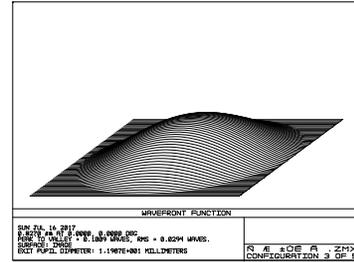




基于 Zemax 的谱域光学相干层析系统分辨率提高技术研究

张许雅, 朱永凯*, 张新华, 何明灿

南京航空航天大学自动化学院, 南京 210016



摘要:对谱域光学相干层析(SD-OCT)系统中的透镜组进行设计优化,是提高系统成像质量的重要步骤。本文基于 Zemax 仿真对样品臂中的场镜和光谱仪中的聚焦透镜进行了设计和优化,并且根据点列图、波前图等分析手段对结果进行了像质评价。结果表明,本文设计的场镜可以使系统具有理想的成像质量和良好的横向分辨率;所设计的光谱仪中的聚焦透镜使得聚焦光斑的尺寸小于 CCD 的像素点宽度,避免了 CCD 在接收信号时各像元之间造成干扰,从而提高了光谱仪的分辨率。

关键词: Zemax; SD-OCT; 分辨率; 优化

中图分类号: TH744

文献标志码: A

Resolution improvement for SD-OCT system based on Zemax

Xuya Zhang, Yongkai Zhu*, Xinhua Zhang and Mingcan He

College of Automation, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing 210016, China

Abstract: The design and optimization for lens group in spectral domain optical coherence tomography (SD-OCT) system is fairly important to improve the imaging quality. The field lens in sample arm and the focusing lens in spectrometer are designed based on Zemax, and the imaging quality is evaluated according to spot diagram and wavefront map. The results show that the field lens can provide ideal imaging quality and good lateral resolution. And the focusing lens in the spectrometer makes the size of focal spot smaller than the pixel width of CCD to avoid the interference in each pixel of CCD. In this way, we observe considerable improvement in the resolution of the spectrometer.

Keywords: Zemax; SD-OCT; resolution; optimization

DOI: 10.3969/j.issn.1003-501X.2017.10.004

Citation: *Opto-Elec Eng*, 2017, **44**(10): 966-971

1 引言

1991年,美国麻省理工大学的 Fujimoto 工作组首次提出了光学相干层析术(optical coherence tomography, OCT)的概念^[1],并通过实验成功地演示了人类视网膜和动脉粥样硬化噬菌斑的活体成像。作

为一种新型的生物医学成像技术,OCT 的出现极大地丰富了光学检测手段在医疗和病理诊断方面的应用。在此后的二十多年里,世界各地研究小组展开了积极的探索,推动了 OCT 技术的发展,其分辨率、成像速度等性能也得到了很大提升^[2-4]。

随着 OCT 在工业领域、医学领域中的应用越来越广泛,对 OCT 技术的成像质量要求也越来越高^[5]。信噪比和分辨率是衡量 OCT 成像质量的重要指标^[6],

收稿日期: 2017-06-04; 收到修改稿日期: 2017-09-24

*E-mail: zykjiangsu@163.com

为了有效地扩大 OCT 的应用范围,提高成像质量,对 OCT 系统的分辨率和信噪比进行分析研究十分重要,也一直是近年来国内外各专家的研究热点^[7]。

样品臂中场镜的选择对系统的横向分辨率、像差等指标至关重要,直接影响到系统的成像质量^[8]。因此本文基于 Zemax 仿真对场镜进行了设计,并通过点列图、波前图等分析手段对成像质量进行了优化,得到了优化后的场镜参数;同时,为了避免光谱仪中 CCD 在接收信号时各个像素点之间造成干扰^[9],本文对光谱仪中使用的聚焦透镜也进行了设计优化,使得聚焦光斑的尺寸小于 CCD 的像素点宽度,提高了光谱仪的分辨率。

2 基于 Zemax 的 SD-OCT 成像质量优化原理

SD-OCT 系统的主体是迈克尔逊干涉仪,其理论光路图如图 1 所示。其成像原理是:宽带光源发出的光经过 2×2 耦合器,一路到达参考臂,一路到达样品臂。样品臂部分的振镜由驱动板控制转动,实现对样品的横向扫描,带有样品结构信息的信号光与参考光发生干涉后在光谱仪中被分为不同波长的干涉光谱信号,被线阵 CCD 接收,最后通过傅里叶变换,可以得到样品的深度信息。

