

# 屈光介质中谱域光学相干层析成像的重构

杨 柳<sup>1,2</sup> 王 川<sup>1</sup> 丁志华<sup>1\*</sup> 洪 威<sup>1</sup> 黄良敏<sup>1</sup>

(<sup>1</sup>浙江大学现代光学仪器国家重点实验室, 浙江 杭州 310027)

<sup>2</sup>浙江长征职业技术学院, 浙江 杭州 310023

**摘要** 在屈光介质中,由于光线的折射以及光程与实际物理距离的错配,使得光学相干层析(OCT)成像存在重构误差。将几何光学中光线追迹的方法应用于光纤型谱域光学相干层析成像系统所成图像的重构误差矫正,在理论上推导了屈光介质所成层析图像与其真实物理结构的映射关系。实验中,将提出的方法应用于玻璃毛细管和人眼前节图像的重构误差矫正,在矫正后的图像中玻璃毛细管的剖面结构得到了准确的还原,所测人眼的角膜厚度、前房深度和宽度、角膜前后表面以及晶状体前表面的曲率半径等各种参数都符合模型眼给出的参考值。该方法能够使光学相干层析成像系统应用于具有任意多层折射界面的屈光介质,包括由透镜组组成的复杂光学系统等成的成像。

**关键词** 生物光学;光学相干层析;成像误差;几何光学;屈光介质

**中图分类号** TN247 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/CJL201138.0504001

## Image Reconstruction in Dioptric Media for Spectral Domain Optical Coherence Tomography

Yang Liu<sup>1,2</sup> Wang Chuan<sup>1</sup> Ding Zhihua<sup>1</sup> Hong Wei<sup>1</sup> Huang Liangmin<sup>1</sup>

(<sup>1</sup>State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation, Zhejiang University, Hangzhou, Zhejiang 310027, China)

<sup>2</sup>Zhejiang Changzheng Vocational & Technical College, Hangzhou, Zhejiang 310023, China)

**Abstract** In dioptric media, due to the refraction of probe light in the sample and the mismatch of the optical distance with the actual distance, a major impediment to the use of optical coherence tomography (OCT) is its image distortions. This paper describes ray trace method of geometrical optics algorithm for numerical correction of the unavoidable image distortions in the raw image obtained by fiber based spectral domain OCT system, and theoretically deduces the mapping from the raw image of dioptric media to its actual structure. Experimentally, this method is adopted to correct the image of the glass tube and the anterior segment of human eye. The reconstructed image of the glass tube is coincident with the actual structure, and the measured physiological parameters of the human eye, such as cornea thickness, anterior chamber depth and width, pupil width, curvature radius of front and rear surface of cornea, and curvature radius of front surface of lens, are within the reference ranges given by the model one. The method enables OCT system to be applied to dioptric media containing multiple refraction interfaces, including the imaging of complicated optical system consisting of battery of lenses.

**Key words** biotechnology; optical coherence tomography; image distortions; geometrical optics; dioptric media

**OCIS codes** 110.4500; 170.4500; 080.0080; 170.0170

## 1 引 言

光学相干层析(OCT)成像技术是 20 世纪 90 年

代发展起来的一种成像技术,它通过测量样品的后向散射光来得到反映样品内部微结构信息的高分辨

收稿日期: 2011-01-24; 收到修改稿日期: 2011-03-01

基金项目: 国家自然科学基金(60978037,60878057)资助课题。

作者简介: 杨 柳(1968—),女,硕士,副教授,主要从事计算机应用技术方面的研究。E-mail: hzyangliu@163.com

\* 通信联系人。E-mail: zh\_ding@zju.edu.cn

二维或者三维图像。D. Huang 等<sup>[1]</sup>于 1991 年提出了这项技术,并将其应用于人眼视网膜细微结构和冠状动脉壁结构的成像,Fujimoto 等实现了光学相干层析成像技术在眼底检测领域的临床应用<sup>[2]</sup>, Yasuno 等利用偏振扫频光学相干层析系统获得了眼后节的双折射信息<sup>[3]</sup>,国内学者也在光学相干层析成像技术的医学应用领域取得了很多成果<sup>[4~17]</sup>。这些基于光学相干层析成像的应用研究,推动了眼科医学的发展。

