

文章编号: 0258-7025(2009)02-0503-06

20 kHz 扫频光学相干层析系统

吴 彤 丁志华

(浙江大学现代光学仪器国家重点实验室, 浙江 杭州 310027)

摘要 研制了扫频光学相干层析技术(SS-OCT)系统。该系统基于快速扫频激光光源,将轴向扫描频率由原来时域光学相干层析技术(OCT)系统的 500 Hz 提高到 20 kHz。采用了基于 OCT 系统本身的预标定方法,实现了波数空间的线性校正。针对扫频光源光谱的非高斯型分布,对干涉光谱实施了基于窗口函数的光谱整形。对于干涉光谱中的直流项和自相关项,除了采用平衡探测共模抑制外,还运用了减除平均值的软件处理方法。系统纵向分辨率 14 μm ,横向分辨率 12 μm ,在空气介质中的成像深度 3.9 mm,利用研制的 SS-OCT 系统,成功实现了手指组织样品的快速 OCT 成像。

关键词 医用光学与生物技术;光学相干层析成像;扫频光源;波数校正;分辨率

中图分类号 TN247 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/CJL20093602.0503

Development of 20 kHz Swept Source Optical Coherence Tomography System

Wu Tong Ding Zhihua

(State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation, Zhejiang University, Hangzhou, Zhejiang 310027, China)

Abstract The self-developed swept source optical coherence tomography (SS-OCT) system is reported. Based on a high speed scanning laser source, the system realizes high speed A-scan rate of 20 kHz from 500 Hz A-scan rate of time-domain OCT. To realize linear calibration of wave number space, a pre-calibration method based on the SS-OCT system is used. Because of the non-Gaussian spectrum output of the swept source, a method based on window function is used for spectrum reshaping in the spectrum domain. To eliminate the direct current (DC) and auto-correlation term in the interference spectrum, the common-rejection of balanced detection, and a software method of subtract the mean value were used. The axial and lateral resolution of the SS-OCT system achieves 14 μm and 12 μm , respectively. The ranging depth of the SS-OCT achieves 3.9 mm. High speed optical coherence tomography images of finger-pad organism using the SS-OCT system were obtained.

Key words medical optics and biotechnology; optical coherence tomography; swept source; wave number calibration; resolution

1 引言

光学相干层析(OCT)技术^[1]是一种新型的生物学医学光学成像方式,它可以对被测样品进行在体的无损成像。由于其高分辨率、非侵入和无辐射等优点,OCT已经在许多领域有着广泛的应用,具有良好的发展前景^[2~5]。

成像速度是 OCT 技术发展的重要指标。早期的 OCT 技术,通过测量回波时间延迟来确定反射

或散射光发自样品中的深度位置,称之为时域 OCT^[6]。为了获得深度信息,需要对参考臂中的反射镜进行机械扫描以改变光程,导致了时域 OCT 的低速性^[2]。Fercher 等^[7~9]提出的基于频谱域干涉技术的傅里叶域 OCT 技术,包括谱域 OCT(SD-OCT)和频域 OCT(或扫频 OCT,SS-OCT)。谱域 OCT 通过增加干涉光谱的并行探测维度来实现深度信息的即时提取,成像速度因而可以极大地提高。

收稿日期:2008-02-20;收到修改稿日期:2008-05-15

基金项目:国家 863 计划(2006AA02Z4E0)和国家自然科学基金(60878057,60478040)资助课题。

作者简介:吴 彤(1984-),男,河北人,博士研究生,主要从事生物学医学光学方面的研究。

E-mail:wutong1984@gmail.com

导师简介:丁志华(1967-),男,浙江人,研究员,博士生导师,主要从事生物学医学光学方面的研究。

E-mail:zh_ding@zju.edu.cn(通信作者)

