

doi:10.3969/j.issn.1001-3539.2021.10.014

医用熔喷/水刺非织造材料的热复合工艺及其液体非对称传输性能

王国锋^{1,2}, 孙焕惟^{2,3}, 张恒^{2,3}, 崔景强^{1,2}, 甄琪^{2,3}

(1. 河南驼人医疗器械集团有限公司, 河南新乡 453400; 2. 河南省医用高分子材料技术与应用重点实验室, 河南新乡 453400; 3. 中原工学院纺织学院, 郑州 451191)

摘要:以聚乳酸(PLA)熔喷非织造材料和粘胶水刺非织造材料为基材,通过热复合工艺制备医用熔喷/水刺非织造材料。探究不同热复合工艺(热复合温度、热复合压力和热复合速度)对熔喷/粘胶水刺非织造材料形态结构、力学性能和液体非对称传输性能的影响规律。结果表明,不同纤网结构(孔隙结构和纤维直径)的差异实现熔喷/水刺非织造材料的液体非对称传输特性;当复合温度为130℃,热复合压力0.52 MPa和热复合速度2.5 m/min时,复合材料纵、横向强度达到145.07 N/5 cm和34.77 N/5 cm,单向液体传输指数为9.46,为新型可降解敷料的开发与应用提供新思路 and 案例。

关键词:非织造材料;聚乳酸;熔喷;水刺;复合;液体非对称传输;敷料

中图分类号:TS176 **文献标识码:**A **文章编号:**1001-3539(2021)10-0073-08

Thermal Composite Process of Medical Melt Blowing/Spunlace Nonwovens and Its Liquid Asymmetric Transport Performance

Wang Guofeng^{1,2}, Sun Huanwei^{2,3}, Zhang Heng^{2,3}, Cui Jingqiang^{1,2}, Zhen Qi^{2,3}

(1. Henan Tuoren Medical Device Co., Ltd., Xinxiang 453400, China; 2. Henan Key Laboratory of Medical Polymer Materials Technology and Application, Xinxiang 453400, China; 3. School of Textile, Zhongyuan University of Technology, Zhengzhou 451191, China)

Abstract: Based on polylactic acid (PLA) melt blowing nonwovens and viscose spunlace nonwovens, the melt blowing / spunlace nonwovens were prepared by the thermal composite process. The influence of different thermal compounding processes (thermal compounding temperature, thermal compounding pressure and thermal compounding speed) on the morphological structure, mechanical properties and liquid asymmetric transport properties of melt blowing / viscose spunlace nonwovens were explored. The results show that: the liquid asymmetric transmission characteristics of melt blowing / spunlace nonwovens are realized the difference of different fiber network structures (pore structure and fiber diameter). In addition, when the composite process temperature is 130℃, the thermal composite pressure is 0.52 MPa and the thermal composite speed is 2.5 m/min, the composite material has the best mechanical properties, and the longitudinal and lateral strengths reach 145.07 N/5 cm and 34.77 N/5 cm, and the unidirectional liquid transmission index is 9.46. From the above, these provide new ideas and cases for the development and application of new degradable dressings.

Keywords: nonwovens; polylactic acid; melt blowing; spunlace; composite; liquid asymmetric transmission; dressing

敷料是用于覆盖体表创伤、创口之上,充当皮肤的临时屏障从而有效保护伤口创面的一类医用卫生材料^[1-2]。目前,敷料主要包括机织类敷料、针织类敷料、非织造敷料和复合敷料等^[3-4]。而对比于传

基金项目:国家自然科学基金项目(52003306),国家生物医用材料生产应用示范平台项目(TC190H3ZV/1),河南省高等学校重点科研项目(20A540001),河南省医用高分子材料技术与应用重点实验室(1-TR-B-03-210117),中原工学院自主创新应用研究项目(K2020YY002)

通信作者:张恒,副教授,博士,主要研究方向为新型非织造材料的加工技术及其功能性应用

收稿日期:2021-08-12

引用格式:王国锋,孙焕惟,张恒,等. 医用熔喷/水刺非织造材料的热复合工艺及其液体非对称传输性能[J]. 工程塑料应用,2021,49(10):73-80.

Wang Guofeng, Sun Huanwei, Zhang Heng, et al. Thermal composite process of medical melt blowing/spunlace nonwovens and its liquid asymmetric transport performance[J]. Engineering Plastics Application, 2021, 49(10): 73-80.

