

压电过滤材料的传感性能及其在口罩中的应用

王 晨, 赫伟东, 毛 宁, 柳静献

(东北大学 资源与土木工程学院, 辽宁 沈阳 110819)

摘 要:在劳动保护领域, 实时监测劳动者的生理健康状态受到越来越多的关注。因呼吸中包含大量生理学信息, 开发具有传感功能的可穿戴设备用于监测佩戴者呼吸状态成为研究热点。传统的商用呼吸监测装置价格昂贵、体积大、不易携带, 限制了其在一线生产场所的使用, 例如高粉尘质量浓度的矿山作业环境。为此, 基于聚偏氟乙烯(PVDF)的压电性能, 利用静电纺丝技术制备出具有传感性能的柔性PVDF纳米纤维膜, 将高透气性碳纤维毡与PVDF纳米纤维膜设计为具有三明治结构的传感模块并嵌入到口罩中。传感模块将呼吸气流产生的机械能转化为电能, 通过对电信号数据的采集和分析, 完成对呼吸强度和呼吸频率的实时监测。结果表明: 嵌有传感模块的口罩在不同呼吸状态下产生的压电信号有明显差异, 在低强度(15 L/min)、中强度(50 L/min)和高强度(85 L/min)3种呼吸状态下, 输出压电电压峰值分别为300、700、1 100 mV, 电压峰值出现频率分别为18、16、14次/min。因此, 基于压电信号电压峰值及其出现频率的分析, 可以实现佩戴者呼吸强度和呼吸频率等呼吸参数的实时监测。此外, 研究通过XRD、FT-IR、TG等分析方法确定了PVDF纳米纤维膜的压电性与其 β 相晶体含量有关, 为进一步改善PVDF纳米纤维膜的压电性能提供了依据。研发的具有传感功能的口罩可用于矿山工人劳作状态的实时呼吸监测, 在工人工作状态异常时反馈给管理人员以便于及时采取处理措施。

关键词:聚偏氟乙烯; 传感模块; 呼吸信号; 监测; 口罩

中图分类号:TD74 **文献标志码:**A **文章编号:**0253-9993(2024)07-3017-08

Sensing property of piezoelectric filter material and its application in masks

WANG Chen, HE Weidong, MAO Ning, LIU Jingxian

(School of Resources and Civil Engineering, Northeastern University, Shenyang 110819, China)

Abstract: In the field of labor protection, the real-time monitoring of workers' physical health status has received a lot of attention. Because breathing contains a lot of physiological information, the development of wearable devices with sensing functions for monitoring the wearer's respiratory status has become a research hotspot. Traditional commercial respiratory monitoring devices are expensive, bulky, and not easy to be carried, limiting their use in front-line production sites, such as high dust mass concentration mines' operating environments. In view of this situation, based on the piezoelectric properties of polyvinylidene fluoride (PVDF), a flexible PVDF nanofiber membrane with sensing properties was prepared using electrospinning technology. The high permeability carbon fiber felt and PVDF nanofiber membrane were designed as a sandwich structure. The sensing module was embedded in the mask. The sensor module converted the mechanical energy generated by the respiratory airflow into electrical energy. Through the collection and analysis of electrical signal

收稿日期: 2023-09-27 修回日期: 2024-01-14 责任编辑: 王晓珍 DOI: 10.13225/j.cnki.jccs.BY23.1211

基金项目: 国家重点研发计划资助项目(2022YFC2503200, 2022YFC2503201); 国家自然科学基金资助项目(52304210)

作者简介: 王 晨(1998—), 女, 辽宁鞍山人, 硕士研究生。E-mail: 13941274982@163.com

通讯作者: 赫伟东(1992—), 男, 内蒙古赤峰人, 讲师, 博士。E-mail: heweidong@mail.neu.edu.cn

引用格式: 王晨, 赫伟东, 毛宁, 等. 压电过滤材料的传感性能及其在口罩中的应用[J]. 煤炭学报, 2024, 49(7): 3017-3024.

WANG Chen, HE Weidong, MAO Ning, et al. Sensing property of piezoelectric filter material and its application in masks[J]. Journal of China Coal Society, 2024, 49(7): 3017-3024.



移动阅读

data, the real-time monitoring of respiratory intensity and respiratory frequency was completed. The results show that the piezoelectric signals generated by the mask embedded with the sensing module are significantly different under different breathing states. Under the three breathing states of low intensity (15 L/min), medium intensity (50 L/min) and high intensity (85 L/min), the output piezoelectric voltage peaks are 300, 700 and 1 100 mV, respectively, and the frequency of voltage peaks is 18, 16 and 14 times/min, respectively. Therefore, based on the analysis of the peak voltage and its frequency of the piezoelectric signal, the real-time monitoring of respiratory parameters such as the wearer's respiratory intensity and respiratory frequency can be realized. In addition, the piezoelectric properties of PVDF nanofiber membranes were determined to be related to the content of β -phase crystals by XRD, FT-IR, TG and other analysis methods, which provided a basis for further improving the piezoelectric properties of PVDF nanofiber membranes. The developed mask with sensing function can be used for the real-time respiratory monitoring of mine workers' working conditions, and the feedback to managers when workers' working conditions are abnormal to facilitate some timely treatment measures.

