

引用格式: ZHOU Quan, CHEN Yao, HAN Feng-kai, *et al.* Liquid-core, Thin-wall Microcapillary Electric Field Sensor with High Quality Factor[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2020, **49**(2): 0223002

周权,陈瑶,韩丰恺,等.高 Q 值薄壁液芯毛细管微腔电场传感器[J].光子学报,2020,**49**(2):0223002

高 Q 值薄壁液芯毛细管微腔电场传感器

周权,陈瑶,韩丰恺,沈志平,张祖兴,万洪丹

(南京邮电大学 电子与光学工程学院、微电子学院,南京 210023)

摘 要:为提高电场传感器的抗电磁干扰能力、灵敏度和稳定性,将高 Q 值薄壁液芯毛细管微腔和电泳效应结合,增强回音壁模共振微腔对外加电场的感知能力,并进行了实验验证.基于时域有限差分法得到了液芯毛细管微腔回音壁模式共振特性随毛细管直径、壁厚等结构参数的变化规律,发现随着壁厚变薄灵敏度增加.采用熔融拉锥法制备了直径为 86 μm ,壁厚约为 2 μm 的薄壁毛细管微腔,通过高精度位移平台实现了锥形光纤和毛细管微腔的高效率耦合,测得回音壁模式 Q 值为 2.8×10^6 .毛细管微腔内注入不同浓度的蛋白质溶液,利用电泳原理和蛋白质分子在缓冲溶液里带电的特性,实现的最大电场传感灵敏度为 10.6 pm/(kV/m).

关键词:回音壁模式;时域有限差分法;微腔;电场测试器件;电泳

中图分类号:TN253;TN713

文献标识码:A

doi:10.3788/gzxb20204902.0223002

Liquid-core, Thin-wall Microcapillary Electric Field Sensor with High Quality Factor

ZHOU Quan, CHEN Yao, HAN Feng-kai, SHEN Zhi-ping,
ZHANG Zu-xing, WAN Hong-dan

(College of Electronic and Optical Engineering & College of Microelectronics, Nanjing University of Posts and Telecommunications, Nanjing 210023, China)

Abstract: In order to improve the anti-interference ability, sensitivity and stability of the electric field sensor, a high Q thin-walled liquid-core capillary microcavity combined with the electrophoretic effect is proposed and experimentally demonstrated for the first time. In this paper, whispery gallery mode resonance of liquid-core microcapillary with different diameter and the wall thickness is theoretically simulated and analyzed based on the finite-difference time domain method and that sensitivity increases with decreasing wall thickness is concluded. Microcapillary resonator with diameter of 86 μm , wall thickness of 2 μm and a Q factor of 2.8×10^6 is fabricated. Using the principle of electrophoresis and the charge of protein molecules, we built an electric field test system. Liquid core microcapillary with different protein solutions achieves the maximum electric field sensitivity of about 10.6 pm/(kV/m).

Key words: Whispery Gallery Mode (WGM); Finite Difference Time Domain Method (FDTD); Microcavities; Electric sensing device; Electrophoresis

OCIS Codes: 230.0230; 220.0220; 280.4788; 130.6010

基金项目:国家自然科学基金青年科学基金(No.11704199),江苏省研究生科研与实践创新计划项目(No.SJKY19_0815),南京邮电大学创新训练计划(No.SYB2019011)

第一作者:周权(1996-),男,硕士研究生,主要研究方向为微腔生化传感器.Email:757310954@qq.com

导师(通讯作者):万洪丹(1984-),女,副教授,博士,主要研究方向为微纳光纤器件在光纤通信和传感系统应用等相关理论与应用技术.
Email:hdwan@njupt.edu.cn

收稿日期:2019-09-20;**录用日期:**2019-10-09

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

0 引言

回音壁模式(Whispery Gallery Mode, WGM)光学微腔因其具有模式体积小、 Q 值高等特点,在传感领域得到了广泛关注^[1-4].当满足共振条件时,光以 WGM 形式被限制在微腔中,环绕传输,不断与物质进行相互作用.通过增加微腔的 Q 值来增强 WGM 与外加物理场的有效作用长度,利用这一特性可实现微量传感检测.此外,相比其他光学传感器,WGM 光学微腔传感器结构更加紧凑,更易于实现微型化.近年来,利用 WGM 光学微腔传感器实现生物化学检测成为趋势^[5-6].当 WGM 与微腔表面结合的生物化学分子相互作用时,WGM 共振谱将发生变化,由此可实现对生物化学分子的检测.与实心微腔不同,空心微腔可以作为液体的传输通道,实现了液体传输与检测通道二合一,可用于检测微量的液体^[7-8].选择带电荷的分子溶液,或者具有电致伸缩效应的材料可以将空心微腔用于电场传感^[9-10].

