

基于微结构法布里-珀罗干涉仪的光纤光栅 脉搏波解调方法

王丽清^{1,2}, 苗长云^{1,2}, 张 诚^{1,2*}

¹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

摘要 提出了一种基于微结构法布里-珀罗干涉仪(MS-FPI)的光纤光栅(FBG)脉搏波解调方法。所提出的MS-FPI由单模光纤和光子晶体光纤(PCF)熔接而成,通过特殊的工艺在熔接端面形成微气泡构成布里-珀罗(F-P)腔,其尺寸约为48 μm。该MS-FPI经再涂覆后具有较好的机械强度,可作为纱线织入织物。其干涉谱在弯曲直径4 cm范围内,基本保持不变,且具有极低的温度灵敏度,适合作为解调滤波器。对该波长解调方法进行理论分析和实验研究,结果表明,所设计的解调系统在FBG脉搏波范围内可实现线性解调,具有较好的测量重复性,解调灵敏度约为43 mV/pm;所解调出的脉搏波与商用解调仪的结果一致,通过与光电容积脉搏波的对比,证明了所设计系统解调脉搏波的正确性。

关键词 测量; 光纤传感; 脉搏波解调; 微结构法布里-珀罗干涉仪; 光纤光栅; 光纤传感织物

中图分类号 TN253

文献标识码 A

doi: 10.3788/CJL201744.1004002

Demodulation Method of Fiber Bragg Grating Pulse Wave Based on Micro-Structure Fabry-Perot Interferometer

Wang Liqing^{1,2}, Miao Changyun^{1,2}, Zhang Cheng^{1,2}

¹School of Electronics and Information Engineering, Tianjin Polytechnic University, Tianjin 300387, China;

²Tianjin Key Laboratory of Optoelectronic Detection Technology and System, Tianjin 300387, China

Abstract A demodulated method for fiber Bragg grating (FBG) pulse wave is proposed based on micro-structure Fabry-Perot interferometer (MS-FPI). The proposed MS-FPI is fabricated by splicing single mode fiber and photonic crystal fiber (PCF), and the micro-bubble structure is formed near the splicing end face by the special technology to constitute the Fabry-Perot (F-P) cavity, whose size is about 48 μm. In order to increase mechanical strength, the MS-FPI is coated again and thus can be woven into the fabric as yarn. Its interference spectrum remains nearly unchanged even its bending diameter is up to 4 cm. Besides, it also has very low temperature sensitivity, suitable as a demodulator filter. The proposed demodulated method is analyzed theoretically and studied experimentally. The results indicate that the designed demodulated system achieves linear demodulation in the range of the FBG pulse wave and has better measurement repeatability. The demodulated sensitivity is about 43 mV/pm. The demodulated pulse wave is consistent with the result of the commercial interrogator. By comparing with the photoplethysmography, the correctness of the pulse wave demodulated by designed system is proved.

Key words measurement; optical fiber sensing; pulse wave demodulation; micro-structure Fabry-Perot interferometer; fiber Bragg grating; optical fiber sensing fabric

OCIS codes 120.1880; 060.3735; 060.2300; 060.2310

收稿日期: 2017-05-03; **收到修改稿日期:** 2017-05-31

基金项目: 国家自然科学基金(61307094)、天津市自然科学基金(14JQNJC01800)、天津市高等学校科技发展基金(20140713)

