

移位复用复频域光学相干层析成像研究

胡宇捷^{1,2} 江竹青^{1,2} 赵野^{1,2} 黄昊翀^{1,2} 王喆^{1,2}

¹北京工业大学应用数理学院, 北京 100124

²北京工业大学微纳信息光子技术研究所, 北京 100124

摘要 基于复频域光学相干层析成像(CSD-OCT)系统在参考镜虚像位置附近成像分辨率高的特点,采用移位复用复频域光学相干层析成像方法,通过将参考镜虚像位置依次移到样品特定待测深度,获取整个样品感兴趣深度区域的高质量成像。进一步结合横向扫描,对多层堆叠的盖玻片样品进行了移位复用层析成像实验,结果表明,将参考镜虚像位置移到样品内部指定探测位置附近进行去镜像层析成像,可以获得该区域更加清晰的层析成像结果。该方法可以获得更深的有效探测深度,灵活地实现样品指定深度的有效成像探测,也充分利用了光学相干层析成像系统的带宽。

关键词 医用光学; 光学相干层析成像; 频域光学相干层析成像; 去镜像

中图分类号 TN247

文献标识码 A

doi: 10.3788/LOP52.061701

Characteristics of Shift-Multiplexing Complex Spectral Domain Optical Coherence Tomography

Hu Yujie^{1,2} Jiang Zhuqing^{1,2} Zhao Ye^{1,2} Huang Haochong^{1,2} Wang Zhe^{1,2}

¹College of Applied Sciences, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China

²Institute of Information Photonics Technology, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China

Abstract The shift-multiplexing complex spectral domain optical coherence tomography (CSD-OCT) is presented according to the occurrence of high-resolution tomographic image near the virtual image of reference mirror. The method of shift-multiplexing CSD-OCT is experimentally demonstrated by using $\pi/2$ phase-shifting algorithm to remove complex conjugate image and by shifting detection position to improve the quality of tomographic image, detection depth and bandwidth utilization. The tomographic imaging for a target sample of five-layer cover slips is performed in different depth regions with this method. The tomographic imaging of the sample made of eight-layer cover slips is further carried out combining with lateral scanning. The tomographic images of the target object are clear and legible. The results show that the higher quality tomographic image of a target sample within its desired depth can be achieved by moving the virtual image of reference mirror to the specified depth of the sample. The CSD-OCT system with shifting detection can effectively extend the detection range inside sample, perform tomographic imaging at the specified location and make full use of optical coherence tomography system's bandwidth. The tomographic image of an object in its depth-target area can be improved.

Key words medical optics; optical coherence tomography; spectral-domain optical coherence tomography; removing complex conjugate image

OCIS codes 170.0110; 100.3175; 110.2970; 110.4500; 120.3180

1 引言

随着生物医学技术的不断发展,生物医学成像对于生物医学的研究和诊断起到越来越重要的作用。光学相干层析成像技术(OCT)具有系统复杂度低、非接触性、非破坏性成像等诸多优势,作为对活体组织无伤害的新型成像技术,近年来在生物医学成像领域受到广泛关注,并逐渐发展成为新兴的层析成像诊断技术^[1]。

收稿日期: 2014-12-11; 收到修改稿日期: 2015-02-10; 网络出版日期: 2015-05-23

基金项目: 北京市教委科研计划重点项目(KZ201310005007)

作者简介: 胡宇捷(1991—),男,硕士研究生,主要从事光学相干层析成像技术方面的研究。E-mail: 516245690@qq.com

导师简介: 江竹青(1958—),女,博士,教授,主要从事光学信息处理方面的研究。

E-mail: zhqjiang@bjut.edu.cn(通信联系人)

频域 OCT 是 1995 年 Fereher 等^[2]提出的一种新型 OCT 技术,其主要技术是基于迈克尔孙干涉仪的干涉光谱采集和处理,从而获得物体的层析结构。频域 OCT 通过对 OCT 系统样品臂与参考臂的双光束干涉得到的干涉频谱强度进行傅里叶逆变换,获得探测样品的深度剖面信息。频域 OCT 技术通过一次成像就可以获取样品内部不同深度处的信息,相较于时域 OCT 技术,频域 OCT 显著提高了系统的成像探测速度^[3]。频域 OCT 所探测的样品层析结构信号是样品内部不同深度上组织的背向散射系数调制的余弦函数总和^[4]。当探测位置与参考镜的虚像位置之间距离增大时,物光与参考光的光程差增大,使干涉条纹变得更加细密^[5]。由于光谱仪的有限光谱分辨率,使得随着样品探测深度增加,干涉条纹的对比度下降,最终导致经过傅里叶逆变换后图像对比度下降和成像深度信息的丢失^[6]。

