

# 基于光学相干层析散斑的流速测量方法

杨 柳<sup>1,2</sup> 洪 威<sup>1</sup> 王 川<sup>1</sup> 丁志华<sup>1\*</sup>

(<sup>1</sup>浙江大学现代光学仪器国家重点实验室, 浙江 杭州 310027)

<sup>2</sup>浙江长征职业技术学院, 浙江 杭州 310023

**摘要** 发展了一种基于光学相干层析(OCT)散斑的流速测量方法。与传统激光散斑信号相似,样品中某一点处 OCT 信号随时间的波动与该处散射颗粒的平均速度有一定的依赖关系。通过对 OCT 信号的滤波和解调,得到 OCT 散斑波动信号,再对该信号进行傅里叶变换,得到散斑信号的频谱分布,然后依据频谱分布中高低频分量比值(HLR)与流速间的定量关系,就能确定样品中的流速分布。基于 OCT 散斑强度信号而非相位信息的流速测量方法,实验研究了 HLR 与流速间的关系,并给出了毛细玻璃管模型的流速分布图像。

**关键词** 测量;光学相干层析;散斑信号;流速测量

**中图分类号** TN247 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/CJL201239.0504002

## Flow Velocity Measurement Based on Speckle in Optical Coherence Tomography

Yang Liu<sup>1,2</sup> Hong Wei<sup>1</sup> Wang Chuan<sup>1</sup> Ding Zhihua<sup>1</sup>

<sup>1</sup> State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation, Zhejiang University, Hangzhou, Zhejiang 310027, China

<sup>2</sup> Zhejiang Changzheng Vocational and Technical College, Hangzhou, Zhejiang 310023, China

**Abstract** Flow velocity measurement based on speckle in optical coherence tomography (OCT) images is developed. Similar to traditional laser speckle signal, time-varying fluctuations in OCT speckle intensity is related to the average velocity of scattering particles within the sampling volume. Fluctuated signal of the speckle intensity is obtained from the detected OCT signal by filtering and demodulation. Then the spectrum of the speckle is deduced through Fourier transform of the fluctuated signal, and quantitative measurement of flow velocity can be conducted according to the calculated ratio of high to low (HLR) spectrum. The method of flow measurement based on speckle intensity in OCT instead of phase information is introduced. Investigation on the relationship of the calculated HLRs with the flow velocities is experimentally conducted. Flowing particles in a tube in mimic of capillary is visualized by the proposed method.

**Key words** measurement; optical coherence tomography; speckle signal; flow velocity measurement

**OCIS codes** 140.0140; 170.4500; 170.6480; 170.3340

## 1 引 言

光学相干层析(OCT)是一种非侵入、非接触的成像技术,利用光学相干门来获得组织内部高分辨率的层析结构。随着 OCT 技术的成熟,一些以 OCT 为基础的延伸技术也得到了广泛的研究和发展。多普勒 OCT 就是一项在近年来关注度很高的

流速测量技术。除了能得到组织的结构信息外,还能得到组织中血管内血液的流速信息,而流速信息的获取的在生物医学应用领域有着重要的意义。

多普勒 OCT 血流成像的关键问题之一是如何实现组织内部血流信息的高灵敏度获取<sup>[1~4]</sup>。美国加州大学欧文分校 Chen 小组<sup>[5]</sup>首创了基于希尔伯

收稿日期: 2011-11-23; 收到修改稿日期: 2012-01-13

基金项目: 国家自然科学基金(60978037,60878057)资助课题。

作者简介: 杨 柳(1968—),女,硕士,副教授,主要从事计算机应用技术方面的研究。E-mail: hzyangliu@163.com

\* 通信联系人。E-mail: zh\_ding@zju.edu.cn

特变换的相位分辨多普勒血流成像技术,利用相邻行复信号之间的相位变化来确定多普勒频移信息。美国杜克大学 Izatt 小组<sup>[6]</sup>则另辟蹊径,发展了互相关多普勒血流成像技术。无论是相位分辨方法,还是互相关方法,都缓解了短时傅里叶变换方法中速度分辨率与空间分辨率相互制约的矛盾,是目前广泛采用的高灵敏度速度信息获取方法,但缺点是易受相位不稳定因素的干扰。因此,利用强度信息取代相位信息来表征血流,已成为改善多普勒血流成像质量的重要途径<sup>[7,8]</sup>。

