

用于频域光学相干层析成像的 深度分辨色散补偿方法

黄炳杰^{1,2} 步 鹏¹ 王向朝¹ 南 楠^{1,2}

(¹ 中国科学院上海光学精密机械研究所, 上海 201800)
² 中国科学院研究生院, 北京 100039)

摘要 提出一种深度分辨的色散补偿方法,用于增强频域光学相干层析成像的纵向分辨率。将频域光学相干层析成像采集的干涉谱信号傅里叶变换到空域,获取对应不同深度的干涉谱条纹相位,通过对其进行调整实现对被测样品不同深度处的色散的精确补偿。避免传统方法中采用统一色散系数进行色散补偿所带来的过补偿与欠补偿误差,可以有效消除色散引起的频域光学相干层析成像系统点扩展函数的展宽和扭曲。模拟和实验结果表明,基于深度分辨的色散补偿方法在样品的全深度探测范围内可以达到较佳的补偿效果,可有效提高光学相干层析成像系统的纵向分辨率。

关键词 医用光学; 生物技术; 光学相干层析成像; 色散补偿; 深度分辨

中图分类号 TN247 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201232.0217002

Optical Coherence Tomography Based on Depth Resolved Dispersion Compensation

Huang Bingjie^{1,2} Bu Peng¹ Wang Xiangzhao¹ Nan Nan^{1,2}

(¹ Shanghai Institute of Optics and Fine Mechanics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800, China)
² Graduate University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100039, China)

Abstract A new method of depth resolved dispersion compensation to enhance the axial resolution in Fourier-domain optical coherence tomography is proposed. In this method dispersion of light over whole imaging depth range is compensated accurately with depth-resolved dispersion coefficients which are obtained by windowed Fourier transform of spectral interferogram. The proposed method can simultaneously compensate broadening and distortion of point spread function in different imaging depth compared to traditional dispersion compensation method where over and lack of dispersion compensation arise because a uniform dispersion coefficient is used. Results of computer simulation and experiments indicate that the proposed method can make a good dispersion compensation and improve axial resolution through the whole imaging depth of Fourier domain optical coherence tomography.

Key words medical optics; biotechnology; optical coherence tomography; dispersion compensation; depth resolved
OCIS codes 170.3880; 110.3175; 170.4500; 180.1655

1 引 言

光学相干层析成像(OCT)是一种高分辨率、非侵入以及可在体检测组织内部微结构的断层成像技术。自1991年Huang等^[1]首次用这项技术对

人眼视网膜及冠状动脉壁的显微结构进行成像以来,OCT一直是国内外生物医学成像和无损检测等领域的研究热点^[2~8]。特别是近几年发展起来的频域OCT技术通过对频域干涉谱信号的逆傅里叶变

收稿日期: 2011-08-11; **收到修改稿日期**: 2011-09-01

基金项目: 国家自然科学基金(60938003,60878092)资助课题。

作者简介: 黄炳杰(1983—),男,博士研究生,主要从事光学相干检测与层析成像技术等方面的研究。

E-mail: bjhuang@siom.ac.cn

导师简介: 王向朝(1957—),男,研究员,博士生导师,主要从事信息光电子技术方面的研究。

E-mail: wxz26267@siom.ac.cn(通信联系人)

换 (IFT) 获得被测物体的层析图, 相对传统的时域 OCT 技术, 无需深度方向扫描, 不存在成像速度与纵向分辨率互相制约的问题, 具有成像速度快和灵敏度高的优点, 使得对生物组织的高分辨实时在体成像成为可能。

OCT 系统 (包括时域和频域) 的理论纵向分辨率由宽带光源的相干长度决定。光源的相干长度与其光谱宽度成反比。目前, 超高分辨率 OCT 系统采用的超宽光谱光源^[9] 带宽达到 100 nm 以上, 这会导致色散效应加剧。色散会导致 OCT 的相干包络信号展宽, 使实际系统分辨率小于理论值。因此, 色散补偿是实现超高分辨率 OCT 的关键技术之一。