Key words: polyvinylidene fluoride; sensing module; respiratory signal; monitoring; mask

呼吸是人类生命体征的重要组成部分,通过呼吸可以反映人体的健康状况或疾病,例如哮喘、肺炎等呼吸道疾病^[1]。近年来,各种传感器在检测呼吸参数,如呼吸频率、呼吸量、呼出气体成分等方面发挥了重要作用^[2]。李晨曦等^[3]提出了一种基于面部红外图像分析的人体呼吸监测方法,利用红外热成像仪器采集面部红外成像时序图像,通过图像检测呼吸过程中鼻孔及周围组织温度变化,从而实现呼吸监测。梁松等^[4]利用微波雷达法研制出一种人体呼吸监测系统,以多普勒原理为理论基础,通过向人体发射电磁波,从回波信号中解调出人体呼吸数据实现呼吸信号采集。以上学者们的呼吸监测技术以及相关设备,都具有较好的监测效果,但同时也存在一些弊端,例如体积大、不易携带、价格昂贵等缺点,这限制了其在矿山等复杂工作环境中的使用。因此,以便捷、舒适的方式对呼吸进行实时监测成为具有实用性意义的研究课题。口罩是日常生活中的必需品,如果能实现它的呼吸监测功能将会很好地解决上述问题。

压电传感器可以将呼吸气流产生的机械能转化为电能,它们的输出电学信号与呼吸参数有着密切的关系^[5]。聚合物压电材料凭借材料轻质、高韧性,适于大面积加工和可剪裁成复杂形状的特点,为压电传感器的加工提供了很大的灵活性^[6],引起了传感器领域学者们的广泛关注。与压电陶瓷相比,压电聚合物的压电应力常数比压电陶瓷要小,然而压电聚合物具有比压电陶瓷更高的压电电压常数,其可以作为良好的传感器材料。压电聚合物同时还具有显著的低介电常数和由此带来的对电压的高灵敏性(优异的传感性能)^[7-8]。基于以上优良性能,聚合物压电材料在传感器应用领域中占有独特的地位。

聚偏氟乙烯(PVDF)压电薄膜是一种新型高分子压电换能材料,具有独特的介电效应、压电效应和热

释电效应,是适用于制备压电传感器的优异材料^[9-10]。PVDF是已知聚合物压电材料中压电性能最强的,其具有优异的相容性、稳定性、高灵敏性和高机械柔韧性,在空气过滤中也有广泛的应用,但是仅限于颗粒物捕集。基于PVDF的过滤性能和传感性能,开展对PVDF压电薄膜进行呼吸监测的实验研究,可为呼吸监测提供一种可靠的手段。基于PVDF膜对外部波动的灵敏性,郭超等^[11]设计了一款可以同时采集呼吸波、脉搏和鼾声信号的睡眠呼吸监测枕。PVDF膜的柔韧性使其可以贴合人体,NIIZEKI等^[12]将基于PVDF压电薄膜的传感器贴合于人体腹部以监测呼吸波形。上述研究中大部分是将PVDF压电传感器制成腰带束在腹部等与人体直接贴合的外部物品,仅适用于睡眠期间的呼吸状态监测,在劳作过程中容易随身体移动,这样会对采集呼吸信号的精度产生影响。而且部分监测方法需要较为昂贵的仪器设备,还有一些需配备外置电源,并不适合在矿山等环境复杂的作业场所使用。

笔者选用具有压电性能的PVDF作为主体材料,利用静电纺丝技术制备出具有传感性能的低成本、携带方便的PVDF纳米纤维膜。将高透气性碳纤维毡作为电极,与PVDF纳米纤维膜构成具有三明治结构的传感模块并嵌入到口罩中,实现便捷性呼吸监测。传感模块具有高透气性,不影响口罩的整体呼吸阻力。同时,针对嵌有PVDF压电薄膜口罩的过滤性能和传感性能,开展了呼吸信号无线采集及多功能口罩过滤性能的研究。研究成果为劳动保护领域中的呼吸实时监测提供一种新的思路。

1 压电过滤材料的制备及性能表征

为探究PVDF纳米纤维膜传感模块的透气性是否会对PVDF压电性以及呼吸过程中的能量转换

产生影响,选择非透气的流延膜传感模块作为对照组进行研究。

1.1 PVDF 流延膜的制备

实验称取 PVDF 粉末 2.0 g, 倒入烧杯中, 加入 DMF 配置成质量分数为 15% 的铸膜液, 搅拌 4 h, 使粉末完全溶解, 静置脱泡 1 h, 得到无色透明的铸膜液, 将其倒在面积为 15 cm×15 cm 的玻璃片上, 放入烘箱中, 在 70 ℃ 条件下恒温保持 6 h 使溶剂挥发, 待溶剂除尽后, 停止加热, 待烘箱冷却至室温后, 将流延膜取出。待流延膜制备完后, 需先观察薄膜表面形貌是否完好, 薄膜是否完整, 显微镜随机选取 10 个视野检查有无破损。检测完成达到标准后将 PVDF 流延膜制作成传感模块进行后续实验测试。

剪取 5 cm×5 cm 的 PVDF 薄膜, 将 PVDF 薄膜放在 2 个铜片 (厚度为 0.1 mm) 中间, 铜片尺寸略小于 PVDF 薄膜, 使用铜箔胶带粘贴在两侧铜片上以固定延伸出来的导线, 再用数字万用表检测导线与电极的连接情况, 确保传感模块正常工作^[13]。PVDF 流延膜传感模块制作完成后, 在制备的传感模块一侧粘贴双面胶带, 将其嵌入在口罩中间位置, 将导线从口罩外侧边缘处引出, 与示波器相连接, 对不同模拟呼吸流量和不同真实呼吸状态下的电信号进行测试。

1.2 PVDF 纳米纤维膜的制备

笔者首先根据文献^[14-15]确定了 PVDF 的常规纺丝质量分数为 12%~20%, 在此范围内选择了质量分数 13%、15%、17% 的铸膜液和 13%、15%、17% 的纺丝液, 通过浇注法和静电纺丝法分别制备了流延膜和 PVDF 纳米纤维膜。通过 SEM 表征了 2 种膜的表面形貌, 如图 1 所示, 质量分数 15% 铸膜液制备的流延膜薄膜厚度适中, 厚度差较小, 整体平整性较好, 因此选用该质量分数下的流延膜进行实验。针对不同质量分数溶液制备的 PVDF 纳米纤维膜, 纤维平均直径随质量分数的升高而增大, 而纤维直径越大比表面积越小, 可能会降低压电薄膜的压电输出信号, 因此选用质量分数 15% 纺丝液下制备的纳米纤维膜作为后续实验材料。

