

激光与光电子学进展

智能服装呼吸监测光纤织物传感器

张诚^{1,2}, 温晓钰¹, 许君^{3*}, 马雪慧¹, 叶玉彤¹, 马英杰¹, 周宇聪³, 李宜潼³¹天津工业大学电子与信息工程学院, 天津 300387;²天津市光电检测技术与系统重点实验室, 天津 300387;³天津工业大学纺织科学与工程学院, 天津 300387

摘要 研究了一种用于智能服装呼吸监测的光纤织物传感器。该传感器由拉伸敏感光纤、热塑性聚氨酯弹性体(TPU)和弹性织物多层复合而成。提出基于加热方式的聚合物光纤多弯曲级联结构的定形方法,制备出具有精确特征尺寸的拉伸敏感光纤,利用TPU材料的热塑性,通过熨烫方式实现拉伸敏感光纤、TPU材料和织物的黏合来形成层压式织物传感器。所制备的织物传感器各层间无气泡和起皱,具有很好的制作重复性,可与服装实现无缝连接,提升服装的舒适度和美观度。实验表明,该传感器的应变系数可达71.01,拉伸率可达83%,迟滞误差小于12%,且具有单向拉伸感知能力。对所设计的呼吸监测样衣进行了实测,结果表明:在穿着者不同呼吸频率、不同姿态和运动状态下,该样衣均可获得明显的呼吸波形,呼吸率最大误差小于2次/min,平均误差在0.8次/min以内。

关键词 光纤织物传感器;呼吸监测;单向拉伸感知;聚氨酯弹性体;弯曲损耗

中图分类号 TP212.14

文献标志码 A

DOI: 10.3788/LOP230957

Respiratory Monitoring Fiber Optic Fabric Sensor for Smart Clothing

Zhang Cheng^{1,2}, Wen Xiaoyu¹, Xu Jun^{3*}, Ma Xuehui¹, Ye Yutong¹, Ma Yingjie¹,Zhou Yucong³, Li Yitong³¹College of Electronic and Information Engineering, Tiangong University, Tianjin 300387, China;²Tianjin Key Laboratory of Optoelectronic Detection Technology and System, Tianjin 300387, China;³College of Textile Science and Engineering, Tiangong University, Tianjin 300387, China

Abstract A fiber optic fabric sensor for respiratory monitoring of smart clothing is investigated. The sensor consists of a multilayer composite of a stretch-sensitive optical fiber, thermoplastic polyurethane elastomer (TPU), and an elastic fabric. A heating-based sizing method for the multibending cascade structure of polymer optical fibers is proposed to prepare stretch-sensitive optical fibers with precise characteristic dimensions. Using the TPU material, the bonding of stretch-sensitive optical fibers, TPU material, and fabric is realized by ironing to form a laminated fabric sensor. The prepared fabric sensor has no bubbles and wrinkles between the layers, has good production repeatability, and can be connected with garments without sewing to enhance their comfort and aesthetics. Experiments show that the sensor has a strain coefficient of up to 71.01, a stretch rate of up to 83%, a hysteresis error of <12%, and a unidirectional stretch-sensing capability. The designed respiration monitoring sample garment is put through its paces, and the measurements revealed that it is capable of capturing a clear respiration waveform under a variety of breathing frequencies, wearer postures, and movement states. The maximum error of respiration rate is <2 times/min and the average error is within 0.8 times/min.

Key words fiber optic fabric sensor; respiratory monitoring; unidirectional stretch perception; polyurethane elastomer; bending loss

1 引言

随着生活水平的提高,人们对自身健康监测的需

求急剧提升,具有生理参数监测功能的智能服装及相关功能材料受到越来越多的关注^[1-4]。呼吸是一种重要的生命体征,通过呼吸监测可以反映人体的生命和

收稿日期: 2023-03-27; 修回日期: 2023-04-17; 录用日期: 2023-04-20; 网络首发日期: 2023-05-05

基金项目: 天津市“项目+团队”重点培养专项基金(XB202007)

通信作者: *Msdrxujun@163.com

健康状况,有助于为阻塞性睡眠呼吸暂停综合征、心脏骤停和心肺衰竭等疾病的预警提供有价值的信息。因此,开发具有呼吸监测^[5-7]功能的智能服装,帮助穿着者实时了解自己的健康状况具有重要的意义。传统的电子传感器^[8-9]柔韧性差,不宜与织物集成,穿着舒适性差,并且易受电磁干扰,这使其在智能服装领域的应用受到限制^[10]。光纤本质安全、可弯曲、体积小、成本低、易于织物结合且具有电磁免疫,这些优点使其在智能织物设计中具有良好的应用前景^[11-12]。

目前,已报道的用于呼吸监测的光纤传感器包括光纤布拉格光栅(FBG)^[13-14]、光纤迈克耳孙干涉仪^[15]、法布里-珀罗(FP)干涉仪^[16]、马赫-曾德尔干涉仪(MZI)^[17]、Sagnac干涉仪^[18]和单模-多模-单模(SMS)^[19]的异构结构。在与织物结合方面,文献[20]设计了一种基于异芯光纤的应变传感器并将其编织到纺织品中,可同时监测人体的心跳和呼吸,该传感器采用相位调制,虽然传感器灵敏度很高,但检测装置复杂且价格昂贵;文献[21]通过缝纫方式将U型聚合物光纤(POF)固定在弹性织物上,通过感知织物形变进行呼吸测量;文献[22]将具有缺口的POF以大弯曲的形式缝合在弹性带上,用于呼吸测量,通过缺口结构提高了应变灵敏度;文献[23]将多根具有凹槽结构的聚合物光纤并排织入织物,利用光纤间距对纤间耦合效率的影响,实现呼吸引起织物应变的检测。然而,通过编织或缝纫方式将弯曲光纤固定到织物中,光纤弯曲程度难以精确控制且光纤结构稳定性差,从而影响了测量效果。

