

基于多通道并行采集的光声成像系统

许 栋 向良忠* 纪轩荣

(华南师范大学生物光子学研究院激光生命科学研究所, 激光生命科学教育部重点实验室, 广东 广州 510631)

摘要 设计了一套基于多通道并行采集的快速光声成像系统, 包括超声探测器、多通道并行采集系统、短脉冲激光器、计算机组成的硬件平台, 并开发了配套的上位机软件来控制系统的采集和实时成像。多通道并行采集系统包括前端模拟放大、抗混叠滤波、模数(A/D)转换、数据存储、现场可编程门阵列(FPGA)控制和通用串行总线(USB)传输等部分, 它实现了 64 路信号的全并行采集和数字化处理。模拟样品实验结果表明, 采用多个位置的旋转扫描成像能够极大地提高图像的信噪比。因此, 采用高重复频率的激光器作为激发源及多个探测器的全并行采集, 有望发展成为一种实时的生物组织无损成像系统, 为临床医学的无损伤检测提供了新的方法。

关键词 生物光学; 光声成像系统; 多通道并行采集; 现场可编程门阵列; 无损检测

中图分类号 Q631 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/CJL201138.0204002

Photoacoustic Imaging System Based on Multi-Channel Parallel Acquisition

Xu Dong Xiang Liangzhong Ji Xuanrong

(Key Laboratory of Laser Life Science, Ministry of Education, Institute of Laser Life Science, College of Biophotonics, South China Normal University, Guangzhou, Guangdong 510631, China)

Abstract A fast photoacoustic imaging system based on multi-channel parallel acquisition, which is composed of ultrasonic detector, multi-channel parallel acquisition system, short-pulse laser, computer hardware platform and a pack of software for the control of the data acquisition and real-time imaging, is designed. Multi-channel parallel acquisition system consists of front-end analog amplifier, anti-aliasing filter, A/D converter, data storage, field programmable gate array (FPGA) control and universal serial bus (USB) transfer and it has 64-channel full parallel acquisition and digital processing. The results of imitative sample show that multiple locations of rotating scan imaging improve the signal to noise ratio (SNR) greatly. Consequently, it is characterized by fast imaging and is expected to be a noninvasive real-time tissue imaging system with high repetition frequency laser as excitation and provide a new method for clinical noninvasive detection.

Key words biological optics; photoacoustic imaging system; multi-channel parallel acquisition; field programmable gate array; noninvasive detection

OCIS codes 110.5120; 170.3880; 120.3890; 170.0110

1 引 言

当短脉冲激光照射到生物组织时, 生物组织由于吸收激光能量引起热弹性膨胀而产生超声, 通过超声探测器将产生的超声信号转换成电信号进行模拟和数字化处理, 再利用图像重建算法得到生物组

织的光吸收分布的图像, 此即光声成像^[1~3]。由于不同生理状态的生物组织对光的吸收不同, 因此光声成像可以反映组织的结构特征、代谢状态和病变特征^[4~6]。而且作为一种无损检测技术, 光声成像结合了纯光学成像和超声成像的优点, 可得到高分

收稿日期: 2010-07-14; 收到修改稿日期: 2010-10-19

基金项目: 国家 973 计划(2010CB732602)、教育部长江学者与创新团队发展计划(IRT0829)、国家自然科学基金(30627003, 30870676)、广东省自然科学基金(7117865)和广东高校优秀青年创新人才培养计划(LYM09055)资助课题。

作者简介: 许 栋(1986—), 男, 硕士研究生, 主要从事光声成像系统方面的研究。E-mail: xudong05281@163.com

导师简介: 邢 达(1957—), 男, 博士, 教授, 主要从事生物光子学方面的研究。E-mail: xingda@scnu.edu.cn

* 通信联系人。E-mail: xianglzh@scnu.edu.cn

分辨率和高对比度的生物组织结构和功能成像,可以实现厘米成像深度上的微米级分辨率^[7~9]。

本文主要采用现场可编程门阵列(FPGA)设计了多通道的并行采集系统,并在此基础上组建了多通道的光声成像系统,系统通过上位机软件进行采集控制和数据存储。并对模拟样品进行了高分辨率的光声成像,讨论了用多个位置的扫描探测可以得到良好的信噪比。