目前, 用于时域和频域 OCT 系统的色散补偿方法主要有物理补偿和算法补偿两类。一种物理补偿方法是在 OCT 系统的参考臂光路中添加色散补偿器件^[9], 实现参考臂和样品臂色散性质匹配; 这种方法适用于样品色散参数已知的情况, 光路或者样品的改变都需要重新调整或更换色散补偿器件。另一种物理补偿方法是基于光栅的快速扫描延迟线技术 (RSOD)^[2], 通过改变光栅的离焦量来调整参考臂光路的色散参数; 这种方法只能补偿二阶色散 (群速度色散, GVD) 和三阶色散 (TOD)。物理补偿方法需要额外的硬件, 增加了系统的复杂度和成本, 通过对 OCT 获取的数据进行后处理可以克服上述缺点, 例如解卷积算法^[10]、迭代补偿算法^[11] 和自聚焦算法^[12] 等。迭代补偿算法通过反复评价结构信号中强度大于半峰值的像素点数来确定最佳补偿系数; 自聚焦算法通过反复评价结构信号强度高次幂

积分来确定最佳补偿系数; 这两种方法对样品不同深度处的色散采用统一的色散系数进行补偿, 对单反射面结构样品可以进行有效的色散补偿, 但是实际的生物样品通常具有多层结构, 不同层之间的色散系数有时差异很大, 采用统一的色散系数无法对样品内整个探测深度范围实现精确的色散补偿。解卷积算法是将时域干涉信号与随深度变化的样品色散参数卷积核进行卷积; 这种算法简单易用, 但卷积核需要根据样品的材料和结构计算获得, 限制了该方法的应用。

本文提出一种深度分辨的色散补偿方法, 用于增强频域 OCT 的纵向分辨率。通过对样品不同深度的色散采用相应的色散系数进行补偿, 可以有效地消除色散的展宽和扭曲效应, 避免采用统一的色散系数进行补偿所带来的过补偿与欠补偿。此方法不需要预先知道样品的材料和结构信息, 是一种主动的补偿方法。最后通过计算机模拟和实验, 研究了该方法在样品不同深度处所具有的色散补偿效果。

2 原 理

2.1 频域 OCT

频域 OCT 系统一般由宽光谱光源、迈克耳孙干涉仪和光谱仪三部分组成。光源发出的低相干光经过迈克耳孙干涉仪分别照在参考镜与被测样品上, 从参考镜表面反射回来的参考光与从被测样品内部不同深度处反射回来的探测光发生干涉, 并被光谱仪记录。不考虑直流项, 频域干涉谱信号可以表示为

$$S_{\text{int}}(k) = 2\text{Re} \left\{ \sum_n \sqrt{I_n(k)} I_r(k) \exp[i\varphi(k, z_n)] \right\} = 2\text{Re} \left\{ \sum_n \sqrt{I_n(k)} I_r(k) \exp\{i[kz_n + \Phi(k, z_n)]\} \right\}, \quad (1)$$

式中 Re 表示取复数的实部, I_n 为样品第 n 层的散射光强, I_r 为参考臂的反射光强, z_n 为样品第 n 层相对于参考臂反射镜的光程差, $\varphi(k, z_n)$ 是第 n 层散射光相对于参考光的相位差, 包括高阶色散项 $\Phi(k, z_n)$ 。从 (1) 式可以看出, 相位差 $\varphi(k, z_n)$ 包括 kz_n 和高阶色散引入的附加相位 $\Phi(k, z_n)$ 。色散引入的附加相位差使相位失真, 色散补偿就是为了消除该附加相位。

相位差 $\varphi(k, z_n)$ 可以用泰勒级数展开为

$$\begin{aligned} \varphi(k, z_n) = \beta_n(k) z_n = & \{ \beta_n(k_0) + \beta'_n(k_0)(k - k_0) + \beta''_n(k_0) \times \frac{(k - k_0)^2}{2!} + \beta'''_n(k_0) \times \frac{(k - k_0)^3}{3!} + \dots \} z_n = \\ & \{ n_n(k_0) k_0 + n_{g,n}(k_0)(k - k_0) + \beta''_n(k_0) \times \frac{(k - k_0)^2}{2!} + \beta'''_n(k_0) \times \frac{(k - k_0)^3}{3!} + \dots \} z_n, \end{aligned} \quad (2)$$

