

基于双模态图像信息的眼内激光手术联合标定方法

杨帆, 陈聪, 沈超逸, 范立成*

苏州大学机电工程学院, 江苏 苏州 215301

摘要 为了获取眼科激光手术中规划手术部位的深度空间信息, 搭建了双光纤环形器结构的扫频光相干断层成像(SS-OCT)系统。在样品臂中加入二向色镜, 将其与互补金属氧化物半导体(CMOS)相机系统进行整合。对 OCT 坐标系与相机图像坐标系的几何关系进行匹配, 设计了多角度线性扫描、环形扫描等模式, 实现了相机视频图像下任意指定位置的多模式扫描成像。该成像系统的纵向分辨率为 $13.68 \mu\text{m}$, 横向分辨率为 $29.8 \mu\text{m}$, 在空气中的成像深度为 17.25 mm , 测量的最大横向偏差为 $275 \mu\text{m}$, 最大纵向偏差为 $70 \mu\text{m}$, 能够满足手术的定位要求。该研究初步实现了眼内指定部位深度信息的快速获取, 有望应用于眼科疾病诊断和白内障手术导航。

关键词 医用光学; 眼科激光手术; 光相干断层成像系统; 定位成像; 深度信息

中图分类号 TN247

文献标志码 A

doi: 10.3788/CJL202047.0207041

Intraocular Laser Surgery Combined Calibration Method Based on Bimodal Image Information

Yang Fan, Chen Cong, Shen Chaoyi, Fan Licheng*

School of Mechanical and Electric Engineering, Soochow University, Suzhou, Jiangsu 215301, China

Abstract In this work, a swept-source optical coherence tomography (SS-OCT) system was constructed using a dual fiber ring structure to obtain the depth spatial information of a planned surgical site in laser ophthalmic surgery. In the proposed system, a dichroic mirror was added to the sample arm to integrate it with a CMOS camera system. After matching the geometric relationship between the coordinates of the OCT system and camera system, several scanning modes, including multi-angle linear scanning and annular scanning, were designed, achieving multimode scanning imaging at any given position of camera video images. The longitudinal resolution of the imaging system was $13.68 \mu\text{m}$, while the lateral resolution was $29.8 \mu\text{m}$. The imaging depth in the air was 17.25 mm . The measured maximum lateral deviation was $275 \mu\text{m}$, and the maximum longitudinal deviation was $70 \mu\text{m}$; thus, the requirements of the operation location were met. By using the proposed system, rapid depth information acquisition of the designated parts of the eye is possible. Therefore, the system is suitable for application in ophthalmic disease diagnosis and cataract surgery navigation.

Key words medical optics; ophthalmological laser surgery; optical coherence tomography system; location imaging; depth information

OCIS codes 170.4500; 170.3880

1 引 言

激光手术是目前治疗近视、青光眼、白内障等眼科疾病的新趋势。对于白内障手术而言, 常规的人工手术受限于医生操作的熟练程度, 会使病人术后的视力恢复具有差异性^[1]。超声乳化使用时间过长会导致角膜内皮细胞发生损伤, 而且人工手术很容

易触碰到虹膜等周边组织, 造成术中并发症。对于前房较浅的患者, 则很难进行人工手术治疗^[2]。由光学相干断层扫描(OCT)成像系统引导的飞秒激光眼科手术系统可以对指定部位进行精确治疗, 提高了手术精度, 减少了术中并发症的发生^[3]。医生只需在屏幕上规划角膜切口位置、撕囊深度以及晶状体碎核轨迹即可, 手术过程“无刀”, 且仅需 1 min 就

收稿日期: 2019-06-27; 修回日期: 2019-09-06; 录用日期: 2019-09-26

基金项目: 国家自然科学基金(61475108)

