

# 覆层介质对光子晶体生物传感器灵敏度的影响

童 凯<sup>1</sup> 曾文智<sup>1</sup> 谷朝聪<sup>1,2</sup> 王会波<sup>1</sup> 卢建如<sup>1</sup>

(<sup>1</sup>燕山大学电气工程学院, 河北 秦皇岛 066004)  
(<sup>2</sup>中国人民解放军 92635 部队, 山东 青岛 266041)

**摘要** 构建以 SiO<sub>2</sub> 介质为基底, 周期为 1000 nm 的高分子聚合物光子晶体, 表面沉积高折射率介质覆层。建立了光子晶体生物传感器反射峰值波长与有效折射率间的关系。采用严格耦合波法(RCWA)理论分析了光子晶体传感器红外窄带反射谱特性, 当光子晶体表面吸附介质的浓度变化时, 有效折射率随之变化, 导致反射峰值波长漂移。因此, 可根据光子晶体生物传感器的反射峰值波长的漂移量获得表面吸附介质的分布特性。研究了生物传感器光子晶体表面覆层介质的折射率、厚度和填充比对反射特性和反射峰值波长漂移灵敏度的影响。结果表明, 选择合适的覆层参数可提高光子晶体生物传感器的灵敏度。

**关键词** 光学器件; 生物传感器; 光子晶体; 严格耦合波法; 灵敏度

**中图分类号** O439 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/CJL201340.0214002

## Effects of Coating on Sensitivity of Photonic Crystal Biosensor

Tong Kai<sup>1</sup> Zeng Wenzhi<sup>1</sup> Gu Chaocong<sup>1,2</sup> Wang Huibo<sup>1</sup> Lu Jianru<sup>1</sup>

(<sup>1</sup>College of Electrical Engineering, Yanshan University, Qinhuangdao, Hebei 066004, China)  
(<sup>2</sup>Units No.92635, The Chinese People's Liberation Army, Qingdao, Shandong 266041, China)

**Abstract** A polymer photonic crystal biosensor with a period of 1000 nm is proposed on a SiO<sub>2</sub> substrate. Then a high refractive index material is deposited on the surface of the photonic crystal. The rigorous coupled-wave theory is employed to analyze the characteristics of the narrow-band infrared reflection spectrum of the photonic crystal biosensor, and the relation between the peak reflection wavelength and the effective refractive index is established. With concentration of the analyte adsorbed on the surface of the photonic crystal varying, the effective refractive index changes simultaneously, which leads to a shift of the peak reflection wavelength. Therefore, the distribution of the analyte according to the amount of shift of the peak reflection wavelength is obtained. The influence of the coating with different refractive indices, thicknesses and filling ratios on the reflection spectrum and sensitivity of the shift of the peak reflection wavelength is also studied. The results indicate that the sensitivity of the biosensor can be improved by selecting appropriate parameters of the coating.

**Key words** optical devices; biosensor; photonic crystal; rigorous coupled-wave analysis; sensitivity

**OCIS codes** 050.1950; 230.5298; 280.1415

## 1 引 言

随着光通信和激光技术的发展, 光子晶体因其具有的特殊结构而受到广泛的研究。调节光子晶体的带隙特性可控制光子运动, 因此光子晶体在光学器件方面应用广泛, 如光子晶体光纤<sup>[1,2]</sup>、光子晶体天线和光子晶体滤波器<sup>[3]</sup>等。同时, 光子晶体传感器由于具有高灵敏度、小体积和易集成等特点, 也得到了人们的重视。特别在生物传感方面, 由于光子

晶体具有独特的孔/柱结构和光学特性<sup>[4]</sup>, 能够采用不同的识别基使其表面功能化(即光子晶体在吸收目标化合物后晶体结构发生变化, 进而引起结构色的改变), 为化学和生物传感器技术提供了新的可能。光子晶体生物传感器成为一种高通量、高灵敏度及可重复利用的新型生物传感器。

本文构建了一种无标记光子晶体生物传感器, 光子晶体的反射峰值波长控制在近红外范围, 该方

收稿日期: 2012-07-27; 收到修改稿日期: 2012-10-10

基金项目: 国家自然科学基金(61172044, 61201112)资助课题。

作者简介: 童 凯(1973—), 男, 博士, 副教授, 主要从事光子晶体器件方面的研究。E-mail: tongkai@ysu.edu.cn

法能有效检测吸附于光子晶体表面介质的分布特性和细胞活性<sup>[5]</sup>。当光子晶体生物传感器表面入射一束光波,将会产生窄带反射波,通过分析反射峰值波长的漂移量,可获得传感器表面吸附介质的特征参数变化<sup>[6]</sup>。一般来说,提高光子晶体生物传感器的灵敏度要求增加电磁场与在光子晶体表面吸附待测物质之间的相互作用。构成光子晶体表面覆层介质的选择和表面结构的设计可决定这种相互作用<sup>[7]</sup>。采用严格耦合波法(RCWA)<sup>[8,9]</sup>分析了光子晶体生物传感器的窄带反射特性,建立了反射波峰值波长 $\lambda_{\text{pww}}$ 与待测介质折射率间的关系。通过分别改变覆层的折射率、厚度和填充比,研究分析了各种参数的变化对光子晶体生物传感器灵敏度的影响。分析表明,在一定范围内选择合适的覆层参数,可有效提高传感器的检测灵敏度,改善传感器的特性。

