

DOI: 10.13973/j.cnki.robot.180045

基于 FBG 的机器人柔性触觉传感器

许会超¹, 苗新刚^{2,3}, 汪 苏^{1,2,3}

(1. 北京航空航天大学机械工程及自动化学院, 北京 100191;
2. 北京建筑大学机器人仿生与功能研究北京市重点实验室, 北京 100044;
3. 北京建筑大学北京市建筑安全监测工程技术研究中心, 北京 100044)

摘要: 为了满足机器人与外界环境、对象发生接触及交互作用时的触觉感知需求, 提出了一种基于光纤布拉格光栅 (FBG) 的柔性触觉传感器。该传感器采用 3×3 FBG 阵列作为柔性传感元件, 聚二甲基硅氧烷 (PDMS) 材料构成双层柔性基体。介绍了传感器的传感原理并采用有限元方法对其弹性体进行力学仿真分析, 基于标定实验平台完成该传感器的静态标定实验。传感器的空间分辨率为 25 mm, 在 $10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$ 载荷施加单元下, 对力的感知范围为 $0 \sim 7 \text{ N}$, 且传感器具有较好的线性度和灵敏度, 重复性和一致性良好, 力灵敏度为 0.16 nm/N 。实验结果和分析研究都证明了柔性触觉传感器的可行性。该传感器与人体皮肤触感及结构极为相似, 且布线简单、抗干扰能力强。

关键词: 柔性触觉; 传感器; 机器人; 光纤布拉格光栅 (FBG); 聚二甲基硅氧烷 (PDMS)

中图分类号: TG409

文献标识码: A

文章编号: 1002-0446(2018)-05-0634-06

A Flexible Tactile Sensor for Robot Based on FBG

XU Huichao¹, MIAO Xingang^{2,3}, WANG Su^{1,2,3}

(1. School of Mechanical Engineering and Automation, Beihang University, Beijing 100191, China;

2. Beijing Key Laboratory of Robot Bionics and Function Research, Beijing University of Civil Engineering and Architecture, Beijing 100044, China;

3. Beijing Engineering Research Center of Monitoring for Construction Safety, Beijing University of Civil Engineering and Architecture, Beijing 100044, China)

Abstract: A flexible tactile sensor based on fiber Bragg grating (FBG) is proposed, in order to meet the tactile sensing requirements of the robot when it touches or interacts with the external environment or objects. The sensor adopts a 3×3 FBG array as the flexible sensing components, and polydimethylsiloxane (PDMS) material to constitute a two-layer flexible substrate. The sensing principle of the sensor is introduced, and the elastomer is mechanically simulated and analyzed by finite element method. Static calibration experiments of the sensor are carried out based on the calibration experiment platform. The spatial resolution of the sensor is 25 mm, and the sensing range of force is $0 \sim 7 \text{ N}$ in one load-applying unit of $10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$. Experiments show that the sensitivity of the sensor is 0.16 nm/N with good linearity, repeatability and consistency. Experiments and analyses show the feasibility of the flexible tactile sensor. The sensor is very similar to human skin in both tactile property and structure, meanwhile it is of simple wiring and good anti-interference ability.

Keywords: flexible tactile; sensor; robot; fiber Bragg grating (FBG); polydimethylsiloxane (PDMS)

1 引言 (Introduction)

触觉感知是智能机器人最重要的功能之一, 是机器人感知研究中的首要内容。为了让机器人具有类似人类皮肤的触觉感知功能, 需要赋予机器人能够实现外界环境感知的触觉传感网络, 帮助机器人感知与外界环境和对象的相互作用情况并及时做出判断和反馈^[1-2]。基于触觉传感网络中的多个柔性触觉传感器采集信息, 并结合多传感器信息融合技术来效仿人体的综合处理功能, 可为机器人的反馈

和控制提供综合信息及依据, 同时为机器人交互对象的安全性和舒适性提供保障。

相对于传统触觉传感器, 柔性触觉传感器从物理特性上更接近于人体皮肤的外形、触感及柔软度, 使机器人能够实现柔性触觉感知。其中, 柔性基体和柔性传感元件是柔性触觉传感器区别于传统触觉传感器的 2 个主要方面。国内外关于机器人柔性触觉传感器的研究, 多采用如电阻应变片、压电材料、电容、MEMS (微机电系统)、PVDF (聚偏二氟乙烯) 等技术^[3-7]。研究中大多将 PVDF 和