作者简介: 王丽清(1977—),女,博士研究生,讲师,主要从事光纤传感方面的研究。E-mail: wangliqing@tjpu.edu.cn

导师简介: 苗长云(1962—),男,博士,教授,主要从事光通信和光传感方面的研究。E-mail: miaochangyun@tjpu.edu.cn

* **通信联系人.** E-mail: zhangcheng@tjpu.edu.cn

1 引 言

在健康监护领域,对患者或老年人生理参数的实时监测是十分有必要的^[1-4]。为了提高监测的移动性和舒适性,对具有检测机械、热或化学参量能力的智能传感织物的研究备受关注^[5-8]。目前,大多数对传感织物的研究主要集中于用电学方法。然而,电学传感器具有易受电磁干扰的缺点,限制了其在核磁共振等强磁场或强电磁干扰场合的应用。由于光纤传感器具有灵敏度高、带宽范围大、抗电磁干扰、对人体本质安全、与纱线兼容等特点,光纤传感织物的研究逐步引起人们的关注^[9-14]。其中,基于波长调制型的光纤光栅(FBG)传感织物是该领域的主要研究方向,其具有很高的灵敏度,不受光源波动和光纤弯曲的影响,且容易组网以进行多种生理信号的检测。2008年,欧洲的 OFSETH 项目提出了将 FBG 集成在织物中的设想,并实现了在核磁共振环境中对人体呼吸运动的测量^[15-16]。Carmo 等^[17]研制了一种基于 FBG 的智能服装,实现了人体呼吸和心跳频率的同步采集。此外,Li 等^[18]研究了一种基于 FBG 阵列的多点温度检测智能服装,通过将 FBG 嵌入聚合物载体实现了较高的温度灵敏度。脉搏信号与人体心脏机能和血压状况密切相关,是健康监护中重要的生理指标。文献^[19-20]分别利用裸光纤光栅进行了人体脉搏波测量的初步研究。本课题组前期也研究了一种脉搏传感织物,通过特殊的编织方式将光纤光栅传感器织入织物,实现了桡动脉脉搏波的测量^[21]。然而,在光纤光栅检测系统中,需要对波长信息进行解调从而获得被测信号,而传统的波长解调装置由于体积和质量的原因,不适合在织物传感领域中应用。因此,新型光纤光栅波长解调方法的研究成为光纤光栅织物传感系统中的关键问题,具有重要意义。

本文提出并验证了一种基于微结构法布里-珀罗干涉仪(MS-FPI)的光纤光栅波长解调方法,实现了对光纤光栅脉搏波的解调。通过特殊的熔接工艺在光纤内部形成气泡微腔,从而产生法布里-珀罗(F-P)干涉。经测试,所制作的 MS-FPI 干涉谱平滑,对温度和弯曲的变化不敏感,适合作为边沿滤波器对 FBG 进行解调,并且其与纱线兼容的特点使其具有织入织物的潜力。基于该 MS-FPI 设计了波长解调系统,在脉搏波引起的波长变化范围内实现了线性解调。脉搏实测结果表明所解调出的脉搏波与商用解调仪大的结果一致,通过与光电容积脉搏波的对比,证明了解调脉搏波的正确性。

2 MS-FPI 原理与制作

所提出的 MS-FPI 通过熔接一段普通单模光纤(SMF)和一段光子晶体光纤(PCF)构成,所使用的 PCF 的包层由空气管结构构成。在熔接过程中,当温度足够高时,熔接点附近的光纤呈熔融状态,使得在熔接面附近的一小段 PCF 中的空气孔结构完全坍塌。通过选择合适的熔接参数,可以使原来在 PCF 中的空气在坍塌过程中于光纤内汇聚形成微气泡,从而构成 F-P 腔^[22],其结构如图 1 所示。由于每个玻璃-空气界面的反射率非常低(小于 4%),这种 MS-FPI 可以描述为双光束干涉^[23-24],其反射光强 $I(\lambda)$ 可以表示为

$$I(\lambda) = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos\left(\frac{4\pi nL}{\lambda} + \varphi_0\right), \quad (1)$$

式中, I_1 和 I_2 为两束微腔界面反射光的强度, n 为 F-P 腔内介质的折射率, L 为 F-P 腔的长度, λ 为输入光的波长, φ_0 为初始相位。干涉周期 $\Delta = \lambda^2 / (2nL)$ 。由于腔内介质为空气,其折射率为 1,在波长一定的条件下,干涉周期仅与腔长 L 有关。通过调节 L ,可以改变干涉峰边沿的斜率。

