

# 基于脉冲激光二极管辐射源的光声成像系统

曾吕明<sup>1</sup> 刘国栋<sup>1</sup> 杨迪武<sup>2</sup> 纪轩荣<sup>3</sup>

<sup>1</sup> 江西科技师范大学光电子与通信重点实验室, 江西 南昌 330038  
<sup>2</sup> 湖南工业大学理学院, 湖南 株洲 412000  
<sup>3</sup> 广州多浦乐电子科技有限公司, 广东 广州 510663

**摘要** 采用具有价格低、体积小、结构紧凑、重复率高等优点的脉冲激光二极管, 搭建了一套 C 扫描模式的光声成像系统, 并采用三维可视化光声重建技术, 获得了被测样品的二维和三维光声影像。实验中, 系统采用前向模式接收光声信号, 激光二极管和超声探测器保持相对位置不变。实验结果表明, 该成像系统横向分辨率为 0.5 mm, 光声信噪比可达 20.6 dB, A 扫描速度为 0.16 s/div。该激光二极管的单脉冲能量低至 14  $\mu$ J, 整体体积只有 10 cm  $\times$  3 cm  $\times$  3 cm, 有望发展成为一种低成本、实时、便携式的生物组织无损光声成像系统。

**关键词** 生物光学; 光声成像; 脉冲激光二极管; 三维图像重建

**中图分类号** O436 **文献标识码** A **doi:** 10.3788/CJL201340.s104002

## Photoacoustic Imaging System Based on a Pulsed Laser Diode Excitation

Zeng Lüming<sup>1</sup> Liu Guodong<sup>1</sup> Yang Diwu<sup>2</sup> Ji Xuanrong<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Key Laboratory of Optic-Electronic and Communication, Jiangxi Sciences and Technology Normal University, Nanchang, Jiangxi 330038, China  
<sup>2</sup> School of Science, Hunan University of Technology, Zhuzhou, Hunan 412000, China  
<sup>3</sup> Doppler Electronic Technologies Company Limited, Guangzhou, Guangdong 510663, China

**Abstract** A C-scanning photoacoustic imaging system is designed with a pulsed laser diode, which has the properties of low cost, small size, compact structure, and high repetition frequency. The 3D-visual reconstruction algorithm is employed to observe the 2D and 3D photoacoustic image. During the experiments, the laser diode and the ultrasonic transducer keep the fixed positions using a front side detection configuration. The experimental results show that lateral resolution of the imaging system is determined as 0.5 mm, and the speed of A-scanning is 0.16 s/div with a signal-to-noise ratio of 20.6 dB. The laser diode is only 10 cm  $\times$  3 cm  $\times$  3 cm with a pulse energy output as low as 14  $\mu$ J. The proposal method has the potential to be developed as a configuration of inexpensive, real-time, and portable noninvasive photoacoustic imaging system for biomedical tissue.

**Key words** biotechnology; photoacoustic imaging; pulsed laser diode; 3D image reconstruction

**OCIS codes** 170.0110; 110.5120; 170.3880; 170.5120

## 1 引言

光声成像(PAI)是一种非侵入式和非电离式的新兴无损医学影像技术<sup>[1-3]</sup>, 它结合了纯光学成像的高对比度和纯声学成像的高穿透深度的优点, 采用超声传感器探测超声波代替传统光学成像中检测

散射光子, 从原理上避开了组织光学散射的影响, 而组织对超声的衰减和散射远小于对光的衰减和散射, 可实现厘米级探测深度和微米级成像精度的医学影像, 已初步应用于新生血管、早期肿瘤、脑结构与功能等领域的医学诊断<sup>[4-11]</sup>。

**收稿日期:** 2013-08-01; **收到修改稿日期:** 2013-09-01

**基金项目:** 国家科技支撑计划(2012BAI13B01)、江西省科技支撑计划(2009BSA12700、20132BBG70033)、江西省教育厅科技计划(GJJ13581)、广州市珠江科技新星专项(121700095)、江西科技师范大学校级重点课题(Ky2012zz05)