传统电学传感器容易受到电磁干扰影响,并且在高频高电场强度的情况下产生的感应电流过大,会引起安全事故^[11].并且利用电磁感应原理的传感单元一般为金属制成,会对使原始待测电场发生改变,影响了测试的准确性.传统电学传感器在传感稳定性、准确性和商业化应用具有一定局限性^[12].现在备受关注的是光纤电流传感器(Optical Fiber Current Sensor, OFCS),光纤电流传感器具有许多优于传统电流传感器的优点,例如高精度、高灵敏度、宽动态范围和对电磁干扰的免疫性.近年来,利用 Faraday 效应的 OFCS 在电解冶金行业、电力行业具有广泛的应用.然而,线性双折射效应制约了 OFCS 的性能提升,并且在实现其在小型化方面仍需要改进^[13].

为此我们结合回音壁模式,电泳效应以及空心微腔液体承载的能力,提出了一种新型的基于回音壁模式和电泳效应的全光电场传感器.基于时域有限差分算法研究了液芯毛细管微腔回音壁模式共振特性随毛细管直径、壁厚等结构参数的变化规律.并且对打孔后平行板电容器的电场分布和电势分布进行了理论建模与分析,得到了打孔的大小对电容器中心电场影响的规律.结合微流控技术,实现薄壁毛细管微腔的液芯灌注,利用电泳原理和蛋白质分子在缓冲溶液里带电荷的特性,增强了回音壁模共振对外加电场的感知能力.该电流传感器的优点在于灵敏度高、制备简单、体积微小、结构紧凑、稳定性好.

1 实验原理

1.1 回音壁模式传感原理

如图 1 所示,当毛细管与锥形光纤耦合时,锥形光纤锥区中的光以倏逝场的形式耦合进毛细管中.光在毛细管微腔与空气的分界面上发生全反射,光线在毛细管微腔中传播一周光程为 $2\pi R n_{\text{eff}}$,当满足共振条件时,光场将一直环绕微腔传播,即可激发 WGM,其共振条件表示为

$$2\pi R n_{\text{eff}} = m\lambda \quad (1)$$

式中, R 为毛细管微腔半径,为微腔的有效折射率, λ 为共振波长.由共振条件可知,当微腔的尺寸及有效折射率 n_{eff} 变化时,将会引起共振波长的改变,即会产生波长的漂移.

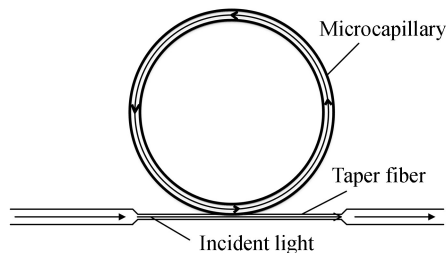


图 1 毛细管与光纤耦合系统示意图

Fig.1 Schematic diagram of the fiber taper-microcapillary coupling system

1.2 电泳效应

根据库仑定律带电荷的物质在电场的作用下会发生定向移动,移动方向与电性的正负和外加电场的方向有关,对于溶液中的带电颗粒同样满足这一规律.如图 2,溶液在稳定状态下,溶剂分子会均匀分布,而在外加电场时溶剂分子发生定向移动浓度会呈现梯度的排列,引起溶液不同区域折射率的变化.利用回音壁模式

微腔传感器可以检测这个折射率的变化,让电泳效应与微腔传感很好的结合并且增强了微腔对电场感知的能力.

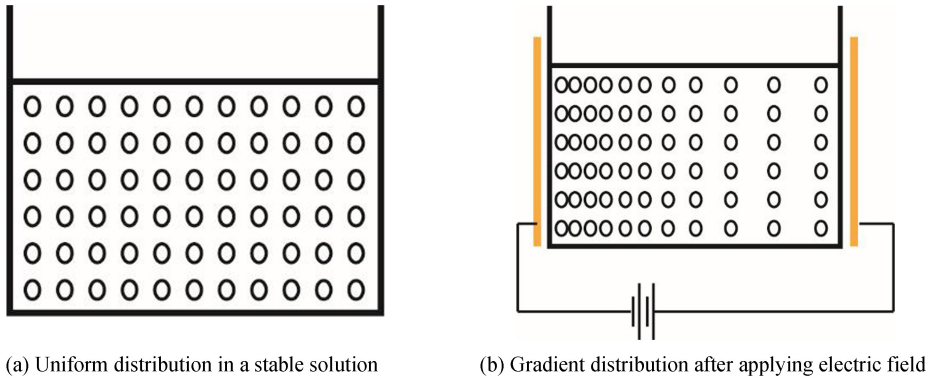


图2 通电前后溶剂分子的分布情况
Fig.2 Distribution of solvent molecules before and after applying electric field

2 共振特性仿真分析

2.1 最佳耦合间距 d 与液芯毛细管微腔壁厚的关系

运用时域有限差分算法(Finite-Difference Time Domain, FDTD)^[14],选取直径为 $20\ \mu\text{m}$ 、折射率为 1.444 6 的毛细管和直径为 $1\ \mu\text{m}$ 、折射率为 1.444 6 的光纤构建仿真模型.光源扫描波长范围为 $1.5\ \mu\text{m}$ 到 $1.6\ \mu\text{m}$,设定网格尺寸为最小波长的十分之一.首先研究毛细管中注入折射率为 1.36 的液芯时,不同壁厚

