

doi:10.3788/gzxb20124112.1483

基于导模共振效应的自支撑超灵敏生物探测器

郭凌伟¹, 麻健勇²

(1 杭州电子科技大学 电子信息学院, 杭州 310072)

(2 中国科学院上海光学精密机械研究所, 上海 201800)

摘 要:基于多层平面波导理论,采用自支撑共振光栅,提出了一种应用于生物探测领域的超高准确度传感器.理论计算表明,本文提出的生物传感器,其探测准确度于共振光栅的周期成正比,接近基于共振效应传感器的理论极限.采用单层共振光栅的归一化色散方程,计算了色散曲线随探测介质折射率的变化关系,从而证明了其探测准确度.此外,基于此共振光栅结构,设计了工作在近红外和中红外波段的生物探测器,分别应用于液体(1.3~1.7)和气体探测,折射率的分辨能力在近红外波段可以达到 1×10^{-5} ,在红外波段优于 1×10^{-6} ,能满足绝大多数生物材料的探测.相比于传统的基于导模共振效应的共振传感器,本文提出的生物传感器,其探测准确度有一至两个数量级的提高.

关键词:导模共振光栅;生物探测器;自支撑光栅;严格耦合波算法

中图分类号:O438.2

文献标识码:A

文章编号:1004-4213(2012)12-1483-5

0 引言

导模共振效应^[1]是指波导层的泄露模式于光栅高级次的衍射波,位相匹配时产生的一种特殊的光学现象.基于导模共振效应的光学元件,由于其优良的光学滤波特性以及在相关领域潜在的应用前景,引起了人们的广泛关注.实验上,窄带型的光学滤波器件已经在微波段^[2]、近红外^[3]以及可见光波段实现.此外,这类光学器件很容易推广到生物^[4]、医学^[5]以及传感^[6]等领域.

基于导模共振效应的生物传感器是一种新型的无标记探测器,容易推广到生物医学领域,进行生物有机分子的探测^[7-8].相比于传统的生物探测器,因为不需要采用荧光化合物对诸如 DNA,葡萄糖以及其它生物大分子等探测目标进行标记,因此探测的准确度可以大大地提高,相应地也降低了生物探测系统的复杂程度.其它不需要荧光标记的光学传感器有基于波导模式^[9]和表面等离子共振效应的,由于有较高的探测准确度,也引起了人们的广泛关注.然而这类探测器需要采用棱镜或者光栅进行耦合,因此降低了探测的准确度,更重要的是,不容易集成到光学系统中.

典型的基于共振效应的传感器是采用双层导模共振滤波器的结构^[10],由亚波长光栅层和高折射率的波导层组成.一般而言,对于弱调制导模共振滤波

器,反射峰对吸附在其表面的被探测介质非常敏感,可以根据共振峰移动的方向和位置,判断探测目标折射率变化.不同于传统的基于共振效应的传感器,本文提出的无标记光学传感器,采用应用于微机电系统(Micro-Electro-Mechanical Systems, MEMS)领域的单层自支撑共振光栅结构,不需要额外增加覆盖在共振光栅表面的生物选择层^[11].此外,自支撑共振光栅结构可以完全淹没在探测环境中(液体或者气体),从而保证光栅覆盖层、光栅槽以及光栅的基底层的折射率相同.因此,此类传感器非常适于液体和气体折射率的探测.而基于共振效应的 MEMS 器件,已经被应用于波长选择、光谱滤波的领域^[12-14].由于没有基底层,可以采用驱动器对自支撑共振光栅进行驱动.

理论计算表明,自支撑共振传感器共振峰对外部探测介质折射率的变化非常敏感,其灵敏度于共振光栅的周期成正比,该准确度接近于传统基于共振效应传感器的理论极限.此外,由于简单的结构,该传感器很容易被集成到 MEMS 系统中,应用于各种液体以及气体材料折射率的探测.

1 自支撑导模共振传感器

1.1 原理

图 1 给出了传统的基于共振效应的双层导模共

基金项目:上海市自然科学基金(No. 10ZR1433500)和浙江省自然科学基金(No. KYZ074108017)资助

第一作者:郭凌伟(1976-),男,副教授,博士,主要研究方向为光电子. Email: guolingwei6000@163.com

收稿日期:2012-05-30;修回日期:2012-08-16

振光栅结构. 入射光自上往下垂直入射, 覆盖层和基底的折射率分别表示为 n_c 和 n_s , 光栅脊和光栅槽的折射率分别表示为 n_h 和 n_l , f 和 T 是共振光栅的占空比和周期, 光栅槽深和波导层的厚度分别为 d_g 和 d_w , 光栅层的等效折射率为 n_g , 采用等效介质理论(EMT)得到. 为方便起见, 仅考虑 TM 偏振的情形.