* E-mail: flcthy@126.com

可完成规划步骤。手术规划部位眼组织内部空间位置信息的获取是激光手术的技术难题,当前主要的眼科成像方法有 A 型超声角膜测厚、OCT 成像系统和共焦显微等方法^[4]。超声角膜测厚是角膜厚度测量的“金标准”,自其发展初期就在临床上得到了广泛应用,但是其采用的接触式测量对操作者技术和患者配合度的要求较高。共焦显微的优势在于其亚微米级的分辨率^[5],但其成像深度浅,不能满足白内障手术的高成像深度需求。OCT 目前被广泛应用于眼底、眼前节疾病的诊断,具有成像深度高、分辨率高以及非接触式测量等优点^[6-8],但常规的 OCT 设备由于其红外光成像特点,无法实现指定部位的信息获取,而且通常采用线性扫描成像,模式比较单一。

视觉定位技术与图像处理技术的结合,可使

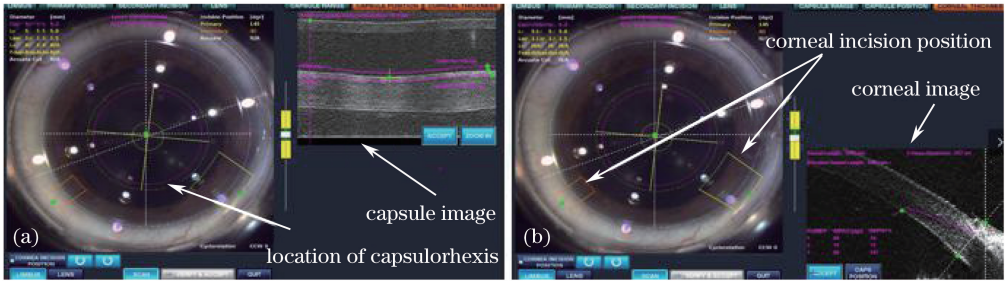


图 1 LenSx 眼科手术系统中的图像导航规划图。(a) 撕囊界面;(b) 角膜切口界面

Fig. 1 Image navigation plan in LenSx eye surgery system. (a) Interface of capsulorhexis; (b) interface of corneal incision

本文提出了由互补金属氧化物半导体(CMOS)相机联合 OCT 成像技术获取任意指定位置深度信息的方法,并采用该方法实现了多扫描模式成像,为眼科手术定位深度空间信息的获取以及引导激光治疗提供了一种有效手段。

2 断层信息的获取方法

2.1 OCT 扫描成像系统

扫频 OCT 系统与 CMOS 成像单元结构如图 2 所示(DML: 眼科负压吸引环; APX: 图像采集卡; Dr: 振镜驱动器),系统基于迈克耳孙干涉仪搭建,光源采用 Santec 公司的 HSL-20,扫频速率为 50 kHz,中心波长为 1310 nm。光在 90/10 光纤耦合器(FC1)处分束,90%的光进入参考臂,剩余的 10%进入样品臂。参考臂光束由平面镜(M)反射后原路返回,经光纤环形器(cir1)进入平衡探测器(BD)。样品臂光束由准直器(CL2)出射后经透镜 L1 和 L2 (L1 的焦距为 30 mm, L2 的焦距为 45 mm)完成扩束,之后经过检流计振镜系统(GS)实现横向扫描,最终由透镜 L3(焦距 75 mm)聚焦,

OCT 实现眼组织目标位置内部信息的获取。爱尔康 LenSx、蔡司 Catalys 等^[9-10]飞秒激光白内障手术系统已被广泛应用于眼科手术中,其中蔡司公司还研制出了近视眼与白内障手术可一起完成的设备。如图 1 展示了 LenSx 图像导航系统,首先在视讯显微镜下定位角膜切口及撕囊的横向位置,接着采用 OCT 对规划位置处的角膜接口作线性扫描,对撕囊作环形扫描。医生在 OCT 图像中规划手术的切割深度,最后根据视讯显微镜的横向参数以及 OCT 的深度参数联合引导飞秒激光治疗规划部位。目前,对于 OCT 研究的热点集中在疾病诊断、材料纹理检测和提升成像深度等方面^[11-12],仅有国外公司提供了应用于手术导航中获取定位深度信息的相关设备,但尚无相关文献介绍其具体的实现技术。

