像素平移法提高频域光学相干层析成像深度

周丽萍 陈朝良 高万荣

南京理工大学电子工程与光电技术学院,江苏南京 210094

摘要 增大频域光学相干层析术(FDOCT)成像深度是扩大FDOCT应用范围的一个关键。主要研究了基于像素平移 法提高频域OCT成像深度的问题。讨论了像素平移法的基本原理,阐述了频域OCT理论最大成像深度与电荷耦合 元件(CCD)像素数的关系。通过点扩散函数实验、5层盖玻片成像实验以及手指皮肤的活体成像实验验证了像素平 移法对于提高频域OCT成像深度的作用。手指皮肤的成像实验表明256个像素点的CCD和512个像素点的CCD采 用像素平移法后实际成像深度分别增加到了原来的1.98倍和1.12倍。Matlab软件模拟验证方法为频域OCT系统中 CCD的像素数选择提供了参考。

关键词 成像系统;频域光学相干层析术;像素平移法;成像深度
中图分类号 R318
文献标识码 A
doi: 10.3788/LOP52.021701

Interpixel Shift Technique for Increasing Imaging Depth of Frequency Domain Optical Coherence Tomography

Zhou Liping Chen Chaoliang Gao Wanrong

Department of Optical Engineering, School of Electronic Engineering and Optoelectronic Technique, Nanjing University of Science and Technology, Nanjing, Jiangsu 210094, China

Abstract Increasing the imaging depth of frequency domain optical coherence tomography (FDOCT) is a key to expand its applications. The method of increasing the imaging depth of FDOCT which is based on the interpixel shift technique is investigated. The principle of the interpixel shift technique is discussed, and the relationship between theoretical maximum imaging depth of FDOCT and the pixel number of charge coupled device (CCD) is elucidated. Then the point spread function (PSF), imaging experiments of five-layer cover glass as well as the vivo imaging experiments of fingers are carried out to demonstrate the effect of interpixel shift technique on the enhancement of imaging depth. The imaging experiments of fingers show that the actual imaging depth increases to 1.98 and 1.12 times after using pixel shift technique in an OCT system with a 256-pixel CCD or a 512-pixel CCD, respectively. The Matlab software simulation validation method provides reference for the FDOCT system on the choice of the pixels of CCD. **Key words** imaging systems; frequency domain optical coherence tomography; interpixel shift technique; imaging depth

OCIS codes 110.4500; 030.1640; 170.1650

1 引 言

光学相干层析术(OCT)是一种全新的光学成像技术,其突出优点有:非侵入、高灵敏度、高分辨率和快速 成像,因而有希望在生物医学研究及临床诊断方面实现"光学活检"的功能^[1-2]。近年来,频域OCT的发展大 大提高了OCT技术的动态范围和成像速度^[3-4]。诸多学者在提高频域OCT性能方面作出了巨大的努力^[5-9]。 此外,为了提高成像深度,研究人员提出了去除复共轭像、相位平移算法、利用电光相位调制器消除镜像等

收稿日期: 2014-08-19; 收到修改稿日期: 2014-09-13; 网络出版日期: 2015-01-09

基金项目:国家自然科学基金(61275198,60978069)、国防基础科研资助项目

作者简介:周丽萍(1992—),女,本科,主要从事生物医学成像方面的研究。E-mail: 15062201323@163.com

导师简介:高万荣(1961—),男,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@njust.edu.cn(通信联系人)

本文电子版彩色效果请详见中国光学期刊网www.opticsjournal.net

激光与光电子学进展

方法^[10-13]。然而,有限的光谱分辨率导致了信噪比随深度的衰减,这使得轴向的实际有效成像范围减小,与 此同时,OCT图像对比度的衰减会影响OCT诊断的灵敏度。Häusler等^[14]提出OCT的理论成像深度随系统 的光谱分辨率的提高而增加,即在其他条件一定的情况下,光谱分辨率越高,则相应的理论成像深度越深。 Wang等^[15]提出了一种通过像素平移技术提高频域OCT成像深度的方法。这种方法能使光谱采样率提高一 倍并且能提高频域OCT的信噪比(1300 nm 波长)。理论分析和实验比较都验证了这种方法在增加频域 OCT成像深度以及去除由混淆现象引起的假象方面的作用。如果该技术与内窥技术相结合,将在对轴向方 向成像深度有更高要求的生物组织活体诊断领域有较大意义。