**作者简介:** 曾吕明(1981—), 男, 硕士, 讲师, 主要从事生物光子学方面的研究。E-mail: zenglvming@163.com

光声技术主要通过探测光声效应产生的超声信号来反演组织内的光学吸收差异信息,从而实现生物体的结构与功能性成像。为了高效地激发可探测的光声效应,光声激励源通常都采用高功率的纳秒级脉冲固体激光器,如常用的调 Q 开关 Nd:YAG 激光器<sup>[12-14]</sup>。此外,为了实现光声功能性成像,波长可调谐的激光光源也通常被采用,如 Nd:YAG 激光抽运的光学参量振荡器(OPO)、钛宝石和红外辐射(IR)染料激光器等<sup>[15]</sup>。虽然作为一种常用的实验室激光源被广泛使用,但该类型固体激光器具有价格高、体积大、需冷却、维护难等缺点,且固有的较低脉冲重复频率(通常不大于 30 Hz)远不能满足临床的实时成像需求,使得光声成像系统样机的成本居高不下(几十至上百万元)而难在市场推广应用<sup>[16-17]</sup>。例如德国 iThera Medica 公司的多光谱光声层析成像系统(MSOT)、美国 Endra 公司的三维活体光声成像系统 Nexus 128、加拿大 VisualSonics 公司的活体光声影像系统 Vevo LAZR 等,只被美国国家肿瘤研究院、斯坦福大学、中国科学院、厦门大学等研究型机构部分采用。

作为一种极具潜力的新型光声激励源,半导体激光器具有价格低、体积小、结构简单和重复频率高等众多优点,前期已被探索性地应用到光声成像领域。例如 Allen 等<sup>[17-18]</sup>和 Kolkman 等<sup>[19]</sup>分别将 905 nm 和 1550 nm 的脉冲激光二极管应用于二维光声血管成像,Maslov 等<sup>[16]</sup>和张雷洪等<sup>[20]</sup>分别将准连续激光二极管应用于光声成像,Mienkina

等<sup>[21]</sup>和 Su 等<sup>[22]</sup>分别将 652、808、830 nm 的脉冲激光二极管应用于光声编码成像。但由于激光二极管的固有低峰值输出功率(通常小于 200 W),使其难以在大面积区域上获得高效可探测的光声效应,导致需要光声信号进行几千至数万次,从而极大地降低了光声成像系统的时间分辨率。一种简便方法是将数个激光二极管的光脉冲组合通过一根光纤束输出,虽然总能量输出可以实现几倍的增加,但仍难以实现数量级的能量倍增,且组合系统的硬件复杂度随着激光二极管个数的增加而急剧上升<sup>[17,23]</sup>;另一方面,通过光声编码与调制技术来提高光声信噪比(SNR)近期也取得了显著的进展<sup>[16,21-22]</sup>。本文通过将激光二极管激光进行长焦深聚焦来提高敏感区域的光能流密度,实现高可探测的光声效应,并结合 C 型机械扫描和三维图像重建技术,可有效实现被测样品的大范围二维和三维光声探测成像。

## 2 实验装置

实验装置采用近红外波长为(905±15) nm 的 AlGaAs 量子阱脉冲激光二极管(905D4S16C, Laser Components)作为光声辐射源,其结构为二维堆栈式阵列,具有 400 μm×340 μm 的发光区面积。它通过脉冲峰值电流为 30 A 的电路模块驱动,可输出峰值光功率为 140 W、重复频率为 0.8 kHz、脉宽为 100 ns 的脉冲激光,最大单脉冲能量可达 14 μJ。图 1(a)、(b)分别为激光二极管的光谱分布曲线和在快/慢轴方向的远场光强度分布曲线。通过光学

