

文章编号 1004-924X(2016)05-1015-06

医用显微成像光谱仪的光谱定标技术

魏 巍^{1,2,3}, 崔继承^{1*}, 唐玉国¹, 孙 慈¹, 潘明忠¹

(1. 中国科学院 长春光学精密机械与物理研究所, 吉林 长春 130033;

2. 中国科学院大学, 北京 100049;

3. 长春工业大学, 吉林 长春 130012)

摘要:为了能对自主研发的脑肿瘤手术医用显微成像光谱仪进行光谱定标, 设计了由单色仪、钨灯光源、棱镜-光栅-棱镜成像光谱仪及手术显微平台组成的光谱定标系统。采用单色仪波长扫描法, 自主开发了相应的光谱定标系统软件, 获得了显微成像光谱仪全谱段的光谱数据, 完成了数据处理和分析等工作。通过调整光路、单色仪定标、成像光谱仪定标 3 个步骤实现了系统的光谱定标。定标结果表明: 显微成像光谱仪的光谱区大于 400~900 nm; 定标精度高于 0.1 nm, 光谱分辨率高于 3 nm, 各项特征指标均高于设计指标。测试验证实验表明, 所建立的光谱定标系统定标精准, 结构简单、紧凑, 操作简单, 符合显微成像光谱仪的实际临床应用要求。

关键词:医用成像光谱仪; 显微成像光谱仪; 光谱定标; 单色仪

中图分类号: TH773; TH744.1 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/OPE.20162405.1015

Spectral calibration of medical microscopic imaging spectrometer

WEI Wei^{1,2,3}, CUI Ji-cheng^{1*}, TANG Yu-guo¹, SUN Ci¹, PAN Ming-zhong¹

(1. Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics,
Chinese Academy of Sciences, Changchun 130033, China;

2. University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China;

3. Changchun University of Technology, Changchun 130012, China)

* Corresponding author, E-mail: jicheng_cui@163.com

Abstract: To accomplish the spectral calibration of a medical microscopic imaging spectrometer developed by ourselves for brain tumor operation, a spectral calibration system was designed. The system is composed of a monochromator, a tungsten-light source, a surgical microscope platform and a prism-grating-prism (PGP) imaging spectrometer. A software for spectral calibration was developed based on monochromator wavelength scanning method, the spectral data of the medical microscopic imaging spectrometer in full bands were obtained and the data processing and data analysis were performed. The spectral calibration was implemented by adjusting path, monochromator calibration and imager calibration. Experimental results show that the accuracy of the spectral calibration is better than 0.1 nm, the spectral ranges of the imaging spectrometer are greater than 400—900 nm and its spectral resolution is better than 3 nm. The test validation shows that the spectral calibration

收稿日期: 2016-01-08; 修订日期: 2016-02-19.

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (No. 61108032); 吉林省科技发展计划资助项目 (No. 20126012)

system is accurate, simple, compact, and easy to operate and meets the actual clinical requirements of microscopic imaging spectrometers.

Key words: medical imaging spectrometer; microscopic imaging spectrometer; spectral calibration; monochromator

1 引言

近年来,成像光谱技术日渐成熟,其应用领域也在不断扩大^[1]。在美国、日本、希腊及中国等国家,科研人员通过不同的技术手段将成像光谱技术应用到外科手术、病理诊断、细胞分析等医学领域,相应的新型医用成像光谱仪器应运而生,为成像光谱技术拓展了发展方向^[2]。2009年,日本东京大学的 Hamed Akbari 等人应用高光谱成像技术在线区分血管动脉和静脉,取得了理想的效果。2013年,日本九州大学医学研究院 M. Mori 等人使用高光谱成像光谱仪获取大脑皮层的血流变化光谱图像,进而分析血流动力、提供可靠的量化信息,确保手术安全高效的完成。

医用成像光谱仪可以获取被测对象丰富的原始光谱信息,为了确保光谱信息的准确和有效,需要对光谱仪的光谱通道中心波长和带宽进行光谱定标。光谱定标不仅是辐射定标的基础,还是现代光谱定量分析的关键技术^[3]。