式中 β_n 为 z_n 处的有效传播常数, n_n 为 z_n 处的有效相折射率, $n_{g,n}$ 为 z_n 处的有效群折射率, β'_n 为 z_n 处的二阶有效色散系数, β'''_n 为 z_n 处的三阶有效色散系数。

由于探测光到达 z_n 之前经过了样品中不同的结构层, 每层具有不同的折射率, 所以上述有效传播常数

不是 z_n 处的真实传播常数,而是到达 z_n 处的总光程折合几何距离为 z_n 后的平均传播常数,有效折射率和有效色散系数的含义与此相同。(2)式中二阶及二阶以上相位项就是色散相位,色散补偿的目的就是消除二阶、三阶等高阶色散相位。

2.2 深度分辨色散补偿方法

色散会导致系统纵向分辨率下降,其中二阶色散造成相干包络信号的展宽,三阶色散造成相干包络信号的不对称性扭曲^[11]。样品不同深度 z_n 处有不同的色散系数 β_n'' 和 β_n''' 。对不同深度 z_n 处的散射光产生的干涉信号 $S_{\text{int},n}$ 应采用相应的色散系数进行补偿,以达到最佳的补偿效果,即深度分辨色散补偿。如果对所有深度均采用统一的色散系数进行补偿就可能出现过补偿与欠补偿结果。

为了实现深度分辨色散补偿,需要得到 z_n 处的二阶和三阶有效色散系数 β_n'' 和 β_n''' ,根据色散系数计算出色散引起的附加相位,然后从总的相位差 $\varphi(k, z_n)$ 中减去附加相位。从(2)式可以看出,以 $k - k_0$ 为自变量, $\varphi(k, z_n)$ 包括常量相位 $n_n(k_0)k_0 \times z_n$,线性

相位 $n_{g,n}(k_0)(k - k_0)z_n$,二次相位 $\beta_n''(k_0) \times \frac{(k - k_0)^2}{2!} \times z_n$,三次相位 $\beta_n'''(k_0) \times \frac{(k - k_0)^3}{3!} \times z_n$ 和更高次相位。以 $k - k_0$ 为自变量,对 $\varphi(k, z_n)$ 作多项式拟合,可以得到的二次项系数 β_n'' 和三次项系数 β_n''' 。

图1是深度分辨色散补偿方法的数据处理流程图。首先,对 OCT 频域干涉谱信号沿波矢 k 轴作 IFT 得到样品原始的 A-line 信号;然后,通过空间滤波得到不同深度 z_n 处的结构层信号包络,并将这个包络信号沿深度 z 轴做傅里叶变换(FT)得到不同深度 z_n 处的干涉谱信号;以波矢色散量 $k - k_0$ 为自变量对该干涉谱信号进行数值拟合,得到二阶、三阶的有效色散系数 β_n'' 、 β_n''' ;利用二阶、三阶的有效色散系数计算色散相位,从总的相位差 $\varphi(k, z_n)$ 中减去色散相位得到色散补偿后的干涉谱信号;叠加的不同深度 z_n 处的干涉谱信号,并沿波矢 k 轴作 IFT 就得到了经过深度分辨色散补偿的样品 A-line 信号。