然后由二向色镜(DM)反射进入样品(负压吸引环 DML 吸附)。二向色镜与水平面呈 45°,右侧放置 CMOS 相机,以实时进行观测。射入样品的光沿原路返回后经光纤环形器 cir2 进入平衡探测器(带宽为 400 MHz, PDB470C, Thorlabs Inc.)。采用高速数据采集卡(DAQ, APX5200A)接收干涉信号,完成模数转换。实际测得该系统的成像深度约为

17.25 mm,将光源等相关参数代入公式 $\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi}$

$$\left(\frac{\lambda_0^2}{n \Delta \lambda} \right) \text{ 与 } \Delta x = \frac{4 \lambda_0 f}{\pi d} (\Delta z \text{ 为纵向分辨率, } \lambda_0 \text{ 为扫频}$$

光源的中心波长, n 为成像样品的折射率, $\Delta \lambda$ 为光源光谱的半峰全宽, Δx 为横向分辨率, f 为透镜的焦距, d 为入射到聚焦透镜上的光斑尺寸),得到理论纵向分辨率为 13.68 μm ,横向分辨率为 29.8 μm 。

2.2 线性扫描与环形扫描

在白内障手术中,通常采用线性扫描来获取角膜切口深度,采用环形扫描获取囊膜信息,而对眼组织进行三维重建则需要动态线性扫描或动态环形扫描。线性扫描指扫描路径为一条或一组线段的扫描

方式,而环形扫描的扫描路径则为单个圆形或一组同心圆,圆心一般为瞳孔中心,如图 3 所示。扫描路

径的设置 在 CMOS 相机视图的 x 、 y 直角坐标下实现。

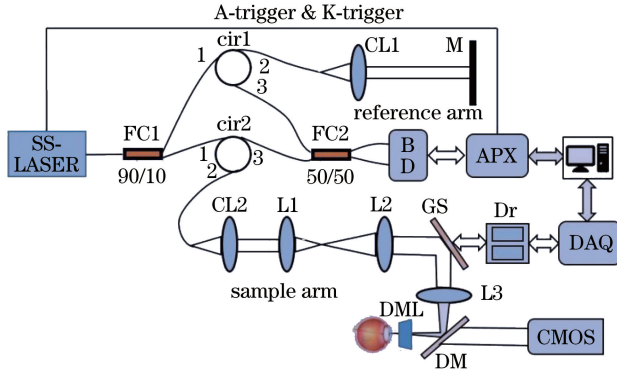


图 2 OCT 扫描成像系统的总体结构示意图

Fig. 2 Overall structural diagram of OCT scanning imaging system

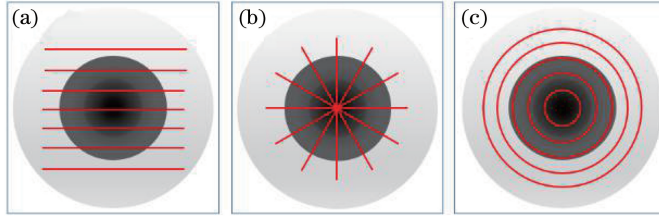


图 3 线性扫描与环形扫描方式示意图。(a)平行扫描;(b)放射状扫描;(c)同心圆环形扫描

Fig. 3 Diagrams of linear and circular scanning modes. (a) Parallel scanning; (b) radial scanning; (c) concentric ring scanning

系统的扫描与干涉信号的采集都采用光源提供的 A-trigger 信号触发,二者同步进行。光源每 $20 \mu\text{s}$ 输出一次触发信号,使振镜偏转一个角度,振镜的两个轴都由其触发,但振镜可接受的电压的大小不同。每一幅图像均由 1024 线构成,振镜完成一幅图像的扫描周期为 20.48 ms 。对于线性扫描,振镜 x 轴与 y 轴上的电压均可表示为

$$U_R = \frac{U_{\text{MAX}} - U_{\text{MIN}}}{N - 1} \times I + U_{\text{MIN}} + \delta_x, \quad (1)$$

$$U_F = U_{\text{MAX}} - \frac{U_{\text{MAX}} - U_{\text{MIN}}}{N - 1} \times I + \delta_x, \quad (2)$$

