

一种非接触式光学微腔液压测量系统

魏鹤鸣¹ 侯林嵩¹ 丁武成¹ 殷瑞雪² 任冬妮³(1. 上海大学特种光纤与光接入网重点实验室 上海 200444; 2. 华东理工大学机械与动力工程学院 上海 200000;
3. 明澈生物科技(苏州)有限公司 苏州 215100)

摘要: 为满足在狭小腔室中测量液体压强的需求,设计了一种非接触式光学法布里珀罗微腔液压测量系统,其中,光学微腔采用双光子三维打印技术制备,膜结构尺寸仅为 350 μm ,设计的膜厚分别为 4 μm 和 6 μm 。系统主要采用嵌入式设计与衍射光栅光谱模块互联,实时采集光学微腔干涉光谱信号,实现了高精度光谱动态解调。实验结果表明,室温(25 $^{\circ}\text{C}$)下,4 μm 膜厚的微腔液压灵敏度高达 398 pm/kPa,系统分辨率可达 35.5 Pa,重复性较好,有望用于生物医学眼压等应用场景。

关键词: 微腔压力传感;双光子三维打印技术;非接触式光学传感;液体压强测量系统

中图分类号: TN219 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.2

A non-contact optical microcavity liquid pressure measurement system

Wei Heming¹ Hou Linsong¹ Ding Wucheng¹ Yin Ruixue² Ren Dongni³(1. Key Laboratory of Special Optical Fiber and Optical Access Network, Shanghai University, Shanghai 200444, China;
2. College of Mechanical and Power Engineering, East China University of Science and Technology, Shanghai 200000, China;
3. Mingche Biotechnology (Suzhou) Co., Ltd., Suzhou 215100, China)

Abstract: In order to meet the demand of measuring liquid pressure in narrow chamber, this paper designs a non-contact Fabry-Perot microcavity based optical liquid pressure measuring system. The optical microcavity is fabricated by two-photon 3D printing technology, with a compact size of 350 μm . The diaphragms with a thickness of 4 μm and 6 μm were designed. The system is based on combination of the embedded design and diffraction grating spectral module, which can acquire the optical interference signal, realizing high-resolution spectrum dynamic demodulation. The experiments show that the sensing sensitivity of the 4 μm -thickness device can reach 398 pm/kPa at room temperature (25 $^{\circ}\text{C}$), and the system shows a high resolution of 35.5 Pa and good repeatability, which has potential in biomedical intraocular pressure sensing applications.

Keywords: microcavity pressure sensing; two-photon 3D printing technology; non-contact optical sensing; liquid pressure measurement system

0 引言

液体压强传感广泛应用于液压工程系统、流体力学研究、医疗设备和环境监测等领域,现阶段主要有电传感和光传感两大研究方向。长时间以来,电传感器在探索过程中一直受到电磁干扰和集成电路体积的限制^[1-4],这使得其在微型化和无线化领域遭遇了困境。随着应用场景的快速扩展,人们致力于使传感器以更小的尺寸实现更卓越的性能。近年来,光学液压传感凭借其优异的稳定性、极高的灵敏度以及丰富的结构获得了长足发展。

光学液压传感主要分为两种方式:光纤探针式和非接

触聚焦照射式。光纤探针式传感是将传感结构置于光纤端面上,通过光纤直接提供光输入并收集经传感结构返回的干涉光。其制备方式有用毛细管^[5-6]或空心光纤^[7-8]进行显微熔接组装,还有对光纤尖端放电形成空泡^[9-10],这些制备方法都很难保证器件的一致性。并且,这种传感方式在密闭空间内的应用受到限制,比如 Hui 等^[11]在测量眼球内部的房水压力时,需将带有抛尖端面尾纤的传感结构植入眼内,在眼外用另一根光纤进行光的空间照射与干涉接收,两光纤的耦合通过各自前端的磁铁相互吸引,实现自校正,此方案制备步骤复杂,且光纤的数值孔径也决定了其有效工作距离仅为 300 μm 。而非接触聚焦照射式探测只需将传

感微腔置于待测介质中,由测量系统将光束照射至微腔表面,并收集微腔所激发的干涉光,即可根据干涉光的变化解调出液压的变化。2017年, Lee等^[12]利用低压化学气相沉积和反应离子蚀刻技术将氮化硅膜片和硅衬底结合制作成直径900 μm圆形微腔,并以非接触探测的方式,利用干涉光谱相位漂移距离解调了外界液压在0~5 kPa内的变化。2020年, Phan等^[13]利用两步高温压力键合法将氮化硅、光敏阴性环氧树脂与硅基片层层组装,制成边长为1.5 mm的方形微腔,同样以非接触探测的方式,利用干涉图样中条纹数量增减解调出了外界液压在0~8 kPa内的变化。上述提到的微腔制备工艺复杂,流程繁琐,要求操作人员具备较高的技术熟练度,同时也给微腔尺寸的进一步缩小与批量生产中良品率的提高带来了挑战。

