

文章编号 1004-924X(2009)12-2887-06

膜片式微型 F-P 腔光纤压力传感器

于清旭,贾春艳

(大连理工大学 物理与光电工程学院,辽宁 大连 116024)

摘要:为满足工业和生物医学领域对微型化传感器的需求,实验研究了基于 Fabry-Perot(F-P)干涉仪原理的膜片式微型光纤压力传感器的制作工艺。在单模光纤端面上直接熔接外径约 175 μm 的毛细石英管,在石英管的另一端制作敏感膜片,从而使光纤端面与膜片内表面之间形成 F-P 干涉腔。采用电弧熔接、切割、腐蚀膜片等方法制作了石英膜片式压力传感器,该传感器在 0~3.1 MPa 内 F-P 腔的腔长变化灵敏度为 41.09 nm/MPa,压强测量分辨率为 681 Pa,并具有很小的温度敏感系数。在 30~140 $^{\circ}\text{C}$,温度交差敏感 <1.07 kPa/ $^{\circ}\text{C}$ 。为了克服石英膜片减薄困难的缺点,选用聚合物材料(PSQ)作为压力敏感膜片制作了 F-P 传感器。室温下在 0.1~2.1 MPa,PSQ 膜片的 F-P 腔长变化灵敏度达到 1 886.85 nm/MPa,压强测量分辨率达到 53 Pa,十分接近人类或其他动物的体内压强测量水平。

关键词:光纤 Fabry-Perot 腔;微型压力传感器;石英膜片;聚合物膜片

中图分类号:TN253 文献标识码:A

Diaphragm based miniature fiber optic pressure sensor with F-P cavity

YU Qing-xu, JIA Chun-yan

(School of Physics and Optoelectronic Engineering,
Dalian University of Technology, Dalian 116024, China)

Abstract: In order to meet the requirements of both industry and biomedicine for miniature pressure sensors, the miniature fiber optic pressure sensors based on Fabry-Perot (F-P) interferometric principle are manufactured. A piece of hollow fiber with a 175 μm outer diameter is fused directly onto a fiber tip and a thin diaphragm is fused onto the other end of the hollow fiber, then the F-P cavity is formed between the fiber tip and the diaphragm. An miniature entire quartz fiber optic pressure sensor is fabricated by cleaving, fused splicing and etching. The pressure response of the sensor is tested, test results show that the cavity pressure sensitivity is 41.09 nm/MPa in the full pressure scale of 0—3.1 MPa, and the pressure resolution is 681 Pa. The temperature sensitivity of the sensor has also been tested under atmospheric pressure, and a weak temperature dependence of 1.07 kPa/ $^{\circ}\text{C}$ is obtained in the test temperature from 20 $^{\circ}\text{C}$ to 140 $^{\circ}\text{C}$. Since it is hard to further decrease the thickness of the quartzose diaphragm, a polymer(PSQ) diaphragm is used as a pressure diaphragm to increase the sensitivity of the sensor. The pressure response of the PSQ diaphragm based sensor has also been tested under room temperature, it shows the cavity pressure sensitivity is 1 886.85 nm/MPa in the full pressure scale of 0.1—2.1 MPa, and the pressure resolution is 53 Pa. These results are very

收稿日期:2009-01-15;修订日期:2009-02-18.

基金项目:国家自然科学基金资助项目(No. 60677010)

closed to the resolution of the pressure measurement in human being and animals.

Key words: optical fiber Fabry-Perot cavity; miniature pressure sensor; quartzose diaphragm; polymer diaphragm

1 引言

基于光纤 Fabry-Perot (F-P) 腔的压力传感器具有耐恶劣环境、抗电磁干扰、温度交叉敏感性小等特点,适于在医疗^[1]、航空航天^[2]、桥梁建筑^[3]、高温油井^[4]和国防^[5-6]等领域的压力监测应用。在一些特殊的工业领域,需要对压力进行实时监测,而提供的传感器安装空间非常有限,这对传感器的结构和特性提出了苛刻的要求。在医学诊断领域,侵入人体的压力测量是非常重要的,如手术过程中对动脉和静脉的血压、颅内压^[7]、心内压等的实时监测,也都需要体积小、精度高的压力传感器。