目前,实验室光谱定标主要采用单色准直光法,而且主要针对 AVIRIS、MODIS 等成像光谱仪的光谱定标研究展开。关于医用光谱仪定标方法的研究相对很少。为了对自主研发的脑肿瘤手术医用显微成像光谱仪进行光谱定标,本文设计了由钨灯光源、单色仪、手术显微平台及棱镜-光栅-棱镜成像光谱仪等主要部件构成的光谱定标系统。通过调整光路、单色仪定标、成像光谱仪定标 3 个步骤完成了系统的光谱定标工作。该定标系统结构简单、定标精准,所检测的各项特征指标均高于设计指标^[4-5],满足了医用临床诊断的实际需求。

2 医用显微成像光谱仪光谱定标系统

2.1 医用显微成像光谱仪系统

自主研发的脑肿瘤手术显微成像光谱仪系统如图 1 所示。系统主体为医用手术台的三路物

镜,待测样本通过显微模块成像后分为三路,其中一路用于主治医师观测手术情况,一路为协助观测通道,最后一路为棱镜-光谱-棱镜成像光谱仪提供样本图像^[5]。成像光谱仪由步进电机控制找到焦点,完成待测目标的空间维扫描;得到的成像光谱信息经数据分析及图像处理,通过显示器显示给医生,医生借此可以直观地判断正常组织和肿瘤组织的边界,实现辅助手术的功能。该医用成像光谱仪不影响手术显微镜的原有功能,具备体积小、重量轻、易组装等优点。

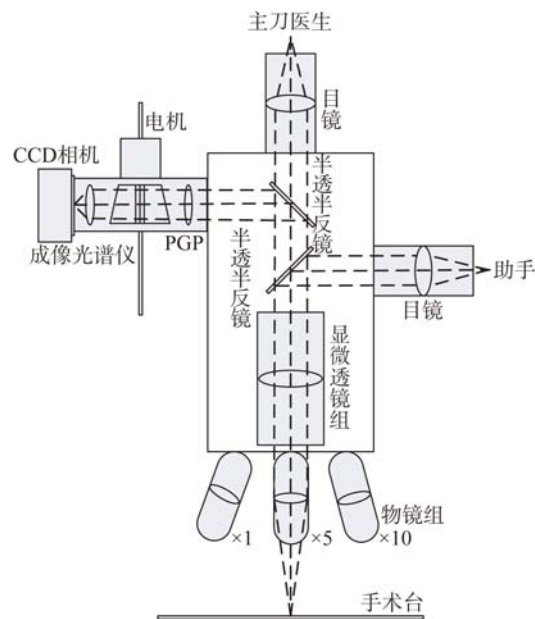


图 1 医用显微成像光谱仪系统构成图

Fig. 1 System configuration of proposed medical microscopic imaging spectrometer

在脑部肿瘤手术过程中,医用显微成像光谱仪需具备实时诊断的能力。根据目前光谱成像技术的研发水平以及实际医疗设备的使用需求,该系统的具体设计指标^[5]如表 1 所示。

成像光谱数据的定量化研究是成像光谱仪器行业关注的重要课题之一。光谱定标可以精确地获得光谱数据的特性指标,它决定了光谱测量数据是否真实可靠,同时也是几何定标和辐射定标

的基础工作,因此对成像光谱仪进行光谱定标非常重要^[6]。

表 1 医用显微成像光谱仪技术指标

Tab. 1 Parameters of medical microscopic imaging spectrometer

技术指标	数值
光谱波段/nm	400~900
光谱分辨率/nm	>5
光谱通道数	>100
体积/(mm×mm×mm)	<300×50×50
质量/kg	<3
单次扫描时间/s	<60

2.2 光谱定标原理及定标装置

目前,棱镜-光栅-棱镜成像光谱仪常用的光谱定标方法主要有特征光谱定标法和单色仪波长扫描法。特征光谱定标法具有操作简单、易实现的优点,但无法实现全波段标定,适用范围有限。而单色仪波长扫描法能够获得全波段光谱响应曲线,进而获得每一光谱通道的中心波长及光谱分辨率,具备定标精度高、全波段定标及应用范围广等优点,因此,医用显微成像光谱仪适合使用单色仪扫描法进行光谱定标。