本文中的光学微腔使用双光子三维(three dimensional, 3D)打印技术制备,操作过程简单,无需任何粘接、键合步骤,可直接将传感结构主体一次打印成型^[14],因此可以大大缩减微腔在复杂的制备流程中产生的非传感区域面积。并且可以较低的成本实现批量制造,器件的一致性较强,制备成功率高。其次,光学微腔发生干涉现象所需的宽带光由配套的测量系统从空间中提供照射并收集其激发的干涉光,根据干涉光谱变化来实现非接触式光学液压传感。因此无需为光学微腔设计专门用于接收、储存能量的结构,可以将微腔的尺寸微缩到400 μm,更有利于安置在狭窄的密闭空间中。同时,干涉光信号的检测和处理具有较高的测量精度和灵敏度,从而为整套系统提供更精确可靠的测量结果。本论文将重点研究光学微腔的设计与优化以及非接触式光学探测解调系统的搭建与集成,探索其在各个领域的应用潜力,以推动非接触式液压传感技术的发展和革新。

1 光学微腔的设计与制备

1.1 微腔传感原理

本文所设计的光学微腔基于如图1所示的法布里-珀罗干涉仪(法珀干涉仪)结构。其上侧膜片为反射面1,有效半径为 $r=150\text{ }\mu\text{m}$,厚度为 d 。膜片下方空心部分为空气腔,腔高度为 $h_1=100\text{ }\mu\text{m}$,为全封闭中空式,内部为一个标准大气压(1 atm)的空气。腔体另一端为反射面2,刚性侧壁用于支撑膜片。反射面2下方有高度为 $h_2=30\text{ }\mu\text{m}$ 的实心区域,其下表面为反射面3。

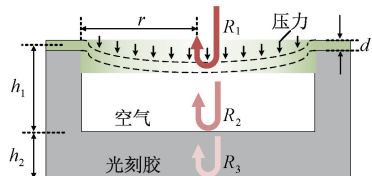


图1 微腔传感原理示意图

干涉,干涉光场 $E_r(\lambda)$ 可用三光束干涉来描述^[15]:

$$E_r(\lambda) = E_0(\lambda) [\sqrt{R_1} + A_1 \sqrt{R_2} e^{-j\varphi_1} + A_2 \sqrt{R_3} e^{-j(\varphi_1 + \varphi_2)}] \quad (1)$$

$E_0(\lambda)$ 为输入光场, R_1, R_2, R_3 分别为反射面1、2、3的反射率。 A_1 和 A_2 为透射率,分别等于 $1 - R_1$ 和 $(1 - R_1)(1 - R_2)$ 。 φ_1 和 φ_2 为相邻反射光束的相移,二者分别为:

$$\varphi_1 = \frac{4\pi n_{air} h_1}{\lambda}, \varphi_2 = \frac{4\pi n_{glue} h_2}{\lambda}, \text{式中 } n_{air}, n_{glue} \text{ 分别为空气与光刻胶的有效折射率。}$$

因此归一化干涉光强度 $I_r(\lambda)$ 可由式(1)得出^[16-17]:

$$I_r(\lambda) = |E_r(\lambda)/E_0(\lambda)|^2 = R_1 + A_1^2 R_2 + A_2^2 R_3 + 2A_1 \sqrt{R_1 R_2} \cos\left(\frac{4\pi n_{air} h_1}{\lambda}\right) + 2A_1 A_2 \sqrt{R_2 R_3} \cos\left(\frac{4\pi n_{glue} h_2}{\lambda}\right) + 2A_2 \sqrt{R_1 R_3} \cos\left[\frac{4\pi(n_{air} h_1 + n_{glue} h_2)}{\lambda}\right] \quad (2)$$

式(2)由直流项与三交流项相加组成,对式(2)做傅里叶变换分析,得光强在3个光程差处存在极大值^[18],分别为 $n_{air} h_1, n_{glue} h_2, n_{air} h_1 + n_{glue} h_2$,3个光程差与空气腔、实心区域以及二者形成的复合腔一一对应。

在外界压力作用下,膜片形变引起空气腔高度 h_1 改变,对原始干涉光谱进行带通滤波,可得代表空气腔干涉光谱对应的 $2A_1 \sqrt{R_1 R_2} \cos\left(\frac{4\pi n_{air} h_1}{\lambda}\right)$ 项^[19]。通过监测空气腔干涉光谱中峰的相位漂移,可解调出外部压强变化^[20]。

