

全场光学相干层析成像 Hilbert 变换方法

杨凡凡 高万荣 朱 越

南京理工大学电子工程与光电技术学院, 江苏 南京 210094

摘要 全场光学相干层析成像(FF-OCT)可对生物样本和活体生物组织实现高分辨率光学相干断层成像。FF-OCT 中一个主要的问题是如何通过 Hilbert 变换由多幅移相干涉图获取断层图像。利用 Matlab 软件,使用目前几种主要的 Hilbert 变换,包括一维 Hilbert 变换及总体 Hilbert 变换、方向 Hilbert 变换、单象 Hilbert 变换和二象 Hilbert 变换等四种二维 Hilbert 变换进行了成像质量模拟。结果表明,二维 Hilbert 变换与传统的一维 Hilbert 变换图像相比,对比度均有 10%左右的提高。

关键词 成像系统;全场光学相干层析术;Hilbert 变换;图像处理;图像对比度

中图分类号 TN247 **文献标识码** A

doi: 10.3788/LOP53.111102

Hilbert Transform in Full-Field Optical Coherence Tomography

Yang Fanfan Gao Wanrong Zhu Yue

*School of Electronic and Optical Engineering, Nanjing University of Science and Technology,
Nanjing, Jiangsu 210094, China*

Abstract High-resolution optical coherence tomographic imaging of biological samples and *in vivo* biological tissues can be realized by full-field optical coherence tomography (FF-OCT). One of the main problems in FF-OCT is how to get the tomographic images from multiple phase shift interference patterns by the Hilbert transform. With the Matlab software used, the image quality was simulated with five main Hilbert transforms, 1D Hilbert transform and four kinds of 2D Hilbert transform including (total Hilbert transform, partial Hilbert transform, single orthant Hilbert transform and bi-orthant Hilbert transform). The results show that compared with that obtained by the 1D Hilbert transform, the image contrast by the 2D Hilbert transform increases by about 10%.

Key words imaging systems; full-field optical coherence tomography; Hilbert transform; image processing; image contrast

OCIS codes 110.4500; 100.1160; 170.3880

1 引言

光学相干层析术(OCT)是一种非入侵性成像技术,最早于 1991 年被提出^[1]。该技术利用生物组织的后向散射光与参考光发生弱相干干涉以获得生物组织的深度信息,结合扫描成像方式,可实现对生物组织三维结构微米量级的层析成像^[2]。与传统层析成像技术相比,OCT 具有低侵入、高灵敏度、实时成像、成本低、分辨率达微米量级和 1~3 mm 穿透深度等众多特点,在生物医学领域具有重要的应用前景^[3-7]。

全场光学相干层析术(FF-OCT)是在传统 OCT 的基础上发展起来的,由 Beaufort 等^[8]于 1998 年提出。相对于传统 OCT 系统而言,FF-OCT 系统采用并行探测技术,无需逐点扫描,可结合宽带光源与大数值孔径显微物镜的使用^[9],因此分辨率更高,成像速度更快,成本更低,在国际上经常运用于生物组织和细胞的成像^[10],如清华大学薛平课题组对小鼠胚胎的三维动态成像^[11],南京理工大学高万荣研究小组对集成电路芯片、洋葱和猪肝等的成像^[2,12-13],法国 Boccara 小组对蝌蚪眼睛等生物组织的成像实验^[8]。

收稿日期: 2016-07-05; **收到修改稿日期:** 2016-07-22; **网络出版日期:** 2016-10-28

基金项目: 国家自然科学基金(61275198,60978069)、南京理工大学重点毕业设计项目

作者简介: 杨凡凡(1995—),女,本科生,主要从事全场 OCT 方面的研究。E-mail: 415582500@qq.com

导师简介: 高万荣(1961—),男,博士,教授,博士生导师,主要从事生物医学光学方面的研究。

E-mail: wgao@njjust.edu.cn(通信联系人)