Zemax 为光学设计者提供了点列图、几何像差、光学传递函数等分析手段,用来评估成像质量的好坏,可以对系统进行优化,是一款功能强大的光学设计软件,为光学器件的选择加工提供了理论基础。

3 样品臂和光谱仪的设计及优化

3.1 对样品臂场镜的设计优化

OCT 系统是一个共焦成像系统,场镜作为系统对样品的探测部分,其参数会直接影响到系统的成像质量。OCT 系统的横向分辨率取决于照射到被测样品上光束的聚焦状态,横向分辨率的表达公式如下:

$$\Delta x = \frac{2}{\pi} \cdot \frac{\lambda}{NA} = \frac{4\lambda}{\pi} \cdot \frac{f_{obj}}{d}, \quad (1)$$

其中: λ 为光源的中心波长, NA 表示场镜的数值孔径, f_{obj} 是场镜的焦距, d 表示场镜孔径上的光斑大小。由式(1)可知,场镜的数值孔径、焦距对系统的横向分辨率有着决定性作用。

除了横向分辨率,样品臂中场镜的参数还直接影响到系统的像差。由于 OCT 系统具有一定大小的视场和孔径,当以不同孔径做实际光线光路计算时,这些光线在像面上并不会聚焦成一个点,而是一个弥散斑,对于实际的物体来说,OCT 系统并不能完全再现物体的形状,就会产生像差。因此,样品臂中场镜的曲率半径、焦距等参数都会影响系统的像差。

为了满足系统对样品扫描范围的需求并且使得成像质量达到最优,本文对样品臂中的场镜进行了设计,设计参数分析如下:样品臂由振镜偏转实现对样品的横向扫描,振镜驱动板输入电压范围为 ± 5 V,振镜偏转角度为 $\pm 12.5^\circ$,光路的偏转角度即为 $\pm 25^\circ$ 。假设振镜与场镜之间的距离为 20 mm,那么场镜能接收到所有的光的最小半径约为 9.4 mm。为了减少色差,将场镜设计为由凸透镜和凹透镜组合而成的双胶合透镜。透

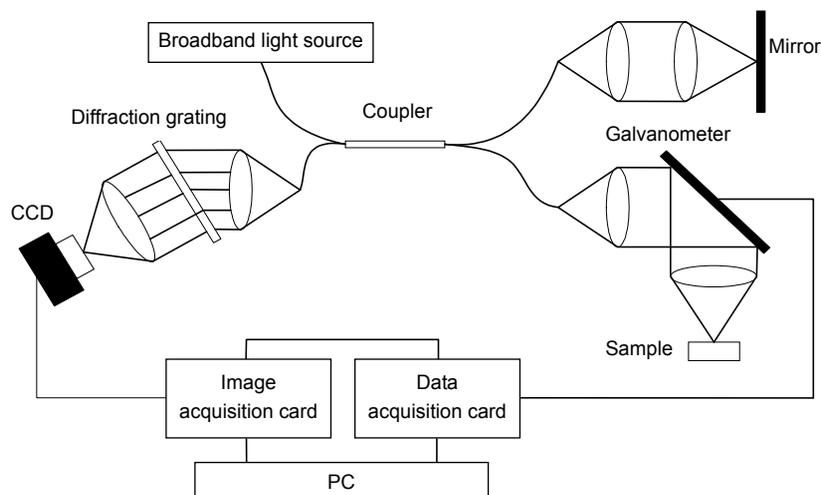


图 1 SD-OCT 系统理论光路图。

Fig. 1 Schematic diagram of the SD-OCT system configuration.

镜材料选择 Zemax 材料库中常用的玻璃材料 N-LAK22 和 N-SF6HT。

基于以上参数对 SD-OCT 系统样品臂的扫描装置进行仿真,仿真 3D 视图如图 2 所示。

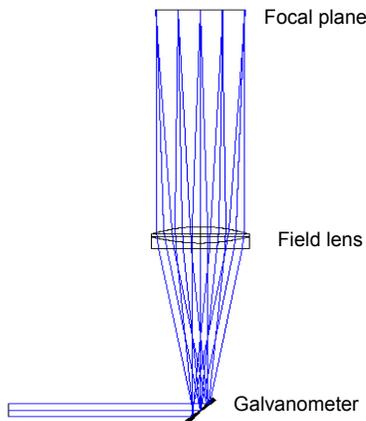


图 2 Zemax 仿真样品臂扫描图。
Fig. 2 3D-layout of sample arm by Zemax.