但是,谱域 OCT 能否真正突破现行时域 OCT 的性能,关键是光谱仪的光谱分辨率与光谱范围,以及线阵探测器的灵敏度与动态范围,同时涉及仪器成本的提高。频域 OCT 具备谱域 OCT 同样的快速成像能力,同时兼有时域 OCT 的点探测优势,因此,傅里叶域 OCT 技术是提高 OCT 成像速度的主要途径。在时域 OCT 中,尽管成像物镜同时照亮整个样品深度范围,但只有样品臂中与参考臂的光程差小于光源相干长度的少部分后向散射光参与干涉成像,而在傅里叶域 OCT 中,整个样品深度范围内的所有后向散射光同时参与干涉光谱成像,这种深度探测的并行性,根本解决了成像速度提高与分辨单元信号采集时间下降之间的矛盾,能够实现高速成像的同时不降低信噪比^[10,11]。但是,傅里叶域 OCT 技术也存在固有缺陷,如干涉光谱信号中的直流项和样品自相关项、镜像等不利因素。近年来国内外研究学者提出了一系列针对去除直流项、自相关项和镜像的方法^[12~16]。

轴向分辨率是 OCT 技术的核心指标。OCT 轴向分辨率除了与光源光谱的带宽直接相关外,还与光谱形状有关。光源光谱的非高斯型分布,将导致轴向响应函数的展宽和旁瓣的产生,从而降低轴向分辨率,并形成背景噪声。此外,在扫频 OCT 中,轴向分辨率还与干涉光谱的采集方式有关。扫频 OCT 通过对干涉光谱信号的快速傅里叶变换(FFT)获取样品的深度信息,深度方向的空间坐标和光波数是傅里叶变换对。由于快速扫频光源的波数并不具备时间的严格线性关系,这种干涉光谱在波数空间采样的非线性,将导致轴向分辨率的下降,对光谱进行波数空间的线性校正是确保系统轴向分辨率和图像质量的重要环节,校正方法的研究已成为人们关注的热点问题^[17,18]。Jun 等^[17]利用光纤法布里-珀罗干涉仪(FFPI)进行波数空间的校正,该法利用快速扫频光源的部分光通过 FFPI 产生的等频率间隔分布的梳状信号作为校准信号。Huber 等^[18]利用马赫-曾德尔干涉仪(MZI)进行频率校准。该方法对光源输出的光束分出一部分光通过 MZI,能形成校正用的干涉条纹。此干涉条纹的最大值和最小值都是等频率间隔分布的,因此可利用这些最值点进行校准。但是,这些方法都需要引入额外的校准设备,导致成本的提高。

本文采用 20 kHz 快速扫频激光光源,基于迈克尔逊干涉仪和近似平衡探测方式,建立了扫频 OCT 系统。为实现波数空间的线性校正,确保系统

的轴向分辨率和信噪比,采用了基于 OCT 系统本身的预标定方法。该法不需引入额外器件,而是直接利用 OCT 系统的迈克尔逊干涉仪,预先记录平面反射镜样品的干涉光谱信号,形成标定文件。为确保轴向分辨率不因光谱的非高斯型分布而下降,以及抑制可能的旁瓣噪声,在光谱域对干涉光谱信号实施了基于窗口函数的光谱整形。为拓展成像范围,缓解干涉光谱中直流项和自相关项对 OCT 图像的不利影响,除了在硬件上采用近似平衡探测的共模抑制技术外,还在软件上运用了减除平均值的图像处理方法。

