好的抗菌和抑菌效果,可预防伤口的再次感染;生物相容性好,不易引起病变^[12]。生物敷料的原料可以分为天然类、改性处理后的天然生物材料以及人工合成类,如壳聚糖^[13]、海藻酸盐^[14]、透明质酸^[15]、明胶^[16]、丝素蛋白^[17]。生物敷料既能保证水份及氧气的透过,又可以抵挡细菌的侵入,防止感染,在伤口护理、促进皮肤再生等方面明显优于传统医用敷料,也是未来医用敷料的发展方向。

2 静电纺丝工艺及制备医用敷料的优势

2.1 静电纺丝工艺的原理

静电纺丝工艺以高压静电为牵引力,带电聚合物的溶液或熔融体在静电场力的作用下^[18],克服自身的表面张力和黏弹性力,随着电场力的增强,被进一步拉伸变形^[19],随着溶剂挥发或熔融体冷却固化,在收集装置处得到直径在几纳米至几微米的微纳米纤维。静电纺丝工艺较传统纺丝方法工艺简单、成本低、操作性强,并且可以根据要求制备形态、取向可控的纤维,在制备纳米纤维方面表现出独特优势。

2.2 静电纺纤维作为医用敷料的优势

静电纺丝技术制备的纤维直径范围大,所形成的纳米纤维膜比表面积大、多孔、柔韧、形貌各异,在很多领域具有潜在的应用前景^[20-21]。相对其他形式的纤维材料,静电纺纤维能够满足理想医用敷料的要求,在创伤修复^[22]等方面表现出以下优势:

(1)纤维尺寸结构。利用静电纺丝技术可以制备得到直径为几纳米到几百纳米的纤维,并具有较好的机械强度。几何尺寸与细胞外基质(ECM)的微观结构和生物功能相似,可以利用静电纺丝工艺模拟天然细胞外基质结构,构建组织工程支架材料^[23],为细胞提供必要的支撑和引导^[24],利于细胞增殖和新组织的生长。

(2)高吸液率及半渗透性。静电纺纤维呈随机网状排列,经过多层纤维膜叠加构建的纳米纤维膜敷料具有很高的孔隙率,能够快速吸收伤口出现的组织液,

吸液率高,同时保持伤口微环境的湿润。此外,以静电纺纤维构建的膜敷料利于伤口透气,有利于细胞呼吸,微孔能够将细菌阻隔在伤口之外,防止外界微生物的渗透。

(3)优异的止血效果及贴合性。由于静电纺纳米纤维膜的比表面积高,能有效地对损伤组织进行止血。如果对纤维材料进行筛选,以纤维蛋白质为原料的膜对伤口止血效果更好。静电纺纳米纤维膜由柔性的纤维叠加形成,纤维的柔韧性可以满足裁剪的需要,因此,可以根据伤口来进行裁剪,贴合性更好。

(4)功能性的调节。通过在静电纺丝过程中添加药物能够制备具有一定功能性的医用敷料,静电纺纳米纤维膜多孔、比表面积高使其成为优异的药物载体^[25],如在纺丝液中加入消炎药、生长因子、特定药品、抗生素等物质^[9],可加强敷料的药物功效;如果将多层纤维膜的功能复合在一层膜中,可以减少敷料的更换频率。

3 静电纺丝工艺在医用敷料研制中的应用

3.1 体外伤口护理医用敷料

静电纺丝纳米抗菌敷料是指将抗菌高分子溶液或抗菌剂与高分子物质混合,通过静电纺丝法制得的具有抗菌性能的纳米级功能敷料^[26]。利用静电纺丝工艺制备的纤维材料可以通过添加利于伤口愈合的维生素或细胞生长因子,促进细胞生长及创面愈合。

