

文章编号: 1005-5630(2021)01-0088-07

DOI: 10.3969/j.issn.1005-5630.2021.01.014

光声血流速度测量方法及研究进展

朱梦琪, 张敏燕, 徐 康, 王 成, 王 琦

(上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093)

摘要: 光声成像因其独特的成像原理, 兼顾了功能性和分辨率, 对诊断和处理心血管疾病具有十分重要的意义。通过对光声血流速度测量进行综述, 系统介绍了光声多普勒、光声显微成像和光声相关谱三个原理下的血流速度测量原理及具体应用, 以期对此领域的研究人员的研究提供参考。

关键词: 血流速度测量; 光声多普勒; 光声显微成像; 光声相关谱
中图分类号: Q 631 **文献标志码:** A

The methods and research progress of photoacoustic blood flow velocity measurement

ZHU Mengqi, ZHANG Minyan, XU Kang, WANG Cheng, WANG Qi

(School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: Photoacoustic imaging is of great significance for the diagnosis and treatment of cardiovascular diseases because of its unique imaging principle, function and resolution. In this paper, we systematically introduced the principle and applications of photoacoustic blood flow velocity measurement under three principles of photoacoustic Doppler, photoacoustic microimaging and photoacoustic correlation spectrum to provide some reference for researchers in this field.

Keywords: blood flow velocity measurement; photoacoustic Doppler; photoacoustic microimaging; photoacoustic correlation spectrum

引 言

血流速度的测量对于各类疾病的早期诊断和治疗具有重要的意义^[1]。当组织器官的代谢

与功能出现异常时, 血液流速会发生一定程度的改变。流速是表征血管性能的一个重要参数^[2], 血液流速的测量与疾病的发生、发展密切相关。许多疾病如心血管疾病在前期都会在血管的流速上体现, 因此血液的流速测量是临床诊断不可或

收稿日期: 2020-07-09

基金项目: 国家自然科学基金(61775140)

作者简介: 朱梦琪(1997—), 女, 硕士研究生, 研究方向为生物医学光学。E-mail: 401254133@qq.com

通信作者: 王 成(1977—), 男, 副教授, 研究方向为生物医学光学。E-mail: shhwangcheng@163.com

缺的一部分。随着现代医学技术的发展, 出现了很多血液流速测量技术, 目前主要有超声多普勒测速技术、激光多普勒测速技术和多普勒 OCT (optical coherence tomography) 测速技术。近年来, 光声血流测量因其血红蛋白提供的良好对比度而受到越来越多的关注。

2003 年 Wang 等^[3]首次利用光声成像技术清晰地探测到活体小鼠脑血管的分布, 并得到了脑实质病损的清晰成像。自光声技术应用于生物医学领域以来, 大多都是致力于生物组织血管网络的成像, 包括从血管网络的形态结构到血氧饱和度、血液流速以及组织代谢等的功能成像。光声技术是一种把光学和声学结合起来的高灵敏度的无损检测技术^[4], 结合了光学成像和超声成像二者的优点, 可以达到较高的光学对比度和较高的空间分辨率。随着激光技术和微弱信号检测技术的不断成熟, 光声技术的应用也得到了迅速的发展。本文以光声技术在血流速度测量方面的应用为主, 综述当前光声血流速度测量的研究进展, 以期对未来研究有所借鉴。

1 常用的血流速度测量技术

1.1 超声多普勒测速技术

超声多普勒是利用向待测量部位发射超声波脉冲, 然后对回波信号进行处理, 得到血管内的血流信息。由于其具有无创性和实时性, 使其在现代临床检测中具有重要的作用^[5]。1957 年, Satomura^[6]首次提出运用多普勒技术可以评估血流状况。随着医疗保健^[7], 超声多普勒血流测量也在向家庭化迈进。2012 年, Huang 等^[8]报道了一种基于智能手机的超声脉冲波多普勒血流测量计的实现, 这也是超声血流速度检测的重要发展方向之一。

1.2 激光多普勒测速技术

激光多普勒是一种无创的血流检测手段, 它是基于激光遇到血细胞会产生相移的原理实现血流测量的^[9], 同时它具有非接触测量、测量精度高和测量范围大等优点^[10]。1977 年, Stern 等^[11]首次报道了应用激光多普勒血流测定法 (laser-