取 2.0 g 的 PVDF 粉末, 将其溶解在 DMF 溶剂中, 配置为质量分数 15% 的 PVDF 溶液, 将纺丝液注入针管, 放置于定量注射器上, 将电极的正极线夹在注射器前端的针尖上, 负极线夹持在接收薄膜用的碳纤维毡上 (厚度为 0.1 mm)。保持接收距离为 15 cm, 使用铁架台将其固定, 调整电压为 20 kV, 滚筒转速为 60 r/min。静电纺丝实验过程中的环境温度为 21 ℃, 湿度为 23%。打开定量注射器, 调整注射速度为 1.0 mL/h, 接

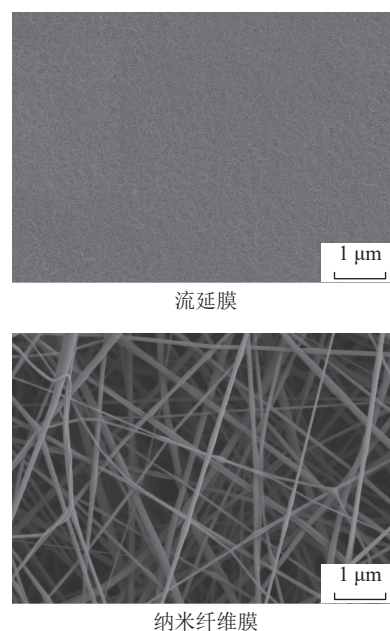


图 1 2 种 PVDF 薄膜的扫描电子图像

Fig.1 SEM of two kinds of PVDF membranes

收 8 h 后得到静电纺丝制备的 PVDF 薄膜, 制备纳米纤维膜的流程如图 2(a) 所示。

剪取 5 cm×5 cm 的 PVDF 薄膜, 将 PVDF 薄膜放在 2 片碳纤维毡中间, 碳纤维毡尺寸略小于 PVDF 薄膜, 使用铜箔胶带粘贴在两侧碳纤维毡上以固定延伸出来的导线, 再用数字万用表检测导线与电极的连接情况, 确保传感模块正常工作^[13]。PVDF 纳米纤维膜传感模块制作完成后, 在制备的传感模块一侧粘贴双面胶带, 将其嵌入在口罩中间位置, 将导线从口罩外侧边缘处引出, 与示波器相连, 对不同模拟呼吸流量和不同真实呼吸状态下的电信号进行测试, 实验装置如图 2(b) 所示。

1.3 性能表征方法

(1) 场发射扫描电镜。采用 ZEISS Gemini 300 型场发射扫描电镜来观察 PVDF 压电薄膜的表面形貌。

(2) X 射线衍射仪。使用日本 smartlab 的 X 射线衍射仪对 PVDF 压电薄膜进行物相分析, 测定其晶体结构。X 射线的功率为 9 kW, 2 θ 测量范围: 10°~70°, 测量精度: 2 θ ±0.001°。

(3) 傅里叶红外光谱仪。采用德国 Bruker Tensor 27 的红外光谱仪对 PVDF 压电薄膜内部基团进行分析, 通过溴化钾压片法, 可观察在 400~4 000 cm⁻¹ 频段内的红外光谱图, 判断其特征峰频段。

(4) 同步热分析仪。采用德国耐驰 STA 449 F3 型同步热分析仪, 氮气做吹扫气和保护气, 测试 PVDF 压电薄膜在升温速率为 20 K/min 下的质量分数曲线, 分析其热稳定性。

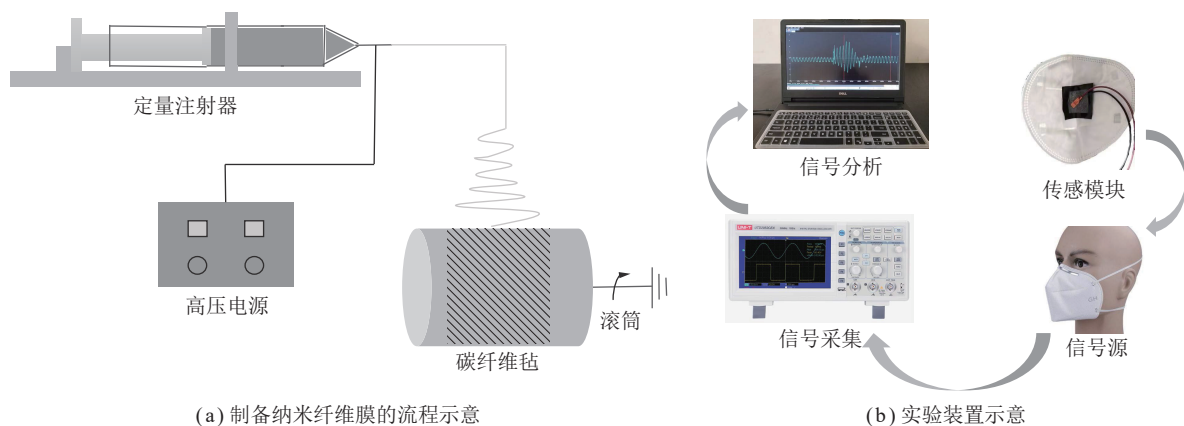


图2 制备纳米纤维膜的流程示意和实验装置示意

Fig.2 Diagram of preparation process of nanofiber membrane and diagram of experimental device

