

文章编号: 0253-2239(2009)11-3168-05

# 光学多普勒层析三维矢量测速方法研究

孟 婕 丁志华 朱 瑛

(浙江大学现代光学仪器国家重点实验室, 浙江 杭州 310027)

**摘要** 光学多普勒层析术(ODT)是一种高分辨、非侵入的生物医学成像手段,能同时得到组织的结构信息和组织内血管的流速信息。提出了一种新型的基于相位分辨技术的 ODT 三维矢量测速方法。在 ODT 系统样品臂的准直镜和聚焦透镜之间加入窄带相位片,形成三个不同的相位延迟,通过计算多普勒频移和不同相位延迟下的多普勒展宽,可得到毛细管内的三维矢量流场分布。对已知浓度的聚苯乙烯溶液进行了一系列不同角度和不同流速的实验,结果证明这种新型的 ODT 矢量测速方法可以较精确的实现三维矢量流速的测量。

**关键词** 相干光学;矢量流速测量;光学多普勒层析;窄带相位片

**中图分类号** TN247 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS20092911.3168

## Three-Dimensional Vector Velocity Measurement in Optical Doppler Tomography

Meng Jie Ding Zhihua Zhu Ying

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

**Abstract** Optical Doppler tomography (ODT) is a high-resolved and non-invasive biomedical imaging technique, which can obtain tissue structure and blood flow velocity at the same time. A novel phase-resolved ODT method to measure three-dimensional vector velocity is presented. After inserting the designed narrowband phase plate between the collimator and focusing lens of the sample arm, three different phase retardations are formed. By calculating the Doppler shift and the Doppler bandwidth relative to the three phase retardations, three-dimensional vector velocity distribution of the solution inside the capillary is obtained. Several experiments of polystyrene solution with different angle setup and variational flow velocity are conducted, and the results demonstrate the feasibility of this method to measure three-dimensional vector velocity.

**Key words** coherence optics; vector velocity measurement; optical Doppler tomography; narrowband phase plate

### 1 引 言

光学相干层析技术是近十几年迅速发展起来的一种成像技术,它利用弱相干光干涉的基本原理,检测生物组织不同深度层面对入射光的背向反射或散射信号,可得到生物组织二维或三维结构图像<sup>[1,2]</sup>。它具有很高的纵向空间分辨率,可以达到 $1\sim 15\ \mu\text{m}$ ,比超声探测技术高 $1\sim 2$ 个数量级,而且具有非接触性,堪称当前对眼底视网膜多层精细结构进行高分辨率层析成像的最佳手段。如果将光学相干层析技术(OCT)与多普勒技术相结合,除了可以获取具有

高空间分辨率的眼底视网膜图像,还可以获得视网膜血管流速大小,将为相关疾病的早期诊断、病情监控、药物疗效评价、生物特征识别以及相关医学研究提供前所未有的有力工具。

现有的光学多普勒层析技术<sup>[3,4]</sup>可以获得极高的空间分辨率以及速度分辨率,探测到细微血管中的微小流量,对流速相当敏感,实现了对人体内血液的实时测量。但随着现代医学对复杂血管内血液流速成像的更高要求,以及微流控立体流场分析与评价技术的需要,使得人们对流场的测量要求已从流

收稿日期: 2008-10-18; 收到修改稿日期: 2008-12-01

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

作者简介: 孟 婕(1982-),女,博士,主要从事生物医学光学方面的研究。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学方面的研究。Email: zh\_ding@zju.edu.cn