统的机织敷料和针织敷料^[5],非织造敷料的独特的三维网状结构赋予了其优异的柔性、吸湿性和液体扩散性。同时非织造敷料还具有成本低、成型方法多和易于复合的生产优势^[6-7],已成为敷料领域和非织造行业的研究热点和新品开发的突破点。

聚乳酸 (PLA) 熔喷非织造材料是以 PLA 为主要原料通过熔喷非织造成型技术制备的一种超细纤维非织造材料,兼具有熔喷非织造材料的比表面积大和 PLA 的生物相容性好和生物可降解的特性,大量地应用于个人卫生、医用防护和生物工程等领域^[8-9]。如彭鹏等^[10]以 PLA 为原料通过熔喷成型工艺制备了 PLA 熔喷非织造材料应用于医用敷料。结果表明,PLA 熔喷非织造材料表现出良好的抗菌效果;通过亲水改性后,具有良好的吸液性能,且透气性好,阻菌、过滤性能优异,对皮肤无刺激。M. H. Kudzin 等^[11]以磷霉素作为涂层改性剂,涂敷于 PLA 熔喷非织造材料表面进行抗菌改性。实验结果表明,磷霉素含量极低 (0.005%) 的情况下同样可以展现出良好的抗菌性能,为 PLA 熔喷非织造材料应用于生物医学领域提供可行性。但随着 PLA 熔喷非织造材料在医疗卫生领域的深入应用,单一纤网结构 PLA 熔喷非织造材料的低液体传输控制能力已成为制约其高质应用的关键^[12-13]。因此基于 PLA 熔喷非织造材料的多层结构设计以有效实现液体在纤维材料内的非对称传输特性成为行业迫切解决的问题^[14]。

基于此,笔者将 PLA 熔喷非织造材料与粘胶水刺非织造材料进行热复合,并分析了热复合工艺包括热复合温度、热复合压力和热复合速度对医用熔喷/粘胶水刺非织造材料力学性能、舒适性、液体吸收能力和液体非对称传输性能的影响规律,为新型医疗卫生用非织造材料的开发与应用提供新思路和新案例。

1 实验部分

1.1 试验原料

PLA: 6252D, 相对分子量 1.0×10^5 , 美国 Nature Works LLC 公司;

PLA 切片: 自制;

粘胶水刺多孔型非织造材料: AN0035, 广东金三发科技有限公司;

聚丙烯 (PP) 网格布: FNT208-445P, 绍兴耐特塑胶有限公司。

常见原料特性见表 1。

表 1 常见原料特性

名称	面密度 / ($\text{g} \cdot \text{m}^{-2}$)	厚度 / mm	其它
PLA 熔喷非织造材料	60	0.75	
粘胶水刺非织造材料	40	0.40	
PP 网格布	75	0.55	网孔 1.5, 花型为正方形

1.2 设备与仪器

熔喷非织造成型机: MB-300 型, 苏州多臻新材料科技有限公司;

电热鼓风干燥箱: DHG9070A 型, 上海精宏实验设备有限公司;

高精度电子天平: BK-303G 型, 东莞怡雪电子有限公司;

扫描电子显微镜 (SEM): EVO18 型, 德国 ZEISS 公司;

电子织物强度仪: YG026MD-250 型, 温州方圆仪器有限公司;

全自动透气量测量仪: YG461E-III 型, 宁波纺织机械厂;

法宝仪: Phabr Ometer 3 型, 美国欣赛宝科技公司;

液态水分管理 (MMT) 测试仪: M290 型, 美国锡莱亚太拉斯有限公司。

1.3 试样制备

(1) PLA 熔喷非织造材料的成型。

首先在电热鼓风干燥箱 80°C 环境中对 PLA 原料进行干燥处理 8 h, 随后采用熔喷非织造成型机将干燥后的 PLA 切片制备成 PLA 熔喷非织造材料, PLA 熔喷非织造材料的主要熔喷工艺参数见表 2。

表 2 PLA 熔喷非织造材料工艺参数

设备	特征参数	温度设定 / $^\circ\text{C}$
螺杆挤出机	直径为 25 mm	一区 170
	长径比为 28 : 1	二区 190
		三区 210
计量泵	规格为 9 mL/r, 转速为 9 r/min	220
熔喷模头	喷丝孔直径为 0.25 mm, 长径比为 12 : 1	220
罗茨风机	风量为 $3.3 \text{ m}^3/\text{min}$ 风压为 0.35 MPa	230
其它	接收距离为 15 cm	

(2) 医用熔喷/水刺非织造材料的制备。

将 PLA 熔喷非织造材料、粘胶水刺非织造材料和 PP 网格布依次叠层, 并送入热轧机内经热轧粘合形成医用熔喷/水刺非织造材料。具体复合工艺参数见表 3。

表3 医用熔喷/水刺非织造复合材料的热复合工艺参数

样品 编号	热复合工艺		
	热复合温 度/℃	热复合压力/ MPa	热复合速度/ (m·min ⁻¹)
1 [#]	90		
2 [#]	100		
3 [#]	110	0.52	2.5
4 [#]	120		
5 [#]	130		
6 [#]		0.44	
7 [#]		0.48	
8 [#]	110	0.52	2.5
9 [#]		0.60	
10 [#]			1.5
11 [#]			2.0
12 [#]	110	0.52	3.0
13 [#]			3.5

1.4 测试与表征

(1) 纤维形态结构分析。

利用电子显微镜观察熔喷/水刺非织造材料的表面和截面形态,并利用 Nano Measurer 软件量取纤维直径分布。

(2) 力学性能测试。

参照 GB/T 24218.3-2010 对医用熔喷/水刺非织造材料样品进行纵、横向拉伸性能测试。夹持距离 50 cm,拉伸速度 100 mm/min,每个样品取纵、横向分别测试 5 组求平均值。

