

文章编号: 1002-2082 (2021) 02-0310-07

可用于现场快速检测的小型化多通道光谱测量系统

简 丹¹, 刘 诚^{1,2}

(1. 江南大学 理学院, 江苏 无锡 214122; 2. 中国科学院上海光学精密机械研究所, 上海 201800)

摘 要: 现有商用光谱仪虽然能够以极高的光谱分辨率对目标物进行测量与分析, 但是存在系统复杂、体积庞大和价格昂贵等缺点, 难以满足现场检测等应用需求。为了解决该问题, 提出了可用于现场快速检测的小型化多通道光谱测量系统。相较于传统光谱仪, 提出的小型化多通道光谱测量系统不仅结构紧凑而且光谱分辨率高; 另外, 多通道设计可以用于同时检测多个样品从而进一步提高测量效率。通过对罗丹明 6G 和禽流感病毒抗体的检测, 证明该小型化多通道光谱测量系统可以实现各类目标物的准确定量测量。由于该小型化多通道光谱测量系统具有灵敏度高、分辨率高、体积小等优点, 因此其有望应用于现场快速光谱检测应用中。

关键词: 光谱测量; 多通道; 便携系统; 现场快速检测; 病毒定量测量

中图分类号: TN29

文献标志码: A

DOI: 10.5768/JAO202142.0203004

Portable multi-channel spectral measurement system for rapid on-site detection

JIAN Dan¹, LIU Cheng^{1,2}

(1. School of Science, Jiangnan University, Wuxi 214122, China; 2. Shanghai Institute of Optics and Fine Mechanics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800, China)

Abstract: Although current commercial spectrometer can measure and analyze the detecting targets in extremely high spectral resolution, it still suffers from many disadvantages such as complicated system, bulky size and expensive costs, which are difficult to meet the needs of field testing. In order to solve these problems, a portable multi-channel spectral measurement system for rapid on-site detection was designed. Compared to the traditional spectrometer, the proposed design was not only compact, but also had rather high spectral resolution; and additionally, its multi-channel configuration supported simultaneous detection for multiple samples to further improve the sensing efficiency. Proved by the detecting results on Rhodamine 6G and avian influenza virus H7N9 antibodies, the proposed portable multi-channel spectral measurement system could quantitatively measure various samples in high accuracy. Because this system has the advantages of good sensitivity, high resolution and small volume, it is expected to be used in the rapid on-site spectral detection application.

Key words: spectral measurement; multi-channel; portable system; rapid on-site detection; virus quantitative measurement

引言

生化传感技术可以对特定的生物化学被测物进行识别、测量与分析, 是目前生物学和医学研究中最常用的工具。多数生化传感技术都是

将被测样品的性质(如含量、结构等)转化为可以直接测量的物理量, 其覆盖力学、热学、声学、电学和光学参量等^[1-7]。由于光学参量测量具有非接触、低损伤和易测量等优点, 并且可以通过测

收稿日期: 2020-11-20; 修回日期: 2021-02-15

基金项目: 国家自然科学基金 (61705092)

作者简介: 简丹 (1997-), 女, 硕士研究生, 主要从事光学传感和成像方面的研究。E-mail: 6181201001@stu.jiangnan.edu.cn

通信作者: 刘诚 (1971-), 男, 教授, 主要从事相位成像及应用方面的研究。E-mail: cheng.liu@hotmail.co.uk

量包括强度、相位、偏振、光谱^[8-10]等多维度信息实现样品多参数检测,因此基于光学参数测量的各类生化传感器获得了更多的应用。其中,包括吸收光谱^[11-13]、荧光光谱^[14-15]和拉曼光谱^[16-17]的各类光谱检测技术是生化传感中的重要手段。在各类光谱应用中,其与酶联免疫吸附反应(enzyme-linked immunosorbent assay, ELISA)的结合是最为常见的应用之一^[18-19]。虽然传统的光谱仪能够以极高的分辨率实现对特定光谱的测量与分析,但是也存在系统复杂、价格昂贵等诸多缺点,导致其只适用于实验室检测,并不是现场快速检测的首选工具。