本文在研究复频域光学相干层析成像技术(CSD-OCT)成像质量影响因素的基础上,改进了采用移位复用复频域光学相干层析的探测成像方法,补偿光程差造成的影响,有效提高了 CSD-OCT 的成像质量。

2 原理和方法

2.1 基本原理

频域 OCT 系统的核心是迈克尔孙干涉仪和光谱仪^[7]。对样品进行频域光学相干层析成像时,宽带光源发出的光经分束镜后分为物光和参考光,参考光由参考臂端的反射镜反射后再次回到分束棱镜,物光通过样品臂上的物体返回反射光或背向散射光,并在分束棱镜上再次与参考光合在一起^[8]。参考光与样品反射光或背向散射光之间的光程差在一定范围内时,宽带光源发出的同频率成分光之间发生干涉,利用闪耀光栅和 CCD 构成的光谱仪,就可以采集到物光和参考光的干涉条纹,其频谱干涉强度分布可以表示为

$$I(k) = \langle E_r E_r^* \rangle + \langle E_s E_s^* \rangle + 2\Re \langle E_r E_s^* \rangle, \quad (1)$$

式中 E_r 表示参考光振幅, E_s 表示物光振幅。

将频域 OCT 系统得到的频谱干涉强度分布进行傅里叶逆变换就可以得到探测样品的层析图^[9]:

$$G_{\text{obj}}(d_p) = F[S(k)] \otimes \{E_r^2 \delta(d_p) + [R(d_p) + R^*(-d_p)]\} = A \otimes (B + C), \quad (2)$$

式中 $R(d_p)$ 为样品臂背向散射振幅, 括号中第一项 $A \otimes B$ 是光源光谱的第一项, 是光源光谱的傅里叶变换, 位于 $d_p=0$ 的位置。第二项 $A \otimes C$ 为样品沿深度方向上的结构分布, 包括物体实际像和关于 $d_p=0$ 对称的镜像。

频域 OCT 系统的最大探测深度与 CCD 所能采集到的条纹数有关^[10]。为区别两个相邻的干涉条纹, 要求每对明暗条纹在 CCD 上至少占用 2 pixel, 即要求 CCD 能够分别探测到明条纹和暗条纹, N_c pixel 组成的 CCD 最多可采集的干涉条纹数为 $N_c/2$ 。

若样品折射率为 n_i , 光源的谱线宽度为 $\Delta\lambda$, 光源中心波长为 λ_0 , 光谱仪的分辨率为 $\delta\lambda$, 最大深度 D_{max} 可表示为^[11]

$$D_{\text{max}} = \frac{\lambda_0^2 N_c}{4n_i \Delta\lambda} = \frac{\lambda_0^2}{4n_i \delta\lambda}. \quad (3)$$

由(3)式可知, 当测量样品一定时, 频域 OCT 系统的最大探测深度受光栅的分光能力、CCD 的分辨率以及光源的相干长度等因素影响。由于越深的待探测位置所对应的干涉条纹越密, 如果条纹密度超过了干涉仪的分辨本领, 就无法正确重构样品的层析图^[12]。光栅和 CCD 构成的光谱仪系统分辨率越高, 即最小可分辨波长 $\delta\lambda$ 越小时, 系统的探测深度 D_{max} 越大^[13]。而且, 如果采用相移法去镜像处理, 则可利用整个图像区域来显示样品深度信息, 即采用 CSD-OCT 探测法的最大探测深度为 $2D_{\text{max}}$ ^[14]。

2.2 移位复用 CSD-OCT 方法

对 5 层堆叠的盖玻片进行频域 OCT 成像实验。图 1(a)所示为参考光与样品背向散射光之间的光程差 Δz 对频谱干涉图对比度的影响, 随着 Δz 增大, 干涉图的对比度逐渐减小。对频谱干涉图进行傅里叶逆变换, 得到不同光程差 Δz 对应的第一片盖玻片的信号强度图和层析图, 如图 1(b)、(c)所示。图 1(b)信号强度曲线所示为信号随光程差 Δz 的增大(对应于探测深度增加)而展宽, 导致距离参考反射面位置越远的样品待测区域的层析图质量越差。如图 1(c)所示, 层析图成像质量随光程差 Δz 增大而显著变差。