2 硬件设计

整套系统如图 1 所示,激光器发出的脉冲激光激发生物组织产生光声信号,并同时触发多通道并行采集系统进行数据的采集和处理,生物组织产生的光声信号通过多元超声探测器转换成电信号,然后通过多通道并行采集系统进行放大、滤波、模数(A/D)转换及 FPGA 的数字化处理,最后通过通用串行总线(USB)传输到计算机进行成像处理。

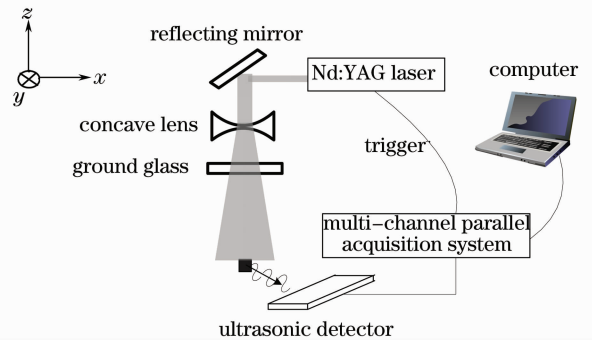


图 1 基于多通道并行采集的光声成像系统

Fig. 1 Truss diagram of photoacoustic imaging based on multi-channel parallel acquisition system

多通道并行采集系统,就是将多元探测器接收到的多个通道的信号同时采集进计算机存储^[10]。系统主要包括模拟信号处理板和数字信号处理板两个部分,在模拟信号处理板上主要完成信号的放大和抗混叠滤波,数字处理板包括 A/D 转换模块, FPGA 控制模块,数据存储模块以及 USB 模块。整个系统的硬件架构如图 2 所示。

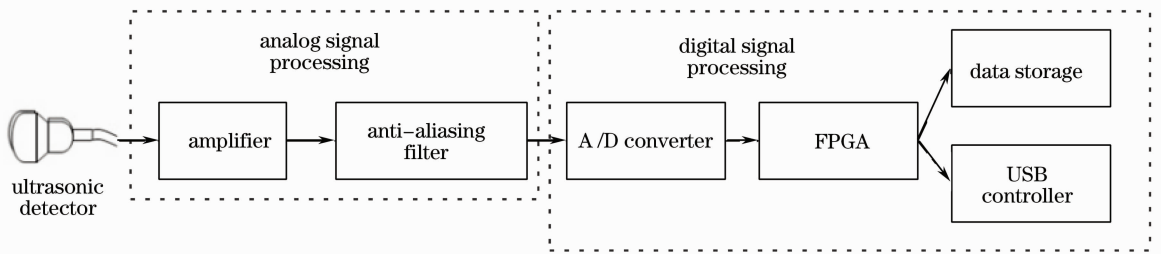


图 2 多通道并行采集系统框图

Fig. 2 Diagram of multi-channel parallel acquisition system

128 阵元的线阵探测器通过 RDL-156 零插拔力连接器与整个系统连接,其中的 64 路光声信号被送至模拟信号处理板上,随后通过数字处理板数字化处理后通过 USB 接口传输至计算机做数据处理以及数据保存。信号处理流程图如图 3 所示。