速大小的相对测量转变到包括三维矢量分量的绝对测量上来。

因此,矢量光学多普勒层析(ODT)成像技术是一种极具发展前景的技术,各国均对此展开研究。但将现行 ODT 技术拓展为大范围立体流场矢量速度的快速测量,仍是一个需要面对的技术挑战。在 OCT 系统中实现三维矢量速度的测量最早是由 Royset A 所在的研究小组提出的<sup>[5]</sup>,他们在自由空间干涉仪中使用四像限探测器来确定速度矢量的三维分量,系统结构简单,信号处理也不复杂,但是不适用于光纤型的 OCT 系统,也不便于临床应用。最近 Ahn Y 等人提出了基于谱域 OCT 系统的三层光学延迟片的矢量速度测量方法<sup>[6]</sup>,通过得到 5 个独立的波矢差来获得速度的三维分量,这种测速方法比传统的 ODT 具有更高的测速范围,只是牺牲了太多的成像深度,这对谱域 ODT 成像系统来说是一大制约因素。有一些小组提出由三维结构间接的测量速度矢量<sup>[7,8]</sup>,他们先对组织进行三维成像,再用基于结构特征的图像处理技术提取出血管网在三维图像中的空间矢量位置和方向,最终结合光轴方向的多普勒频移产生的速度分量,求出三维的速度分量,从严格意义上说,该技术并不属于矢量多普勒技术,而应归于图像识别技术,并且空间分辨率不高,也无法移植到立体流场内部的矢量速度测量。

本文针对矢量速度测量的难题开展基于相位分辨和多普勒空间编码技术的速度测量新方法研究。

## 2 二维速度的测量方法

如图 1 所示,血流速度和多普勒频移的关系由经典的多普勒公式给出:

$$f_d = \frac{2V \cos \alpha}{\lambda}, \quad (1)$$

式中  $V$  为血流速度,  $\alpha$  为多普勒夹角,  $\lambda$  为光在介质中的中心波长,  $V \cos \alpha$  为血流速度在光速方向的分量(纵向分量)。

考虑单一速度的散射子(如红血球细胞),当它以一定角度穿越探测光束时,除了由(1)式的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限宽效应,其多普勒展宽为

$$f_b = \frac{\pi \sqrt{\ln 2} \cdot V \sin \alpha \cdot NA_{\text{eff}}}{2\lambda} + b, \quad (2)$$

式中  $NA_{\text{eff}}$  为介质中的有效数值孔径,常数  $b$  表示由其他因素引起的多普勒展宽<sup>[9]</sup>,包括布朗运动、速度梯度、扰动以及探测光束的几何形状(非平面波)等。

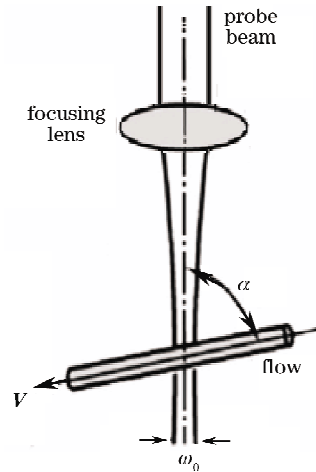


图 1 多普勒夹角与血流速度示意图

Fig. 1 Doppler angle and blood flow velocity

Piao D 等<sup>[10]</sup>最早提出在单一光束的 OCT 系统中通过结合多普勒频移和多普勒展宽法实现多普勒夹角和流动速率的测量。结合(1)式和(2)式,可以算出多普勒夹角:

$$\alpha = \arctan \left( \frac{4}{\pi \sqrt{\ln 2} \cdot NA_{\text{eff}}} \cdot \frac{f_b - b}{f_d} \right), \quad (3)$$

流动速率也可算出:

$$V = \frac{f_d \lambda}{2 \cos \alpha}. \quad (4)$$

## 3 基于窄带相位片的三维矢量测速方法及系统

为实现多普勒信息的空间编码,在测量探头中设置了窄带相位片,用于获取多普勒展宽在窄带方向上的速度分量以获知方位角的大小,然后综合利用多普勒频移和多普勒展宽,实现三维速度矢量的测量。如图 2 所示,窄带相位片由两片一定厚度的玻璃片平行放置构成,中间为窄带的空气缝。也可以利用中间是窄带玻璃两边是空气的结构,但是这种情况不易固定并且窄带方向上的光能衰减较大。

为验证方法的可行性,利用已有的光纤型时域 ODT 系统进行实验。从宽带光源(中心波长 1310 nm,带宽 65 nm)出来的低相干光入射到  $2 \times 2$  宽带光纤耦合器后,分别进入参考臂和样品臂。进入参考臂的光先通过加有 500 kHz 载频的相位调制器后进入快速扫描光学延迟线(Rapid scanning optical delay line, RSOD),实现 500 Hz 的轴向扫描和色散调节。

