

引用格式: QI Hua, FENG Yan, PAN Ruizhi, et al. Bionic Touch Sensing of Wearable Fingerstall Based on Optical Fiber Bragg Grating[J]. Acta Photonica Sinica, 2023, 52(7):0706003

齐华,冯艳,潘睿智,等. 穿戴式光纤光栅指套仿生触压感知性能研究[J]. 光子学报, 2023, 52(7):0706003

穿戴式光纤光栅指套仿生触压感知性能研究

齐华^{1,2}, 冯艳^{1,2}, 潘睿智^{1,2}, 徐毛毛¹, 王昊祥^{1,2}, 张洪溥^{1,2}, 张华^{1,2}

(1 上海工程技术大学 机械与汽车工程学院, 上海 201620)

(2 上海市大型构件智能制造机器人技术协同创新中心, 上海 201620)

摘 要:针对灵巧机器手的仿生触压感知功能,以光纤布拉格光栅作为信息传输和感知载体设计了可穿戴的触压感知指套。分别对指套的三种触压状态进行研究,选择触压位置 1 为垂直指尖,触压位置 2 为倾斜 15°指尖,触压位置 3 为倾斜 30°指腹。触压感知特性分析和实验研究表明,在 0~10 N 的触压力范围内,该感知指套具有较好的灵敏度和线性度,在位置 1、位置 2、位置 3 的平均灵敏度分别为 24.119 6 pm/N、10.338 3 pm/N、-1.580 7 pm/N,线性度都在 99% 以上,该指套能分辨出手指不同触压位置以及加载力(载荷)的大小。为进一步验证指套仿生触压感知性能,进行硬度辨别感知实验,提出了标准触压波深比作为硬度感知的量化表征参数。该传感指套可以感知出四种硬度硅胶,具有很好的重复性,重复性误差分别为 3.82%、0.97%、0.51%、0.29%,为灵巧机器人触压感知的深入研究提供参考。

关键词:光纤布拉格光栅;可穿戴指套;仿生触压感知;硬度感知量化表征;灵巧机器人手

中图分类号: TP212

文献标识码: A

doi: 10.3788/gzxb20235207.0706003

0 引言

随着智能机器人的进一步发展,灵巧机器人不仅可以进行搬运、夹取等常规动作,还能进行翻转、穿针、按摩等模拟人手的一系列精细动作^[1]。灵巧机器人手的仿生触压感知成为了研究热点,其智能感知是关键因素之一。目前,基于压阻、电容、压电等传感原理的电信号传感器^[2-4]在智能机器人中有广泛应用,但这些传统的电信号类触觉传感器普遍存在体积偏大、测试线路复杂、电磁干扰等问题,难以集成到灵巧机器人手的末端执行器中。

近年来,随着光纤制备和光纤通信技术的飞速发展,光纤传感也被越来越多的人了解、研究和应用^[5]。其中,光纤布拉格光栅(Fiber Bragg Grating, FBG)传感属于光纤传感领域中一个新兴的研究分支,这种传感技术相比于电类传感拥有较强的抗电磁干扰和耐腐蚀能力^[6]。此外,与依据光强、相位、偏振态等参量变化原理的光纤传感器不同,光纤布拉格光栅传感器靠波长进行编码,因此它不会受光强和相位的影响,能够提高传感的稳定性,且通过串联和并联 FBG 能够较好地实现分布式传感,极大地打破了环境的限制^[7-9]。研究人员将 FBG 作为敏感元件制作成各种功能型光纤传感器,已经广泛应用于工程、建筑、医疗各个领域^[10-12]。

通常将 FBG 传感器埋入不同材料中或与各种机械构件组合成特定感知结构,实现光纤光栅传感器对各种物理变化如应变、压力、温度等的监测。WANG S X 团队^[13]将光纤光栅传感器与手术机器人末端的细长外科器械结合,设计了一种可以进行组织触诊的力传感器,实现了良好的轴向线性力-变形关系和较高分辨率。MASSAR L 团队^[14]将一根光纤布拉格光栅嵌入刚性手上的软聚合物材料中,通过完成在各种条件下抓

基金项目:国家自然科学基金(No. 51665039),江西省自然科学基金(No. 20202BAB204018)

第一作者:齐华, qh0204k@163.com

通讯作者:冯艳, confirmfyan@163.com

收稿日期:2023-02-06;录用日期:2023-03-31

<http://www.photon.ac.cn>

取不同物体的多项任务,可检测被操作对象的大小和刚度,其中触觉反馈是通过集成在机械手指尖的传感器来传达。PARK Y L团队^[15]基于节肢动物外骨骼仿生思想,将FBG引入复合机器人末端执行器,用于精确的力传感和接触位置的估计,最小检测力可达到0.02 N,实际力测量分辨率能到0.15 N。JIANG L团队^[16]设计了一种光纤传感机械手,刚性结构中的FBG用于检测施加于手的精确力,软材料中的FBG提供关于接触点位置的信息,结合刚性和软材料,实现了力触觉传感。许会超等^[17]利用光纤光栅的分布式传感特性,将FBG阵列与聚二甲基硅氧烷(Polydimethylsiloxane, PDMS)基底材料结合构成柔性传感元件,研究了机器人柔性触觉的可行性。王雅纯团队^[18]基于FBG设计了一种桥型结构的微型传感器,该结构可将施加的外力转变为轴向力,用于假手指尖的力触觉感知。利用FBG传感器可以提高机器人触觉传感的灵敏度、线性度、重复度,且相对电传感器不受电磁干扰,但在已有机器人触觉感知研究中,大多传感单元都存在结构复杂、难以在手部集成的问题。在服务业、医疗等更生活化的领域里,尤其在按摩机器人领域,学者针对机械结构和按摩手法进行大量分析研究,与按摩师相比,按摩机器人缺乏仿生触压感知能力。

本文以光纤布拉格光栅传感技术为基础,设计了一种结构简单且可穿戴的指套,对三个不同位置的触压感知性能进行了深入的研究,进行硬度感知辨别实验,并将标准触压波深比作为该触压指套的硬度感知量化表征参数,验证指套触压感知性能。