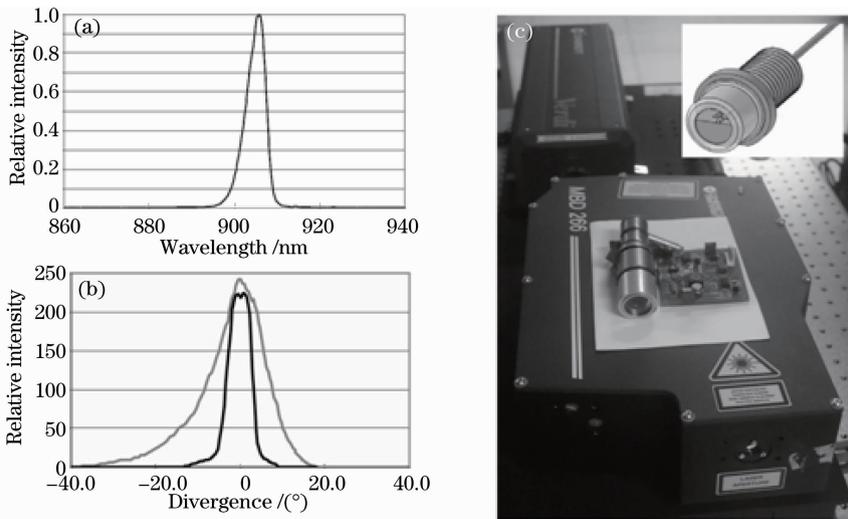


图 1 脉冲激光二极管。(a) 光谱分布;(b) 快轴及慢轴方向的远场光强度分布曲线;(c) 辐射源及其驱动模块与固体激光器(插图)的对比照片

Fig. 1 Pulsed laser diode. (a) Spectral distribution; (b) far field intensity distribution in fast axis and slow axis direction; (c) photograph of the laser excitation and the current driver circuit compared with solid-state laser (inset)

透镜组件准直和聚焦后(孔径 10 mm, 发散角 3.0 mrad, 焦长 15 cm), 辐射到样品上的能量密度约为  $2.35 \text{ mJ/cm}^2$  (不到生物组织损伤阈值的  $1/10$ )。整个激光二极管辐射源及其驱动模块的照片如图 1(c) 所示, 其光源体积只有  $10 \text{ cm} \times 3 \text{ cm} \times 3 \text{ cm}$ , 相比于插图中的常用固体激光器, 具有价格低、体积小、结构紧凑、重复率高、无需冷却等众多优点。图 1(c) 中的二极管驱动模块由高压产生电路、强驱动电路、开关电路、储能电路、采样电路等 5 部分组成, 采用单组开关电源供电 (JL-200W, FSKALD), 可提供  $4 \sim 40 \text{ A}$  的输出脉冲峰值电流。

图 2 为基于脉冲激光二极管的光声成像系统装置示意图。该系统采用聚焦超声传感器 (I2P10NF40, DOPPLER) 以向前模式接收光声信号, 其中心频率为 1.95 MHz、焦距为 37.5 mm、相对脉冲回波灵敏度为  $-48 \text{ dB}$ 。激光二极管光源经过 20 min 热机之后, 由数字输入/输出 (I/O) 卡 (PCI-1757UP, Advantech) 发出工作激光使能信号, 产生的脉冲激光经整形后通过水槽上的光学窗

口聚焦照射在被测样品表面, 实验样品由二维步进电机 (MTS101, Boif) 驱动做 C 扫描运动, 被激光激发产生的光声信号经过前置放大器 (5678, Olympus) 放大 40 dB 后, 通过混合信号示波器 (54642D, Agilent) 采集平均 128 次并存储到个人计算机中, 最后对获取的光声信号进行数据处理和光声图像重建。前置放大器的带宽和等效输入噪声分别为  $50 \text{ kHz} \sim 20 \text{ MHz}$  和  $20 \mu\text{V}$ ; 示波器的最大带宽为 500 MHz, 并通过内置通用接口总线 (GPIB) 接口模块 (N2757A, Agilent) 由 GPIB 总线卡 (GPIB-USB-HS, National Instruments) 与个人计算机连接。整套系统的操作控制和数据处理分别采用 LabVIEW (ver 8.0, National Instruments) 和 Matlab (ver 7.0, Mathworks) 软件平台开发完成。实验中, 激光二极管光源与超声传感器为同轴共焦模式, 测试样品和超声传感器浸没于充满了水作为超声耦合液的水槽中, 并假设样品与耦合液媒介中声速均为  $1500 \text{ m/s}$ 。