2.1 超声探测器

超声探测器^[8]的作用主要是将激光激发组织产生的光声信号转换成电信号。在选择超声探测器时主要考虑以下几个因素:探测器的中心频率、频带宽度、灵敏度和阻抗频率特性。阻抗频率特性是指探测器阻抗随频率的变化特性。对压电振子施加不同频率的电压时,回路电流将随频率的变化而变化,振子的阻抗 Z 是频率 ω 的函数,其表达式为

$$Z = \frac{1}{j} \frac{\omega_s}{\omega} \frac{R_1 Q_m}{r} \times \frac{1 + jQ_m(\omega/\omega_s - \omega_s/\omega)}{1 + jQ_m \sqrt{(1+r)/r}(\omega/\omega_p - \omega_p/\omega)}, \quad (1)$$

式中 $r = C_0/C_d$ 为电容比, Q_m 为压电体的机械品质因素, ω_s 为压电体的串联谐振频率, ω_p 为压电体的并联谐振频率。

根据谭毅等^[11]的讨论,由于产生光声信号的频谱范围跟吸收体的尺寸有关,百微米级的吸收体主要频谱范围为 400 kHz~20 MHz,因此为了得到组织更丰富的病理和结构信息,系统设计采用的探测器中心频率为 5 MHz。

2.2 信号放大部分

系统采用的探测器决定了信号放大部分的频带只要达到 7.5 MHz(探测器中心频率为 5 MHz,带宽 100%)就可以了。由于光声信号只有几毫伏甚至是几百微伏,系统设计放大倍数从 35~55 dB 可调,以满足不同测量的需求。为了实现探测器与放大电路的阻抗匹配,在放大电路的前端设计了阻抗变换、调谐和滤波电路。

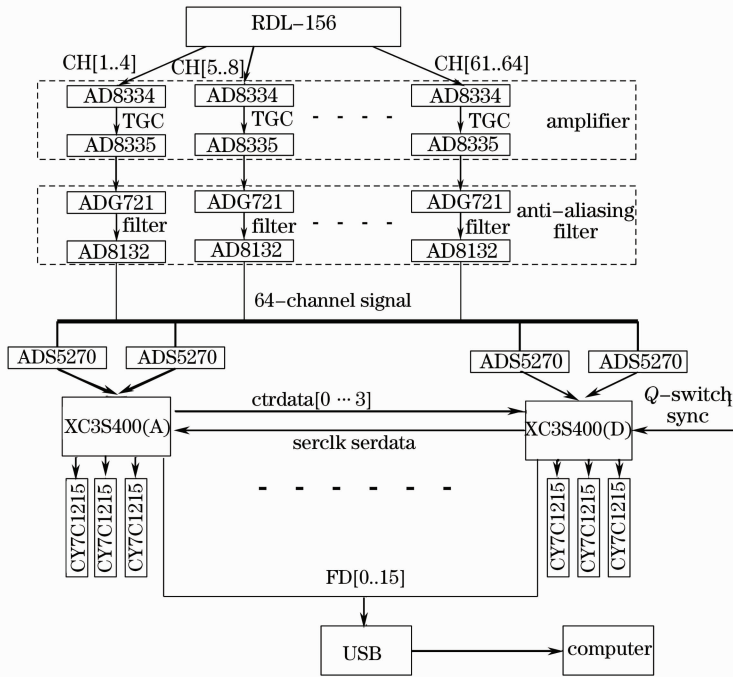


图 3 多通道并行采集系统信号流程图

Fig. 3 Signal flow diagram of multi-channel parallel acquisition system

2.3 抗混叠滤波

抗混叠滤波主要是滤除高于 0.5 倍采样频率的无用的高频分量,以减少频谱混叠,系统设计采用的 A/D 采样率为 25 MS/s,故抗混叠滤波是截止频率为 12.5 MHz 的二阶低通滤波器。

2.4 A/D 转换

A/D 转换主要考虑其采样率、采样精度以及输入的电压大小。系统选用 ADS5270 作为 A/D 转换的芯片,采样率设计为 25 MS/s,满足 7.5 MHz 信号的采样率要求,并且 12 位的 A/D 在参考电压为 2 V 时的最小分辨率为 0.49 mV。