1 FBG 传感器原理

光纤布拉格光栅利用光纤材料的光敏特性能够形成折射率的永久变化,通过相位掩膜法或者全息干涉法把一小段光敏感的光纤暴露在光强周期分布的光波下,在纤芯内形成折射率周期变化的空间相位光栅^[19]。当外界压力和应变发生变化时,光栅周期会发生变化并且产生弹光效应;当温度发生变化时,会产生热膨胀效应和热光效应^[20-21]。FBG传感原理就是当光栅受到外界温度和力作用时,光纤的变化使光栅周期和纤芯有效折射率产生变化,最终导致布拉格波长发生偏移,即FBG传感器可以选择波长的大小,如图1(a)所示,只有布拉格中心波长的光波会被反射回去,并在图1(b)反射谱上产生波峰^[22]。

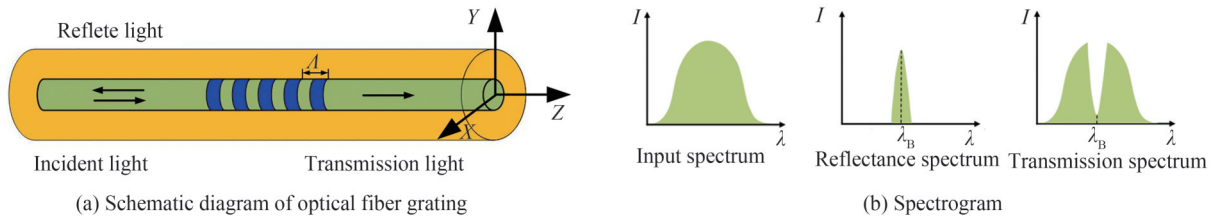


图1 FBG的光传输特性

Fig. 1 Optical transport characteristics of the FBG

布拉格中心波长需要满足^[23]

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

式中, λ_B 表示中心波长, n_{eff} 表示纤芯有效折射率, Λ 表示光纤光栅的周期。

根据FBG传感原理,中心波长的偏移量计算公式为^[24]

$$\Delta\lambda_B/\lambda_B = k\Delta\epsilon_e + (\alpha + \xi)\Delta T \quad (2)$$

式中, $\Delta\lambda_B$ 表示中心波长偏移量, $k = 1 - P_e$ 表示应变灵敏度系数, P_e 表示有效弹光系数, $\Delta\epsilon_e$ 表示应力作用下引起的纵向应变变化量, α 表示热膨胀系数, ξ 表示热光系数, ΔT 表示温度变化量。

首先选择合适的光纤,对于普通石英光纤,当只受均匀轴向应力时,中心波长1550 nm的FBG轴向应变灵敏度系数 $k_1 = 0.784$,中心波长变化量与应变之间的线性系数为1.22 pm/ $\mu\epsilon$ 。当只受均匀横向应力作用时,中心波长1550 nm的FBG横向应变灵敏度系数 $k_2 = 1.726$,中心波长变化量与应变之间的线性系数为2.675 pm/ $\mu\epsilon$ 。可知,横向应力作用下的灵敏度值大,但实际上在相同应力下,横向应力产生的纵向应变比轴向应力引起的纵向应变要小,横向应力引起的纵向应变如式(3)所示,其中的 σ 表示横向压应力引起纵向正应变,横向拉应力引起纵向负应变。因此,在横向应力 P 作用下,FBG中心波长的变化量如式(4)所示,式中

E 为材料弹性模量。

$$\Delta \epsilon_z = \mp 2\mu \frac{\Delta P}{E} \quad (3)$$

$$\Delta \lambda_B / \lambda_B = \mp 2k\mu \frac{\Delta P}{E} + (\alpha + \xi) \Delta T \quad (4)$$

因此,当FBG受到横向压应力作用时,采用压应力灵敏度系数来确定最终灵敏度,纵向应力灵敏度为 $0.784/E$,横向应力灵敏度为 $0.587/E$ 。因此,在横向力作用下,取中心波长变化量与应变之间的线性系数为 $0.913 \text{ pm}/\mu\epsilon$ 。因此将光纤光栅合理地嵌入经过设计的指套模型中,根据光纤的传感特性能够在指套受到挤压时反映相应触压点的各种变化包括物理变化,例如应变、压力等。

2 指套模型整体设计

拇指指套为两段式,均采用圆柱形设计,指套指尖外表面由曲面和平面组成,曲面可以更好贴合拇指形状,平面设计基于触压时的稳定性考虑,同时便于理论分析。在指套的端部处设计有起到连接作用的圆柱卡销,指套能够贴合拇指并转动一定的角度,圆柱卡销凸起设计可以保证连接紧密,不易掉落。具体指套整体结构如图2所示,其受力分析如图3所示。