1.2 传感膜片的灵敏度分析与仿真

膜片受力发生轴向形变,其中心位移量 ω 随外加压强 P 的变化可表示为^[21]:

$$\omega = \frac{3Pr^4(1-\nu^2)}{16Ed^3} \quad (3)$$

其中, ν 为泊松比, E 为杨氏模量, r 为膜片半径, d 为膜片厚度。由式(3)得,膜片中心位移量与膜的半径和厚度有关。使用COMSOL软件的有限元分析法仿真验证膜片半径固定为150 μm时,不同膜片厚度对中心位移量的影响,仿真结果如图2所示,中心位移量随压强的增加成线性趋势增长,且4 μm厚膜片(微腔1)的位移灵敏度约为6 μm厚膜片(微腔2)位移灵敏度的4倍。

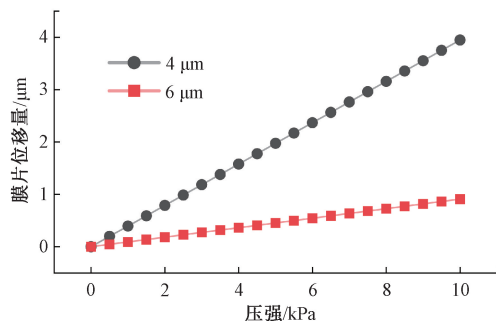


图2 膜片位移量和膜片厚度与压强的关系

从微腔顶部入射的光会被3个反射面依次反射并相互

1.3 微腔的制造与封装

微腔的实际结构为上宽下窄的倒置空心圆台结构。如图 3(a)所示,双光子 3D 打印技术利用双光子聚合原理,将微腔在光刻胶液滴内部一次性固化成型,若直接打印密闭空心腔室,其内部未固化的光刻胶将无法排出。因此,如图 3(b)所示,在刚性侧壁预留了向外洞穿侧壁的排液孔,使得内部残留液体能够排出,又在排液孔外围设计了与之联通环形导流槽。使用锥形光纤蘸取微量光刻胶涂抹在导流槽中,待光刻胶环绕流动一周并溢出,用紫外灯固化,即完成排液孔的封装。光刻胶采用 NanoScribe 公司的 IP-S,其杨氏模量为 4.68 GPa,泊松比为 0.3,折射率为 1.515。制备的微腔实物如图 4(a)所示,在 20X 显微镜下观察,顶部膜片的激光扫描打印纹理清晰并无破损区域,封装后的微腔如图 4(b)所示。

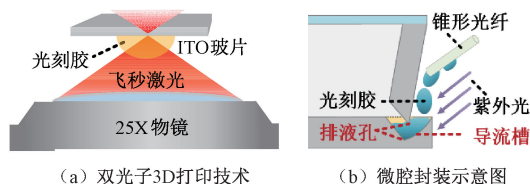


图 3 微腔制备技术与微腔封装示意图

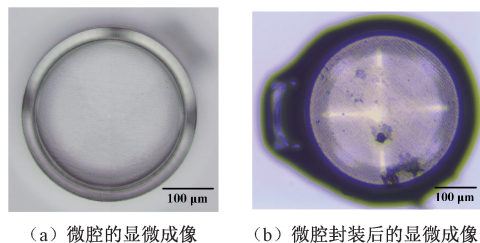


图 4 微腔封装前后的显微成像

2 非接触式光学探测解调系统

非接触式光学探测解调系统由三部分构成,分别是光学定位探测装置、微型光谱仪、解调软件(上位机)。光学定位探测装置收集的干涉光通过光纤输入微型光谱仪,实时显微图像与数字化光谱通过数据线传输至上位机进行显示和后续解调。

2.1 光学定位探测装置

如图 5 所示,光学定位探测装置是由图像传感器、消色差透镜、二向色镜、分光立方体、照明光源、近红外宽带光源和光纤准直器组成的光学系统。其将近红外宽带光以聚焦的形式照射至微腔,并收集微腔返回的干涉光。

由于微腔尺寸微小,需将微腔定位至物镜的焦点中心处。照明光按图 5 中的光路 1 传播,经物镜聚焦至微腔,被反射后在图像传感器中成像。若微腔处在视野边缘,则需调节搭载微腔的多维位移台,直至微腔位于视野中央。此时近红外宽带光按图 5 中光路 2 传播,照射至微腔并产生干涉,返回的干涉光由光纤输入光谱仪。上述近红外宽带