2 方法与实验

扫频 OCT 系统装置如图 1 所示。光源采用高速扫描激光光源(HSL-2000, Santec, 扫频速率为 20

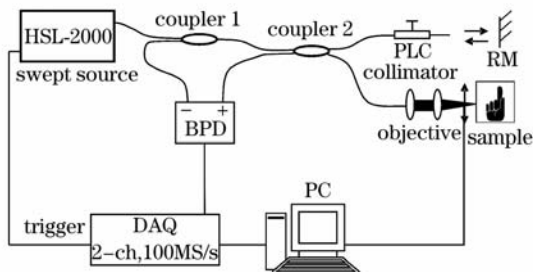


图 1 扫频 OCT 系统图

PLC 是偏振控制器, RM 是参考镜

Fig. 1 Schematic of swept source OCT system

PLC: polarization controller; RM: reference mirror

kHz, 平均输出功率为 10 mW, 中心波长为 1310 nm)。光源输出的光先后通过两个 50/50 光纤耦合器 1 和 2, 分别进入参考臂和样品臂, 其中样品臂由一个光纤准直镜、一个焦距为 40 mm 的双胶合消色差透镜和电动微位移台构成, 实现聚焦光束对样品的横向扫描, 从样品返回的光经原路返回到光纤耦合器 2。参考臂光束先后经过偏振控制器、光纤准直镜、聚焦透镜和平面反射镜(RM), 返回光纤耦合器 2。从耦合器 2 出射的光一臂进入平衡探测器的正输入端, 另一臂再经过耦合器 1 之后进入平衡探测器的负输入端。平衡探测器将探测到的干涉光强信号转换成电信号之后, 输入 NI 数据采集卡(PCI-5122, NI)进行采集, 同时由扫频光源产生的一路触发信号对数据采集进行触发, 采集到的数据通过 PCI 总线传输到电脑内存, 通过光谱校准、光谱整形、减除平均值等过程, 得到 1024 个数据点, 最后经过 FFT 和图像重建得到动态显示的生物组织样品

层析图像^[19]。

干涉光谱的强度为

$$I(k) = P_r + P_o \int_{-\infty}^{+\infty} r^2(z) dz + 2 \sqrt{P_r P_o} \times \int_{-\infty}^{+\infty} r(z) \Gamma(z) \cos[2k(t)z + \varphi(z)] dz \quad (1)$$

其中, P_r 为从参考臂返回到探测器的光功率, P_o 为照射到样品上的光功率, $r(z)$ 和 $\varphi(z)$ 分别代表样品深度方向上反射系数的幅度和相位, $\Gamma(z)$ 为光源相干函数, $k(t)$ 为波数随时间变化的函数, z 代表样品深度坐标。(1)式右边第一项为直流项,代表从参考臂返回的光强,第二项为样品的自相关项,前两项代表不需要的背景和噪声信号,统称为直流项和自相关项,第三项为 OCT 干涉光谱信号,对此项进行从波数空间到深度空间的傅里叶变换,即可获得深度分辨的样品信息。FFT 后的表达式为

$$FT^{-1}[I(k)] = FT^{-1}[S(k)] \otimes \{\delta(z)\} + \frac{1}{2}[a(z) + a(-z)] + \frac{1}{8}AC[a(z) + a(-z)] \quad (2)$$

其中, $S(k)$ 为光源功率谱, AC 项为自相关项 FFT 之后的结果。

由于样品深度坐标 z 和光束波数 k 是一对傅里叶变换对,对等间隔分布的波数对应的干涉光强 I 进行 FFT 才能确保系统轴向分辨率。由于扫频光源输出的激光波数不随时间线性变化,设光源输出光束波数 $k(t)$ 为^[20]

$$k(t) = k_0 + a_1 t + \frac{1}{2} a_2 t^2 + \frac{1}{6} a_3 t^3 + \dots$$

对未进行 k 空间校准的干涉信号直接进行 FFT 将产生 $\exp[i\Phi_z(t)]$ 的一个展宽因子^[20],使系统分辨率降低,因此必须进行 k 空间校准。

采用基于 OCT 系统的干涉仪结构进行光谱预校准。根据干涉极大值公式 $\Delta k \cdot d = 2\pi$,可知当光程差 d 恒定时,产生的干涉信号的极大值之间有恒定的波数间隔,即 $\Delta k = 2\pi/d$,而相邻的极大值点和极小值点之间的间隔为 π/d 。采用略高于干涉频率的奈奎斯特频率的采样率对此干涉信号进行数据采集,利用最近邻域比较算法^[21]获取此干涉条纹极大值点和极小值点对应的采样点位置,这些点的位置即为等波数间隔分布。做 OCT 成像时将采集到的 OCT 干涉信号中对应于这些校准点位置的采样点提取出来,可得到一系列等频率间隔分布的 OCT 干涉信号。实验中使用一块平面反射镜作为样品,