实验中所使用的单模 PCF(YSL, SM-10)具有三层空气孔结构(如图 1 内插图所示)。以商用熔接机(FITEL S183PM-II)中的内置光子晶体-单模光纤熔接程序为基础,调整相关熔接参数,对一段单模光纤(Corning SMF-28)和上述 PCF 进行熔接,探索微气泡的形成规律。实验发现,当放电功率为 135~165 bit

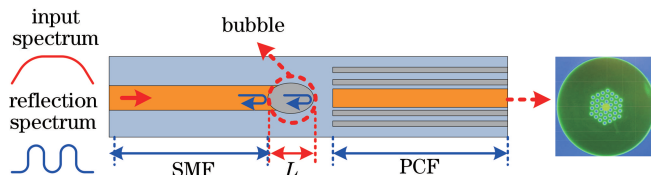


图 1 MS-FPI 结构示意图

Fig. 1 Structural diagram of MS-FPI

时,可在熔接点附近出现重复性较好的微气泡,且所形成的微气泡尺寸随着放电强度的增加而增加,所获得的 FPI 腔长一般在 $50\ \mu\text{m}$ 以下。为满足 FBG 脉搏波解调要求,干涉峰边沿线性区域要大于 $2.5\ \text{nm}$,且在此基础上要尽量增大腔长,提高干涉峰边沿的斜率,以获得较高的解调灵敏度。根据上述原则以及 FPI 制作的稳定性,选择出用于波长解调的 MS-FPI,其腔长约为 $48\ \mu\text{m}$,气泡结构如图 2 所示。

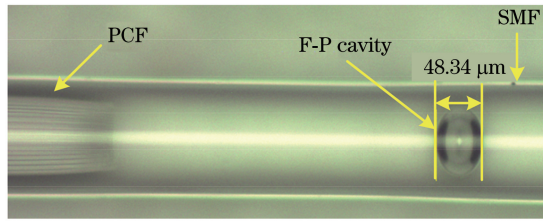


图 2 MS-FPI 显微镜图
Fig. 2 Micrograph of MS-FPI

当 MS-FPI 作为波长解调滤波器时,其滤波边沿应该在 FBG 漂移的范围内保持稳定。根据前期的测试,光纤光栅脉搏传感织物在进行脉搏测量时输出的波长范围为 $1546\sim 1549\ \text{nm}$ 。因此,在该波长范围内,利用文献[25]所述的实验装置,对所制作的 MS-FPI 的温度和弯曲特性进行研究。

为增加 FPI 的机械强度,将熔接点处的裸光纤部分用丙烯酸脂进行涂覆。在涂覆前后,自由状态下的 MS-FPI 干涉谱未发生明显变化,如图 3 所示。由于微气泡的尺寸很小,光纤的纯弯曲引起的腔长变化也很微小,故干涉谱的变化不明显。对涂覆后的 MS-FPI 进行大幅度弯曲,当弯曲直径约为 $4\ \text{cm}$ 时,干涉谱向长波方向仅漂移了 $0.42\ \text{nm}$,且在 $1545\sim 1550\ \text{nm}$ 部分的干涉峰边沿(即用于解调的滤波器边沿)没有发生明显形变。

由于热膨胀效应,MS-FPI 中气泡的尺寸理论上会受到温度变化的影响。但是温度的变化不会改变腔内空气的折射率。因此,MS-FPI 的温度灵敏度非常低,文献[22]的报道中仅为 $0.95\ \mu\text{m}/^\circ\text{C}$ 。所制作出的 MS-FPI 在 $20\sim 120\ ^\circ\text{C}$ 温度变化范围内,其干涉谱基本没有变化,如图 4 所示,这与相关文献中的报道相吻合。

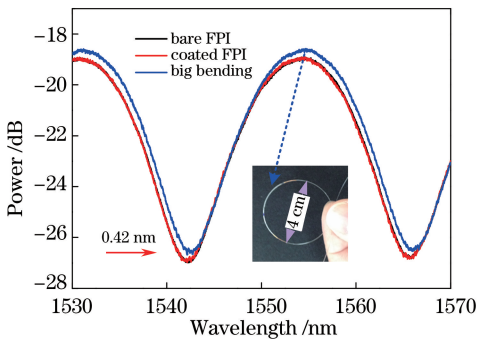


图 3 MS-FPI 不同状态下的干涉谱,
内插图为对应干涉谱的弯曲状态

Fig. 3 Interference spectra of MS-FPI under different statuses, the inset indicates the bending status of the corresponding interference spectrum