一般而言,在光学相干层析成像的一次轴向扫描中,照射在样品上的聚焦光束与照射在参考臂上的聚焦光束相干涉,干涉信号被光谱仪所采集,最后通过对干涉信号的傅里叶变换得到样品轴向不同深度的光反射强度。对不同横向位置的多次轴向扫描可重构为一幅完整的样品剖面图像,反映了样品的结构信息。在将干涉信号重构为样品内部结构的过程中,有两种重构误差造成了所成图像与样品真实结构的差异。在人眼中,造成重构误差的原因有两方面:1)人眼角膜的前后表面以及晶状体的前表面对入射光线的折射导致入射光线并不是一条沿轴向的直线;2)眼角膜、房水和晶状体与空气折射率的差异导致光线在其中经历的光程与实际的空间距离不相等。在其他样品中,由于样品内部折射率的不同也会产生这种重构误差。对于一般的待测样品,如皮肤等生物组织,其折射率的变化是连续的,没有明显的分层结构,因而这种重构误差造成的影响并不显著。但在屈光介质中,这种重构误差将明显影响光学相干层析成像的结果。

很多国外学者对这一问题展开了研究,V. Westphal 等<sup>[18]</sup>在时域光学相干层析成像的图像重构中,提出了使用几何光学分析的方法,对入射光束在屈光介质内部的传播进行光线追迹,进而矫正上述重构误差,但由于时域系统成像速度较慢,很难将其应用于人眼的在体实时成像;D. Borja 等<sup>[19]</sup>在谱

域光学相干层析成像系统中应用了这一方法,但仅单独对晶状体造成的重构误差进行了矫正;Wojtkowski 等提出了三维光学相干层析成像中对重构误差的矫正方法,但其算法中没有将屈光介质的表面当作一个连续表面来处理,而是直接通过计算相邻像素的相对位置得到介质表面的法线方向,使得处理结果受测量误差的影响较大<sup>[20]</sup>。

本文提出了基于几何光学分析的图像重构误差矫正的数学方法,推导了在包含任意多层折射界面的屈光介质中进行重构误差矫正的理论模型,给出了将所成图像逆映射到样品真实结构信息的解析表达式。在自行搭建的谱域光学相干层析成像系统中实现了上述方法,在满足快速实时成像需要的同时,对系统成像深度内包括眼角膜前后表面、晶状体前表面在内的 3 个界面分别进行了成像重构误差矫正,并利用 4 次多项式拟合将上述 3 个界面处理成连续曲面,使得到的界面法线方向更为准确,不受个别横向位置上测量误差的影响。

## 2 重构误差的理论分析

图 1(a)和(b)分别是光学相干层析成像过程中样品的真实物理结构与所成图像。如图 1(a)所示,一束光线入射到待测样品,并在其各个分界面上发生折射,空气与待测样品内各层的折射率分别为  $n_0, n_1, n_2, \dots$ 。入射光线在零光程位置处的坐标为  $(x_0, y_0)$ ,与各个分界面的交点依次为  $(x_1, y_1), (x_2, y_2), \dots$ ,入射光线在各个分界面上遵循斯涅耳定律发生折射后,入射到样品内部。通过对入射光和参考光的干涉信号做傅里叶变换,即可得到沿入射光束方向不同位置处的反射强度信息。如图 1(b)所示,在以往的光学相干层析成像数据的后处理中,当忽略样品界面对光线的折射时,可认为入射光线永远沿着  $y$  方向传播。当忽略样品内部折射率的不同造成的光程差时,可认为光在样品内部传播所经历