测试其轴向扫描信号。光谱校准前后,平面镜在不同光程差处的轴向扫描信号如图 2 所示。可以看出,光谱校准之前,对原始干涉信号进行 FFT 之后产生的轴向扫描信号出现展宽现象,系统分辨率较低;且随着光程差加大,展宽情况更加严重,分辨率下降更快。光谱校准之后的轴向扫描信号,随着光程差的加大,能够一直确保较高的系统分辨率。

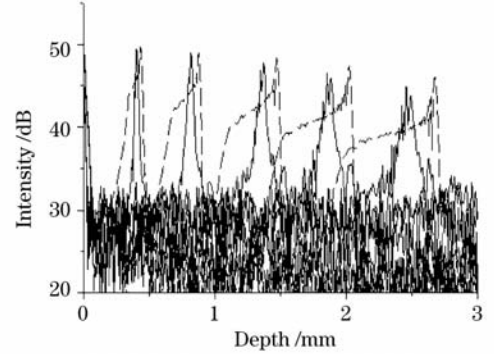


图 2 单层反射镜在不同深度处的点扩散函数
实线和虚线分别代表光谱校准之前和之后的状态
Fig. 2 Point spread function of single reflector at several different depth positions, solid and dock curves represent those before and after spectrum calibration

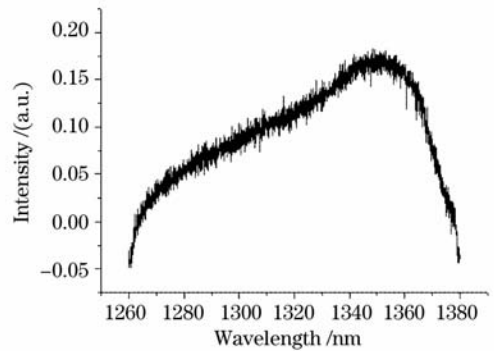


图 3 光源光谱曲线

Fig. 3 Spectrum of swept source

干涉光谱包络形状会影响系统分辨率和旁瓣^[22],光谱整形能减小旁瓣,减少图像中的噪声,提高图像质量。由于扫频光源输出的光谱形状是非高斯型光谱,光谱曲线如图 3 所示,这会影响到图像质量和系统分辨率。采用在光谱域中基于窗口函数的光谱整形方法,对原始干涉光谱与一个合适的窗函数相乘,确保系统的轴向分辨率和信噪比。窗函数采用信号处理中常用的汉宁窗,其表达式为

$$w(k) = \frac{1}{\Delta k} \left(\frac{1}{2} + \frac{1}{2} \cos \frac{\pi k}{\Delta k} \right),$$

光谱整形之后的光谱 $S'(k)$ 与原始光谱的关系为

$$S'(k) = \omega(k) \times S(k).$$

为了检验光谱整形效果,采用平面反射镜作为样品。图 4 为光谱整形前后的单层反射镜的干涉光谱,图 5 为对干涉信号进行 FFT 之后得到的轴向扫描信号。可以看出,光谱整形前后干涉光谱包络有很大差异,在光谱整形之前,干涉光谱包络呈现非高斯型,轴向扫描信号展宽严重,轴向分辨率较低,且峰值出现错位;光谱整形之后,干涉光谱具有汉宁包络,轴向扫描信号的半峰全宽(FWHM)大大减小,轴向分辨率改善。

