

基于光纤光栅传感器的可穿戴式人体生理参数采集系统设计



刘培君, 韩虎*, 田文兴, 姜自辉, 陈冰, 张泽龙, 荣浩坤

临沂大学机械与车辆工程学院, 山东临沂 276000

摘要: 本研究旨在探讨光纤光栅传感器在可穿戴式人体生理参数采集系统中的应用, 为健康管理和医疗辅助服务提供技术支持。本设计合适的封装方式, 使得光纤光栅在非检测状态下不会发生不必要的损坏, 且形变只由人体关键部位的形变造成, 在补偿人体温度的情况下, 便可以测出要测量点的应变。因此, 提出一种将光纤光栅传感器嵌入服装的设计理念, 并且利用光纤光栅传感器和定位技术组成的可穿戴式人体生理参数采集系统可以快速地帮助医院找到紧急需要救助的病人, 同时, 也会利用数据库记录每次穿戴者的生理参数, 对人体健康状况进行相应的分析计算。通过穿戴服装实现人体生理参数采集具有抗干扰能力强、测量结果准确率较高、可反复多次测量、对人体正常活动影响极小。

关键词: 光纤光栅传感器; 可穿戴式; 人体生理参数; 采集识别

DOI: [10.57237/j.mse.2024.02.001](https://doi.org/10.57237/j.mse.2024.02.001)

Design of Wearable Human Physiological Parameter Acquisition System Based on Fiber Bragg Grating Sensors

Liu Peijun, Han Hu*, Tian Wenxing, Jiang Zihui, Chen Bing, Zhang Zelong, Rong Haokun

School of Mechanical and Vehicle Engineering, Linyi University, Linyi 276000, China

Abstract: This study aims to explore the application of fiber optic grating sensors in wearable human physiological parameter acquisition systems, providing technical support for health management and medical assistance services. The appropriate packaging method of this design ensures that the fiber optic grating will not be unnecessarily damaged in non detection states, and the deformation is only caused by the deformation of key parts of the human body. With compensation for human body temperature, the strain at the point to be measured can be measured. Therefore, a design concept of embedding fiber optic grating sensors into clothing is proposed, which enables the collection of physiological parameters of the human body through wearing clothing. It has strong anti-interference ability, high accuracy of measurement results, can be measured repeatedly, and has minimal impact on normal human activities.

Keywords: Fiber Optic Grating Sensors; Wearable; Human Physiological Parameters; Collection Recognition

基金项目: 临沂大学大学生创新创业训练项目 (基金号: X202310452502).

*通信作者: 韩虎, hanhu@lyu.edu.cn

收稿日期: 2024-04-11; 接受日期: 2024-04-27; 在线出版日期: 2024-04-28

<http://www.mechscieng.com>

1 引言

近年来,随着科技的快速发展和不断深化的研究,光纤光栅传感器在性能、稳定性和应用领域等方面都取得了显著的进步,并逐渐发展成为一种成熟、稳定的技术。随着研究的深入和技术的成熟,光纤光栅传感器在精度、稳定性、可靠性等方面都得到了极大的提升,为其在各种复杂的环境下的应用提供了有力的保障。

光纤光栅传感器在医疗领域的应用也很广泛,得益于其卓越的精准性和稳定性。作为一种高性能的传感器,具有更高的测量精度、灵敏度和稳定性,同时体积小、响应速度快等特点,可用于心脏监测、呼吸监测、血压监测等多方面。可将其应用于人体生理参数采集系统中,可以实现对患者或健康人群的生理指标进行实时、准确地监测,有助于医生更准确的了解患者身体状况。

为了满足基于人体生理信号进而实现人的情感的基本判别,本系统设计了一套灵活、精确、稳定的用于采集人体体温、脉搏、肌肉电信号的可穿戴式光纤光栅传感器采集设备[1]。光纤光栅传感器可以实现对温度和应变的直接测量,同时光纤光栅传感器具有不受电磁干扰、信号带宽大、灵敏度高、易于复用、重量轻等优点[2]。因此,将光纤光栅传感器嵌入服装,通过穿戴服装实现人体生理参数采集具有抗干扰能力强、测量结果准确率较高、可反复多次测量、对人体正常活动影响极小等优点。

