

文章编号 1004-924X(2013)04-0987-13

微纳流体光波导及其在生物传感器中的应用

黎永前^{1*}, 苏磊¹, 满力¹, 寿宸¹, 叶芳¹, 徐征²

(1. 西北工业大学 空天微纳系统教育部重点实验室, 陕西 西安 710072;

2. 大连理工大学 辽宁省微纳技术及系统重点实验室, 辽宁 大连 116023)

摘要:微纳流体光波导融合了微观流体与微光学特征,能够在相同物理空间实现流体介质和微光学信息功能及结构的集成,是生物化学分析及生物传感器的关键器件。本文综述了微纳流体光波导研究现状及其在生物传感器和生物化学分析中的应用实例。论述了实现微纳流体光波导的全反射机理、多层干涉效应、抗谐振反射机理,以及基于上述机理实现的各种流体波导形式。重点分析了基于微纳流体层流效应的全流体波导,基于多层干涉效应的 Bragg 光波导、空心光子晶体波导、狭缝光流体波导、抗谐振反射光波导等多种波导的特点。指出狭缝光流体波导和抗谐振反射光波导具有更好的设计灵活性,且检测灵敏度高、可靠性好、易于集成制造,可望在生物传感器及微纳流体光学系统中得到更广泛的应用。

关键词:微纳流体;光波导;流体芯层;液体覆层;微流体沟道;折射率系数;Lab-on-Chip;热流体;集成光流体

中图分类号: TN252; TP212.3 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/OPE.20132104.0987

Optofluidic waveguides and their applications to biological sensors

LI Yong-qian^{1*}, SU Lei¹, MAN Li¹, SHOU Chen¹, YE Fang¹, XU Zheng²

(1. Key Laboratory of Micro/ Nano Systems for Aerospace of the Ministry of Education, Xi'an 710072, China;

2. Key Laboratory for Micro & Nano Technology and System of Liaoning Province, Dalian University of Technology, Dalian 116023, China)

* Corresponding author, E-mail: liyq.nwpu@gmail.com

Abstract: Optofluidic waveguides can integrate the functions and structures of fluid media and micro-optical information in the same physical space because of the fusion of the microfluidic/nanofluidics and the micro-optics. They have been the key devices for biochemical analysis and biosensors. This paper overviews the research status of the optofluidic waveguides and their applications to biochemical analysis and biosensors. It describes the basic principles to implement different fluid waveguides, such as total reflection principles, multi-layer interference effect and antiresonant reflecting mechanism, and gives a lots of waveguide forms according to the principles mentioned above. It focuses on the analysis of the characteristics of total fluid waveguides based on micro/nano fluidic layers, Bragg waveguides based on interference effect, hollow core photonic crystal waveguides, slit fluid waveguides and antiresonant reflecting waveguides. Finally, it points out that the latter two waveguides can be designed in flexibility and is characterized by higher sensibility, good reliability and

收稿日期: 2012-11-02; 修订日期: 2012-12-18.

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(No. 51175436); 西北工业大学基础研究基金资助项目(No. JC200811); 辽宁省微纳技术及系统重点实验室开放基金资助项目

easy to be fabricated, so that they are expected to widely used in biosensors and microfluidic/nanofluidic systems.

Key words: microfluidics; optical waveguide; liquid-core; liquid-cladding; microfluidic channel; refractive index; Lab-on-Chip; heating liquid; integrated optofluidic

1 引 言

作为微机械电子系统(MEMS)的重要发展方向,将微流体与微光学相结合形成的微流体光学在化学分析、物理光学、信息技术等领域具有广泛的应用前景^[1-2]。在生物化学分析及生物传感器应用领域中,相比于传统的分析方法,如气液相色谱仪^[3]、热能量式生物传感器^[4]、电化学生物传感器^[5]以及激光诱导荧光方法^[6]等,微流体光学系统具有以下优势:可以降低制作和使用成本;缩短分析时间;减少反应物和分析物的用量;减少潜在有害副产物的生成;提高分析效率和实验的准确性^[6-7]。此外,利用微流体器件及系统可以实现传统大型装置无法实现的某些研究功能^[2]。例如,为了对生理状态进行更准确的理解,只有使用与生理环境相同尺寸的分析装置,才能获得更准确的信息,而微流体通道能够模拟尺度在 $1\sim 100\ \mu\text{m}$ 的生物体内血管的流动状况。微流体光学系统深远的技术应用前景为科学研究者提供了无穷的研究动力。从 Yole Development 的市场研究报告中可以看出,2010 年~2014 年间相比其它的 MEMS 器件,微流体器件的市场需求上升的趋势尤其明显,预计 2016 年市场销售将突破 40 亿美元^[8]。随着对高灵敏度生物微传感器应用需求的不断增长^[7,9],微流体光学分析系统在分子诊断(临床诊断、免疫和 DNA 诊断)、药物发现、蛋白质和基因工程、环境检测等领域的研究范围将不断拓展^[6,10]。

与宏观光学系统不同,在微米到纳米尺度下,微纳流体光学系统中的固体、流体、固液界面、气液界面等因素均会对微光学的光强、波长、相位等信息产生影响。如光路中微流体管道固体壁面的反射或者折射、微流体管道几何结构的衍射效应、液体折射率系数波动、固液界面占空比,以及气-液界面或者液-液界面等。本文将这种“微纳流体系统对微光学信息光强、波长、相位的调制作用”定义为微纳流体光学调谐效应。微纳流体光

学调谐效应可望应用在许多方面:如利用两种折射率不同的液体界面,可以形成光流体开关器件^[11]、光流体环形谐振器^[12]、实现高分辨率芯片上光流体显微镜^[13]等;通过改变聚合物微管道内的流体介质性质,可以形成光调制器以及多路开关^[14]。利用染料流体的荧光特性,可以形成窄带波长可调的微流体激光芯片^[15];利用微流体管道中流体的运动特性,可以形成光学栅距可调的微流体光栅^[16]。光流体最有希望在生物传感器和生物检测器件中得到应用,基于小尺寸和微量样品特性的芯片实验室(Lab-on-Chip)是适合于进行单分子检测的理想方法^[17];由于该方法所具有的高灵敏度,使得其对生物传感器及其基础研究具有极大的吸引力。Lab-on-Chip 需要将流体和光学器件集成在芯片上,正如微通道是流体研究的核心器件,光波导是光学结构的关键器件,基于 Lab-on-Chip 的微型化集成思想,微纳流体光波导能够在相同物理空间实现流体介质和微光学功能结构的集成^[18],是芯片实验室的理想光学调谐效应平台。

如图 1 所示,本文将流体芯层光波导传光原理分为基于全内反射光波导和近来发展的相干干

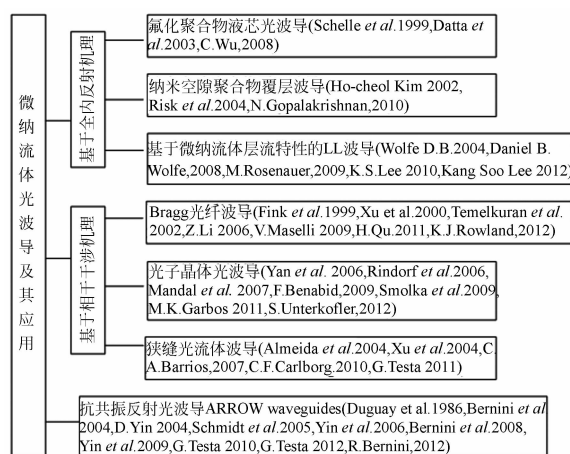


图 1 微纳流体光波导工作原理及其发展现状

Fig. 1 Work principle and developing progresses of optofluidic waveguide

涉光波导,以及抗共振反射光波导(Antiresonant Reflecting Optical Waveguide, ARROW),叙述其发展过程及典型应用,并分析其未来发展趋势及存在的问题。