Doppler flowmetry, LDF) 监测皮肤血流量, 目前该技术已被广泛地应用在各器官的血流速度测定中。基于 CMOS 快速相机的宽场实时成像的激光多普勒技术也得到了发展, 2012 年, Leutenegger 等^[12]提供了一种全场激光多普勒成像仪器, 能够实时评估皮肤组织和皮肤的血液流动。

1.3 多普勒 OCT 测速技术

多普勒 OCT 技术是将多普勒技术与光谱 OCT 成像相结合, 可以在对被测样品内部结构进行成像的同时, 根据探测到的多普勒频移来获得样品内散射粒子的流速信息, 具有较高的临床应用价值^[13]。1991 年, Gusmeroli 等^[14]首次利用光学相干原理来测量流体流速。2010 年, Meng 等矢量速度测量方法, 首次将渡越时间分析方法用于血流方向角的测量^[15]提出了一种基于二区分束器的多普勒 OCT 矢量速度测量方法, 首次将渡越时间分析方法用于血流方向角的测量。目前多普勒 OCT 技术已经在眼底血管网的成像和动物大脑内的血管成像中广泛应用^[13], 它具有分辨率高、成像速度快和对样品无损伤等优点^[16]。

2 光声血流速度测量的研究进展

2.1 光声多普勒测量血液流速

光声是指颗粒吸收经过强度调制的连续光波或者脉冲光波, 导致温度产生周期性变化, 颗粒周期性地收缩膨胀, 从而产生超声波。当颗粒运动时, 超声探测器接收到的超声波频率和光的调制频率不相等, 会有频移, 这个频移就是光声多普勒频移^[17]。

图 1 为光声多普勒效应的原理图, 在这个过程中, 发生了两次多普勒频移。图中 K_0 代表光照明的方向, K_A 代表检测到的声波的传播方向, v 代表光吸收颗粒运动的方向, α 和 θ 为矢量间的夹角。光声多普勒频移^[18-19]可表示为

$$f_{\text{PAD}} = -f_0 \frac{v \cos \alpha}{c_0} + f_0 \frac{v \cos \theta}{c_A} \quad (1)$$

式中: f_0 为激光调制频率; c_0 和 c_A 分别为光子密度波的波速和超声波在液体中的声速。在式

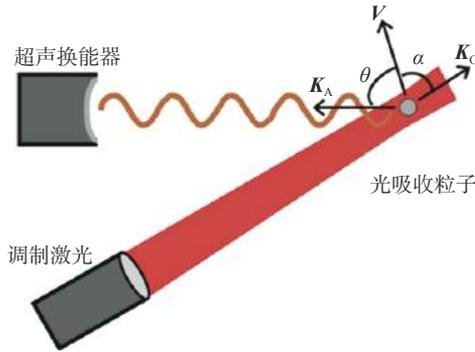


图 1 光声多普勒效应的原理图

Fig. 1 Schematic diagram of photoacoustic Doppler effect

(1)中，第一项表示粒子作为移动接收器探测到的光子密度波频率的偏移；第二项表示由超声波换能器探测到的光声波频率的偏移，其中粒子作为移动源工作。由于待测速度 v 远远小于光子密度波波速 c_0 和声速 c_A ，而且 c_0/c_A 约为 10^5 ，因此第一项很小，而且无法被超声换能器探测到，可以忽略。于是光声多普勒频移式可简化为^[18]

$$f_{PAD} = f_0 \frac{v \cos \theta}{c_A} \quad (2)$$

这个位移等于脉冲回波多普勒超声偏移量的一半，与激光照射方向无关。因此，在 θ 不变的情况下，光声多普勒与流速成正比，可以通过求多普勒频移而得到流速。从而得到

$$v = \frac{f_{PAD} c_A}{f_0 \cos \theta} \quad (3)$$

光声多普勒的研究分成两类，一类研究连续波激发，另一类研究脉冲波激发。两种光声多普勒都有独特的优势，连续波的频率单一稳定，而脉冲波光功率大，产生的信号强。

2007年，Fang等^[18]在微米级碳微粒悬浮体的流动中观察到光声多普勒频移，他们用连续正弦波调制激光，采用微米碳颗粒悬浮溶液在塑料小管中的流动来模拟血管中的红细胞流动。将小管浸入纯净介质中，测得颗粒运动的速度范围为 $0.050 \sim 8.800$ mm/s；将小管浸入散射介质中（模拟真实组织液），测量颗粒运动速度范围为 $0.027 \sim 1.100$ mm/s^[19]。

