

文章编号: 0258-7025(2009)10-2561-05

基于谱域光学多普勒层析技术的绝对速度测量

孟 婕¹ 丁志华¹ 杨 勇² 王 凯¹ 李佳纹¹

(¹ 浙江大学现代光学仪器国家重点实验室, 浙江 杭州 310027)
(² 杭州电子科技大学生物医学工程研究所, 浙江 杭州 310018)

摘要 谱域光学多普勒层析(ODT)技术相对于传统的时域 ODT 技术,具有更快的成像速度和更大的测速动态范围。发展了基于谱域 ODT 技术的绝对速度测量方法,该方法综合运用多普勒频移和多普勒展宽信息实现多普勒夹角的确定,进而实现流体绝对速度的测量。给出了谱域 ODT 中计算多普勒频移和多普勒展宽的理论分析,并对毛细玻璃管内聚苯乙烯小球水溶液的流速进行了实际测量,实验结果和期望值能很好吻合。最后展示了该方法在老鼠脑部血管流速测量中的应用。

关键词 谱域光学多普勒层析术;绝对速度;多普勒频移;多普勒展宽

中图分类号 TN247 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/CJL20093610.2561

Absolute Velocity Measurement by Spectral Domain Optical Doppler Tomography

Meng Jie¹ Ding Zhihua¹ Yang Yong² Wang Kai¹ Li Jiawen¹

(¹ State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation, Zhejiang University, Hangzhou, Zhejiang 310027, China)
(² Institute of Biomedical Engineering, Hangzhou Dianzi University, Hangzhou, Zhejiang 310018, China)

Abstract Spectral domain optical Doppler tomography (ODT) can achieve much higher imaging speed and velocity dynamic range than the time domain technology. A method to measure the absolute velocity is developed in a spectral domain ODT system, where Doppler angle is determined by combined information on the measured Doppler shift and Doppler bandwidth, and then the flow velocity is determined from Doppler angle and Doppler shift. Theoretical development relevant to Doppler measurement and absolute velocity determination is given. Measurement on flow velocity of aqueous solution of polystyrene beads in a capillary tube is done, in good agreement with the expected one. Finally, the developed method is applied to the study of rat's cerebral arteries.

Key words spectral domain optical Doppler tomography; absolute flow velocity; Doppler shift; Doppler bandwidth

1 引 言

光学多普勒层析成像技术(ODT)将光学相干层析术(OCT)^[1]与多普勒技术相结合,具有分辨率高、成像速度快、无辐射损伤、价格适中等优点,已发展成为一种流速测量的重要手段^[2]。ODT 能实现对高散射组织内部的血管分布和血液流速的实时成像,是基础医学研究和临床诊断应用的重要潜在工具。在 ODT 系统中,测速的动态范围主要由 ODT 轴向扫描频率决定。之前的时域 ODT 通过参考臂

光程扫描方式来获取深度信息,机械扫描的频率较低,因此限制了测速的动态范围。谱域 ODT 技术基于干涉光谱的并行探测实现深度信息的即时提取,测速动态范围和成像速度都得到极大的提高^[3]。

前期报道的时域 ODT 只能探测到沿光轴方向的速度分量,在探测光束与流速的夹角(多普勒夹角)未知的情况下,无法测得流体的绝对速度,只能获得流速的相对变化^[4]。随着现代医学对复杂血管内血液流速成像的要求日益提高,二维或三维速度

收稿日期:2009-07-13;收到修改稿日期:2009-08-13

基金项目:国家 863 计划(2006AA02Z4E0)和国家自然科学基金(60878057,30770685)资助项目。

作者简介:孟 婕(1982—),女,博士研究生,主要从事生物医学光子学方面的研究。E-mail:eleanor920@gmail.com

导师简介:丁志华(1967—),男,研究员,博士生导师,主要从事生物医学光子学方面的研究。

E-mail:zh_ding@zju.edu.cn(通信联系人)

的测量成为热点。D. P. Dave 等^[5]提出了一种基于正交偏振态的双光束法来测量多普勒夹角和绝对速度,在样品臂和探测臂各引入一个 Wollaston 棱镜实现对 P 光和 S 光两个通道的独立探测,分别对应样品中两个不同的入射角。该方法系统结构复杂,而且不适用于视网膜等对偏振敏感的样品。最近 C. J. Pedersen 等^[6]通过在样品臂中加入适当厚度的玻璃片以实现双光束探测,通过计算不同光程延迟下的多普勒频移来确定绝对速度。该方法简单易行,测量精度也较高,只是引入的 3 个光程延迟要求系统具有足够大的成像深度。在超声和激光多普勒测速中被广泛引用的多普勒频谱展宽技术也被引入 ODT 来测量与光轴垂直的横向速度分量^[7],Piao 等^[8]提出将多普勒展宽和多普勒频移结合起来测量绝对速度,其可行性在时域 ODT 系统中得到了验证。