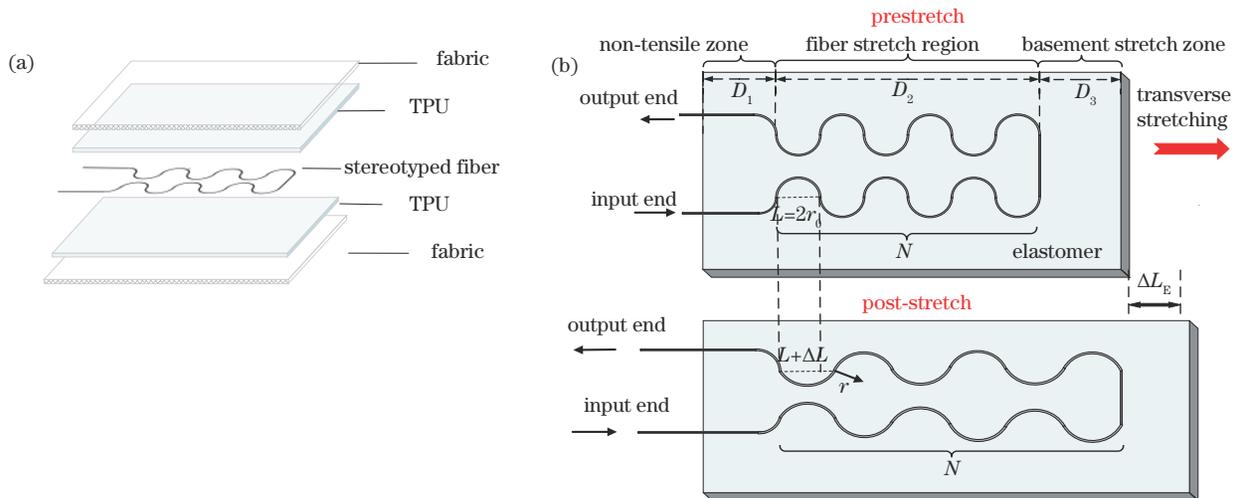


图1 光纤织物传感器示意图。(a)传感器多层结构;(b)传感器拉伸前后对比

Fig. 1 Schematic diagram of the fiber optic fabric sensor. (a) Multi-layer structures of the sensor; (b) comparison of sensor before and after stretching

2.2 传感原理

传感器的拉伸程度影响光纤基本单元的弯曲半径,从而导致弯曲光纤损耗发生变化,通过检测输出端光强实现拉伸感知。由几何关系可知,单个弯曲基本单元的拉伸量 ΔL 与其曲率半径 r 满足如下关

本文针对上述问题提出了一种制备简单、成本低、稳定性高和耐用性好的光纤织物传感器,可用于呼吸监测服装的研发。该传感器采用多层复合结构,利用聚氨酯弹性材料的热黏合性,将拉伸敏感光纤集成到织物中,形成层压式织物传感器。所设计的拉伸敏感光纤采用加热方式实现多弯曲级联结构的定形,使其具有精确的特征尺寸。该织物传感器体感舒适,光纤结构稳定,可与服装无缝连接,达到机洗要求。所制备的呼吸监测样衣在多种情形下,均能有效检测出呼吸波形,呼吸率测试结果准确。

2 传感器结构及原理分析

2.1 传感器结构

所提的织物传感器采用多层结构,如图1(a)所示,从内到外依次为拉伸敏感光纤、聚氨酯弹性体和弹性织物。其中,拉伸敏感光纤由 $2 \times N$ 个半圆弧级联而成,每个半圆弧作为基本传感单元,利用其弯曲损耗实现应变传感。将内层敏感光纤设计为双排,每排基本传感单元的个数为 N ,输入输出光纤在织物同侧,便于与服装集成。在拉伸方向上,传感器分为3个区域,即非拉伸区(长度 D_1)、光纤拉伸区(长度 D_2)以及基底拉伸区(长度 D_3),如图1(b)所示。织物拉伸引起的光纤传光损耗仅受光纤拉伸区的影响。在均匀拉伸的情况下,传感器总拉伸量为 ΔL_E ,则每个半圆弧的拉伸量 ΔL 可近似表示为

$$\Delta L = \frac{D_2}{D_2 + D_3} \cdot \frac{\Delta L_E}{N} = \frac{1}{1 + D_3/D_2} \cdot \frac{\Delta L_E}{N} \quad (1)$$

系,在小范围变化时,二者近似呈线性关系,如图2(a)所示。

$$\Delta L = 2 \cdot r \cdot \sin\left(\frac{\pi r_0}{2r}\right) - 2r_0 \quad (2)$$