小型化光谱仪是实现现场光谱检测的理想工具。商业化和准商业化的小型化光谱仪主要有美国德州仪器公司设计的基于数字微镜阵列的光谱仪^[20]以及日本滨松光子^[21]开发的芯片式光谱仪,但是前者价格昂贵,而后者难以和现有生化检测系统相结合。为了实现低成本的生化检测,美国加州大学洛杉矶分校 OZCAN 研究组提出了基于光纤束的智能手机 ELISA 测量系统^[22],其不仅成本可控,而且可以直接对 96 孔板中的大量样品进行高通量测量;但是该系统只能对特定波长信号进行测量与分析。美国伊利诺伊大学厄巴纳-香槟分校 CUNNINGHAM 研究组^[23],华盛顿州立大学 LI 研究组^[24]和宾夕法尼亚州立大学 LIU 研究组^[25]分别设计了基于光栅的小型化智能手机光谱仪,可以覆盖全可见光光谱,并成功对胎儿纤维蛋白、氧磷、牛血清蛋白等生物样品进行了检测。另外,本课题组还设计了基于太阳光的小型化智能手机光谱仪^[26],实现了包括猪圆环病毒抗体和禽流感病毒抗体的测量。虽然这些基于智能手机的小型化光谱仪体积小、价格可控,能够用于现场光谱检测应用中,但是也存在检测通量低、探测器性能不稳定等缺陷。

为了满足高通量、高光谱分辨率和价格可控的现场光谱测量应用需求,本文设计了小型化多通道光谱测量系统,其尺寸紧凑仅为 118 mm×94 mm×100 mm,且价格可控;但是仍旧具有极高的光谱分辨率和测量精度。另外,该系统设计了多通道光谱测量结构,能够同时检测多个样品从而有效提高了测量通量。通过对标准样品(罗丹明 6G)和实际样品(禽流感病毒抗体)的测量证明了本文设计的小型化多通道光谱测量系统可以实现各类目标物的准确定量检测。因此,本文设计的

小型化多通道光谱测量系统有望成为现场光谱测量的理想工具。

1 系统构建与光谱标定

图 1(a)展示了小型化多通道光谱测量系统的内部结构。

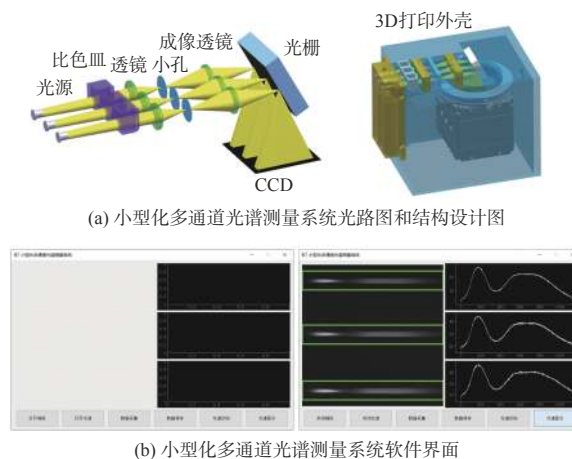


图 1 小型化多通道光谱测量系统

Fig. 1 Portable multi-channel spectral measurement system

宽谱光源由白光 LED 提供,虽然相较于商业光谱仪中常用的高压汞灯,其光谱均匀度并不理想,但是 LED 体积小巧,对电源要求低,更适用于小型化光谱仪的结构设计。另外,在实际测量中,用于后期处理和分析的光谱数据实际上是样品透射光谱和背景光谱的比值,该操作步骤能够有效补偿 LED 非均匀光谱的影响。待探测光透过比色皿(7.5 mm×7.5 mm×10 mm)后,使用一成像透镜(直径 10 mm,焦距 30 mm,大恒光电,中国)将其聚焦并使用 100 μm 小孔进行滤波,最后再使用一成像透镜(直径 10 mm,焦距 30 mm,大恒光电,中国)将光束汇聚至光栅(1200 线/mm,Thorlabs,美国)表面用于色散分光。使用两组透镜的原因是该设计结合小孔滤波不仅可以提高光谱分辨率,而且较直接透过小孔或者狭缝的方式,还可以提高光的利用率。

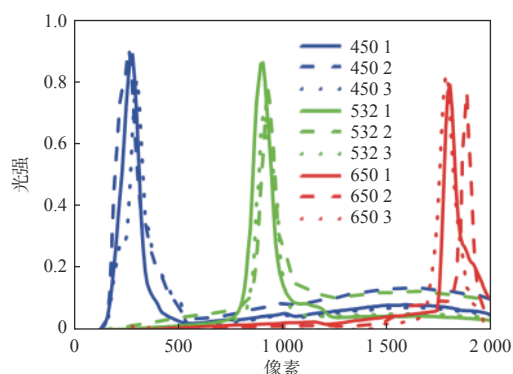
此外,为了实现高通量光谱测量,小型化多通道光谱测量系统包含了如图 1(a)所示的三路光谱测量结构,其光谱均由单个光栅色散后使用同一 CCD 图像传感器(Allied Vision Pike421B,德国)接收。考虑到使用的图像传感器的靶面大小以及光学系统的体积,这里仅构建了三通道结构;但是如果进一步增大探测器的靶面,并选择更为紧凑的