在 FF-OCT 系统的研究中,目前多采用移相法来获得多幅干涉图像,所以如何减少图像采集时间和移相误差的影响至关重要。研究人员采用了不同的解决方案,其中两种方案成果显著:1)基于移相法的双通道外差检测法,Moneron 等^[14]、Akiba 等^[15-16]相继使用偏振器件对相干光引入 π 或 $\pi/2$ 的相位差,然后由两台 CCD 分别接收,即最终只需经过一次移相、两次图像采集便可获得某深度处层析成像所需的四幅干涉图像。2)基于 Hilbert 变换的图像复原理论,Na 等^[17]通过移相法采集两幅干涉图像后,再利用 Hilbert 变换生成一幅正交图像,即最终只需采集两幅干涉图像,且 Hilbert 变换本身的优势允许该系统有较大的移相误差存在。

本文结合以上两种方案实现 FF-OCT 的快速成像。使用双 CCD 同时采集两幅相位差为 π 的干涉图像,利用 Hilbert 变换产生一幅正交图像,减少了图像采集时间,且对移相误差具有稳健性,即提高成像速度的同时增强了图像对比度。由于以往采用的一维 Hilbert 变换一般适用于一维信号,变换产生的图像质量不高,所以针对二维信号致力于实现对图像的二维 Hilbert 变换。但二维 Hilbert 变换理论发展尚不成熟,定义具有多样性^[18],所以需要各种二维 Hilbert 变换的性能进行比较分析,以实现二维图像处理的质量最优化。

2 原 理

2.1 实验系统

图 1 为研究采用的 FF-OCT 系统的原理图,该系统基于 Linnik 干涉仪结构,使用卤钨灯作为光源,宽带光源经科勒照明系统后,被分光棱镜(BS)分为参考臂光束和样品臂光束^[13]。一对完全相同的显微物镜放置在干涉系统的两臂,参考镜反射回来的光束通过偏振器件后变成圆偏振光,与样品反射回来的随机偏振光在分光棱镜处会合后发生干涉,干涉光被偏振分光棱镜(PBS)分为两束正交光,最后到达两个相同的 CCD 相机^[15]。

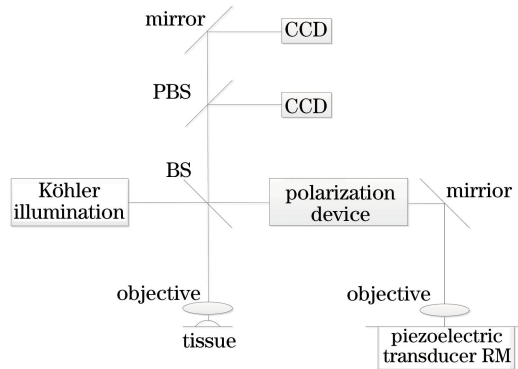


图 1 FF-OCT 系统示意图

Fig. 1 Schematic of FF-OCT system

2.2 Hilbert 变换

由 CCD 相机探测到的干涉信号可以表示为每个像素点 (x, y) 的光强^[17],即

$$I_0(x, y) = I_R + I_S + A(x, y) \cos \phi(x, y), \quad (1)$$

式中 I_R 和 I_S 是直流信号, $A(x, y) \cos \phi(x, y)$ 是与像素点有关的交流信号。交流分量包括两部分,一部分是变化缓慢的包络信号,取决于样品的反射率;另一部分为变化迅速的调制信号或干涉产生的相位因子 $\cos \phi(x, y)$ 。为了从 CCD 图像中只提取包络信号,采集两幅不同相位的干涉条纹图像并相减可消去直流分量,交流分量中的相位因子可以通过 Hilbert 变换产生正交信号来消除。为了得到正交信号,需要对信号的 Hilbert 变换进行研究。

Hilbert 变换在信号处理中具有重要的地位,是信号处理的基础理论之一^[19]。一维 Hilbert 变换最直观的解释是它将信号的所有频率分量的相位翻转了 $\pi/2$,或者说,在时间域内每一简谐分量移动了 $1/4$ 个周期。一维 Hilbert 变换定义为

$$\hat{x}(t) = H[x(t)] = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{x(u)}{t-u} du, \quad (2)$$

