

# 基于马赫-曾德尔干涉仪的光纤光栅脉搏波解调方法

苗长云 沈子淇 张 诚\*

天津工业大学电子与信息工程学院, 天津 300387

**摘要** 提出了一种用于智能服装中脉搏检测的光纤布拉格光栅(FBG)波长解调方法。基于光子晶体光纤(PCF)制作了一种基于模间干涉的在线马赫-曾德尔干涉仪(In-line MZI),将其作为边沿滤波器应用到FBG波长解调系统中,其温度灵敏度不超过 $3.5 \text{ pm}/^\circ\text{C}$ ( $25 \text{ }^\circ\text{C}$ ~ $60 \text{ }^\circ\text{C}$ 范围内)。实验结果表明,本解调系统能够实现 $2 \text{ nm}$ 范围内的线性解调,波长灵敏度为 $0.055 \text{ nm}^{-1}$ ,波长分辨率可达 $2.2 \text{ pm}$ ,对FBG脉搏信号的解调结果与SM130波长解调仪的解调结果相一致。

**关键词** 光纤光学; 光纤布拉格光栅; 马赫-曾德尔干涉仪; 波长解调; 光子晶体光纤

中图分类号 TN253; TN247

文献标识码 A

doi: 10.3788/CJL201643.0205004

## Demodulation Method of Pulse-Wave Sensing by Fiber Bragg Grating Based on Mach-Zehnder Interferometer

Miao Changyun Shen Ziqi Zhang Cheng

College of Electronics and Information Engineering, Tianjin Polytechnic University, Tianjin 300387, China

**Abstract** A wavelength demodulated method of fiber Bragg grating (FBG) is proposed to measuring pulse signal, which can be applied to smart clothing. Based on the photonic crystal fiber (PCF), a kind of Mach-Zehnder interferometer (In-line MZI) is fabricated on the basis of mode interference. The interferometer works as an edge filter in the wavelength demodulation system of FBG. The temperature sensitivity of the interferometer is lower than  $3.5 \text{ pm}/^\circ\text{C}$  (range from  $25 \text{ }^\circ\text{C}$  to  $60 \text{ }^\circ\text{C}$ ). The experiment results indicate that the system can achieve linear demodulation within the range of  $2 \text{ nm}$ , with a wavelength sensitivity of  $0.055 \text{ nm}^{-1}$  and a wavelength resolution of  $2.2 \text{ pm}$ . The demodulation results of FBG pulse signal measured from the proposed system are consistent with the results measured from SM130 demodulation instrument.

**Key words** fiber optics; fiber Bragg grating; Mach-Zehnder interferometer; wavelength demodulation; photonic crystal fiber

**OCIS codes** 060.2300; 060.2370; 060.3735

### 1 引 言

随着社会人口老龄化问题的日益严重,健康问题备受人们关注,用于监测人体生理参数的智能服装逐渐成为远程医疗、健康监护等领域的研究热点<sup>[1]</sup>。它在实现其基本功能外,还能让穿着者在低负荷的状态下完成对体温、脉搏、血压、心率等生理信号的监测。已见报道的基于服装的可穿戴监护设备如SmartShirt、h-Shirt、MIThril等<sup>[2-4]</sup>,它们均采用电学传感器对人体生理参数进行检测,通过导电纤维将生理信号送入处理单元完成信号的处理与分析。电学传感器普遍存在着体积大、穿着舒适性差、不宜长期佩戴、易受电磁干扰等问题。相比之下,光纤布拉格光栅(FBG)不仅广泛应用于温度、压力、应变及振动等物理量的测量<sup>[5-8]</sup>,同时它

收稿日期: 2015-09-14; 收到修改稿日期: 2015-10-21

基金项目: 国家自然科学基金(61177078, 61307094, 61201106)、天津市自然科学基金(13JCYBJC16800, 14JCQNJC01800, 15JCYBJC16300)、天津市高等学校科技发展基金(20140713)