对于空间维为 N 、波段数为 B 的棱镜-光栅-棱镜成像光谱仪,采用波长扫描法进行光谱定标。控制单色仪以特定步长连续输出单色光,同时记录成像光谱数据。当单色仪从短波 λ_s 扫描至长波 λ_l 后,得到如图 2 所示的数据立方体^[7]。数据立方体的任意点可表示为 $DN\{x(i), y(j), \lambda(k)\}$,其中 $x(i)$ 为成像光谱辐射计光谱维的第 i 个波段, $y(j)$ 为成像光谱辐射计空间维的第 j 个像素, $\lambda(k)$ 为单色仪输出的单色光波长。因此,对于第 i 个波段的第 j 个像素 $DN\{x(i), y(j)\}$,沿光谱轴可以提取出完整的光谱响应曲线^[8]。图 2 右侧所示为分别对成像光谱辐射计第 0 波段(第一波段)、第 C 波段(中心波段)以及第 M 波段(最后波段)的空间维特定像素的点光谱响应曲线, $\lambda_{C(S)}$, $\lambda_{C(O)}$, $\lambda_{C(M)}$ 分别为第 0 波段、第 C 波段以及第 M 波段的中心波长。根据系统输出的光谱响应曲线,能够得到光谱分辨率、光谱定标域和中心波长等数据^[9-10]。

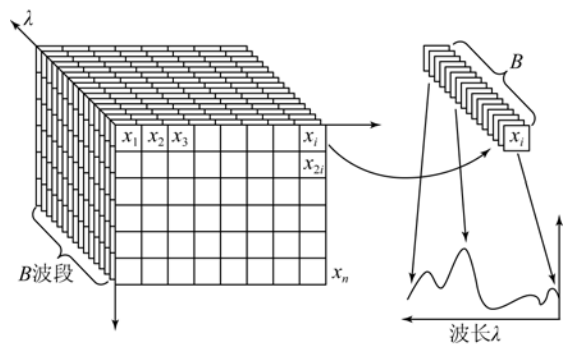


图 2 光谱定标的空间三维数据排列及对应的光谱响应曲线

Fig. 2 Spatial arrangement of three-dimensional data and spectral response curve for spectral calibration

图 3 为医用显微成像光谱仪光谱定标装置的原理框图。

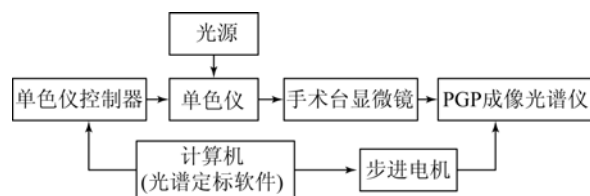


图 3 光谱定标装置原理框图

Fig. 3 Block diagram of spectral calibration equipment

该装置包括光源系统、扫描式光栅单色仪、棱镜-光栅-棱镜成像光谱仪、手术台显微镜、步进电机及主控计算机。其中,光源采用钨灯作为连续光源,扫描式光栅单色仪采用 Czerny-Turner 水平结构,通过控制器精确控制正弦杆实现高分辨率的单色光输出^[11]。

2.3 光谱定标步骤

光谱定标的第一步是调整光路。在单色仪的入射缝位置放置钨灯光源,出缝位置放置手术台一路显微镜头(主刀医生目视观测镜头),棱镜-光栅-棱镜成像光谱仪放置在另外一路显微镜头处。打开钨灯光源、单色仪及成像光谱仪,启动计算机,应用控制程序建立单色仪与成像光谱仪之间的通讯。通过手术台的第三路显微镜头目视观测,如果此时看到清晰的狭缝像,表示手术台位置已调整好。接下来调整成像光谱仪的位置,通过控制步进电机采用推扫方式扫描狭缝像,当在程序界面上出现探测器接收到单色仪的狭缝像时,光路调整完毕^[12]。定标系统实物图如图 4 所示。



图 4 医用显微光谱仪定标装置实物图

Fig. 4 Photo of calibration equipment for medical microscopic imaging system

光谱定标的第二步是单色仪定标。采用自动方式调用光谱定标软件,完成单色仪定标模式的设置^[13]。单色仪的主要结构参数如下: $d = 1\ 200\ \text{g}/\text{mm}$,为光栅常数; S 为丝杆螺距; L 为正弦杆垂直高度; k 为步进电机转 360° 的步数; φ 为固定角取 45° 。

依据光栅方程,单色仪光栅扫描转动角与各参数的关系如下:

$$\sin \theta = \frac{D}{L} = \frac{p \cdot S}{R \cdot L}, \quad (1)$$

$$\frac{m \cdot \lambda}{2d} = \frac{p \cdot S}{R \cdot L} \cos \frac{\varphi}{2}. \quad (2)$$