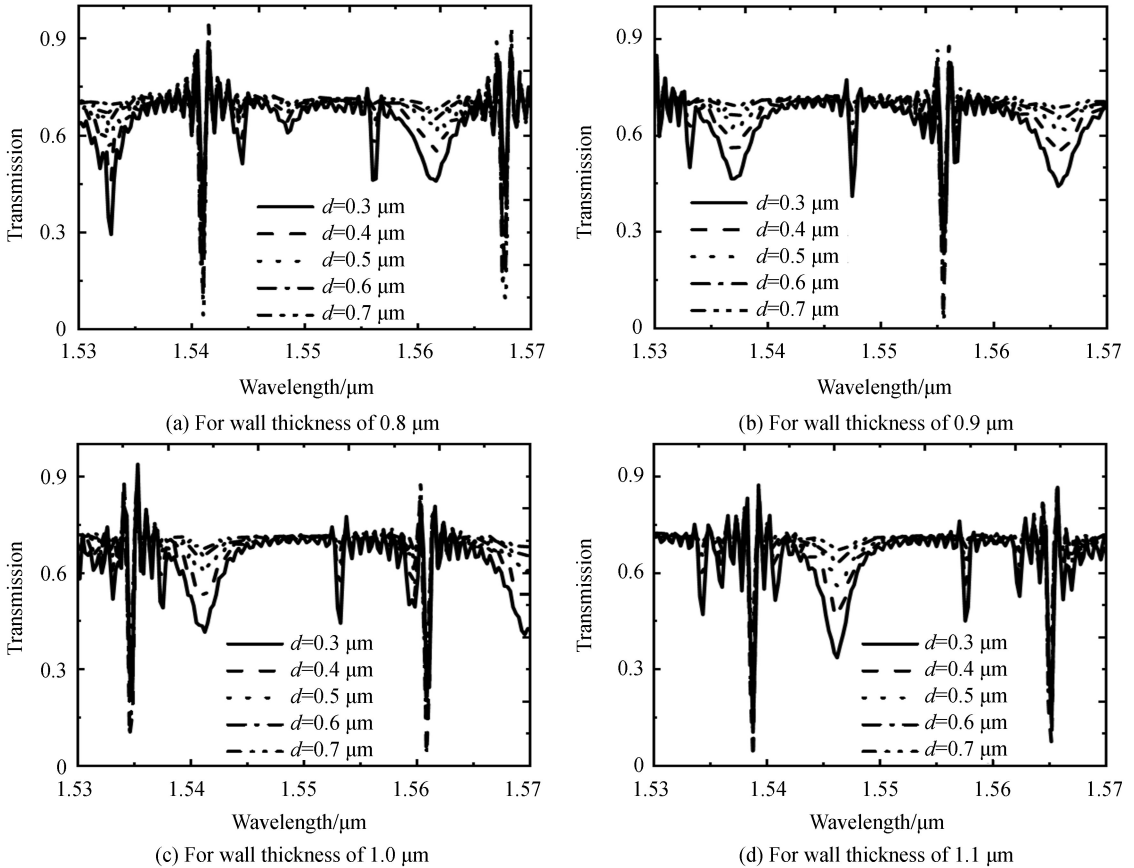


图3 不同壁厚的毛细管微腔与锥形光纤耦合所对应的最佳耦合间距 d
Fig.3 The optimal coupling distance d corresponding to different microcapillary wall-thickness

w 下的最佳耦合间距 d . 由图 3 可知, 随着壁厚的增大, WGM 共振谱发生红移, 共振谱边模抑制比变小, Q 值较大的最佳耦合间距 d 由 $0.5 \mu\text{m}$ 逐渐变成 $0.4 \mu\text{m}$, 且同一壁厚、不同耦合间距的仿真模型激发的共振波长相同.

2.2 毛细管微腔壁厚与灵敏度的关系

设定耦合间距为 $0.4 \mu\text{m}$, 毛细管直径为 $20 \mu\text{m}$, 锥形光纤直径为 $1 \mu\text{m}$, 其他参数值不变, 探究壁厚 w 与折射率传感灵敏度的关系. 在上述毛细管中注入不同折射率的液芯, 观察激发的 WGM 共振谱共振波长的漂移 $\Delta\lambda$, 其结果对比如图 4 所示.

