

# 基于声透镜成像系统的光声层析成像<sup>\*</sup>

陈湛旭<sup>1)</sup> 唐志列<sup>1)†</sup> 万 巍<sup>2)</sup> 何永恒<sup>1)</sup>

1) 华南师范大学物理与电信工程学院, 广州 510631)

2) 华南师范大学信息光电子科技学院, 广州 510631)

(2005 年 8 月 25 日收到, 2006 年 3 月 27 日收到修改稿)

光声成像是采用“光激发-超声波成像”的新型成像技术,它是检测强散射介质内部光吸收分布的一种有效医学影像技术.用短脉冲激光照射强散射介质(如生物组织),强散射介质由于光声效应产生超声信号,使用具有成像能力的声透镜把声压分布成像于像面上,然后利用具有空间分辨能力的阵列光声传感器,把同一像面上的光声信号强度记录下来,最后根据光声信号强度的空间分布进行图像重组.根据成像系统物像共轭原理,同一物平面的光声信号到达像面的时延相等,而不同物面的光声信号到达同一个探测器平面的时延各不相同,因此,利用 BOXCAR 的门控积分技术,控制 BOXCAR 采样门的不同时延就能获得散射介质内不同层面的光声图像.实验成功地获得了强散射介质内不同层面的光声层析图像,图像清晰,对比度高.这种层析成像方法不需要复杂的重建算法,可以实现快速层析成像.

关键词:光声层析成像,声透镜,光声信号

PACC: 8170L, 4337G

## 1. 引 言

光声技术是一种普适性强、灵敏度高的检测技术,特别适用于强散射、非透明样品的非破坏性检测,在生物、医学、材料分析等领域应用十分广泛<sup>[1-4]</sup>.基于光声效应的光声层析成像(photoacoustic tomography)是检测强散射介质(如生物组织)内部光吸收分布的一种有效的医学成像技术,它具有光学成像的高对比度和超声成像的高穿透性等优点.例如,使用短脉冲激光(纳秒级)照射在生物组织上,生物组织由于吸收光能量温度微弱升高而发生热弹性膨胀,产生超声,超声信号的强弱正比于生物组织的光吸收系数,所以光声信号携带了生物组织光吸收特性的信息,而生物组织的光吸收特性与组织的生理特征、代谢状态、病变特性等密切相关<sup>[5-8]</sup>.此外,生物组织对超声的衰减和散射远小于组织对光的衰减和散射,所以使用超声探头检测光声信号能重建出生物组织的光吸收分布的图像.光声图像比纯超声图像具有更高的对比度和分辨率,携带更多的有用信息,可以实现生物组织的结构和功能成像<sup>[5-10]</sup>.

因此,光声层析成像已经成为近年来研究的热点<sup>[5-18]</sup>.目前,其成像方法主要有以下几种:(1)文献[11]提出的滤波反投影算法;(2)文献[12-14]提出的多阵元探测器相控聚焦成像以及逆卷积算法;(3)文献[15]提出的逆三维 Radon 变换方法;(4)文献[16]提出的傅里叶变换成像算法.以上成像方法都是依靠算法来实现图像重建,其优点是避免了声波衍射效应的限制,因而可以实现高分辨率成像,但由于重构算法需要对成像物体进行扫描或数据平均,所需时间长,难以实时成像.

使用声透镜成像系统进行层析成像是目前一种新的光声层析成像方法<sup>[17,18]</sup>.声透镜能够把强散射介质某个层面由于光声效应激发的声压分布(正比于原物光吸收分布)直接成像于像面上,具有实时成像的优势.因此,在像面上检测声压分布就能重构原物光吸收分布.并且,由于成像系统物像共轭原理,不同物面的光声信号到达同一个探测器平面的时延各不相同,因此可以利用时间上的延时实现层析成像.根据上述原理及优点,本文提出了一种使用声透镜成像系统结合时间分辨技术的快速光声层析成像方法.实验成功获得了模拟生物组织不同层面的光

<sup>\*</sup> 国家自然科学基金(批准号:60377009)和广东省自然科学基金(批准号:05005926)资助的课题.

<sup>†</sup> 通讯联系人. E-mail: tangzhl@scnu.edu.cn

声图像, 所得光声图像与成像物体完全符合, 图像清晰、对比度高. 本系统不需要复杂的重建算法, 可以实现快速层析成像. 这种层析成像方法, 有望发展成为一种实时、在位的三维光声成像检测技术.