光谱测量结构,通道数还能够进一步提高。装调光路和设计光路之间存在的误差可能会导致光谱成像的畸变,因此在系统装调中需要确保光路光轴的一致性。虽然卡槽的结构设计可以将光学元件排布成等距阵列并固定,极大的减少了光学元件间距对光谱位置分布造成影响,但是在装配过程中可能存在装调倾斜,依旧会导致光谱位置分布不均匀,因此在装调过程中需要保证LED灯珠的入射光角度以及透镜的中心轴不存在倾斜和偏转。当CCD图像传感器上光谱的成像间隔和所设计的透镜中心位置的间距一致时表明系统装调达到标准。使用3D打印结构将光源、样品槽、透镜、小孔、光栅以及CCD图像传感器集成,小型化多通道光谱测量系统整体结构的尺寸为 $118\text{ mm}^3 \times 94\text{ mm}^3 \times 100\text{ mm}^3$ 。

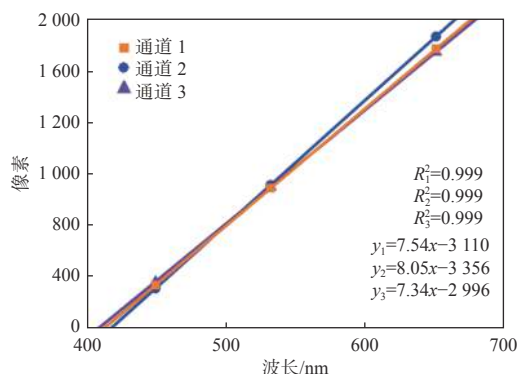
另外,为了在终端上直接控制白光LED和图像传感器以实现自动光谱测量,本文还为小型化多通道光谱测量系统设计了软件,如图1(b)所示。首先,该软件通过串口继电器实现白光LED的控制,而CCD图像传感器通过USB与单板计算机的连接以完成光谱图像拍摄和传输。之后,该软件通过抽取多行像素值进行平均获得各个通道的像素点-光谱强度对应关系。最后,根据预先标定的各个通道的像素点-波长对应关系,重建光谱以精确获得可见光范围内各个波长对应的强度分布。

为了标定各个通道的像素点-波长对应关系,将白光LED换成450 nm、532 nm和650 nm的激光器,并提取各通道对应的像素点-光谱强度对应关系,如图2(a)所示,其中光谱强度的峰值位置对应了各个激光波长。随后,将激光波长与其对应的像素位置作直线拟合,即可确定各通道像素点-波长对应关系,如图2(b)所示。拟合直线的 R^2 都极接近1,证明各通道的像素点-波长对应关系具有良好的线性。另外,3个通道拟合直线的斜率分别为7.54、8.05和7.34,其倒数是对应的光谱分辨率,分别为0.133 nm/pixel、0.124 nm/pixel和0.136 nm/pixel,物理含义是每个像素点代表的光谱波长宽度。可以看出3个通道都具有极高的光谱分辨率,从而能够满足光谱测量应用的需求。根据各个通道标定的像素点-波长对应关系,可将图2(a)所示的像素点-光谱强度对应关系重建为激光器的光谱信息,如图2(c)所示。3个通道的激光器光谱分布

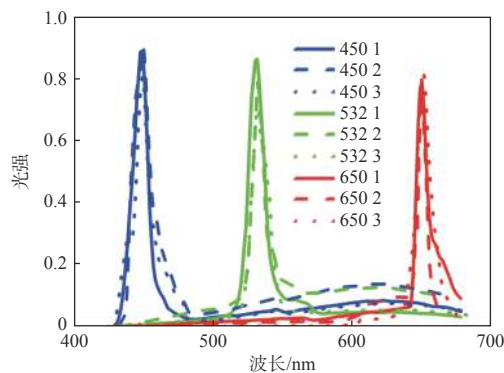
吻合较好,证明了像素点-波长对应关系的准确标定。虽然使用更多不同波长的激光器用于标定,并使其波长更为全面地覆盖可见光波段,则拟合获得的像素点-波长对应关系更为准确;但是过多的激光也会导致标定过程更为复杂。因此,这里仅选择了3种不同波长的激光,且尽可能覆盖了可见光波段,同时保证了标定的准确性和便捷性。



