

正弦相位调制全深度频域多普勒光学 相干层析成像技术

南楠^{1,2} 步鹏³ 李中梁^{1,2} 郭昕^{1,2} 王向朝¹

(¹ 中国科学院上海光学精密机械研究所, 上海 201800
² 中国科学院大学, 北京 100049; ³ 卡尔蔡司光学(上海)有限公司, 上海 200127)

摘要 将多普勒探测与正弦相位调制复频域光学相干层析成像技术(OCT)相结合,建立了基于正弦相位调制的全深度频域多普勒光学相干层析成像系统。利用正弦相位调制 B-M 扫描方法,并采用傅里叶变换结合带通滤波的方法重建复干涉谱信号,获得全深度层析及多普勒图像。成像深度范围扩大为原来的 2 倍,在整幅图像范围内均可获得较高的速度探测灵敏度。基于该系统获得了血流仿体的全深度层析图及全深度多普勒图。实验测量的系统最小可探测速度为 $5.35 \mu\text{m/s}$ 。

关键词 医用光学; 医疗与生物成像; 光学相干层析; 正弦相位调制; 多普勒探测

中图分类号 TN247 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/CJL201441.0204001

Full-Range Fourier Domain Doppler Optical Coherence Tomography Based on Sinusoidal Phase Modulation

Nan Nan^{1,2} Bu Peng³ Li Zhongliang^{1,2} Guo Xin^{1,2} Wang Xiangzhao¹

(¹ Shanghai Institute of Optics and Fine Mechanics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800, China
² University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China
³ Carl Zeiss Shanghai Limited Company, Shanghai 200127, China)

Abstract A full-range Fourier domain Doppler optical coherence tomography (DOCT) system based on sinusoidal phase-modulating method is developed. The system combines Doppler detection with complex Fourier domain OCT. Full-range OCT and Doppler images are achieved using the complex spectral interferogram, which is retrieved based on the sinusoidal phase modulation B-M scanning and the combination of Fourier transform analysis and bandpass filter method. With the system, the depth imaging range is doubled and high velocity sensitivity is available in the whole B-scan image. Full-range OCT and full-range Doppler images of a flow phantom are achieved with the proposed system. The minimum detectable velocity of the system is investigated, which is $5.35 \mu\text{m/s}$.

Key words medical optics; medical and biological imaging; optical coherence tomography; sinusoidal phase modulation; Doppler detection

OCIS codes 170.3880; 170.4500; 120.5060; 120.7250

1 引言

光学相干层析成像(OCT)是一种非侵入的高分辨率光学断层成像技术^[1],在生物学研究与临床医疗领域有着广泛的应用前景。多普勒光学相干层析成

像技术(DOCT)是对 OCT 技术的功能性扩展,将 OCT 与多普勒成像相结合形成一种新型生物医学光学成像技术。该技术在非侵入地获得生物组织内高分辨率层析结构的同时,还可提供组织内深度分辨的

收稿日期: 2013-07-15; **收到修改稿日期**: 2013-09-29

基金项目: 国家自然科学基金(61205102,60938003,61275207)

作者简介: 南楠(1982—),女,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: nan8219@126.com

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)

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

血流等动态信息^[2],已在人眼视网膜微循环成像^[3]、动物胚胎的心血管发育过程的动态成像^[4]以及光子动力学治疗的监测^[5]等许多方面得到了应用。

初期的 DOCT 主要基于时域 OCT 技术,需要参考臂机械式扫描,限制了成像速度。近期的频域多普勒光学相干层析成像(FDOCT)基于频域 OCT 技术,无需参考臂扫描,具有更快的成像速度和更高的探测灵敏度,正逐渐取代传统时域 DOCT 成为主要的 DOCT 成像方式。然而,频域 OCT 在对探测的实数干涉谱信号进行逆傅里叶变换时会产生与被测物体真实结构图像关于零光程差位置对称分布的复共轭镜像。镜像问题的存在制约着频域 OCT 的应用:实际测量中,当零光程差位置处于被测物体内部时,镜像的混叠会导致真实图像难以识别;若将零光程差位置移到物体外部,则系统成像深度范围会缩小为原来的一半^[6],而且限制了系统信噪比最高的零光程差附近区域的利用,进而限制了与系统信噪比相关的最小可探测速度。

