

# 光学学报

## 棱栅型波数线性分光光学系统的分析与设计

包建<sup>1,2</sup>, 沈秋阳<sup>1,2</sup>, 陈新华<sup>1,2\*</sup>, 潘世琦<sup>1,2</sup>, 沈为民<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>苏州大学光电科学与工程学院教育部现代光学技术重点实验室, 江苏 苏州 215006;

<sup>2</sup>苏州大学光电科学与工程学院江苏省先进光学制造技术重点实验室, 江苏 苏州 215006

**摘要** 在谱域光学相干层析系统中,波数线性光谱仪不仅可以降低图像的插值误差、提高图像质量,还可以提高系统的成像速度和灵敏度。因此,针对现有棱栅型分光光学系统的不足,提出了一种结合棱栅结构分光和物镜像差补偿的方法,通过引入畸变和垂轴色差,实现了极高的波数线性度。设计了工作波段为 750~950 nm,光谱分辨率为 0.1 nm,长约为 148 mm 的波数线性光谱仪。设计结果表明,该光谱仪的波数线性度达到 0.0056,约为像差补偿前的 11 倍。仿真分析结果表明,该分光系统可以明显改善光学相干层析系统的灵敏度,相比未补偿的系统,补偿后系统在光程差为 3.5 mm 处的灵敏度提高了 7.8 dB。

**关键词** 光学设计; 成像系统; 光学相干层析成像; 像差补偿

中图分类号 O436

文献标志码 A

doi: 10.3788/AOS202141.1522001

### Analysis and Design of Grism Linear-Wavenumber Spectroscopic Optical System

Bao Jian<sup>1,2</sup>, Shen Qiuyang<sup>1,2</sup>, Chen Xinhua<sup>1,2\*</sup>, Pan Shiqi<sup>1,2</sup>, Shen Weimin<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Key Laboratory of Modern Optical Technologies of Education of China, School of Optoelectronic Science and Engineering, Soochow University, Suzhou, Jiangsu 215006, China;

<sup>2</sup>Key Laboratory of Advanced Optical Manufacturing Technologies of Jiangsu Province, School of Optoelectronic Science and Engineering, Soochow University, Suzhou, Jiangsu 215006, China

**Abstract** In the spectral domain optical coherence tomography system, the linear-wavenumber spectrometer can not only reduce the interpolation error of the image and improve the image quality, but also improve the imaging speed and sensitivity of the system. Therefore, in view of the shortcomings of the existing grism spectroscopic optical system, a method combining grism structure spectroscopy and object image aberration compensation is proposed in this paper. By introducing distortion and vertical axis chromatic aberration, extremely high wavenumber linearity is achieved. A linear-wavenumber spectrometer with a working band of 750–950 nm, a spectral resolution of 0.1 nm, and a length of the system is about 148 mm is designed. The design results show that the wavenumber linearity of the spectrometer reaches 0.0056, which is about 11 times that before aberration compensation. Simulation analysis results show that the spectroscopic system can significantly improve the sensitivity of the optical coherence tomography system. Compared with the uncompensated system, the sensitivity of the compensated system at an optical path difference of 3.5 mm is increased by 7.8 dB.

**Key words** optical design; imaging systems; optical coherence tomography; aberration compensation

**OCIS codes** 110.4500; 120.6200; 080.2740

收稿日期: 2021-01-29; 修回日期: 2021-02-08; 录用日期: 2021-03-08

基金项目: 国家重点研发计划(2016YFB0500501G02)、江苏高校优势学科建设工程(PAPD)

通信作者: \*xinhua\_chen@suda.edu.cn

## 1 引言

光学相干层析成像(OCT)是一种实时、高分辨率的三维(3D)成像技术,已被广泛应用于医学、生命科学以及无损检测等领域<sup>[1-9]</sup>。谱域 OCT(SDOCT)技术是在传统时域 OCT(TDOCT)技术基础上发展而来的,具有更快的成像速度和更高的信噪比,成为当前 OCT 中的主要技术方案。在 SDOCT 中,通常需要采用光栅光谱仪获取包含深度信息的干涉光谱信号<sup>[10]</sup>。由光栅的分光特性可知,这类光谱仪中的像面光谱位置与波长呈线性关系,与波数则呈非线性关系。这种波数非线性分布对 SDOCT 的影响:1)傅里叶变换前需对采集到的光谱干涉信号进行插值处理,增加了系统的成像时间,且插值误差会降低图像质量;2)不同探测器像元对应的波数带宽不同,导致灵敏度随成像深度的增加而快速下降<sup>[11]</sup>。

针对上述影响因素,人们提出了多种光学方法,包括校正棱镜方法<sup>[11-17]</sup>、双光栅分光方法<sup>[18]</sup>、组合棱镜分光方法<sup>[19]</sup>、自由曲面方法<sup>[20]</sup>以及棱栅分光方法<sup>[21]</sup>等。校正棱镜方法在光谱仪光栅后引入单块或多块校正棱镜,以实现波数线性校正。但校正棱镜的引入会增大系统的体积,提高系统的装调难度,且光束在棱镜表面的入射角较大,易产生杂光。双光栅分光方法采用两块具有一定夹角的光栅实现波数线性校正,具有体积小等优点,但该方法的能量利用率较低。组合棱镜分光方法采用棱镜进行分光,通过多块棱镜组合实现波数线性校正。但该方法对棱镜的材料要求严格,且系统体积较大。在最优波数线性校正方法的基础上引入自由曲面,能实现极高的波数线性度,但元件制造和装调的难度大,研制成本高。棱栅分光方法将棱栅作为分光元件实现波数线性校正,棱栅是在棱镜表面制造的光栅元件,兼有光栅和棱镜的特点,具有结构紧凑、便于装调等优点。但该方法的优化变量较少,校正后的波数线性度远低于校正棱镜方法,目前在 SDOCT 系统中的应用较少。