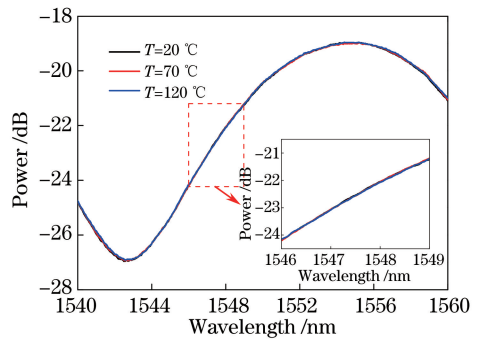


图 4 不同温度下的 MS-FPI 干涉谱,
内插图为波形的局部放大

Fig. 4 Interference spectra of MS-FPI under different temperatures, the inset is the partial enlargement of the waveform

通过弯曲和温度特性实验,证明了所制作的 MS-FPI 具有较好的稳定性,能够作为边沿滤波器对光纤光栅脉搏波进行波长解调。此外,由于光纤表面光滑,且比纱线坚硬,通过特殊的编织工艺(如经编衬纬),当 MS-FPI 织入织物后,几乎不会受到轴向应变的影响。因此,所提出的 MS-FPI 适合集成到织物中。

3 波长解调原理

所提出的基于 MS-FPI 的光纤光栅脉搏波解调系统如图 5 所示,包括放大自发辐射(ASE)宽带光源,四端口光环行器,MS-FPI 滤波器,光探测器及其转换电路,数据采集卡(NI, USB||6259, 16 bit)和计算机上运

行的处理软件。其中,光探测器及其转换电路采用一体化的 PIN-FET 光接收组件(SPF0800),该组件采用 InGaAs 平面结构 PIN 光电探测器,内部集成了光电转换和放大电路,其响应度为 0.95 A/W(1550 nm),灵敏度小于-54 dBm。

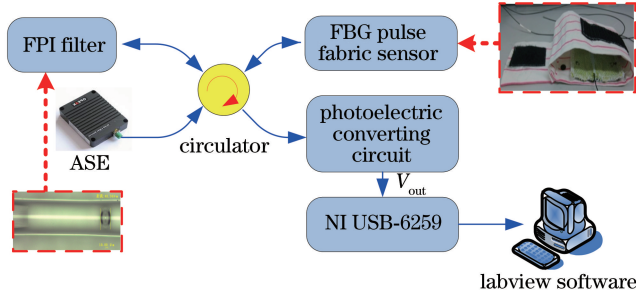


图 5 基于 MS-FPI 的波长解调系统示意图

Fig. 5 Schematic diagram of wavelength demodulation system based on MS-FPI

由于脉搏波引起的 FBG 波长漂移很小,在波长变化范围内,ASE 光源的功率谱密度函数可以近似为常量(S_0)。当 FBG 的带宽远小于 FPI 的自由光谱范围时,FBG 的反射谱函数可以用冲击函数表示。假设光电转换为线性,则光电转换电路输出电压 V_{out} 可以表示为

$$V_{out} = K_1 K_2 S_0 R_0 \int_0^{\infty} \delta(\lambda - \lambda_B) T(\lambda) d\lambda = K_1 K_2 S_0 R_0 \cdot T(\lambda_B), \quad (2)$$

式中, λ_B 为 FBG 的中心波长, R_0 为 FBG 的反射率, K_1 为光路衰减系数, K_2 为光电转换系数。 $T(\lambda)$ 为 MS-FPI 的功率谱密度函数,根据(1)式,其可表示为

$$T(\lambda) = t_1 + t_2 \cos\left(\frac{4\pi nL}{\lambda} + \varphi_0\right), \quad (3)$$

