

磁控溅射改性医用静电纺丝纳米纤维的研究进展

刘尚鹏^{1,2}, 冯玉洁^{1,2}, 李纪伟^{1,2*}, 马建伟^{1,2}, 陈韶娟^{1,2}

(1. 青岛大学纺织服装学院, 青岛 266071; 2. 青岛大学非织造材料与
产业用纺织品创新研究院, 青岛 266071)

摘要:静电纺丝纳米纤维具有纳米尺度纤维结构、高比表面积和高孔隙率,能够仿生天然细胞外基质结构,在生物医用领域显示出巨大应用前景。磁控溅射作为一种新兴的表面处理技术,是一种低温高速溅射技术,可在不改变基材内部结构的前提下,对纤维材料表面进行功能改性。近几年,磁控溅射技术已在医用纳米纤维膜抗菌和生物相容改性、骨组织修复以及人工血管等方面取得了一定进展及突破,展现出巨大研究前景。但目前研究报道仍较少,还处于萌芽期,急需系统和深入研究。同时,纳米纤维力学性能差、金属抗菌颗粒协同增效与广谱抗菌机理、改性涂层时效短暂等难题尚待解决,这些将决定磁控溅射改性医用纳米纤维膜的应用推广前景。

关键词:磁控溅射; 静电纺丝; 纳米纤维; 医用材料; 表面改性

引言

近年来,纳米纤维因其自身比表面积大、孔隙率高和重量轻等特点而引起广大学者的关注^[1]。相比于其它纳米纤维制备技术(如静电纺丝法、分子板喷丝法、海岛型双组份复合纺丝法等^[2]),静电纺丝法简单高效,制备的纳米纤维具有高孔隙率和高比表面积,并且还具有仿生细胞外基质结构(ECM),在静电纺丝过程中还可以通过混纺或纤维表面改性来进一步拓展其应用范围。Dominik 等^[3]发现壳聚糖(CS)混入聚己内酯(PCL)制得的纳米纤维可以明显提高细胞黏附和增殖以及细胞活力,同时也能保持足够的机械性能和多孔性,明显改善 PCL 的不足。金胜男等^[5]通过电化学聚合在聚(3,4-乙烯二氧噻吩)/聚对苯乙烯磺酸钠(PEDOT/PSS)静电纺丝纳米纤维膜表面沉积 PEDOT 导电涂层,获得了具有优异自支撑性和柔性的热电纳米纤维膜。因此,静电纺丝纳米纤维在生物医用方面具有广阔的应用前景。

1 静电纺丝纳米纤维表面改性

1.1 纳米纤维表面改性方法

目前,静电纺丝纳米纤维改性方法主要包括化学涂覆法、浸渍法、化学镀等^[3,4]。其中,化学涂覆法通过化学反应直接在纳米纤维膜表面涂覆一层稳固的功能性涂层,但制备工艺需严格控制,否则将会破坏纳米纤维本体孔隙结构。浸渍法是将静电纺丝纳米纤维膜浸入不同的反应溶液中,在纳米纤维膜表面通过界面聚合反应,形成功能层,此方法高效、快速,但是与涂覆法有着同样的缺点,形成的涂层较厚,容易降低纳米纤维的孔隙率,而且制备过程所用溶剂易造成环境污染^[4]。化学镀是在不采用任何外加电流的前提下,可以将任何需要的金属层还原到基材上,可以获得抗磨损、耐氧化的均匀涂层,但是方法相比于

10.14028/j.cnki.1003-3726.2022.03.001

收稿:2021-01-12;修回:2021-08-09;

基金项目:十三五重点研发计划项目(2017YFB0309805-02);

作者简介:刘尚鹏(1996-),男,研究生,硕士,主要研究方向为纺织材料与纺织品设计。E-mail: 3020425263@qq.com;

* 通讯联系人:李纪伟(1988-),男,副教授,博士,主要研究方向为纺织材料与纺织品设计。E-mail: jiweili@qdu.edu.cn.