2 基于全内反射机理的微纳流体光波导

基于全内反射机理的微纳流体光波导类似于光纤传光工作原理,其芯层介质折射率大于覆层介质折射率。光波从高折射率系数介质入射至低折射率系数介质,当入射角大于对应临界角时发生全反射,光波沿高折射率系数介质传输。氟化聚合物如 Teflon AF 折射率系数为 1.29,低于去离子水等液体的折射率系数,用于制作液体芯层波导的覆层。这种方法以 PDMS 为光波导覆层的基体材料,在微沟道基体表面涂覆 Teflon AF 薄膜^[19],在这种波导中容易实现低损耗光传输和染料荧光调谐检测^[20](Datta *et al.* 2003),其液芯尺寸控制在 200~500 μm ,Teflon AF 覆层厚度在微米数量级。由于 Teflon AF 覆层尺寸较难控制,这种液体芯层光波导为多模光波导。

S. Walheim^[21], Ho-cheol Kim^[22] 提出可控的多层纳米空隙聚合物制备方法,有机大分子被选择性地从有机/无机聚合物混合介质中去除,在高折射率系数聚合物材料中制备纳米空气空隙,纳米空隙尺寸直径为 10~15 nm,远小于可见光波长。覆层折射率系数反比于空隙体积率,采用紫外光图形化的方法制备纳米空隙聚合物,通过选择有机混合介质中的体积重量比,来控制固体薄膜中的空隙体积率,可以将纳米空隙聚合物材料的平均折射率系数控制在 1.15~1.37 之间^[23]。这种方法制备的流体光波导覆层介质可以实现流体波导中光模数调谐,以及光强和光耦合效率调谐^[21-22]。这种液体波导具有折射率系数调节范围宽的特点,适用于微纳流体液体平面光波导的低损耗光模式传输,实现液体芯层中的荧光高效收集和传输^[21],可以作为 Teflon AF 覆层替代材料制备生物传感器^[25]。旋涂在硅基底上的纳米空隙介质薄膜组成的覆层和液体芯层波导如图 2 所示。

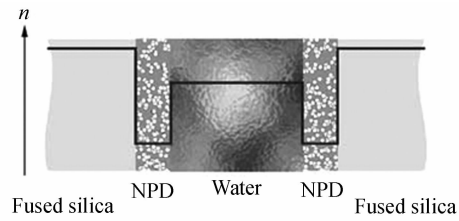


图2 沉积在硅基底上的低折射率系数纳米空隙介质层作为流体波导的覆层^[24]

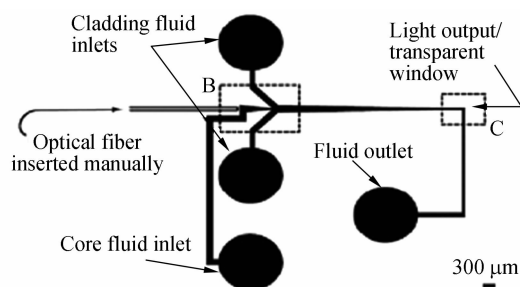
Fig. 2 Refractive index profile of waveguides having an aqueous core and a nanoporous cladding with low-index Nanoporous Dielectric (NPD) film deposited on a fused silica substrate^[24]

3 基于微纳流体层流特性的全流体光波导

当微管道的几何尺寸在微米甚至纳米数量级时,其中的运动流体雷诺数在 0.001~1 之间^[3,26],远小于紊流临界雷诺数,表现为流体运动方程中的黏滞力占主导地位,使得微纳米尺度微管道中流体具有明显的层流特性^[26],两种或多种不同流体在通道中能够保持自身流型不变,而只在流体接触界面上发生反应或分子扩散现象。这种微流体层流现象具有较高的稳定性和重现性,已经开展于大量的应用研究探索^[27-29]。

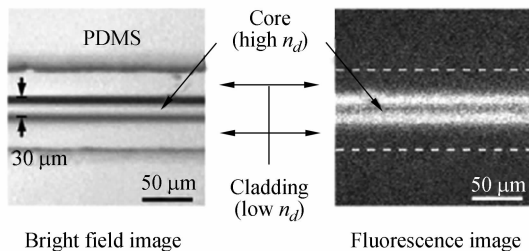
当 2 种不同折射率系数液体分别进入微管道时,由于上述层流特性使得流体介质之间存在稳定的折射率梯度区域,可分别作为液体波导芯层和覆层,同样基于全反射机理形成全液体(Liquid cladding-Liquid Core waveguides, L-L)光波导。Daniel B. Wolfe 等人提出了基于不同液体折射率系数差的波导结构,在 PDMS 微管道中分别采用折射率系数为 1.445 的氯化钙溶液和折射率系数为 1.335 的纯净水作为芯层和覆层,实现折射率梯度为不同化学性质流体的全反射型光波导^[30],如图 3 所示。其折射率差约为 0.011 2,当芯层流体尺寸约为 10 μm 时得到单模光传输(波长 780 nm)。L-L 波导受芯层-覆层界面的波动和扩散影响,如芯层流体和覆层流体之间的相互混合和检测样品分子扩散引起的折射率差变化。在波长 400~1 100 nm 之间,液体界面间的光散射引起的光损耗小于 1dB/cm。在液体芯层波导

中,由于光程较长使得将光流体波导芯片用于吸收光谱测量时具有较高的灵敏度;此外,流体之间的层流特性使得光学界面光滑,可以减小沟道表面质量对波导损耗的影响。基于此原理的全液体波导已经实现光开关^[30](Wolfe et al. 2004)、波长调制器^[31](Wolfe et al. 2005)、集成的荧光光源^[32](Vezenov et al. 2005)、光路分光^[31](Wolfe et al. 2005)等多种形式的微纳流体光学器件。



(a) 微流体通道及流体输运分布

(a) Diagram of microfluidic channel to sandwich flowing core liquid between flowing slabs of cladding fluid



(b) L-L 波导内的光强度场分布示意图

(c) 光波导芯层被荧光染色后光强度示意图

(b) Optical micrograph (c) Fluorescence micrograph of L-L waveguide in microchannel

图 3 不同折射率系数液体的全液体光波导(L-L 波导)实现原理及结果^[30]
Fig. 3 Liquid/liquid (L-L) waveguide systems working on different refractive indexes(dotted lines indicate the location of walls of microchannel^[30])

基于液体芯层和液体覆层结构的全液体 L-L 波导,由于芯层和覆层为连续流体介质,使得这种波导结构对光信息具有较好的调谐能力,通过调整流速或者流体种类,可以得到实时的柔性波

导特性^[30]。波导中光模数计算公式如下:

$$\frac{2\pi}{\lambda} h \sqrt{n_1^2 - N^2} = m\pi + 2\arctan \sqrt{\frac{N^2 - n_0^2}{n_1^2 - N^2}} \quad (1)$$

