

# 光纤倏逝波生物传感器光纤探头的耦合光束限定\*

邓立新 冯 莹

(国防科技大学光电科学与工程学院,长沙 410073)

**摘 要** 根据光纤的模式匹配理论计算了给定条件下光纤探头的模式匹配半径,以此匹配半径为基础分析了激发光在锥型光纤探头中的光线传输轨迹.结果表明,在此条件下如不对光纤探头的耦合光束进行限定,将有一部分激发光在锥型光纤探头中因不满足全反射的传输条件而透射出光纤探头,从而使传感器系统得到虚假检测信息.针对此问题,在光纤倏逝波生物传感器的系统设计中给出了具体的解决方法.

**关键词** 光学计量;传感器技术;生物传感器;倏逝波;光束限定

**中图分类号** TP212 **文献标识码** A

## 0 引言

基于倏逝场激发的光纤生物传感器是目前研究和应用较广的一种传感器系统<sup>[1~3]</sup>,它具有信息传输容量大、抗电磁干扰、抗震以及多点遥测和可微型化等特点<sup>[4]</sup>.因 O 倏逝波的场幅度随与波导表面的距离呈指数衰减,只有临近波导表面的区域才能受到其感应,所以,在基于倏逝波原理的光纤传感头(光纤探头)的测量过程中,降低了将结合物与自由配位体分开的隔离或洗涤的必要性.较之必须包含洗涤过程的一般免疫检测分析可大大减少检测所需要的时间,即从常规实验室分析的几个小时减少到使用光纤生物传感器的十几分钟<sup>[5]</sup>.

在实验检测过程中,如何尽量增强光纤探头的倏逝场激发能量,以提高光纤生物传感器系统的检测极限和探测灵敏度,以及如何防止光纤探头中的传输光线透射到检测样品溶液中直接激发出荧光信号而使系统得出虚假的探测结果,是进行系统和光纤探头设计时需要考虑的两个方面.这两个方面之间具有一定的对立性,如何在这二者之间找到平衡点并使两方面的要求都得到满足是本文研究的重点.

## 1 原理与结构

### 1.1 模式匹配原理

基于倏逝波的光纤生物传感器通常面临信号太弱且采集效率低的问题,为提高光纤探头在激发、收集和传输荧光时的效率,G. P. Anderson 等从实验和理论上分析了光纤探头的模式容量( $\cong V^2/2$ )匹配对传感器灵敏度和信号强弱的影响<sup>[6,7]</sup>.根据光纤光学理论,光纤的模式容量一般由  $V$  数值决定

$$V = \frac{2\pi r}{\lambda} (n_1^2 - n_2^2)^{1/2} \quad (1)$$

式中  $r$  是纤芯半径, $\lambda$  为光波波长, $n_1$  和  $n_2$  分别为全反射界面两侧介质的折射率.当光纤探头的带包层部分(非感应区)向插入待测溶液的部分(感应区)过渡时,由式(1)可知,由于  $n_2$  的突变,在探头的不同区间其模式容量也将发生突变.通常由于待测溶液的折射率小于光纤包层的折射率,故探头感应区的模式容量将比其非感应区的模式容量大,因而在所耦合荧光信号由探头感应区向非感应区传输的过程中,将由于模式容量的不匹配造成高阶模的泄露.而从倏逝场区域耦合进光纤探头的荧光信号主要集中于高阶模中,这就使得系统检测到的荧光信号弱,信噪比小.所以,在系统进行探测时,一般需要根据模式匹配原理对光纤探头进行设计,以提高光纤探头激发和收集荧光信号的效率.

为了提高传感器探头部分传输荧光信号的能力,Joel P. Golden 等人提出了使用锥型探头以达到探头的感应区和非感应区模式匹配的方法<sup>[7,8]</sup>.根据模式容量以及  $V$  数值的计算公式,光纤探头非感应区的  $V$  数值为

$$V_1 = \frac{2\pi r}{\lambda} (n_{co}^2 - n_{cl}^2)^{1/2} \quad (2)$$

式中  $n_{co}$  和  $n_{cl}$  分别为光纤探头的纤芯和包层的折射率.