式中: U_R 、 U_F 分别为振镜上升沿与下降沿的电压; U_{MAX} 与 U_{MIN} 分别为振镜运动范围的上限与下限电压; N 为总扫描点数; I 为当前点数; δ_x 为 x 轴的偏移量。

环形扫描振镜 x 轴与 y 轴电压可分别表示为

$$U_x = U \times \cos\left(\frac{2\pi I}{N - 1}\right) + \delta_x, \quad (3)$$

$$U_y = U \times \sin\left(\frac{2\pi I}{N - 1}\right) + \delta_y, \quad (4)$$

式中: U 代表扫描半径的电压幅值; δ_y 为 y 轴偏移量。

因此,若要实现线性扫描,只需计算获得路径对应的振镜运动范围的上限与下限电压值,而对于环形扫描,圆心一般为瞳孔中心,只需改变扫描半径的电压幅值即可改变圆形路径的半径。

2.3 OCT 扫描定位

相机引导 OCT 系统时需要保持 OCT 系统的 x 、 y 坐标与相机图像的二维坐标相匹配,故需要对其进行标定,再由 OCT 获取 Z 方向上的断层深度信息。首先将振镜的两轴电压都设置为 0 V ,通过红外显示光板观察 CMOS 相机下像素的点坐标 (a, b) ,此即为 OCT 系统的坐标原点;接着,分别单独运动 x 轴和 y 轴得到其与图像坐标系的偏转角度,记为 α ,则两坐标系的关系为

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & a \\ \sin \alpha & \cos \alpha & b \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ 1 \end{pmatrix}, \quad (5)$$

式中: x 、 y 为相机坐标; x' 、 y' 为 OCT 系统坐标。通过(5)式即可将由相机规划的路径信息转为 OCT 系统坐标信息,如图 4 所示。

像方远心光路扫描点与透镜存在 $L = D \times \tan 2\varphi$ 的关系,其中 L 为扫描长度, φ 为振镜偏转角, D 为振镜与物镜的距离,振镜控制的比例因子为 $0.8 \text{ V}/(^{\circ})$,

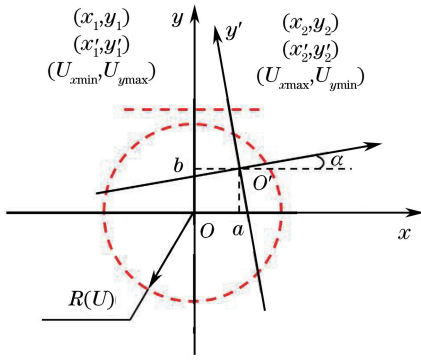


图 4 坐标与电压转换示意图

Fig. 4 Coordinate and voltage conversion diagram

由此可获得线性扫描坐标、环形扫描半径以及坐标偏移量与振镜控制电压之间的关系,即

$$\begin{pmatrix} U_{x \min} \\ U_{y \max} \\ U_{x \max} \\ U_{y \min} \\ U_c \\ \delta_x \\ \delta_y \end{pmatrix} = 0.4 \arctan \begin{pmatrix} x'_1 \\ y'_1 \\ x'_2 \\ y'_2 \\ R \\ a \\ b \end{pmatrix} \times \frac{180^\circ}{\pi}, \quad (6)$$

式中: $U_{x \min}, U_{y \max}$ 为线性扫描起点对应的电压值; $U_{x \max}, U_{y \min}$ 为线性扫描终点对应的电压值; U_c 为环形扫描半径控制电压值; x'_1, y'_1 为线性扫描起点坐标; x'_2, y'_2 为线性扫描终点坐标; R 为环形扫描半径。