式中, t_1 和 t_2 分别为直流偏置量和交流系数。将 $T(\lambda)$ 在 FBG 初始波长 λ_0 处泰勒展开,仅保留常数项和一次项,则系统输出电压 V_{out} 可表示为

$$V_{out} = K_1 K_2 S_0 R_0 (A + B \cdot \lambda_B), \quad (4)$$

式中

$$A = t_1 + t_2 \cos\left(\frac{4\pi nL}{\lambda_0} + \varphi_0\right) - \frac{4\pi nL \cdot t_2}{\lambda_0} \sin\left(\frac{4\pi nL}{\lambda_0} + \varphi_0\right)$$

$$B = \frac{4\pi nL \cdot t_2}{\lambda_0^2} \sin\left(\frac{4\pi nL}{\lambda_0} + \varphi_0\right). \quad (5)$$

实验中发现,由于脉搏引起的 FBG 波长漂移仅为几十皮米。根据上述推导,在光纤光栅脉搏波的变化范围内, V_{out} 和 λ_B 可近似为线性关系。因此,可通过采集 V_{out} 的变化,来获取脉搏信号。

4 实验结果与分析

4.1 静态波长解调实验

根据上述波长解调原理,设计了一种基于 MS-FPI 滤波的 FBG 波长解调系统,其静态波长解调实验装置如图 6 所示。将 FBG 脉搏传感单元的一端固定在平移台上,另一端固定在升降台上。通过调节升降台的高度,使 FBG 脉搏传感单元发生微弯,从而改变 FBG 的反射波长。利用光谱分析仪(OSA, YOKOGAWA, AQ6370B,分辨率为 20 pm)来获取 FBG 的波长信息。

FBG 的初始波长被调节至 1546.6 nm。在前期使用商用波长解调仪的实验中,当传感织物佩戴在腕部后,FBG 的静态波长会因外部压力而发生平移,但平移范围不超过 2.5 nm。而脉搏波引起的波长变化仅有几十皮米。因此,在实验中,FBG 波长的调节范围为 1546.6~1549.2 nm,步进为 0.2 nm。同时记录 FBG 的反射波长与解调系统的输出电压,重复进行 3 次实验,结果如图 7 所示,可见解调系统具有很好的重复性。将 FBG 波长与三次重复实验的平均值进行线性拟合,结果如图 8 所示,两者具有很好的线性关系,这与前述