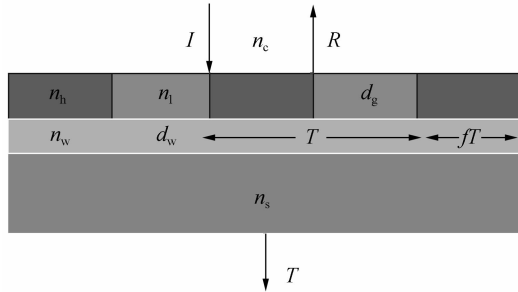


图1 双层导模共振传感器结构

Fig. 1 Structure of double layer GMR sensor under TM illumination at normally incident angle

为了获得高的共振衍射效率, 采用亚波长光栅, 因此, 只有零级波存在, 其它高级次的衍射波都是消逝的, 双层共振光栅的模式方程可以表示为^[15]

$$\varphi = 2k_0 \sqrt{n_w^2 - n_{\text{eff}}^2} (d_w + \delta d) - 4 \arctan \left[\left(\frac{n_w}{n_c} \right)^2 \right] \cdot \sqrt{\frac{n_{\text{eff}}^2 - n_c^2}{n_w^2 - n_{\text{eff}}^2}} = 2\pi m \quad (1)$$

其中

$$\delta d = \frac{n_g^2 - n_c^2}{n_w^2 - n_c^2} \left[\frac{(n_{\text{eff}}/n_c)^2 + (n_{\text{eff}}/n_g)^2 - 1}{(n_{\text{eff}}/n_c)^2 + (n_{\text{eff}}/n_w)^2 - 1} \right] d_g$$

n_{eff} 是导模的等效折射率.

特别地, 可以将此结构退化成单层自支撑光栅结构(如图2), 即

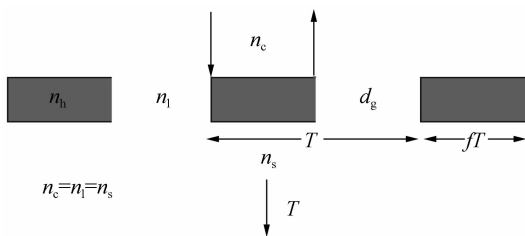


图2 自支撑共振光栅传感器的典型结构

Fig. 2 Typical structure of self-suspended-membrane-type sensor

$$n_w = n_g, d_w = 0, n_c = n_s = n_l \quad (2)$$

光栅传感器的灵敏度 S_n , 可以定义为

$$S_n = \frac{T}{m} \left(\frac{\partial \lambda}{\partial n_c} \right) = \frac{T}{m} S \quad (3)$$

$$S = \frac{\partial n_{\text{eff}}}{\partial n_c} = - \left(\frac{\partial \varphi}{\partial n_c} \right) / \left(\frac{\partial \varphi}{\partial n_{\text{eff}}} \right) = 1$$

式中, λ 是入射光的波长, m 是共振光栅的衍射级次, 如果 1 级衍射波于波导模式耦合, 即 $m=1$, 可以

得到

$$S_n \approx T \quad (4)$$

此时, 自支撑共振光栅作为传感器, 其探测准确度接近理论的极限值, 相对于传统的基于共振效应的探测器, 其探测准确度至少有了一个数量级的提高. 另外, 由于采用自支撑的光栅结构, 被探测介质可以充满光栅槽内, 光栅上下界面都是同一种介质, 因此, 形成理想的对称结构, 其共振峰的光谱分布也具备一定的对称性.

基于式(4)可以得到, 在近红外波段范围, 自支撑共振传感器准确度可以达到 $1\ 000 \sim 3\ 000\ \text{nm}/\text{RIU}$ (RIU 是折射率单位). 同样地, 在中红外波段, 其探测准确度可以超过 $10\ \mu\text{m}/\text{RIU}$. 众所周知, 气体折射率的差别是非常小的, 一般都小于 1×10^{-4} , 常规的传感器根本无法区分. 如果将探测器设计在中红外波段, 采用普通分辨率的光谱仪 ($0.1\ \text{nm}$) 就可以探测不同类型的气体以及同种气体浓度的微弱变化, 而且这种传感器结构简单, 易于采用 MEMS 技术集成到光纤的探测端, 具有潜在的应用前景.