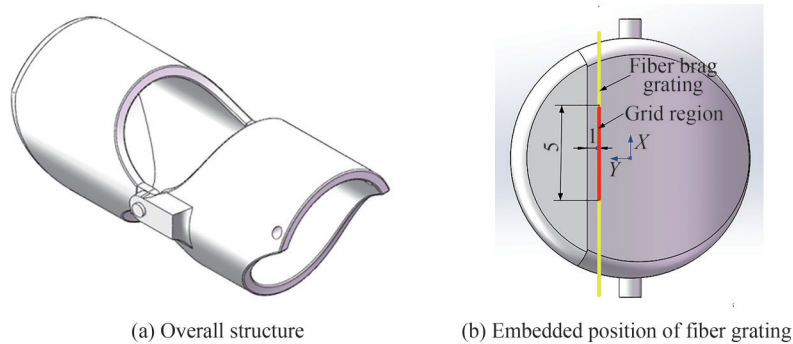


图2 拇指指套模型
Fig. 2 Thumb's fingerstall model

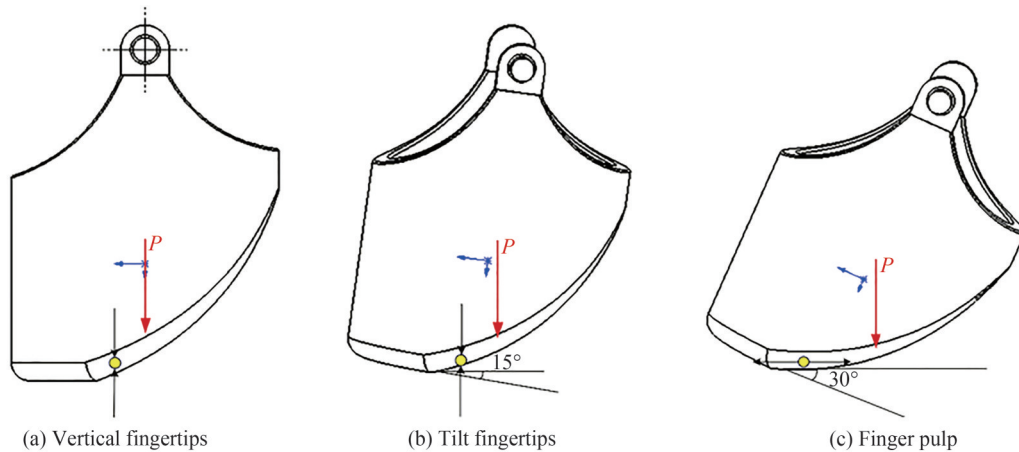


图3 不同位置施压FBG受力示意图
Fig. 3 Schematic diagram of the FBG force under pressure at different positions

选择光纤光栅中心波长为 1550 nm ,栅区长度 5 mm 。在指套的曲面外壳,距指尖平面 1 mm 处沿着中心线均匀地凿刻出一段线槽,将光纤仔细地贴合线槽埋入其中并用胶水将光纤前段与末端粘贴好,如图2(b)所示。当指尖受到触压力时,光纤光栅主要横向受压,由式(3)可知,FBG产生轴向拉应变,中心波长增大;当指腹施加力时,光纤光栅主要横向受拉,中心波长减小。此外,选择拇指指套的3D打印材料为树脂白料,该材料表面光滑,韧性比较好,精度较高,可细致地表现连接圆柱卡销等设计。不同材料在相同压力下触压

变形及产生的应变不同,其中材料的弹性模量对应变影响较大。由式(4)可知,随着弹性模量的增大,相同应力下的应变也越小,传感灵敏度会变小,树脂白料的弹性模量在2~3 GPa,适合小范围力触压。

3 触压感知仿真分析

首先将3D模型导入仿真软件 ANSYS Workbench 界面中,选择感知单元的材料为树脂白料,所以在有限元仿真分析过程中,设置仿真材料参数杨氏模量 $E=2\ 450\ \text{MPa}$,泊松比 $\mu=0.40$,密度 $\rho=1.13\ \text{g/cm}^3$ 。然后进行如下操作:

1)网格划分。网格划分的细密程度会直接影响仿真结果的收敛性和准确性^[25],因此通过 Mesh tool 对整个指套模型进行自由网格划分的同时设置划分网格大小为 0.5 mm。

2)施加力和约束。根据实际作用环境条件选择合适的力加载面和力方向,并选择合适的感知单元约束面,如图 4(a)。

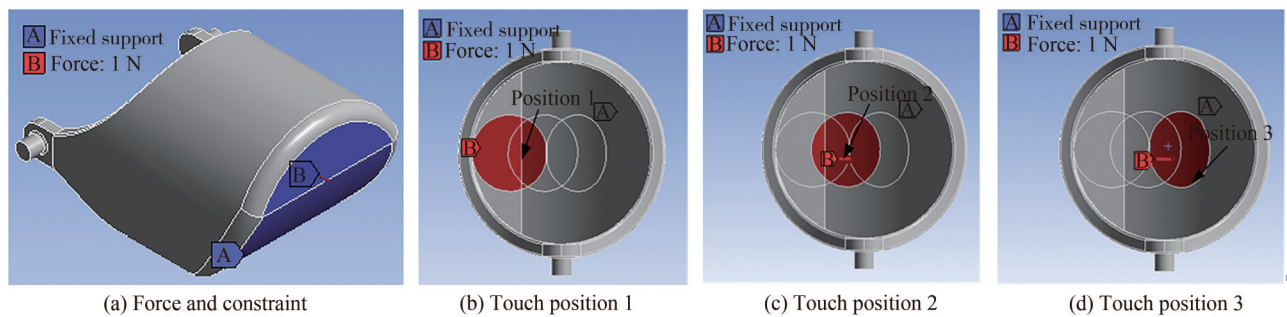


图4 拇指触压感知单元约束与受力

Fig. 4 Constraint and force of the thumb touch pressure sensing unit

对拇指指套感知单元的不同位置进行触压力加载,如图 4(b)~(d)所示,位置 1、位置 2、和位置 3 依次模拟拇指在指套内施加力的三个位置:垂直指尖、倾斜 15°指尖、倾斜 30°指腹。每个位置依次从 1 N 加载到 10 N,加载范围为圆柱触压杆(半径 5 mm)触压的模拟接触区域。当在位置 1、位置 2 和位置 3 触压时,指套传感单元 FBG 应变仿真结果示意如图 5。

