

基于 LabVIEW 平台的高准确度光声成像系统设计*

曾吕明, 刘国栋, 任重, 黄振, 邵碧琳

(江西科技师范学院 光电子与通信重点实验室, 南昌 330038)

摘 要:利用虚拟仪器开发软件 LabVIEW 设计了一套高准确度光声成像系统, 整个系统在 GPIB 总线技术基础上, 构架了由超声传感器、数字示波器、可调谐激光器、个人计算机等组成的硬件平台, 并开发了配套的控制软件和高抗噪音图像重建算法. 在活体脑结构成像中, 实验鼠的左右脑、小脑、脑横裂和脑主动脉等脑结构成像清晰, 大脑皮层的血管分布特征得到了完整的再现, 系统成像分辨率可达 200 μm . 该系统和方法可望发展为一种无损伤的生物组织结构与功能成像.

关键词:光声成像; 脑结构成像; 虚拟仪器; GPIB 总线

中图分类号: R318. 51

文献标识码: A

文章编号: 1004-4213(2008)07-1436-5

0 引言

纯光学成像具有成像快速、非侵入、高分辨率等优点^[1-2], 但往往随着光穿透组织深度的增加, 光在组织中的强散射性造成其成像空间分辨率迅速下降; 超声成像具有组织高穿透性的优点^[3], 但对于早期病变部位成像对比度很低易造成误诊; 正电子发射层析术在目前核医学影像研究中具有重要地位^[4], 但由于其设备复杂、成像速度较慢, 且现有示踪剂种类发展有限, 使其推广受到限制; 核磁共振成像具有无损伤、高分辨率的优点, 可同时获得组织解剖和生理功能等信息^[5], 但其敏感性较低(微克分子水平), 且设备成本造价昂贵. 因此, 研究和发 展一种低成本、具有高对比度和高分辨率的无损医学成像方法, 是临床医学领域亟待解决的问题.

光声成像是一种新近迅速发展起来、基于生物组织内部光学吸收差异、以超声作为媒介的无损生物光子医学影像技术^[6-13]. 它有效地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, 可实现厘米量级探测深度和微米量级成像准确度的组织影像^[14-24]. 本文采用“虚拟仪器”(Virtual Instrument, 简称 VI)技术^[25-26], 设计了一套单探测器旋转扫描侧向接收模式的高准确度光声成像系统, 并成功实现了活体实验鼠的大脑结构和脑皮层血管网络分布成像.

1 硬件设计

整个实验系统主要由 PC 机、PCI-GPIB 接口卡

和 PCI-1757 接口卡等硬件构建而成, 如图 1. 其主要硬件包括: 1) 超声传感器, 为针状的碘化聚二氟乙烯 (Polyvinylidene Fluoride, PVDF) 膜的水听器 (HP, Precision acoustic LTD), 响应带宽为 200 kHz~1.5 MHz, 探测灵敏度为 950 nv/pa, 接收面积直径为 1 mm; 2) 信号放大器, 包括前放和主放大器 (HP, Precision acoustic LTD), 其中主放大器的带宽为 50 kHz~125 MHz, 最小放大倍数为 25 dB, 最大输入信号的峰峰值为 0.5 V; 3) 数字示波器 (TDS3032, Tektronix), 最高采样率 2.5 GS/s, 带宽 300 MHz, 内置 GPIB 接口; 4) 即插即用式 GPIB 接口卡 (PCI-GPIB, National Instruments, NI), 是一个数字化 24 脚 (扁型接口插座) 并行总线, 其中 16 根线为 TTL 电平信号线, 包括 8 根双向数据线、5 根控制线、3 根握手线, 另 8 根为地线和屏蔽线; 5) 数字 I/O 卡 (PCI-1757UP, Advantech), 它提供 24 通道的高速数字 I/O 处理, 其中每 8 通道可编程; 6) 2P 步进电机 (VEXTA, Japan), 其驱动选用 2 相步进电机驱动器 RD-023MS (RORZE, Taiwan); 7) 可调谐激光器 LS-2134 (LOTIS TII, Belarus), 工作波长可为 350~532 nm 或 650~1 000 nm, 脉宽为 8 ns; 8) 个人计算机.