2.5 处理控制模块

处理控制模块主要完成信号放大部分的放大倍数可调,A/D 转换的同步控制,A/D 转换数据的接收及存储、上位机的通信及数据传输。

放大倍数的调节是通过图 3 中的 XC3S400(D) 输出 8 位控制字并经 THS5641 转换成控制电压来实现的。

A/D 转换的同步控制是通过激光器的 Q-switch sync 来实现的,激光器输出 Q-switch sync 到 XC3S400(D),XC3S400(D) 再输出 serclk 到 XC3S400(A)~XC3S400(C) 触发 FPGA 同时进行采集及存储,其采集控制状态如图 4 所示。

数据的上传是通过 XC3S400(D) 输出的 serdata 来控制的,使 XC3S400(A)~XC3S400(D)

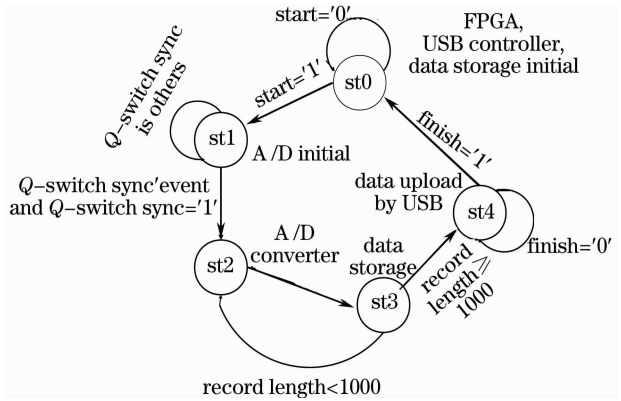


图 4 FPGA 采集控制状态图

Fig. 4 State diagram of FPGA acquisition and control

依次上传数据,并由 ctrdata[0..3]来控制上传数据由探测器的低位到高位依次进行(每个 FPGA 只采集存储 16 个探测器的数据)。

2.6 数据暂存模块

数据暂存模块使用的是 CYPRESS 公司的 CY7C1215H,该芯片集成了 32 个 32 K 静态随机存储器(SRAM)存储单元,共 1 Mbit 的存储容量。而每个 FPGA 占用 3 个存储器,存储容量为 3 Mbit。系统设计的存储深度为 1000 个点,每个点为 16 bit,则每个 FPGA 的数据量为 $16 \times 16 \times 1000 = 256000$ bit。

2.7 USB 接口模块

当一次数据采集完成后,通过 USB 接口芯片将数据传输到计算机进行存储,系统 USB 设备接口芯

片采用的是 CYPRESS 公司的 CY7C68013A, 选用外部 24 MHz 时钟, 最高传输速率为 480 Mb/s。

3 软件设计

系统的软件主要包括下位机 FPGA 控制程序及上位机计算机的数据获取、存储及成像。下位机 FPGA 控制程序主要是用超高速集成电路硬件描述语言 (VHDL) 进行编程, 采用了状态机使得程序层次分明, 易于进行顺序控制, 可靠性高。其主要状态图如图 4 所示。

在该状态图中主要有 st0(FPGA, USB 控制, 数据存储初始化), st1(A/D 初始化), st2(A/D 转换), st3(数据存储) 和 st4(数据上传) 5 个状态。

st0 状态在接收到上位机发送的开始信号 (start='1') 才进入下一个状态 st1, 如果上位机没有采集开始信号 (start='0') 则 FPGA, USB 控制器和数据存储器一直处于初始化状态。st1 是 A/D 采集的初始化, 且只有在激光器发出 Q-switch sync 时钟信号时才触发 A/D 进行数模转换。st2 进行模数转换, 并将数据存储到外部存储器 CY7C1215H 中 (即 st3), 等到 A/D 采集的数据记录长度 (record length) 达到 1000 时, 才结束 A/D 转换。由于系统设计的 A/D 采样率为 25 MS/s, 1000 个点的存储深度所对应的时间为 40 μ s, 按照声波在软组织中的传播速率 1.5 mm/ μ s^[12], 则记录的采集深度为