图3 是基于共振效应的生物探测系统原理简图, 红外光源发出的光垂直入射在共振光栅的表面, 将共振光栅放置在被探测介质(液体或者气体)中, 红外探测器通过探测光栅的零级透射衍射光的能量, 得到不同折射率对应下的光谱分布情况. 本文从理论的角度分析了折射率变化情况下, 共振峰的移动位置, 根据二者之间的线性关系, 得到被测介质的折射率.

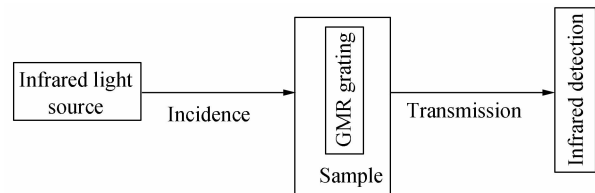


图3 基于共振效应的生物探测系统装置

Fig. 3 Detection system based on guide mode resonance effect

1.2 共振传感器的灵敏度分析

根据多层平面波导理论^[16], 在 TM 偏振下, 单层导模共振光栅的模式本征方程可以表示为

$$\tan(kd_g) = \frac{n_w^2 k (n_s^2 \gamma + n_c^2 \delta)}{n_c^2 n_s^2 k^2 - n_w^4 \gamma \delta} \quad (5)$$

式中, $\gamma = (\beta_v - n_c^2 k_0^2)^{1/2}$, $\delta = (\beta_v - n_s^2 k_0^2)^{1/2}$, $k = (n_w^2 k_0^2 - \beta_v)^{1/2}$, n_w 是光栅的等效折射率, β_v 是波导模式的传播常量, k_0 是自由空间的波数.

为了实现共振效应, 波导模式传播常量和光栅的衍射级次满足以下位相匹配条件, 即

$$\beta_v / k_0 \approx |m| \lambda / T \quad (6)$$

由式(6),本征方程(5)可以写成

$$\tan\left[\frac{2\pi d_g/T}{\lambda/T}k_{m,v}\right] - \frac{n_w^2 k_{m,v} (n_s^2 \gamma_{m,v} + n_c^2 \delta_{m,v})}{n_c^2 n_s^2 k_{m,v}^2 - n_w^4 \gamma_{m,v} \delta_{m,v}} = 0 \quad (7)$$

方程(7)是由周期归一化的本征方程,在一个波长位置设计完成后,根据归一化原理,可以将共振传感器设计到其它任意需要的波长位置.基于式(7),计算了不同探测介质折射率,归一化色散曲线(图4),参量为 $n_h=4$, $n_l=n_c=n_s$,垂直入射.横坐标和纵坐标分别是归一化的波长和光栅厚度,光栅的材料是锗,占空比设定为 0.17.由图4可以看出,随着探测介质折射率的改变, TM_0 模的色散曲线会发生移动,相邻色散曲线对应的归一化波长间隔大致等于折射率的该变量,即 $\delta\lambda/T \approx \delta n_c$,即传感器的灵敏度近似等于共振光栅的周期,这从另一个角度验证了共振传感器的灵敏度.

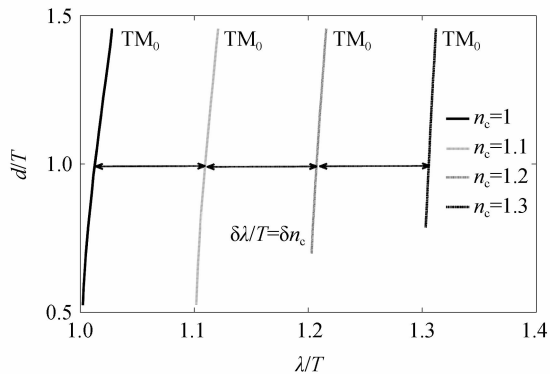


图4 单层自支撑共振光栅的归一化色散曲线

Fig. 4 Resonance curves based on the normalized Eigenfunction of suspended-membrane-type sensor