将丝素用于医用敷料的研究正在不断进行,构建多功能丝素基医用敷料引起了众多学者的关注^[27]。Cai等人^[28]利用静电纺丝工艺制备壳聚糖(CS)/丝素(SF)复合纳米膜用于医用敷料的研制。研究表明,复合纳米纤维的直径随着丝素含量的增加而增大。同时,MTT测试结果显示,这种材料对纤维细胞吸附与增殖有显著的促进作用,也表现出一定的抑菌效果,作为临床医用敷料有一定的实践价值。Jeong等人^[29]采用静电纺丝技术制备负载磺胺嘧啶银盐(SSD)的再生丝素纤维,研究表明,材料的抗菌性随着SSD比例的增加而增强,但细胞毒性也相应上升。

陈腊梅等人^[30]利用静电纺丝方法制备了内核为聚己内酯、外壳为胶原的核壳结构的纳米纤维多功能敷料。内核的聚己内酯中含有抗菌药物,能够有效预防伤口感染,在敷料使用过程中内核可以提供必要的强度和形状的完整度;胶原外壳含有麻醉药物,能够缓解人体的疼痛,将胶原外壳交联京尼平可获得交联敷

料。研究表明,未交联敷料能够更有效地促进伤口愈合,交联敷料因其溶胀率和力学性能的提高,有利于伤口渗出液的吸收。

谭铭浩等人^[31]利用静电纺丝方法制备聚乳酸(PLA)/聚己内酯(PCL)-聚乙烯醇(PVA)-壳聚糖(CS)-银(Ag)抗菌剂纳米纤维敷料。将PLA和PCL溶于六氟异丙醇配置溶液,再将Ag添加到混合溶液中,并通过CS和PVA对纳米纤维进行亲水改性,制备含银的PLA和PCL复合纳米纤维敷料。研究表明,该敷料的结构均一,纤维尺寸为纳米级且直径均匀,吸水性能和保水性能优良,抗菌剂Ag的加入使敷料具有一定的抗菌性。

王晓丽等人^[32]将具有抗菌作用的高脱乙酰度的壳聚糖(CS)和聚氧化乙烯(PEO)溶于质量分数为50%的乙酸来制备3%的纺丝溶液,采用静电纺丝方法制备壳聚糖基纳米纤维医用敷料,研究了不同质量比的CS和PEO对复合纳米纤维表面形貌和结构性能的影响。研究表明,加入PEO可以明显改善溶液的纺丝性,当CS/PEO质量比逐渐增加,溶液的表面张力有所增加,纤维直径呈下降趋势,纤维形貌的均匀度变差,并出现串珠结构。红外光谱分析表明,PEO含量的增加影响了CS的结晶结构,且大分子间形成了氢键作用,相容性较好。

王庆等人^[33]以聚维酮(PVP)作为创面敷料的原料,它是一种生物相容性好且具有亲水性的医药中间体^[34]。采用静电纺丝技术制备PVP-I₂纳米纤维,通过优化溶液的可纺性、纺丝速率、纤维形态等因素,确定最优工艺参数。研究表明,制备的PVP-I₂纳米纤维结构均一、表面光滑;对金色葡萄球菌、大肠杆菌等都具有良好的抑制作用,抑菌效果随I₂浓度的递增呈递增趋势;纳米纤维的透气性显著优于无纺布,且纤维的透气性随着I₂浓度的递增呈递增趋势;纤维载药均匀,炎症反应不明显,有较少的渗出物,创面的愈合度优于对照组,这表明,该创面敷料对创面愈合有促进作用,是一种极具潜力的新型医用敷料。

徐亚飞等人^[35]利用静电纺丝法及高温碳化法,采用聚丙烯腈(PAN)为前驱体高分子制备碳纳米纤维,后经银镜反应制备纳米银/碳纳米纤维医用敷料,通过将抗菌药物与纳米纤维结合来制备理想的医用敷料。研究表明,碳纳米纤维成纤性好,组织相容性好^[36],银镜反应后纤维的直径变粗,且由于纳米银颗粒的附着

使纤维表面的光滑度下降。这种医用敷料对金黄色葡萄球菌等具有较好的抑菌效果,敷料中纤维间的孔隙小于细菌直径,能够对外界细菌起到隔绝作用,但材料较脆,与创面的贴合性变差,同时制备工艺较复杂,难以实现批量生产。

