

基于谱域光学相干层析术的互相关法测量 空间横向流速

李 培 高万荣 陈朝良

南京理工大学电子工程与光电技术学院, 江苏 南京 210094

摘要 提出了一种利用互相关性测量空间横向流速的方法。通过设定谱域光学相干层析术系统的扫描模式 X 和 Y, 利用同一深度位置的相邻 A 扫信号间的互相关性与空间横向速度分量之间的数学关系, 求得空间横向流速的绝对大小。详细阐述了该方法的测量原理。通过毛细管模拟实验描绘了截面的横向流速分量分布, 并验证了所测得的平均横向流速大小与用注射泵设定的值基本一致。

关键词 医用光学; 互相关; 谱域光学相干层析术; 扫描模式; 空间横向流速

中图分类号 TN247

文献标识码 A

doi: 10.3788/CJL201542.1004002

Cross-Correlation Method for Measuring Spatial Transverse Flow Rate Based on Spectral Domain Optical Coherence Tomography

Li Pei Gao Wanrong Chen Chaoliang

*School of Electronic and Optical Engineering, Nanjing University of Science and Technology,
Nanjing, Jiangsu 210094, China*

Abstract A method is proposed to use cross-correlation to measure the spatial transverse flow rate. By setting the scanning patterns X and Y based on the spectral domain optical coherence tomography, the absolute value of the flow rate is obtained according to the mathematical relation of the cross-correlation between the adjacent A-scans with the spatial transverse flow rate. The measuring principle of this method is elaborated. The transverse flow rate component distribution of the cross section is described through the simulation experiment using a capillary. It is demonstrated that the measured mean value of the transverse flow rate is in accordance with the set value using the syringe pump.

Key words medical optics; cross-correlation; spectral domain optical coherence tomography; scanning pattern; spatial transverse flow rate

OCIS codes 170.1650; 170.3880; 170.4500

1 引 言

能够在体非侵入性的血流速度量化成像对于医学诊断和治疗具有重要的意义。光学相干层析(OCT)技术,尤其是后来的频域OCT,是实现了对生物组织快速、高灵敏度成像的一个极具发展前景的工具^[1-4]。OCT除了提供在体组织高分辨率和高灵敏度的结构图像,功能OCT技术也用于探测生物组织内的血流信息等^[2]。

最常用的方式是利用多普勒OCT来提取血流速度信息^[4-5]。传统的多普勒OCT利用参考光和样品中运动粒子背向散射光发生干涉后产生的多普勒频移,获取与探测光束平行的轴向血流速度分量。然而由于传统的多普勒OCT只能得到轴向速度分量,要测定流速的绝对大小需要获取探测光束和血流方向之间的夹角

收稿日期: 2015-05-04; 收到修改稿日期: 2015-06-05

基金项目: 国家自然科学基金(61275198, 60978069)、南京理工大学重点毕业设计

作者简介: 李 培(1992—),男,硕士研究生,主要从事光学相干层析术方面的研究。E-mail: optics_lipei@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@njjust.edu.cn(通信联系人)

(多普勒角)。在测量多普勒角方面做了很多的研究,如 Dai 等^[6-7]报道的利用双光束多普勒 OCT 测量多普勒角,而后确定视网膜的绝对血流速度。

在横向速度分量(即垂直于轴向速度的分量)的测量方面也有相关的研究, Ren 等^[8]提出在相位分辨的功能型 OCT 中从频移的标准偏差中分离出多普勒带宽,利用大于一定阈值条件下多普勒带宽与流速的线性关系,实现了对横向速度分量的测量。该方法拓展了基于相位分辨法测量血流的动态范围,能够在多普勒角满足一定范围时无需知道该角度的准确值而实现对横向速度的测量。但是该方法未考虑由轴向血流速度引入的频谱展宽,从而可能导致对流速矢量的估测不精确。 Piao 等^[9]利用传统的单光束多普勒 OCT 系统,将多普勒频移和多普勒带宽测量法相结合用以估计多普勒角,而后根据多普勒频移和估计的多普勒角计算流速,最终实现了对血流绝对速度的成像。然而对于实际的生物组织,血管走向分布各有区别,精准确定多普勒角的值非常困难,尤其是测量处于高散射介质中的运动粒子流速。之后出现了不同于多普勒原理测量血流速度的方法^[10-12]。近年来, Wang 等^[10-11]报道了采用自相关方法基于频域 OCT 系统化横向血流速度。该方法源于对受运动粒子调制的背向散射光的光强波动特征的分析,得出背向散射光的归一化自相关函数与横向血流速度成正比关系。 Liu 等^[12]提出了利用基于 A 扫散斑的互相关性方法量化横向血流量,建立了 A 扫之间的互相关性 with 横向流速的数学模型。然而由于采用较简单的谱域 OCT 系统扫描方式,只能测量与探测光束 B 扫描方向垂直的流速分量。本文在此基础上对系统引入特殊的扫描模式,结合 A 扫之间的互相关性 with 横向流速分量的数学关系,通过实验测得了在扫描方向与流速方向不垂直的情况下毛细血管截面空间横向流速的绝对大小。