6 cm, 足以满足光声成像的深度。

4 模拟样品实验

光声成像的最大优点就是分辨率和图像对比度的发展空间很大^[13], 当组织的不同部分吸收系数和散射系统差别比较大时, 就可以取得良好的成像对比度。由于组织中的血红蛋白的吸收特性和散射特性都很好^[14,15], 所以光声成像对于血管有很好的成像效果。Yang Sihua 等^[16]利用单元水听器对小鼠脑部的血管网络进行了功能成像。Song Liang 等^[17]利用超声阵列探测器做的光声显微成像系统, 对小鼠和人体皮下血管进行实时无损的在体成像。Matthew P. Fronheiser 等^[18]利用 128 阵元的超声传感器对人体前臂血管进行了光声成像, 结果显示了用光声成像有很好的成像对比度和空间分辨率。

为了验证该系统的可靠性, 这里选用了 0.5 mm 的铜丝和头发丝来模拟脑部的血管进行光声成像。实验中选用 Nd:YAG 激光器 LS-2134 (波长可为 350~532 nm 或 650~1000 nm, 脉宽为 8 ns, 重复频率 20 Hz)。Q-switch sync 作为多通道并行采集系统的采集触发信号。

实验中通过控制电机带动探测器旋转, 采集了 1, 6, 12, 18, 24, 30, 36, 48 及 60 个位置的光声信号, 并分别对采集的数据进行图像重建^[19~21], 结果如图 5 所示。图中 (a) 为样品的仿真图像, (b)~(j) 分

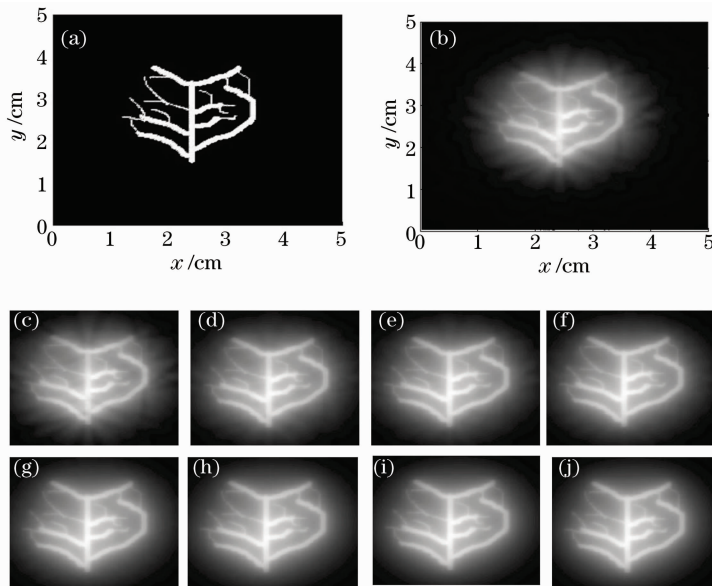


图 5 多个位置采集重建的光声图像。(a)样品的仿真图像,(b)1 个位置,(c)6 个位置,(d)12 个位置,(e)18 个位置,(f)24 个位置,(g)30 个位置,(h)36 个位置,(i)48 个位置,(j)60 个位置

Fig. 5 Reconstructed photoacoustic images of multiple locations acquisition. (a) simulated image of the sample, (b) 1 site, (c) 6 sites, (d) 12 sites, (e) 18 sites, (f) 24 sites, (g) 30 sites, (h) 36 sites, (i) 48 sites, (j) 60 sites