顾书英等人^[37]利用静电纺丝工艺制备聚乳酸(PLLA)、壳聚糖/聚乳酸、明胶/聚乳酸创面敷料,对材料的纤维形态、吸水性及保水性进行了系统研究。研究表明,聚乳酸与壳聚糖、明胶进行共混纺丝后,纤维的形貌由圆柱形变成扁丝带形,由于添加了壳聚糖、明胶,共混纤维的吸水性以及保水性都有明显提高,可有效减少伤口积液,保持伤口微环境的湿润度,利于伤口的愈合,是一种理想的医用敷料。

3.2 药物释放医用敷料

将药物在静电纺丝过程中添加到纺丝液中可制备载药纳米纤维,当纤维降解或遇水溶胀时,药物成分会缓慢释放,这种载药型的医用敷料能够有效提高药物的治疗效果,降低其毒副作用,可根据设计要求对药物释放进行控制。

Thakur等人^[38]利用静电纺丝技术、双喷丝头装置制备一种新型的骨架材料,该纺丝骨架含有麻醉剂和抗生素两种药物,释放过程中麻醉剂在1h之内突释,然后进入平稳释放过程;而抗生素在1h之内仅有5%释放,在后期进入持续释放过程,相对传统的单喷丝头而言,双喷丝头作为定向药物释放医用敷料的制备更具实践价值。

海藻酸钠(SA)是从褐藻类的海带或马尾藻中提取碘和甘露醇之后的副产物,具有药物敷料所需要的稳定性和一定的止血性,能在伤口周围形成水凝胶状的微环境^[39],是一种在医药领域很有应用前景的高分子聚合物^[40],但要通过静电纺丝工艺获得微纳米级的纤维却十分困难^[41]。程凤等人^[42]采用同轴静电纺丝法,以水为溶剂,以海藻酸钠(SA)为核层、聚乙烯醇(PVA)为壳层制备核-壳结构的纳米纤维。研究表明,通过透射电镜能够清晰观察到纤维的核-壳结构,纤维直径随SA质量分数的增加而增大。红外光谱结果表明,随着SA含量的增加,羟基的伸缩振动峰带变宽。同轴静电纺丝法能够将药物包裹在核层,延长药物的释放周期,对伤口起到持续保护的作用,用于医用敷料将有巨大潜力。

Nicholson等人^[43]采用同轴静电纺丝工艺制备核

-壳结构的纳米纤维,以活细胞制成悬浮液为核层,以聚二甲基硅烷(PDMS)为壳层。研究表明,与不加电压、相同流速的对照材料相比,该核-壳结构的纳米纤维膜在制备过程中细胞尚未失去活性,如果将纤维的壳层用其他生物材料替代后直接用作医用敷料,材料中的活性细胞有利于伤口的快速愈合。

Sofokleous 等人^[44]利用静电纺丝工艺制备载药聚乳酸-羟基乙酸共聚物(PLGA)敷料,它是一种可降解、生物相容性好的敷料。研究表明,抗菌药物在纺丝过程中没有受到破坏,抗菌性能和化学结构稳定,保持了药物活性,敷料在使用初期为抗菌药物提供保护,之后随着聚合物的缓慢降解,抗菌药物随之释放,药物释放前期有突释现象,但整个释放过程相对稳定。

3.3 皮肤再生医用敷料

目前选用真皮替代创伤面的治疗方法在临床上仍占多数,但真皮与创面的附着力不强,也容易发生感染,组织工程皮肤以细胞、支架作为构建组织工程的基础。近年来,利用静电纺丝工艺制备纳米纤维构建的支架能够负载并缓释生物活性物质,有利于皮肤再生,辅以生物活性剂的纳米纤维将会是未来伤口敷料的新方向^[45]。

Schneider 等人^[46]利用静电纺丝工艺,将表皮生长因子(EGF)添加到再生丝素蛋白、聚环氧乙烷中制备纺丝溶液,制备含有 EGF 的再生丝素纤维。研究表明,含有 EGF 的再生丝素纤维在用于医用敷料的过程中,由于 EGF 的持续释放能够有效促进创伤修复,加快伤口愈合,同时敷料的结构相对稳定^[47],EGF 的释放过程经历了突释效应到持续释放的过程,这一特点对慢性皮肤的损伤修复治疗非常有效。