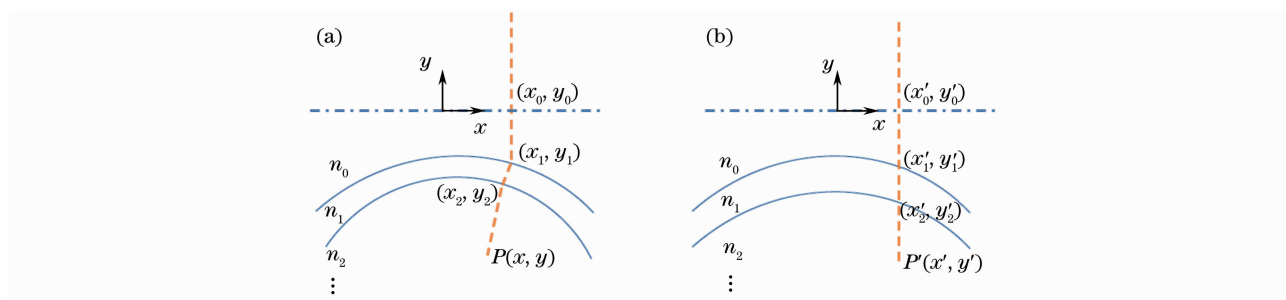


图 1 光学相干层析成像过程中样品的真实物理结构(a)与所成图像(b)

Fig. 1 Actual structure (a) and raw image (b) of the sample in OCT imaging process

的光程与光在空气中传播所经历的光程在空间距离上是等价的。对上述轴向扫描得到的信号做处理后得到的图像中,  $(x'_0, y'_0), (x'_1, y'_1), (x'_2, y'_2), \dots$ , 分别对应于样品内部的  $(x_0, y_0), (x_1, y_1), (x_2, y_2), \dots$ , 样品内部任意点  $P$  在样品中真实的位置  $(x, y)$  被映射到所成图像中存在成像重构误差的位置  $P'(x', y')$ 。

重构误差校正的过程, 就是将  $P'(x', y')$  逆映射到  $P(x, y)$  的过程。为了校正光线经第一层界面, 即空气和待测样品界面的折射产生的重构误差, 首先需要得到第一层折射界面上每一点的法线方向。由于这一层界面是待测样品的第一层反射面, 光线在此之前未经折射, 可以得到

$$(x_0, y_0) = (x'_0, y'_0), \quad (1)$$

$$(x_1, y_1) = (x'_1, y'_1). \quad (2)$$

首先对这一界面进行 4 次多项式的曲线拟合, 从而得到在曲线上的某点  $(x_1, y_1)$  处法线的斜率  $\frac{dy_1}{dx_1}$ 。

如图 2 所示, 入射光线和折射光线在这一坐标系中的斜率分别为  $\frac{y_0 - y_1}{x_0 - x_1}$  和  $\frac{y - y_1}{x - x_1}$ , 则入射角和折射角分别为  $\theta_0 = \arctan \frac{y_0 - y_1}{x_0 - x_1} - \arctan \frac{dy_1}{dx_1}$  以及  $\theta_1 = \arctan \frac{y - y_1}{x - x_1} - \arctan \frac{dy_1}{dx_1}$ 。依据斯涅耳定

律  $n_0 \sin \theta_0 = n_1 \sin \theta_1$ , 可以得到

$$n_0 \sin \left( \arctan \frac{y_0 - y_1}{x_0 - x_1} - \arctan \frac{dy_1}{dx_1} \right) = n_1 \sin \left( \arctan \frac{y - y_1}{x - x_1} - \arctan \frac{dy_1}{dx_1} \right). \quad (3)$$

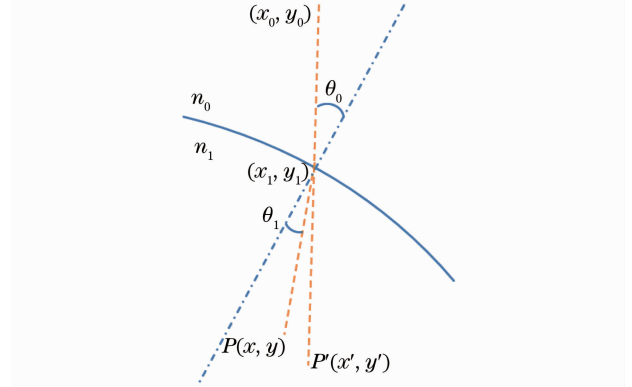


图 2 光线在第一层分界面上折射的几何光学分析  
Fig. 2 Geometrical optics algorithms of light beam refraction on the 1st interface

