

# 长焦区光声成像系统中的信号补偿

谢文明<sup>1,2,3</sup> 曾志平<sup>1,2,3</sup> 李 莉<sup>1,2,3</sup> 陈树强<sup>4</sup> 李志芳<sup>1,2,3</sup> 李 晖<sup>1,2,3</sup>

<sup>1</sup> 医学光电科学与技术教育部重点实验室, 福建 福州 350007  
<sup>2</sup> 福建师范大学物理与光电信息科技学院, 福建 福州 350007  
<sup>3</sup> 福建省光子技术重点实验室, 福建 福州 350007  
<sup>4</sup> 福建医科大学附属第一医院, 福建 福州 350007

**摘要** 信号衰减问题在许多领域都备受关注,在光声成像系统中各种原因引起的信号衰减同样在很大程度上影响了系统的成像质量以及成像深度。从组织光学、声传输与接收等方面讨论了长焦区光声成像系统中引起信号衰减的因素及其特点,并在此基础上提出相应的补偿策略。补偿策略考虑到光声形成与传输过程中的光衰减与声衰减两方面因素对光声信号的影响,实现了从光与声两方面对检测信号综合补偿。信号补偿实验分别从模拟样品补偿成像与离体甲状腺成像展开。实验结果表明,补偿策略能够较好地对光声信号进行补偿,从而提高了系统的成像深度及成像质量。

**关键词** 成像系统;光声成像;信号衰减;补偿;成像质量;成像深度

中图分类号 O436 文献标识码 A doi: 10.3788/CJL201239.0104001

## Signal Compensation in Long-Focal-Zone Photoacoustic Imaging Systems

Xie Wenming<sup>1,2,3</sup> Zeng Zhiping<sup>1,2,3</sup> Li Li<sup>1,2,3</sup> Chen Shuqiang<sup>4</sup> Li Zhifang<sup>1,2,3</sup> Li Hui<sup>1,2,3</sup>

<sup>1</sup> Key Laboratory of Optoelectronic Science and Technology for Medicine, Ministry of Education of China, Fuzhou, Fujian 350007, China

<sup>2</sup> School of Physics and Optoelectronics Technology, Fujian Normal University, Fuzhou, Fujian 350007, China

<sup>3</sup> Fujian Provincial Key Laboratory of Photonic Technology, Fuzhou, Fujian 350007, China

<sup>4</sup> The First Affiliated Hospital of Fujian Medical University, Fuzhou, Fujian 350007, China

**Abstract** Signal attenuation is highly concerned in many research fields. Imaging quality and depth in photoacoustic (PA) imaging system are often limited by the attenuation of PA signal. The PA signal attenuation is induced by many factors in PA imaging system. The factors leading to the signal attenuation and its characteristics are discussed based on tissue optics, acoustic transport and detection in a long-focal-zone PA imaging system. Considering to recover the PA signal from optical to ultrasonic attenuation, a method to compensate the detected PA signals is presented. The proposed method is evaluated by simulant sample and employed to image a thyroid tissue *in vitro*. The experimental results demonstrate that the method could be used to recover the PA signal and to improve the imaging depth and quality in the PA system.

**Key words** imaging systems; photoacoustic imaging; signal attenuation; compensation; imaging quality; imaging depth

**OCIS codes** 110.5125; 110.5120

收稿日期: 2011-07-03; 收到修改稿日期: 2011-08-15

基金项目: 国家自然科学基金(61178089)、高等学校博士学科点专项科研基金(200803940001)和福建省自然科学基金(2009J01137)资助课题。

作者简介: 谢文明(1977—),男,博士研究生,主要从事生物医学光学工程方面的研究。E-mail: xie7713@gmail.com

导师简介: 李 晖(1963—),男,博士,教授,博士生导师,主要从事生物医学光学工程及其应用等方面的研究。

E-mail: hli@fjnu.edu.cn(通信联系人)