(a) 不同波长激光对应在各通道(实线、虚线、点线)的标定光强分布



(b) 各通道分别对应的像素点-波长线性拟合关系



(c) 不同波长激光对应在各通道的光谱

图2 各通道的像素点-波长标定结果

Fig. 2 Calibration results of pixel-wavelength for each channel

在系统构建和光谱标定的基础上,将小型化多通道光谱测量系统用于代表标准样品的罗丹明6G和代表实际样品的禽流感病毒抗体的检测,以

评估本文提出的小型化多通道光谱测量系统在现场光谱测量应用中的可行性。

2 实验结果与讨论

在对实际样品测量之前, 首先使用小型化多通道光谱测量系统对卤素灯和白光 LED 光谱进行了测量以评估其光谱测量准确性。首先使用小型化多通道光谱测量系统对卤素灯的光谱进行了测量。图 3(a) 中实线表示各通道对同一卤素灯的光谱测量结果, 一致的光谱测量结果表明小型化多通道光谱测量系统各通道装调的均一性。之后, 对系统各通道内置白光 LED 的光谱进行测量, 图 3(b) 中的实线展示了各通道白光 LED 的光谱, 其光谱形貌较为一致, 说明了使用的白光 LED 质量较为均一。为了验证小型化多通道光谱测量系统光谱测量的准确性, 还使用了商业化的光纤光谱仪(复享光学, 中国)对卤素灯和白光 LED 的光谱进行了测量, 测量结果如图 3(a) 和 (b) 虚线所示, 实验结果说明小型化多通道光谱测量系统的光谱测量结果与商业光谱仪吻合较好, 证明了小型化多通道光谱测量系统可以实现对多个样品进行准确的光谱测量。

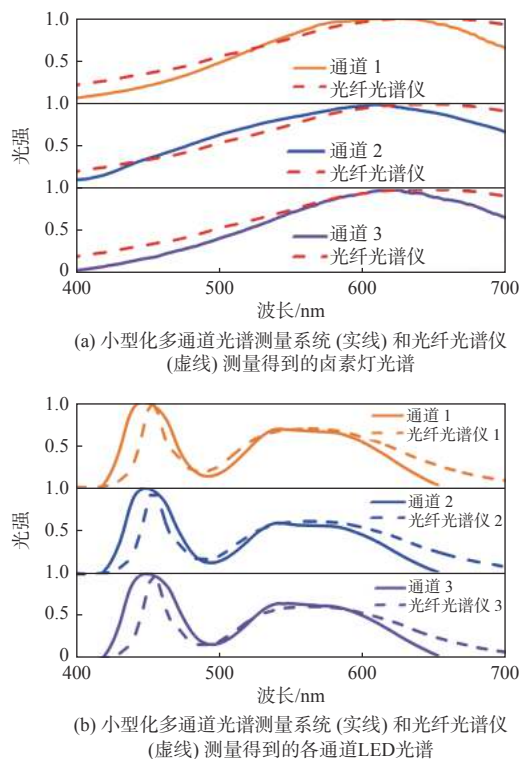


图 3 小型化多通道光谱测量系统光谱测量验证
Fig. 3 Spectral measurement verification on portable multi-channel spectral measurement system

在确定该小型化多通道光谱测量系统光谱测量准确性的基础上, 首先使用该系统对标准样品进行了测量。这里使用已知浓度的罗丹明 6G 溶液作为标准样品, 其浓度分别为 2 $\mu\text{g/mL}$, 4 $\mu\text{g/mL}$, 6 $\mu\text{g/mL}$, 8 $\mu\text{g/mL}$ 和 10 $\mu\text{g/mL}$ 。将一系列溶液放置于比色皿中, 并使用小型化多通道光谱测量系统测量其光谱以获得对应的吸收谱线, 如图 4(a) 所示。值得说明的是, 在每一次测量中, 各通道的比色皿上均放置同一浓度的罗丹明 6G 溶液, 因此图 4(a) 所示的吸收谱线实际上是各通道的测量结果(不同通道对应不同的线型)。对于同一浓度的罗丹明 6G 溶液, 各通道吸收谱线基本一致, 而且在 520 nm 处的吸收峰明显与罗丹明 6G 浓度有关。图 4(b) 拟合了罗丹明 6G 浓度与 520 nm 处吸光度(OD520)的关系: 3 条拟合直线的 R^2 分别为 0.998, 0.996 和 0.998, 证明罗丹明 6G 溶液浓度与 OD520 之间满足线性关系; 此外, 3 条拟合直线非常接近, 也证明了小型化多通道光谱测量系统具有很好的测量准确性和通道均一性。