本文在上述研究的基础上做出进一步的研究分析。首先通过频域OCT成像深度与CCD像素数之间的 关系推导,理论说明像素平移法的作用机制,提出了一种像素平移法的Matlab软件模拟验证方法。通过点 扩散函数实验、五层盖玻片成像实验以及手指的活体成像实验进行像素平移法对于提高频域OCT成像深度 的效果验证。然后根据手指皮肤断层成像结果,给出了采用不同像素数CCD的系统能实现的成像深度的计 算方法,为不同成像深度需求下CCD像素数的选取提供一种可能的方法。

2 实验装置

图 1 所示为该研究所采用的实验装置结构,其中 SLD 为超辐射发光二极管,中心波长为 830 nm,光源带 宽为 50 nm;"2×2 coupler"为光纤耦合器;PC 为计算机,用于系统控制与数据分析;L1、L2、L3、L4 为准直透镜;P为消色差棱镜,用于平衡样品臂与参考臂的色差;DG 为光栅;L5 为傅里叶透镜;M 为参考镜;sample 为样品;scanner 为扫描装置,计算机通过锯齿波信号控制扫描装置;实验中采用的 CCD 为 2048 个像素点的 CCD,像素尺寸为 14 µm×14 µm。



图1 实验装置图

Fig.1 Schematic of the experimental setup

来自光源的光经光纤耦合器分成两束光,其中一束光进入参考臂,另一束光进入样品臂。由样品臂和 参考臂返回的光发生干涉后形成干涉信号。干涉信号由光谱仪(由衍射光栅、傅里叶透镜和 CCD 构成)探 测。对干涉信号的光谱进行快速傅里叶变换即可得到关于样品的一维深度信息。再结合扫描器的横向扫 描,可以最终得到样品的二维深度信息。

实验过程中是直接采用2048个像素点的CCD对样品进行数据采样,无需CCD的实际移动,而是经过后期数据处理模拟出平移效果,以此来验证像素平移法的作用。

3 理论分析

对于频域 OCT 系统, 在假定参考臂与样品臂的色散和反射率相同时, 在 CCD 位置处的干涉信号强度可 以表示为

$$I(k) = S(k)\cos^2(k \cdot \Delta L), \qquad (1)$$

式中S(k)为光源的光谱强度分布,k为波数, ΔL为样品臂与参考臂的光程差。

频域OCT系统中光谱仪普遍使用的接收器为CCD,而CCD像素之间会有一定的间隔,因此,CCD采样得到的数据不是连续的而是以波数为变量的数列。

(1)式可以改写为

$$I(k_i) = S(k_i)\cos^2(k_i \cdot \Delta L), i = 1, 2, 3 \cdots N , \qquad (2)$$

激光与光电子学进展

式中N为线阵CCD的像素总数。

设kmin为CCD能探测到的最小波数,则CCD能探测到的最大波数为

$$k_{\max} = k_{\min} + (N-1) \cdot \Delta k , \qquad (3)$$

式中 Δk 为CCD的波数采样间隔。N较大因而可以近似有

$$\Delta k = \frac{k_{\text{max}} - k_{\text{min}}}{N - 1} \approx \frac{\Delta k_{\text{FWHM}}}{N} , \qquad (4)$$

式中 Δk_{FWHM} 为光源的光谱波数范围(半峰全宽):

$$\Delta k_{\rm FWHM} = \frac{2\pi}{\lambda_{\rm min}} - \frac{2\pi}{\lambda_{\rm max}} = \frac{2\pi(\lambda_{\rm max} - \lambda_{\rm min})}{\lambda_{\rm min}\lambda_{\rm max}} \approx \frac{2\pi\Delta\lambda_{\rm FWHM}}{\lambda_0^2}, \qquad (5)$$