作者简介: 苗长云(1962—),男,教授,博士生导师,主要从事光通信和光传感技术等方面的研究。

E-mail: miaochangyun@tjpu.edu.cn

\*通信联系人。E-mail: shenziqi\_007@163.com

还具有体积小、抗电磁干扰、易构成分布式传感网络、与纱线兼容等优点,因此基于光纤光栅的智能服装具有巨大的发展潜力。目前已有利用FBG进行人体温度、心率、呼吸等生理参数测量研究的报道<sup>[9-11]</sup>。本文在前期FBG脉搏传感织物研制的基础上,对其波长解调方法进行研究,从而实现可穿戴式FBG脉搏波的检测。

典型的波长解调方法包括匹配光栅滤波解调法<sup>[12]</sup>、可调谐法布里-珀罗(F-P)滤波解调法<sup>[13]</sup>、边沿滤波解调法<sup>[14]</sup>及非平衡马赫-曾德尔(M-Z)干涉仪解调法<sup>[15]</sup>等。比较而言,边沿滤波法具有体积小、结构简单、不受光源波动影响等优点,适合在工程中应用。在常见的几种边沿滤波解调系统中,基于波分复用器(WDM)的解调系统波长解调范围较宽,但由于WDM具有偏振特性,导致波长测量精度不高;基于阵列波导光栅(AWG)的解调系统分辨率高、响应快,但其体积较大;基于长周期光纤光栅(LPFG)的解调系统结构简单,但系统稳定性不高、误差较大。

结合上述几种边沿滤波解调系统的优缺点,本文提出了一种基于在线马赫-曾德尔干涉仪(In-line MZI)滤波器的波长解调方法,重点研究了In-line MZI的干涉原理和制作工艺,基于所研制的In-line MZI设计了FBG脉搏波检测系统,对系统的相关指标进行了实验研究。该系统具有体积小、成本低、结构简单、波长分辨率较高等特点,能够满足可穿戴式FBG脉搏波检测的要求,有助于光纤光栅脉搏检测智能服装的研发。

## 2 FBG 波长解调原理

FBG是一种波长调制型光学传感器,当宽带光入射其中时,根据耦合模理论,满足布拉格波长条件的光会被反射,其余波长的光发生透射,布拉格波长表达式为<sup>[5]</sup>

$$\lambda_B = 2n_{\text{eff}}A, \quad (1)$$

式中 $\lambda_B$ 为FBG反射光中心波长; $n_{\text{eff}}$ 为光栅区的有效折射率; $A$ 为光栅周期。外界温度及轴向应变的变化均会对 $n_{\text{eff}}$ 、 $A$ 造成影响,从而引起 $\lambda_B$ 发生变化。通过检测FBG反射光中心波长的漂移情况,就可以获得相应物理量的变化信息。

脉搏是人体重要的生理信号之一,它包含了丰富的人体生理和病理信息,能够反映出人体心血管系统多种生理疾病的血流特征<sup>[16]</sup>。脉搏信号同时也可以等效为一种低频的、微弱的振动信号,将FBG经适当封装后可用于脉搏信号的检测。项目组成员前期设计了用于光纤光栅脉搏检测的织物腕带,其实物如图1所示。其中在FBG传感区域,通过对FBG进行聚合物封装以及在尾纤上添加织物保护套增加了FBG织物的实用性与可靠性。在测量脉搏信号时,需将FBG传感区域固定在手腕桡动脉处,脉搏波引起的织物形变转化为FBG轴向应变变化,通过对FBG反射光中心波长进行解调,就可以得到相应的脉搏信号。

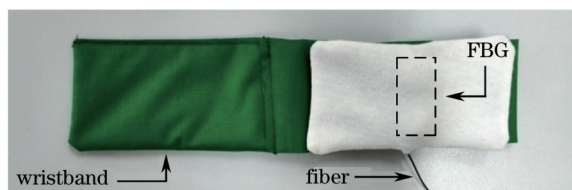


图1 脉搏检测织物腕带

Fig.1 Textile wristband for pulse detection

FBG波长解调系统结构如图2所示。超辐射发光二极管(SLED)宽带光源输出光经环形器(Circulator)1端口进入到FBG中,其反射光从环形器2端口输入,由3端口输出至3 dB耦合器(Coupler)中分束。分束后的一路光经In-line MZI滤波器后进入光探测器PIN1中,另一路光则直接进入光探测器PIN2中进行光电转换。