本文提出了一种结合棱栅分光和光学像差补偿的方法,以改善现有棱栅分光方法的缺点,进一步提高光谱仪的波数线性度。首先,介绍了棱栅分光实现波数线性校正的基本原理,并分析了畸变和垂轴色差对波数在像面分布的影响,推导了棱镜顶角与所需像差补偿量之间的关系;然后,给出波数线性分光光学系统的优化设计结果;最后,对该系统的性能

进行了仿真分析和评价,验证了光学设计的有效性。

## 2 基本原理及设计方法

### 2.1 光谱仪的参数指标

为了实现对表皮、真皮及皮下组织的检验,成像深度通常要达到 mm 量级;同时,为了区分组织中如细胞边界等细微结构,需要具有较高的轴向分辨率<sup>[22]</sup>。因此,根据生物皮肤组织的光学窗口<sup>[23]</sup>,将系统的工作波段确定为 750~950 nm,最大成像深度确定为 1.8 mm,对应的光谱分辨率  $\delta\lambda$  可表示为<sup>[24]</sup>

$$\delta\lambda = \frac{\lambda_0^2}{4z_{\max}}, \quad (1)$$

式中, $\lambda_0=0.85 \mu\text{m}$  为光源的中心波长, $z_{\max}$  为最大成像深度,计算得到仪器的光谱分辨率为 0.1 nm。光源的光谱半峰全宽(FWHM) $\Delta\lambda$  可表示为<sup>[24]</sup>

$$\Delta\lambda = \frac{2\ln(2)\lambda_0^2}{\pi\delta_z}, \quad (2)$$

式中, $\delta_z=2 \mu\text{m}$  为系统的轴向分辨率,计算得到光源的 FWHM 为 160 nm。根据设计要求,确定分光系统的指标参数如表 1 所示。

表 1 分光系统的指标参数

Table 1 Index parameters of the spectroscopic system

Spectral range /nm	Spectral resolution /nm	F-number	Spectrum width /mm
750-950	0.1	4.8	20.4

### 2.2 棱栅分光进行波数线性校正的基本原理

基于棱栅分光的光路示意图如图 1 所示,其中,入射主光线在光栅表面的入射角为  $\theta_{\text{in}}$ ,进入棱镜的折射角为  $\theta_{\text{d}}$ ,棱镜的顶角为  $\alpha$ ,光线在棱镜后表面的入射角和折射角分别为  $\theta_{\text{c}}$  和  $\theta$ 。由光栅方程和折射定律可知

$$\sin \theta_{\text{d}} = \frac{\lambda/d - \sin \theta_{\text{in}}}{n(\lambda)}, \quad (3)$$

$$\sin \theta = n(\lambda) \sin \theta_{\text{c}}, \quad (4)$$

式中, $n(\lambda)$  为棱镜的折射率, $d$  为光栅常数, $\theta_{\text{c}}=\alpha-\theta_{\text{d}}$ 。联立(3)式、(4)式,得到光线在棱镜后表面的折

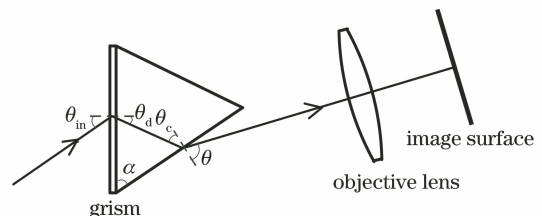


图 1 棱栅分光示意图

Fig. 1 Schematic diagram of the grism splitting

射角为

$$\theta = \arcsin \left\{ n(\lambda) \cdot \sin \left[ \alpha - \arcsin \left[ \frac{\lambda/d - \sin \theta_{in}}{n(\lambda)} \right] \right] \right\}. \quad (5)$$

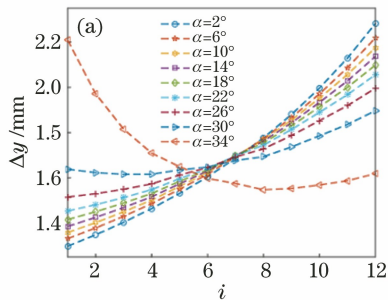
在工作波段内均匀采用  $2n+1$  个点,以中心波数  $k_n$  的出射方向作为物镜的光轴方向,大于中心波数的波数像高为正,反之为负,则物镜的焦距可表示为

$$f = \frac{Y}{|\tan(\Delta\theta_{k_1})| + \tan(\Delta\theta_{k_{2n+1}})}, \quad (6)$$

式中,  $Y$  为像面长度,  $\Delta\theta_{k_{2n+1}} = \theta_{k_n} - \theta_{k_{2n+1}}$  是波数为  $k_{2n+1}$  的光线进入物镜的视场角,  $\Delta\theta_{k_1} = \theta_{k_n} - \theta_{k_1}$  是波数为  $k_1$  的光线进入物镜的视场角。

通过计算等差波数在像面位置间隔实际值与理论值的均方根误差评价波数线性度,均方根误差可表示为

$$R_{MS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{2n+1} (\Delta y_{k_i} - \bar{y}_k)^2}{2n}}, \quad (7)$$



式中,  $\Delta y_{k_i} = y_{k_i} - y_{k_{i+1}}$  为相邻波数的像面间隔,  $y_{k_i} = f \cdot \tan(\Delta\theta_{k_i})$  为第  $i$  个波数在像面的  $y$  坐标,  $\bar{y}_k = (y_{k_1} - y_{k_{2n+1}})/2n$  为等差波数在像面的平均间隔。

