

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2210400

光纤传感微创手术探针末端三维力测量方法*

于昌新^{1,2}, 何彦霖^{1,2}, 祝连庆^{1,2}, 周康鹏^{1,2}, 祝航威^{1,2}

(1. 北京信息科技大学光纤传感与系统北京实验室 北京 100192; 2. 北京信息科技大学光电测试技术及
仪器教育部重点实验室 北京 100016)

摘要:手术探针末端的接触力反馈是保障手术安全性的重要因素之一。本文针对穿刺手术探针末端三维力测量的需求,研究了基于核极限学习机(KELM)神经网络的光纤传感微创手术探针末端三维力测量方法。首先,设计了可植入光纤传感器的手术探针结构,将4根光纤布拉格光栅(FBG)传感器植入探针中,其中3根FBG用于力测量,1根FBG用于温度补偿。接着通过分析探针应力和应变之间的关系,建立了基于FBG的探针三维力传感模型。同时为了消除温度变化对光纤传感器的交叉影响,研究了光纤传感温度补偿方法。最后,为了验证本文所研究测量方法的有效性,对植入光纤光栅的探针进行了温度标定,并分别在常温和变温环境下进行了三维力测量。实验结果表明:KELM网络测量结果在常温环境下X、Y、Z方向上平均测量误差为0.22%、0.99%、0.65%;在20℃~40℃的变温环境下,X、Y、Z方向上平均测量误差分别为1.32%、1.03%、2%,本文所研究的KELM神经网络末端三维力测量方法具有较小的测量误差,在手术机器人力反馈领域有广阔的应用前景。

关键词:手术探针;光纤光栅;核极限学习机;温度补偿;三维力测量

中图分类号: TN253 TH73 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.4020

Three-dimensional end-force measurement method of optic fiber sensing minimally invasive surgical probe

Yu Changxin^{1,2}, He Yanlin^{1,2}, Zhu Lianqing^{1,2}, Zhou Kangpeng^{1,2}, Zhu Hangwei^{1,2}

(1. Beijing Laboratory of Optical Fiber Sensing and System, Beijing Information Science & Technology University, Beijing 100192, China; 2. Key Laboratory of the Ministry of Education for Optoelectronic Measurement Technology and Instrument, Beijing Information Science & Technology University, Beijing 100016, China)

Abstract: The contact force feedback at the end of the surgical probe is one of the important factors to ensure the safety of surgery. In this article, a 3D end-force measurement method based on the kernel extreme learning machine (KELM) neural network is studied to meet the need of 3D end-force measurement of a puncture surgical probe based on optical fiber sensing. First, a surgical probe structure with implantable optic fiber sensors is designed, and four fiber Bragg grating (FBG) sensors are implanted into the probe, three of which are used for force measurement and the rest is used for temperature compensation. Then, by analyzing the relationship between probe stress and strain, a 3D end-force sensing model of the probe based on FBG is formulated. To eliminate the cross-effect of temperature change on the optical fiber sensor, a temperature compensation method for optical fiber sensing is studied. Finally, to evaluate the effectiveness of the neural networks, the temperature of the probe implanted in FBG is calibrated. The force measurement effect is verified in the normal temperature and temperature changing condition. The results indicate that the KELM neural network has better results in measuring the 3D end-force of the probe, and average measurement errors of KELM network in X, Y, and Z directions at room temperature are 0.22%, 0.99%, and 0.65%, respectively. Under temperature changing condition from 20℃~40℃, the average measurement errors in the X, Y, and Z directions are 1.32%, 1.03%, and 2%, respectively. The 3D end-force measurement method of the KELM neural network studied in this article has small measurement error, which has broad application prospects in the field of force feedback of surgical robots.

Keywords: surgical probe; FBG; KELM; temperature compensation; 3D force measurement

收稿日期:2022-09-06 Received Date: 2022-09-06

* 基金项目:国家自然科学基金青年基金(61903041)、北京市自然科学基金(4202027)项目资助

0 引言

目前我国癌症的致死率仅次于心血管疾病,已成为严重影响人们身体健康的因素之一。癌症致死率高的主要原因是恶性肿瘤细胞的随机转移和无限增殖造成,但是如果早期能够检测出肿瘤所在位置并治疗,那么患者的生存率将会极大的提升^[1-3]。穿刺活检是早期检测肿瘤细胞的有效手段,属于微创穿刺手术的一种。微创手术虽然具有创伤小、恢复快、痛感轻等优点,但与传统的开放性手术相比,缺失了医生用手直接接触器官的能力。现有的微创穿刺手术机器人尚不具备力触觉信息反馈功能,使医生无法准确、有效的感知穿刺状态^[4-6]。因此穿刺力信息的检测可以使医生能够准确感知穿刺效果,提高癌症诊疗手术过程中的成功率。