本文使用的检流计振镜的最大扫描角度为 $\pm 12.5^\circ$, 分辨率为 $0.0008^\circ (15 \mu\text{rad})$ 。图 5 展示了在红外感光板上观测到的 OCT 系统扫描路径。

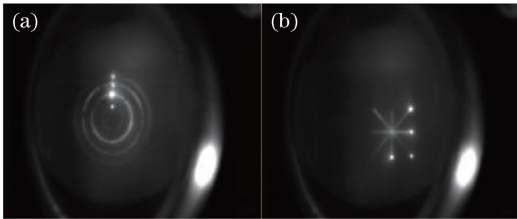


图 5 多模式定位扫描。(a) 环形扫描; (b) 放射状线性扫描

Fig. 5 Multi-mode positioning scanning.

(a) Circular scanning; (b) radial linear scanning

2.4 OCT 图像厚度的提取

对于结构简单的 OCT 图像, 其各层分界清晰, 可直接观察指定位置处的 A-SCAN 图。通过计算各峰值位置可得到厚度信息, 但是眼组织图像的 A-SCAN 分界模糊, 只能通过边界提取的方法计算厚度。此处厚度的提取方法是首先利用高斯滤波去除

图像噪声, 之后利用主动轮廓模型方法在前房内加入主动轮廓模型^[3], 迭代次数定义为 200 次, 主动轮廓模型逐渐演化至贴近各分界层。图 6 展示了水平集轮廓提取过程, (a) 图迭代 60 次, (b) 图迭代 210 次。每幅图片为 1024 列, 循环读取每一列, 记录这两层轮廓信息, 这样就能得到角膜、虹膜、晶状体表面的空间分布。

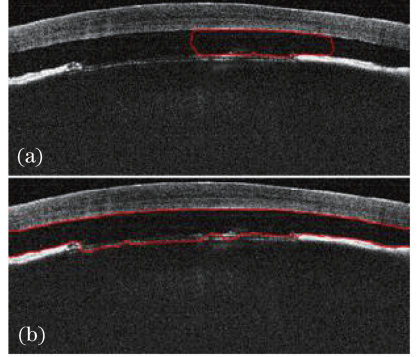


图 6 猪眼前节 OCT 图像轮廓的提取结果。

(a) 迭代 60 次; (b) 迭代 210 次

Fig. 6 Outline extraction results of anterior segment OCT image of a porcine eye. (a) 60 iterations; (b) 210 iterations

3 定位成像测量实验

3.1 标准透明材料厚度与线性扫描方法验证

为验证定位成像方法的正确性, 对带有中心凹槽的圆形标准量块进行线性扫描实验, 量块尺寸精度由加工精度约束, 具体参数如表 1 所示。量块材料为石英玻璃, 矫正后对 1310 nm 波段的折射率为 1.449。

表 1 量块的具体参数

Table 1 Detail parameters of gauge block mm

Total thickness	Diameter	Groove thickness	Groove width
10 ± 0.004	20 ± 0.05	2 ± 0.004	2 ± 0.004

采用 2.2 节及 2.3 节介绍的方法在相机下确定量块位置并对其进行线性扫描, 获得了量块的 OCT 断层图像, 如图 7 所示。重复 10 次实验, 对量块不同位置成像并获取测量参数, 取平均值后的测量结果如表 2 所示, 其中厚度信息需要通过除以材料折射率进行矫正。

表 2 量块测量结果对照

Table 2 Comparison of measurement results of gauge block

Parameter	Measured value / mm	Deviation / μm
Total thickness	10.023	23
Groove thickness	2.031	31
Groove width	2.064	64

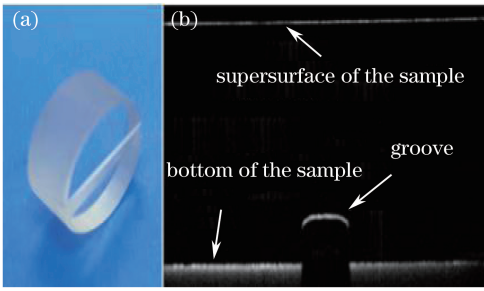


图 7 样品厚度测量的 OCT 图像。(a) 样品实物图；
(b) 样品 OCT 图像

Fig. 7 OCT image of sample thickness measurement.