以棱镜材料 ZnS 为例,棱栅的线对数为 1200 lp/mm,光栅面的入射角为  $30.3^\circ$ ,在工作波段 750~950 nm 中依次取 13 个等差波数,计算并绘出不同棱镜顶角下等差波数的像面间隔  $\Delta y$ 、 $R_{MS}$  随棱镜顶角的变化曲线,结果如图 2(a)、图 2(b)所示。其中,棱镜顶角大于  $35^\circ$  时,光线在棱镜后表面发生全反射,因此舍去此时的数据。可以发现,棱栅型光谱仪波数在像面分布的特点:1)在不同棱镜顶角下,等差波数对应的像面各点近似分布在不同的凹函数曲线上;2)随着棱镜顶角的增大,正像高的等差波数像点间隔逐渐从小于到大于对应的负像高等差波数像点间隔;3)存在一个顶角  $\alpha$  使  $R_{MS}$  的值最小。

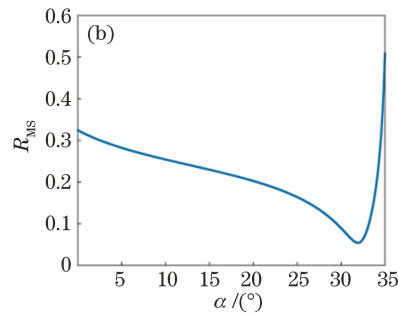


图 2 ZnS 棱镜的分析结果。(a)不同  $\alpha$  下的  $\Delta y$ ; (b)  $R_{MS}$  随  $\alpha$  的变化曲线

Fig. 2 Analysis result of the ZnS prism. (a)  $\Delta y$  under different  $\alpha$ ; (b) change curve of  $R_{MS}$  with  $\alpha$

### 2.3 光学像差补偿波数线性度的基本原理

在光谱仪中,入射光束经分光元件分光后,不同波数的光以不同视场角进入物镜,并被物镜聚焦到像面上,其光路示意图如图 3 所示。以中心波数主光线方向为光轴方向,最小波数与最大波数主光线分别以角度  $\omega$  和  $-\omega$  入射,在像面上交于 A、B 两点。

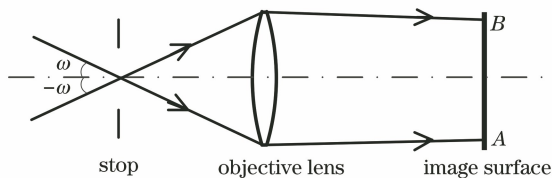


图 3 物镜光路示意图

Fig. 3 Schematic diagram of the objective optical path

物镜的畸变可分为正畸变和负畸变。存在正畸变时,轴外视场主光线和高斯像面交点的高度大于理想像高,而负畸变则相反。垂轴色差是由光学系

统对不同波长入射光垂轴放大率的差异引起的,存在垂轴色差时,像高为正的波数像点高度变小,像高为负的波数像点高度变大。

结合棱栅型光谱仪波数在像面分布的特点可知,在棱镜顶角大于某一定值时引入畸变和垂轴色差可以有效提高光谱仪的波数线性度。近轴情况下,畸变与垂轴色差对像高的影响很小,因此,所需物镜的相对畸变  $D$  及最大视场的垂轴色差  $C$  可近似表示为

$$D = \frac{n \times \frac{(\Delta y_{k_n} + \Delta y_{k_{n+1}})}{2} - \frac{(y_{k_1} + |y_{k_{2n+1}}|)}{2}}{\frac{(y_{k_1} + |y_{k_{2n+1}}|)}{2}}, \quad (8)$$

$$C = y_{k_1} - |y_{k_{2n+1}}|. \quad (9)$$

分别绘出  $D$ 、 $C$  随 ZnS 棱镜顶角  $\alpha$  的变化曲

线,结果如图 4(a)、图 4(b)所示。可以发现,在棱镜顶角取  $0^\circ \sim 34.0^\circ$  时,  $D < 0$ , 即需引入负畸变补偿波数线性度;在棱镜顶角取  $0^\circ \sim 32.2^\circ$  时,  $C < 0$ , 此时正像高的高度小于负像高的高度,进一步引入垂轴色差会降低波数线性度;当棱镜顶角取  $32.3^\circ \sim 34.0^\circ$  时,  $C > 0$ , 需引入垂轴色差补偿波数线性度。

当棱镜顶角大于  $32.3^\circ$  时,可利用负畸变和垂轴色差补偿波数线性度。因此,可将棱镜顶角设置为  $32.5^\circ$ , 此时像高  $y$  随波数  $k$  的变化及等差波数在像面的间隔  $\Delta y$  如图 5 所示。其中,  $R_{MS}$  为 0.0624, 由 (8) 式、(9) 式估计的相对畸变为  $-3.56\%$ , 最大视场的垂轴色差为  $139 \mu\text{m}$ 。

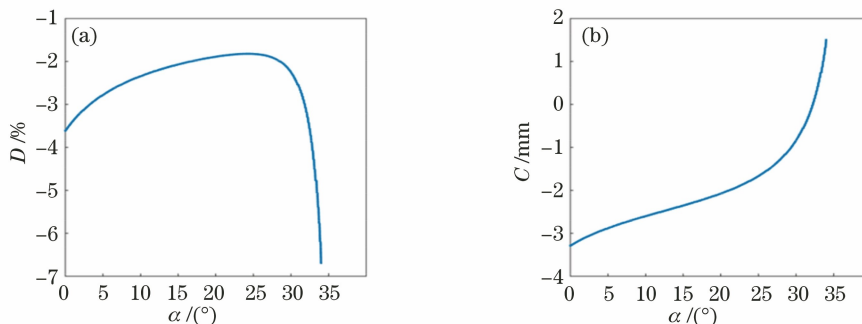


图 4 物镜的像差分析。(a)  $D$  随  $\alpha$  的变化曲线;(b)  $C$  随  $\alpha$  的变化曲线

Fig. 4 Aberration analysis of the objective lens. (a) Change curve of  $D$  with  $\alpha$ ; (b) change curve of  $C$  with  $\alpha$

