

基于夹层多模光纤干涉计的可穿戴呼吸传感器

杨翔文, 罗彬彬*, 吴德操**, 邹雪, 石胜辉, 范俊豪, 郭一霖, 范成磊, 赵明富

重庆理工大学光纤传感与光电检测重庆市重点实验室, 重庆 400054

摘要 提出了一种基于夹层多模光纤干涉计的可穿戴式呼吸传感器。该传感单元是将一段长度为 1~3 mm 的渐变型多模光纤(GIMMF)夹在两段长度为 1 mm 的阶跃型多模光纤(SIMMF)之间制作而成的,由于二者芯径不匹配,故会构成光纤马赫-曾德尔干涉光路,其干涉峰的强度对微弯曲非常敏感,在 0~2.36 m⁻¹ 曲率范围内最大灵敏度可达 -74.03 dB/m⁻¹。基于此,将该夹层多模光纤干涉计集成到弹性腰带上并固定在人的腹部,通过监测该传感器透射谱中特征峰的强度变化可实时准确地获取呼吸信号。实验结果表明,该传感器可以区分不同类型的呼吸状况,且具有普遍适用性。

关键词 光纤光学; 夹层多模光纤干涉计; 呼吸传感; 曲率; 弹性腰带

中图分类号 TN253

文献标志码 A

DOI: 10.3788/AOS221444

1 引言

呼吸频率(RR, F_{RR})是评估人体健康状态至关重要的生理参数之一。正常呼吸是指一个人在放松状态下进行的呼吸,成年人的呼吸频率为 12~24 min⁻¹。吸入过程持续 1.0~1.5 s,正常呼气过程持续 1.0~1.5 s,然后自动暂停(保持呼吸)1.0~2.0 s。分析呼吸数据可以获得许多与神经、心脏、血压和肺部状况相关的宝贵信息,如:呼吸缓慢($F_{RR} < 12 \text{ min}^{-1}$)可能与心脏缺陷、高血压、甲状腺功能异常和睡眠呼吸暂停综合征等有关;呼吸过快($F_{RR} > 12 \text{ min}^{-1}$)可能是心理状态(如恐慌发作)或生理状况(如代谢性酸中毒)异常引起的。为了满足现代临床医学和健康监测的需要,RR的测量在各个领域中得到了越来越多的研究。目前,市场上大多数商业呼吸测量计都是电子传感器^[1-2],如压电薄膜、柔性电容电极等,而电子传感器易受到强电磁场环境的干扰,这阻碍了其在磁共振成像(MRI)系统和计算机断层扫描(CT)中的应用。

自 20 世纪 70 年代末以来,光纤传感器因其灵敏度高、抗电磁干扰、耐腐蚀等优点已被广泛应用于湿度^[3]、曲率^[4]、应变^[5]传感中。基于这三种不同工作原理,已开发了多种在线呼吸监测设备^[6-12]。2021 年, Presti 等^[9]使用湿敏材料对光纤布拉格光栅(FBG)进行功能化用于鼻腔气流监测,设计了一种基于 FBG 的

可穿戴设备,该传感设备可以有效检测不同的呼吸阶段。Jiang 等^[10]使用氧化石墨烯功能化 81° 倾斜光纤光栅(TFG)设计了一种高性能湿度传感器,外界湿度变化会引起氧化石墨烯折射率的变化,此时 81° TFG 的谐振峰会发生红移,通过检测谐振峰的光强可以检测不同频率的呼吸。然而,上述传感器需要昂贵的专用设备用于光栅刻写,并存在不同程度的功能化过程耗时、涂层不均匀、长时间稳定性较差等问题。2017 年, Li 等^[11]将单模-多模-单模(SMS)光纤结构嵌入呼吸面罩中,患者呼吸会带动传感器弯曲从而导致 SMS 光纤结构的输出光功率变化,通过检测光功率的变化可以实时监测人的呼吸状态。2021 年, Wang 等^[12]将 5 cm 长的 D 型塑料光纤固定在人体腹部的弹性带上,呼吸时腹部的前后移动会使 D 型塑料光纤弯曲,通过监测光强变化可实现不同状态下的呼吸检测。然而,上述光纤呼吸传感器的紧凑性和灵敏度均仍有极大的提升空间。

本文提出了一种基于夹层多模光纤干涉计的可穿戴式呼吸监测传感器,该干涉计是通过将一段长度为 2 mm 的渐变型多模光纤(GIMMF)夹在两段长度为 1 mm 的阶跃型多模光纤(SIMMF)之间制作而成,由于二者芯径不匹配,故光会在 GIMMF 纤芯和包层中传输,从而构成光纤马赫-曾德尔(MZI)干涉光路,其干涉光强对曲率具有非常高的灵敏度。然后,将该传

收稿日期: 2022-07-08; 修回日期: 2022-07-24; 录用日期: 2022-08-12; 网络首发日期: 2022-08-22

基金项目: 国家自然科学基金(61875026)、重庆英才青年拔尖人才计划(cstc2021ycjh-bgzxm0128)、重庆英才创新领军人才计划(CSTC2021YCJH-BGZXM0287)、重庆市教委科学技术研究重点项目(KJZD-K202201106)、重庆市研究生科研创新项目(CYS21450)

通信作者: *luobinbin@cqut.edu.cn; **wudecao@cqut.edu.cn

感器集成到弹性腰带上并固定于人的腹部,以有效监测人体不同的呼吸状态(正常呼吸、快呼吸、慢呼吸和浅呼吸)和呼吸特征。所提传感器具有结构紧凑、抗电磁干扰、灵敏度高和无信号基线漂移等优点,可应用于放射性和强电磁场环境中。

2 传感器原理

2.1 夹层多模光纤干涉计原理

夹层多模光纤干涉计是通过在两段长为 1 mm、纤芯直径为 105 μm 的 SIMMF 光纤之间熔接一段纤芯直径为 50 μm 的 GIMMF,并用单模光纤(SMF)引入引出形成的,SIMMF 和 GIMMF 的包层直径与标准 SMF 直径一致(均为 125 μm),如图 1(a)所示。当光通过输入 SMF 入射到 SIMMF₁ 中时,由于两种多模光纤芯径不匹配,故 SIMMF₁ 起到了光耦合器的作用,光会被分离经两条路径传播,一部分在 GIMMF 包层中传输,一部分在 GIMMF 纤芯中传输,如图 1(a)中虚线所示。然后,当光传输到 SIMMF₂ 拼接点时,部分 GIMMF 的包层模将再次耦合到 SIMMF₂ 的导模中,

并与 GIMMF 的纤芯模一起耦合到输出 SMF 的基模中,故通过光谱仪可观测到 GIMMF 纤芯模和包层模的干涉条纹。实际上,GIMMF 的不同芯模之间、不同包层模之间也应该存在干涉效应,但它们的光谱自由范围(FSR)很大,故在有限的光谱范围内只起到了调制主干涉图样的作用。其中,SIMMF 长度决定了 GIMMF 入射场的电磁场分布,也会影响透射光谱。通过多次实验后综合考虑光谱的均匀性、干涉峰的对比度和传感器的尺寸,在本研究中将 SIMMF 的长度设置为 1 mm。多模光纤的折射率分布可表示为

$$n_r = \begin{cases} n_0 \sqrt{1 - (NA/n_0)^2 (r/a)^q}, & r \leq a \\ n_{cl}, & r > a \end{cases}, \quad (1)$$