为了消除镜像,全深度复频域光学相干层析成像方法被提出^[7-11]。该方法通过重建干涉谱条纹,并对其进行傅里叶变换获得层析图,避免了镜像的产生。其中,同步 B-M 扫描法^[9]通过在横向扫描(B-扫描)样品的同时引入相位调制(M-扫描),一次横向扫描就可以获得一幅全深度的二维层析图,在不增加系统复杂度的情况下缩短了数据采集时间,更适合用于生物样品的在体测量。将该方法应用于 DOCT,即可实现全深度探测的 DOCT,从而可以通过将被测样品置于零光程差位置附近,获得高的系统信噪比和速度探测灵敏度。然而由于该方法多采用线性相位调制^[12],线性相位调制时锯齿波的调制信号使调制频率受到限制,无法实现高速探测。若使用三角波调制信号可以提高调制频率,但是在一个 B-扫描图像中的调制频率不恒定,会出现图像不连续。也可以采用抛物线相位调制^[13],但是调制幅度较大,被测样品将与系统信噪比最高的零光程差位置较远。

本研究前期工作曾证明了正弦相位调制 B-M 扫描的复频域 OCT 在体测量中的应用^[14],并优化了系统参数。本文将前期工作与多普勒探测相结合,建立了基于正弦相位调制的复频域 DOCT 系统。镜像的消除使被测样品始终处于系统信噪比较高区域,可以获得较高的速度探测灵敏度。DOCT 的性能通过与复频域 OCT 的结合得到了提高。该系统继承了正弦相位调制复频域 OCT 调制幅度较小、始终在零光程

差位置附近的优点,整幅图像(B-扫描)内均可获得较高的速度探测灵敏度。基于该系统实现了对血流仿体的全深度结构层析成像及全深度多普勒成像,并实验测量了系统的最小可探测速度。

2 实验原理

2.1 基于正弦相位调制的全深度频域多普勒 OCT 的基本原理

采用正弦 B-M 扫描法,在对样品横向扫描的同时,通过压电陶瓷(PZT)带动干涉仪参考臂反射镜沿轴向做正弦振动,生成随横向扫描时间(位置)变化的正弦相位调制干涉谱信号^[14]。内部具有运动的被测样品的正弦相位调制干涉谱信号可表示为

$$I(k, t) = I_0(k) + 2 \sum_n S(k) \cdot \sqrt{R_{S_n} R_R} \cos[\phi_n(t) + z \cos(\omega_c t + \theta)], \quad (1)$$

式中: $I_0(k)$ 为参考镜与样品反射强度之和, k 为波数; $S(k)$ 为光源光谱密度函数; R_{S_n} 与 R_R 分别为样品第 n 层反射面的反射率与参考镜反射率; $\phi_n(t) = 2k(z_n + V_n t)$, z_n 是样品第 n 层反射面与参考面的单程光程差, V_n 是样品内流体运动速度, t 为时间变量,表示探测光束扫描到被测样品不同横向探测点所对应的时间; $z = 2ka$ 为调制深度, a 为 PZT 振动的振幅, $\omega_c = 2\pi f_c$ 为 PZT 正弦调制角频率, f_c 为正弦调制频率, θ 为初始相位。将(1)式对时间 t 作傅里叶变换后得到干涉信号的时间频谱,以正弦相位调制干涉信号的基频与倍频为中心分布的频谱分量为

$$F(k, \omega - \omega_c) = -J_1(z) \exp(i\theta) \mathcal{F}_t \left\{ \sum_n B_n \sin[\phi_n(t)] \right\}, \quad (2)$$

$$F(k, \omega - 2\omega_c) = -J_2(z) \exp(i2\theta) \mathcal{F}_t \left\{ \sum_n B_n \cos[\phi_n(t)] \right\}, \quad (3)$$