由此可见, 随着参考臂虚像位置与样品待测位置的光程差从零开始增加, 频谱干涉条纹对比度变差且信号强度曲线呈现展宽, 导致了层析图成像质量逐渐下降。因此, 若让样品探测区域与参考臂虚像位置具有较

小光程差,有利于获得图像质量更好的层析图成像结果。采用移位复用CSD-OCT成像方法对样品感兴趣区域进行层析成像,可减少频谱干涉图对比度变差以及信号强度曲线展宽效应对层析图成像质量的影响。

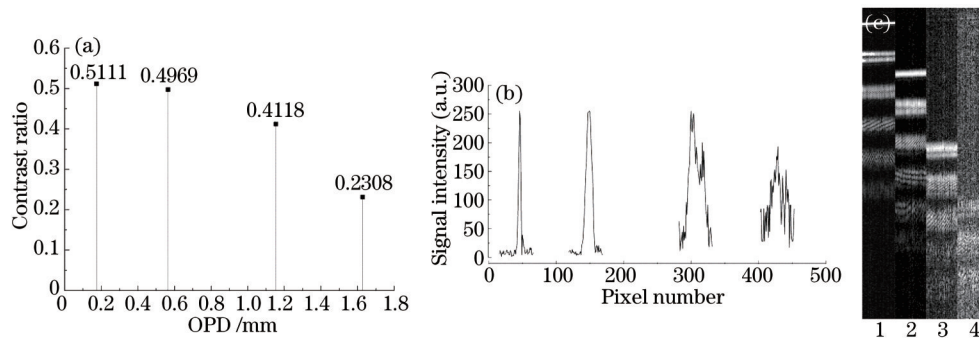


图1 对应于不同光程差 Δz 的(a)干涉条纹对比度; (b) 第一层盖玻片表面的信号强度曲线; (c) 5层堆叠盖玻片的层析图
Fig.1 With the change of optical path difference Δz , (a) contrast ratios of the interference fringes; (b) signal intensity curves of the front surface of the first cover slip; (c) tomographic images of the five-layer stacked cover slips

将参考臂反射镜在样品臂上的虚像位置设为探测主点,在探测主点前后一定深度范围内的样品信息均可被记录。通过沿着参考臂移动参考镜,可以将探测主点移到样品待测位置。如图2所示,图中阴影部分为样品的感兴趣待测区域,通过参考镜以移位间隔 Δd_i 移动,将探测主点分别移位到 a、b、c、d 位置处,对这些区域采集其频谱干涉强度分布。分别对这些频谱干涉强度图做傅里叶逆变换,得到样品内 a、b、c、d 区域的层析成像图。进一步对这些层析图像进行相移法去镜像、图像合成等算法处理,就可以得到整个样品区域的合成层析图像。

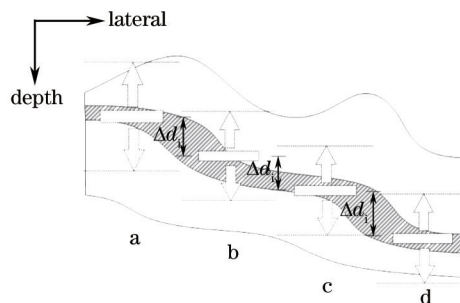


图2 复频域光学相干层析移位探测成像方法示意图

Fig.2 Schematic diagram of shift-multiplexing CSD-OCT

该方法通过移动参考镜,将参考镜在样品臂上的虚像位置移动到样品的待探测位置,使得样品感兴趣区域位于系统成像质量高的区域内;并且结合三步相移法除去镜像,使得最大可探测深度范围得到显著延展。

采用复频域光学相干层析移位探测成像时,需要根据样品内部结构和感兴趣的探测深度,确定探测主点初始位置以及横向扫描次数与参考镜虚像位置移动关系。将探测主点每次移动一个移位间隔距离,并获取干涉图,将横向位置全部扫描完成。对每组图像进行去镜像和直流项处理,得到 m 幅与探测主点位置对应的无镜像和直流项样品层析图。由于每一幅层析图都是以探测主点为中心位置,因此在得到最终的横向扫描层的拼合层析图前,需要根据每幅层析图对应的参考镜移动距离 Δd_i ,计算得到每幅层析图对应的深度上移动的像素数 M_i ,从而合成得到正确的横向扫描层析图^[15]:

$$M_i = \frac{2\Delta d_i n_i \Delta \lambda B}{\lambda_0^2 A}, \quad (4)$$

式中 A 为频谱干涉图上干涉条纹包含的横向像素值, B 为经傅里叶逆变换后图像的横向范围值, λ_0 为宽带光源的中心波长, $\Delta \lambda$ 为光谱范围, n_i 为样品折射率。