式中: n_0 为纤芯轴的折射率; NA 为光纤的数值孔径; n_{cl} 为光纤包层的折射率; a 为纤芯半径; r 为光纤横截面上任一点到纤芯正中心的距离; q 为折射率衰减指数。对于 SIMMF, $q = \infty$ 。本研究中所用的 GIMMF 的 q 为 2。SIMMF 和 GIMMF 的剖面折射率分布如图 1(b)所示,其中 n_{co} 为光纤纤芯的折射率。

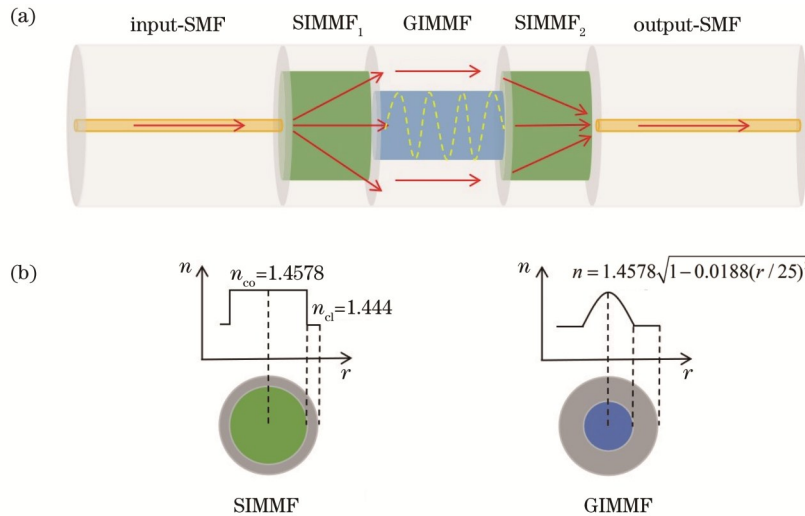


图 1 夹层多模光纤干涉计的组成。(a) SIMMF-GIMMF-SIMMF 结构示意图;(b)多模光纤横截面折射率分布

Fig. 1 Composition of sandwich multimode fiber interferometer. (a) Schematic diagram of SIMMF-GIMMF-SIMMF structure; (b) refractive index distribution of multimode fiber cross-section

由图 1 可知,对于直的多模光纤,其折射率分布是轴对称的。当外力使光纤弯曲时,折射率分布将会发生改变,光纤凸部外侧的等效折射率高于内侧的等效折射率,此时折射率分布不再对称。曲面 GIMMF 横截面的折射率分布^[13]经过保角映射后可以等效为

$$n = n_0 \left(1 + \frac{x C}{1.28} \right), \quad (2)$$

式中: n_0 为 GIMMF 弯曲前的折射率; C 为曲率值; x 为坐标。正 x 轴垂直于弯曲 GIMMF 的纤芯轴,以光纤横截面的中心为原点,指向 GIMMF 的凸方向。该夹层多模光纤 MZI 特征峰的归一化消光比(ER)^[14]可以表示为

$$M_{ER} = \frac{2\sqrt{I_{co}I_{cl}}}{I_{co} + I_{cl}}, \quad (3)$$

式中: I_{co} 和 I_{cl} 分别为某一纤芯模和包层模的强度,其数值等于该纤芯模或包层模的电磁场分布与输入场电磁场分布的二重积分的平方。显然,当 GIMMF 弯曲时,由于横截面折射率分布的改变,能量会在不同模式之间转换,故 I_{co} 、 I_{cl} 也会发生变化,这将表现为透射谱中特征峰 ER 的增加或减少,即通过监测特征峰光强的变化可以实现曲率信息的解调。

2.2 夹层多模光纤干涉计传感器制备

SIMMF-GIMMF-SIMMF 的制作过程如图 2 所示。先使用光纤熔接器将 SMF 与一段 SIMMF 熔接,

再用光纤精密切割刀将 SIMMF 切割为 1 mm 长,上述操作重复两次,最后将 GIMMF 的两端分别与 SIMMF₁和 SIMMF₂进行熔接,均采用自动熔接模式。按照上述方法制作了三个不同 GIMMF 长度(1、2、

3 mm)的样本,左右两端的 SIMMF 的长度均为 1 mm,故该夹层多模光纤干涉计的传感区总长度分别为 3、4、5 mm。

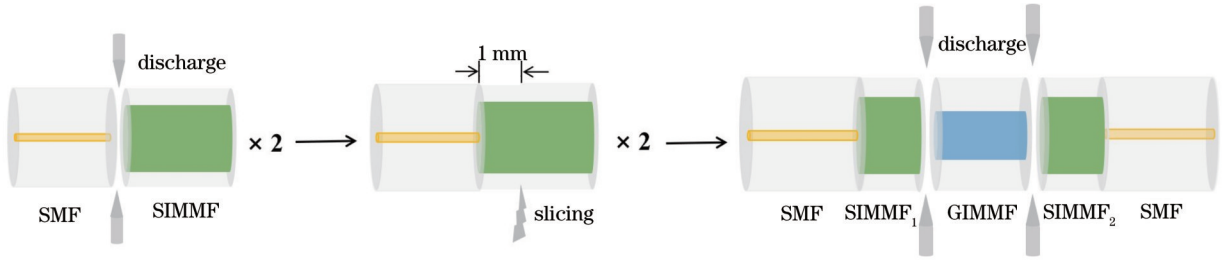


图 2 基于 SIMMF-GIMMF-SIMMF 结构的夹层多模光纤干涉计的制作过程

Fig. 2 Fabrication process of sandwich multimode fiber interferometer based on SIMMF-GIMMF-SIMMF structure

2.3 夹层多模光纤干涉计曲率特性实验

曲率特性实验装置如图 3 所示。从宽带光源 (ASE, 波长范围为 1250~1650 nm) 发出的光通过 SIMMF-GIMMF-SIMMF 结构,利用两个磁铁将该结构保持在精密平移台的中间位置处。然后,使用分辨率为 0.02 nm 的光谱分析仪 (OSA, AQ6370D, 波长范围为 600~1700 nm) 记录干涉光谱。其中一个位移台是固定的,两个固定点之间的距离可以通过另一个位移台的旋转控制器来调节。通过这种方式来调整传感

器的曲率,平移台不同位移对应的曲率值^[15]近似为

$$c = \frac{1}{R} \approx \sqrt{\frac{24\Delta x}{L^3}}, \quad (4)$$

式中: c 是曲率值; R 是弯曲半径; L 是光纤笔直时两个固定点之间的长度; Δx 是位移平台的单次位移阶跃增量。实验中将 L 和 Δx 分别设置为 60 mm 和 1 μm ,研究了 GIMMF 长度 (L_{GIMMF}) 对该夹层多模光纤干涉计性能的影响。