同时, 考虑到  $n_0$  与  $n_1$  的不同对光程的影响, 应有

$$n_0 \sqrt{(x' - x_1)^2 + (y' - y_1)^2} = n_1 \sqrt{(x - x_1)^2 + (y - y_1)^2}. \quad (4)$$

联列(3)和(4)式, 可将  $P'(x', y')$  逆映射到  $P(x, y)$ , 即

$$x = x_1 - \frac{n_0 \sqrt{(x' - x_1)^2 + (y' - y_1)^2}}{n_1} \sin \left\{ \arcsin \left[ \frac{n_0 \sin \left( \arctan \frac{y_0 - y_1}{x_0 - x_1} - \arctan \frac{dy_1}{dx_1} \right)}{n_1} \right] - \arctan \frac{dy_1}{dx_1} \right\}, \quad (5)$$

$$y = y_1 - \frac{n_0 \sqrt{(x' - x_1)^2 + (y' - y_1)^2}}{n_1} \cos \left\{ \arcsin \left[ \frac{n_0 \sin \left( \arctan \frac{y_0 - y_1}{x_0 - x_1} - \arctan \frac{dy_1}{dx_1} \right)}{n_1} \right] - \arctan \frac{dy_1}{dx_1} \right\}. \quad (6)$$

将(5)和(6)式记作  $(x, y) = F_1(x', y')$ , 即当  $P'(x', y')$  位于第一层折射界面之后时,  $F_1$  为其逆映射函数。对所有轴向扫描经第一层折射界面后所成的图像做逆映射之后, 即可得到第二层界面真实的物理位置, 再对第二层界面做 4 次多项式曲线拟合, 进而采用类似的方法得到  $F_2$ 。不失一般性, 可以得到对第  $i$  层界面的折射进行校正的逆映射函数  $F_i(x', y')$

$$x = x_i - \frac{n_{i-1} \sqrt{(x' - x_i)^2 + (y' - y_i)^2}}{n_i} \sin \left\{ \arcsin \left[ \frac{n_{i-1} \sin \left( \arctan \frac{y_{i-1} - y_i}{x_{i-1} - x_i} - \arctan \frac{dy_i}{dx_i} \right)}{n_i} \right] - \arctan \frac{dy_i}{dx_i} \right\}, \quad (7)$$

$$y = y_i - \frac{n_{i-1} \sqrt{(x' - x_i)^2 + (y' - y_i)^2}}{n_i} \cos \left\{ \arcsin \left[ \frac{n_{i-1} \sin \left( \arctan \frac{y_{i-1} - y_i}{x_{i-1} - x_i} - \arctan \frac{dy_i}{dx_i} \right)}{n_i} \right] - \arctan \frac{dy_i}{dx_i} \right\}, \quad (8)$$

依次对每一层界面做处理,就能够得到位于第  $n$  层折射界面之后的某点真实的位置,即

$$(x, y) = F_n F_{n-1} \cdots F_1(x', y'), \quad (9)$$

### 3 实验验证

采用的光纤型谱域光学相干层析成像系统<sup>[9,10]</sup>如图 3 所示,低相干光源超辐射发光二极管(SLD)发出的光通过光纤进入到光环行器,进而通过 90:10 的耦合器把光分为两部分,分别进入参考臂(10%)和样品臂(90%)。参考臂的光经过准直后通过透镜聚焦在参考镜上。样品臂的光经过准直后通过一维振镜和聚焦透镜实现横向扫描照射在样品上。从参考臂和样品臂返回的光在探测臂中被自制