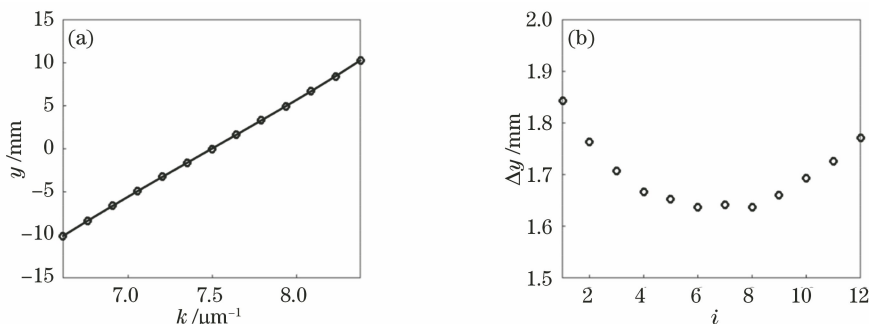


图 5  $\alpha = 32.5^\circ$  时的物镜分析结果(像差补偿前)。(a)  $y$  随  $k$  的变化曲线;(b) 相邻波数的位置间隔  $\Delta y$

Fig. 5 Objective lens analysis result when  $\alpha = 32.5^\circ$  (before aberration compensation). (a) Change curve of  $y$  with  $k$ ; (b) position interval  $\Delta y$  between adjacent wavenumbers

## 2.4 光学设计结果

当棱镜顶角为  $32.5^\circ$  时,由(5)式计算得到物镜的全视场角约为  $23^\circ$ 。物镜像方的  $F$  数为 4.8。物镜初始结构可选择柯克三片式结构,但光阑位置位于物镜组的前方,物镜不再关于光阑对称,且光阑位置的选取会影响畸变的产生。控制光阑与物镜的相对位置,同时提高轴外视场主光线在最后一块正透镜的入射高度,可产生较大的负球差,从而引入较大

的负畸变<sup>[25]</sup>。用透镜分裂的方式代替最后的正透镜,以增大透镜的弯曲半径;为校正场曲,在像面前添加一块负透镜;为抵消轴向色差的影响,将像面以一定倾角放置,以获得聚焦良好的光斑图<sup>[26]</sup>。最后,采用抛物面镜对出射光进行准直,使系统更紧凑。

利用 ZEMAX 软件对系统进行优化设计,设计结果如图 6 所示。光谱仪的光学长度为 148 mm,棱镜顶角为  $32.5^\circ$ ,像面倾斜角度为  $1.5^\circ$ 。其像高  $y$

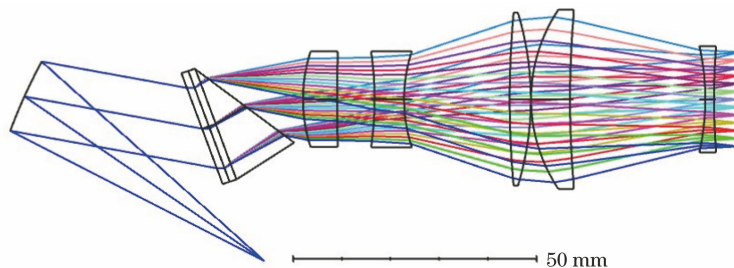


图 6 光谱仪的光路图

Fig. 6 Optical path diagram of the spectrometer



随波数  $k$  的变化曲线及相邻波数在像面的间隔  $\Delta y$  如图 7 所示。其中,  $R_{MS}$  为 0.0056, 系统的线性度约为像差补偿前的 11 倍。物镜的相对畸变、垂轴色差如图 8(a)、图 8(b) 所示, 相对畸变约为  $-3.74\%$ , 最大垂轴色差约为  $113 \mu\text{m}$ 。实际像差量与估计值略有差异, 原因是引入畸变与垂轴色差的同时保持像面长度不变, 导致系统的焦距发生了变化; 此外, 像面倾斜也会对像差产生影响。

在工作波段内取 13 个等差波数, 分别计算棱栅

分光方法和棱镜校正方法在不同材料下能取得的波数线性理论最优解, 结果如表 2 和表 3 所示。其中,  $\beta$  为光栅面与棱镜表面的夹角。对比发现, 在光栅线对数与光栅入射角确定的情况下,  $R_{MS}$  取最小值时, 两种方法选用的棱镜折射率越大,  $\alpha$  越小, 且各材料的  $R_{MS}$  最小值无显著差距; 棱镜校正方法获得的波数线性度约为棱栅分光方法的 11 倍; 棱栅分光结合像差补偿可获得比棱镜校正方法更高的波数线性度, 以实验中的设计为例, 线性度约提高了 50%。