2 识别系统设计

光纤光栅是利用光纤中的光敏性制成的。所谓光纤中的光敏性是指激光通过掺杂光纤时,光纤的折射率将随光强的空间分布发生相应变化的特性。可穿戴式人体生理参数采集系统可分为光纤、光栅传感器、服装和控制系统等部分[3]。根据光纤光栅传感器的特性,设计一款可穿戴式人体生理参数采集系统。系统应具有轻便、舒适、防水等特点,满足用户在不同场景下的使用需求。

2.1 光的干涉理论

光栅传感器涉及光波的叠加原理是介质中同时存在几列波时,每列波能保持各自的传播规律而不互相

干扰。在波的重叠区域里各点的振动的物理量等于各列波在该点引起的物理量的矢量和[4]。合成后的波的表达式为:

$$E(P, t) = E_1(P, t) + E_2(P, t) + \dots + E_n(P, t) \quad (1)$$

其中, $E_i(P, t)$ 为各列波的表达式, p 为波中的任意一点。

假设两个频率相同(同为 ω),振动方向相同的单色光波分别发自光源 S_1 和 S_2 ,并且在 P 点相遇,则在 P 点的光波叠加为:

$$\begin{aligned} E &= E_1 + E_2 + \dots + E_n \\ &= \alpha_1 \cos(kr_1 - \omega t) + \alpha_2 \cos(kr_2 - \omega t) \\ &\quad + \dots + \alpha_n \cos(kr_n - \omega t) \end{aligned} \quad (2)$$

最后利用三角函数公式化简为:

$$\begin{aligned} E &= A \cos(\alpha - \omega t) \tan \alpha \\ &= \frac{\alpha_1 \sin \alpha_1 + \alpha_2 \sin \alpha_2 + \dots + \alpha_n \sin \alpha_n}{\alpha_1 \cos \alpha_1 + \alpha_2 \cos \alpha_2 + \dots + \alpha_n \cos \alpha_n} \end{aligned} \quad (3)$$

由上式可知, P 点处两束光波叠加后波的振动频率、方向都与单色光波相同。只有振幅 A 和初相位 α 发生变化[5]。如果两单色光波在 P 点的振幅相等($\alpha_1 = \alpha_2 = \alpha$),则 P 点的合振幅为:

$$\begin{aligned} A^2 &= \alpha_1^2 + \alpha_2^2 + 2\alpha_1 \times \alpha_2 (\alpha_2 - \alpha_1) = 4\alpha^2 \cos^2 \frac{\delta}{2} \\ &= I = 4I_0 \cos^2 \frac{\delta}{2} \end{aligned} \quad (4)$$

其中, $I_0 = \alpha^2$ 是单个光波的强度, $\delta = \alpha_2 - \alpha_1$ 是两束光波的相位差。 λ_0 是光在真空中的波长, λ 是光在介质中的波长, $\lambda = \lambda_0 / n$ 。

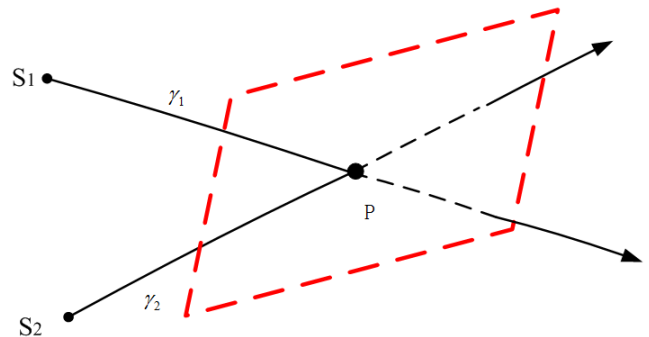


图1 同频率光波叠加原理图

由此可知, 叠加后的振幅只和单个光波的强度和两列光波的相位差有关:

(1) $\delta = \pm 2m\pi$ 时, $I = 4I_0$, 因此P点振动光强有最大值;

(2) $\delta = \pm(m + \frac{1}{2})2\pi$ 时, $I = 0$, 因此P点振动光强有最小值;

(3) $\delta = \pm(m + \frac{1}{2})2\pi \sim \pm 2m\pi$ 时, P点光强则为 $I = 0 \sim 4I_0$ 。