近年来,光纤传感技术因其灵敏度高、可靠性强、并且抗电磁干扰等诸多优点被广泛应用于国防、工业、医疗等研究领域^[7-9],光纤布拉格光栅(fiber Bragg grating, FBG)常被用来测量温度、力、形状和加速度等诸多物理量^[10-13]。针对医疗领域中光纤力测量问题,当前学者做了较多的研究。2018年 Gao 等^[14]提出一种用于心脏消融手术的 FBG 三维力传感器。该传感器由 4 根光栅粘贴在弹性体上构成,虽然拥有较高的分辨率,但其在力测量时默认每根 FBG 对温度的敏感程度相同,使力测量误差较大。2019年 Lv 等^[15]提出一种基于 FBG 的光纤力传感器,用于探索微创手术中的组织异常。该传感器虽然具有 392.17 pm/N 的灵敏度,并在轴向上有 2.25 mN 的高分辨率,但其却仅仅能测量轴向力。2020年姚斌等^[16]提出一种用于微创手术机器人的三维力传感器,该传感器采用神经网络方法测量力,但由于其采用 3 根 FBG 无法解决温度的交叉影响问题。2020年 Li 等^[17]提出一种基于微型、高分辨率的 FBG 三维力传感器,用于检测导管尖端与组织之间的相互作用力,然而该力传感器通过线性方法测量力时忽略传感器的非线性因素。次年, Li 等^[18]又提出一种基于 Relu 函数的反向传播算法对其设计的传感器进行了非线性测量,该方法虽然具有较好的测量效果,但其网络结构具有大量的参数,使其泛化能力不足且易陷入局部最优解。2021年 Abushagur 等^[19]提出一种基于长、短波长的 FBG 光纤力传感器,该传感器利用双波长差分的测量方法有效避免温度对力的影响,但其仅能测量横向力。2022年 Du 等^[20]提出一种用于腹腔镜手术机器人的 BP 神经网络三维力测量方法,该方法虽然具有较好的分辨率和精度但其所设计的弹性体支撑件直径达到 13 mm 并且用到 6 根 FBG。以上提出的 FBG 力测量方法虽然具有一定的优势,但其不能同时满足温度补偿和低误差测量。

针对以上问题,本文研究了基于核极限学习机(kernel based extreme learning machine, KELM)神经网络的光纤传感手术探针末端三维力测量方法。利用 4 根 FBG 传感器构建手术探针三维力测量系统,通过分析 FBG 的测力原理和温度补偿方法,建立了具有温度补偿的三维力传感模型,采用 KELM 神经网络在常温和变温环境下对探针末端三维力进行了测量,并采用反向传播(back propagation, BP)神经网络对 KELM 网络测量方法进行了验证。

1 探针结构设计和力传感方法

1.1 探针结构

文中采用的手术探针参考穿刺手术中常用的 19 G 斜尖型穿刺针,直径为 1 mm,长度为 20 cm,材料为镍钛合金。为了将 FBG 传感器与探针集成为一起,在探针结构上设计了 3 个互呈 120°、宽度为 300 μm 的凹槽,采用 3M 公司的 DP2216 环氧胶将 FBG 传感器完全密封于距离探针尖端 3 cm 的位置处,形成探针力传感系统。用沿探针圆周方向以 120°间隔植入的 3 根光纤 FBG 来感知三维力,3 根光纤光栅分别记为 FBG1、FBG2、FBG3,在探针的表面悬挂粘贴一根不受力的 FBG 传感器用作温度补偿,记为 FBG4。对于探针中植入的 FBG 传感器,本文采用紫外光刻写掩膜版法制备,利用波长为 248 nm 的紫外光激光器与相位掩膜版相结合,在经载氢后的 SM-28 单模光纤上刻写,4 根 FBG 的中心波长分别为 1 550.069 0、1 550.086 7、1 550.065 3 和 1 550.023 5 nm,反射率均大于 80%,3 dB 带宽均小于 0.3 nm,栅区长度均为 10 mm。本文所设计的手术探针三维力传感系统原理如图 1 所示。

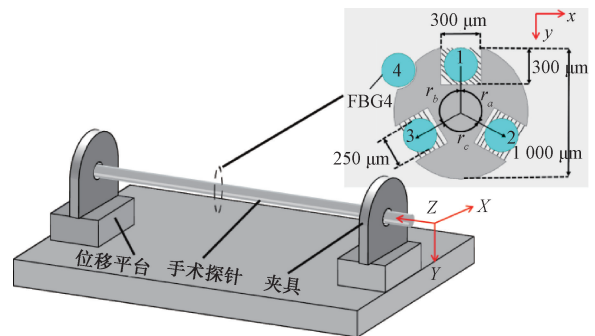


图1 手术探针三维力传感系统

Fig. 1 The surgical probe 3D force sensing system

1.2 三维力光纤传感方法

对于 FBG 传感器,根据光纤光栅传感原理可知 FBG 的反射波长可表达为:

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

其中, λ_B 为 FBG 的反射波长, n_{eff} 为纤芯有效折射率, Λ 为 FBG 的周期。

由于 FBG 的周期和纤芯的有效折射率会受温度和应力的影响发生变化, 当传感器受到温度和应力时, FBG 的反射波长漂移量可表达为:

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_0} = (1 - p_e)\Delta\varepsilon + (\alpha + \xi)\Delta T \quad (2)$$

其中, $\Delta\lambda_B$ 为 FBG 的波长漂移量, λ_0 为 FBG 的初始中心波长, p_e 为光纤的光弹系数, α 为光纤的热膨胀系数, ξ 为光纤的热光系数, $\Delta\varepsilon$ 、 ΔT 分别为 FBG 所受到的应变变化和温度变化。