其中, λ 为输入波长, n_1 为芯层折射率, n_0 为覆层折射率, m 为传输模数, h 为芯层几何尺寸。在微流体管道中调整芯层和覆层液体的相对厚度,即可调整光波导模数。从上述公式可见:(1)通过在微管道中引入不同特性的流体介质,芯层和覆层的光学性质(如折射率、吸收性和荧光性)和物理性质(如磁感应和电传导率)可以灵活地改变;(2)液体芯层尺寸的动态调整影响波导的传输模数,芯层和覆层流体的速度差决定了 L-L 波导中的光模式;(3)覆层流体和多个芯层流体可动态组合,可以灵活控制液体芯层波导的结构尺寸,而且可以形成两层或者更多层光波导,籍此实现灵活的光耦合与光开关;(4)液-液界面的光滑连续性消除了固体波导界面的不规则结构对光传输的影响,减小了光散射损耗。试验发现只有在十字交叉的位置,PDMS 沟道的壁面不平整性才会影响液体界面的形状;当沟道壁面的粗糙度小于整个沟道宽度的 5%时,流体芯层和覆层界面对光传输的影响可以忽略不计^[30]。同时芯层氯化钙溶液的折射率大于固体 PDMS 的折射率(1.40),即使光透过液体介质芯层接近沟道壁,光也不会从液体芯层透射出。存在的问题是流体介质间的分子扩散和热扩散会影响波导折射率梯度的稳定性,使得该波导光路长度小于 1 cm。

不同流体形成的流体波导也被用于粒子分离^[33]以及瞬逝波传感器^[34]。如图 4 所示,高折射率系数粒子在正梯度力作用下流向芯层流体,而低折射率系数粒子在相反作用力下流向覆层^[35]。如图 5 所示,基于流体波导的瞬逝波传感器包括三层流体,波长为 632.8 nm 的光被耦合进芯层流体,检测样品被引入到其中一个覆层,输出光强度分布模式随样品浓度而变化,该方法适用于实时、非标记的样品检测^[34]。

相对于上述不同流体介质化学性质梯度的 L-L 波导,也可以采用不同温度的同种液体形成全液体光波导的芯层流体和覆层流体^[10,36]。如图 6 所示,同样基于微流体的层流特性,通过 3 个进液通道引入不同温度的同种流体,温度梯度区域即为折射率梯度区域。由于液体折射率是温度

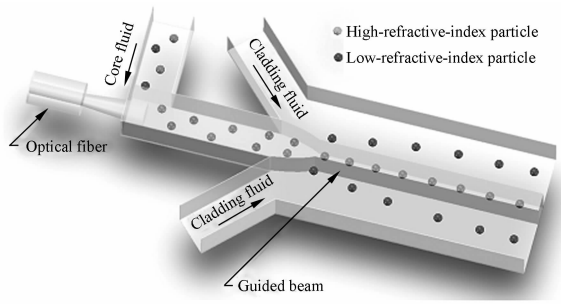
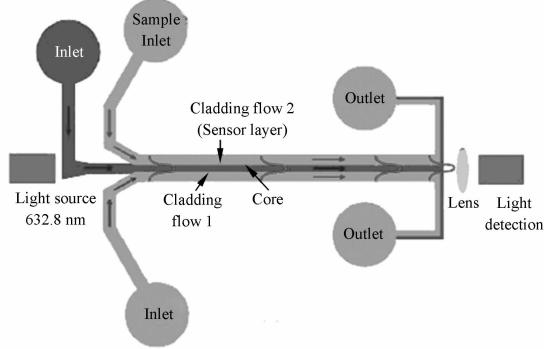


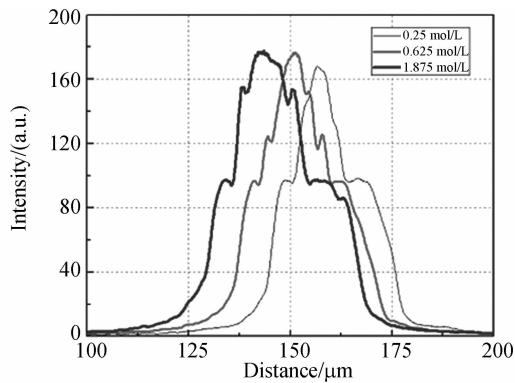
图 4 流体液芯波导用于不同折射率系数的粒子分离^[33]

Fig. 4 Particle separation^[33] with different refractive index manipulated by liquid-core/liquid-cladding (L-L) waveguide



(a) 全流体光波导示意图^[38]

(a) Schematic diagram of liquid/liquid waveguide sensor



(b) 反应样品浓度导致输出及其输出光强轮廓偏移的变化

(b) Measured light intensity distribution with different concentrations

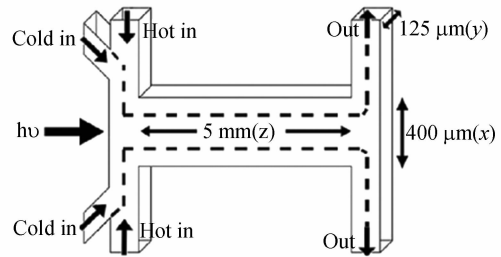
图 5 全流体光波导传感器

Fig. 5 Liquid/Liquid waveguide sensor

的函数,在去离子水等液体芯层中,可实现折射率梯度全反射型光波导^[36]。同样由于流体温度梯度和流体速度的可控性使得这种波导结构对光信

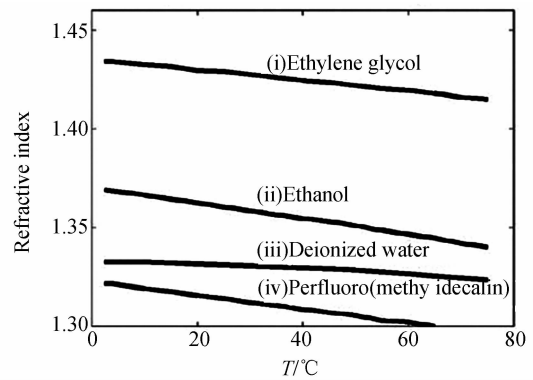
息具有较好的调谐能力。

基于小雷诺数微流体的层流特性实现全流体光波导,微流体的驱动控制是其关键技术。由于相邻流体间分子扩散、热扩散会影响全流体光波导折射率梯度的稳定性,随着波导长度的增加其产生的折射率系数差会急剧减小,估计在温度梯度型全流体光波导中这种现象会更明显。通过调整驱动压力差,精确控制芯层和覆层微流体的运动速度差^[30, 36],同时选择芯层和覆层流体之间的密度差、温度差实现稳定的折射率梯度。



(a) 基于热梯度场全流体光波导结构示意图

(a) Microfluidic channel used for thermally generated optical waveguides. (The dotted line shows the boundary between hot and cold liquids under laminar flow conditions)



(b) 几种不同液体折射率系数表现为温度的线性函数

(b) Refractive indices of typical liquids measured as a function of temperature

图 6 基于热梯度场原理的全流体光波导工作原理^[36]

Fig. 6 Optical waveguides sensor on thermal gradient field^[36]

光流体波导由芯层流体和两层鞘流构成,仅在二维平面上实现光波约束,这降低了光流体波导内的全反射效率,还不能称之为完全意义上的全流体波导^[37]。为了克服二维光流体波导的限制,提出了三维波导结构,将相互垂直的两束鞘