微型光纤 F-P 腔压力传感器通常有毛细管结构和膜片结构两种。毛细管结构的压力传感器对压强感知灵敏度低,可用于大压强范围的测量^[8],但不适合医学等领域的低压范围测量。膜片式 F-P 腔结构理论上可以获得较高的灵敏度,但目前能够在光纤端面上制作高灵敏膜片的技术仍存在诸多缺陷,如工艺复杂^[9-10]、材料温度和力学特性差等。

本文对膜片式微型光纤 F-P 腔压力传感器进行了系统的研究。介绍了一种石英膜片式微型光纤 F-P 腔传感器的制作技术,通过切割-熔接-切割-腐蚀的方法,直接把 F-P 干涉腔制作在单模光纤的末端,通过精确测量外界压强作用下膜片的形变实现压强的解调。为进一步提高传感器的压强灵敏度,尝试采用一种新的聚合物材料制作压强敏感膜片,该材料(PSQ)兼具有机聚合物和无机材料的特性,硬度高、热稳定性好、弹性好、与石英材料粘合成强,基于该有机膜片的微型压力传感器的灵敏度较石英膜片式传感器提高了约两个数量级。

2 膜片式微型光纤 F-P 压力传感器工作原理

光纤 F-P 压力传感器的基本结构是一个低

细度的 Fabry-Perot 干涉仪。抛光良好的导入光纤端面与压力敏感膜内表面形成 F-P 腔,如图 1 所示。

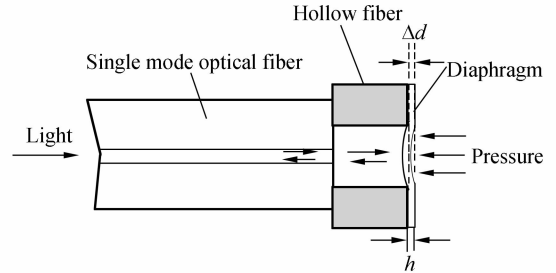


图 1 膜片式光纤 EFPI 传感头示意图

Fig. 1 Configuration of fiber tip pressure sensor

光源发出的光通过传导光纤垂直入射到光纤端面上,一部分光功率(约 4%)被传导光纤端面反射,其余光功率透射后,到达压力敏感膜,被敏感膜的内表面部分反射并耦合回到传导光纤内,光纤端面的反射光和压力传感膜内表面的反射光发生干涉。根据薄膜弹性形变原理,压力敏感膜在外界压力的作用下发生形变,从而改变 F-P 腔腔长,引起干涉谱变化,通过测量干涉光谱,对干涉光谱进行解调,即可得到作用在压力敏感膜上的压力变化。

根据弹性力学的原理,压强变化与腔长变化之间的关系可用以下公式表示:

$$\Delta d = \frac{3(1-\mu^2)r^4}{16E \cdot h^3} \cdot \Delta p \quad (1)$$

其中, Δp 为膜片内外压强差的变化量; h 为薄膜的厚度; r 为薄膜的有效半径,即毛细石英管的内半径; Δd 为腔长的变化量; μ 为薄膜的泊松比; E 为薄膜的杨氏模量。

测量灵敏度 Y 为:

$$Y = \frac{\Delta d}{\Delta p} = \frac{3}{16} \cdot \frac{(1-\mu^2)r^4}{E \cdot h^3} \quad (2)$$

可见压强测量灵敏度与敏感膜的有效半径的 4 次方成正比,与膜片厚度的 3 次方成反比,在膜片材料选定后,压强测量灵敏度由膜片的厚度和半径大小决定。

3 膜片式传感头的制作方法

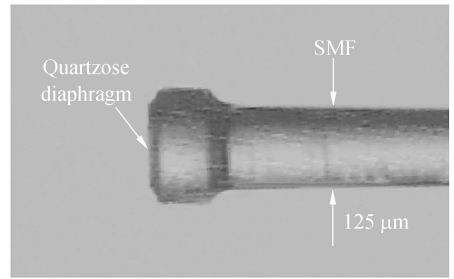
3.1 石英膜片式传感头的制作

为增大压力敏感膜的尺寸,提高灵敏度,本文采用内外径分别为 $75\ \mu\text{m}$ 和 $175\ \mu\text{m}$ 的石英毛细管制作 F-P 干涉腔,由于 F-P 腔环形石英玻璃管壁厚 $50\ \mu\text{m}$,远大于压力敏感膜的厚度,实验中外界压强引起的腔壁形变远远小于压力敏感膜的形变,其对压力测量的影响可以忽略不计。