将式(2)可简化记为:

$$\Delta\lambda_B = K_\varepsilon\Delta\varepsilon + K_T\Delta T \quad (3)$$

其中, K_ε 为 FBG 的应变灵敏度, K_T 为 FBG 的温度灵敏度。

则对于 4 根 FBG 均可代入式(3), 得:

$$\begin{cases} \Delta\lambda_1 = K_{\varepsilon 1}\Delta\varepsilon + K_{T1}\Delta T \\ \Delta\lambda_2 = K_{\varepsilon 2}\Delta\varepsilon + K_{T2}\Delta T \\ \Delta\lambda_3 = K_{\varepsilon 3}\Delta\varepsilon + K_{T3}\Delta T \\ \Delta\lambda_4 = K_{T4}\Delta T \end{cases} \quad (4)$$

其中, $\Delta\lambda_1$ 、 $\Delta\lambda_2$ 、 $\Delta\lambda_3$ 、 $\Delta\lambda_4$ 分别为对应 FBG 的反射波长漂移量。

因为 4 根 FBG 均处在探针之上, 且探针之间间距较小, 因此可认为 4 个 FBG 处在相同的温度环境中, 即 4 个 FBG 所受到的温度变化 ΔT 相同。对于 4 个 FBG 温度灵敏度之间的关系可记为:

$$\begin{cases} K_{T1} = Q_1K_{T4} \\ K_{T2} = Q_2K_{T4} \\ K_{T3} = Q_3K_{T4} \end{cases} \quad (5)$$

将式(5)代入式(4)中作差, 有:

$$\begin{cases} \Delta S_1 = \Delta\lambda_1 - Q_1\Delta\lambda_4 = K_{\varepsilon 1}\Delta\varepsilon \\ \Delta S_2 = \Delta\lambda_2 - Q_2\Delta\lambda_4 = K_{\varepsilon 2}\Delta\varepsilon \\ \Delta S_3 = \Delta\lambda_3 - Q_3\Delta\lambda_4 = K_{\varepsilon 3}\Delta\varepsilon \end{cases} \quad (6)$$

其中, ΔS_1 、 ΔS_2 、 ΔS_3 分别为对应 FBG 进行温度补偿后的波长漂移量。

任取 FBG1、FBG2、FBG3 中的一个, 设其上一点坐标为 $P(x, y, z)$, 对其进行应力分析可得:

$$\sigma = \frac{M_x y}{I_x} + \frac{M_y x}{I_y} + \frac{F_z}{A} \quad (7)$$

其中, σ 为其所受应力, I_x 、 I_y 分别为截面对 X 轴和 Y 轴的惯性矩, A 为探针的横截面积, M_x 、 M_y 分别为所受应力在 X 、 Y 方向上所造成的弯矩。由弯矩与受力的关系

可知:

$$\begin{cases} M_x = F_x d \\ M_y = F_y d \end{cases} \quad (8)$$

其中, d 为探针的直径。由应力应变关系可有:

$$\varepsilon = \frac{yd}{EI_x}F_x + \frac{xd}{EI_y}F_y + \frac{F_z}{AE} \quad (9)$$

其中, E 为探针材料的杨氏模量。将式(9)代入式(6)中并将相关参数简化有:

$$\begin{cases} \Delta S_1 = K_{11}F_x + K_{12}F_y + K_{13}F_z \\ \Delta S_2 = K_{21}F_x + K_{22}F_y + K_{23}F_z \\ \Delta S_3 = K_{31}F_x + K_{32}F_y + K_{33}F_z \end{cases} \quad (10)$$

将式(10)写成矩阵形式有:

$$\Delta S = K F \quad (11)$$

其中, K 为系统耦合矩阵, 则式(11)的逆矩阵为:

$$F = K^{-1}\Delta S = C\Delta S \quad (12)$$

式(12)为具有温度补偿的三维力传感模型, 通过求解矩阵 C 即可实现系统的三维力测量。目前通常采用最小二乘法求解矩阵 C , 这种方法具有较大的误差。本文将采用核极限学习机神经网络来实现手术探针三维力非线性测量。

2 基于 KELM 神经网络的探针力测量方法

极限学习机 (extreme learning machine, ELM) 是 Huang 等^[21] 基于传统的单隐藏层神经网络提出的一种新的前馈神经网络学习算法。网络结构如图 2 所示, 网络由输入层、隐藏层和输出层组成。该算法与传统的前馈神经网络相比最大的优点是隐藏层的权值和偏置是随机的, 通过求解伪逆矩阵来计算输出权值, 这使得其不但具有很好的泛化性能并且可以产生唯一最优解, 避免网络陷入局部最优解。