基金项目: 机器人仿生与功能研究北京市重点实验室课题 (ZL161100005016044)。

通信作者: 苗新刚, miaoxingang@bucea.edu.cn 收稿/录用/修回: 2018-01-18/2018-03-21/2018-05-18

PDMS 等材料作为传感器的柔性基体, 其中 PDMS 常被用作仿人皮肤的制作材料, 因此更接近人类皮肤特性。但触觉传感元件多为刚性传感元件, 不具有柔性, 因此, 传感器的柔性及触感受刚性元件的限制, 存在一定问题, 且由于电磁干扰等问题, 测量结果相应受到影响。近年来, 随着光纤传感技术的发展, 光纤布拉格光栅 (FBG) 被广泛应用于传感领域。由于其体积小、结构简单、具有柔软性、能够埋入材料内部、容易封装、可抗电磁干扰等特点^[8-9], FBG 被国内外学者作为一种新型的柔性触觉传感元件^[10]。其中, 韩国国家技术科学院 Heo 等^[11]将 FBG 嵌入到中心带有凸起结构的 PDMS 圆盘中作为传感单元, 并构成 3×3 的力传感阵列, 研究出一种大面积触觉传感器, 传感器力分辨率为 0.05 N, 但传感器在测量范围内的力-波长曲线呈非线性变化。山东大学蒋奇等^[12]将 FBG 封装于矩形 PDMS 材料中构成 3×3 FBG 阵列传感器, 传感器力灵敏度为 0.03 nm/N, 该灵敏度相对较低, 与人类皮肤敏感度差异较大。国内外关于 FBG 柔性触觉传感技术的研究尚处于起步阶段, 相关报道较少, 且基于 FBG 的柔性触觉传感器作为人工皮肤应用到机器人领域的研究还都处在实验阶段, 因此, 相关研究意义显著。

基于上述问题, 本文采用 FBG 作为柔性传感单元, PDMS 材料作为柔性基体展开研究, 设计了一种与人类皮肤结构、柔性和触感更为相似的双层结构柔性触觉传感器用于机器人的柔性触觉感知。

2 传感原理 (Sensing principle)

FBG 传感技术以光波为载体、光纤为传输介质, 利用掺杂光纤的光敏特性, 通过 FBG 周期和折射率的变化引起的中心波长偏移来感知外界待测参数变化情况从而实现传感^[13-14]。FBG 传感原理如图 1 所示, 它像高反射窄带光反射镜, 反射一种波长并透射所有其他波长。

根据光纤耦合模理论^[15], FBG 的中心反射波长为

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

式中, Λ 为光栅的固有周期, n_{eff} 为导模的有效折射率。方程 (1) 为 Bragg 条件。当宽带光在均匀的 FBG 中传输时, 产生模式耦合, 满足 Bragg 条件的入射光波被反射回来, 这就是 FBG 的基本工作原理。由方程 (1) 可知, FBG 的中心反射波长 λ_B 随着 Λ 和 n_{eff} 的改变而发生变化。而应变和温度是能够

引起 Λ 和 n_{eff} 的变化最直接和最主要的因素^[16]。因此, 在外力作用下, 假设 FBG 绝对均匀且温度稳定, 那么 FBG 中心反射波长变化的一般计算公式为

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = (1 - P_e)\varepsilon \quad (2)$$

式中 $\Delta\lambda_B$ 为 FBG 中心波长偏移, P_e 为有效弹光系数, ε 为应变。

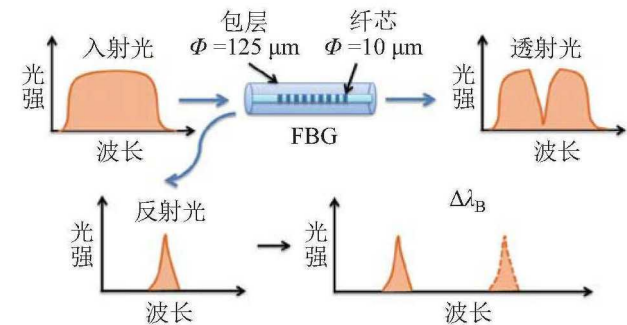


图 1 FBG 传感原理

Fig.1 The sensing principle of FBG

当基于 FBG 阵列的柔性触觉传感器弹性体受到外力作用时, 传感器弹性体受力变形将引起相应位置的 FBG 的拉伸变形, 从而使该 FBG 的波长产生变化。因此, 当温度恒定时, FBG 所受垂直外力 F_Z 作用与其中心反射波长变化的关系可以表示为

$$\Delta\lambda_B = \lambda_B(1 - P_e)\varepsilon = \lambda_B(1 - P_e)k_c F_Z = C F_Z \quad (3)$$

其中 k_c 是应变-力系数, C 是波长偏移-力系数。如果传感器受力面较大, 将引起基体中 FBG 阵列的多个 FBG 的波长变化。

3 传感器设计 (Sensor design)

基于 FBG 的柔性触觉传感器的结构设计思路是: 选择具有与人体皮肤相近的力学性能参数的 PDMS 材料, 模仿人体皮肤结构, 同时通过对 FBG 的复用将 FBG 阵列与 PDMS 材料相结合, 把柔性传感元件阵列和柔性基体组合构成准分布式触觉传感器的柔性结构, 完成柔性触觉传感器的设计。