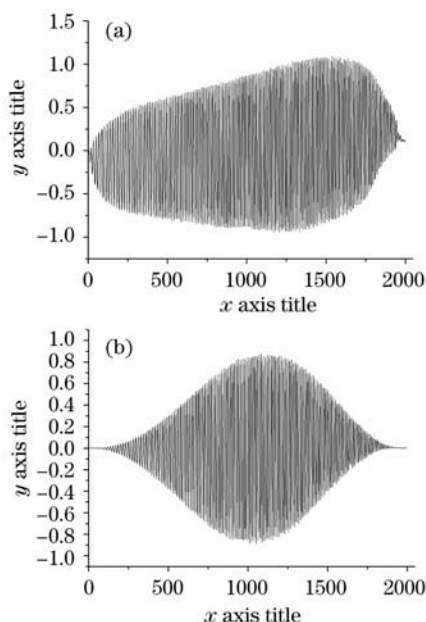


图 4 光谱整形前后的单层反射镜的干涉光谱图

Fig. 4 Single mirror's interference spectra before(a) and after(b) spectral reshaping

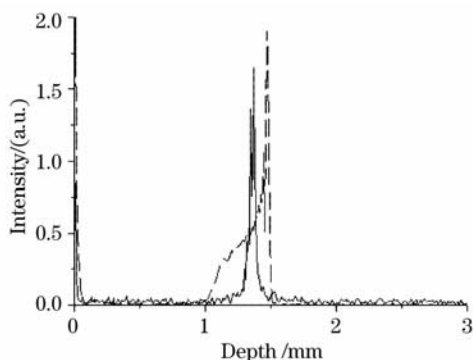


图 5 光谱整形前(虚线)后(实线)平面镜的轴向扫描信号

Fig. 5 A-scan signal of single mirror before(dot) and after(solid) spectral reshaping

对(1)式做傅里叶变换之后,直流项和自相关项

分别出现在灵敏度最高的零光程及其附近。通常需要将样品图像移开零光程附近以避免样品图像和直流项、自相关项发生混叠,造成灵敏度下降,导致图像模糊。为使样品图像能够更靠近灵敏度较高的零光程位置,扩展成像范围,系统采用可以消除直流项和共模噪声的平衡探测器探测干涉信号。由于系统采用两个 50/50 光纤耦合器,导致进入平衡探测器两个输入端口的光强度不相同,不能将直流项和自相关项完全消除,因此采用软件减除的方法进一步扩展成像范围。将采集到的整个一幅 B-Scan 图像的对应采样点位置的强度值进行平均作为背景信号,分别对每一个采样点减除此平均值,即可减除剩余的直流项和自相关项。图 6 为消除直流项和自相关项前后的手指皮肤 OCT 图像。其中,图(a)为采用非平衡探测获得的图像,图(b)为采用平衡探测但未进行软件减除图像,图(c)为既采用平衡探测又进行软件减除的图像。可以看出,图(a)有较强的直流项和自相关项成分,图(b)中这些干扰项大大减少,但仍有剩余干扰,图(c)完全去除直流项和自相关项,图像质量较高。本图像代表的实际大小为 10 mm×6 mm,一幅 B-Scan 图像由 1024 个 A-Scan 信号组成,获取一幅 B-Scan 图像数据所用的时间约为 0.04 s。

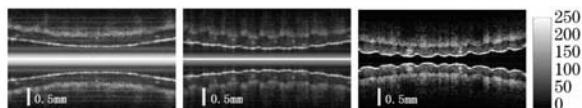


图 6 消除直流项前后手指皮肤的 OCT 图像

(a) 非平衡探测;(b) 平衡探测;(c) 平衡探测加软件减除
Fig. 6 OCT image human finger skin before and after subtraction of DC term. (a), (b), (c) are unbalanced, balanced, balanced and software subtraction images, respectively

图 7 为实际测得的单层反射镜面的点扩散函数及其半峰全宽值,系统的轴向分辨率近似为 $14 \mu\text{m}$,与将有关参量代入公式 $\delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{n \Delta \lambda}$ 计算得到的理论值 $7.2 \mu\text{m}$ 相比基本吻合,FFT 之前的汉宁窗函数造成了实际值与理论值的偏差。样品臂采用焦距为 20 mm 的光纤准直镜和焦距为 40 mm 的物镜,可得横向分辨率为 $\Delta x = \frac{4\lambda}{\pi} \times \frac{f}{d} = 12 \mu\text{m}$ 。