2 测量原理

如图 1(a)所示,设探测光束的扫描方向沿 x 轴正方向,深度方向沿 z 轴正方向, y 轴正方向表示样品内部流速或流速分量的方向, x 、 y 和 z 轴方向的设定满足笛卡尔坐标系原则。根据傅里叶域 OCT 低相干干涉理论^[13], OCT 干涉的光谱信号经过傅里叶逆变换后可以得到随深度变化的强度信号 $I(z)$ 。去除直流项之后, $I(z)$ 可以被简化表示为

$$I(z) = A\gamma(x, y, z) \otimes r_s(x, y, z), \quad (1)$$

式中 A 为常数因子, $\gamma(x, y, z)$ 为相干函数,即 OCT 系统的点扩散函数(PSF), $r_s(x, y, z)$ 为样品反射率分布函数,运算符 \otimes 表示卷积运算。

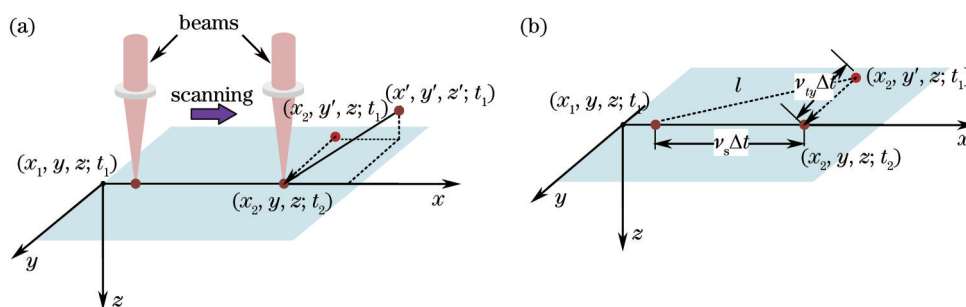


图 1 互相关法测量空间横向流速原理图

Fig.1 Schematic of measuring spatial transverse flow rate by cross-correlation

设在任一时刻 t_1 , 探测光束聚焦在 (x_1, y, z) 坐标位置, 对应的一次 A 扫信号 $I_1(z)$ 为

$$I_1(z) = A\gamma(x_1, y, z; t_1) \otimes r_s(x_1, y, z; t_1). \quad (2)$$

对于在时刻 t_2 的相邻的一次 A 扫, 由于扫描方向沿 x 轴正方向, 探测光束聚焦的坐标位置记作 (x_2, y, z) , 则该次 A 扫信号 $I_2(z)$ 表示为

$$I_2(z) = A\gamma(x_2, y, z; t_2) \otimes r_s(x_2, y, z; t_2), \quad (3)$$

式中 $t_2 = t_1 + \Delta t$, Δt 为相邻 A 扫之间的时间间隔, 即光电探测器的积分时间。

考虑到在 t_1 时刻位于空间随机位置 (x', y', z') 处的运动散斑粒子, 经过 Δt 时间运动到 (x_2, y, z) 位置处。若只考虑该运动散斑粒子的空间横向速度分量, 如图 1(a)所示, 经矢量分解后, 可认为该粒子在 t_1 时刻于