3.1 设计依据

皮肤的杨氏模量测量值在 0.02 MPa 到 100 MPa 之间不等, 且人类前臂皮肤的杨氏模量大多在 0.11 MPa 到 2.5 MPa 之间, 泊松比的测量值大多在 0.45 到 0.5 之间, 摩擦系数大多在 0.2 到 0.5 之间^[17]。PDMS 属于超弹性材料, 其泊松比在 0.47 到 0.4999 之间, 因此, 在力学分析中 PDMS 材料与人体皮肤都可以近似被认为是不可压缩材料。PDMS 材料的摩擦系数在 0.25 到 0.75 之间, 与人体皮肤

基本一致。需要考虑的是选择杨氏模量在 0.11 MPa 到 2.5 MPa 之间的 PDMS 材料。

人体皮肤可以被看成由柔性基体和分布在柔性基体中的纤维构成的复合弹性材料，且从外到里呈现不同硬度不同厚度的层状结构。因此，表皮和真皮的力学特性也会存在一定差异，例如，在相同情况下表皮的杨氏模量要远大于真皮的杨氏模量。

且 FBG 的栅区长度及 FBG 阵列的布置决定了传感器的尺寸及空间分辨率。此结构中选择最为常用的栅区长度为 10 mm 的 FBG，由于制作工艺的原因，在不影响光栅反射率的前提下，同一根光纤上的各个 10 mm 的 FBG 之间的适宜距离的最小值为 15 mm，此时传感器的空间分辨率为 25 mm，因此，栅区长度和 2 个 FBG 间距的选择限制了传感器结构的最小尺寸。

3.2 结构设计

柔性触觉传感器的设计必须考虑 2 个主要因素：一个是传感器的灵敏度，另一个是传感器易损程度。柔性基体的硬度和厚度以及 FBG 的嵌入深度决定了传感器的灵敏度。由于 FBG 在外力的作用下拉伸形变产生波长变化，当 FBG 嵌入柔性基体时，基体的厚度确定，且 FBG 在基体的嵌入深度确定时，柔性基体的硬度和传感单元的灵敏度存在一定关系：硬度越低即传感器越柔软，受到相同外力作用时传感器的形变越大，传感单元中 FBG 波长变化越大，因此，传感单元灵敏度越高。但 FBG 在变形过大时容易断裂造成传感器损坏，传感器测量范围较小。反之，当柔性基体的硬度较高时，受到相同的外力作用下传感器形变较小，即传感单元中 FBG 波长变化较小，传感单元灵敏度较低，传感器触觉敏感不足。

为了解决设计矛盾，同时效仿人体皮肤结构，柔性触觉传感器的弹性体基体由上述 2 种硬度和厚度不同的柔性基体组成，即 A 型柔性基体和 B 型柔性基体组合到一起，此设计可使传感器具有较高的灵敏度，同时不易损坏。其中，A 型柔性基体的硬度为邵氏 A 0°，杨氏模量 0.158 MPa，厚度为 10 mm。该硬度与人类皮肤的硬度最为接近，触感与人类皮肤也极为相似，且该基体硬度下的结构设计能够保证与传感器接触过程中的舒适度和安全性。B 型柔性基体的硬度选择为邵氏 A 50°，杨氏模量 2.465 MPa，厚度为 3 mm。将 A 型柔性基体置于 B 型柔性基体之下，并将 3 × 3 的 FBG 阵列嵌入到 B 型柔性基体的 1.5 mm 深度。基于 FBG 的双层柔性基体触觉传感器结构设计由 SolidWorks 软件完

成，传感器详细设计如图 2 所示。

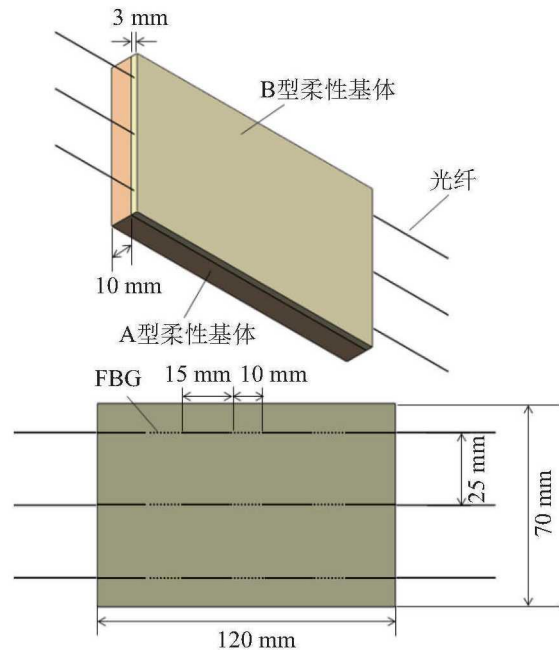


图 2 柔性触觉传感器详细设计图

Fig.2 Detailed design diagram of the flexible tactile sensor

3.3 有限元分析

柔性触觉传感器的模型由 SolidWorks 软件设计并导入有限元分析软件 ABAQUS 中生成 ABAQUS 模型并完成模型的有限元分析。当对该传感器施加外力时，柔性基体发生形变且嵌入的 FBG 也随之发生形变，从而导致相应 FBG 的波长发生偏移。由于单模光纤是柔性的，且其直径仅为 250 μm，与基体的尺寸相比非常小，因此，嵌入柔性基体中的 FBG 阵列对力的反馈可以忽略不计。