根据扫频 OCT 系统的探测半深度表达式^[23] $\Delta z = \lambda_0^2 / (4n\delta\lambda)$,可知系统在空气介质($n=1$)中能达到的探测深度理论值为 3.9 mm。实验采用多层盖玻片作为样品,已知盖玻片的折射率约 1.5,由公式

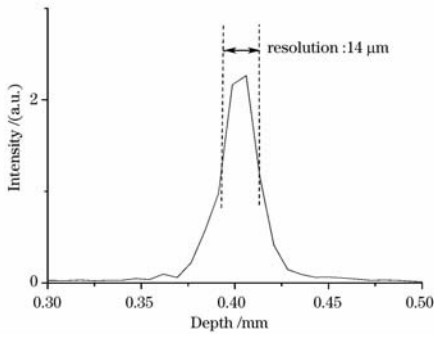


图 7 在深度为 0.4 mm 处实测的纵向分辨率

Fig. 7 Measured longitudinal resolution at the depth of 0.4 mm

计算可得探测深度为 2.44 mm, 成像结果如图 8 所示。该测试样品由 14 层盖玻片组成, 每条亮线代表折射率突变的界面处, 已知每片厚度为 0.175 mm, 经计算成像深度约为 2.45 mm, 与理论值吻合。由图 8 还可看到, 分界面沿轴展宽约为盖玻片间距的 1/10, 由此可估算轴向分辨率为十多个微米量级, 与理论值一致。

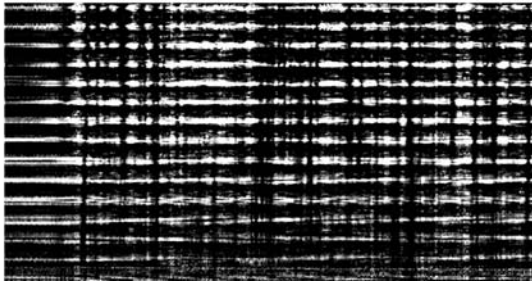


图 8 多层盖玻片叠堆层析图像(5mm×3mm)

Fig. 8 Structural images of ranged cover glasses in OCT(5mm×3mm)

3 结 论

完成了自行研制的扫频 OCT 系统的搭建, 使用中心波长 1310 nm 的扫频光源, 工作在 20 kHz 的扫频速率下, 使本系统能达到 20 kHz 的 A-Scan 速率, 利用提出的光谱校准和光谱整形的方法, 将系统分辨率提高至 14 μm, 横向分辨率 12 μm, 在空气介质中系统成像深度达到 3.9 mm, 从硬件和软件两方面消除直流项和自相关项, 扩展了成像深度, 提高了系统的灵敏度。采用的校准方法不引入额外校准设备, 降低系统成本。利用此套系统, 得到了皮肤的二维层析图像, 获得了预期的结果。

