

文章编号: 0253-2239(2006)11-1717-4

# 光学相干层析多普勒成像功能拓展研究<sup>\*</sup>

俞晓峰 丁志华 陈宇恒 周琳 周振明 李娜 王玲 杨亚良

(浙江大学现代光学仪器国家重点实验室, 杭州 310027)

**摘要:** 光学多普勒成像(Optical Doppler tomography, ODT)是一种结合了光学相干层析成像技术(Optical coherence tomography, OCT)和多普勒流速仪的非侵入、非接触的成像技术,能够实现对高散介质组织内部的血管分布和血液流速的探测。阐述了基于数字希尔伯特变换的相位分离多普勒光学相干层析成像技术的工作原理,并且通过对玻璃毛细管和生物芯片微通道管中聚苯乙烯溶液流速的实验测量,准确测量管内微粒缓慢移动时的多普勒频移量,获得了玻璃管内和生物芯片微通道管中流速分布曲线,证实了所提方法的可行性。获取的多普勒图像具有较高的空间分辨力和速度分辨力,在未来的临床应用中有潜在的应用价值。

**关键词:** 医用光学与生物技术; 光学多普勒成像; 数字希尔伯特变换; 多普勒频移

中图分类号: TN247 文献标识码: A

## Functional Expansion of Optical Coherence Tomography for Doppler Imaging

Yu Xiaofeng Ding Zhihua Chen Yuheng Zhou Lin Zhou Zhenming Li Na  
Wang Lin Yang Yaliang

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

**Abstract:** Optical Doppler tomography (ODT) is a non-invasive and non-contact imaging technology which combines Doppler velocimetry with optical coherence tomography (OCT) for measuring blood flow velocity and blood vessel distribution in highly scattering biological tissue. The principle of phase-resolved ODT based on digital Hilbert transformation is described and verified by measuring polystyrene solution flow velocity through glass capillary and microchannels of biochip respectively. With measurement for the Doppler frequency shift of the polystyrene flowing through glass capillary, the curve of the velocity of flow is obtained. The obtained images with high spatial and velocity resolutions, demonstrates that the developed ODT system has promising value for future clinical applications.

**Key words:** medical optics and biotechnology; optical Doppler tomography; digital Hilbert transformation; Doppler frequency shift

## 1 引 言

光学多普勒成像(ODT)是在光学相干层析成像(OCT)基础上应用多普勒效应进行速度探测的一种新型技术<sup>[1,2]</sup>。研究人员将多普勒效应应用于生物成像研究,如近年来迅速发展起来的用于记录心脏和大血管的超声多普勒检查仪<sup>[3]</sup>,利用多普勒原理的核磁共振成像(MRI)测速方法<sup>[4]</sup>等。

光学多普勒成像是一种适合对高散射生物介质组织内部的血管分布和流速进行探测的非接触式探测技术,融合了光学相干层析成像技术和多普勒测速

两种技术的优点,利用多普勒效应对人体血管(如对眼底视网膜上的微细血管等<sup>[5]</sup>)进行检测。与超声多普勒检查仪相比,具有更高的空间分辨力和速度分辨力。鉴于光学多普勒成像通常采用红外光,频率比超声要高得多,因此光学多普勒成像的分辨能力要比超声多普勒检查仪高一个数量级左右,可以分辨组织表面以下超过 1 mm 范围内的 10  $\mu\text{m}$  大小的血管。另外,由于工作波长的不同,光学多普勒成像的速度分辨力要比超声多普勒高出两个数量级<sup>[6]</sup>。

本文报道了我们研制的基于相位分离的光学多

<sup>\*</sup> 国家自然科学基金(60378041, 60478040)、浙江省自然科学基金(Z603003)、教育部博士点基金(20030335099)、霍英东青年教师基金(91010)和教育部新世纪优秀人才支持计划和浙江省“新世纪 151 人才工程”资助课题。

作者简介: 俞晓峰(1981~),男,浙江新昌人,浙江大学光电系硕士研究生,主要从事生物医学成像的研究。

E-mail: Kinkio613@gmail.com

导师简介: 丁志华(1960~),男,浙江大学研究员,博士生导师,主要从事生物医学光子学研究。E-mail: zh-ding@zhu.edu.cn

收稿日期: 2006-01-17; 收到修改稿日期: 2006-05-23

普勒成像系统,该系统采用数字希尔伯特变换将实干涉信号解析拓展为包含振幅和相位信息的复信号,基于振幅信息可以重构出光学相干层析成像技术的结构图像<sup>[6~8]</sup>,而利用相位信息可以获取样品中运动微粒的速度图像。