而光纤探头感应区的  $V$  数值为

$$V_2 = \frac{2\pi r}{\lambda} (n_{co}^2 - n_{aq}^2)^{1/2} \quad (3)$$

式中  $n_{aq}$  为待测溶液的折射率.

根据模式匹配原理设计光纤探头的几何结构如图 1<sup>[9]</sup>.

由式(2)和式(3),可得出匹配时的探头半径

$$r_{match} = r_{cl} \sqrt{\frac{(n_{co}^2 - n_{cl}^2)}{(n_{co}^2 - n_{aq}^2)}} \quad (4)$$

\* 国防科学技术大学基础研究资助项目

Tel: 0731 4573760 Email: dlx2001dlx@sohu.com

收稿日期: 2005-03-07

式中  $r_{cl}$  为探头带包层部分纤芯的半径. 按式(4)调整光纤探头的感应区半径, 可使探头的非感应区和感应区满足模式匹配关系. 当光纤探头的感应区和非感应区达成了模式匹配后, 耦合进探头的荧光信号在从探头的非感应区向感应区传播的过程中, 不会因为模式容量的差异而造成高阶模被截止. 这将大大提高光纤探头的荧光传输效率, 也是提高传感器整体性能的关键之一.

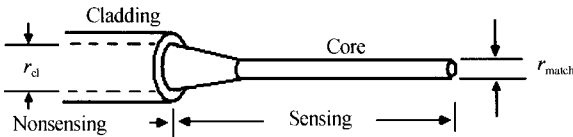


图1 锥型光纤探头结构  
Fig.1 The configuration of taper probe

### 1.2 光纤倏逝波生物传感器系统的光纤耦合结构

在传感器系统中, 采用光纤束作为激发光和系统所收集到的荧光信号的传输信道, 有助于实现系统结构的紧凑性和小型化, 降低信号在传输过程中的损耗, 提高系统的信噪比. 其中, 传输光纤束由五根光纤组成, 处于中心位置的为芯径较小的多模石英光纤, 它的主要作用是传输激发光, 均匀分布于石英光纤四周的是四根用来耦合和传输荧光信号的多模塑料光纤. 在此, 选用塑料光纤作为信号收集光纤主要是考虑到塑料光纤的数值孔径较大, 对荧光信号的耦合效果好. 当石英光纤将激发光传输到光

纤探头后, 激发光将在光纤探头中以全反射方式向前传输, 在全反射的过程中产生倏逝波对吸附于光纤探头表面的荧光标记分子进行激发, 激发产生的荧光信号经光纤探头耦合后由光纤探头后向导出并由多模塑料光纤束传输至光电倍增管探测. 传输光纤束与光纤探头的连接如图2.

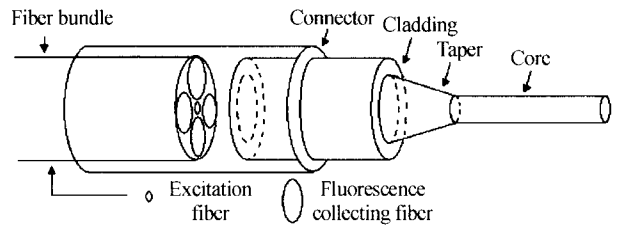


图2 传输光纤束与光纤探头的连接  
Fig.2 The sketch map of connecting the fiber bundle and fiber probe

## 2 光束限定

### 2.1 光纤探头中的光线轨迹

当激发光耦合进光纤探头后, 在光纤探头中传播的激发光在其传输过程中是否均能满足全反射条件, 是否会有激发光透射至样品溶液、激发溶液中的荧光分子, 从而产生虚假的荧光探测信号, 这就需要对激发光在光纤探头中的传输轨迹进行深入的分析. 在此, 考虑光纤探头所耦合激发光的极限情况, 即激发光的入射角为光纤探头的最大入射孔径角时, 激发光在锥型光纤探头中传输的光线轨迹<sup>[10]</sup>, 如图3.