(5) 示波器。使用型号为 UNI-T UTD2052CEX 的数字存储示波器对不同模拟呼吸流量和不同呼吸状态下的电信号进行数据采集和波形监测。

(6) 透气性测试仪。采用瑞士 TEXTEST FX 3 300 的透气性测试仪测量风速在 0.02、0.04、0.06、0.08、0.10、0.12、0.14 m/s 时口罩的阻力。

(7) 激光粒子计数器。使用 TSI9306 型手持式激光粒子计数器进行测试,将环境空气吸入管内,利用激光对环境空气进行粒子分析,测出环境空气中的颗粒物质量浓度,然后将样品口罩置于管口并固定,依次测量空气中颗粒物上游和下游的质量浓度,采集颗粒物阈值尺寸为 0.3、0.5、1、2.5、5、10 μm ,过滤效率计算公式^[16]为

$$f = \left(1 - \frac{c_d}{c_u}\right) \times 100\%$$

式中, f 为过滤效率; c_u 为上游颗粒物质量浓度; c_d 为下游颗粒物质量浓度。

2 压电过滤材料传感性能的实验结果及分析

2.1 形貌与结构表征

用显微镜测量流延膜的厚度为 102.3 μm ,纳米纤维膜的厚度为 40.1 μm 。PVDF 流延膜和纳米纤维膜的表面形貌如图 2 所示。由图 2 可以看出,流延膜表面光滑平整,但厚度大、不透气且阻力大(在 0.14 m/s 的风速下其阻力超过 1 300 Pa);纳米纤维膜轻薄纤维粗细均匀,透气性好且孔隙分布均匀。

用 XRD 和 FT-IR 对 2 种 PVDF 薄膜的晶相和晶体结构进行了表征^[17],如图 3 所示。对于 PVDF 流延膜,图 3(a) 中的 XRD 谱图在 $2\theta=18.5^\circ$ 处出现的衍射峰,对应于 α 相;在 $2\theta=20.3^\circ$ 处出现衍射峰,对应于 β 相。对于 PVDF 纳米纤维膜,图 3(a) 中的 XRD 谱图在 $2\theta=18.6^\circ$ 处出现的衍射峰,对应于 α 相;在 $2\theta=$

20.2° 处出现衍射峰,对应于 β 相。可以看出 PVDF 流延膜的 β 相含量比 PVDF 纳米纤维膜高很多。

FT-IR 谱图显示了 2 种 PVDF 薄膜的 α 相和 β 相的特征峰(图 3(b))。对于 PVDF 流延膜, α 相的特征峰分别为 613、762、975 cm^{-1} 。 β 相在 510 cm^{-1} 处和 839 cm^{-1} 处可观察到特征峰。对于 PVDF 纳米纤维膜, α 相的特征峰分别为 614、763、977 cm^{-1} 。 β 相在 841、1 279 cm^{-1} 处可观察到特征峰。此外,PVDF 纳米纤维膜呈现出明显增强的电活性 β 相。

利用质量分数测试可以确定(图 3(c)),在氮气中加热时,2 种 PVDF 薄膜在 450 $^\circ\text{C}$ 后开始分解,500 $^\circ\text{C}$ 后分解过程结束,质量损失约 57%,证明本实验中不同方法制备的流延膜和纳米纤维膜没有改变聚偏氟乙烯的物质种类,只是在晶相上有所区别,侧面支撑证明了 β 相 PVDF 的压电性更强。

2.2 流延膜传感模块的电信号

2.2.1 不同模拟呼吸流量下流延膜传感模块电信号

利用风机对装载有 PVDF 流延膜传感模块的口罩进行喷吹,传感模块的导线与示波器相连接。通过选取流量 15、50、85 L/min 来模拟 3 种呼吸强度,示波器显示的波形如图 4(a) 所示,波形清晰变化明显。

当风机管口气流振动施加到 PVDF 流延膜传感模块时,由图 4(a) 可以看出,在 15 L/min 的流量下,模块的电压峰值输出约为 250 mV;在 50 L/min 的流量下,模块的电压峰值输出约为 350 mV;在 85 L/min 的流量下,模块的电压峰值输出约为 500 mV^[18]。气流流量越大电压峰值输出越高,波峰越陡。

2.2.2 不同真实呼吸状态下流延膜传感模块电信号

佩戴安装了 PVDF 流延膜传感模块的口罩进行实测,传感模块的导线与示波器相连接。受试者在低强度呼吸、中强度呼吸、高强度呼吸下的测量数据如图 4(b) 所示。由图 4(b) 可以看出,在不同呼吸状态下