2010年，华盛顿大学的 Yao等^[20]提出了一种基于光声多普勒带宽展宽的横向流场测量方法，利用脉冲激光激发和光栅电机扫描，可得到三维

结构成像和流速。横向流速范围为 $0 \sim 2.5$ mm/s。同年，他们用牛血进行实验，然后对小鼠耳朵血管进行活体探测，包括血氧浓度、流速大小和方向^[21]，测得流速范围为 $0 \sim 7.5$ mm/s。

2013年，Zhang等^[22]提出了一种基于多普勒效应的均匀流动介质光声流量测量方法。在空间调制激光脉冲的激励下，流动介质在接收到的光声信号中引起多普勒频移，并测量了红墨水和英脱利匹特的轴向流速。同时，Brunker等^[23-24]将多普勒频移和互相关方法结合起来用于流速测量也取得了很好的结果。Yao等^[25]提出了结合轴流和横向流测量来计算总流速和多普勒角的方法，经过对SW鼠耳双向扫描，成功获得了小动静脉的流速与方向。2018年，卢涛等^[26]采用光声多普勒测量了直径为数微米的碳颗粒悬混液的轴向流速，实验测得流速为 $5 \sim 60$ mm/s。

因此，光声多普勒测量技术在微小血管血流探测中具有明显的优势。光声多普勒测流技术为低速、小通道的流量测量开辟了一个新的途经。可以利用这种技术来测量生物微循环中的血流，测量微循环中的血流对于了解人类心血管疾病和癌症等疾病非常有益。

2.2 基于光声显微成像测量血液流速

光声显微成像是通过机械扫描聚焦超声探测器或聚焦激光束来获得光声图像的技术^[27]。与其他高分辨率的纯光学或超声成像方式不同，光声显微镜(photoacoustic microscopy, PAM)利用了丰富的光学吸收对比度和微弱的超声散射，能够在体内进行高灵敏度、高分辨率和无创血管成像^[28]。许多重要的生理分子，如血红蛋白和黑色素，都具有很强的光学吸收特性。因此，PAM尤其适合研究微血管血液^[29]。

光声显微成像技术在生物医学领域经历了从声学分辨率到光学分辨率的发展演变^[30]。2005年，Maslov等^[31]首次将光声显微成像技术用于血管成像，实现了基于暗场激光脉冲照射和高数值孔径超声检测的反射模式光声显微镜在活体皮肤血管成像中的应用，该系统在生物组织中的成像深度可达 3 mm。2008年，Maslov等^[32]进一步开发了第一代光学分辨率光声显微镜(PAM)，该系统可对毛细血管和其他微血管的生理和病理

变化进行成像, 并可用于研究肿瘤血管生成和其它微血管疾病。

Zhou 等^[33]提出了一种使用光声显微镜基于交叉相关的方法来测量血流速度, 对小鼠耳内不同结构血管的血流速度进行了定量分析, 获得了绝对的流速及方向信息, 如图 2 所示。此方法为研究人员提供了更准确的血流信息, 为更准确地测量血氧代谢率和研究血液疾病提供了一个有效的工具。Liang 等^[34]还提出了一种利用数字显微镜增强的光学分辨光声显微镜定量测量横向流速的

方法, 利用 10 μm 直径微球的悬浮液精确测得了 0.50~6.84 mm/s 范围内的横向流动, 证明该方法能够测量微血管的流速。

Ning 等^[35]开发了一种多参数 PAM 平台, 能够在同一空间尺度上同时完成微血管解剖以及氧饱和度、血流的测量。从裸鼠耳主干动静脉到前毛细血管小动脉和毛细血管后微静脉进行了实验, 检测到的流速范围为 0.18~21.00 mm/s。