流用于流体波导覆层^[38-39]。

4 基于干涉机理的微纳流体光波导

基于光干涉机理的流体波导原理如图 7 所示,其中 n_1, n_2 为 2 种波导覆层介质折射率系数, Λ 为周期长度, n_c 为芯层液体介质折射率系数,其波导覆层介质为 2 种折射率系数 (n_1, n_2) 的固体介质多层重叠,某波长电磁波在多层覆层介质界面处多次反射,发生相干性干涉和非相干性干涉,使得光能量被限制在波导中。图 8 所示的波导覆层为满足 Bragg 反射或者透射条件的多层格栅结构,是典型的干涉机理流体光波导。Bragg 光栅流体波导的输出光谱特性是波导芯层流体或者覆层流体介质折射率系数的函数,基于此原理实现的有光纤状或者平面 Bragg 波导结构,空气芯层 Bragg 光纤波导用于 CO₂ 激光器的医学仪器上,芯层直径为 2 mm,覆层为碲(Tellurium)金属和聚合物形成的多层结构^[41]。Bragg 流体波导芯层流体折射率系数的变化在引起波导传输谐振波发生频移的同时,会使其强度发生衰减^[42],可利用频移对流体波导界面折射率系数敏感的特性进行环境监测^[43],其对流体折射率系数测量的敏感度达到 1 400 nm/RIU,该值与表面等离子谐振波传感器 (SPR) 的测量敏感度相当^[44]。飞秒激光制备技术提高了 Bragg 光栅波导与微流体沟道的加工精度,使得 Bragg 光栅波导可用于微流体沟道与光波导之间的瞬逝波谐振偏移测量,其检测折射率系数敏感度达到 1.2×10^{-4} ^[45]。流体芯层的 Bragg 光波导相对于其它光流体波导制作工艺较复杂、结构精度较难控制。藉此实现的光源频率以及相位调谐,可以得到稳定的多波长窄带光源^[1,15]。

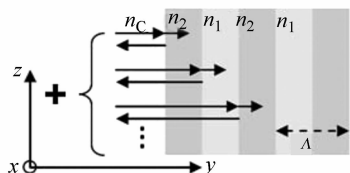


图 7 基于干涉机理的微流体光波导工作原理^[19]
Fig. 7 Schematic of multiple interfering partial reflections from periodic dielectric multilayer stack^[19]

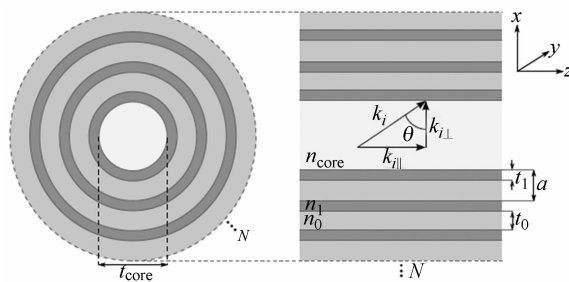
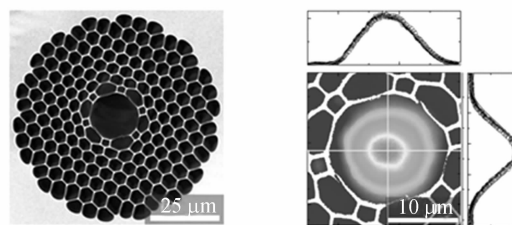
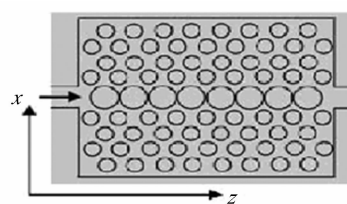


图 8 液芯 Bragg 光纤结构示意图(右图表示任意平面型液芯 Bragg 光波导结构)^[40]
Fig. 8 Schematic of Bragg fiber with liquid core(The right represent an arbitrary planar low-index core Bragg waveguide)^[40]



(a)空心光子晶体光纤波导结构 (b)输出光强度分布模式 (1 064 nm),强度截面图表示在上方和右方^[46]
(a) SEM of HC-PCF structure, inter-hole spacing 4.7 micrometers and hydraulic radius 8.7 micrometers (b) Mode intensity profile measured at fiber output at 1 064 nm measured profiles are fitted to fundamental mode



(c)2D 光子晶体(预视图)^[18]
(c) 2D planar photonic crystal (top view) ^[18]

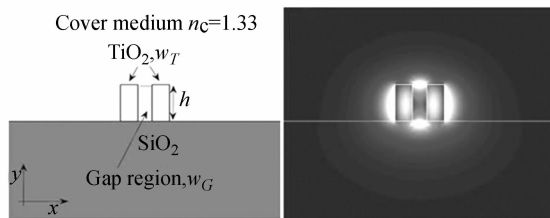
图 9 空心光子晶体波导

Fig. 9 Hollow-core photo crystal fiber waveguide

空心光子晶体光波导 (Hollow-core Photo Crystal Fiber Waveguide, PCF) 结构如图 9 所示,在硅等半导体材料中环绕芯层排列规则的空隙结构形成波导覆层,其芯层直径在 5~20 micrometers 之间,空隙以及芯层结构决定了这种光波导的传光特性^[46]。空心 PCF 的芯层或者覆层中的空隙

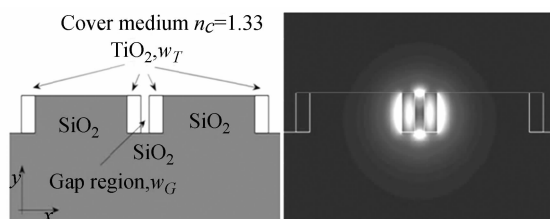
结构均可成为流体通道,实现纳米数量级的液体波导。以波导覆层空隙结构为流体通道,实现的光调谐效应可用于表面增强拉曼检测^[47],以及纳米光波导光调谐特性研究^[48](Rindorf et al. 2006)。以波导芯层为液体介质的空心 PCF 用于荧光光谱检测^[49],以及纳米粒子引起的光散射特性调谐^[50]。光子晶体芯层流体光波导可应用于微米尺度粒子的结构尺寸、折射率系数、密度测量,以及化学反应、荧光检测等方面的研究^[46,51]。

二维光子晶体波导通过流体控制调谐波导内的光子特性,以实现纳米流体光学调谐作用^[52]。关于空心光子晶体波导的量子光学及非线性光学应用的深入研究,推动了其传光机理的研究^[53],使得光子晶体光波导有望和其它微纳流体芯片进行光学调谐效应的功能集成,实现纳米空间的流体控制,建立流体介质 Raman 激光源及 Raman 散射光谱测量系统平台^[54]。空心光流体光子晶体波导与质谱仪联合使用,可实现微量样品分子结构识别^[55],以及纳米体积光化学反应检测^[56-57]。



(a) TiO₂ 为基体狭缝波导

(a) Slot waveguide (substrate is TiO₂)



(b) 表面狭缝波导结构

(b) Waveguide structure of Layer-slot

图 10 狭缝波导及其输出光强轮廓

Fig. 10 Slot waveguide and its output intensity profile

上述流体光波导液体芯层尺寸在几十到几百微米数量级,狭缝光流体波导结构可以得到数百纳米的流体芯层^[58],也可以实现气体芯层流体光波导^[59],其结构及波导输出光场强度分布如图