模型生成后定义材料性质，本文采用 Mooney-Rivlin 材料模型作为该传感器柔性基体的本构模型。A 型柔性基体和 B 型柔性基体的杨氏模量分别为 0.158 MPa 和 2.465 MPa，密度分别为 938.27 kg/m³ 和 1084.84 kg/m³。通过计算得出 A 型柔性基体的材料常数 $C_{A10} = 0.021$ MPa， $C_{A01} = 0.005$ MPa 及 B 型柔性基体的材料常数 $C_{B10} = 0.329$ MPa， $C_{B01} = 0.082$ MPa，且 PDMS 视为一种接近不可压缩的材料，即 A 型柔性基体和 B 型柔性基体的不可压缩常数分别为 $D_{A1} = 0$ 和 $D_{B1} = 0$ 。

为了分析该传感器双层柔性基体构成的弹性体模型受到外力作用时的形变及应力应变分布情况，定义垂直于弹性体上表面（即 B 型柔性基体的上表面）的 Z 轴负向压力载荷，载荷施加面为 10 mm × 10 mm，施加力大小为 1 N。传感器弹性体受力位置中心沿 X 轴方向的应力分布和空间位移的剖面图如图 3 所示。并以 1 N 为步长，从 1 N 逐渐增大至

7 N, 分别记录传感器弹性体 X 方向的位移偏移量, 假设 PDMS 材料是各向均匀的, 由于埋入光纤随弹性体形变而发生形变, 因此, X 方向的位移偏移量可以视为 FBG 的轴向形变量, 从而可以推算 FBG 的中心波长偏移量. 如图 4 所示, 当传感器弹性体受到 Z 轴负向压力时, 施力面正下方的 FBG 中心波长偏移量与施加力大小成线性关系, 且传感器灵敏度约为 0.17 nm/N.

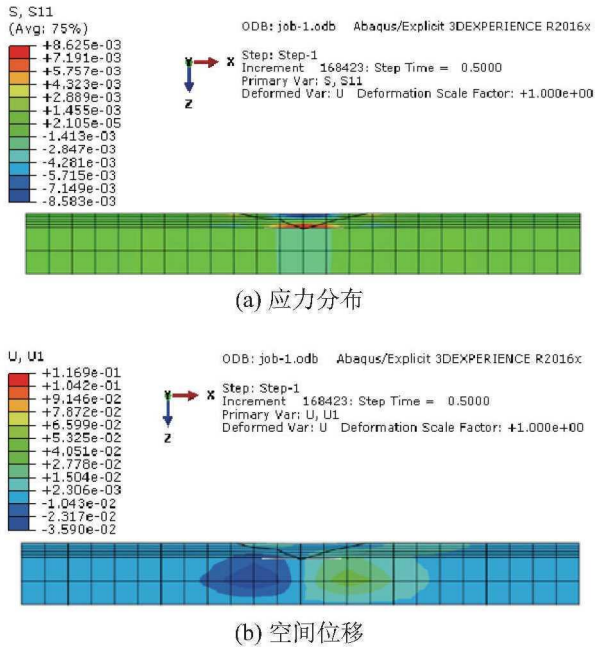


图 3 Z 轴 -1 N 载荷下传感器弹性体 X 轴方向有限元分析
Fig.3 X axis finite element analysis of the sensor elastomer with a Z axis load of -1 N

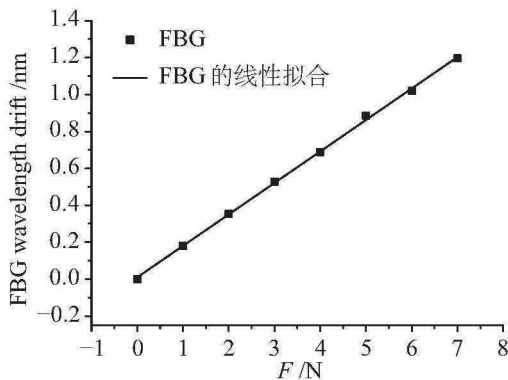


图 4 不同载荷变化下 FBG 波长偏移仿真分析
Fig.4 Simulation analysis of FBG wavelength drifts under different loads

需要指出的是, PDMS 材料具有三重非线性, 且大变形下应力应变为非线性关系, 但本传感器单元受力范围较小, 基体形变较小, 其应力应变关系保持在线性范围内. 因此, 仿真分析表明在 10 mm × 10 mm 载荷施加单元下的 0 ~ 7 N 受力范围内,

传感器能够保持线性和有效性.