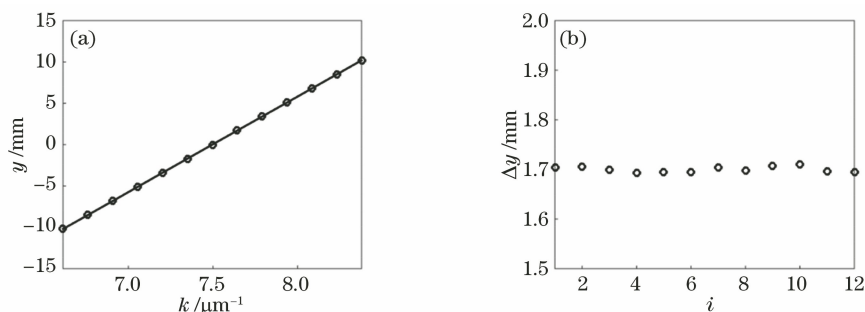


图 7  $\alpha=32.5^\circ$  时的物镜分析结果(像差补偿后)。(a)  $y$  随  $k$  的变化曲线;(b)相邻波数的位置间隔  $\Delta y$   
Fig. 7 Objective lens analysis result when  $\alpha=32.5^\circ$  (after aberration compensation). (a) Change curve of  $y$  with  $k$ ; (b) position interval  $\Delta y$  between adjacent wavenumbers

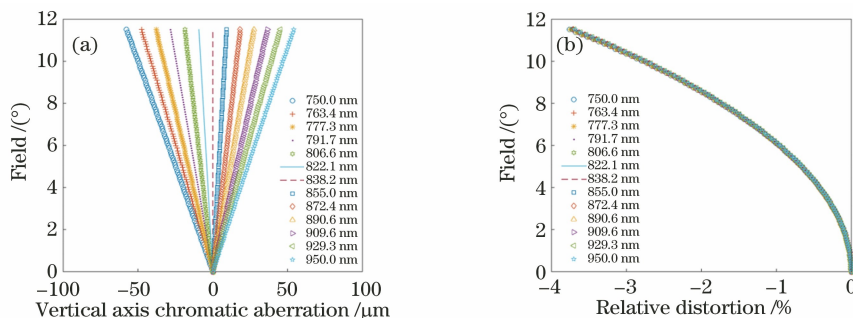


图 8 物镜的像差分析。(a)垂轴色差;(b)相对畸变  
Fig. 8 Aberration analysis of the objective lens. (a) Vertical axis chromatic aberration; (b) relative distortion

表 2 棱栅分光方法在不同材料下的最小  $R_{MS}$

Table 2 Minimum  $R_{MS}$  of the grism spectroscopy method under different materials

Material	BK7	F2	SF10	H-ZLAF71	H-ZF62	LASF35	ZnS
$n(\lambda)(0.85 \mu\text{m})$	1.510	1.607	1.709	1.830	1.891	1.995	2.306
$\alpha / (^\circ)$	52.9	49.0	45.4	42.0	40.3	38.1	32.0
$R_{MS}$	0.0664	0.0634	0.0611	0.0590	0.0582	0.0569	0.0539

表 3 棱镜校正方法在不同材料下的最小  $R_{MS}$

Table 3 Minimum  $R_{MS}$  of the the prism correction method under different materials

Material	BK7	F2	SF10	H-ZLAF71	H-ZF62	LASF35	ZnS
$n(\lambda)(0.85 \mu\text{m})$	1.510	1.607	1.709	1.830	1.891	1.995	2.306
$\beta / (^\circ)$	29.0	28.5	28.1	27.8	27.6	27.3	26.9
$\alpha / (^\circ)$	65.6	60.1	55.3	51.0	48.5	45.9	37.7
$R_{MS}$	0.0058	0.0063	0.0068	0.0066	0.0079	0.0069	0.0094

### 3 性能评价及仿真分析

#### 3.1 光学性能评价

除了波数线性度,实验还对波数线性光谱仪的点列图、像元包围能量和光谱分辨率等参数进行了

评价。图 9 为典型波长下光谱仪的点列图,各点列图的均方根值(RMS)半径均小于  $2.5 \mu\text{m}$ ,艾里斑半径均小于  $4.2 \mu\text{m}$ ,且各点列图 RMS 半径与艾里斑均在一个像元内。图 10 为不同波长在像元内的能量百分数,其值均在 80% 以上。

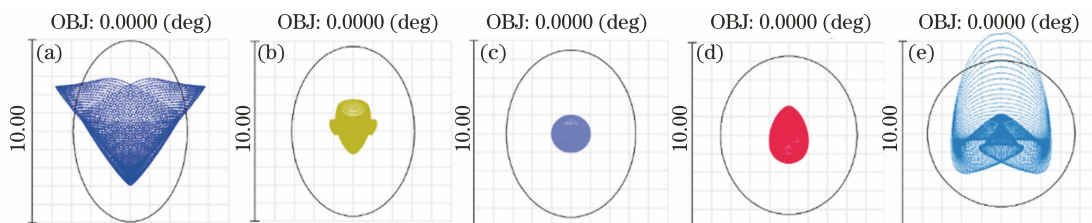


图 9 典型波长的点列图。(a) 750 nm;(b) 792 nm;(c) 838 nm;(d) 891 nm;(e) 950 nm

Fig. 9 Point diagram of typical wavelength. (a) 750 nm; (b) 792 nm; (c) 838 nm; (d) 891 nm; (e) 950 nm

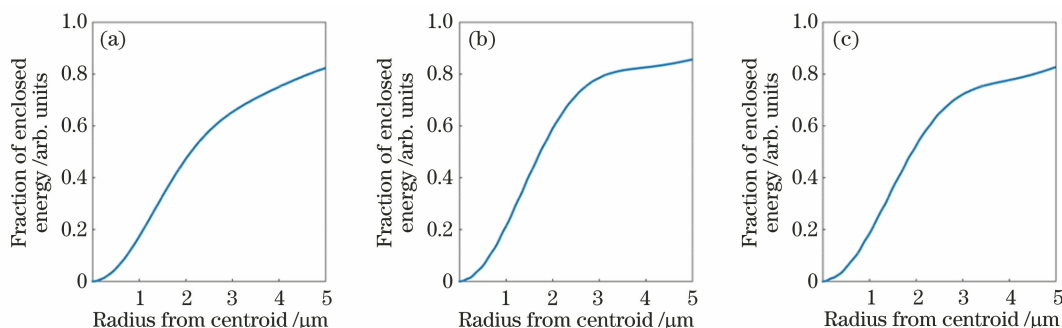


图 10 衍射能量的集中度。(a) 750 nm;(b) 838 nm;(c) 950 nm

Fig. 10 Concentration of the diffracted energy. (a) 750 nm; (b) 838 nm; (c) 950 nm