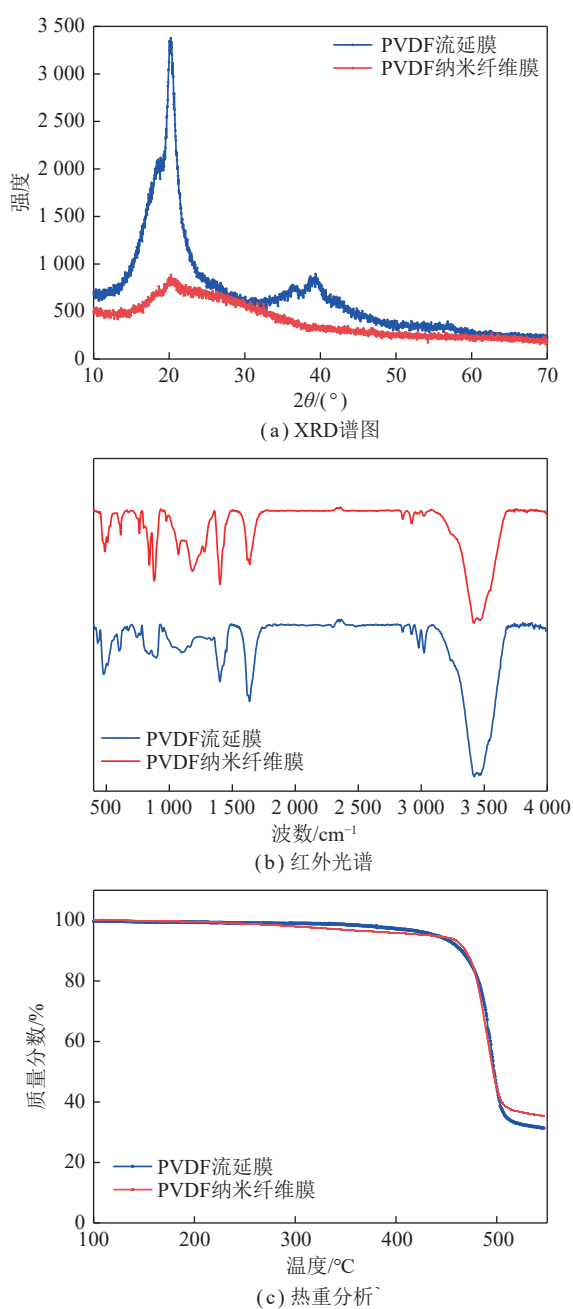


图3 2种PVDF薄膜的XRD谱图、红外光谱和热重分析
Fig.3 XRD patterns、FT-IR spectra and TG analysis of two kinds of PVDF membranes

示波器显示的波形清晰且变化明显, PVDF流延膜传感模块测得的呼吸信号与所处呼吸状态的电学信号几乎相同^[19]。

当呼吸气流振动施加到PVDF流延膜传感模块时, 气流中的机械载荷作用到压电薄膜, 会使其产生电极化, 分离出正、负电荷, 使压电薄膜的上、下表面产生极性相反、大小相等的电荷量, 形成电势差, 通过压电薄膜两侧的电极形成回路, 这样可以把呼吸中的压力信号转换成电信号。由图4(b)可以看出, 在低强度呼吸状态下, 模块的电压峰值输出约为300 mV; 在

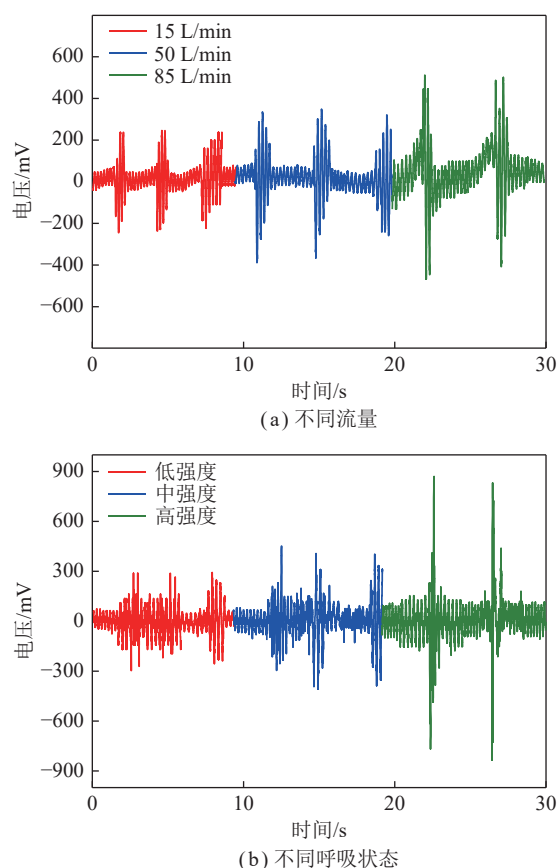


图4 不同流量及不同呼吸状态下流延膜传感模块的电信号
Fig.4 Signals of the casting membrane sensing module under different flows and different respiratory states

中强度呼吸状态下, 模块的电压峰值输出约为450 mV; 在高强度呼吸状态下, 模块的电压峰值输出约为900 mV。呼吸状态越剧烈电压峰值输出越高, 波峰越陡。

2.3 纳米纤维膜传感模块的电信号

2.3.1 不同模拟呼吸流量下传感模块的电信号

利用风机对装载有PVDF纳米纤维膜传感模块的口罩进行喷吹, 传感模块的导线与示波器相连接。通过选取流量为15、50、85 L/min来模拟3种呼吸强度, 示波器显示的波形如图5(a)所示, 波形清晰变化明显。

当风机管口气流振动施加到PVDF纳米纤维膜传感模块时, 由图5(a)可以看出, 在15 L/min的流量下, 模块的电压峰值输出约为450 mV; 在50 L/min的流量下, 模块的电压峰值输出约为700 mV; 在85 L/min的流量下, 模块的电压峰值输出约为900 mV。气流流量越大电压峰值输出越高, 波峰越陡。

2.3.2 不同真实呼吸状态下传感模块的电信号

佩戴安装了PVDF纳米纤维膜传感模块的口罩进行实测, 传感模块的导线与示波器相连接。受试者在低强度呼吸、中强度呼吸、高强度呼吸下的测量数

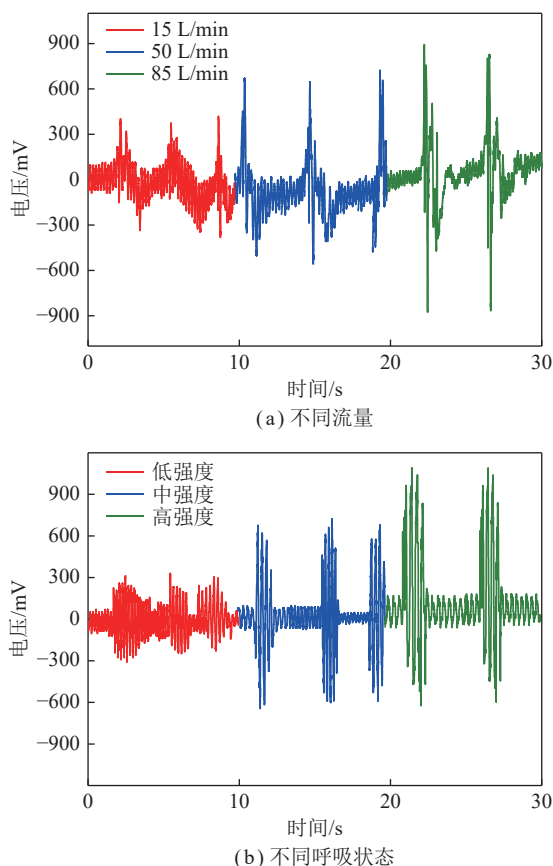


图5 不同流量及不同呼吸状态下纳米纤维膜传感模块的电信号

Fig.5 Signals of nanofiber membrane sensing module under different flows and different respiratory states