(x_2, y', z) 位置以沿着 y 轴方向的空间横向速度分量 v_y , 经过 Δt 时间运动到坐标位置 (x_2, y, z) 处。那么, 从横向运动的角度来看, 在 t_1 时刻于 (x_2, y', z) 处的样品反射率与在 t_2 时刻于 (x_2, y, z) 处的样品反射率应满足

$$r_s(x_2, y', z; t_1) = r_s(x_2, y, z; t_2), \quad (4)$$

式中位移量 $\Delta y = y - y' = v_y \cdot \Delta t$ 。

结合(3)式和(4)式, 可以得到

$$I_2(z) = A\gamma(x_2, y, z; t_2) \otimes r_s(x_2, y', z; t_1), \quad (5)$$

考虑到点扩散函数在 Δt 时间内的空间不变性, 即有

$$\gamma(x_2, y, z; t_2) = \gamma(x_1, y, z; t_1). \quad (6)$$

结合(5)式和(6)式, 可以得到

$$I_2(z) = A\gamma(x_1, y, z; t_1) \otimes r_s(x_2, y', z; t_1). \quad (7)$$

对比(3)式和(7)式可以发现: 在 t_2 时刻于坐标位置 (x_2, y, z) 处的 A 扫信号 $I_2(z)$ 可以等效为在 t_1 时刻于坐标位置 (x_2, y', z) 处的 A 扫信号。先前已有研究小组研究了谱域 OCT 中 A 扫信号之间的互相关性。从而有以下结论: 在 t_1 时刻, 坐标位置 (x_1, y, z) 和 (x_2, y', z) 处的 A 扫信号之间的互相关性等价于分别在 t_1 和 t_2 时刻, 坐标位置 (x_1, y, z) 和 (x_2, y, z) 处的这两个相邻的 A 扫信号之间的互相关性。

文献[14]证明了两个不同位置处 A 扫信号之间的互相关性 ρ 与两位置的相对距离 l 和高斯型探测光束的束腰半径 w 之间满足定量关系

$$\rho = \exp\left(-\frac{l^2}{w^2}\right). \quad (8)$$

如图 1(b)所示, 若坐标位置 (x_1, y, z) 和 (x_2, y', z) 之间的互相关性记为 ρ , 距离记为 l , 相邻 A 扫之间的距离为 $v_s \cdot \Delta t$, 其中 v_s 为 A 扫速度。根据几何关系, 可得

$$l = \sqrt{(v_s \Delta t)^2 + (v_y \Delta t)^2} = \Delta t \sqrt{v_s^2 + v_y^2}. \quad (9)$$

结合(8)式和(9)式, 可得运动粒子的空间横向速度分量 v_y 满足

$$|v_y| = \sqrt{\frac{w^2 \ln(1/\rho)}{\Delta t^2} - v_s^2}. \quad (10)$$

(10)式给出了运动粒子的空间横向速度分量 v_y 与高斯型探测光束的束腰半径 w 、A 扫速度 v_s 、A 扫时间间隔 Δt 和两个不同位置处 A 扫信号之间的互相关性 ρ 之间的定量关系, 从而可以对空间横向流速进行测量。式中的绝对值表示速度分量的大小, 对于其运动方向则无法判断。对于 ρ , 根据前面的分析, 可以等效为相邻 A 扫之间的互相关性来计算, 由皮尔逊相关系数计算公式可以求出, 计算时选取一定窗口大小内的像素值。由于 A 扫信号是关于深度 z 变化的, 对于不同深度的 A 扫信号利用上述速度计算公式, 可以得到 $x-z$ 断层面上不同位置处的空间横向流速分量。

以上的分析和推导只给出了沿 y 轴方向的空间横向速度分量, 要得到绝对的空间横向速度大小还需得到沿 x 轴的分量, 通过改变 OCT 系统的扫描模式可以实现。若将之前的系统扫描模式记为扫描模式 X, 那么改变后记为扫描模式 Y, 如图 2 所示, 设置光束沿 y 轴方向进行扫描, 每进行完一次 B 扫, 就沿着 x 轴方向移

