

用阶跃法测量光声成像系统的点扩展函数

周红仙¹ 周有平² 王毅^{1*}

(¹ 佛山科学技术学院电子与信息工程学院, 广东 佛山 52800)
² 佛山科学技术学院理学院, 广东 佛山 52800)

摘要 从理论上证明了光声成像系统的点扩展函数是边缘响应函数的一阶导数,提出了用阶跃法测量光声成像系统的点扩展函数,用染色琼脂对本方法进行了实验验证,理论计算结果和实验测量数据有很好的 consistency,为复杂光声成像系统提供了一种简单实用的点扩展函数测量方法。

关键词 成像系统;点扩展函数;阶跃法;边缘响应函数

中图分类号 O43; R312 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201333.0411002

Measurement of the Point Spread Function of a Photoacoustic Imaging System using Step Method

Zhou Hongxian¹ Zhou Youping² Wang Yi¹

(¹ School of Electronics and Information Engineering, Foshan University, Foshan, Guangdong 528000, China
² School of Science, Foshan University, Foshan, Guangdong 528000, China)

Abstract We theoretically prove that the point spread function (PSF) of a photoacoustic imaging system is the first derivative of the edge response function, and a step method for measurement of the photoacoustic PSF is proposed. The proposed method is experimentally verified using dyed agarose gel phantom, and the results of theoretical calculations and experimental measurement are in good agreement. The method provides a simple and practical way to measure the PSF of a complex photoacoustic imaging system.

Key words imaging systems; point spread function; step method; edge response function

OCIS codes 110.5120;110.5125;170.5120

1 引 言

光声成像技术结合了光学成像和超声成像技术的优点,目前已经发展成为一种高分辨率的生物组织成像技术^[1,2]。和其他组织相比,血液中的血红蛋白对光有较强的吸收,形成了内源性的光声成像对比度,因此,光声成像技术非常适合于进行微血管系统的成像^[3,4]。经过多年的发展,光声成像技术由早期的基于重建算法的成像方法,发展为基于扫描成像的光声显微镜,前者有较大的成像深度及较低的分辨率^[5~7],后者可以达到光学显微镜的分辨率^[8,9],成像深度为一个毫米。光声技术也被用于

功能成像,根据光学吸收与光声信号幅度成比例,通过测量相对光学吸收系数计算血氧饱和度及成像^[10,11],这种方法的个体差异较大,通用性受到限制;用光声理论模型拟合的方法可以计算绝对光学吸收系数,避免个体差异的影响^[12~14]。在以上这些光声技术中,光声成像系统的点扩展函数(PSF)对成像的分辨率及血氧饱和度测量准确性有直接的影响。光声系统的 PSF 定义为点吸收体产生的光声信号,PSF 由激发光源和探测器的特性决定。目前,测量 PSF 常用的方法是用脉冲激光直接照射探测器表面,脉冲激光在探测器表面激发超声波,被检

收稿日期: 2012-11-12; **收到修改稿日期**: 2012-11-30

基金项目: 国家自然科学基金(61275214)资助课题。

作者简介: 周红仙(1969—),女,硕士,高级实验师,主要从事光学成像方面的研究。E-mail: zhouhongxian@gmail.com

* **通信联系人**。E-mail: wangyikylin@hotmail.com

测到的光声信号即是系统的 PSF。这种方法不适用于一些复杂的光声成像系统,例如,使用线阵或面阵探测器时,系统的 PSF 不仅和探测器单元的性能有关,也和单元的排列有关^[15];应用声透镜的方法成像时,系统的 PSF 和声透镜的特性有关^[16,17];使用光学干涉的方法进行光声信号的检测及成像时,并不使用声探测器^[18],这些成像系统都无法应用目前的方法进行 PSF 的测量。为了解决此问题,本文提出了一种新的光声系统 PSF 的测量方法,即探测一个均匀照射的直边或刀口激发的光声信号,其导数即是该光声系统的点扩展函数,称为阶跃法。由于这种方法是探测在样品中产生的光声信号,并不是探测在探测器表面激发的光声信号,因此,这种方法适用于目前所有类型的光声成像系统。这种方法和光学成像系统中直边响应的测量方法类似,不同的是,在光学成像系统中,直边响应的导数是线响应函数。

