

文章编号 1004-924X(2017)12-3105-06

## 玻璃封装医用小型光纤光栅温度传感探头

田 赫<sup>1\*</sup>, 陈天庭<sup>1</sup>, 白 岩<sup>2</sup>, 王 涛<sup>1</sup>, 陈子印<sup>3</sup>

(1. 东北林业大学 理学院, 黑龙江 哈尔滨 150040;

2. 东北林业大学 机电工程学院, 黑龙江 哈尔滨 150040;

3. 哈尔滨医科大学附属第一医院 综合癌症中心, 黑龙江 哈尔滨 150001)

**摘要:**针对体内测温、特别是肿瘤热疗体内温度实时监测对温度传感探头的体积、韧性和抗电磁干扰能力的要求,对医用小型光纤光栅温度传感探头进行了研究。提出了利用玻璃管封装短光纤布拉格光栅来有效避免应力引起的误差以及金属封装对电磁场分布的影响,同时提出用医用聚氨酯套管包裹探头及光纤来有效地保护探头及光纤并使其具备很好的韧性。封装后,探头截面直径为1 mm、长度约为4 mm。实验测量了稳定温度源在不同温度下探头的反射波长响应和温度变化时探头的响应时间,并测量了医用热疗机加热猪肉时肉内部的温度变化过程。结果表明,体温范围内探头反射波长与温度的线性相关系数可达0.999 95,温度传感精度为0.2 °C,探头最大响应时间约为4 s,并能实时监测医用热疗机加热猪肉时其内部的温度变化。

**关键词:**温度传感;光学传感;医用传感器;光纤布拉格光栅;热疗

**中图分类号:** TN253; TH773 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/OPE.20172512.3105

## Medical miniature fiber grating temperature sensing probe encapsulated with glass

TIAN He<sup>1\*</sup>, CHEN Tian-ting<sup>1</sup>, BAI Yan<sup>2</sup>, WANG Tao<sup>1</sup>, CHEN Zi-yin<sup>3</sup>

(1. College of Science, Northeast Forestry University, Harbin 150040, China;

2. College of Mechanical and Electrical Engineering, Northeast Forestry University, Harbin 150040, China;

3. Comprehensive Cancer Center, First Affiliated Hospital of Harbin Medical University, Harbin 150001, China)

\* Corresponding author, E-mail: tianhe@nefu.edu.cn

**Abstract:** For body inner temperature measurement, especially for tumor hyperthermia temperature real-time monitoring, temperature sensing probes should have smaller volume, good toughness and resistance to electromagnetic interference ability. This paper focuses on a medical small optical fiber grating temperature sensing probe. The glass tube was used to encapsulate short fiber Bragg gratings to allow the probes to effectively avoid the error caused by stress and to eliminate the influence of metal packages on the distribution of electromagnetic field. Meanwhile, the probe and fiber were wrapped in medical polyurethane sleeve to effectively protect the probe and fiber and make them be good toughness. After packaging, the cross-section diameter and the length of the probe are 1 mm and about 4

收稿日期:2017-04-28;修订日期:2017-08-10.

基金项目:国家自然科学基金资助项目(No. 61307076);中央高校基本科研业务费专项资金资助项目(No. 2572017BB17)

mm, respectively. The reflection wavelengths of the probe at different temperatures, the response time of the probe at changed temperature and the internal temperature change process of the pork heated by the medical radiofrequency hyperthermia machine were measured experimentally. The results show that the linear correlation coefficient between the reflection wavelength of the probe and the temperature is 0.999 95 in the body temperature range. The temperature sensing accuracy and the maximum response time of the probe is 0.2 °C and about 4 s, respectively. Moreover, the probe can be used to monitor the internal temperature change of the pork heated by the medical radiofrequency hyperthermia machine in real-time.

**Key words:** temperature sensing; optical sensing; medical sensor; fiber Bragg grating; hyperthermia treatment

## 1 引言

基于温度传感器的成熟技术,商用温度传感器以热敏电阻、热电偶等传感器为主,具有成本低、测温范围大等优点。医用体内温度传感器要求较高,除了体内安全性外,还要求传感器探头体积小、传感器韧性好,特别是在肿瘤热疗过程中,需将肿瘤温度加热至 42 °C 以上才能有效消灭肿瘤细胞,同时又要防止因温度过高而损伤周围正常细胞的情况发生,一般将治疗区域的温度控制在 42~44 °C,为了准确控制电磁场强度以确保治疗效果并保护正常人体细胞,需要对治疗区域的肿瘤温度进行实时监测,此时,温度传感探头需在强电磁场条件下工作,而热敏电阻、热电偶传感器的探头及信号传输均易受强电磁场的干扰,无法实现体内温度的实时监测。