的快速光谱仪探测。最后线阵 CCD 探测到的干涉光谱信号通过图像采集卡采集到计算机中进行处理。两臂的偏振控制器用来使参考光和样品光的偏振态匹配,从而使干涉条纹的可见度最大。在自行搭建的光纤型谱域光学相干层析成像系统中,光源采用了俄罗斯 Superlum 公司的 SLD-371-HP 光源模块。SLD 光源中心波长为 835 nm,半峰全宽(FWHM)为 45 nm,输出功率为 12 mW,对应空气中的相干长度为 6.8  $\mu\text{m}$ 。系统中自制光谱仪的光谱分辨率为 0.0674 nm,系统最大轴向扫描速度为 29 kHz,轴向分辨率为 7.5  $\mu\text{m}$ ,在空气中的最大成像深度为 2.56 mm。

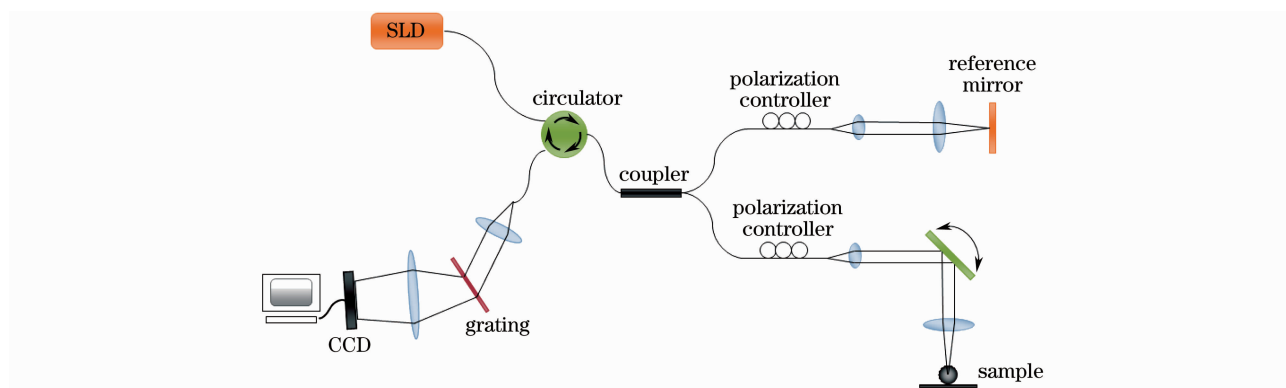


图 3 光纤型谱域光学相干层析成像系统示意图

Fig. 3 Schematic of the fiber based spectral domain OCT system

为了验证基于光线追迹的成像重构误差矫正方法,将一根灌注了蒸馏水的玻璃毛细管固定在玻璃平板上,在竖直方向上与玻璃平板的距离为

0.5 mm,玻璃毛细管本身的内径也为0.5 mm,玻璃的折射率为 1.45,蒸馏水的折射率为 1.38,其相对位置关系如图 4(a)所示。图 4(b)是未经重构误差

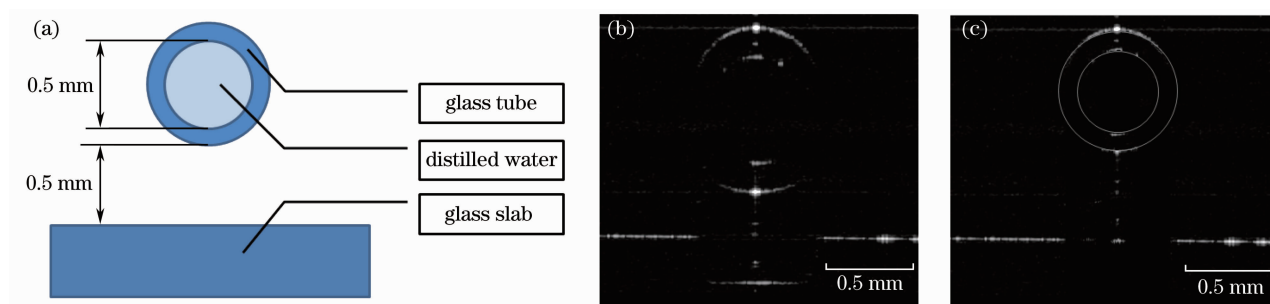


图 4 在实验中所放置的毛细管与玻璃平板的相对位置(a),未经重构误差矫正(b)和经过重构误差矫正(c)的光学相干层析图像及拟合折射界面

Fig. 4 Relative position of the glass tube and the glase slab (a), the raw OCT image with distortions (b) and the reconstructed OCT image with fitted edges of the glass tube (c)