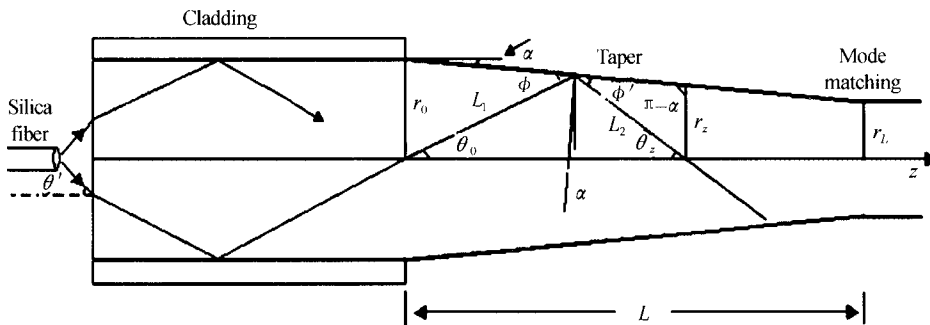


图3 激发光在锥型光纤探头中的光线传输轨迹  
Fig.3 Contrail of ray tracing through the tapered fiber probe

以纤芯半径为  $r_0 = 500 \mu\text{m}$  的光纤为例, 已知其纤芯折射率  $n_{co}$  为 1.458, 包层折射率  $n_{cl}$  为 1.410, 待测样品溶液的折射率  $n_{aq}$  为 1.333. 根据模式匹配理论, 由式(4)可求得满足模式匹配条件的光纤探头部分半径  $r_L = 314 \mu\text{m}$ . 下面分析上述极限情况的激发光在光纤探头中传输时是否满足全反射条件.

在图3中, 应用正弦定理, 可得

$$\frac{L_1}{\sin(\theta_z)} = \frac{L_2}{\sin(\theta_0)} \quad (5)$$

以及

$$\frac{L_1}{\sin(\frac{\pi}{2} - \alpha)} = \frac{r_0}{\sin(\phi)}, \quad \frac{L_2}{\sin(\frac{\pi}{2} + \alpha)} = \frac{r_z}{\sin(\phi')} \quad (6)$$

据反射定律  $\phi = \phi'$ , 代入式(6)即可求得

$$\frac{L_1}{L_2} = \frac{r_0}{r_z} \quad (7)$$

把式(7)代入式(5), 可得

$$r_0 \sin(\theta_0) = r_z \sin(\theta_z) \quad (8)$$

当  $z=L$  时, 可得

$$r_0 \sin(\theta_0) = r_L \sin(\theta_L) \quad (9)$$

将前面所给出的  $r_0 = 500 \mu\text{m}$ ,  $r_L = 314 \mu\text{m}$ , 代入式

(9), 可得

$$\theta_L = \arcsin \left[ \frac{500}{314} \times \sin(\theta_0) \right] \quad (10)$$

由光纤探头的数值孔径可求得光纤探头的最大入射孔径角  $\theta'$

$$\sin(\theta') = \frac{1}{n_0} \sqrt{n_{co}^2 - n_{cl}^2} \quad (11)$$

式中  $n_0$  为空气折射率.

代入纤芯、包层以及空气的折射率值, 即可求得

$$\sin(\theta') = \sqrt{(1.458)^2 - (1.41)^2} = 0.371$$

由折射定律有  $n_0 \sin(\theta') = n_{co} \sin(\theta_0)$ , 代入  $n_0$ 、 $n_{co}$  和  $\sin(\theta')$  的值, 可得

$$\sin(\theta_0) = 0.2545$$

将  $\sin(\theta_0)$  的值代入式(10)可得

$$\theta_L = 23.90^\circ$$

而传播光线相对于纤芯和溶液界面的入射角  $\theta_{in}$  为

$$\theta_{in} = 90^\circ - \theta_L - \alpha \quad (12)$$

代入  $\theta_L$  的值, 可得

$$\theta_{in} = 66.10^\circ - \alpha$$

式中  $\alpha$  为光纤探头的锥度角

$$\alpha = \arctan \left( \frac{r_0 - r_L}{L} \right) \quad (13)$$

同时, 传播光线在纤芯和溶液界面发生全反射的临界角  $\theta_{critical}$  为

$$\theta_{critical} = \arcsin \left( \frac{1.333}{1.458} \right) = 66.10^\circ \quad (14)$$

因锥度角  $\alpha > 0$ , 即  $\theta_{in} < \theta_{critical}$ , 故将有传播光线透射到溶液中. 其中最小入射角  $\theta_{in}$  和临界角  $\theta_{critical}$  以及光纤探头锥型部分长度  $L$  的关系如图 4.

