

# 光学学报

## 基于微纳光纤的柔性仿生微结构触觉传感器研究

范成磊<sup>1</sup>, 罗彬彬<sup>1\*</sup>, 吴德操<sup>1</sup>, 邹雪<sup>1,2</sup>, 饶洪承<sup>1</sup>, 周富民<sup>1</sup>, 黄玲<sup>1</sup>, 石胜辉<sup>1</sup>, 胡新宇<sup>1</sup>

<sup>1</sup>重庆理工大学光纤传感与光电检测重庆市重点实验室, 重庆 400054;

<sup>2</sup>重庆邮电大学通信与信息工程学院, 重庆 400065

**摘要** 人类指尖的指纹图案以及互锁的表皮-真皮微结构在放大触觉信号并将其传递给各种机械感受器方面发挥着关键作用,从而实现对各种静态和动态触觉信号的时空感知。本文报道了一种受指尖皮肤微结构启发的微纳光纤柔性触觉传感器,该传感器具有环形脊的指纹状表面、错峰互锁的微结构以及刚度差异化的树脂/聚二甲基硅氧烷多层结构。通过这些设计特征,传感器能够以高耐久性、高灵敏度(20.58 %N<sup>-1</sup>)、快速响应(86 ms)及大动态范围(0~16 N)检测多种时空触觉刺激,包括静态、动态压力和振动,并能够识别物体的硬度和表面纹理差异。该传感器具有结构紧凑、制作简便、易集成、抗电磁干扰等优点,可被应用于机器人皮肤、可穿戴传感器和医疗诊断设备中。

**关键词** 光纤传感器; 微纳光纤; 仿生触觉; 压力; 皮肤指纹微结构

中图分类号 TN253

文献标志码 A

DOI: 10.3788/AOS231313

### 1 引言

仿生柔性触觉传感器<sup>[1]</sup>能够更好地模拟人类的触觉感知,可感知和量化触觉刺激,例如应力、硬度和表面纹理,实现精准、快速和灵活的感知,从而提升机器人的感知和应对能力,近年来得到快速的发展。基于电传感方案的柔性触觉传感器,包括电容、电阻、压电和摩擦电机等在过去十年中已得到广泛报道,这些电子触觉传感器通常模拟人类皮肤中精细触觉的生物特征,例如表皮-真皮界面、感觉受体、指纹模式和传入神经元中的离子刺激<sup>[2-5]</sup>。在电子触觉传感器中也尝试了多模传感能力和其他特殊特性,如自愈、自供电、能量收集、刺激可视化到环境适应,但它们仍然存在一些缺陷,包括制造成本高、寄生效应、电路复杂、信号串扰等可能会限制其在机器人中的实际应用<sup>[6-10]</sup>。基于光学传感方案的柔性触觉传感器是一种很有前途的方法,其中,微纳光纤(MNF)具有尺寸小、柔韧性强、灵敏度高、抗电磁干扰、易于制作等优点<sup>[11-13]</sup>,在柔性触觉传感领域拥有独特的优势。近年来,国内之江实验室研究开发了若干类型的微纳触觉传感器,实现在应力<sup>[14-15]</sup>、应变<sup>[16]</sup>、滑动<sup>[17]</sup>、物体硬度<sup>[18]</sup>的单参数检测以及应力-温度<sup>[19]</sup>、应力-湿度<sup>[20]</sup>的双模态检测,并进一步探究在人机交互<sup>[21-24]</sup>和生理参数检测方面的应用,包括手势识别、脉搏波检测等。目前,基于微纳光纤的柔

性触觉传感器多采用聚二甲基硅氧烷(PDMS)单一材料封装 MNF,其传感范围和触感灵敏度无法兼顾,且存在容易磨损而造成 MNF 的损坏问题,适当的引入微结构设计能够有效解决此类问题。

本文提出一种受指尖皮肤微结构启发的微纳光纤柔性触觉传感单元(FIMF),以解决机器人集成光学皮肤中触感灵敏度和传感范围不能兼顾的问题,并实现对抓握过程的力传感和物体的特征识别。FIMF 通过模拟指尖皮肤独特的生物微结构和触觉传导机制将触觉机械刺激转换为以透射光输出强度变化的形式,能够有效地检测静压、动压、振动等机械刺激。所提出的 FIMF 微结构由 3D 打印设备制造,这是一种高效、精度高和可定制化的制备方法。总体而言,该传感器制造技术是一种低成本的方法,不需要使用光刻或真空系统,所有使用的材料都是高度柔软的,有利于集成到不同表面系数的机器人设备中。这种先进可重复传感器的结构和功能特点是柔性仿生设备和先进机器人技术中非常需要的。

### 2 原理与仿真

#### 2.1 传感器结构设计

人体指尖皮肤是一种特殊的皮肤类型,具有高度的触觉灵敏度,能够感知和区分静态和动态力、摩擦、振动等各种时空触觉刺激的能力,并能识别压力/滑

收稿日期: 2023-07-26; 修回日期: 2023-08-28; 录用日期: 2023-09-04; 网络首发日期: 2023-09-14

基金项目: 重庆英才青年拔尖人才计划(cstc2021ycjh-bgzxm0128)、重庆市教育委员会科学技术重点研究项目(KJZD-K202201106)、重庆理工大学科研创新团队培育计划项目(2023TDZ002)、重庆研究生创新项目(CYS23665)

通信作者: \*luobinbin@cqu.edu.cn

动,感知所抓物体的形状、硬度和纹理<sup>[25]</sup>。如图 1(a)所示,人体指尖皮肤拥有多层结构,包括表皮、真皮以及皮下组织。其中表皮层和真皮层之间的互锁微结构可以放大并有效地将触觉刺激转移到皮肤机械感受器。高弹性模量的表皮最外层为皮肤提供韧性,其上表面的指纹微结构增强了摩擦力,并增强摩擦引起的振动,有利于指尖操作和纹理感知。其中,真皮下层含有低弹性模量胶原蛋白,缓慢适应的受体(例如 Merkel 和 Ruffini 小体)对皮肤上持续的触摸和压力做出反应,而快速适应的受体(例如 Meissner 和 Pacinian 小体)对动态触摸和振动刺激做出反应<sup>[17,25-26]</sup>,它们以频率编码动作电位的形式通过神经纤维感知和传递触觉刺激。由于感觉感受器和神经纤维具有类似于带滤波器的刺激特异性传感行为,由滑动和摩擦引起的振动信息被编码为频率时间相关的触觉信息,并被皮肤精细地感知。

受人类指尖皮肤独特的生物微结构和触觉传导机制的启发,本文提出了一种具有指纹结构和互锁微结

构的 FIMF 触觉传感器,如图 1(b)所示。FIMF 由刚度差异化的两层弹性树脂环形脊结构以及封装微纳光纤之后的 PDMS 薄膜组成,在 FIMF 中顶层环形脊的引入是为了模拟人类指尖的指纹结构,从而有效增强表面粗糙度以及强化对滑动/摩擦引起的机械刺激的检测能力。中间 PDMS 层则是为了保护微纳光纤,以及增强机械刺激从而提高灵敏度并降低干扰,这是由 PDMS 材料的低杨氏模量、生物相容性以及优异的光学性决定的<sup>[13]</sup>。底层环形脊则和顶层环形脊在结构上属于错峰结构,通过牢固组装在一起之后形成类似于指尖皮肤中的表皮/真皮互锁微结构,能够有效放大触觉刺激。得益于这些仿生微结构的设计,与力相关的触觉刺激(压力和振动)将被转换为光学微纤维的变形弯曲,这将导致导模消逝场能量变化,表现在输出光强度的变化。由于触觉相关的机械刺激是用时间和频率信息编码的信号<sup>[17]</sup>,通过分析时域和频域中的光强输出响应,可以在 FIMF 中实现力感测和振动信号检测。

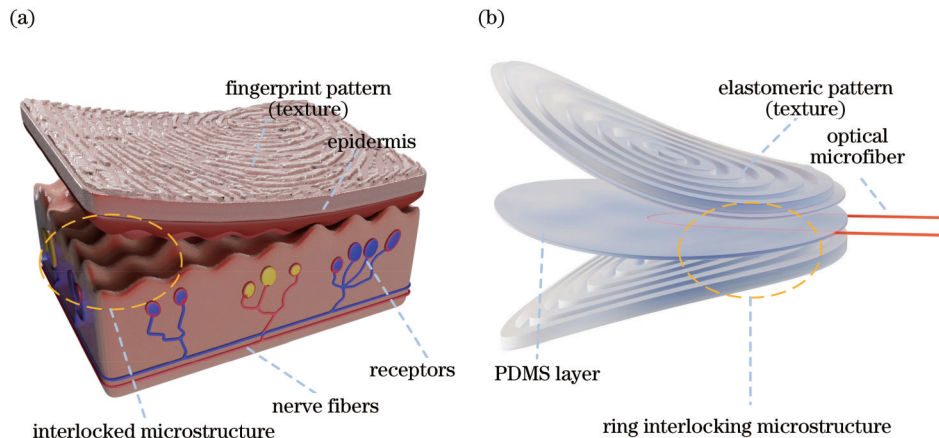


图 1 模拟人体手指皮肤的 FIMF 传感器示意图。(a)指尖皮肤的结构;(b)FIMF 传感器的结构

Fig. 1 Schematic diagram of a FIMF sensor simulating human finger skin. (a) Structure of fingertip skin; (b) structure of FIMF sensor