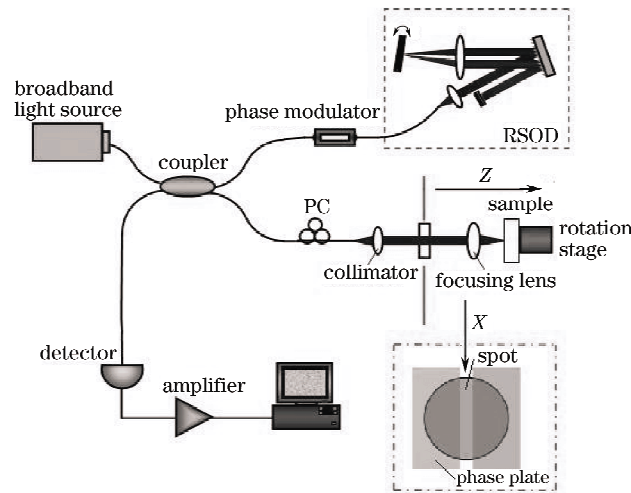


图 2 光纤型时域 ODT 系统

Fig. 2 Fiber-based time-domain optical Doppler tomographic system

入射到样品臂的光经偏振控制器后,通过准直镜、窄带相位片和聚焦物镜后投射于测量样品。整个探头由步进电机带动实现横向扫描。实验中,测量样品为内径为 0.5 mm 的玻璃毛细管,其内充满折射率为 1.5 的聚苯乙烯溶液,液体的流动速度由 STOELTING 公司的微透析注射泵精确控制。为了实现三维角度的测量,玻璃毛细管固定在精密角位台上,并将精密角位台和精密旋转台组合,分别实现多普勒夹角  $\alpha$  和方位角  $\phi$  的设置。

从参考臂和样品臂返回的光,如果所经历的光程差在光源的相干长度以内,则在光纤耦合器处汇合时发生干涉。产生的干涉信号经过探测器和前置放大器后,再由 5 MHz/s 的数据采集卡采样,最后由计算机进行后续处理和图像重建。

矢量速度的表征系统的坐标参见图 3,测量光轴沿  $V_z$  方向。综合运用光学多普勒  $f_d$  和多普勒展宽  $f_b$  的测量,能确定多普勒夹角  $\alpha$  和流速  $V$  的大小。为了得到三维的矢量速度,还需要确定方位角  $\phi$ 。

厚度为  $d$ 、玻璃折射率为  $n$  的窄带相位片置于

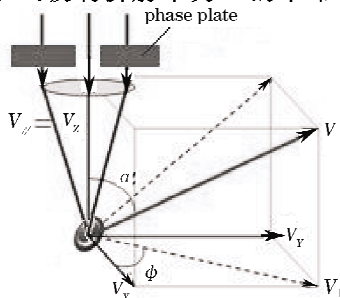


图 3 矢量速度的表征

Fig. 3 Vector velocity scheme

准直后的光斑处,中间的窄带空气缝与  $V_x$  方向平行,作为测量方位角  $\phi$  的基准坐标轴。如图 3 所示,光束通过窄带相位片后由透镜聚焦于散射粒子上,经散射粒子散射后,再由透镜收集,第二次通过窄带相位片。光束按通过相位片空气部分和玻璃部分的次数不同而分为三部分,分别对应不同的相位延迟。从空气部分入射并且从空气部分返回的,我们将相位延迟定义为 0;从空气部分入射并且从玻璃部分返回的,以及从玻璃部分入射并且从空气部分返回的,产生的相位延迟则均为  $\frac{2\pi}{\lambda}(n-1)d$ ;入射和返回都通过玻璃部分的,则产生  $\frac{2\pi}{\lambda}(n-1)2d$  的相位延迟。

因此,系统将产生如图 4 所示的 3 幅具有不同相位延迟的结构图和多普勒图像(包括多普勒频移和多普勒展宽)。图 4(c)中为三幅多普勒展宽图,位置 1 的图像对应于两次通过空气缝的情况,由该