光纤具有体积小、重量轻、柔韧性好和耐腐蚀等优点,目前在医疗中的照明成像<sup>[1,2]</sup>、目标追踪<sup>[3]</sup>、激光消融<sup>[4]</sup>、控制及传感<sup>[5-7]</sup>等方面已有广泛应用,并发挥着越来越大的作用。由 K. O. Hill 等人<sup>[8]</sup>提出的光纤布拉格光栅是一种重要的光纤无源器件,当外界参量可改变光栅折射率或周期时,导致光栅反射波长发生变化,光纤布拉格光栅具有损耗小、灵敏度高、化学稳定和抗电磁干扰等优点,迅速引起了广泛地研究和关注,已应用于测量位移<sup>[9]</sup>、应力<sup>[10]</sup>、电流<sup>[11]</sup>和温度<sup>[12]</sup>等方面。

利用光纤布拉格光栅测温时,需对光栅进行封装以保护光栅,并消除应力等因素所引入的误差。光纤光栅的主要封装方法有:聚合物封装、半金属管封装、金属片封装、金属管封装和陶瓷封装

等<sup>[13-17]</sup>。金属封装的光纤光栅探头强度最大,且导热速度快,但通常探头尺寸较大,金属细管加工难度大,当局部测温需要多个光纤光栅探头时,金属对电磁场分布的影响不能被忽略;聚合物封装及陶瓷封装虽可忽略对电磁场分布的影响,但均存在探头尺寸较大的问题。

本文利用外径为 0.6 mm、长度约为 4 mm 的玻璃管封装短的光纤布拉格光栅,尽管玻璃管的强度有限,但当其尺寸很小时,能够提供足够的保护强度,并结合医用材料,对光纤光栅进行封装;实验中,测量了稳定温度源在不同温度条件下,光纤光栅探头反射波长响应和温度变化时探头的响应时间,并测量了医用热疗机加热猪肉时,猪肉内部的温度变化。结果表明,探头反射波长与温度具有很好的线性度,该探头的响应时间和温度传感精度满足医用体内测温及热疗的要求,并能有效地实时监测医用热疗机加热时的温度。

## 2 光纤布拉格光栅温度传感原理

光纤布拉格光栅的谐振波长主要由波导的有效折射率、光栅周期决定。基于光纤布拉格光栅的折射率分布,利用光纤耦合模理论及光栅传输模式的正交性,可得光纤光栅布拉格方程为:

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

其中: $\lambda_B$  为光栅的谐振波长, $n_{\text{eff}}$  为有效折射率, $\Lambda$  为沿光纤轴向分布的折射率调制周期,即光纤光栅周期。由式(1)可知,当波导的有效折射率或光栅周期随外部参数变化时,光纤光栅谐振波长也将随之改变。

由式(1)可得有效折射率或光栅周期导致的

光栅谐振波长的变化为:

$$\Delta\lambda_B = 2(\Delta n_{\text{eff}} \Lambda + n_{\text{eff}} \Delta\Lambda). \quad (2)$$

当外部参数(主要是应力和温度)改变有效折射率或光栅周期时,会导致光栅谐振波长变化,在不考虑应力导致的应变与温度间的耦合的情况下,光栅谐振波长随应变和温度的变化为:

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = (1 - \rho_e) \Delta\varepsilon + (\alpha + \beta) \Delta T, \quad (3)$$

其中:  $\Delta\varepsilon$ 、 $\Delta T$ 、 $\rho_e$ , 分别为应变变化、温度变化和有效弹光系数,  $\alpha$ 、 $\beta$  分别为热膨胀系数和热光系数。

当仅考虑温度对光栅的影响时,光栅谐振波长变化可改写为:

$$\Delta\lambda_B = K_T \Delta T, \quad (4)$$

其中  $K_T = \lambda_B (\alpha + \beta)$  为光栅温度系数,且可由式(2)得  $\alpha = d\Lambda/(\Delta dT)$ 、 $\beta = dn_{\text{eff}}/(n_{\text{eff}} dT)$ 。