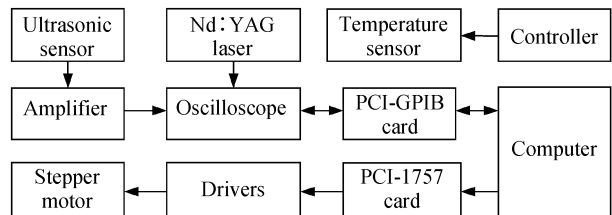


图 1 光声成像系统构架

Fig. 1 Truss diagram of photoacoustic imaging system

整个测试系统的实验装置如图 2, 工作原理如下: 可调谐激光器工作于内触发模式, 输出激光波长选为 532 nm, 重复频率为 20 Hz, 脉冲激光能量密度为 12 mJ/cm². 当短脉冲激光经扩散后均匀辐射

*国家自然科学基金(60767001)和福建师范大学医学光电科学与技术教育部重点实验室开放基金(JYG0802)资助
Tel: 0791-3831968 Email: zenglvming@163.com
收稿日期: 2007-10-17

生物组织时,组织吸收光能引起升温,升温导致热膨胀而产生光声信号,经由超声耦合液耦合到水听器。水听器接收到光声信号,经过前放和主放大器放大后输入到数字示波器,数据经多次平均后由 GPIB 接口送到计算机做后处理。当系统检测到激光器的 Q-SWITCH 同步输出时,系统会立即呼叫中断处理,提供数据采集开始与停止、数据读取、触发步进电机等中断功能,可让使用者根据实际需求自行设定,以协助使用者立即有效地掌握现场状况。

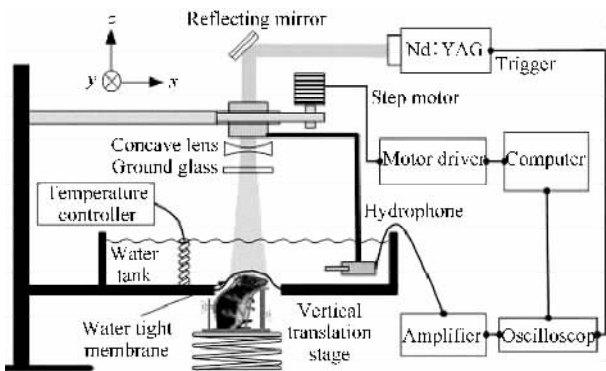


图 2 光声成像系统装置

Fig. 2 Experimental setup of photoacoustic imaging system

本系统应用 NI PCI-GPIB 接口卡实现了数字示波器与计算机的连接,完全符合 IEEE 488 标准,使用 8 位并行、字节串行、异步通讯方式,所有字节通过总线顺序传送,板载总线主 DMA 控制器确保数据传输时不需微处理器干预。整个硬件系统具有以下三个显著特点:

- 1) GPIB 接口编程方便,减轻了软件设计的负担,可使用 LabVIEW 等高级语言编程;
- 2) 利用计算机对带有 GPIB 接口的 TDS-3032 实现自动操作和控制,可达到自动变化测量范围、多次测量平均等采集要求,从而提高了光声信号的测量准确度;
- 3) 便于将多台带有 GPIB 接口的仪器组合起来扩展系统功能,对采集的光声数据进行更加灵活、方便的传输、处理、综合、利用和显示,高效灵活地完成各种不同的处理任务,而且组建和拆散灵活,使用维护方便。

2 软件设计

通过 NI-488.2 软件包可简化测试测量仪器的编程工作,如数字示波器、NI PCI-GPIB 与计算机的通信。安装了 NI PCI-GPIB 即插即用板卡后,NI-488.2 将找到用户的 GPIB 总线硬件接口,并通过向导指导用户整个初始化配置 GPIB 硬件的过程,且可进行数字示波器与计算机间的通信测试。安装完 GPIB 接口驱动程序、TDS3032 数字示波器驱动程序和 PCI-1757 驱动程序后,即可通过 LabVIEW 本身提供的函数 Call Library Function Node 来实