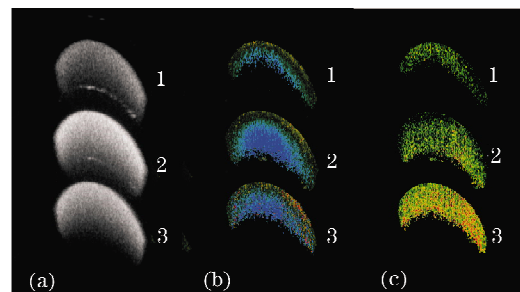


图 4 三种不同相位延迟的毛细管结构图(a),多普勒频移图(b)和多普勒展宽图(c)

Fig. 4 The structure (a) Doppler shift (b) and Doppler bandwidth (c) of the capillary with three phase retardations

图像对应的数据可以计算得到速度分量  $V_x$  对应的多普勒展宽  $f_{bx}$ 。位置 2 和位置 3 的图像对应的数据可以得到速度分量  $V_{\perp}$  对应的多普勒展宽  $f_{b\perp}$ 。由此可以得到方位角  $\phi$ ：

$$\phi = \arccos\left(\frac{f_{bx}}{f_{b\perp}}\right). \quad (5)$$

至此, 矢量速度的测量得以实现。显然, 本文的三维矢量测速方法不仅适用于光纤型的时域 ODT 系统中, 也可以拓展到谱域 ODT 系统中, 实现高空间分辨率、高速度、高灵敏度、大成像范围的矢量速度成像。

#### 4 实验结果

通过所建立的 ODT 矢量测速系统对毛细玻璃管内流动的聚苯乙烯溶液进行了测定, 实验中样品臂准直后的光斑大小为 5.2 mm, 窄带相位片的厚度为 1.7 mm, 其空气缝的宽度为 0.75 mm, 聚焦透镜的焦距为 40 mm, 角位台的角度设为  $\alpha = 69^\circ$ , 旋转台的角度设为  $\phi = 45^\circ$ 。在实验过程中, 通过微透析注射泵的设置, 将毛细玻璃管内聚苯乙烯溶液的流速从  $1 \mu\text{l}/\text{min}$  增加到  $8 \mu\text{l}/\text{min}$ , 每次改变  $1 \mu\text{l}/\text{min}$ , 相应的毛细管中心的线速度从  $84.9 \mu\text{m}/\text{s}$  增加到  $679.1 \mu\text{m}/\text{s}$ , 在每个速度下的测量重复 5 次。

测量静止状态下的多普勒展宽得到该系统条件下的常数  $b$  为 51 Hz, 通过计算图 4 中同一位置对应的多普勒频移和多普勒展宽, 可以得到多普勒夹角  $\alpha$  和流速  $V$  的大小, 结果分别如图 5 和图 6 所示。不同流速下测量到的多普勒夹角的平均测量误差为  $1.98^\circ$ , 多普勒夹角的平均值为  $\alpha = 70.98^\circ$ 。

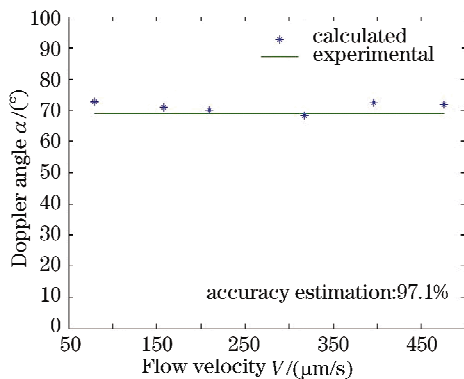


图 5 同一多普勒夹角设置 ( $69^\circ$ ), 不同流速下测量得到的多普勒夹角

Fig. 5 The calculated Doppler angle under different flow velocity with the same Doppler angle setup of  $69^\circ$

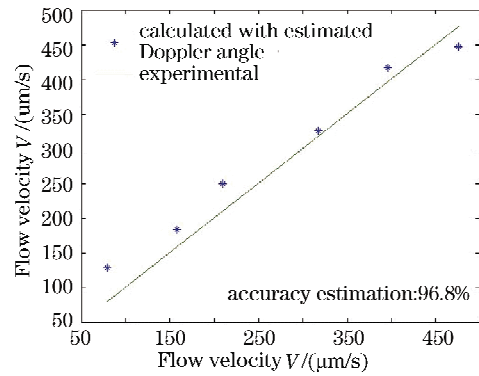


图 6 同一多普勒夹角设置 ( $69^\circ$ ), 不同流速下测量得到的流速大小

Fig. 6 The calculated flow velocity under different flow velocity with the same Doppler angle setup of  $69^\circ$