可推导出:

$$\Delta \lambda = \frac{2d \cdot s}{L \cdot k \cdot m} \cos \frac{\varphi}{2}. \quad (3)$$

将仪器参数值代入式(3),得到 $\Delta \lambda = 0.025\ \text{nm}$,利用定标后的单色仪对待测成像光谱仪进行定标。

最后对成像光谱仪进行定标。医用显微棱镜-光栅-棱镜成像光谱仪的波段为 $400 \sim 1\ 000\ \text{nm}$,波段数为270,空间维像素数为480。这里需要对空间维的480个像素点的270个波段进行光谱标定,该定标是一件既繁琐又耗时的工作,因此本文采用自动光谱定标方法,以大幅提高光谱定标效率。

成像光谱仪在整个定标区间($400 \sim 1\ 000\ \text{nm}$)内的光谱响应是非均匀的,因此将整个定标区间划分为10个子区间,各子区间之间有 $10\ \text{nm}$ 的重叠,各子区间的波长范围如表2所示。对设置的定标子区间进行光谱定标,为了减小误差,提高信噪比,对单色仪输出的单色光进行5次测量后取平均值。自动定标软件流程如图5所示。

表 2 成像光谱仪光谱子区间

Tab. 2 Spectral subintervals of imaging spectrometer

区间	波段/nm	区间	波段/nm
1	400~460	6	650~710
2	450~510	7	700~760
3	500~560	8	750~810
4	550~610	9	800~860
5	600~660	10	850~1 000

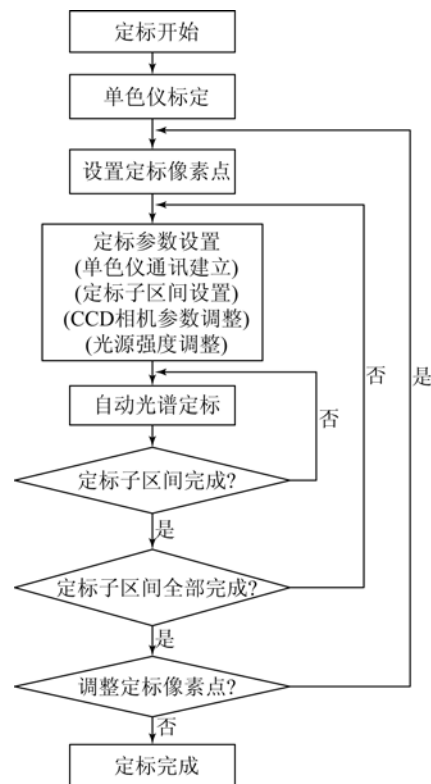


图 5 医用显微光谱仪自动定标流程图

Fig. 5 Flow chart of automatic calibration for medical microscopic spectrometer

在自动定标流程中,完成单色仪标定后,调整便携式成像光谱仪与手术显微镜的相对位置,使得单色仪输出的单色光落在空间维的第251个像素点处,完成视场中心的光谱定标。然后完成单色仪通讯建立、定标子区间、步进波长、CCD相机积分时间等相关参数的设置。对所有定标子区间完成定标后,再选择数个视场边缘像素点重复上述的光谱定标过程。

3 光谱定标数据及分析

设置单色仪的扫描波段为 $400 \sim 1\ 000\ \text{nm}$,

扫描步长为 0.025 nm,定标单色仪每 4 个步长取一次读数,因此,定标系统的光谱定标精度优于 0.1 nm,光谱定标实时监测界面如图 6 所示。表 3 给出了棱镜-光栅-棱镜成像光谱仪部分通道的标定结果。