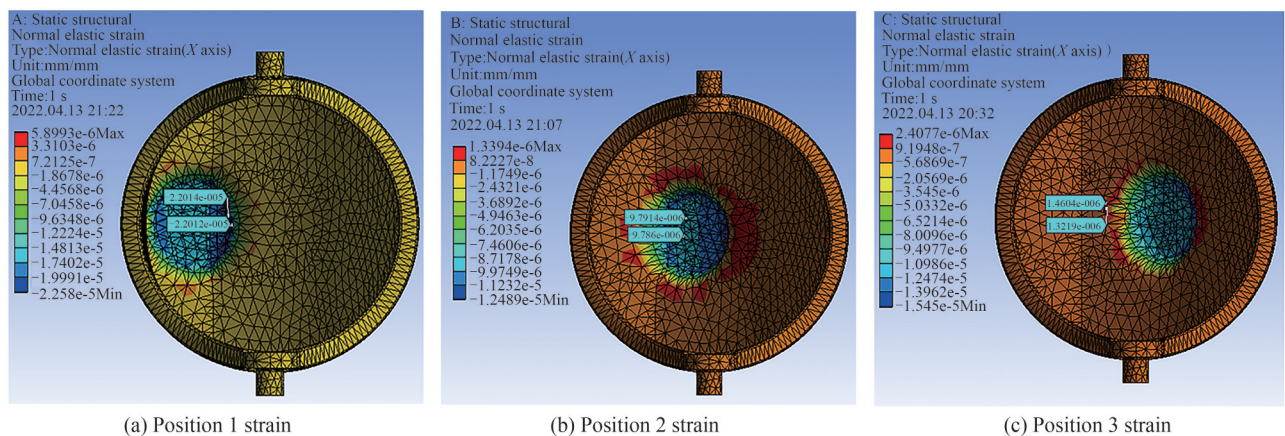


图5 拇指传感单元 FBG 应变仿真示意图

Fig. 5 Schematic diagram of the FBG strain simulation of the thumb sensing unit

对指套的三个触压位置加载的应变仿真如图 6 所示。当拇指指套位置 1 受到触压时,应变灵敏度为 $K_1 = -22.013\ 0\ \mu\epsilon/\text{N}$;位置 2 受到触压时,应变灵敏度为 $K_2 = -9.778\ 7\ \mu\epsilon/\text{N}$;位置 3 受到触压时,应变灵敏度为 $K_3 = 1.391\ 2\ \mu\epsilon/\text{N}$ 。仿真分析结果表明,应变与触压力成线性关系,当触压力相同,位置 1、2 处产生压应变,位置 3 处产生拉应变。

由式(3)、(4)可知,在横向压应力作用下,中心波长增大。当 FBG 的中心波长为 1 550 nm 时,仿真波长

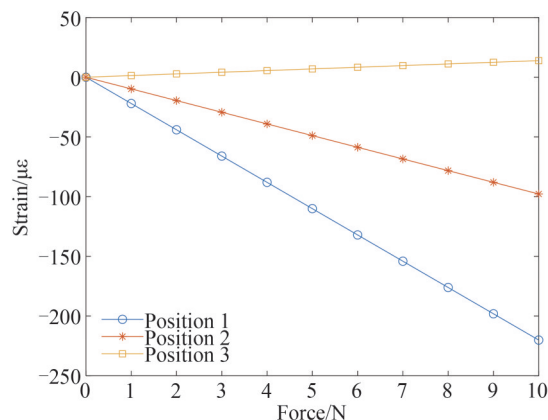


图6 不同位置应变随应力的变化
Fig. 6 Variations of strain with stress at different positions

偏移量与应变之间的线性系数为 $0.913 \text{ pm}/\mu\epsilon$ 。该拇指指套在位置1、2、3处受到触压时,中心波长随应力变化的仿真结果如图7所示。拇指指套在位置1、2、3处对应的FBG中心波长灵敏度分别为 $20.0979 \text{ pm}/\text{N}$ 、 $8.9280 \text{ pm}/\text{N}$ 、 $-1.2702 \text{ pm}/\text{N}$ 。

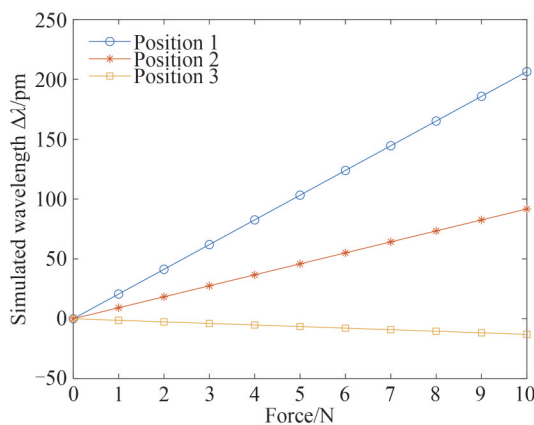


图7 不同位置仿真波长随应力的变化
Fig. 7 Variations of simulated wavelength with stress at different positions

4 触压力感知实验研究与分析

4.1 实验装置

实验中,拇指指套实物由3D打印机打印,选择打印材料为树脂白料,打印实物如图8(a)。主要实验设

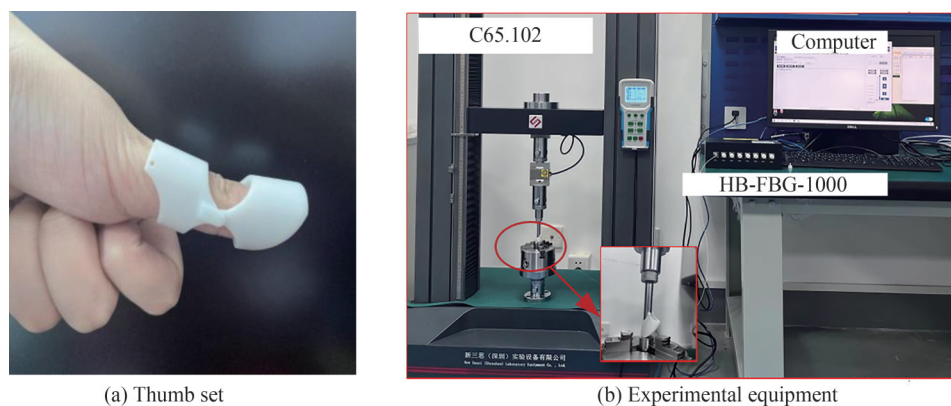


图8 触压感知实验装置
Fig. 8 Touch and pressure sensing experimental device

备包括微机控制电子万能试验机(C65.102)和光纤光栅解调装置(HB-FBG-1000),如图8(b)所示。

4.2 触压力感知实验研究

标定拇指指套FBG的初始中心波长值为1 549.627 nm,为了消除温度对中心波长的影响,使环境温度保持25℃。分别进行拇指的指尖和指腹触压感知实验,使用电子万能试验机连续从0 N加载到10 N,每增加1 N设定力保载25 s。

选取图4中对应的触压位置进行加载实验,加载力(F)量程为0~10 N,设定间隔1 N。分别对每个加载位置重复做三次实验,记录在此过程中的中心波长值,为减小实验误差,计算每一阶梯的平均值并将其作为最终实验数据,分别得到FBG在位置1、位置2和位置3三次重复实验的FBG中心波长变化,如图9所示。

