

文章编号: 1002-2082(2008)04-0644-05

# 生物传感中平板光波导模式研究

王学君, 卢亚雄, 汪志刚

(电子科技大学 光电信息学院, 四川 成都 610054)

**摘要:** 为提高生物传感探测的灵敏度和响应速度, 基于平面光波导理论, 运用消逝场原理在生物传感领域的应用, 在相同条件下比较了平面波导单模和多模 2 种模式下消逝场区域能量的大小, 并且用 VC 和 Matlab 工具模拟论证单模能量高于多模。理论计算表明: 单模和多模的荧光效率分别为 5.83% 和 1.75%, 在此计算中单模的荧光效率比多模的高。因此, 在生物传感及其相关应用中, 选用平板光波导的单模模式具有一定的优越性, 为实际设计提供了理论依据。

**关键词:** 单模; 多模; 平面波导; 消逝场; 生物传感器

中图分类号: TN814.6; O441

文献标志码: A

## Planar optical waveguide mode in biosensing

WANG Xue-jun, LU Ya-xiong, WANG Zhi-gang

(Institute of Optoelectronic Information, University of Electronic Science  
and Technology of China, Chengdu 610054, China)

**Abstract:** In order to improve the detection sensitivity and increase the response speed of the biosensor, based on the theory of planar waveguide, the zone energies of the evanescent fields in the single mode and multimode of the planar optical waveguide were compared under the same condition by using the principle of the evanescent field applied to the biosensing field. It is proved that the energy of the single mode is higher than that of the multimode by VC and Matlab. The theoretical calculation indicates that the fluorescence efficiency of single mode is 5.83% and multimode is 1.75%. Therefore, the single mode of planar optical waveguide is a better alternative in the application of biosensors and the relative area.

**Key words:** single mode; multimode; planar waveguide; evanescent field; biosensor

## 引言

近年来, 平板波导传感器在生物环境化学和材料等领域越来越受到人们的关注。与光纤传感器相比<sup>[1-3]</sup>, 集成光波导传感器具有以下优势<sup>[4]</sup>: 1) 通过灵活选择波导材料和优化结构的设计, 可获得更高的灵敏度; 2) 通过单片集成, 可实现多信道同时测量以及系统微型化和多功能化, 并降低功耗; 3) 通过与微机械、微电子技术相结合(MOEM), 可提供新的传感应用和集成潜力, 并且具有设计简

单、体积小和成本低等特点, 因此成为研究和应用的热点。

平面波导用于生物传感的目的是为了使消逝场的能量最大, 是为了在消逝场区域最小的背景信号中获取最大的信息, 这样更加有利于提高探测的灵敏度和响应速度。从导波光学知道, 平面波导传输模式有单模和多模 2 种模式, 本文的目的是通过讨论单模和多模消逝场模式能量大小, 在理论上得出消逝波情况下生物传感选用单模的优点。

收稿日期: 2007-08-15; 修回日期: 2007-09-19

作者简介: 王学君(1976—), 男, 四川眉山人, 硕士研究生, 主要从事光波导生物传感器的研究。

E-mail: wangxuejun786@sina.com

## 1 集成光波导传感器传感原理

入射波进入平面波导传输形成消逝波,若波导表面活化处理驻留一层特定某种的生物抗体,生物抗体与样品中相应的抗原体结合,再与另一层带荧光剂的同一种生物抗体相结合,形成抗体-抗原-带荧光剂抗体的三明治结构。消逝场的能量激励荧光分子,荧光分子发出更长的荧光,检测该荧光的存在与否,即可判断样品中是否含有该抗原。因此,该检测手段具有传感器作用面积大、检测时间短、灵敏度高、准确率高、可实现快速多通道同时检测等优点,对弱信号检测非常重要,要求平面波导消逝场的能量越大越好,这样可提高信噪比。

目前,大部分集成光波导传感器都是基于消逝波原理。消逝波为介质光波导的固有特征,当激光束在波导中由折射率为  $n_f$  的光密介质进入光疏介质  $n_c$  ( $n_f > n_c$ ) 传输,在两介质表面发生全反射时,尽管光束在波导内经表面处的全反射而被约束在波导内沿轴线方向传输,但仍有电磁场渗透到波导表面,其场强随离表面的距离指数式地衰减,表达式为  $E = E_0 e^{-x/d_p}$ ,称其为消逝场,透入光疏介质的光波称为消逝波,如图1所示。利用导模消逝波“感知”波导表面附近样品材料特性的变化<sup>[5-7]</sup>,从而改变光波的相位或振幅,然后利用合适的光路(通常转换为光功率的形式)和电路进行探测而得到样品材料的信息,这就是消逝波传感原理。光线在光疏介质中穿透的深度可由下式计算<sup>[8]</sup>:

