

# 上转换发光免疫试纸条扫描检测系统研究\*

卢 健<sup>1,3</sup> 周 蕾<sup>2</sup> 赵永凯<sup>1,3</sup> 黄立华<sup>1,3</sup> 刘 蕾<sup>1,3</sup> 杨瑞馥<sup>2</sup> 黄惠杰<sup>1,3</sup>

(1 中国科学院上海光学精密机械研究所, 上海 201800)

(2 军事医学科学院微生物流行病学研究所, 北京 100071)

(3 中国科学院研究生院, 北京 100039)

**摘 要** 研制了一种以上转换发光材料作为标记物的扫描检测系统, 有别于传统的测量方法, 可做出定量和多重分析. 扫描检测系统以扫描方式逐点测量经生物反应而结合上去的 UCP 颗粒的含量, 记录整个免疫试纸条的信息, 计算出被测样品中特定生物分子的浓度. 实验结果表明, 该系统对兔抗鼠疫免疫球蛋白(IgG)标准样品的检测灵敏度达到百 ng/mL 量级, 且具有变异系数小于 6% 的重复性, 符合生物免疫测定的要求.

**关键词** 光学计量; 扫描检测; 上转换发光技术; 上转换发光材料

**中图分类号** Q631 **文献标识码** A

## 0 引言

近年来, 一种新型标记物—上转换发光材料(Up-Converting Phosphor, UCP)的出现为免疫层析技术提供了新的可能. UCP 绝无仅有的上转换发光现象, 使微观进行的免疫反应以可被仪器精确检测的可见光信号表现出来. UCP 作为标记物拥有传统标记物所无法比拟的优势<sup>[1]</sup>, 用光子能量高的紫外光对标记物进行激发时, 会对被检测的生物样品产生损伤, 而 UCP 采用低光子能量的红外光源为激发光, 所以用 UCP 作为标记物可进行无损伤的动态监测; 一般荧光标记物在检测过程中会产生猝灭, 使得时间分辨检测无法进行, 而 UCP 发光性能稳定, 因而用它做标记物使实验方法更灵活, 不受标记物的限制; 酶、放射性同位素等标记物在反应过程中通常都会产生有害物质, 而 UCP 吸收红外光、发射可见光、自身性质又极稳定, 因而使用安全; 与胶体金标记技术只能作定性分析相比, 采用 UCP 可进行定量分析、多重分析的优势, 且其灵敏度是胶体金的 100 倍.

本文所提到的扫描检测系统通过扫描检测试纸条, 利用集成化的光学电子元件探测可见光, 通过光电转换器件将光信号转换为电压值, 并与目标被检物的具体浓度一一对应, 从而实现微量生物物质的快速定量检测.

## 1 上转换发光技术

上转换发光技术(Up-Converting Phosphor

Technology, UPT)是基于上转换发光材料而发展起来的一种新型标记技术. UCP 是由几种稀土金属元素掺杂于某些晶体的晶格中构成的纳米级颗粒<sup>[2]</sup>. 由于其独特的结构, 可以出现反 Stokes 现象, 即这种材料可在红外光区(波长 > 780 nm)被激发, 却发射波长远短于激发光的可见光(波长为 475~670 nm). 这一现象在自然界中并不存在, 其基本原理是双光子或多光子荧光, 即能量上转<sup>[3~6]</sup>.

选择不同的吸收子、发射子和主基质可使 UCP 具有不同的光学性质, 成为其使用灵活的基础. 本扫描检测系统采用的 UCP 材料为 NaYF<sub>4</sub>: Yb<sup>3+</sup>, Er<sup>3+</sup>, 利用 980 nm 的激光器来激发, 其发射光主峰值波长为 541.5 nm.