## 2.2 传感器结构力学仿真

为进一步研究 FIMF 的传感特性并优化传感性能,使用有限元软件 COMSOL 对 FIMF 触觉传感器进行参数化建模以及力学仿真。仿真参数如下:弹性树脂为超弹性材料,仿真采用 Mooney-Rivlin 双参数超弹性模型,其中,  $C_{10}=3.7 \times 10^5$  Pa,  $C_{01}=1.1 \times 10^5$  Pa, 体积模量  $K=1 \times 10^7$  Pa, 密度  $\rho=1.1 \times 10^4$  kg/m<sup>3</sup>, 所制备的微纳光纤直径在 10  $\mu$ m 以下,相对于各个层级的尺寸来说小一个数量级,所以仿真的模型不包括微纳光纤本身。

首先,考虑封装结构中 PDMS 上下两层厚度对 FIMF 性能的影响。分别设置两层 PDMS 的厚度范围为 0~1 mm,其中 PDMS 接触层为 MNF 所在的平面,以其平均受力的大小表征 MNF 的应力情况。仿真结果如图 2(a)所示,可见上层 PDMS 从 0~1 mm 厚度依次增加的情况下 MNF 平面平均受力呈递减趋势,意

味着上层 PDMS 越薄 MNF 所在平面处应力越大,而下层 PDMS 在 0~1 mm 的厚度下对 MNF 平面平均受力影响较小,结果表明,采用 PDMS 薄膜封装 MNF 时,覆盖层厚度越薄其灵敏度越高。其次,分别设置两层环形脊的厚度 0.1~1 mm,仿真结果如图 2(b)所示,可见下层环形脊厚度在 0.1~0.2 mm 时,光纤所在层的平均应力呈递增趋势,0.2~0.55 mm 递减,0.55~1 mm 递增;而上层环形脊厚度越薄应力越大,因此可通过调节封装结构的不同特征尺寸组合以应用于不同触感应力场合。但考虑到互锁结构是为了提高 MNF 的应变弯曲能力,而上层环形脊是为了提高 FIMF 对滑动摩擦的增敏作用,故而上层环形脊的引入是必要的。综合考虑,采用 PDMS 薄膜厚度 50  $\mu$ m、上层环形脊 0.2 mm、下层环形脊 0.4 mm 的结构。

其次,在仿真中对 FIMF 施加 1 N 的法向力,结果如图 3(a)所示,光纤所在层会出现小幅度多尺度弯

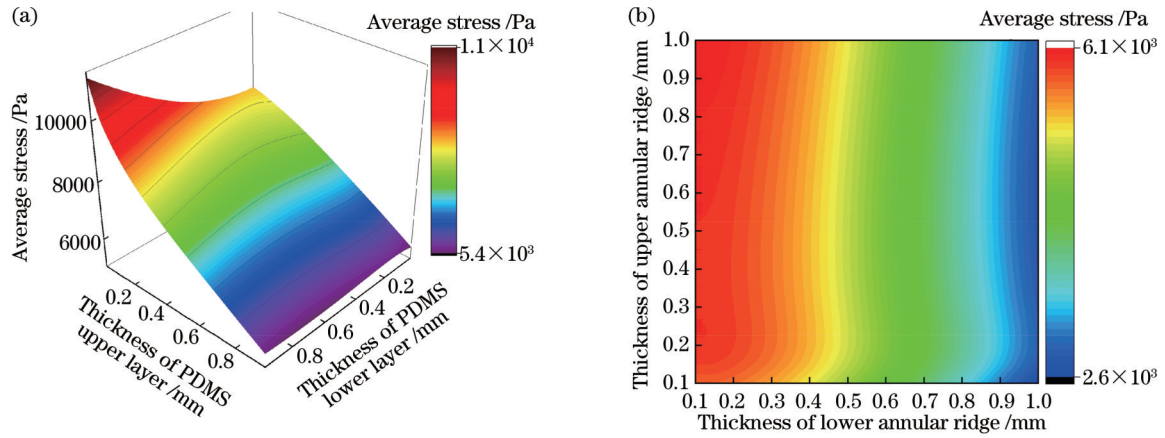


图 2 传感器各层厚度对性能的影响。(a)PDMS 厚度对应力的影响;(b)环形脊厚度对应力的影响

Fig. 2 Effect of sensor layer thickness on performance. (a) Effect of PDMS thickness on stress; (b) effect of annular ridge thickness on stress

曲形变。这表明互锁结构能够引入更多的微弯曲,随着法向力的增加弯曲程度呈现递增趋势,从而导致 MNF 随着力的增加而产生更加剧烈的弯曲,这也表现在透射强度的变化上。其中,图 3(b)是在 1 N 法向力和 0.5 N 切向力下的仿真结果,在施加压力( $F_z=1$  N)的情况下,最大应力位于环行脊的下方。另一方面,通过施加摩擦力( $F_z=1$  N,  $F_x=0.5$  N),最大应力的位置从环行脊区域移动,最大应力也增加了。有限

元模拟结果表明,在上述两种情况下,应力分布的变化将导致 FIMF 的输出响应不同。进一步进行一个初步实验,其中一个成年人用食指反复扫描和按压传感器表面。如图 3(c)所示,手指按压(压力约为 0.8 N)产生的三角波形,平均强度变化为 18%,而手指扫描(滑动摩擦力约为 1 N)产生的突发性脉冲,平均强度变化为 82%,说明传感器对摩擦/滑移具有更高的敏感性。

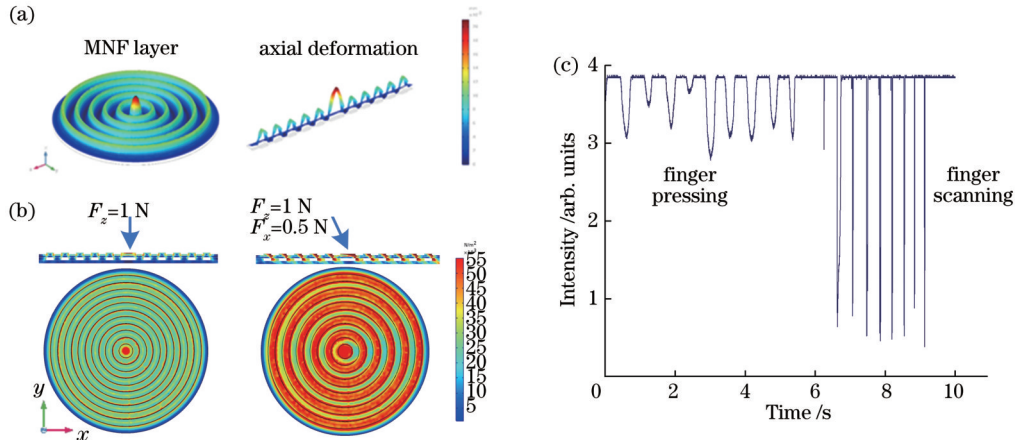


图 3 传感器力学响应。(a)光纤所在平面形变分布;(b)不同情况下应力分布;(c)手指按压滑动下的传感器输出响应

Fig. 3 Sensor mechanical response. (a) Planar deformation distribution where the optical fiber is located; (b) stress distribution under different conditions; (c) sensor output response under finger press sliding

### 3 传感器制备

利用单模光纤熔融拉锥可以得到非绝热锥形结构的 MNF,以往的研究表明,当 MNF 直径小于 12  $\mu\text{m}$  时,模式干涉主要发生在  $\text{HE}_{11}$  和  $\text{HE}_{12}$  模式之间<sup>[27]</sup>。图 4 为双模干涉式 MNF 结构示意图,双模干涉式 MNF 的光谱强度<sup>[27]</sup>可表示为

$$I = I_{11} + I_{12} + 2\sqrt{I_{11}I_{12}} \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda} \Delta n_{\text{eff}} L + \Delta\phi\right), \quad (1)$$

式中: $I_{11}$  和  $I_{12}$  分别为  $\text{HE}_{11}$  和  $\text{HE}_{12}$  模式的光强; $\Delta n_{\text{eff}}$  为两模式间的有效折射率之差; $\lambda$  为波长; $L$  为干涉长度。