# 1 引 言

近十几年来,融光学成像的高对比性与超声成像的高分辨率两大特征于一体的光声成像技术倍受研究者们青睐。在不断深入的研究过程中,人们先后发展了不同类型的光声(PA)成像系统,如光声扫描层析成像(PAT)、光声显微成像(PAM)、光声内窥成像(PAE)、光声多普勒成像(PAD)等<sup>[1-6]</sup>。这些光声成像系统由于具有如前所述的优势,在建立的同时就被应用于医疗影像诊断,如血氧含量检测、血管成形、早期癌检测等方面<sup>[7]</sup>,为临床医生提供新的诊断依据。

光声成像技术主要是通过检测吸收体受脉冲激光激发形成的外传超声信号来反演组织体内光能量的沉积,从而实现对组织体的功能和形态成像<sup>[8]</sup>。然而,组织体的声学各向异性以及对光的强散射等性质,使得光声信号在外传过程中产生幅值衰减、频率损耗以及反射与衍射。这些物理过程在某种程度上导致了光声信号的畸变,将严重影响后期光声信号的量化、成像的性质以及成像深度等,有时甚至还会在一定程度上影响临床诊断的结果。因此,对外传光声信号的补偿与校正就显得十分重要。由于各种光声成像系统的激光辐照方式、检测手段与成像方法各异,使得各系统中声信号的接收以及组织体内光能量的分布情况大不相同,因而引起信号衰减与畸变的因素就有很大差异。对此,不同系统所采用的信号补偿方式也应各不相同。例如在以算法反演为主的层析成像系统中,通过改进算法(加入超声在组织体传输的各向异性的影响因子)实现信号的校正<sup>[9-12]</sup>。利用激光能量横向分布函数的倒数作为补偿因子,补偿因横向光能量分布不均而导致的声压分布变化<sup>[13]</sup>。另有对声信号中的频谱成分进行补偿,克服光声信号在外传过程中因频率与声散射等因素引起的衰减、校正声传输过程引发的畸变<sup>[14]</sup>。这些补偿方式在特定环境下都能较好地实现信号的校正与补偿。然而对于光衰减与声衰减两方面同时对信号进行补偿的却鲜见报道。

本文从组织光学、声传输与接收等方面讨论了长焦区光声成像系统中引起信号衰减的因素及其特点,采用线性补偿策略从光衰减与声衰减两方面同时对所采集的光声信号进行补偿,并将其应用于离体甲状腺扫描成像。实验结果表明,该补偿策略能够较好地对信号实现补偿,补偿速度快、易于操作,能提高系统的成像深度及成像质量。

# 2 方法与装置

## 2.1 理 论

当一束光入射到组织体时,光在组织体中的传播过程可抽象为一种粒子传输模型<sup>[15]</sup>,这种假想的粒子等效于光量子,粒子数的密度则等效为光能。且同时把组织体看成是由大量无规则分布的散射粒子和吸收粒子组成,从而吸收或散射的几率就可以用来描述光粒子在传输过程被吸收或散射。这种模型能够很好地解释光与组织体相互作用导致能量分布随组织体厚度的增加而发生衰减的现象,并引入总衰减系数来表述这种衰减的几率。将这种光能量衰减与组织厚度之间的关系用比尔定律进行数学形式的表述可写为

$$F(x) = F_0 \exp(-\mu x), \quad (1)$$

式中  $F(x)$  表示在组织体内深度为  $x$  处的光能量,  $\mu$  为总衰减系数,  $F_0$  为初始入射能量。

当这种入射光束的脉宽满足热限制与压力限制的脉冲激光作用于组织体时,组织体内特定波长的吸收体吸收光能产生热弹性膨胀,形成外传超声信号。声信号的声压值经常可以表示为<sup>[16]</sup>

$$P_0(x) = \Gamma \mu_a F(x), \quad (2)$$

式中  $\Gamma$  为格日尼森系数(生物组织中其值约为 0.25),  $\mu_a$  为组织体内吸收体的吸收系数。(2)式表示的光声压分布又称为原位光声压分布。聚焦式光声扫描成像系统正是利用聚焦式探测器检测组织体内的原位光声压分布而不经任何复杂算法直接进行反演成像。为了便于说明问题,建立如图 1 所示的坐标,并以其为基础展开后续の説明。