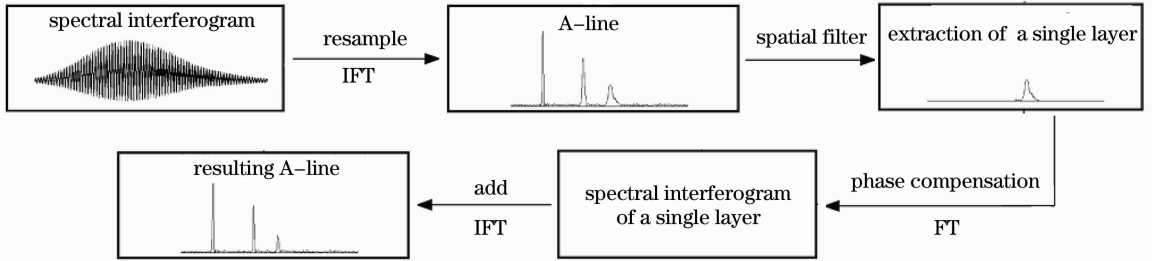


图1 深度分辨色散补偿方法的流程图

Fig.1 Flow chart of depth resolved dispersion compensation method

在进行深度分辨色散补偿时,需要选取适当的空间滤波窗口中心位置和宽度来获得对应于不同深度处的干涉信号。在空间滤波时首先设定一个阈值,然后按照从大到小的顺序依次找到 A-line 信号中强度高于该阈值的各极大值的位置,以各极大值位置为中心向两边扩展,直到强度小于或等于设定的阈值时,以此时的宽度作为滤波窗宽度。这里阈值的设定很重要,如果过高,可能会使某些结构层的信息丢失,如果太低则可能导致窗口宽度太宽削弱深度色散补偿效果。这里选择每一个 A-line 信号的噪声平均值与该信号的两倍标准差之和作为阈值^[11]。

由于该方法采用多项式拟合得到某一深度处的有效色散系数,此色散系数反应的是到达该深度处光路中总的色散失配,所以该方法不仅可以补偿样

品自身的色散影响,也可以补偿探测臂和参考臂之间的光路色散失配。

3 模拟和实验

利用计算机模拟分析色散补偿的效果。设频域 OCT 系统的宽带光源的中心波长为 840 nm,半峰全宽(FWHM)为 50 nm;系统在空气中的理论纵向分辨率约为 $6.2 \mu\text{m}$ 。模拟一个有三层散射层的样品:第一层是厚度为 1.2 mm 的 K9 玻璃,第二层是厚度为 1.2 mm 的水,第三层是厚度为 0.03 mm 的 K9 玻璃,样品上表面距离等光程处 0.2 mm。如图 2 所示,样品有 z_1 , z_2 , z_3 和 z_4 四个界面。表 1 给出了空气、水和 K9 玻璃在 840 nm 波长处的二阶、三阶色散系数^[13]。

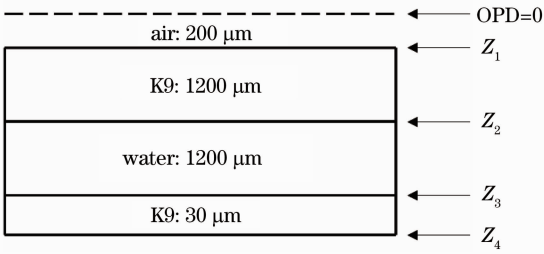


图 2 模拟样品的结构

Fig. 2 Structure of the simulated sample

表 1 空气、K9 玻璃和水在 840 nm 波长处的二阶和三阶色散系数

Table 1 2nd and 3rd-order dispersion coefficient of air, K9 glass and water at wavelength 840 nm

	β'' (fs ² /μm)	β''' (fs ³ /μm)
Air	0	0
K9 glass	0.041	0.030
Water	0.021	0.040

通过对 $S_{int}(k)$ 沿 k 轴作 IFT 得到样品未经色散补偿的原始 A-line 信号,如图 3(a) 所示。由于色散的影响,样品各界面处的包络均有展宽。理论上,系统在 z_3 处的纵向分辨率约为 $4.1 \mu\text{m}$,但色散引起的展宽导致 z_3 和 z_4 处的包络叠加而不可分辨。