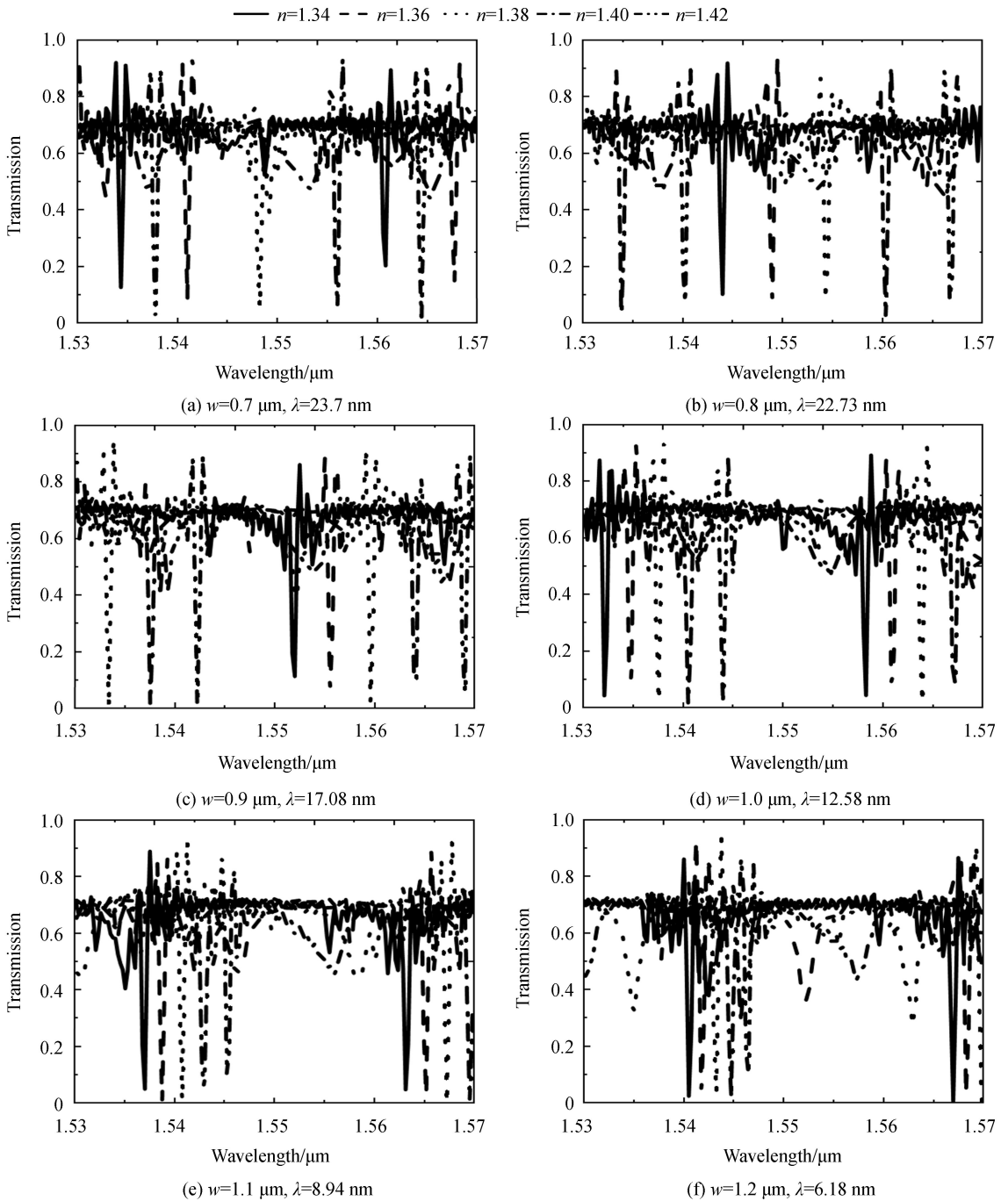


图 4 不同壁厚 w 下毛细管微腔对折射率的漂移曲线

Fig.4 Drift curve of capillary microcavity with different wall thickness w

由图 4 可知, 随着液芯折射率的增大, 共振波长红移, 并且随着壁厚的增大, 谱线变得密集, 共振波长的漂移量减小. 由公式 $S = \Delta\lambda / \Delta n$ 计算可得随着壁厚的增大, 折射率传感灵敏度减小, 如图 5 所示.

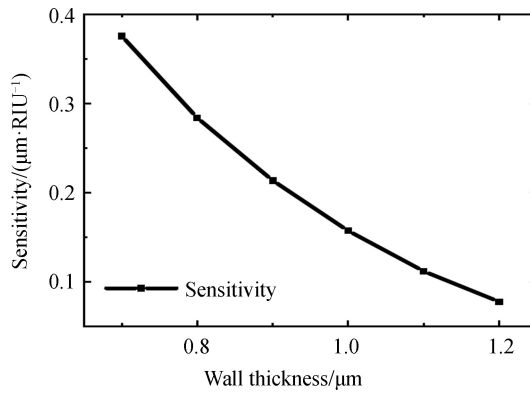


图5 不同壁厚毛细管的折射率传感灵敏度

Fig.5 Sensitivity versus the microcapillary wall thickness

2.3 毛细管直径与灵敏度的关系

选取壁厚为 $0.8 \mu\text{m}$, 不同直径的毛细管与直径为 $1 \mu\text{m}$ 的光纤耦合, 耦合间距为 $0.4 \mu\text{m}$, 保持其他参数不变, 分别向毛细管中注入折射率为 1.34 和折射率为 1.36 的液芯. 注入折射率 1.36 的液芯, 共振波长相较于折射率 1.34 的液芯发生红移. 由图 6 可得, 随着毛细管直径的增大, 共振波长的漂移量增大, 因而折射率传感灵敏度增大.