$$d_p = \frac{\lambda/n_f}{2\pi[\sin^2\theta - (n_c/n_f)^2]^{1/2}} \quad (1)$$

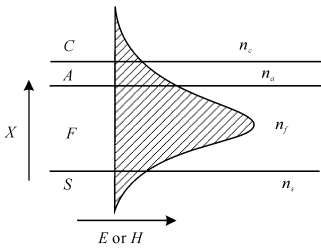


图1 0阶导模的电场分布图

Fig. 1 Electric filed of 0-step guide mode

从(1)式可以看出,光线在光疏介质中穿透的深度和入射光线与界面法线之间的夹角  $\theta$  有关。一般而言,传感器光源波长应选择在待测物质的最大吸收波长附近。可以看出,光源的波长越长或待测物质的折射率越大(接近波导层),消逝波的透入深度也就越大,在临界角时透入深度最大。当集成光

路用作通信传输时,有效折射率  $N$  应不受波导外界环境的影响,因此导波层的覆盖层应数倍于消逝波的衰减长度;而对于生化传感器则正好相反,波导表面暴露在包含有被分析物的覆盖层介质中,覆盖层介质折射率的变化将使导波的特征参数发生变化,经典消逝波传感正是基于这一原理进行测试的。

根据理论分析,可以设计出不同功能的消逝波传感器,用于生物、环境和化学等领域的参数测量。不同的待测物质具有不同的光谱特性,同时也有不同的折射率。图2表示了单模波导在不同波长时透入深入与物质介质折射率的关系曲线。从图2可以看出,待测物质的折射率越接近波导层的折射率值,消逝波的透入深度增加越迅速。

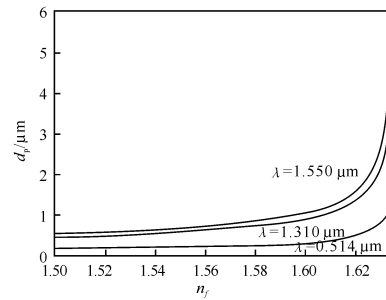


图2 不同波长时透入深度与被测介质折射率变化的函数关系

Fig. 2 Function relation of penetration depth and medium refractive index at different wavelength

## 2 平板波导基本理论

### 2.1 波导色散方程

图3中  $W$  表示二维平板波导的厚度,  $n_f$ ,  $n_s$  和  $n_c$  分别表示导波层、衬底层和覆盖层的折射率,  $n_f > n_s > n_c$ 。在折射率阶跃型二维平板光波导中,对于波导的色散,必须将相互正交的TE模和TM模分开来考虑,这里我们仅仅讨论TE模。

对于TE模有  $E_z = 0$ ,为简化令  $E_x = 0$ ,则  $H_y = 0$ ,对TE模的波动方程求解,可以得到电场在各个区域内的表达式<sup>[9]</sup>:

$$\begin{cases} E_y = E_c \exp(-\gamma_c x) & x > 0 (\text{上部包层}) \\ E_y = E_f \cos(k_x x + \varphi_c) & -W < x < 0 (\text{波导层}) \\ E_y = E_s \exp[\gamma_s (x+W)] & x < -W (\text{衬底}) \end{cases} \quad (2)$$

如果用等效折射率  $N$  来描述  $x$  方向的传输常

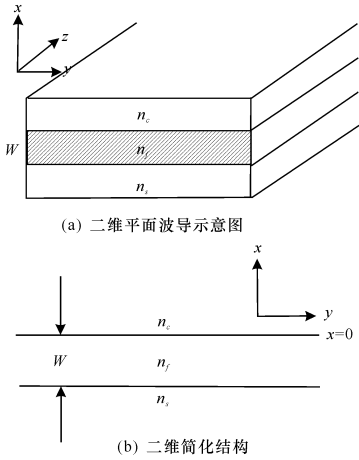


图3 二维平板波导结构示意图

Fig. 3 Schematic structure of two-dimensional planar waveguide

数, (2)式中  $\gamma_c, \gamma_s$  和  $k_x$  分别表示覆盖层、衬底层和波导层沿  $x$  方向的传输常数, 则有:

$$\gamma_c = k_0 \sqrt{N^2 - n_c^2}, \quad k_x = k_0 \sqrt{n_f^2 - N^2}, \quad (3)$$

$$\gamma_s = k_0 \sqrt{N^2 - n_s^2}$$

由于与界面平行的电磁场成分  $E_y$  和  $H_z$  是连续的, 所以在  $x=0$  时:

$$\begin{cases} E_c = E_f \cos \varphi_c \\ \tan \varphi_c = \gamma_c / k_x \end{cases} \quad (4)$$