## 2 系统原理

光学多普勒成像系统是从原有光学相干层析成像系统基础上发展而来的。如图 1 所示,从宽带光源出来的中心波长为 1310 nm 的低相干光,经光纤

耦合器分束后分别进入参考臂和样品臂,在参考臂上采用快速扫描延迟线(Rapid scanning optical delay line, RSOD)实现纵向扫描。RSOD 纵向扫描的频率为 500 Hz。在参考臂上采用光纤型相位调制器给光信号加载一个稳定的载频(500 kHz)。进入样品臂的光经扫描物镜会聚在样品上,同时接收从样品中散射返回到扫描物镜的散射光。从样品臂和参考臂返回的光在光纤耦合器汇合并发生干涉,干涉信号经光电转换和采样后通过计算机作后续处理,系统的断面扫描和数据扫描过程如图 1 所示。

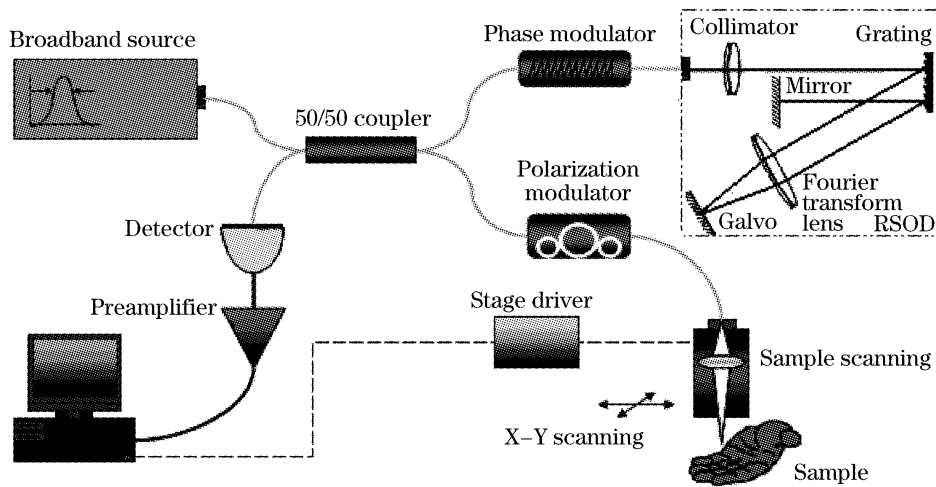


图 1 光纤型光学多普勒成像的系统示意图  
Fig. 1 Schematic of fiber-based ODT system

根据多普勒效应可知当入射光和样品中散射体存在相对运动时,散射回的光信号会发生频移,由这种频移可以推知散射体的移动速度。对计算机采集的纵向扫描时序干涉信号  $\Gamma(t)$  进行数字希尔伯特变换可以实现实干涉信号的解析拓展<sup>[7]</sup>:

$$\tilde{\Gamma}(t) = A(t)\exp[i\phi(t)] = \Gamma(t) + i\Gamma'(t), \quad (1)$$

式中  $\tilde{\Gamma}(t)$  表示经过解析拓展后的复数信号, $\Gamma(t)$  为实干涉信号, $\Gamma'(t)$  是将实信号经过数字希尔伯特变换后得到信号, $A(t)$ 、 $\phi(t)$  分别表示干涉信号的振幅和相位。对于光学相干层析成像结构图像的重建来说,只需考虑振幅信息  $A(t)$ ,它代表着待测样品返回的后向散射信号的强弱;而从相位信息中通过对相邻的几个连续纵向扫描数据列进行计算可以得到任意位置的多普勒频移量<sup>[7]</sup>:

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

式中  $\Delta f$  表示多普勒频移量, $\tilde{\Gamma}_j(t)$  是经过解析拓展后的第  $j$  列复数信号, $\tilde{\Gamma}_j^*(t)$  为  $\tilde{\Gamma}_j(t)$  的共轭信号。 $T$  为相邻两个纵向扫描的时间间隔,亦即图 2(b) 中

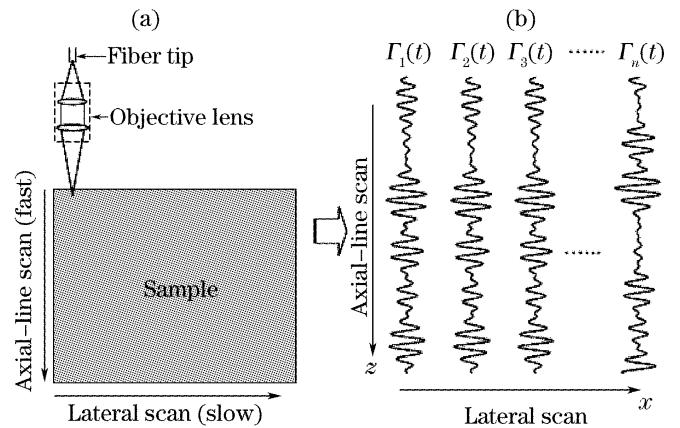


图 2 光学多普勒成像的样品断面扫描方式(a),  
数据存储格式(b)