图2中,In-line MZI滤波器在FBG波长变化范围内的光谱可近似为线性函数,即视为线性滤波器,其表达式为

$$F(\lambda) = A(\lambda - \lambda_0), \quad (2)$$

式中 $\lambda$ 为输入光波长; $A$ 为线性滤波器的斜率; $\lambda_0$ 为滤波器的截止波长,即 $F(\lambda_0) = 0$ 。经光电转换后携带脉搏信息的信号 $V_f$ 与解调参考信号 $V_r$ 可分别表示为

$$V_f = I_0 K \cdot R \cdot A \cdot \frac{\sqrt{\pi}}{2} \left( \lambda_B - \lambda_0 + \frac{\Delta\lambda}{\sqrt{\pi}} \right) \Delta\lambda, \quad (3)$$

$$V_R = I_0 K \cdot R \frac{\sqrt{\pi}}{2} \Delta\lambda, \quad (4)$$

式中  $I_0$  为入射到 FBG 中的光强值;  $K$  为光探测器的响应度;  $R$  为 FBG 的反射率;  $\Delta\lambda$  为 FBG 的带宽;  $\lambda_B$  为 FBG 反射谱中心波长<sup>[17]</sup>。利用数据采集卡(NI USB-6259)对两路信号进行同步采集并上传计算机,通过 LabView 编写的解调软件对  $V_F$ 、 $V_R$  进行除法运算,可得

$$V_{OUT} = \frac{V_F}{V_R} = A \left( \lambda_B - \lambda_0 + \frac{\Delta\lambda}{\sqrt{\pi}} \right). \quad (5)$$

通过(5)式看出,经除法运算后的输出信号  $V_{OUT}$  与 FBG 中心波长变化呈线性关系,解调系统灵敏度仅与线性滤波器的斜率有关,因此通过测量  $V_{OUT}$  即可获得 FBG 波长信息,从而实现脉搏信号的检测。该解调方法能够有效地消除由于光源波动引入的噪声,并且具有结构简单、成本低廉、解调速度快等优点。

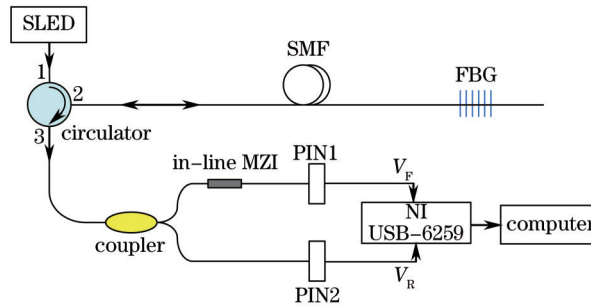


图2 FBG 波长解调系统原理图  
Fig.2 Scheme of FBG wavelength demodulation system

### 3 In-line MZI 滤波器的设计

在本解调系统中,采用了一种体积小、制作简单的 In-line MZI 作为线性边沿滤波器,其结构如图 3 所示。该 MZI 由一段光子晶体光纤(PCF)塌陷熔接于两段普通单模光纤(SMF)之间构成。当入射光从单模光纤传输到 PCF 空气孔塌陷区域  $l_1$  时,由于模场直径发生了突变,使得单模光纤纤芯中传输的  $LP_{01}$  模式的部分能量耦合进包层中,并激发为高阶  $LP_{nm}$  模式在包层中传输。在塌陷区域  $l_2$  处,激发出的部分高阶包层模式又被重新耦合回单模光纤的纤芯中,并与纤芯  $LP_{01}$  模式发生干涉。

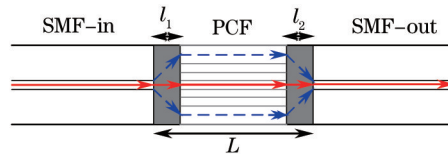


图3 基于 PCF 的 MZI 结构示意图  
Fig.3 Schematic diagram of MZI based on PCF

其干涉光信号强度可以表示为

$$I = I_{core} + I_{cladding} + 2\sqrt{I_{core} \cdot I_{cladding}} \cos\left(\frac{2\pi\Delta n_{eff}L}{\lambda}\right), \quad (6)$$