而在  $x=-W$  时, 得到:

$$\begin{cases} E_s = E_f \cos(k_x W - \varphi_c) \\ \tan(k_x W - \varphi_c) = \gamma_s / k_x \end{cases} \quad (5)$$

由上式得出导模的本征方程:

$$k_x W = (m+1)\pi - \arctan\left(\frac{k_x}{\gamma_s}\right) - \arctan\left(\frac{k_x}{\gamma_c}\right) \quad (m=0, 1, 2, 3, \dots) \quad (6)$$

用 VC 编程通过迭代, 分别在  $m=0$  和  $m=1$  两种情况下可以求出等效折射率  $N$ , 进而求出  $k_x, \gamma_s, \gamma_c$  和  $\varphi_c$  的值。

### 2.2 单模平板波导功率分析

TE 导模在  $y$  方向单位间隔内沿  $z$  方向消逝场功率为

$$P_0 = - \int_0^\infty E_y(x) \cdot H_x(x) dx = \frac{\beta}{\omega\mu} \int_0^\infty [E_y(x)]^2 dx = \frac{\beta E_c^2}{\omega\mu} \int_0^\infty [\exp(-\gamma_c x)]^2 dx = \frac{\beta E_c^2}{-2\omega\mu\gamma_c} \int_0^\infty e^{-2\gamma_c x} d(-2\gamma_c x) = \frac{\beta E_c^2}{-2\omega\mu\gamma_c} e^{-2\gamma_c x} \Big|_0^\infty = \frac{\beta E_c^2 \cos^2 \varphi_c}{2\omega\mu\gamma_c} \quad (7)$$

总的功率为

$$P_1 = - \int_0^\infty E_y(x) \cdot H_x(x) dx = - \int_0^\infty E_y(x) \cdot H_x(x) dx - \int_{-W}^0 E_y(x) \cdot H_x(x) dx - \int_{-\infty}^{-W} E_y(x) \cdot H_x(x) dx = \frac{\beta(E_c^2 + E_f^2 + E_s^2)}{\omega\mu} \left\{ \int_0^\infty [\exp(-\gamma_c x)]^2 dx + \int_{-W}^0 \cos^2(k_x x + \varphi_c) dx + \int_{-\infty}^{-W} \{\exp[\gamma_s(x+W)]\}^2 dx \right\} = \frac{\beta(E_c^2 + E_f^2 + E_s^2)}{\omega\mu} \left\{ \frac{1}{2\gamma_c} e^{-2\gamma_c x} \Big|_0^\infty + \frac{1}{2} \left[ \frac{\cos 2(k_x x + \varphi_c)}{2k_x} + 1 \right] \Big|_{-W}^0 + \frac{1}{2\gamma_s} e^{2\gamma_s(x+W)} \Big|_{-\infty}^{-W} \right\} = \frac{\beta E_f^2 [1 + \cos^2 \varphi_c + \cos^2(k_x W - \varphi_c)]}{\omega\mu} \left\{ \frac{1}{2\gamma_c} + W + \frac{1}{2} [\sin 2\varphi_c - \sin 2(\varphi_c - W)] \right\} + \frac{1}{2\gamma_s} \quad (8)$$

可以求出消逝场功率占总功率的百分率  $S$ :

$$S = \frac{P_0}{P_1} \times 100\% = \frac{\beta E_c^2 / (-2\omega\mu\gamma_c)}{\frac{\beta(E_c^2 + E_f^2 + E_s^2)}{\omega\mu} \left\{ \frac{1}{2\gamma_c} + \frac{W + \frac{1}{2} [\sin 2\varphi_c - \sin 2(\varphi_c - W)]}{2k_x} + \frac{1}{2\gamma_s} \right\}} \times 100\% = \frac{2\cos^2 \varphi_c \gamma_c k_x}{[1 + \cos^2 \varphi_c + \cos^2(k_x W - \varphi_c)] \{ 2k_x \gamma_s + \gamma_s \gamma_c \{ 2W + [\sin 2\varphi_c - \sin 2(\varphi_c - W)] \} + 2k_x \gamma_c \}} \times 100\% \quad (9)$$