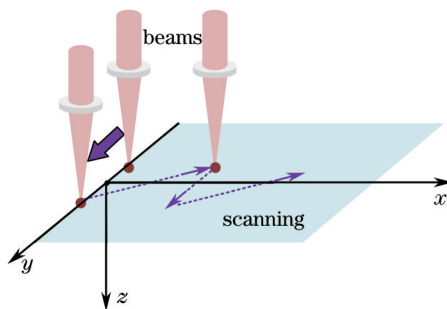


图 2 扫描模式 Y

Fig.2 Scanning pattern Y

动一小段距离。选取对应的A扫像素值,运用之前的计算方法,可以得到 $x-z$ 断层面上不同位置处沿 x 轴方向的空间横向速度分量大小。最后进行速度的合成,即可得到空间横向速度绝对大小。

3 实 验

3.1 实验系统

图3描绘了实验室搭建的基于光纤传输光的谱域OCT系统构成。采用中心波长 $\lambda_0=830\text{ nm}$,频率宽度 $\Delta\lambda=50\text{ nm}$ 的高斯型超辐射发光二极管(SLD)作为该系统的宽带光源。参考臂中的平面反射镜固定不动,反射镜前放置一组棱镜补偿该OCT系统的色散;样品臂中采用正交扫描模式以满足本文提出的空间横向流速测量,扫描过程通过产生锯齿波信号驱动振镜来完成。参考臂返回的光和样品深度方向各位置背向散射回的光经过50/50光纤耦合器之后发生干涉,干涉信号再经过实验室自制的光谱仪后由线阵探测器探测到。自制的光谱仪由准直物镜、全息式透射光栅和傅里叶透镜等组成。采用 $1\times 2048\text{ pixel}$ 的电荷耦合器件(CCD)作为线阵探测器,像素尺寸为 $14\text{ }\mu\text{m}\times 14\text{ }\mu\text{m}$ 。

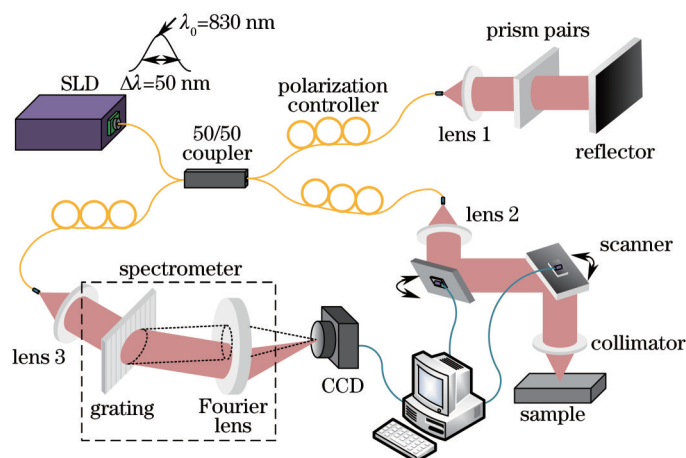


图3 谱域OCT实验系统

Fig.3 Experimental system of spectral domain OCT

3.2 实验过程与结果分析

实验中采用注射泵向内径为 $300\text{ }\mu\text{m}$ 的毛细玻璃管中注入定量流速的牛奶水溶液。水平放置毛细玻璃管于样品臂探测透镜的焦面处。建立如图4所示的坐标系,其中 $x-y$ 表示水平面, z 表示深度方向,管内液体流动方向沿 y 轴。探测光束沿着与 x 轴正向成一定夹角的方向扫描,这样做的目的是保证扫描光束方向与液体流速方向不正交,以验证系统采用不同的扫描模式来获取横向流速两个分量的能力。图4给出了两种扫描模式的示意图。

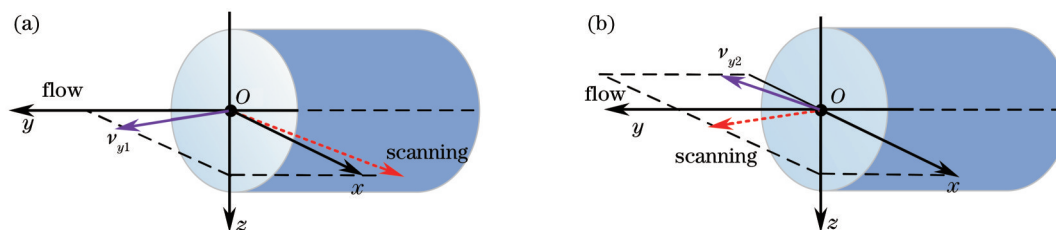


图4 毛细管中流速测量实验示意图。(a)扫描模式X;(b)扫描模式Y

Fig.4 Schematic of experimental setup for measuring velocity of flowing particles within a capillary.