采用本文提出的深度分辨色散补偿方法对 $S_{int}(k)$ 进行数据处理得到色散补偿后的 A-line 信号,如图 3(b)所示。可见,通过深度分辨色散补偿, z_1 处的点扩展函数包络 FWHM 由 $20.7 \mu\text{m}$ 减小为 $10.6 \mu\text{m}$, z_2 处的点扩展函数包络 FWHM 由 $22.5 \mu\text{m}$ 减小为 $9.8 \mu\text{m}$, z_3 处的点扩展函数包络 FWHM 由 $23.1 \mu\text{m}$ 减小为 $12.2 \mu\text{m}$;各界面处的色散均得到了较好的补偿,系统分辨率提高,原本叠加在一起不可分辨的 z_3 和 z_4 两处界面也可分辨。

作为对比,同时采用迭代色散补偿算法,使用统一的色散系数进行色散补偿,得到样品的 A-line 信号,如图 3(c)所示。从图中可见,迭代补偿算法的补偿效果并不理想。 z_2 处的点扩展函数包络 FWHM 为 $26.8 \mu\text{m}$,稍微变大,这是由于采用的统一色散系数大于 z_2 处的实际色散系数,出现过补偿。 z_3 和 z_4 两处界面无法分辨,这是由于统一色散系数小于此处的实际色散系数,导致欠色散补偿。

对比以上模拟结果可知,采用深度分辨色散补偿方法可以避免采用统一的色散系数进行补偿所带来的过补偿与欠补偿,在样品不同深度处都可以达到较好的补偿效果。

为验证提出的深度分辨色散补偿方法的有效性,

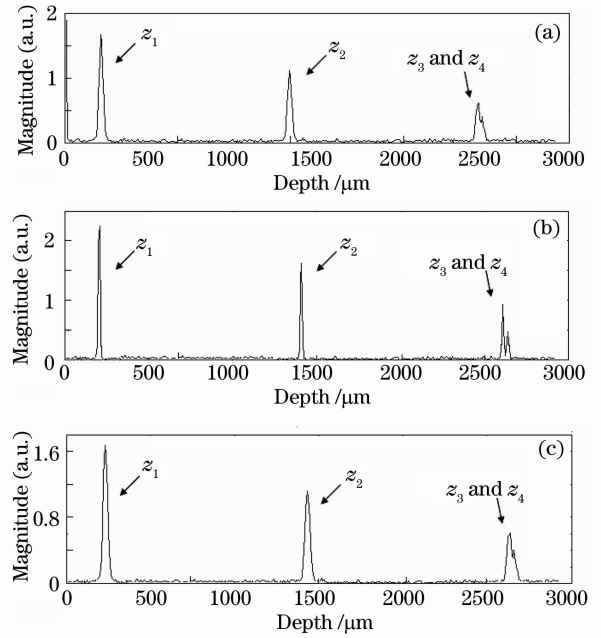


图 3 模拟样品的 A-line 信号。(a) 没有经色散补偿的原始信号;(b) 经深度分辨色散补偿的信号;(c) 采用迭代统一色散补偿的信号

Fig. 3 A-line signal of simulated sample. (a) Signal without dispersion compensation; (b) signal with depth resolved dispersion compensation; (c) signal compensated with uniform dispersion coefficient

搭建如图 4 所示的频域 OCT 系统。被测样品由两个叠放在一起的玻璃片构成(每片厚度为 $150 \mu\text{m}$, 折射率为 1.5),两个玻璃片之间充满纯净水,间距为 $88 \mu\text{m}$ 。系统的光源为一个超辐射发光二极管(中心波长为 840 nm , FWHM 为 50 nm , 功率为 10 mW)。光谱仪由衍射光栅(光栅密度 1200 lp/mm),准直透镜(焦距 60 mm),聚焦透镜(焦距 100 mm)和高速线

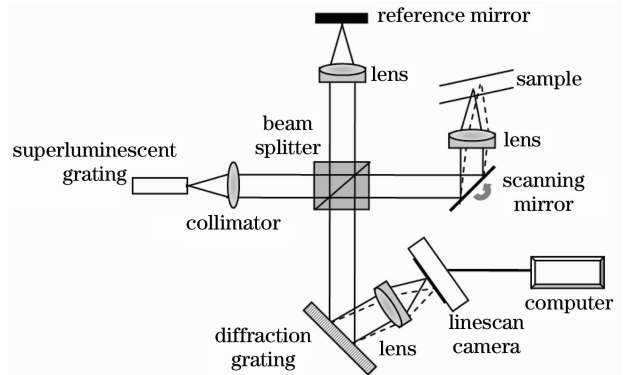


图 4 基于深度分辨色散补偿的光学相干层析成像系统示意图

Fig. 4 Schematic diagram of Fourier domain optical coherence tomography system based on depth resolved dispersion compensation