据如图 5(b) 所示。由图 5(b) 可以看出, 在不同呼吸状态下示波器显示的波形清晰, 振动显著且变化更明显。PVDF 纳米纤维膜传感模块测得的呼吸信号与所处呼吸状态的电信号几乎相同。

纳米纤维膜与流延膜产生压电信号的机理是一致的, 与 PVDF 流延膜传感模块相比, PVDF 纳米纤维膜传感模块表现出明显较高的灵敏度, 这与纳米纤维膜的柔性和电极有关。在相同气流刺激下, 气流中的机械载荷透过高透气性碳纤维毡作用到柔性纳米纤维膜上, 使其振动产生电极化。而 PVDF 流延膜传感模块的电极不为透气的铜片, 气流中的机械载荷需借助铜片振动才能作用到流延膜上, 并且流延膜厚度大阻力高, 使其对外部气流波动更加不敏感, 电压输出信号更弱。

当呼吸气流振动施加到 PVDF 纳米纤维膜传感模块时, 由图 5(b) 可以看出, 在低强度呼吸状态下, 模块的电压峰值输出约为 300 mV; 在中强度呼吸状态下, 模块的电压峰值输出约为 700 mV; 在高强度呼吸状态下, 模块的电压峰值输出约为 1 100 mV。呼吸状态越剧烈电压峰值输出越高, 波峰越陡。

2.4 2 种 PVDF 膜传感模块的压电性对比

使用风机喷吹 2 种 PVDF 膜传感模块, 将模块与示波器相连接, 利用流量计控制 6 个不同的流量值, 在不同流量下测出传感模块的最高电压峰值。

PVDF 膜传感模块的电压输出与流量值大小呈线性关系, 可以保证采集到的电信号不发生畸变^[20], 如图 6 所示。此外, 根据 2 条曲线的幅值和斜率 (红色曲线表示 PVDF 纳米纤维膜传感模块) 可以进一步推断出 PVDF 纳米纤维膜传感模块具有更强的灵敏性。

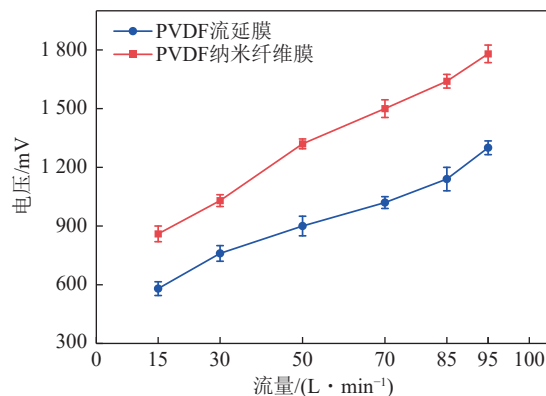


图6 2 种 PVDF 膜传感模块的压电性

Fig.6 Piezoelectricity of two kinds of PVDF membrane sensing modules

3 口罩的过滤性能测定结果及分析

3.1 口罩的阻力

使用透气性测试仪, 研究了 PVDF 纳米纤维膜传感模块安装在 N95 口罩中, 在不同风速下的阻力变化如图 7(a) 所示。由图 7(a) 可以看出, 阻力与风速大小呈线性关系, 风速越大阻力越大。嵌入传感模块的 N95 口罩阻力变化不大, 在风速为 0.14 m/s (流量为 85 L/min) 下, 口罩的阻力约为 105 Pa, 小于国标要求的 170 Pa^[21]。

3.2 口罩的过滤效率

N95 口罩的过滤以机械过滤和静电吸附为主, 具有较高的过滤效率。但 PVDF 纳米纤维膜也具有较高过滤效率, 因为其纤维细, 单位面积内的纤维数量增加, 纤维比表面积增加, 过滤能力增强。相较于普通薄膜, 静电纺丝法制得的 PVDF 纳米纤维膜展现出更优异的过滤性能^[22]。因此基于 PVDF 纳米纤维膜的传感模块不会降低原 N95 口罩的过滤效率。

在过滤风速为 1.44 m/min 条件下, 使用 TSI 粒子计数器对安装有 PVDF 纳米纤维膜传感模块的 N95 口罩在 0.3、0.5、1.0、2.5、5.0、10.0 μm 粒径下测试其