## 2 严格耦合波理论分析光子晶体传输特性

RCWA 被广泛应用于准确计算周期性结构波导中电磁波的衍射特性,可准确分析全息光栅和表面浮雕光栅结构,是一种求解麦克斯韦方程精确解的方法<sup>[4]</sup>。解的精确程度取决于傅里叶级数展开项数,本文中傅里叶级数展开项数取 15。光子晶体生物传感器结构如图 1 所示,传感器基底折射率 $n_{\text{sub}}=1.45$ ,在基底上制作介质折射率 $n_{\text{pc}}=1.39$ 的光子晶体,周期 $\Lambda=1000\text{ nm}$ ,刻槽深度 $d=200\text{ nm}$ ,填充比为 $f$ ,光子晶体上沉积厚度为 $d_{\text{cover}}$ 的高折射率介质。取各层介质为非磁性物质,相对磁导率 $\mu_r \approx 1$ ,

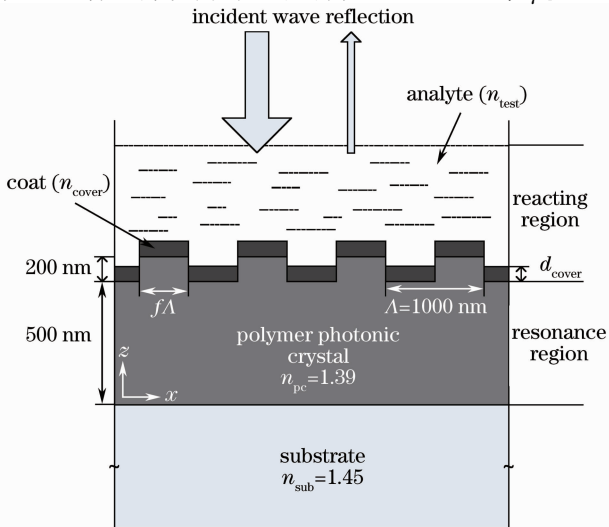


图 1 光子晶体传感器结构示意图

Fig. 1 Structure of the photonic crystal biosensor

且材料均为无光损耗电介质。

光子晶体表面光束垂直入射时,磁场为

$$\mathbf{H}_{\text{inc}} = \exp[-jk_0 n_1 (x \sin \theta - z \cos \theta)], \quad (1)$$

式中 $k_0 = 2\pi/\lambda_0$ , $\lambda_0$ 为入射波长, $n_1$ 为入射区域折射率, $\theta$ 为入射角。则传感器入射区总磁场为

$$\mathbf{H}_I = \mathbf{H}_{\text{inc}} + \sum_i R_i \exp[-j(k_{xi}x - k_{1,i}z)], \quad (2)$$

透射区总磁场为

$$\mathbf{H}_{II} = \sum_i T_i \exp\{-j[k_{xi}x + k_{II,i}(z-d)]\}, \quad (3)$$

式中 $R_i$ 为入射区 $i$ 级反射波磁场的振幅, $T_i$ 为透射区 $i$ 级透射波磁场的振幅。 $k_{xi}, k_{1,i}, k_{II,i}$ 分别为根据 Floquet 条件得出的波矢大小,有

$$k_{xi} = k_0 [n_1 \sin \theta - (\lambda_0/\Lambda)i], \quad (4)$$

$$k_{1,i} = \begin{cases} +k_0 [n_i^2 - (k_{xi}/k_0)^2]^{1/2}, & k_0 n_i > k_{xi} \\ -jk_0 [(k_{xi}/k_0)^2 - n_i^2]^{1/2}, & k_{xi} > k_0 n_i \end{cases},$$

$$l = \text{I, II}. \quad (5)$$

在光子晶体栅区内,栅区结构的相对介电常数的傅里叶级数展开为

$$\epsilon_r(x) = \sum_i \epsilon_{ri}(x) \exp\left(j \frac{2\pi}{\Lambda} ix\right). \quad (6)$$

电场与磁场的傅里叶级数展开为

$$\mathbf{E}_g = \sum_i \{S_{xi}(z)\hat{x} + S_{zi}(z)\hat{z}\} \exp(-jk_{xi}x), \quad (7)$$

$$\mathbf{H}_g = -j \left( \frac{\epsilon_0}{\mu_0} \right)^{1/2} \sum_i U_{yi}(z)\hat{y} \exp(-jk_{xi}x), \quad (8)$$