式中 λ₀ 为光源的中心波长, Δλ_{FWHM} 为光源的光谱波长范围(半峰全宽)。假设参考镜的位置与样品表面等光程,则样品中深度 d 处对应的余弦函数的周期为

$$\frac{2\pi}{2n_i d_i} = \frac{\pi}{n_i d_i},\tag{6}$$

则 $\Delta \lambda_{\text{FWHM}}$ 内所能包含的干涉条纹(明条纹或暗条纹)的数量 X_i 为

$$X_{i} = \frac{\Delta k_{\text{FWHM}}}{\pi/n_{i}d_{i}} = \frac{n_{i}d_{i}}{\pi}\Delta k_{\text{FWHM}}, \qquad (7)$$

式中n_i为从样品表面到深度d_i处的平均折射率。由(5)式和(7)式可以得到

$$d_i = \frac{\lambda_0^2 X_i}{2n_i \Delta \lambda_{\text{FWHM}}} \,. \tag{8}$$

对于一个像素总数为N的线阵CCD来说,由于每条干涉条纹至少需要两个像素点进行检测记录,因而 它能检测的最多的干涉条纹数为N/2,即

$$X_i \leqslant N/2 , \tag{9}$$

由(8)式和(9)式可以得到

$$d_i = \frac{\lambda_0^2 X_i}{2n_i \Delta \lambda_{\text{FWHM}}} \leqslant \frac{\lambda_0^2}{2n_i \Delta \lambda_{\text{FWHM}}} \cdot \frac{N}{2} = \frac{N \lambda_0^2}{4n_i \Delta \lambda_{\text{FWHM}}}, \qquad (10)$$

因而可以得到频域OCT的最大成像深度 dmax 为

$$d_{\max} = \frac{N\lambda_0^2}{4n_i \Delta \lambda_{\text{FWHM}}} = \frac{N\lambda_0^2}{4n_i (\lambda_{\max} - \lambda_{\min})}, \qquad (11)$$

式中N为 CCD 的像素总数, λ_0 为光源的中心波长, n_i 为样品的平均折射率, λ_{max} 为 CCD 接收到的最大波长, λ_{min} 为 CCD 接收到的最小波长。

如图 2 所示,假设 CCD 的像素尺寸为 Δx ,平移前 CCD 的像素数为N,所谓像素平移法,就是将像素数为N的 CCD,平移 $\Delta x/2$ 的距离,使用平移前的 CCD 采集一次数据,然后再用平移 $\Delta x/2$ 距离后的 CCD 再采集一次数据,组合两部分数据进行傅里叶变换,从而得到成像结果。通过像素平移法,实际上相当于将像素数由原来的N增加到了 2N,将像素间隔由原来的 Δx 减小到 $\Delta x/2$,提高了一倍的 CCD 采样率。从图 2 中可以看出,平移前的 CCD 的宽度 W_0 可以表示为

$$W_0 = N \cdot \Delta x \ . \tag{12}$$

平移后的组合CCD等效宽度 W,为

$$W_1 = W_0 + \frac{\Delta x}{2} = N \cdot \Delta x + \frac{\Delta x}{2} . \tag{13}$$

由于 CCD 的像素总数 N -般较大 (N -般为 1024 或 2048), 且像素间隔 Δx 很小, 即 $\Delta x/2$ 相对于 $N \cdot \Delta x$ 可忽略不计。所以平移前的 CCD 的宽度 W_0 与平移后的组合 CCD 等效宽度 W_1 是近似相等的。而且平移前的 CCD 与平移后的组合 CCD 对于系统的相对位置没有发生改变。因而, 平移前的 CCD 就与平移后的组合 CCD 能接收到的最小波长 λ_{max} 和最大波长 λ_{max} 是相同的。

结合(11)式,并依据前面的分析,可以得到这样的结论:像素平移法其实是将CCD的等效像素数增加了一倍,即将像素点间隔减小到了原来的一半,也即提高了一倍的CCD采样率,从而使理论的成像深度增加了一倍。



Fig.2 Schematic of the pixel shift principle

4 实验方法

实验验证过程中,考虑到要实现二分之一像素的平移,实际需要移动CCD的距离很小(实验中所用CCD 像素尺寸为14 μm×14 μm,则所需平移的距离为7 μm),不易平移。而且缓慢的CCD移动会引起相位变化。因而采取了等效的实验验证方法,即用Matlab软件数据处理模拟CCD的平移。