3.4 传感器制作

3 × 3 FBG 阵列由 3 根刻有 3 个 FBG 的光纤构成, 同一根光纤中不同 FBG 之间的间距为 15 mm, 栅区长度为 10 mm, 用酒精棉轻柔地将光纤擦干净, 并将每一根光纤两侧装上保护套管防止裸露在外部的的光纤折损. 准备 A 型柔性基体和 B 型柔性基体, 并将 3 × 3 FBG 阵列的 3 根光纤间隔 25 mm 平行封装于 B 型柔性基体中, 深度为 1.5 mm, 使 9 个 FBG 均匀分布在 B 型柔性基体中形成 FBG 阵列. 预紧光纤以防止弯曲导致的光纤松弛不平直, 采用专用胶 JUKAM G-988 A 将其固定好. 将嵌入 FBG 阵列 (FBG1 ~ FBG9) 的 B 型柔性基体置于 A 型柔性基体之上, 用专用胶固定使之成为一体, 并将 3 根光纤熔接形成 1 根光纤通路.

这些步骤之后, 基于 FBG 阵列的柔性触觉传感器制作完成, 放置 24 h 后即可进行测试. 传感器样本的实物如图 5 所示.



图 5 柔性触觉传感器样本
Fig.5 Samples of the flexible tactile sensor

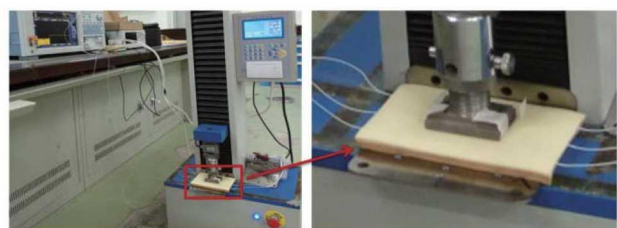


图 6 传感器标定实验平台
Fig.6 Sensor calibration experiment platform

4 传感器标定实验 (Sensor calibration experiments)

柔性触觉传感器的标定实验平台主要包括: 柔性触觉传感器、压力试验机、ASE-CL 光源 (1525 nm ~ 1615 nm)、光环形器、横河 AQ6370D 光谱仪、FBGA (fiber Bragg grating interrogation an-

alyzer) 波长解调模块和 PC 机等设备, 如图 6 所示. 当传感器受到来自压力试验机的垂直单轴负载时, 传感器在相应位置的 FBG 的中心反射波长将发生偏移. 且传感器 FBG 阵列中的 9 个 FBG 的应变变化不仅会受负载大小影响, 而且会受到负载位置和负载接触面积大小的影响.

4.1 传感器单元标定实验

基于传感器标定实验平台制订实验方案, 保持实验环境温度恒定在 20°C . 传感器 FBG 栅区长度为 10 mm , 即传感单元为 10 mm , 在柔性触觉传感器的单个 FBG (例如 FBG5) 传感单元的上方施加垂直方向 (即 Z 轴) 的压力, 受力面为 $10\text{ mm} \times 10\text{ mm}$, 长度刚好覆盖传感单元 FBG, 且在传感单元 FBG 受力面位置的下方正中央, 施加压力以 0.5 N 为步长变化, 从 0 N 增大到 7 N .

当加载到柔性触觉传感器的 Z 轴压力逐渐增大时, 与加载位置相对应的 FBG (FBG5) 的中心波长增大, 该 FBG 的反射光谱向右移动, 且 FBG 阵列中其他 FBG 的中心波长变化很小, 可以忽略. 相反, 当传感器上的压力卸载时, 对应于负载位置的 FBG (FBG5) 的中心波长减小, 该 FBG 的反射光谱向左移动, 同样, FBG 阵列中其他 FBG 的中心波长变化很小, 可以忽略. 随着对传感器施加压力的增大, 进行重复加载和卸载实验, 记录各个 FBG 的中心波长变化值, 并进行数据的处理分析, 实验测量结果如图 7 所示. 从实验结果可以看出, 传感器所受压力的大小与相应位置 FBG 的中心波长变化呈现很好的线性关系. 同时完成了传感器不同位置 FBG (例如 FBG2、FBG5) 的加载卸载测试实验, 如图 8 所示.