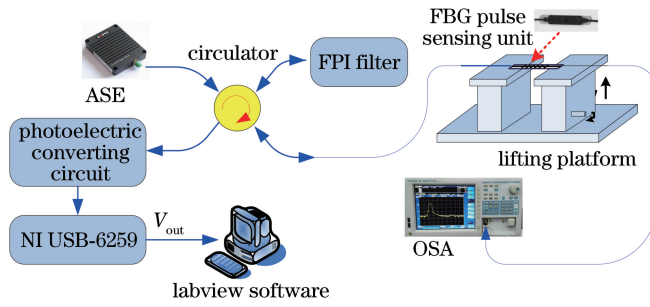


图 6 静态波长解调实验装置图

Fig. 6 Setup of static wavelength demodulation experiment

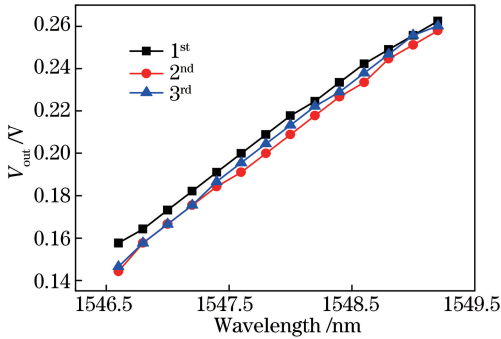


图 7 静态波长解调实验结果

Fig. 7 Results of static wavelength demodulated experiment

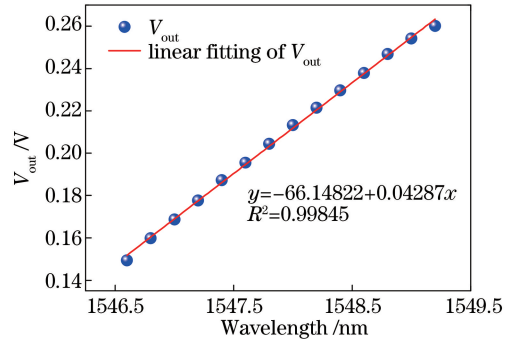


图 8 解调输出与波长的线性拟合结果

Fig. 8 Linear fitting result of the demodulated outputs and wavelengths

的理论分析相一致。

4.2 脉搏波测量实验

分别利用所设计的波长解调系统和商用波长解调仪(MOI, Sm130)对同一被测者的脉搏波信号进行解调。在测试过程中,被测者所佩戴的FBG脉搏传感织物位置保持不变。图9(a)为Sm130解调出的脉搏波信号,可见脉搏波引起的FBG波长漂移约为60 pm。自制波长解调系统输出的脉搏波信号如图9(b)所示,解调信号的脉搏特征虽明显,但波形不是非常平滑,存在一定的高频噪声。基于小波变换和数学形态学滤波的去噪算法对原始解调脉搏波信号进行处理^[26],结果如图9(c)所示。可见,处理后的信号波形变得平滑,在保留脉搏主要特征的基础上,有效地抑制了原有的高频噪声。通过对比,两种解调装置所获取的脉搏波的波

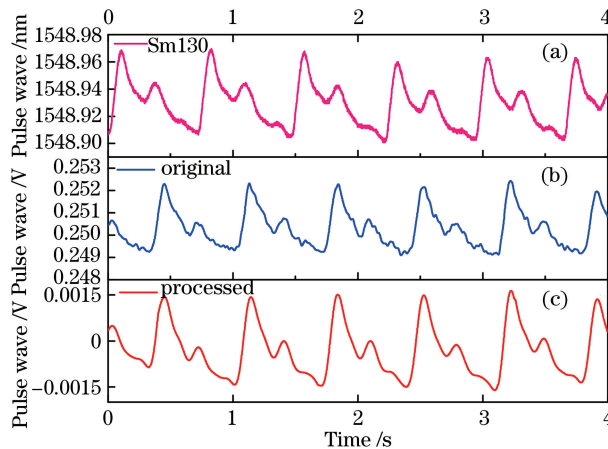


图 9 同一志愿者的FBG脉搏波。(a)商用解调仪获得的脉搏波;(b)所设计解调系统输出的原始脉搏波;(c)处理后的脉搏波

Fig. 9 FBG pulse wave of the same volunteer. (a) Pulse wave obtained by commercial interrogator; (b) original pulse wave output by the designed demodulation system; (c) processed pulse wave

形具有很好的一致性。

利用该解调系统对多人的脉搏波进行检测,为了进行对比,同步采集被测者指尖部位的光电容脉搏波(PPG)。在实验中,所有被测者的FBG脉搏波均能被有效地检出。图10为其中两名被测者的FBG脉搏波信号和PPG脉搏波信号,FBG所检测出的脉搏波与PPG脉搏波波形基本一致。由于检测位置和灵敏度不同,FBG脉搏波下降沿中的潮波和重搏波特征更为明显。实验结果表明,所提出的解调方法用于FBG脉搏波检测具有可行性。