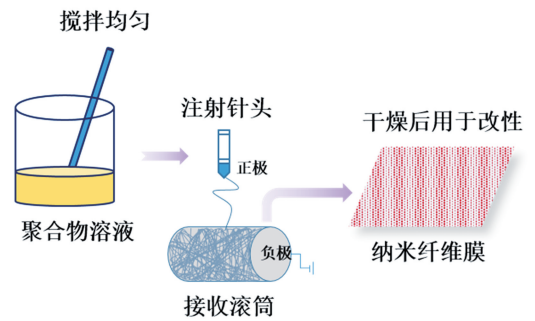


图 1 静电纺丝纳米纤维制备示意图

Figure 1 Schematic diagram of preparation of electrospinning nanofibers

前两种方法,涂层效率低,污染环境^[4,5]。不难发现,目前静电纺丝纳米纤维的湿法改性存在易破坏纤维本体结构、工艺复杂、改性过程可能导致环境污染等问题。

1.2 磁控溅射及其优势

磁控溅射作为一种新兴的表面处理技术,主要以金属、陶瓷以及玻璃为基材,作用原理是稀薄气体被电离产生等离子体,并在电场作用下被加速轰击位于阴极的靶材,将靶材表面的原子、分子以及电子等分离出来,这些溅射出来的粒子具有一定的动能,可沿一定方向沉积在纤维基材的表面。磁控溅射技术具有溅射效率高、沉积速度快等优势,同时,其制备的功能性薄膜与基材结合牢度高,质地均匀,致密性好^[6,7]。目前,磁控溅射技术已应用于纺织、传感器、电磁屏蔽、生物医学以及光学等众多领域。近几年,磁控溅射改性静电纺丝纳米纤维膜在抗菌改性、生物相容改性、骨组织修复和人工血管等医学领域逐渐被研究人员关注^[8~10]。本文主要介绍磁控溅射技术在静电纺丝纳米纤维改性中的研究现状。

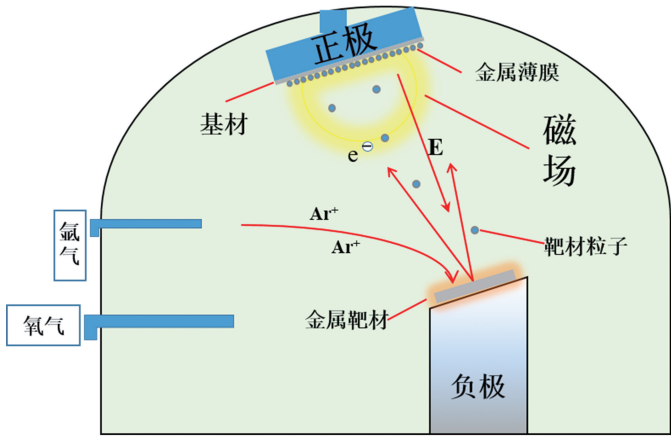


图 2 磁控溅射原理图

Figure 2 Schematic diagram of magnetron sputtering

2 研究现状

2.1 抗菌改性

细菌可以在任何表面快速繁殖,进而会增加各种疾病二次感染的风险,因此抗菌性成为医用材料必须满足的要求。

近几年,通过磁控溅射技术在纳米纤维表面获得均匀、牢固的金属纳米颗粒,如银、铜、锌等,以此来获得具有抗菌效果的医用抗菌纳米纤维膜^[11~13,59~61],逐渐引起人们的极大关注。目前,常见的抗菌金属