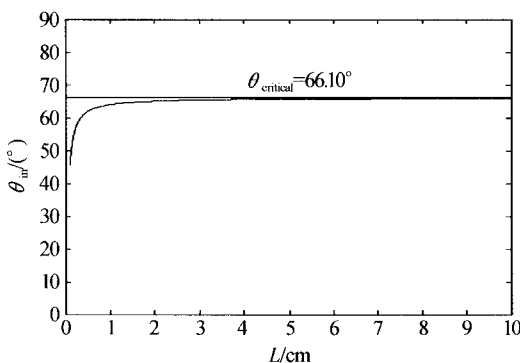


图 4 最小入射角  $\theta_{in}$  和临界角  $\theta_{critical}$  以及锥型部分长度  $L$  的关系

Fig. 4 Relationships of minimal incidence angle  $\theta_{in}$  with critical angle  $\theta_{critical}$  and tapered length  $L$

## 2.2 激发光传输光纤对光纤探头耦合光束的限定

为了在满足光纤探头模式匹配的条件下防止激发光透射到检测样品溶液中, 有必要对光纤探头所耦合的激发光束进行限定, 使激发光在光纤探头中反射传输时的入射角  $\theta_{in} \geq \theta_{critical}$ , 从而满足全反射的

传输条件. 由图 4 可以看出, 锥型光纤探头末端的最小入射角  $\theta_{in}$  与光纤探头的锥型长度  $L$  有关, 故在进行光纤探头的耦合光束限定时必需先给定光纤探头的锥型长度  $L$ . 下面对  $L$  取一给定值的情况进行研究.

一般情况下, 光纤探头的锥型长度  $L$  不超过 1 cm<sup>[6]</sup>, 在此, 按  $L=1$  cm 进行分析, 将光纤探头满足模式匹配的半径  $r_0=500 \mu\text{m}$ ,  $r_L=314 \mu\text{m}$ , 以及  $L$  的值代入式(13), 可求得光纤探头的锥度角  $\alpha=1.06^\circ$ .

为满足  $\theta_{in} \geq \theta_{critical}$ , 则由式(12)、(14)得

$$90^\circ - \theta_L - \alpha \geq 66.10^\circ$$

即

$$\theta_L \geq 22.84^\circ \quad (15)$$

将式(15)代入式(10), 可以求得

$$\sin(\theta_0) \geq 0.244$$

再考虑入射光从空气中透入光纤探头的情况, 根据折射定律有

$$1 \times \sin(\theta') = 1.458 \times \sin(\theta_0)$$

可得

$$\sin(\theta') \leq 0.355 \quad (16)$$

即当光纤探头的锥型长度  $L=1$  cm 时, 其入射光的耦合角应满足  $\sin(\theta') \leq 0.355$ , 而不能只由其孔径角所满足的  $\sin(\theta') = \sqrt{(1.458)^2 - (1.41)^2} = 0.371$  来限定.

所以, 当  $L=1$  cm 时, 在选择传输激发光的石英光纤时, 应注意使石英光纤的出射孔径角满足  $\sin(\theta') \leq 0.355$  以限定光纤探头的耦合光束入射角, 否则激发光在光纤探头中传输时将发生泄漏. 由前面的分析可以清楚的看到, 当光纤探头的锥型长度  $L$  越小时, 要求传输石英光纤的出射孔径角所满足的  $\sin(\theta')$  也越小. 而当  $L$  增加时  $\sin(\theta')$  也将慢慢增大, 逐步逼近光纤探头自身的数值孔径. 但无论  $L$  多大, 传输激发光的石英光纤的数值孔径都应适当小于光纤探头的数值孔径, 而不能等于或大于光纤探头的数值孔径, 才能使激发光在光纤探头的整个传输过程中均满足全反射传输条件. 且由于光纤探头本身长度一般不超过 10 cm, 这就决定了其锥型长度  $L$  的取值不可能很大, 一般情况下  $L$  的取值不超过 1 cm, 所以在进行系统设计时需要针对  $L$  的具体值仔细计算光纤探头可以容纳的最大耦合入射角, 以选择合适数值孔径的传输石英光纤来对光纤探头所耦合光束的入射角进行限定.