目前, 光声显微成像的分辨率可以达到亚微米尺寸, 在微血管网络成像领域具有非常明显的优势。

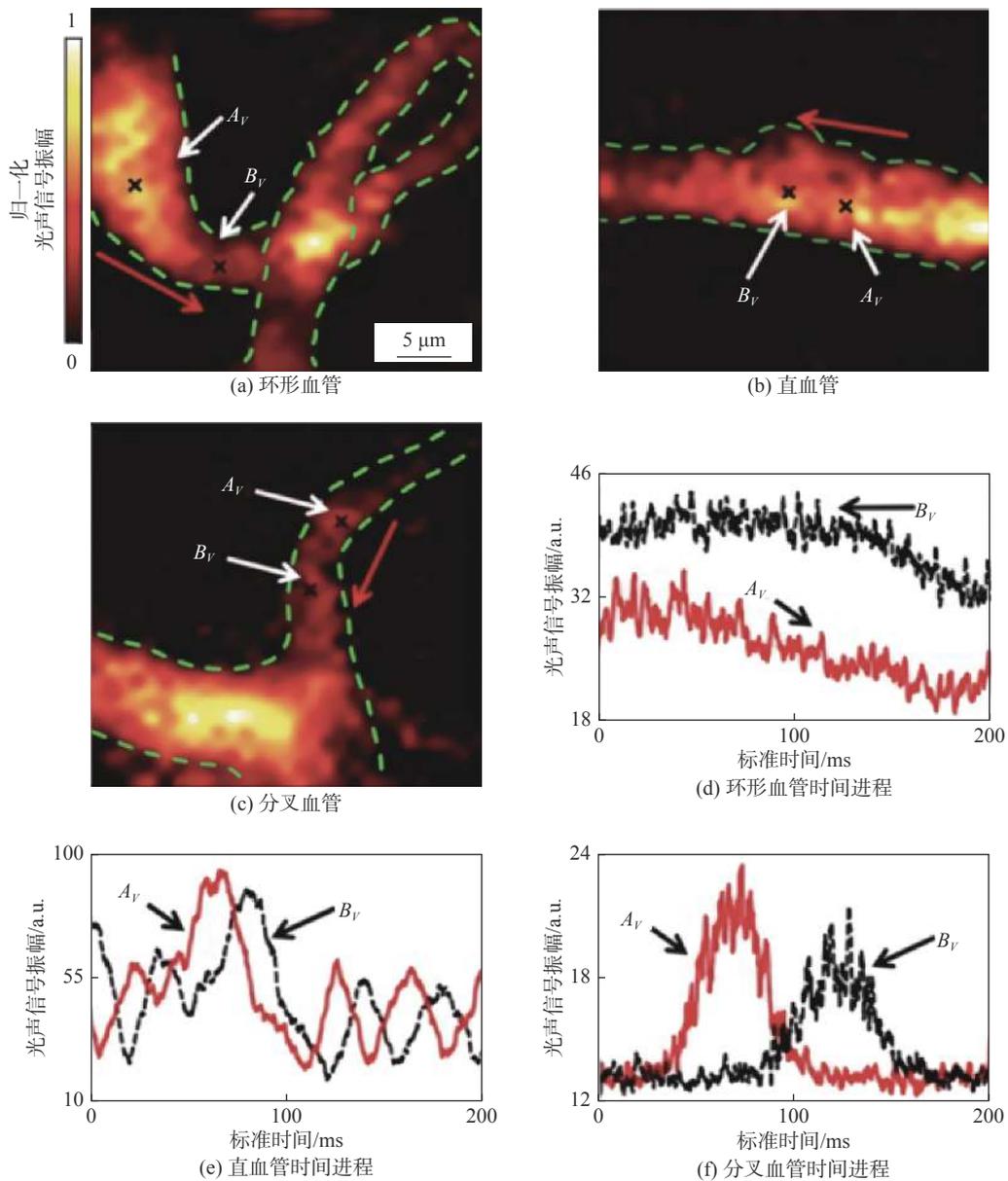


图 2 裸鼠体内不同结构血管的血流测量

Fig. 2 In vivo blood flow measurements in vessels with different structures

光声显微成像技术已经取得了长足的进步，PAM 已被证明在与神经活动和肿瘤相关的微血管成像和光学高分辨率检测方面具有很好的作用^[31]。

2.3 光声相关谱测量血液流速

光声相关谱(PACS)类似于荧光相关光谱(FCS)，FCS 是一种利用荧光强度随时间的涨落进行分析检测的荧光光谱技术^[36]，而 PACS 是通过分析光声信号幅度的变化来测量血管中血液的流速的技术^[37]。当吸光粒子通过被照亮体时，会产生光声信号，利用超能换能器可以采集光声信号。设光声信号为 $P(t)$ 反映了流动粒子发出的光声信号强度随时间 t 变化的情况，通过 $P(t)$ 的涨落计算归一化自相关函数 $G(\tau)$ 的衰变曲线揭示了粒子在探针体积中的停留时间。 $G(\tau)$ 的大小与探针区域中粒子的数量有关，其表达式为^[38]