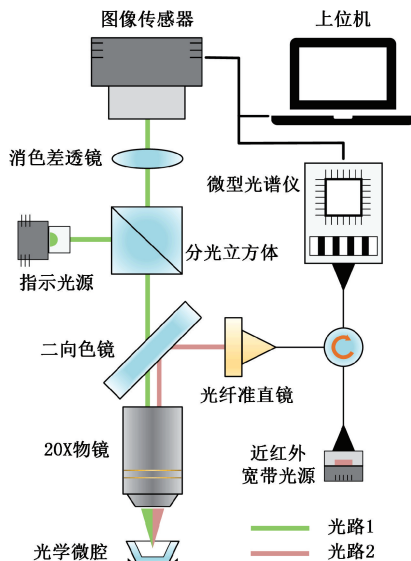


图 5 光学定位探测装置结构示意图

光波段范围为 1 525~1 565 nm,由放大自发辐射光源产生。照明光源采用白光二极管。二向色镜将两束光合并照射至微腔,又将返回的两束光分离为相互垂直的状态。

2.2 微型光谱仪

光谱仪使用搭载了 InGaAs 光电探测阵列的宽带色散探测模块 I-MON 256 OEM,光电探测阵列型号为 G11620-256DF,其像素点数为 256,光谱探测范围为 1 525~1 570 nm,光谱分辨率约为 170 pm,最高响应速度高达 30 kHz。

1) 宽带色散探测模块

此模块是二级衍射的光电转换系统,由光纤准直器、衍射光栅、反射镜和光电探测阵列组成。如图 6 所示,经准直器处理的干涉光束经过衍射光栅 1,被衍射出 1 个与波长相关的角度,不同波长的光被分散至不同的光路方向。通过衍射光栅 2,衍射角被再次扩大。反射镜将被色散的光聚焦到光电探测阵列各像素点上,最后由嵌入式主控单元读取各像素点输出电压的强度变化^[22]。

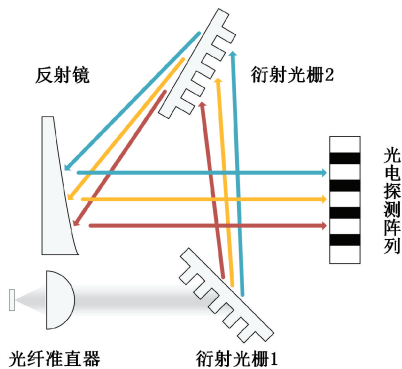


图 6 二级衍射光电转换示意图

2) 嵌入式主控单元

嵌入式主控单元主要实现光电探测阵列的驱动、数据

采集、数据预处理以及数据发送功能。其包括微控制器与外围信号调理电路,二者集成在自主设计的最小系统电路板上。微控制器采用 STM32-H743 芯片,如图 7 所示,本系统主要使用了通用定时器模块(TIMER)、外部中断模块(external interruption, EXTI)、模数转换模块(analog to digital converter, ADC)和通用非同步收发传输器(universal asynchronous receiver/transmitter, UART)四部分功能。

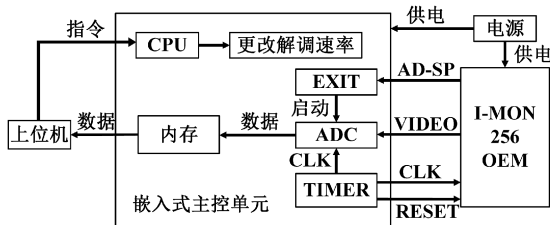


图7 嵌入式主控单元程序逻辑

驱动宽带光色散探测模块需要两路脉冲宽度调制信号,两路信号使用 TIMER 配置输出,分别为 CLK 和 RESET。其中 CLK 为占空比 50% 的方波信号,为光电探测器阵列输出光电转换信号 VIDEO 提供同步时钟; RESET 作为积分脉冲,用于确定光电探测阵列内部电荷放大器的积分时间。积分时间由该脉冲 1 个周期内高电平的持续时间决定,积分时间越长,VIDEO 信号的电压越高^[23]。当 EXTI 捕捉到光电探测阵列输出的开始采集提示脉冲 AD-SP,由 ADC 按照 CLK 时钟频率高速采集 VIDEO 信号,并将采集到的光谱数据通过 UART 实时发送给上位机解调软件。

如图 8 所示,使用双层布局将宽带光色散探测模块、嵌入式主控单元、放大自发辐射光源、电源集成在封闭的机箱中,并在机箱面板上预留所需的接口。

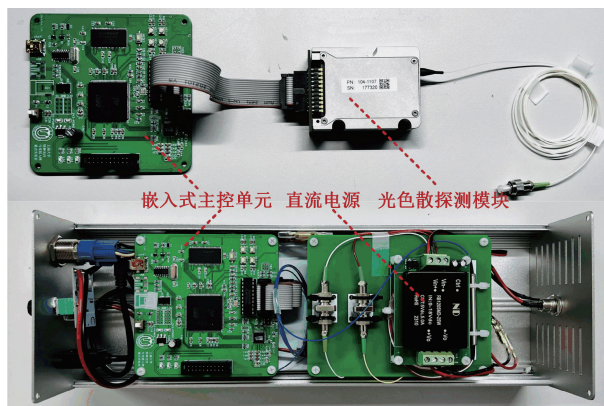


图8 微型光谱仪内部布局

2.3 解调软件(上位机)