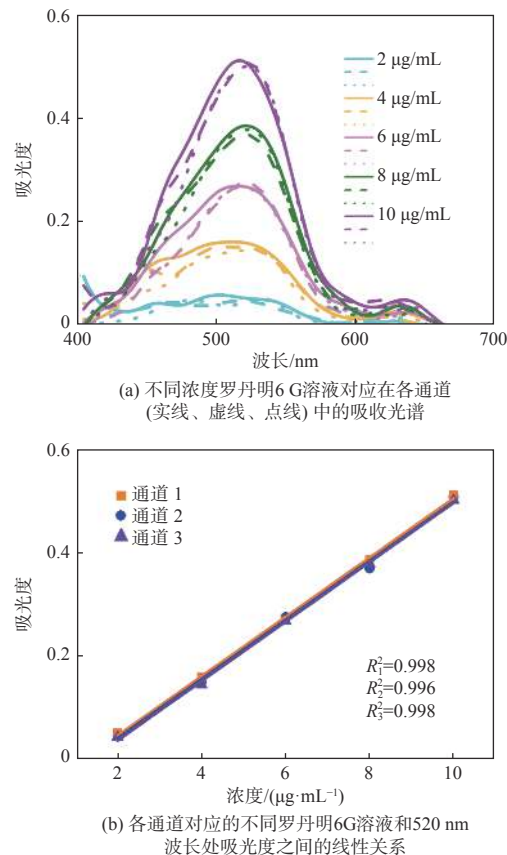


图 4 不同浓度罗丹明 6G 溶液对应的吸收谱及其浓度与 OD520 的直线拟合关系
Fig. 4 Absorption spectrum of Rhodamine 6G solutions in different concentrations and linear fitted relation between solutions concentration and OD520

最后使用禽流感 H7N9 病毒抗体作为样品, 使用小型化多通道光谱测量系统实现抗体稀释度的定量测量。为了制备禽流感 H7N9 抗体, 首先在每个微孔板的反应孔中添加蛋白包被液, 并使用碳酸盐缓冲液配制质量分数为 5% 的牛血清白蛋白封闭液封闭; 然后使用 0.01 M 的磷酸盐缓冲液将 H7N9 的抗体分别稀释 10^3 , 5×10^3 , 10^4 , 5×10^4 , 10^5 , 3×10^5 , 5×10^5 , 8×10^5 和 10^6 倍以获得不同浓度的待测样品; 随后加入 0.1 mL 磷酸盐缓冲液稀释的酶标抗体 (HAb1); 最后加入 TMB 底物显色液并引入 50 μ L 浓度为 2 M 硫酸以终止酶促反应。

为了实现抗体稀释度的定量测量, 首先需要确

定其与 OD450 的关系。图 5(a) 和 5(b) 分别展示了使用小型化多通道光谱测量系统和商业酶标仪 (Tecan, 瑞士) 的测量结果。图 5(a) 中实线、虚线和点线分别代表各通道测量得到的结果; 吸收谱较为吻合且与商业酶标仪测量结果一致, 证明了小型化多通道光谱测量系统的准确性。在此基础上, 可以从图 5(a) 和 5(b) 中提取抗体稀释度与 OD450 的关系。图 5(c) 展示了由小型化多通道光谱测量系统获得的抗体稀释度与 OD450 的关系, 该系统的测量范围为 $10^3 \sim 3 \times 10^5$; 当禽流感 H7N9 病毒抗体稀释倍率达到检测下限时, 对应的 OD450 值与去离子水的 OD450 值已没有明显区别; 而当