现对库函数的调用,进行测量系统组态与编程控制。

本系统设计采用 LabVIEW Full Dev. System (ver 8.0, NI) 作为软件开发平台,通过 NI LabVIEW 8.0 推出更为完善的 Express 技术,用于完成仪器控制、数据采集和处理等功能,可快捷地设计各种控制和测试应用。整个系统的软件主要由数据采集、步进电机控制和图像重建三部分构成,其工作流程如图 3。数据采集部分的参量设置主要包括设备与通道配置、采集方式设置和触发方式设置等,其中调用的数字示波器函数库有 tkds3032 Initialize、Configuration、Waveform Acquisition、Close、Error Message 等子 VI,具体参量设置可见于数据采集框图前面板。

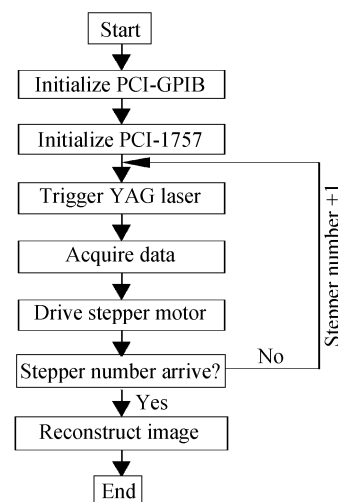


图 3 光声成像系统流程

Fig. 3 Process flow diagram of photoacoustic imaging system

图 4 为采集类型在 Normal 方式下的系统工作时序图。激光器工作于内触发方式,其输出的 Q-SWITCH 信号作为整个系统的同步时钟。由于激光器输出的 Q-SWITCH 信号到发出激光之间有 180 ns 的延时,故光声信号的采集在延时 180 ns 后通过使能信号启动。为了减少由步进电机的感应线圈所致的电磁干扰,在光声信号采集与传输过程中,通过电机使能信号驱动继电器来控制步进电机的电

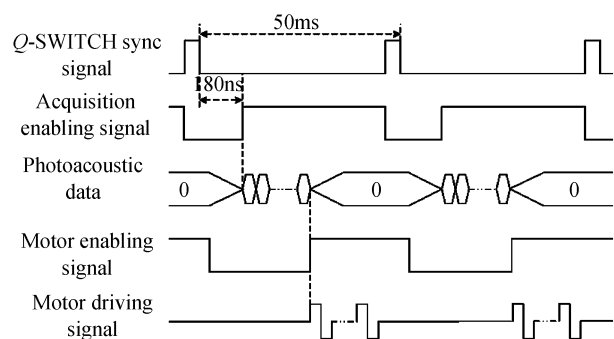


图 4 光声成像系统时序

Fig. 4 Sequence chart of photoacoustic imaging system

源开关,从而可有效地减少系统噪声来源.整个系统采集一幅图像的时间主要受以下三方面制约:1)激光器工作的重复频率;2)数据的平均次数;3)信号采集的位置数目.如激光器的重复频率为 20 Hz,数据平均 4 次,全方位扫描 200 个位置,在不计电机转动时间的情况下,采集一幅图像的数据需要约 40 s.

光声图像的重建建立在 LabVIEW 8.0 全面而强大的信号处理分析和数学运算库基础上,主要为实现光声成像中常用的重建算法——第一类滤波反投影算法^[6,12],它包含了数据在时域和频域的处理.其中,信号的时域分析主要包括光声信号的衰减补偿和反投影等处理,频域分析包括光声频谱分析、去脉冲响应和加窗滤波等处理.由于 MATLAB 是科学和工程可视化分析领域广泛流行的交互式编程环境,所以本软件系统中的信号分析模块选择通过从 LabVIEW 的 Function 选项板上访问 MATLAB 脚本节点来实现,组织的光吸收分布通过基于小波变换的高抗噪声改进滤波反投影算法重建^[15].

前面板是用户操作仪器、与仪器进行通讯、输入参量设置及输出结果显示的用户接口,是一种利用虚拟仪器软件制作的面向用户的人机交互界面.本虚拟仪器数据采集框图的前面板如图 5.