2 理 论

对光声理论做简单的介绍,假定激光脉宽远小于热扩散时间,则可以忽略热扩散,等效为绝热过程,光声效应产生的光声压 $p(r, t)$ 满足^[7,19,20]

$$\nabla^2 p(r, t) - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p(r, t)}{\partial t^2} = -\frac{\beta}{C_p} \frac{\partial H(r, t)}{\partial t}, \quad (1)$$

式中 $p(r, t)$ 为光声压, β 为体膨胀系数, c 为声速, C_p 为比热, $H(r, t)$ 为热源, (1) 式的格林函数解为^[7,19,20]

$$p(r', t) = \frac{\beta}{4\pi C_p} \iiint \frac{d^3 r}{|r - r'|} \left. \frac{\partial H(r, t')}{\partial t'} \right|_{t' = t - (|r - r'|/c)}, \quad (2)$$

令 $H(r, t) = A(r)I_0 I(t)$, I_0 是和入射光的强度成比例的比例因子, $A(r)$ 为在位置 r 被吸收的光能量, $I(t)$ 为光源的归一化时间函数, (2) 式可以表示为卷积形式^[19,20]

$$p(t) = \frac{I_0 \beta}{4\pi C_p} \left[\frac{1}{t} \iiint_{|r|=a} A(r) dS \right] * I'(t), \quad (3)$$

式中 $*$ 为卷积运算, $I'(t) = dI(t)/dt$, $\iiint_{|r|=a} A(r) dS$ 为 $A(r)$ 在以探测器为中心的球面上的积分, 球面半径为 a 。由于探测器有限带宽引起的卷积效应, 检测到的光声信号 $p_d(t)$ 等于

$$p_d(t) = p(t) * h(t) = \frac{I_0 \beta}{4\pi C_p} I'(t) * h(t) * \left[\frac{1}{t} \iiint_{|r|=a} A(r) dS \right] = f_{\text{PSF}}(t) * \left[\frac{1}{t} \iiint_{|r|=a} A(r) dS \right], \quad (4)$$

式中 $h(t)$ 为探测器的脉冲响应, 令 $f_{\text{PSF}}(t) = I_0 \beta I'(t) * h(t) / (4\pi C_p)$, 把 $f_{\text{PSF}}(t)$ 称为光声系统的 PSF。

阶跃法测量 PSF 的原理图如图 1 所示, 灰色区域表示一吸收体, 具有一个吸收突变的直边, 类似于测量光学成像系统直边响应的刀口, 激光垂直照射在吸收体的直边, 探测器和激光垂直, 当探测器距样品较远时, $\iiint_{|r|=a} A(r) dS$ 可等效为一个阶跃函数

$$\iiint_{|r|=a} A(r) dS = E(z) = \begin{cases} 1, & z > 0 \\ 0, & z < 0 \end{cases} \quad (5)$$

把(5)式代入(4)式, 令 $z = ct$, c 为声速, 得到

$$p_{\text{step}}(t) = f_{\text{PSF}}(t) * E(t) = \int_{-\infty}^t f_{\text{PSF}}(t) dt. \quad (6)$$

因为 PSF 和信号的绝对幅度无关, 所以(6)式中忽略了比例常数, (6)式表示, PSF 为阶跃响应的一阶导数, 即 $f_{\text{PSF}}(t) = p'_{\text{step}}(t)$ 。

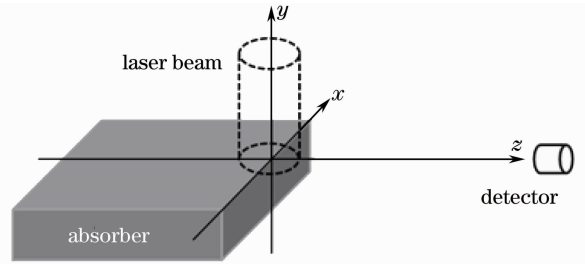


图 1 用阶跃法测量光声系统 PSF 的原理图
Fig. 1 Schematic diagram of PSF of a photoacoustic system measured by step method