$$G(\tau) = \langle \delta P(t) \delta P(t+\tau) \rangle / \langle P(t) \rangle^2 \quad (4)$$

式中： τ 为滞后时间； $\delta P(t) = P(t) - \langle P(t) \rangle$ ，符号 $\langle \rangle$ 表示求平均。

PACS 的概念来源于 FCS，因此我们可以简单地将式(4)应用于 PACS 测速仪中。在示踪剂的流速下，归一化自相关函数^[38] 可以表示为

$$G(\tau) = 1/N \times \exp\left[-\left(\tau/\tau_f\right)^2\right] \quad (5)$$

利用上式对 $P(t)$ 的归一化自相关数据进行拟合，就可以得到 τ_f 。当血管的 r_0 已知时，血管在探测光束照射区域内的流速为^[38]

$$v_f = r_0/\tau_f \quad (6)$$

2010 年，Chen 等^[37] 将光声相关谱方法用于测量低速血流速度，建立了时间分辨率为 0.8 s 的光声相关系统，其测量的流速范围为 2.49~14.90 $\mu\text{m/s}$ ，相应的流速时间为 4.42~74.10 s。2011 年，Chen 等^[38] 又将光声相关光谱应用在毛细血管低速活体测量中，使用这项技术在鸡胚模型中对毛细血管进行了活体低速测量的实验，使用有效束流半径计算的流动速度为 199.00 $\mu\text{m/s}$ ，在不考虑红细胞变形的情况下，计算速度为 141.00 $\mu\text{m/s}$ ，这一速度稍慢，但考虑到毛细血管中广泛变化的流速，仍然是合理的。这些结果表明，用 PACS 研究毛细血管流速是可行的。

2018 年，潘柳华等^[39] 利用光声相关谱法对血液流速进行了测量，研究了激光重复频率和样品倾斜角度对基于 PACS 方法测量血液流速结果的影响。通过调节激光重复频率和激光输出能量，得到系统可以测量的血液流速范围为 0.059~92.300 mm/s。

PACS 技术在医学诊断中有着广泛的应用前景，为微循环系统的分析提供了重要手段^[39]。分析表明，PACS 有助于研究小毛细血管内低流速的微循环。PACS 结合激光扫描的光声显微成像在微血管三维成像中的独特能力，为监测疾病过程提供了一种有效的工具。

以上的几种血流测量方法有着各自的特点，如表 1 所示。由此可以得出，光声成像技术能够对活体进行无损、实时成像，在血流测量中可起到重要的作用，光声技术将是未来血流测量的发展趋势。

表 1 各种血流测量技术的比较

Tab. 1 Comparison of various blood flow measurement techniques

方法	测量速度范围/mm/s	横向分辨率近似值/ μm	检测深度近似值/mm
基于光声多普勒测量血流	0.010~200.000	100	5
基于光声显微成像测量血流	0.200~20.000	1	声分辨: 3 光分辨: 1
基于光声相关谱测量血流	0.015~95.000	1	1

3 总结与展望

光声成像是一种新的生物医学成像方式，结

合了光学成像的高对比度与超声成像的高空间分辨率^[40]。光声成像是以内源性血红蛋白为对比剂，无需外源物质介入，能够最大程度还原微循环的真实状态。同时光声成像在成像深度上较之光

学成像技术具有较大优势, 能够实现深层组织微循环成像^[41]。此外, 光声成像具有实时、动态的特点, 能够对一定深度组织内任意微循环血管的结构形态及功能状态进行 3D 成像与量化评价, 提供多维信息。光声成像有望成为未来微循环成像的主流工具, 在生物医学领域内具有广阔的应用前景^[42-43]。因此, 光声成像技术正在临床肿瘤、心脑血管疾病早期诊断等方面展现出巨大的应用潜力, 推动光声成像技术的进一步临床研究与产业化具有重大经济价值和社会意义。