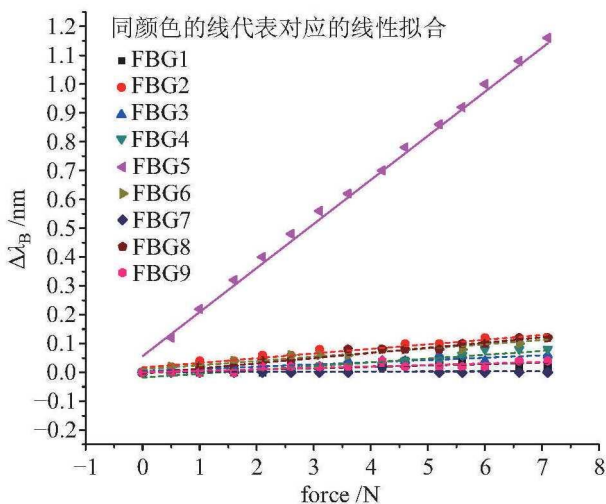
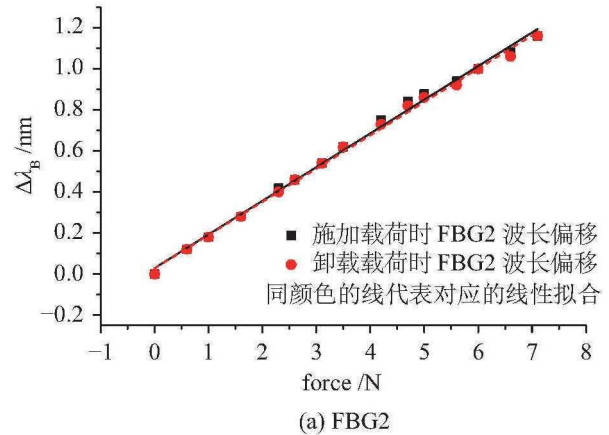
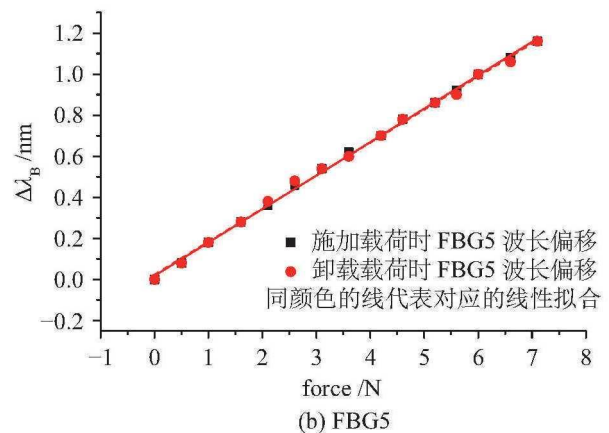


图 7 FBG 单元 (FBG5) 在外力作用下波长偏移

Fig.7 Wavelength shift of the fiber Bragg gratings when the load is applied (on the 5th FBG)



(a) FBG2



(b) FBG5

图 8 传感器不同位置 FBG 的测试实验

Fig.8 The testing of FBGs at different positions of sensors

理论上, 施加在传感器单个 FBG 上的负载在理想情况下不会影响其他 FBG. 然而, 从图 7 可以看出, 实验结果实际上存在一些干扰, 因为同一行的 3 个 FBG 在相同的一根光纤中, 传感器在负载位置附近的形变会导致该 FBG 所在的这根光纤发生微小变形, 因此会对此光纤上的其他 FBG 有一定的影响. 但与该 FBG 的波长偏移相比, 干扰非常小, 可以忽略不计. 在传感器重复加载卸载测试实验中, 9 个 FBG 具有很小的灵敏度差异, 且略小于模拟分析的结果, 可能是由于传感器制作过程中的操作误差以及实验误差等因素造成的.

实验表明, 所有 FBG 的灵敏度均在 $0.157\text{ nm/N} \sim 0.164\text{ nm/N}$ 的区间之内, 各个 FBG 之间灵敏度略有差异, 线性拟合决定系数均达到 0.99. 综合多次实验数据, 式 (3) 中的波长偏移—力系数 C 约为 0.16, 即该传感器的力灵敏度为 0.16 nm/N . 传感器具有良好的重复性和一致性, 且与模拟仿真结果基本一致. 同时, 为了传感器的使用安全性, 在 $10\text{ mm} \times 10\text{ mm}$ 载荷施加单元下的感知范围可定义为 $0 \sim 7\text{ N}$, 与人体皮肤对力的感知范围相似^[11].

4.2 传感器阵列标定实验

基于传感器标定实验平台制订实验方案, 保持实验环境温度恒定在 20°C. 在柔性触觉传感器的多个 FBG (例如 FBG1、FBG2、FBG4、FBG5) 构成的传感阵列区域位置上方施加垂直方向即 Z 轴的压力, 受力面为 35 mm × 30 mm, 覆盖 FBG1、FBG2、FBG4、FBG5 所在区域, 施加压力以 5 N 为步长变化, 从 0 N 增大到 20 N.