(a) Scanning pattern X; (b) scanning pattern Y

相邻A扫的时间间隔设定为 $30\text{ }\mu\text{s}$,A扫速度为 0.1 m/s ,探测光束束腰半径为 $6\text{ }\mu\text{m}$ 。用注射泵控制装置设定平均流量为 $1.414\text{ }\mu\text{L/s}$,由于毛细管内径为 $300\text{ }\mu\text{m}$,则横向平均流速为 20 mm/s 。采用扫描模式X获取空间横向流速分量 v_{y1} ,如图4(a)所示。实验中利用成像系统共采集了10帧数据,每帧间隔 60 ms 。图5(a)~(e)所示为利用谱域OCT系统获取的不同时刻(间隔 120 ms)的毛细管沿扫描截面的结构图像。利用之前提及的

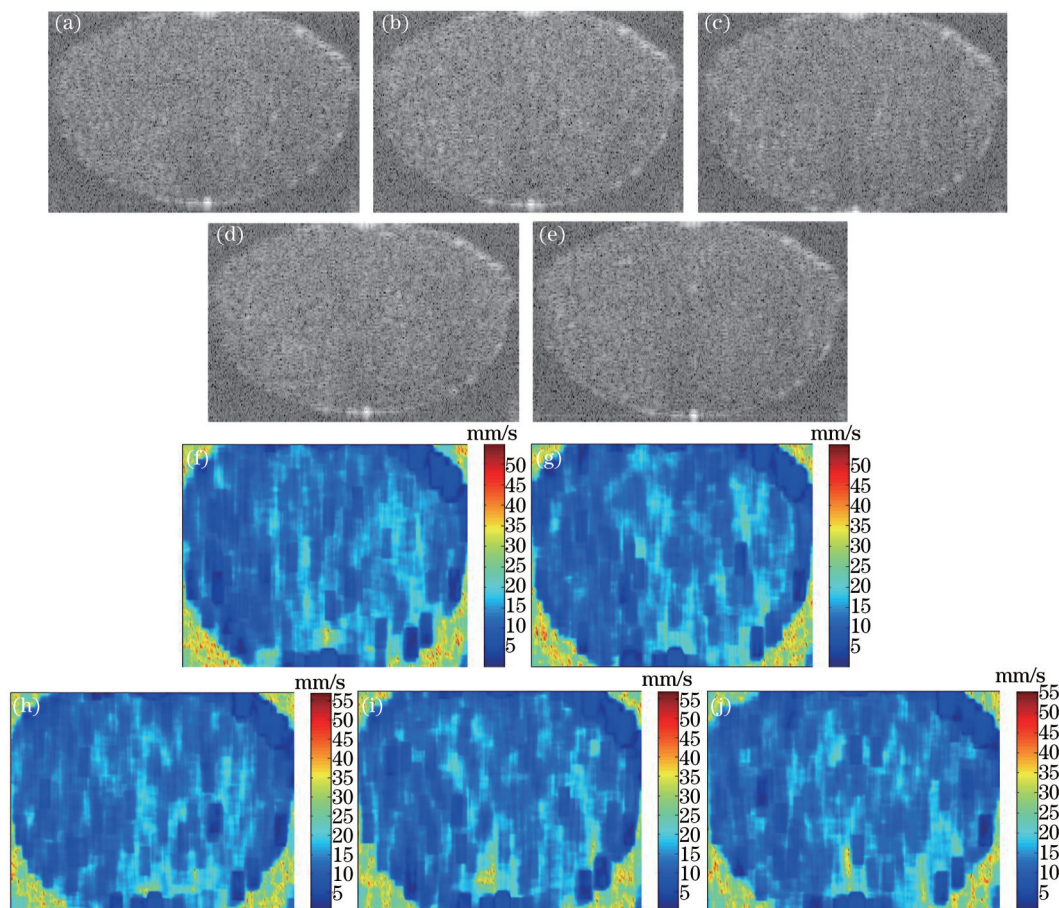


图5 扫描模式 X 下在不同时刻的结果。(a)~(e) 毛细管内运动粒子截面结构图; (f)~(i) 截面流速分布伪彩色图

Fig.5 Results in scanning pattern X at different time. (a)~(e) Cross-sectional images of flowing particles within the capillary; (f)~(i) pseudocolor images of flow rate distribution in the cross-section