别为 1, 6, 12, 18, 24, 30, 36, 48 及 60 个位置采集重建后的样品的光声图像。

实验结果表明,该系统可以清晰地重建样品的光声图像,并且采集的位置越多,重建的图像的对比度就越好,但从图 5(h)~(j)及图像数据的信噪比(SNR)(见图 6)可以看出,36, 48, 60 个位置的采集重建的图像对比度没有明显的变化。因此,36 个位置的旋转采集足以得到比较好的对比度,过多的采集位置会浪费图像的重建时间,这为以后一体化系统的设计提供了参考。

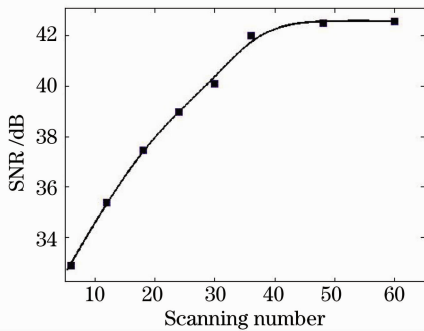


图 6 图 5(c)~(j)重建图像数据的信噪比

Fig. 6 SNR of Fig. 5 (c)~(j) with different scanning numbers

由于采用 64 路并行采集,一个位置的数据采集时间为 $200 \mu\text{s}$,其中 A/D 采集时间为 $40 \mu\text{s}$,数据上传时间为 $25 \mu\text{s}$ 。如果不考虑电机旋转的时间,则一幅图像的数据采集时间为 10 ms。

5 结 论

设计了一套基于多通道并行采集的光声成像系统,该系统包括软件和硬件两部分,可以实现 64 路信号的同时采集和处理,大大节省了系统的成像时间,而且易于多探头的扩展,是临床光声成像系统的一个发展趋势。模拟样品的实验表明该系统可以得到清晰的光声重建图像,采用多个位置的采集可以提高图像的信噪比。系统是通过激光器的 Q-switch sync 来触发采集系统的,而且是采用电机旋转进行图像的采集重建的,因此成像的速度主要受制于激光器的重复频率及电机的旋转时间,随着激光器频率的增加以及利用多个探测时同时采集,可以达到实时成像。随着光声成像的深入研究,光声成像技术有望成为临床无损检测的工具。

参 考 文 献

1 Zeng Yaguang, Xing Da, Wang Yi *et al.*. Photoacoustic and ultrasonic coimage with a linear transducer array[J]. *Opt. Lett.* ,