实验中采用的线阵 CCD 的像素数为 2048个,实验验证思路如图 3 所示,其中的第1行代表着实验所用 CCD 的 2048个像素点,利用 Matlab 软件程序设计,将第1、2、3…8个像素点的数据取平均,然后等效为第1 个像素点;将第9、10、11…16个像素点的数据取平均,然后等效为第2个像素点。以此类推,2048个像素点 的 CCD 就可以被等效为 256个像素点的 CCD(如图 3 中的第2行所示)。为了模拟平移作用,将第5,6,7…12 个像素点的数据取平均,然后等效为平移后的第1个像素点,同样地,将第13,14,15…20个像素点的数据取 平均,然后等效为平移后的第2个像素点。以此类推,可以得到等效的平移后的 256个像素点的 CCD(如图 3 中的第3行所示)。然后将 256个像素点 CCD 的第1个像素点作为等效 512个像素点 CCD 的第1个像素点, 将平移后的 256个像素点 CCD 的第1个像素点作为等效 512个像素点 CCD 的第1个像素点, 将平移后的 256个像素点 CCD 的第1个像素点作为等效 512个像素点 CCD 的第2个像素点,将 256个像素点 CCD 的第2个像素点 CCD 的第1个像素点,以此类推,可以得到等效 512个像素点的 CCD。采用同 样的方法,也可以得到等效的 1024个像素点的 CCD。通过比较平移前的 256个像素点 CCD、等效 512个像 素点的 CCD 和等效的 1024个像素点的 CCD的成像效果,可以验证像素平移法的作用。



图3 像素平移法实验验证原理示意图

Fig.3 Diagram of experimental measurements of the pixel shift

该验证方法的主要思想是用一个现有的 CCD(2048个像素点 CCD)采样数据,然后利用 Matlab 软件数据处理,模拟出 256个像素点 CCD 和 512个像素点 CCD 的成像情况。由于等效 512个像素点 CCD(图 3 第 2 行所示)的像素数是 256个像素点 CCD(图 3 第 2 行所示)的两倍,并且前者的像素间隔是后者的一半,因而等效 512个像素点 CCD 的采样率是 256个像素点 CCD 的两倍。

5 实验结果与讨论

5.1 点扩散函数实验验证

在进行点扩散函数实验验证时,图1中的样品臂中的样品由平面反射镜代替。一开始将平面反射镜放 置在与参考镜等光程的位置,然后逐渐将平面反射镜移远。当平面反射镜移动到样品臂与参考臂的光程差 大于512个像素点可以探测到的最大深度时,得到如图4所示的实验对比图。



图4 点扩散函数实验验证图。(a) 蓝色曲线代表 256个像素点 CCD 成像结果;(b) 红色曲线代表 512个像素点 CCD 成像结果; (c) 绿色曲线代表 1024个像素点 CCD 成像结果

Fig.4 Diagram of point spread function experimental verification. (a) Blue curve represents the imaging results of CCD with 256 pixels; (b) red curve represents the imaging results of CCD with 512 pixels; (c) green curve represents the imaging results of CCD with 1024 pixels

对比图 4 中(a)、(b)、(c)三条曲线,很明显(c)是唯一正确显示平面反射镜位置的。根据之前的阐述,实验时是将平面反射镜移动到探测深度大于 512 个像素点可以探测到的最大深度,所以无论是对于 256 个像素点的 CCD,还是 512 个像素点的 CCD,平面反射镜所处位置反射回去的信号与参考镜反射回去的信号所形成的相干信号都是无法被 CCD 正确响应的高频信号。这种情况下,无法被响应的那部分高频信号就会以噪声的形式在低频部分出现,这一点在图 4(a)和(b)中都能看出来。

而与图 4(b)相对应的 512 个像素点 CCD 是通过与图 4(a)相对应的 256 个像素点 CCD 经过一次像素法 平移得来的,相应地,与图 4(c)相对应的 1024 个像素点 CCD 是通过与图 4(b)相对应的 512 个像素点 CCD 经 过一次像素法平移得来的,当然,与图 4(c)相对应的 1024 个像素点 CCD 也可看成是通过与图 4(a)相对应的 256 个像素点 CCD 经过三次像素法平移得来的。通过比较(a)、(b)、(c)三条曲线,可以验证,像素平移法确 实能够提高频域 OCT 的成像深度,并且由于高频信号的正确响应,避免了高频信号被响应到低频位置而形 成噪声的问题,在一定程度上提高了系统的信噪比。