考虑积分为柯西主值,避免了掉在 $u=t$ 及 $u=\pm\infty$ 等处的奇点,该定义是较为严格的数学定义。式中 $x(t)$

表示输入的连续时间信号, t 表示自变量时间的数值, u 表示积分变量。对于任一积分区间为 $(-\infty, +\infty)$ 的实值函数 $x(t)$, 其 Hilbert 变换是另一个实值函数, 即 $\hat{x}(t)$ 可写成 $x(t)$ 与 $1/\pi t$ 的卷积,

$$\hat{x}(t) = x(t) * \frac{1}{\pi t}, \quad (3)$$

式中 $*$ 为卷积符号^[20]。

随着分数阶傅里叶变换(FRFT)的发展, 一维 Hilbert 变换已经扩展到 FRFT 域内, 这种 Hilbert 变换称之为广义一维 Hilbert 变换。相对一维信号时频分析, 二维信号处理还处于发展阶段, 这使得解析分析在二维图像处理等领域的应用受到限制^[18]。

目前, 典型的二维 Hilbert 变换有总体 Hilbert 变换(THT)、方向 Hilbert 变换(PHT)、单象 Hilbert 变换(SOHT)、四元 Hilbert 变换(QHT)以及二象 Hilbert 变换(BOHT)等。THT 和 PHT 称之为基本 Hilbert 变换, SOHT 和 QHT 为基本 Hilbert 变换的线性扩展, BOHT 是基础 Hilbert 变换的非线性映射^[19]。

THT 将一维卷积核直接应用于二维信号, 即 $h^T(x, y) = 1/\pi^2 xy$, 其变换函数为

$$f^{HT}(x, y) = f(x, y) * \frac{1}{\pi^2 xy}, \quad (4)$$

式中 $f(x, y)$ 为待处理的二维信号, $f(x, y)$ 的 Hilbert 变换为 $f^H(x, y)$, 解析信号为

$$f_{HT}(x, y) = f(x, y) + if^{HT}(x, y). \quad (5)$$

PHT 将二维信号在横向和纵向坐标上进行一维 Hilbert 变换, 其卷积核分别为 $h^y(x, y) = 1/\pi y$ 和 $h^x(x, y) = 1/\pi x$, 其变换函数为

$$f^{Hx}(x, y) = f(x, y) * \frac{1}{\pi x}, \quad (6)$$

$$f^{Hy}(x, y) = f(x, y) * \frac{1}{\pi y}. \quad (7)$$

解析信号 $f_{Hx}(x, y)$ 和 $f_{Hy}(x, y)$ 分别为

$$f_{Hx}(x, y) = f(x, y) + if^{Hx}(x, y), \quad (8)$$

$$f_{Hy}(x, y) = f(x, y) + if^{Hy}(x, y). \quad (9)$$

SOHT、QHT、BOHT 三种变换的解析信号分别为

$$f_{SO}(x, y) = [f(x, y) - f^{HT}(x, y)] + i[f^{Hx}(x, y) + f^{Hy}(x, y)], \quad (10)$$

$$f_Q(x, y) = f(x, y) + if^{HT}(x, y) + jf^{Hx}(x, y) + kf^{Hy}(x, y), \quad (11)$$

$$f_{BO}(x, y) = f(x, y) + i\{f^{Hx}(x, y) + \{f(x, y) - [f^{HT}(x, y)]^{HT}\}^{Hy}\}, \quad (12)$$

其中 $f_Q(x, y)$ 为四元数即超复数^[21-22], 不能在二维空间中直接表现, 所以后续未使用 QHT 变换。

2.3 图像对比度

实际上, FF-OCT 区别于传统显微技术的主要优势在于提高了样品组织结构成像的对比度。所以在区分邻近组织在某些性质(例如光散射特性)的细微差别方面, 图像对比度是非常重要的衡量量值。图像对比度定义为^[23]

$$C_{\text{image}} = \frac{I_t - I_b}{I_t + I_b}, \quad (13)$$

式中 I_t 为图像上任一点的光强值, I_b 为背景光强值。

实际运算处理时, C_{image} 为图像上每一点的对比度, 将每一点的对比度求绝对值并加和平均得到的值作为该图像的对比度。两幅图的对比度 C_1 和 C_2 的差别用对比度提高的百分比 P 来描述, 其定义为

$$P = \frac{C_2 - C_1}{C_1} \times 100\%. \quad (14)$$

3 结果与分析

实验以载玻片为样品, 因为通常在 FF-OCT 成像前, 要先对载玻片成像以测试系统的成像性能, 验证算法

的可行性。在 Matlab 软件中编写原理中的 Hilbert 变换程序,得到图 2 和图 3。图 2 为全场光学相干层析系统采集到的两幅样品干涉图像,图 3 为进行一维 Hilbert 变换即直接调用 Matlab 自带函数 `hilbert()` 后得到的图像,图 4 为分别进行 THT、PHT、SOHT、BOHT 四种二维变换后得到的图像。图像尺寸均为 $385 \mu\text{m} \times 288 \mu\text{m}$ 。