图5给出了当探测对象为液体时,共振光栅在近红外波段的反射光谱曲线,折射率从 1.3 变化到 1.7,折射率的范围可以覆盖大多数常用的液体.基于严格的矢量衍射理论-严格耦合波分析法(Rigorous Coupled Wave Analysis, RCWA)^[17]计算了共振光栅的光谱曲线,计算参量: $n_h=4$, $d_g=515$ nm, $T=1550$ nm, $f=0.17$.由图5可以看出,共振传感器的曲线具有很好的光谱分布,谱线对称且旁带反射率较低,大大提高了探测系统的信噪比,易于探测.需要注意的是,随着折射率的增大,反射光谱的带宽减小.因此,折射率最大探测范围由最小可接受的带宽确定,实际中由光谱仪最小分辨率决定,带宽越小,探测范围越大,光谱仪的分辨率也要相应地提高.设计中,最小分辨率设为 0.1 nm,小于常用光谱仪的分辨率,采用普通的光谱仪就可以实现常用液体的探测,其探测范围远远大于基于表面等离子体效应(Surface Plasmon Resonance, SPR)的传感器.

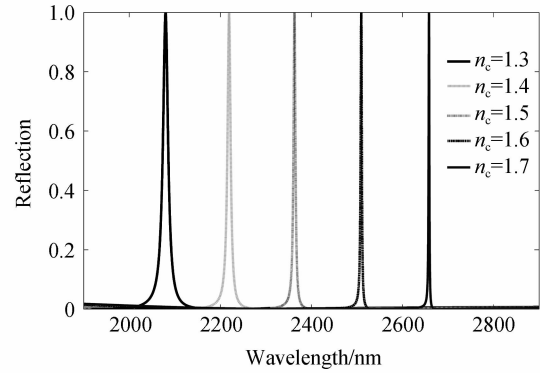


图5 不同折射率所对应的反射光谱曲线

Fig. 5 Reflection spectral responses of the suspended-membrane-type sensor for different surrounding media

图6给出了四种常用液体(H_2O , $CHCl_3$, C_6H_6 , CS_2)所对应共振峰的位置和折射率的变化曲线,参量为: $n_c=n_s=n_l$, $n_h=4$, $d_g=515$ nm, $T=1550$ nm, $f=0.17$.四种液体的折射率参量见表1.由图6可知,与传统基于共振效应的传感器相同的是,在折射率探测范围内,共振反射峰的位置随着折射率的改变,线性的变化.不同的是,自支撑共振传感器的探测灵敏度,大致等于光栅的周期($T=1550$ nm),曲线的斜率(灵敏度)等于 1450 nm/RIU,和光栅的周期大致相当.考虑到共振反射峰高的衍射效率和良好的信噪比,采用一般分辨率的光谱仪就可以实现对大多数常用液体的探测.

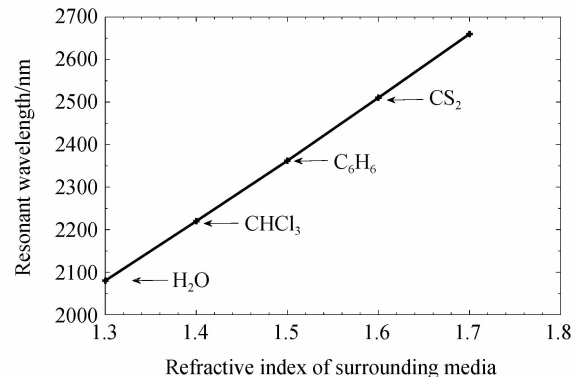


图6 近红外波段共振峰的位置随折射率的变化曲线

Fig. 6 Resonant wavelength with respect to surrounding media in the near IR wavelength region

表1 不同探测介质折射率及其共振波长

Table 1 Refractive indices of surrounding media and the corresponding resonant wavelength

Refractive indices	Resonant wavelength/nm	Adjacent interval/nm
1.33(H_2O)	2 126.0	0
1.447($CHCl_3$)	2 283.5	157.5
1.501(C_6H_6)	2 362.15	78.65
1.628(CS_2)	2 514.2	152.05

传统的基于共振效应的传感器,其灵敏度大致为几十至几百个纳米/RIU,由于气体之间的折射率差异非常小,因此即使采用超高分辨率的光谱仪也很难实现对气体的探测.本文提出的共振传感器其灵敏度正比于光栅的周期,可以想象如果将其设计在中红外或者远红外波段的位置,其灵敏度就可以大大提高,达到十个或几十个微米左右.采用普通的光谱仪就可以实现对不同气体的探测.