3 实验和讨论

实验装置如图 2 所示, 光源为 Q 开关 Nd:YAG 激光器(SureliteII, Continuum), 波长为 532 nm, 脉冲宽度为 6 ns, 重复频率为 10 Hz, 探测器为聚偏氟乙烯(PVDF)水听器(V316, Precision Acoustics Ltd), 将探测器和样品放在水中, 以利于超声耦合。通过照射铝块断面测量光声系统的 $P_{\text{PSF}}(t)$, 如图 2(a)所示, 探测器与入射激光束垂直, 激光经扩束, 光斑直径为 3 cm, 垂直照射一个矩形铝块的直边, 探测器和样品的距离为 30 cm 左右。在测量染色的琼脂产生的光声信号时, 将采集到的光声信号与由(4)式计算的结果进行比较, 验证阶跃法测量 PSF 的准确性, 如图 2(b)所示, 琼脂样品由 2% 琼脂和 98% 水组成, 并用墨水染色, 形成无散射吸收体, 吸收系数分别为 0.67、0.90、1.12 mm^{-1} , 激光光斑直径为 3 mm, 探测器和样品的距离为 30 cm 左右。当探测方式如

图 2(b)所示时,在样品里,光强沿激光束方向呈指数衰减,根据(4)式,当探测器距样品较远时,探测到的光声信号可以近似为

$$p_d(t) = f_{\text{PSF}}(t) * \exp(-ct\alpha), \quad (7)$$

式中 α 为染色琼脂的吸收系数, c 为超声在琼脂中的声速,为 $1.5 \text{ mm}/\mu\text{s}$ 。由阶跃法测量系统的点扩展函数 $f_{\text{PSF}}(t)$,然后由(7)式计算染色琼脂产生的光声信号,并与实验结果比较。

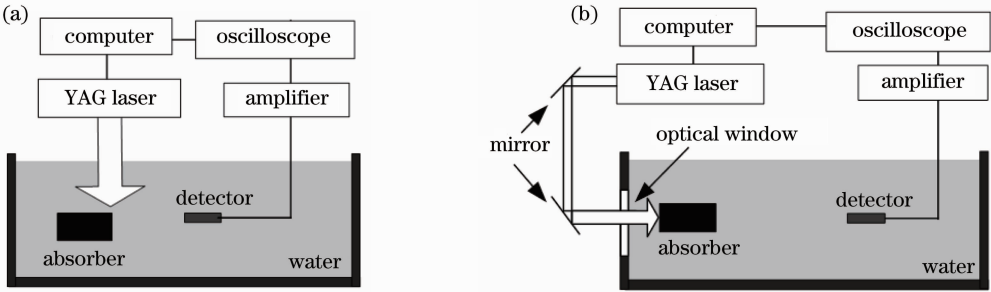


图 2 实验装置示意图。(a)用阶跃法测量光声系统 PSF;(b)测量染色琼脂的光声信号

Fig. 2 Schematic of the experimental setup. Measurement of the (a) PSF of a photoacoustic system using the step method and (b) photoacoustic signals from dyed agarose gel phantom

图 3(a)显示的是用阶跃法测量到的阶跃响应,根据 $f_{\text{PSF}}(t) = p'_{\text{step}}(t)$,经过对图 3(a)所示信号进行滤波及求导计算,得到了如图 3(b)所示的 $f_{\text{PSF}}(t)$,用此方法得到的光声系统的 PSF 和由其他方法得到的