粒子银、锌等已经被大量的研究证明对于革兰氏阴性菌(大肠杆菌)和革兰氏阳性菌(金黄色葡萄球菌)具有广谱抗菌性,而且,目前还没有任何报道证实人体对银有过敏等不良反应^[14~16],因此,银离子抗菌成为纳米纤维表面改性的最常用的方法之一。解文彬等^[17]利用磁控溅射技术和静电纺丝技术制备了载银聚丙烯(PAN)纳米纤维膜,发现溅射功率越大,银纳米颗粒在纤维表面沉积的越多,抑菌效果也就越好。Badaraev 等^[18]采用静电纺丝法,结合直流(DC)磁控溅射技术制备了表面镀覆铜氧化物的左旋聚乳酸(PLLA)纳米纤维膜。研究发现经溅射改性的样品使细菌数目降低了 30%~50%,证明了其磁控溅射改性方法可用于制备具有抗菌效果的伤口敷料。

此外,相比于单金属抗菌,双金属协同抗菌的效果更优异^[19,20]。Liu 等^[19]采用 DC 磁控溅射技术在棉非织造材料表面镀覆银锌电极圆形矩阵,通过定性抗菌实验发现(见图 3),相比于单一的银锌电极(锌几乎没有表现出抗菌效果),锌离子与银离子相互配合所构成的微电场表现出更加优异的抗菌性。Rtimi 等^[21]将 Ag-Cu 溅射在聚氨酯(PU)薄膜上面,通过实验表征,Ag-Cu 沉积比例与抗菌性能息息相关,证实了双金属抗菌的优异性。因此,将磁控溅射技术与静电纺丝技术相结合并将其用于生产医用抗菌纳米材料,这拓展了未来纳米纤维的应用领域,为解决医用材料基本的抗菌、防感染等问题提供了新的思路。

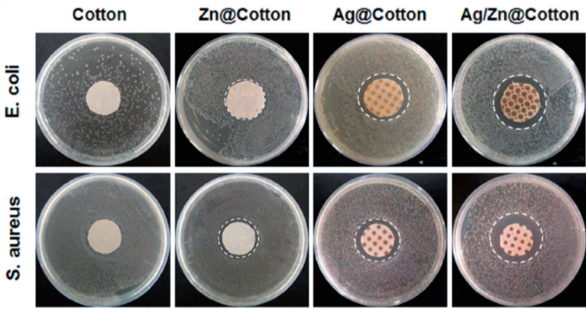


图 3 抗菌实验^[19]

Figure 3 Antibacterial experiment^[19]

2.2 生物相容改性

纳米纤维比表面积大、孔隙率高,并且可以仿生 ECM,大部分高分子纳米纤维膜还具有良好的生物相容性。因此,将其用于伤口防护,既可以吸收伤口表面的渗出液,保持伤口局部环境的清洁,减少感染,也可以保证细胞与外界环境正常的物质交换,促进细胞的新陈代谢与增殖^[10,22]。然而,大部分用于生产纳米纤维的高分子材料存在表面非极性大、表面吸附性能差和疏水等不足,这就导致了作为医用纳米纤维敷料基材与血液接触时,可能会导致凝血、术后炎症等不良反应的发生^[22]。例如,聚乳酸(PLA)作为一种生物相容性和降解性兼具的高分子材料,被广泛地应用于医用敷料、移植支架等领域,但由于自身难降解、表面缺乏活性基团以及亲水性能差,所以将其应用于医用领域面临着很大挑战^[18,23~25]。

Badaraev 等^[18]制备的表面镀覆铜氧化物的左旋聚乳酸(PLLA)纳米纤维膜尽管抗菌效果显著,但是该静电纺丝膜在甘油和水中的接触角测试结果($114\pm5^\circ$ 到 $125\pm5^\circ$)显示该膜具有疏水性(与 PLLA 本身的疏水性有关),不利于吸收伤口表面过量的渗出液。因此,解决高分子材料的生物相容性成为关键所在。Bolbasov 等^[23]采用反应磁控溅射技术在 PLLA 表面溅射钛。实验发现,在不同的处理时间下,纳米纤维本身的结构和力学性能没有发生太大的变化,但对其表面的性能有明显的影响。如表 1 所示,在不同的处理时间下,溅射改性后的纤维膜表面接触角从未处理的 $129\pm2^\circ$ 先减小到 $40\pm13^\circ$,尽管随着处理时间的增加,接触角有增大的趋势,但是仍属于亲水范围(小于 90°),相比于纯 PLLA,其亲水性显著改善。因此通过磁控溅射可以解决部分高分子材料自身生物相容性差的问题,满足医用领域的要求。