式中 J_m 是 m 阶贝塞尔函数, $\mathcal{F}_t(\cdot)$ 表示对时间 t 作傅里叶变换, $B_n = 2S(k) \sqrt{R_{S_n} R_R}$ 。在基频与倍频分量中不仅包含被测样品的结构信息,而且包含样品内流体运动速度的信息,表现为各分量时间频谱的展宽。以滤波带宽分别为 $(\omega_c/2 < \omega < 3\omega_c/2)$ 和 $(3\omega_c/2 < \omega < 5\omega_c/2)$ 的两个带通滤波器滤出基频与倍频分量进行时间 t 的逆傅里叶变换,即可计算出复频域干涉谱 $\tilde{I}(k, t)$:

$$\tilde{I}(k, t) = \sum_n B_n \cos \phi_n(t) - j \sum_n B_n \sin \phi_n(t). \quad (4)$$

$\tilde{I}(k, t)$ 对 k 作逆傅里叶变换得

$$\tilde{I}(z, t) = \mathcal{F}_k^{-1}[\tilde{I}(k, t)] = \mathcal{F}_k^{-1}\left\{2 \sum_n S(k) \sqrt{R_{S_n} R_R} \exp[j\phi_n(t)]\right\} = \sum_n 2\Gamma[2(z_n + v_n t)] \sqrt{R_{S_n} R_R} \exp[j2k_0(z_n + v_n t)], \quad (5)$$

式中 $\mathcal{F}_k^{-1}(\cdot)$ 表示对波数 k 作逆傅里叶变换, $\Gamma(z) = \mathcal{F}_k^{-1}[S(k)]$ 为光源自相关函数, k_0 为光源的中心波数。 $\tilde{I}(z, t)$ 的幅值表示了被测样品的全深度(A-扫描)结构图。利用相位解析法计算多普勒相移^[12]

$$\Delta\varphi(z_a, t_b) = \arctan\left\{\frac{\text{Im}\left[\sum_{m=a}^{a+M} \sum_{n=b}^{b+N} \tilde{I}(z_m, t_n) \tilde{I}^*(z_m, t_{n+1})\right]}{\text{Re}\left[\sum_{m=a}^{a+M} \sum_{n=b}^{b+N} \tilde{I}(z_m, t_n) \tilde{I}^*(z_m, t_{n+1})\right]}\right\}, \quad (6)$$

式中 a 与 b 分别为深度坐标 z 与水平坐标 t 的序号, M 与 N 分别为计算多普勒频移时进行深度方向与横向平均的点数(也就是平均窗口的深度和长度)。被测样品不同深度处流体的运动速度可表达为

$$V(z) = \frac{\lambda_0 \Delta\phi(z)}{4\pi n T \cos \theta}, \quad (7)$$

式中 λ_0 为光源的中心波长, n 为样品内部的折射率, T 为相邻两次测量的时间间隔, θ 为入射光束与运动速度的夹角。

由于样品的运动引起的频移会使正弦相位调制的时间频谱中各频率分量展宽, 利用带通滤波器获得正交分量的好处在于可以允许一定速度范围内的样品运动, 因此可以对动态样品进行成像进而获得多普勒图像。滤波器的带宽决定了多普勒图像的最大可探测速度, 滤波带宽越大, 最大可探测速度越大; 然而滤波带宽越大也意味着影响相位解调的各种动态噪声(如样品结构噪声、运动噪声等)均可能进入滤波器内, 这将降低镜像消除效果。这里为了获得尽量大的最大可探测速度, 两个滤波带宽取到最大。