当光纤弯曲半径发生变化时,光纤光损耗程度相

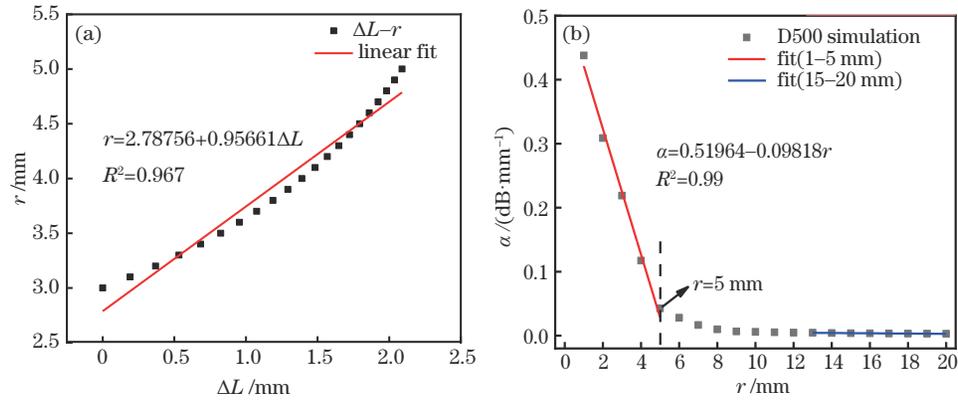


图2 传感器理论分析结果。(a)基本单元拉伸量 ΔL 与弯曲半径 r 关系;(b)不同弯曲半径下的损耗系数仿真结果

Fig.2 Sensor theoretical analysis results. (a) Relationship between the tensile quantity ΔL of the basic element and the bending radius r ; (b) simulation results of loss coefficient under different bending radius

对应也会发生变化。根据 Marcuse^[24]所述的阶跃型多模光纤弯曲损耗公式,弯曲损耗系数 α 为

$$\alpha = \frac{A}{\sqrt{r}} \exp(Br), \quad (3)$$

式中: A 、 B 为与光纤本身特性和输入光波长相关的常数。

以直径为 500 μm 的 PMMA 光纤为例,对不同弯曲半径 r 下的损耗系数进行基于光线追迹方法的仿真,得出 α 与 r 关系曲线如图 2(b) 所示。由图 2(b) 可知,弯曲损耗 α 与弯曲半径 r 呈类指数型减小,当 $r < 5 \text{ mm}$ 时, α 受 r 影响显著变化,且呈现近线性关系。令 $r_c = 5 \text{ mm}$ 为临界弯曲半径,当 $r > r_c$ 时, α 受 r 影响变化不明显。在 α 的线性区域内,单个基本单元的光损耗公式可表示为

$$S(\Delta L) = \alpha \cdot l = (a \cdot \Delta L + b) \cdot \pi r_0, \quad (4)$$

式中: l 为半圆弧基本单元的弧长; r_0 为基本单元的初始半径,其值应小于临界半径; a 和 b 为 α 在线性区间表达式的系数。传感器总共具有 $2N$ 个基本单元,总弯曲损耗 S_E 为每个基本单元损耗之和,当总拉伸引起各基本单元损耗在其线性区间变化时,传感器的总损耗与总拉伸量 ΔL_E 的关系可表示为

$$S_E = 2N \cdot S \left[\frac{\Delta L_E}{N \cdot (1 + D_3/D_2)} \right] = \frac{2\pi r_0 \cdot a}{1 + D_3/(N \cdot 2r_0)} \cdot \Delta L_E + 2N \cdot \pi r_0 \cdot b, \quad (5)$$

由式(5)可知,传感器的灵敏度与 N 和 D_3 有关。在有效拉伸范围内,当 D_3 一定时,灵敏度随着 N 的增加而增加;当 N 一定时,灵敏度随着 D_3 的增加而减小。

此外,参考图 1(b),该传感器对横向拉伸较为敏感,而纵向拉伸对基本单元弯曲半径影响很小,因此该传感器具有单向拉伸感知特性,能够有效减小呼吸检测应用中纵向拉伸的干扰,提高测量的准确度。

3 传感器制备

选取直径为 500 μm 的 PMMA 材料聚合物光纤 (D500) 制备传感器,通过仿真得到不同弯曲半径下 D500 光纤的损耗系数,如图 2(b) 所示。可见,当弯曲半径小于 5 mm 时, r 与 α 呈线性关系,传感器基本单元的初始半径设计为 3 mm。光纤在 70~100 $^{\circ}\text{C}$ 范围内加热,使光纤实现小半径的弯曲定形,不会改变光纤的纤芯-包层结构及导光性。聚氨酯弹性材料具有良好的热黏合性、机械拉伸性和回弹性^[25],能够使传感器与织物实现无缝贴合,同时保持优良的传感性能。因此,选用 TPU 材料作为光纤与织物复合的中间介质。

光纤织物传感器的制备过程如图 3 所示。首先,将聚合物光纤按 S 形缠绕在半径为 3 mm 的金属圆柱形模具上,以 80 $^{\circ}\text{C}$ 加热 20 min,自然冷却后实现双排多个半圆弧级联结构的定形;然后,将弯曲光纤置于两片矩形 TPU 膜之间(膜厚为 0.5 mm),用刮板排除两膜间的气泡;之后将其置于压烫机的操作台上,以 130 $^{\circ}\text{C}$ 压烫 30 s,待样品自然冷却后,完成拉伸敏感光纤的封装;最后,采用二次热压定型的方式将具有弹性的服装织物粘合在 TPU 薄膜的两侧,形成结构稳定的光纤织物传感器。

采取相同工艺分别制备了两传感器样品(样品 A、样品 B),弯曲基本单元的初始半径 r_0 为 3 mm,单排基本单元数 N 为 6,基底拉伸区域长度 D_3 为 15 mm,光纤拉伸区域长度 D_2 为 36 mm,传感器总尺寸为 80 mm \times 50 mm,两排基本单元的间距 h 为 6 mm。两传感器样品的实物如图 3(b) 所示,各特征尺寸的命名和实测值如图 3(c)~图 3(d) 所示。表 1 为样品特征尺寸的实测结果,两样品中各弯曲基本单元 r_0 的标准差均 $\leq 0.1 \text{ mm}$, h 的标准差均 $\leq 0.5 \text{ mm}$,说明上述制备工艺具有良好的尺寸准确性和制作一致性。