本文将多普勒频移和多普勒展宽结合以测量绝对速度的方法拓展到我们新近发展的谱域 ODT 系统中^[9,10]。由于光谱采集行频能达到几十赫兹甚至更高,谱域 ODT 可以探测到的流速范围更大,成像速度提高的同时能更好地抑制环境扰动所引入的相位噪声,在实时测量在体血流速度方面具有优势。

2 理 论

谱域 ODT 系统中,探测到的干涉光谱信号的傅里叶变换是与样品深度信息有关的复解析信号: $\tilde{I}(z) = \mathcal{FT}[I(\nu)]$,也可以表示为: $\tilde{I}(z) = |\tilde{I}(z)| \exp[i\Phi(z)]$,其幅值对应样品的结构信息,幅角对应样品的相位信息。

通过计算第 m 个横向点的相邻 n 行 A-scan 信号,可以得到该横向点上不同轴向像素的多普勒频移值和多普勒展宽的标准偏差值

$$f_d(z, m) = \frac{\Delta\Phi(z)}{2\pi T} = \frac{1}{2\pi T} \arctan \left\{ \frac{\text{Im} \left[\sum_{j=1}^n \tilde{I}_j(z) \tilde{I}_{j+1}^*(z) \right]}{\text{Re} \left[\sum_{j=1}^n \tilde{I}_j(z) \tilde{I}_{j+1}^*(z) \right]} \right\}, \quad (1)$$

$$\sigma^2(z, m) = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} (f - f_d)^2 P(f) df}{\int_{-\infty}^{\infty} P(f) df} = \frac{2}{T^2} \left[1 - \frac{\left| \sum_{j=1}^n \tilde{I}_j(z) \tilde{I}_{j+1}^*(z) \right|}{\sum_{j=1}^n |\tilde{I}_j(z)| |\tilde{I}_{j+1}^*(z)|} \right], \quad (2)$$

式中 T 为相邻两次 A-scan 的时间间隔,即 CCD 的积分时间。 $P(f)$ 为多普勒功率谱, \tilde{I}_j^* 为 \tilde{I}_j 的共轭。 $\Delta\Phi(z)$ 的范围为 $(-\pi, \pi)$,因此多普勒频移的探测范围为 $(-1/2T, 1/2T)$ 。

流速和多普勒频移的关系由经典的多普勒公式给出

$$f_d = \frac{2V \cos\alpha}{\lambda}, \quad (3)$$

式中 V 为速度, α 为多普勒夹角, λ 为光在介质中的中心波长, $V \cos\alpha$ 为流速在光轴方向的分量。

当运动粒子以一定角度穿越高斯光束的聚焦区域时,除多普勒效应产生频移 f_d 外,同时存在由渡越时间引起的频谱展宽^[11]。受到频谱展宽的影响,当光束和流速夹角为 90° 时,获得的多普勒频谱也不为零,而是以零频率为中心对称的具有一定带宽的频谱。当光束垂直入射时,如果采样单元内的散射粒子具有一定的流速梯度,横向多普勒谱宽仅取决于散射粒子的最大流速,因此可以利用多普勒展宽效应进行横向速度测量。对于高斯型的光束,其多普勒展宽对应的标准偏差和横向速度分量 $V \sin\alpha$ 的关系可表示为^[7]

$$\sigma = \frac{\pi V \sin\alpha NA_{\text{eff}}}{8\lambda} + b, \quad (4)$$

式中 NA_{eff} 为介质中的有效数值孔径,常数 b 表示由布朗运动和其他非宏观流速引起的多普勒展宽。

结合(3)和(4)式可以得到多普勒夹角

$$\alpha = \arctan \left(\frac{16}{\pi NA_{\text{eff}}} \cdot \frac{\sigma - b}{f_d} \right), \quad (5)$$