相位差 δ 还可以表示为:

$$\begin{aligned}\delta &= \alpha_2 - \alpha_1 = k(\gamma_2 - \gamma_1) \\ &= \frac{2\pi}{\lambda}(\gamma_2 - \gamma_1) \\ &= \frac{2n\pi}{\lambda_0}(\gamma_2 - \gamma_1)\end{aligned}\quad (5)$$

这样表示相位差的好处是: 通过距离 γ 来得到该位置的合振幅强度信息, 距离是一个更直观的物理量也便于直接测量, 而相位差比较抽象[6]。

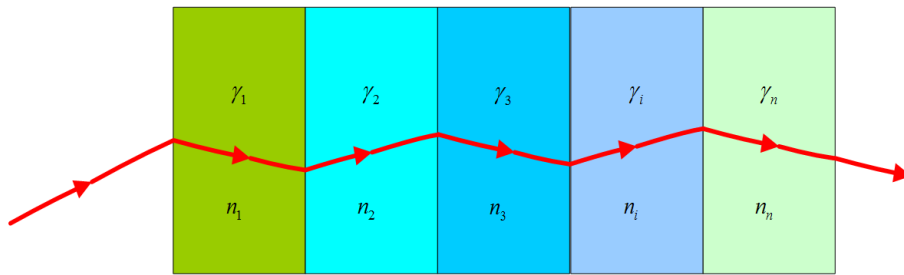


图2 光纤中光线运动方向图

光程的定义: 就是光波在某一介质中所通过的几何路程和介质折射率的乘积, $n \cdot \gamma$ 。其好处是把光在不同介质中的传播路程都折算为在真空中的传播路程, 便于比较[7]。相位差中的 $n(\gamma_2 - \gamma_1)$ 就是光程差 L , 则计算可得:

$$\begin{aligned}L &= n_1 \cdot \gamma_1 + n_2 \cdot \gamma_2 + \cdots + n_n \cdot \gamma_n \\ &= \sum_{i=1}^n n_i \cdot \gamma_i\end{aligned}\quad (6)$$

根据光程差的定义, 可将影响P点光强的从相位差转换为光程差:

若 $\Delta = n(\gamma_2 - \gamma_1) = m\lambda$ ($m = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$) 时, P点是最大光强程度;

若 $\Delta = n(\gamma_2 - \gamma_1) = (m + \frac{1}{2})\lambda$ ($m = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$) 时, P点是最小光强程度[8]。

2.2 光纤光栅传感器部分

基于光纤光栅传感器的可穿戴式人体生理参数采集系统的基本原理是光纤光栅传感器被放置在皮肤上, 通常是在颈动脉或者手腕处, 这些地方可以较明显地感觉到心脏的跳动[9]。当心脏跳动时, 它会引起皮肤表面的微小振动, 这些振动会被光纤光栅传感器捕捉

到。光纤光栅传感器接收到皮肤表面的振动后, 会将这些机械振动转换成光学信号。这是因为光纤光栅具有将入射光的波长选择性地反射和透射的能力, 当传感器受到振动时, 这种反射和透射的光的波长会发生变化。通过分析这些光学信号的变化, 就可以得到心跳的信息。例如, 如果传感器每秒接收到一定数量的光脉冲, 那么就可以推断出心跳的频率。

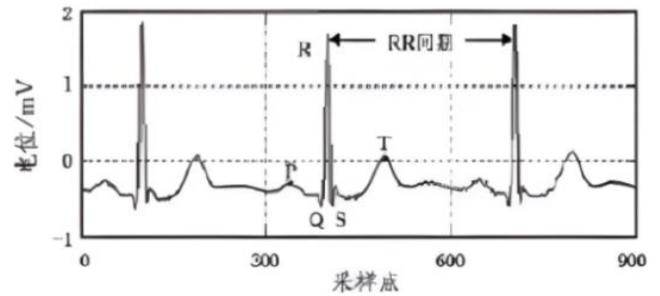


图3 心电图波形

心脏在收缩跳动过程中, 心肌先发生电激动, 然后心肌机械性收缩, 身体不同部位的表面产生了电位差。应用心电图设备记录心肌电流随时间的变化情况, 从而形成有规律的心电图波形, 也称为 P-QRS-T 波[10]。