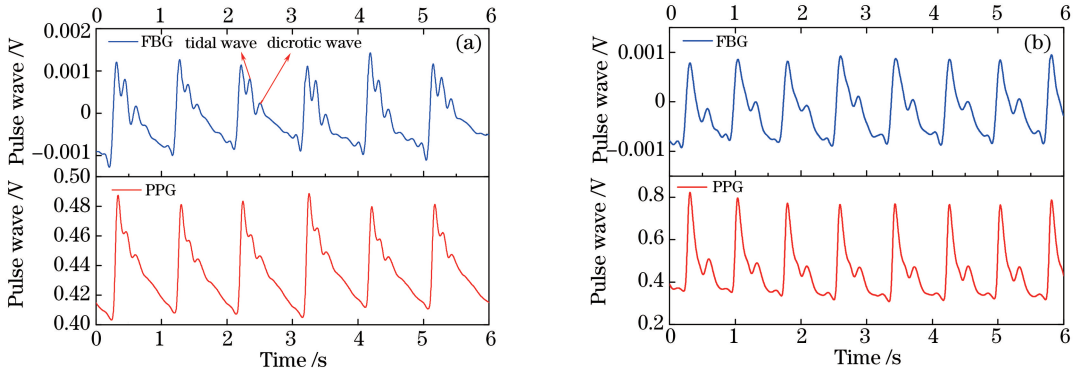


图10 FBG脉搏波与PPG脉搏波的对比。(a)志愿者A;(b)志愿者B

Fig. 10 Comparison of pulse waves of FBG and PPG. (a) Volunteer A; (b) volunteer B

5 结 论

为了实现FBG传感织物对脉搏波的检测,本文提出了一种基于MS-FPI的FBG波长解调方法。该MS-FPI由熔接单模光纤和PCF过程中出现的微气泡所构成。由于其体积微小,外形如同光纤,对环境温度和弯曲不敏感,因此适合作为波长解调滤波器,并具备织入织物的潜力。对基于MS-FPI的波长解调方法进行理论分析,推导相关解调公式,证明解调输出与脉搏波存在线性关系。分别进行静态波长解调和脉搏波实测实验,结果表明,该方法的解调效果与商用波长解调仪的结果相当,且通过与光电容脉搏波的对比,证明了所解调的FBG脉搏波的正确性。相比课题组前期研究的在线马赫-曾德尔干涉仪,MS-FPI受弯曲和温度变化的影响小,可以提高解调的稳定性,其极小的尺寸和柔性封装的特点更加适合与织物的集成。该解调方法为FBG智能传感织物的研究与应用提供了参考,具有重要意义。

参 考 文 献

- [1] Zheng Y L, Ding X R, Poon C C, *et al.* Unobtrusive sensing and wearable devices for health informatics[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2014, 61(5): 1538-1554.
- [2] Bandodkar A J, Wang J. Non-invasive wearable electrochemical sensors: a review[J]. Trends in Biotechnology, 2014, 32(7): 363-371.
- [3] Zeng W, Shu L, Li Q, *et al.* Fiber-based wearable electronics: a review of materials, fabrication, devices, and applications[J]. Advanced Materials, 2014, 26(31): 5310-5336.
- [4] Lobodzinski S S. ECG patch monitors for assessment of cardiac rhythm abnormalities[J]. Progress in Cardiovascular Diseases, 2013, 56(2): 224-229.
- [5] Chan M, Esteve D, Fourniols J Y. Smart wearable systems: current status and future challenges[J]. Artificial Intelligence in Medicine, 2012, 56(3): 137-156.
- [6] Hu J, Meng H, Li G, *et al.* A review of stimuli-responsive polymers for smart textile applications[J]. Smart Materials and Structures, 2012, 21(5): 053001.
- [7] Gugliuzza A, Drioli E. A review on membrane engineering for innovation in wearable fabrics and protective textiles[J]. Journal of Membrane Science, 2013, 446: 350-375.
- [8] Atalay O, Kennon W R, Demirok E. Weft-knitted strain sensor for monitoring respiratory rate and its electro-mechanical modeling[J]. IEEE Sensors Journal, 2015, 15(1): 110-122.