式中 $\epsilon_r$ 为光栅区的相对介电常数的分布函数, $S_i$ 和 $U_i$ 分别为光栅区 $i$ 级电场和磁场的振幅, $\epsilon_0$ 和 $\mu_0$ 分别为真空介电常数和真空磁导率。

将(6)~(8)式代入以下麦克斯韦方程

$$\nabla \times \mathbf{E}_g = -j\omega\mu_0 \mathbf{H}_g, \quad (9)$$

$$\nabla \times \mathbf{H}_g = -j\omega\epsilon_0 \epsilon_r \mathbf{E}_g, \quad (10)$$

消去 $H_{gz}$ ,可得耦合微分方程组

$$\frac{\partial H_{gy}}{\partial z} = -j\omega\epsilon_0 \epsilon_r(x) E_{gx}, \quad (11)$$

$$\frac{\partial E_{gx}}{\partial z} = -j\omega\mu_0 H_{gy} + \frac{\partial E_{gx}}{\partial x}. \quad (12)$$

将边界条件代入(11)式和(12)式,求解耦合微分方程组,可得光子晶体的反射系数及透射系数分别为

$$D_{ri} = R_i R_i^* \text{Re} \left( \frac{k_{1,zi}}{k_0 n_1 \cos \theta} \right), \quad (13)$$

$$D_{ti} = T_i T_i^* \text{Re} \left[ \frac{\left( \frac{k_{II,zi}}{n_{II}^2} \right)}{\left( \frac{k_0 \cos \theta}{n_1} \right)} \right]. \quad (14)$$

式中 $R_i^*$ 为 $R$ 的共轭, $T_i^*$ 为 $T_i$ 的共轭。

图 2 为待测物折射率 $n_{\text{test}}=1.33$ ,覆层折射率

$n_{\text{cover}} = 2.25$ , 覆层厚度  $d_{\text{cover}} = 180$  nm, 填充比  $f = 0.5$ , 垂直入射波长范围为 1440~1520 nm 时光子晶体的反射光谱, 光子晶体的反射峰值波长为 1472.9 nm. 当光子晶体表面吸附待测物折射率产生变化时, 光子晶体的反射峰值波长将产生漂移。

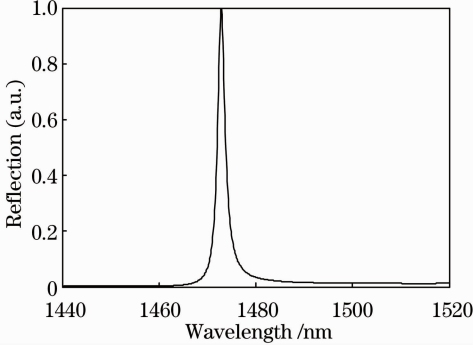


图 2 光子晶体反射谱

Fig. 2 Reflection spectrum of photonic crystal

### 3 传感器模型理论分析

光子晶体生物传感器的入射波长范围为 1440~1520 nm, 光子晶体等价于亚波长结构, 因此除了零级衍射波, 其他高阶衍射波都将处于截止状态<sup>[10]</sup>。此时,  $\pm 1$  级衍射倏逝波将与反射波耦合, 在周期调制层内产生驻波。经过反应区后, 0 级反射波与透射波进行相位匹配, 从而可迅速从谐振区中提取出相应能量<sup>[11,12]</sup>。由于非耦合 0 级反射波的相干干涉作用和 0 级透射波的相消干涉作用, 将产生一个效率为 100% 的尖锐的谐振反射峰<sup>[13]</sup>。

光子晶体可将能量集中在腔体中, 光近场能量同光子晶体相互作用与同外部环境相互作用相同。首先把能量注入微腔, 通过周期调制进行相位匹配, 然后将能量从微腔内的驻波中提取出来。反应检测区的变化将引起近场光的变化, 同时将伴生反射波远场的变化。对于垂直入射的电磁波, 由二阶布拉格条件可得反射峰值波长为

$$\lambda = n_{\text{eff}} \Lambda, \quad (15)$$

式中  $n_{\text{eff}}$  为有效折射率, 有效折射率是周期调制的光栅区折射率的加权平均值, 其权值由光栅区域的电磁场强度确定, 即

$$n_{\text{eff}}^2 = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \int_0^{\Lambda} \epsilon(x, z) |E(x, z)|^2 dx dz}{\int_{-\infty}^{\infty} \int_0^{\Lambda} |E(x, z)|^2 dx dz}, \quad (16)$$