10 所示。狭缝波导结构液体芯层的介质折射率低于相邻覆层的介质折射率,实现这种波导的关键在于:(1)液芯介质的宽度小于瞬逝波的穿透深度,即芯层介质尺寸约为 100 nm 数量级;(2)2 种介质界面的电磁场边界条件使得传输光偏振化(TM mode)。在这种液体芯层中,电场强度和 2 种介质折射率系数之比的二次方成正比。选择折射率比值较大的介质界面(如硅/空气界面),约 30% 光能量在 100 nm 的液体芯层中传播。这种瞬逝波增强效应对于分子检测具有极大的吸引力,可以实现类似光开关的能量调谐^[58]。由于 100 nm 的液体芯层小于瞬逝波的传输距离,可以实现入射光子能量聚焦,在蛋白质检测以及分子化学实验中可望实现高分辨率的微光调谐效应。这种结构用于流体传感器,微管道同时用作光波导芯层和流体通道,使得生物样品在较长的实验腔体内实现动态过程光检测。

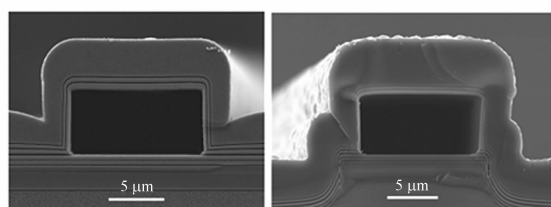
具有较大折射率系数对比度的介质界面,可以将光波约束在折射率系数较低的纳米尺度区域^[60-61]。对电磁波场的约束效应提高了电磁波与低折射率系数介质之间的相互作用,使其适用于集成在 Lab-on-Chip 芯片中,应用于生物化学和环境监测^[62],尤其是要求实现单分子高灵敏度检测的场合^[43,63]。结构设计适用于可见光谱(635 nm)范围的狭缝波导有效提高了光与被分析检测对象之间的相互作用,表面狭缝(Layer-slot)波导结构如图 10 所示,其优点是制备工艺简单^[64]。

5 ARROW 微流体光波导光学调谐效应

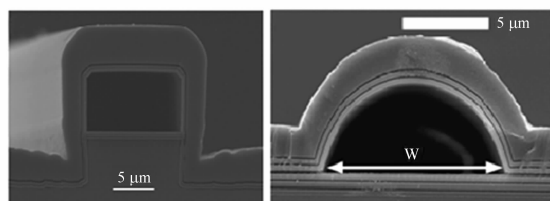
Duguay 在硅基底材料固体光波导中提出抗谐振反射光波导(Antiresonant Reflecting Optical Waveguides, ARROW)的概念^[65],随后应用在半导体的激光器中^[66]。光线从低折射率芯层 n_c 进入高折射率覆层 n_i ,当覆层厚度满足相位偏移匹配条件(指光传播往返行程的相位变化),光线返回低折射率芯层的效率提高,使得给定波长光线在低折射率系数介质中实现低损耗传输^[67]。满足 Fabry-Perot(F-P)反射条件的第 i 层覆层厚度 d_i 符合如下公式^[68],

$$d_i = \frac{\lambda}{4n_i} (2N+1) \left[1 - \frac{n_c^2}{n_i^2} + \frac{\lambda^2}{4n_i^2 d_c^2} \right]^{-0.5} \quad (2)$$

其中, n_i 和 n_c 分别为覆层和芯层介质的折射率系数。DeLonge 实现了 $400 \mu\text{m}^2$ 空心毛细管中的光线传输^[69], 随后各种制备 ARROW 流体波导覆层结构的工艺被采用, 包括原子层沉积^[70] 和化学气相沉积方法^[71]。如图 11 所示, 芯层流体腔结构截面有矩形空腔和半弧形空腔^[72-73]。在各种空腔结构中, 围绕空腔覆层厚度的一致性、其轴向对称性, 以及制备 F-P 干涉层的工艺是影响 ARROW 流体光波导损耗的关键, 图 11 插图顺序反映了波导损耗降低的发展过程。相比于平面基底上制备的光波导, 预刻蚀台阶基底上 ARROW 波导侧壁与底部结构一致性提高; 而相比于矩形空腔结构, 弧形空腔 ARROW 流体波导具有较好的机械性能, 此外其模式耦合效率, 波导损耗以及偏振非敏感性方面优于前者。横截面面积在 $4.5 \mu\text{m}^2$ 时具有单模低损耗特性, 可以得到 0.26 dB/cm 的模损耗^[72], 同时其输出光强场近似为周向对称性分布。半导体材料和聚合物混合的 ARROW 波导结构制备工艺简单, 同时聚合物材料的透光性使得使用片外光源激发及检测成为可能^[74]。



(a) ARROW 空心波导结构 (b) 平面基底上
(a) ARROW hollow waveguide structure (b) Planar base



预刻蚀台阶基底上^[80] (d) 弧形截面的空心 ARROWs^[77]
(c) Pre-etch step substrate^[80] (d) Hollow-core ARROWs with arch-shaped cross sections^[77]

图 11 由 SiO_2 和 SiN 制备的 ARROW 空心波导结构
Fig. 11 ARROW hollow waveguide
(Light gray: SiO_2 ; dark gray: SiN)

液体芯层 ARROW 波导的光波传输特性由多层覆层折射率系数及其厚度决定, 因此适用于各种芯层液体和气体介质, 是实现全光流体波导的理想方法, 同时基于硅基体的半导体集成制作工艺^[75], 便于与光探测器集成的特点, 对于光流体检测应用具有极大的吸引力。多模光波导 ($d_c > 100 \mu\text{m}$)^[76] 和单模光波导 ($d_c < 10 \mu\text{m}$)^[77] 已经得到试验应用。基于液体芯层的 ARROW 微纳光波导的光相位调制, 被应用于液体折射率系数敏感传感器^[78] 和血细胞计数器^[79]、生物分析和原子光谱仪^[80]。Holger Schmidt 和 Aaron R. Hawkins 提出基于 ARROW 的交叉型光波导^[71], 其频移特性被用于平面光束波导的单分子检测^[81]。由 ARROW 波导组成的 Mach-Zehnder 结构可以提高干涉测量的灵敏度, Romeo Bernini 等人制作出基于 ARROW 微流体光波导的 Mach-Zehnder 干涉仪, 其传输光谱测量结果表明, 在 633 nm 光源时可以得到 $10^{-4} \sim 10^{-5}$ 数量级测量分辨率, 液体测量体积达到 0.16 nl ^[82-83]。该种微纳流体调谐干涉仪可以应用于生物分析中, 测量折射率系数在 $1.23 \sim 1.45$ 的生物样品^[84]。F. Prieto 等采用微纳流体光波导调谐效应, 进行了 M-Z 干涉仪下蛋白质的相互作用检测^[85]。

ARROW 波导具有明显的偏振调谐特性, 对 TM_0 模及高阶模有很强的抑制能力, 而对 TE_0 模具有较好的传输性, 仅传输满足抗谐振反射条件的特定波长电磁波。基于 ARROW 机理的光波导具有两个有益性能, 其一可以实现气体芯层波导, 可以得到更低的波导损耗 (1.54 dB/cm , 波长 785 nm)^[86], 这是其他类型微纳流体光波导目前无法实现的功能; 其二, 基于多层 F-P 干涉效应的抗反射干涉层结构具有优异的约束光能力, 使其沿波导方向传输光发散角小, 可以得到更长的传光光程, 已经实现波导长度达到 15 mm 的全流体波导芯层^[75]。可以和其它光流体器件集成, 使得基于 ARROW 机理的全流体芯层光波导有望成为 Lab-on-chip 微光流体系统的主要结构^[80, 87-88]。