式(4)即为光纤布拉格光栅温度传感的表达式,通过检测光纤布拉格光栅反射波长即谐振波长的变化,就可获得所测温度的变化,其温度传感的灵敏度由温度系数  $K_T$  决定,  $K_T$  越大,光栅温度传感的灵敏度越高,对于谐振波长为 1 550 nm 的石英光纤,常温下温度系数约为 10.8 pm/°C ( $\alpha$  约为  $5 \times 10^{-7}/\text{°C}$ ,  $\beta$  约为  $6.45 \times 10^{-6}/\text{°C}$ ), 实际应用中,由于掺杂成分或掺杂浓度不同,不同光栅的温度系数也有所差别。

### 3 光纤光栅温度传感实验

#### 3.1 光纤光栅温度传感探头封装

光纤光栅温度传感探头的结构如图 1(探头轴向截面图)所示,光纤光栅去除了外层的涂覆层,以避免涂覆层对光栅响应的影响,并对光栅进行了清洁处理,光纤光栅的长度过长会增大探头尺寸,而光栅过短会导致反射波长与温度的线性度变差,并大幅降低测温精度,故最终确定光纤布拉格光栅的长度约为 3 mm;封装用的玻璃管的外径为 0.6 mm,长度约为 4 mm,在此长度下,只要保证玻璃管具有一定的厚度,完全可提供足够的保护强度;玻璃管的两端利用医用环氧树脂胶封闭,并将光栅固定于靠近玻璃管中心轴的位置;传导光纤为单模光纤,用以传输光信号,应尽可能多地保留其靠近光栅一侧的涂覆层,以保护传导光纤,且涂覆层需进入环氧树脂胶一定深度;探头及光纤外层包裹医用

聚氨酯套管,套管的外径为 1 mm。

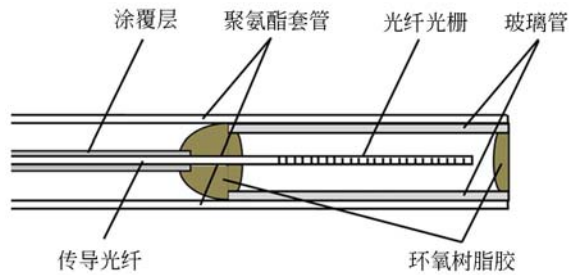


图 1 光纤光栅温度传感探头结构

Fig. 1 Structure schematic of fiber grating temperature sensing probe

由于光纤光栅长度较小,难免影响光栅反射波长与温度的线性度,因此,在此探头结构中,玻璃管的长度略大于光纤光栅的长度,且环氧树脂胶不与光栅接触,并将光栅固定于靠近玻璃管中心轴的位置,使光栅处于自由状态,以最大限度保证光栅反射波长与温度的线性度,弥补光栅长度小所带来的线性度方面的损失。此外,玻璃管的直径与长度不宜过小,否则会大大降低探头与外界的接触面积,不利于探头内外的热交换,进而增加探头的响应时间。



(a) 玻璃管封装的光纤光栅探头

(a) Fiber grating probe encapsulated with glass tube



(b) 包裹聚氨酯套管的探头及光纤

(b) Probe and fiber wrapped with polyurethane sleeve

图 2 光纤光栅温度传感探头

Fig. 2 Fiber grating temperature sensing probe

制作的光纤光栅温度传感探头如图 2 所示, 图 2(a) 为玻璃管封装后的光纤光栅探头, 探头感受温度的尺寸基本与玻璃管长度相同, 即探头长度约为 4 mm, 如图 2(b) 所示, 将探头及传导光纤包裹医用聚氨酯套管后, 末端即为光纤光栅探头, 传导光纤另一端通过 FC/APC 连接头与光纤光栅解调仪相连。

此外, 在探头封装过程中, 需特别注意以下几点: 探头长度不能过小, 当光纤光栅长度在 3 mm 以下时, 随着光栅长度的减小, 探头温度响应的线性度变差、测温精度大幅降低, 且过小的探头长度也不利于探头与外界的热交换, 会降低探头的响应速率; 玻璃管的尺寸也应慎重选择, 在一定的探头长度下, 玻璃管越厚探头的强度越大, 但厚度过大, 也会阻碍探头内外部的热交换, 降低探头的响应速率, 应在保证探头具有足够强度的前提下, 尽量减小玻璃管的厚度; 尽量使光栅处于自由状态, 特别要注意避免光栅与胶接触, 防止温度变化导致的胶的形变从而破坏光栅温度响应的线性度, 在光栅较短条件下, 最大限度地保持光栅温度响应的线性度及探头温度传感的精度。