2.2 最小可探测速度

当计算多普勒频移的数据时间间隔 T 与入射光与运动速度夹角 θ 不变时, 系统的速度探测灵敏度即为最小可探测速度 V_{\min} , 它由最小可探测相位差 $\Delta\varphi_{\min}$ 决定, 即 $V_{\min} = \frac{\lambda_0 \Delta\varphi_{\min}}{4\pi n T \cos \theta}$ 。最小可探测相位差取决于相位稳定性, 可由相位误差随时间变化的标准偏差定量描述^[15]

$$\Delta\varphi_{\min} = \sigma_{\text{phase}} = \sqrt{\sigma_{\Delta\phi}^2 + \sigma_{\Delta x}^2}, \quad (8)$$

$$\sigma_{\Delta\phi} = R_{SN}^{-1/2}, \quad (9)$$

$$\sigma_{\Delta x} = \sqrt{\frac{4\pi}{3} \left\{1 - \exp\left[-2 \left(\frac{\Delta x}{d}\right)^2\right]\right\}}, \quad (10)$$

式中 σ_{phase} 是测量相位差的标准偏差, $\sigma_{\Delta x}$ 是扫描引起的横向位置变化的标准偏差, R_{SN} 是系统的信噪比,

Δx 是相邻 A-line 的横向扫描距离, d 是探测光束焦斑直径。增大信噪比或减小横向移动距离相对于探测光斑的比值都可以提高相位稳定性, 获得更小的最小可探测速度。

FDOCT 系统的信噪比随与零光程差位置距离的增加而降低。由于光谱仪探测器受到像素尺寸的限制, 相当于在干涉谱上卷积一个宽度为光谱仪分辨率的矩形或高斯型窗口, 逆傅里叶变换后转换为对原空间分布函数加上一个 sinc 或高斯型函数包络^[6,16]。若将光谱仪有限光谱分辨率的窗口设为高斯型, 其半峰全宽为光谱分辨率 δk , 则有

$$I(k) \otimes \exp\left[-\frac{4(\ln 2)k^2}{(\delta k)^2}\right] \leftrightarrow i(z) \cdot \exp\left[-\frac{z^2(\delta k)^2}{4(\ln 2)}\right], \quad (11)$$

式中 $I(k)$ 为不受光谱分辨率影响的理想干涉谱信号, $i(z) = \mathcal{F}^{-1}[I(k)]$ 为干涉谱的逆傅里叶变换, $z = 2z$ 为轴向光程长度。由于高斯型包络的作用, 信号强度随着与零光程差位置距离的增加而降低, 噪声环境不变时系统的信噪比及受其影响的最小可探测速度也随之降低。

为了利用信噪比最高的零光程差附近位置, 需要消除镜像的干扰, 应采用全深度频域 OCT 技术。相对于线性相位调制或抛物线型相位调制, 正弦相位调制的调制幅度较小且始终在零光程差位置附近, 因此基于正弦相位调制的全深度频域多普勒 OCT 可以在整幅二维多普勒图像中均具有较小的最小可探测速度及较高的信噪比。而且正弦相位调制比线性相位调制更容易实现高速扫描且调制误差较小。

另外, B-扫描的横向移动距离也会影响最小可探测速度, 横向移动距离相对于探测光斑的比值越小, 最小可探测速度越高。因此在 B-扫描时应采用密集采样, 即一个光斑中采集多个数据, 这将增加每个 B-扫描中的 A-扫描数量, 对于正弦相位调制没有