阵 CCD(AVIIVA SM2 1428, 2048 pixel, 最大线速率 28 kHz)组成。该频域 OCT 成像系统在空气中的理论纵向分辨率为 $6.2 \mu\text{m}$, 但由于色散等因素, 实际纵向分辨率测量值在 $30 \mu\text{m}$ 左右。

图 5 对比了没有经过色散补偿和使用深度分辨色散补偿后的样品 B-scan 信号。比较图 5(a), (b) 可以看出经过深度分辨色散补偿的各层界面处的点扩展函数包络宽度均有变小, 反射层界面均变得清

晰。图 6 对比了没有经过色散补偿和使用深度分辨色散补偿后的样品的一条 A-line 信号。比较图 6(a), (b), 没有经过色散补偿的各反射层处纵向分辨率为 $32 \mu\text{m}$ 左右, 经过深度分辨色散补偿的各反射层处纵向分辨率为 $25 \mu\text{m}$ 左右, 纵向分辨率提高了 21%。可见, 使用深度分辨色散补偿方法, 样品不同深度处都能达到较好的色散补偿效果。

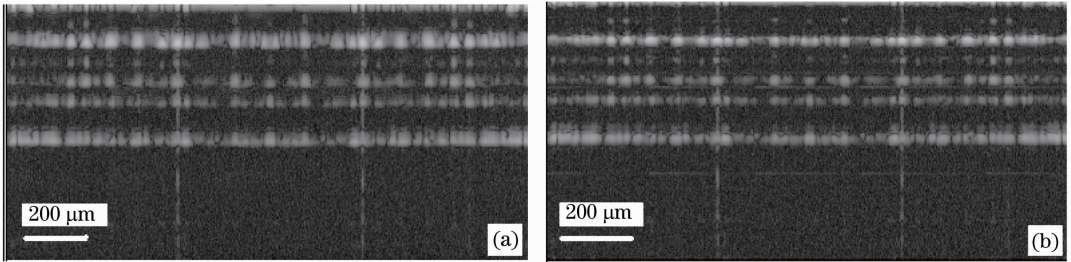


图 5 两片叠放玻璃片的 B-scan 信号。(a)没有经色散补偿的原始信号;(b)经深度分辨色散补偿的信号

Fig. 5 B-scan signal of two piled slices of glass. (a) Original signal without dispersion compensation; (b) signal with depth resolved dispersion compensation

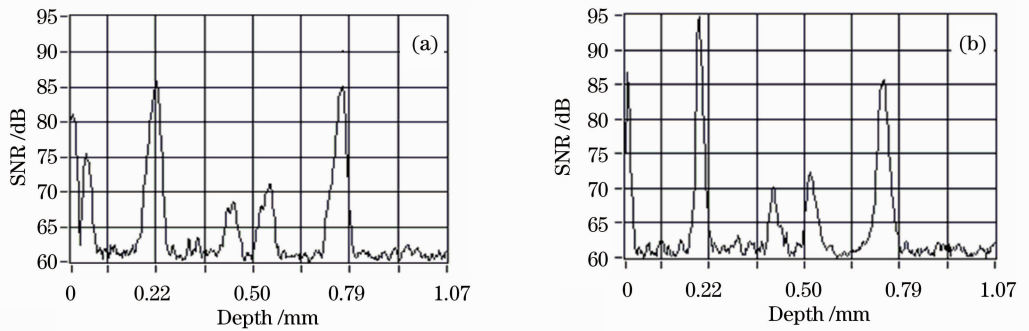


图 6 两片叠放玻璃片的 A-line 信号。(a)没有经色散补偿的原始信号;(b)经深度分辨色散补偿的信号

Fig. 6 A-line signal of two piled slices of glass. (a) Original signal without dispersion compensation; (b) signal with depth resolved dispersion compensation