本文采用 OCT 强度信息作为流速表征的依据。利用 OCT 图像中的散斑信息,基于激光散斑随流速的变化规律,获取组织中的血液流速信息,以消除测量技术对相位波动的高度敏感性。通过实验确立了 OCT 中散斑统计特性与流速之间的联系,并获得了毛细玻璃管中聚苯乙烯小球溶液在注射泵不同设定速度下的流速分布图像,从而验证了 OCT 散斑的流速测量方法的可行性。

## 2 理论分析

激光散斑的随机强度分布图样可用统计方法来描述,其统计性质已由 Goodman<sup>[9]</sup>推导,而 OCT 中散斑信号的统计性质被证明与其类似<sup>[10]</sup>,这就表明激光散斑中血液流速的测量方法可以被应用到 OCT 中。在 OCT 系统中,散斑信号满足分布:

$$p(M) = \frac{4M}{\langle M \rangle^2} \exp\left(-2 \frac{M}{\langle M \rangle}\right), \quad (1)$$

式中 OCT 信号幅度  $M = \sqrt{A_s^2 + A_c^2}$ ,  $A_s$  和  $A_c$  分别是经过正交解调以后信号复振幅的实部和虚部,  $\langle M \rangle$  表示 OCT 信号幅度的平均值。由(1)式可知, OCT 散斑信号的强度呈随机分布,当流速增大时,散斑信号强度变化周期变短,波动变快,在能量谱上就表现为 OCT 散斑信号的频谱逐渐移向高频部分。Asakura 小组<sup>[11]</sup>已经发现激光散斑强度的能量谱中高频部分和低频部分的比值(HLR)可以很好地表征皮肤中的血流平均速度,进而发展了一种随时间变化的激光散斑测流速方法。本文通过借鉴

这种方法发展了一种基于 OCT 散斑信号的流速测量方法。并且在 OCT 系统中, OCT 信号是空间可分辨的,但在轴向分辨单元所对应的轴向扫描时间内,可以认为 OCT 信号只是随时间变化的散斑信号,而与空间变化无关。这样,就可以运用类似的处理方法,获得样品中不同空间位置处随深度分辨的流速信息。

## 3 实验验证

图 1 为实验所用的时域 OCT 系统,从宽带光源(中心波长为 1310 nm,带宽为 65 nm,对应的轴向分辨率为 11.6  $\mu\text{m}$ )出射的低相干光经过 50:50 光纤耦合器后,分别进入参考臂和样品臂。入射到参考臂的光先通过相位调制器(对光信号加载频用来实现相位调制),再进入由准直镜、衍射光栅、傅里叶变换透镜、振镜和平面反射镜组成的快速扫描光学延迟线(RSOD)。入射到样品臂的光经偏振控制器(调节样品臂的偏振态,与参考臂的偏振态进行匹配),由扫描探头中的透镜会聚到样品(毛细玻璃管,内径  $d = 500 \mu\text{m}$ ),通过调节扫描探头的位置和倾角,使得聚焦点在毛细玻璃管内部。扫描探头接收从样品返回的散射光,在耦合器处与参考臂返回的光会合并发生干涉。样品臂的扫描探头由步进电机带动实现系统的横向扫描。系统的各参数设置如表 1 所示。

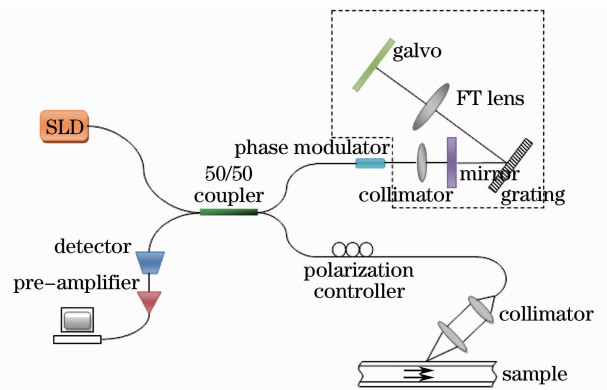


图 1 时域光纤型 OCT 系统结构示意图  
Fig. 1 Schematic of the fiber based time-domain OCT setup