传感头的制作过程为:首先在抛光良好的单模光纤端面上用熔接机熔接一段石英毛细管;利用比长仪控制切刀,将毛细管切成合适的腔长;然后在毛细石英管的另一端熔接外径 $125\ \mu\text{m}$ 的石英丝,这样光纤与石英丝的端面中间形成的空气隙构成一个 F-P 干涉腔。再利用比长仪控制切刀位置,切割石英丝仅留下一层薄膜片,作为压力敏感膜。由于制作工艺的限制,直接切割膜片的厚度最小只能达到 $8\ \mu\text{m}$ 。为进一步提高灵敏度,可以采用氢氟酸腐蚀减薄膜片。

实验中,采用添加缓冲液的氢氟酸溶液对石英膜片进行腐蚀处理。在开始之前,首先利用裸光纤对腐蚀速率进行大致测试,然后选用两支初始膜片厚度分别为 $8\ \mu\text{m}$ 和 $9\ \mu\text{m}$ 的传感头同时放入溶液中腐蚀,并实时监测两支传感头的干涉光谱信号。腐蚀 15 min 后,初始膜厚为 $8\ \mu\text{m}$ 的传感头干涉谱信号消失,意味着 $8\ \mu\text{m}$ 膜片已经被腐蚀过度,此时停止腐蚀,将 $9\ \mu\text{m}$ 膜厚传感头从溶液中取出,并清洗掉残余的氢氟酸溶液。

实际测量经腐蚀之后膜片厚度约为 $4.9\ \mu\text{m}$ 。进一步腐蚀,将会造成膜片穿孔损坏。图 2 是腐蚀前后的传感头显微图片。



(b) 腐蚀后

(b) After etching

图 2 石英膜片式 F-P 传感头的显微图片

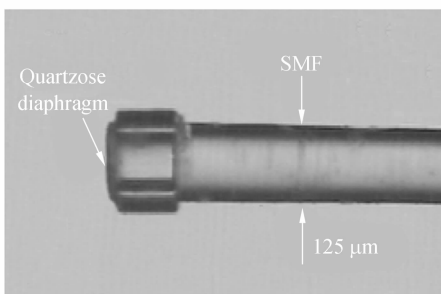
Fig. 2 Micrographs of sensor head

3.2 有机膜片式传感头的制作

低聚倍半硅氧烷聚合物光子材料(PSQ)是大连理工大学化工学院蹇锡高教授研究小组研制成的一种新型材料。PSQ 的基本组成是由 Si-O 键构成主链,侧链是与硅原子相连的各种有机基团,因此,分子链结构中既含有“有机基团”,又含有“无机骨架”,兼具有有机聚合物和无机材料的特性,具有硬度高、热稳定性好、透明均一等优点,可成为一种性能良好的有机光子材料^[11]。

PSQ 为液态,可以通过固化与石英材料紧密牢固的结合。固化后的 PSQ 材料不具有亲水性和透水性,采用 PSQ 材料的微型压力传感器特别适合植入式血压和液压的测量。

基于有机膜片的传感头的制作过程为:在一段单模光纤的端面上熔接一段内外径分别为 $75\ \mu\text{m}$ 和 $175\ \mu\text{m}$ 的毛细石英管;利用比长仪和切刀切割毛细石英管至合适的腔长值;将毛细石英管的另一端轻沾 PSQ 溶液;放入 $220\ \text{C}$ 恒温烘箱烘烤 3 h 直至 PSQ 完全固化成膜,制成的 F-P 传感头如图 3 所示。



(a) 腐蚀前

(a) Before etching

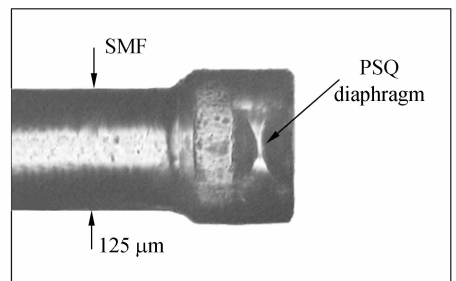


图 3 有机膜片式 F-P 传感头的显微图片

Fig. 3 Micrograph of sensor head based on PSQ diaphragm

4 传感器的实验标定

传感器的解调采用白光干涉波长解调的方法。通过对干涉光谱与 F-P 腔传递函数的最小均方误差计算,计算出 F-P 腔传感器的腔长值^[12]。在实验中,采用 MOI 公司的 si720 扫描激光波长查询仪进行干涉光谱测量,光路如图 4 所示。从 si720 光源发出的扫描激光通过一个环形器后传输到 F-P 压力传感器上,由传感器反射回的携带腔长信息的干涉光谱信号再次经过传输光纤和环形器耦合到解调仪的接收端,解调仪将测得的光谱数据发送给计算机,由计算机进行解调计算。