相位差变化  $\Delta\phi$ <sup>[27]</sup> 表示为

$$\Delta\phi = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta n_{\text{eff}} L \left[ \frac{\Delta L}{L} + \frac{\Delta(\Delta n_{\text{eff}})}{\Delta n_{\text{eff}}} \right], \quad (2)$$

式中: $\Delta L$  为 MNF 的长度变化; $\Delta(\Delta n_{\text{eff}})$  为模式间有效折射率之差的变化。

模式有效折射率通过微纳光纤的色散方程<sup>[27]</sup>求得

$$\left\{ \frac{J_1'(U)}{UJ_1(U)} + \frac{K_1'(W)}{WK_1(W)} \right\} \cdot \left\{ \frac{J_1'(U)}{UJ_1(U)} + \frac{n_{\text{air}}^2 K_1'(W)}{n_{\text{MF}}^2 WK_1(W)} \right\} = \left( \frac{\beta}{k_0 n_{\text{MF}}} \right)^2 \cdot \left( \frac{V}{UW} \right)^4, \quad (3)$$

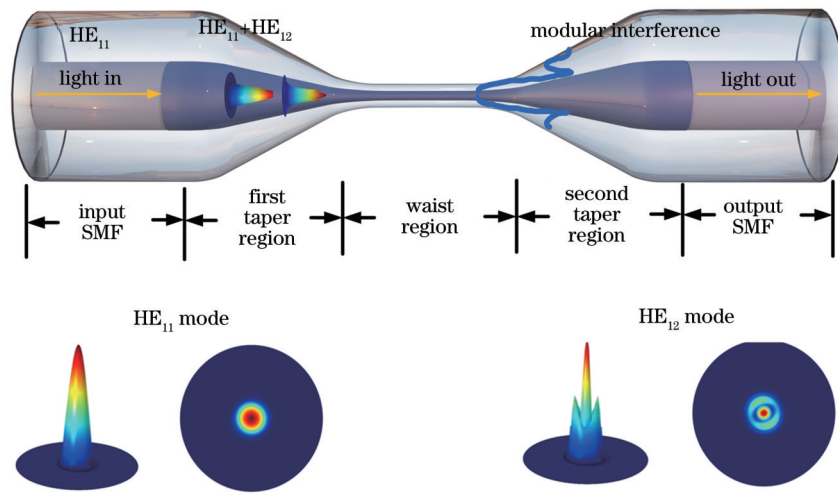


图 4 双模干涉式 MNF 结构示意图

Fig. 4 Schematic diagram of the structure of dual-mode interference MNF

式中:  $J_1$  为一阶第一类贝塞尔函数;  $K_1$  为一阶第二类修正贝塞尔函数;  $U = (d/2) \cdot (k_0^2 n_{MF}^2 - \beta^2)^{1/2}$ ;  $W = (d/2) \cdot (\beta^2 - k_0^2 n_{air}^2)^{1/2}$ ;  $V = (d/2) \cdot (k_0^2 n_{MF}^2 - k_0^2 n_{air}^2)^{1/2}$ ;  $n_{MF}$  和  $n_{air}$  分别是微纳光纤和空气的折射率;  $\beta$  是  $HE_{1m}$  模式的传播常数;  $k_0$  是波数;  $d$  是 MNF 腰区直径。在 1550 nm 波长下  $HE_{11}$ 、 $HE_{12}$  模式的有效折射率与 MNF

直径呈正相关[图 5(a)], 通过模拟不同直径[图 5(b)]的 MNF 的光谱, 探究干涉峰在 1550 nm 附近的自由光谱范围(FSR)变化规律, 由图 5(c)可知, 当 MNF 直径为 3~10  $\mu\text{m}$  时, FSR 与直径呈正相关, 当 MNF 直径为 2.2~2.5  $\mu\text{m}$  时, FSR 与直径呈负相关。因此, 在制作 MNF 的过程中, 可以通过干涉谱的 FSR 来估计 MNF 的直径。

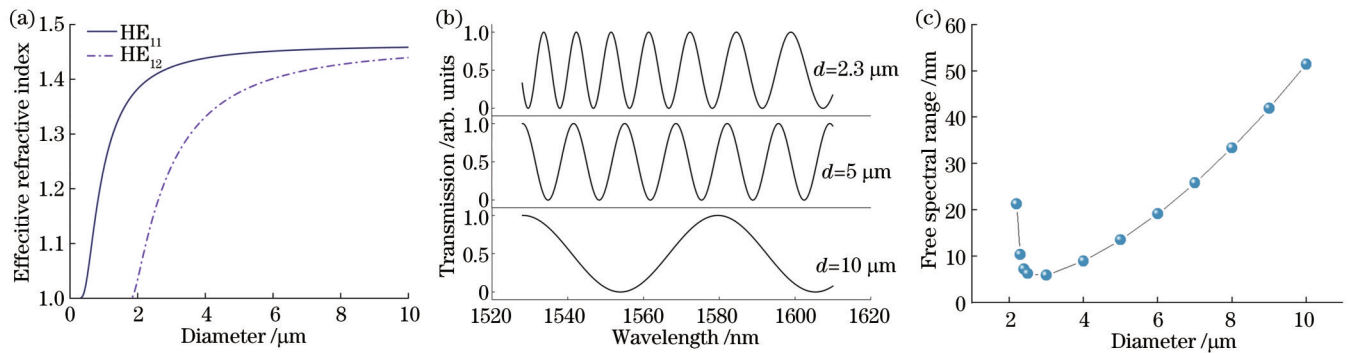


图 5 微纳光纤。(a) 当波长为 1550 nm 时,  $HE_{11}$ 、 $HE_{12}$  模式的有效折射率与 MNF 直径的变化; (b) 直径为 10  $\mu\text{m}$ 、5  $\mu\text{m}$  和 2.3  $\mu\text{m}$  的 MNF 模拟光谱; (c) 不同直径 MNF 的 FSR 在 1550 nm 附近的变化

Fig. 5 Micro-nano fiber. (a) Change of effective refractive index and MNF diameter of  $HE_{11}$  and  $HE_{12}$  modes when the wavelength is 1550 nm; (b) MNF analog spectra with diameters of 10  $\mu\text{m}$ , 5  $\mu\text{m}$ , and 2.3  $\mu\text{m}$ ; (c) changes in FSR around 1550 nm for different diameters of MNF

FIMF 制作流程: 将单模光纤剥去涂覆层用乙醇擦拭干净, 将其放入光纤熔接机, 设置放电量为 105 bit, 放电时间为 2000 ms, 放电次数为 2 次, 进行放电操作, 得到直径为 70  $\mu\text{m}$  的锥形结构, 再采用火焰熔融拉锥的方法进一步制作得到非绝热突变锥, 光纤拉锥机的氢气流速设置为 225 mL/min, 预绘制速度为 120  $\mu\text{m}/\text{s}$ , 预拉制长度为 10000  $\mu\text{m}$ 。所制作的 MNF 直径约为 5  $\mu\text{m}$ , 腰椎长约为 2200  $\mu\text{m}$  的 MNF 显微镜图像如图 6(a) 所示, 制备的 MNF 表面光滑, 柔韧性好, 在弯曲条件下能有效导光。为了进一步增加

FIMF 的感知面积以及简化传感器的进出结构, 提高集成简洁度, 将制备完成的 MNF 利用 PDMS 棒预弯曲成弯曲半径为 4 mm 的 U 形结构, 然后用两层厚度为 50  $\mu\text{m}$  的 PDMS 薄膜夹持 MNF, 再将其放入干燥箱中在 80  $^{\circ}\text{C}$  温度下固化 20 min。其次, 利用 3D 打印技术通过弹性树脂材料制备仿指尖皮肤微结构的上下两层环形脊, 顶层环形脊其特征尺寸如下: 总体直径为 12 mm, 脊厚度为 0.2 mm, 脊宽度为 0.5 mm, 脊间距为 0.5 mm, 与成人指纹脊线(距离 0.4~0.5 mm, 厚度 0.2 mm)相当<sup>[17]</sup>。通过在弹性树脂层

插入 RTV 胶, 将两层弹性树脂层与软 PDMS 层牢固地组装在一起制备成 FIMF 触觉传感器[图 6(b)], 从而保证了不同层之间的强附着力, 增强了夹式传感器的机械鲁棒性。封装前后直径约为  $5\ \mu\text{m}$  的 MNF 透

射光谱变化如图 6(c) 所示, 可见封装之后 MNF 的周期性光谱几乎变成了直线, 这是由于 PDMS 的折射率很高, 改变了 MNF 的导波模式结构, 从而双模干涉现象消失。