结果基本吻合^[19,20]。图 3(a)中点线矩形区域表示在样品的非直边部分产生的光声信号,这些信号导致了在图 3(b)中双极性 PSF 后的小幅震荡。

为了验证阶跃法的有效性,对在染色琼脂中激

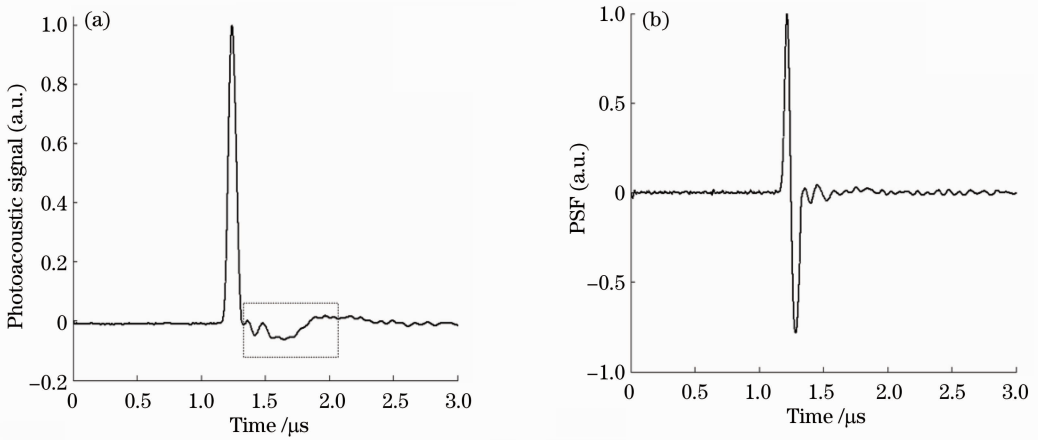


图 3 (a)测量的阶跃响应;(b)计算得到的 PSF

Fig. 3 (a) Measured step response function; (b) calculated PSF

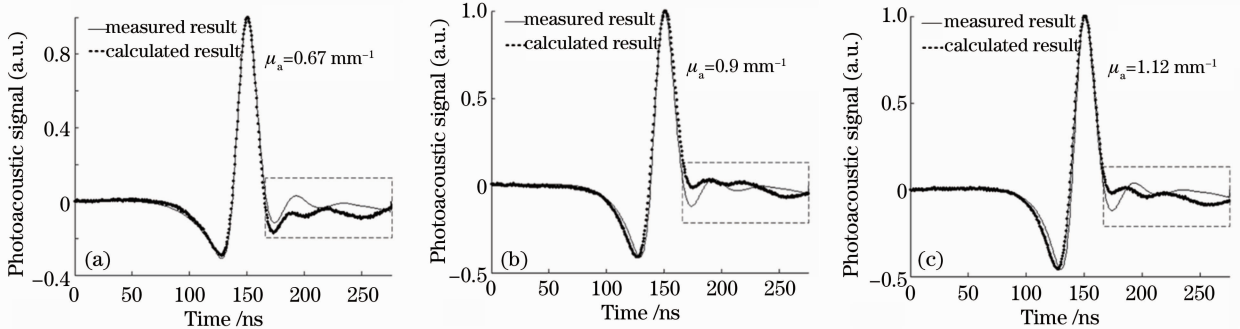


图 4 归一化的染色琼脂产生的光声信号,测量结果(实线)和计算结果(点线)

Fig. 4 Normalized photoacoustic signals from dyed agarose gel phantoms, measured data (solid line) and calculated results (dotted line)

发的光声信号的测量结果和理论计算结果进行比较。在图 4(a)~(c)中,归一化的测量结果和理论计算结果分别如实线和点线所示,理论结果由(7)式计算得到。从图 4 可以看出,除了图中短划线矩形区域内的差异,理论计算结果和实际测量数据有很好的 consistency,差异是由图 3(b)中双极性 PSF 信号后的小震荡造成的。

4 结 论

由光声信号的基本理论,证明了光声系统阶跃响应和点扩展函数的关系,即点扩展函数是阶跃响应的一阶导数,为复杂光声成像系统提供了一种简单实用的点扩展函数测量方法,通过染色琼脂的实验,对本方法进行了验证,理论计算结果和实际测量数据有很好的 consistency。本方法对提高光声成像的分辨率及基于光声模型拟合的血氧饱和度测量准确性有较大的作用。在图 3(a)中,阶跃响应信号的半峰全宽为 70 ns 左右,这也提供了一种产生超短脉冲超声波的方法。

参 考 文 献

- 1 L. V. Wang. Multiscale photoacoustic microscopy and computed tomography [J]. *Nature Photonics*, 2009, **3**(9): 503~509
- 2 Lihong V. Wang, Song Hu. Photoacoustic tomography: *in vivo* imaging from organelles to organs [J]. *Science*, 2012, **335**(6075): 1458~1462
- 3 H. F. Zhang, K. Maslov, G. Stoica *et al.*. Functional photoacoustic microscopy for high-resolution and noninvasive *in vivo* imaging [J]. *Nature Biotechnology*, 2006, **24**(7): 848~851
- 4 S. S. Oladipupo, S. Hu, A. C. Santeford *et al.*. Conditional HIF-1 induction produces multistage neovascularization with stage-specific sensitivity to VEGFR inhibitors and myeloid cell independence [J]. *Blood*, 2011, **117**(15): 4142~4153
- 5 R. O. Esenaliev, A. A. Karabutov, A. A. Oraevsky. Sensitivity of laser opto-acoustic imaging in detection of small deeply embedded tumors [J]. *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, 1999, **5**(4): 981~988
- 6 C. Kim, T. N. Erpelding, L. Jankovic *et al.*. Deeply penetrating *in vivo* photoacoustic imaging using a clinical ultrasound array system [J]. *Biomedical Optics Express*, 2010, **1**(1): 278~284
- 7 R. A. Kruger, D. R. Reinecke, G. A. Kruger. Thermoacoustic