光谱仪的光谱分辨率  $\lambda_{\text{FWHM}}$  可表示为

$$\lambda_{\text{FWHM}} = S_{\text{FWHM}} \times \frac{\partial \lambda}{\partial y}, \quad (10)$$

式中,  $\partial \lambda / \partial y$  为光谱仪的线色散率倒数,  $S_{\text{FWHM}}$  为光谱仪光谱响应函数的 FWHM。光谱响应函数  $S_{\text{RF}}$  可描述光谱仪对单位强度单色光辐射的响应随波长的变化特性,可表示为<sup>[27]</sup>

$$S_{\text{RF}} = X_{\text{rect}}(y/p) \otimes L_{\text{SF}}(y) \otimes X_{\text{rect}}\left(\frac{y}{gq}\right), \quad (11)$$

式中,  $X_{\text{rect}}(y/p)$  为光谱维方向的狭缝函数,  $p = 5 \mu\text{m}$  为狭缝宽度,  $L_{\text{SF}}(y)$  为对应波长的线扩散函数,  $X_{\text{rect}}\left(\frac{y}{gq}\right)$  为探测器的像元响应函数,  $q = 10 \mu\text{m}$  为光谱维的像元尺寸,  $g = 0.85$  为探测器像元光敏面的光谱维方向占空比。图 11 为光谱分辨率  $\lambda_{\text{FWHM}}$  随波长的变化曲线,可以发现,平均光谱分辨率约为  $0.1 \text{ nm}$ ,满足设计要求。

#### 3.2 公差分析

为了保证光谱仪的实用性,光学系统必须能被实际加工制造出来。因此,需要对光学系统进行公差分析,系统的公差如表 4 所示。其中, S + A 为表

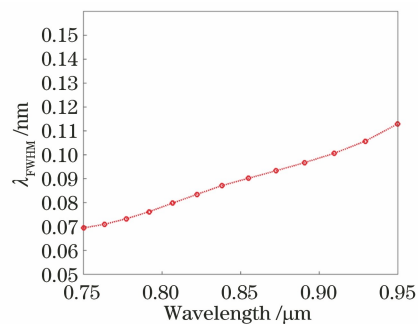


图 11  $\lambda_{\text{FWHM}}$  随波长的变化曲线

Fig. 11 Change curve of  $\lambda_{\text{FWHM}}$  with wavelength

表 4 光学系统的公差范围

Table 4 Tolerance range of the optical system

Parameter	Value
Radius	$N = 1$
Thickness /mm	0.03
S + A irregularity	$\Delta N = 0.3$
Index	0.0005
Abbe /%	0.5
Decenter X/Y /mm	0.02
Tilt X/Y /(')	1

面添加球差和像散叠加的不规则公差。分别以典型波长的像元包围能量和波数线性度  $R_{MS}$  作为公差分析的标准,得到公差分配前后系统的指标如表 5 所示。可以发现,各波长像元的包围能量均高于 70%,线性度  $R_{MS}$  的变化很小,可保持较高的波数线性度。

表 5 公差分配前后的系统指标  
Table 5 System indicators before and after tolerance allocation

Parameter	Before	After
	distribution	distribution
Encircled energy ( $\lambda = 750 \text{ nm}$ ) /%	87.3	70.1
Encircled energy ( $\lambda = 838 \text{ nm}$ ) /%	86.2	86.1
Encircled energy ( $\lambda = 950 \text{ nm}$ ) /%	85.6	79.4
$R_{MS}$	0.0056	0.0057

### 3.3 成像仿真

单个像元接收到的光谱密度近似为归一化的高斯函数,定义局部光谱密度函数  $S(\nu)^i$  即第  $i$  个像元接收到的光谱密度为<sup>[20]</sup>

$$S(\nu)^i = \frac{\gamma^i}{\sqrt{2\pi}\delta_\nu^i} \exp\left[-\frac{(\nu - \nu^i)^2}{2\delta_\nu^i}\right], \quad (12)$$

式中,  $\nu$  为光频率,  $\nu^i$  为第  $i$  个像元接收到的光频率平均值,  $\delta_\nu^i$  为高斯函数  $S(\nu)^i$  的标准偏差,  $\gamma^i$  为第  $i$  个像元接收的归一化光谱强度加权值,主要取决于光源的光谱形状。由维纳辛钦定理可知,局部光谱密度函数的逆傅里叶变换即局部相干函数  $\Gamma(\tau)^i$  可表示为

$$\Gamma(\tau)^i = \gamma^i \exp[-2\pi^2\delta_\nu^i\tau^2] \cdot \exp[-j2\pi\nu^i\tau], \quad (13)$$