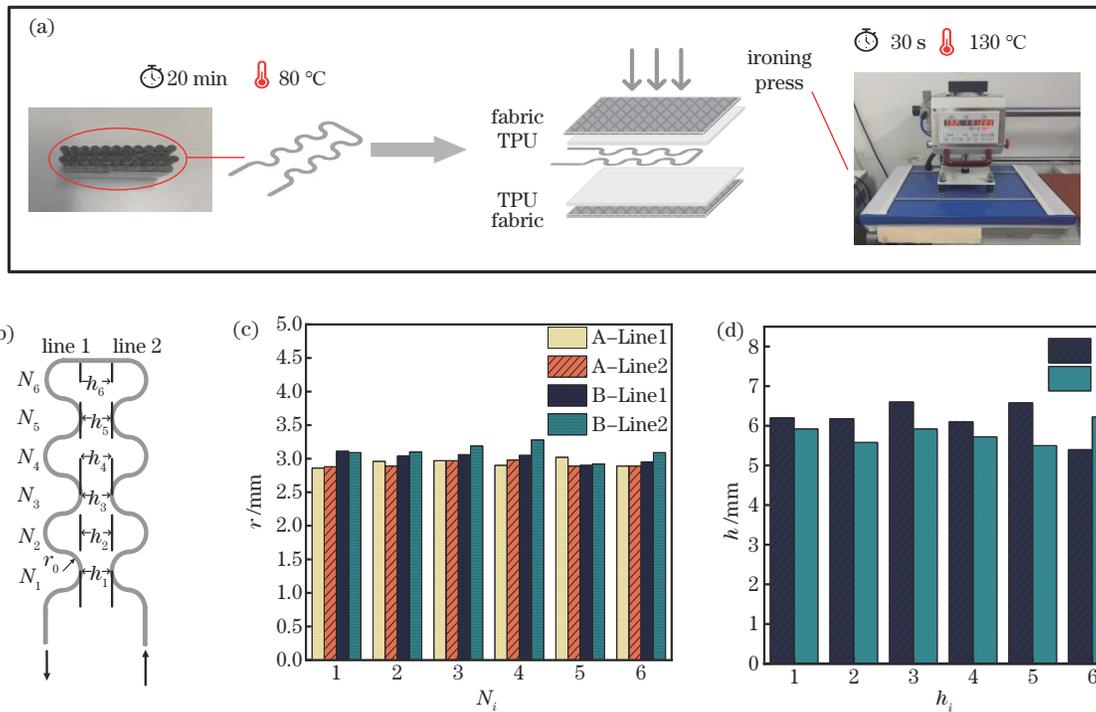


图3 层压式光纤织物传感器制备及样品重复性测试。(a)传感器制备流程;(b)敏感光纤样品示意图;(c)敏感光纤弯曲半径 r_i ;(d)双排间距 h 制作实测数据

Fig.3 Laminated fiber optic fabric sensor preparation and sample repeatability testing. (a) Sensor preparation process; (b) schematic diagram of sensitive fiber sample;(c) sensitive fiber bending radius r_0 ;(d) double row spacing h production measurement data

表1 光纤织物传感器弯曲半径 r_0 及双排间距 h 平均值和标准差
Table 1 Fiber optic fabric sensor bending radius r_0 and mean value and standard deviation of double row spacing h

Parameter	Sample	Mean value /mm	Standard deviation /mm
r_0	A	2.93	0.05
	B	3.07	0.10
h	A	6.18	0.43
	B	5.81	0.26

$$f_{GF} = \frac{(P - P_0)/P_0}{(L_1 - L_0)/L_0} = \frac{\Delta P/P_0}{\epsilon}, \quad (6)$$

式中: P_0 为传感器初始输出光强; P 为传感器拉伸后输出光强; ΔP 为拉伸后输出端光强变化量; L_0 为传感器初始长度; L_1 为传感器拉伸后长度; ϵ 为应变变量。

由图4可知,拉伸量引起的输出功率变化呈折线形式,在拉伸范围较小时,输出功率变化明显,而拉伸到一定程度后,输出功率变化相对平稳。在拉伸范围较小时,弯曲基本单元处于线性变化区域,有较高的灵敏度;当拉伸达到一定程度后,基本单元的弯曲半径大于临界半径,损耗变化不明显。因此,将折线的拐点定义为该传感器的有效拉伸距离。在 N 相同的情况下,有效拉伸距离随 D_3 的增加而增加,分别达到63%、72%、83%;而在有效拉伸范围内的应变系数 f_{GF} 分别为71.01、70.931、70.74,整体呈减小趋势,但变化不明显,说明传感器的应变系数主要由 N 决定。在 D_3 相同情况下,传感器中基本单元个数越多(N 越多), D_2 越长,扩展了有效拉伸范围;在有效拉伸范围内的应变系数 f_{GF} 随 N 的增加而增加,分别为70.74、43.986、22.53,上述结果与前述理论分析相符。对 $N=6, D_3=15$ mm的传感器样品而言,在有效拉伸区域内,应变系数 f_{GF} 高达70.74,有效应变范围可达83%。

4.3 单向拉伸性实验

选取 $r_0=3$ mm、 $N=6, D_3=15$ mm参数的传感器样品进行单向拉伸实验,对传感器分别从 F_x 和 F_y 两个

4 拉伸特性实验及结果

4.1 实验装置

将光纤织物传感器的一端固定在电控平移台(stage 1)上由控制器(SC102)控制织物产生拉伸运动,另一端固定在手动升降台(stage 2)上,通过升降台调整织物使其水平。将光纤输入端和输出端分别与光源和光功率计相连,通过计算机软件显示和记录光功率输出。