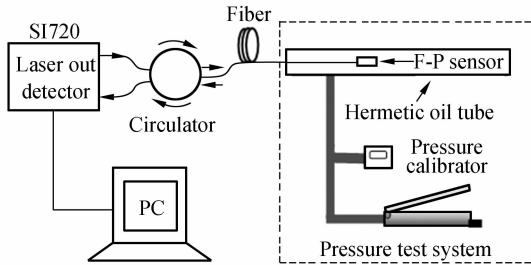
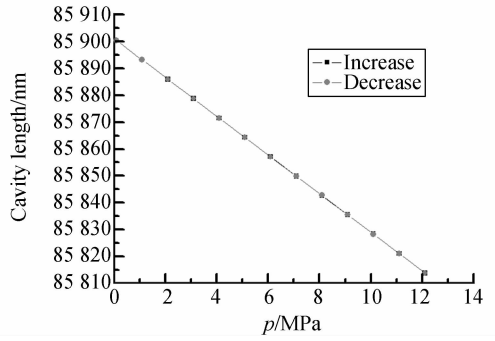


图 4 F-P 腔液压解调系统

Fig. 4 System setup for static pressure test

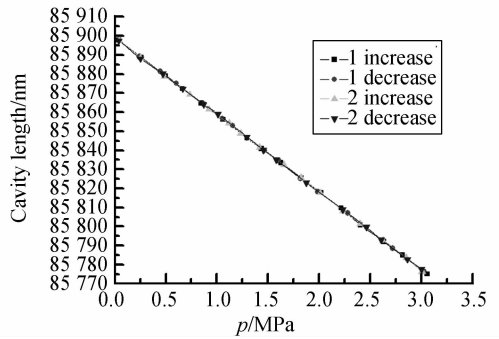
在室温下对石英膜片式传感头腐蚀前后分别进行了液压标定实验。常温常压下,初始腔长为 85 900.3 nm,定标曲线如图 5 所示,腐蚀前,膜厚为 9 μm,在 0~13 MPa, F-P 腔长变化灵敏度达到 7.23 nm/MPa,曲线的线性度为 0.999 99,如图 5(a)。腐蚀减薄后,膜厚 4.9 μm,在 0.1~3.1 MPa 内,灵敏度达到 41.09 nm/MPa,曲线的线性度为 0.999 98,如图 5(b)所示。

传感头制作过程中,毛细管与石英丝热熔时,会使 F-P 腔内封存一定量的空气,另外石英毛细管本身也存在热膨胀效应,导致 F-P 传感器腔长随温度漂移。为检验该传感器的温度-压强交叉敏感性,在常压下,将传感头放入恒温箱中进行温度测试。实验表明,大气压下,腔长在 20~140 °C 的温度敏感性仅为 0.044 nm/°C,如图 6 所示。相应于温度-压强交叉敏感为 1.07 kPa/°C,即 10 °C 的温度变化导致压强的测量误差仅为满量程的 0.3%。



(a) 腐蚀前膜厚 9 μm

(a) Before etching with 9 μm diaphragm



(b) 腐蚀后膜厚 4.9 μm

(b) After etching with 4.9 μm diaphragm

图 5 室温下的压力响应曲线

Fig. 5 Pressure response curves of sensor at room temperature

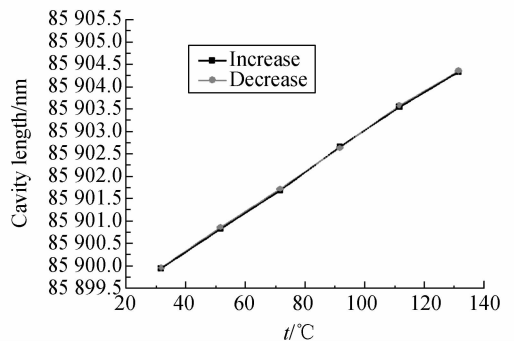


图 6 温度敏感曲线

Fig. 6 Temperature dependence of sensor

在室温和常压下,对传感头的静态腔长分辨率进行了测试,如果采用标准差的两倍作为传感器的压强测量分辨率,计算得到该压力传感器的腔长变化分辨率为 0.028 nm,相应的所能测量的