Fig. 2 Sample scanning mode (a) and data storage format (b) of ODT

$\Gamma_{n-1}(t)$  与  $\Gamma_n(t)$  的时间间隔, $n$  是同一像素点连续扫描的次数。 $n$  越大,获得信号的信噪比也就越高,但是相应的成像速度就会降低,两方面结合考虑取  $n = 4$ 。以往人们采用窗口傅里叶变换的方法进行光学多普勒成像信号处理,但往往被变换的窗口大小限制,无法同时获得高的速度分辨率和成像速度;数字希尔伯特变换法是通过计算相邻纵向扫描之间的

相位改变,计算出信号的多普勒频移,可以获得样品中运动微粒的运动速度。通常,空间分辨力和速度分辨力是一对矛盾,而基于相位分离和相邻序列的相位比较技术则可以在获得高的速度分辨力的同时保证高的空间分辨力。另外,采用这种方法可以大大降低计算量,提高成像速度<sup>[6,7]</sup>。

## 2 实验与结果

光学多普勒成像系统采集的是样品内部运动微粒的流速,如人体血液里的红血球运动等,通过获取的样品数据,可以定性和定量地分析光学多普勒成像对速度的敏感性,以及它的测量范围,同时进行了多普勒频移量的标定。

图 3 所示为光学多普勒成像的探头布局。实验测的多普勒流速实际上是样品中微粒运动速度在光轴方向上的投影分量。在实验中, $\beta=10^\circ$ ,即扫描光束与微粒流速方向之间夹角为 $\alpha=80^\circ$ ,一方面为了结构上的易实现,另一方面 $\alpha$ 越大,流速在光轴方向的投影就越小,这样可以减小对流速控制的要求。

采用聚苯乙烯溶液通过 Y 型微通道生物芯片的实验模型来进行光学多普勒成像成像,如图 4 所示。Y 型生物芯片微通道具有 A、B、C 三个贮液池,微通道口径为  $100\ \mu\text{m}\times 75\ \mu\text{m}$ ,如图 4(a)。在 Y 型生物芯片微通道的 A 贮液池中滴入聚苯乙烯溶液

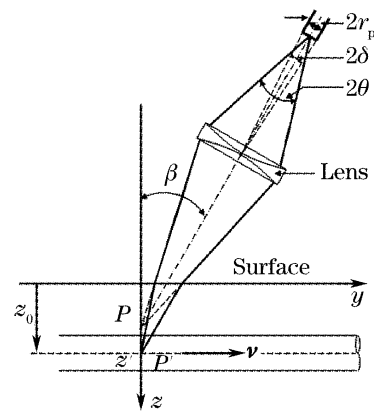


图 3 光学多普勒成像中探头的几何布局

Fig. 3 Geometrical configuration of the probe in ODT (聚苯乙烯溶液的颗粒直径在  $382\ \text{nm}$  左右),溶液将往 B、C 两池流动。用光学多普勒成像观察 Y 型微通道交汇处的流速情况,可以得到图 4 的光学相干层析成像结构图和流速图。通过颜色标定暖色区域表示多普勒频移量为正,而冷色区域表示多普勒频移量为负,如图 4(c)。由此可见在通道 A 和通道 B 中的多普勒频移量相反,也就意味着这两者流速方向相反。系统中纵向扫描频率为  $500\ \text{Hz}$ ,因此根据尼奎斯特(Nyquist)采样定理可知频移量探测范围为  $-250\sim 250\ \text{Hz}$ 。分辨能力约为  $10\ \text{Hz}$ ,根据多普勒效应  $u = \frac{\lambda \times \Delta f}{2 \cos \alpha}$ ,可以计算出系统的流速分辨力约为  $1\ \mu\text{m}/\text{s}$ 。