### 2.3 平板光波导单模和多模的比较

对于平板光波导, 下包层折射率  $n_s$ 、芯层折射率  $n_f$  与阶数  $m$  之间必须满足<sup>[9]</sup>:

$$\Delta n = n_f - n_s \geq \frac{(2m+1)^2 \cdot \lambda^2}{32n_f W^2} \quad (10)$$

从导模传输必要条件的表达式可以看出, 由

于  $\Delta n \propto \lambda^2$ , 所以对几何结构一定的波导, 当要求传输长波长时, 波导层与衬底的折射率差必须按波长平方增长, 如果减少波导的厚度, 则传输一定模式的导波所需的折射率差也增大; 同时还可以看出, 一阶模 ( $m=1$ ) 要求的折射率差是基模 ( $m=0$ ) 所要求的 9 倍。在集成光学中, 光波长的数量级一般在  $1 \mu\text{m}$  左右, 为使波导只传输基模, 波导层的厚度也往往在这个数量级上。因为如果把波导层做得很薄, 波导层厚度难于控制; 如果把波导层设计得很厚, 要求的  $\Delta n$  太小, 也难于精确控制制作工艺达到所要求的  $\Delta n$  值。在采用扩散法和粒子交换法制作的光波导中, 波导部分与衬底之间的折

射率差极小, 因而若采用可以传输若干导模的多模二维波导构成波导型光学器件, 就会在波导内引起模间干涉和轻微的扰动, 从而产生不良的模变换, 使得器件性能劣化。所以, 大部分波导型器件只采用仅能传输  $E_0^x$  模这样的基本模的单模二维波导结构。

### 3 数值计算与分析

#### 3.1 单模和多模等效折射率和模传播常数的计算

根据前面的思路, 为了直观, 列出单模和多模波导消逝场能量计算的流程图, 如图 4 所示<sup>[10]</sup>。

对(2)~(6)式用VC编程通过迭代, 在  $m=0$  的

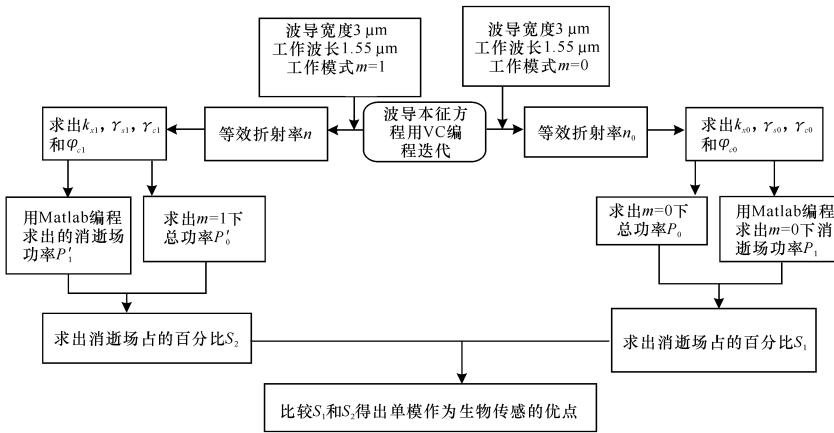


图 4 单模多模波导消逝场能量流程图

Fig. 4 Flow chart for evanescent field energies of single mode and multimode

情况下可以求出等效折射率  $N$ , 进而解出  $k_x, \gamma_s, \gamma_c$  和  $\varphi_c$ 。为了验证方便, 取覆盖层的折射率  $n_c=1.01$ , 衬底层折射率  $n_s=1.512$ , 波导宽度  $W=3 \mu\text{m}$ , 工作波长  $\lambda=1.55 \mu\text{m}$ , 在模式阶数  $m=0$  的情况下用 VC 编程可求出导波层折射率最小值  $n_{f \min}=1.524$ , 由计算知  $n_f=1.524 \sim 1.573$  为单模,  $n_f > 1.573$  为多模。为了比较, 在条件相同的情况下, 取  $n_{f1}=1.524$  和  $n_{f2}=1.6$  两种情况进行比较, 计算模等效折射率和模传播常数分别为  $N_1=1.5198589, \beta_1=6.1610035; N_2=1.5861067, \beta_2=6.4295502$ 。

#### 3.2 消逝场功率比较

根据(7)~(9)式计算平面波导消逝场功率  $P_0$  和总功率  $P_1$ , 在 Matlab 中编程实现。用 Plot 函数模拟单模和多模基模消逝场能量分布情况, 从图 5 可以看出, 在相同条件下, 单模  $n_{f1}=1.524$ , 明显比多