表 1 实验系统参数设置

Table 1 Parameter settings of the system

Scanning frequency of RSOD /Hz	Modulation frequency of the phase /kHz	Sampling frequency /kHz	Axial pixels of each A-scan	Lateral pixels of each B-scan	Interval of the lateral pixels / $\mu\text{m}$
50	16	160	1024	400	4

首先在毛细玻璃管中注入聚苯乙烯小球悬浊液,实验前,预先设定了悬浊液的多普勒频移(0~10 kHz),便可以确定出待测悬浊液的流速,因为两者之间满足

$$f_D = \frac{2nv}{\lambda} \cos \alpha, \quad (2)$$

式中  $v$  为流速,  $f_D$  为多普勒频移,  $n$  为聚苯乙烯小球悬浊液的折射率,  $n = 1.5$ ,  $\lambda$  为光源中心波长 1310 nm,  $\alpha$  为探测光束与流速方向夹角,  $\alpha = 60.25^\circ$ 。实验中,利用精密注射泵控制悬浊液的流速,悬浊液的流速与注射泵的抽运速率的对应关系为

$$V_{\text{pump}} = 6\pi v r^2, \quad (3)$$

式中  $V_{\text{pump}}$  为抽运速率,在推导时假设悬浊液以相同的流速通过毛细玻璃管的整个横截面,  $r$  为毛细玻璃管内芯半径,  $r = 0.025$  cm。

根据(2)、(3)式,设置了 11 组不同的速率分别采集数据,其具体参数如表 2 所示。

表 2 实验中流速设置

Table 2 Settings of flow velocity in the experiment

Rate of the pump / (mL/min)	Flow velocity / (mm/s)	Doppler frequency shift / kHz
0	0	0
0.010	0.87	1
0.020	1.75	2
0.030	2.62	3
0.041	3.49	4
0.051	4.37	5
0.062	5.24	6
0.072	6.11	7
0.082	6.99	8
0.093	7.86	9
0.103	8.74	10

对采集到的原始信号,先以 16 kHz 的载频进行解调,就得到了滤去低频直流部分和高频噪声部分的 OCT 散斑波动信号,如图 2 所示,即为 3 种典型流速下的散斑波动信号图,该图中对应的信号为通过毛细玻璃管中心的轴向扫描信号。

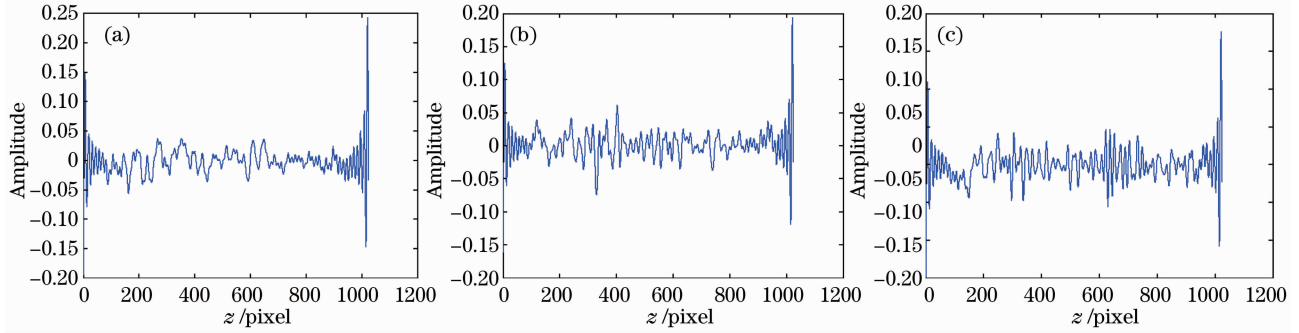

 图 2 3 种流速设置下的 OCT 轴向扫描信号。(a)  $v=0$  mm/s; (b)  $v=6.11$  mm/s; (c)  $v=8.74$  mm/s

 Fig. 2 OCT A-line signals corresponding to three settings of flow velocity. (a)  $v=0$  mm/s; (b)  $v=6.11$  mm/s; (c)  $v=8.74$  mm/s