根据布拉格法则, 光栅只能反映特定光栅的波长 λ_g 的公式如下所示:

$$\lambda_B = 2n\Lambda \quad (7)$$

式中, n 为芯模有效折射率, Λ 为光栅周期。当光纤光栅所处环境的温度、应力、应变或其它物理量发生变化时, 光栅的周期或纤芯折射率将发生变化, 从而使反射光的波长发生变化, 通过测量物理量变化前后反射光波长的变化, 就可以获得待测物理量的变化情况[11]。

布拉格波长取决于应变和温度的变化公式如下:

$$\Delta\lambda_B = 2n\Lambda \left\{ \left[1 - \left(\frac{n^2}{2} \right) [P_{12} - \nu(P_{11} + P_{12})] \right] \Delta\varepsilon + \left\{ \alpha + \left(\frac{dn}{dT} \right) \right\} \Delta T \right\} \quad (8)$$

其中, 光纤中所含有的硅的热膨胀系数和热光系数已知分别为 $0.55 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ 和 $8.6 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ 。这个理论的结果取决于温度约为 $13.7 \text{ pm} / ^\circ\text{C}$, 波长位移接近 1550 纳米时的波长的变化。

一个光纤布拉格光栅包括了折射率具有周期性变化的单模光纤纤芯。这些相位边缘垂直于光纤的纵轴并且有恒定周期的均匀光纤光栅的类型是大多数布拉格光栅结构的基本构建模块。如图 4 所示, 利用磁场诱导的左右旋极化波的折射率变化不同, 可实现对磁场的直接测量。此外, 通过特定的技术, 可实现对应力和温度的分别测量, 也可同时测量。通过在光栅上涂敷特定的功能材料(如压电材料), 还可实现对电场等物理量的间接测量。

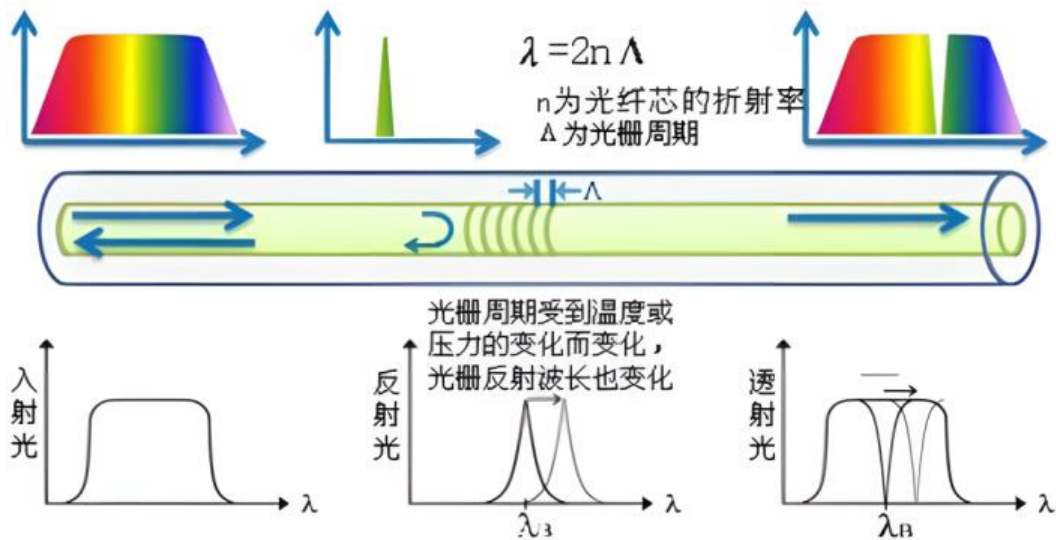


图 4 光纤光栅传感器的工作原理图

2.3 光纤光栅传感器解调设计

光纤光栅传感器的工作原理是借助于某种装置将被测参量的光波参数变化转化为作用于光纤光栅上的温度、应变和应力的变化, 引起光纤光栅的栅距和折射率的变化, 从而使光纤光栅的反射和透射谱发生变化。因此, 必须根据实际工程应用对精度的要求选择一种合理的解调方法并设计出一种合理的解调装置。常用的解调方法有光谱分析法、滤波法、波长扫描法等。本文采用波长扫描法来实现解调, 如图 5 所示。