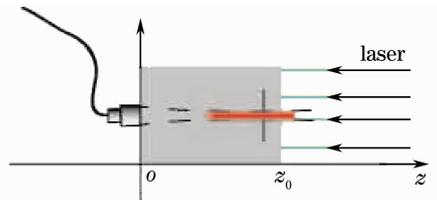


图 1 坐标示意图

Fig. 1 Schematic of coordinates

虽然探测器检测的是原位光声信号,但事实上在激发形成的超声信号向外传输至探测器的过程中,其声压必将随着传输距离的增加而逐渐减弱,且满足声衰减规律<sup>[17]</sup>:

$$P = P_0 \exp(-\alpha z), \quad (3)$$

式中  $\alpha$  表示衰减系数(组织体中以分贝形式表述超声衰减系数约为  $0.5 \text{ dB} \cdot \text{MHz}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ <sup>[14]</sup>),  $z$  为声传输距离。

结合(1)~(3)式,聚焦式换能器检测到 $z$ 位置的光声信号 $P_d(z)$ 可表示为

$$P_d(z) = \Gamma\mu_a F(z)\exp(-\alpha z) = P_o(z)\exp(-\alpha z). \quad (4)$$

将(1)式改写为 $F(z) = F_o \exp[\mu(z - z_o)]$ ,  $0 \leq z \leq z_o$  并代入(4)式可得

$$P_d(z) = \Gamma\mu_a F_o \exp[\mu(z - z_o)]\exp(-\alpha z). \quad (5)$$

简化后可得

$$P_d(z) = K \exp[(\mu - \alpha)z]\exp(-\mu z_o), \quad (6)$$

式中 $K = \Gamma\mu_a F_o$ ,表示在初始位置 $z_o$ 所能产生的光声压。(6)式说明了探测器检测到的不同深度处的光声信号是受光与声两方面衰减后的信号。因此,要恢复因光与声衰减引起的信号减弱,需对检测的原位信号进行补偿。令补偿系数为 $B(z)$ ,使得经补偿后的信号能恢复到原始强度 $P_o(z)$ 。则补偿方式可以表述为

$$P_o(z) = P_d(z)B(z). \quad (7)$$

结合(6)、(7)式,时间增益补偿系数就可以表述为

$$B(z) = C \exp[-(\mu - \alpha)z]\exp(\mu z_o). \quad (8)$$

将(8)式改写为分贝的表示形式并利用 $z = ct$ ( $c$ 为超声传输速度)可得

$$G_B = 20 \lg B(z) = [-20(\mu - \alpha) \lg e]ct + C, \quad (9)$$

式中 $G_B$ 表示补偿增益,可以通过设计增益补偿电路来实现信号的补偿<sup>[18]</sup>。但本文通过进一步简化补偿方式来实现信号补偿。

将 $B(z)$ 展开为幂级数形式可得

$$B(z) = 1 + \frac{(-\beta z + \mu z_o)}{1!} + \frac{(-\beta z + \mu z_o)^2}{2!} + \frac{(-\beta z + \mu z_o)^3}{3!} + \dots + \frac{(-\beta z + \mu z_o)^n}{n!} + \dots, \quad (10)$$

式中 $0 < z < z_o$ ,  $\beta = \mu - \alpha$ 。

将 $z = ct$ 代入(10)式,由于 $t$ 取值较小,所以忽略高次项取近似后,(10)式可近似为线性函数。由此获得简便的线性补偿公式为

$$P_o(t) = P_d(t)[1 + (-\beta ct) + \mu ct_o], \quad (11)$$

式中 $0 < t < t_o$ ,  $t_o = z_o/c$ 。

## 2.2 实验装置

实验装置如图2所示。将倍频Q开关Nd:YAG激光器(SureliteI-10, Continuum)作为脉冲激发光源,其波长为532 nm,脉宽6 ns,重复频率10 Hz。激光器输出的激光束通过一毛玻璃(GGP)后均匀地照射于样品表面(光斑直径约1.5 cm),样