最后, 根据(5)式, 提取每幅多普勒展宽图像中的位置 1 和位置 2 处的多普勒展宽信息, 算出方位角  $\phi$ 。不同流速下计算出的结果如图 7 显示, 测量值与实验设定值符合的很好。取所有方位角的平均值得到  $\phi = 43.28^\circ$ , 平均测量误差为  $1.72^\circ$ 。

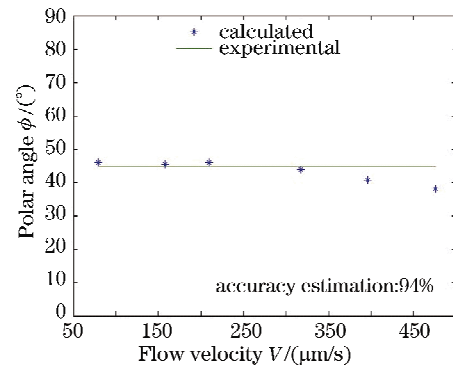


图 7 同一方位角设置 ( $45^\circ$ ), 不同流速下测量得到的方位角

Fig. 7 The calculated polar angle under different flow velocity with the same polar angle setup of  $45^\circ$

实验和理论的良好吻合表明, 结合多普勒频移和多普勒展宽的方法能够实现二维速度的获取, 即多普勒夹角的大小和流速的大小。并且通过在测量探头设置窄带相位片来生成三个不同的相位延迟, 实现了对三维速度信息的编码和分别获取。对毛细玻璃管内速度矢量场的测量结果与实验设定值相符合, 而且精度较高, 证明了本方法的可行性和 ODT 矢量测速系统的稳定性。

#### 5 结 论

通过对矢量速度测量机理的深入分析, 提出了一种基于窄带相位片的三维速度矢量场的成像方法

及系统。在已有的结合多普勒频移和多普勒展宽测量二维速度的基础上,通过设置窄带相位片来生成三个不同的相位延迟,实现三维信息的编码和提取。该方法结构简单,数据处理算法简洁,牺牲的成像深度较少,并可推广到谱域 ODT 系统。

### 参 考 文 献

- 1 Huang D, Swanson E, Lin C *et al.*. Optical coherence tomography[J]. *Science*, 1991, **254**(5035): 1178~1181
- 2 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
- 3 Chen Z, Zhao Y, Srinivas S *et al.*. Optical doppler tomography [J]. *IEEE J. Selected Topics in Quantum Electronics*, 1999, **5**(4): 1134~1142
- 4 Yu Xiaofeng, Ding Zhihua, 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
- 5 Royset A, Ostling D. Quantitative measurement of flow velocity and direction using transversal Doppler Optical Coherence Tomography[C]. *SPIE*, 2003, **6079**: 607925
- 6 Ahn Y, Jung W, Chen Z. Quantification of a three-dimensional velocity vector using spectral-domain Doppler optical coherence tomography[J]. *Opt. Lett.*, 2007, **32**: 1587~1589
- 7 Michaely R, Bachmann A, Villiger M *et al.*. Vectorial reconstruction of retinal blood flow in three dimensions measured with high resolution resonant Doppler Fourier domain optical coherence tomography[J]. *J. Biomed. Opt.*, 2007, **12**: 041213
- 8 Wang Y, Bower B, Izatt J *et al.*. In vivo total retinal blood flow measurement by Fourier domain Doppler optical coherence tomography[J]. *J. Biomed. Opt.*, 2007, **12**: 041215
- 9 Edwards R, Angus J, French M *et al.*. Spectral analysis of the signal from the laser Doppler flowmeter; time-independent systems[J]. *J. Appl. Phys.*, 1971, **42**: 837~850
- 10 Piao D, Zhu Q. 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): 5158~5168