### 3.2 实验结果及分析

实验中采用 Micron Optics 公司的 sm125 型解调仪, 解调仪集成光源, 可直接连接光纤光栅探头的 FC 连接头, 解调仪的波长扫描范围为 1 510 ~ 1 590 nm, 最大扫描频率为 2 Hz, 波长精度为 1 pm, 温度源采用恒温水箱, 温度精度为 0.1 °C。将光纤光栅探头固定放置于恒温水箱中, 当水温变化时, 探头的反射波长响应如图 3 所示, 测量了温度区间为 20~60 °C、变化间隔为 5 °C 时探头的反射波长, 当温度在体温附近即 35~45 °C 时, 温度变化间隔为 1 °C, 图 3 中, 点为 10 次测量的探头反射波长平均值, 线为所有数据点的拟合直线, 由于波长范围较大, 而数据点的不确定度较小, 因此无法在图 3 中显示。

由图 3 可得, 光纤光栅探头的反射波长与温度呈现很好的线性度, 拟合直线的函数为  $y_1 = 0.009\ 93x + 1\ 549.950\ 02$ , 二者的线性相关系数为 0.999 89, 探头的温度系数约为 9.94 pm/°C。图 4 所示为温度在体温附近即 35~45 °C 时探头的反射波长及其不确定度, 图中拟合直线的函数为  $y_2 = 0.009\ 91x + 1\ 549.950\ 24$ , 此时, 探头的反射波长与温度间的线性相关系数为 0.999 95,

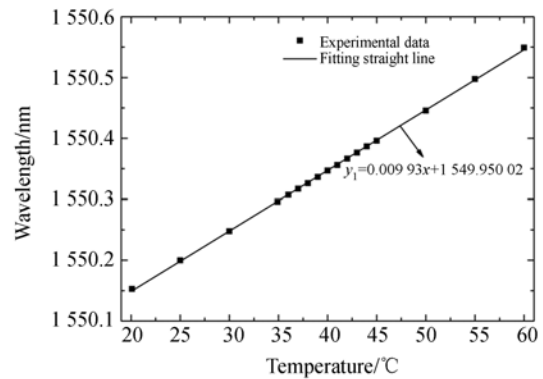


图 3 不同温度时光纤光栅探头的反射波长

Fig. 3 Reflection wavelengths of fiber grating probe at different temperatures

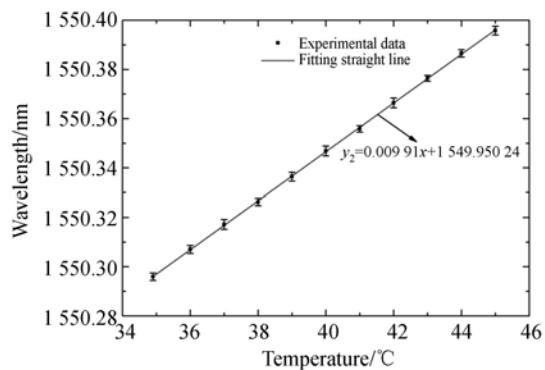


图 4 体温附近时光纤光栅探头的反射波长

Fig. 4 Reflection wavelengths of fiber grating probe near body temperature

反射波长的最大不确定度约为 1.9 pm, 因此可得, 探头的温度传感精度约为 0.2 °C。

为了获得光纤光栅探头的响应时间, 测量了体温附近温度变化时探头的响应, 图 5 所示为探头在两个盛水容器间快速切换时的响应, 两容器间的水温相差 10 °C 以上, 并跨越体温范围, 表 1 中数据为图 5 所示温度变化过程中, 探头的响应时间, 共有 6 次温度变化的过程。

表 1 图 5 中光纤光栅探头的响应时间

Tab. 1 Response time of fiber grating probe in figure 5 (s)