## 2 UCP 的制备及前期处理

UCP 的制备主要有两种方法<sup>[7]</sup>, 一次合成的 UCP 颗粒尺寸、大小、形状和均一性较研磨的更胜一筹, 所以采用一次合成方法获得 UCP 颗粒. 研究中, UCP 颗粒的制备过程利用了 Y<sup>3+</sup>、Yb<sup>3+</sup>、Er<sup>3+</sup> 三种离子与 F<sup>-</sup> 共沉淀, 并与 NaF 反应生成发光物质 NaYF<sub>4</sub>. 但 UCP 不具有与生物活性分子直接结合的官能团, 给 UCP 的表面覆盖一层薄而均匀的 SiO<sub>2</sub>, 这个问题便可迎刃而解. 应用一些特殊的硅烷化试剂的衍生物对 UCP 颗粒进行一系列的表面修饰, 经过功能化的 UCP 以它表面所带有的活性游离基团与抗原、抗体、生物素、葡萄球菌蛋白 A (SPA)、表达蛋白、核酸等生物活性分子实现了共价结合.

通过以上步骤, UCP 便可灵活应用于多种分析领域.

\*国家自然科学基金(60378024)资助

Tel: 021-69918829 Email: lujian\_1980@163.com

收稿日期: 2005-01-20

### 3 免疫层析试纸条

试纸条主要是由五部分组成(如图 1),包括:样品垫、结合垫、膜、吸水垫、塑料背板. 样品垫、结合垫、膜、吸水垫固定于塑料背板上. 样品垫是滴加被检样品的部位;结合垫中含有 UCP-抗体结合物,其中的抗体可特异性地结合检测样品中可能存在的被检物;检测带与质控带均固定于膜的某一具体位置;吸水垫通过虹吸作用提供液体流过整个试纸条的动力. 各个部分之间的重叠区域保证了液体在试纸条上流动连续性. 检测过程中,将样品滴加到样品垫上,样品通过渗透与虹吸作用进入结合垫,其中的 UCP-抗体结合物重新溶解游离,并与样品中可能存在的被检物发生免疫反应;生成的免疫复合物以及游离的 UCP-抗体结合物在吸水垫的作用下,离开结合垫进入膜,并在其内部向吸水垫的方向流动,此过程中免疫复合物以及游离的 UCP-抗体结合物将和检测带以及质控带上的生物活性分子特异性的发生反应.

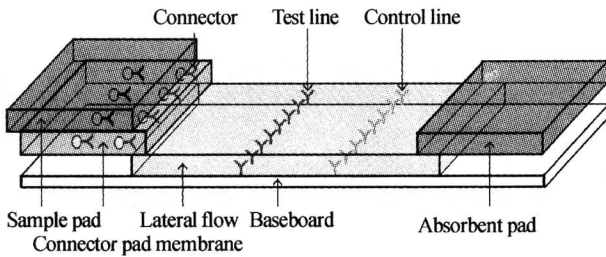


图 1 免疫层析试纸条结构  
Fig. 1 Structure of test strip

### 4 扫描检测系统工作原理

扫描检测系统是一台光机电一体化检测仪器,通过扫描方式对试纸条上被检测区域内 UCP 颗粒的含量进行精确检测,最终确定被检测样品中所含有的目标被检物的浓度.

在扫描检测过程中,一定波长和功率的红外激光聚焦在被测试纸条表面,试纸条上的 UCP 颗粒受激发射出某一波长范围内的可见光;同时,传感器对这部分可见光进行采集,并通过光电转换器件将光信号转化为电信号(电压),由微机采集并处理所得的电信号,绘制出被测试纸条表面 UCP 颗粒分布的曲线,依据一定算法计算出结果,其原理如图 2<sup>[2,8~10]</sup>.

检测带上 UCP 颗粒的含量并不能直观地对应于目标被检物的浓度. 这是由于:不同尺寸的 UCP 颗粒的受激发光效率不同;滴加的被检样品量有差异;在免疫反应过程中,UCP 颗粒会不断沉积到试

纸条表面,减少了两条带上的绝对 UCP 颗粒含量,同时尽管试纸条的材质相同,但不同试纸条的沉积效应也不尽相同. 因此,扫描得到的检测带信号( $T$ )无法与目标被检物浓度建立对应关系.