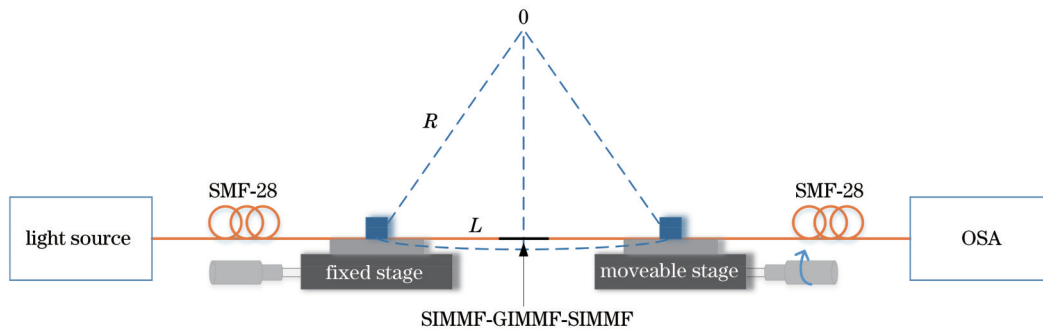


图 3 曲率特性实验装置示意图

Fig. 3 Experimental setup of curvature characteristic experiment

图 4(a)~(c)为三种不同 GIMMF 长度的夹层多模光纤干涉计在不同曲率下的传输光谱。图 4(d)~(f)为在 C+L 波段中三个夹层多模光纤干涉计对应的特征干涉峰强度与曲率的函数关系,其中 R^2 为相关系数。由于多模干涉原理,该夹层多模光纤干涉计的不同干涉峰可能对应不同的两个模式^[16],因此从图 4 可以看出对于不同的特征峰,其弯曲响应是不同的,但都主要表现为强度的变化:当 GIMMF 长度为 1 mm 时,在 0~2.36 m^{-1} 曲率范围内,夹层多模光纤干涉计特征峰强度变化了 21.5 dB,最大曲率灵敏度可达到 -74.03 dB/m^{-1} ;当 GIMMF 长度为 2 mm 时,在 0~2.36 m^{-1} 曲率范围内,夹层多模光纤干涉计特征峰强度变化了 25 dB,整体强度变化最明显,线性区域范围

最大,最大灵敏度可达到 18.23 dB/m^{-1} ,分别比锥形 FBG^[17]、7 芯光纤中刻入 FBG 的结构^[18]和锥形光子晶体光纤干涉计^[19]的曲率灵敏度高约 150 倍、2.5 倍和 2 倍。因此,在随后的实验中选择 GIMMF 长度为 2 mm 的夹层多模光纤干涉计作为呼吸传感器。实际上,其他两个传感器 ($L_{\text{GIMMF}}=1 \text{ mm}$ 和 $L_{\text{GIMMF}}=3 \text{ mm}$) 也同样适用。

3 呼吸实验结果与讨论

3.1 呼吸监测系统结构示意图

所搭建的呼吸监测系统示意图如图 5 所示。可调波长范围为 1528~1610 nm 的可调谐激光器 (TLS) 发出波长为 1545 nm 的窄线宽光,该波长对应图 5(d)中

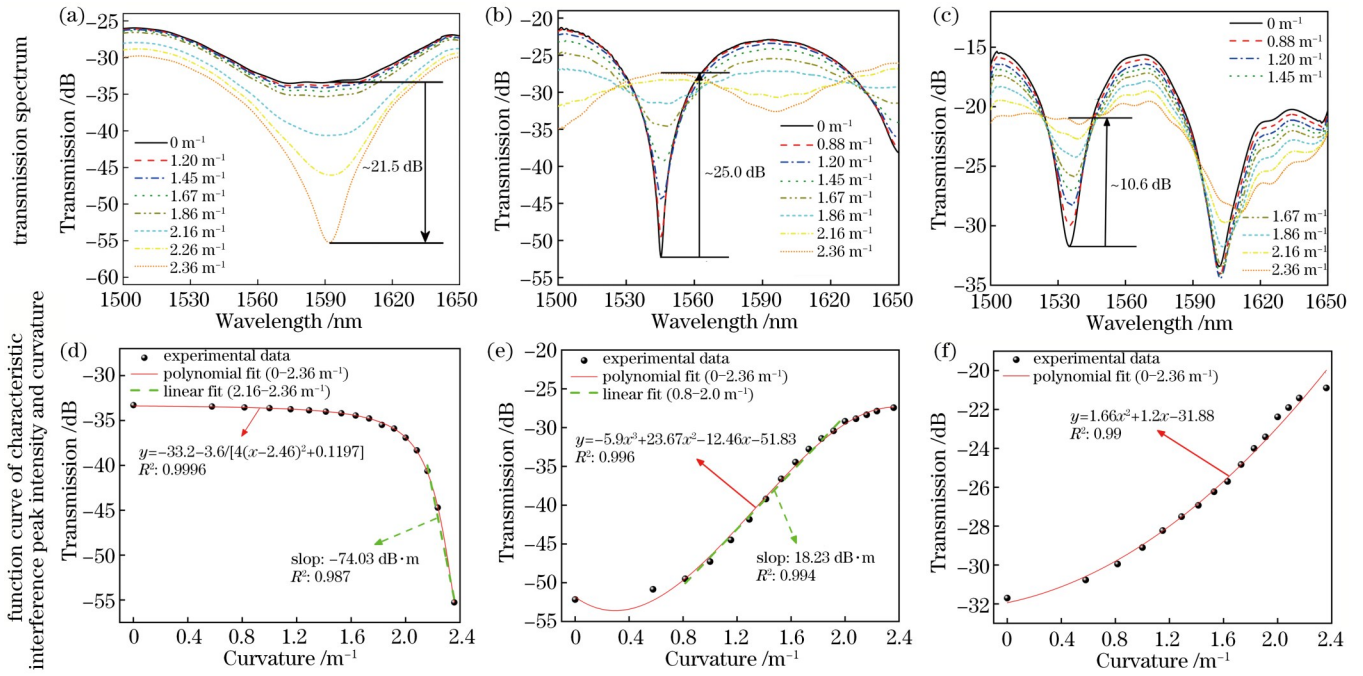


图 4 不同 GIMMF 长度的夹层多模光纤干涉计的传输光谱和特征干涉峰的强度与曲率的关系。(a)(d) $L_{GIMMF}=1\text{ mm}$;
(b)(e) $L_{GIMMF}=2\text{ mm}$; (c)(f) $L_{GIMMF}=3\text{ mm}$

Fig. 4 Transmission spectra and function curves of characteristic interference peak intensity and curvature of sandwich multimode fiber interferometer with different GIMMF lengths. (a)(d) $L_{GIMMF}=1\text{ mm}$; (b)(e) $L_{GIMMF}=2\text{ mm}$; (c)(f) $L_{GIMMF}=3\text{ mm}$