6 结论与展望

基于微流体光波导及其光学调谐效应的微光

流体系统在生化分析、光通信、光谱计量等领域均有研究报告,这显示出微流体光调谐效应的基础性。Lab-on-Chip 是生物医学领域实验科学的一种理念,用以描述仪器的微型化、集成化和使用的普及化,其发展趋势是微流体芯片与光学检测器件的集成,及其检测灵敏度、响应速度以及实时测量功能的提高。到目前为止,基于微光流体分析芯片的光学检测方法基本还是在片外进行的,微流动分析系统只能在实验过程的某个方面实现微型化和自动化,整个系统的集成化还远未实现,尤其是微光源以及光信息调制过程。

二维鞘流技术在微沟道中实现二维平面全流体光波导,其光程损失仍受到芯层与沟道固体壁面接触的影响,从而给三维流体光波导的制备及应用带来挑战。微流体层流控制技术为流体波导传输模式调谐性提供了手段,同时基于温度梯度、

折射率系数梯度的层流控制是实现全流体光波导的瓶颈问题。基于微流体波导的窄带辐射光源及其调谐性是集成化生物传感器需要解决的关键^[89]。微流体光波导的主要应用将集中在生物传感器、集成微全分析系统。从微流体生物大分子、以及生物细胞的高灵敏度探测需求出发,研究基于光流体介质的微流体激光源、微管道结构光学调谐效应、偏振光调谐效应及其测量机理,以及与微纳体光流波导集成技术,将为生物微机电系统(BioMEMS)的集成化提供理论基础和技术支撑。

7 致 谢

感谢丁丽娟、郭海文同学在前期研究中的有益工作。

参考文献:

- [1] DEMETRI PSALTIS, QUAKE S R. Insight review: developing optofluidic technology through the fusion of microfluidics and optics [J]. *Nature*, 2006, 442: 381-384.
- [2] MONAT C, DOMACHUK P, EGGLETON B J. Integrated optofluidics: a new river of light [J]. *Nature Photonics*, 2007, 1: 106 -114.
- [3] KORFMACHER W A. Foundation review: Principles and applications of LC-MS in new drug discovery [J]. *Drug Discov Today*, 2005, 10: 1357 -1367.
- [4] RAMANATHAN K, DANIELSSON B. Principles and applications of thermal biosensors [J]. *Biosensors and Bioelectronics*, 2001, 16: 417 -423.
- [5] POHANKA M, SKLÁDAL P. Electrochemical biosensors-principles and applications [J]. *J. Appl. Biomed*, 2008, 6: 57 -64.
- [6] KUSWANDI B, NURIMAN, HUSKENS J, et al. . Optical sensing systems for microfluidic devices: A review [J]. *Analytica chimica acta*, 2007, 601: 141 -155.
- [7] ERICKSON D, MANDAL S, YANG A H J, et al. . Nanobiosensors: optofluidic, electrical and mechanical approaches to biomolecular detection at the nanoscale [J]. *Microfluid Nanofluidics*, 2008, 4: 33 -52.
- [8] YOILE DEVELOPMENT. Emerging markets for microfluidic applications in life sciences and in-vitro diagnostics [R]. Micromachine Summit, 2010.
- [9] PANG L, CHEN H M, FREEMAN L M, et al. . Optofluidic devices and applications in photonics, sensing and imaging [J]. *Lab Chip*, 2012, 12: 3543 -3551.
- [10] WHITESIDES G M, The origins and the future of microfluidics [J]. *Nature*, 2006, 442: 368 -373.
- [11] SONG W, PSALTIS D. Pneumatically tunable optofluidic 2X2 switch for reconfigurable optical circuit [J]. *Lab Chip*, 2011, 11: 2397 -2402.
- [12] YANG A H J, ERICKSON D. Optofluidic ring resonator switch for optical particle transport [J]. *Lab Chip*, 2010, 10: 769 -774.
- [13] HENG X, ERICKSON D, BAUGH LR, et al. . Optofluidic microscopy—a method for implementing a high resolution optical microscope on a chip [J]. *Lab on a Chip*, 2006, 6: 1274 -1276.
- [14] CAMPBELL K, GROISMAN A, LEVY U, et al. . A microfluidic 2X2 optical switch [J]. *App. Phys. LET*, 2004, 85: 6119 -6121.
- [15] LI Z, ZHANG Z, SCHERER A, et al. . Mechanically tunable optofluidic distributed feedback dye laser [J]. *Opt. Express*, 2006, 14: 10494 -10499.
- [16] YU J Q, YANG Y, LIU A Q, et al. . Microfluidic droplet grating for reconfigurable optical diffrac-

- tion [J]. *Opt. Lett.*, 2010, 35: 1890-1892.
- [17] ERICKSON D. Special issue on Optofluidics [J]. *Microfluidics and Nanofluidics*, 2008, 4: 1-2.
- [18] SCHMIDT H, HAWKINS A R. Optofluidic waveguides: I. Concepts and implementations [J]. *Microfluid Nanofluid*, 2008, 4: 3-16.
- [19] DATTA A, EOM I, DHAR A, *et al.*. Microfabrication and characterization of teflon AF-coated liquid core waveguide channels in silicon [J]. *IEEE, Sens J*, 2003, 3: 788-795.
- [20] WU C, GONG G. Fabrication of PDMS-based nitrite sensors using teflon AF coating microchannels [J]. *IEEE, Sensors Journal*, 2008, 8: 465-469.
- [21] WALHEIM S, SCHAFFER E, MLYNEK, J *et al.*. Nanophase-separated polymer films as high-performance antireflection coatings [J]. *Science*, 1999, 283: 520-522.
- [22] KIM H C, WILDS J B, KRELLER C R, *et al.*. Fabrication of multilayered nanoporous poly(methyl silsesquioxane) [J]. *Advanced Materials*, 2002, 14: 1637-1639.
- [23] GOPALAKRISHNAN N, SAGAR K S, CHRISTIANSEN M B, *et al.*. UV patterned nanoporous solid-liquid core waveguides [J]. *Opt Express*, 2010, 18: 12903-12908.
- [24] RISK W P, KIM H C, MILLER R D, *et al.*. Optical waveguides with an aqueous core and a low-index nanoporous cladding [J]. *Opt. Expression*, 2004, 12: 6446-6455.
- [25] KORAMPALLY V, MUKHERJEE S, HOSSAIN M, *et al.*. Development of a miniaturized liquid core waveguide system with nanoporous dielectric cladding-a potential biosensing platform [J]. *Sensors Journal, IEEE*, 2009, 9: 1711-1718.
- [26] JUNEMO K. Liquid flow in microchannels: experimental observations and computational analyses of microfluidics effects [J]. *J. Micromech. Microeng.*, 2003, 13: 568.
- [27] WEIBEL D B, WHITESIDES A. Applications of microfluidics in chemical biology [J]. *Curr. Opin. Chem. Biol.*, 2006, 10: 584-591.
- [28] BEEBE D J, GLENNYS A. MENSING, *et al.*. Physics and applications of microfluidics in biology [J]. *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, 2002, 4: 261-286.
- [29] YANG Y, LIU A Q, CHIN L K, *et al.*. Optofluidic waveguide as a transformation optics device for lightwave bending and manipulation [J]. *Nature Communication*, 2012, 3: 651.
- [30] WOLFE D B, CONROY R S, GARSTECKI P, *et al.*. Dynamic control of liquid-core/liquid-cladding optical waveguides [J]. *P Natl Acad Sci Usa*, 2004, 101: 12434-12438.
- [31] WOLFE D B, VEZENOV D V, MAYERS B T, *et al.*. Diffusion-controlled optical elements for optofluidics [J]. *Appl Phys Lett*, 2005, 87: 181105.
- [32] VEZENOV D B, MAYERS B T, WOLFE D B, *et al.*. Integrated fluorescent light source for optofluidic applications [J]. *Appl Phys Lett*, 2005, 86: 41104.
- [33] KANG S L, SANG Y Y, KYUNG H L, *et al.*. Optofluidic particle manipulation in a liquid-core/liquid-cladding waveguide [J]. *Optics Express*, 2012, 20: 17349.
- [34] LI X C, WU J, LIU A Q, *et al.*. A liquid waveguide based evanescent wave sensor integrated onto a microfluidic chip [J]. *Appl Phys Lett*, 2008, 93: 193901.
- [35] LEE K S, YOON S Y, LEE K H, *et al.*. Radiation forces on a microsphere in an arbitrary refractive index profile [J]. *J. Opt. Soc. Am. B*, 2012, 29: 407-414.
- [36] TANG S K Y. Optical waveguiding using thermal gradients across homogeneous liquids [J]. *Appl. Phys Lett*, 2006, 88: 61112.
- [37] ROSENAUER M, VELLEKOOP M J. A versatile liquid-core/liquid-twin-cladding waveguide micro flow cell fabricated by rapid prototyping [J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2009, 95: 163702-163703.
- [38] TAKIGUCHI H, ODAKE T, OZAKI M, *et al.*. Liquid/Liquid optical waveguides using sheath flow as a new tool for liquid/liquid interfacial measurements [J]. *Appl. Spectrosc.*, 2003, 57: 1039-1041.
- [39] LEE K S, KIM S B, LEE K H, *et al.*. Three-dimensional microfluidic liquid-core/liquid-cladding waveguide [J]. *Appl Phys Lett*, 2010, 97: 21109.
- [40] ROWLAND K J, AFSHAR S, STOLYAROV A, *et al.*. Bragg waveguides with low-index liquid cores [J]. *Opt Express*, 2012, 20: 48-62.
- [41] FINK Y, RIPIN D J, FAN S, *et al.*. Guiding op-