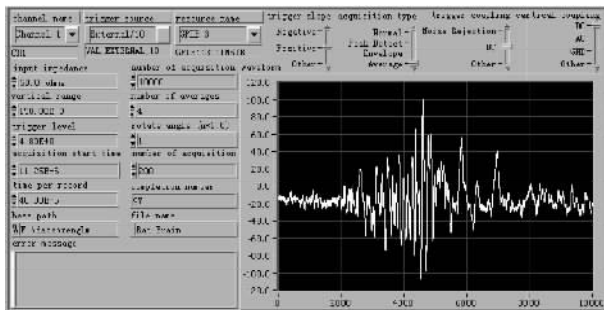


图 5 光声数据采集框图前面板

Fig. 5 Front panel of photoacoustic data acquisition

3 活体实验

脑是中枢神经的主要部分,反映并控制着生物体的生理与心理活动.脑结构与功能成像使用脑局部成像技术,完全无损伤的把脑的高级活动用图像扫描显示出来的一种新方法.它在生物医学方面有着广泛的研究与应用价值^[7,16,22-23].

作为脑功能成像研究的初步工作,本实验选用一只体重约 300 g 的 Sprague-Dawley 鼠作为研究对象,实现其脑结构与脑部血管分布的成像研究.实验前,先用 50mg/kg 的剂量腹腔内注射戊巴比妥钠麻醉,然后小心的将其脑部的毛剃除,而不损伤脑部的表皮和头盖骨,其表皮和头骨的厚度约为 0.6 和 0.8 mm.实验过程中,麻醉后的鼠放在一个可垂直升降自制的特殊支架上,将鼠的身体和头部固定

好然后再放置到耦合池底部中央,通过底部圆孔中的透明聚乙烯薄膜伸入到耦合池中.透明薄膜和鼠头部间充满医用超声耦合液,用于将脑部血管产生的超声信号耦合到耦合池中.校准换能器旋转扫描的平面,使之与鼠的脑皮层位于同一平面.一个带温度控制的电热耦放置于耦合池中,以保持池中耦合液温度在 37°左右,防止鼠脑部温度过低而死亡,并保证在实验中耦合液的声速恒定.

实验完成后,实验鼠被过量麻醉(200 mg/kg)猝死,并打开其头盖骨照相作为实验对照,如图 6 (a).图 6(b)为鼠脑部结构的光声重建图像,其中 BV(Blood Vessel):血管;CB(Cerebellum):小脑;FTC(Fissura Transversa Cerebri):大脑横裂;MCA(Middle Cerebral Artery):大脑动脉;RH(Right Hemisphere):右脑;LH(Left Hemisphere):左脑.从重建图像可看出,光声重建图像结果与实验后的照片吻合很好.其中左右脑、小脑、脑横裂和脑动脉等脑结构成像清晰完整,大脑皮层和组织浅表血管的结构和分布特征得到完整再现,成像系统的空间分辨率约为 200 μm ^[15].实验表明了本系统进行脑结构与脑血管分布成像研究的可行性,接下来的工作将重点在脑肿瘤及其病变转移、脑血液动力学等结构与功能性的研究.

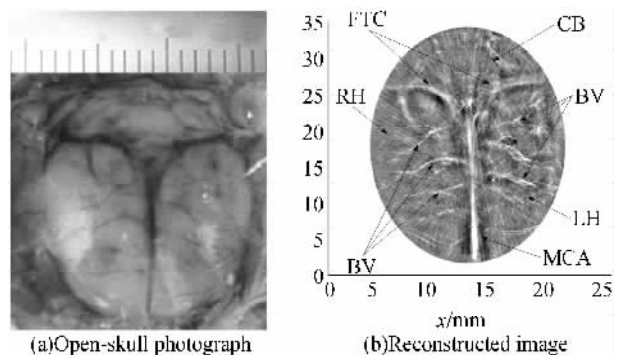


图 6 实验鼠大脑结构照片和光声重建图像

Fig. 6 Open-skull photograph and reconstructed images of rat brain structure

4 结论

设计了一套基于美国 NI 公司最新推出的 LabVIEW 8.0 虚拟仪器开发平台的光声成像系统,在 NI PCI-GPIB 和 Advantech PCI-1757 硬件接口构架下,应用图形语言 LabVIEW 开发系统软件,实现了高分辨率的活体老鼠脑结构成像.在传感器前端添加声透镜组件,该系统还可实现光声层析成像^[23].随着光声成像研究的深入,脉冲激光器重复频率的提高、接收系统性能的改进和快速高精度成像算法的开发,光声成像技术将成为一种很有潜力的光子生物医学检测方法.