当加载到柔性触觉传感器的 Z 轴压力逐渐增大时, 与加载位置相对应的各个 FBG (FBG1、FBG2、FBG4、FBG5) 的中心波长增大, 各 FBG 的反射光谱向右移动, 且 FBG 阵列中其他 FBG 的中心波长变化很小, 可以忽略. 相反, 当传感器上的压力卸载时, 对应于负载位置的各 FBG (FBG1、FBG2、FBG4、FBG5) 的中心波长减小, 各 FBG 的反射光谱向左移动, 同样, FBG 阵列中其他 FBG 的中心波长变化很小, 可以忽略. 重复加载和卸载实验, 记录每次各个 FBG 的中心波长变化值, 并进行数据的处理分析, 实验测量结果如图 9 所示.

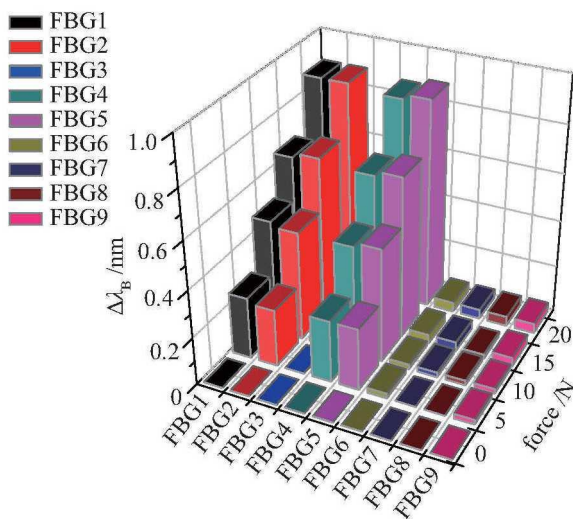


图9 传感器FBG阵列(FBG1、FBG2、FBG4、FBG5)在力作用下的波长偏移

Fig.9 Wavelength shift of the fiber Bragg gratings when the load is applied (on 1st, 2nd, 4th, 5th FBG)

综上所述, 该传感器在外形结构、柔性、触感等方面都更加趋近于人类皮肤, 能够真正实现柔性变形的触觉感知等实际需求, 且基于 FBG 的独特优势, 传感器抗电磁干扰能力强. 与国内外现有基于 FBG 传感技术的柔性触觉传感器^[11-12]相比, 本文方法在线性测量范围内提高了传感器的灵敏度, 改善了其测量范围和灵敏度之间的设计局限性. 设计中通过选取光栅区域长度更短的 FBG 可以进一步减小传感器的尺寸及空间分辨率.

5 结论 (Conclusion)

本文提出的基于 FBG 的柔性触觉传感器采用 PDMS 材料构成 2 种不同硬度和厚度的双层柔性基体结构设计, 可使传感器具有较高的灵敏度, 同时使传感器不易损坏. 传感元件和基体结构都具有很好的柔性, 使传感器具有很好的柔软性, 在触感及结构上与人体皮肤极为相似, 且该传感器布线简单、抗干扰能力强. 基于标定实验平台对该传感器进行了标定实验, 结果表明传感器具有较好的线性度和灵敏度, 且重复性和一致性良好, 该传感器的力灵敏度为 0.16 nm/N, 与仿真分析结果较为一致. 在 10 mm × 10 mm 载荷施加单元下, 传感器对力的感知范围为 0 N ~ 7 N, 与人体皮肤对力的感知范围相似. 传感器的空间分辨率为 25 mm, 通过缩短光栅区域的长度可以进一步减小传感器的尺寸及空间分辨率. 实验结果和分析研究都证明了柔性触觉传感器的可行性. 在实际应用中, 可以根据传感器的测量结果了解总体力分布和施加力的趋势. 但传感器也存在一定的问题, 传感器在外力作用下不同 FBG 之间存在较小的灵敏度差异且略小于模拟分析结果, 这可能是由于制作过程及实验过程中的操作误差导致的, 因此, 需要在制作及实验过程中谨慎操作, 避免误差的产生, 防止传感器的性能受到影响.

参考文献 (References)

- [1] Tiwana M I, Redmond S J, Lovell N H. A review of tactile sensing technologies with applications in biomedical engineering[J]. *Sensors & Actuators A: Physical*, 2012, 179(3): 17-31.
- [2] Tegin J, Wikander J. Tactile sensing in intelligent robotic manipulation – A review[J]. *Industrial Robot*, 2005, 32(1): 64-70.
- [3] Kerpa O, Weiss K, Worn H. Development of a flexible tactile sensor system for a humanoid robot[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2003: 1-6.
- [4] Cannata G, Maggiali M. An embedded tactile and force sensor for robotic manipulation and grasping[C]//IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots. Piscataway, USA: IEEE, 2005: 80-85.
- [5] Lee H K, Chang S I, Yoon E. A flexible polymer tactile sensor: Fabrication and modular expandability for large area deployment[J]. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 2006, 15(6): 1681-1686.
- [6] Lee H K, Chung J, Chang S I, et al. Real-time measurement of the three-axis contact force distribution using a flexible capacitive polymer tactile sensor[J]. *Journal of Micromechanics & Microengineering*, 2011, 21(3): No.035010.
- [7] Maria G D, Natale C, Pirozzi S. Force/tactile sensor for robotic applications[J]. *Sensors & Actuators A: Physical*, 2012, 175: 60-72.