图 2 中,两端剧烈波动的部分为由管壁部分反射的强反射信号引起的,并不携带流速信息,在后期处理中会将之滤除。忽略这两部分信号,于是可以从散斑信号变化的趋势中看出,随着速度的增大,散斑波动的频率会越来越大。对这些信号,先将轴向的 1024 个数据点依次分成 128 组,每组 8 个数据点,然后对每组的 8 个数据点相加求平均,这样就获得了 128 个新数据点,最后选取一个  $64 \times 128$  的中心区块(轴向位置 34~97 点,横向位置 210~337 线),该区块对应于毛细玻璃管的中心部分。假定毛细玻璃管中的流速在该中心区块变化不大,可以基于随时间变化的散斑信号而非空间变化来确定流速信息。将中心区块不同横向位置的轴向信号,按顺序首尾相连成 8192 个点。对这 8192 个点做快速傅

里叶变换(FFT),得到信号的频谱分布。将频谱强度归一化,同时将由于连接而引起的在 50 Hz 左右的频率成分滤去,即可得到上述 3 种流速下的频谱分布,如图 3 所示。

从图 3 频谱变化中可以看到,随着流速的增大,高频部分所占的比例越来越大,而低频部分所占的比例则相应减少。实验中设定的采样频率为 160 kHz,经平均处理后,采样频率降低了 1/8,为 20 kHz,因此根据奈奎斯特采样定理,在频谱图中能获得的最大频率为 10 kHz,对应于第 4096 个点。在实验中将频谱中前 1000 点(0~2441 Hz)相加得到的值代表低频分量,将 2001 点到 3000 点(4883~7324 Hz)相加得到的值代表高频分量,用高频分量比低频分量得到 HLR 值,如表 3 所示。

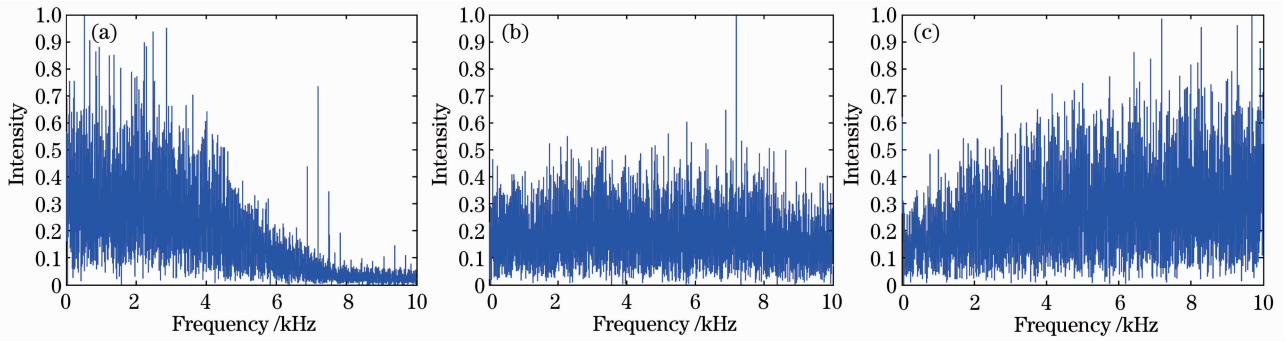


图 3 3 种流速设置下毛细玻璃管中心位置处散斑信号频谱图。(a)  $v=0$  mm/s; (b)  $v=6.11$  mm/s; (c)  $v=8.74$  mm/s

Fig. 3 Spectrograms of speckle signal at center of the tube corresponding to three settings of flow velocity. (a)  $v=0$  mm/s; (b)  $v=6.11$  mm/s; (c)  $v=8.74$  mm/s

表 3 不同流速下的 HLR 值  
Table 3 HLR versus flow velocity

Flow velocity / (mm/s)	0	0.87	1.75	2.62	3.49	4.37	5.24	6.11	6.99	7.86	8.74
HLR	0.3498	0.3398	0.4181	0.5110	0.6756	0.7743	0.8806	1.0773	1.2627	1.5274	1.5796