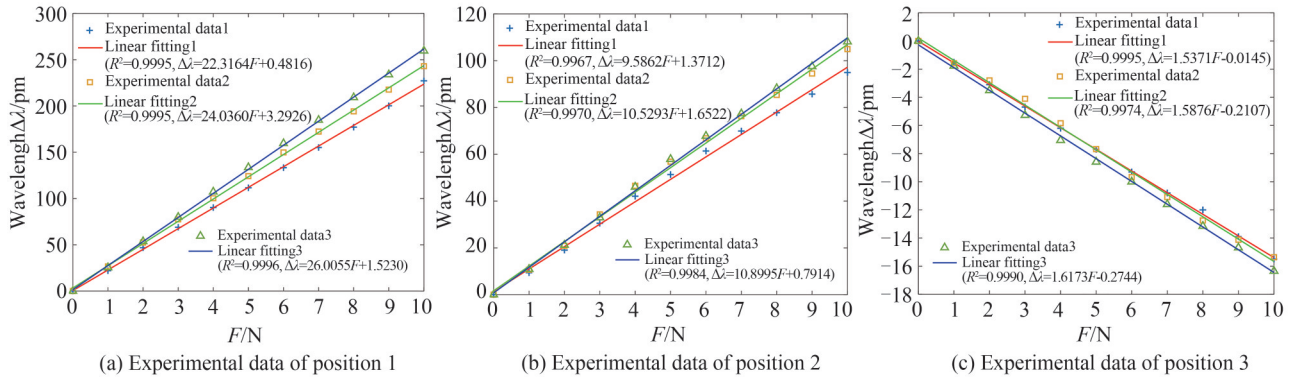


图9 触压实验不同位置中心波长

Fig. 9 Center wavelengths at different positions of the touch experiment

如图9(a)所示,当在触压位置1处进行力加载时,FBG的中心波长会增加。将实验得到的FBG平均波长值通过Matlab进行线性拟合,三次实验线性相关系数分别为0.999 5、0.999 5、0.999 6,感知灵敏度 $a_{11}=22.2316 4 \text{ pm/N}$ 、 $a_{12}=24.036 0 \text{ pm/N}$ 、 $a_{13}=26.005 5 \text{ pm/N}$ 。

如图9(b)所示,当在触压位置2处进行力加载时,FBG的中心波长也会增加。将实验得到的平均FBG波长值通过Matlab进行线性拟合,三次实验线性相关系数分别为0.996 7、0.997 0、0.998 4,感知灵敏度 $a_{21}=9.586 2 \text{ pm/N}$ 、 $a_{22}=10.529 3 \text{ pm/N}$ 、 $a_{23}=10.899 5 \text{ pm/N}$ 。

如图9(c)所示,当在触压位置3处进行力加载时,FBG的中心波长会减小。将实验得到的平均FBG波长值通过Matlab进行线性拟合,三次实验线性相关系数分别为0.999 5、0.997 4、0.999 0,感知灵敏度 $a_{31}=-1.537 1 \text{ pm/N}$ 、 $a_{32}=-1.587 6 \text{ pm/N}$ 、 $a_{33}=-1.617 3 \text{ pm/N}$ 。

加载位置不同所对应的FBG中心波长数据也不同,其中在垂直指尖位置1和倾斜指尖位置2加载时,FBG主要在横向受压,所以中心波长都往增大的方向变化,但很明显在垂直指尖位置1处变化较大。而在指腹位置3进行加载时,FBG受力状态发生变化,主要在横向受拉,所以中心波长会减小,与位置1、位置2中心波长变化正好相反。此外,三组的三次实验结果重复性误差分别为13.14%、13.58%、10.11%,原因有两方面,一方面是在实验过程中,每次触压指套的位置不能保证完全一致,会发生微小的变化,另一方面是设备电子万能试验机触压时力存在轻微波动,也会导致中心波长的变化。

分别将三组的三次实验结果进行处理,得到位置1处的平均灵敏度值 $a_1=24.119 6 \text{ pm/N}$,位置2处的平均灵敏度值 $a_2=10.338 3 \text{ pm/N}$,位置3处的平均灵敏度值 $a_3=-1.580 7 \text{ pm/N}$,其中 $|a_1|>|a_2|>|a_3|$,且线性度都在99%以上,有限元仿真值分别为20.097 9 pm/N、8.928 0 pm/N、-1.270 2 pm/N,实际实验值与仿真值的相对误差分别为16.67%、13.64%、19.64%。利用ANSYS软件仿真所得数据与实验预期相符,虽然存在一定的误差,但这与3d打印的精度和FBG的封装条件有很大的关系。

5 触压硬度感知实验研究与分析

对三个触压位置进行多次触压感知实验发现,不同位置触压相同物体时,波长变化规律和实验相符。在位置1即垂直指尖处触压,会更方便、易操作,因此选择触压位置1进行硬度辨别感知实验研究。

5.1 触压材料与触压方式选择

主要对小硬度物体辨别感知进行实验研究,选择一种具有不同硬度的食品级硅胶作为触压材料,该硅胶拉伸强度高、韧性好、抗撕裂性好,且耐高温,最高工作温度可达到300℃。硅胶的用途广泛,不同硬度硅胶可制作出各种模具。硅胶硬度通过人手触碰硅胶来反馈表达其柔软度,一般用标准邵氏硬度A去衡量,单位为度(HA)。实验选择0度、10度、20度、40度四种不同硬度的硅胶作为触压材料,通过3D打印模具,使用不同硬度的硅胶剂将它们调制尺寸相同的圆柱形硅胶块。依据人体主观触觉感知它们有明显的硬度特征如表1所示。

表1 硅胶硬度特征
Table 1 Silicone hardness characteristics

Hardness	Features (based on subjective tactile perception by the human body)
0 HA	Hardness similar to human skin
10 HA	Hardness similar to the nipple
20 HA	Hardness similar to eraser
40 HA	Hardness similar to the tyre

实验设备仍采用微机控制电子万能试验机(C65.102),选择位移固定加载,即保持相同的触压深度。进行硬度感知标定实验之前,确定位移固定加载过程中的两个参数变量,触压速度和触压深度。综合衡量触压时间和触压安全因素,过快或过慢的速度都不适合,同时在触压过硬物体时有一定的时间缓冲,起到保护作用,选择触压速度为60 mm/min。已知试验机量程为0~50 N,以最大硬度40度硅胶块为例,当触压超过5 mm时,试验机会发生保护机制,因此设定最大触压深度为5 mm。以略柔软10度硅胶块为例,中等加载速度为60 mm/min,从深度0 mm逐步增加至5 mm,每增加1 mm保持20 s,记录此过程下的数据。如图10所示,随着触压深度的增大,FBG中心波长增大,在触压深度为5 mm时,FBG中心波长变化达到最大。