使用 LabVIEW 开发平台搭建了配套的光谱处理与压强解调软件,解调软件的对光谱数据的处理流程如图 9 所示,解调软件具备与嵌入式主控单元双向通信的功能,解调

软件可以通过虚拟仪器软件体系(virtual instrument software architecture, VISA)模块发送指令嵌入式主控单元控制 CLK 与 RESET 的频率与占空比,进而控制光电探测阵列转换一组光谱的速率,即解调速率^[24]。解调软件也可以通过 VISA 模块读取嵌入式主控单元采集得到的光谱数据,并在图 10 所示交互界面上实时显示微腔的干涉光谱。随后,在软件中对光谱数据进行三次样条插值以使数据符合快速傅里叶变换(Fast Fourier Transform, FFT)的等间距采样要求^[25]。再对插值后的光谱加汉宁窗,抑制 FFT 过程中旁瓣能量泄漏^[26]。根据 FFT 的结果,使用带通滤波器得到空气腔的干涉光谱。对此光谱进行寻峰定位与单峰跟踪。被跟踪的谱峰位置会依照压强变动而变动。可以根据谱峰位置与对应的外界压强,标定出微腔的灵敏度。

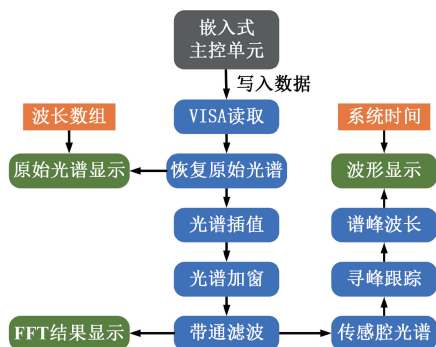


图9 上位机解调软件运行流程图

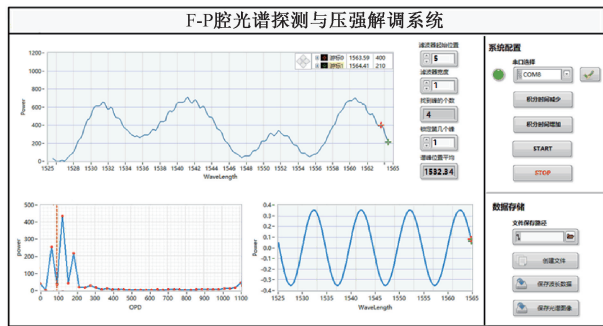


图10 解调软件界面

3 实验与分析

3.1 实验装置集成与搭建

如图 11(a)所示,密闭容器上盖中心为石英玻璃材质,有利于光的透射。推动注射器活塞,注射器内以及瓶上部的空气被压缩,导致密闭容器内的水压增大。同时,与空气联通的压力表示数可以作参考基准。如图 11(b)所示,装有微腔的密闭容器夹持于多维位移台上,光学定位探测装置竖直安装在密闭容器上方,调节多维位移台,使聚焦的光透过玻璃垂直照射微腔。返回的干涉光被微型光谱仪采集,得到的光谱数据在上位机中实时解调。

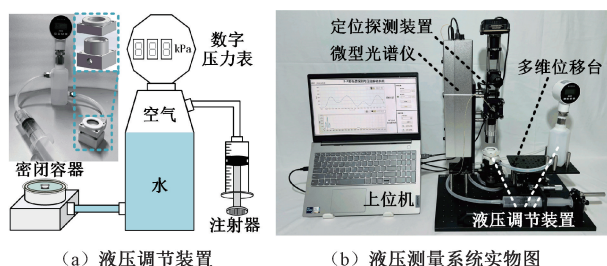


图 11 动态实验测试平台

3.2 微腔干涉光谱分析

使用非接触式光学探测解调系统探测微腔 1 在空气中与水中的原始干涉光谱。如图 12 所示,空气中测得的光谱轮廓与在水中的大致相同。在空气中,光谱的自由光谱范围(free spectral range, FSR)为 10.50 nm,在水中,其 FSR 为 9.99 nm。由于水对近红外光能量的吸收效率要强于空气,因此微腔在水中测得光谱的光强要略小于在空气中所测得光谱光强。对不同介质中测得的两组光谱进行预处理及 FFT,其结果如图 13 所示。两组光谱的变换结果中均包含 3 个极大值谱峰,对应 3 个不同的光程差,分别为 $61\ \mu\text{m}$ 、 $123\ \mu\text{m}$ 、 $184\ \mu\text{m}$ 。这与前文分析的微腔的腔 BC、腔 AB、腔 AC 对应的光程吻合。结果表明,所设计的非接触式光学探测解调系统可以准确采集到微腔在空气和水中的原始干涉光谱。且干涉光谱中有关微腔复合结构的信息几乎不受介质影响。