5.2 5层盖玻片实验验证

在经过点扩散函数实验验证像素平移法作用之后,为了进一步加强验证,采用了5层盖玻片(每层盖玻 片厚度为170 μm)进行成像实验,实验结果如图5所示。

对比图 5 中(a)、(b)、(c),可以发现,采用像素平移法之后,盖玻片的成像层数增加。此外,图 5(c)中的噪声明显比图 5(a)中的噪声小。因而可以证明:像素平移法确实能够增加等效的 CCD 像素数,减小 CCD 像素 点间隔,提高 CCD 采样率,因而增加 CCD 所能响应的最高信号频率。而更高的信号频率则意味着更深的成 像深度。此外,由于通过像素平移法,使得系统能响应更高频率的信号,避免了更高频率信号由于无法被系 统响应而被响应成低频噪声的可能,一定程度上提高了系统的信噪比。

5.3 生物样品实验验证

由于活体成像是OCT发展的方向,实验验证时还采取了手的活体测量。测量时扫描初始点在离手指边 缘较近的位置,使得实际扫描时有一个坡度,方便像素平移法效果的前后对比。手指成像效果对比图如图 6 所示。图 6(a)中右半部分存在不正确的结构显示,这是由于256个像素点 CCD 无法响应较高的频率分量, 而只能响应到低频位置处。而通过像素平移法将256个像素点 CCD 扩展到512个像素点 CCD 后,在图 6(b) 中可以看到在图 6(a)中被响应为低频量的那部分信息被正确显示,成像深度增加,但在图最右侧还有一些 明显的噪声,这是由于更高频率的信号(对应更深位置处的信号)没能被 CCD 响应。在图 6(c)中没有了图 6(b) 中的噪声,原因在于像素平移法进一步提高了 CCD 的采样率,使得更高频率的信号分量能够被正确响应。 通过图 6(a)、(b)、(c)的对比,验证了像素平移法对于频域 OCT 活体成像深度提高的效果。



图 5 5 层盖玻片成像实验。(a) 256 个像素点 CCD 成像结果,只能看到第一层盖玻片结构;(b) 512 个像素点 CCD 成像结果,只能看到 3 层盖玻片结构;(c) 1024 个像素点 CCD 成像结果,可以看到完整的 5 层盖玻片结构

Fig.5 Imaging experiment of five-layers cover glass. (a) Imaging results of CCD with 256 pixels, only one layer can be seen; (b) imaging results of CCD with 512 pixels, three layers can be seen; (c) imaging results of CCD with 1024 pixels, five layers can be seen



图 6 手指的活体光学断层图像。(a) 256 个像素点 CCD 成像结果;(b) 512 个像素点 CCD 成像结果; (c) 1024 个像素点 CCD 成像结果

Fig.6 In vivo optical cross-sectional images of finger. (a) Imaging result finger with 256-pixel CCD; (b) imaging result of finger with 512-pixel CCD; (c) imaging result of finger with 1024-pixel CCD

5.4 像素平移法深度增加定量分析

前面进行了像素平移法效果的定性说明,下面来定量分析一下像素平移法的成像深度增加情况。

5 层盖玻片成像实验的实际成像深度与 CCD 像素数的关系如表 1 所示, 而手指成像实验的实际成像深度与 CCD 像素数的关系如表 2 所示。表 1、2 中的 N'在 Matlab 软件生成的图像中读取(如图 6 所示)。已知每 个像素点对应的实际距离为 2.5 μm (深度标定所得),则实际成像深度的计算公式为

$$h = N' \times 2.5 \ \mu m = \frac{N' \times 2.5}{1000} \text{mm} .$$
 (14)

根据(11)式可以知道,512个像素点 CCD 理论的最大成像深度应为256 像素点 CCD 的两倍,同样地, 1024 像素点 CCD 理论的最大成像深度也应为512个像素点 CCD 的两倍,但是实际情况下的成像深度还要 受到待测样品散射特性以及系统调试状态的影响。手指成像实验的实际结果是256个像素点 CCD 采用像 素平移法后的实际成像深度提高到了原来(256 像素点 CCD 实际成像深度)的1.98 倍,512 像素点 CCD 采用