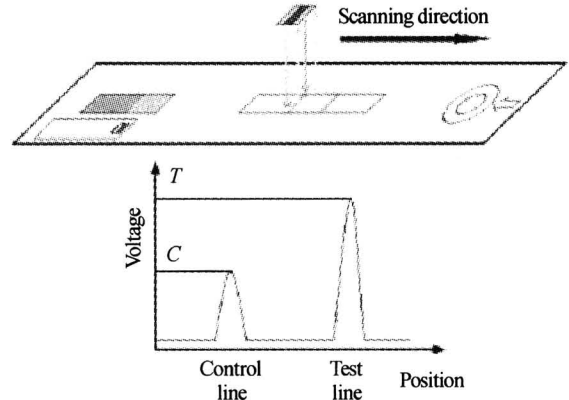


图 2 扫描检测系统测量原理  
Fig. 2 Detection principle of scanning system

由于同一试纸条上质控带与检测带的反应条件相同,为避免上述因素的影响,可采用检测带信号( $T$ )与质控带信号( $C$ )的比值( $T/C$ )作为判断信息,通过对标准浓度样品的检测,拟合出  $T/C$  与目标被检物浓度之间的线性方程,作为本系统的检测依据.

### 5 扫描检测系统的组成

扫描检测系统就是要对试纸条上的有效信息量尽可能多地获取,同时也要将干扰信号和各种不稳定因素最大可能地排除,这就需要各个部分相互协作才能完成,因此在本系统中有如下安排,如图 3.

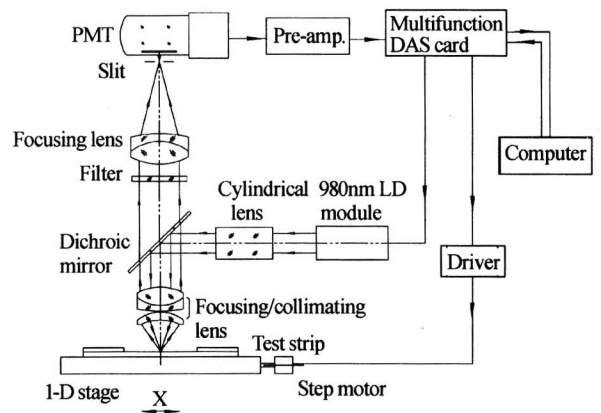


图 3 扫描检测系统结构  
Fig. 3 Structure of the scanning system

#### 5.1 光学系统

整个光学系统由激光光源、柱面镜、分色镜、聚焦/准直镜、滤光片、聚焦镜、狭缝、光电接收器组成: 1)激光光源:980 nm 半导体激光器,功率在 20~30 mW 之间,图 4 是激光工作在 30 mW 时的光谱图;2)柱面镜:形成矩形激光光斑,使激光束聚焦为焦线对试纸条表面进行一维扫描;3)分色镜与滤光片:分色镜

的作用是反射激光束,同时透过从试纸条发出的荧光.要求其有尽可能高的反射率,对荧光有尽可能高的透过率;滤光片的作用是尽可能多地滤去混入荧光信号中的杂散光,降低本底噪音,提高灵敏度.本仪器中所选择的这两种光学元件有如图 5、6 的指标.980 nm 处的透过率  $T_{980}$  约为 0.88%,若不计光能损失,其反射率  $R_{980} = 1 - T_{980}$ ,约为 99.12%. 分光镜对荧光波长的透过率在 85~95%之间,对 541.5 nm 波长的荧光,滤光片的透过率  $> 0.85$ ,而对于干扰最大的 980 nm 杂光信号,其透过率接近 0;4) 聚焦/准直镜:对激光束起聚焦作用,对荧光起准直作用;5) 聚焦镜与狭缝:聚焦镜把荧光聚焦于狭缝处,它与聚焦/准直镜组成一个共焦系统<sup>[11]</sup>,有利于降低杂光;6) 光电接收器:金属封装光电倍增管模块(PMT),其光敏面

尺寸为  $\Phi 8$  mm,波长响应范围为 300~850 nm,对波长为 980 nm 的激发光无响应.