## 3 实验及结果讨论

下面根据上述的讨论情况对几种不同数值孔径

的传输光纤进行实验研究. 石英光纤探头的纤芯半径  $r_0 = 500 \mu\text{m}$ , 纤芯折射率  $n_{\text{co}}$  为 1.458, 包层折射率  $n_{\text{cl}}$  为 1.410, 其待测样品溶液的折射率  $n_{\text{aq}}$  为 1.333, 光纤探头的锥型长度  $L = 1 \text{ cm}$ .

用作传输的光纤一共取三种, 分别为数值孔径  $NA_1 = 0.63$  的多组份玻璃光纤、数值孔径与光纤探头相同的 ( $NA_2 = 0.371$ ) 的石英光纤以及数值孔径  $NA_3 = 0.27$  的石英光纤. 分别对使用这三种不同数值孔径的光纤用作激发光传输时光纤探头的透过功率进行探测, 探测到的功率即为传输功率中满足光纤探头耦合限定要求的功率部分. 考虑到激发光在透过光纤探头的传输过程中, 存在端面反射、光纤的吸收以及杂质散射等功率损耗, 直接将光纤探头的透过功率与入射功率进行比较将存在较大的数值误差, 且实验的结果对比对分析光纤探头的光束限定损耗不是很清晰, 故根据前面的分析结果, 选择满足光纤探头的耦合光束限定条件的传输光纤情形作为信号参照.

在实验的过程中, 选用数值孔径  $NA_3 = 0.27$  的石英光纤进行激发光传输的情形作为参照, 由于  $NA_3$  小于光纤探头中传输光的限定要求值 0.355, 此时激发光在光纤探头中全部满足全反射的传输条件, 可以认为此时不存在光纤探头的光束耦合限定损耗. 将此时的光纤探头透射功率计为 1, 然后将另外两种情况的检测结果分别与之对比, 实验结果如图 5.

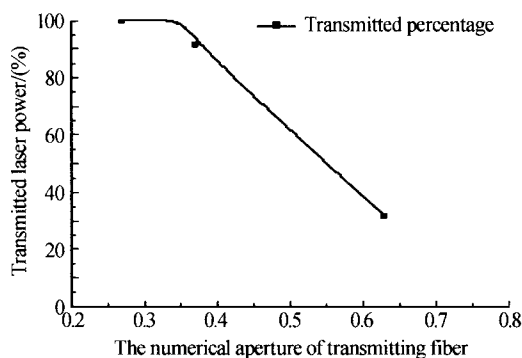


图 5 光纤探头的透射功率与激发光光纤数值孔径的关系  
Fig. 5 Relationship of probe transmission power with NA of exciting laser fiber

通过对上述三种情况的实验结果进行比较, 可以发现, 使用多组份玻璃光纤作为传输光纤时激发光在光纤探头中发生了严重泄漏, 这是由于该多组份玻璃光纤的数值孔径  $NA_1 = 0.63$ , 比光纤探头的限定数值孔径  $NA_0 = 0.355$  大得多, 使得耦合进光纤探头的大部分光线均不满足锥型光纤探头对光束的限定条件, 大部分激发光在光纤探头的传输过程中因不满足全反射条件而直接透射到检测的样品溶

液中, 这将激发样品溶液中的荧光分子产生荧光信号, 从而使系统得到虚假的探测结果. 当使用与光纤探头具有相同数值孔径的光纤作为传输光纤时, 由于光纤探头存在锥度角, 故激发光在光纤探头中传输时也将发生一定的光线泄漏而影响系统的探测结果. 只有当传输光纤的数值孔径满足光纤探头的限定数值孔径时, 才不会在光纤探头中产生泄漏光线. 从整体来看, 实验结果与前面的理论分析结果吻合较好.