最小压强变化为 681 Pa,分辨率测试结果如图 7 所示。

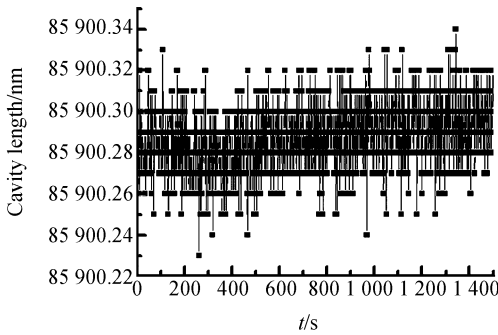


图 7 分辨率测试

Fig. 7 System resolution

膜片厚度决定了传感器的压力测量范围和灵敏度。利用化学腐蚀或机械研磨等方法可以减小膜片的厚度,提高传感头的灵敏度。计算表明,若将膜厚做到 3 μm 以下时,传感器即可以适用于 kPa 量级的压强测量。但由于进一步的腐蚀或研磨会使传感头损坏的几率变大,采用有机材料制作膜片将是一个有意义的尝试。

在室温下,本文利用图 4 所示的液压标定系统对初始腔长为 65 851.4 nm 的 PSQ 有机膜片式传感头进行了液压标定。实验标定曲线如图 8 所示,在 0.1 ~ 2.1 MPa, F-P 腔腔长变化为 3 773.7 nm,灵敏度为 1 886.85 nm/MPa,线性度为 0.999 8。

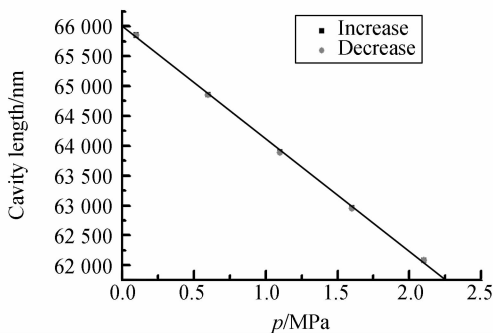


图 8 室温下压力响应曲线

Fig. 8 Pressure response curves of sensor at room temperature

同样,采用标准差的两倍作为传感器的压强测量的分辨率,在室温和标准大气压下,对传感头的静态腔长分辨率进行了测试,得到该压力传感

器的腔长变化分辨率为 0.1 nm,相当于所能测量的最小压强变化为 53 Pa,或 0.4 mmHg。这一压强测量灵敏度和分辨率的实现,意味着该传感器已十分接近用于人类或其他动物体内各种压强测量的水平。该传感器的分辨率测试结果如图 9 所示。

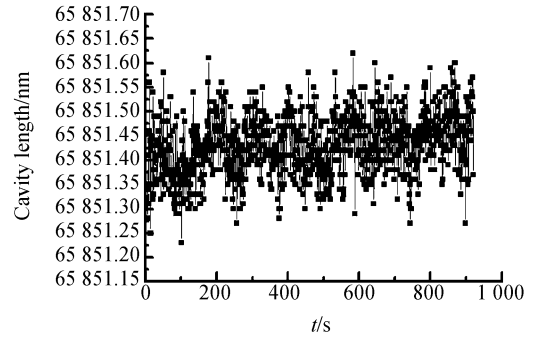


图 9 分辨率测试

Fig. 9 System resolution test result

5 结 论

为满足部分工业领域和生物医疗领域对微型传感器的应用需求,对微型光纤传感器进行了实验研究。采用电弧熔接、切割、腐蚀膜片的方法,在单模光纤上制作了外径为 175 μm 的全石英结构微型 F-P 腔传感头。对该传感器分别进行了压力和温度敏感性测试,结果表明,石英膜片式光纤压力传感器的腔长压强灵敏度达到 41.09 nm/MPa,分辨率为 681 Pa,具有很好的线性特征,并且温度交叉敏感 $< 0.044 \text{ nm}/^\circ\text{C}$ (1.07 kPa/ $^\circ\text{C}$)。这种传感器结构简单、体积小、制作成本低、温度-压力交叉敏感性小、稳定性好,但由于受膜片厚度限制,难以进一步提高灵敏度。采用基于聚合物光子材料 PSQ 的有机膜片式 F-P 光纤传感头使得同样尺寸的传感器的压强灵敏度提高了两个数量级,压力标定实验结果表明,室温下,该传感器的灵敏度达到 1 886.85 nm/MPa,分辨率为 53 Pa。PSQ 膜片式传感器具有石英膜片式传感器同样的结构简单和制作方便的特点,并且有很好的生物适应性,在医疗领域和工业领域都有潜在的应用前景。