### 5.2 平台驱动系统

试纸条放置在一维运动平台上,平台由步进电机驱动,完成试纸条的一维扫描测量.本次所选电机分辨率为  $0.1 \mu\text{m}$ ,在设计中将试纸条上的测量范围均匀地分为 1200 个点,足以满足对测量范围内的各点定点测量.它和一个丝杆相连,通过联轴器带动丝杆转动.与丝杆配合的传动螺母带动扫描平台在导轨上往复运动,带动工作平台一起运动,方向由电机旋转方向确定,行程长度由两个霍尔传感器来确定.嵌入式计算机通过多功能卡进行实时查询,当捕获到该变化时,控制电机做出相应的变化,如停转或反转.

### 5.3 电子信号处理系统

将 PMT 的光电流信号转换成电压量,通过微机系统中的 A/D 转换模块按一定的转换比例再转换为数字信号,送入微机控制系统处理.同时还让微机选择 PMT 的控制电压,使得仪器在工作范围内用最合适的转换关系处理所得的光信号,此点尤其对反应物浓度较低的情况下有很好的补偿作用.

### 5.4 微机控制系统

采用计算机控制集成于仪器内的多功能板卡来完成步进电机运动、PMT 的采集与处理、控制仪器的工作状态、采集和处理测量数据,给出测量结果,使得仪器可独立工作.测量结果也可由微机打印机打印输出,并可存入仪器内存.此次选用的板卡是基于 PC104 的总线形式,其优点是低功耗,这可以降低仪器内部的温度,使得工作更加稳定,同样减少了由温度所带来的影响.

微弱信号往往是最为重要的数据之一,选择合适的的数据转换准确度对测量结果也有着重要影响.经过反复的实验证明,并结合生物反应的特性,选用 12 位的 A/D 转换准确度可将信息转换为可靠的数字信号.

## 6 结果分析

### 6.1 数据处理算法

由于传感器的内部和外部总是存在一些不稳定因素,不可避免地产生各种各样的噪音.这些噪音出现后会造每个数据采集点对应真实值的上下偏差,使得扫描结果曲线因小的波动而变得粗糙,进而对系统的检测稳定性造成影响.对于同一个点采用多次测量求其平均值的方法,减少了测量数据随时间的误差;系统内部设置了平滑去噪程序,即对整条曲线采用 5 点平滑以及基线平移的方法.以上两项措施依次消除了元件性能波动以及 UCP 颗粒残留

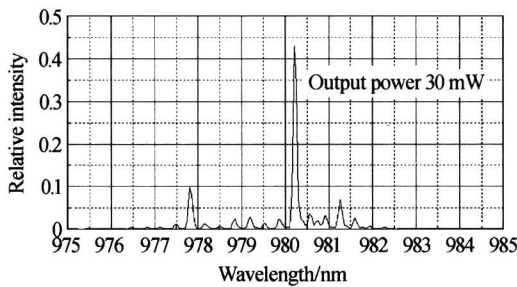


图 4 激光器功率为 30 mW 的光谱  
Fig. 4 Spectrum of 980 nm laser diode at 30 mW

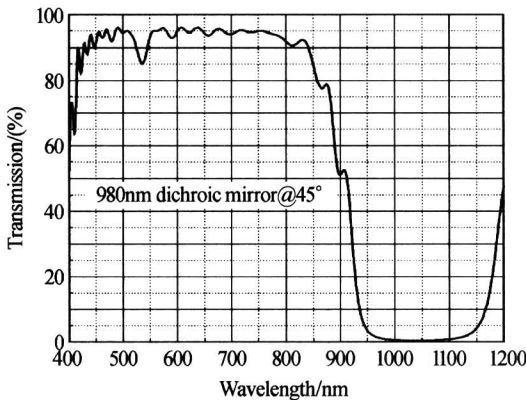


图 5 分光镜反射面与光轴夹角为 45°时的透过率曲线  
Fig. 5 Spectral transmission curve of dichroic mirror