Jin 等人^[48]利用同轴静电纺丝工艺制备核-壳结构的表皮诱导因子(EIF)的纳米纤维,以明胶/PLLCL为壳层,以 EIF 为核层,其中 EIF 中封装了药物,研究表明,EIF 的持续释放有利于促进脂肪干细胞的增殖,诱导皮肤再生。

Ji 等人^[49]利用静电纺丝工艺制备了透明质酸-联硫二丙酰二肼/聚氧化乙烯纳米纤维,后将聚氧化乙烯去除获得透明质酸-联硫二丙酰二肼支架,研究表明,该支架与细胞外基质结构相似,具有皮肤再生和伤口敷料的研究价值。

Sheng 等人^[50]利用同轴静电纺丝工艺制备丝素纳米纤维,在纤维成形过程中将 VA 和 TPGS(VE 的水溶

性衍生物)以乳剂形式掺入其中,纤维界面呈现核-壳结构,在皮肤再生医用敷料领域具有应用前景。

4 结语

在未来医用敷料的开发过程中,将会在多功能敷料的研究上进行创新性实践,如在敷料中加入温感、pH 敏感的材料,在敷料使用过程中可以通过纤维颜色变化及时了解伤口处的 pH、温度以及感染情况,实现对伤口愈合和感染情况的实时监控,静电纺丝工艺将为多功能医用敷料的研制提供有力的技术支持。



参考文献:

- [1] 耿志杰,陈军,刘群峰,等.伤口护理应用医用湿性敷料研究进展[J].护理学报,2017,24(11):27-30.
- [2] 江创生,陈向标.静电纺丝制备生物医用敷料研究进展[J].合成纤维工业,2012,35(3):44-47.
- [3] 张劲峰,郝建波,张劲鹏,等.生物敷料的研究进展[J].中国修复重建外科杂志,2015,29(6):254-259.
- [4] 周群飞,敖宁建.壳聚糖创伤敷料膜的研究与应用进展[J].高分子通报,2013,29(8):68-75.
- [5] FORMHALS A.Process and apparatus for preparing artificial threads: 1975504[P].1934.
- [6] CARACCILO P C, TORNELLO P R C, BALLARIN F M, et al. Development of electrospun nanofibers for biomedical applications; State of the art in Latin America[J].J Biomater Tiss Eng,2013,3(1):39-60.
- [7] 李蒙蒙,朱瑛,仰大勇,等.静电纺丝纳米纤维薄膜的应用进展[J].高分子通报,2010(9):42-51.
- [8] COSTA L M M, DE OLYVEIRA G M, CHERIAN B M, et al. Bionanocomposites from electrospun PVA/pineapple nanofibers /stryphnodendron adstringens bark extract for medical applications[J].Ind Crop Prod,2013,41(3):198-202.
- [9] 刘延波,孙健,赵雪菲,等.静电纺纤维在生物医药领域的研究进展[J].产业用纺织品,2015(9):1-11.
- [10] 王树源.汉麻基海藻酸钙复合医用敷料的制备及性能研究[D].上海:东华大学,2014.
- [11] LIN Y H, LIN J H, WANG S H, et al. Evaluation of silver-containing activated Carbon fiber for wound healing study: In vitro and in vivo [J].J Biomed Mater Res B Appl Biomater,2012,100B(8):2288-2296.
- [12] MARTIN C, LOW W L, AMIN M C, et al. Current trends in the development of wound dressings, biomaterials and devices[J].Pharm Pat Anal,2013,2(3):341-359.
- [13] ABDELGAWAD A M, HUDSON S M, ROJAS O J. Antimicrobial wound dressing nanofiber mats from multicomponent (chitosan/silver-NPs/polyvinyl alcohol) systems[J].Carbohydr Polym,2014,100(S1):166-178.
- [14] SIKAREEPAISAN P, RUKTANONCHAI U, SUPAPHOL P. Prepa-