场镜的焦距对系统的横向分辨率、波前图、点扩散函数有着重要影响。为了求得成像质量最优时场镜的焦距,将透镜的曲率半径、透镜到像面的距离设为变量,设置默认优化类型为 RMS,像差类型为 Wavefront,对系统进行自动优化。优化后透镜的参数

7*	Tilted			-1.600		N-SF6HT	9.400	U
8*	Standard		-60.103 V	-5.000		N-BAF10	9.400	U
9*	Standard		38.693 V	-66.400 V			9.400	U
IMA	Standard		Infinity	-			15.000	U

图 3 系统优化后透镜参数。
Fig. 3 Parameter of the lens after optimization.

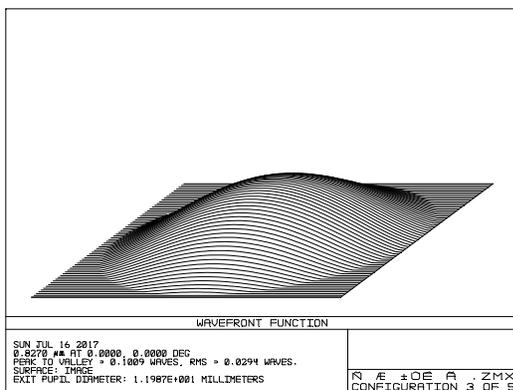


图 4 优化后系统的波前图。
Fig. 4 Wavefront map of the system after optimization.

如图 3 所示,波前图如图 4 所示。

波前图用以显示系统的像差特性,通过计算等波阵面的波峰与波谷的差异(peak to valley, PV)和整体的均方误差(RMS)来衡量系统的成像质量。通过图 4 可以看出,系统的 RMS=0.0294 waves, PV=0.1009 waves。根据瑞利判据,系统仿真的波像前差在小于 $\lambda/4$ 的时候,光学系统成像质量可近似为理想^[10],所以从理论分析来看上述透镜组具有较好的成像特性。

SD-OCT 系统的横向分辨率由聚焦在样品上的光斑大小决定。对系统进行优化后,系统的点列图如图 5 所示。由点列图可以看出,像面光斑的 Geo Radius=3.953 μm ,也即系统的横向分辨率约为 7.9 μm ,能够实现高分辨率成像。

3.2 对光谱仪聚焦透镜的设计与优化

SD-OCT 系统的参考光与探测光发生干涉后被光谱仪接收,光谱仪的结构如图 6 所示。干涉后的信号光从光纤输出经过准直透镜准直后,被一在利特罗(Littrow)结构下的衍射光栅衍射。经过衍射光栅分光后的干涉光谱信号,不同波长谱线由于衍射角不同,出射方向也不同,因此从空间上看是不断发散的。如果直接由 CCD 接收会降低干涉光谱的接收效率,使得某些波段的光谱信号不能被线阵 CCD 接收到,因

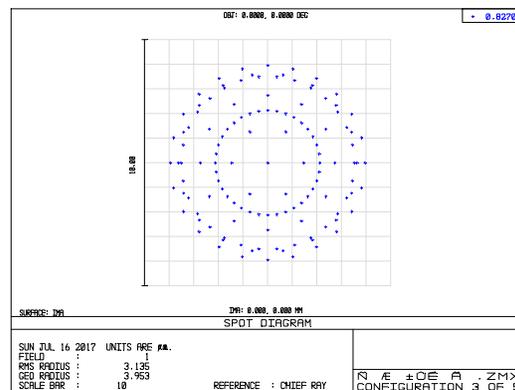


图 5 优化后系统的点列图。
Fig. 5 Spot diagram of the system after optimization.