矫正的光学相干层析成像图,由于重构误差的影响,玻璃毛细管的剖面在所成图像中明显被拉伸,玻璃平板位于玻璃毛细管下的部分也没有成像在正确的位置上。图 4(c)为经过重构误差矫正的光学相干层析成像图及拟合折射界面,经过重构误差矫正后,玻璃毛细管剖面的形状得到了准确的还原,玻璃平板位于玻璃毛细管下的部分也得到了矫正。

为了验证基于光线追迹的成像重构误差矫正方法在实际生物样品中的应用,采集了一幅人眼眼前节的谱域光学相干层析成像图,并依据眼科医学中广泛采用的 Gullstrand 模型眼给出的参考数据<sup>[21]</sup>,参照表 1 中的折射率进行了重构误差的矫正。图 5(a)是未经重构误差矫正的人眼光学相干层析图像,可以在图像上分辨人眼角膜的前后表面以及晶状体的前表面,但重构误差的存在使得所成图像与样品真实的物理结构并不吻合。图 5(b)为经过重构误差矫正后得到的图像及拟合折射界面,分别依据上述算法对眼角膜的前后表面、晶状体的前表面这 3 层界面做了重构误差矫正。

分别测量图 5(a)和(b)显示的生理结构中眼角膜中央厚度、边缘厚度、前房宽度和角膜到晶体的距离等生理参数,并和 Gullstrand 模型眼给出的参考值相比较。结果表明,经过重构误差矫正后测量得

表 2 重构误差矫正前后测量得到的生理参数

Table 2 Measured parameters of human eye before and after reconstruction

mm

Measured parameters	Before reconstruction	After reconstruction	Reference value
Cornea thickness	0.74	0.54	0.5
Anterior chamber depth	4.18	3.04	3.1
Anterior chamber width	11.32	10.93	
Pupil width	4.97	5.34	
Curvature radius of front surface of cornea	7.46	7.46	7.7
Curvature radius of rear surface of cornea	4.53	6.02	6.8
Curvature radius of front surface of lens	10.02	9.36	5.33~10.0

## 4 结 论

通过光线追迹的方法,分析了屈光介质中由于光线的折射以及光程与实际物理距离的错配所导致的谱域光学相干层析成像的重构误差。该方法基于几何光学的分析,对轴向扫描光束在屈光介质内的多层界面上折射的路径进行了光线追迹,给出了将存在成像重构误差的谱域光学相干层析图像逆映射到样品真实物理结构的逆映射函数。将本文提出的方法应用于玻璃毛细管和人眼眼前节谱域光学相干层析成像的重构误差矫正,在矫正后的图像中,玻璃毛细管的剖面

表 1 Gullstrand 模型眼的折射率

Table 1 Refractive index of Gullstrand model eye

Tissue name	Refractive index
Cornea	1.376
Anterior chamber	1.336
Lens	1.386

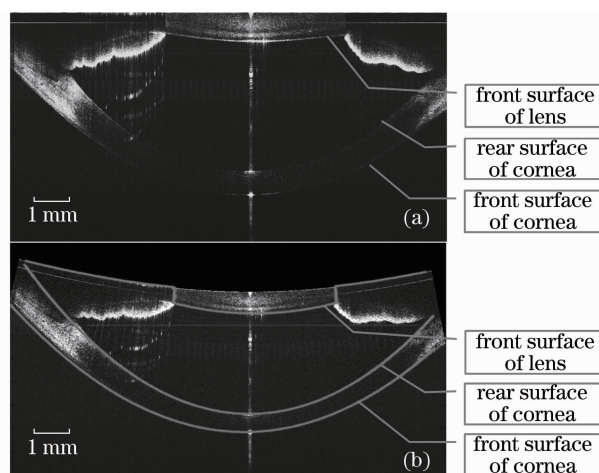


图 5 未经重构误差矫正(a)和经过重构误差矫正(b)的人眼光学相干层析图像及拟合折射界面

Fig. 5 (a) Raw image with distortions and (b) the reconstructed image with fitted edges