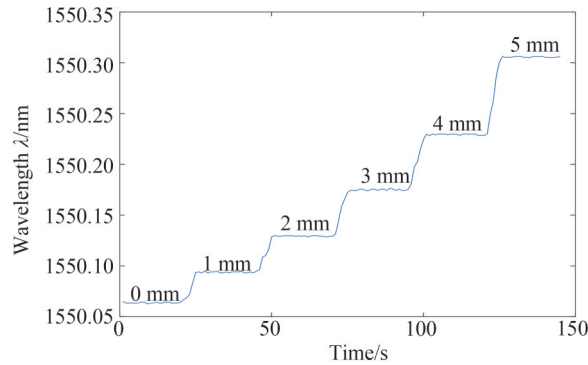


图10 硬度10度下FBG中心波长随时间的变化
Fig. 10 Center wavelength change over time at 10 HA

5.2 触压硬度感知表征方法

如图11可知,指套在触压硬度不同的物体时,从刚开始接触物体即触压深度为0 mm时到最大触压深度5 mm运动过程中,FBG中心波长变化逐渐增大,分别对数据进行一次拟合和二次拟合后,得到二次拟合度更高。触压波深比,即触压波长与触压深度的比值会随着触压深度的增大略有增加,设定最大触压深度5 mm为标准触压深度,对应的触压波深比为标准触压波深比,可以作为物体软硬度的感知辨别依据。其中,触压波深比计算公式为

$$k = \frac{\lambda_D - \lambda_0}{D} \quad (5)$$

式中, k 为波长触压波深比, D 为触压深度, λ_D 为触压深度 D 下的FBG中心波长。标准触压波深比 k_s 计算公式为

$$k_s = \frac{\lambda_5 - \lambda_0}{5} \quad (6)$$

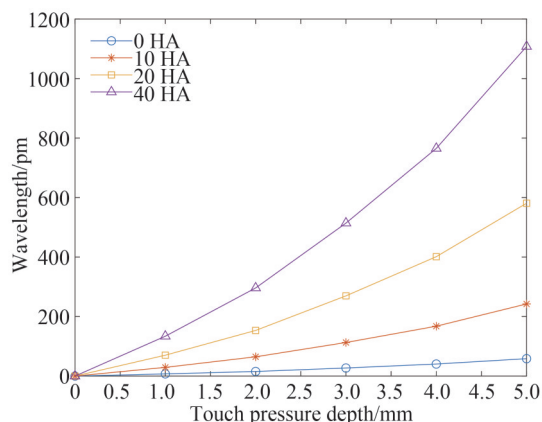


图 11 中心波长随触压深度变化

Fig. 11 The central wavelength changes with the depth of touch pressure

5.3 触压硬度感知实验研究

测试不同触压硬度下标准触压波深比,设定触压速度为 60 mm/min,标准触压深度为 5 mm,进行触压硬度感知测试实验。分别触压硬度为 0 度、10 度、20 度、40 度的硅胶块,每种硬度重复触压 6 次,图 12 为实验记录的中心波长数据,纵轴为中心波长变化量,横轴分别为触压硬度和实验次数。

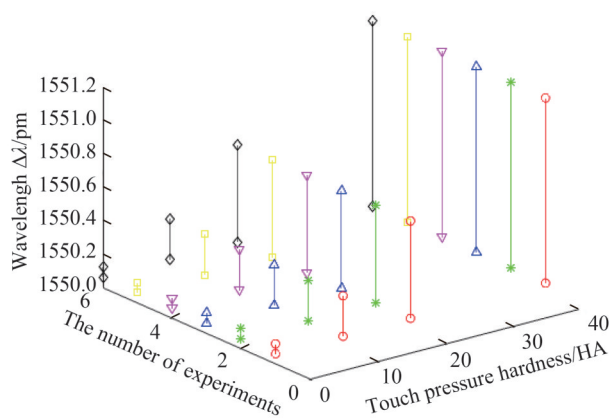


图 12 不同硬度触压下中心波长数据(六次实验)

Fig. 12 Data of central wavelength under different hardness touch pressure (six experiments)

将图 12 数据处理后得到不同触压硬度下中心波长变化,传感指套在触压硬度为 0 度、10 度、20 度、40 度的平均 FBG 中心波长变化分别为 58.57 pm、242.3 pm、580.95 pm、1 107.6 pm,由式(6)计算得标准触压波深比分别为 11.717 pm/mm、48.46 pm/mm、116.19 pm/mm、221.52 pm/mm。根据数据结果可知,当指套触压较硬物体 40 度硅胶块时,标准触压波深比最大,触压软物体 0 度硅胶块时,标准触压波深比最小。四种触压硬度的标准触压波深比有较大差异,当标准触压波深比越大时,触压物体硬度越大,反之越小,可将其应用到硬度感知辨别,给人以触觉反馈。

此外,重复性误差是评估传感器在相同外界环境作用下进行多次实验时输出数据的不一致性,是衡量感知性能的一项重要静态指标。分析图 13 可知,在相同触压硬度下 FBG 六次实验的中心波长变化值基本保持不变,标准偏差计算公式为

$$\delta = \left[\frac{\sum_{i=1}^n (\bar{y} - y_i)^2}{n-1} \right]^{\frac{1}{2}} \quad (7)$$

式中, δ 表示标准偏差, n 表示重复实验次数, y_i 表示第 i 次实验测量输出值, \bar{y} 表示测定点输出值的算术平均值。

$$e = \frac{\delta_{\max} \alpha}{y_{FS}} \times 100\% \quad (8)$$

式中, e 表示重复性误差值, y_{FS} 为满量程输出值, α 为置信系数, δ_{\max} 为最大标准偏差。

将数据代入式(7)求出试验的标准偏差 δ , 如表2所示。

表2 标准偏差
Table 2 Standard deviations

Touch depth/mm	0 HA δ /pm	10 HA δ /pm	20 HA δ /pm	40 HA δ /pm
0	0.77	0.79	1.04	0.9
5	1.12	1.17	1.48	1.58

由式(8)计算得出传感器的在0度、10度、20度、40度的硬度感知重复性误差分别为3.82%、0.97%、0.51%、0.29%, 该传感器的硬度辨别感知重复性能较好。