根据表 3 的数据得到 HLR 变化趋势如图 4 所示。

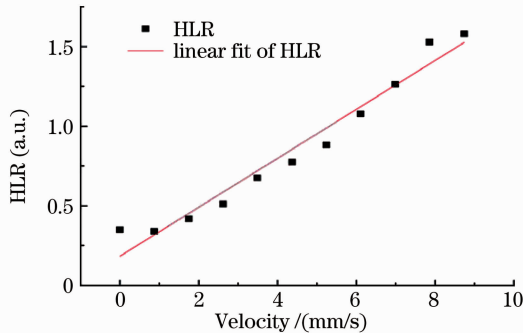


图 4 不同流速下 HLR 的测量值及其与流速的线性拟合  
Fig. 4 Measured HLRs corresponding to different velocities and linear fitting of experimental data

从图中可以看出,在一定范围内,HLR 与流速成线性关系。在较低和较高的流速处 HLR 值会出现偏离,这和本实验采用的算法有一定关系。对于较低的流速,比如  $v=0.87$  mm/s,其对应的多普勒频移为 1 kHz,而在求 HLR 时低频部分取的是 0~2441 Hz,所以由这个速度引起的散斑波动都集中在低频部分,其 HLR 值相对于静止时的 HLR 值反而是降低了。对于较高的流速,比如  $v=8.74$  mm/s,其相应的多普勒频移为 10 kHz,而高频部分取的是 4883~7324 Hz 之间,其散斑波动过分集中在相对较高的频率处,所以这时计算出的 HLR 值增长趋于缓慢。但是对于中间部分,其线性关系还是保持得很好。因此,如果对某类型的样本事先进行了标定,则只要

对数据处理的方法保持不变,就可以根据流速与 HLR 的线性关系对流速未知的样品进行流速测量。

为了得到深度分辨的流速信息,则需要做进一步处理。在前述计算 HLR 的过程中,处理过程取 OCT 散斑信号轴向接近一半的数据,这能保证该信号经 FFT 以后的频谱图中大多数数据能为我们所用,并且能够通过平均处理减小噪声影响,但是牺牲了轴向分辨率。而要获取深度分辨的流速信息,则必须保证一定的轴向分辨率,这就要求对数据处理过程进行适当的调整。对于获得的 OCT 散斑信号,直接采用一个  $64 \times 64$  的窗口,将窗口内的 4096 个数据点首尾相连,对这串数据做快速傅里叶变换,得到该窗口内 OCT 散斑波动信号的频谱分布。此时信号的采样频率即为原始设定的 160 kHz,因此在频谱图中能获得最高频率为 80 kHz,对应于第 2048 个点,处理过程取该频谱图上第 11~60 点 (430~2340 Hz) 的频谱强度和作为低频分量,取第 101~150 点 (3945~5860 Hz) 的频谱强度和作为高频分量,然后同样用高频分量比低频分量作为该区块的 HLR 值,反映该窗口对应空间位置的平均流速。每做完一个区块后,在轴向上将窗口移动 16 个数据点继续按同样的方法求得轴向不同位置的 HLR 值。每处理完一条 A-scan 上的数据点后,将窗口横向滑动 8 个数据点,然后在轴向上重复上述步骤。待处理完所有的 A-scan,就得到了一组空间分辨的 HLR 值,根据 HLR 值与流速的对应关系,