2.3 骨组织修复

近些年来,由意外创伤、肿瘤以及骨质疏松等原因造成的骨组织问题,不仅给患者(尤其是老年患者)

表 1 不同溅射时间下 PLLA 纳米支架的润湿性^[23]

Table 1 Wettability of PLLA nano-scaffolds under different sputtering time^[23]

溅射时间(min)	接触角(°)
0	129±2
1	20±4
2	46±6
4	40±13
6	47±8
8	51±16

造成很大的困扰,而且也成为骨科领域的难题之一。为此,众多学者提出了不同的解决方法,如自体组织移植、生物活性支架等,自体组织移植可以避免人体排斥反应和细胞增殖吸附不良等问题,但容易造成二次伤害,这限制了它的应用^[26,27]。

因此,具有良好生物相容性和可降解性的生物活性材料为合适的骨组织修复支架材料提供了新的思路,通过磁控溅射技术将适合细胞增殖和黏附的纳米颗粒涂覆在纳米纤维膜上,既可以辅助骨组织愈合修复,也可以确保纳米纤维支架在体内被及时吸收降解,不会与正常的骨组织发生排异反应^[28]。Manakhov 等^[29]通过静电纺丝得到具有良好生物相容性和生物降解性的 PCL 纳米纤维,再将具有生物活性的陶瓷涂层(由钛-钙-磷-碳-氧-氮组成, TiCaPCON)通过磁控溅射技术沉积在纳米纤维膜表面,实验发现在保证不改变纳米纤维的基本结构的前提下,相比于在纯 PCL 纳米纤维膜(PCL-ref)、玻璃以及溅射硅表面(Si-TiCaPCON),PCL-TiCaPCON 生物支架更有利于小鼠胚胎成骨细胞前体细胞(MC3T3-E1)的增殖和黏附(见图 4),证实了通过磁控溅射改性纳米纤维膜可以得到具有促进骨组织修复能力的生物支架,但是目前关于磁控溅射改性应用于骨组织修复的研究还比较少。

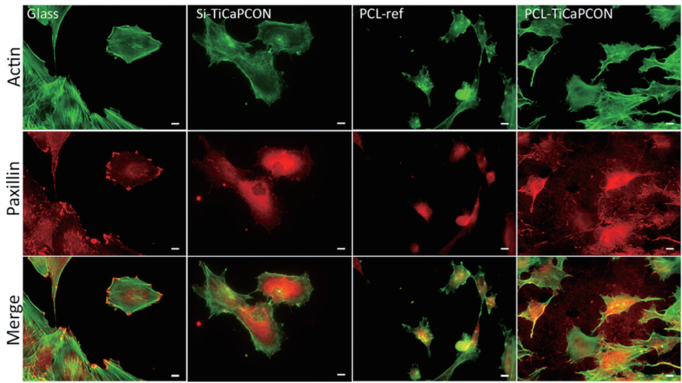


图 4 荧光显微镜图像

在玻璃、Si-TiCaPCON、PCL-ref 和 PCL-TiCaPCON 样品表面 MC3T3-E1 细胞中的肌动蛋白细胞骨架和细胞黏连情况^[29]

Figure 4 The fluorescence microscopy images

The actin cytoskeleton and focal adhesions in MC3T3-E1 cells on the surface of glass, Si-TiCaPCON, PCL-ref and PCL-TiCaPCON samples^[29]