致谢:在此衷心感谢广州华南师范大学激光生命科学研究所、暨激光生命科学教育部重点实验室主任邢达教授及其研究团队对此文的悉心指导和帮助。

参考文献

- [1] HUANG Li-na, YU Xiao-feng, DING Zhi-hua. Numerical analysis of double pass rapid scanning optical delay line in optical coherence tomography [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2005, **34**(11):1663-1665.
黄丽娜,俞晓锋,丁志华.光学相干层析成像系统中双通快速扫描光学延迟线的数值分析[J].光子学报,2005,**34**(11):1663-1665.
- [2] XIE Shu-sen, LI Hui. Principle and techniques of measuring optical properties of biological tissue[J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 1997, **16**(4):237-332.
谢树森,李晖.生物组织光学性质的测量原理与技术[J].中国生物医学工程学报,1997,**16**(4):237-332.
- [3] XIANG Liang-zhong, XING Da, GU Huai-min, et al. Noninvasive photoacoustic tomography in biological tissue with ultrasonic probe beam[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2007, **36**(7):1307-1311.
向良忠,邢达,谷怀民,等.基于探测超声的光声层析成像[J].光子学报,2007,**36**(7):1307-1311.
- [4] YANG Zi-bin. Reviews and prospects on biomedical engineering[J]. *Acta Academiae Medicinae Sinicae*, 2000, **22**(3):208-210.
杨子彬.生物医学工程回顾与展望[J].中国医学科学院学报,2000,**22**(3):208-210.
- [5] JACKSON V P, HENDRICK R E, FEIG S A, et al. Imaging of the radiographically dense breast [J]. *Radiology*, 1993, **188**(2):297-301.
- [6] ESENALIEV R O, KARABUTOV A A, ORAEVSKY A A. Sensitivity of laser optoacoustic imaging in detection of small deeply embedded tumors[J]. *IEEE J Top Quantum Electron*, 1999, **5**(4):981-988.
- [7] WANG X D, PANG Y J, KU G, et al. Non-invasive laser-induced photoacoustic tomography for structural and functional imaging of the brain in vivo [J]. *Nat Biotech.*, 2003, **21**(7):803-806.
- [8] KRUGER R A, REINECKE D R, KRUGER G A. Thermoacoustic computed tomography-technical considerations [J]. *Med Phys*, 1999, **26**(9):1832-1837.
- [9] ZENG L M, XING D, GU H M, 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] YANG D W, XING D, GU H M, et al. Fast multielement phase-controlled photoacoustic imaging based on limited-field-filtered back-projection algorithm[J]. *Appl Phys Lett*, 2005, **87**(19):194101.
- [11] ZENG L M, XING D, GU H M, et al. A fast microwave-induced thermoacoustic tomography system for imaging of biological tissues[C]. *SPIE*, 2006, **6047**:60470.
- [12] TAN Yi, XING Da, WANG Yi, et al. Photoacoustic imaging with attenuation rectification of different frequent components of photoacoustic signal[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2005, **34**(7):1019-1022.
谭毅,邢达,王毅,等.基于不同频率成份衰减矫正的光声成像方法[J].光子学报,2005,**34**(7):1019-1022.
- [13] SU Y X, ZHANG F, XU K X, et al. A photoacoustic tomography system for imaging of biological tissues [J]. *J Phys D:Appl Phys*, 2005, **38**(15):2640-2644.
- [14] ZOU Wen-dong, SI Tu-da, GAO Yi-qing. Principle and characteristics of photoacoustic raman effect in solids[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2002, **31**(11):1373-1376.
邹文栋,司徒达,高益庆.固体中光声喇曼效应的原理特性分析[J].光子学报,2002,**31**(11):1373-1376.
- [15] ZENG L M, XING D, GU H M, et al. High antinoise photoacoustic tomography based on a modified filtered backprojection algorithm with combination wavelet[J]. *Med Phy*, 2007, **34**(2):556-563.
- [16] SU Y X, WANG R K, ZHANG F, et al. Two-dimensional photoacoustic imaging of blood vessel networks within biological tissue[J]. *Chin Phys Lett*, 2006, **23**(2):512-515.
- [17] XIANG L Z, XING D, GU H M, et al. Real-Time Optoacoustic monitoring of vascular damage during photodynamic therapy treatment of tumor [J]. *J Biomed Op.*, 2007, **21**(1):014001.
- [18] YANG D W, XING D, TAN Y, et al. Integrative prototype B-scan photoacoustic tomography system based on a novel hybridized scanning head[J]. *Appl Phys Lett*, 2006, **88**(17):174101.
- [19] NIE L M, XING D, YANG D W, et al. Detectoin foreign body using fast thermoacoustic tomography with a multi-element linear transducer array[J]. *Appl Phys Let*, 2007, **90**(17):174109.
- [20] ZENG L M, XING D, YANG D W, et al. Limited-view scanning microwave-induced thermoacoustic CT using a multi-element linear transducer array[C]. *SPIE*, 2007, **6534**:653431.
- [21] LU Tao, SONG Zhi-yuan, SU Yi-xiong, et al. Feasibility of photoacoustic tomography for ophthalmology [J]. *Chinese Optics Letters*, 2007, **5**(8):475-476.
- [22] YANG S H, XING D, LAO Y Q, et al. Noninvasive monitoring of traumatic brain injury and post-traumatic rehabilitation with laser-induced photoacoustic imaging[J]. *Appl Phys Lett*, 2007, **90**(24):243902.
- [23] YANG S H, XING D, ZHOU Q, et al. Functional imaging of cerebrovascular activities in small animals using high-resolution photoacoustic tomography[J]. *Med Phys*, 2007, **34**(8):3294-3301.
- [24] TAN Yi, HE Jun-feng. Integrative fast photoacoustic imaging system based on multi-element phase-controlled technique [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2007, **36**(9):1726-1729.
谭毅,何军锋.基于多元相控技术的一体化光声快速成像系统[J].光子学报,2007,**36**(9):1726-1729.
- [25] HU Zhi-qiang, OU-YANG Li, ZHANG Yong-lin. Detecting platform for the tissue absorption spectrum properties of human skin based on virtual instrument[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2002, **31**(11):1330-1333.