4 结 论

提出了一种深度分辨的色散补偿方法, 用于在全深度探测范围内提高频域光学相干层析成像的纵向分辨率。通过对多层反射结构样品的模拟和实验, 初步验证了该方法的有效性。该方法可以补偿样品中不同反射层深度处的色散, 避免了采用统一色散系数进行补偿引起的过补偿和欠补偿, 有望在超高分辨率频域 OCT 中得到应用。相对于传统频域 OCT 色散补偿方法, 深度分辨色散补偿方法需要更多的计算时间, 未来拟采用高速图像计算芯片结合并行算法来提高该方法的计算速度。同时, 还将开展该方法在复杂生物组织在体成像中的实验研究, 进一步验证该方法的实用性。

参 考 文 献

- 1 David Huang, Eric A. Swanson, Charles P. Lin *et al.*. Optical coherence tomography [J]. *Science*, 1991, **254** (5035): 1178~1181
- 2 G. J. Tearney, M. E. Brezinski, B. E. Bouma *et al.*. In vivo endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography[J]. *Science*, 1997, **276**(5321): 2037~2039
- 3 Yoshiaki Yasuno, Takashi Endo, Shuichi Makita *et al.*. Three-dimensional line-field Fourier domain optical coherence tomography for in vivo dermatological investigation [J]. *J. Biomed. Opt.*, 2006, **11**(1): 014014
- 4 Takashi Endo, Yoshiaki Yasuno, Shuichi Makita. Profilometry with line-field Fourier-domain interferometry[J]. *Opt. Express*, 2005, **13**(3): 695~701
- 5 Bu Peng, Wang Xiangzhao, Osami Sasaki. Fourier-domain optical coherence tomography based on sinusoidal phase modulation[J]. *Acta Optica Sinica*, 2007, **27**(8): 1470~1474
步 鹏, 王向朝, 佐佐木修己. 正弦相位调制的频域光学相干层析成像[J]. *光学学报*, 2007, **27**(8): 1470~1474
- 6 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
- 7 Yang Liu, Wang Chuan, Ding Zhihua *et al.*. Image reconstruction in dioptric media for spectral domain optical coherence tomography[J]. *Chinese J. Lasers*, 2011, **38**(5): 0504001
- 杨 柳, 王 川, 丁志华等. 屈光介质中谱域光学相干层析成像的重构[J]. *中国激光*, 2011, **38**(5): 0504001
- 8 Tong Wu, Zhihua Ding, Kai Wang *et al.*. Swept source optical coherence tomography based on non-uniform discrete Fourier transform[J]. *Chin. Opt. Lett.*, 2009, **7**(10): 941~944
- 9 W. Drexler, U. Morgner, F. X. Kartner *et al.*. In vivo ultrahigh-resolution optical coherence tomography[J]. *Opt. Lett.*, 1999, **24**(17): 1221~1223
- 10 A. Fercher, C. Hitzenberger, M. Sticker *et al.*. Numerical dispersion compensation for partial coherence interferometry and optical coherence tomography[J]. *Opt. Express*, 2001, **9**(12): 610~615
- 11 M. Wojtkowski, V. Srinivasan, T. Ko *et al.*. Ultrahigh-resolution, high-speed, fourier domain optical coherence tomography and methods for dispersion compensation[J]. *Opt. Express*, 2004, **12**(11): 2404~2422
- 12 Daniel L. Marks, Amy L. Oldenburg, J. Joshua Reynolds *et al.*. Autofocus algorithm for dispersion correction in optical coherence tomography [J]. *Appl. Opt.*, 2003, **42**(16): 3038~3046
- 13 A. G. Van Engen, S. A. Diddams, T. S. Clement. Dispersion measurements of water with white-light interferometry [J]. *Appl. Opt.*, 1998, **37**(24): 5679~5686

栏目编辑: 韩 峰