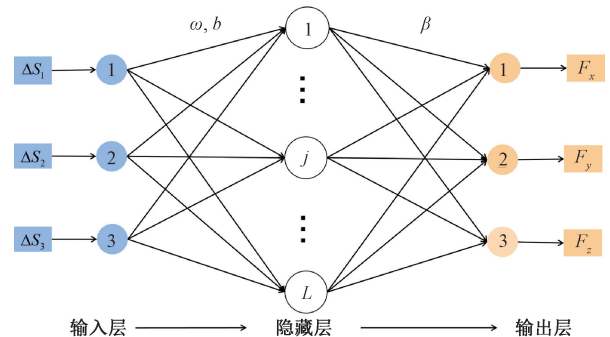


图 2 ELM 网络结构

Fig. 2 The network model of ELM

在 ELM 网络中, 设有 n 个样本为 (X_i, Y_i) , 其中 $X_i = [x_{i1}, x_{i2}, \dots, x_{in}]^T, Y_i = [y_{i1}, y_{i2}, \dots, y_{in}]^T$, 当网络隐藏层神经元为 L 时, 隐藏层中第 i 个神经元的输出为:

$$h_i(x) = g(\omega_i \cdot x_i + b_i) \quad (13)$$

其中, ω_i 为输入层到隐藏层的权值, b_i 为输入层到隐藏层的偏置, $g(\cdot)$ 为隐藏层激活函数, 则隐藏层输出矩阵为:

$$H(x) = [h_1(x), h_2(x), \dots, h_L(x)] \quad (14)$$

则输出层可表示为:

$$Y = H\beta \quad (15)$$

其中, β 为隐藏层与输出层之间的权值矩阵。

ELM 网络中 ω 和 b 为计算机随机生成, 当激活函数 $g(x)$ 选定后, 隐藏层输出矩阵 $H(x)$ 为常数矩阵, 故待求参数仅有 β , 则 β 可表示为:

$$\beta = H^+ Y \quad (16)$$

式中: H^+ 为 H 的广义逆矩阵。

虽然 ELM 网络具有很好的泛化性能并且可以产生唯一最优解, 避免网络陷入局部最优, 但是 ELM 网络的输出结果容易受到随机化的权值和偏置影响, 使得输出结果不稳定。Huang 等^[22] 引入正则化系数和核函数, 形成 KELM 算法。此时输出权值 β 可表示为:

$$\beta = H^T \left(\frac{I}{C} + HH^T \right)^{-1} Y \quad (17)$$

则输出层可表达为:

$$f = H\beta = HH^T \left(\frac{I}{C} + HH^T \right)^{-1} Y = K(x_i, x_j) \left(\frac{I}{C} + K(x_i, x_j) \right)^{-1} Y \quad (18)$$

其中, $K(\cdot)$ 为核函数, C 为惩罚因子。

在本文中网络输入层数据为消除温度影响后的波长漂移量 $S = [\Delta S_1, \Delta S_2, \Delta S_3]^T$, 网络隐藏层神经元个数 L 为 100, 随机生成的权值矩阵为 $\omega_{3 \times 100}$, 随机生成的偏置矩阵为 $b_{100 \times 1}$, 激活函数为 Sigmoid 函数如式 (19) 所示, 隐藏层与输出层之间的权值矩阵为 $\beta_{50 \times 3}$, 惩罚因子 C 搜索范围为 $[10, 1000]$, 核函数为 RBF 核函数, 核参数 γ 的搜索范围为 $[0.01, 1]$, 输出层数据为 $F = [F_x, F_y, F_z]^T$ 。

$$g(x) = \frac{1}{1 + e^{-x}} \quad (19)$$

对于模型测量精度通过均方根误差 (root mean square error, RMSE) 来衡量, RMSE 计算式为:

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (f_i - F_i)^2} \quad (20)$$

其中, N 为测试样本个数, f_i 为某个方向上第 i 个测量力值, F_i 为对应方向上第 i 个参考力值。

3 探针力测量实验测试及结果分析

3.1 实验装置

本文的实验系统分为探针温度标定系统和力采集系统, 分别用来进行温度补偿和神经网络训练数据采集。探针温度标定系统如图 3 所示, 由温度控制箱、手术探针力传感系统、解调仪及计算机构成。其中, 温度控制箱型号为 GNP-9270(上海精宏), 精度 0.1°C 。FBG 解调仪为 48 通道, 其中使用了 6、7、8、9 通道, 解调波段为 $1527 \sim 1568 \text{ nm}$, 分辨率为 1 pm , 动态范围 60 dB 。计算机内含有设计的解调程序。

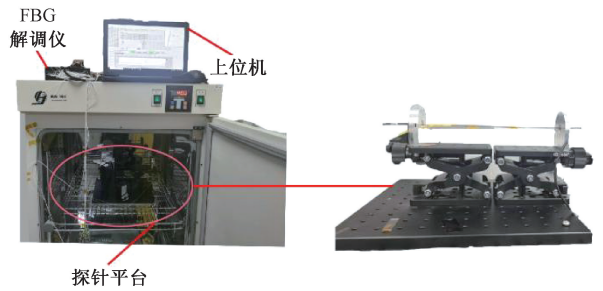


图3 温度标定系统

Fig. 3 The temperature calibration system

KELM 网络训练力采集系统如图 4 所示, 手术探针力传感系统、解调仪、六维力传感器、数据采集卡、计算机组成。其中手术探针力传感系统中的位移平台分别有 X, Y, Z 方向的, 其行程为 13 mm , 最小刻度为 $10 \mu\text{m}$ 。六维力传感器型号为 NaNo17 (SI-25-0.25, ATI Industrial Automation, NC, USA), 所采用的数据采集卡型号为 USB-6210 (National Instruments Corporation, USA)。