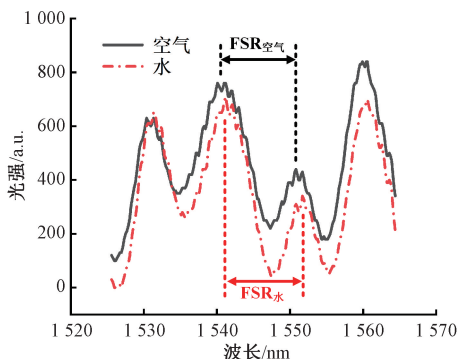


图 12 微腔 1 在水和空气中的光谱

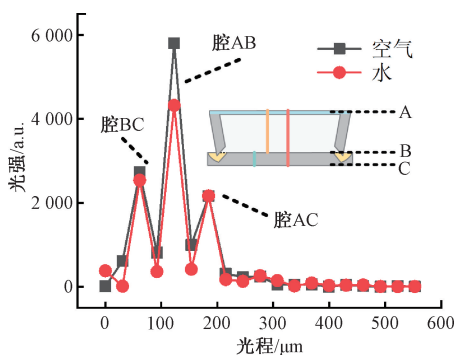


图 13 微腔干涉光谱的 FFT 结果

3.3 微腔动态传感测试

使用微腔 1 与微腔 2 进行动态对比测试。推动注射器活塞,以 1 kPa 为间隔使液体压强在 1~9 kPa 的范围内变化,对微腔 1、2 分别进行两次升降压重复测试,记录各压强下的原始光谱。微腔 1 单次测试所得原始光谱与滤波所得光谱如图 14 所示。结合重复测试中 4 组干涉峰位置的均值与对应压强,绘制响应曲线,以误差棒的形式将 4 次测试结果的标准差注于其上,并通过线性拟合得到微腔性能参数。根据上述方法得到的微腔 1、2 测试结果如图 15 所示,微腔 1 的灵敏度拟合结果为 404 pm/kPa,线性相关系数为 0.997,微腔 2 灵敏度拟合结果为 97 pm/kPa,线性相关系数为 0.996,并且同一传感器在各压强下的误差棒长短都比较均衡。可得在给定压力范围内的多次测试中,谱峰位置偏移量与压强间具有较好的线性关系,且前者灵敏度约为后者 4 倍,与前文中位移灵敏度仿真结果大致吻合。由于 I-MON 256 OEM 模块的光谱分辨率为 170 pm,解调软件中的寻峰算法使用二次多项式拟合算法再次拟合光谱数据,使得光谱的最终分辨率可达到 15 pm。可换算得到微腔 1 搭配测量系统的分辨能力要优于 35.5 Pa。整个测试过程中,原始干涉光谱形状始终保持不变,表明没有水渗入微腔内,证明密封性良好。