特征峰的最大损耗点, 然后用紫外胶将 SIMMF-GIMMF-SIMMF 传感器粘贴在弹性腰带上并系在受试者腹部。当受试者呼吸时, 腹部会有节奏的前后移

动并带动传感器反复弯曲拉直, 利用光电探测器 (PD) 对被呼吸信号调制的光进行光电转化, 最后通过示波器输出。

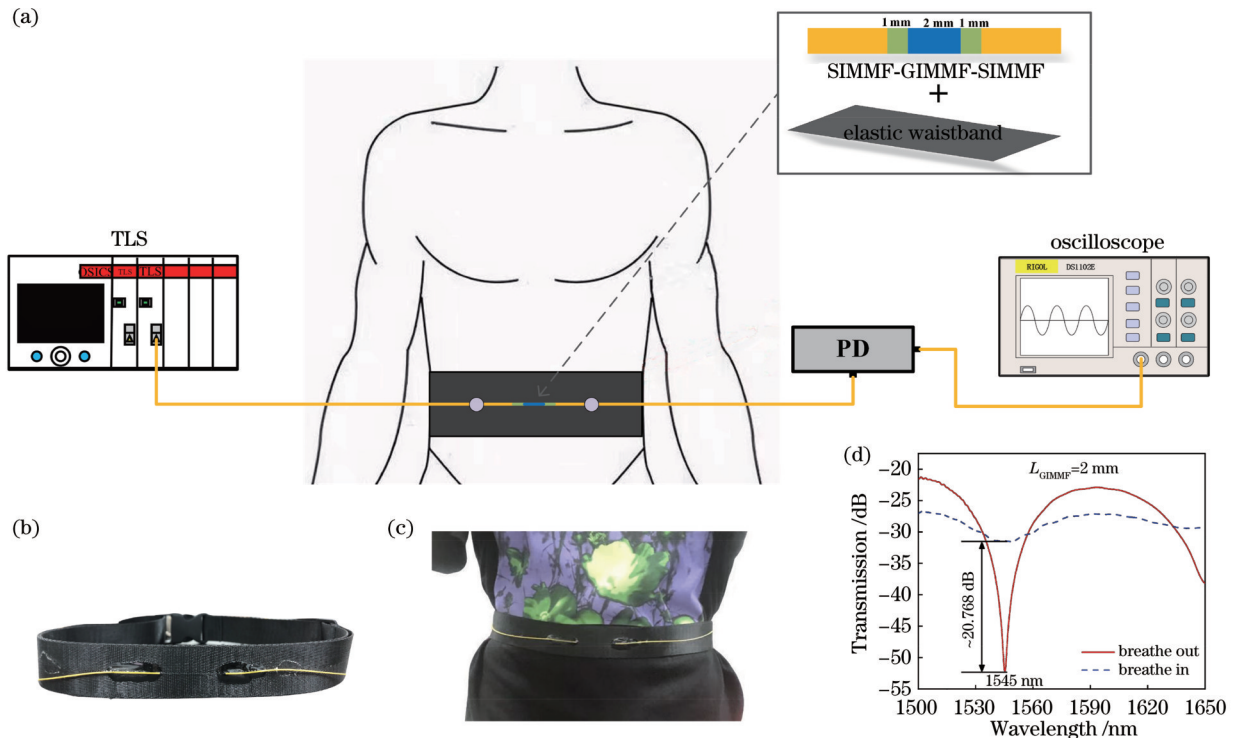


图 5 基于夹层多模光纤干涉计的呼吸监测系统。(a) 实验装置图; (b) 弹性腰带; (c) 穿戴方法; (d) 光谱响应

Fig. 5 Breath monitoring system based on sandwich multimode fiber interferometer. (a) Experimental setup; (b) elastic waistband; (c) wearing method; (d) spectral response

3.2 呼吸信号采集与预处理

在实验中,选择了6名健康志愿者(A、B、C、D、E、F)参与测量,其中B为女性,其他都为男性。A(年龄为24岁、身高为1.72 m、体重为57.5 kg)与B(年龄为23岁、身高为1.70 m、体重为55 kg)的年龄和身材较接近,C(年龄为23岁、身高为1.68 m、体重为60 kg)、D(年龄为25岁、身高为1.70 m、体重为65 kg)、E(年龄为24岁、身高为1.60 m、体重为75 kg)和F(年龄为24岁、身高为1.65 m、体重为70 kg)个体之间的差异较大。呼吸信号采集的具体步骤:1)为了提高测量的精度,实验中志愿者双肩平正放松,上体自然挺直,脊背轻靠椅背;2)将光纤呼吸腰带固定在志愿者的腰部中间,调节腰带带长使其贴紧在腰部上;3)示波器记录

不同时间段志愿者的呼吸信号。为了实现更精确的呼吸信号监测,使用低通滤波器对原始呼吸信号进行了降噪处理,滤波前后的信号如图6(a)~(d)所示。从图6(b)可以发现,在采集的原始呼吸信号中存在高频噪声。本文采用截止频率为1 Hz的低通滤波器对原始呼吸信号进行去噪,处理后呼吸信号的时域和频域结果分别如图6(c)、(d)所示,结果表明该信号处理方法可以去除呼吸信号中大部分的噪声。值得一提的是,由于所制作的夹层多模光纤干涉计的尺寸非常紧凑(仅为4 mm),且利用紫外胶将传感单元牢固地集成在弹性腰带上,故实验结果中采集到的呼吸信号中并未出现文献[12]所示的呼吸信号基线漂移的情况,这在一定程度上降低了呼吸信号处理的难度。

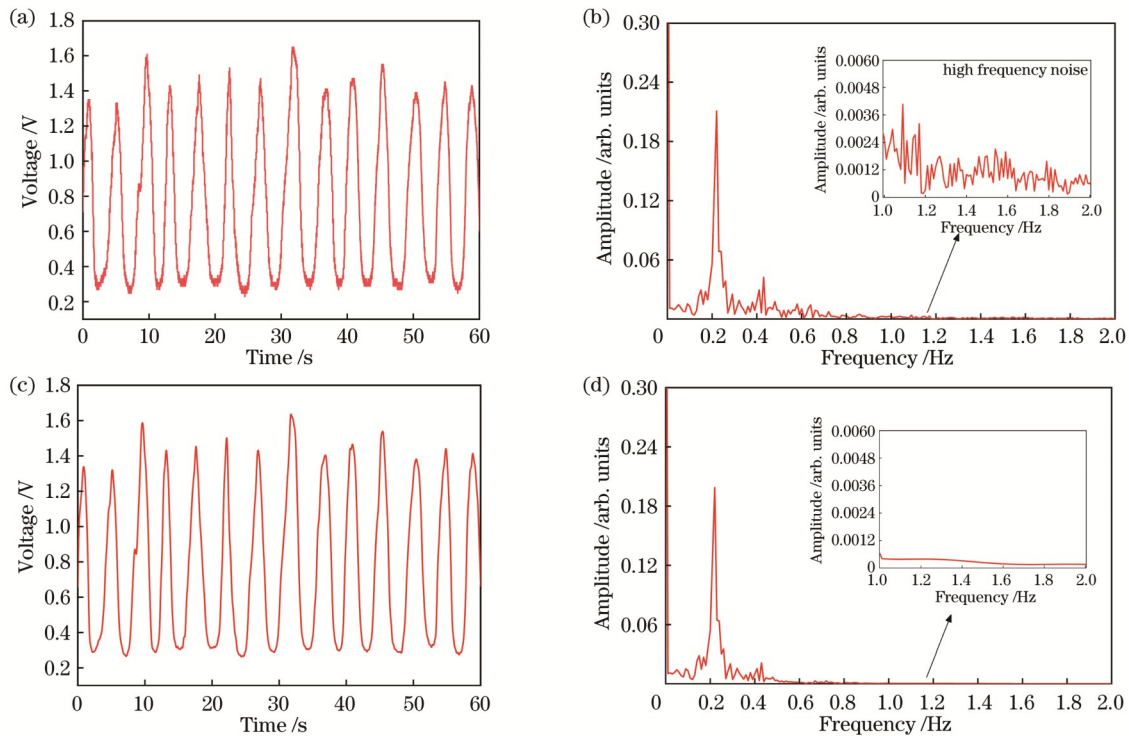


图6 滤波前后呼吸信号波形。(a)原始信号的时域波形;(b)原始信号的频域波形;(c)滤波后信号的时域波形;(d)滤波后信号的频域波形

Fig. 6 Respiratory signal waveforms before and after filtering. (a) Time-domain waveform of original signal; (b) frequency-domain waveform of original signal; (c) time-domain waveform of denoised signal; (d) frequency-domain waveform of denoised signal