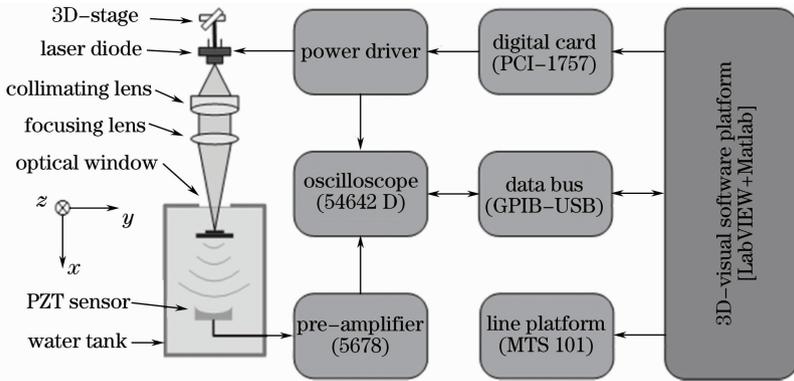


图 2 基于脉冲激光二极管的光声成像系统装置示意图

Fig. 2 Schematic of photoacoustic imaging system with pulsed laser diode excitation

### 3 实验结果

为了检测成像系统的横向分辨率, 将两根点状碳棒 (直径 0.6 mm, 相距约 3.3 mm) 埋在模拟组织中, 模拟组织由质量分数 13% 的琼脂粉水溶液加热后冷却凝结而成。实验中, 超声传感器与碳棒样品处于相同的  $x$ - $y$  平面, 且水平相距约为 4.5 cm。图 3(a) 为重建后的两根点状碳棒的光声扫描图像, 图 3(b) 为其中一个点状碳棒的局部放大图像, 图 3(a) 左边起始位置的白线为触发信号导致的约 1.5 mm 测量盲区。由实验结果可看出, 接收的光声信号幅值可达 8.5 mV, 碳棒重建的形状和轮廓清晰完整。图 3(c) 是图 3(a) 中  $x=44.75 \text{ mm}$  处截取的像素灰

度值分布曲线, 根据瑞利判据, 40.5% 峰值线与信号相交于  $A, B, C, D$  四点, 与信号峰值中心线相交于点  $E, F$ 。因此, 两点源的最小分辨距离为  $R = |\overline{EB}| + |\overline{CF}| - 2r$ , 其中  $r$  为点源吸收体的半径。计算可得系统的横向分辨率约为 0.5 mm。

图 4 为 3 根模拟血管与  $x$ - $y$  平面成夹角放置的扫描光声成像。3 根模拟血管为装有染色水溶液的毛细玻璃管 (直径 1.0 mm), 分别沿  $z$  轴方向埋于琼脂凝胶中, 其中中间血管与  $x$ - $y$  平面垂直, 两边血管与  $x$ - $y$  平面分别成  $45^\circ$  夹角, 如图 4(a) 所示。由重建图像图 4(b) 可看出, 与超声传感器正对的中间血管可接收到多次血管壁的光声反射信号, 而成夹

角放置的两边血管只能接收到一次光声反射信号。图 4(c)、(d)分别为沿着  $y=2.5\text{ cm}$  和  $y=12.2\text{ cm}$  处的 A 型扫描光声信号,分别观察到 2 次和 5 次的