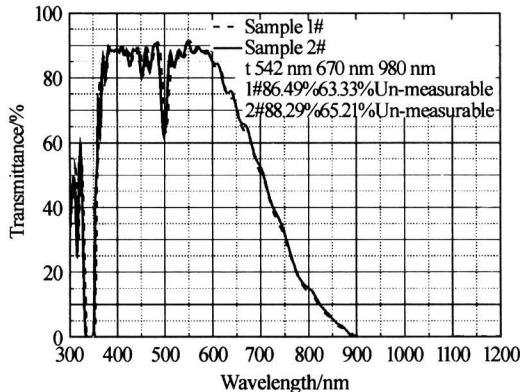


图 6 滤光片的透过率曲线  
Fig. 6 Spectral transmission curves of filter

产生的噪音干扰。

扫描检测系统中,以质控带与检测带对应峰的峰高作为其各自免疫反应强度的代表。然而,通过输入确定位置坐标(数据采集点数)来获得峰高(传感器检测信号)是无法实现的。首先,峰的位置坐标是不确定的。与峰坐标对应的检测带与质控带位置,是在试纸条的制备过程中决定的,而这一过程中存在很多因素会严重影响到二者的绝对位置以及相对距离,如:点样过程中的人工定位误差(影响绝对位置)、点样仪的点样位置误差(影响相对距离)以及试纸条的装配误差(影响绝对位置)等。其次,峰形是不规则的。由于免疫层析微观反应动力学的复杂性,使得质控带与检测带所对应的峰形并非中心对称或其他规则形状,因而即使确知二者的中心位置,也无法推测最大值对应的坐标。在传感器的数理计算程序中添加了自动搜索最大值功能,即在初定位的基础上,在其左右一定范围内自动对最大值(峰高)进行搜索。此算法以程序的智能化对各种原因引起的位置偏差进行弥补,整个数据处理过程如图7。

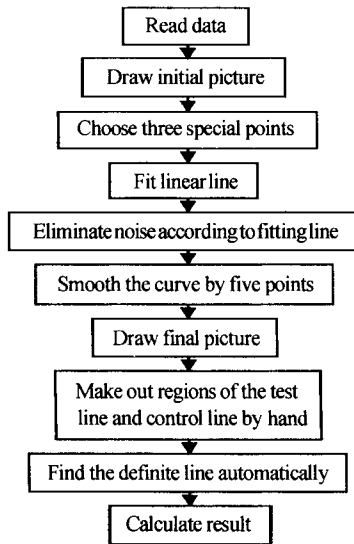


图7 数据处理流程  
Fig.7 The data processing

6.2 处理结果

使用基于双抗原夹心模式的UPT试纸条,对不同浓度(百ng量级)样品进行免疫检测。以测量点为横坐标,测量值为纵坐标得到如图8的结果,其中可以明显地看到T和C两条带,这基本上能反应试纸条的UCP颗粒浓度。通过仪器自身的处理软件得到所需要的T/C值。对一片试纸条和多片试纸条重复性试验,得到如表1和表2的数据。图9显示了对同一片试纸条测量时的重复性,测量结果的T/C值表明此系统比较稳定。另外我们利用一系列不同浓度的试纸条检测了仪器的工作线性度,排除一些特殊原因,由图10可见仪器还具有很好的响

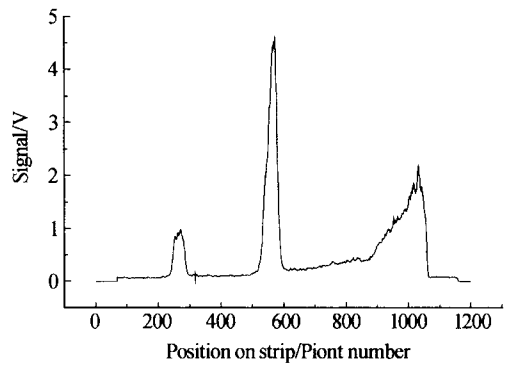


图8 5 mg/mL 浓度下试纸条测量结果  
Fig.8 Scanning result of a test strip at a concentration of 5 mg/mL