(3) 柔软度测试。

参照 AATCC TM202,利用电子织物强度仪对所制样品进行柔韧性测试,获得样品的柔性得分。样品测试面积为 100 cm²,每个样品测试 5 组取平均值。

(4) 透气性测试。

参照 GB 5453-1985 对样品进行透气性测试,每组样测试 5 组求平均值。

(5) 液体吸收性测试。

参照 YY/T 0471.1-2004 对样品进行液体吸收能力测试,通过液体吸收前后质量差求得样品的吸液率和持液率。

(6) 单向液体传输性能测试。

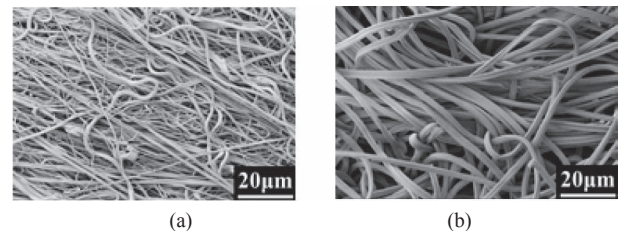
参照 AATCC-79 先对所制备样品进行亲水整理,亲水整理剂的浓度为 10%;随后利用 MMT 测试仪对样品进行液体传输性能测试。

2 结果与讨论

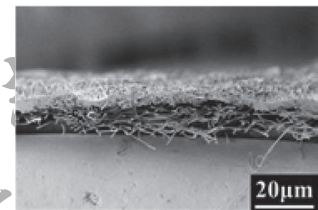
2.1 医用熔喷/水刺非织造材料的形貌结构

图 1、图 2 为 3[#] 医用熔喷/水刺非织造材料的表面、截面 SEM 照片和上下两层的纤维直径分布。

由图 1a、图 1b 和图 2 可知,PLA 熔喷层是由粗细不一的微米纤维杂乱堆叠而成,纤网孔致密且纤维较细,纤维直径分布在 0.5~8 μm,平均纤维直径为 3.2 μm;而粘胶水刺层纤维孔隙较大,纤维直径相对较粗,纤维直径分布在 8~18 μm,平均纤维直径为 13.5 μm。依据差动毛细效应,不同的纤网结构(孔隙结构和纤维直径)为熔喷/水刺非织造材料的液体非对称传输性能提供了可行性^[15-16]。



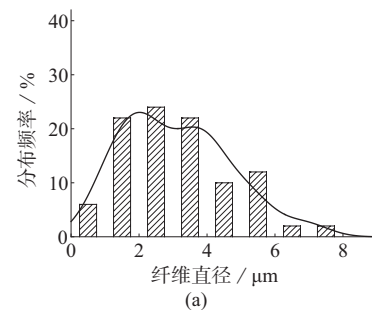
(a) (b)



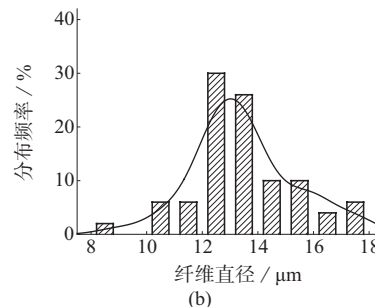
(c)

a—PLA 熔喷层侧;b—粘胶水刺侧;c—样品的截面

图1 熔喷/水刺非织造复合材料的 SEM 照片



(a)



(b)

a—PLA 熔喷层纤维直径分布图;b—粘胶水刺层纤维直径分布图

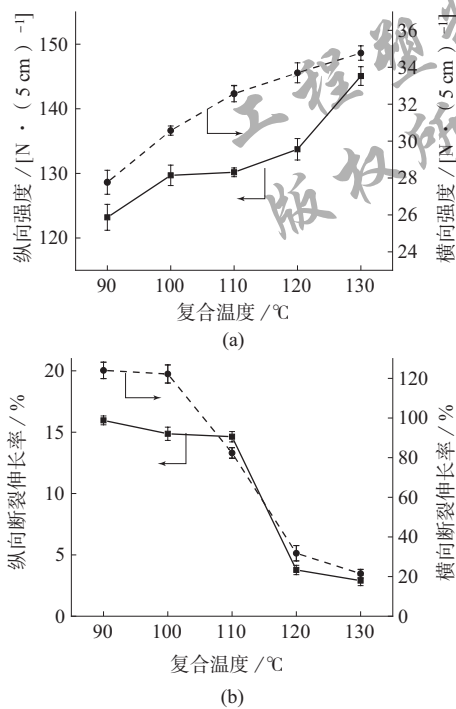
图2 熔喷/水刺非织造复合材料的纤维直径分布图

由图 1c 可以看出,上层为结构致密的 PLA 熔喷层,下层为疏松多孔网眼结构的粘胶水刺层,经热粘合工艺,PLA 熔喷层与粘胶水刺层充分粘结,并通过 PP 网格布在 PLA 熔喷层进行印花处理,进一步使二者充分粘结,最终形成熔喷/水刺非织造复