(a) Sample picture; (b) OCT image of sample

3.2 环形扫描半径控制方法的验证

为验证环形扫描半径控制方法的正确性,以

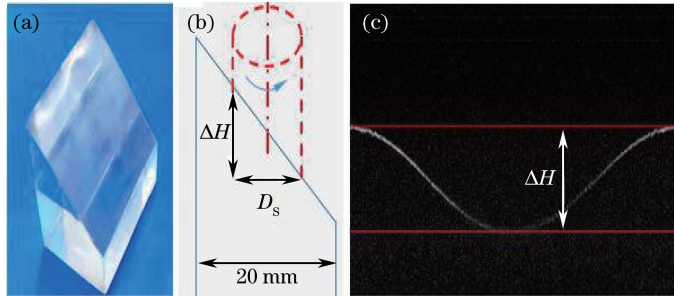


图 8 环形扫描实验示意图。(a) 样品实物图；(b) 几何关系示意图；(c) 样品 OCT 图像

Fig. 8 Diagram of annular scanning experiment. (a) Sample picture; (b) geometric relationship diagram;
(c) OCT image of sample

3.3 猪眼定位厚度的提取

以离体猪眼为研究对象,利用吸环将猪眼吸附后,首先通过相机确定吸环的中心坐标,确定猪眼的位置,模拟白内障手术中角膜切口及撕囊步骤的空间信息提取。如图 9 所示,从左至右扫描 6.55 mm,

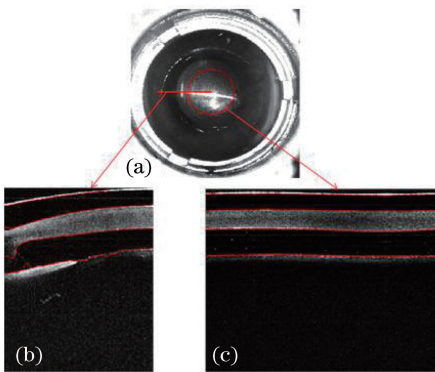


图 9 角膜切口及撕囊信息的获取结果。(a) 猪眼；
(b) 局部线性扫描图像；(c) 环形扫描图像

Fig. 9 Corneal incision and acquired capsulorhexis information. (a) Porcine eye; (b) local linear scanning image; (c) annular scanning image

45°楔形块为样品,对斜面进行环形扫描,从 OCT 图像中获取斜面的高度差,由几何关系可知实际扫描直径 D_s 与高度差相等,实验原理如图 8 所示。在不同的电压下,实际扫描直径值 D_s 如表 3 所示,根据 3.2 节转换公式可计算得到理论直径 D_T ,偏差值小于 200 μm 。

表 3 环形扫描测量结果

Table 3 Results of annular scanning measurement

Voltage /V	D_T /mm	D_s / μm	Deviation / μm
0.800	5.238	5.112	126
1.000	6.549	6.430	119
1.200	7.861	7.745	116
1.400	9.174	8.979	195
1.600	10.489	10.335	154
1.800	11.805	11.612	193

形成角膜切口图像,围绕吸环中心以 5 mm 直径作环形扫描形成撕囊图像,采用 2.4 节所述方法处理图像,迭代次数为 300 次。

4 结 论

为辅助白内障手术导航自行搭建了大成像深度的扫频 OCT 系统,针对角膜切口制作和环形撕囊设计了对应的扫描成像模式。通过视觉定位的方法,获取了 OCT 成像坐标与相机图像坐标之间的几何关系。根据物镜前扫描系统光线位移角度及焦距的关系,在获取样品指定位置处的像素后实现了定位成像。该系统成像具有效果理想、轮廓信息容易提取、成像速度快、定位精准等特点,在眼科激光手术导航上具有一定应用的可能性。