影响。因此,基于正弦相位调制的全深度多普勒复频域 OCT 适用于具有较小速度的样品测量。

3 实验与结果

建立了如图 1 所示的光纤型全深度多普勒复频域 OCT 系统。该系统中宽带光源(SLD)(中心波长 $\lambda_0=840\text{ nm}$,带宽 $\Delta\lambda=50\text{ nm}$)发出的光经 50/50 光纤耦合器分别射入参考臂与样品臂。参考臂端光纤输出的光经准直后照射在参考镜上。参考镜固定在 PZT 上。在横向扫描过程中 PZT 控制参考镜沿轴向作正弦运动,在干涉信号中加入正弦相位调制。参考臂光路中的中性密度滤波片用来衰减参考镜反射光的强度,色散补偿片用来补偿参考臂与样品臂光路引入的色散差异。样品臂光纤输出的光经准直后通过振镜,被物镜聚焦在样品上。振镜的转轴轴

心位于物镜的前焦面形成近似远心光路,保证在扫描样品时不引入额外的相移。参考镜与样品返回的散射光重新被耦合进光纤,互相干涉并通过光纤耦合器进入光栅光谱仪中。光谱仪包含两个消色差透镜分别将入射光准直照射在反射式光栅上以及将光栅出射的光聚焦在线阵 CCD 相机上。线阵 CCD 的读出速率为 20 kHz,其决定了 FDOCT 采集一个干涉谱(A-扫描)的速率。CCD 采集的干涉谱由图像采集卡采集送入计算机。计算机上运行自行开发的 Labview 软件程序,用于样机的扫描控制、CCD 图像采集以及 OCT 图像的重建。该系统工作在 20 kHz A-扫描线速率情况下,在距离零光程差位置 0.2 mm 处测得的灵敏度为 95 dB。系统的纵向分辨率由宽带光源的带宽决定,约为 6.2 mm;横向分辨率由探测光斑大小决定,约为 17.5 mm。

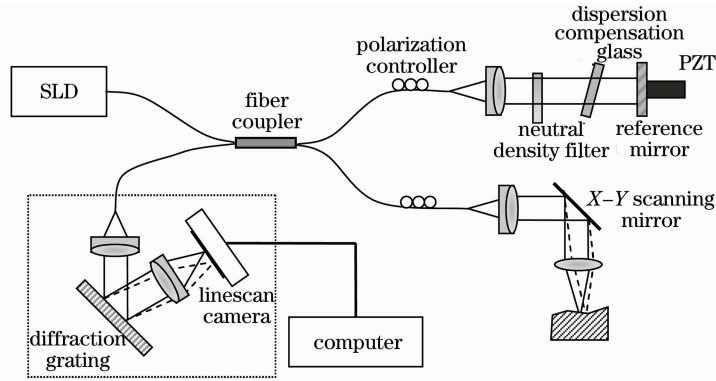


图 1 全深度频域多普勒 OCT 系统示意图

Fig.1 Schematic of full-range Fourier domain Doppler OCT system

实验测量了系统的最小可探测速度。常用的测量方法有两种,测量相位差随时间变化的标准偏差^[17]或相位差直方图的半峰全宽^[18]。一般来讲,后者数值比前者大,但是更接近实际情况。这里对混合

了牛奶的凝胶进行成像,横向扫描长度为 0.5 mm,采集 A-扫描点数为 512 个,A-扫描采集频率为 20 kHz,积分时间为 45 ms。相同条件下采集 100 组数据。计算每一组数据相邻 A-扫描相位差,并在扫描方向 100