合材料,更直观地体现了两层纤网孔隙结构的差异,是实现液体非对称传输特性的重要因素。

2.2 热复合工艺对熔喷/水刺非织造材料力学性能的影响

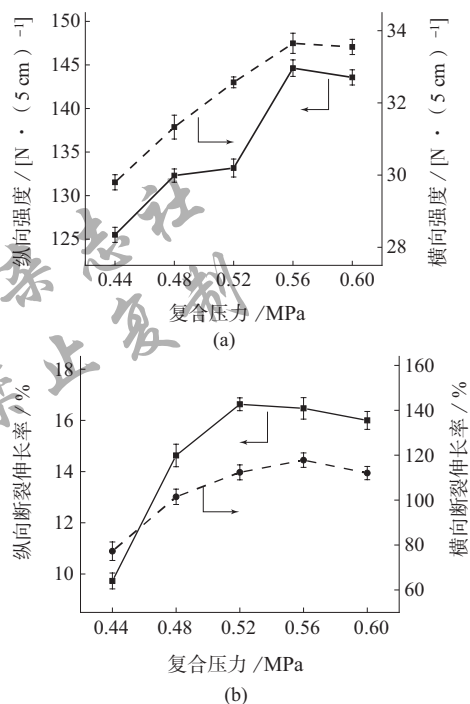
图3为热复合压力为0.52 MPa,热复合速度为2.5 m/min时,不同热复合温度对样品力学性能的影响规律。由图3可知,随着热复合温度从90℃增加至130℃,样品的纵向强度由123.2 N/5 cm增大至145.07 N/5 cm,横向强度由27.77 N/5 cm增大至34.77 N/5 cm,纵、横向断裂伸长率逐渐减小,当热复合温度为130℃时,纵、横向强度达到最大。产生这一现象的主要原因是,随着热复合温度的逐渐增加,PLA熔喷纤维层与粘胶水刺层熔融纤维增多,熔融程度更充分,因此两层纤网相互粘结更充分,拉伸断裂强度逐渐增大;而随着热复合温度的增加,纤维脆性增大,且两层纤网的相互粘结更加充分,拉伸断裂过程中由纤维间的滑移逐渐转变为脆性断裂^[17],因此断裂伸长率逐渐降低。



a—纵、横向强度; b—纵、横向断裂伸长率
图3 不同热复合温度下样品的力学性能

图4为热复合温度110℃,热复合速度2.5 m/min时,不同热复合压力下样品的力学性能变化规律。由图4可知,随着热复合压力从0.44 MPa增大至0.60 MPa,样品的纵、横向强度和纵、横向断裂伸长率均呈先增大后减小的趋势,当热复合压力为

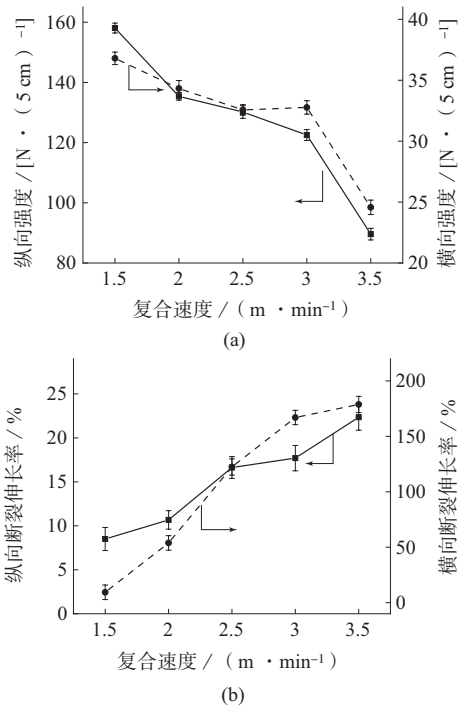
0.56 MPa时,样品的复合效果最好,纵、横向拉伸断裂强度达到144.63 N/5 cm和33.65 N/5 cm。其主要原因是,随着热复合压力的增大,PLA熔喷纤维层与粘胶水刺层接触更加充分,粘结效果较好,力学性能逐渐增强,但随着热复合压力的继续增大,会破坏PLA熔喷层的纤维结构,致使PLA纤维变脆,力学性能有所下降。此外,当热复合压力过大时,PLA熔喷层表面呈“膜”状结构,失去原本纤维结构,因此热复合压力不宜过大^[18]。



a—纵、横向强度; b—纵、横向断裂伸长率

图4 不同热复合压力下样品的力学性能

图5为热复合温度110℃,热复合压力0.52 MPa时,不同热复合速度下样品的力学性能。随着热复合速度从1.5 m/min增至2.5 m/min,样品的纵向强度由158.07 N/5 cm减小至89.6 N/5 cm,横向强度由36.8 N/5 cm减小至24.57 N/5 cm,纵、横向断裂伸长率逐渐增大。其主要原因是随着热复合速度的不断增大,PLA熔喷层与粘胶水刺层接触时间相对减少,致使纤维间粘结较不充分,因此纵、横向强度逐渐降低。同理,随着热复合速度的逐渐增大,由于纤维间的粘结相对较不充分,致使在拉伸断裂过程中纤维由脆性断裂逐渐转变为纤维间的滑移,从而纵、横向断裂伸长率逐渐增大。