其中  $I_{core}$ 、 $I_{cladding}$  分别为在纤芯和包层中传播的模式光强; $\Delta n_{eff}$  为纤芯模与包层模之间的有效折射率差; $L$  为干涉仪长度; $\lambda$  为输入光波长。当  $\lambda$  满足(7)式时,

$$\lambda_n = \frac{2\Delta n_{eff}L}{2n+1}, \quad n = 0, 1, 2, \dots \quad (7)$$

干涉谱中会出现光强信号的极小值点(Dip),其中  $\lambda_n$  为第  $n$  阶 Dip 点的中心波长<sup>[18]</sup>。相邻两个 Dip 点之间的波长范围即可视为 MZI 的自由光谱范围( $R_{FS}$ ),其表达式如(8)式所示<sup>[19]</sup>。通过调节干涉仪长度  $L$  可以控制  $R_{FS}$  的大小。 $L$  越大,  $R_{FS}$  越小,反之亦然。

$$R_{FS} \approx \frac{\lambda_n^2}{\Delta n_{eff}L}. \quad (8)$$

利用商用光纤熔接机(FITEL, S183PM-II)制作 In-line MZI滤波器,选用的PCF型号为长飞公司生产的全内反射型SM-10,单模光纤为SMF-28。PCF空气孔的塌陷长度与放电强度和放电时间有关,基于单模光纤的熔接程序,通过修改放电强度,探索PCF空气孔塌陷的熔接工艺。经大量实验,当放电强度设置为100 bit时可获得较好的干涉效果。塌陷区域的光纤结构如图4所示,塌陷长度 $l_1$ 、 $l_2$ 分别为233.83、239.94  $\mu\text{m}$ 。为避免应变和弯曲对干涉谱产生影响,采用毛细钢管对所制作的MZI进行封装,封装后的滤波器直径为2.5 mm、长度仅为4.5 cm,其实物照片如图5(a)所示。

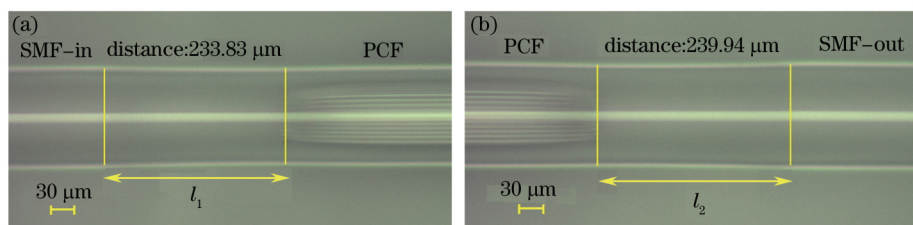


图4 PCF塌陷区域显微镜照片。(a)单模光纤输入端;(b)单模光纤输出端

Fig.4 Microscope photos of collapse region in PCF. (a) SMF-in; (b) SMF-out

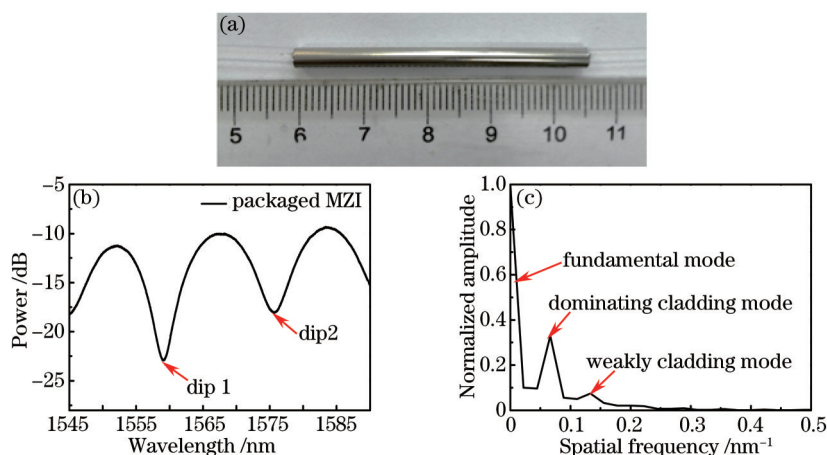


图5 (a)封装后的MZI实物照片( $L=15$  mm);(b) MZI干涉谱;(c)相应频谱分布

Fig.5 (a) Actual picture of packaged MZI ( $L=15$  mm); (b) interference spectra of MZI; (c) corresponding spatial frequency spectrum