6 结论

本文设计并制作了拇指触压感知指套, 首先对感知结构进行有限元仿真, 证实其结构的可行性。然后搭建实验平台, 分别对拇指进行触压位置感知实验及硬度辨别感知实验, 实验结果表明:

1) 在垂直指尖位置1处的平均灵敏度为24.119 6 pm/N, 倾斜15°指尖位置2处的平均灵敏度为10.338 3 pm/N, 倾斜30°指腹位置3处的平均灵敏度为-1.580 7 pm/N, 其线性度很好, 且线性灵敏度系数都在0.99以上。

2) 选择位置1对四种硬度不同的硅胶触压, 标准触压波深比分别为11.717 pm/mm、48.46 pm/mm、116.19 pm/mm、221.52 pm/mm, 且该传感指套重复性很好。

3) 根据FBG中心波长偏移大小以及偏移方向的不同, 可以分辨出不同指尖、指腹的加载位置以及加载力的大小。通过控制触压速度和深度, 可以感知出四种硅胶硬度, 进一步分辨出不同物体的硬度范围, 给人以硬度触觉感知。

该传感结构可用于智能光纤指套的初步研究, 将其应用在仿生机械手上提供触觉反馈, 可识别触压力和触压角度范围, 通过指尖竖直触压可以感知不同物体的硬度情况。在后续研究中, 可以开展倾斜角度的硬度感知实验来进一步扩展其应用范围, 此外可以通过改变FBG埋入位置及埋入方法来提高其触压灵敏度。

参考文献

- [1] LIU Yang. Structural design and fabrication of wearable piezoresistive flexible tactile sensor for robot hand[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2020.
刘洋. 机器人手可穿戴的压阻式柔性触觉传感器结构设计及其研制[D]. 杭州: 浙江大学, 2020.
- [2] QIU Jixuan, WANG Peiyong, WANG Huan, et al. Micro piezoresistive force sensor on SOI substrate for robot fingers[J]. Micronanoelectronic Technology, 2021, 58(6): 515-521, 530.
邱霁玄, 王佩英, 王欢, 等. 用于机器人手指的SOI基板微压阻式力传感器[J]. 微纳电子技术, 2021, 58(6): 515-521, 530.
- [3] ELSAYES A, KOIVIKKO A, SARIOLA V. Tactile electronic skin based on conductive fabric for robotic hand applications[C]. 2019 IEEE Sensors, Montreal, Canada, October 27-30, 2019.
- [4] LI Tiejun, DAI Qi, YANG Ruoxi, et al. Research on tactile sensor based on PVDF piezoelectric thin-film[J]. Transducer and Microsystem Technologies, 2021, 40(9): 68-70.
李铁军, 戴骐, 杨若曦, 等. 基于PVDF压电薄膜的触觉传感器研究[J]. 传感器与微系统, 2021, 40(9): 68-70.
- [5] IKECHUKWU I P, HUANG Shihong, LI Yujia, et al. Laser sources for optical fiber sensing [J]. Opto-Electronic Engineering, 2018, 45(9): 170684.
IKECHUKWU I P, 黄仕宏, 李雨佳, 等. 光纤传感用激光光源技术[J]. 光电工程, 2018, 45(9): 170684.
- [6] QIN Wenjie. Research on signal processing methods for improving fiber Bragg grating sensing performance [D]. Baoding: North China Electric Power University, 2021.
秦文婕. 光纤布拉格光栅传感性能提升的信号处理方法研究[D]. 保定: 华北电力大学, 2021.
- [7] YU Luyao, ZHAO Qiang, DU Dawei, et al. Diaphragm-type fiber bragg grating pressure sensor with a temperature compensation structure[J]. Acta Photonica Sinica, 2022, 51(3): 0306007

- 于璐瑶, 赵强, 杜大伟, 等. 膜片式带温补结构的光纤光栅压力传感器[J]. 光子学报, 2022, 51(3): 0306007.
- [8] FENG Yan, XIAO Jiaming, ZHONG Jianhui, et al. Localization perception by high-density pressure sensing based on optical fiber Bragg sensors[J]. Journal of Sensing Technology, 2021, 34(7): 885-890.
冯艳, 肖佳明, 钟建辉, 等. 光纤布拉格光栅高密度触压定位感知研究[J]. 传感技术学报, 2021, 34(7): 885-890.
- [9] LIU Chunlong, ZHANG Zhengyi, LI Hongcai, et al. Flow/pressure/temperature simultaneous measurement technology in hydraulic system based on FBG[J]. Acta Photonica Sinica, 2016, 45(11): 1106001.
刘春桐, 张正义, 李洪才, 等. 基于FBG的液压系统中流量/压力/温度同时测量技术[J]. 光子学报, 2016, 45(11): 1106001.
- [10] ZHANG Lisong. Study on the response of special fiber Bragg grating to directional bending [D]. Xi'an: Xi'an Petroleum University, 2018.
张立松. 特种光纤布拉格光栅对弯曲方向响应的研究[D]. 西安: 西安石油大学, 2018.
- [11] WU Jinghong, YE Shaomin, ZHANG Jiqing, et al. Structural health monitoring of large-section tunnel of Jingxiang high-speed railway based on fiber Bragg grating monitoring technology [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2020, 57(21): 210603.
吴静红, 叶少敏, 张继清, 等. 基于光纤光栅监测技术的京雄高铁大断面隧道结构健康监测[J]. 激光与光电子学进展, 2020, 57(21): 210603.
- [12] HO S, RAZAVI M, NAZERI A, et al. FBG sensor for contact level monitoring and prediction of perforation in cardiac ablation[J]. Sensors, 2012, 12(1): 1002-1013.
- [13] LV C H, WANG S X, SHI C Y. 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.
- [14] MASSARI L, ODDO C M, SINIBALDI E, et al. Tactile sensing and control of robotic manipulator integrating fiber Bragg grating strain-sensor[J]. Front Neurorobot, 2019, 13: 8.
- [15] PARK Y L, RYU S C, BLACK R J, et al. Exoskeletal force-sensing end-effectors with embedded optical fiber-Bragg-grating sensors[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2009, 25(6): 1319-1331.
- [16] JIANG L, LOW K, COSTA J, et al. Fiber optically sensorized multi-fingered robotic hand [C]. 2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), Hamburg, Germany, September 28-October 2, 2015: 1763-1768.
- [17] XU Huichao, MIAO Xingang, WANG Su. A flexible tactile sensor based on FBG [J]. Robot, 2018, 40(5): 634-639, 722.
许会超, 苗新刚, 汪苏. 基于FBG的机器人柔性触觉传感器[J]. 机器人, 2018, 40(5): 634-639, 722.
- [18] WANG Yachun, ZHANG Xiaodong, LU Zhufeng, et al. Optical fiber grating tactile force sensor study for prosthetic fingertips[J]. Instrumentation Journal, 2021, 42(9): 124-130.
王雅纯, 张小栋, 陆竹风, 等. 用于假手指尖的光纤光栅触觉力传感器研究[J]. 仪器仪表学报, 2021, 42(9): 124-130.
- [19] FENG Yan, WANG Feiwen, ZHANG Hua, et al. Slip sensing unit using optical fiber Bragg grating[J]. Acta Photonica Sinica, 2019, 48(9): 0906001.
冯艳, 王飞文, 张华, 等. 光纤布拉格光栅滑觉感知单元[J]. 光子学报, 2019, 48(9): 0906001.
- [20] HILL K O, MELTZ G. Fiber Bragg grating technology fundamentals and overview[J]. Journal of Lightwave Technology, 1997, 15(8): 1263-1276.
- [21] GUO Y, KONG J, LIU H, et al. A three-axis force fingertip sensor based on fiber Bragg grating[J]. Sensors and Actuators A: Physical, 2016, 249: 141-148.
- [22] LI Tianxing, LI Chuan, MENG Lei. The sensing principle and structure of fiber Bragg grating sensor [J]. Infrared Technology, 2010, 32(7): 392.
李天星, 李川, 孟磊. 光纤Bragg光栅传感器传感原理及常见结构[J]. 红外技术, 2010, 32(7): 392.
- [23] KERSEY A D, DAVIS M A. Fiber grating sensors [J]. Journal of Lightwave Technology, 1997, 15(8): 1442-1463.
- [24] ULA R K, HANTO D. Performance weight sensor using graded index optical fiber on static test with UTM [J]. Journal of Physics: Conference Series, 2017, 853(1): 012016.
- [25] 王宇, 卢玲, 李文韬. 基于Ansys的有限元网格划分方法应用研究[J]. 起重运输机械, 2014, (3): 53-56.