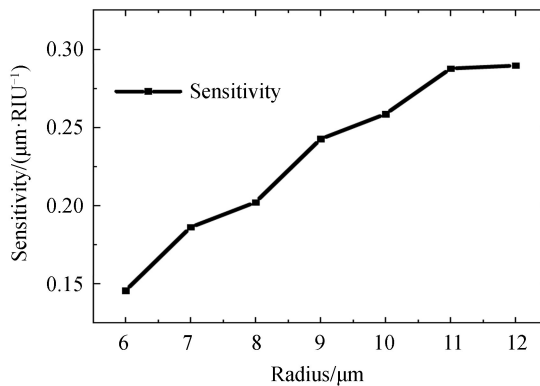
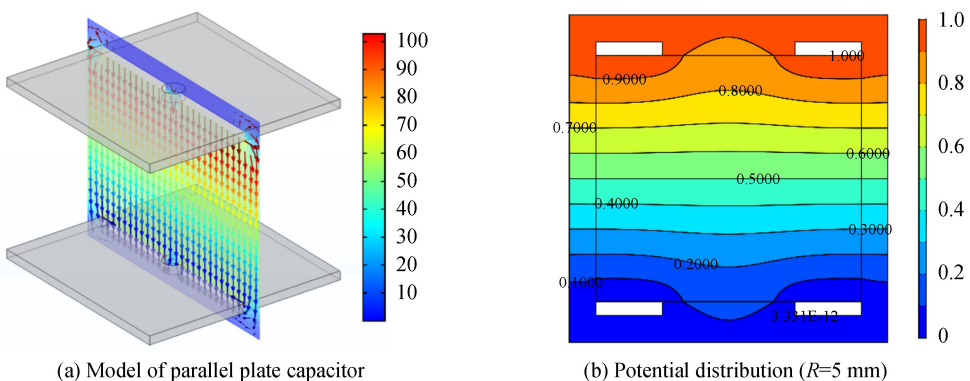


图6 不同直径毛细管的折射率传感灵敏度

Fig.6 Sensitivity of the microcapillary with different diameter

3 极板打孔后电场分布的仿真

在搭建实验系统时, 为了配合电泳效应需要调整电场的方向, 并且需要在电极板上打孔. 打孔后极板边界条件发生变化, 可能会影响到电场的均匀性. 为此运用时域有限差分算法对打孔后平行板电容器的电场分布和电势分布进行了仿真. 如图 7(a), 我们构建了极板尺寸 $20 \text{ mm} \times 20 \text{ mm}$, 打孔半径 R 在 1 mm 到 5 mm 之间变化, 极板间距为 40 mm 的平行板电容器模型, 上极板外加直流电压, 下极板接地在电势泊松方程的限制下进行仿真. 选取了极板的中心平面来分析电场和电势的变化. 如图 7(b)~(d), 发现打孔主要影响了两极



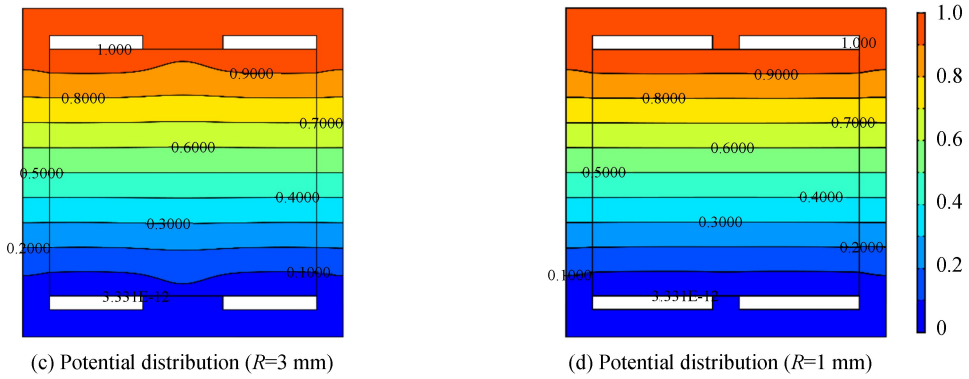


图7 打孔后平行板电容器有限元仿真
Fig.7 Simulation of parallel plate capacitor that is drilled

板附近的电场,对于中间区域影响并不大;并且随着打孔半径 R 的减小对电场分布的影响减小,电场趋向于匀强电场.在实验中我们使用的极板尺寸为 $20\text{ mm}\times 20\text{ mm}$,打孔直径 1 mm ,极板间距为 37 mm ,结合仿真的结果图 7(d),可以认为使用打孔平行板电容器激发的是匀强电场.