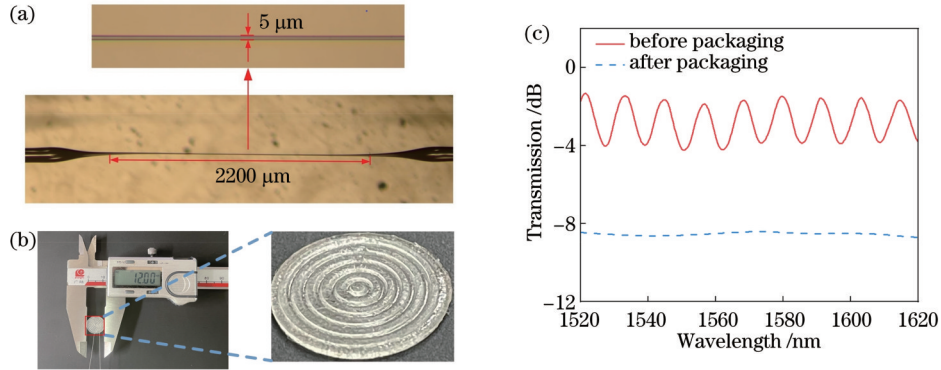


图 6 传感器实物图。(a) 直径为  $5\ \mu\text{m}$  的 MNF 显微镜图; (b) FIMF 实物图; (c) 封装前后透射光谱  
Fig. 6 Physical diagram of the sensor. (a) Microscope diagram of MNF with a diameter of  $5\ \mu\text{m}$ ; (b) physical drawing of FIMF; (c) transmission spectra before and after packaging

## 4 实验与讨论

### 4.1 力学性能实验及分析

如图 7(a) 所示, 在设计 FIMF 触觉传感力学性能测试系统中, 由宽带光源 (ASE, CONQUER, C-L) 提供光信号, 经过可调谐滤波器 (OTF, Santec, 1530~

1570 nm) 到达传感测试光纤, 将 1550 nm 的光信号与 MNF 耦合; 通过精密测力仪 (MPT, Mark-10, ESM303) 提供静态压力以及动态压力信号, 负载力学信号的光经过光电探测器 (PD, CONQUER, 200 kHz) 转换为由示波器输出信号, 实时监测其透射光强。

通过制备三种不同结构封装的 MNF 传感器 (包

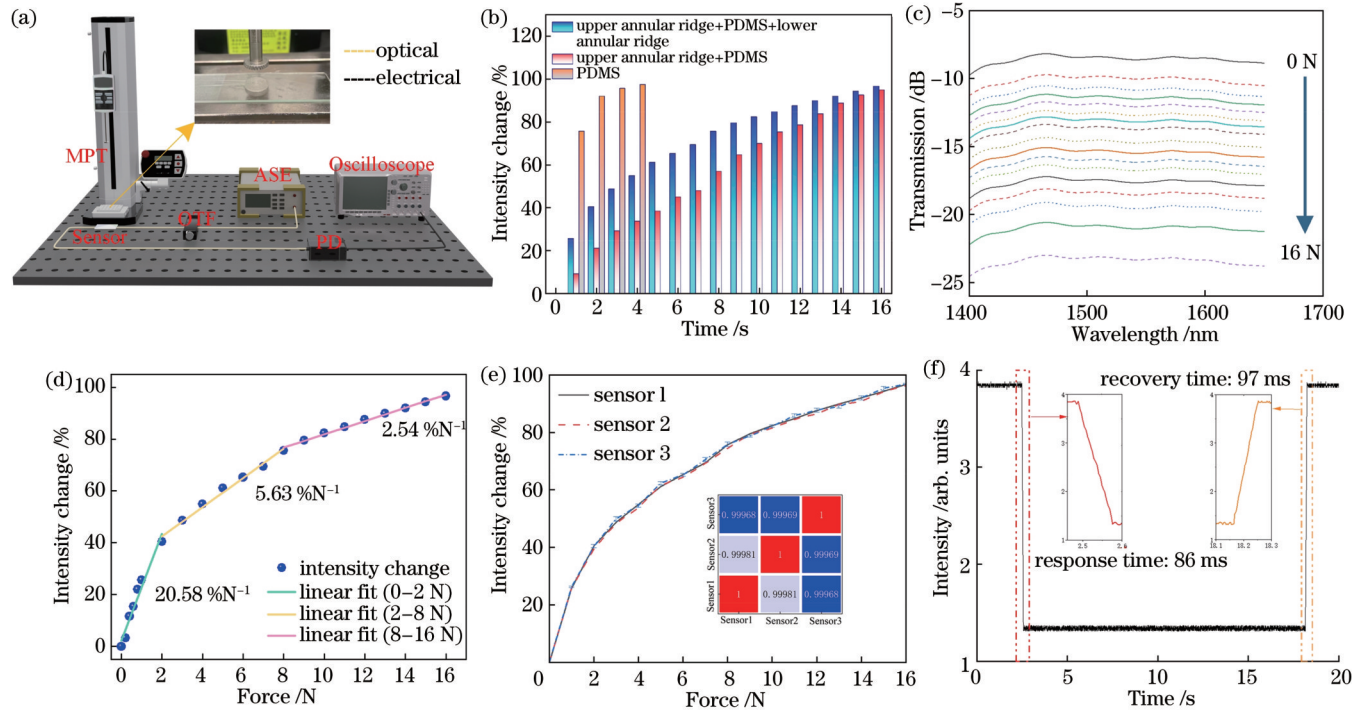


图 7 力学性能对比和标定。(a) 力学性能测试实验系统图; (b) 不同结构封装的传感器对比; (c) FIMF 压力光谱响应; (d) FIMF 灵敏度; (e) 重复性; (f) 响应/恢复时间

Fig. 7 Comparison and calibration of mechanical properties. (a) Diagram of the experimental system for mechanical property testing; (b) comparison of sensors with different structural packages; (c) FIMF pressure spectral response; (d) FIMF sensitivity; (e) repeatability; (f) response/recovery time

括仅 PDMS 薄膜封装、上层环形脊加 PDMS 封装、互锁微结构加 PDMS 封装), 实验对比研究 FIMF 结构各部分对于传感器性能的影响, 如图 7(b) 所示, 可见在上层环形脊加 PDMS 封装 MNF 时, 力学检测范围同比 FIMF 相当但对应的灵敏度更低, 仅 PDMS 薄膜封装时, 获得更高灵敏度且传感范围较小, 引入仿指尖微结构拓展了检测范围、提高了灵敏度。图 7(c) 显示了在不同压力 (0~16 N, 步进为 1 N) 下得到的透射光谱, 可以看出, 随着压力的增加, 透射光的强度逐渐降低。这是由于压力的增加, MNF 弯曲程度的变大, 其导模向辐射模的过渡发生了能量泄漏。图 7(d) 为在 1550 nm 波长下, 相对强度 ( $\Delta I/I_0$ ,  $I_0$  为无压力下的初始输出强度) 变化随施加法向力的变化, 可见: 在 0~2 N 范围内传感器的压力灵敏度为  $20.58 \% N^{-1}$ ; 在 2~8 N 范围内  $5.63 \% N^{-1}$ ; 在 8~16 N 范围内为  $2.54 \% N^{-1}$ 。在不同的压力范围内灵敏度差异可归因于大的施力导致顶部环形脊被压缩, 增加了传感器表面与物体的有效接触面积, 其次是因为过大的力导致 MNF 过度弯曲, 因此, 大力 (8~10 N) 下的强度变化远比小力 (0~2 N) 下的强度变化要小。此外, 根据压强计算公式  $P = F/s$ , 其中,  $P$  为物体单位面积上受到的压力 (Pa),  $F$  为垂直于物体的压力 (N),  $s$  为被测物体

与压力的接触面积 ( $N/m^2$ )。FIMF 传感器可检测压力范围为 0~16 N, 压强范围为 0~141 kPa。图 7(e) 展示了重复制备的三个 FIMF 对于压力的响应曲线, 其相关系数均接近 1, 曲线重合程度较高, 重复制备的压力响应具有一致性。FIMF 对外部加载和卸载都显示出及时响应, 如图 6(c) 所示, 响应和恢复时间低于 100 ms, 传感器能够及时感知机械刺激。

表 1 将设计的 FIMF 与其他 MNF 触压觉传感器进行了比较, 从结果可以看出, 在没有微结构情况下, MNF 传感器<sup>[13]</sup> 获得极高的灵敏度, 但受限于传感范围不太适应于机械手的日常抓取任务 (0~10 N), 当引入平行脊<sup>[17]</sup> 微结构能够有效增大 MNF 的压力传感范围 (0~20 N), 但在小的触压范围 (0~2 N) 内灵敏度相对较低。本文提出的 FIMF 传感器通过引入互锁仿生环形微结构, 在拓展传感范围的基础上有效提高了小的触压范围 (0~2 N) 的灵敏度, 是最近报道的 MNF 触压传感器<sup>[17]</sup> 的 4 倍左右。此外, 由于微结构的引入, 能够有效放大触觉机械刺激并转化为 MNF 的形变, 不需要将 MNF 拉锥到  $2 \mu m$  以下, 这简化了 MNF 的拉锥工艺和制备难度, 并增强了结构的总体韧性。所设计的 FIMF 在机器人抓取任务中拥有巨大应用潜力。