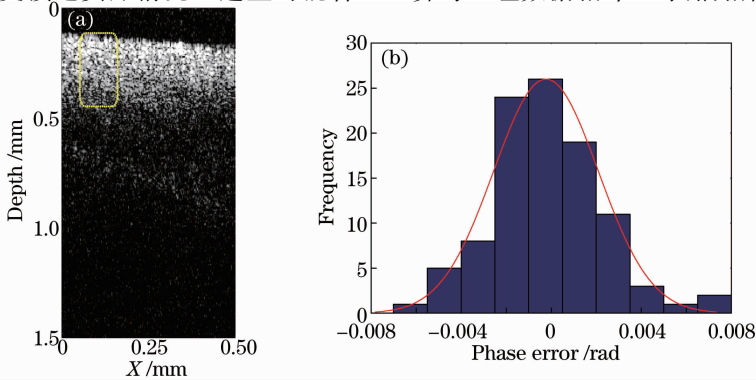


图 2 (a) 混合了牛奶的凝胶的层析图像,虚线框为计算平均相位差的窗口;(b) 混合了牛奶的凝胶数据相位差的直方图,曲线为高斯拟合曲线

Fig.2 (a) Tomogram of gel with milk, dash box indicates the area used to average the phase error in each case; (b) histogram of phase differences of gel with milk and the Gaussian fit curve

个点,深度方向 70 个点的窗口内求相位差的平均值作为该组数据的平均相位差。计算出 100 组数据的平均相位差,求其标准偏差和直方图的半峰全宽。图 2(a)为凝胶的 B-扫描层析图,其中的虚线框为计算平均的窗口,(b)为 100 个平均相位差绘制的直方图,描述了这 100 个数据在相位差区间内的分布,曲线为对直方图的高斯拟合曲线。计算得相位差的标准偏差为 2.3 mrad,直方图拟合曲线的半峰全宽为 4.0 mrad。用两种方法获得的相位差稳定性相应的速度分别为 $3.07 \mu\text{m/s}$ 和 $5.35 \mu\text{m/s}$ 。

应用上述系统对血流仿体进行了多普勒成像。用恒流泵将稀释了的牛奶溶液注入玻璃毛细管中,毛细管内径约为 $500 \mu\text{m}$,恒流泵的流量设为 $120 \mu\text{L/min}$ 。将玻璃毛细管埋入混合了牛奶的凝胶中模拟人体皮肤内的毛细血管。毛细管中液体流动方向与光线入射方向夹角为 60° ,牛奶溶液的折射率 $n=1.35$ 。CCD 的线读出速率设置为 20 kHz 。振镜水平方向扫描长度为 1 mm ,采集 1024 个 A-扫描组成 B-扫描数据。将 CCD 采集到的干涉谱信号分别进行去除直流背景、 k 域等间隔插值及对 k 域逆傅里叶变换后取出其幅值部分即构成了被测样品的层析结构图像。被测样品多普勒图像的计算需先用振幅部分做权重求出被测样品的整体运动相位,并从相邻 A-扫描的相位差中减掉,再用延迟线滤波去掉结构差异对相位的影响。对每帧 B-扫描的相位差在每个 $4 \text{ pixel} \times 5 \text{ pixel}$ 的窗口内进行平均后进行强度阈值去噪,最后沿深度方向进行中值滤波,滤波窗为 5 个平均窗口。经过上述处理后即获得了被测样品的多普勒图像。如图 3(a)为玻璃毛细管中牛奶溶液的二维层析图,(b)二维多普勒图,图(a)中真实结构与镜像关于零光程差位置对称分布,同

样地,多普勒图像也有一个对称的镜像,且由于真实结构与镜像的相位共轭,因此计算出的相位差相反,表现为图(b)中的向下(蓝色)和向上(红色)两个相反的方向。利用(7)式即可计算出毛细管内的流速分布。

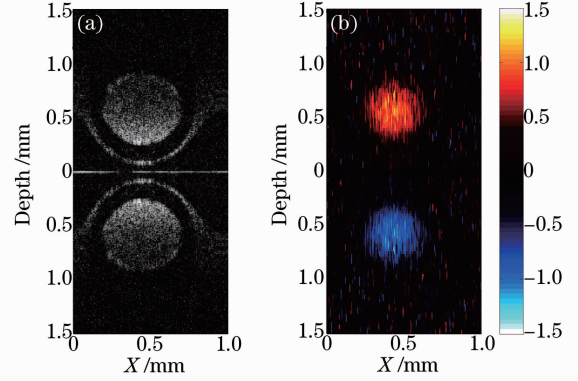


图 3 玻璃毛细管中的牛奶溶液的(a)二维结构和(b)多普勒层析图像

Fig. 3 (a) Two-dimensional structure and (b) Doppler tomograms of flowing diluted milk in glass capillary