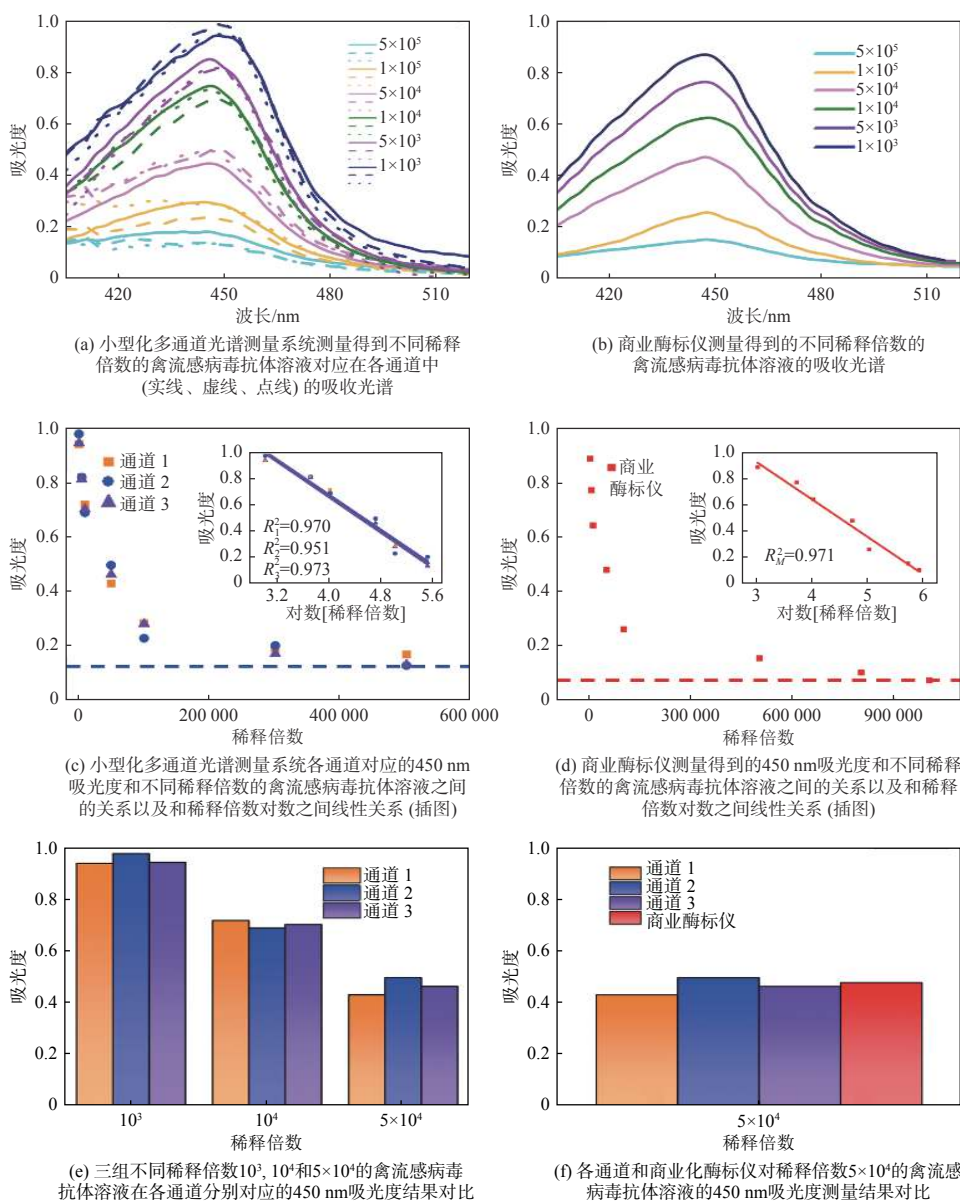


图 5 小型化多通道光谱测量系统的实际应用

Fig. 5 Practical application of portable multi-channel spectral measurement system

稀释倍率达到检测上限时,其 OD450 值已经接近 1,无法测量浓度高于检测上限的抗体样品。图 5(d)展示了商业酶标仪的测量结果,该系统的测量范围为 $10^3 \sim 8 \times 10^5$,与小型化多通道光谱测量系统相比,其检测上限一致,但是下限更低,但是仍旧处于同一数量级。此外,图 5(c)和 5(d)中插入图展示了 OD450 与稀释度对数间的线性关系;小型化多通道光谱测量系统各通道 R^2 分别 0.970, 0.951 和 0.973,较高的线性度保证了适用范围内样品稀释度的准确测量。