图5(b)为MZI在1545~1590 nm波段范围内的干涉谱,分别在1560、1575 nm附近出现了两个Dip点。为进一步分析MZI中的模式分布情况,对其干涉谱进行了快速傅里叶变换(FFT),变换结果如图5(c)所示。可见,该熔接工艺仅激发出一个主包层模式,与基模产生M-Z干涉。MZI透射谱中干涉样式主要是由纤芯基模与占主导地位的包层模式来决定,激发出的其他弱包层模式虽会对干涉谱产生影响,但影响较弱。因此,MZI干涉谱呈近似余弦形态。

封装后的干涉仪可以消除因轴向应力或弯曲对MZI干涉谱的影响,温度成为了影响干涉仪稳定性的主要因素。为测试干涉仪的温度特性,将其固定在恒温加热平台上,调节温度变化范围从室温25  $^{\circ}\text{C}$ ~60  $^{\circ}\text{C}$ ,设置步进量为5  $^{\circ}\text{C}$ ,同时利用光谱分析仪(MOI, Si725)记录干涉谱型。图6给出了MZI干涉谱中Dip1点与Dip2点中心波长随温度变化的漂移情况。实验结果表明,随着温度的升高,干涉谱整体发生红移。经计算,Dip1点、Dip2点的温度灵敏度分别为3.48、3.02  $\text{pm}/^{\circ}\text{C}$ ,说明在25  $^{\circ}\text{C}$ ~60  $^{\circ}\text{C}$ 的温度范围内,干涉仪的温度灵敏度极低,温度稳定性好,从而确保了波长解调的准确性。

在利用FBG检测脉搏信号时,织物腕带将会向FBG施加一定的压力。经波长解调仪(MOI, SM130)测试,此压力会使FBG原始中心波长红移约1 nm,脉搏信号幅度约为几十皮米。为了使固定后的FBG中心波长能够处于滤波器边沿的线性区域,同时又要保证滤波边沿具有较大的斜率,因此选取1561~1563 nm作为FBG的波长解调范围,选择原始中心波长为1561.02 nm的FBG用于脉搏检测。

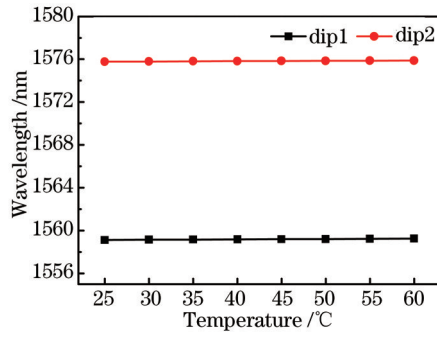


图6 不同温度下 Dip1 与 Dip2 波长漂移

Fig.6 Wavelength shifts of Dip1 and Dip2 under different temperatures

#### 4 实验与结果分析

根据图2搭建解调测试系统,选用SLED作为宽带光源(ZLS1545),其最大输出功率为10 mW。由于滤波器在1561~1563 nm范围内存在15 dB左右的衰减,为防止光电转换后 $V_r$ 信号过小,选取分束比为10:90的耦合器对FBG反射光进行分束。其中90%的光信号进入滤波器用于脉搏信号解调,10%的光信号作为解调参考信号。设置数据采集卡的采样频率为1 kHz,将采集到的两路电压信号传给计算机进行处理。此时,(5)式所示的解调输出表达式可修正为

$$V_{OUT} = \frac{V_F}{V_R} = 9A \left( \lambda_B - \lambda_0 + \frac{\Delta\lambda}{\sqrt{\pi}} \right). \quad (9)$$