血管壁光声反射信号,可定性反映出样品与超声传感器的空间位置与对置夹角。

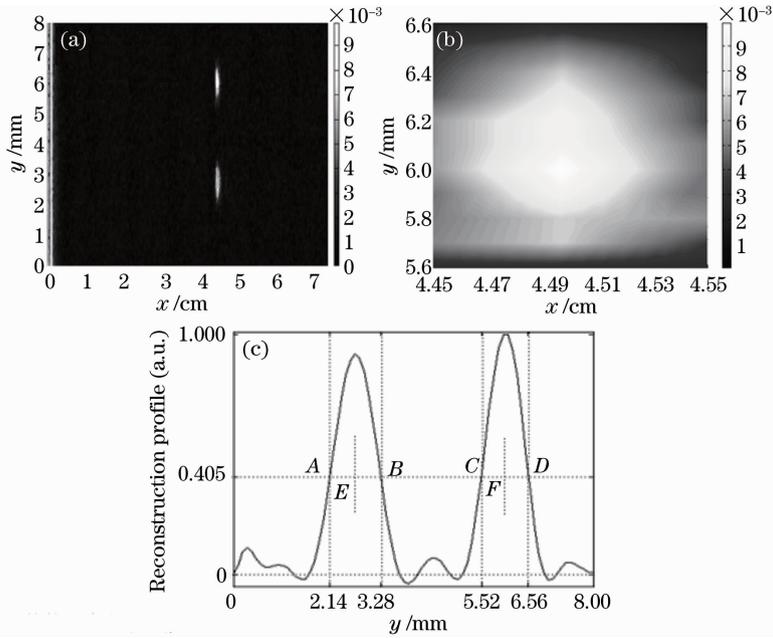


图 3 点吸收体的二维光声成像。(a) 模拟样品的光声图像;(b) 局部放大图像;  
(c) 图(a)中  $x=44.75\text{ mm}$  处的像素灰度值空间分布曲线

Fig. 3 2D photoacoustic imaging of point absorber. (a) Photoacoustic image of phantom; (b) partial enlarged image;  
(c) pixel gray value spatial distribution curve of Fig. (a) at  $x=44.75\text{ mm}$

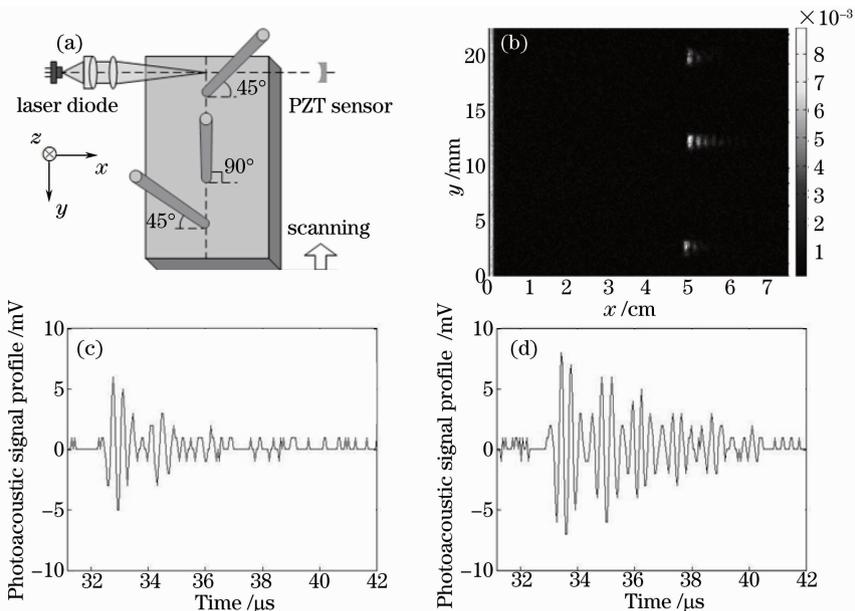


图 4 模拟血管的二维光声切面成像。(a) 样品示意图;(b) 二维光声重建图像;(c)和(d)图(b)中不同扫描位置( $y=2.5\text{ cm}$ 和 $y=12.2\text{ cm}$ )的一维光声信号

Fig. 4 2D photoacoustic tomography of blood vessel phantom. (a) Schematic of sample; (b) 2D photoacoustic reconstructed image; (c) and (d) 1D photoacoustic signals of Fig. (b) at  $y=2.5\text{ cm}$  and  $y=12.2\text{ cm}$

为了进一步测试该光声扫描系统的三维空间成像能力,设计了如图 5 所示的实验。一根装有蓝墨水的聚四氟乙烯(PTFE)人造血管埋于约  $5.0\text{ mm}$  厚的

琼脂凝胶中,人造血管内外径分别为  $0.6\text{ mm}$  和  $1.0\text{ mm}$ ,其三维立体交叉结构的体积约为  $24\text{ mm}\times 10\text{ mm}\times 3\text{ mm}$ ,样品切面照片如图 5(a)所