最后,为了验证小型化多通道光谱测量系统的通道一致性,图 5(e)展示了当样品稀释度为 10^3 , 10^4 和 5×10^4 时各通道测量获得的 OD450 值,各通道测量结果极为相近证明了在不同稀释度情况下,小型化多通道光谱测量系统各通道均能够稳定准确地实现样品稀释度的定量测量。此外,为了验证小型化多通道光谱测量系统的测量准确性,图 5(f)展示了当样品稀释度为 5×10^4 时小型化多通道光谱测量系统各通道和商业酶标仪测量获得的 OD450 值,测量结果一致证明了小型化多通道光谱测量系统的准确性。作为一种通用检测平台,小型化多通道光谱测量系统可以对各类样品实现准确、快速、稳定的光谱测量与分析。

虽然该小型化多通道光谱测量系统可以实现样品快速、准确和多通道检测,而且具有光谱分辨率高和系统紧凑等优势,因此适用于现场检测应用中;但是该系统仍旧存在不足。首先,本工作设计的系统支持样品多通道同时测量,然而更多的通道数量需要更大尺寸的光学元件和更大靶面的图像传感器,不可避免的增加了系统的成本。根据图像传感器靶面以及常用光学元件尺寸,本文设计的结构采用三通道设计,一方面比单通道系统具有更高的检测效率,另外也尽可能降低了系统成本和复杂性。其次,光学元件的缺陷和系统装调的误差不可避免会导致光谱测量误差。为了精确确定各通道像素点-波长对应关系,应使用已知光谱的定标灯对系统进行定标和验证。本工作使用了多种波长的激光对系统进行了标定,其定标结果也足以保证准确的光谱测量。最后,虽然本工作已将该小型化多通道光谱测量系统结构化,但是图像传感器仍旧需要外接电源,限制了系统的便携性。因此,在该系统的未来优化中,可以考虑增加内置电源,以保证该系统在无外部供电

的情况下依然能够进行现场光谱测量。

3 结论

本文设计并构建了可用于现场快速检测的小型化多通道光谱测量系统,其不仅具有较高的光谱分辨率,能够满足高精度光谱测量的需求,而且多通道设计可以同时多个样品进行检测以提高检测通量。另外,该系统尺寸仅为 $118 \text{ mm}^3 \times 94 \text{ mm}^3 \times 100 \text{ mm}^3$,便于携带,并且具有独立的软件系统,能够支持现场测量。使用罗丹明 6G 作为标准样品验证了小型化多通道光谱测量系统具有较高的测量精度,另外使用禽流感病毒 H7N9 抗体作为实际样品证明了小型化多通道光谱测量系统成功应用于目标物的准确测量。由于该小型化多通道光谱测量系统具有灵敏度好、分辨率高、测量准确、操作便捷、体积小巧等诸多优点,可以实现各类目标物的准确定量测量,从而有望用于各类现场快速光谱检测应用中。

参考文献:

- [1] KANG C M, JOO S, BAE J H, et al. In-channel electrochemical detection in the middle of microchannel under high electric field[J]. *Analytical Chemistry*, 2012, 84(2): 901-907.
- [2] LIU Y H, DUAN W X, SONG W, et al. Red emission B, N, S-co-doped carbon dots for colorimetric and fluorescent dual mode detection of Fe^{3+} ions in complex biological fluids and living cells[J]. *ACS Applied Materials and Interfaces*, 2017, 9(14): 12663-12672.
- [3] WEI Q S, QI H F, LUO W, et al. Fluorescent imaging of single nanoparticles and viruses on a smart phone[J]. *ACS Nano*, 2013, 7(10): 9147-9155.
- [4] GHASSEMI P, WANG B, WANG J T, et al. Evaluation of mobile phone performance for near-infrared fluorescence imaging[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2017, 64(7): 1650-1653.
- [5] MING S, LI S, DRAVID V P. Microcantilever resonance-based DNA detection with nanoparticle probes[J]. *Applied Physics Letters*, 2003, 82(20): 3562-3564.
- [6] HU Yaosheng, LI Hanyang. Simultaneous measurement sensor of temperature and stress based on UV lithography phase-shifted grating[J]. *Journal of Applied Optics*, 2021, 43(1): 1-7.