图4 实验数据采集系统

Fig. 4 The experimental data acquisition system

3.2 温度标定及补偿

为了避免手术探针力传感系统受温度的较大影响,对FBG传感器进行了温度标定和温度补偿。模拟探针从手术室进入人体的温度变化过程,在20~40℃范围内对FBG传感器进行了标定。以5℃为间隔对传感器光谱进行采集,分析温度变化对FBG传感器的影响,计算传感器的温度灵敏度并绘制灵敏度曲线,如图5所示。

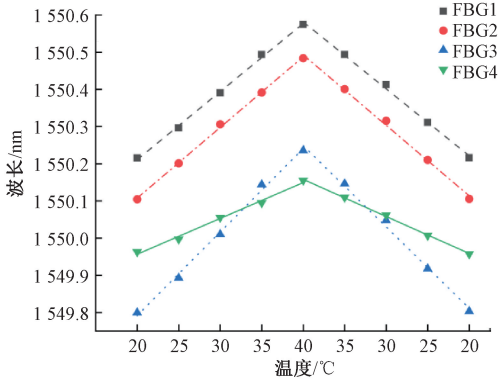


图5 传感器温度灵敏度

Fig. 5 Temperature sensitivity of sensor

实验结果表明 FBG1 的温度灵敏度为 18.07 pm/℃、FBG2 的温度灵敏度为 18.97 pm/℃、FBG3 的温度灵敏度为 22.16 pm/℃、FBG4 的温度灵敏度为 9.8 pm/℃,线性度均大于 0.99。可见当 FBG 植入探针后由于环氧树脂胶的缘故,使 FBG 对温度的敏感程度增加,因此进行温度补偿是很有必要的。由式(5)可知, $Q1 = 1.84$, $Q2 = 1.94$, $Q3 = 2.26$ 。

3.3 常温环境下三维力测量

样本数据采集时先将 ATI 置零,然后扭动微分头,对手术探针的尖端通过不同方向的位移平台施加该方向的力。参考微创触诊手术的施力范围,在 X 和 Y 方向施加力的范围为 0~3 N,在 Z 方向施加力的范围为 0~5 N,分别记录 ATI 测得的探针尖端受力值与光谱仪上对应的光谱。通过数据采集系统在每个方向上采集原始数据 1 030 组,经温度补偿后形成样本数据。随机在样本数据中选取 30 组用于测试测量效果,其余 1 000 组用于模型训练。为了验证 KELM 网络的三维力测量可靠性,本文同时选用了经典 BP 神经网络来进行三维力测量。本文的 BP 神经网络由输入层、隐藏层、输出层构成,其中隐藏层神经元为 100 个,优化器为 Adam 优化器、学习率为 0.001、损失函数为均方误差函数。BP 神经网络测量方法在训练集上 X、Y、Z 方向的均方根误差分别为:9.6、2.3、2.4 mN。KELM 神经网络测量方法在训练集上 X、

Y、Z 方向的均方根误差分别为:1.6、12.3、4.1 mN。

两种神经网络在 X 方向测量结果和相对误差如图 6 所示,在 Y 方向测量结果和相对误差如图 7 所示,在 Z 方向测量结果和相对误差如图 8 所示。

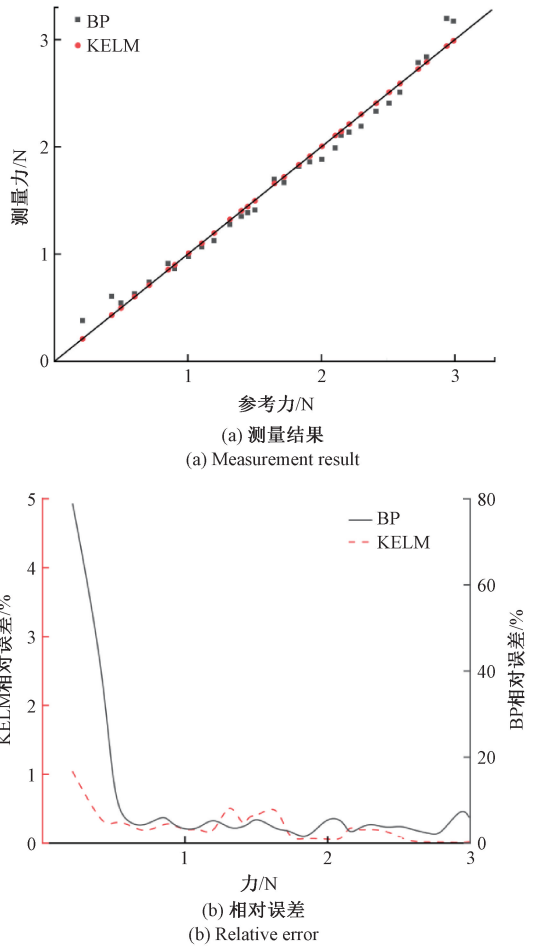
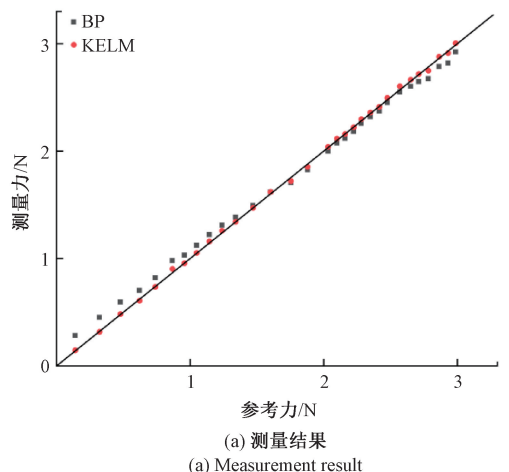