此外,已经有众多研究表明,纳米羟基磷灰石、氧化铁纳米粒子等都具有促进骨组织修复的能力^[30~32]。氧化铁纳米粒子是一种磁性纳米粒子,具有良好的生物相容性并且对于人体呈现无毒性,通过氧化铁磁性纳米粒子可以靶向给药,诱导细胞进入合适的位置,从而促进骨再生^[33]。用磁控溅射技术来获得氧化铁纳米粒子,将其涂覆在纳米纤维表面的研究还鲜有报道,这可能与氧化铁磁性纳米粒子促进骨组织愈合的机理尚未阐明有关。

2.4 人工血管

心血管疾病(包括缺血性心脏病、脑血管疾病和外周血管疾病等)已成为一个世界性难题^[34]。目前,大口径的血管支架被广泛应用于治疗心血管疾病,而小口径血管支架容易造成血栓,导致手术后期通透率低,因此限制了它的使用范围。另外,为了更接近天然血管,人工血管支架需要具有一定的弹性,并且可以溶血,抑制血小板黏附等特点^[35]。静电纺纳米支架具有良好的机械性能,并具有一定的弹性和生物相容性,合适的涂层具有增强细胞吸附、抗血栓的功能,两者结合可以制备出功能与天然血管相匹配的人工血管支架^[34],是一种很有潜力的方法。

根据之前的研究,钛(Ti)具有抑制血小板黏附、溶血和抗内皮化的作用,并具有一定的抗菌性能,钛层表面形成的二氧化钛(TiO₂)常用于抗凝血药物,是一种合适的血管支架涂层^[29,36,37]。Bolbasov 等^[38]选用具有良好生物相容性的 PCL 和新型生物高分子 3-羟基丁酸酯和 3-羟基戊酸酯的共聚物(PHBV)制成静电纺人工支架,并通过磁控溅射方法在其表面涂覆一层钛层,研究证明了表面处理对支架微观结构影响不大,通过内皮细胞证明该支架表面的钛层增强了细胞的黏附,还可以促进血管再生。由此可见,纳米纤维支架表面进行磁控溅射涂层为小口径人工血管支架指明了一个新的研究方向。目前,将纳米支架应用于人工血管的研究已经日趋成熟,但是结合磁控溅射技术的研究还比较少。

3 结论与展望

磁控溅射技术在纳米纤维膜表面构筑的功能性涂层不仅可以解决大部分纳米纤维基材亲水性差、细菌易滋生等问题,并能改善纳米纤维膜的生物相容性。另外,采用磁控溅射技术将其它具有生物活性的物质(如 Ti、Ca 等)沉积在生物支架表面,有利于组织工程(如骨组织、血管组织)中蛋白质的分泌,保证正常的生理活动。因此,磁控溅射改性医用纳米纤维的发展为解决医学难题提供了更多的方案。

磁控溅射改性医用材料,尤其是纳米纤维方面,绝大部分研究还是集中在抗菌改性中,同时也存在以下几个难题和不足:

(1)磁控溅射所获得涂层在生物医用环境下存在涂层不稳定、容易脱落的问题,这导致了在长期的医学研究过程中,功能性涂层时效短暂,因此如何让功能性改性涂层在医用环境下稳定牢固地存在于纳米纤维表面,在需要的时限内有效地发挥作用成为目前需要解决的问题之一。现有的报道证实了在磁控溅射改性之前,对纳米纤维表面做适当的等离子体处理可能成为其解决方法;

(2)尽管现有的研究证明磁控溅射对于纳米纤维的力学性能影响甚微,但因纳米纤维本身的力学性能差,因而导致改性后的纳米纤维支架力学性能难以满足大部分应用。所以,在未来研究中,这一缺点不仅会成为制备纳米纤维的难题,而且更会限制磁控溅射改性纳米纤维的应用范围;

(3)目前,磁控溅射技术沉积金属抗菌颗粒还是集中于银锌铜等少数金属,对于其它金属的研究还比较少。而且对于金属离子(Ag、Zn 等)的广谱抗菌机理没有特别准确的定义,其生物安全性还存在一定的争议,在生物医用领域的应用研究还需进一步的探索研究。