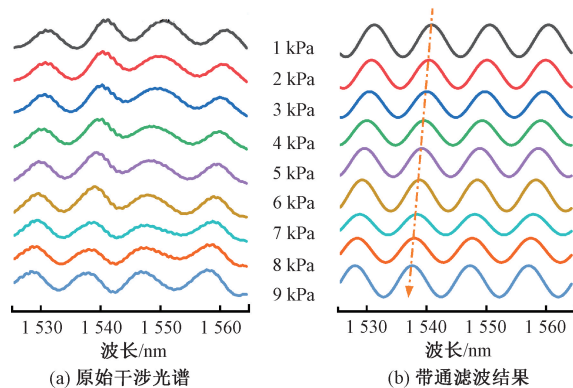


图 14 1~9 kPa 压强下,微腔 1 原始光谱与带通滤波结果

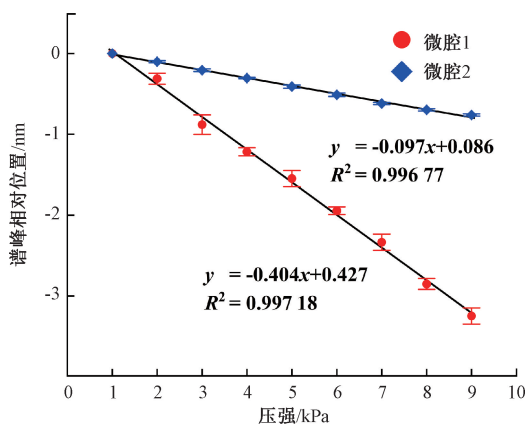


图 15 微腔 1、2 压强响应曲线及其灵敏度拟合结果

又据式(4)计算微腔在各压强下的4组干涉峰位置 X_1 、 X_2 、 X_3 、 X_4 与其拟合结果 S 之间的绝对误差 d ,结果如图16所示。系统匹配微腔1时,绝对误差的均值为0.21 kPa;匹配微腔2时,绝对误差的均值为0.13 kPa。并且在测试的压强范围内,微腔1的绝对误差几乎均大于微腔2,可以说明微腔1的重复性要弱于微腔2。经分析,此现象的出现是由于微腔1的膜片较薄,在压强增大至某值后超出了其弹性形变范围,产生了轻微塑性形变^[6]。

$$\text{绝对误差 } d = \frac{\sum_{i=1}^4 |X_i - S|}{n} \times \text{拟合灵敏度} \quad (4)$$

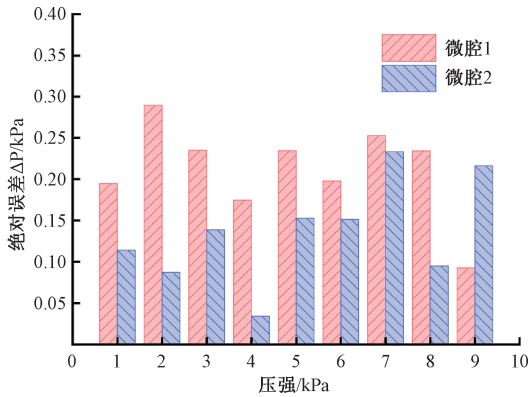


图16 两传感器重复性测试结果

4 结 论

本文使用双光子3D打印技术制备了基于法布里-珀罗干涉仪结构的光学微腔,同时基于衍射光栅色散成像原理和干涉峰波长解调方法设计搭建了配套的非接触式光学探测解调系统。对比了4 μm与6 μm膜片厚度微腔的各项性能,结果表明前者的传感灵敏度可达398 pm/kPa,约为后者的4倍,而后者的重复性要高于前者。另外,此测量系统的理论分辨率优于35.5 Pa。实验证明,此套系统可以对狭小区域内的液体压强进行持续监测。从理论上讲,若继续优化微腔膜片结构,可获得更高的测量灵敏度。若使用杨氏模量更高的光学材料制作微腔,便可扩大该非接触式测量系统的液压测量范围。同时,还可进一步探究温度变化对微腔灵敏度的串扰效应,并据此通过解调算法上的优化,提高测量的稳定性与可靠性,使之更好地应用于生物体的组织液压力和密闭空间内的气、液体压力等缓变压力场景。

参考文献

- [1] JANG C L, SHIN K S, KIM M J, et al. Effects of inner materials on the sensitivity and phase depth of wireless inductive pressure sensors for monitoring intraocular pressure [J]. *Appl Phys Lett*, 2016, 108(10): 103701.
- [2] CHEN L Y, TEE B C, CHORTOS A L, et al. Continuous wireless pressure monitoring and mapping with ultra-small passive sensors for health monitoring and critical care[J]. *Nat Commun*, 2014, 5: 5028.
- [3] ITTOOP S M, SOOHOO J R, SEIBOLD L K, et al. Systematic review of current devices for 24-h intraocular pressure monitoring[J]. *Adv Ther*, 2016, 33(10): 1679-1690.
- [4] FARANDOS N M, YETISEN A K, MONTEIRO M J, et al. Contact lens sensors in ocular diagnostics [J]. *Adv Healthc Mater*, 2015, 4(6): 792-810.
- [5] WANG W, WU W, WU S, et al. Adhesive-free bonding homogenous fused-silica Fabry-Perot optical fiber low pressure sensor in harsh environments by CO2 laser welding [J]. *Opt Commun*, 2019, 435: 097101.
- [6] CHEN Y, ZHENG Y, LIANG D, et al. Fiber-Tip Fabry-Perot cavity pressure sensor with UV-Curable polymer film based on suspension curing method[J]. *IEEE Sens J*, 2022, 22(7): 6651-6660.
- [7] PAN R, YANG W, LI L, et al. Parallel-structured Fabry-Perot interferometers gas pressure sensor with ultraviolet glue sensitization based on dual Vernier effect[J]. *Measurement*, 2022, 193: 110973.
- [8] XU D, GAO H, HOU Z, et al. A high-sensitivity fiber-optic fabry-perot gas pressure sensor with epoxy resin adhesive [J]. *IEEE Sens J*, 2022, 22(11): 10551-10558.
- [9] WANG G, HUANG M, LIU J, et al. Fabrication and pressure sensing characterization of an ultrathin egg-shaped microbubble[J]. *Prog Electromagn Res M*, 2018, 72: 165-174.
- [10] HU Y, WEI H, MA Z, et al. Microbubble-based optical fiber Fabry-Perot sensor for simultaneous high-pressure and high-temperature sensing [J]. *Opt Express*, 2022, 30(19): 33639-33651.
- [11] HUI P C, SHTYRKOVA K, ZHOU C, et al. Implantable self-aligning fiber-optic optomechanical devices for in vivo intraocular pressure-sensing in artificial cornea [J]. *J Biophotonics*, 2020, 13(7): e202000031.
- [12] LEE J O, PARK H, DU J, et al. A microscale optical implant for continuous in vivo monitoring of intraocular pressure[J]. *Microsyst Nanoeng*, 2017, 3: 17057.
- [13] PHAN A, JOSLIN K, TRUONG P, et al. Compact optical pressure measurement system for acquiring intraocular pressure and ocular pulse[C]. *IEEE/EMBS Spec Top Conf Microtechnol Med Biol*, 3rd, 2020: 4212-4216.
- [14] WEI H, CHEN M, KRISHNASWAMY S. Three-