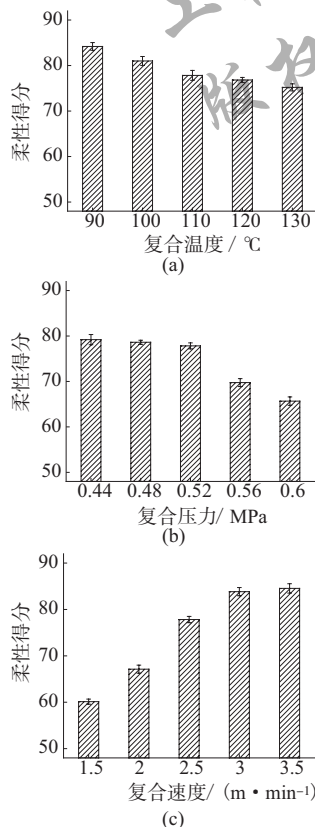


a—纵、横向强度; b—纵、横向断裂伸长率

图5 不同热复合速度下样品的力学性能

2.3 热复合工艺对医用熔喷/水刺非织造材料柔软性的影响

图6为不同热复合工艺下样品的柔性得分。由



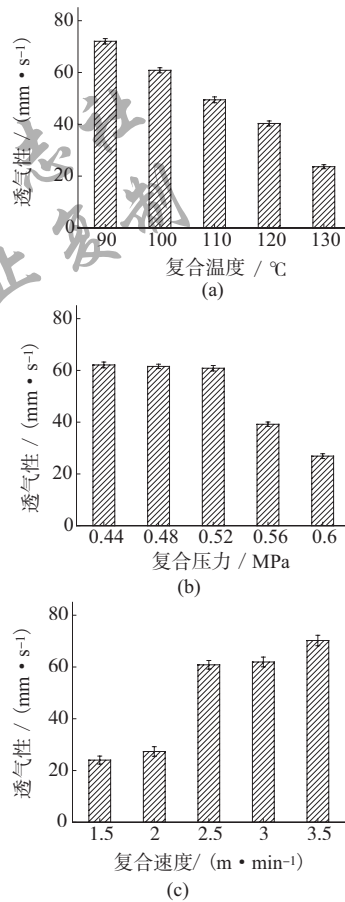
a—热复合温度; b—热复合压力; c—热复合速度

图6 不同热复合工艺下样品的柔性得分

图6可见,三者表现出相同的规律性,即随着复合温度、复合压力的增大以及复合速度的降低,样品的柔性得分均降低,当复合温度为90 °C时,样品的柔性得分最大,为84.19。其原因主要是,随着温度、压力的上升和速度的降低,PLA熔喷层和粘胶水刺层粘结逐渐充分,两层纤网之间粘结更加紧密,而PLA熔喷层相比于粘胶水刺层柔软性本身相对较弱,加之赋予一定的温度、压力,其柔软性会逐渐降低,因此整体复合材料柔软性逐渐降低。

2.4 热复合工艺对医用熔喷/水刺非织造材料透气性的影响

图7为不同热复合工艺下样品的透气性。



a—热复合温度; b—热复合压力; c—热复合速度

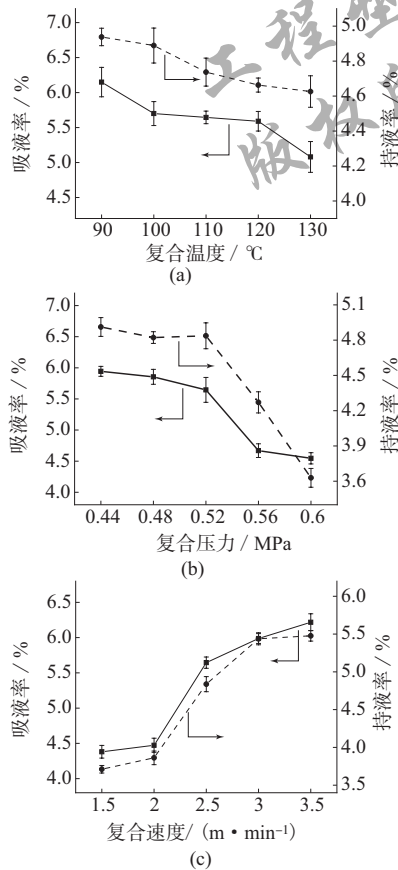
图7 不同热复合工艺下样品的透气性

由图7a可知,随着热复合温度从90 °C增大至130 °C,样品的透气性由66.55 mm/s逐渐降低至22.83 mm/s,其主要原因是,随着热复合温度的增加,PLA熔喷层受热软化变形程度逐渐加大,致使纤维间孔隙变小,PLA熔喷层与粘胶水刺层粘结更加充分,因此样品的透气性逐渐降低。由图7b、图7c可知,随着热复合压力的增大和热复合速度的降

低,样品的透气性均呈现逐渐减小的趋势,当热复合压力为 0.44 MPa 时,样品的透气性为 62.12 mm/s,当热复合速度为 3.5 m/min 时,样品的透气性为 70.24 mm/s。其主要原因是随着热复合压力的增大和热复合速度的降低,样品与轧辊之间的受力程度和接触时间均增大,致使 PLA 熔喷层热软化产生形变的程度增大,纤维间的孔隙变小,PLA 熔喷层与粘胶水刺层粘结更加充分,样品的透气性降低。