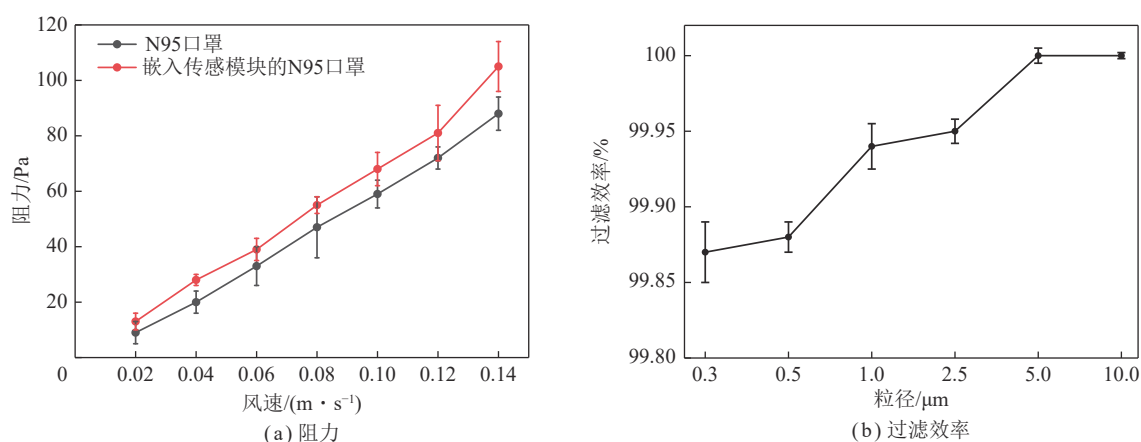


图 7 N95 口罩的阻力和过滤效率

Fig.7 Resistance and filtering efficiency of N95 masks

过滤效率,具体数据如图 7(b) 所示。由图 7(b) 可以看出,粒径越大 ($\geq 0.3 \mu\text{m}$) 其过滤效率越高,对最易穿透粒径 $0.3 \mu\text{m}$ 颗粒物的过滤效率为 99.87%。对于粒径 $5 \mu\text{m}$ 的颗粒物,口罩的过滤效率接近 100%。

3.3 无线数据采集和呼吸监测系统初探

建立针对 PVDF 膜传感模块的无线数据采集系统和 Android APP 组成实时呼吸监测系统^[23]。采用

的 ES40C 模块可采集 4 路差分模拟信号,基于 Arduino 开源代码开发编程,利用商业数据采集和监测软件,采集测量精度为 $\pm 0.1\%$,适用于在矿山等环境复杂的作业场所采集现场的电压信号。将采集到的呼吸信号数据通过 HC-05 蓝牙串口传输到手机 APP 中,采集到的数据可储存在手机中,并在 APP 界面上进行显示,具体结果如图 8 所示。

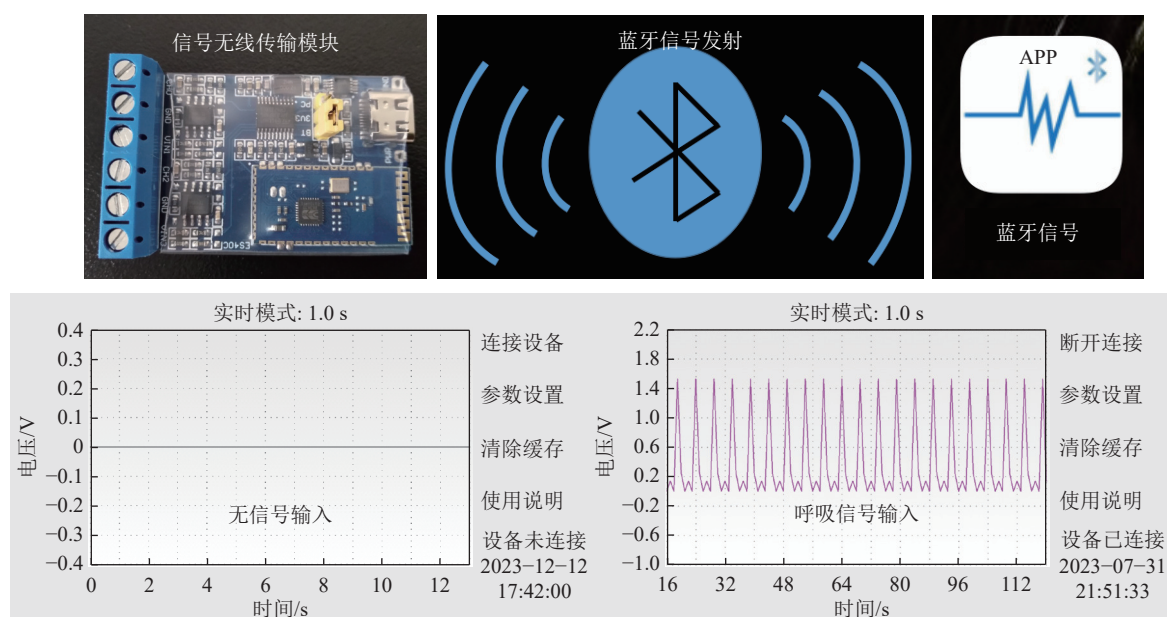


图 8 无线数据采集和呼吸监测系统

Fig.8 Wireless data acquisition and respiratory monitoring system

4 结 论

(1) 基于 PVDF 的压电性,制备了 2 种薄膜,分别为非透气的流延膜和透气的纳米纤维膜。实验发现 PVDF 纳米纤维膜具有更强的压电性,当流量为 85 L/min 时,电压峰值最高输出约为 1640 mV 。

(2) 将纳米纤维薄膜制成传感模块嵌入到口罩中,

通过实验发现该模块对 3 种呼吸强度均具有良好的响应特性,在高、中、低强度呼吸状态下,模块输出电压峰值的平均值分别为 1100 、 700 、 300 mV 。

(3) 基于 PVDF 膜传感模块的无线数据采集系统和 Android APP 建立了实时呼吸监测系统,实现了口罩的呼吸监测功能,有望在矿山等环境复杂的作业场所使用。

参考文献(References):