图6 X方向力测量结果与误差

Fig. 6 Force measurement result and errors of x-axis



(a) Measurement result
(a) Measurement result

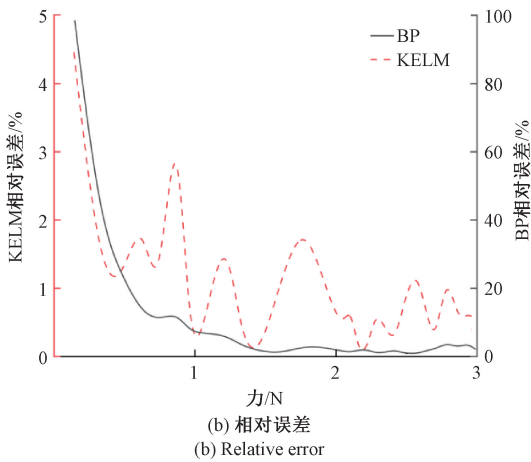
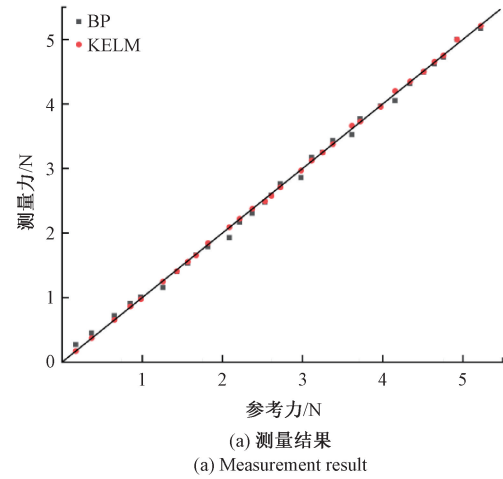


图 7 Y 方向力测量结果与误差

Fig. 7 Force measurement result and errors of y-axis



(a) Measurement result

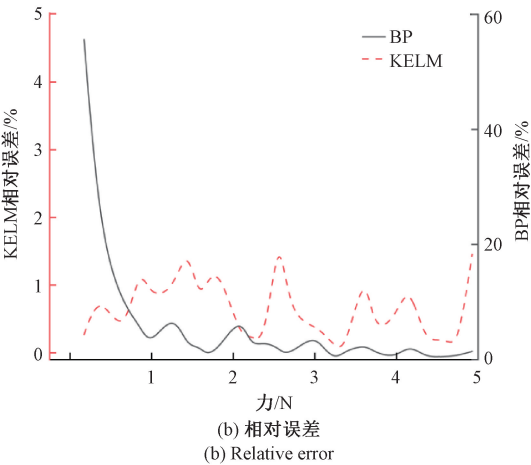


图 8 Z 方向力测量结果与误差

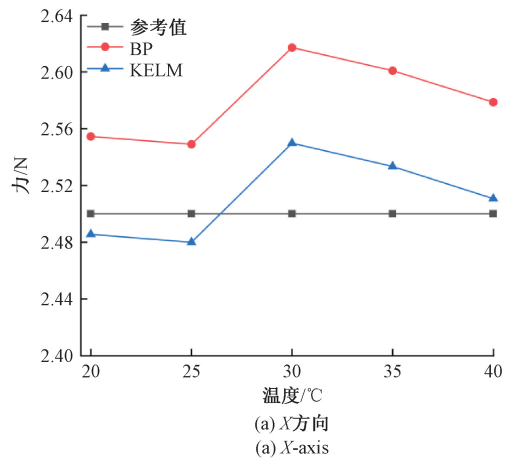
Fig. 8 Force measurement result and errors curve of z-axis

分别为:0.22%、0.99%、0.65%。BP 网络测量方法在 X、Y、Z 方向上均方根误差分别为 95.79、72.13、66.23 mN, 平均相对误差分别为:7.94%、8.96%、4.9%。

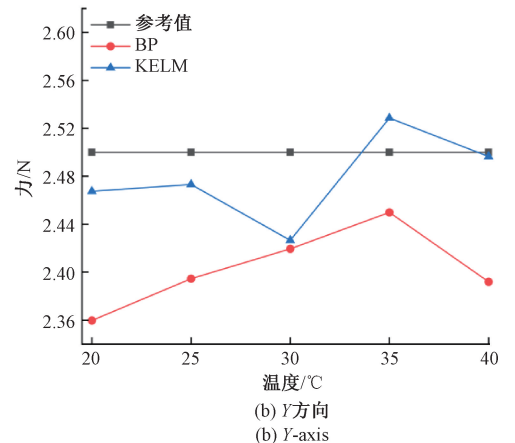
3.4 变温环境下三维力测量

为了验证探针力传感系统在不同温度下测量效果的准确性,在变温环境下对力传感系统进行了测试。将探针三维力传感系统固定在手动位移平台上,然后整体放入温度控制箱中,在 20℃~40℃ 范围内分别测试了三维方向上恒定力在变温环境下的测量效果,其中 X 轴施加的力为 2.5 N,Y 轴施加力为 2.5 N,Z 轴施加力为 3 N。温度每变化 5℃ 采集一次 FBG 传感器光谱,并在两种神经网络训练的模型下计算探针末端所受力大小。探针力传感系统在 20℃~40℃ 的变温环境下,X、Y、Z 方向的力测量结果分别如图 9(a)、(b)、(c) 所示。