示。实验中,步进电机驱动样品在  $y-z$  平面的扫描步距分别为 0.2 mm 和 0.5 mm, A 扫描速度为 0.16 s/div,  $x$  轴方向的数据采样深度为 40  $\mu$ s, 图像重建采用基于移动立方体(MC)的三维可视化重建算法<sup>[24-25]</sup>。图 5(b)为人工血管样品的三维可视化重建

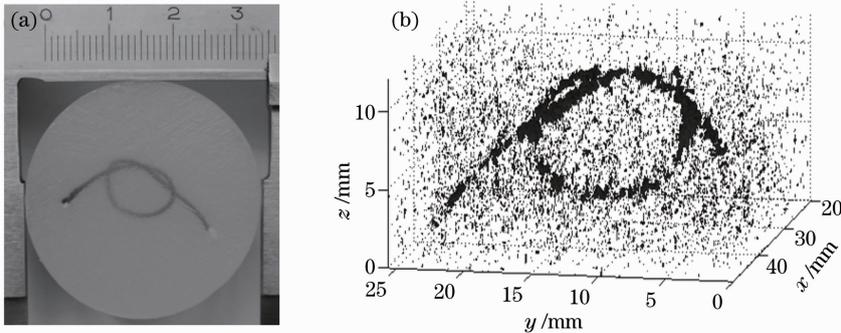


图 5 人工血管的三维光声成像。(a) 样品照片; (b) 光声重建图像

Fig. 5 3D photoacoustic imaging of artificial blood vessel. (a) Photograph of sample; (b) photoacoustic reconstructed image

## 4 结 论

通过组织模拟样品实验结果可以看出,基于脉冲激光二极管的光声成像系统有效地反映了吸收体的二维和三维光学吸收分布,具备较好的图像分辨率和信噪比,相比于采用固体激光器的常见光声系统,具有体积小、价格低、结构紧凑等众多优点,应用前景较好。然而目前的研究还处于起步阶段,存在许多问题有待改进,例如发展更便捷的前向光声激发与传感模式、采用吸收更强的可见光波段激光二极管等。后续实验工作将进一步完善和发展该技术。

## 参 考 文 献

- 1 Lihong V Wang, Song Hu. Photoacoustic tomography: in vivo imaging from organelles to organs [J]. *Science*, 2012, 335 (6075): 1458-1462.
- 2 Lihong V Wang. Multiscale photoacoustic microscopy and computed tomography[J]. *Nature Photon*, 2009, 3(9): 503-509.
- 3 Hao F Zhang, Konstantin Maslov, Lihong V Wang. In vivo imaging of subcutaneous structures using functional photoacoustic microscopy[J]. *Nature Protoc*, 2007, 2(4): 797-804.
- 4 Hui Wang, Xiaoquan Yang, Zhen Wang, *et al.*. Early monitoring of cerebral hypoperfusion in rats by laser speckle imaging and functional photoacoustic microscope[J]. *J Biomed Opt*, 2012, 17(6): 061207.
- 5 Zhifang Li, Hui Li, Zhiping Zeng, *et al.*. Determination of optical absorption coefficient with focusing photoacoustic imaging [J]. *J Biomed Opt*, 2012, 17(6): 061216.
- 6 Jianhua Chen, Riqiang Lin, Huina Wang, *et al.*. Blind-deconvolution optical-resolution photoacoustic microscopy in vivo [J]. *Opt Express*, 2013, 21(6): 7316-7327.
- 7 Yi Yuan, Sihua Yang, Da Xing. Optical-resolution photoacoustic

图像,其中图像的三维视点为 $V(-170, 10)$ 。由实验结果可以看出,人工血管的重建与样品照片相对应,三维立体的交叉结构得到了完整地再现,光声图像的信噪比约为 20.6 dB。