再由多普勒夹角的计算值,就能确定绝对速度,即

$$V = \frac{f_d \lambda}{2 \cos\alpha}. \quad (6)$$

3 实 验

图 1 所示为光纤型谱域 ODT 系统。超辐射发光二极管 (SLD) 发出的低相干光,中心波长为 835 nm,3 dB 带宽为 40 nm,对应的相干长度为

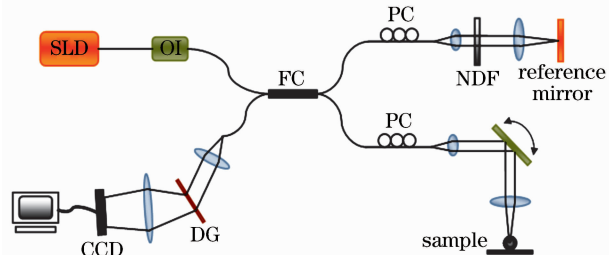


图 1 光纤型谱域 ODT 系统

Fig. 1 Fiber-based spectral domain ODT system

6.8 μm , 经光纤型光隔离器(OI)后, 经一个 50/50 的宽带光纤耦合器(FC)分别进入参考臂和样品臂。参考臂的光通过中性滤波片(NDF)衰减以防止 CCD 的光强饱和, 样品臂的光通过准直镜后得到直径为 5.2 mm 的平行光束, 经一维振镜扫描后由聚焦透镜($f = 75 \text{ mm}$)会聚到样品。参考臂和样品臂中的偏振控制器(PC)可以分别调节两个臂的光偏振态并相互匹配。从参考臂和样品臂返回的光在耦合器中汇合并发生干涉, 干涉光谱信号被快速光谱仪探测。快速光谱仪由准直镜($f = 60 \text{ mm}$)、透射式衍射光栅(DG, 1200 lp/mm)、消色差透镜($f = 150 \text{ mm}$)和高速线阵 CCD(2048 个像素点, 最大行频 29 kHz)组成。

首先采用的样品是内有聚苯乙烯小球水溶液的

毛细玻璃管。玻璃管的内径为 500 μm , 聚苯乙烯小球的直径为 0.95 μm , 溶液的平均折射率为 1.5, 流速由微透析注射泵精确控制, 毛细管中的流体方向通过角位台来设置。实验过程中, 将多普勒夹角设为 72° 。通过微透析注射泵的设置, 将毛细玻璃管内聚苯乙烯小球水溶液的流速从 10 $\mu\text{L}/\text{min}$ 增加到 50 $\mu\text{L}/\text{min}$, 每次改变 10 $\mu\text{L}/\text{min}$, 相应的毛细管内的平均线速度从 0.85 mm/s 增加到 4.25 mm/s。每个速度下的 ODT 测量重复 3 次。图 2 所示为 $V = 4.25 \text{ mm/s}$ 时毛细玻璃管的二维结构图、多普勒频移图和多普勒展宽对应的标准偏差图。成像大小为 $1.2 \text{ mm} \times 1.5 \text{ mm}$ 。横向为 80 个像素点, 每个点上停留 40 次, CCD 积分时间为 50 μs , 因此总的采样时间为 0.16 s, 对应于 6.25 frame/s。

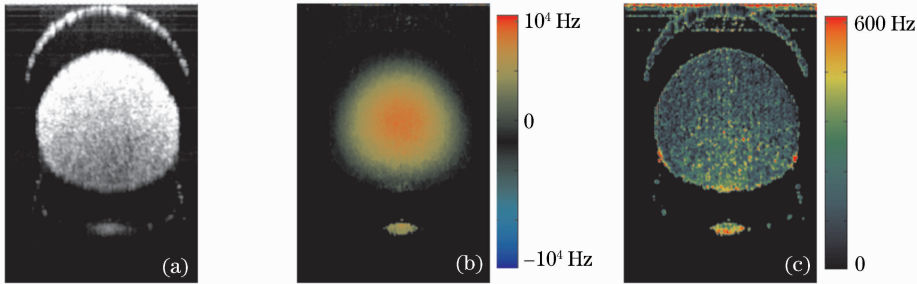


图 2 毛细玻璃管内聚苯乙烯小球水溶液的二维结构图(a), 多普勒频移图(b)和标准偏差图(c)

Fig. 2 Two-dimensional (2D) structure image (a), Doppler shift image (b) and standard deviation image (c) of aqueous solution of polystyrene beads in the capillary tube

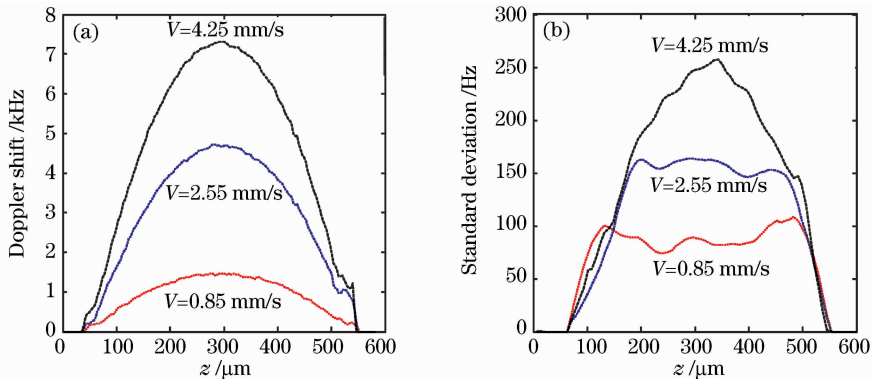


图 3 不同速度下多普勒频移(a)和标准偏差(b)随深度的变化

Fig. 3 Doppler shift (a) and standard deviation (b) versus depth under different velocities