式中  $\epsilon(x, z)$  和  $E(x, z)$  分别是光栅区介电常数和电场的二维空间分布。

光子晶体生物传感器的表面吸附待测物的浓度产生变化时, 光子晶体的有效折射率变化, 光子晶体的反射峰值波长将会产生漂移, 且漂移量为

$$\Delta \lambda = \Delta n_{\text{eff}} \Lambda. \quad (17)$$

由于有效折射率是光子晶体栅区电磁场强度的权值, 因此需要给出一个能描述场分布的模型, 进而优化光子晶体传感器。对于表面基吸附生物传感技术, 当生物分子反应区的介电常数变化时, 光子晶体的反射峰值波长的漂移量与介电常数呈线性关系<sup>[14]</sup>。因此反应区有效折射率的变化可表示为

$$\Delta n_{\text{eff}} = (\epsilon_C + I_D \epsilon_{D2})^{1/2} - (\epsilon_C + I_D \epsilon_{D1})^{1/2}, \quad (18)$$

其中

$$\epsilon_C = \frac{\iint_C \epsilon(x, z) |E(x, z)|^2 dx dz}{\int_{-\infty}^{\infty} \int_0^{\Lambda} |E(x, z)|^2 dx dz}, \quad (19)$$

式中  $C$  为谐振区域, 且

$$I_D = \frac{\iint_D |E(x, z)|^2 dx dz}{\int_{-\infty}^{\infty} \int_0^{\Lambda} |E(x, z)|^2 dx dz}, \quad (20)$$

式中  $D$  为反应区,  $\epsilon_{D1}$  和  $\epsilon_{D2}$  分别为反应区起始端和末端的介电常数值。

(17)~(20) 式给出了确定光子晶体传感器灵敏度的 3 个关键变量。对于光栅周期  $\Lambda$ , 虽然  $\Delta \lambda$  随  $\Lambda$  的增大而增大, 但是光栅周期会影响光场分布, 更大的光栅周期并不能更好地提高传感器性能, 因此本文不作讨论。由 (18) 式可知, 光栅区结构的变化也会影响传感器的灵敏度, 因此对光栅区进行了优化分析。同时, 传感器的相对灵敏度与反应区的微腔模式场强度  $I_D$  有关。当  $I_D = 1$  时, 灵敏度取最大值, 即微腔与反应区满足理想边界条件。

根据光子晶体传感器结构 (图 1) 可以看出, 沿  $x$  轴方向, 传感器为周期调制结构, 根据 (16) 式只需计算一个周期  $\Lambda$  即可。沿  $z$  轴方向, 传感器结构可分为 6 个区域: 基底,  $-\infty \sim 0$  (第一部分); 谐振区,  $500 \sim 680$  nm (第二部分); 光栅区可分为三部分,  $500 \sim (500 + d_{\text{cover}})$  nm (第三部分),  $(500 + d_{\text{cover}}) \sim 700$  nm (第四部分),  $700 \sim (700 + d_{\text{cover}})$  nm (第五部分); 最后入射区  $(700 + d_{\text{cover}})$  nm  $\sim +\infty$  (第六部分)。根据 (16) 式可知, 在  $z$  轴上的积分域即分为以上 6 个积分部分。由传感器结构可知, 保持其他参数不变时, 随着待测物的变化, 在  $x$  轴  $0 \sim \Lambda$  范围内, 只有第四和第五部分的介电常数分布结构  $[\epsilon(x, z)]$  产生变

化。因此,当待测物折射率产生变化时,只影响第四和第五部分积分值的变化,从而使  $n_{\text{eff}}$  产生变化。根据(15)式,波峰值  $\lambda_{\text{pwv}}$  为  $n_{\text{eff}}$  与调制周期  $\Lambda$  的乘积,其中  $\Lambda = 1 \mu\text{m}$ ,  $n_{\text{eff}}$  的变化将导致反射峰值波长产生漂移。

当覆层折射率  $n_{\text{cover}} = 2.70$ ,覆层厚度  $d_{\text{cover}} = 180 \text{ nm}$ ,填充比  $f = 0.5$  时,有效折射率  $n_{\text{eff}}$  与待测物折射率  $n_{\text{test}}$  的关系如图 3 所示,二者呈线性关系。

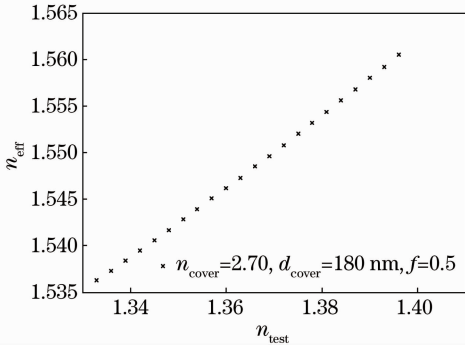


图 3 覆层折射率  $n_{\text{cover}} = 2.70$ ,覆层厚度  $d_{\text{cover}} = 180 \text{ nm}$ ,填充比  $f = 0.5$  时  $n_{\text{eff}}$  与  $n_{\text{test}}$  的关系