参 考 文 献

- D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin *et al.*. Optical coherence tomography[J]. *Science*, 1991, **254**(5035): 1178~1181
- Yu Xiaofeng, Ding Zhihua, Chen Yuheng *et al.*. Development of fiber-based optical coherence tomographic imaging system [J]. *Acta Optica Sinica*, 2006, **26**(2): 235~238
俞晓峰, 丁志华, 陈宇恒 等. 光纤型光学相干层析成像系统的研制 [J]. *光学学报*, 2006, **26**(2): 235~238
- Meng Jie, Ding Zhihua, Zhou Lin. Axial superresolution in optical coherence tomography [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2008, **37**(3): 533~536
孟 婕, 丁志华, 周 琳. 光学相干层析成像轴向超分辨研究 [J]. *光子学报*, 2008, **37**(3): 533~536
- Yang Yaliang, Ding Zhihua, Yu Xiaofeng *et al.*. Dispersion compensation in OCT system by rapid scanning optical delay line [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2008, **37**(1): 21~24
杨亚良, 丁志华, 俞晓峰 等. OCT 系统中基于快速扫描光学延迟线的色散补偿 [J]. *光子学报*, 2008, **37**(1): 21~24
- Wang Ling, Ding Zhihua, Shi Guohua *et al.*. Fiber-based optical coherence tomography imaging system with rapid scanning optical delay line as phase modulator [J]. *Chinese J. Lasers*, 2008, **35**(3): 472~476
王 玲, 丁志华, 史国华 等. 基于快速扫描延迟线相位调制的光纤型光学相干层析系统 [J]. *中国激光*, 2008, **35**(3): 472~476
- S. Yun, G. Tearney, J. de Boer *et al.*. High-speed optical frequency-domain imaging [J]. *Opt. Express*, 2003, **11**(22): 2953~2963
- F. Fercher, C. K. Hitzenberger, G. Kamp *et al.*. Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry [J]. *Opt. Commun.*, 1995, **117**: 443~448
- G. Hausler, M. W. Lindner. Coherence radar and spectral radar - new tools for dermatological diagnosis [J]. *J. Biomed. Opt.*, 1998, **3**: 21~31
- S. R. Chinn, E. A. Swanson, J. G. Fujimoto. Optical coherence tomography using a frequency-tunable optical source [J]. *Opt. Lett.*, 1997, **22**(5): 340~342
- R. Leitgeb, C. Hitzenberger, A. Fercher. Performance of fourier domain vs. time domain optical coherence tomography [J]. *Opt. Express*, 2003, **11**(8): 889~894
- M. Choma, M. Sarunic, C. Yang *et al.*. Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography [J]. *Opt. Express*, 2003, **11**(18): 2183~2189
- M. Wojtkowski, A. Kowalczyk, R. Leitgeb *et al.*. Full range complex spectral optical coherence tomography technique in eye imaging [J]. *Opt. Lett.*, 2002, **27**(16): 1415~1417
- M. V. Sarunic, B. E. Applegate, J. A. Izatt. Real-time quadrature projection complex conjugate resolved Fourier domain optical coherence tomography [J]. *Opt. Lett.*, 2006, **31**(16): 2426~2428
- J. Zhang, J. S. Nelson, Z. 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
- S. Yun, G. Tearney, J. de Boer *et al.*. Removing the depth-degeneracy in optical frequency domain imaging with frequency shifting [J]. *Opt. Express*, 2004, **12**(20): 4822~4828
- Y. Yasuno, S. Makita, T. Endo *et al.*. Simultaneous B-M-mode scanning method for real-time full-range Fourier domain optical coherence tomography [J]. *Appl. Opt.*, 2006, **45**(8): 1861~1865
- Z. Jun, J. S. Nelson, Z. Chen *et al.*. Swept Source Fourier Domain Optical Coherence Tomography. in *Optical Amplifiers and Their Applications/Coherent Optical Technologies and Applications* [M]. 2006: Optical Society of America
- R. Huber, M. Wojtkowski, J. G. Fujimoto *et al.*. Three-dimensional and C-mode OCT imaging with a compact, frequency swept laser source at 1300 nm [J]. *Opt. Express*,

- 2005, **13**(26): 10523~10538
- 19 E. Brinkmeyer, R. Ulrich. High-resolution OADR in dispersive waveguide[J]. *Electron. Lett.*, 1990, **26**: 413~414
- 20 Christophe Dorrer, Nadia Belabas, Jean-Pierre Likoforman *et al.*. Spectral resolution and sampling issues in Fourier-transform spectral interferometry[J]. *J. Opt. Soc. Am. B.* 2000, **17**:1795~1802
- 21 R. Huber, M. Wojtkowski, K. Taira *et al.*. Amplified, frequency swept lasers for frequency domain reflectometry and OCT imaging: design and scaling principles[J]. *Opt. Express*, 2005, **13**(9): 3513~3528
- 22 F. J. Harris. On the use of windows for harmonic analysis with the discrete Fourier transform[J]. *Proceedings of the IEEE*, 1978, **66**(1):, 51~83
- 23 B. E. Bouma, G. J. Tearney. Handbook of Optical Coherence Tomography [M]. Marcel Dekker, New York, 2002