到的结果修正了重构误差所造成的测量误差,使得各项生理参数的测量结果符合参考值,如表 2 所示。

结构得到了准确的还原,所测得的人眼各种有关生理参数都符合模型眼给出的参考值。理论分析和实验都证明,提出的方法能够矫正屈光介质中谱域光学相干层析成像的重构误差,使谱域光学相干层析成像技术能够应用于具有任意连续多层折射界面的样品,包括人眼、由透镜组组成的复杂光学系统、多层材料等屈光介质的成像,得到这些样品真实的物理结构,有力地推动眼科医学、精密仪器制造等学科的发展。

## 参 考 文 献

1 D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin *et al.*. Optical coherence

- tomography[J]. *Science*, 1991, **254**(5035): 1178~1181
- 2 E. A. Swanson, J. A. Izatt, M. R. Hee *et al.*. In vivo retinal imaging by optical coherence tomography[J]. *Opt. Lett.*, 1993, **18**(21): 1864~1866
  - 3 M. Yamanari, Y. Lim, S. Makita *et al.*. Visualization of phase retardation of deep posterior eye by polarization-sensitive swept-source optical coherence tomography with 1D probe[J]. *Opt. Express*, 2009, **17**(15): 12385~12396
  - 4 Jiang Fagang, Zhang Ping, Fu Zheqiang. Experimental study on optical coherence tomography system for ophthalmic imaging[J]. *Laser Journal*, 2004, **25**(3): 38~39  
姜发纲, 张平, 傅哲强. 眼检光学相干层析成像系统及实验研究[J]. *激光杂志*, 2004, **25**(3): 38~39
  - 5 Liu Ailin, Chen Changxiang. Algorithm for measurement of retinal thickness from optical coherence tomography images quantitatively[J]. *Modern Computer*, 2009, **3**(3): 4~6  
刘爱林, 陈常祥. 眼科 OCT 图像视网膜厚度测量算法[J]. *现代计算机*, 2009, **3**(3): 4~6
  - 6 Luo Qingming, Zhang Yizhe, Zeng Shaoqun *et al.*. Advances in optical coherence tomography[J]. *Computerized Tomography Theory and Applications*, 2000, **9**(4): 1~6  
骆清铭, 张益哲, 曾绍群等. 光学弱相干层析成像进展[J]. *CT理论与应用研究*, 2000, **9**(4): 1~6
  - 7 Shi Guohua, Ding Zhihua, Dai Yun *et al.*. Ophthalmic imaging by optical coherence tomography[J]. *Chinese J. Lasers*, 2008, **35**(9): 1429~1431  
史国华, 丁志华, 戴云等. 光纤型光学相干层析技术系统的眼科成像[J]. *中国激光*, 2008, **35**(9): 1429~1431
  - 8 Song Guiju, Wang Xiangzhao, Zhang Lianying *et al.*. Optical coherent tomography about lotus root[J]. *Chinese J. Lasers*, 2000, **A27**(1): 83~86  
宋桂菊, 王向朝, 张莲英等. 藕断面光学相干层析成像[J]. *中国激光*, 2000, **A27**(1): 83~86
  - 9 Wang Kai, Ding Zhihua, Wang Ling. Measuring tissue optical properties by optical coherence tomography[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2008, **37**(3): 523~527  
王凯, 丁志华, 王玲. 基于光学相干层析术的组织光学性质测量[J]. *光子学报*, 2008, **37**(3): 523~527
  - 10 Wang Kai, Zeng Yan, Ding Zhihua *et al.*. Imaging quality enhancement by deconvolution in spectral domain optical coherence tomography[J]. *Acta Physica Sinica*, 2010, **59**(4): 2471~2478  
王凯, 曾焱, 丁志华等. 谱域光学相干层析系统中基于解卷积方法的像质优化[J]. *物理学报*, 2010, **59**(4): 2471~2478