激光与光电子学进展

像素平移法后的实际成像深度提高到了原来(512像素点 CCD 实际成像深度)的1.12倍。从上面的数据可以 发现,从256个像素点 CCD 到512个像素点 CCD,实际成像深度增加了将近一倍;而从512个像素点 CCD 到 1024个像素点 CCD,实际成像深度仅仅增加了12.2%,这是由于随着探测深度的增加,信噪比逐渐减小,导致 系统无法探测到更弱的信号,也就是说,在这种情况下,影响光谱分辨率的 CCD 像素数不再是限制成像深度 的主导因素,此时,限制最大成像深度的因素是系统的灵敏度。

表15层盖玻片实际成像深度与CCD像素数的关系

Table 1 Relationship between the actual imaging depth of five-layer cover glass and the pixel number of CCD

Pixels of CCD (N)	Pixels of actual imaging (N')	Actual imaging depth h /mm
256	69	0.1725
512	196	0.49
1024	320	0.8

	表 2	手指实	际成值	象深度!	与CCD	像素数	(的关系
--	-----	-----	-----	------	------	-----	------

Pixels of CCD (N)	Pixels of actual imaging (N')	Actual imaging depth h /mm
256	126	0.31
512	245	0.6125
1024	275	0.6875

对像素平移法提高成像深度的定量分析,能对今后 OCT 系统中 CCD 像素数的选取提供一种可能的参考。假设医学上对手指皮肤某种疾病的诊断需要 0.6 mm 左右的成像深度,那么根据表 2,512 个像素点的 CCD 就已经满足需求,不必增加成本使用 1024 甚至更高的像素数的 CCD。对于和手指皮肤性质相近的生物组织,该数据也有一定的参考意义。此外,如果对于其他与手指皮肤性质相差较远的生物组织(即无法直接用现有数据进行参考),也可以采用该方法通过实验得到数据参考。

为了验证像素平移法的作用,提出了 Matlab 软件模拟验证的方法。而该方法不仅可用于验证,反过来 也可以用这种方法来进行系统中 CCD 的选取工作。例如,某A机构诊断的主要生物对象为B,假设已知对B 的成像深度达到 C 既能实现正常的诊断。根据所提到的方法,只需一种像素数的 CCD 就能同时获得等效的 多种像素数 CCD,例如 2048个像素点的 CCD,就能同时等效出 1024,512,256个像素点的 CCD。从而实现 仅采用一种像素数 CCD 即可得到多种像素数 CCD 对于特定生物对象 B 的实际成像深度,如此便能方便的 选择一种最合适最具性价比的 CCD。另外,如果生物对象 B 完成诊断需要达到的成像深度是未知的,也可 通过以上的方法得到不同像素数 CCD 对生物对象 B 的成像结果,根据成像结果选择出一种最适宜诊断又性 价比最高的 CCD。

6 结 论

在基于像素平移法提高频域 OCT 成像深度问题上作出了进一步的研究。提出了一种像素平移法的 Matlab 软件模拟验证方法。通过点扩散函数实验、五层盖玻片成像实验以及手指皮肤成像实验成功验证了 像素平移法对于提高频域 OCT 成像深度的作用。另外,通过对手指皮肤成像深度数据的定量分析得到:像 素平移法使得频域 OCT 系统(256个像素点 CCD 或512个像素点 CCD)的实际成像深度分别提高到了原来的 1.98 倍和 1.12 倍。此外,基于 Matlab 软件模拟验证方法和成像深度定量分析,给出了一种方法,即仅采用一 种像素数 CCD,即可模拟出多种像素数 CCD,并且定量计算出多种像素数 CCD 对于特定样品的实际成像深 度。这为不同成像深度需求时 CCD 像素数的选取提供了一种手段。这一方法对于今后 OCT 技术真正应用 到医学领域后工程性的生产 OCT 设备时 CCD 像素数的合理选择提供了参考依据。

参考文献

1 Li Peng, Huang Run, Gao Wanrong. Experiment research on optical coherence tomography of human skin[J]. Chinese J Lasers, 2009, 36(10): 2498–2502.