- microscopy based on two-dimensional scanning galvanometer[J]. *Appl Phys Lett*, 2012, 100(2): 023702.
- 8 Lvming Zeng, Da Xing, Huaimin Gu, *et al.*. High antinoise photoacoustic tomography based on a modified filtered backprojection algorithm with combination wavelet [J]. *Med Phys*, 2007, 34(2): 556-563.
- 9 Lvming Zeng, Da Xing, Huaimin Gu, *et al.*. Fast microwave-induced thermoacoustic tomography based on multi-element phase-controlled focus technique[J]. *Chin Phys Lett*, 2006, 23 (5): 1215-1218.
- 10 Diwu Yang, Lvming Zeng, Xuanrong Ji, *et al.*. Fast photoacoustic imaging of blood vessels based on an annular transducer array[J]. *Chin Phys Lett*, 2012, 29(10): 104302.
- 11 Diwu Yang, Lvming Zeng, Changning Pan, *et al.*. Noninvasive photoacoustic detecting intraocular foreign bodies with an annular transducer array[J]. *Opt Express*, 2013, 21(1): 984-991.
- 12 Xie Wenming, Zeng Zhiping, Li Li, *et al.*. Signal compensation in long-focal-zone photoacoustic imaging systems[J]. *Chinese J Lasers*, 2012, 39(1): 0104001.
- 谢文明, 曾志平, 李 莉, 等. 长焦区光声成像系统中的信号补偿[J]. *中国激光*, 2012, 39(1): 0104001.
- 13 Xu Dong, Xiang Liangzhong, Ji Xuanrong. Photoacoustic imaging system based on multi-channel parallel acquisition[J]. *Chinese J Lasers*, 2011, 38(2): 0204002.
- 许 栋, 向良忠, 纪轩荣. 基于多通道并行采集的光声成像系统 [J]. *中国激光*, 2011, 38(2): 0204002.
- 14 Zeng Lvming, Liu Guodong, Ren Zhong, *et al.*. Design of high-resolution photoacoustic imaging system based on LabVIEW station[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2008, 37(7): 1436-1440.
- 曾吕明, 刘国栋, 任 重等. 基于 LabVIEW 平台的高准确度光声成像系统设计[J]. *光子学报*, 2008, 37(7): 1436-1440.
- 15 Zhang Jian, Yang Sihua. Photoacoustic component imaging based on multi-spectral excitation[J]. *Chinese J Lasers*, 2011, 38(1): 0104001.
- 张 建, 杨思华. 基于多波长激发的光声组分成像[J]. *中国激光*, 2011, 38(1): 0104001.
- 16 K Maslov, L V Wang. Photoacoustic imaging of biological tissue with intensity-modulated continuous-wave laser [J]. *J Biomed Opt*, 2008, 13(2): 024006.

- 17 T J Allen, P C Beard. Pulsed near-infrared laser diode excitation system for biomedical photoacoustic imaging[J]. *Opt Lett*, 2006, 31(23): 3462–3464.
- 18 T J Allen, P C Beard. Dual wavelength laser diode excitation source for 2D photoacoustic imaging[C]. *SPIE*, 2007, 6437: 64371U.
- 19 R Kolkman, W Steenbergen, T Leeuwen. In vivo photoacoustic imaging of blood vessels with a pulsed laser diode[J]. *Lasers Med Sci*, 2006, 21(3): 134–139.
- 20 Zhang Leihong, Ma Xiuhua. Study on influential factor of photoacoustic signal excited by intensity-modulated continuous-wave laser in biological tissue[J]. *Chinese J Lasers*, 2011, 38(11): 1104002.  
张雷洪, 马秀华. 生物组织中强度调制的连续激光激发的光声信号影响因素研究[J]. *中国激光*, 2011, 38(11): 1104002.
- 21 M P Mienkina, C S Friedrich, N C Gerhardt, *et al.*. Multispectral photoacoustic coded excitation imaging using unipolar orthogonal Golay codes[J]. *Opt Express*, 2010, 18(9): 9076–9087.
- 22 S Y Su, P C Li. Coded excitation for photoacoustic imaging using a high-speed diode laser[J]. *Opt Express*, 2011, 19(2): 1174–1182.
- 23 T J Allen, P C Beard. Light emitting diodes as an excitation source for biomedical photoacoustics[C]. *SPIE*, 2013, 8581: 85811F.
- 24 W E Lorensen, H E Cline. Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm[J]. *Computer Graphics*, 1987, 21(4): 163–169.
- 25 S Raman, R Wenger. Quality isosurface mesh generation using an extended marching cubes lookup table[J]. *Comput Graph Forum*, 2008, 27(3): 791–798.

栏目编辑: 韩 峰