2004, **29**(15): 1760~1762
 2 Robert A. Kruger, William L. Kiser, Jr., Daniel R. Reinecke *et al.*. Thermoacoustic computed tomography using a conventional linear transducer array [J]. *Med. Phys.* , 2003, **30** (5): 856~861
 3 Yi Wang, Da Xing, Yaguang Zeng *et al.*. Photoacoustic imaging with deconvolution algorithm [J]. *Phys. Med. Biol.* , 2004, **49**(14): 3117~3124
 4 Bangzheng Yin, Da Xing, Yi Wang *et al.*. Fast photoacoustic imaging system based on 320-element linear transducer array[J]. *Phys. Med. Biol.* , 2004, **49**(7): 1339~1346
 5 Dimple Modgil, Mark A. Anastasio, Patrick J. La Rivière. Image reconstruction in photoacoustic tomography with variable speed of sound using a higher-order geometrical acoustics approximation[J]. *J. Biomed. Opt.* , 2010, **15**(2): 021308
 6 Yeqi Lao, Da Xing, Sihua Yang *et al.*. Noninvasive photoacoustic imaging of the developing vasculature during early tumor growth [J]. *Phys. Med. Biol.* , 2008, **53** (15): 4203~4212
 7 Diwu Yang, Da Xing, Huaimin Gu *et al.*. Fast multielement phase-controlled photoacoustic imaging based on limited-field-filtered back-projection algorithm[J]. *Appl. Phys. Lett.* , 2005, **87**(19): 194101
 8 Sihua Yang, Da Xing, Yeqi Lao *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
 9 Diwu Yang, Da Xing, Sihua Yang *et al.*. Fast full-view photoacoustic imaging by combined scanning with a linear transducer array [J]. *Opt. Express* , 2007, **15** (23): 15566~15575
 10 Chen Xiaodong, Li Ming, Yu Feng *et al.*. Technology of digital endoscopic ultrasonic imaging [J]. *Chinese J. Lasers* , 2009, **36**(10): 2557~2560
 陈晓冬, 李明, 俞锋等. 超声内窥数字成像技术[J]. *中国激光* , 2009, **36**(10): 2557~2560
 11 Tan Yi, Xing Da, Wang Yi *et al.*. Influence of bandwidth of ultrasonic transducer on photoacoustic imaging[J]. *Acta Optica Sinica* , 2005, **25**(1): 40~44
 谭毅, 邢达, 王毅等. 超声换能器带宽对光声成像的影响[J]. *光学学报* , 2005, **25**(1): 40~44
 12 Minghua Xua, Lihong V. Wang. Photoacoustic imaging in biomedicine[J]. *Rev. Sci. Instrum.* , 2006, **77**(4): 041101
 13 Yi Yuan, Sihua Yang, Da Xing. Preclinical photoacoustic imaging endoscope based on acousto-optic coaxial system using ring transducer array[J]. *Opt. Lett.* , 2010, **35**(13): 2266~2268
 14 Shuliang Jiao, Zhixing Xie, Hao F. Zhang *et al.*. Simultaneous multimodal imaging with integrated photoacoustic microscopy and optical coherence tomography [J]. *Opt. Lett.* , 2009, **34** (19): 2961~2963
 15 Jorge Ripoll, Vasilis Ntziachristos. Quantitative point source photoacoustic inversion formulas for scattering and absorbing media[J]. *Phys. Rev. E* , 2005, **71**(3): 031912
 16 Sihua Yang, Da Xing, Quan Zhou *et al.*. Functional imaging of cerebrovascular activities in small animals using high-resolution photoacoustic tomography [J]. *Med. Phys.* , 2007, **34** (8): 3294~3301
 17 Liang Song, Konstantin Maslov, K. Kirk Shung *et al.*. Ultrasound-array-based real-time photoacoustic microscopy of human pulsatile dynamics in vivo[J]. *J. Biomed. Opt.* , 2010, **15**(2): 021303
 18 Matthew P. Fronheiser, Sergey A. Ermilov, Hans-Peter Brecht *et al.*. Real-time optoacoustic monitoring and three-dimensional mapping of a human arm vasculature [J]. *J. Biomed. Opt.* , 2010, **15**(2): 021305

- 19 Zhang Chi, Wang Yuanyuan. Reconstruction algorithm of photoacoustic tomography with acoustic speed heterogeneity[J]. *Acta Optica Sinica*, 2008, **28**(12): 2296~2301
张 弛, 汪源源. 声速不均匀介质的光声成像重建算法[J]. *光学学报*, 2008, **28**(12): 2296~2301
- 20 Lu Tao, Li Xiujuan, Mao Huiyong *et al.*. Photoacoustic tomography with Wiener filter deconvolution algorithm[J]. *Acta Optica Sinica*, 2009, **29**(7): 1854~1857
卢 涛, 李秀娟, 毛慧勇 等. 基于维纳滤波反卷积的光声成像[J]. *光学学报*, 2009, **29**(7): 1854~1857
- 21 Yang Diwu, Xing Da, Wang Yi *et al.*. Limited-view scanning photoacoustic imaging based on algebraic reconstruction techniques[J]. *Acta Optica Sinica*, 2005, **25**(6): 772~776
杨迪武, 邢 达, 王 毅 等. 基于代数重建算法的有限角度扫描的光声成像[J]. *光学学报*, 2005, **25**(6): 772~776