  - 11 Zhang Ping, Fu Zheqiang, Jiang Fagang. Optical coherence tomography for ophthalmic imaging[J]. *Journal of Huazhong University of Science and Technology (Nature Science Edition)*, 2004, **32**(5): 38~40  
张平, 傅哲强, 姜发纲. 眼检光学相干层析成像术[J]. *华中科技大学学报: 自然科学版*, 2004, **32**(5): 38~40
  - 12 Zhong Ming, Qian Zhiyu, Li Kuanzheng *et al.*. Technique and application of optical coherence tomography[J]. *Journal of Biomedical Engineering Research*, 2007, **26**(2): 216~219  
钟鸣, 钱志余, 李宽正等. 光学相干层析成像技术与医学应用[J]. *生物医学工程研究*, 2007, **26**(2): 216~219
  - 13 Deng Juxiang, Liang Yanmei. Noise reduction with wavelet transform in optical coherence tomographic images[J]. *Acta Optica Sinica*, 2009, **29**(8): 2138~2141  
邓菊香, 梁艳梅. 光学相干层析图像的小波去噪方法研究[J]. *光学学报*, 2009, **29**(8): 2138~2141
  - 14 Meng Jie, Ding Zhihua, Zhu Ying. Three-dimensional vector velocity measurement in optical Doppler tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 2009, **29**(11): 3168~3172  
孟婕, 丁志华, 朱瑛. 光学多普勒层析三维矢量测速方法研究[J]. *光学学报*, 2009, **29**(11): 3168~3172
  - 15 Ding Zhihua, Chen Minghui, Wang Kai *et al.*. High-speed swept source and its applications in optical frequency-domain imaging[J]. *Chinese J. Lasers*, 2009, **36**(10): 2469~2476  
丁志华, 陈明惠, 王凯等. 快速扫频光源及其在光学频域成像中的应用[J]. *中国激光*, 2009, **36**(10): 2469~2476
  - 16 Duan Lian, He Yonghong, Zhu Rui *et al.*. Development of a spectrum domain 3D optical coherence tomography system[J]. *Chinese J. Lasers*, 2009, **36**(10): 2528~2533  
段炼, 何永红, 朱锐等. 三维谱域光学相干层析成像系统的研制[J]. *中国激光*, 2009, **36**(10): 2528~2533
  - 17 Zhong Huiqing, Guo Zhouyi, Wei Huajiang *et al.*. Effects of ultrasound and glycerol on skin optical clearing[J]. *Chinese J. Lasers*, 2009, **36**(10): 2503~2509  
钟会清, 郭周义, 魏华江等. 超声波和丙三醇对皮肤光透明性的影响[J]. *中国激光*, 2009, **36**(10): 2503~2509
  - 18 V. Westphal, A. Rollins, S. Radhakrishnan *et al.*. Correction of geometric and refractive image distortions in optical coherence tomography applying Fermat's principle[J]. *Opt. Express*, 2002, **10**(9): 397~404
  - 19 D. Borja, D. Siedlecki, A. de Castro *et al.*. Distortions of the posterior surface in optical coherence tomography images of the isolated crystalline lens: effect of the lens index gradient[J]. *Biomed. Opt. Express*, 2010, **1**(5): 1331~1340
  - 20 S. Ortiz, D. Siedlecki, I. Grulkowski *et al.*. Optical distortion correction in optical coherence tomography for quantitative ocular anterior segment by three-dimensional imaging[J]. *Opt. Express*, 2010, **18**(3): 2782~2796
  - 21 A. G. Bennett, R. B. Rabbetts. *Clinical Visual Optics*[M]. Oxford: Butterworth-Heinemann, 1989