参考文献:

- [1] HAGA Y, ESASHI M. Biomedical microsystems for minimally invasive diagnosis and treatment[J]. *IEEE*, 2004, 92(1):98-114.
- [2] MURPHY K A, GUNTER M F, VENGSARKAR A M, *et al.*. Fabry-Perot fiber optic sensors in full-scale fatigue testing on F-15 aircraft [J]. *SPIE*, 1991, 1518:134-144.
- [3] CHEN W, FU Y, ZHU Y, *et al.*. Progress of optical sensor system for health monitoring of bridges at Chongqing University [J]. *SPIE*, 2005, 5634: 77-84.
- [4] 于清旭, 王晓娜, 宋世德, 等. 光纤 F-P 腔压力传感器在高温油井下的应用研究[J]. *光电子·激光*, 2007, 18(3):299-302.
YU Q X, WANG X N, SONG SH D, *et al.*. Fiber optic pressure sensor system based on extrinsic Fabry-Perot interferometer for high temperature oil well measurement [J]. *Journal of Optoelectronics · Laser*, 2007, 18(3):299-302. (in Chinese)
- [5] 赵洪, 李敏, 张影, 等. 非本征法珀型超声传感器输出信号的特征[J]. *光学精密工程*, 2008, 16(6): 1018-1024.
ZHAO H, LI M, ZHANG Y, *et al.*. Characteristics of output signal of extrinsic fiber Fabry-Perot acoustic sensors[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2008, 16(6):1018-1024. (in Chinese)
- [6] 肖韶荣, 朱平, 贲富来. 光纤气压传感器特性分析[J]. *光学精密工程*, 2008, 16(6):1042-1047.
XIAO SH R, ZHU P, BEN F L. Analysis on characteristics of optical fiber sensor for atmospheric pressure[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2008, 16(6): 1042-1047. (in Chinese)
- [7] 江绍基, 朱析, 汪河洲, 等. 非对称型法布里-珀罗光纤颅内压传感器[J]. *中国医学物理学杂志*, 2005, 22(3):548-550.
JIANG SH J, ZH X, WANG H ZH, *et al.*. An asymmetric Fabry-Perot intracranial pressure fiber optical sensor [J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2005, 22(3):548-550. (in Chinese)
- [8] QI B, PICKRELL G, ZHANG P, *et al.*. Fiber optic pressure and temperature sensors for oil down hole application [J]. *SPIE*, 2002, 4578:182-190.
- [9] ZHANG T, QIANG S, LEWIS F, *et al.*. An optical pressure sensor based on MEMS [J]. *Rare Metal Materials and Engineering*, 2006, 35(3):476-478.
- [10] HILL G C, MELAMUD R, DECLERCQ F E, *et al.*. SU-8 MEMS Fabry-Perot pressure sensor [J]. *Sensors and Actuators A*, 2007, 138:52-62.
- [11] 李林科. 基于新型聚合物材料的微环谐振器的基础研究[D]. 大连:大连理工大学, 2007.
LI L K. *Study of novel-polymer-based microring resonator* [D]. Dalian:Dalian University of Technology, 2007. (in Chinese)
- [12] 宋世德, 王晓娜, 于清旭, 等. 一种非本征光纤法布里珀罗传感器的信号解调算法[J]. *光学学报*, 2008, 28(s2):332-334.
SONG SH D, WANG X N, YU Q X, *et al.*. A signal demodulating algorithm for extrinsic Fabry-Perot interferometer sensor [J]. *Acta Optica Sinica*, 2008, 28(s2):332-334. (in Chinese)

作者简介:



于清旭(1955—),男,辽宁大连人,博士,教授,博士生导师,1982年,1986年,1990年于大连理工大学分别获得学士、硕士和博士学位,主要从事光纤传感技术及其工业应用和激光光谱学及其在生物学和环境科学中的应用方面的研究。E-mail:yuqx@dlut.edu.cn



贾春艳(1982—),女,河北唐山人,硕士研究生,主要从事微型光纤压力传感器的研究。E-mail:lynnjcy@yahoo.com.cn