- [9] Roriz P, Carvalho L, Frazão O, *et al.* From conventional sensors to fibre optic sensors for strain and force measurements in biomechanics applications: a review[J]. *Journal of Biomechanics*, 2014, 47(6): 1251-1261.
- [10] Massaroni C, Saccomandi P, Schena E. Medical smart textiles based on fiber optic technology: an overview[J]. *Journal of Functional Biomaterials*, 2015, 6(2): 204-221.
- [11] Ciocchetti M, Massaroni C, Saccomandi P, *et al.* Smart textile based on fiber Bragg grating sensors for respiratory monitoring: design and preliminary trials[J]. *Biosensors*, 2015, 5(3): 602-615.
- [12] Selm B, Gürel E A, Rothmaier M, *et al.* Polymeric optical fiber fabrics for illumination and sensorial applications in textiles[J]. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 2010, 21(11): 1061-1071.
- [13] Stupar D Z, Bajic J S, Manojlovic L M, *et al.* Wearable low-cost system for human joint movements monitoring based on fiber-optic curvature sensor[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2012, 12(12): 3424-3431.
- [14] Yang X, Chen Z, Elvin C S M, *et al.* Textile fiber optic microbend sensor used for heartbeat and respiration monitoring[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2015, 15(2): 757-761.
- [15] Grillet A, Kinet D, Witt J, *et al.* Optical fiber sensors embedded into medical textiles for healthcare monitoring[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2008, 8(7): 1215-1222.
- [16] Witt J, Narbonneau F, Schukar M, *et al.* Medical textiles with embedded fiber optic sensors for monitoring of respiratory movement[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2012, 12(1): 246-254.
- [17] Carmo J P, Silva A M F, Rocha R P, *et al.* Application of fiber Bragg gratings to wearable garments[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2012, 12(1): 261-266.
- [18] Li H, Yang H, Li E, *et al.* Wearable sensors in intelligent clothing for measuring human body temperature based on optical fiber Bragg grating[J]. *Optics Express*, 2012, 20(11): 11740-11752.
- [19] Kawamura M, Ishizawa H, Sato S, *et al.* Application to vital signs by fiber Bragg grating sensing[C]. Tokyo: 2011 Proceedings of the SICE Annual Conference, 2011: 2702-2704.
- [20] Sato S, Ishizawa H, Hattori A, *et al.* Study of fixed points in pulse rate measurement by FBG sensor[C]. Akita: 2012 Proceedings of the SICE Annual Conference, 2012: 1849-1851.
- [21] Tian Xinyu, Yang Kun, Zhang Cheng. Design of pulse sensing fabric based on fiber Bragg grating[J]. *Journal of Textile Research*, 2016, 37(10): 38-41.
田新宇, 杨昆, 张诚. 光纤布拉格光栅脉搏传感织物的设计[J]. *纺织学报*, 2016, 37(10): 38-41.
- [22] Villatoro J, Finazzi V, Coviello G, *et al.* Photonic-crystal-fiber-enabled micro-Fabry-Perot interferometer[J]. *Optics Letters*, 2009, 34(16): 2441-2443.
- [23] Duan D W, Rao Y J, Hou Y S, *et al.* Microbubble based fiber-optic Fabry-Perot interferometer formed by fusion splicing single-mode fibers for strain measurement[J]. *Applied Optics*, 2012, 51(8): 1033-1036.
- [24] Zhang Jie, Jing Zhenguang, Li Ang, *et al.* All-silica fiber EFPI high static pressure sensor in fusion with simple structure[J]. *Chinese J Lasers*, 2016, 43(10): 1010004.
张杰, 荆振国, 李昂, 等. 结构简单的熔接式全石英光纤 EFPI 高静压传感器[J]. *中国激光*, 2016, 43(10): 1010004.
- [25] Zhang C, Zhao J J F, Miao C Y, *et al.* Curvature and temperature sensor based on bulge-taper structures interferometer with embedded fiber Bragg grating[J]. *Optical Engineering*, 2015, 54(8): 087104.
- [26] Zhang Cheng, Wang Yihe, Miao Changyun. Analysis and feature extraction of pulse wave signal measured by FBG sensor[J]. *Journal of Signal Processing*, 2015, 31(9): 1145-1151.
张诚, 王一鹤, 苗长云. 光纤光栅脉搏波分析处理及特征提取[J]. *信号处理*, 2015, 31(9): 1145-1151.