为了进一步说明本文提出的共振传感器的探测能力,设计了应用于气体探测的共振传感器,探测范围设计在中红外波段.图7给出了五种常用气体的反射光谱曲线,气体分别为,氢气(1.000 132),空气(1.000 292),氨气(1.000 376),甲烷气体(1.000 444)以及甲醇气体(1.000 586).设计的参量为: $n_h=4$, $d_g=3.433 \mu\text{m}$, $T=10 \mu\text{m}$, $f=0.12$.图8是以上五种气体共振峰的位置和折射率的变化曲线,气体的折射率参量以及对应的共振峰的位置由表2.可以看出常用的光谱仪(光谱分辨率0.1 nm)就可以实现对上述气体的探测.由图8可知,曲线的斜率(灵敏度)大致为 $10 \mu\text{m}/\text{RIU}$,根据光谱测量设备,可以得到该传感器在中红外波段的折射率分辨率超过 1×10^{-5} (对应于光谱分辨率

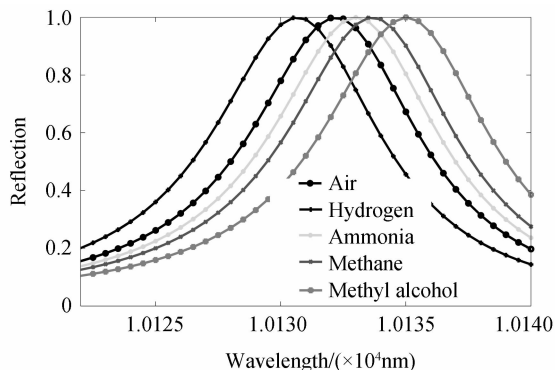


图7 中红外波段不同折射率所对应的反射光谱曲线
Fig. 7 Reflection responses for different surrounding media in the middle IR wavelength region

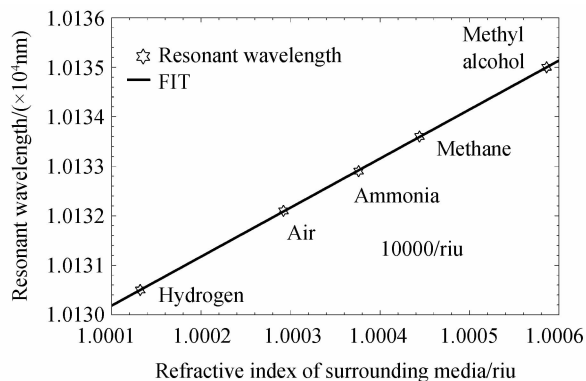


图8 中红外波段共振峰的位置随折射率的变化曲线
Fig. 8 Resonant wavelength with respect to surrounding media

表2 不同探测介质折射率及其共振波长

Table 2 Refractive indices of surrounding media and the corresponding resonant wavelength

Refractive indices	Resonant wavelength/nm	Adjacent interval/nm
1.000 132 (Hydrogen)	101 30.5	0
1.000 292 (Air)	101 32.1	1.6
1.000 376 (Ammonia)	101 32.9	0.8
1.000 444 (Methane)	101 33.6	0.7
1.000 586 (Methyl alcohol)	10 135	1.4

0.1 nm), 超过 1×10^{-6} (对应于光谱分辨率 10 pm),其折射率的探测能力比传统基于共振效应传感器高出两个数量级左右.

值得注意的是,图6~8都是采用严格的矢量衍射理论-RCWA计算的结果,由图可以看出,无论是近红外还是中红外波段,光谱曲线的分布都十分理想,易于传感器探测.

2 结论

本文基于导模共振效应,提出了一种单层自支撑共振光栅生物探测器,理论计算表明,其探测灵敏度与共振光栅的周期成正比,几乎接近此类基于共振效应传感器的理论极限.采用普通的光谱仪,其灵敏度在近红外波段可以超过 1×10^{-5} ,在中红外波段超过 1×10^{-6} ,可以分别实现对常用液体和气体的探测.基于MEMS技术和微纳加工工艺,本文提出的传感器易于加工和制备.