响应时间	第一次	第二次	第三次
升温	3.0	2.5	2.5
降温	3.0	3.5	3.0

由表 1 可知, 升温过程的探头响应时间略小

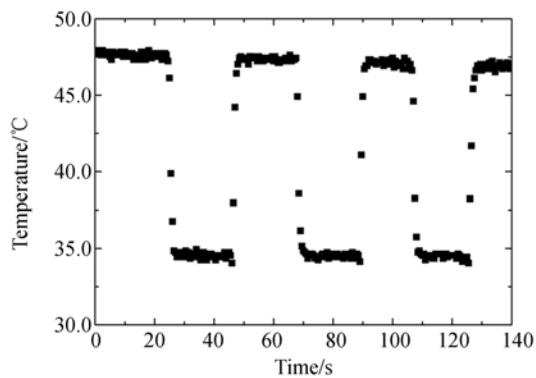


图 5 温度变化时光纤光栅探头的响应

Fig. 5 Responses of fiber grating probe with temperature changes

于降温过程的探头响应时间,这主要是因为探头体积较小,其所释放热量被带走的速率较慢。此外,表 1 中数据直接由图 5 得出,未考虑探头在两容器间切换时,所经历的变温过程、及切换所耗费的时间,由于室温约为  $15\text{ }^{\circ}\text{C}$ ,切换过程中经历了降温过程,如图 5 所示,升温过程探头所测温度总是先略微下降,因此,升温过程的探头响应时间应略小于表 1 中数据,而降温过程的探头响应时间略大于表 1 中数据。当温度变化范围较小时,探头的响应时间也相应减小,如当温度变化幅度为  $2\text{ }^{\circ}\text{C}$  时,未考虑温度切换过程带来的影响时,升温过程的探头响应时间平均约为  $2.5\text{ s}$ ,降温过程的探头响应时间平均约为  $2.7\text{ s}$ 。此外,由于实验中所使用的解调仪采样频率较低,为  $2\text{ Hz}$ ,因此,实际的探头响应时间应略小于实验中所测得的响应时间。

经多次测量,并考虑切换过程带来的影响,在体温附近且温度变化  $10\text{ }^{\circ}\text{C}$  时,探头的最大响应时间约为  $4\text{ s}$ ,探头响应速率远大于热敏电阻、热电偶等温度传感探头。实际中,绝大多数医疗过程的人体加热速率都非常缓慢。

为了验证探头实际医用测温、特别是热疗温度监测的有效性,在哈尔滨医科大学附属第一医

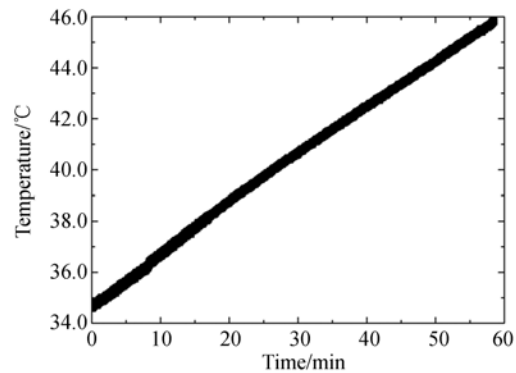


图 6 医用热疗机加热猪肉时肉内部的温度变化过程

Fig. 6 Internal temperature change process of pork heated by medical radiofrequency hyperthermia machine

院综合癌症中心,利用其医用热疗机加热猪肉,并用光纤光栅探头监测肉内部的温度变化过程,探头的响应如图 6 所示,所监测温度范围跨越体温范围,监测时间接近  $60\text{ min}$ 。如图 6 所示,探头未受到强电磁场的影响,在热疗机加热过程中,肉的温度缓慢上升,温度上升速率约为  $0.19\text{ }^{\circ}\text{C}/\text{min}$ ,考虑人体散热因素(主要为血液流动)的影响,人体温度上升速率还要更慢,因此,探头的响应速率远高于热疗过程中人体温度上升速率。

## 4 结 论

本文利用玻璃管封装  $3\text{ mm}$  的光纤布拉格光栅,获得了可医用、特别是可用于热疗温度实时监测的小型温度传感探头,探头最外层包裹医用聚氨酯套管,探头截面直径为  $1\text{ mm}$ 、长度约为  $4\text{ mm}$ ;实验测得在体温范围内,探头温度响应的线性相关系数为  $0.999\ 95$ ,温度传感精度为  $0.2\text{ }^{\circ}\text{C}$ ,体温附近温度变化  $10\text{ }^{\circ}\text{C}$  时,探头的最大响应时间约为  $4\text{ s}$ ,并能实时监测医用热疗机加热猪肉时肉内部的温度变化过程。本探头可满足医用体内测温、特别是医学肿瘤热疗体内温度实时监测的需求。

## 参考文献:

- [1] PELAPRAT J M, WANG B SH. Monolithic fiber-optic probes enable medical imaging with OCT[J]. *Laser Focus World*, 2013, 49(8): 49-52.
- [2] VALAPARLA S K, GAO F, DANIELE G, et al. . Fiber orientation measurements by diffusion tensor

imaging improve hydrogen-1 magnetic resonance spectroscopy of intramyocellular lipids in human leg muscles[J]. *Journal of Medical Imaging*, 2015, 2(2):026002.