(下转第 722 页)

- 2013, 29(2): 331-345.
- [13] Dai H K, Tedrake R. L2-gain optimization for robust bipedal walking on unknown terrain[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2013: 3116-3123.
- [14] Ames A D. Human-inspired control of bipedal robots via control Lyapunov functions and quadratic programs[C]//16th International Conference on Hybrid Systems: Computation and Control. New York, USA: ACM, 2013: 31-32.
- [15] Plestan F, Grizzle J W, Westervelt E R, et al. Stable walking of a 7-DOF biped robot[J]. IEEE Transactions on Robotics and Automation, 2003, 19(4): 653-668.
- [16] Miossec S, Aoustin Y. A simplified stability study for a biped walk with underactuated and overactuated phases[J]. International Journal of Robotics Research, 2005, 24(7): 537-551.
- [17] Chemori A, Le Floch S, Krut S, et al. A control architecture with stabilizer for 3D stable dynamic walking of SHERPA biped robot on compliant ground[C]//IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots. Piscataway, USA: IEEE, 2010: 480-485.
- [18] Bruneau O, Oueddou F B. Distributed ground/walking robot interaction[J]. Robotica, 1999, 17(3): 313-323.
- [19] Wang Y, Ding J T, Xiao X H. An adaptive feedforward control method for under-actuated bipedal walking on the compliant ground[J]. International Journal of Robotics and Automation, 2017, 32(1): 63-77.
- [20] Pratt J E, Tedrake R. Velocity-based stability margins for fast bipedal walking[M]//Lecture Notes in Control and Information Sciences, vol.340. Berlin, Germany: Springer, 2006: 299-324.
- [21] 姚道金, 王杨, 姚渊, 等. 基于质心运动状态的双足机器人欠驱动步行稳定控制[J]. 机器人, 2017, 39(3): 324-332.
- Yao D J, Wang Y, Yao Y, et al. Stable control of underactuated bipedal walking based on motion state of center-of-mass[J]. Robot, 2017, 39(3): 324-332.

作者简介:

- 姚道金 (1990-), 男, 博士生. 研究领域: 双足步行稳定控制, 仿生机器人.
- 张勇 (1993-), 男, 硕士生. 研究领域: 室内定位与导航, 机器人控制.
- 吴焱 (1990-), 男, 博士生. 研究领域: 双足机器人步态规划, 机器学习.

(上接第 639 页)

- [8] Rao Y J. Recent progress in applications of in-fibre Bragg grating sensors[J]. Optics & Lasers in Engineering, 1999, 31(4): 297-324.
- [9] Mihailov S J. Fiber Bragg grating sensors for harsh environments[J]. Sensors, 2012, 12(2): 1898-1918.
- [10] Cowie B M, Webb D J, Tam B, et al. Fibre Bragg grating sensors for distributive tactile sensing[J]. Measurement Science & Technology, 2007, 18(1): 138-146.
- [11] Heo J S, Chung J H, Lee J J. Tactile sensor arrays using fiber Bragg grating sensors[J]. Sensors & Actuators A: Physical, 2006, 126(2): 312-327.
- [12] Song J, Jiang Q, Huang Y, et al. Research on pressure tactile sensing technology based on fiber Bragg grating array[J]. Photonic Sensors, 2015, 5(3): 1-10.
- [13] Hill K O, Malo B, Bilodeau F, et al. Bragg gratings fabricated in monomode photosensitive optical fiber by UV exposure through a phase mask[J]. Applied Physics Letters, 1993, 62(10): 1035-1037.
- [14] Hill K O, Meltz G. Fiber Bragg grating technology fundamentals and overview[J]. Journal of Lightwave Technology, 1997, 15(8): 1263-1276.
- [15] Kashyap R. Fiber Bragg gratings[M]. London, UK: Academic Press, 2010.
- [16] Rao Y J. In-fibre Bragg grating sensors[J]. Measurement Science and Technology, 1997, 8(4): 355-375.
- [17] 卢天健, 徐峰. 皮肤的力学性能概述[J]. 力学进展, 2008, 38(4): 393-426.
- Lu T J, Xu F. Overview of the mechanical properties of the skin[J]. Advances in Mechanics, 2008, 38(4): 393-426.

作者简介:

- 许会超 (1987-), 女, 博士. 研究领域: 机器人传感技术, 光纤光栅传感技术, 建筑安全监测技术.
- 苗新刚 (1973-), 男, 博士, 讲师. 研究领域: 机器人控制技术, 光纤光栅传感技术, 建筑安全监测技术.
- 汪苏 (1959-), 男, 博士, 教授. 研究领域: 机器人技术, 机器人焊接技术, 光纤光栅传感技术, 建筑安全监测技术, 航空宇航制造工程技术.