波长调制是一种传输信息的光波长调制技术, 是通过改变光信号的波长来携带和编码信息的方法, 它的基本原理是一波长与光纤光栅光谱接近, 谱宽小于

布拉格反射光的谱线宽度的可以在波长调制中, 信息被转化为光信号的波长变化, 并在接收端进行解调以恢复原始信息。

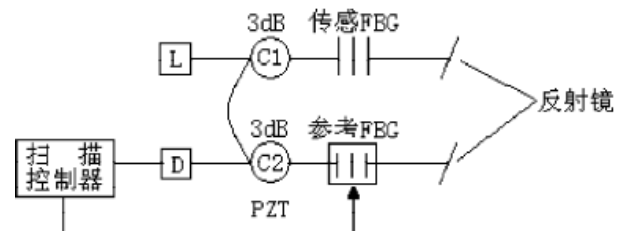


图 5 光纤光栅传感器的工作原理图

当 $\lambda = \lambda_B$ (光栅中心波长) 时, 布拉格反射光才在探测器上产生强输出, 通过可调谐滤波器将窄带光源

的中心波长锁定在该状态即可以测知 λ_b 。

当布拉格波长受外界信号调制偏移至 λ_b 时,光源 L 的波长亦随之调协至 $\lambda = \lambda_b$ 。

3 光纤光栅传感器在衣服中的布局设计

本系统的设计所采用的封装方式,使得光纤光栅在非检测状态下不会发生不必要的损坏,且形变只由人体关键部位的形变造成,在补偿人体温度的情况下,便可以测出要测量点的应变。使用多个光纤光栅传感器分别对人体各个相关部位进行相关检测。光纤的成分主要由硅组成,材质及其脆弱,选择合适的柔性保护材料将其封装,来完成良好的光信号传导。

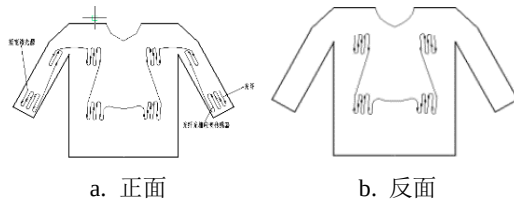


图6 光纤光栅传感器布局图

按照合适的光纤布置的线路,来设计光纤的保护装置结构,可利用 ANSYS 和 MATLAB 软件对其结构进行优化分析,设计出更合适结构的光纤保护装置。因为光纤材料及其脆弱,所以需要设计保护材料将其保护,合适的柔性材料选择,根据上述的光纤布局,设计出其结构保护。保护材料装置可将光栅阵列处形成一个小矩形,大概 2*3cm 的保护结构,后期用有限

元和 MATLAB 进行仿真和优化,进一步改善结构。



图7 可穿戴式集成应用图



图8 可穿戴式人体生理参数系统采集系统图

4 产品应用

在 Android 智能手机上安装监测软件后,对个人信息等数据进行配置,并绑定所拥有的穿戴生理参数检测设备。若一旦出现心率过高或停止等紧急突发情况,即将相关数据传输给硬件设备,硬件设备据此会及时做出提醒,结合相关地图定位功能,将穿戴者具体位置和身体信息发送至距离最近的医院。该采集系统具备心率监测、血压监测、健康档案管理、蓝牙通信预警功能及定位功能,以便快速实施救护措施,穿戴者信息通过系统设置模块进行数据传输,档案模块负责对人们病史、身体状况等基本信息进行记录。