参 考 文 献

[1] Titiyal J S, Kaur M, Singh A, et al. Comparative evaluation of femtosecond laser-assisted cataract surgery and conventional phacoemulsification in white cataract [J]. Clinical Ophthalmology, 2016, 10:

- 1357-1364.
- [2] Rong Z L, Lu S Q, Tang X D, et al. Application of femtosecond laser assisted cataract surgery in patients with hard nuclear cataract [J]. *International Eye Science*, 2019, 19(5): 753-756.
戎志鑫, 陆守权, 唐小娣, 等. 飞秒激光辅助白内障手术在硬核白内障患者中的应用 [J]. *国际眼科杂志*, 2019, 19(5): 753-756.
- [3] Liu S Q. Research on key technology of surgical navigation system for femtosecond-laser assisted cataract [D]. Suzhou: Soochow University, 2017.
刘思奇. 飞秒激光辅助白内障手术导航系统的关键技术研究 [D]. 苏州: 苏州大学, 2017.
- [4] Cho Y J, Lim T H, Choi K Y, et al. Comparison of ocular biometry using new swept-source optical coherence tomography-based optical biometer with other devices [J]. *Korean Journal of Ophthalmology*, 2018, 32(4): 257-264.
- [5] Ding Z H, Bao Z K, Liu Y, et al. Analysis of the effect of various factors on axial resolution in confocal scanning microscopy [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2000, 27(6): 531-536.
丁志华, 包正康, 刘昱, 等. 共焦扫描显微术中影响轴向分辨率的因素分析 [J]. *中国激光*, 2000, 27(6): 531-536.
- [6] Li P, Yang S S, Ding Z H, et al. Research progress in Fourier domain optical coherence tomography [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2018, 45(2): 0207011.
李培, 杨姗姗, 丁志华, 等. 傅里叶域光学相干层析成像技术的研究进展 [J]. *中国激光*, 2018, 45(2): 0207011.
- [7] Wang Q, Peng H L, Wang P H, et al. Dither removing of three-dimensional optical coherence tomography retinal image [J]. *Acta Optica Sinica*, 2019, 39(3): 0317001.
汪权, 朋汉林, 汪平河, 等. 光学相干层析成像眼底视网膜三维图像去抖动方法 [J]. *光学学报*, 2019, 39(3): 0317001.
- [8] Papageorgiou E, Pilat A, Proudlock F, et al. Retinal and optic nerve changes in microcephaly: an optical coherence tomography study [J]. *Neurology*, 2018, 91(6): e571-e585.
- [9] Nagy Z Z, Mastropasqua L, Knorz M C. The use of femtosecond lasers in cataract surgery: review of the published results with the LenSx system [J]. *Journal of Refractive Surgery*, 2014, 30(11): 730-740.
- [10] Mariacher S, Ebner M, Seuthe A M, et al. Femtosecond laser-assisted cataract surgery: first clinical results with special regard to central corneal thickness, endothelial cell count, and aqueous flare levels [J]. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 2016, 42(8): 1151-1156.
- [11] Zhou S S, Tan G, Shao Y. Application of swept-source optical coherence tomography in ophthalmology [J]. *Recent Advances in Ophthalmology*, 2017, 37(8): 788-792.
周双双, 谭钢, 邵毅. 扫频光学相干断层扫描在眼科的应用进展 [J]. *眼科新进展*, 2017, 37(8): 788-792.
- [12] Qin Y W. Development, application and study status of optical coherence tomography [J]. *Laser Journal*, 2015, 36(8): 1-4.
秦玉伟. 光学相干层析成像技术的发展、应用与研究现状 [J]. *激光杂志*, 2015, 36(8): 1-4.
- [13] Gueye P. Optical coherence tomography technology and applications [J]. *Medical Physics*, 2009, 36(10): 4842-4843.