3.3 呼吸信号监测

对于身材年龄相近的健康男女志愿者来说,女生的呼吸频率一般比男生更快,呼吸强度更小。由所构建的夹层多模光纤干涉计呼吸监测系统采集到的A、B志愿者在1 min内的呼吸情况分别如图7(a)、(b)所示,相应的频域结果如图7(c)、(d)所示。可以发现:女性志愿者的呼吸频率为0.33 Hz,男性志愿者的呼吸频率为0.29 Hz;男志愿者呼吸信号的电压动态范围更大。实验结果说明,与女性志愿者相比,男性志愿者呼吸强度更大,呼吸速率更慢,与预测的结果一致,故该呼吸监测系统能够较准确地监测呼吸信号。

图8为A志愿者处于4种不同状态(静止、缓慢呼吸、剧烈运动后、睡眠)时监测到的呼吸信号,其呼吸频率分别为17、6、27、12 min⁻¹。正常人的呼吸频率为12~24 min⁻¹,剧烈运动后呼吸频率会加快,熟睡后呼吸频率会变慢,这些都是正常的生理现象,这些结果说明该呼吸监测系统可以测量不同的呼吸状况(正常呼吸、快速呼吸、慢呼吸和浅呼吸),在人体运动呼吸监测、睡眠质量监测等领域中具有巨大的应用潜力。

最后,为了验证该传感器的普遍适用性,利用其采集了静止时志愿者C、D、E、F的呼吸信号,如图9所示,他们的呼吸速率分别为14、15、13、17 min⁻¹,均在

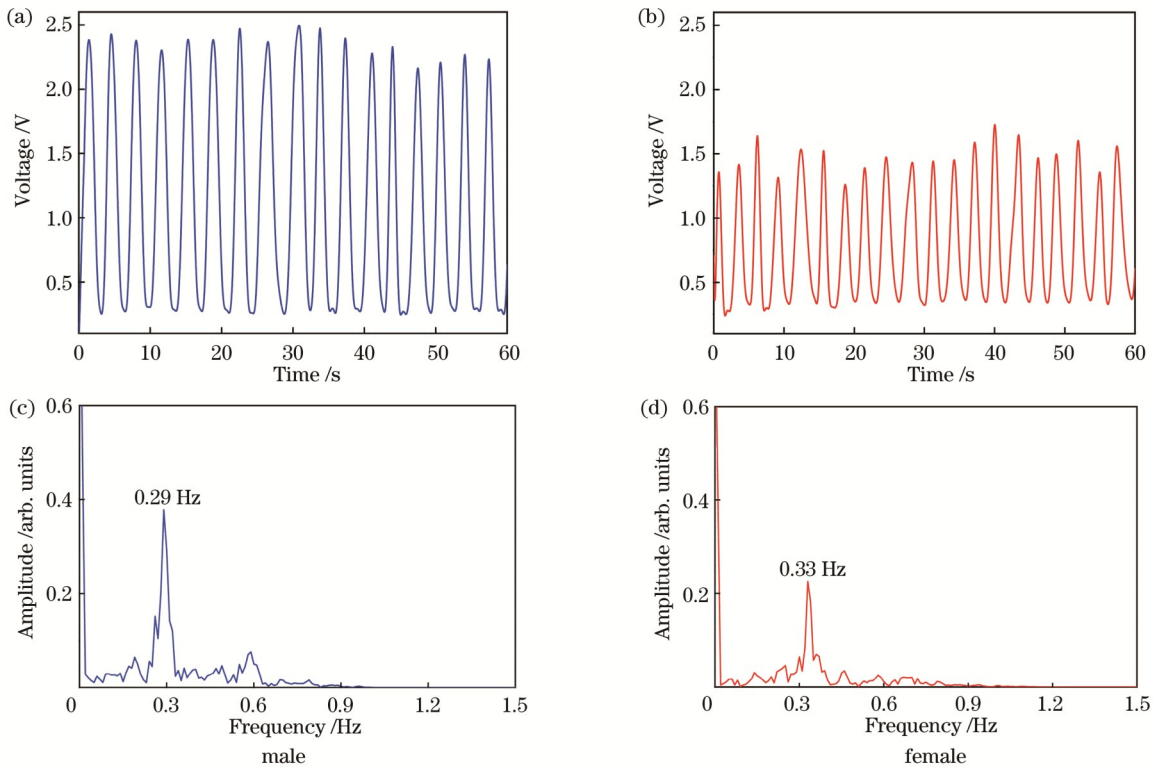


图 7 呼吸信号时域波形和频域波形。(a)(b)时域波形;(c)(d)频域波形

Fig. 7 Time-domain waveform and frequency-domain waveform of respiratory signal. (a)(b) Time-domain waveform; (c)(d) frequency-domain waveform

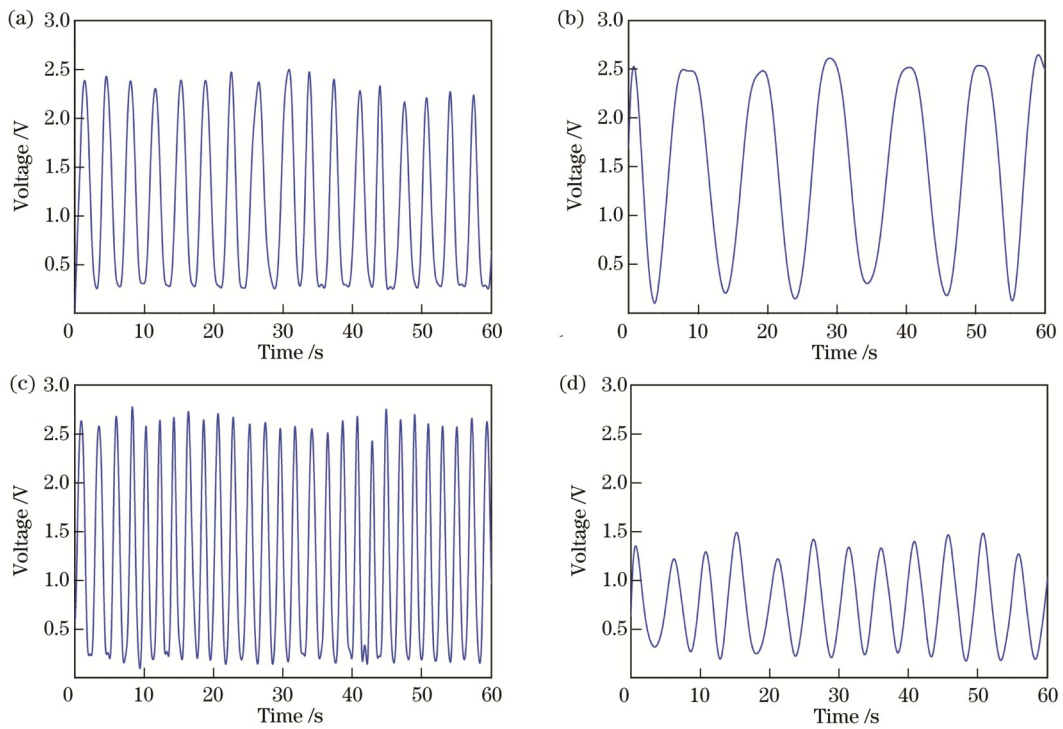


图 8 志愿者 A 在不同状态下的呼吸信号。(a)静止时;(b)缓慢呼吸时;(c)剧烈运动后;(d)睡眠时

Fig. 8 Respiratory signals of volunteer A in different states. (a) Stationary; (b) slow respiratory; (c) after strenuous exercise; (d) during sleep