4.2 应变灵敏度实验

为了探讨 N 和 D_3 对传感器应变响应的影响,分别对 $N=6, D_3$ 为5、10、15 mm的样品以及 $D_3=15$ mm, N 为2、4、6的样品进行拉伸实验,实验结果如图4所示。引入应变系数 f_{GF} 表征传感器的应变灵敏度, f_{GF} 可表示为

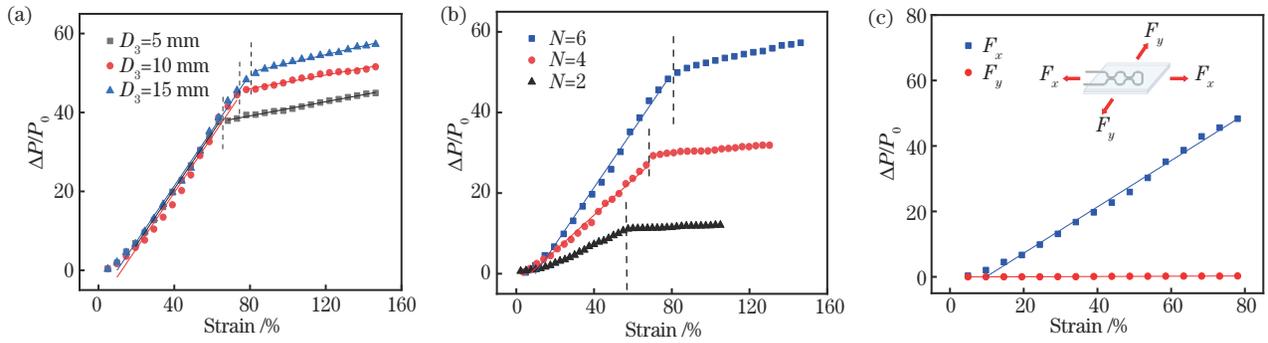


图4 传感器静态响应实验。(a)传感器在 $N=6$, D_3 分别为5、10、15 mm参数时拉伸作用下输出功率相对变化;(b)传感器在 $D_3=15$ mm, N 分别为2、4、6参数时拉伸作用下输出功率相对变化;(c)单向传感实验验证
Fig. 4 Static response experiments of sensors. (a) Relative change in output power of the sensor under tension at $N=6$ and D_3 parameters of 5, 10 and 15 mm respectively; (b) relative change in output power of the sensor under tension at $D_3=15$ mm and N parameters of 2, 4 and 6 respectively; (c) experimental verification of unidirectional sensing

方向进行拉伸,记录传感器在不同拉伸应变下输出功率相对变化,如图4(c)所示。由图4(c)可知,对传感器进行拉伸后, F_x 方向输出功率呈线性上升趋势, f_{GF} 为70.74;而 F_y 方向无明显变化, f_{GF} 仅为4.06。因此,该传感器在 F_y 方向上产生的光损耗相对于 F_x 方向上产生的光损耗较小,从而证明了该传感器具有良好的单向拉伸感知能力。

4.4 迟滞性和重复性实验

制作两组参数为 $r_0=3$ mm、 $N=6$ 、 $D_3=15$ mm 的

测试样品(传感器A、B),拉伸范围为0~10 mm,步长为1 mm,对传感器重复3次拉伸-恢复实验,其测试结果如图5所示,两个传感器的迟滞误差 γH 均在12%以内。选取其中一个样品进行动态响应测试,通过对传感器分别连续施加10%、20%、25%的拉伸往复运动,可以观察到输出功率呈阶梯状增加,可分辨不同的拉伸形变,如图5(c)所示。在对同一拉伸量进行多次往复运动时,各次运动输出波形基本一致,如图5(d)所示,说明该传感器具有较好的测试重复性。