在进行静态解调实验时,利用夹具将聚合物封装的FBG两端固定在两升降台之间,锁定其中一个升降台保持不动,调节另一个升降台旋钮使其上下移动,带动FBG传感器发生弯曲形变,从而改变其中心波长。调节FBG中心波长从1561~1563 nm,步进0.2 nm,利用光谱仪(AQ6370B)读取FBG中心波长并同时记录解调系统输出两路电压的比值。重复进行3次实验,对3次实验数据进行均值化处理,将所得均值与对应波长进行线性拟合,拟合结果如图7所示。

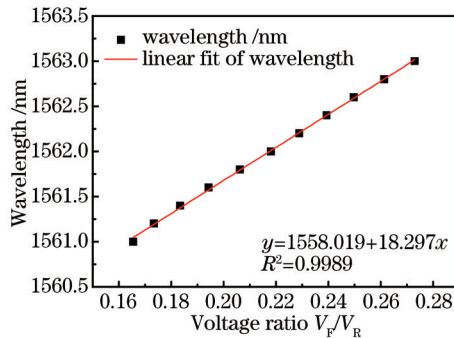


图7 FBG中心波长与解调输出的关系

Fig.7 Relationship between FBG center wavelength and demodulation output

由图7可知,在FBG变化波段范围内(1561~1563 nm),解调输出信号(即两路电压信号比值)与FBG中心波长之间具有良好的线性关系,其拟合表达式为

$$y = 1558.019 + 18.297x. \quad (10)$$

系统解调范围为2 nm,波长灵敏度为 $0.055 \text{ nm}^{-1}$ ,能够满足FBG脉搏波的检测要求。根据图5(b)得知,滤波器边沿在1561~1563 nm范围内斜率为2.25 dB/nm,系统采用的光电探测器能探测到的最小相对光功率为0.005 dB,则解调系统的波长分辨率为2.2 pm。

为测试实验系统对脉搏信号的解调效果,选择10名健康状况良好的志愿者进行测试,其年龄在20~40岁之间,男女各5人。分别利用SM130波长解调仪与本解调系统对他们进行脉搏信号解调实验,按照图8所示将腕带固定在志愿者手腕桡动脉处。首先利用SM130波长解调仪(精度为 $\pm 1 \text{ pm}$ ,采样速率为1 kHz)对脉

搏信号进行解调,截取 10 s 波长解调结果;然后再将腕带中的 FBG 接入本解调系统中同样对被测者进行 10 s 脉搏信号解调。实验结果表明,SM130 解调仪与本解调系统均实现了脉搏信号检测,其中 2 名志愿者(甲、乙)的脉搏波解调结果如图 9 所示,可以看出本解调系统输出信号与 SM130 波长解调仪输出信号相一致,解调出的脉搏信号特征明显,包含细节部分较多,能够实现 FBG 人体脉搏波的检测。