2.5 热复合工艺对医用熔喷/水刺非织造材料液体非对称传输性的影响

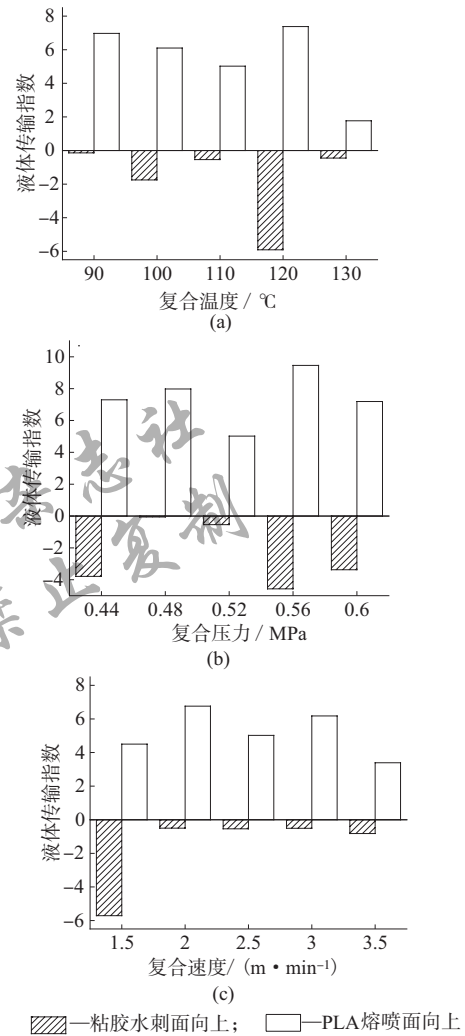
图 8 为不同热复合工艺下样品的液体吸收指数。由图 8a 可知,随着热复合温度的增加,样品的吸液率和持液率均下降,当热复合温度为 90℃ 时,样品的液体吸收最好,吸液率可达 6.15%,持液率可达 4.938%。其主要原因是,随着热复合温度的增加,熔喷/网格基非织造复合材料的蓬松度逐渐降低,纤维间的空隙逐渐减小,因此复合材料的吸液和储液能力逐渐减弱^[19]。同理,由图 8b、图 8c 可见,随着热复合压力的逐渐增大和热复合速度的减小,样品的吸液率和持液率同样呈下降趋势。



a—复合温度;b—热复合压力;c—热复合速度

图 8 不同热复合工艺下样品的液体吸收指数

图 9 为不同热复合工艺下样品的液体传输指数。PLA 熔喷层本身为疏水性材料,通过亲水改性对 PLA 熔喷层进行改性处理,进而获得具有液体非对称传输特性的医用 PLA 熔喷/粘胶水刺非织造复合材料。



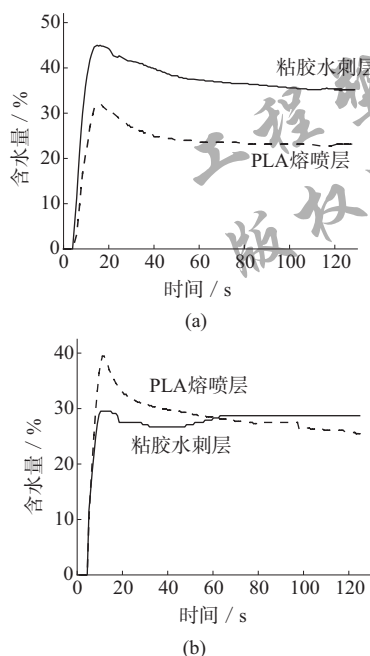
a—复合温度;b—复合压力;c—热复合速度

图 9 不同热复合工艺下样品的液体单向传输能力

由图 9 可知,当 PLA 熔喷层朝上时,液体传输指数相对无明显规律性,其主要原因是 PLA 熔喷层本身为疏水性材料^[20],即使进行亲水改性处理后,相比于亲水材料,其液体润湿性同样较差,因此工艺变化对其液体传输指数无明显规律,液体难以从 PLA 熔喷层穿透进入粘胶水刺层。当粘胶水刺层朝上时,液体可以较“轻松”地透过粘胶水刺层并可以进行水平扩散,而难以透过 PLA 熔喷层,因此,基于差动毛细效应,实现了液体在两层纤网内的非对称传输特性,单向液体传输指数最高可达 9.46。由图 9a、图 9b 可知,随着复合温度和复合压力的增大,

液体传输指数呈近乎相同的规律,其主要原因是,随着复合温度和复合压力的增加,两层纤网之间的粘结效果更好,因此液体传输效果变好,当复合温度和复合压力继续增大时,会导致纤维间的毛细管(纤维孔隙)变窄,进而影响了液体传输能力。而随着复合速度的增加(图9c),液体传输指数逐渐减小,复合速度的加快会导致两层纤网间粘结不充分,因此液体传输能力下降。