模基模  $n_{f2}=1.6$  在  $W=3 \mu\text{m}$  之外消逝场要强一些, 经(9)式计算, 单模消逝场功率  $P_0$  占总功率  $P_1$  的百分比为  $S_1=5.83\%$ , 而多模  $S_2$  占  $1.75\%$ 。

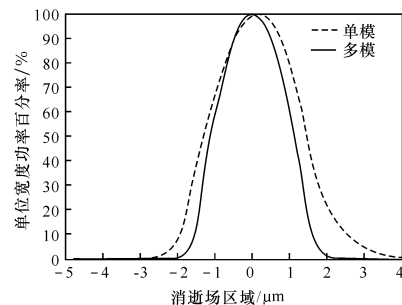


图 5 单模和多模消逝场能量分布

Fig. 5 Energy distribution of single mode and multimode evanescent fields

## 4 结论

本文从理论上深入分析了平面波导消逝场单模和多模用于生物传感研究方面的知识,通过理论推导,用VC和Matlab编程论证了平面光波导单模消逝场能量占总能量比多模基模大,这为平板波导用于生物传感等新兴领域提供了理论依据和设计指导。

由于采用扩散法和粒子交换法制作的光波导在条件相同的情况下一阶模( $m=1$ )要求的折射率差是基模( $m=0$ )所要求的9倍,而一般折射率差相差很小,这为单模波导的设计制作提供了方便。

### 参考文献:

- [1] KRAMER M F, LIM D V. A rapid and automated fiber optic-based biosensor assay for the detection of salmonella in spent irrigation water used in the sprouting of sprout seeds [J]. Journal of Food Protection, 2004, 67(1):46-52.
- [2] GOLDEN J P, ANDERSON G P. Calibration methods for an evanescent wave fiber optic biosensor [C]// Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE. [s. l.]: [s. n.]1994: 822-823.
- [3] LIM D V. Detection of microorganisms and toxins with evanescent wave fiber-optic biosensors [J]. IEEE, 2003, 91(6):902-907.
- [4] 邓立新, 冯莹. 光纤免疫生物传感器的探针设计[J]. 传感技术学报, 2004, 9(3): 520-525.  
DENG Li-xin, FENG Ying. Structure study of fiber optical evanescent wave biosensor [J]. Chinese Journal of Sensor and Actuators, 2004, 9(3): 520-525. (in Chinese)
- [5] 成娟娟, 谢康. 光波导生物传感器研究进展[J]. 激光与光电子学进展, 2005, 42(11):17-21.

- CHENG Juan-juan, XIE Kang. Progress of waveguide biochemical sensor [J]. Development of Laser and Optoelectronic, 2005, 42(11):17-21. (in Chinese)
- [6] 李育洪, 王克逸. 基于平面光波导光学传感器的研究[J]. 安徽教育学院学报, 2001, 19(6):23-26.  
LI Yu-hong, WANG Ke-yi. Study on planar optical waveguide biosensor [J]. Journal of Anhui Institute of Education, 2001, 19(6):23-26. (in Chinese)
- [7] 初凤红, 韩秀友, 庞佛飞, 等. 集成光波导传感器的研究[J]. 激光与光电子学进展, 2006, 43(3):21-27.  
CHU Feng-hong, HAN Xiu-you, PANG Fo-fei, et al. Research development of integrated-optical waveguide sensors [J]. Development of Laser and Optoelectronic, 2006, 43(3):21-27. (in Chinese)
- [8] 饶春芳, 叶志清, 邓海东. 平板波导用于实时测试生化反应新方法的研究[J]. 光学技术, 2004, 30(4): 437-442.  
RAO Chun-fang, YE Zhi-qing, DENG Hai-dong. Study on a new method monitor chemical and biochemical reaction timely for planar optical waveguide [J]. Optical Technique, 2004, 30(4):437-442. (in Chinese)
- [9] 唐天同, 王兆宏. 集成光学[M]. 北京: 科学出版社, 2005:8-13.  
TANG Tian-tong, WANG Zhao-hong. Integrated optics [M]. Beijing: Science Press, 2005:8-13. (in Chinese)
- [10] 郝爱华, 毛智礼, 贺锋涛. 单模及多模光纤折射率分布测量法研究[J]. 应用光学, 2005, 26(5):41-44.  
HAO Ai-hua, MAO Zhi-li, HE Feng-tao. Refractive index profile measurement of single-mode and multi-mode fiber [J]. Journal of Applied Optics, 2005, 26(5):41-44. (in Chinese)