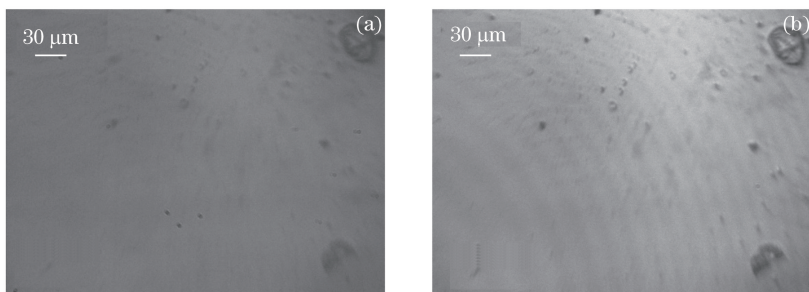


图 2 样品干涉图像。(a)一台 CCD 采集的样品干涉图像;(b) 另外一台 CCD 采集的样品干涉图像

Fig. 2 Sample interference images. (a) Sample interference image captured by one CCD;
(b) sample interference image captured by the other CCD

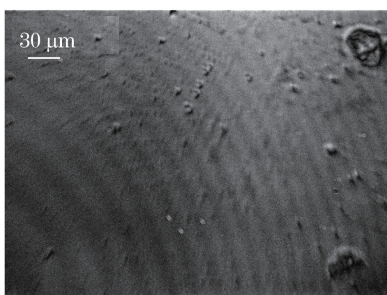


图 3 一维 Hilbert 变换图像

Fig. 3 Image by one-dimensional Hilbert transform

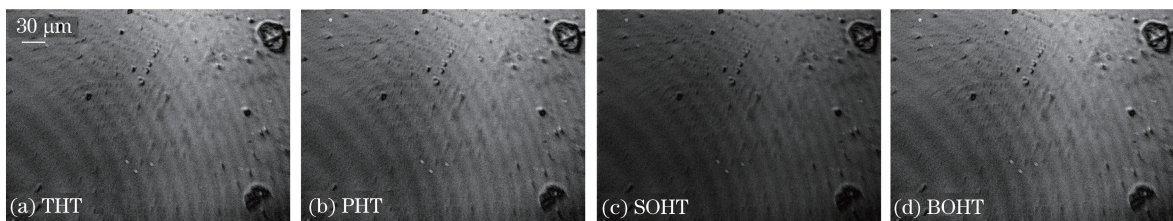


图 4 四种二维 Hilbert 变换图像

Fig. 4 Images by four two-dimensional Hilbert transforms

由于人眼自身的限制难以分辨图像质量,所以利用 Matlab 编程得到每幅图像的对比度。为了减少随机误差及噪声的影响,采集 10 对即 20 幅样品干涉图像作为样本,每种变换产生的 10 幅图像的对比度具体数值如表 1 所示,其中 C_m 、 C_t 、 C_p 、 C_{so} 、 C_{sb} 分别代表一维 Hilbert 变换以及 THT、PHT、SOHT、BOHT 四种二维 Hilbert 变换产生的图像的对比度。THT、PHT、SOHT、BOHT 四种二维 Hilbert 变换产生图像的对比度均值比一维 Hilbert 变换产生的图像分别提高了 8.7372%、8.7929%、10.9764% 和 8.7710%。

表 1 不同变换产生的每幅图像的对比度数值

Table 1 Contrast of each image produced by different transforms

Image contrast	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
C_m	0.13913	0.13402	0.14008	0.13683	0.13927	0.13892	0.14082	0.13874	0.13612	0.14241
C_t	0.15139	0.14505	0.15258	0.14844	0.15149	0.15103	0.15364	0.15092	0.14748	0.15553
C_p	0.15146	0.14512	0.15265	0.14851	0.15156	0.15111	0.15372	0.15100	0.14755	0.15561
C_{so}	0.15183	0.14594	0.15418	0.15051	0.15419	0.15439	0.15779	0.15556	0.15281	0.16147
C_{sb}	0.15143	0.14509	0.15262	0.14848	0.15154	0.15108	0.15369	0.15097	0.14752	0.15558