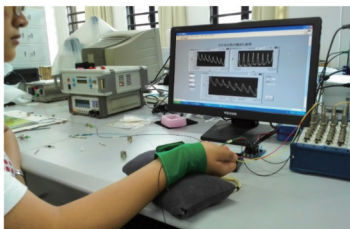


图 8 脉搏检测实验平台

Fig.8 Experimental platform of pulse detection

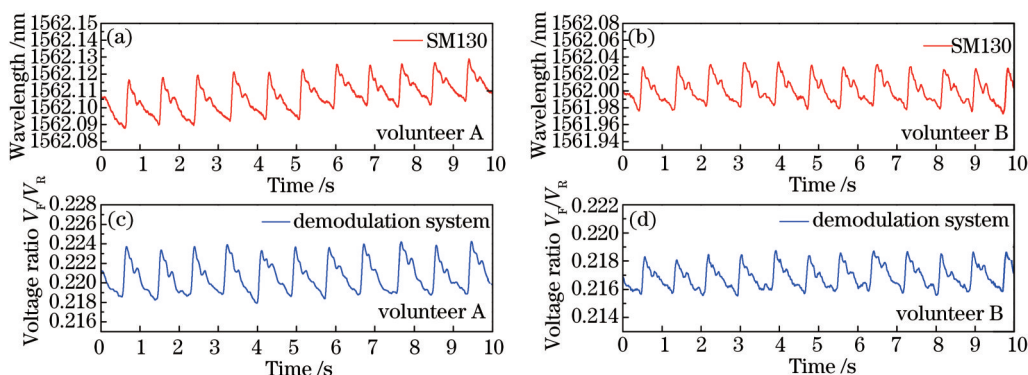


图 9 脉搏信号解调结果。(a)、(b) 分别为 SM130 对甲、乙脉搏信号解调结果;(c)、(d) 分别为解调系统对甲、乙脉搏信号解调结果  
Fig.9 Demodulation results of pulse signal. (a), (b) are the pulse signal demodulation results of volunteer A and B measured from SM130, respectively; (c), (d) are the pulse signal demodulation results of volunteer A and B measured from the system, respectively

## 5 结 论

根据边沿滤波解调基本原理,针对 FBG 脉搏波检测要求,研究了一种基于 In-line MZI 滤波器的波长解调方法。制作出基于 PCF 的 In-line MZI 并进行了封装,该 MZI 体积小、稳定性好,经测试其温度灵敏度不超过  $3.5 \text{ pm}/^\circ\text{C}$  ( $25 \text{ }^\circ\text{C} \sim 60 \text{ }^\circ\text{C}$  范围内)。基于该 MZI 滤波器搭建了波长解调实验系统,对 FBG 脉搏波检测进行实验研究。实验结果表明,该解调系统可以实现 FBG 变化波段范围内的线性解调,波长灵敏度为  $0.055 \text{ nm}^{-1}$ ,解调系统波长分辨率可达  $2.2 \text{ pm}$ ,对人体脉搏信号具有较好的解调效果,从而验证了该解调方法的有效性和可行性。

## 参 考 文 献

- 1 Yan Nini, Zhang Hui, Deng Yongmei. Research progress and development trend of wearable medical monitoring clothing[J]. Journal of Textile Research, 2015, 36(6): 162-168.  
严妮妮, 张 辉, 邓咏梅. 可穿戴医疗监护服装研究现状与发展趋势[J]. 纺织学报, 2015, 36(6): 162-168.
- 2 S Park, S Jayaraman. Smart textile-based wearable biomedical systems: A transition plan for research to reality[J]. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2010, 14(1): 86-92.
- 3 K Hung, C C Lee, W M Chan, *et al.*. Development of novel wearable sensors for mobile health[C]. Proceedings of the IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics, Hong Kong and Shenzhen, China, 2012: 745-747.
- 4 Zhang Yuanting, C Y P Carmen, Chan Chunhung, *et al.*. A health-shirt using e-textile materials for the continuous and cuffless monitoring of arterial blood pressure[C]. Proceedings of the 3rd IEEE-EMBS International Summer School and Symposium on Medical Devices and Biosensors, Boston, USA, 2006: 86-89.
- 5 Yang Xiufeng, Zhang Chunyu, Tong Zhengrong, *et al.*. Experimental research of temperature sensing properties of a novel fiber grating