互相关法计算得到该截面的空间横向流速分量 v_{x1} 的伪彩色分布分别对应图 5(f)~(j)。观察发现 5 幅图像的流速分布基本相同。

对 10 帧数据取平均值以消除随机噪声,经计算后得到图 6 所示的毛细管截面结构和流速分量分布图。观察发现流速分布的中心区域(矩形框内)流速最大,由中心往外围逐渐变小。图中黑色箭头指示位置处表示流速分布不均匀,且数值较大,分析原因可能是该位置处的 A 扫信号较弱,互相关性较小,呈现弱相关,而从计算式中可以得到互相关性越小,流速越大,故而如此。对比结构图和流速分布图,发现结构图中的明暗不均匀部分与流速分布中的不均匀位置基本一致,由此判断弱相关性可能是由干涉信号强度的幅值小且噪声大导致的。取过毛细管中心竖直方向的轴线,得到图 6(c)所示的流速随深度的分布关系。根据毛细管内液体流速分布的理论模型^[15]可知:

$$V(z) = V_m \cdot \left\{ 1 - \left[\frac{2}{d} \left(z - \frac{d}{2} \right) \right]^2 \right\}, \quad (11)$$

式中 V_m 为流速的最大值, d 为管内径, z 为管内深度,以管内顶部为零深度参考点,竖直向下为 z 正方向。实验测得的流速分布与图 6(c)中红色的理论分布曲线基本一致,除了较深位置处由于 A 扫信号之间的弱相关性导致计算得到的流速与理论不符合。对矩形框内的有效速度求平均值,可得横向速度分量 v_{x1} 的平均值为 18.37 mm/s。

采用扫描模式 Y 获取另一正交的空间横向流速分量 v_{y2} ,如图 4(b)所示。实验中对于该扫描模式设定每次的 B 扫共包括 20 次 A 扫,相邻扫描时间间隔为 30 μ s。注射泵流速的设定与前述实验相同。采集 10 帧数据,每帧间隔 1.2 s。经过处理得到的不同时刻(间隔 4.8 s)毛细管截面结构如图 7(a)~(c)所示,对应的内部空间横向流速分量 v_{y2} 的伪彩色流速分布如图 7(d)~(f)所示。

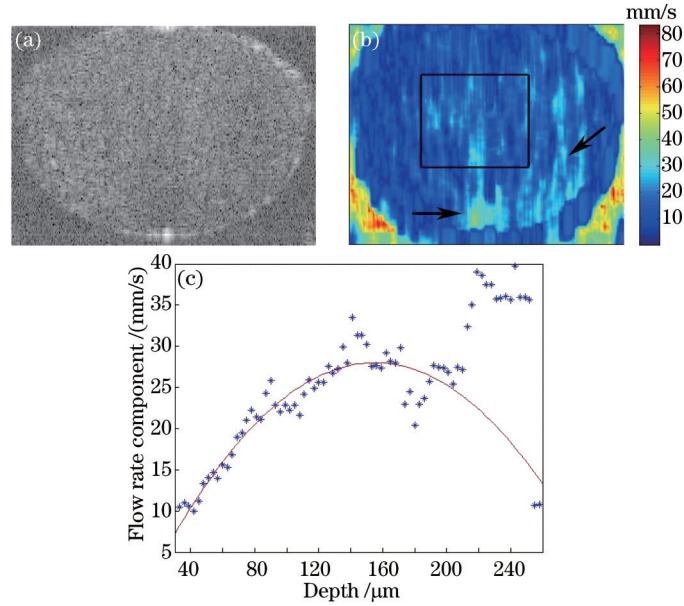


图 6 扫描模式 X 下的结果。(a) 毛细管内运动粒子截面结构图; (b) 截面流速分布伪彩色图; (c) 流速随深度变化曲线

Fig.6 Results in scanning pattern X. (a) Cross-sectional image of flowing particles within the capillary; (b) pseudocolor image of flow rate distribution in the cross-section; (c) change of flow rate with depth