品固定于样品架上。水浸式聚焦超声换能器(V381, Panametrics-NDT)置于前向位置接收样品产生的超声信号,换能器的中心频率为3.5 MHz,焦长60 mm。为了提高样品与换能器的耦合效率,样品与换能器均浸没于水中。换能器接收的光声信号经超声脉冲发生/接收器(5800PR, Panametrics-NDT)滤波、放大后送入数字示波器(TDS3054C, Tektronix)进行显示。所得信号经示波器取4次平均之后,由示波器与计算机间连接的网络线将数据直接传送至计算机保存并进行后期数据处理。为了获取扫描数据,扫描过程由计算机控制的步进电机(SC300-2B, Zolix)精确控制并驱动二维(2D)电控平移台(TSA200-B, Zolix)对样品架进行平移,实现扫描。

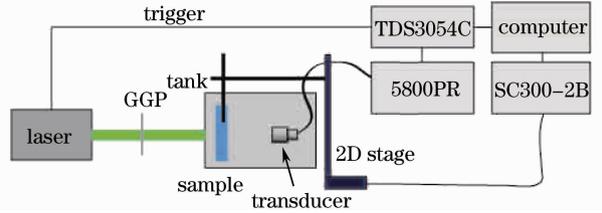


图2 实验装置图

Fig. 2 Schematic of experimental setup

## 3 实验结果

### 3.1 模拟样品信号补偿与扫描成像补偿

实验样品是在模拟组织样品中埋有深度不同的5根碳棒(直径0.7 mm)组成,图3所示为样品侧面图,5个吸收体从左至右依次命名为A、B、C、D、E。外围组织样品主要成分是蒸馏水(300 mL),加入琼脂粉(6 g)加热熔化后,再加入体积分数为20%的脂肪乳溶液(10 mL)凝固而成散射体。