选取毛细管横向中间位置的数据作多普勒频移和标准偏差随深度变化的曲线, 处理的结果分别如图 3(a), (b) 所示。

如图 3(a) 所示, 毛细玻璃管中间位置对应的多普勒频移随深度呈典型的抛物线变化, 多普勒频移值从中央到管壁逐渐变小, 只是在下管壁的位置有一些扰动, 主要原因是大部分的光强被上管壁和管内的聚苯乙烯小球散射致使下管壁处的信号较弱,

易受环境扰动和振镜扫描引入的附加相位的影响。如图 3(b) 所示, 多普勒展宽对应的标准偏差随深度的抛物线变化趋势不明显, 尤其是在流速较小时, 这是因为当流速较小时多普勒展宽受布朗运动和其他非流速因素的影响较大。通过计算不同速度下的标准偏差, 得到非宏观流速引起的背景值为 64.7 Hz, 即(4)式中的 b 。由图 3 的结果可知, 相对于标准偏差的评价方法, 多普勒频移对于速度的变

化更灵敏。在计算多普勒夹角和绝对速度时,统一利用多普勒频移和标准偏差在深度方向的平均值进行处理。

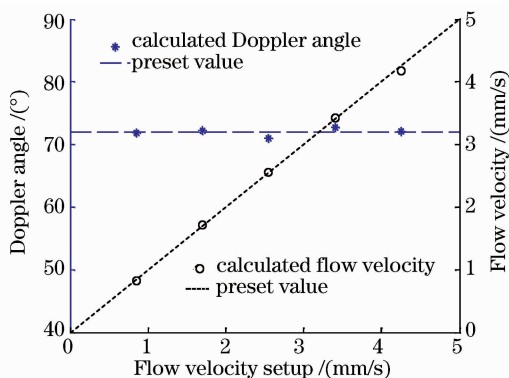


图 4 不同流速设定下计算得到的多普勒夹角和绝对速度曲线

Fig. 4 Estimated Doppler angle and absolute velocity under different velocities

由(5)和(6)式计算得到的不同流速设定下的多普勒夹角和绝对速度如图 4 所示。其中离散的符号点为计算结果,直线为实验预设值。可以看到多普勒夹角和绝对速度的实验结果与预设值都符合得很好,其中多普勒夹角的均方根误差的平均值为 0.57° ,绝对速度的均方根误差的平均值为 0.035 mm/s ,测量的精度较高。

实验样品购自浙江省实验动物中心的成年雄性 SD(Sprague-Dawley)鼠,体重约 250 g 。先以乌拉坦麻醉老鼠后将其固定在立体定位仪上。剪开头皮,暴露顶盖,开窗(前囟 5 mm 旁开 3 mm)处理后,可以清晰地看见脑膜下血管分布。选取大动脉血管处进行横截面扫描,得到图 5 所示的二维结构图、多普勒频移图和多普勒展宽对应的标准偏差图。成像大小为 $1.8 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ 。横向为 120 个像素点,每个点上停留 20 次,CCD 积分时间为 $50 \mu\text{s}$,总的采样时间为 0.12 s ,对应 8.33 frame/s 。

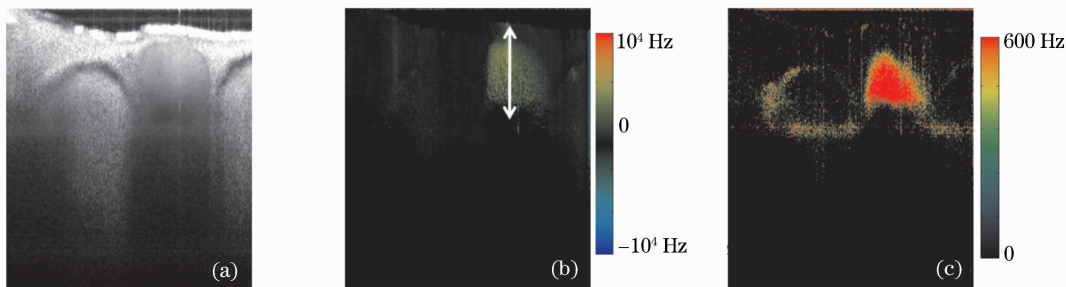


图 5 老鼠脑部血管的二维结构图(a),多普勒频移图(b)和标准偏差图(c)