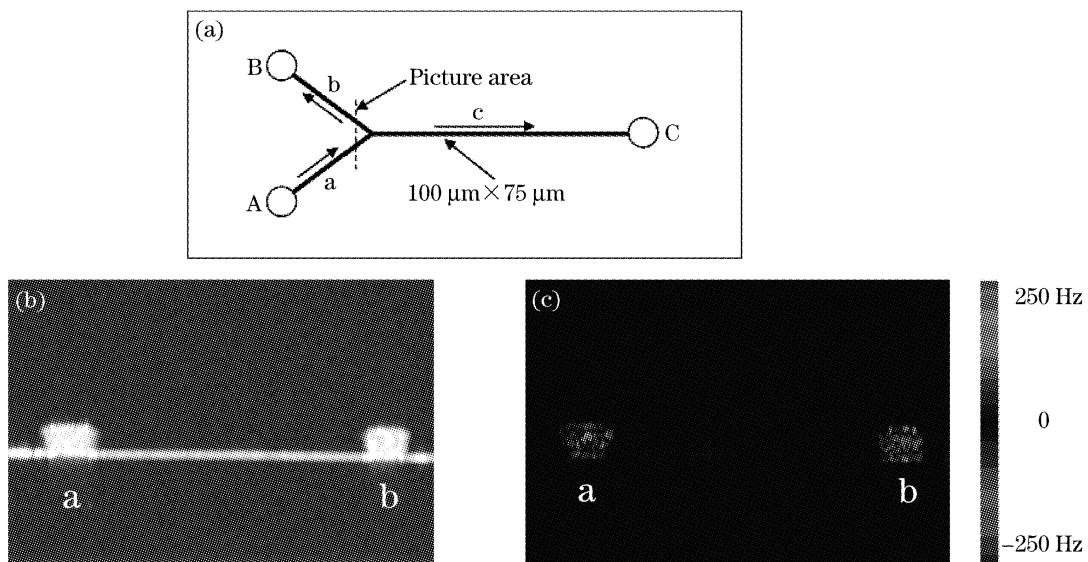


图 4 基于生物芯片上光学多普勒成像图

Fig. 4 ODT Image of biochip

图 5 是样品为聚苯乙烯溶液流过玻璃毛细管时的光学相干层析成像结构图和流速图,溶液的平均流速约为  $16\ \mu\text{m}/\text{s}$ ,成像范围为  $1.5\ \text{mm}\times 0.7\ \text{mm}$ 。可以观察到毛细管内的聚苯乙烯流体的频移量分布

在管中心最大,向管壁的方向渐减,靠管壁的流速为零。其分布为抛物线形状,符合流体在圆管中层流时的速度分布理论。经过计算可以发现,最大的多普勒频移为  $250\ \text{Hz}$  左右,对应于最大流速  $u=28\ \mu\text{m}/\text{s}$ ,速

度的平均值与实际流速相当。在深度为  $300\ \mu\text{m}$  的位置,分析光学多普勒成像的数据,可以获得水平方向的多普勒频移量的分布。图 5(a),在横向  $x=600\ \mu\text{m}$  的位置进行数据分析,可以获得纵向的多普勒频移量的分布。图 5(b),水平方向的多普勒频移量起伏比

较大,这与横向扫描的空间间隔比较大,扫描速度也比较慢有关。纵向的扫描速度比较快,其曲线就比较平滑。另外,在纵向分布图上较深的地方起伏较大,这是因为深层返回信号弱,环境扰动对信号的影响相应就更明显了。