参考文献

- [1] SUH W, FAN S. All-pass transmission or flat-top reflection filters using a single photonic crystal slab[J]. *Applied Physics Letters*, 2005, **84**(24): 4905.
- [2] MAGNUSSON R, WANG S S, BLACK T D, et al. Resonance properties of dielectric waveguide gratings: theory and experiments at 4 - 18 GHz[J]. *IEEE Transactions on Antennas Propagation*, 1994, **42**(4): 567.
- [3] PRIAMBODO P S, MALDONADO T A, MAGNUSSON R. Fabrication and characterization of high-quality waveguide-mode resonant optical filters[J]. *Applied Physics Letters*, 2003, **83**(16): 3248.
- [4] KOBAYASHI T, KANAMORI Y, HANE K. Surface laser emission from solid polymer dye in a guided mode resonant grating filter structure[J]. *Applied Physics Letters*, 2005, **87**(1): 151106.
- [5] WAWRO D, TIBULEAC S, MAGNUSSON R, et al. Optical fiber endface biosensor based on resonances in dielectric waveguide gratings[C]. *SPIE*, 2000, **3911**: 86.
- [6] COOPER M. Nat. Rev. Optical biosensors in drug discovery [J]. *Drug Discovery*, 2002, **1**(2): 515.
- [7] CUNNINGHAM B, LI P, LIN B, et al. Colorimetric resonant reflection as a direct biochemical assay technique[J]. *Sensor Actuators B*, 2002, **81**(51): 316.
- [8] JIA Ke-hui, ZHANG Da-wei, MA Jun-shan. Sensitivity of guided mode resonance filter-based biosensor in visible and near infrared ranges[J]. *Sensor Actuators B*, 2011, **156**(43): 194.

- [9] OKAMOTO T, YAMOMOTO M, YAMAGUCHI I. Optical waveguide absorption sensor using a single coupling prism[J]. *JOSA A*, 2000, **17**(10): 1880.
- [10] MAGNUSSON R, DING Y, LEE K J, *et al.* Characteristics of resonant leaky mode biosensors[C]. *SPIE*, 2005, **6008**: 1-10.
- [11] WAWRO D, PRIAMBODO P S, MAGNUSSON R. Resonating periodic waveguides as ultrasensitive sensors in biomedicine, proceeding[C]. *SPIE*, 2004, **5515**: 52-57.
- [12] WU M L, HSU C L. Silicon-based and suspended-membrane-type guided-mode resonance filters with a spectrum-modifying layer design[J]. *Optics Letters*, 2006, **31**(22): 3333.
- [13] YE JIA-SHENG, YOSHIKI K, HU FANG-REN, *et al.* Rigorous reflectance performance analysis of Si_3N_4 self-suspended subwavelength gratings [J]. *Optics Communications*, 2006, **270**(2): 233.
- [14] HANE K, KOBAYASHI T, HU FANG-REN, *et al.* Variable optical reflectance of a self-supported Si grating[J]. *Applied Physics Letters*, 2006, **88**(1): 141109.
- [15] TIEFENTHALER K, LUKOSZ W. Sensitivity of grating couplers as integrated-optical chemical sensors[J]. *JOSA A*, 1989, **6**(2): 209.
- [16] WANG S S, MAGNUSSON R. Theory and applications of guided-mode resonance filters[J]. *Applied Optics*, 1993, **32**(14): 2606.
- [17] MOHARAM M G, GRANN E B, POMMET D A, *et al.* Formulation for stable and efficient implementation of the rigorous coupled-wave analysis of binary gratings[J]. *JOSA A*, 1995, **12**(5): 1068-1076.

High-sensitive Biosensor Based on GMR in Self-suspended Grating

GUO Ling-wei¹, MA Jian-yong²

(1 *Electronics & Information College, Hangzhou Dianzi University, Hangzhou 310018, China*)

(2 *Shanghai Institute of Fine Mechanics and Optics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800, China*)

Abstract: A high-sensitive biosensor based on the GMR effect in the self-suspended grating (SSG) is proposed. The calculations demonstrated that the sensitivity of the proposed bio-sensor is near the theoretical limit compared with conventional GMR sensor. Based on the normalized Eigen-function of single layer homogenous grating, the resonance curves with respect to the different refractive indices of surrounding media are calculated, with which confirm the estimated sensitivity. In addition, the highly sensitive bio-sensor in the near and mid IR wavelength region is designed for liquids and gases detection respectively. The sensor can deliver the resolution over 1×10^{-5} in the near IR region in a large refractive index (1.3~1.7) range and provide better than 1×10^{-6} in mid IR region, which is enough for various bio-material detections. Therefore, the proposed bio-sensor is one or two order's more sensitive than the conventional GMR sensors.

Key words: Guided mode resonance grating; Bio-sensor; Self-suspended-membrane-type grating; Rigorous coupled waved analysis(RCWA)