Fig. 3 Relation between  $n_{\text{eff}}$  and  $n_{\text{test}}$  when  $n_{\text{cover}} = 2.70$ ,  $d_{\text{cover}} = 180 \text{ nm}$ ,  $f = 0.5$

## 4 模拟仿真及结果分析

采用 RCWA,分别改变覆层的折射率  $n_{\text{cover}}$ 、厚度  $d_{\text{cover}}$  和填充比  $f$ ,由(13)式可得不同待测物折射率  $n_{\text{test}}$  时光子晶体的反射峰值波长及其漂移量。由于该生物传感器待测物为生物活性液体或药物试剂,因此折射率范围可取  $1.33 \sim 1.40$ ,折射率变化步长取  $0.001$ 。同时对待测物折射率变化与反射峰峰值波长漂移量利用最小二乘法拟合,确定覆层在不同参数下传感器的灵敏度特性。文中定义传感器的灵敏度为待测物单位折射率的变化引起的反射波峰值波长的漂移量,即  $\Delta\lambda_{\text{pwv}}/\Delta n_{\text{test}}$  (单位为  $\text{nm}/\text{RIU}$ )。

### 4.1 覆层折射率对灵敏度的影响

根据传感器结构,由传感器理论分析可知,保持其他参数不变,当待测物折射率  $n_{\text{test}}$  线性变化时,波峰值  $\lambda_{\text{pwv}}$  也呈线性变化。

采用 RCWA,分别取覆层折射率为  $2.25, 2.70$  和  $3.20$ ,填充比  $f = 0.5$ ,  $d_{\text{cover}} = 180 \text{ nm}$ 。可得不同覆层折射率时光子晶体反射峰值波长与待测物折射率的关系(如图 4 所示)。

由图 4 可知,当覆层介质折射率保持不变,光子晶体反射谱峰值波长随着表面吸附待测物介质的折射率增大而增大,且二者为线性关系,该结果与理论

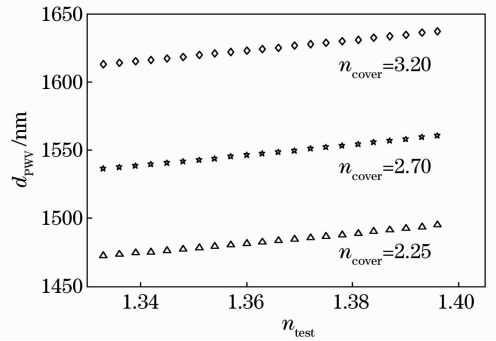


图 4 覆层折射率  $n_{\text{cover}}$  不同时波峰值  $\lambda_{\text{pwv}}$  与待测物折射率  $n_{\text{test}}$  的关系

Fig. 4 Relation between  $\lambda_{\text{pwv}}$  and  $n_{\text{test}}$  for different  $n_{\text{cover}}$  模型吻合。

对于不同种覆层介质情况下,待测介质折射率不变时,随着覆层折射率的增大,光子晶体反射峰值波长红移。当覆层介质折射率  $n_{\text{cover}}$  变化时,随着待测物的变化,在  $x$  轴  $0 \sim \Lambda$  范围内,第三、第四和第五部分的介电常数分布结构  $[\epsilon(x, z)]$  都将产生变化。因此,对应(16)式,覆层折射率  $n_{\text{cover}}$  变化时,随着待测物折射率  $n_{\text{test}}$  的变化,将影响第三、第四和第五部分积分式内电磁场分布  $E(x, z)$  及介电常数分布  $\epsilon(x, z)$  的值,进而影响各部分积分值的变化,最终导致反波峰漂移值  $\Delta\lambda_{\text{pwv}}$  产生变化。

图 5 是覆层折射率  $n_{\text{cover}}$  不同时,随着待测物折射率  $n_{\text{test}}$  变化对应的波峰值  $\lambda_{\text{pwv}}$ 。由图 5 可知,两曲线纵轴的差值即为波峰漂移量  $\Delta\lambda_{\text{pwv}}$ 。根据分析数据,待测物折射率  $n_{\text{test}}$  由  $1.33$  增加到  $1.40$  的过程中,  $n_{\text{cover}} = 2.90$  时,纵轴差值达到最大,即  $\Delta\lambda_{\text{pwv}}$  达到峰值。