正常范围内。可以看出,即使 4 个志愿者之间个体差异较大,通过合理调节腰带长度使其紧贴志愿者腹部

后,该呼吸传感系统仍能监测到不同个体的呼吸信号。值得注意的是,E、F 志愿者的呼吸强度明显小于 A、B

志愿者的呼吸强度,这是因为肥胖的人肚皮有很多脂肪沉积,与正常身材的人相比,呼吸肌运动得更多,呼

吸时更容易乏累,这是合理的。因此,图 7 和图 9 的结果说明该呼吸传感系统适用于不同人群。

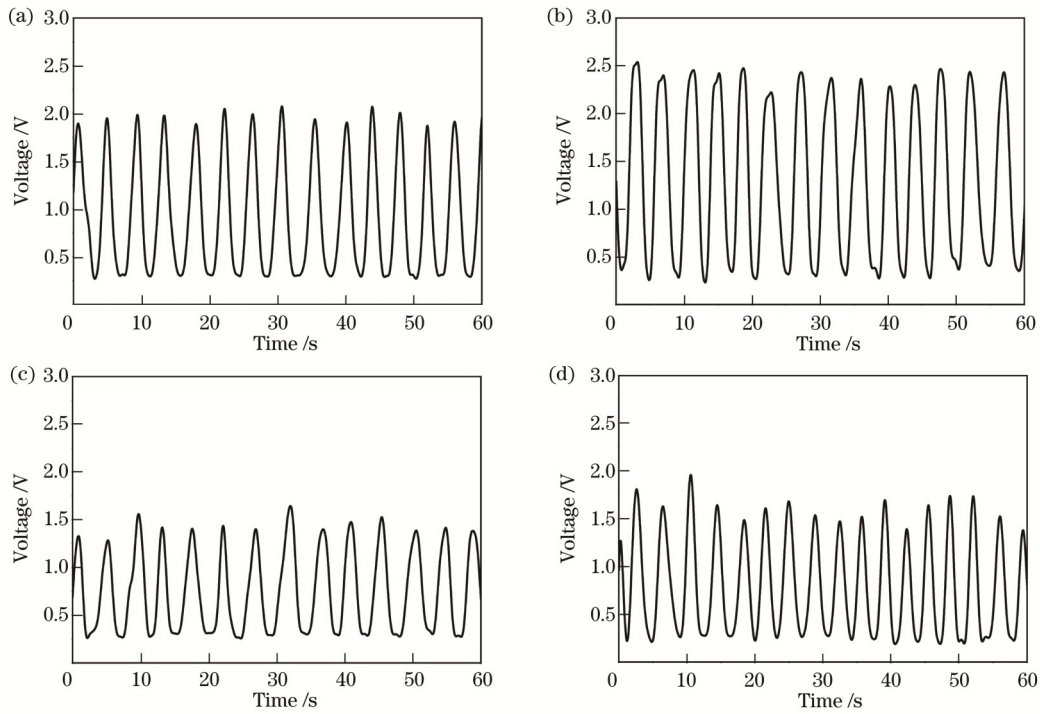


图 9 不同志愿者正常呼吸下系统监测到的呼吸信号。(a)志愿者 C;(b)志愿者 D;(c)志愿者 E;(d)志愿者 F

Fig. 9 Respiratory signals of different volunteers monitored by system under normal respiratory. (a) Volunteer C; (b) volunteer D; (c) volunteer E; (d) volunteer F

图 7~9 分析的都是周期性稳定的呼吸信号,从图 7 可以看出这种情况下,对原始呼吸信号进行快速傅里叶变换(FFT)得到的频域结果中,用占主导的频率分量来评判呼吸频率是准确有效的。然而,FFT 不能实时地展现不同时间段的频率信息,处理非稳态信号时比较受限,但人在不同的时间段、环境或者训练过程中呼吸速率往往会发生变化,因此对不稳定的呼吸信号进行研究具有更重要的意义,如:实时监测专业运动员、歌手的呼吸信号,以对训练方案进行积极调整;监测睡眠呼吸暂停综合征患者的呼吸信号,以对病情进行预警和治疗。短时傅里叶变换(STFT)计算的结果具有呼吸信号的时域特性和频域特性,因此使用 STFT 来处理非稳态性呼吸信号。图 10 为非稳态呼吸信号的时域波形及其时间-频率分布,图 10(a)、(b)分别为从快到慢的呼吸信号的时域波形和骤停呼吸信号的时域波

形,对其进行 STFT 后,得到的对应的时间-频率分布如图 10(c)、(d)所示。从图 10(c)可以看出,在 0~30 s 时间范围内,志愿者的呼吸频率为 0.2667 Hz,而在 30~60 s 时间范围内,志愿者的呼吸频率为 0.1333 Hz,这与图 10(a)中的波形对应。从图 10(d)可以看出,在 0~40 s 时间范围内,志愿者的呼吸频率为 0.4 Hz,而在 40~60 s 时间范围内,志愿者的呼吸频率为 0 Hz,即呼吸骤停,这与图 10(b)中的波形一致。上述实验结果证实,STFT 方法可以实时显示受试者的呼吸频率,处理非稳态性呼吸信号时更加可靠高效。值得注意的是,温度会影响传感器的特征波长,而本文中的系列曲率、呼吸实验都在常温中进行,即温度稳定,且呼吸频率远高于温度变化的频率,故可以忽略温度的影响。

表 1 将设计的设备与其他呼吸传感器进行了比较,以呼吸前后特征波长强度的动态量来衡量呼吸传感器

表 1 与其他呼吸传感器的性能比较

Table 1 Performance comparison with other breath sensors

Fiber Structure	Sensing principle	Length /mm	Complexity	Stability	Dynamic intensity range /dB	Life time
MoS ₂ -SPF ^[7]	Humidity sensing	15	High	Low	~1.9	Short
Agar-FBG ^[9]	Strain sensing	10	High	Low		Short
GO-TFG ^[10]	Humidity sensing	15	High	Low	~2	Short
SMS ^[11]	Curvature sensing	20	Medium	High	~5	Long
D-shaped POF ^[12]	Curvature sensing	50	High	High		Medium
Our work	Curvature sensing	4	Low	High	20.768	Long