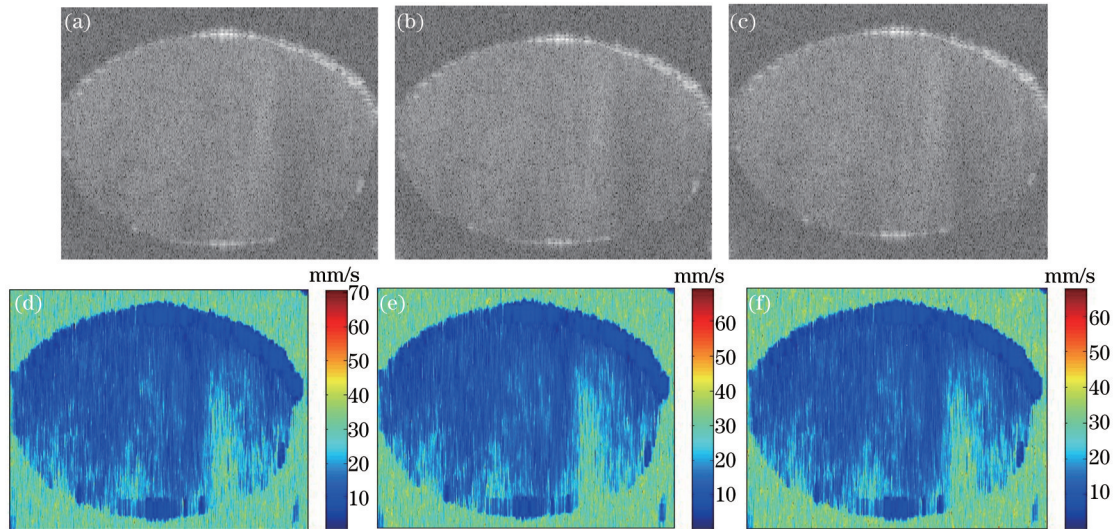


图 7 扫描模式 Y 下在不同时刻的结果。(a)~(c) 毛细管内运动粒子截面结构图; (d)~(f) 截面流速分布伪彩色图

(d)~(f) pseudocolor images of flow rate distribution in the cross-section

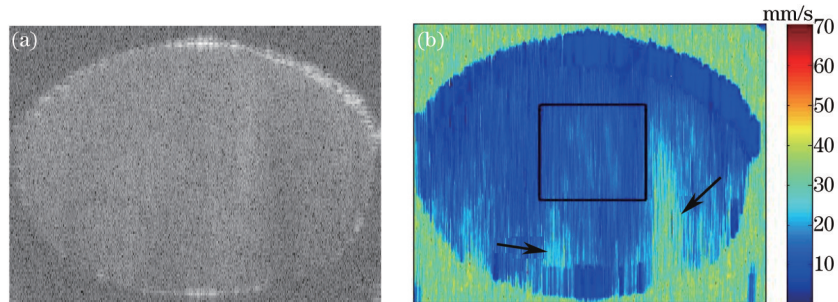


图 8 扫描模式 Y 下的结果。(a) 毛细管内运动粒子截面结构图; (b) 截面流速分布伪彩色图

Fig.8 Results in scanning pattern Y. (a) Cross-sectional image of flowing particles within the capillary; (b) pseudocolor image of flow rate distribution in the cross-section

对 10 帧数据取平均得到图 8 所示的毛细管截面结构和流速分布图。其流速分布的中心区域流速值比扫描模式 X 下要小,这是由于实验设定的扫描光束方向与实际流速方向不正交,存在夹角, v_{y1} 分量占的比重大。取矩形区域内有效速度值,计算得 v_{y2} 的平均值为 11.23 mm/s。对两种扫描模式下得到的速度分量进行合成,可得毛细管某截面实际的空间横向流速均值为 21.53 mm/s,这与实验设定的标准值 20 mm/s 基本符合。

4 结 论

基于谱域 OCT 系统,利用相邻 A 扫之间的互相关性与横向流速之间的定量关系,并结合特定的正交扫描模式 X 和 Y,测得毛细管内牛奶水溶液的截面空间平均横向流速大小。该结果与实验中利用注射泵设定的流速值基本一致。然而在空间横向速度分量的伪彩色图中,部分区域的流速分布与理论不符,经分析是由于相邻 A 扫信号之间的弱相关性所导致,而弱相关性可能源于干涉信号的幅值较小,噪声较大等。对于信号的处理和流速算法的优化需进一步的研究。