表 1 与其他微纳光纤触压觉传感器的性能比较

Table 1 Performance comparison with other micro-nano fiber tactile pressure sensors

Package material	Micro structure	Highest sensitivity	Working range	Fiber diameter	Response time	Ref.
PDMS	None	$1870 \text{ kPa}^{-1}$	0~3 N	$0.5 \mu m$	$20 \mu s$	[15]
PDMS/resin	Parallel ring	$5.4 \% N^{-1}$	0~20 N	$1.2 \mu m$	—	[17]
PDMS/resin	Interlocking	$20.58 \% N^{-1}$	0~16 N	$5 \mu m$	86 ms	Proposed

依次对 FIMF 递增压力值, 光透射强度逐渐降低, 表现出稳定和连续的波动 [图 8(a)]。在加载-卸载循环测试中, 传感器的光信号在 1000 次循环后仍然表现出稳定的输出 [图 8(b)], 没有明显的性能退化, 如此高的耐用性及稳定性得益于 PDMS 中 MNF 的坚固封装和传感器中多层结构的强黏性。进一步通过施加交叉力学信号, 以不同频率 (1、0.5、0.25、0.1 Hz) 的 1 N 法向力和频率 0.5 Hz 下的不同幅度 (1、3、5、7 N) 的循环力来评估传感器的动态力响应, 结果分别如图 8(c)、(d) 所示。结果表明, 传感器的压力响应相当稳定, 基线强度没有明显的波动, 输出强度随施加的力的频率变化或幅值变化很容易被识别。本文 FIMF 触压传感器具有优异的耐久性和较高的静态/动态稳定性, 适用于机器人抓取应用, 如果通过减小光纤直径<sup>[21]</sup> 和 PDMS 封装层厚度来优化传感器结构, 则其触压灵敏度可以进一步提高。

#### 4.2 硬度感知实验及分析

在一定条件下, 硬度与弹性模量之间成近似的线性关系, 胡克定律定义发生弹性形变时, 弹性体的形变

量  $x$  与接触力  $F$  之间成正比, 即  $F = k \cdot x$ 。其中,  $k$  为弹性体的弹性模量, 该公式可用来描述较为简单的弹性形变过程。对于被测物体来说  $k$  为常量, 意味着在相同的挤压行程下 (保持  $x$  恒定) 力值反馈与  $k$  相关, 不同的物体的  $k$  值给予反馈的力  $F$  也是不同的。基于此原理, 采用机械手指行程与 FIMF 力值反馈相结合的办法用来识别物体的硬度特征。测试系统如图 9(a) 所示, 首先利用精密测力仪 (MPT, Mark-10 ESM303) 挤压 FIMF 与不同邵氏硬度系数 (A10~A80) 标准块接触, 挤压行程固定在 2 mm, 通过示波器监视光强的变化。测试结果如图 9(b) 所示, 记录了 3 个循环的强度变化波形, 可见随着硬度的增加其透射强度降低, 这是由于越硬的物体其刚度越大,  $k$  值越大, 在相同的  $x$  下则会导致更大的力值反馈, 表现在 FIMF 会受到更大应力致使其光强度衰减更大。由于被测物体表面的黏滞性以及回弹性, FIMF 响应波形会出现迟滞效应 [图 9(c)], 但是这并不影响 FIMF 对物体硬度的识别能力。为了测试 FIMF 识别硬度的可靠性, 本文记录了超过 30 次实验的每个样本的负峰值, 并将统计数据绘

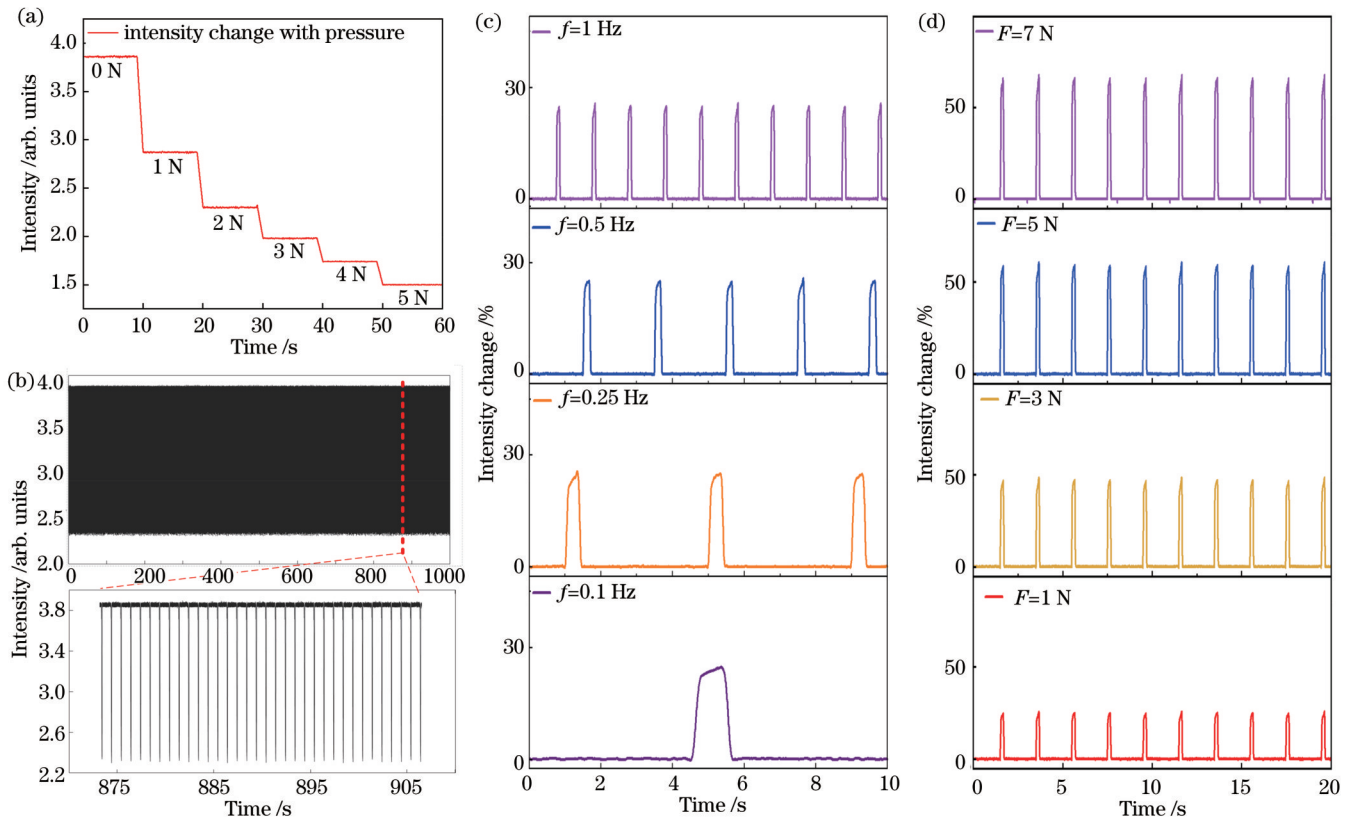


图8 力学性能测试。(a)递增压力响应曲线;(b)重复性测试;(c)1 N压力下不同频率传感器响应;(d)0.5 Hz频率下不同压力传感器响应

Fig. 8 Mechanical property tests. (a) Response curve for incremental pressure; (b) repeatability testing; (c) sensor response of different frequencies at 1 N pressure; (d) different pressure sensors response at 0.5 Hz

制在图9(d)中。很明显,这些标准硬度块可以通过FIMF的输出信号进行区分。

接下来,将FIMF集成到双指机械手中[图9(e)]来检测几种实验室常见物品的硬度,包括一个胶头滴管、一个皮革钱包、一块泡沫、空塑料瓶和一包纸巾。在每次测试中,通过上位机控制机械手接近夹持目标并压缩到规定的深度(2 mm),持续时间为4 s,进行三个循环。输出信号如图9(f)所示,可以观察到光强有轻微波动,这是机械手指的不稳定性造成的,即便如此,仍然能够根据光强响应的结果区分这些物体。

### 4.3 纹理感知实验及分析

在使用FIMF感知物体纹理时,感知对象是物体表面微小的几何形状的变化,在这项工作中,纹理是基于空间频率来表征的。实验系统如图10(a)所示,将FIMF固定在光学平台上,精密电动滑移台(PST, Z-Mod-SE-44-10SE)与精密Z轴位移台(PSD, LZ1000)刚性连接,其中测试物体与PST刚性连接,由上位机控制PST带动测试物体与FIMF发生接触扫描,通过这种测试方式,能够有效减少PST附带的机械振动干扰。图10(b)是纹理间距为4 mm的测试物的实物图和侧面示意图。记录了该测试物与FIMF接触扫描(1 mm/s)时,透射光强度随时间变化的响应波形[图