## 4 结论

光纤探头的研究和设计在光纤倏逝波生物传感器研究中有着十分重要的作用, 通过对光纤探头中激发光的传输轨迹进行研究有助于设计出合理的光纤探头和系统整体, 它既能提高整个系统的探测极限和灵敏度, 又可以防止激发光透射到样品溶液中激发荧光分子而造成虚假的探测信号. 首先根据模式匹配理论对光纤探头进行优化设计, 然后再对激发光在光纤探头中的传输路径进行分析, 根据所获得的分析结果, 在系统结构设计时选取合适数值孔径的石英光纤来传输激发光, 以此作为对光纤探头耦合光束入射角的限定. 分析结果表明, 该方法可满足光纤探头设计中上述两个不同方面的要求.

## 参考文献

- 翟俊辉, 黄惠杰, 杨瑞馥, 等. 光纤生物传感器用于核酸的特异性检测. 分析化学, 2003, **31**(1): 34~37  
Zhai J H, Huang H J, Yang R F, et al. Chinese Journal of Analytical Chemistry, 2003, **31**(1): 34~37
- 徐国雄, 黄震, 倪旭翔, 等. 生物芯片检测系统中荧光信号强度及系统灵敏度分析. 光子学报, 2004, **33**(10): 1192~1195  
Xu G X, Huang Z, Ni X X, et al. Acta Photonica Sinica, 2004, **33**(10): 1192~1195
- 杨玉孝, 王永峰, 熊开利, 等. 光纤生物免疫传感器原理及关键技术研究. 光子学报, 2005, **34**(1): 121~125  
Yang Y X, Wang Y F, Xiong K L, et al. Acta Photonica Sinica, 2005, **34**(2): 121~125
- 孙艳, 孙峰, 杨玉孝, 等. 用于纳米生物膜层厚度测试的光纤生物传感器. 光子学报, 2002, **31**(6): 657~661  
Sun Y, Sun F, Yang Y X, et al. Acta Photonica Sinica, 2002, **31**(6): 657~661
- Anderson G P, Rowe-Taitt C A, Ligler F S. Raptor: A Portable, Automated Biosensor. Proceedings of the First Conference on Point Detection for Chemical and Biological Defense, 2000
- Nidhi Nath, Sneha Anand. Evanescent wave fiber optic fluorosensor; effect of tapering configuration on the signal acquisition. Opt Eng, 1998, **37**(1): 220~228

- 7 Anderson G P, Golden J P, Ligler F S, *et al.* An evanescent wave biosensor—part I: fluorescent signal acquisition from step-etched fiber optic probes. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1994, **41**(6): 578~583
- 8 Golden J P, Anderson G P, Ligler F S, *et al.* An evanescent wave biosensor—part II: fluorescent signal acquisition from tapered fiber optic probes. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1994, **41**(6): 585~591
- 9 邓立新,冯莹,唐波. 光纤免疫生物传感器的探针设计. *传感技术学报*, 2004, **17**(3): 520~525  
Deng L X, Feng Y, Tang B. *Chinese Journal of Sensors and Actuators*, 2004, **17**(3): 520~525
- 10 夏可宇,于荣金,孟华茂. 1×7 锥型混合棒塑料光纤耦合器. *光子学报*, 2004, **33**(8): 908~911  
Xia K Y, Yu R J, Meng H M. *Acta Photonica Sinica*, 2004, **33**(8): 908~911

## The Probe Coupling Beam Limiting in Fiber Optic Evanescent Wave Biosensor

Deng Lixin, Feng Ying

*College of photoelectric Science and Engineering, National University of Defense Technology, Changsha 410073*

Received date: 2005-03-07

**Abstract** The matching radius of fiber probes with given conditions ation based on the theory of mode matching. The ray tracing of exciting laser propagation in the tapered probe with the calculated matching radius is analysed. The analyzing results indicate: if the probe coupling beams were without limitation, some rays would not satisfy the conditions of total internal reflection when they were propagated in tapered probe and would leak out the probe. In this case, the biosensor system would get false detection result and affected the system reliability. It presented this problem and resolved it in the system designing procedures.

**Keywords** Optical measurement; Sensor technology; Biosensor; Evanescent wave; Beam limiting



**Deng Lixin** was born in 1973. He obtained his B. S. and M. S. degrees from National University of Defense Technology in 1995 and 2001 respectively. He is currently pursuing the Ph. D. degree in the National University of Defense Technology. His main research interests focus on fiber optic technologies and biosensors.