参 考 文 献

- 1 Ding Zhihua, Zhao Chen, Bao Wen, *et al.*. Advances in Doppler coherence tomography[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2013, 50(8): 080005.
丁志华,赵 晨,鲍 文,等.多普勒光学相干层析成像研究进展[J].激光与光电子学进展,2013,50(8):080005.
- 2 Y Wang, B A Bower, J A Izatt, *et al.*. *In vivo* total retinal blood flow measurement by Fourier domain Doppler optical coherence tomography[J]. Journal of Biomedical Optics, 2007, 12(4): 1104–1120.
- 3 Hong Wei, Ding Zhihua, Yan Yangzhi. Full range optical coherence tomography without additional group delay based on spatial interferograms modulation[J]. Chinese J Laser, 2013, 40(8): 0804001.
洪 威,丁志华,颜扬治.光学相干层析成像中无群延迟的空间载频消镜像方法[J].中国激光,2013,40(8):0804001.
- 4 H C Hendargo, R P McNabb, A H Dhalla, *et al.*. Doppler velocity detection limitations in spectrometer-based versus swept-source optical coherence tomography[J]. Biomedical Optics Express, 2011, 2(8): 2175–2188.
- 5 Nan Nan, Bu Peng, Li Zhongliang, *et al.*. Full-range Fourier domain Doppler optical coherence tomography based on sinusoidal phase modulation[J]. Chinese J Lasers, 2014, 41(2): 0204001.
南 楠,步 鹏,李中梁,等.正弦相位调制全深度频域多普勒光学相干层析成像技术[J].中国激光,2014,41(2):0204001.
- 6 C Dai, X Liu, H F Zhang, *et al.*. Absolute retinal blood flow measurement with a dual-beam Doppler optical coherence tomography [J]. Investigative Ophthalmology & Visual Science, 2013, 54(13): 7998–8003.
- 7 R M Werkmeister, N Dragostinoff, S Palkovits, *et al.*. Measurement of absolute blood flow velocity and blood flow in the human retina by dual-beam bidirectional Doppler Fourier-domain optical coherence tomography[J]. Investigative Ophthalmology & Visual Science, 2012, 53(10): 6062–6071.
- 8 H Ren, K M Brecke, Z Ding, *et al.*. Imaging and quantifying transverse flow velocity with the Doppler bandwidth in a phase-resolved functional optical coherence tomography[J]. Optics Letters, 2002, 27(6): 409–411.
- 9 D Piao, L L Otis, Q Zhu. Doppler angle and flow velocity mapping by combined Doppler shift and Doppler bandwidth measurements in optical Doppler tomography[J]. Optics Letters, 2003, 28(13): 1120–1122.
- 10 Y Wang, R K Wang. Autocorrelation optical coherence tomography for mapping transverse particle-flow velocity[J]. Optics Letters, 2010, 35(21): 3538–3540.
- 11 Wang Yi, Zhou Hongxian, Ma Zhenhe. Measurement of total velocity components of particle flow with optical coherence tomography [J]. Acta Optica Sinica, 2014, 34(11): 1117002.
王 毅,周红仙,马振鹤.用光学相干层析进行粒子流流速全部分量测量[J].光学学报,2014,34(11):1117002.
- 12 X Liu, Y Huang, J C Ramella-Roman, *et al.*. Quantitative transverse flow measurement using optical coherence tomography speckle decorrelation analysis[J]. Optics Letters, 2013, 38(5): 805–807.
- 13 A F Fercher. Optical coherence tomography[J]. Journal of Biomedical Optics, 1996, 1(2): 157–173.
- 14 X Liu, Y Huang, J U Kang. Distortion-free freehand-scanning OCT implemented with real-time scanning speed variance correction [J]. Optics Express, 2012, 20(15): 16567–16583.
- 15 S Yazdanfar. Noninvasive Microstructural and Velocity Imaging in Humans by Color Doppler Optical Coherence Tomography[D]. Cleveland: Case Western Reserve University, 2003.