图10为3[#]样品含水量随时间变化曲线和水分扩散关系图。由如图10a、图10b可知,当粘胶水刺层向上时粘胶水刺层含水量远高于PLA熔喷层含水量,而当PLA熔喷层向上时,PLA熔喷层含水量先高于粘胶水刺层含水量,随后粘胶水刺层含水量超过PLA熔喷层含水量。其主要原因是粘胶水刺层为亲水性材料,PLA熔喷层为疏水性材料,因此无论液体传输面为PLA熔喷层还是粘胶水刺层,粘胶水刺层含水量均高于PLA熔喷层,也为熔喷/水刺非织造复合材料液体非对称传输提供可行性。



a—粘胶水刺面向上的含水量随时间变化曲线;

b—PLA熔喷面向上的含水量随时间变化曲线

图10 样品含水量随时间变化曲线和水分扩散关系图

3 结语

采用热复合工艺制备了医用PLA熔喷/粘胶水刺非织造材料,并分析了热复合工艺中热复合温度、热复合压力和热复合速度对熔喷/水刺非织造材料形貌结构、力学性能、柔软性、透气性和液体非对称传输性能的影响规律,得到如下结论:

(1) 通过热复合工艺实现了医用PLA熔喷非织造材料与粘胶水刺非织造材料的复合制备,所制备的复合材料具有明显的润湿梯度结构。

(2) 不同的热复合工艺对医用PLA熔喷层和粘胶水刺层的纤维结构、孔隙分布和粘结程度均有显著影响,在热复合温度为130℃、热复合压力为0.52 MPa、热复合速度2.5 m/min时,纵向强度为145.07 N/5 cm,横向强度为34.77 N/5 cm。

(3) 所制备的复合材料具有显著的差动毛细效应,实现了熔喷/水刺非织造材料的液体非对称传输的目的,具有较好的液体吸收和扩散能力。

参考文献

- [1] 顾鹏斐,李素英,戴家木.非织造材料基新型医用敷料的研究进展[J].高分子通报,2018(12):17-21.
Gu Pengfei, Li Suying, Dai Jiamu. Research progress of new medical dressings based on nonwovens[J]. Polymer Bulletin, 2018(12):17-21.
- [2] 王春红,李明,龙碧旋,等.聚乙烯醇/海藻酸钠/黄连素医用敷料制备及其性能[J].纺织学报,2021,42(5):16-22.
Wang Chunhong, Li Ming, Long Bixuan, et al. Preparation and performance of polyvinyl alcohol / sodium alginate / berberine medical dressing[J]. Journal of Textile Research, 2021, 42(5):16-22.
- [3] 李彦,王富军,关国平,等.生物医用纺织品的发展现状及前沿趋势[J].纺织导报,2020(9):28-37.
Li Yan, Wang Fujun, Guan Guoping, et al. The development status and cutting-edge trends of biomedical textiles[J]. China Textile Leader, 2020(9):28-37.
- [4] 陈淑花,孙婷婷,于驰,等.氧化微晶纤维素-壳聚糖薄膜状敷料制备与表征[J].工程塑料应用,2020,48(8):28-35.
Chen Shuhua, Sun Tingting, Yu Chi, et al. Preparation and characterization of oxidized microcrystalline cellulose-chitosan film dressing[J]. Engineering Plastics Application, 2020, 48(8):28-35.
- [5] 王玉晓,李晶,王丹,等.医用非织造产品的研究与应用进展[J].纺织导报,2017(12):69-72.
Wang Yuxiao, Li Jing, Wang Dan, et al. Progress in the research and application of medical nonwovens[J]. China Textile Leader, 2017(12):69-72.
- [6] Kumar S K S, Prakash C, Vaidheeswaran S, et al. Design and characterization of secondary and tertiary layers of a multilayer wound dressing system[J]. Journal of Testing and Evaluation, 2020, 48(4):2 683-2 698.
- [7] Kim Y, Doh S J, Lee G D, et al. Composite nonwovens based on carboxymethyl cellulose for wound dressing materials[J]. Fibers and Polymers, 2019, 20(10):2 048-2 056.
- [8] 孙焕惟,张恒,甄琪,等.丙烯基纳微米弹性过滤材料的熔喷成型及其过滤性能[J].纺织学报,2020,41(10):20-28.
Sun Huanwei, Zhang Heng, Zhen Qi, et al. Filtrations of propylene-