实验结果表明,在 20℃~40℃ 范围内时,KELM 网络测量方法在 X、Y、Z 方向上测量均方根误差分别为 39.97、29.41、62.82 mN,平均相对误差分别为:1.32%、1.03%、2.00%。BP 网络测量方法在 X、Y、Z 方向上测量均方根误差分别为 101.42、84.24、66.89 mN,平均相对误差分别为:3.87%、3.2%、2.15%。对比两种网络测量方法的均方根误差和平均相对误差,KELM 网络的测量结果更佳。



(a) X 方向
(a) X-axis



(b) Y 方向
(b) Y-axis

实验结果表明,KELM 网络测量方法在 X、Y、Z 方向上均方根误差分别为 3.6、17.2、22.7 mN,平均相对误差

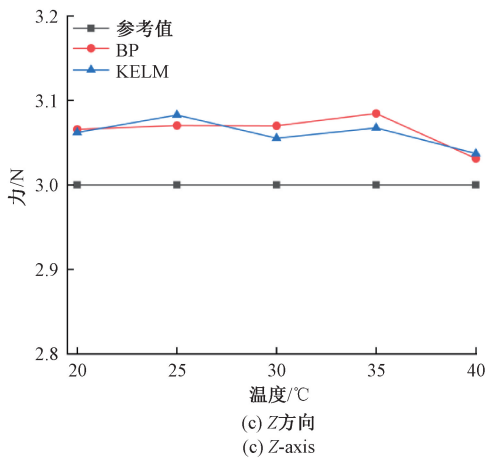


图9 变温环境下各方向力测量结果

Fig.9 Force measurement results of each axis in variable temperature environment

在 KELM 网络测量三维力时, X 、 Y 、 Z 方向上的误差变化和常温环境三者的趋势略有不同。产生这个现象的原因可能有 3 点: 1) 因为在变温环境下手术探针自身因为受热会发生一定的膨胀, 而这个膨胀效果不仅受探针自身材料的膨胀系数影响, 也会受到封装时环氧树脂胶的影响, 属于一个不可测误差。2) 因为在实验过程中温控箱的显示读数刚达到设定温度时便采集了波长数据, 此时温控箱中的环境温度并不均匀, 手术探针所受温度可能并未达到的设定温度。3) 因为手术探针的力灵敏度较低, 而封装后手术探针的温度灵敏度却较大。因此虽然对传感器进行了温度补偿, 但是补偿并不能完全消除温度对传感器的影响, 极小的温度波动便会引起较大的力值变化, 引起较大的误差。综上, 我们后续的工作将着力于提高手术探针的力灵敏度、从而抑制温度对测量误差的影响。

4 结 论

本文针对手术探针末端三维力测量问题, 设计了可植入 FBG 传感器的手术探针结构, 研究了基于 KELM 神经网络的手术探针末端三维力测量方法, 并用 BP 神经网络验证了其可靠性。在 X 、 Y 方向上的测量范围为 $0\sim 3$ N, 在 Z 方向的测量范围为 $0\sim 5$ N。通过对比两种网络对探针末端三维力的测量结果, KELM 网络具有更小的测量误差, 常温下 X 、 Y 、 Z 方向上测量的均方根误差分别为 3.6、17.2、22.7 mN, $20^{\circ}\text{C}\sim 40^{\circ}\text{C}$ 范围的变温环境下 X 、 Y 、 Z 方向上的均方根误差分别为 39.97、29.41、62.82 mN。