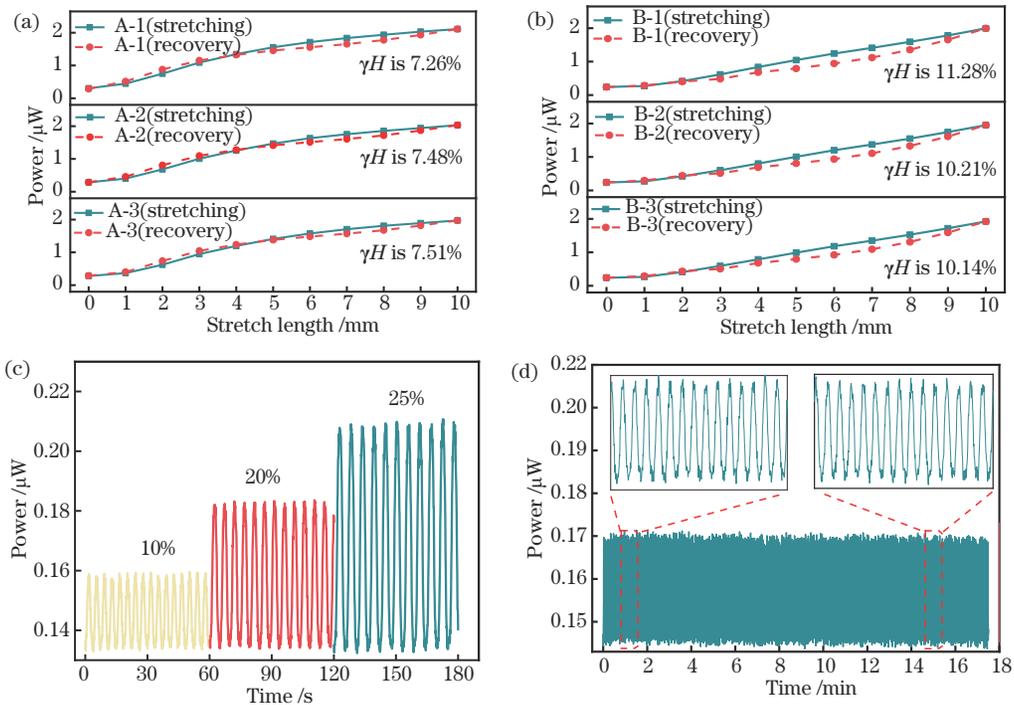


图5 传感器拉伸响应曲线。(a)传感器A迟滞性实验;(b)传感器B迟滞性实验;(c)动态响应实验;(d)重复性实验
Fig.5 Sensor tensile response curves. (a) Sensor A hysteresis test; (b) sensor B hysteresis test; (c) dynamic response experiment; (d) repeatability experiment

5 应用

采用 $r_0=3$ mm、 $N=6$ 、 $D_3=15$ mm 的传感器与服

装织物进行无缝贴合,按照图6的方法设计出呼吸监测服样衣。传感器位于胸骨正下方位置(图6(d)中A点),根据人体工程学,胸骨正下方在人体呼吸运动

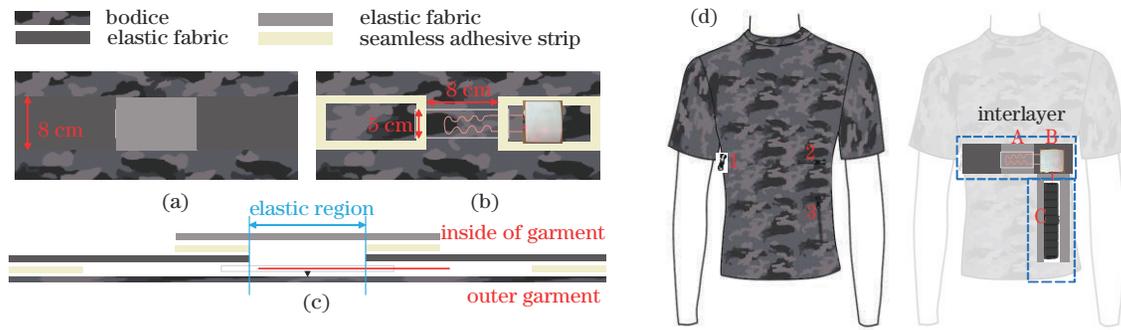


图 6 呼吸监测服装整体设计。(a) 织物内侧图; (b) 与传感器结合图; (c) 侧面图; (d) 服装整体图
 Fig.6 Overall design of the respiratory monitoring garment. (a) Inside view of fabric; (b) combined view with sensor; (c) side view; (d) overall view of garment

过程中会呈现较大的变化,而人体不同姿态对该部位围度的变化影响较小。检测电路放置在该传感器左侧的夹层内,用于向光纤传感器输出光并探测传感器输出的光强,通过相关算法计算呼吸率,并通过蓝牙方式将呼吸波形和呼吸率信息发送给计算机监测软件。传感器外部尾纤分别从上、下两个方向与检测电路相连。服装中检测电路由位于服装腰围线左侧口袋中的柔性电池供电(图 6(d)中 C 位置)。

被测者穿着呼吸监测服样衣,分别采集在不同呼吸频率、不同姿态和不同运动状态下的光纤织物传感

器输出信号。将光纤传感器与面罩式呼吸监测仪(YS20)得到的呼吸率进行对比,每次实验采样 1 min。图 7(c)~图 7(e)为光纤传感器在不同情况下采集到的呼吸信号,可见波形具有明显周期性,信噪比较高,能够很好地反映呼吸运动。对不同情况均进行了 5 次重复实验,得到的呼吸率分别如表 2~表 4 所示。表 2~表 4 中: X_1 为被测样品示值, X_2 为标准设备示值。结果表明,单次测量误差(IE)均小于 2 次/min,呼吸率平均误差小于 1 次/min,满足医用监护仪呼吸率测量误差标准,证明了该传感器应用于呼吸监测服装的可行性。