- based micro-nano elastic filters via melt blowing process[J]. Journal of Textile Research, 2020, 41(10):20-28.
- [9] 崔景强,王富利,甄琪,等.多尺度PP/PET微纳米纤维材料的熔喷成型及其油液吸附性能[J].工程塑料应用,2019,47(9):56-61.
Cui Jingqiang, Wang Fuli, Zhen Qi, et al. Preparation and oil absorptive properties of multi scale PP / PET micro-nanofibrous materials via melt blowing process[J]. Engineering Plastics Application, 2019, 47(9):56-61.
- [10] 彭鹏,张瑜,张伟,等.聚乳酸超细纤维医用抗菌敷料的制备[J].上海纺织科技,2014,42(12):18-20.
Peng Peng, Zhang Yu, Zhang Wei, et al. Preparation of polylactic acid superfine fiber anit-bacterial medical dressings[J]. Shanghai Textile Science & Technology, 2014, 42(12):18-20.
- [11] Kudzin M H, Mrozinska Z. Biofunctionalization of textile materials. 2. Antimicrobial modification of poly(lactide) (PLA) nonwoven fabrics by fosfomycin[J]. Polymers, 2020, 12(4). DOI : 10.3390/polym12040768.
- [12] 王伟,黄晨,靳向煜.单向导湿织物的研究现状及进展[J].纺织学报,2016,37(5):167-172.
Wang Wei, Huang Chen, Jin Xiangyu. Development of unidirectional water-transfer fabrics[J]. Journal of Textile Research, 2016, 37(5):167-172.
- [13] Pu Yi, Yang Jing, Russell S J, et al. Cotton nonwovens with unidirectional water-transport properties produced by atmospheric plasma deposition[J]. Cellulose, 2021, 28(7):4427-4438.
- [14] 张恒,吕宏斌,车福生,等.梯度结构的聚酯/粘胶热风非织造材料及液体非对称传输特性[J].丝绸,2019,56(7):46-51.
Zhang Heng, Lyu Hongbin, Che Fusheng, et al. Polyester / viscose hot-air nonwoven material with gradient structure and its liquid asymmetric transfer properties[J]. Journal of Silk, 2019, 56(7):46-51.
- [15] 周忠成,周衡书,张恒,等.单向导液非织造材料成型方法及其应用进展[J].工程塑料应用,2020,48(11):141-146.
Zhou Zhongcheng, Zhou Hengshu, Zhang Heng, et al. One-way liquid nonwoven material forming method and its application progress[J]. Engineering Plastics Application, 2020, 48(11):141-146.
- [16] 李振,鄢友娟,吴爽,等.单向导湿面料的研究现状与进展[J].山东纺织科技,2021,62(3):53-56.
Li Zhen, Yan Youjuan, Wu Shuang, et al. Research status and development of unidirectional water-transfer fabrics[J]. Shandong Textile Science & Technology, 2021, 62(3):53-56.
- [17] 展江湖,王迎宵,杨志浩,等.苧麻纤维增强聚乳酸复合材料性能研究[J].工程科学学报,2021,43(7):952-959.
Zhan Jianghu, Wang Yingxiao, Yang Zhihao, et al. Effect of fiber content on the properties of ramie fiber reinforced poly(lactic acid) composites[J]. Chinese Journal of Engineering, 2021, 43(7):952-959.
- [18] Dzierzkowska E, Scislowska-Czarnecka A, Kudzin M, et al. Effects of process parameters on structure and properties of melt-blown poly(lactic acid) nonwovens for skin regeneration[J]. Journal of Functional Biomaterials, 2021. DOI : 10.3390/jfb12010016.
- [19] Liu Hailu, Chen Ruilian, Sun Xiaoyan, et al. Preparation and properties of PBAT / PLA composites modified by PVA and cellulose nanocrystals[J]. Journal of Applied Polymer Science, 2021. DOI : 10.1002/app.51474.
- [20] 詹世平,万泽韬,王景昌,等.生物医用材料聚乳酸的合成及其改性研究进展[J].化工进展,2020,39(1):199-205.
Zhan Shiping, Wan Zetao, Wang Jingchang, et al. Synthesis and modification of biomedical material polylactic acid[J]. Chemical Industry and Engineering Progress, 2020, 39(1):199-205.

(上接第72页)

- Huang Dan, Zhang Xiaoxun, Xi Wu, et al. Research on molding time and mechanical properties of printed parts based on FDM process[J]. China Plastic Industry, 2016, 44(3):89-93.
- [13] 金泽枫,金杨福,周密,等.基于FDM聚乳酸3D打印材料的工艺性能研究[J].塑料工业,2016,44(2):67-70.
Jin Zefeng, Jin Yangfu, Zhou Mi, et al. Research on process performance of 3D printing materials based on FDM polylactic acid[J]. China Plastics Industry, 2016, 44(2):67-70.
- [14] 白鹤,苏亚辉,王核心,等.FDM-3D打印工艺参数对PLA制件力学性能的影响[J].工程塑料应用,2020,48(1):68-71.
Bai He, Su Yahui, Wang Hexin, et al. The influence of FDM-3D printing process parameters on the mechanical properties of PLA parts[J]. Engineering Plastics Application, 2020, 48(1):68-71.
- [15] 于国庆,毕超.3D打印参数对聚乳酸试样拉伸性能的影响[J].中国塑料,2017,31(11):125-129.
Yu Guoqing, Bi Chao. The effect of 3D printing parameters on the tensile properties of polylactic acid samples[J]. China Plastics, 2017, 31(11):125-129.
- [16] 杨露,孟家光,薛涛.3D打印工艺参数对PLA试件拉伸强度的影响[J].塑料工业,2021,49(05):73-77, 142.
Yang Lu, Meng Jiaguang, Xue Tao. The effect of 3D printing process parameters on the tensile strength of PLA specimens[J]. China Plastics Industry, 2021, 49(5):73-77, 142.