本文所研究的 KELM 网络末端三维力测量方法在常温和变温环境下具有较小的误差。在未来的工作中

将研究手术探针中 FBG 的封装方法, 以提高 FBG 传感器的力灵敏度、进一步提高手术探针末端三维力的测量效果。

参考文献

- [1] AMIN J, SHARIF M, RAZA M, et al. Brain tumor detection using statistical and machine learning method[J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2019, 177: 69-79.
- [2] SIEMER S, WÜNSCH D, KHAMIS A, et al. Nano meets micro-translational nanotechnology in medicine; Nano-based applications for early tumor detection and therapy[J]. *Nanomaterials*, 2020, 10(2): 383.
- [3] 王爽, 曾海山. 实时拉曼光谱分析技术及其在临床早期癌症检测中的应用[J]. *中国激光*, 2018, 45(2): 41-55.
WANG SH, ZENG H SH. Real-time in vivo Raman spectroscopy and its clinical applications in early cancer detection[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2018, 45(2): 41-55.
- [4] YANG C, GUO S, BAO X, et al. A vascular interventional surgical robot based on surgeon's operating skills [J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2019, 57(9): 1999-2010.
- [5] SU H, MARIANI A, OVUR S E, et al. Toward teaching by demonstration for robot-assisted minimally invasive surgery[J]. *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering*, 2021, 18(2): 484-494.
- [6] 甘露, 郑甲红. 用于微创手术组织触诊中的 FBG 传感器研发[J]. *科技与创新*, 2021(22): 30-31.
GAN L, ZHENG J H. Development of FBG sensor for tissue palpation in minimally invasive surgery [J]. *Science and Technology & Innovation*, 2021 (22): 30-31.
- [7] MA Z, CHEN X. Strain transfer characteristics of surface-attached FBGs in aircraft wing distributed deformation measurement [J]. *Optik*, 2020, 207: 164468.
- [8] ALAMANDALA S, SAI PRASAD R L N, PANCHARATHI R K, et al. Study on bridge weigh in motion (BWIM) system for measuring the vehicle parameters based on strain measurement using FBG sensors [J]. *Optical Fiber Technology*, 2021, 61: 102440.
- [9] LI T, ZHENG Y, GUO W, et al. Micro-bubble F-P cavity and FBG cascade structure-based pressure sensor with temperature self-compensation for minimally invasive surgery [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2022, 69(11): 3288-3299.

- [10] NASCIMENTO K P, FRIZERA-NETO A, MARQUES C, et al. Machine learning techniques for liquid level estimation using FBG temperature sensor array [J]. *Optical Fiber Technology*, 2021, 65: 102612.
- [11] LU Y, LU B, LI B, et al. Robust three-dimensional shape sensing for flexible endoscopic surgery using multi-core FBG sensors [J]. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2021, 6(3): 4835-4842.
- [12] 孙世政, 廖超, 李洁, 等. 基于光纤布拉格光栅的二维力传感器设计及实验研究 [J]. *仪器仪表学报*, 2020, 41(2): 1-9.
SUN SH ZH, LIAO CH, LI J, et al. Design and experiment study of two-dimensional force sensor based on fiber Bragg grating [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2020, 41(2): 1-9.
- [13] 李剑芝, 申博豪, 张婉洁, 等. 基于转动支承梁式的光纤光栅低频加速度传感器 [J]. *仪器仪表学报*, 2021, 42(12): 74-82.
LI J ZH, SHEN B H, ZHANG W J, et al. Fiber Bragg grating accelerometer based on rotating beam for low-frequency vibration [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2021, 42(12): 74-82.
- [14] GAO A, ZHOU Y, CAO L, et al. Fiber Bragg grating-based triaxial force sensor with parallel flexure hinges [J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2018, 65(10): 8215-8223.
- [15] LV C, WANG S, SHI C. A high-precision and miniature fiber Bragg grating-based force sensor for tissue palpation during minimally invasive surgery [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2020, 48(2): 669-681.
- [16] 姚斌, 张建勋, 代煜, 等. 用于微创外科手术机器人的多维力传感器解耦方法研究 [J]. *仪器仪表学报*, 2020, 41(1): 147-153.
YAO B, ZHANG J X, DAI Y, et al. Research on decoupling method of multi-dimensional force sensor used in minimally invasive surgical robot [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2020, 41(1): 147-153.
- [17] LI T, PAN A, REN H. A high-resolution triaxial catheter tip Force sensor with miniature flexure and suspended optical fibers [J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2020, 67(6): 5101-5111.
- [18] LI T, ZHENG H, PAN A, et al. BP method with

rectified linear unit-based nonlinear decoupling for 3-axis FBG force sensor [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2021, 21(3): 2972-2979.

- [19] ABUSHAGUR A A G, ARSAD N, BAKAR A A A. Cantilever beam with a single fiber bragg grating to measure temperature and transversal force simultaneously [J]. *SENSORS*, 2021, 21(6): 2002.
- [20] DU C, WEI D, WANG H, et al. Development of the X-perce—A universal FBG-based force sensing kit for laparoscopic surgical robot [J]. *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, 2022, 4(1): 183-193.
- [21] HUANG G, ZHU Q, SIEW C. Extreme learning machine: Theory and applications [J]. *Neurocomputing*, 2006, 70(1-3): 489-501.
- [22] HUANG G, ZHOU H, DING X, et al. Extreme learning machine for regression and multiclass classification [J]. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics. Part B, Cybernetics*, 2012, 42(2): 513-529.

作者简介



于昌新, 2020年于西安邮电大学获得理学学士学位, 现为北京信息科技大学硕士研究生, 主要研究方向为光纤传感系统。

E-mail: yuchangxin@bistu.edu.cn

Yu Changxin received his B.Sc. degree from Xi'an University of Posts & Telecommunications in 2020. He is currently a master student at Beijing Information Science and Technology University. His main research interests include optical fiber sensing systems.



何彦霖(通信作者), 2011年于兰州交通大学获得工学学士学位和文学学士(双学位), 2018年于北京理工大学获得博士学位, 现为北京信息科技大学副教授、硕士生导师, 主要研究方向为光纤传感及其应用、智能材料微型机器人等。

E-mail: heyanlin@bistu.edu.cn

He Yanlin (Corresponding author) received her B.Sc. degree from Lanzhou Jiaotong University in 2011, and received her Ph.D. degree from Beijing Institute of Technology in 2018. She is currently an associate professor and a master advisor at Beijing Information Science and Technology University. Her main research interests include optical fiber sensing and its application, intelligent material micro robot, etc.