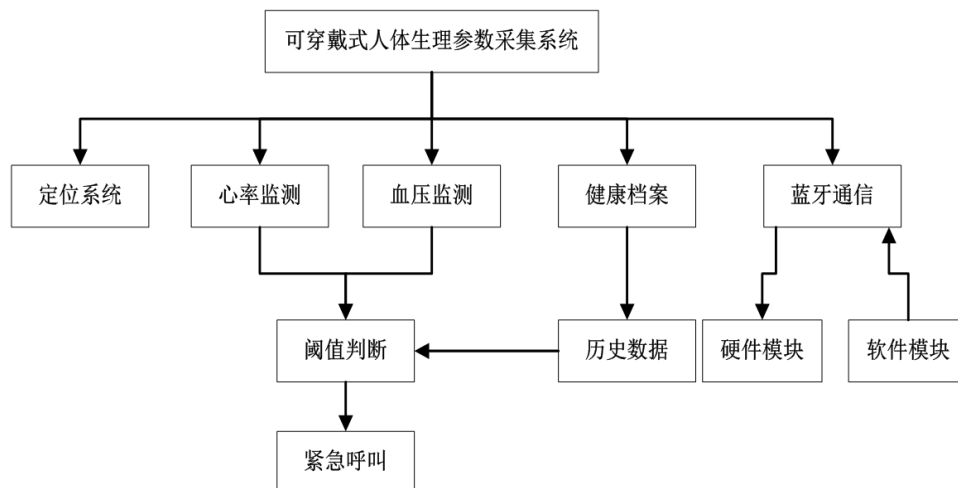


图9 监测系统结构图

硬件的传感器系统负责对心率和血压检测值进行采集，在完成相应计算后发送给软件系统（通过蓝牙模块），系统预先对监测阈值进行设置（根据正常人血压、心率范围）例如血压正常范围在90/60—139/89mmHg、心率正常范围在每分钟40次—160次，并据此对人体健康状况进行相应的分析计算。通常不同的体质会表现出心率和血压的正常值也不尽相同，因此系统会以长期监测的历史数据为依据生成比较适用于穿戴者的监测阈值。如若穿戴者心率在长时间监测内皆表现出偏低，则设置的心率监测阈值会低于正常值，若长时间血压偏高相应减少该使用者测试血压的时间间隔，同时提高血压低压阈值[12]。

5 结语

随着科技的发展和人对健康的关注，可穿戴式设备在生理参数监测领域得到了广泛关注。光纤光栅传感器作为一种新型传感器，具有灵敏度高、抗干扰能力强、体积小等优点，为实现可穿戴式生理参数采集系统提供了可能。本研究旨在探讨光纤光栅传感器在可穿戴式人体生理参数采集系统中的应用，为健康管理和医疗辅助服务有极其重要的意义。针对于上述问题，利用光纤光栅传感器和定位技术组成的可穿戴式人体生理参数采集系统可以快速地帮助医院找到紧急需要救助的病人，准确引导医院完成人体生理参数的读取。同时，也会利用数据库记录每次穿戴者的生理参数，对人体健康状况进行相应的分析计算。

参考文献

- [1] 陈鹏宇, 钟年丙, 何雪丰, 等. 壳聚糖/聚乙烯醇/纳米碳粉复合物涂覆光纤布拉格光栅湿度传感器 [J]. 光学学报, 2024, 44(04): 344-353.
- [2] 化彦杰, 崔建涛, 张民生. 基于 GA-BP 神经网络的光纤光栅应变传感器原位校准方法 [J]. 机械设计与研究, 2024, 40(01): 249-254.
- [3] 贾振安, 张恒, 高宏, 等. 光纤激光传感器结构发展综述 [J]. 光通信技术, 2024, 48(01): 1-6.
- [4] 李明辉, 黄鹏宇, 陈诗, 等. 基于光纤光栅的风机叶片应变与振动监测技术 [J]. 南京航空航天大学学报, 2023, 55(05): 898-904.
- [5] Liu J. Bo F. Chang L. et al. Emerging material platforms for integrated microcavity photonics. *Sci China-Phys Mech Astron.* 2022. 65: 104201.
- [6] Bai H. Li S. Barreiros J, et al. Stretchable distributed fiber-optic sensors. *Science*, 2020. 370: 848-852.
- [7] 刘梦亭, 赵丽红. 基于 ARM11S3C6410 与 GPRS 的智能家居远程控制系统 [J]. 现代电子技术, 2015(5): 27-30.
- [8] 韩嘉, 叶青, 王倩. 基于物联网技术的智能远程医疗系统构建 [J]. 中国医疗设备, 2014(6): 68-70.
- [9] 胡盛寿, 高润霖, 刘力生, 等. 《中国心血管病报告》概要 [J]. 中国循环杂志, 2019, 34(3): 209-220.
- [10] 胡仲春, 翟传伟, 田文浩, 等. 新型光纤光栅压力传感器承压面厚度对比研究 [J]. 中国新技术新产品, 2023, (12): 11-13.
- [11] 李驰, 鲁志琪, 任杰, 等. 基于飞秒激光直写的高折射率光纤光栅传感器 [J]. 压电与声光, 2023, 45(03): 445-449.
- [12] 吴兆龙. 基于云平台的光纤光栅睡眠监测系统 [D]. 齐鲁工业大学, 2020.