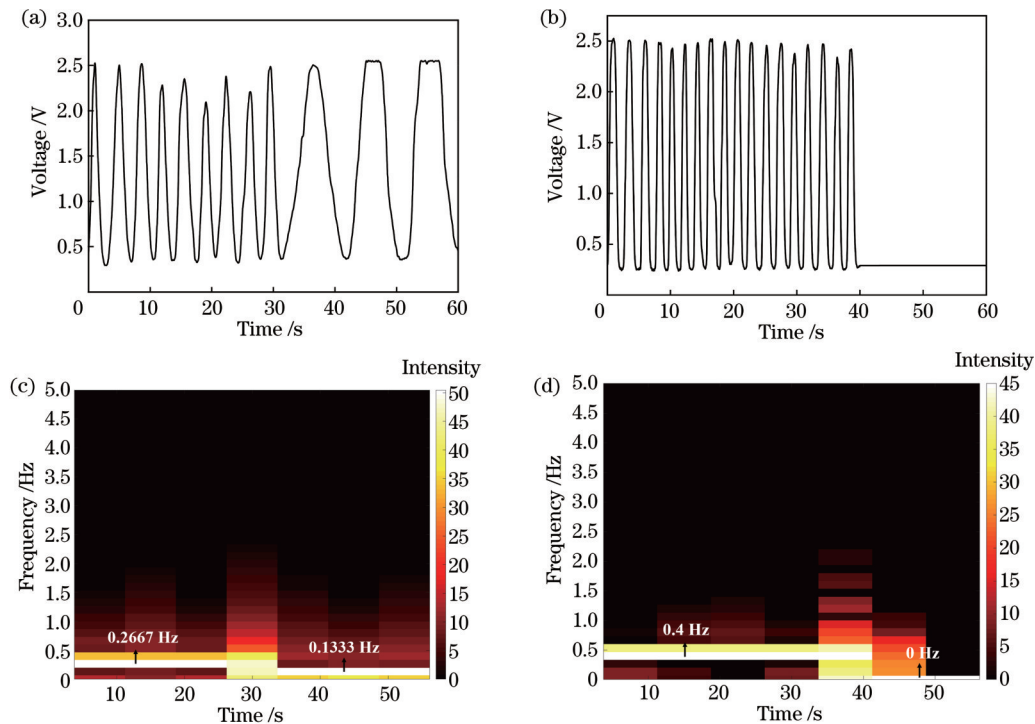


图 10 非稳态性呼吸信号的分析。(a)从快到慢的呼吸信号的时域波形;(b)骤停呼吸信号的时域波形;(c)从快到慢的呼吸信号的时间-频率分布;(d)骤停呼吸信号的时间-频率分布

Fig. 10 Analysis of unsteady respiratory signals. (a) Time-domain waveform of respiratory signal from fast to slow; (b) time-domain waveform of respiratory arrest signal; (c) time-frequency distribution of respiratory signal from fast to slow; (d) time-frequency distribution of respiratory arrest signal

的灵敏度。可以看出:所提呼吸传感器的灵敏度比文献[7-10]所报道的结果高出一个数量级,且不需要任何材料涂层,故具有更长的使用寿命和更好的稳定性。SMS呼吸面罩^[11]整体的舒适性和可接受性较低;文献[12]中的D型塑料光纤制备过程较为复杂且传感头尺寸更大,故呼吸传感过程中可能更容易受到干扰。基于夹层多模光纤干涉仪的呼吸传感器具有结构极紧凑、灵敏度较高、稳定性良好、使用寿命长和抗电磁干扰等优点,故在呼吸传感领域中具有巨大的应用潜力。

4 结 论

提出了一种基于夹层多模光纤干涉计的呼吸监测系统,该干涉计是将一段GIMMF夹在两段极短的SIMMF之间,并与输出、输入SMF熔接制作而成的。研究了不同GIMMF长度对该光纤干涉计曲率响应的影响。实验结果表明,该系统的特征峰的强度对曲率特别敏感,使用紫外胶将该夹层多模光纤干涉计集成到弹性腰带上构成可穿戴式的呼吸传感器。结果表明,所设计的可穿戴式光纤呼吸传感器能有效地识别不同的呼吸状态(正常呼吸、快呼吸、慢呼吸和浅呼吸)和非稳态呼吸信号,不仅具有普遍适用性,还具有结构极紧凑、无信号基线漂移、灵敏度极高、成本低、集成容易、响应实时和抗电磁干扰等优点,其在睡眠质量实时监测或强电磁场及放射性检查环境中具有巨大的应用潜力。

参 考 文 献

- [1] Majumder S, Mondal T, Deen M J. Wearable sensors for remote health monitoring[J]. *Sensors*, 2017, 17(1): 130.
- [2] Nag A, Mukhopadhyay S C, Kosel J. Wearable flexible sensors: a review[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2017, 17(13): 3949-3960.
- [3] 孙萌萌, 葛益娴, 沈令闻, 等. 基于电弧放电优化的光纤法珀湿度传感器[J]. *光学学报*, 2022, 42(10): 1006002. Sun M M, Ge Y X, Shen L W, et al. Optical fiber Fabry-Perot humidity sensor based on arc discharge optimization[J]. *Acta Optica Sinica*, 2022, 42(10): 1006002.
- [4] 肖登, 万生鹏, 尹玺, 等. 基于弯曲光纤传感头的脉搏采集系统[J]. *激光与光电子学进展*, 2021, 58(5): 0506006. Xiao D, Wan S P, Yin X, et al. Pulse acquisition system based on curved optical fiber sensor head[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2021, 58(5): 0506006.
- [5] 方莎莎, 吴许强, 张刚, 等. 基于游标效应的高灵敏光纤温度和应变传感器[J]. *中国激光*, 2021, 48(1): 0106004. Fang S S, Wu X Q, Zhang G, et al. High-sensitivity fiber optic temperature and strain sensors based on the vernier effect[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2021, 48(1): 0106004.
- [6] Shrivastav A M, Gunawardena D S, Liu Z Y, et al. Microstructured optical fiber based Fabry-Pérot interferometer as a humidity sensor utilizing chitosan polymeric matrix for breath monitoring[J]. *Scientific Reports*, 2020, 10: 6002.
- [7] Li D Q, Lu H H, Qiu W T, et al. Molybdenum disulfide nanosheets deposited on polished optical fiber for humidity sensing and human breath monitoring[J]. *Optics Express*, 2017, 25(23): 28407.
- [8] Du B B, Yang D X, She X Y, et al. MoS₂-based all-fiber humidity sensor for monitoring human breath with fast response