目前,磁控溅射改性纳米纤维应用于医用领域的研究报道较少,在展现巨大前景的同时,还处于萌芽期,许多难题还需解决。在未来,这些问题的解决将决定磁控溅射改性医用纳米纤维膜的推广应用。

参考文献:

[1] Gonzalez J G, Cela E G, Magan N, Rahatekar S S. Mater Lett, 2020, 270:127662.
[2] 左凌楠,谷丽薇,董方红,王赛倩,党云洁,杜青. 中国药学杂志, 2019, 54(14):1126~1131.
[3] Dominik C, Alexander B, Birgit G, Yvonne R, Andrea H, Thomas R G, Christopher D E, Robert H, Henning M. J Appl Polym Sci, 2020, 137(18):48650.
[4] 李从举,武凌辉,汪滨,王娇娜. 化工新型材料, 2017, 45(6):17~19.
[5] 金胜男,孙婷婷,王明辉,江莞. 材料导报, 2020, 34(8):8184~8187.

- [6] 聂鹏. 数字化用户, 2019, 25(16):192.
- [7] Barman D, Sarma B K. Vacuum, 2020, 177:109367.
- [8] Lutz M S, Couffin A C, Vignoud S, Schlatter G, Hébraud A. Carbohydr Polym, 2019, 207:276~287.
- [9] Rebelo R, Calderon S V, Fangueiro R, Henriques M, Carvalho S. Surf Coat Technol, 2016, 305:1~10.
- [10] Goreninskii S I, Bogomolova N N, Malchikhina A I, Golovkin A S, Bolbasov E N, Safronova T V, Putlyaev V I, Tverdokhlebov S I. BioNanoSci, 2017, 7(1):1~8.
- [11] Badaraev A D, Nemoykina A L, Bolbasov E N, Tverdokhlebov S I. Mater Today: Proc, 2020, 22(2): 219~227.
- [12] Chuang K T, Abdullah H, Leu S J, Cheng K B, Kuo D H, Chen H C, Chien J H, Hu W T. J Photochem Photobiol A, 2017, 337: 151~164.
- [13] Kadavil H, Zagho M, Elzatahry A, Altahtamouni T. Nanomaterials, 2019, 9(1):77.
- [14] Gavrilenko E A, Goncharova D A, Lapin I N, Nemoykina A L, Svetlichnyi V A, Aljulaih A A, Mintcheva N, Kulinich S A. Materials, 2019, 12(1):186.
- [15] Kalinkevich O V, Karpenko O Y, Trofimenko Y V, Sklyar A M, Illiashenko V Y, Kalinkevich A N, Baturin V A, Danilchenko S N. Chem Phys Technol Surf, 2017, 8(4): 410~415.
- [16] Liu S P, Ma J W, Wang S, Chen S J, Wang B, Li J W. Mater Lett, 2019, 255:126570.
- [17] 解文彬,侯大寅,魏安方,徐秀珍. 化工新型材料, 2014, 42(3):163~165.
- [18] Badaraev A D, Nemoykina A L, Bolbasov E N, Tverdokhlebov S I. Resour Effic Technol, 2017, 3(2):204~211.
- [19] Liu S P, Li J W, Zhang S H, Zhang X Y, Ma J W, Wang N, Wang S, Wang B, Chen S J. ACS Appl Bio Mater, 2020, 3(2): 848~858.
- [20] Rtimi S, Sanjines R, Pulgarin C, Kiwi J. ACS Appl Mater Interfaces, 2016, 8(1):56~63.
- [21] Rtimi S, Konstantinidis S, Britun N, Nadtochenko V, Khmel I, Kiwi J. ACS Appl Mater Interfaces, 2020, 12(4):4998~5007.
- [22] 黄艳萍,但年华,但卫华. 材料导报, 2019, 33(19):3322~3327.