由表 1 可知,四种二维 Hilbert 变换得到的图像对比度相较一维 Hilbert 变换均有提高,虽然绝对增长量只表现在百分位数字的增长,但图像对比度相对增长幅度较大,尤其是单象 Hilbert 变换增幅最为明显,其实际增幅最大时可达 13.39%,说明图像质量有明显提高。实验结果验证了二维 Hilbert 变换在二维图像处理领域的良好适用性。

一维 Hilbert 变换以及 THT、PHT、SOHT、BOHT 四种二维 Hilbert 变换程序运行时间分别为 2, 28, 78, 150, 250 s。运行时间取数次运行时间的平均值,实际运行时间均在此数值上下略有浮动。Hilbert 变换算法愈复杂,获得正交图像的时间也愈长,如何更好地平衡图像获取时间和图像质量将是进一步研究的工作。

4 结 论

从 Hilbert 变换对移相干涉图像的处理入手,利用 Matlab 软件对目前四种定义较为完善的二维 Hilbert 变换进行了编程,并对变换后的图像质量进行了定量评价,结果表明四种二维 Hilbert 变换与传统的一维 Hilbert 变换图像相比,对比度均有 10%左右的提高,这将使最终获得的断层图像的质量得到进一步优化,从而对生物样本和活体生物组织实现更高质量的成像。

通常对一维数据进行一维 Hilbert 变换,而 FF-OCT 系统获取的干涉信号数据是二维的。尽管二维 Hilbert 变换是在一维基础上进行的组合运算,仍需要对不同的二维 Hilbert 算法处理结果进行比较,对比各种算法对二维干涉信号的处理结果,以便改进 FF-OCT 系统成像性能。若同时与文中提到的双 CCD 系统结合,意味着 FF-OCT 系统向超高分辨无损实时成像工具又迈进了一步,对微米乃至纳米级器件的检测具有一定的意义。

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 Zhu Yue, Gao Wanrong. High-resolution full-field optical tomography[J]. *Chinese J Lasers*, 2014, 41(8): 0804002.
朱 越, 高万荣. 全场高分辨生物组织光学层析成像[J]. *中国激光*, 2014, 41(8): 0804002.
- 3 Yan Xin, Dong Junqing, Li Qinghui, *et al.* Preliminary research in section structure characteristics of ancient glaze based on OCT technology[J]. *Chinese J Lasers*, 2014, 41(9): 0908001.
严 鑫, 董俊卿, 李青会, 等. 基于 OCT 技术对古代瓷釉断面结构特征的初步研究[J]. *中国激光*, 2014, 41(9): 0908001.
- 4 Su Ya, Meng Zhuo, Wang Longzhi, *et al.* Correlation analysis and calibration of noninvasive blood glucose monitoring *in vivo* with optical coherence tomography[J]. *Chinese J Lasers*, 2014, 41(7): 0704002.
苏 亚, 孟 卓, 王龙志, 等. 光学相干层析无创血糖检测中相关性分析及标定[J]. *中国激光*, 2014, 41(7): 0704002.
- 5 Nan Nan, Bu Peng, Li Zhongliang, *et al.* Full-range Fourier domain Doppler optical coherence tomography based on sinusoidal phase modulation[J]. *Chinese J Lasers*, 2014, 41(2): 0204001.
南 楠, 步 鹏, 李中梁, 等. 正弦相位调制全深度频域多普勒光学相干层析成像技术[J]. *中国激光*, 2014, 41(2): 0204001.
- 6 Bian Haiyi, Gao Wanrong, Zhang Xianling, *et al.* Reconstruction method based on the detected matrix for spectral-domain optical coherence tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 2014, 34(2): 0211003.
卞海溢, 高万荣, 张仙玲, 等. 基于观察矩阵的频域光学相干层析成像图像重构算法[J]. *光学学报*, 2014, 34(2): 0211003.
- 7 Shi Boya, Meng Zhuo, Liu Tiegeng, *et al.* Non-distorted imaging depth of optical coherence tomography system in human dental tissues[J]. *Acta Optica Sinica*, 2014, 34(2): 0217001.
石博雅, 孟 卓, 刘铁根, 等. OCT 系统对人体牙齿组织的非失真成像深度的研究[J]. *光学学报*, 2014, 34(2): 0217001.
- 8 Beaufrepaire E, Boccara A C, Lebec M, *et al.* Full-field optical coherence microscopy[J]. *Optics Letters*, 1998, 23(4): 244-246.
- 9 Zhu Yue, Gao Wanrong, Guo Yingcheng. A method of improving imaging quality of full-field optical coherence tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 2015, 35(5): 0517001.