10(c)]。当测试物与FIMF接触挤压时,MNF产生弯曲导致传输光基模转变为辐射模,使透射光强降低。根据透射光强变化与所受压力的关系可计算得到此时法向力约为2 N。当测试物扫描FIMF时,可以观察响应波形发生周期性振荡,这是由于环形脊的引入放大了纹理引起的振动。当增加接触压力时,扫描FIMF而产生的响应波形在幅值与周期上基本一致,振荡波形对应的中值发生下降[图10(d)],表明FIMF可同时用于接触力检测以及物体纹理感知。如图10(e)所示,在较高的扫描速度(50、100 mm/s)下依然能够观察到透射光强的周期性变化,FIMF能够在不同滑动速度下捕捉物体纹理特征并将其转换为透射强度随时间变化的波形。

图11(a)是在较低的扫描速度(0.5~2 mm/s)下,利用纹理间距为4 mm的测试物扫描FIMF时,透射光强随时间的变化。通过快速傅里叶变换(FFT)计算每个波形的频谱,如图11(b)所示,频谱功率图中显著频率分别为0.125 Hz、0.175 Hz、0.25 Hz、0.5 Hz,其中,显著频率( $f$ )被定义为具有作为均方振幅(MSA)的最高功率的频率。将滑动速度除以显著频率来计算纹理的波长( $\lambda = v/f$ )。4种低速扫描结果对应的纹理波长均为4 mm,与测量得到的真实值基本一致。透

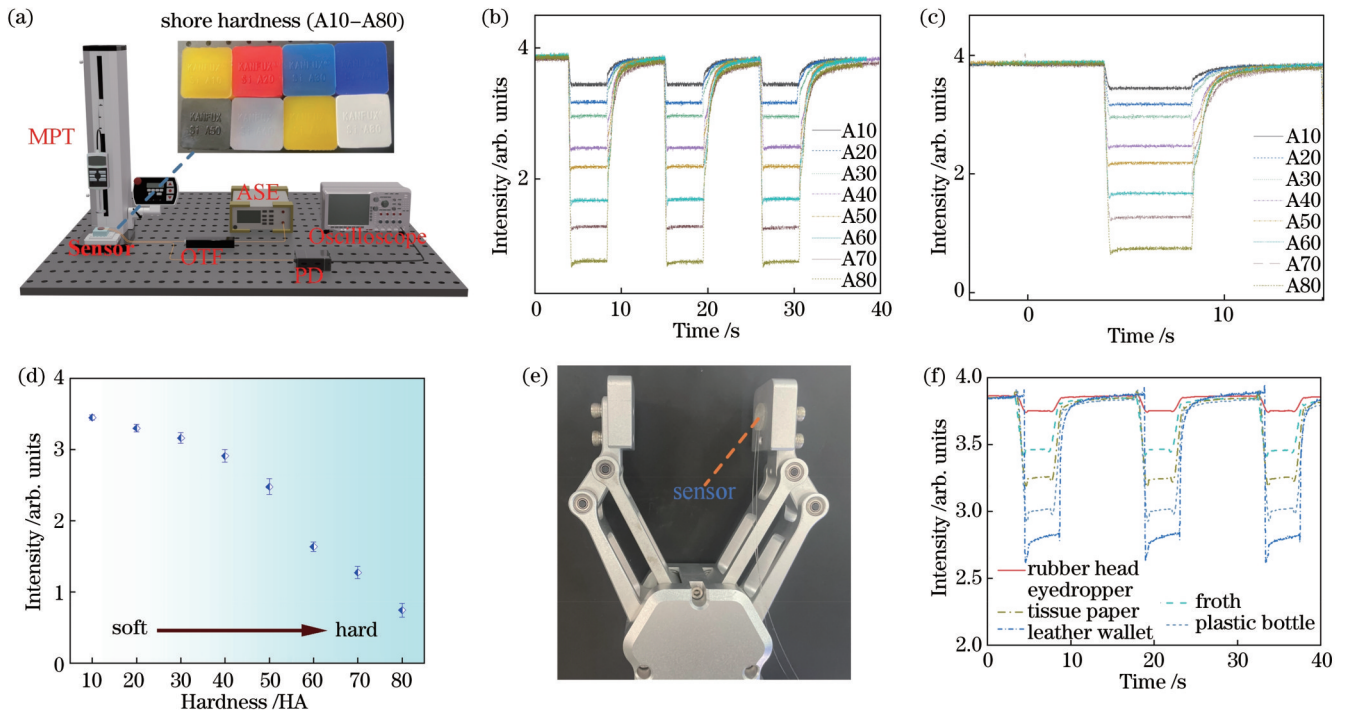


图9 硬度感知。(a)实验系统图;(b)3个循环的硬度变化与透射强度的关系;(c)单次循环的强度变化与硬度变化的关系;(d)30次循环的硬度与透射强度的关系;(e)FIMF集成到机械手;(f)使用集成有FIMF的机械手抓握不同物体时的强度变化波形

Fig. 9 Hardness perception. (a) Diagram of the experimental system; (b) relationship between the change in the transmission strength and hardness of the three cycles; (c) relationship between the change in strength and the change in hardness of a single cycle; (d) relationship between hardness and transmission strength of 30 cycles; (e) FIMF integration into the manipulator; (f) waveforms of intensity changes when gripping different objects using a robotic hand integrated with FIMF

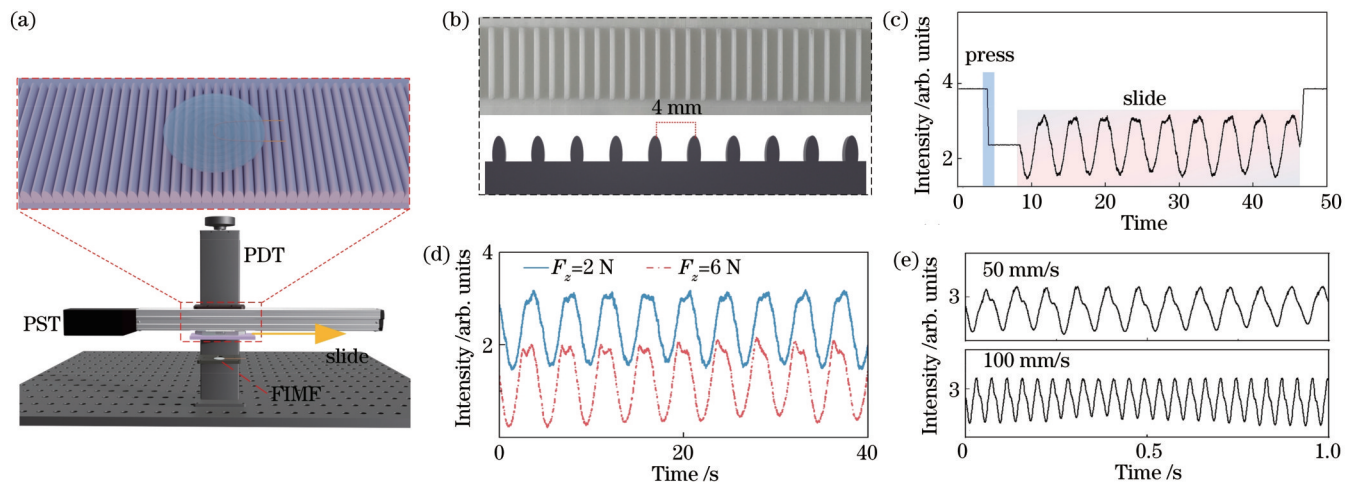


图10 纹理感知。(a)实验系统示意图;(b)纹理间距为4 mm的测试物;(c)接触扫描的响应波形;(d)不同压力下扫描的响应波形;(e)50 mm/s、100 mm/s扫描速度下的响应波形

Fig. 10 Texture perception. (a) Schematic diagram of the experimental system; (b) test objects with a spacing of 4 mm; (c) response waveform of the contact scan; (d) response waveforms scanned at different pressures; (e) response waveform at 50 mm/s and 100 mm/s scanning speed

射光强信号的短时傅里叶变换(STFT)进一步描述了强度随时间的变化[图 11(c)],在规则表面图案上的扫描使光强信号在低于10 Hz的频率范围内引起相对于时间的周期性图案,其数量以及频率位置在相同时段内随着扫描速度的增加而增加。

最后,为了验证该传感器的普遍适用性。利用3D打印技术制备了更精细的纹理测试物,并用1 mm/s的扫描速度扫描测试物。图 12(a)对应纹理间距为1 mm、0.5 mm的测试物实物图,其滑动响应波形[图 12(b)]如预期的那样出现周期性振荡,对应的显著频