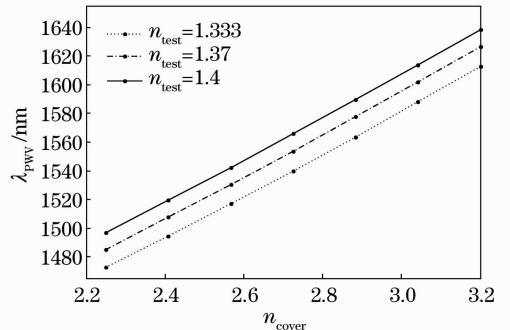


图 5 待测物折射率  $n_{\text{test}}$  不同时覆层折射率  $n_{\text{cover}}$  与波峰值  $\lambda_{\text{pwv}}$  的关系

Fig. 5 Relation between  $n_{\text{cover}}$  and  $\lambda_{\text{pwv}}$  for different  $n_{\text{test}}$

同样,对于不同覆层厚度  $d_{\text{cover}}$  及填充比  $f$  的灵敏度的分析与以上类似,以下不再赘述。

覆层折射率对光子晶体生物传感器灵敏度的影响如图 6 所示。由图 6 可知覆层折射率从  $2.25$  增

加到 2.90 时,灵敏度及反射峰值波长漂移量  $\Delta\lambda_{\text{pww}}$  逐渐增大。灵敏度从 357.57 nm/RIU 增加到 387.21 nm/RIU,提高了 29.64 nm/RIU;  $\Delta\lambda_{\text{pww}}$  从 23.9 nm 增加到了 25.9 nm,增量为 2 nm。覆层折射率大于 2.90 时,波峰漂移量开始减小,灵敏度也相应降低。因此,在覆层折射率为 2.25~2.90 范围内,传感器的灵敏度随着  $n_{\text{cover}}$  的增大而增大。

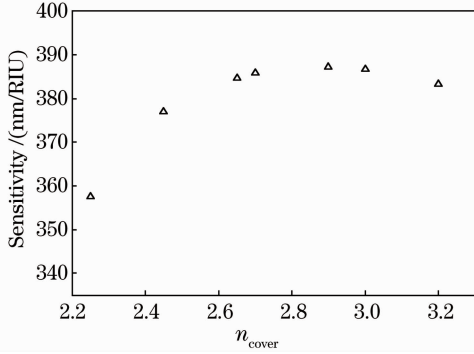


图 6 覆层折射率  $n_{\text{cover}}$  对传感器灵敏度的影响

Fig. 6 Influence of  $n_{\text{cover}}$  on the sensitivity of the sensor

#### 4.2 覆层介质厚度对灵敏度的影响

保持其他参数不变,当待测物折射率  $n_{\text{test}}$  线性变化时,波峰值  $\lambda_{\text{pww}}$  也呈线性变化。

分别取光子晶体覆层介质厚度为 120、160、190 nm,填充比  $f=0.5$ ,覆层折射率为  $n_{\text{cover}}=2.7$ 。可得不同覆层厚度时光子晶体反射峰值波长与待测物折射率的关系(如图 7 所示)。

由图 7 可知,覆层厚度保持不变,光子晶体反射谱峰值波长随着表面吸附待测物介质的折射率增大而增大,且二者为线性关系。对于不同种覆层介质厚度情况下,待测介质折射率不变时,随着覆层厚度的增大,光子晶体反射峰值波长红移。

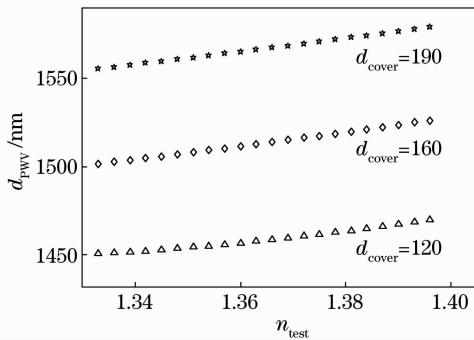


图 7 覆层厚度  $d_{\text{cover}}$  不同时波峰值  $\lambda_{\text{pww}}$  与待测物折射率  $n_{\text{test}}$  的关系

Fig. 7 Relation between  $\lambda_{\text{pww}}$  and  $n_{\text{test}}$  for different  $d_{\text{cover}}$

当覆层介质的厚度  $d_{\text{cover}}$  变化时,随着待测物的变化,在  $x$  轴  $0\sim\Lambda$  范围内,主要影响第三、第四和

第五部分的介电常数分布结构 $[\epsilon(x,z)]$ 的变化。因为覆层厚度  $d_{\text{cover}}$  变化时,随着待测物折射率  $n_{\text{test}}$  的变化,将改变第三、第四和第五部分的  $z$  轴积分域,同时也将影响各部分积分式内电磁场分布  $E(x,z)$  及介电常数分布  $\epsilon(x,z)$  的值,并进而影响各部分积分值的变化。结果上,这将使反射波峰漂移值  $\Delta\lambda_{\text{pww}}$  产生变化。