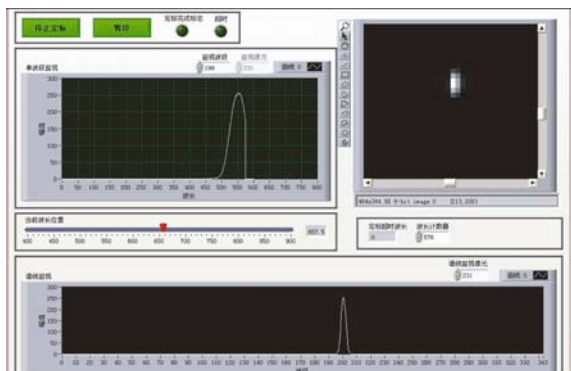


图 6 光谱定标实时监测界面

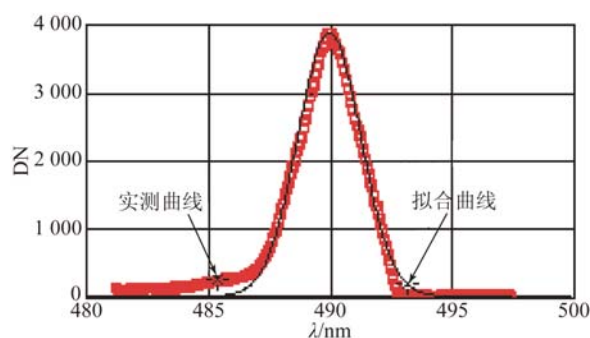
Fig. 6 Real-time monitoring interface of spectral calibration

表 3 棱镜-光栅-棱镜成像光谱仪部分通道的标定结果

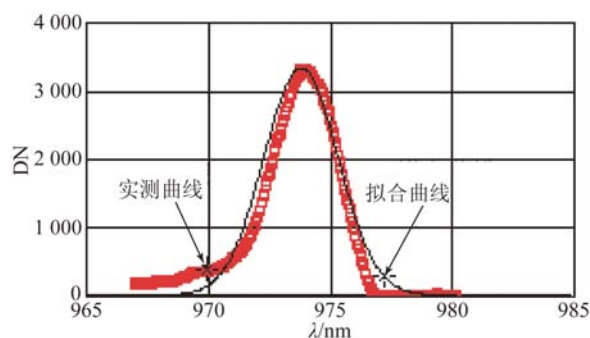
Tab. 3 Results of spectral calibration of several bands for PGP imaging spectrometer

波段	中心波长/nm	光谱分辨率/nm
30	402.32	2.89
40	431.22	2.75
50	459.76	2.68
60	489.76	2.53
80	545.76	2.69
100	603.25	2.73
120	660.54	2.82
140	717.76	2.69
160	775.32	2.58
180	832.42	2.63
200	889.87	2.75
220	947.25	2.83
229	973.40	2.90

由于单色仪输出不稳定,实际得到的光谱响应曲线含有一定程度的噪声,因此需要对测试得到的光谱响应曲线进行高斯拟合,然后再计算中心波长及光谱分辨率^[14-15]。60 及 229 通道的拟合曲线分别如图 7(a)、7(b)所示。



(a) CH=60, λ=489.76 nm



(b) CH=229, λ=973.40 nm

图 7 不同通道的光谱拟合曲线

Fig. 7 Spectral fitting curves of different channels

依据医用显微成像光谱仪的光谱定标结果,系统第 30 波段之前及 229 波段后的光谱响应比较微弱,两个波段对应的中心波长分别为 402.32 nm 及 973.40 nm,对应的光谱分辨率分别为 2.89 nm 及 2.90 nm,均满足医用显微成像光谱仪系统的使用要求。

4 结 论

本文针对自主研发的脑肿瘤手术医用显微成像光谱仪完成了光谱定标系统的设计。定标采用单色仪波长扫描法,自主开发了相应的光谱定标系统软件,用于完成数据的采集、处理和分析等工作。定标实验结果表明:医用显微成像光谱仪的光谱定标域大于 400~900 nm,定标精度高于 0.1 nm,光谱分辨率高于 3 nm,成像光谱仪的各项指标均高于预想值。该光谱定标系统结构紧凑、操作简单,有效提高了成像光谱仪的定标效果,对今后成像光谱仪的光谱定标研究具有一定的指导意义。

参考文献:

- [1] 童庆禧,张兵,郑兰芬. 高光谱遥感-原理、技术与应用[M]. 北京:高等教育出版社,2006,6:29-30.
TONG Q X, ZHANG B, ZHENG L F. *Hyperspectral Remote Sensing* [M]. Beijing: Higher Education Press, 2006,6:29-30. (in Chinese)
- [2] 李庆利. 医学成像光谱技术研究进展[J]. 影像科学与光化学,2008,26(6):507-515.
LI Q L. Progressing of research result in medical imaging spectral [J]. *Imaging Science and Photochemistry*, 2008, 26(6):507-515. (in Chinese)
- [3] 崔继承,刘玉娟,潘明忠,等. 成像光谱仪一体化设计[J]. 光谱学与光谱分析,2012,32(3):839-843.
CUI J CH, LIU Y J, PAN M ZH, *et al.*. The integrative design for imaging spectrometer [J]. *Spectroscopy and Spectral Analysis*, 2012,32(3):839-843. (in Chinese)
- [4] 郑玉权. 超光谱成像仪的精细光谱定标[J]. 光学精密工程,2010,18(11):47-54.
ZHENG Y Q. A visual inspection system for on-line measurement precise spectral calibration for hyperspectral imager [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2010, 18(11):47-54. (in Chinese)
- [5] 王建宇. 成像光谱仪的光谱响应函数及光谱分辨能力[J]. 成像光谱技术,1991:44-50.
WANG J Y. Spectral response and spectral resolution of hyperspectral imager [J]. *Imaging Spectrum*,1991:44-50. (in Chinese)
- [6] SHU R, XUE Y Q, YANG Y D. Calibration and application of airborne pushbroom hyperspectral imager(PHI)[J]. *SPIE*, 2004,5234:668-675.
- [7] HEDMAN T R, BEACH R. Spectral calibration of imaging spectrometer with convex grating [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2011,19(12):71-76.
- [8] LUSHALAN L, PETER J, DARREL G. Performance characterization of the hyperion imaging spectrometer instrument [J]. *SPIE*, 2004, 4135:264-275.
- [9] FRANCESCO D, JENS N, BEAGH R, *et al.*. Improving radiometry of imaging spectrometers by using programmable spectral regions of interest [J]. *Photogrammetry and Remote Sensing*, 2009, 64:631-639.
- [10] BEN S, KENNET H, WU Y, *et al.*. Nonlinear hyperspectral mixture analysis for tree cover estimates in orchards [J]. *Remote Sensing of Environment*, 2009, 113:1183-1193.
- [11] 杨晋,唐玉国,巴音贺希格. Dyson 同心光学的消色差 Fery 棱镜高光谱成像仪的设计[J]. 光学学报,2012,32(11):24-29.
YANG J, TANG Y G, BAYANHESHIG. Design of Dyson concentric optical hypercentral imaging system with achromatized Fery prism [J]. *Acta Optica Sinica*, 2012,32(11):24-29. (in Chinese)
- [12] 杨宜. 成像光谱仪光谱定标技术 [J]. 红外,2006,27(8):24-26.
YANG Y. Spectral calibration of hyperspectral imager [J]. *Infrared*, 2006, 27(8):24-26. (in Chinese)
- [13] 孙佳音,刘英,李淳,等. Offner 型与 Dyson 型长波红外成像光谱仪性能对比研究[J]. 光学学报,2014,10(1):15-20.
SUU J Y, LIU Y, LI CH, *et al.*. Comparative study on performances of long-wave infrared imaging spectrometers based on Offner form and Dyson form [J]. *Acta Optica Sinica*, 2014,10(1):15-20. (in Chinese)
- [14] 张晶,王淑荣,黄煜,等. 临床成像光谱仪的发展现状与进展[J]. 中国光学,2013,6(5):692-700.
ZHANG J, WANG SH R, HUANG Y, *et al.*. Status and development of limb imaging spectrometers [J]. *Chinese Optics*, 2013, 6(5):692-700. (in Chinese)
- [15] 代晓珂,金春水,王丽萍,等. 光纤点衍射干涉仪中球面参考源偏振控制系统的设计 [J]. 光学学报,2014,34(11):1-7.
REN X K, JIN CH SH, WANG L P, *et al.*. Design of polarization control system for the wavefront reference source of fiber point diffraction interferometer [J]. *Chinese Optics*, 2014, 34(11):1-7. (in Chinese)

作者简介:



魏 巍(1979—),女,吉林长春人,博士研究生,讲师,主要从事光谱仪器开发、数据处理、医用光谱技术的研究。
E-mail:weiwei@ccut.edu.cn

通讯作者:



崔继承(1976—),男,吉林长春人,博士研究生,副研究员,主要从事光学设计、光谱仪器设计开发、光谱理论的研究。
E-mail:jicheng_cui@163.com

(版权所有 未经许可 不得转载)