- and recovery[J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2017, 251: 180-184.
- [9] Presti D L, Massaroni C, Zaltieri M, et al. A magnetic resonance-compatible wearable device based on functionalized fiber optic sensor for respiratory monitoring[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2021, 21(13): 14418-14425.
- [10] Jiang B Q, Bi Z X, Hao Z, et al. Graphene oxide-deposited tilted fiber grating for ultrafast humidity sensing and human breath monitoring[J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2019, 293: 336-341.
- [11] Li X X, Liu D J, Kumar R, et al. A simple optical fiber interferometer based respiratory sensor[J]. *Measurement Science and Technology*, 2017, 28(3): 035105.
- [12] Wang Y L, Liu B, Pang Y N, et al. Low-cost wearable sensor based on a D-shaped plastic optical fiber for respiration monitoring[J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2021, 70: 4004808.
- [13] Schermer R T, Cole J H. Improved bend loss formula verified for optical fiber by simulation and experiment[J]. *IEEE Journal of Quantum Electronics*, 2007, 43(10): 899-909.
- [14] Shen C Y, Zhong C, You Y, et al. Polarization-dependent curvature sensor based on an in-fiber Mach-Zehnder interferometer with a difference arithmetic demodulation method [J]. *Optics Express*, 2012, 20(14): 15406-15417.
- [15] Yuan W H, Zhao Q C, Li L D, et al. Simultaneous measurement of temperature and curvature using ring-core fiber-based Mach-Zehnder interferometer[J]. *Optics Express*, 2021, 29(12): 17915-17925.
- [16] Gong Y, Zhao T, Rao Y J, et al. All-fiber curvature sensor based on multimode interference[J]. *IEEE Photonics Technology Letters*, 2011, 23(11): 679-681.
- [17] Cui W, Si J H, Chen T, et al. Compact bending sensor based on a fiber Bragg grating in an abrupt biconical taper[J]. *Optics Express*, 2015, 23(9): 11031-11036.
- [18] Zhang Y S, Zhang W G, Zhang Y X, et al. Simultaneous measurement of curvature and temperature based on LP_{11} mode Bragg grating in seven-core fiber[J]. *Measurement Science and Technology*, 2017, 28(5): 055101.
- [19] Ni K, Li T, Hu L M, et al. Temperature-independent curvature sensor based on tapered photonic crystal fiber interferometer[J]. *Optics Communications*, 2012, 285(24): 5148-5150.

Wearable Respiratory Sensor Based on Sandwich Multimode Fiber Interferometer

Yang Xiangwen, Luo Binbin*, Wu Decao**, Zou Xue, Shi Shenghui, Fan Junhao, Guo Yilin, Fan Chenglei, Zhao Mingfu

Chongqing Key Laboratory of Optical Fiber Sensor and Photoelectric Detection, Chongqing University of Technology, Chongqing 400054, China

Abstract

Objective Clinical data have demonstrated that respiratory rate (RR) is an important predictor of serious diseases including heart defects, heart failure, metabolic acidosis, and sleep apnea syndrome. Much important information related to physical conditions can be obtained by analyzing respiratory data. Flexible wearable devices can meet the needs of clinical medicine and health monitoring, which have attracted extensive attention. The most popular respiratory monitoring devices are based on electronic sensors, and cannot be employed in electromagnetic interference environments such as magnetic resonance imaging and computed tomography. In this regard, fiber optic sensors featuring high sensitivity, electromagnetic interference resistance, and corrosion resistance can overcome these challenges. Wearable respiratory sensing devices based on fiber sensors are mainly divided into curvature sensing and humidity sensing according to the principles. For the respiratory monitoring devices based on the humidity sensing principle, the optical fiber sensors have to be coated with moisture-sensitive materials, which have disadvantages such as time-consuming functionalization processes, uneven coating, and poor long-term stability in different degrees. In contrast, the respiratory monitoring system based on the curvature sensing principle is simpler and more stable. However, the compactness and sensitivity of the sensor still have great room for improvement. An optical fiber curvature sensor with ultra-high sensitivity and more compact size using two types of multimode fibers with mismatched core diameters is designed in this paper. Then, the proposed sandwich multimode fiber interferometer is integrated into an elastic waistband for respiratory sensing. The respiratory monitoring device is expected to be widely applied, with great potential in strong electromagnetic fields, radioactive examination environments (such as magnetic resonance imaging system and computed tomography), and sleep quality monitoring.

Methods First, the proposed sandwich multimode fiber Mach-Zehnder interferometer is made by sandwiching the graded-index multimode fiber (GIMMF) between two pieces of very short stepped-index multimode fibers (SIMMFs) spliced with input-single mode fiber (SMF) and output-SMF, thus forming a SIMMF-GIMMF-SIMMF sensor structure. The core diameters of the SIMMFs and GIMMF are 105 μm and 50 μm respectively, and their cladding diameters are both 125 μm .

Then, the effect of interference lengths on the curvature response of the SIMMF-GIMMF-SIMMF sensor is studied, and the optimal sensor parameters are selected according to the experimental results. After that, the designed interferometer is integrated into an elastic waistband with ultraviolet (UV) glue and fixed on the human abdomen. The respiratory signals of the volunteers are acquired in real time by monitoring the intensity changes of characteristic peaks in the transmission spectra of the sensor. The signals are denoised by low-pass filter, and the respiratory frequency is obtained by short-time Fourier transform (STFT). Finally, a series of respiratory sensing experiments (such as fast breathing, slow breathing, shallow breathing, and respiratory arrest) are conducted on multiple volunteers to verify the feasibility of the wearable respiratory sensor.

Results and Discussions The experimental results show that the intensity of the interference peak in the transmission spectrum of the designed sandwich multimode fiber interferometer is very sensitive to micro-bending (Fig. 4). For sensors with different GIMMF lengths, the bending response of the characteristic peaks is different, but mainly shows the intensity change. When the GIMMF length is 2 mm within the curvature range of $0\text{--}2.36\text{ m}^{-1}$, the characteristic peak intensity changes by 25 dB, with the most obviously changed overall intensity, largest linear region range, and maximum sensitivity up to 18.23 dB/m^{-1} . Therefore, a sandwich multimode fiber interferometer with the GIMMF length of 2 mm is selected for subsequent respiratory experiments. The study of respiratory signal noise reduction by low-pass filtering shows that this method can filter out most noise in respiratory signals (Fig. 6). Experimental studies for respiratory sensing indicate that the sensor can distinguish different types of respiratory conditions with universal applicability (Figs. 7–9). For steady-state respiratory signals with periodic regularity, it is accurate and effective to evaluate respiratory frequency by the dominant frequency in the fast Fourier transform (FFT) results of original respiratory signals (Fig. 7). For non-steady-state respiratory signals, the volunteers' respiratory rates can be displayed in real time using the STFT (Fig. 10). Finally, the performance comparison among the proposed sensor and other optical fiber respiratory sensors shows that the proposed sensor is characterized by extremely compact structure, high sensitivity, good stability, long service life, and anti-electromagnetic interference (Table 1).

Conclusions In this paper, a wearable respiratory sensor based on sandwich multimode fiber interferometer is proposed. The sensor unit is made by splicing a GIMMF with length of 1–3 mm between two SIMMFs with lengths of 1 mm. Due to the mismatching core diameters of GIMMF and SIMMF, the fiber Mach-Zehnder interference optical path is achieved. The interference peak intensity of the sensor is very sensitive to micro-bending, with a maximum sensitivity of -74.03 dB/m^{-1} at the curvature range of $0\text{--}2.36\text{ m}^{-1}$. Then, the sandwich multimode fiber optic interferometer is integrated into the elastic waistband and fixed on the human abdomen, and the respiratory signals can be obtained in real time accurately by monitoring the intensity change of the characteristic peaks in the transmission spectrum of the sensor. Experimental results show that the sensor can distinguish different respiratory conditions with universal applicability. The respiratory sensor is characterized by extremely compact structure, baseline drift without signals, high sensitivity, simple fabrication, low cost, easy integration, and electromagnetic interference resistance. It can be employed in strong electromagnetic fields or radioactive examination environments, such as magnetic resonance imaging systems and computed tomography.

Key words optical fiber optics; sandwich multimode fiber interferometers; respiratory sensing; curvature; elastic waistbands