- [J]. Chinese J Lasers, 2011, 38(4): 0405005.  
杨秀峰, 张春雨, 童峥嵘, 等. 一种新型光纤光栅温度传感特性的实验研究[J]. 中国激光, 2011, 38(4): 0405005.
- 6 Jiang Shanchao, Cao Yuqiang, Sui Qingmei, *et al.*. Research on the micro and high-precision fiber Bragg grating soil pressure sensor[J]. Chinese J Lasers, 2013, 40(4): 0405002.  
蒋善超, 曹玉强, 隋青美, 等. 微型高精度光纤布拉格光栅土压力传感器研究[J]. 中国激光, 2013, 40(4): 0405002.
- 7 Ma Weichao, Chen Shaohua, Zhao Kun, *et al.*. Phase-shifted fiber Bragg grating strain sensor demodulated by edge filter[J]. Chinese J Lasers, 2013, 40(9): 0905004.  
马伟超, 陈少华, 赵 昆, 等. 边缘滤波法解调的相移光纤布拉格光栅应变传感器[J]. 中国激光, 2013, 40(9): 0905004.
- 8 Zou Hongbo, Liang Dakai, Zeng Jie, *et al.*. Dynamic demodulation of fiber Bragg grating vibration sensor based on cascaded long-period fiber grating[J]. Chinese J Lasers, 2011, 38(8): 0805005.  
邹红波, 梁大开, 曾 捷, 等. 基于级联长周期光纤光栅的光纤布拉格光栅振动传感器的动态解调[J]. 中国激光, 2011, 38(8): 0805005.
- 9 Li Hongqiang, Li Yang, Li Enbang, *et al.*. Temperature-insensitive arrayed waveguide grating demodulation technique for fiber Bragg grating sensors[J]. Optical & Laser Technology, 2013, 51: 77-81.
- 10 Zhang Cheng, Miao Changyun, Gan Jingmeng, *et al.*. Wavelength demodulated method of fiber Bragg grating for human temperature and heart sound measuring[J]. Chinese J Lasers, 2011, 38(12): 1205001.  
张 诚, 苗长云, 甘晶萌, 等. 用于体温心声检测的光纤布拉格光栅波长解调方法[J]. 中国激光, 2011, 38(12): 1205001.
- 11 J Witt, F Narbonneau, M Schukar, *et al.*. Medical textiles with embedded fiber optic sensors for monitoring of respiratory movement[J]. IEEE Sensors Journal, 2012, 12(1): 246-254.
- 12 Wang Jian, Tang Feng, Ren Liyong, *et al.*. Vibration demodulation using fiber grating based on tunable Gaussian filter[J]. Journal of Applied Optics, 2010, 31(6): 993-999.  
王 舰, 唐 峰, 任立勇, 等. 基于可调高斯型滤波器的光纤光栅振动解调技术研究[J]. 应用光学, 2010, 31(6): 993-999.
- 13 Li Jinming, Ma Youchun, Yan Shubin, *et al.*. High precision and wide scale fiber Bragg grating sensor interrogation system based on tunable filter[J]. Chinese J Lasers, 2013, 40(9): 0905002.  
李锦明, 马游春, 闫树斌, 等. 基于可调谐滤波器的高精度宽量程光栅传感解调系统[J]. 中国激光, 2013, 40(9): 0905002.
- 14 Zhu Zhu, Liang Dakai, Sun Hongbing. Double-edged filter wavelength demodulation system for fiber Bragg grating based on long period fiber grating[J]. Chinese J Lasers, 2013, 40(3): 0305001.  
朱 珠, 梁大开, 孙红兵. 基于双长周期光纤光栅边缘滤波的光纤布拉格光栅解调系统[J]. 中国激光, 2013, 40(3): 0305001.
- 15 Jiang Qi, Sui Qingmei, Xu Yuchao, *et al.*. Experiment and design of distributed feedback fiber laser hydrophone[J]. Acta Photonica Sinica, 2009, 38(11): 2795-2799.  
蒋 奇, 隋青美, 徐于超, 等. 分布反馈光纤激光器水听器设计与实验[J]. 光子学报, 2009, 38(11): 2795-2799.
- 16 Song Xianghe, Wang Yun. Pulse wave: The bridge connecting traditional Chinese medicine with western medicine[J]. Journal of Chinese Integrative Medicine, 2008, 6(9): 891-896.  
宋相和, 王 耘. 脉搏波: 沟通中医和西医的桥梁[J]. 中西医结合学报, 2008, 6(9): 891-896.
- 17 Wu Jing, Wu Hanping, Huang Junbin, *et al.*. Research progress in edge filter demodulation method of fiber Bragg grating sensors[J]. Optical Communication Technology, 2014, 4: 38-41.  
吴 晶, 吴晗平, 黄俊斌, 等. 光纤光栅传感信号边缘滤波解调技术研究进展[J]. 光通信技术, 2014, 4: 38-41.
- 18 Zhang Cheng, Zhao Junfa, Miao Changyun, *et al.*. High-sensitivity all single-mode fiber curvature sensor based on bulge-taper structures modal interferometer[J]. Opt Commun, 2015, 336: 197-201.
- 19 Wo Jianghai, Sun Qizhen, Liu Hai, *et al.*. Sensitivity-enhanced fiber optic temperature sensor with strain response suppression[J]. Optical Fiber Technology, 2013, 19: 289-292.

栏目编辑: 王晓琰