采用 RCWA 法,覆层介质厚度对光子晶体传感器的灵敏度的影响如图 8 所示。由图 8 可知,当覆层厚度从 120 nm 增加到 160 nm 时,灵敏度及波峰峰值的漂移量  $\Delta\lambda_{\text{pww}}$  逐渐增大。灵敏度从 315.69 nm/RIU 增加到 393.98 nm/RIU,提高了 78.28 nm/RIU;  $\Delta\lambda_{\text{pww}}$  从 20.9 nm 增加到 26.4 nm,增加了 5.5 nm。但覆层厚度超过 160 nm 之后,波峰漂移量开始减小,灵敏度也开始降低,这说明继续增加覆层厚度并不能继续带来灵敏度更高的提升。因此,在覆层厚度为 120~160 nm 范围内,传感器的灵敏度和线性度随覆层厚度的增加而增加。

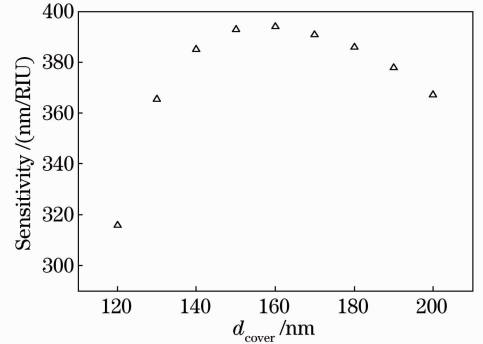


图 8 覆层厚度  $d_{\text{cover}}$  对传感器灵敏度的影响

Fig. 8 Influence of  $d_{\text{cover}}$  on the sensitivity of the sensor

#### 4.3 填充比对灵敏度的影响

同理,保持其他参数不变,当待测物折射率  $n_{\text{test}}$  线性变化时,波峰值  $\lambda_{\text{pww}}$  也呈线性变化。

取覆层填充比  $f$  分别为 0.3、0.5、0.7,  $n_{\text{cover}}=2.70$ ,  $d_{\text{cover}}=160$  nm,得不同填充比时光子晶体反射峰值波长与待测物折射率的关系如图 9 所示。

采用 RCWA,由图 9 可知,当填充比  $f$  保持不变,光子晶体反射谱峰值波长随着表面吸附待测物介质的折射率增大而增大,且二者为线性关系。

当填充比  $f$  变化时,随着待测物的变化,在  $x$  轴  $0\sim\Lambda$  范围内,主要影响第三、第四和第五部分的介电常数分布结构 $[\epsilon(x,z)]$ 的变化。因为填充比  $f$  变化时,随着待测物折射率  $n_{\text{test}}$  的变化,将会改变第三、第四和第五部分的周期调制结构,同时影响各部分积分式内电磁场分布  $E(x,z)$  及介电常数分布

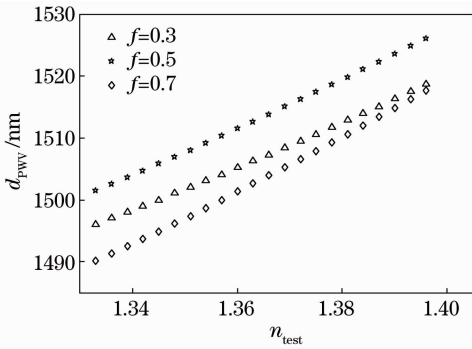


图 9 填充比  $f$  不同时波峰值  $\lambda_{p\text{vw}}$  与待测物折射率  $n_{\text{test}}$  的关系

Fig. 9 Relation between  $\lambda_{p\text{vw}}$  and  $n_{\text{test}}$  for different  $f$

$\epsilon(x, z)$  的值, 并进而影响各部分积分值的变化。结果上, 这将使反射波峰漂移值  $\Delta\lambda_{p\text{vw}}$  产生变化。

填充比对光子晶体传感器的灵敏度的影响如图 10 所示。由图 10 可知, 当填充比  $f$  从 0.3 增加到 0.8 时, 灵敏度及波峰峰值的漂移量逐渐增大, 灵敏度从 360.52 nm/RIU 增加到 441.06 nm/RIU, 提高了 80.53 nm/RIU,  $\Delta\lambda_{p\text{vw}}$  从 24.2 nm 增加到了 29.5 nm, 增加了 5.3 nm。因此, 在填充比 0.3~0.8 的范围内, 传感器的灵敏度随填充比的增加而增加。