表1 5 g/mL 浓度下试纸条测量值

测量值	T/V	C/V	T/C
1	4.59807	0.98088	4.687793
2	4.37725	0.9653	4.53453
3	4.32598	0.92708	4.666138
4	5.36003	1.1315	4.737091
5	5.59569	1.16539	4.80146
6	5.11433	1.16698	4.382505
7	4.81374	1.10033	4.374836
8	4.80589	1.03052	4.663527
9	4.48726	0.93439	4.802382
10	4.40684	0.89335	4.932912
变异系数	0.13909	0.03289	0.0573

表2 不同浓度试纸条重复测量得到的T/C值

片号	400 ng/mL	800 ng/mL	2000 ng/mL	2250 ng/mL	5000 ng/mL	6000 ng/mL
1	0.473382	0.691367	1.554146	1.582804	4.687793	4.970179
2	0.501085	0.677085	1.538249	1.622086	4.53453	4.806306
3	0.508316	0.643874	1.588033	1.654944	4.666138	4.936321
4	0.521251	0.615703	1.682652	1.656617	4.737091	4.828119
5	0.480268	0.657501	1.664669	1.6592	4.80146	5.126628
6	0.502783	0.681868	1.551085	1.58323	4.382505	4.735073
7	0.489747	0.656168	1.529613	1.604158	4.374836	4.689552
8	0.511185	0.657315	1.507977	1.646307	4.663527	4.683621
9	0.517813	0.649853	1.52302	1.683927	4.802382	4.646408
10	0.481149	0.665854	1.534802	1.651173	4.932912	4.678144
变异系数	0.00528	0.00678	0.01899	0.01093	0.05731	0.04972

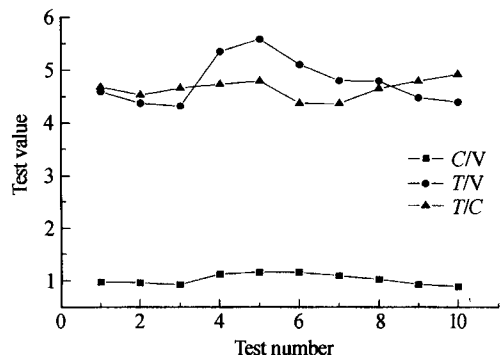


图9 扫描检测系统的工作稳定性  
Fig.9 Stability of the scanning system

应线性度,其中横坐标为样品中的被检测物浓度。

### 6.3 结果分析

1)图 8 的测量结果中有一定的毛刺. 首先是因为有不可避免的自然光和暗电流, 它们会直接影响 PMT 感应结果; 其次免疫层析过程中, 会有少量的 UCP 颗粒不断因为重力与阻力等因素的影响沉积在试纸条表面, 在受激发光激发时, 会产生荧光噪音; 第三, 元件中任何一项的轻微变化也会让该点同样有所波动; 此外电机在转动时也存在一定的电磁效应. 以上四点都会对测量值有所影响.

2)由表 1 与图 9 的数据可见, 每次测量结果有一定的偏差, 仪器工作时总会存在各种不稳定因素, 如: 激光功率的稳定性、平台滑动过程中位置的偏差、工作过程中试纸条的抖动、仪器电源所带来工作电压的变化等. 虽然  $T$  与  $C$  的值波动相当明显, 但真正有意义的数值却是在同一状态下短时间内它们两者的比值——最终的判定依据  $T/C$ . 即使个体在变, 只要其关系是恒定的, 这样数据可信度就较高. 同样表 2 中对于不同浓度试纸条所得  $T/C$  数据的波动性也很小, 其中最大的变异系数也小于 6%, 再一次反映了用  $T/C$  值作为测量结果是有效的.

3)图 10 的线性曲线, 总体而言  $T/C$  值相对于浓度的变化保持相同的变化趋势, 基本能满足工作要求. 但对图中几个特殊点有以下几点分析: 1) 第一个点的测量值偏高, 主要是因为是在低浓度的情况下, 本身所产生的信号就比较弱, 这样就很可能将信号淹没在噪音中, 即使通过智能化的算法处理出的信号也可能夹杂有噪音, 不能真正反应此时应有的测量值,  $T$  和  $C$  值如果同时受到这样的影响, 则必然导致  $T/C$  值变大; 2) 一个很高的奇异点, 这一可能存在的原因是在这一块试纸条上生物反应发生异常, 或是在试纸条的制备过程中出现不均匀现象, 使大量的 UCP 颗粒多数沉积在该点, 这些都是仪器自身所不能克服的, 就需要进一步研究生物反应机理和改善免疫试纸条的制作工艺; 3) 最后两点的测量值突然下降, 是因为在高浓度的情况下, 生物反应