此需要使用聚焦透镜使发散的干涉光谱光束转换为聚焦光束，汇聚到 CCD 上进行探测。

本文所选用的 CCD 为 2048 个像素点，像素点宽度为 10 μm 。为了避免像元之间信号的干扰，达到最佳的光谱分辨率，各光谱在 CCD 上聚焦光斑的尺寸需尽量在 10 μm 之内。为达到此设计目标，本文对光栅后的聚焦透镜进行了设计优化。

双胶合消色差透镜聚焦后到达线阵 CCD 上的衍射光斑尺寸为

$$x_{\text{width}} = \frac{4f}{\pi} \cdot \frac{\lambda}{D}, \quad (2)$$

其中： D 为光束照射到准直透镜上的尺寸，与光纤的

数值孔径 NA 以及准直透镜的焦距 f_D 有关，表现为 $D = 2NA \cdot f_D$ ； f 为双胶合消色差透镜的焦距； λ 为光源的中心波长 827.3 nm。本论文中光谱仪使用的准直透镜焦距为 50 mm，单模光纤的数值孔径为 $NA=0.13$ ，所以照射到准直透镜的光斑尺寸 $D = 2 \times 0.13 \times 50 = 13 \text{ mm}$ 。为了获取最佳的光谱分辨率，衍射光斑尺寸必须小于线阵 CCD 的像素点宽度，即：

$$\frac{4f}{\pi} \cdot \frac{\lambda}{D} \leq 10 \Rightarrow f \leq 12.3 \text{ cm}. \quad (3)$$

将聚焦透镜设计为双胶合消色差透镜，材料选用常用的 N-LAK22 和 N-SF6HT，用 Zemax 对聚焦透镜进行设计优化。将透镜各表面的曲率半径、厚度设为

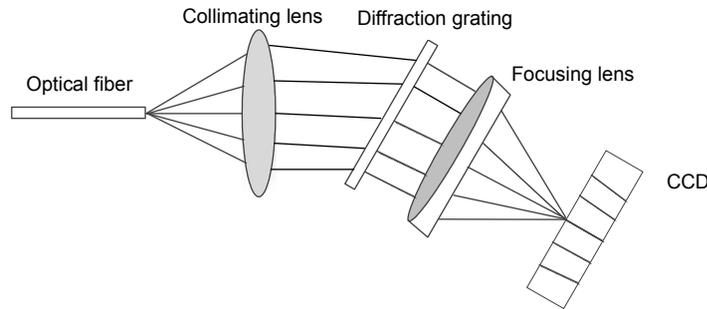


图 6 光谱仪结构图。

Fig. 6 Structure of the spectrometer.

(a) Lens Data Editor

Surf:Type		Comment	Radius	Thickness	Glass	Semi-Diameter
OBJ	Standard		Infinity	Infinity		0.000
STO	Standard		Infinity	50.000		12.700 U
2*	Standard		51.140 V	53.266 V	N-LAK22	12.700 U
3*	Standard		-24.848 V	69.663 V	N-SF6HT	12.700 U
4*	Standard		171.433 V	28.711 M		12.700 U
IMA	Standard		Infinity	-		3.000 U

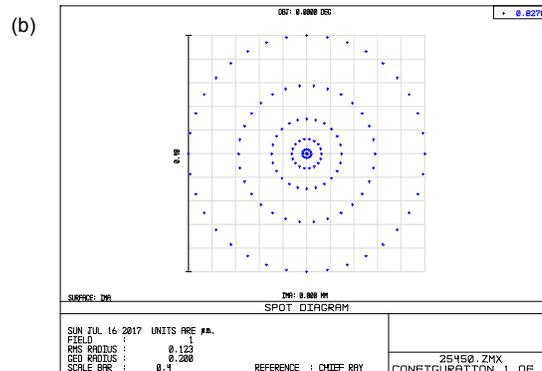


图 7 优化后聚焦透镜参数和聚焦光斑尺寸。(a) 优化后聚焦透镜参数。(b) 优化后聚焦光斑尺寸。

Fig. 7 Parameter of the focusing lens and size of the focusing spot after optimization. (a) Parameter of the focusing lens after optimization. (b) Size of the focusing spot after optimization.

变量,在优化函数中设置 Efft=123 后自动优化,优化后透镜的参数如图 7(a)所示,聚焦光斑尺寸如图 7(b)所示,符合设计要求。

从图 7 可以看出,虽然设计的聚焦透镜符合设计要求,但是双胶合透镜的厚度太厚,约为 123 mm,这在实际加工以及实验过程中会带来很大不便,因此将聚焦透镜的厚度范围进行了设置后仍将 Efft=123 设为优化目标进行了第二次优化。第二次优化后透镜的参数如图 8(a)所示,聚焦光斑尺寸如图 8(b)所示,光斑直径约为 1.43 μm,小于 CCD 的像素点宽度,避免了 CCD 在接收信号的过程中各像素点之间造成干扰,从而提高了光谱仪的分辨率,并且为系统搭建时的器件选择提供了理论基础。