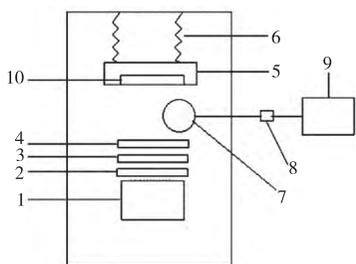
- ration and characterization of asiaticoside-loaded alginate films and their potential for use as effectual wound dressings[J]. *Carbohydrate Polymers*, 2011, 83(4):1457-1469.
- [15] ROSSI S, FACCENDINI A, BONFERONI M C, et al. "Sponge-like" dressings based on biopolymers for the delivery of platelet lysate to skin chronic wounds[J]. *Int J Pharm*, 2013, 440(2):207-215.
- [16] VATANKHAH E, PRABHAKARAN M P, JIN G, et al. Development of nanofibrous cellulose acetate/gelatin skin substitutes for variety wound treatment applications[J]. *J Biomater Appl*, 2014, 28(6):909-921.
- [17] VASCONCELOS A, PAULO A. Wound dressings for a proteolytic rich environment[J]. *Appl Microbiol Biotechnol*, 2011, 90(2):445-460.
- [18] 刘力菲, 李伟, 黄潇楠. 静电纺丝纳米纤维的制备与应用[J]. 首都师范大学学报(自然科学版), 2017, 38(1):58-63.
- [19] DOSHI J, RENECKER D H. Electrospinning process and applications of electrospun fibers[J]. *Journal of Electrostatics*, 1995(35):151-160.
- [20] 李智璐, 贺爱华. 静电纺丝法制备聚合物功能纤维的研究进展[J]. 合成纤维, 2015, 44(2):28-33.
- [21] RIEGER K A, BIRCH N P, SCHIFFMAN J D. Designing electrospun nanofiber mats to promote wound healing—a review[J]. *J Mater Chem B*, 2013, 1(36):4531-4541.
- [22] SRIDHAR R, LAKSHMINARAYANAN R, MADHAIYAN K, et al. Electrospayed nanoparticles and electrospun nanofibers based on natural materials: applications in tissue regeneration, drug delivery and pharmaceuticals[J]. *Chemical Society Reviews*, 2015(44):790-814.
- [23] ZHANG X, REAGAN M R, KAPLAN D L. Electrospun silk biomaterial scaffolds for regenerative medicine[J]. *Adv Drug Deliv Rev*, 2009(61):988-1006.
- [24] ZHENG W F, ZHANG W, JIANG X Y. Biomimetic collagen nanofibrous materials for bone tissue engineering[J]. *Adv Eng Mater*, 2010, 12(9):451-466.
- [25] UNNITHAN A R, GNANASEKARAN G, SATHISHKUMARY, et al. Electrospun antibacterial polyurethane/cellulose acetate-zein composite mats for wound dressing[J]. *Carbohydrate Polymers*, 2014, 102(3):108-115.
- [26] 刘源, 曹苹, 何佳, 等. 静电纺丝工艺制备纳米抗菌敷料的研究与应用进展[J]. 高分子通报, 2014(6):40-45.
- [27] 高保东, 张岩, 唐文超, 等. 丝素基伤口敷料研究进展[J]. 纺织学报, 2016, 37(7):162-168.
- [28] CAI Z X, MO X M, ZHANG K H, et al. Fabrication of chitosan/silk fibroin composite nanofibers for wound-dressing applications[J]. *Int J Mol Sci*, 2010, 11(9):3529-3539.
- [29] JEONG L, KIM M H, JUNG J Y, et al. Effect of silk fibroin nanofibers containing silver sulfadiazine on wound healing effect of silk fibroin nanofibers containing silver sulfadiazine on wound healing[J]. *International Journal of Nanomedicine*, 2014(9):5277-5287.