虽然当前光声成像技术在系统集成化、实时数据采集等方面存在一定局限, 但可以预见, 这些问题必将随着有关研究的深入与技术条件的优化而得到解决。

参考文献:

- [1] 李燕, 王洪, 姚小静. 微循环检测方法及其在疾病中的应用 [J]. 重庆理工大学学报(自然科学), 2014, 28(9): 52 – 56.
- [2] 吴鑫淼. 微循环与常见心血管疾病 [J]. 蛇志, 2012, 24(2): 232.
- [3] WANG X D, PANG Y J, KU G, et al. Noninvasive laser-induced photoacoustic tomography for structural and functional *in vivo* imaging of the brain[J]. *Nature Biotechnology*, 2003, 21(7): 803 – 806.
- [4] 卢涛. 光声技术在生物医学成像中的应用基础研究 [D]. 天津: 天津大学, 2007.
- [5] 齐敏超. 全数字超声多普勒血流测量系统研究 [D]. 北京: 清华大学, 2012.
- [6] SATOMURA S. Ultrasonic Doppler method for the inspection of cardiac functions[J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1957, 29(11): 1181 – 1185.
- [7] 张笑潮, 昂清, 王卫东. 超声血流速度检测及其应用研究 [J]. *中国医疗器械杂志*, 2014, 38(1): 50 – 53.
- [8] HUANG C C, LEE P Y, CHEN P Y, et al. Design and implementation of a smartphone-based portable ultrasound pulsed-wave doppler device for blood flow measurement[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2012, 59(1): 182 – 188.
- [9] RAJAN V, VARGHESE B, VAN LEEUWEN T G, et al. Review of methodological developments in laser Doppler flowmetry[J]. *Lasers in Medical Science*, 2009, 24(2): 269 – 283.
- [10] 周健, 魏国, 龙兴武. 激光多普勒测速仪方向辨别及低速测量的研究 [J]. *红外与激光工程*, 2012, 41(3): 632 – 638.
- [11] STERNMD, LAPPE DL, BOWENPD, et al. Continuous measurement of tissue blood flow by laser-Doppler spectroscopy[J]. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 1977, 232(4): H441 – H448.
- [12] LEUTENEGGER M, HARBI P, THACHER T, et al. Real-time full field laser Doppler imaging[J]. *AIP Conference Proceedings*, 2012, 1457(1): 282 – 286.
- [13] 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.
- [14] GUSMEROLI V, MARTINELLI M. Distributed laser Doppler Velocimeter[J]. *Optics Letters*, 1991, 16(17): 1358 – 1360.
- [15] MENG J, DING Z H, LI J W, et al. Transit-time analysis based on delay-encoded beam shape for velocity vector quantification by spectral-domain Doppler optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2010, 18(2): 1261 – 1270.
- [16] 陈朝良. 基于谱域光学相干层析术的人体皮肤三维血流成像研究 [D]. 南京: 南京理工大学, 2016.
- [17] 全雨. 光声多普勒效应的角度相关性实验研究 [D]. 天津: 南开大学, 2014.
- [18] FANG H, MASLOV K, WANG L V. Photoacoustic Doppler flow measurement in optically scattering media[J]. *Applied Physics Letters*, 2007, 91(26): 264103.
- [19] FANG H, MASLOV K, WANG L V. Photoacoustic Doppler effect from flowing small light-absorbing particles[J]. *Physical Review Letters*, 2007, 99(18): 184501.
- [20] YAO J J, WANG L V. Transverse flow imaging based on photoacoustic Doppler bandwidth broadening[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2010, 15(2): 021304.
- [21] YAO J J, MASLOV K I, SHI Y F, et al. *In vivo* photoacoustic imaging of transverse blood flow by using Doppler broadening of bandwidth[J]. *Optics Letters*, 2010, 35(9): 1419 – 1421.
- [22] ZHANG R Y, YAO J J, MASLOV K I, et al. Structured-illumination photoacoustic Doppler flowmetry of axial flow in homogeneous scattering media[J]. *Applied Physics Letters*, 2013, 103(9): 094101.