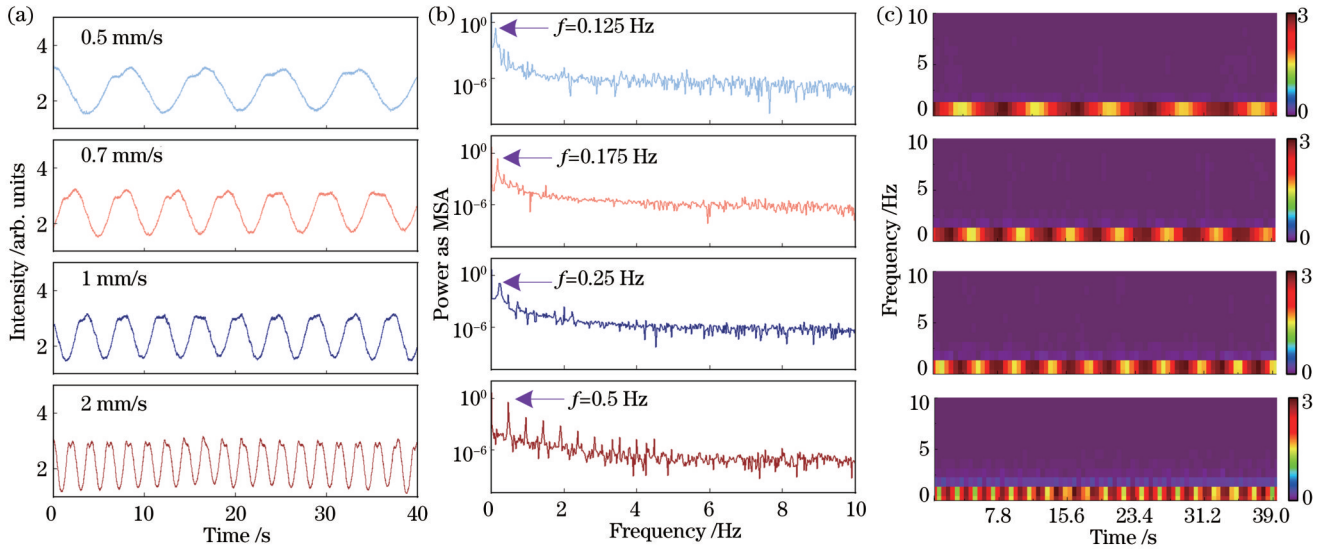


图 11 不同扫描速度。(a)响应波形;(b)FFT变换的频谱图;(c)FFT变换的时频图

Fig. 11 Different scanning speeds. (a) Response waveform; (b) spectrograms of FFT transforms; (c) time-frequency diagram of FFT transform

率[图 12(c)]分别为 1 Hz、2 Hz,根据滑动速度、显著频率和纹理波长的关系推导出其纹理波长与真实值一致。其中不同测试物的滑动响应波形振幅强度不同,

这是对纹理的高度差异化引起的,但并不妨碍我们依据显著频率结果来感知纹理间距。

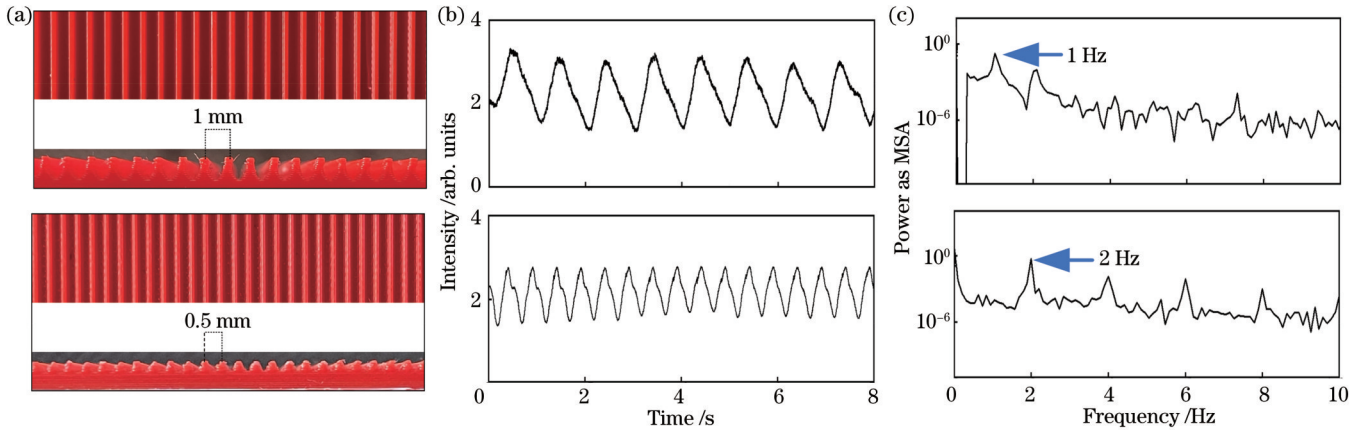


图 12 不同纹理测试物。(a)纹理间距为 1 mm、0.5 mm 测试物实物图;(b)响应波形;(c)FFT变换的时频图

Fig. 12 Test objects with different textures. (a) Physical drawings of test objects with texture spacing of 1 mm and 0.5 mm; (b) response waveform; (c) time-frequency diagram of FFT transform

## 5 结 论

本文提出了一种新型的基于手指皮肤微结构的微纳光纤柔性触觉传感器,它同时具有力传感和物体硬度/纹理检测功能。该传感器通过仿生设计增强了传感器的力传导性能,具有宽检测范围(0~16 N)、高灵敏度(20.58 %N<sup>-1</sup>)、响应时间短(86 ms)、寿命长、成本低等优点。通过将该传感器直接连接到机器人机械手上进行演示,传感器能够区分软硬物体、感知物体纹理、测量夹持力等,该传感器适用于机器人夹持操作。这种新型柔性触觉传感器具有与手指皮肤相似的结构和功能特征,在仿生人工皮肤和先进机器人技术

中具有潜在的应用前景。

## 参 考 文 献

- [1] Lee Y J, Ahn J H. Biomimetic tactile sensors based on nanomaterials[J]. ACS Nano, 2020, 14(2): 1220-1226.
- [2] Boutry C M, Negre M, Jorda M, et al. A hierarchically patterned, bioinspired e-skin able to detect the direction of applied pressure for robotics[J]. Science Robotics, 2018, 3(24): eaau6914.
- [3] Tee B C K, Chortos A, Berndt A, et al. A skin-inspired organic digital mechanoreceptor[J]. Science, 2015, 350(6258): 313-316.
- [4] Zhang C, Ye W B, Zhou K, et al. Bioinspired artificial sensory nerve based on nafion memristor[J]. Advanced Functional Materials, 2019, 29(20): 1808783.
- [5] Lee W W, Tan Y J, Yao H C, et al. A neuro-inspired artificial