- [30] 陈腊梅, 曹婕, 叶霖, 等. 同轴静电纺丝法制备具有核-壳纤维结构的多功能敷料[J]. 高等学校化学学报, 2016, 37(3):600-606.
- [31] 谭铭浩, 张良, 朱继翔, 等. 静电纺丝法制备载银敷料及其性能表征[J]. 化工新型材料, 2017, 45(4):248-251.
- [32] 王晓丽, 高晶, 王璐, 等. 创面敷料用壳聚糖基静电纺纳米纤维膜[J]. 国际纺织导报, 2014(2):4-6.
- [33] 王庆, 李沉纹, 李紫薇, 等. 静电纺丝制备聚维酮碘纳米纤维作为新型创面敷料的性能研究[J]. 重庆医科大学学报, 2016, 41(5):466-472.
- [34] SEBE I, SZABO B, NAGY Z, et al. Polymer structure and antimicrobial activity of polyvinylpyrrolidone-based iodine nanofibers prepared with high-speed rotary spinning technique[J]. *Int J Pharm*, 2013, 458(1):99-103.
- [35] 徐亚飞, 关宏宇, 杨姗姗, 等. 电纺纳米银/碳纳米纤维敷料的制备及抗菌效果评价[J]. 吉林大学学报(医学版), 2011, 38(2):286-289.
- [36] YANG L, ZHANG L J, WEBSTER T J. Carbon nanostructures for orthopedic medical applications[J]. *Nanomedicine*, 2011, 6(7):1231-1244.
- [37] 顾书英, 邹存洋, 张春燕, 等. 聚乳酸复合纳米纤维创面敷料的制备及性能[J]. 高分子材料科学与工程, 2008, 24(11):187-190.
- [38] THAKUR R A, FLOREK C A, KOHN J, et al. Electrospun nanofibrous polymeric scaffold with targeted drug release profiles for potential application as wound dressing[J]. *Int J Pharm*, 2008, 364(1):87-93.
- [39] NIE H R, HE A H, WU W L, et al. Effect of polyethylene oxide with different molecular weights on the electrospinnability of sodium alginate[J]. *Polymer*, 2009, 50(20):4926-4934.
- [40] SU A P, KO E P, WAN D K. Preparation of sodium alginate/poly(ethylene oxide) blend nanofibers with lecithin[J]. *Macromol Research*, 2010, 18(9):891-896.
- [41] LI W, LI X Y, CHEN Y, et al. Poly(vinyl alcohol)/sodium alginate/layered silicate based nanofibrous mats for bacterial inhibition[J]. *Carbohydrate Polymers*, 2013, 92(2):2232-2238.
- [42] 程凤, 高晶, 王璐, 等. 创面敷料用静电纺核-壳结构纳米纤维[J]. 国际纺织导报, 2014(9):7-9.
- [43] NICHOLSON A, JAYASINGHE S N. Cell electrospinning: a unique biotechnique for encapsulating living organisms for generating active biological microthreads/scaffolds[J]. *Biomacromolecules*, 2006, 7(12):3364-3369.
- [44] SOFOKLEOUS P, STRIDE E, EDIRISINGHE M. Preparation, characterization and release of amoxicillin from electrospun fibrous wound dressing patches[J]. *Pharmaceutical Research*, 2013, 30(7):1926-1938.
- [45] 仲留仪, 柳臻, 陈建秋, 等. 静电纺丝用作难愈合伤口敷料的研究进展[J]. 药学进展, 2016, 40(5):375-379.
- [46] SCHNEIDER A, WANG X Y, KAPLAN D L, et al. Biofunctionalized electrospun silk mats as a topical bioactive dressing for accelerated wound healing[J]. *Acta Biomater*, 2009, 5(7):2570-2578.