- 朱 越, 高万荣, 郭英呈. 提高全场光学相干层析系统成像质量的方法[J]. 光学学报, 2015, 35(5): 0517001.
- 10 Dubois A, Moneron G, Grieve K, *et al.* Three-dimensional cellular-level imaging using full-field optical coherence tomography[J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2004, 49(7): 1227-1234.
- 11 Zheng J G, Chen T, Wang C M, *et al.* Label-free subcellular 3D live imaging of preimplantation mouse embryos with full-field optical coherence tomography[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2012, 17(7): 0705003.
- 12 Gao W. Effects of temporal and spatial coherence on resolution in full-field optical coherence tomography[J]. *Journal of Modern Optics*, 2015, 62(21): 1761-1774.
- 13 Zhu Xiaomeng, Gao Wanrong, Zhu Yue. Improved Köhler illumination-based full-field optical coherence tomography system[J]. *Acta Optica Sinica*, 2014, 34(5): 0511002.
- 朱晓萌, 高万荣, 朱 越. 使用改进型科勒照明系统的全场光学相干层析成像系统[J]. 光学学报, 2014, 34(5): 0511002.
- 14 Moneron G, Boccara A C, Dubois A. Stroboscopic ultrahigh-resolution full-field optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 2005, 30(11): 1351-1353.
- 15 Akiba M, Chan K P. *In vivo* video-rate cellular-level full-field optical coherence tomography[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2007, 12(6): 064024.
- 16 Akiba M, Chan K P, Tanno N. Full-field optical coherence tomography by two-dimensional heterodyne detection with a pair of CCD cameras[J]. *Optics Letters*, 2003, 28(10): 816-818.
- 17 Na J, Choi W J, Choi E S, *et al.* Image restoration method based on Hilbert transform for full-field optical coherence tomography[J]. *Applied Optics*, 2008, 47(3): 459-466.
- 18 Xu Guanlei, Wang Xiaotong, Xu Xiaogang. 2D Hilbert transform and Bedrosian's principle associated with fractional Fourier transform[J]. *Acta Mathematica Scientia*, 2011, 31A(3): 814-828.
- 徐冠雷, 王孝通, 徐晓刚. 分数阶 Fourier 域的二维广义 Hilbert 变换及 Bedrosian 定理[J]. 数学物理学报, 2011, 31A(3): 814-828.
- 19 徐冠雷, 王孝通, 徐晓刚. 二象 Hilbert 变换[J]. 自然科学进展, 2007, 17(8): 1120-1129.
- 20 Zhang Weifeng. The Hilbert transform and its applications to correlation measurements[J]. *Journal of Xi'an Highway Transportation University*, 1993, 13(1): 82-90.
- 张维锋. 希尔伯特变换及其在相关分析中的应用[J]. 西安公路学院学报, 1993, 13(1): 82-90.
- 21 Gao Chaobang, Zhou Jiliu. Image enhancement based on quaternion fractional directional differentiation [J]. *Acta Automatica Sinica*, 2011, 37(2): 150-159.
- 高朝邦, 周激流. 基于四元数分数阶方向微分的图像增强[J]. 自动化学报, 2011, 37(2): 150-159.
- 22 连德忠, 许陆文, 张垣功. 四元数的 MATLAB 计算程序[J]. 龙岩学院学报, 2005, 23(6): 18-20.
- 23 Gao W R. Image contrast reduction mechanism in full-field optical coherence tomography[J]. *Journal of Microscopy*, 2015, 261(3): 199-216.