牛奶溶液的全深度成像实验中利用 PZT 进行正弦相位调制,调制频率为 2.5 kHz ,调制电压为 1.5 V ,对应中心波长的调制深度为 2.63 rad 。为了减小结构变化引起的干涉信号时间频谱展宽,采用密集采样的方式,密集采样率为 30 点。采用这里提出的算法,对 B-扫描数据中的干涉谱信号去直流背景、 k 域等间隔插值后,沿调制方向(B-扫描方向)进行傅里叶变换。再利用带通滤波器滤出以基频分量和倍频分量为中心的频谱,并求出复频域干涉谱。最后对复干涉谱沿 k 域进行逆傅里叶变换去除其振幅部分即可得一幅消除镜像的 B-扫描层析图像。再按照前文介绍的计算多普勒图像的方法即可求出

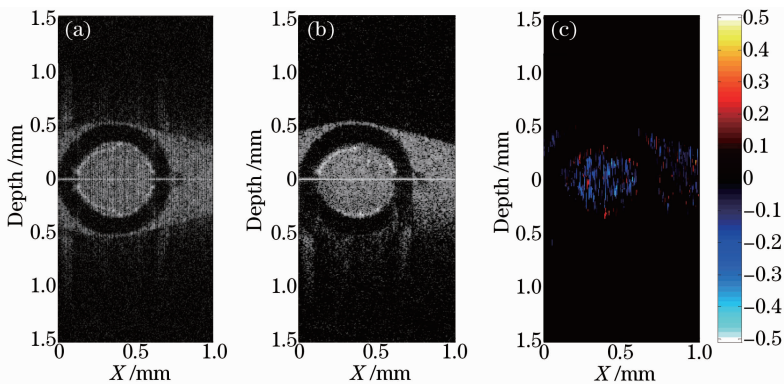


图 4 毛细管中的牛奶溶液(a)未去镜像与(b)去镜像的层析图及(c)全深度的多普勒图像

Fig. 4 Tomograms of diluted milk (a) with and (b) without complex conjugate ambiguity; (c) full-range Doppler image of diluted milk

全深度的多普勒图像。图 4(a)、(b)分别为玻璃毛细管中牛奶溶液的二维层析及全深度层析图像。图 4(a)中真实结构图像与镜像混叠在一起无法识别；图 4(b)不仅很好地消除了镜像的干扰，而且由于去镜像过程中的滤波操作降低了噪声，提高了图像的对比度。图 4(a)对应的多普勒图像由于真实相移与镜像相移相互混叠因此无法计算。图 4(c)为图 4(b)对应的全深度多普勒图像，消除了镜像相位的干扰，反映了毛细管内的牛奶溶液的运动相移分布，图中的蓝色表示流速方向与入射光束方向相同，这与恒流泵采用的推进模式一致。另外图像中仍有一些残存的整体运动，这可能是由于残余的镜像影响了整体运动计算的准确性。

4 结 论

将正弦相位调制复频域 OCT 与多普勒技术相结合，提出了一种基于正弦相位调制的复频域 DOCT 技术。该方法消除了镜像的影响，可以利用系统信噪比最高的区域，因此较普通 DOCT 可以获得更高的速度探测灵敏度。由于正弦相位调制的调制幅度较小，横向扫描过程中始终保持在零光程差位置附近，在整幅 B-扫描图像中均可获得较高的系统灵敏度与速度探测灵敏度。实验获得了血流仿体的二维全深度结构图像与全深度多普勒图像，测得系统的最小可探测速度为 $5.35 \mu\text{m/s}$ 。所提方法适用于对动态样品进行成像，有望实现对活体生物组织内部动态信息如血流的全深度多普勒成像。