- computed tomography — technical considerations [J]. *Med. Phys.*, 1999, **26**(9): 1832~1837
- 8 K. Maslov, H. F. Zhang, S. Hu *et al.*. Optical-resolution photoacoustic microscopy for *in vivo* imaging of single capillaries [J]. *Opt. Lett.*, 2008, **33**(9): 929~931
- 9 S. Hu, K. Maslov, L. V. Wang. Second-generation optical-resolution photoacoustic microscopy with improved sensitivity and speed [J]. *Opt. Lett.*, 2011, **36**(7): 1134~1136
- 10 K. Maslov, M. Sivaramakrishnan, H. F. Zhang *et al.*. Technical considerations in quantitative blood oxygenation measurement using photoacoustic microscopy *in vivo* [C]. *SPIE*, 2006, **6086**: 60860R
- 11 X. Wang, X. Xie, G. Ku *et al.*. Noninvasive imaging of hemoglobin concentration and oxygenation in the rat brain using high-resolution photoacoustic imaging [J]. *J. Biomed. Opt.*, 2006, **11**(2): 024015
- 12 J. Laufer, C. Elwell, D. Delpy *et al.*. Absolute measurements of local chromophore concentrations using pulsed photoacoustic spectroscopy [C]. *SPIE*, 2006, **6086**: 60861J
- 13 Jan Laufer, Dave Delpy, Clare Elwell *et al.*. Quantitative spatially resolved measurement of tissue chromophore concentrations using photoacoustic spectroscopy: application to the measurement of blood oxygenation and haemoglobin concentration [J]. *Phys. Med. Biol.*, 2007, **52**(1): 141~168
- 14 Wang Yi, Zhou Hongxian. Theoretical analysis of the influence of measurement parameters on the measurement accuracy of optical absorption coefficient with pulsed photoacoustic method [J]. *Acta Optica Sinica*, 2009, **29**(12): 3391~3394
王 毅, 周红仙. 检测参数对脉冲光声法测量绝对吸收系数准确性的影响[J]. *光学学报*, 2009, **29**(12): 3391~3394
- 15 D. W. Yang, D. Xing, S. H. Yang *et al.*. Fast full-view photoacoustic imaging by combined scanning with a linear transducer array [J]. *Opt. Express*, 2007, **15**(23): 15566~15575
- 16 Zhanxu Chen, Zhilie Tang, Wei Wan. Photoacoustic tomography imaging based on a 4f acoustic lens imaging system [J]. *Opt. Express*, 2007, **15**(8): 4966~4976
- 17 Wei Yadong, Wu Yunxia, Zhang Zhijian. Photoacoustic tomography of multi-layer sample using acoustic lens [J]. *Acta Optica Sinica*, 2012, **32**(6): 06611002
魏亚东, 吴云霞, 张志坚. 声透镜对多层样品的光声层析成像 [J]. *光学学报*, 2012, **32**(6): 0611002
- 18 Yi Wang, Chunhui Li, Ruikang K. Wang. Noncontact photoacoustic imaging achieved by using a low-coherence interferometer as the acoustic detector [J]. *Opt. Lett.*, 2011, **36**(20): 3975~3977
- 19 Yi Wang, Da Xing, Yaguang Zeng *et al.*. Photoacoustic imaging with deconvolution algorithm [J]. *Phys. Med. Biol.*, 2004, **49**(14): 3117~3124
- 20 Yi Wang, Ruikang Wang. Photoacoustic recovery of an absolute optical absorption coefficient with an exact solution of a wave equation [J]. *Phys. Med. Biol.*, 2008, **53**(21): 6167~6177

栏目编辑: 韩 峰