式中,  $\tau$  为延迟时间。像元接收的干涉强度  $I^i$  为整个场  $E_D(t)^i$  的自相关在整个曝光时间  $T$  上取平均值,可表示为

$$I^i = \frac{\rho^i}{2} \langle E_D(t)^i \cdot E_D(t + \tau)^i \rangle_T, \quad (14)$$

$$\Gamma(\tau)^i = \langle E_D(t)^i \cdot E_D(t + \tau)^i \rangle_T, \quad (15)$$

$$E_D(t)^i = K_R^i E_0(t)^i + \sum_m K_m^i E_0(t + \tau_m)^i, \quad (16)$$

式中,  $\rho^i$  为像元的量子效率,  $E_D(t)^i$  为场源到达第  $i$  个像元的振幅,  $E_D(t)^i \cdot E_D(t + \tau)^i$  为  $E_D(t)^i$  的复共轭,  $K_R^i$  为参考臂的反射系数,  $K_m^i$  为样品臂第  $m$  个反射面的反射系数。不考虑光能量损失,量子效率  $\rho = 1$ , 参考臂  $K_R = 1$ , 样品臂  $K_m = K_1 = 1$  时, 联立(13)式~(16)式,得到

$$I^i = \gamma^i + \gamma^i \exp[-2\pi^2\delta_\nu^i\tau^2] \cdot \cos[2\pi\nu^i\tau], \quad (17)$$

式中,  $\tau = x/c$ ,  $x$  为光程差,  $c$  为光在真空中的速度,  $\delta_\nu^i = \nu_{FWHM}^i / (2\sqrt{2\ln 2})$ ,  $\nu_{FWHM}^i = c\lambda_{FWHM}^i / \lambda^{i^2}$  为像元  $i$  接收到光频率的 FWHM, 化简后得到

$$I^i = \gamma^i + \gamma^i \exp\left[-\frac{\pi^2 x^2 \lambda_{FWHM}^i{}^2}{4\ln 2 \lambda^{i^4}}\right] \cdot \cos(xk^i). \quad (18)$$

计算样品臂各深度下轴向响应函数  $Z(x)$  时不需要对像元接收到的光谱干涉强度进行插值处理,可直接对光谱干涉强度进行傅里叶变换,即

$$Z(x) = 20\lg[\mathcal{F}(I)], \quad (19)$$

式中,  $\mathcal{F}$  为傅里叶变化运算符。选用的光源光谱曲线如图 12(a)所示,中心波长为  $0.85 \mu\text{m}$ , FWHM 为  $160 \text{ nm}$ , 计算得到的归一化光谱强度加权  $\gamma$  曲线如图 12(b)所示。计算并绘制出像差补偿前后样品臂各层相对于参考臂的光程差分别为  $0.7, 1.4, 2.1, 2.8, 3.5 \text{ mm}$  的轴向响应曲线,结果如图 13 所示。可以发现,光程差在  $3.5 \text{ mm}$  处像差补偿后比像差补偿前的灵敏度高  $7.8 \text{ dB}$ 。

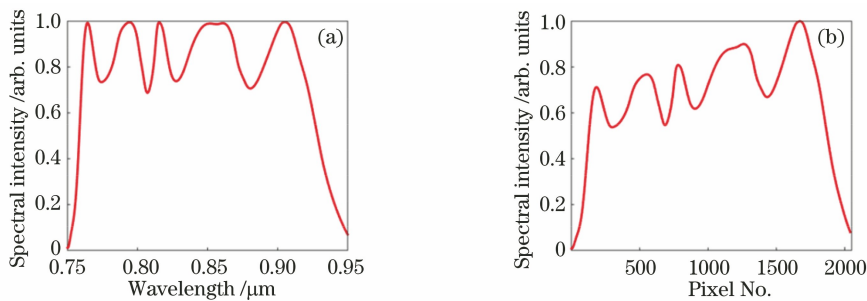


图 12 光谱曲线。(a)光源的光谱曲线;(b)像面接收的辐射强度

Fig. 12 Spectral curve. (a) Spectral curve of the light source; (b) radiation intensity received by the image plane

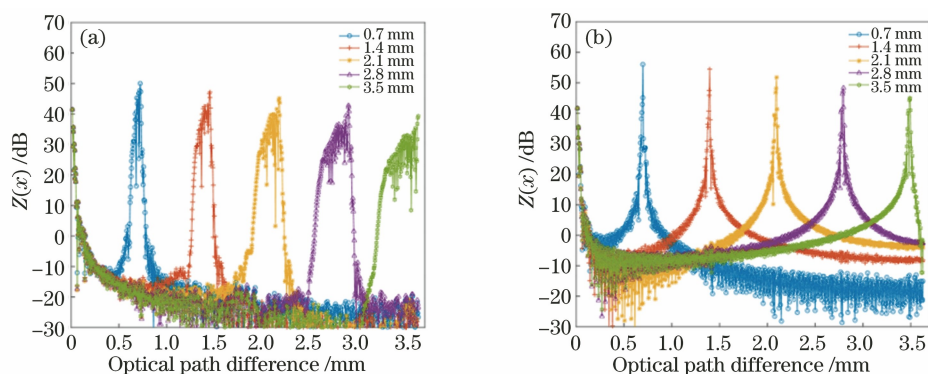


图13 轴向响应曲线。(a)像差补偿前;(b)像差补偿后

Fig. 13 Axial response curve. (a) Before aberration compensation; (b) after aberration compensation

## 4 结 论

设计了工作波段为 750~950 nm 的宽波段波数线性分光光学系统。该系统采用棱栅结构及像差补偿提高了光谱仪的波数线性度,光学系统的长为 148 mm,光谱分辨率为 0.1 nm;且系统的成像质量较好,公差分配后各波长在单个像元范围内的能量集中度均高于 70%,波数线性度达到 0.0057。仿真分析结果表明,该分光系统可以明显改善光学相干层析系统的灵敏度,相比未补偿的系统,相差补偿后该系统在光程差为 3.5 mm 处的灵敏度提高了 7.8 dB。