4 薄壁液芯毛细管微腔电场传感实验研究

4.1 薄壁毛细管微腔的制备与高效率耦合

根据前面的仿真结果综合来看,需要尽可能加工出直径大,壁薄的微腔.在实际制备微腔的过程当中,通过加压熔融法,在毛细管熔融时施加一定压力,使其发生膨胀,从而得到直径大,壁厚小的毛细管微腔.由于受到石英玻璃光纤材料特性的限制,实验室所获得的最薄壁厚大约为 $2\text{ }\mu\text{m}$,对应的微腔直径约为 $86\text{ }\mu\text{m}$,采用位移精度为 20 nm 的三维位移平台来控制毛细管与锥形光纤的耦合间距和耦合位置,激发回音壁模式共振.在高精度垂直显微镜(放大倍数为 $1\text{ }600$ 倍,分辨率为 $0.6\text{ }\mu\text{m}$)下观测薄壁毛细管与锥形光纤的耦合实物图,如图 8 所示.

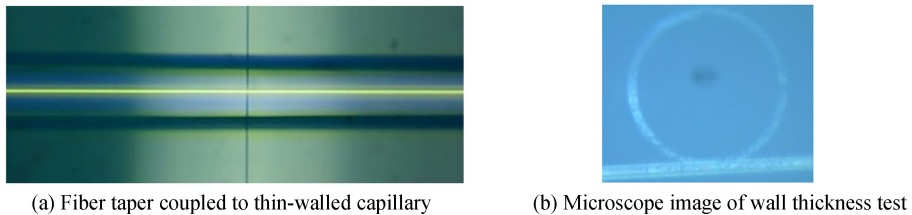


图8 锥形光纤与薄壁毛细管耦合显微镜图
Fig.8 Microscope image of the fiber taper coupled thin-wall microcapillary

在气浮式光学平台上搭建微腔耦合实验系统.毛细管和光纤耦合有三种情况:欠耦合、临界耦合、过耦

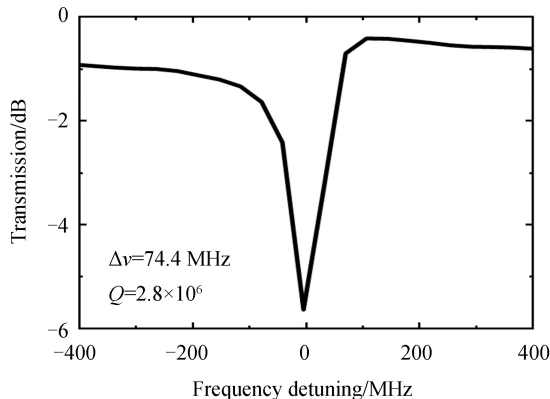


图9 锥形光纤与薄壁毛细管耦合的 WGM 共振谱
Fig.9 WGM spectra of the fiber taper coupled thin-wall microcapillary

合,为保证耦合系统的稳定性,这里采用过耦合的方式,并且用玻璃罩将耦合系统盖住减少空气流动对耦合系统的影响,最后获得锥形光纤与薄壁毛细管耦合的 WGM 共振谱如图 9 所示,其 Q 值为约 2.8×10^6 .

4.2 薄壁蛋白质液芯毛细管微腔的电流传感实验

选择蛋白质溶液进行电流传感测试,因为蛋白质分子含有羧基(-COOH)和氨基(-NH₂),在缓冲溶液中会带有电荷.这样对均匀的蛋白质溶液外加电场,引起蛋白质分子的定向移动,使溶液的折射率发生变化.基于电泳蛋白质方案,搭建了一种基于蛋白质液芯修饰的毛细管微腔电流传感系统,如图 10 所示,调谐激光器(Tunable Laser Source, TLS)线宽 5 kHz,调谐范围 35 GHz,中心波长在 1 510~1 630 nm 可调;高速响应的光电检测器(Photodiode, PD)带宽为 125 MHz.将微腔-锥形光纤耦合单元置入间隔为 37 mm 的平行板电容器之间(极板尺寸为 20 mm×20 mm,打孔直径 1 mm),通过控制施加的直流电压大小和板间距离控制电场大小.根据之前的平行板电容器建模分析,可以认为中间区域为匀强电场.