- [1] MAURYA L, KAUR P, CHAWLA D, et al. Non-contact breathing rate monitoring in newborns: A review[J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2021, 132: 104321.
- [2] NICOLÒ A, MASSARONI C, SCHENA E, et al. The importance of respiratory rate monitoring: From healthcare to sport and exercise[J]. *Sensors*, 2020, 20(21): 6396.
- [3] 李晨曦, 司芳芳, 刘柏男, 等. 基于红外热成像的在体呼吸监测方法[J]. *红外与毫米波学报*, 2020, 39(6): 796–801.
- LI Chenxi, SI Fangfang, LIU Bonan, et al. In vivo respiration monitoring based on infrared thermal imaging[J]. *Journal of Infrared and Millimeter Waves*, 2020, 39(6): 796–801.
- [4] 梁松, 蔡雨, 王慧泉, 等. 基于微波非接触式呼吸检测系统设计[J]. *生物医学工程研究*, 2019, 38(4): 476–480.
- LIANG Song, CAI Yu, WANG Huiquan, et al. Design of non-contact breathing detection system based on microwave[J]. *Journal of Biomedical Engineering Research*, 2019, 38(4): 476–480.
- [5] LEE M, BAE J, LEE J, et al. Self-powered environmental sensor system driven by nanogenerators[J]. *Energy & Environmental Science*, 2011, 4(9): 3359–3363.
- [6] FUKADA E. History and recent progress in piezoelectric polymers[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2000, 47(6): 1277–1290.
- [7] MISHRA S, UNNIKRISSNAN L, NAYAK S K, et al. Advances in piezoelectric polymer composites for energy harvesting applications: A systematic review[J]. *Macromolecular Materials and Engineering*, 2019, 304(1): 1800463.
- [8] ABOLHASANI M M, SHIRVANIMOGHADDAM K, NAEBE M. PVDF/graphene composite nanofibers with enhanced piezoelectric performance for development of robust nanogenerators[J]. *Composites Science and Technology*, 2017, 138: 49–56.
- [9] SUN C L, SHI J, BAYERL D J, et al. PVDF microbelts for harvesting energy from respiration[J]. *Energy & Environmental Science*, 2011, 4(11): 4508–4512.
- [10] 潘周光. 基于 PVDF 压电薄膜的非接触式人体生理信号检测系统研究[D]. 南京: 南京信息工程大学, 2019: 64–70.
- PAN Zhouguang. Research on non-contact human physiological signal detection system based on PVDF piezoelectric film[D]. Nanjing: Nanjing University of Information Science & Technology, 2019: 64–70.
- [11] 郭超. 基于压电薄膜传感器的可穿戴睡眠监测系统[D]. 长春: 吉林大学, 2018: 40–49.
- GUO Chao. The wearable sleep monitoring system based on piezoelectric film sensors[D]. Changchun: Jilin University, 2018: 40–49.
- [12] NIIZEKI K, SAITOH T. Unobtrusive slow wave activity monitoring by phase coupling of respiratory sinus arrhythmia during sleep using a PVDF sensor[J]. *Sleep Medicine*, 2019, 64: S280.
- [13] 王有岩. 压电/压阻双模式柔性压力传感器动/静态力学信息检测[D]. 杭州: 浙江工业大学, 2020: 17–22.
- WANG Youyan. Dynamic/static mechanics information detection of piezoelectric/piezoresistive dual-mode flexible pressure sensor[D]. Hangzhou: Zhejiang University of Technology, 2020: 17–22.
- [14] 刘臻韬. 聚偏氟乙烯复合压电薄膜的制备及其性能研究[D]. 南京: 东南大学, 2020: 16–20.
- LIU Zhentao. Preparation and properties of polyvinylidene fluoride composite piezoelectric films[D]. Nanjing: Southeast University, 2020: 16–20.
- [15] 郭颖赫, 赫伟东, 田新娇, 等. 基于纳米纤维覆层的除尘滤料制备[J]. *东北大学学报(自然科学版)*, 2018, 39(6): 881–885.
- GUO Yinghe, HE Weidong, TIAN Xinjiao, et al. Preparation of dust removal felt filter with nanofibers membrane[J]. *Journal of Northeastern University (Natural Science)*, 2018, 39(6): 881–885.
- [16] SINGH K, SHARMA S, SHRIWASTAVA S, et al. Significance of nano-materials, designs consideration and fabrication techniques on performances of strain sensors - A review[J]. *Materials Science in Semiconductor Processing*, 2021, 123: 105581.
- [17] SUN C H, SHI Q F, HASAN D H, et al. Self-powered multifunctional monitoring system using hybrid integrated triboelectric nanogenerators and piezoelectric microsensors[J]. *Nano Energy*, 2019, 58: 612–623.
- [18] ZHAO Y L, LIAO Q L, ZHANG G J, et al. High output piezoelectric nanocomposite generators composed of oriented BaTiO₃ NPs@PVDF[J]. *Nano Energy*, 2015, 11: 719–727.
- [19] AL-KHALIDI F Q, SAATCHI R, BURKE D, et al. Respiration rate monitoring methods: A review[J]. *Pediatric Pulmonology*, 2011, 46(6): 523–529.
- [20] SHARMA S, CHHETRY A, SHARIFUZZAMAN M, et al. Wearable capacitive pressure sensor based on MXene composite nanofibrous scaffolds for reliable human physiological signal acquisition[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2020, 12(19): 22212–22224.
- [21] YAMAMOTO A, NAKAMOTO H, TERADA T, et al. Validity of wearable breath monitoring system using stretchable strain sensors in walking[J]. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 2018, 61: e500.
- [22] 郭颖赫, 赫伟东, 柳静献. 聚对苯二甲酸乙二醇酯纳米纤维膜/涤纶针刺毡过滤复合材料的制备及性能[J]. *复合材料学报*, 2019, 36(3): 572–577.
- GUO Yinghe, HE Weidong, LIU Jingxian. Preparation and characterization of polyethylene terephthalate nanofiber membrane/polyester needle felt composite filters[J]. *Acta Materiae Compositae Sinica*, 2019, 36(3): 572–577.
- [23] SUN Q Z, WANG L, REN G Z, et al. Smart band-aid: Multifunctional and wearable electronic device for self-powered motion monitoring and human-machine interaction[J]. *Nano Energy*, 2022, 92: 106840.