4 双胶合透镜性能评估

4.1 横向分辨率测定

根据 3.1 的优化结果可知,对场镜进行设计优化后系统的横向分辨率约为 7.9 μm。实验选用 1951USAF 标准分辨率板作为标准检测装置,其实物图如图 9 所

示。实验过程中,以分辨率板为样品放在样品台上,其成像结果如图 10 所示。将系统能分辨的最小组别与分辨率对照表相对应,测得系统的横向分辨率约为 12 μm,与仿真值相差 5.1 μm。实验结果表明,所设计的场镜能够实现高分辨率成像。

4.2 光谱分辨率计算

根据所设计的聚焦透镜的参数和光谱仪中其他器件的参数,可计算出光谱仪的分辨率。实验中选用的光栅为透射式衍射光栅,假定准直光在光栅上的入射角为 θ_0 ,不同波长 λ 对应的衍射角为 θ ,光栅的线对数为 d ,衍射级次为 m_0 。则有:

$$d(\sin \theta_0 + \sin \theta) = m\lambda \quad (4)$$

所以中心波长的衍射角 θ_0 满足 $2d \sin \theta_0 = m\lambda_0$,一般级次 m 取 1,实验中选用的光栅的线对数 $d=1/1624 \text{ mm}$, $\lambda_0=827.3 \text{ nm}$,可计算出 $\theta_0=43.6^\circ$ 。光谱仪使用的准直透镜焦距为 50 mm,单模光纤的数值孔径 $NA=0.13$,所以光栅的光谱分辨率为

$$\delta\lambda_g = \frac{827 \text{ nm} \times \cos 43.6}{2 \times 0.13 \times 50 \text{ mm}} \times \frac{1}{1624} \text{ mm} = 0.0284 \text{ nm} \quad (5)$$

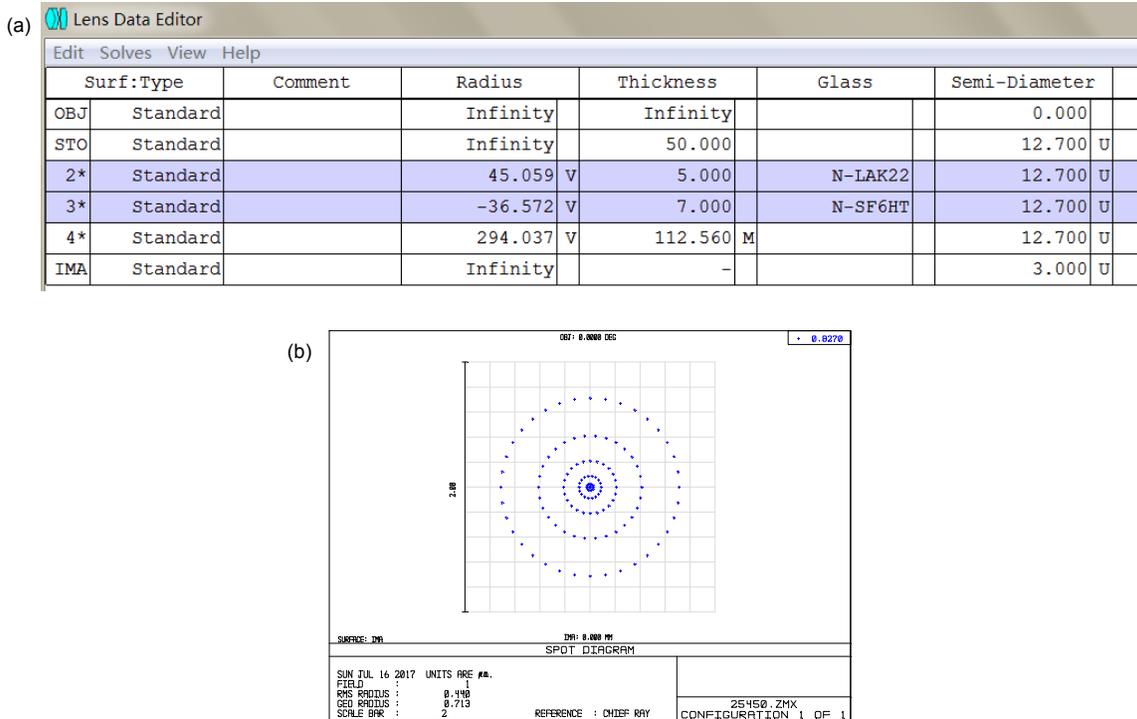


图 8 第二次优化后聚焦透镜参数和聚焦光斑尺寸。(a) 第二次优化后聚焦透镜参数。(b) 第二次优化后聚焦光斑。

Fig. 8 Parameter of the focusing lens and size of the focusing spot after further optimization. (a) Parameter of the focusing lens after further optimization. (b) Size of the focusing spot after further optimization.