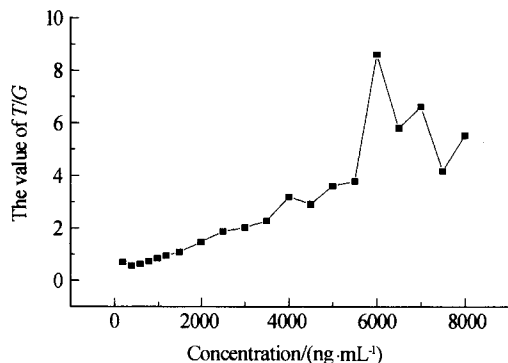


图 10 扫描检测系统的响应曲线

Fig. 10 Response curve of the scanning system

会出现其它异常情况, 不能将浓度信息完全反映在试纸条上. 此图中的三个特殊点虽不能说明仪器之错, 但是也提醒我们还有需要继续解决的问题.

4)如果去除了以上三种特殊点, 在 400~7000 ng/mL 浓度范围内具有良好的线性响应特性, 可以拟合出一条浓度和  $T/C$  值之间的线性方程

$$y(\text{浓度}) = 1132.5x(T/C \text{ 值}) + 422.54$$

式中的相关系数  $R^2$  为 0.9253. 由此就可以通过测量  $T/C$  值得到样品中被测物的浓度, 如图 11.

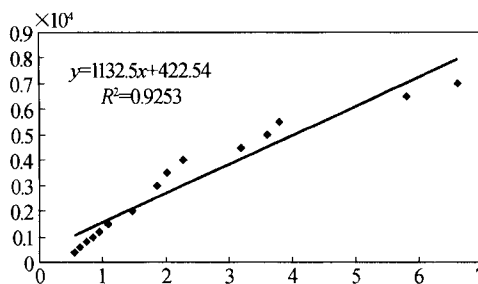


图 11 浓度与  $T/C$  值的拟合直线与方程

Fig. 11 Fitting line and equation

从以上结果与分析可知, 本扫描检测系统已具有较好的实用性和可行性. 还需要进一步改进的是: 进一步提高仪器抗干扰性能, 对不稳定因素要有相应的补偿措施, 加强对被检免疫试纸条的筛选, 扩大仪器的有效工作范围. 此外还要深层次地研究上转换发光材料的发光机理、上转换材料的发光寿命对测量方法的影响和生物反应机制对测量结果的影响, 进一步完善扫描检测系统.

## 7 结论

研制成一种基于上转换发光技术的免疫层析试纸条扫描检测系统, 测量中利用同一试纸条上质控带与检测带检测信号的比值进行计算分析, 根本上保证了扫描检测结果的可靠性与稳定性. 对兔抗鼠疫免疫球蛋白标准样品进行了检测, 灵敏度达到百 ng/mL, 在 400~7000 ng/mL 浓度范围内具有良好的线性响应特性, 重复性变异系数小于 6%, 基本符合实际检测与分析的要求.

本扫描检测系统将 UCP 独有的上转换发光技术与生物医学检测技术相结合, 通过 UCP 将免疫反应的特异性、敏感性与光学电子仪器检测的精密性相结合, 使得微观免疫反应的精确定量检测成为可能.

对扫描检测系统抗干扰性能、稳定性以及生物反应机理进一步改进后, 本扫描检测系统必将对日益发展的生物检测技术提供有力的技术保障.