☞(下转第29页)

是一种转换器,可将感光变色面料所产生的颜色光信号转化为电信号直接传输电脑,电脑根据变色基础数据库快速表征出变色特征指标。

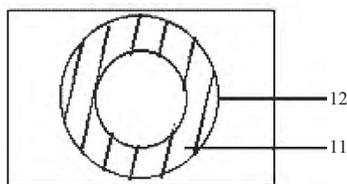
2.3 实施方案

感光变色面料测试表征装置的结构示意图见图1。抽屉式试样架的俯视图见图2。



1-光源;2-滤光片;3-激发单色器;4-发射单色器;5-样品台;6-伸缩支架;7-积分球;8-检测器;9-处理系统;10-抽屉式试样架

图1 感光变色面料测试表征装置的结构示意图



11-圆形凹槽;12-固定圆环

图2 抽屉式试样架的俯视图

在测试之前应先打开感光变色面料测试装置的电源开关和光源开关,预热3~5 min,并开启电脑实现测试表征装置与数据测试软件连接。预热完成之后,如图1、2所示,首先拉开抽屉式试样架10,将固定圆环12取下,将测试试样裁剪为直径5 cm左右的圆形试样,并将试样放入圆形凹槽11,固定圆环12放置于试样上用于固定试样,并将抽屉式试样架10送入测试装置内。继续旋转电源开关按钮可选定光源种类,打开光源1,光源1经过滤光片2滤光后,穿过激发单色器3,筛选出特定的激发光谱,激发光谱再次穿过发射单色器4,从而筛选出入射到待测样品的照射光谱。

入射光谱直接照射到样品台5上的检测布样,可通过调节伸缩支架6两边的支架高度,进而控制样品台5的倾斜角度,以满足不同角度入射光的测试。当光线入射到测试样品表面后,由于入射光不是直角,因此反射光将不沿着原来的路径反射出去,而是直接反射到积分球7上,经过积分球7的处理之后,被测试的反射光颜色均匀稳定。积分球7通过检测器8立即传输给处理系统9,处理系统9通过电脑处理即通过变色基础数据库得出感光变色面料光照变色后反光色深值K/S、反光亮度值 L^* 、反光红绿特征值 a^* 、反光黄蓝特征值 b^* 、反光颜色饱和度值 c^* 以及反光颜色色调值 h 。

3 结语

本文设计开发的感光变色面料检测装置可用于对各种感光变色面料光照后的变色值进行精确的测试与表征,且本装置具有设备结构简单,易于操作,使用方便,针对性较强的特点,可为广大从事产业用感光变色面料的研发人员提供参考。



参考文献:

- [1] 戴淑娟,白刚,KEELY D C.超疏水感光变色涤纶织物的制备及其性能研究[J].上海纺织科技,2015,43(9):36-38.
- [2] 马倩,王可,王曙东,等.感光变色防紫外面料的开发[J].上海纺织科技,2016,44(9):8-10.
- [3] WANG Z.Solvothermal synthesis of a new photochromic azo polymer and its self-assembly behavior[J].Journal of Macromolecular Science:Pure & Applied Chemistry,2010,47(11):1142-1148.
- [4] 杨文芳,梁庆忠,路硕,等.智能变色纺织材料[J].印染,2014(19):10-12.
- [5] 苏启来,杜文琴.光致变色织物研究进展[J].纺织导报,2011(1):71-72.
- [6] ZAHRA M S,AKBAR K,SHADPOUR M.Improvement in hydrophobicity of polyester fabric finished with fluorochemicals via aminolysis and comparing with nano-silica particles[J].Colloid Polymer Science,2011(289):1035-1044.

(上接第5页)

- [47] 许耘,邓洁.静电纺丝纳米纤维在医用敷料的应用及风险评估[J].中国药物警戒,2014,11(9):564-566.
- [48] JIN G R,PRABHAKARAN M P,KAI D,et al.Controlled release of multiple epidermal induction factors through core-shell nanofibers for skin regeneration[J].Eur J Pharm Biopharm,2013,85(3):689-698.

- [49] JI Y,GHOSH K,SHU X Z,et al.Electrospun three-dimensional hyaluronic acid nanofibrous scaffolds[J].Biomaterials,2006,27(20):3782-3792.
- [50] SHENG X Y,FAN L P,MO X M,et al.Electrospun silk fibroin composite nanofibrous mats loaded with vitamin A and E[J].J Control Release,2013,172(1):35-36.

保护环境 利国利民