3 移位复用CSD-OCT成像实验

3.1 实验系统

图3所示为移位复用CSD-OCT系统。迈克尔孙干涉光路为主要结构,在参考臂端加入压电陶瓷平移

台,用于实现相移法去镜像处理所需相移,并用来设定探测主点初始位置使其能够以移位间隔移动探测主点位置;在样品臂端配置平移台,用于移动样品实现横向扫描成像。实验系统使用 Superlumdiodes 公司的 S840-G-I-20 宽带光源,其中心波长为 840 nm,光谱宽度为 53.9 nm。CCD 为 Point Grey 公司的 GRAS-50S5M/C,分辨率为 2448 pixel×2048 pixel,像素尺寸为 3.45 mm×4.45 mm。

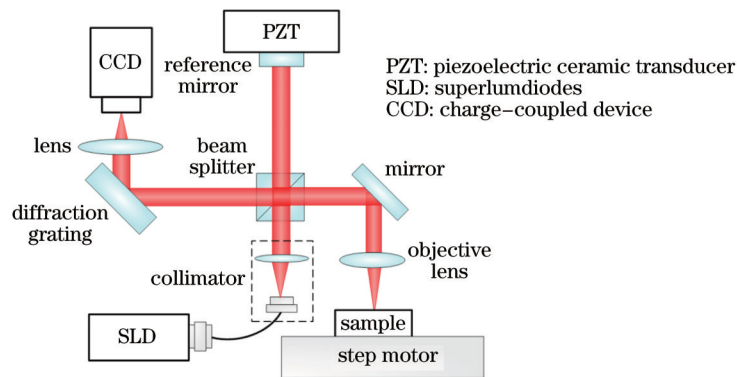


图3 移位复用CSD-OCT系统实验光路图

Fig.3 Optical setup of shift-multiplexing CSD-OCT

3.2 实验结果

移位复用成像方法针对样品内感兴趣的待测区域,利用系统在参考镜虚像位置附近成像分辨率高的特点,通过移动参考镜将参考镜虚像位置移动到样品待探测位置,使得样品感兴趣区域位于系统成像质量较高的区域内,从而获取样品感兴趣特定深度的高质量成像,并且能够使频域 OCT 系统最大探测深度得到很大的延展。

将 5 层堆叠的盖玻片作为样品,将探测主点在样品中移动到不同的深度位置,采用移位 CSD-OCT 对样品进行层析成像,实验结果如图 4、5 所示。

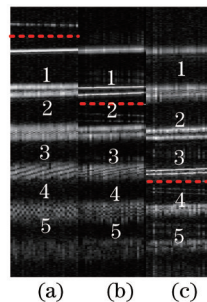


图4 5层堆叠的盖玻片样品的层析成像。(a)~(c) 探测主点(虚线标注位置)移动到不同位置的层析图像

Fig.4 Tomographic images of five-layer stacked cover slips. (a)~(c) Images with respective to different primary detection positions marked by dotted lines

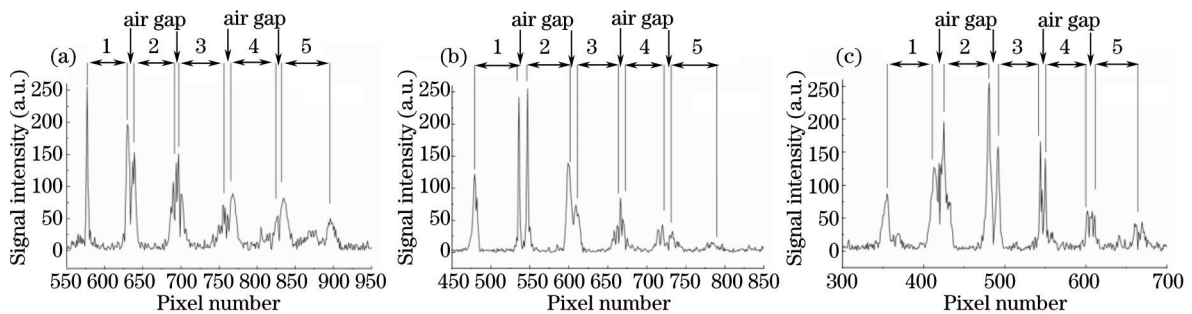


图5 对应于图4(a)~(c)的信号强度曲线

Fig.5 Signal intensity curves corresponding to Fig.4 (a)~(c)