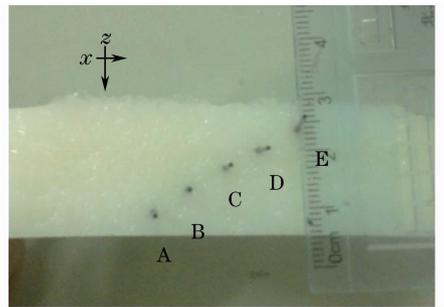


图3 模拟样品

Fig. 3 Simulant sample

利用前向探测方式获得如图4所示A~E的原始光声信号。应用(11)式对检测到的5个吸收体的原始光声信号分别乘以补偿因子进行信号补偿,结

果如图 5 所示。

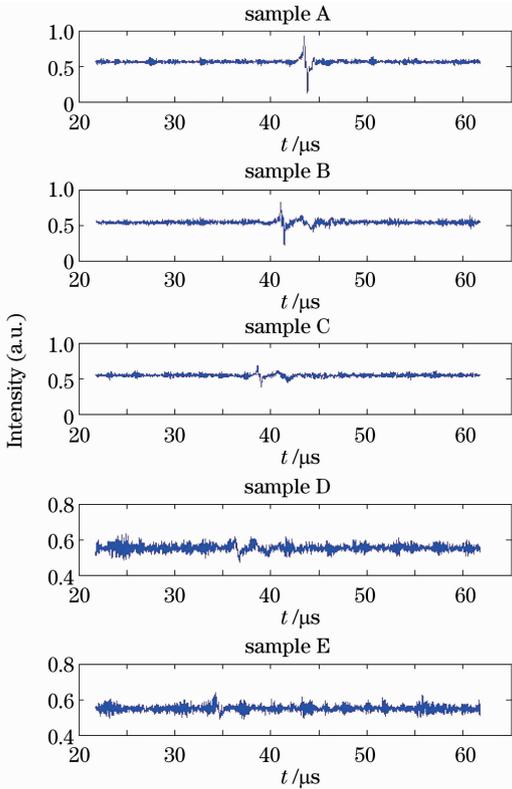


图 4 模拟样品原始光声信号

Fig. 4 Original PA signals from simulant sample

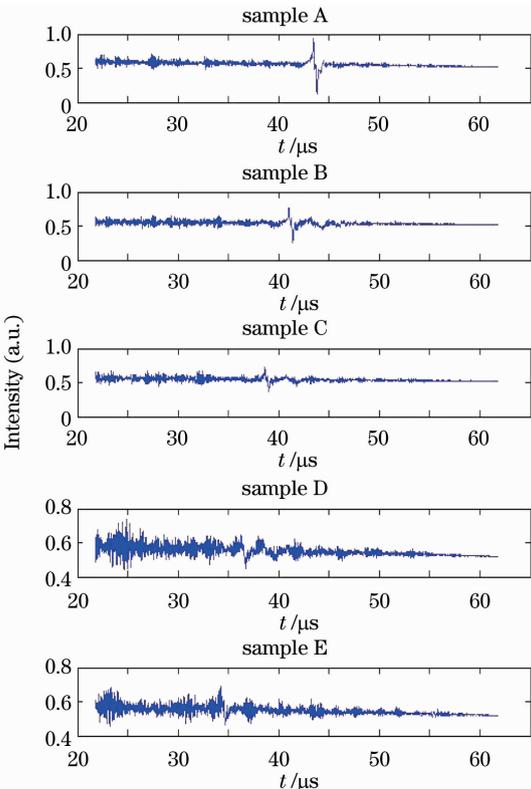


图 5 经补偿后的光声信号

Fig. 5 Compensated PA signal

图 6 为探测器沿  $x$  轴方向以步长为 0.3 mm 对 150 个位置进行扫描获取的光声信号的反演断层图。图 7 是信号经过补偿后重建得到的扫描断层光声图像。

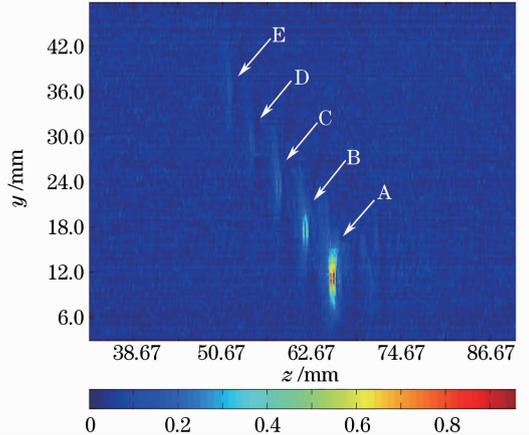


图 6 原模拟样品扫描图像

Fig. 6 Original scanning image of simulant sample

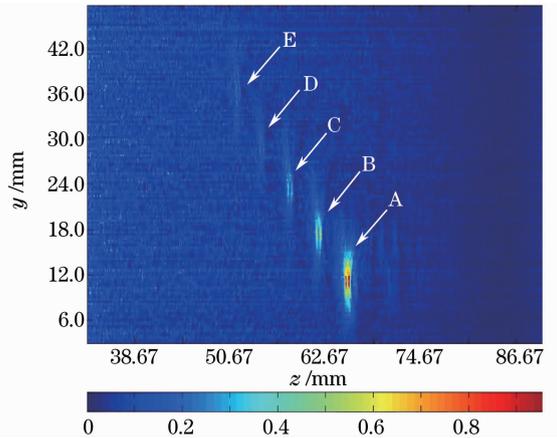


图 7 补偿后重建的模拟样品扫描图像

Fig. 7 Reconstructed scanning image of simulant sample after compensation

### 3.2 甲状腺扫描成像

为验证该补偿方法进一步应用于人体组织的可行性,还对离体甲状腺(如图 8 所示)进行了扫描成像(样品由福建医科大学附属第一医院病理科提供,低温保存带回实验室)。甲状腺内注入两小血块用于模拟病变部位。激光扫描波长选择 532 nm,采用中心频率为 5 MHz 的超声换能器(V310, Panametrics-NDT)接收外传光声信号,实验中扫描步长为 0.2 mm,范围为 0~15 mm。图 9 为未经补偿所获得的甲状腺扫描图像,其中 F 所示为注入的模拟小血块的位置,两者之间相距约 6 mm,与实物相同。图中央 G 处强吸收部分为甲状腺前表面所产生的光声信号。图 10 是经过(11)式补偿方式进行补偿