- [23] Bolbasov E N, Maryin P V, Stankevich K S, Kozelskaya A I, Shesterikov E V, Khodyrevskaya Y I, Nasonova M V, Shishkova D K, Kudryavtseva Y A, Anissimov Y G, Tverdokhlebov S I. Colloids Surf B, 2018, 162:43~51.
- [24] Kayaci F, Umu O C O, Tekinay T, Uyar T. Chem Rev, 2013, 61(16):3901~3908.
- [25] Bolbasov E N, Maryin P V, Stankevich K S, Goreninskii S L, Kudryavtseva V L, Mishanin A L, Golovkin A S, Malashicheva A B, Zhukov Y M, Anissimov Y G, Tverdokhlebov S I. Plasma Chem Plasma Process, 2019, 39(2):503~517.
- [26] Petronella F, Rtimi S, Comparelli R, Sanjines R, Pulgarin C, Curri M L, Kiwi J. J Photochem Photobiol A, 2014, 279:1~7.
- [27] 孙天舒,范传杰,常瑶,胡呈元,周晓东. 工程塑料应用, 2019, 47(6):14~50.
- [28] Kudryavtseva V, Stankevich K, Kibler E, Golovkin A, Mishanin A, Bolbasov E, Choyzononov E, Tverdokhlebov S. Appl Phys Lett, 2018, 112(15):153705.
- [29] Manakhov A, Permyakova E S, Ershov S, Sheveyko A, Kovalskii A, Polčák J, Zhitnyak I Y, Gloushankova N A, Zajíčková L, Shtansky D V. Appl Surf Sci, 2019, 479:796~802.
- [30] 鹿鸣,张雪松,徐辉,胡文浩,杨晓青. 中国组织工程研究, 2015,19(16):2523~2528.
- [31] 刘琼,廖建国,闪念. 硅酸盐通报,2014, 33(3):558~563.
- [32] 殷丽华,韩雨芝,余红豆,余占海. 华中科技大学学报(医学版), 2013, 42(6):1~4.
- [33] 沈梦杰,杨琨,刘琪. 中国组织工程研究, 2019, 23(14):2248~2253.
- [34] 吴桐,黄晨,莫秀梅. 中国组织工程研究, 2013, 17(29):5387~5394.
- [35] 胡正祥. 中华血管外科杂志,2019, 4(4):257~260.
- [36] 储长流,毕松梅,鲍进跃. 化工新型材料,2012, 40(5):31~33.
- [37] Abbasab N, Qin X D, Ali S K, Zhu G M, Lu J L, Alam F E, Wattoo A G, Zeng X R, Gu K M, Tang J N. J Eur Ceram Soc, 2020, 40(8):3338~3342.
- [38] Bolbasov E N, Antonova L V, Stankevich K S, Ashrafov A, Matveeva V G, Velikanova E A, Khodyrevskaya Y I, Kudryavtseva Y A, Anissimov Y G, Tverdokhlebov S I, Barbarash L S. Appl Surf Sci, 2017, 398:63~72.
- [39] Sami R, Dionysios D D, Suresh C P, Kiwi J. Appl Catal B, 2019, 240: 291~318.
- [40] Rtimi S, Kiwi J, Karimi A, Sanjines R. ACS Appl Mater. Interfaces, 2018, 10(14): 12021~12030.
- [41] Badaraev A D, Koniaeva A, Krikova S A, Shesterikov E V, Bolbasov E N, Nemoykina A L, Bouznik V M, Stankevich K S, Zhukov Y M, Mishin I P, Varakuta E Y, Tverdokhlebov S I. Appl Surf Sci, 2020, 504:144068.
- [42] Carvalho D, Sousa T, Morais P V, Piedade A P. Appl Surf Sci, 2016, 379:489~496.
- [43] 姚春梅,魏取福,许凤凤. 化工新型材料,2013, 41(1):73~157.