Bionic Touch Sensing of Wearable Fingerstall Based on Optical Fiber Bragg Grating

QI Hua^{1,2}, FENG Yan^{1,2}, PAN Ruizhi^{1,2}, XU Maomao¹, WANG Haoxiang^{1,2},
ZHANG Hongpu^{1,2}, ZHANG Hua^{1,2}

(1 School of Mechanical and Automotive Engineering, Shanghai University of Engineering Science,
Shanghai 201620, China)

(2 Shanghai Collaborative Innovation Center of Intelligent Manufacturing Robot Technology for Large Components,
Shanghai 201620, China)

Abstract: With the further development of intelligent robots, bionic touch sensing has become an important means for the robotic dexterous hand to interact with the external environment, making it a hot topic. However, in the existing research on tactile perception of robotic hands, most of the sensing units have complex structures and are difficult to integrate in the hand. For touch sensing of the dexterous robot hand, this work employs optical Fiber Bragg Grating (FBG) as the information transmission and sensing carrier and develops a wearable touch fingerstall. The thumb fingerstall contains two segments: fingertip and finger pulp. The fingertip is composed of a curved surface and a plane surface. The curved surface can fit the thumb shape better, and the plane surface can provide a more stable touch. Specially, we use a cylindrical pin as the knuckle to connect the fingertip and finger pulp. The touch sensing of three contact positions of the fingerstall have been studied: position 1 is the vertical fingertip, position 2 is the 15° fingertip, and position 3 is the 30° finger pulp. Firstly, the fingerstall model was simulated using the finite element method to verify its structural feasibility. Then, the fingerstall was loaded using an electronic tension machine, ranging from 0 N to 10 N with a 1 N increment, and each load was held for 25 s. For each test position, the experiment was repeated three times, and the responses of FBG were recorded. Analysis of the touch sensing experimental data shows that the sensing fingerstall has good sensitivity and linearity within the 0~10 N touch pressure range. The average sensitivities at position 1, position 2, and position 3 are 24.119 6 pm/N, 10.338 3 pm/N, and -1.580 7 pm/N, respectively, with linearity above 99%. Overall, the simulation results are basically consistent with the experimental results, although some errors may arise due to 3D printing and FBG packaging. Therefore, different loading positions and forces can be distinguished by different center wavelength offset and offset direction of FBG. In order to verify the sensing performance of the fingerstall further, a hardness discrimination experiment was carried out primarily focused on perceiving objects of small hardness. And the standard ratio of wavelength to touch depth (k_s) was proposed as a quantitative measure of hardness perception. Position 1 was selected as the experimental position for hardness perception, and four silicone blocks with different hardness (named as 0 HA, 10 HA, 20 HA and 40 HA) were selected as the experimental objects. Considering the time and safety factors, 5 mm was selected as the touching depth, and 60mm/min as the touching speed. The average responses of FBG to 0 HA, 10 HA, 20 HA and 40 HA are 58.57 pm, 242.3 pm, 580.95 pm, 1107.6 pm, respectively. The corresponding k_s values are 11.717 pm/mm, 48.46 pm/mm, 116.19 pm/mm and 221.52 pm/mm, respectively. According to the data results, when the fingerstall touches the 40° silicone block, the k_s is the largest, and the k_s is the smallest at the 0° silicone block. When k_s is larger, the greater the hardness of the object is. The sensing fingerstall has a good repetition, with repeatability errors of 3.82%, 0.97%, 0.51%, and 0.29%. In conclusion, a simple and wearable fingerstall has been designed. The tactile sensitivity of three different position has been studied, and a hardness discrimination experiment has been conducted. These research results can serve as a basis for bionic touch sensing of dexterous robotic hands.

Key words: Optical fiber Bragg grating; Wearable fingerstall; Bionic touch sensing; Quantitative perception of hardness; Dexterous robot hand

OCIS Codes: 060.2370; 060.3735; 120.5475