### 参考文献

1 Zarlning D A, Rossi M J, Reppers N A, et al. Up-

- converting reporters for biological and other assays using laser excitation techniques. US Patent, C08g, 6537829, 2003~03~25
- 2 Niedbala R S, Feindt H, Kardos K, *et al.* Detection of analytes by immunoassay using up-converting phosphor technology. *Analytical Biochemistry*, 2001, **293**(1): 22~30
  - 3 Niedbala R S, Vail T L, Fiendt H, *et al.* Multiphoton up-converting phosphors for use in rapid immunoassays. *SPIE*, 2000, **3913**: 193~203
  - 4 冯鸣, 阮双琛, 杜晨林, 等. 掺 Yb<sup>3+</sup> + 双包层光纤激光器中频率上转换产生可见光的实验研究. 光子学报, 2004, **33**(6): 648~650  
Fen M, Nuan S S, Du C L, *et al.* *Acta Photonica Sinica*, 2004, **33**(7): 814~817
  - 5 Qin G S, Qin W P, Huang S H, *et al.* Up-converting Yb<sup>3+</sup>-Er<sup>3+</sup> co-doped amorphous fluoride thin films prepared by pulsed-laser deposition for visible light source. *Solid State Communications*, 2001, **120**(5): 211~244
  - 6 杨玲珍, 董淑福, 郑瑶雷, 等. 掺 Yb<sup>3+</sup> 双包层光纤中的绿光荧光分析. 光子学报, 2003, **32**(8): 897~899  
Yang L Z, Dong S F, Zhen Y L, *et al.* *Acta Photonica Sinica*, 2003, **32**(8): 897~899
  - 7 Shang L, Fiendt H, Giannaras G, *et al.* Preparation, characterization, and fabrication of uniform coated Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>: RE<sup>3+</sup> up-converting phosphors particles for biological detection application. *SPIE*, 2002, **4809**: 100~109
  - 8 Hampl J, Hall M, Mufti N, *et al.* Up-converting phosphor reporters in immunochromatographic assays. *Analytical Biochemistry*, 2001, **288**(2): 176~187
  - 9 Corstjens P, Zuiderwijk M, Brink A, *et al.* Use of up-converting phosphor reporters in lateral-flow assays to detect specific nucleic acid sequences: a rapid, sensitive DNA test to identify human papillomavirus type 16 infection. *Clinical Chemistry*, 2001, **47**(10): 1885~1893
  - 10 Zijmans H, Bonnet J, Burton J, *et al.* Detection of cell and tissue surface antigens using up-converting phosphors: a new technology. *Analytical Biochemistry*, 1999, **267**(1): 30~36
  - 11 周望, 陈林森, 叶燕. 共焦光学传感头用于红外上转换油墨的微弱光检测. 光子学报, 2004, **33**(7): 814~817  
Zhou W, Chen L S, Ye Y. *Acta Photonica Sinica*, 2004, **33**(7): 814~817

## Scanning Detection System of UPT-Based Immunoassay Test Strip

Lu Jian<sup>1,3</sup>, Zhou Lei<sup>2</sup>, Zhao Yongkai<sup>1,3</sup>, Huang Lihua<sup>1,3</sup>, Liu Lei<sup>1,3</sup>, Yang Ruifu<sup>2</sup>, Huang Huijie<sup>1,3</sup>

1 Shanghai Institute of Optics and Fine Mechanics, The Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800

2 Institute of Microbiology and Epidemiology, Academy of Military Medical Sciences, Beijing 100071

3 Graduated School of the Chinese Academy of Sciences, Beijing 100039

Received date: 2005-01-20

**Abstract** A new scanning system is developed, which is a new biosensor for the immunoassay by using the label of up-converting phosphors (UCP), which is different from traditional methods and suitable for multiplexing and quantitative analysis. The system scans the strip point by point in order to record all the information on it, then figures out the concentration of the biological molecular from the content of the UCP on the test strip. It is effective to take precise detection of micro-immunoreaction to the degree of hundreds ng/ml with fine stability, which meet the requirements of the immunoassay.

**Keywords** Optical metrology; Scanning detection; Up-Converting phosphor technology; Up-Converting phosphor



**Lu Jian** was born in August, 1980. He earned Bachelor's degree of electrical engineering and automation in Nantong University in 2002. Now he is studying for his Master degree in Shanghai Institute of Optics and Fine Mechanics, Chinese Academy of Sciences. His research is focused on UPT-based biosensor.