后所得结果。

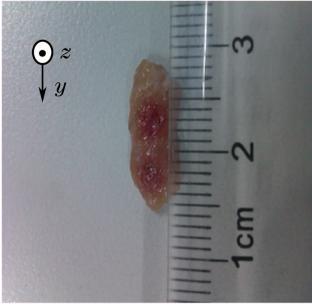


图8 离体甲状腺

Fig. 8 *In vitro* thyroid tissue

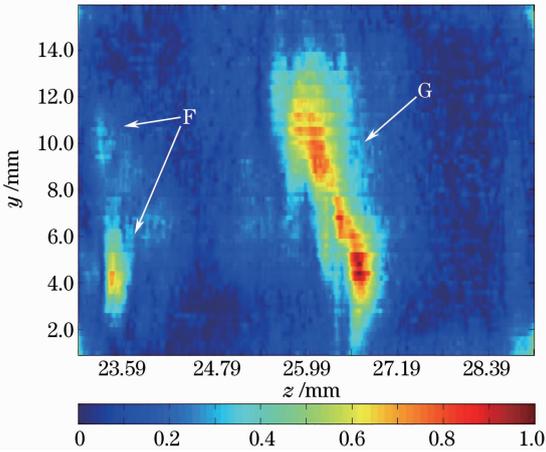


图9 原甲状腺扫描图像

Fig. 9 Original scanning image of thyroid tissue

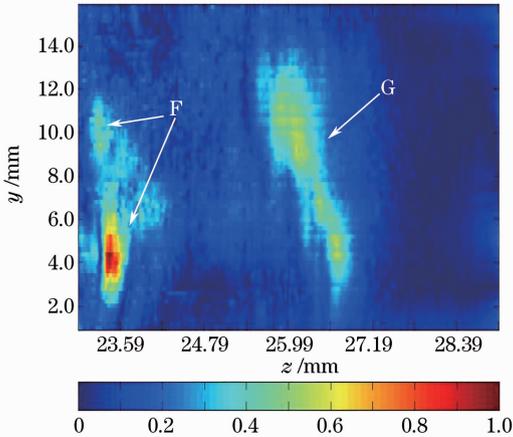


图10 经信号补偿后的甲状腺扫描图像

Fig. 10 Compensated scanning image of thyroid tissue

## 4 讨 论

激发光在组织体传输过程中产生的衰减在很大程度上限制了位于较深位置的吸收体所能吸收到的光能量,制约着原位光声信号的初始强度,从而大大影响了光声成像系统的成像深度。与此同时,组织体中超声传输会因组织体的吸收、反射、散射等因素

引起衰减,虽然它相较于光衰减而言衰减速度相差2~3个数量级,但始终伴随着光声信号的传输过程。图4、图6显示了从吸收体A至吸收体E的光声原始信号以及反演图像,其信号幅值明显随着深度的逐渐增加呈指数形式衰减,它是光衰减与声衰减共同作用所产生的结果。针对这些信号的衰减,本文结合光衰减与声衰减的规律,对所采集到的光声信号提出光与声两方面综合的线性补偿方法。经补偿后的光声信号(图5)相较原始光声信号(图4),在信号的幅值上得到一定的补偿,特别是对靠近探测器部分的信号补偿的比率更大些。但由于(11)式所补偿的是整个时间轴对象,从而导致在补偿光声信号的同时也使得靠近探测器部分的噪声信号得到增强。从图6与图7的对比还是可以明显地看到图像在C、D、E吸收体处的吸收分布图得到增强,特别是边缘处相对较为清晰,图像中吸收体的相对对比度有一定程度的增加。此外文中利用该补偿方法对人体甲状腺样本进行扫描成像。在未经补偿的扫描光声断层图像(图9)中,由于腺体前表面对光能量的吸收,使得在靠近后表面处所注射的血液块(模拟病变处)吸收的光能量相对较小,导致信号减弱。经信号补偿后获得图10所示结果,模拟病变处的信号得到极大的改善,并在一定程度上得到突显。这主要是由于离体生物组织的光衰减系数要比本例中的模拟样品衰减系数大许多,从而得到的补偿就相对大些。实验表明该增益补偿方式可以应用于聚焦式光声扫描成像系统,能实现对信号的补偿,能在一定程度上增强图像的对比度,提高系统的成像深度。