Fig. 5 2D structure image (a), Doppler shift image (b) and standard deviation image (c) showing cerebral blood vessel of a rat

选取大动脉血管横向中间位置[对应图 5(b)中的箭头]的多普勒频移和标准偏差分别作区域平均,将得到的平均值代入(5)式计算得多普勒夹角为 83.1° ,再代入(6)式可得血管内血流的平均线速度为 10.7 mm/s 。根据文献[12]报道,老鼠脑部血管的血流速度范围为 $10 \sim 15 \text{ mm/s}$,测得的速度值处于这个区间。与传统的单一依靠多普勒频移测量相对速度的技术相比,结合多普勒频移和多普勒展宽的方法可以定位出未知的光束和血管之间的夹角,并由此确定绝对速度的大小,为 ODT 在脑微循环研究的应用提供了更好的手段。

4 结 论

利用多普勒频移可以测得沿光轴的流速分量,多普勒展宽又与横向速度分量有关,两者相结合就可以确定流体的绝对速度大小。该方法算法简单,

无需增加系统器件。基于研制的谱域 ODT 系统,应用该方法测量了毛细玻璃管中聚苯乙烯小球水溶液的绝对速度,实验结果与预设值吻合很好,多普勒夹角和绝对速度的平均误差分别为 0.57° 和 0.035 mm/s ,测量精度高。另外,对老鼠脑部大动脉血管内血流速度的应用实验表明,利用该方法能实时获取生物体内血流速度的绝对值,在动态检测生物体内血流速度的变化和和相关疾病的研究方面,具有重要的应用前景。

参 考 文 献

- 1 Yu Xiaofeng, Ding Zihua, 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
- 2 Yu Xiaofeng, Ding Zihua, Chen Yuheng *et al.*. Functional expansion of optical coherence tomography for Doppler imaging [J]. *Acta Optica Sinica*, 2006, **26**(11):1717~1720

- 俞晓峰, 丁志华, 陈宇恒 等. 光学相干层析多普勒成像功能拓展研究[J]. 光学学报, 2006, **26**(11):1717~1720
- 3 R. A. Leitgeb, L. Schmetterer, C. K. Hitzenberger *et al.*. Real-time measurement of in vitro flow by Fourier-domain color Doppler optical coherence tomography [J]. *Opt. Lett.*, 2004, **29**(2):171~173
- 4 Meng Jie, Ding Zhihua, Yang Yong *et al.*. Study on cerebral microcirculation by optical Doppler tomography [J]. *Sci. China Ser. G Phys. Mech. Astron.*, 2008, **51**(12):1883~1891
- 5 D. P. Dave, T. E. Milner. Doppler-angle measurement in highly scattering media [J]. *Opt. Lett.*, 2000, **25**(20):1523~1525
- 6 C. J. Pedersen, D. Huang, M. A. Shure *et al.*. Measurement of absolute flow velocity vector using dual-angle, delay-encoded Doppler optical coherence tomography [J]. *Opt. Lett.*, 2007, **32**(5):506~508
- 7 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]. *Opt. Lett.*, 2000, **27**(6):409~411
- 8 D. Piao, Q. Zhu. Quantifying Doppler angle and mapping flow velocity by a combination of Doppler-shift and Doppler-bandwidth measurements in optical Doppler tomography [J]. *Appl. Opt.*, 2003, **42**(25):5158~5166
- 9 K. Wang, Z. Ding. Spectral calibration in spectral domain optical coherence tomography [J]. *Chin. Opt. Lett.*, 2008, **6**(12):902~904
- 10 K. Wang, Z. Ding, T. Wu *et al.*. Development of a non-uniform discrete Fourier transform based high speed spectral domain optical coherence tomography system [J]. *Opt. Express*, 2009, **17**(14):12121~12131
- 11 V. L. Newhouse, E. S. Furgason, G. F. Johnson *et al.*. The dependence of ultrasound Doppler bandwidth on beam geometry [J]. *IEEE Trans. Sonics Ultrason.*, 1980, **27**(2):50~59
- 12 N. A. Norup, F. Martin, L. Martin. Scanning laser-Doppler flowmetry of rat cerebral circulation during cortical spreading depression [J]. *J. Vasc. Res.*, 2000, **37**(1):513~522