就可以获得空间分辨的流速信息,如图 5 所示(彩图请参见网络电了文档)。即为在 3 种典型流速设置

下毛细玻璃管内的流速分布图。

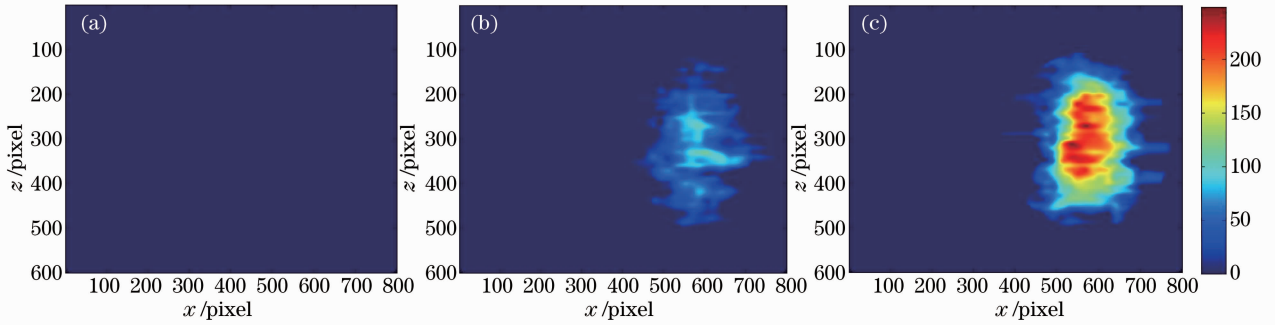


图 5 毛细玻璃管中的流速分布图像。(a)  $v=0$  mm/s; (b)  $v=6.11$  mm/s; (c)  $v=8.74$  mm/s

Fig. 5 Flow velocity distribution images in the glass capillary tube. (a)  $v=0$  mm/s; (b)  $v=6.11$  mm/s; (c)  $v=8.74$  mm/s

## 4 结 论

将激光散斑流速测量技术引入到 OCT 系统中,发展了一种基于 OCT 散斑信号的流速测量方法,通过 OCT 散斑信号频谱的高低频分量比值来表征流速。研究了毛细玻璃管中聚苯乙烯小球悬浊液流速与 HLR 的关系,实验结果表明 HLR 值与流速成很好的线性关系。相比于基于相位获取方法的多普勒 OCT 流速测量方法,该方法避免了高灵敏度速度信息获取过程中相位不稳定因素的干扰。并且当流速方向与 OCT 探头光轴方向垂直时,该方法仍然有效。

## 参 考 文 献

- 1 Meng Jie, Ding Zhihua, Zhu Ying. Three-dimensional vector velocity measurement in optical Doppler tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 2009, **29**(11): 3168~3172  
孟 婕, 丁志华, 朱 瑛. 光学多普勒层析三维矢量测速方法研究[J]. *光学学报*, 2009, **29**(11): 3168~3172
- 2 Meng Jie, Ding Zhihua, Yang Yong *et al.*. Absolute velocity measurement by spectral domain optical Doppler tomography[J]. *Chinese J. Lasers*, 2009, **36**(10): 2561~2565  
孟 婕, 丁志华, 杨 勇 等. 基于谱域光学多普勒层析技术的绝对速度测量[J]. *中国激光*, 2009, **36**(10): 2561~2565

- 3 J. Meng, Z. H. Ding, J. W. Li *et al.*. Transit-time analysis based on delay-encoded beam shape for velocity vector quantification by spectral-domain Doppler optical coherence tomography[J]. *Opt. Express.*, 2010, **18**(2): 1261~1270
- 4 L. M. Huang, Z. H. Ding, W. Hong *et al.*. Higher order cross-correlation based Doppler optical coherence tomography[J]. *Opt. Lett.*, 2011, **36**(22): 4314~4316
- 5 Z. Chen, T. E. Milner, D. Dave *et al.*. Optical Doppler tomographic imaging of fluid flow velocity in scattering media[J]. *Opt. Lett.*, 1997, **22**(1): 64~66
- 6 J. A. Izatt, M. D. Kulkarni, S. Yazdanfar *et al.*. In vivo bidirectional color Doppler flow imaging of picoliter blood volumes using optical coherence tomography [J]. *Opt. Lett.*, 1997, **22**(18): 1439~1441
- 7 J. K. Barton, S. Stromski. Flow measurement without phase information in optical coherence tomography images [J]. *Opt. Express.*, 2005, **13**(14): 5234~5239
- 8 A. Mariampillai, B. A. Standish, E. H. Moriyama *et al.*. Speckle variance detection of microvasculature using swept-source optical coherence tomography [J]. *Opt. Lett.*, 2008, **33**(13): 1530~1532
- 9 J. W. Goodman. *Statistical Properties of Laser Speckle Patterns* [M]. Heidelberg: Springer-Verlag, 1975. 9~75
- 10 J. M. Schmitt, S. H. Xiang, K. M. Yung. Speckle in optical coherence tomography [J]. *J. Biomed. Opt.*, 1999, **4**(1): 95~105
- 11 H. Fujii, T. Asakura. Blood flow observed by time-varying laser speckle[J]. *Opt. Lett.*, 1985, **10**(3): 104~106