- [23] BRUNKER J, BEARD P. Pulsed photoacoustic Doppler flowmetry using a cross correlation method[C]// Proceedings of SPIE photons plus ultrasound: imaging and sensing 2010. San Francisco, California, United States: SPIE, 2010: 756426.
- [24] BRUNKER J, BEARD P. Pulsed photoacoustic Doppler flowmetry using time-domain cross-correlation: accuracy, resolution and scalability[J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 2012, 132(3): 1780 – 1791.
- [25] YAO J J, MASLOV K I, WANG L V. *In vivo* photoacoustic tomography of total blood flow and potential imaging of cancer angiogenesis and hypermetabolism[J]. *Technology in Cancer Research & Treatment*, 2012, 11(4): 301 – 307.
- [26] 卢涛, 白薇薇. 基于自相关方法的光声多普勒碳颗粒悬混液流速测量 [J]. *医疗卫生装备*, 2018, 39(3): 15 – 18.
- [27] 张建辉, 陈宁波, 王柏权, 等. 光声显微成像技术的研究进展 [J]. *数据采集与处理*, 2019, 34(5): 771 – 788.
- [28] 王慧. 多尺度光声显微成像用于在体微循环的初步研究 [D]. 武汉: 华中科技大学, 2013.
- [29] 陈重江, 杨思华, 邢达. 光声显微成像技术研究进展及其应用 [J]. *中国激光*, 2018, 45(3): 0307008.
- [30] HU S, MASLOV K, WANG L V. Second-generation optical-resolution photoacoustic microscopy with improved sensitivity and speed[J]. *Optics Letters*, 2011, 36(7): 1134 – 1136.
- [31] MASLOV K, STOICA G, WANG L V. *In vivo* dark-field reflection-mode photoacoustic microscopy[J]. *Optics Letters*, 2005, 30(6): 625 – 627.
- [32] MASLOV K, ZHANG H F, HU S, et al. Optical-resolution photoacoustic microscopy for *in vivo* imaging of single capillaries[J]. *Optics Letters*, 2008, 33(9): 929 – 931.
- [33] ZHOU Y, LIANG J Y, MASLOV K I, et al. Calibration-free *in vivo* transverse blood flowmetry based on cross correlation of slow time profiles from photoacoustic microscopy[J]. *Optics Letters*, 2013, 38(19): 3882 – 3885.
- [34] LIANG J Y, ZHOU Y, MASLOV K I, et al. Cross-correlation-based transverse flow measurements using optical resolution photoacoustic microscopy with a digital micromirror device[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2013, 18(9): 096004.
- [35] NING B, KENNEDY M J, DIXON A J, et al. Simultaneous photoacoustic microscopy of microvascular anatomy, oxygen saturation, and blood flow[J]. *Optics Letters*, 2015, 40(6): 910 – 913.
- [36] 许潇, 李娜, 李克安. 荧光相关光谱的原理、技术及应用 [J]. *现代仪器*, 2008, 14(5): 1 – 5.
- [37] CHEN S L, LING T, HUANG S W, et al. Photoacoustic correlation technique for low-speed flow measurement[C]//Proceedings of SPIE photons plus ultrasound: imaging and sensing 2010. San Francisco, California, United States: SPIE, 2010: 75642I.
- [38] CHEN S L, XIE Z X, CARSON P L, et al. *In vivo* flow speed measurement of capillaries by photoacoustic correlation spectroscopy[J]. *Optics Letters*, 2011, 36(20): 4017 – 4019.
- [39] 潘柳华, 张向阳, 李中梁, 等. 基于光声相关谱法的血液流速测量 [J]. *中国激光*, 2018, 45(11): 1107001.
- [40] 陶超, 刘晓峻. 生物医学光声成像的研究进展 [J]. *应用声学*, 2012, 31(6): 401 – 409.
- [41] 丁宁, 姜婧, 秦萍萍, 等. 光声成像在腧穴微循环敏化成像研究中的应用展望 [J]. *针刺研究*, 2017, 42(5): 454 – 458.
- [42] 丁宁, 姜婧. 微循环的光声成像研究进展 [J]. *医学研究生学报*, 2017, 30(8): 878 – 883.
- [43] 林日强, 冷吉, 陈敬钦, 等. 面向临床应用的光声成像技术 [J]. *中国医疗设备*, 2018, 33(1): 1 – 5.

(编辑: 刘铁英)