## 5 结 论

对聚焦式扫描光声成像系统中利用前向检测方式采集到的光声信号进行补偿。考虑到在沿光轴方向光传输与声传输对聚焦式换能器采集的原位光声信号的影响,采用了线性变化的增益补偿方式同时从光衰减与声衰减两方面进行光声信号的补偿。实验结果表明该方法能有效并快速地对光声信号进行补偿,实现信号增强,能较好地增强图像的对比度,提高系统的成像深度,并适用于临床扫描成像的信号补偿。但该补偿方式也存在着一一定的缺陷,即在信号增强的同时也使得靠近探测器部分的噪声信号得到增强,这一点还需在今后的研究过程中进一步克服。

## 参 考 文 献

- 1 L. Song, K. Maslov, L. V. Wang. Multifocal optical-resolution

- photoacoustic microscopy in vivo[J]. *Opt. Lett.*, 2011, **36**(7): 1236~1238
- 2 R. Nuster, G. Zangerl, M. Haltmeier *et al.*. Full field detection in photoacoustic tomography[J]. *Opt. Express*, 2010, **18**(6): 6288~6299
- 3 J. Yang, K. Maslov, H. Yang *et al.*. Endoscopic photoacoustic microscopy[C]. *SPIE*, 2009, **7177**: 71770N
- 4 H. Fang, K. Maslov, L. V. Wang. Photoacoustic Doppler effect from flowing small light-absorbing particles[J]. *Phys. Rev. Lett.*, 2007, **99**(18): 184501~184504
- 5 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
- 6 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
- 7 L. V. Wang. Prospects of photoacoustic tomography[J]. *Med. Phys.*, 2008, **35**(12): 5758~5767
- 8 C. Kim, L. V. Wang. *In vivo* photoacoustic tomography and its clinical application[J]. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2009, **126**(4): 2239
- 9 Y. Xu, L. V. Wang. Effects of acoustic heterogeneity in breast thermoacoustic tomography [J]. *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 2003, **50**(9): 1134~1146
- 10 X. Jin, L. V. Wang. Thermoacoustic tomography with correction for acoustic speed variations[J]. *Phys. Med. Biol.*, 2006, **51**(24): 6437~6448
- 11 H. Roitner, P. Burgholzer. Efficient modeling and compensation of ultrasound attenuation losses in photoacoustic imaging[J]. *Inverse Problems*, 2011, **27**(1): 015003
- 12 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
- 13 Y. Yuan, S. Yang, L. Xiang. Contrast distortion correction for photoacoustic image based on compensation for pressure distribution of sound field[J]. *Eur. Phys. J. Appl. Phys.*, 2010, **49**(3): 30901
- 14 X. Luí Deán-Ben, D. Razansky, V. Ntziachristos. Correction for acoustic attenuation effects in optoacoustic tomographic reconstructions[C]. *SPIE*, 2011, **8090**: 809014
- 15 Xie Shusen, Li Hui, Chia Teck Chee. Principle and techniques of measuring optical properties of biological tissue [J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 1997, **16**(4): 327~332  
谢树森, 李 晖, Chia Teck Chee. 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): 327~332
- 16 C. G. A. Hoelen, F. F. M. de Mul. A new theoretical approach to photoacoustic signal generation[J]. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1999, **106**(2): 695~706
- 17 Feng Ruo, Yao Jinzhong, Guan Lixun *et al.*. *Ultrasonics Handbook*[M]. Nanjing: Nanjing University Press, 1999  
冯 若, 姚锦钟, 关立勋 等. *超声手册*[M]. 南京: 南京大学出版社, 1999
- 18 Chen Xiaodong, Fu Yongqiang, Wen Shijie *et al.*. Digital time gain compensation for medical ultrasonic endoscope imaging system[J]. *Nanotechnology and Precision Engineering*, 2009, (1): 85~89  
陈晓冬, 付永强, 温世杰 等. 医学超声内窥成像系统的数字增益补偿[J]. *纳米技术与精密工程*, 2009, (1): 85~89

栏目编辑: 韩 峰