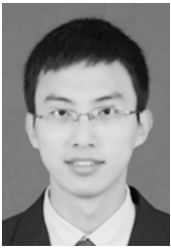
- tical light in air using an all-dielectric structure [J]. *J Lightwave Technol.*, 1999, 17:2039-2041.
- [42] ROWLAND K J, AFSHAR S V, STOLYAROV A, *et al.*. Spectral properties of liquid-core Bragg fibers [C]. *Conference on Lasers and Electro-Optics/International Quantum Electronics Conference, Optical Society of America*, 2009.
- [43] PARKER R M, GATES J C, SMITH P, *et al.*. Optofluidic Bragg grating sensor for monolayer detection [C]. *International Conference on Lasers and Electro-Optics, Baltimore, USA*, 2009.
- [44] QU H, SKOROBOGATIY M. Liquid-core low-refractive-index-contrast Bragg fiber sensor [J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2011, 98: 201113-201114.
- [45] MASELLI V, GRENIER J R, HO S, *et al.*. Femtosecond laser written optofluidic sensor: Bragg grating waveguide evanescent probing of microfluidic channel [J]. *Opt Express*, 2009, 17: 11719-11729.
- [46] GARBOS M K, EUSER T G, RUSSELL P S J. Optofluidic immobility of particles trapped in liquid-filled hollow-core photonic crystal fiber [J]. *Opt Express*, 2011, 19: 19643-19652.
- [47] YAN H, GU C, YANG C, *et al.*. Hollow core photonic crystal fiber surface-enhanced Raman probe [J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2006, 89: 204101.
- [48] RINDORF L, JENSEN J B, DUFVA M, *et al.*. Photonic crystal fiber long-period gratings for biochemical sensing [J]. *Opt. Express*, 2006, 14: 8224-8231.
- [49] SMOLKA S, BARTH M. Selectively coated photonic crystal fiber for highly sensitive fluorescence detection [J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2007, 90: 111101.
- [50] MANDAL S E D. Optofluidic transport in liquid core waveguiding structures [J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2007, 90:184103.
- [51] SMOLKA S, BARTH M, BENSON O. Highly efficient fluorescence sensing with hollow core photonic crystal fibers [J]. *Opt Express*, 2007, 15: 12783-12791.
- [52] ERICKSON D, ROCKWOOD T, EMERY T, *et al.*. Nanofluidic tuning of photonic crystal circuits [J]. *Opt. Lett.*, 2006, 31:59-61.
- [53] BENABID F, ROBERTS P J, COUNY F, *et al.*. Light and gas confinement in hollow-core photonic crystal fibre based photonic microcells [J]. *J. Eur. Opt. Soc.*, 2009, 4:1-9.
- [54] WANG Y Y, COUNY F, LIGHT P S, *et al.*. Compact and portable multiline UV and visible Raman lasers in hydrogen-filled HC-PCF [J]. *Opt. Lett.*, 2010, 35:1127-1129.
- [55] UNTERKOFLE S, MCQUITTY R J, EUSER T G, *et al.*. Optofluidic hollow-core photonic crystal fiber coupled to mass spectrometry for rapid photochemical reaction analysis [C]. *Lasers and Electro-Optics*, 2012.
- [56] CHEN J S Y, EUSER T G, FARRER N J, *et al.*. Photochemistry in photonic crystal fiber nano-reactors [J]. *Chemistry-A European Journal*, 2010, 16:5607-5612.
- [57] UNTERKOFLE S, MCQUITTY R J, EUSER T G, *et al.*. Microfluidic integration of photonic crystal fibers for online photochemical reaction analysis [J]. *Opt. Lett.*, 2012, 37:1952-1954.
- [58] ALMEIDA V R, XU Q, BARRIOS C A, *et al.*. Guiding and confining light in void nanostructures [J]. *Opt. Lett.*, 2004, 29: 1209-1211.
- [59] XU Q, ALMEIDA V R, PANEPUCCI R R, *et al.*. Experimental demonstration of guiding and confining light in nanometer-size low-refractive-index material [J]. *Opt. Lett.*, 2004, 29:1626-1628.
- [60] BARRIOS C A. Optical slot-waveguide based biochemical sensors [J]. *Sensors*, 2009, 9:4751-4765.
- [61] CARLBORG C F, GYLFASON K B, KAZMIERCZAK A, *et al.*. A packaged optical slot-waveguide ring resonator sensor array for multiplex label-free assays in labs-on-chips [J]. *Lab Chip*, 2010, 10: 281-290.
- [62] BARRIOS C A, GYLFASON K B, SCHEZ B, *et al.*. Slot-waveguide biochemical sensor [J]. *Opt. Lett.*, 2007, 32:3080-3082.
- [63] DELL'OLIO F, PASSARO V M. Optical sensing by optimized silicon slot waveguides [J]. *Opt. Express*, 2007, 15: 4977-4993.
- [64] TESTA G, BERNINI R. Slot and layer-slot waveguide in the visible spectrum [J]. *Journal of Lightwave Technology*, 2011, 29:2979.
- [65] DUGUAY M A, KOKUBUN Y, KOCH T, *et al.*. Antiresonant reflecting optical waveguides in SiO₂ -