参 考 文 献

- 1 D Huang, E Swanson, C Lin, *et al.*. Optical coherence tomography[J]. *Science*, 1991, 254(5035): 1178–1181.
- 2 Yang Liu, Hong Wei, Wang Chuan, *et al.*. Flow velocity measurement based on speckle in optical coherence tomography [J]. *Chinese J Lasers*, 2012, 39(5): 0504002.
杨 柳, 洪 威, 王 川, 等. 基于光学相干层析散斑的流速测量方法[J]. *中国激光*, 39(5): 0504002.
- 3 B Baumann, B Potsaid, M F Kraus, *et al.*. Total retinal blood flow measurement with ultrahigh speed swept source/Fourier domain OCT[J]. *Biomed Opt Express*, 2011, 2(6): 1539–1552.

- 4 P Li, A Liu, L Shi, *et al.*. Assessment of strain and strain rate in embryonic chick heart in vivo using tissue Doppler optical coherence tomography[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2011, 56(22): 7081–7092.
- 5 L Yu, E Nguyen, G Liu, *et al.*. Spectral doppler optical coherence tomography imaging of localized ischemic stroke in a mouse model[J]. *J Biomedical Optics*, 2010, 15(6): 066006.
- 6 R Leitgeb, C Hitzenberger, A Fercher. Performance of Fourier domain vs. time domain optical coherence tomography[J]. *Opt Express*, 2003, 11(8): 889–894.
- 7 A F Fercher, R Leitgeb, C K Hitzenberger, *et al.*. Complex spectral interferometry OCT[C]. *SPIE*, 1998, 3564: 173–178.
- 8 S Zotter, M Pircher, E Götzinger, *et al.*. Sample motion-insensitive, full-range, complex, spectral-domain optical-coherence tomography[J]. *Opt Lett*, 2010, 35(23): 3913–3915.
- 9 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.
- 10 A Bachmann, R Leitgeb, T Lasser. Heterodyne Fourier domain optical coherence tomography for full range probing with high axial resolution[J]. *Opt Express*, 2006, 14(4): 1487–1496.
- 11 B Baumann, M Pircher, E Götzinger, *et al.*. Full range complex spectral domain optical coherence tomography without additional phase shifters[J]. *Opt Express*, 2007, 15(20): 13375–13387.
- 12 P Meemon, K S Lee, J P Rolland. Doppler imaging with dual-detection full-range frequency domain optical coherence tomography[J]. *Biomed Opt Express*, 2010, 1(2): 537–552.
- 13 F Jaillon, S Makita, M Yabusaki, *et al.*. Parabolic BM-scan technique for full range Doppler spectral domain optical coherence tomography[J]. *Opt Express*, 2010, 18(2): 1358–1372.
- 14 Nan Nan, Bu Peng, Guo Xin, *et al.*. Three-dimensional full-range complex Fourier domain optical coherence tomography system for in 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.
- 15 B Park, M C Pierce, B Cense, *et al.*. Real-time fiber-based multi-functional spectral-domain optical coherence tomography at $1.3 \mu\text{m}$ [J]. *Opt Express*, 2005, 13(11): 3931–3944.
- 16 S Yun, G Tearney, B Bouma, *et al.*. High-speed spectral-domain optical coherence tomography at $1.3 \mu\text{m}$ wavelength[J]. *Opt Express*, 2003, 11(26): 3598–3604.
- 17 B White, M Pierce, N Nassif, *et al.*. In vivo dynamic human retinal blood flow imaging using ultra-high-speed spectral domain optical coherence tomography[J]. *Opt Express*, 2003, 11(25): 3490–3497.
- 18 T Schmoll, C Kolbitsch, R A Leitgeb. Ultra-high-speed volumetric tomography of human retinal blood flow[J]. *Opt Express*, 2009, 17(5): 4166–4176.

栏目编辑:何卓铭