[44] 许耘,邓洁. 中国药物警戒,2014, 9:564~566.

[45] 吴任和,陈彦雄,姜培齐. 工具技术,2012, 46(5):70~71.

[46] Liu S P, Zheng Z Q, Wang S, Chen S J, Ma J W, Liu G S, Wang B, Li J W. Carbohydr Polym, 2019, 224:115157.

[47] Sami R, Oualid B, Rosendo S, Pulgarin C, Bensimon M, Kiwi J. J Photochem Photobiol A, 2013, 256:52~63.

[48] Mejia H D, Echavarría A M, Calderón J A, Bejarano G G. J Alloys Compd, 2020, 828:154396.

[49] 姜梦飞. 科技资讯,2017, 15 (36):52~58.

[50] 梅丽润,王金良,杨成涛,陈微微. 材料导报, 2014, 5:40~45.

[51] 李颖,王鸿博,高卫东. 化工新型材料, 2011, 39(12):62~149.

[52] 王钊,何婧,潘绪敏,贺亚华,胡永明. 功能材料, 2016, 47(1):1053~1055.

[53] 田华峰,袁理,王海亮,项爱民. 中国塑料, 2008, 32(12):91~96.

[54] 凤权,华谦,武丁胜,马坤强,苏信. 产业用纺织品, 2015, 33(1):20~24.

[55] Baghriche O, Rtimi S, Zertal A, Pulgarin C, Sanjinés R, Kiwi J. Appl Catal B, 2015, 174-175:376~382.

[56] Tverdokhlebov S I, Bolbasov E N, Shesterikov E V, Antonova L V, Golovkin A S, Matveeva V G, Petlin D G, Anissimov Y G. Appl Surf Sci, 2015, 329:32~39.

[57] Güler O, Alver Ü, Varol T. J Alloys Compd, 2020,835:155278.

[58] Barbarash L S, Bolbasov E N, Antonova L V, Matveeva V G, Velikanova E A, Shesterikov E V, Anissimov Y G, Tverdokhlebov S I. Mater Lett, 2016, 171:87~90.

[59] Lacmanova V, Nguyenova H Y, Ulbrich P, Slepicka P, Sajdl P, Svorcik V, Reznickov A. Mater Today Commun, 2020, 24:101207.

[60] Wasim M, Khan M R, Mushtaq M, Naeem A, Han M C, Wei Q F. Coatings, 2020, 10(4):364.

Research Progress of Medical Electrospun Nanofibers Modified by Magnetron Sputtering

LIU Shang-peng^{1,2}, FENG Yu-jie^{1,2}, LI Ji-wei^{1,2*}, MA Jian-wei^{1,2}, CHEN Shao-juan^{1,2}

(1. College of Textiles And Clothing, Qingdao University, Qingdao 266071, China;

2. Industrial Research Institute of Nonwovens and Technical Textiles, Qingdao University, Qingdao 266071, China)

Abstract:Electrospun nanofibers, due to their nanoscale, high porosity, and high surface-to-volume ratio, can imitate the extracellular matrix structure. Thus, electrospun nanofibers have wide application prospects in the biomedical fields. Magnetron sputtering, as an emerging technology for surface modification, is a kind of low temperature and high-speed technology, which can modify functionally on the surface of nanofibers in the premise of keeping the original structure of materials. In recent years, it has made certain progresses and shown great research prospects in some medical fields, such as antibacterial and biocompatible modification of membranes, bone tissue repair, artificial blood vessels. However, the study for magnetron sputtering is still in its infancy and more systematic researches are urgently needed. Meanwhile, Some problems, such as poor mechanical properties of nanofibers, synergistic effects of metal antibacterial particles, broad-spectrum antibacterial mechanisms and short efficiency of coatings, need to be resolved, which will decide the application prospects of medical nanofiber membranes modified by magnetron sputtering.

Key words:Magnetron sputtering; Electrospun; Nanofibers; Medical materials; Surface modification