- Si multilayer structures [J]. *Appl. Phys. Lett.*, 1986, 49:13-15.
- [66] MAWST L J, BOTEZ D, ZMUDZINSKI C, *et al.*. Design optimization of ARROW-type diode lasers [J]. *IEEE Phot. Technol. Lett.*, 1992:1204-1206.
- [67] YIN D, SCHMIDT H, BARBER J, *et al.*. Integrated ARROW waveguides with hollow cores [J]. *Opt Express*, 2004, 12: 2710-2715.
- [68] ARCHAMBAULT J L, BLACK R J, LACROIX S, *et al.*. Loss calculations for antiresonant waveguides [J]. *J. Lightwave Technol.*, 1993, 11: 416-423.
- [69] DELONGE T F H. Integrated optical detection cell based on Bragg reflecting waveguides [J]. *J. Chromat A.*, 1995, 716:135-139.
- [70] TESTA G, YUJIAN H, ZENI L, *et al.*. Liquid core ARROW waveguides by atomic layer deposition [J]. *Photonics Technology Letters*, 2010, *IEEE* 22:616-618.
- [71] SCHMIDT H, YIN D, BARBER J P, *et al.*. Hollow-core waveguides and 2D waveguide arrays for integrated optics of gases and liquids [J]. *IEEE J Sel Top Quantum Electron*, 2005, 11:519-527.
- [72] YIN D, SCHMIDT H, BARBER J P, *et al.*. Optical characterization of arch-shaped ARROW waveguides with liquid cores [J]. *Opt Express*, 2005, 13:10564-10570.
- [73] P B J, J L E, A G Z, *et al.*. Integrated hollow waveguides with arch-shaped cores [J]. *Photonics Technology Letters*, 2006, *IEEE* 18:28-30.
- [74] TESTA G, YUJIAN H, ZENI L, *et al.*. Hybrid silicon-PDMS optofluidic ARROW waveguide [J]. *Photonics Technology Letters*, 2012, *IEEE* 24: 1307-1309.
- [75] LUNT E J, BIN W, KEELEY J M, *et al.*. Hollow ARROW waveguides on self-aligned pedestals for improved geometry and transmission [J]. *Photonics Technology Letters*, 2010, *IEEE* 22:1147-1149.
- [76] BERNINI R, CAMPOPIANO S, ZENI L, *et al.*. ARROW optical waveguides based sensors [J]. *Sens. Actuators*, 2004, B 100:143-146.
- [77] YIN D, BARBER J P, HAWKINS A R, *et al.*. Integrated optical waveguides with liquid cores [J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2004, 85:3477-3479.
- [78] CAMPOPIANO S, BERNINI R, ZENI L, *et al.*. Microfluidic sensor based on integrated optical hollow waveguides [J]. *Opt. Lett.*, 2004, 29: 1894-1896.
- [79] BERNINI R, DENUCCIO E, MINARDO A, *et al.*. Integrated silicon optical sensors based on hollow core waveguide [J]. *Proc SPIE*, 2007, 6477: 647714.
- [80] PRIETO F, SEPULVEDA B, CALLE A, *et al.*. Integrated Mach-Zehnder interferometer based on ARROW structures for biosensor applications. *Sensors and Actuators B: Chemical*. 2003, 92:151-158.
- [81] YIN D, BARBER J P, DEAMER D W, *et al.*. Single-molecule detection sensitivity using planar integrated optics on a chip [J]. *Opt. Lett.*, 2006, 31:2136-2138.
- [82] TESTA G, HUANG Y, SARRO P M, *et al.*. High-visibility optofluidic Mach-Zehnder interferometer [J]. *Opt. Lett.*, 2010, 35: 1584-1586.
- [83] TESTA G, HUANG Y, ZENI L, *et al.*. Optofluidics: waveguides and devices [J]. *Proc. SPIE, Integrated Optics: Devices, Materials, and Technologies*, 2012, XVI 8264:826415.
- [84] BERNINI R, TESTA G, ZENI L, *et al.*. Integrated optofluidic Mach-Zehnder interferometer based on liquid core waveguides [J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2008, 93:11103-11106.
- [85] LUNT E J, MEASOR P, PHILLIPS B S, *et al.*. Improving solid to hollow core transmission for integrated ARROW waveguides [J]. *Opt Express*, 2008, 16:20981-20986.
- [86] YIN D, BARBER J, HAWKINS A, *et al.*. Waveguide loss optimization in hollow-core ARROW waveguides [J]. *Opt. Express*, 2005, 13:9331-9336.
- [87] FURLANI E P, BISWAS R, CARTWRIGHT A N, *et al.*. Antiresonant guiding optofluidic biosensor [J]. *Opt. Commun.*, 2011, 284:4094-4098.
- [88] OZCELIK D, PHILLIPS B S, PARKS J W, *et al.*. Dual-core optofluidic chip for independent particle detection and tunable spectral filtering [J]. *Lab. Chip.*, 2012:3728-3733.
- [89] LI Z, PSALTIS D. Optofluidic dye lasers [J]. *Microfluid Nanofluid*, 2008, 4:145-158.

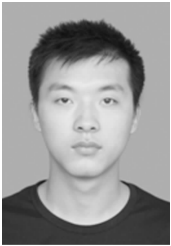
作者简介:



黎永前(1970—),男,陕西富平人,博士,副教授,1998年、2003年于西北工业大学分别获得硕士、博士学位,2011年在美国 UC Berkeley 做访问学者,研究方向:1. 光电测试计量理论与技术;研究光电传感器、测试方法及其应用技术,基于微流体与光学集成的生物检测方法;2. 微纳光学理论及应用;微纳结构与中远红外光、太赫兹电磁波的相互作用及应用研究。E-mail: liyq.nwpu@gmail.com



苏磊(1990—),男,山西原平人,硕士研究生,2011年于西北农林科技大学获得学士学位,主要从事基于微流体与光学集成的生物检测方面的研究。E-mail: suleisl@mail.nwpu.edu.cn



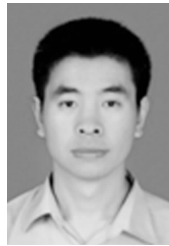
满力(1988—),男,湖南常德人,硕士研究生,2012年于沈阳航空航天大学获得学士学位,主要从事微纳结构与中远红外光的相互作用及应用研究。E-mail: manli@mail.nwpu.edu.cn



寿宸(1987—),男,四川乐山人,硕士,2010年于四川大学锦江学院获得学士学位,主要从事基于微流体与光学集成的生物检测方面的研究。E-mail: shouxile@163.com



叶芳(1969—),女,浙江建德人,博士,副教授,2004年、2010年于西北工业大学分别获得硕士、博士学位,研究方向:生物微机电系统、微/纳制造及生物信息技术。E-mail: yefang@nwpu.edu.cn



徐征(1973—),男,河南郑州人,博士,副教授,1997年于吉林工业大学获得学士学位,2004年于大连理工大学获得博士学位,主要从事微装配、微操作、微流体等方面的研究工作。E-mail: xuzheng@dlut.edu.cn

(版权所有 未经许可 不得转载)