- [3] LU M. Brain white matter fiber tracking reconstruction algorithm based on bayesian model[J].

- Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, 2015, 5(8): 1703-1707.
- [4] KANG H W. Optical feedback-induced light modulation for fiber-based laser ablation[J]. *Lasers in Medical Science*, 2014, 29(6): 1919-1925.
- [5] RORIZ P, FRAZÃO O, LOBO-RIBEIRO A B, *et al.*. Review of fiber-optic pressure sensors for biomedical and biomechanical applications[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2013, 18(5): 050903.
- [6] ALEKSANDROV S E, GAVRILOV G A, SOTNIKOVA G Y, *et al.*. Optical-fiber-tip temperature control system for fiber-coupled laser modules in medical equipment[J]. *Semiconductors*, 2014, 48(1): 129-134.
- [7] 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.
- [8] HILL K O, FUJII Y, JOHNSON D C, *et al.*. Photosensitivity in optical fiber waveguides; application to reflection filter fabrication[J]. *Applied Physics Letters*, 1978, 32(10): 647-649.
- [9] 郭永兴, 熊丽, 孔建益, 等. 滑动式光纤布拉格光栅位移传感器[J]. *光学精密工程*, 2017, 25(1): 50-58.  
GUO Y X, XIONG L, KONG J Y, *et al.*. Sliding type fiber Bragg grating displacement sensor[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2017, 25(1): 50-58. (in Chinese)
- [10] 赵斌, 仲志成, 林君, 等. 基于光纤光栅传感地层应力的监测方法与实验[J]. *光学精密工程*, 2016, 24(10): 346-352.  
ZHAO B, ZHONG ZH CH, LIN J, *et al.*. Monitoring method and experiment for stratum stress based on fiber Bragg grating sensing[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2016, 24(10): 346-352. (in Chinese)
- [11] 杨玉强, 杨群, 葛伟, 等. 温度自动补偿超磁致伸缩材料布拉格光栅光纤电流传感器[J]. *光学精密工程*, 2016, 34(10): 2377-2383.  
YANG Y Q, YANG Q, GE W, *et al.*. Temperature compensated GMM-FBG current sensor[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2016, 24(10): 2377-2383. (in Chinese)
- [12] 蒋善超, 隋青美, 王静, 等. 流速/温度共采的光纤布拉格光栅涡轮流速传感器[J]. *光学精密工程*, 2014, 22(10): 2611-2616.  
JIANG SH CH, SUI Q M, WANG J, *et al.*. FBG turbine flow rate sensor for acquiring flow rate and temperature simultaneously [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2014, 22(10): 2611-2616. (in Chinese)
- [13] INOUE A, SHIGEHARA M, ITO M, *et al.*. Fabrication and application of fiber Bragg grating—a review[J]. *Optoelectronics-Devices and Technologies*, 1995, 10(1): 119-130.
- [14] GUPTA S, MIZUNAMI T, YAMAOKA T, *et al.*. Fiber Bragg grating cryogenic temperature sensors [J]. *Applied Optics*, 1996, 35(25): 5202-5205.
- [15] YOFFE G W, KRUG P A, OUELLETTE F, *et al.*. Passive temperature-compensating package for optical fiber gratings [J]. *Applied Optics*, 1995, 34(30): 6859-6861.
- [16] 张学智, 祝连庆, 张荫氏, 等. 光纤光栅非金属耐腐蚀封装及其温度特性研究[J]. *激光与红外*, 2015, 45(4): 437-441.  
ZHANG X ZH, ZHU L Q, ZHANG Y M, *et al.*. Fiber Bragg grating with nonmetal and corrosion resisting packaging and its temperature characteristic[J]. *Laser & Infrared*, 2015, 45(4): 437-441. (in Chinese)
- [17] 李杰燕, 张东生, 周祖德, 等. 耐高温全金属化封装的光纤法布里-珀罗干涉仪和光纤光栅复合传感器[J]. *光学学报*, 2013, 33(S1): 106002.  
LI J Y, ZHANG D SH, ZHOU Z D, *et al.*. High temperature resistant metal packaged multiplexed fiber-optic extrinsic Fabry-Perot interferometer and fiber Bragg grating sensor[J]. *Acta Optica Sinica*, 2013, 33(S1): 106002. (in Chinese)

#### 作者简介:



田 赫(1983—),男,山东莱芜人,博士,讲师,2005年、2012年于哈尔滨工业大学分别获得学士、博士学位,主要从事激光、光学传感及检测方面的研究。E-mail: tianhe@nefu.edu.cn