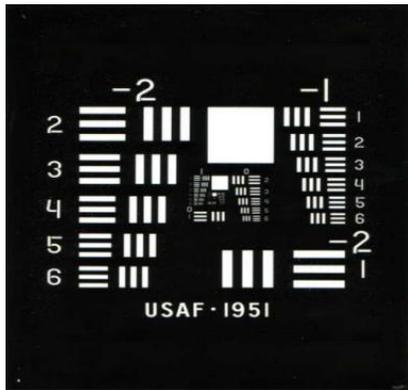


图9 分辨率板实物图.

Fig. 9 Practicality picture of the resolution board.

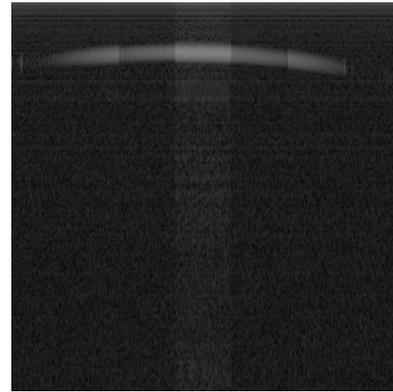


图10 分辨率板成像结果图.

Fig. 10 Image of the resolution board.

所设计的聚焦透镜的焦距为 123 mm，CCD 的像素点宽度为 10 μm ，所以由线阵 CCD 像素点宽度决定的光谱分辨率为

$$\delta\lambda_c = \frac{10 \mu\text{m} \times \cos 43.6}{123 \text{ mm}} \times \frac{1}{1624} \text{ mm} = 0.0363 \text{ nm} . (6)$$

因此光谱仪的光谱分辨率由 CCD 的像素点宽度决定，为 0.0363 nm。

5 结 论

为了提高 SD-OCT 系统的分辨率，本文对样品臂中的场镜进行了设计优化，分析了优化后系统的均方误差和横向分辨率。并且对光谱仪中的聚焦透镜进行了设计优化，使得聚焦光斑的尺寸小于 CCD 的像素点宽度，避免了 CCD 在接收信号时各像元之间造成干扰，从而提高了光谱仪的分辨率。仿真结果和实验结果证明，本文自行设计的场镜和聚焦透镜能够带来良好的分辨率，并且对器件的加工提供了有力的理论依据。

基金项目

中央高校基本科研业务费专项科研项目资助 (NS2015034)。

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 Clivaz X, Marquis-Weible F, Salathé R P, *et al.* High-resolution reflectometry in biological tissues[J]. *Optics Letters*, 1992, **17**(1): 4–6.
- 3 Puliafito C A, Lin C P, Huang D, *et al.* High-speed optical coherence domain reflectometry[J]. *Optics Letters*, 1992, **17**(2):151–153.
- 4 H Hue C, Le Cadre J P, Perez P. Tracking multiple objects with particle filtering[J]. *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems*, 2006, **38**(3): 791–812.
- 5 Wang J H, Wang M R. System and method for improving image quality in vivo OCT imaging: US2012/065991[P]. 2013-06-06.
- 6 Peng X, Yang S Z, Yu B, *et al.* Continuous imaging of the blood vessels in tumor mouse dorsal skin window chamber model by using SD-OCT[J]. *Proceedings of SPIE*, 2016, **9697**: 96973N.
- 7 Jiang H, Abukhalil F, Shen M, *et al.* Slit-lamp-adapted ultra-high resolution OCT for imaging the posterior segment of the eye[J]. *Ophthalmic Surgery, Lasers and Imaging Retina*, 2016, **43**(1): 76–81.
- 8 周新. 光学相干层析成像横向扫描系统及外触发模式研究[D]. 浙江大学, 2007.
- 9 王毅. 谱域 OCT 多通道光栅光谱仪研究[D]. 中国计量学院, 2016.
- 10 曹跃祖, 田益民, 李福芸. 圆孔衍射与瑞利判据的可视化研究[J]. 北京印刷学院学报, 2015(6): 61–64.