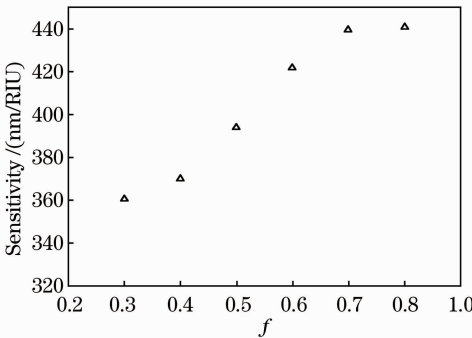


图 10 填充比  $f$  对传感器灵敏度的影响

Fig. 10 Influence of  $f$  on the sensitivity of the sensor

## 5 结 论

基于严格耦合波理论, 分析了光子晶体生物传感器覆层折射率、厚度及填充比对传感器灵敏度的影响。结果表明: 在一定范围内, 传感器灵敏度随覆层介质折射率的增大而增大, 且在  $n_{\text{cover}} = 2.90$  时达到峰值, 随着  $n_{\text{cover}}$  的继续增加, 灵敏度开始减小; 同样, 在一定范围内, 灵敏度随覆层介质厚度增大而增大, 且在  $d_{\text{cover}} = 160$  nm 时达到峰值, 随着  $d_{\text{cover}}$  的继

续增加, 灵敏度开始减小; 而灵敏度随着填充比  $f$  的增大而增大, 但线性度在  $f = 0.5$  时最佳。因此, 选择合适的覆层参数可优化光子晶体生物传感器的特性, 这为选择合适的覆层介质和光子晶体参数构成光子晶体生物传感器提供了一定的理论参考。

## 参 考 文 献

- 1 Yu Chongxiu, Yuan Jinhui, Shen Xiangwei. Recent progress of study on photonic crystal fiber[J]. *Acta Optica Sinica*, 2011, **31**(9): 0900139  
余重秀, 苑金辉, 申向伟. 光子晶体光纤的研究新进展[J]. *光学学报*, 2011, **31**(9): 0900139
- 2 Wang Xuying, Jia Weiguo, Yin Jianquan *et al.*. Parametric amplification and Raman scattering in photonic crystal fiber[J]. *Acta Optica Sinica*, 2011, **31**(6): 0606001  
王旭颖, 贾维国, 尹建全等. 光子晶体光纤中的参变放大与拉曼散射[J]. *光学学报*, 2011, **31**(6): 0606001
- 3 Ao Ling, Feng Shuai, Wang Yiquan. Adjusting guiding mode region of elliptical dielectric cylinder photonic crystals[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2011, **48**(3): 032301  
敖玲, 冯帅, 王义全. 椭圆介质柱光子晶体导模区域的调控[J]. *激光与光电子学进展*, 2011, **48**(3): 032301
- 4 Dong Haixia, Dong Lijuan, Yang Chengquan *et al.*. Optical properties of one-dimensional photonic crystal containing a single defect layer with negative refractive index[J]. *Chinese J. Lasers*, 2011, **38**(10): 1006002  
董海霞, 董丽娟, 杨成全等. 含单层负折射率缺陷的光子晶体的光学特性[J]. *中国激光*, 2011, **38**(10): 1006002
- 5 B. T. Cunningham, P. Li, S. Schulz *et al.*. Label-free assays on the BIND system [J]. *J. Biomol. Screen.*, 2004, **9**(6): 481~490
- 6 B. T. Cunningham, P. Li, B. Lin *et al.*. Colorimetric resonant reflection as a direct biochemical assay technique [J]. *Sensor Actuat. B: Chem.*, 2002, **81**(2-3): 316~328
- 7 I. D. Block, N. Ganesh, L. Meng *et al.*. A sensitivity model for predicting photonic crystal biosensor performance [J]. *IEEE Sens. J.*, 2008, **8**(3): 274~280
- 8 M. G. Moharam, E. B. Grann, D. A. Pommet *et al.*. Formulation for stable and efficient implementation of the rigorous coupled-wave analysis of binary gratings[J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1995, **12**(5): 1068~1076
- 9 M. G. Moharam, T. K. Gaylord. Three-dimensional vector coupled-wave analysis of planar-grating diffraction[J]. *J. Opt. Soc. Am.*, 1983, **73**(9): 1105~1112
- 10 R. Magnusson, Y. Ding, K. J. Lee *et al.*. Photonic devices enabled by waveguide-mode resonance effects in periodically modulated films[C]. *SPIE*, 2003, **5225**: 20~34
- 11 A. Hessel, A. A. Oliner. A new theory of wood's anomalies on optical gratings[J]. *Appl. Opt.*, 1965, **4**(10): 1275~1297
- 12 S. S. Wang, R. Magnusson. Theory and applications of guided-mode resonance filters [J]. *Appl. Opt.*, 1993, **32**(14): 2606~2613
- 13 D. Rosenblatt, A. Sharon, A. A. Friesem. Resonant grating waveguide structures [J]. *IEEE J. Quantum Elect.*, 1997, **33**(11): 2038~2059
- 14 W. C. Karl, H. H. Pien. High-resolution biosensor spectral peak shift estimation [J]. *IEEE T. Signal Proces.*, 2005, **53**(12): 4631~4639