- dimensional-printed Fabry-Perot interferometer on an optical fiber tip for a gas pressure sensor[J]. Appl Opt, 2020, 59(7): 2173-2178.
- [15] CHEN M, WEI H, ZHAO Y, et al. Temperature insensitive air-cavity Fabry-Perot gas pressure sensor based on core-offset fusion of hollow-core fibers[J]. Sens Actuators A Phys, 2019, 298: 111589.
- [16] WANG Z, CHEN J, WEI H, et al. Sapphire Fabry-Perot interferometer for high-temperature pressure sensing[J]. Appl Opt, 2020, 59(17): 5189-5196.
- [17] YANG Y, XU B, LIU Y, et al. Sensitivity-enhanced temperature sensor with fiber optic Fabry-Perot interferometer based on vernier effect[J]. Acta Phys Sin, 2017, 66(9): 094205.
- [18] PANG C, BAE H, GUPTA A, et al. MEMS Fabry-Perot sensor interrogated by optical system-on-a-chip for simultaneous pressure and temperature sensing[J]. Opt Express, 2013, 21(19): 21829-21839.
- [19] LI M, WANG M, LI H. Optical MEMS pressure sensor based on Fabry-Perot interferometry[J]. Opt Express, 2006, 14(4): 1497-1504.
- [20] ZHANG P, WANG C, WAN L, et al. Opto-Microfluidic Fabry-Perot sensor with extended air cavity and enhanced pressure sensitivity [J]. Micromachines(Basel), 2021, 13(1): 19.
- [21] LI J, JIA P, FANG G, et al. Batch-producible all-silica fiber-optic Fabry-Perot pressure sensor for high-temperature applications up to 800 °C [J]. Sens Actuators A Phys, 2022, 334: 113363.
- [22] FU X, LU P, ZHANG J, et al. Micromachined extrinsic Fabry-Perot cavity for low-frequency acoustic wave sensing[J]. Opt Express, 2019, 27(17): 24300-24310.
- [23] 魏鹤鸣, 车嘉炜, 侯林嵩, 等. 高精度光纤光栅振动解调系统研究与应用[J]. 国外电子测量技术, 2022, 42(1): 82-88.
- [24] BALZHIEV P, BOCK W J, MIKULIC P, et al. Multiplexed LPG sensor system using an InGaAs CCD linear array and optical switches[C]. Eurocon 2013, 2013: 355-360.
- [25] 雷小华, 陈伟民, 章鹏, 等. 基于三次样条插值的光纤 FP 传感器傅里叶变换解调研究[J]. 光子学报, 2008, 37(4): 705-708.
- [26] JWO D J, WU I H, CHANG Y. Windowing design and performance assessment for mitigation of spectrum leakage[J]. E3S Web Conf, 2019, 94: 03001.

作者简介

魏鹤鸣(通信作者), 博士, 副教授, 主要研究方向为微纳光子器件、3D 打印、光纤传感系统及结构安全监测。

E-mail: hmwei@shu.edu.cn

侯林嵩, 硕士研究生, 主要研究方向为光学传感、仪器与测试技术、信号处理。

E-mail: 893421164@shu.edu.cn

丁武成, 硕士研究生, 主要研究方向为光学麦克风、超声传感、仪器与测试技术。

E-mail: dingwucheng@shu.edu.cn

殷瑞雪, 博士, 副教授, 主要研究方向为生物医疗器械智能制造及健康监测。

E-mail: yinruixue@ecust.edu.cn

任冬妮, 博士, 主要研究方向为眼科医疗器械的自主研发、生产。

E-mail: rend@mingche-biotech.com