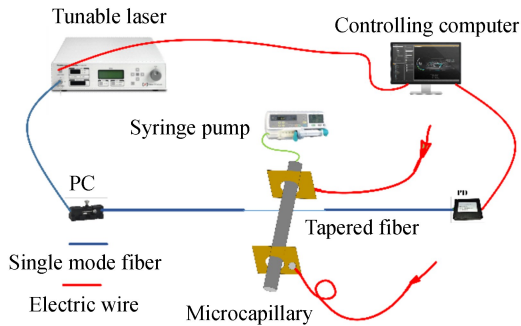
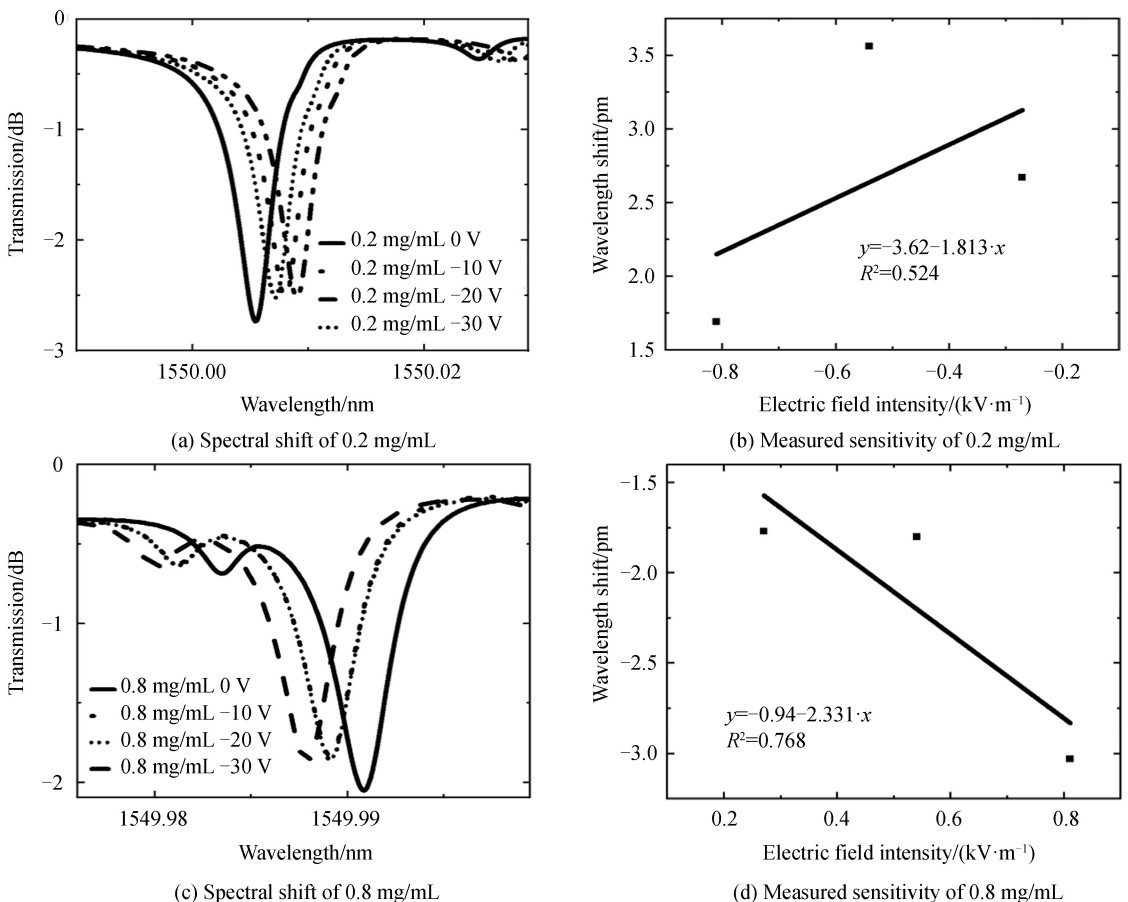


图 10 基于蛋白质液芯修饰的毛细管微腔电流传感系统

Fig.10 Experimental setup for the current sensor

利用微流控泵分别灌注不同浓度蛋白质液芯进入毛细管微腔内,在每次外加电场后等待 10 min,让整个溶液系统稳定.实验结果如图 11 所示,我们发现外加正电场光谱蓝移,外加负电场光谱红移,与蛋白质分



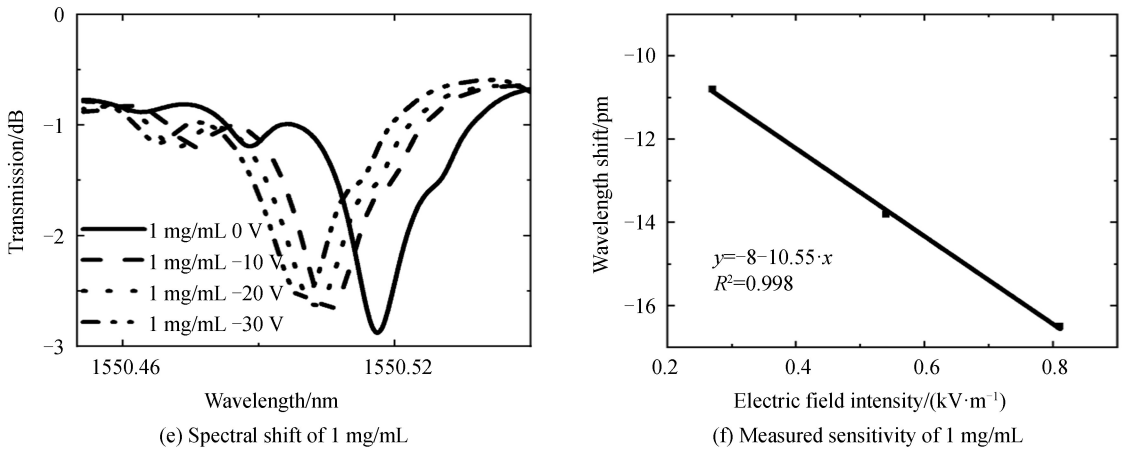


图 11 不同浓度蛋白质液芯毛细管微腔 WGM 随电场的漂移情况

Fig.11 When the electric field is varied, WGM wavelength shift with different protein solution concentration