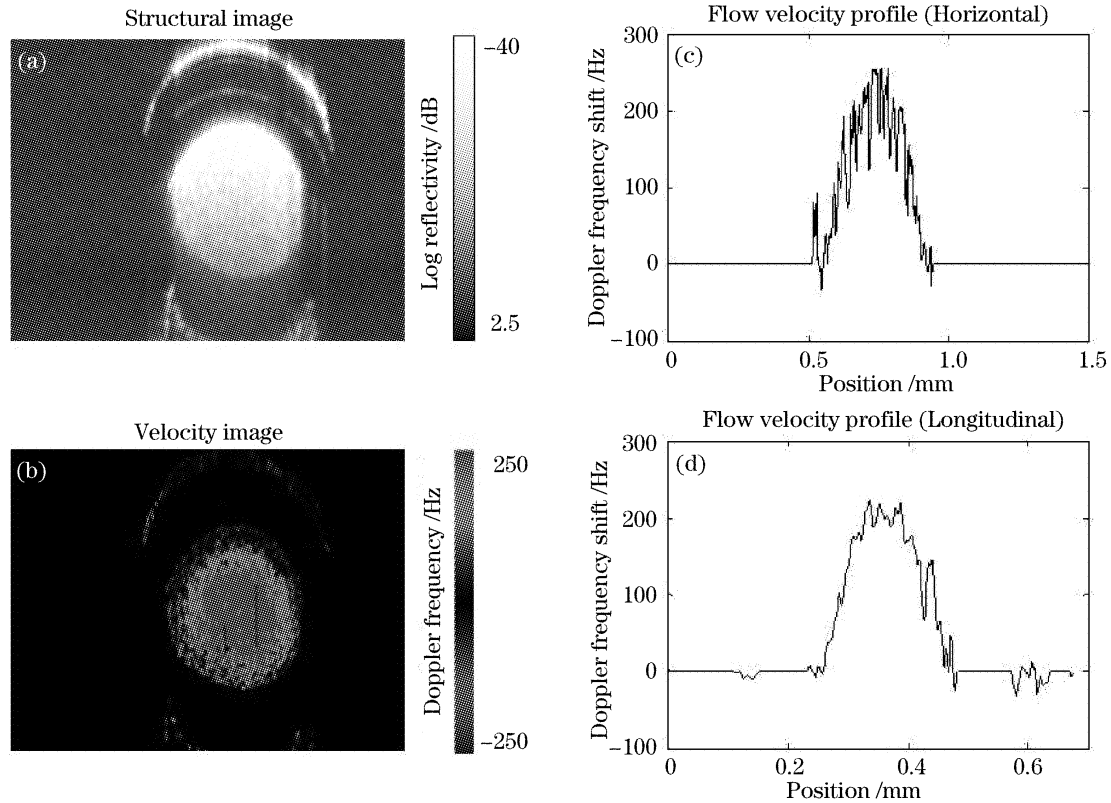


图 5 聚苯乙烯溶液在毛细管内流动的光学相干层析成像(a)和光学多普勒成像(b)图( $1.5\ \text{mm} \times 0.7\ \text{mm}$ )以及毛细管内的多普勒频移量分布[(c),(d)]

Fig. 5 OCT (a) and ODT (b) images of capillary with polystyrene inside ( $1.5\ \text{mm} \times 0.7\ \text{mm}$ ); and Doppler frequency shift of the capillary (c),(d)

### 3 结 论

完成了单模光纤型光学多普勒成像系统的搭建,通过相位分离的数字希尔伯特变换的方法获得了流速图像快速重建。系统能够探测到低至  $1\ \mu\text{m/s}$  的流速,并能够根据速度分布图确定流速的不同方向。利用自制的样品实现了对内部一些微小尺寸的缓慢流动的液体成像,准确地计算了多普勒频移量,证实了微管内的液体流速的抛物线分布,并指出了纵向横向速度不同波动的原因。由于采用了基于相位分离和相邻序列的相位比较技术,系统的空间分辨力和速度分辨力互为独立,能够在获取多普勒信息的同时得到相当高的空间分辨力和速度分辨力,系统成像速度也有明显提高,可以进行实时成像。

### 参 考 文 献

1 David Huang, Eric A. Swanson, Charles P. Lin *et al.*. Optical coherence tomography[J]. *Science*, 1991, **254**(5035): 1178~1181

2 Yonghua Zhao, Zhongping Chen, Christopher Saxer *et al.*. Phase-resolved optical coherence tomography and optical Doppler tomography for imaging blood flow in human skin with fast scanning speed and high velocity sensitivity[J]. *Opt. Lett.*, 2000, **25**(2): 114~116

3 David P. Shattuck, Marc D. Weinschenker, Stephen W. Smith *et al.*. Explososcan: a parallel processing technique for high speed ultrasound imaging with linear phased arrays[J]. *Acoust. Soc. Am.*, 1984, **75**(4): 1273~1282

4 René Botoar, Rappitich Rappitmh, Markus Beat Scheidegger *et al.*. Hemodynamics in the carotid artery bifurcation: a comparison between numerical simulations and in vitro MRI measurements [J]. *J. Biomechanics*, 2000, **33**(2): 137~144

5 Zhongping Chen, Thomas E. Milner, Digant Dave *et al.*. Optical Doppler tomographic imaging of fluid flow velocity in highly scattering media[J]. *Opt. Lett.*, 1997, **22**(1): 64~66

6 Yonghua Zhao, Zhongping Chen, Christophersaxel *et al.*. Doppler standard deviation imaging for clinical monitoring of in vivo human skin blood flow[J]. *Opt. Lett.*, 2000, **25**(12): 1358~1360

7 Zhihua Ding, Yonghua Zhao, Hongwu Ren *et al.*. Real-time phase-resolved optical coherence tomography and optical Doppler tomography[J]. *Opt. Express*, 2002, **10**(5): 236~245

8 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 (in Chinese)

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