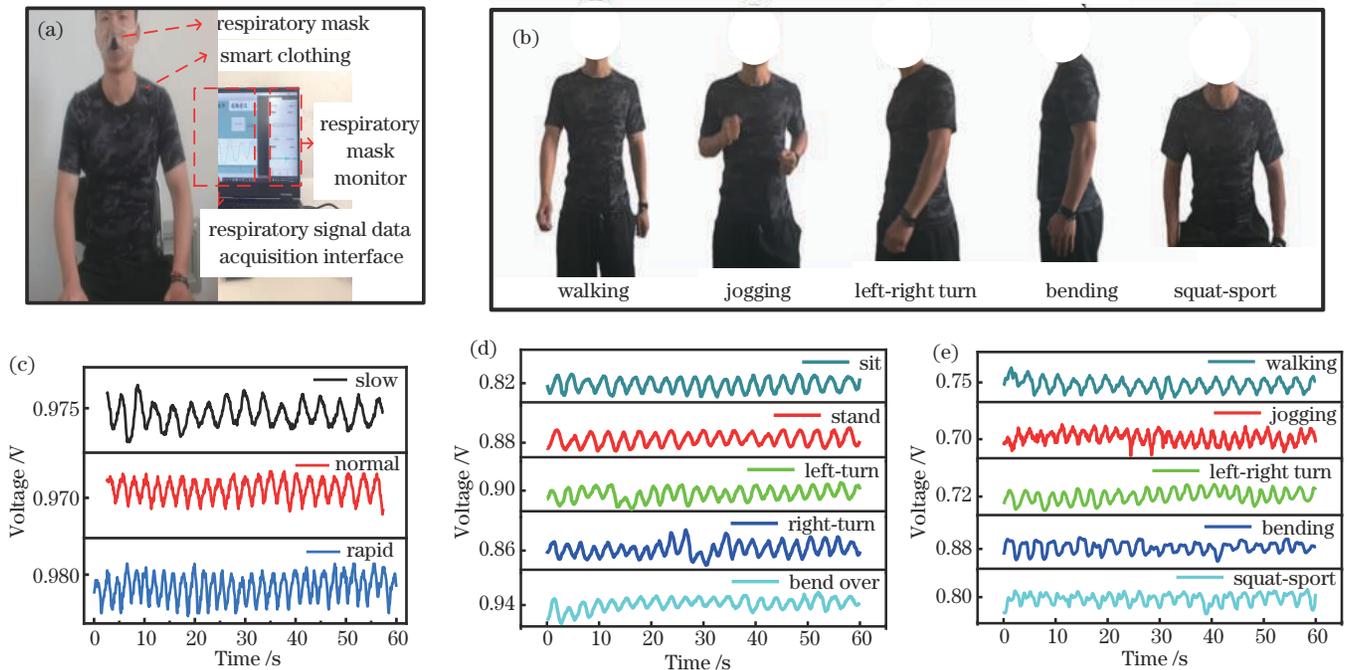


图 7 基于智能服装的呼吸实验。(a) 呼吸测试平台; (b) 不同运动姿势示意图; (c) 不同呼吸模式下时域呼吸信号; (d) 不同姿态下时域呼吸信号; (e) 不同运动状态下时域呼吸信号

Fig.7 Breathing experiments based on smart clothing. (a) Respiratory test platform; (b) schematic diagram of different movement postures; (c) time-domain respiratory signals in different breathing patterns; (d) time-domain respiratory signals in different postures; (e) time-domain respiratory signals in different movement states

表 2 静态模式下被测样品及标准设备呼吸率示值对比

Table 2 Comparison of respiration rate values for the measured samples and the standard equipment in static mode

Test No.	Respiratory rate/(times/min)								
	Normal			Slow			Rapid		
	X ₁	X ₂	IE	X ₁	X ₂	IE	X ₁	X ₂	IE
1	14	14	0	19	18	1	23	23	0
2	14	14	0	19	18	1	23	23	0
3	14	14	0	19	19	0	23	23	0
4	14	14	0	19	18	1	22	23	-1
5	14	14	0	18	18	0	22	23	-1
Mean error	0			0.6			0.4		

表 3 被测样品及标准设备静态姿势呼吸率示值对比

Table 3 Comparison of static postural respiration rate values for measured samples and standard equipment

Test No.	Respiratory rate/(times/min)														
	Sit			Stand			Left-turn			Right-turn			Bend over		
	X ₁	X ₂	IE	X ₁	X ₂	IE	X ₁	X ₂	IE	X ₁	X ₂	IE	X ₁	X ₂	IE
1	21	22	-1	21	21	0	19	20	-1	18	19	-1	19	20	-1
2	23	22	1	21	20	1	19	19	0	18	19	-1	20	20	0
3	22	23	-1	20	20	0	19	20	-1	19	20	-1	20	20	0
4	22	23	-1	20	20	0	19	19	0	19	20	-1	20	20	0
5	22	22	0	20	20	0	19	19	0	19	19	0	20	20	0
Mean error	0.8			0.2			0.4			0.8			0.2		

表 4 被测样品及标准设备动态呼吸率示值对比

Table 4 Comparison of dynamic respiration rate values between measured samples and standard equipment

Test No.	Respiratory rate/(times/min)														
	Walking			Jogging			Left-right turn			Bending			squat-sport		
	X ₁	X ₂	IE	X ₁	X ₂	IE	X ₁	X ₂	IE	X ₁	X ₂	IE	X ₁	X ₂	IE
1	14	14	0	20	22	-2	21	21	0	21	21	0	19	19	0
2	14	14	0	21	22	-1	21	21	0	21	21	0	19	20	-1
3	13	14	-1	21	22	-1	20	21	-1	20	21	-1	19	20	-1
4	14	14	0	22	22	0	20	21	-1	20	21	-1	20	20	0
5	14	14	0	22	22	0	20	21	-1	20	21	-1	20	20	0
Mean error	0.2			0.6			0.6			0.6			0.4		

6 总 结

基于弯曲损耗原理及热定形工艺,设计并制备了一种多层结构的光纤织物传感器,利用不同拉伸作用下光纤弯曲损耗的变化实现拉伸感知。在传感器与织物结合方面,充分发挥 TPU 材料的热黏合性,精准便捷地实现了拉伸敏感光纤与 TPU 弹性体的封装,同时便于与服装无缝结合。该传感器的应变系数可达 71.01,拉伸率可达 83%,迟滞误差小于 12%,且具有单向拉伸感知能力。应用于呼吸监测服装的测试结果表明,在静态和动态情况下,均能获得稳定且高信噪比呼吸信号,平均误差在 1 次/min 内,满足医用监护仪呼吸率测量误差标准。该传感器具有成本低、制作简单、易于与服装集成、单向拉伸感知的特点,具有智能