子在电场的作用下发生定向移动的理论一致,并且蛋白质溶液的浓度越高,系统的稳定性和灵敏度越高,该传感器可以实现最大灵敏度为 $10.6 \text{ pm}/(\text{kV}/\text{m})$.通过文献检索我们找到利用电致伸缩效应做电场传感的传感器,灵敏度约在 $6 \text{ pm}/(\text{kV}/\text{m})$ 到 $27 \text{ pm}/(\text{kV}/\text{m})$ 之间.本文利用电泳效应,把折射率的变化和电场强度的变化联系起来,增强了毛细管微腔测试电场强度的能力.并且这种方法相对于电致伸缩效应,我们的器件并不需要在 $1 \text{ MV}/\text{m}$ 的超高压电场下极化,制作简单,不需要后续处理,使用方便快捷,并且能获得较高的灵敏度.

5 结论

本文研究了薄壁毛细管液芯微腔电场传感器.制备获得了直径为 $86 \mu\text{m}$ 、壁厚约为 $2 \mu\text{m}$ 、 Q 值为 2.8×10^6 的薄壁毛细管微腔.利用电泳原理和蛋白质分子在缓冲溶液里带电荷的特性,增强了回音壁毛细管微腔对外加电场的感知能力,并搭建了薄壁毛细管微腔蛋白质液芯电流传感器实验系统,获得了最高为 $10.6 \text{ pm}/(\text{kV}/\text{m})$ 的电场灵敏度.

参考文献

- [1] LIN Nai, JIANG Lan, WANG Su-mei, *et al.* Simultaneous measurement of refractive index and temperature using a microring resonator[J]. *Chinese Optics Letters*, 2012, **10**(5): 052802.
- [2] WANG Meng-yu, JIN Xue-ying, LI Fei, *et al.* Whispering-gallery modes in a triple-layer-coated microsphere resonator for refractive index sensors[J]. *Optics Communications*, 2018, **427**: 70-78.
- [3] FOREMAN M R, SWAIM J D, VOLLMER F. Whispering gallery mode sensors[J]. *Advances in Optics and Photonics*, 2015, **7**(2): 168-240.
- [4] REYNOLDS T, HENDERSON M R, FRANCOIS A, *et al.* Optimization of whispering gallery resonator design for biosensing applications[J]. *Optics Express*, 2015, **23**(13): 17067-17076.
- [5] NADGARAN H, POURMAND R. Ultra-sensitive optical biosensor based on whispering gallery modes: the effect of buffer solutions refractive index on their sensitivity and performance [J]. *Journal of Biomedical Physics & Engineering*, 2013, **3**(2): 57.
- [6] ROBISON H M, BAILEY R C. A guide to quantitative biomarker assay development using whispering gallery mode biosensors[J]. *Current Protocols in Chemical Biology*, 2017, **9**(3): 158-173.
- [7] WU Ji-xuan, ZHANG Hao, LIU Bo, *et al.* Acoustooptic-mode-coupling-based whispering gallery mode excitation in silica-capillary microresonator[J]. *Journal of Lightwave Technology*, 2017, **35**(2): 220-224.
- [8] LANE S, WEST P, FRANCOIS A, *et al.* Protein biosensing with fluorescent microcapillaries[J]. *Optics Express*, 2015, **23**(3): 2577-2590.
- [9] ASK A, MENZEL A, RISTINMAA M. Electrostriction in electro-viscoelastic polymers[J]. *Mechanics of Materials*, 2012, **50**: 9-21.
- [10] GEORGI N, KORNYSHV A A, FEDOROV M V. The anatomy of the double layer and capacitance in ionic liquids with anisotropic ions: Electrostriction vs. lattice saturation[J]. *Journal of Electroanalytical Chemistry*, 2010, **649**(1-2): 261-267.
- [11] CHEN Xiao-bo, XU Qi, BAI Sou, *et al.* A self-powered sensor with super-hydrophobic nanostructure surfaces for

- synchronous detection and electricity generation[J]. *Nano Energy*, 2017, **33**: 288-292.
- [12] SKINNER A J, LAMBERT M F. An automatic soil pore-water salinity sensor based on a wetting-front detector[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2010, **11**(1): 245-254.
- [13] XU Shao-yi, SHAO Hai-ming, LI Chuan-sheng, *et al.* A linear birefringence measurement method for an optical fiber current sensor[J]. *Sensors*, 2017, **17**(7): 1556.
- [14] HAGNESS S C, RAFIZADEH D, HO S T, *et al.* FDTD microcavity simulations: design and experimental realization of waveguide-coupled single-mode ring and whispering-gallery-mode disk resonators [J]. *Journal of Lightwave Technology*, 1997, **15**(11): 2154-2165.