## 参 考 文 献

- [1] Huang D, Swanson E A, Lin C P, et al. Optical coherence tomography [J]. *Science*, 1991, 254(5035): 1178-1181.
- [2] Fercher A F, Hitzenberger C K, Kamp G, et al. Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry [J]. *Optics Communications*, 1995, 117(1/2): 43-48.
- [3] Usler G H, Lindner M W. "Coherence radar" and "spectral radar": new tools for dermatological diagnosis[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 1998, 3(1): 21-31.
- [4] Cho H S, Jang S J, Kim K, et al. High frame-rate intravascular optical frequency-domain imaging in vivo[J]. *Biomedical Optics Express*, 2014, 5(1): 223-232.
- [5] Wang R K, Zhang A, Choi W J, et al. Wide-field optical coherence tomography angiography enabled by two repeated measurements of B-scans [J]. *Optics Letters*, 2016, 41(10): 2330-2333.
- [6] Si P J, Wang L, Xu M E. Tumor cell invasion imaging based on optical coherence tomography [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2019, 46(9): 0907003.
- [7] Shen R Q, Wang L, Xu M E, et al. Characterization of cell distribution based on optical coherence tomography scattering [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2020, 47(2): 0207039.
- [8] Han T, Qiu J R, Wang D, et al. Optical coherence microscopy and its application [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2020, 47(2): 0207004.
- [9] Liu Y, Yang Y L, Yue X. Optical coherence tomography angiography and its applications in ophthalmology [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2020, 57(18): 180002.
- [10] Yaqoob Z, Wu J G, Yang C. Spectral domain optical coherence tomography: a better OCT imaging strategy [J]. *BioTechniques*, 2005, 39(6): S6-S13.
- [11] Hu Z, Rollins A M. Fourier domain optical coherence tomography with a linear-in-wavenumber spectrometer [J]. *Optics Letters*, 2007, 32(24): 3525-3527.
- [12] Watanabe Y, Itagaki T. Real-time display on Fourier domain optical coherence tomography system using a graphics processing unit [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2009, 14(6): 060506.
- [13] Lee S W, Kang H, Park J H, et al. Ultrahigh-resolution spectral domain optical coherence tomography based on a linear-wavenumber spectrometer [J]. *Journal of the Optical Society of*



- Korea, 2015, 19(1): 55-62.
- [14] Lan G, Li G. Design of a  $k$ -space spectrometer for ultra-broad waveband spectral domain optical coherence tomography[J]. Scientific Reports, 2017, 7: 42353.
- [15] Wu T, Sun S S, Wang X H, et al. Optimized linear wavenumber spectrometer based spectral-domain optical coherence tomography system [J]. Acta Physica Sinica, 2018, 67(10): 104208.  
吴彤, 孙帅帅, 王绪晖, 等. 基于最优化线性波数光谱仪的谱域光学相干层析成像系统[J]. 物理学报, 2018, 67(10): 104208.
- [16] Ruiz-Lopera S, Restrepo R. Design of a linear in wavenumber spectrometer[C]//Latin America Optics and Photonics Conference 2018, November 12-15, 2018, Lima, Peru. Washington, D.C.: OSA, 2018: W2B.3.
- [17] Wu T, Cao K M, Wang X H, et al. Single input state, single mode fiber based spectral domain polarization sensitive optical coherence tomography using a single linear-in-wavenumber spectral camera [J]. Optics and Lasers in Engineering, 2020, 127: 105948.
- [18] Liu M L. Fast imaging on spectral domain optical coherence tomography[D]. Tianjin: Nankai University, 2015: 36-39.  
刘梦麟. 频域 OCT 系统的快速成像技术研究[D]. 天津: 南开大学, 2015: 36-39.
- [19] Hagen N, Tkaczyk T S. Compound prism design principles, III: linear-in-wavenumber and optical coherence tomography prisms [J]. Applied Optics, 2011, 50(25): 5023-5030.
- [20] Yoon C, Bauer A, Xu D, et al. Absolute linear-in- $k$  spectrometer designs enabled by freeform optics[J]. Optics Express, 2019, 27(24): 34593-34602.
- [21] Traub W A. Constant-dispersion grism spectrometer for channeled spectra [J]. Journal of the Optical Society of America A, 1990, 7(9): 1779-1791.
- [22] Fujimoto J G, Pitris C, Boppart S A, et al. Optical coherence tomography: an emerging technology for biomedical imaging and optical biopsy[J]. Neoplasia, 2000, 2(1/2): 9-25.
- [23] Sainter A, King T A, Dickinson M R. Effect of target biological tissue and choice of light source on penetration depth and resolution in optical coherence tomography[J]. Journal of Biomedical Optics, 2004, 9(1): 193-199.
- [24] Lee S W, Jeong H W, Ahn Y C, et al. Optimization for axial resolution, depth range, and sensitivity of spectral domain optical coherence tomography at 1.3  $\mu\text{m}$ [J]. Journal of the Korean Physical Society, 2009, 55(6): 2354-2360.
- [25] Zhang Y M, Zhang H X, Jia D G. Applied optics [M]. Beijing: Publishing House of Electronics industry, 2015: 184-186, 364.  
张以谟, 张红霞, 贾大功. 应用光学[M]. 4 版. 北京: 电子工业出版社, 2015: 184-186, 364.
- [26] Xue M Q. Instrumental optics[M]. Beijing: Science Press, 2020: 86-87.  
薛鸣球. 仪器光学[M]. 北京: 科学出版社, 2020: 86-87.
- [27] Mouroulis P, Green R O, Chrien T G. Design of pushbroom imaging spectrometers for optimum recovery of spectroscopic and spatial information[J]. Applied Optics, 2000, 39(13): 2210-2220.