服装呼吸检测和运动检测的应用潜力。

参 考 文 献

- [1] Chen M, Li P, Wang R, et al. Multifunctional fiber-enabled intelligent health agents[J]. *Advanced Materials*, 2022, 34(52): 2200985.
- [2] Tao G M, Stolyarov A M, Abouraddy A F. Multimaterial fibers[J]. *International Journal of Applied Glass Science*, 2012, 3(4): 349-368.
- [3] 张晶, 黄治恒, 牛广亮, 等. 热拉式多材料纤维光电子技术研究进展与展望[J]. *纺织学报*, 2023, 44(1): 11-20. Zhang J, Huang Z H, Niu G L, et al. Review on thermal-drawn multimaterial fiber optoelectronics[J]. *Journal of Textile Research*, 2023, 44(1): 11-20.
- [4] Issatayeva A, Beisenova A, Tosi D, et al. Fiber-optic based smart textiles for real-time monitoring of breathing

- rate[J]. *Sensors*, 2020, 20(12): 3408.
- [5] Cheng X, Gunawardena D S, Pun C F J, et al. Single nanosecond-pulse production of polymeric fiber Bragg gratings for biomedical applications[J]. *Optics Express*, 2020, 28(22): 33573-33583.
- [6] Li K, Xia L, Yi H, et al. Optical active fiber sensing technique based on the lasing wavelength demodulation for monitoring the human respiration and pulse[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2019, 296: 45-51.
- [7] Wang R H, Zhao J, Sun Y, et al. Wearable respiration monitoring using an in-line few-mode fiber Mach-Zehnder interferometric sensor[J]. *Biomedical Optics Express*, 2019, 11(1): 316-329.
- [8] Cochrane C, Koncar V, Lewandowski M, et al. Design and development of a flexible strain sensor for textile structures based on a conductive polymer composite[J]. *Sensors*, 2007, 7(4): 473-492.
- [9] Amjadi M, Pichitpajongkit A, Lee S J, et al. Highly stretchable and sensitive strain sensor based on silver nanowire-elastomer nanocomposite[J]. *ACS Nano*, 2014, 8(5): 5154-5163.
- [10] Yao S S, Zhu Y. Wearable multifunctional sensors using printed stretchable conductors made of silver nanowires[J]. *Nanoscale*, 2014, 6(4): 2345-2352.
- [11] Chen M, Liu J, Li P, et al. Fabric computing: concepts, opportunities, and challenges[J]. *The Innovation*, 2022, 3(6): 100340.
- [12] Tao G M, Chen M, Wang R, et al. Digital medical education empowered by intelligent fabric space[J]. *National Science Open*, 2022, 1(1): 20220011.
- [13] 李玉环, 陈勇, 刘焕淋, 等. 基于光纤传感的呼吸与心跳信号采集方法[J]. *中国激光*, 2022, 49(4): 0406004.
Li Y H, Chen Y, Liu H L, et al. Respiration and heartbeat signal acquisition method based on fiber optic sensing[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2022, 49(4): 0406004.
- [14] Lo Presti D, Massaroni C, Jorge Leitão C S, et al. Fiber Bragg gratings for medical applications and future challenges: a review[J]. *IEEE Access*, 2020, 8: 156863-156888.
- [15] Eom S, Park J, Lee J. Optical fiber arterial pulse wave sensor[J]. *Microwave and Optical Technology Letters*, 2010, 52(6): 1318-1321.
- [16] Ushakov N, Markvart A, Kulik D, et al. Comparison of pulse wave signal monitoring techniques with different fiber-optic interferometric sensing elements[J]. *Photonics*, 2021, 8(5): 142.
- [17] 杨翔文, 罗彬彬, 吴德操, 等. 基于夹层多模光纤干涉计的可穿戴呼吸传感器[J]. *光学学报*, 2023, 43(3): 0306002.
Yang X W, Luo B B, Wu D C, et al. Wearable respiratory sensor based on sandwich multimode fiber interferometer[J]. *Acta Optica Sinica*, 2023, 43(3): 0306002.
- [18] Zenzen V, Zankl H. Protoporphyrin IX-accumulation in human tumor cells following topical ALA- and h-ALA-application *in vivo*[J]. *Cancer Letters*, 2003, 202(1): 35-42.
- [19] Pang Y N, Liu B, Liu J, et al. Wearable optical fiber sensor based on a bend singlemode-multimode-singlemode fiber structure for respiration monitoring[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2021, 21(4): 4610-4617.
- [20] Koyama Y, Nishiyama M, Watanabe K. Smart textile using hetero-core optical fiber for heartbeat and respiration monitoring[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2018, 18(15): 6175-6180.
- [21] Witt J, Steffen M, Schukar M, et al. Investigation of sensing properties of microstructured polymer optical fibres[J]. *Proceedings of SPIE*, 2010, 7714: 77140F.
- [22] Zheng W, Tao X M, Zhu B, et al. Fabrication and evaluation of a notched polymer optical fiber fabric strain sensor and its application in human respiration monitoring[J]. *Textile Research Journal*, 2014, 84(17): 1791-1802.
- [23] Zhang M L, Zhao M L, Zhang C, et al. Respiratory fabric sensor based on the side luminescence and photosensitivity mechanism of polymer optical fibers[J]. *Optics Express*, 2022, 30(2): 2721-2733.
- [24] Marcuse D. Curvature loss formula for optical fibers[J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1976, 66(3): 216-220.
- [25] 李宜潼, 许君, 马大力, 等. 纺织品复合与粘接技术用热熔胶膜的研究进展[J]. *天津纺织科技*, 2022(5): 73-78.
Li Y T, Xu J, Ma D L, et al. Research progress of hot melt film in textile composite and bonding technology[J]. *Tianjin Textile Science & Technology*, 2022(5): 73-78.