图4中每幅层析图像都是由30幅横向扫描结果得到的层析图,其中探测主点位置(参考镜虚像位置)用虚线标注,图5是对应于图4的信号强度曲线。图4(a)所示为参考镜虚像位于第1层盖玻片上表面外侧附近,去除镜像和直流项之后的层析图像,图5(a)为其信号强度曲线图。可以看出,第1、2片的成像质量较好,

可以分辨出第1片盖玻片的下表面和第2片的上表面之间的空气隙,第2片盖玻片下表面与第3片盖玻片的上表面之间的空气隙分界尚可分辨,但几乎无法看出第3~5层盖玻片的空气隙分界。通过参考臂上平移台的移动,将参考镜虚像位置移动到第2片盖玻片之中,图4(b)所示为样品的层析图像,图5(b)为其信号强度曲线图。可以观察到第1片下表面与第2片上表面的分界结构比图4(b)所示分界结构更加清晰、分辨率更高,并且第2片盖玻片下表面与第3片盖玻片的上表面之间的空气隙分界也可清楚分辨。如图4(c)所示,将参考镜虚像位置进一步移动到第4片盖玻片中间,此时5片盖玻片处于系统成像质量较高区域,可以分辨出所有5片盖玻片堆叠的样品结构。通过其信号曲线图5(c)可以看出,第2片下表面与第3片上表面的分界处和第3片下表面与第4片上表面的分界处的信号峰值十分显著,表明其空气隙分界处成像清晰。由此可见,探测主点移动到第4片玻片位置,可以获得5片盖玻片堆叠的样品结构的整体层析图像。

制作8层堆叠的盖玻片样品模拟表面起伏的物体,如图6所示。选定距离样品上表面两层盖玻片的位置为感兴趣成像区域的探测主点位置,并将样品按照盖玻片数量的不同分为a、b、c、d、e五个部分。选定样品中的每个感兴趣待测区域后,将参考镜的虚像位置移动到感兴趣区域探测主点位置,从而获得在该区域特定深度的高质量层析图。例如,a部分感兴趣区域是第二片与第三片盖玻片之间的空气隙前后两层盖玻片的区域,对该区域成像时,将参考镜虚像位置移动到图6中a部分虚线标注的位置,即第2片与第3片盖玻片间的空气隙位置;b部分感兴趣的成像位置是第3片与第4片盖玻片空气隙前后两层盖玻片的区域,可以将参考镜虚像位置移动到图6中b部分虚线标注的位置,即第3片与第4片盖玻片间的空气隙位置;其余c、d、e部分也使用该方法。

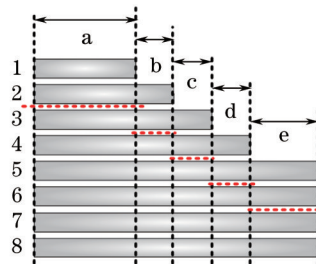


图6 盖玻片样品示意图

Fig.6 Schematic diagram of 8-layer stacked cover slips

图7所示为移位复用CSD-OCT层析图与常规CSD-OCT层析图的对照结果。对8层盖玻片样品的移位复用层析成像结果如图7(a)所示,图中的虚线框标示样品不同深度处的感兴趣区域,采用移位复用方法将探测主点设置在这些感兴趣区域,可以获得样品中目标位置部分的清晰层析成像。图7(b)是未采用移位复用的CSD-OCT成像结果,其参考镜虚像位置位于图6中的a部分虚线处。可以明显看出,随着样品感兴趣区域与参考镜虚像位置光程差的增大,样品b、c、d、e区域的成像质量显著变差,导致距离表面仅两层盖玻片深度的区域模糊不清。对比图7(a)、(b)的虚线标示部分,采用移位复用CSD-OCT后,图7(a)中各目标区域a、b、c、d、e部分的成像显著清晰。

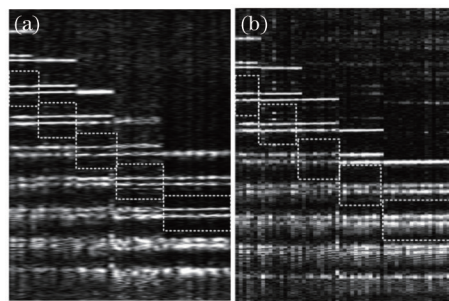


图7 不同方法获得的层析图。(a) 移位复用CSD-OCT层析图;(b) 常规CSD-OCT层析图

Fig.7 Tomographic images obtained by (a) shift-multiplexing CSD-OCT and (b) ordinary CSD-OCT