- 胡耀升, 李涵阳. 基于紫外刻写相移光栅的温度应力同时测量传感器[J]. 应用光学, 2021, 43(1): 1-7.
- [7] DONG Xiaowei, XIE Bin, PAN Yong, et al. Development and application of distributed optical fiber acoustic vibration sensor system[J]. Journal of Applied Optics, 2020, 41(6): 1-7.
- 董小卫, 谢斌, 潘勇, 等. 分布式光纤声波振动传感系统研发及应用[J]. 应用光学, 2020, 41(6): 1-7.
- [8] WEI Q, LUO W, CHIANG S, et al. Imaging and sizing of single DNA molecules on a mobile phone[J]. ACS Nano, 2014, 8(12): 1725-1733.
- [9] MENG X, HUANG H, YAN K, et al. Smartphone based hand-held quantitative phase microscope using the transport of intensity equation method[J]. Lab on A Chip, 2016, 17(1): 104-109.
- [10] GUO Zhendong, ZHAO Siyan, ZHANG Yi, et al. Advances in biological spectroscopy detection of pathogenic microorganisms[J]. Military Medicine, 2005, 39(4): 311-315.
- 郭振东, 赵思言, 张毅, 等. 生物光谱技术在病原微生物检测中的应用进展[J]. 军事医学, 2005, 39(4): 311-315.
- [11] MANLEY M. Near-infrared spectroscopy and hyperspectral imaging: non-destructive analysis of biological materials[J]. Chemical Society Reviews, 2014, 43(24): 8200-8214.
- [12] RODRIGUEZ-SAONA L E, ALLENDORF M E. Use of FTIR for rapid authentication and detection of adulteration of food[J]. Annual Review of Food Science & Technology, 2011, 2(1): 467-489.
- [13] HAAS J, MIZAIKOFF B. Advances in mid-infrared spectroscopy for chemical analysis[J]. Annual Review of Analytical Chemistry, 2016, 9(1): 45-68.
- [14] SHAN Y K, WANG B, HUANG H C, et al. On-site quantitative Hg^{2+} measurements based on selective and sensitive fluorescence biosensor and miniaturized smartphone fluorescence microscope[J]. Biosensors and Bioelectronics, 2019(132): 238-247.
- [15] SONG L W, WANG Y B, FANG L L, et al. Rapid fluorescent lateral-flow immunoassay for hepatitis B virus genotyping[J]. Analytical Chemistry, 2015, 87(10): 5173-5180.
- [16] ZHU W, WEN B Y, JIE L J, et al. Rapid and low-cost quantitative detection of creatinine in human urine with a portable Raman spectrometer[J]. Biosensors and Bioelectronics, 2020(154): 112067.
- [17] XIAO M, XIE K, DONG X, et al. Ultrasensitive detection of avian influenza A (H7N9) virus using surface-enhanced Raman scattering-based lateral flow immunoassay strips[J]. Analytica Chimica Acta, 2019(1053): 139-147.
- [18] REGENMORTEL M H V, BURCKARD J. Detection of a wide spectrum of tobacco mosaic virus strains by indirect enzyme-linked immunosorbent assays (ELISA)[J]. Virology, 1980, 106(2): 327-334.
- [19] JIANG T, MO J Q, LYU X Y, et al. Immunosensor application based on Raman spectroscopy of porous silicon[J]. Chinese Optics Letters, 2011, 9(2): 73-75.
- [20] TEXAS INSTRUMENTS. DLP Ultra-mobile NIR Spectrometer for Portable Chemical Analysis with Bluetooth Connectivity[EB/OL]. (2016-3-23)[2020-11-13]. <http://www.ti.com/tool/TIDA-00554?keyMatch=spectrometer&tisearch=Search-EN-Products>
- [21] HAMAMATSU. Spectrum sensors[EB/OL]. (2020-9-1)[2020-11-13]. <https://www.hamamatsu.com/jp/en/product/optical-sensors/spectrometers/mini-spectrometer/index.html>
- [22] BERG B, CORTAZAR B, TSENG D, et al. Cellphone-based hand-held microplate reader for point-of-care testing of enzyme-linked immunosorbent assays[J]. ACS Nano, 2015, 9(8): 7857-7866.
- [23] LONG K D, WOODBURN E V, LE H M, et al. Multimode smartphone biosensing: the transmission, reflection, and intensity spectral (TRI)-analyzer[J]. Lab on A Chip, 2017, 17(19): 3246-3257.
- [24] WANG L J, CHANG Y C, GE X, et al. Smartphone optosensing platform using a DVD grating to detect neurotoxins[J]. ACS Sensors, 2016, 1(4): 366-373.
- [25] ZHANG C, CHENG G, EDWARDS P, et al. G-Fresnel smartphone spectrometer[J]. Lab on A Chip, 2015, 16(2): 246-250.
- [26] JIAN D, WANG B, HUANG H, et al. Sunlight based handheld smartphone spectrometer[J]. Biosensors and Bioelectronics, 2019(143): 111632.