李 鹏,黄 润,高万荣.光学相干层析术在人体皮肤成像方面的实验研究[J].中国激光,2009,36(10):2498-2502.

2 Li Peng. Theories and Experimental Research of Optical Coherence Tomography[D]. Nanjing: Nanjing University of

Science and Technology, 2009. 1–7.

李 鹏. 光学相干层析术理论与实验研究[D]. 南京: 南京理工大学, 2009. 1-7.

- 3 J F de Boer, B Cense, B H Park, *et al.*. Improved signal-to-noise ratio in spectral-domain compared with timedomain optical coherence tomography[J]. Opt Lett, 2003, 28(21): 2067-2069.
- 4 R Leitgeb, C K Hitzenberger, A F Fercher. Performance of fourier domain vs. time domain optical coherence tomography[J]. Opt Express, 2003, 11(8): 889–894.
- 5 Nan Nan, Bu Peng, Guo Xin. Three-dimensional full-range complex fourier domain optical coherence tomography system for vivo imaging of human skin[J]. Chinese J Lasers, 2012, 39(7): 0704002.
- 南 楠,步 鹏,郭 昕,等. 三维全深度复频域光学相干层析成像系统及其对人体皮肤的在体成像[J]. 中国激光, 2012, 39 (7): 0704002.
- 6 Huang Bingjie, Bu Peng, Wang Xiangchao, *et al.*. Optical coherence tomography based on depth resolved dispersion compensation[J]. Acta Optica Sinica, 2012, 32(2): 0217002.

黄炳杰,步 鹏,王向朝,等.用于频域光学相干层析成像的深度分辨色散补偿方法[J].光学学报,2012,32(2):0217002.

7 Chong Bo, Zhu Yongkai. Method to improve axial resolution of spectral domain optical coherence tomography[J]. Acta Optica Sinica, 2013, 33(2): 0217001.

崇 博,朱永凯. 谱域光学相干层析系统轴向分辨率提高方法[J]. 光学学报, 2013, 33(2): 0217001.

8 Bian Haiyi, Gao Wanrong, Zhang Xianling, *et al.*. Reconstruction method based on the detected matrix for spectraldomain optical coherence tomography[J]. Acta Optica Sinica, 2014, 34(2): 0211003.

下海溢,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 Zhang Xianling, Gao Wanrong, Chen Chaoliang, *et al.*. Extraction and compensation for depth-resolved phase error in spectral domain optical coherence tomography[J]. Chinese J Lasers, 2014, 41(2): 0204002.

张仙玲,高万荣,陈朝良,等. 谱域光学相干层析成像中深度分辨相位误差提取及补偿[J]. 中国激光, 2014, 41(2): 0204002.

- 10 Jun Zhang, J Stuart Nelson, Zhongping Chen. Removal of a mirror image and enhancement of the signal-to-noise ratio in Fourier-domain optical coherence tomography using an electro-optic phase modulator[J]. Opt Lett, 2005, 30(2): 147-149.
- 11 Rainer A Leitgeb, Christoph K Hitzenberger, Adolf F Fercher. Phase-shifting algorithm to achieve high-speed longdepth-range probing by frequency-domain optical coherence tomography[J]. Opt Lett, 2003, 28(22): 2201–2203.
- 12 Meena Siddiqui, Benjamin J Vakoc. Optical-domain subsampling for data efficient depth ranging in Fourier-domain optical coherence tomography[J]. Opt Lett, 2012, 20(16): 17938-17951.
- 13 Zhilin Hu, Mingtao Zhao, Joseph A Izatt, *et al.*. Enhancement of FDOCT imaging range by sub-pixel spectral shifting [C]. Optical Society of America, 2004.
- 14 Gerd Häusler, Michael Walter Lindner, "Coherence radar" and "Spectral radar" new tools for dermatological diagnosis[J]. Journal of Biomedical Optics, 1998, 3(1): 21-31.
- 15 Zhenguo Wang, Zhijia Yuan, Hongyu Wang, *et al.*. Increasing the imaging depth of spectral-domain OCT by using interpixel shift technique[J]. Opt Expres, 2006, 14(16): 7014-7023.

栏目编辑:韩 峰