由此可见,采用移位复用CSD-OCT成像方法,通过将参考镜虚像位置移动到样品待探测位置,使得样品感兴趣区域位于系统成像质量较高的区域内,从而获取样品感兴趣特定深度的较高质量层析成像,也使得频域OCT系统的最大探测深度范围得到有效延展。

4 结 论

通过研究频谱干涉图的对比度、信号强度曲线展宽对层析图成像质量的影响,认为CSD-OCT系统在参考镜虚像位置附近成像分辨率高,通过将参考镜虚像位置移动到样品待探测的特定深度,即将系统的高质量成像区追踪设置在样品感兴趣区域,就可以获取样品感兴趣特定深度区域的高质量成像。提出采用移位复用CSD-OCT成像方法对光程差过大的样品进行层析成像。实验中,采用复频域光学相干移位复用探测法并去镜像,对5层堆叠盖玻片进行移位层析成像,并进一步对表面不平整样品结构结合横向扫描进行了层析成像实验,样品目标区域的层析成像结果都较为清晰。由此可见,移位复用CSD-OCT可以提高频域OCT的成像质量、成像深度和系统带宽利用率,并可以灵活地选择成像深度获取高质量的层析图。移位复用CSD-OCT探测方法扩展了频域OCT的探测深度范围,提高了对样品探测成像的灵活性,可应用于生物、医学等领域的成像检测中。

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 Grajciar B, Pircher M, Fercher A, *et al.*. Parallel Fourier domain optical coherence tomography for *in vivo* measurement of the human eye[J]. *Optics Express*, 2005, 13(4): 1131-1137.
- 3 Huang B, Bu P, Wang X, *et al.*. Full-range parallel Fourier-domain optical coherence tomography using a spatial carrier frequency[J]. *Applied Optics*, 2013, 52(5): 958-965.
- 4 Zhang K, Kang J U. Graphics processing unit accelerated non-uniform fast Fourier transform for ultrahigh-speed, real-time Fourier-domain OCT[J]. *Optics Express*, 2010, 18(22): 23472-23487.
- 5 Xi J, Huo L, Li J, *et al.*. Generic real-time uniform K-space sampling method for high-speed swept-source optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2010, 18(9): 9511-9517.
- 6 Pyhtila J W, Wax A. Rapid, depth-resolved light scattering measurements using Fourier domain, angle-resolved low coherence interferometry[J]. *Optics Express*, 2004, 12(25): 6178-6183.
- 7 Zhu Yue, Gao Wanrong. High-resolution full-field optical coherence tomography for biological tissue[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.
- 8 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.
- 9 Ma Z, Zhu S, Wang R, *et al.*. Fourier domain optical coherence tomography for imaging of biological tissues[C]. *SPIE*, 2005, 5630: 844-850.
- 10 Wang Ling, Zhu Hailong, Tu Pei, *et al.*. High-speed three-dimensional swept source optical coherence tomography system based on LabVIEW[J]. *Chinese J Lasers*, 2014, 41(7): 0704001.
王 玲, 朱海龙, 涂 沛, 等. 基于LabVIEW的高速三维扫频光学相干层析成像系统[J]. *中国激光*, 2014, 41(7): 0704001.
- 11 Wojtkowski M, Leitgeb R, Kowalczyk A, *et al.*. *In vivo* human retinal imaging by Fourier domain optical coherence tomography[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2002, 7(3): 457-463.
- 12 Guo Xin, Wang Xiangzhao, Bu Peng, *et al.*. Effects of scattering on spectral shape and depth resolution in Fourier domain optical coherence tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 2014, 34(1): 0117001.
郭 昕, 王向朝, 步 鹏, 等. 样品散射对频域光学相干层析成像光谱形状和深度分辨率的影响[J]. *光学学报*, 2014, 34(1): 0117001.
- 13 Zhu Xiaomeng, Gao Wanrong, Zhu Yue. Improved Kohler 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 Götzinger E, Pircher M, Leitgeb R, *et al.*. High speed full range complex spectral domain optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2005, 13(2): 583-594.
- 15 Huang H, Jiang Z, Wang D, *et al.*. Shift-multiplexing complex spectral-domain optical coherence tomography[J]. *Optical Engineering*, 2014, 53(1): 014101.