- peripheral nervous system for scalable electronic skins[J]. *Science Robotics*, 2019, 4(32): eaax2198.
- [6] Oh H, Yi G C, Yip M, et al. Scalable tactile sensor arrays on flexible substrates with high spatiotemporal resolution enabling slip and grip for closed-loop robotics[J]. *Science Advances*, 2020, 6(46): eabd7795.
- [7] Wang Y, Wu H T, Xu L, et al. Hierarchically patterned self-powered sensors for multifunctional tactile sensing[J]. *Science Advances*, 2020, 6(34): eabb9083.
- [8] Larson C, Peele B, Li S, et al. Highly stretchable electroluminescent skin for optical signaling and tactile sensing[J]. *Science*, 2016, 351(6277): 1071-1074.
- [9] Li L H, Chen Z G, Hao M M, et al. Moisture-driven power generation for multifunctional flexible sensing systems[J]. *Nano Letters*, 2019, 19(8): 5544-5552.
- [10] Pikul J H, Li S, Bai H, et al. Stretchable surfaces with programmable 3D texture morphing for synthetic camouflaging skins[J]. *Science*, 2017, 358(6360): 210-214.
- [11] 童利民. 微纳光纤技术: 近期研究进展[J]. *光学学报*, 2022, 42(17): 1706001.  
Tong L M. Micro-nano optical fiber technology: recent research progress[J]. *Acta Optica Sinica*, 2022, 42(17): 1706001.
- [12] 杨琪, 罗彬彬, 谷志鹏, 等. 基于氧化石墨烯微纳光纤的狂犬病毒免疫传感器[J]. *激光与光电子学进展*, 2023, 60(7): 0728004.  
Yang Q, Luo B B, Gu Z P, et al. Graphene oxide microfiber-based immunosensor for rabies virus[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2023, 60(7): 0728004.
- [13] 李玉洁, 罗彬彬, 邹雪, 等. 基于双螺旋微纳光纤耦合器的光学游标传感特性研究[J]. *中国激光*, 2023, 50(14): 1406001.  
Li Y J, Luo B B, Zou X, et al. Sensing characteristics of optical vernier of double-helix micro-nano optical fiber coupler[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2023, 50(14): 1406001.
- [14] Li J H, Chen J H, Xu F. Sensitive and wearable optical microfiber sensor for human health monitoring[J]. *Advanced Materials Technologies*, 2018, 3(12): 1800296.
- [15] Zhang L, Pan J, Zhang Z, et al. Ultrasensitive skin-like wearable optical sensors based on glass micro/nanofibers[J]. *Opto-Electronic Advances*, 2020, 3(3): 190022.
- [16] Pan J, Zhang Z, Jiang C P, et al. A multifunctional skin-like wearable optical sensor based on an optical micro-/ nanofibre[J]. *Nanoscale*, 2020, 12(33): 17538-17544.
- [17] Jiang C P, Zhang Z, Pan J, et al. Finger-skin-inspired flexible optical sensor for force sensing and slip detection in robotic grasping[J]. *Advanced Materials Technologies*, 2021, 6(10): 2100285.
- [18] Tang Y, Liu H T, Pan J, et al. Optical micro/nanofiber-enabled compact tactile sensor for hardness discrimination[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2021, 13(3): 4560-4566.
- [19] Yao N, Wang X Y, Ma S Q, et al. Single optical microfiber enabled tactile sensor for simultaneous temperature and pressure measurement[J]. *Photonics Research*, 2022, 10(9): 2040-2046.
- [20] Liu H T, Song X D, Wang X Y, et al. Optical microfibers for sensing proximity and contact in human-machine interfaces[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2022, 14(12): 14447-14454.
- [21] Ma S Q, Wang X Y, Li P, et al. Optical micro/nano fibers enabled smart textiles for human-machine interface[J]. *Advanced Fiber Materials*, 2022, 4(5): 1108-1117.
- [22] Wang S P, Wang X Y, Wang S, et al. Optical-nanofiber-enabled gesture-recognition wristband for human-machine interaction with the assistance of machine learning[J]. *Advanced Intelligent Systems*, 2023, 5(7): 2200412.
- [23] Tang Y, Yu L T, Pan J, et al. Optical nanofiber skins for multifunctional humanoid tactility[J]. *Advanced Intelligent Systems*, 2023, 5(2): 2200203.
- [24] Kumar K S, Chen P Y, Ren H L. A review of printable flexible and stretchable tactile sensors[J]. *Research*, 2019, 2019: 3018568.
- [25] Park J, Kim M, Lee Y, et al. Fingertip skin-inspired microstructured ferroelectric skins discriminate static/dynamic pressure and temperature stimuli[J]. *Science Advances*, 2015, 1(9): e1500661.
- [26] Sundaram S. How to improve robotic touch[J]. *Science*, 2020, 370(6518): 768-769.
- [27] Liu K J, Fan J H, Luo B B, et al. Highly sensitive vibration sensor based on the dispersion turning point microfiber Mach-Zehnder interferometer[J]. *Optics Express*, 2021, 29(21): 32983-32995.

## Flexible Bionic Microstructure Tactile Sensor Based on Micro-Nano Optical Fiber

Fan Chenglei<sup>1</sup>, Luo Binbin<sup>1\*</sup>, Wu Decao<sup>1</sup>, Zou Xue<sup>1,2</sup>, Rao Hongcheng<sup>1</sup>, Zhou Fumin<sup>1</sup>,  
Huang Ling<sup>1</sup>, Shi Shenghui<sup>1</sup>, Hu Xinyu<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Chongqing Key Laboratory of Optical Fiber Sensor and Photoelectric Detection, Chongqing University of Technology, Chongqing 400054, China;

<sup>2</sup>School of Communications and Information Engineering, Chongqing University of Posts and Telecommunications, Chongqing 400065, China

### Abstract

**Objective** The rapid evolution of bionic flexible tactile sensors is driven by the overarching goal of emulating human tactile perception to augment robots' perceptual acuity. Conventional electric sensing paradigms grapple with a myriad of challenges, including elevated manufacturing costs and susceptibility to signal interference. Meanwhile, due to the small size, strong flexibility, and high sensitivity, optical sensing modalities are pushing micro/nano fibers (MNFs) into the spotlight. Domestically, the Zhejiang Lab is at the forefront of developing various MNF-based sensors, enabling single/

dual-modal detection for applications in human-machine interaction and physiological parameter monitoring. Nevertheless, the challenge of balancing sensitivity and operational range remains unresolved in current methods, compounded by susceptibility to wear-related issues. Thus, we introduce a micro/nano fiber-based flexible tactile sensor unit inspired by fingertip skin microstructures (FIMF). By simulating the biological microstructures and tactile conduction mechanisms of fingertip skin, FIMF achieves the detection of mechanical stimuli and object feature recognition. The advanced sensor structure and functional attributes are significant for applications in flexible bionic devices and advanced robotics technology.

**Methods** Firstly, the proposed flexible tactile sensing unit FIMF is inspired by the microstructure of fingertip skin and is achieved by embedding an MNF between two layers of polydimethylsiloxane (PDMS) films. The structure is further enhanced by introducing two layers of elastic resin annular ridges on the surface, each with varying stiffness. This design aims to replicate the intricate microstructure of biological fingertip skin and its underlying tactile conduction mechanism. Subsequently, we delve into the influence of PDMS film thickness and the dimensions of the annular ridges on the tactile pressure response of the FIMF sensor. Based on meticulous simulation results, the optimal sensor parameters are identified with a PDMS film thickness of 50  $\mu\text{m}$ , an upper annular ridge thickness of 0.2 mm, and a lower annular ridge thickness of 0.4 mm. Furthermore, we extensively examine the FIMF sensor's response to diverse tactile stimuli, including static and dynamic pressure, and vibrations. Finally, the FIMF's ability to discern object hardness and surface textures is investigated by employing a synergistic approach integrating the mechanical finger's travel distance and the FIMF force feedback to discern object hardness characteristics. Meanwhile, we conduct waveform analysis of transmitted intensity changes over time to perceive and compute object texture. The pursuit of further insight into different textures is accomplished by the application of short-time Fourier transform (STFT) to extract frequency domain features.

**Results and Discussions** The experimental findings underscore that the devised FIMF inspired by the microstructures of fingertip skin presents an amalgamation of wide-ranging dynamic detection capabilities and high sensitivity. Remarkably, it boasts response and recovery times of less than 100 ms, providing the sensor with the capacity to swiftly discern mechanical stimuli (Fig. 7). Furthermore, the sensor exhibits exceptional robustness and elevated static/dynamic stability, which is a testament to the robust encapsulation of its diverse structural layers (Fig. 8). Expanding its sensing range is proven instrumental in significantly enhancing the sensitivity for minute pressure ranges (0–2 N), thereby achieving an enhancement of approximately fourfold compared to recently reported MNF tactile sensors. A pivotal facet arises from the microstructure integration to amplify tactile mechanical stimuli and translate them into MNF deformations. This innovative approach does not need to employ tapering processes that would require reducing the MNF diameter to below 2  $\mu\text{m}$ , which not only streamlines manufacturing but also augments the overall structural resilience (Table 1). In object hardness/texture perception, the FIMF divulges a pertinent trait that the transmitted intensity diminishes with the escalating hardness. This phenomenon arises because stiffer objects induce greater forces and stresses during contact, thus culminating in a more conspicuous attenuation of optical intensity (Fig. 9). The FIMF employs a spatial frequency-based characterization for discerning object texture, and the texture wavelength is derived by dividing the sliding speed by the dominant frequency. Additionally, the STFT of the transmitted light intensity signal provides a richer depiction of intensity fluctuations over time. During scans across regular surface patterns, the light intensity signal engenders periodic motifs at frequencies below 10 Hz. Notably, the number and positioning of these motifs amplify in tandem with increased scanning speeds in the temporal domain (Fig. 11).

**Conclusions** We propose a novel micro-nano optical fiber flexible tactile pressure sensor inspired by the fingertip skin microstructure. This sensor combines force sensing with object hardness/texture detection capabilities. The sensor's force conduction performance is enhanced by bionic design to offer a wide detection range (0–16 N), high sensitivity (20.58%  $\text{N}^{-1}$ ), short response time (86 ms), extended lifespan, and low cost. By demonstrating its functionality, we directly connect this soft sensor to a robotic manipulator, enabling it to differentiate between soft and hard objects, perceive object textures, and measure gripping forces. Consequently, this sensor is suitable for robotic gripping operations. Thus, the proposed sensor possesses structural and functional features reminiscent of human fingertip skin and has promising potential for applications in bionic artificial skin and advanced robotics technology.

**Key words** optic fiber sensor; micro-nano fibers; bionic tactile; pressure; skin-fingerprint microstructure