胡志强,欧阳黎,张永林.基于虚拟仪器的人体皮肤组织吸收光谱检测平台[J].光子学报,2002,31(11):1330-1333.

[26] ZHANG Deng-ke, NI Xu-xiang, SHI Yan. Design of a optical spectrometer based on LabVIEW[J]. *Acta Photonica Sinica*,

2006,35(6):854-858.

张登科,倪旭翔,石岩.一种基于 LabVIEW 的光谱仪设计[J].光子学报,2006,35(6):854-858.

Design of High-Resolution Photoacoustic Imaging System Based on LabVIEW Station

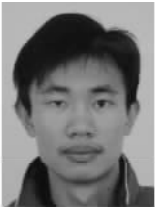
ZENG Lü-ming, LIU Guo-dong, REN Zhong, HUANG Zhen, SHAO Bi-lin

(Key Lab of Optic-Electronic and Communication, Jiangxi Sciences and Technology Normal College, Nanchang 330038, China)

Received date: 2007-10-17

Abstract: A high-resolution photoacoustic imaging system based on virtual instrument development environment is presented. GPIB bus technology is employed in the overall system, whose platform is composed of an ultra-sound transducer, digital oscilloscope, tunable laser and a personal computer, and the corresponding software for controlling and high-antinoise reconstruction algorithm are explored on LabVIEW platform. In the structural imaging of the brain in vivo, the brain structures are imaged clearly, such as the left hemisphere, right hemisphere, cerebellum, fissure transversa cerebri and middle cerebral artery. Also the distributed character of vascular network in the superficial cortex is reproduced perfectly. The spatial resolution of the imaging system can reach 200 microns. The system and method can potentially be developed as a non-invasive biological structural and functional imaging technique.

Key words: Photoacoustic image; Structural brain image; Virtual instrument; GPIB bus



ZENG Lü-ming was born in 1981, in Jiangxi Province. He received his Master degree at MOE key laboratory of laser life science and institute of laser life science, South China Normal University in 2007. At present he is working in Key Lab of optic-electronic and communication, Jiangxi Sciences and Technology Normal College. His current research focuses on photoacoustic and thermoacoustic imaging application in biomedical research.