## 2. 原理与实验方法

光声信号的强弱正比于样品的光吸收系数, 而且光声信号具有波动的所有特征(如干涉和衍射). 根据傅里叶成像理论, 一个具有空间傅里叶变换性质的声透镜, 可以直接对光声信号进行二维成像. 物与像之间一一对应. 如图 1 所示, 当  $f < u < 2f$  时, 可以得到  $v > 2f$  (其中  $u$  为物距,  $v$  为像距,  $f$  为焦距), 物面移动  $\Delta Z_1$ , 像面也相应移动  $\Delta Z_2$ , 所以检测出不同像面的光声信号, 就可以重构出对应物面的声压分布(光吸收分布). 与光学透镜成像类似, 同一物面的光声信号到达像面所需的时间相等. 因此, 通过控制相同的延时来采集像面光声信号, 就能获得对应物面的信息.

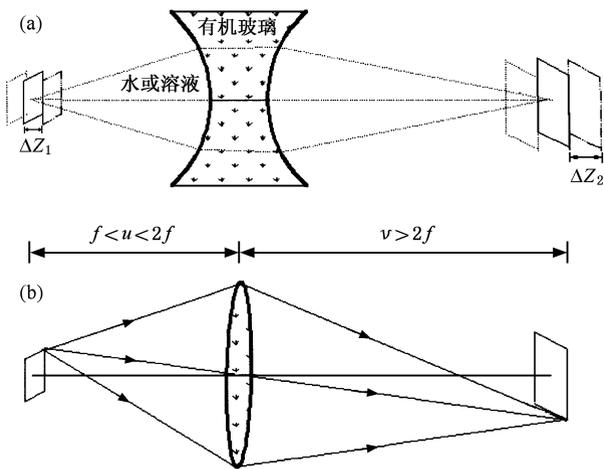


图 1 声透镜成像原理图(a)和光学等效原理图(b)

图 2 是本实验的原理示意图, 由美国 Spectra Physics 公司生产的 PRO230 型 YAG 激光器经倍频后发射波长为 532 nm、脉冲宽度为 7 ns 的脉冲激光, 激光照射样品所产生的光声信号经强散射溶液耦合后由声透镜成像于像面上.

为了快速采集声透镜像面上的光声信号, 我们用一个多探元的线阵探测器扫描像面, 探测该像面上的声压分布. 该线阵探测器由 64 个压电陶瓷材料的探元组成, 每个探元的尺寸为  $0.22 \text{ mm} \times 1.0 \text{ mm}$ , 探元间距为 1.5 mm. 为了获取线阵探测器 64 个探

元的信号, 我们设计一个 64 路电子开关依次选通每个探元并输出该探元的信号. 电子开关由激光器触发信号触发.

通过计算机控制扫描平台, 使线阵探测器一维扫描像面并同时探测像面上的超声信号, 该信号经 64 路电子开关选通、放大后依次送入美国 Stanford Research System 公司生产的 SR250 型 BOXCAR 积分器. BOXCAR 积分器同样由激光器触发信号触发, 并且固定延时进行采集、积分信号, 示波器(TDS1002 型)监视光声信号和采样门, BOXCAR 积分后的输出信号为对应声压的直流电压信号. 直流电压信号经数据采集卡(PCL2818HG 型)送入计算机, 计算机把电压信号转换为相应平面的灰度图, 以 256 色显示模式显示图像.

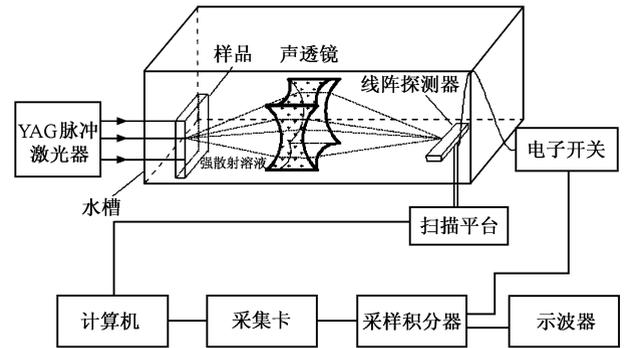


图 2 基于声透镜的快速光声层析成像实验原理示意图

## 3. 实验结果及分析

### 3.1. 单一层面的声透镜光声成像

首先我们使用强散射溶液模拟生物组织环境, 验证声透镜对单一层面的成像功能. 我们放置如图 3(a)所示的四个黑胶带点状样品(贴在透明的有机玻璃上)于强散射溶液中, 样品距水槽前表面为 15 mm(如图 2 所示). 由于探元间距为 15 mm, 为了获得无畸变的图像, 一维探头纵向扫描像面的间隔也为 1.5 mm. 这样, 获得某个层面的一幅光声图像大约耗时 10 min 左右. 图 3(b)是使用一维探头扫描像面所得到的原物光吸收分布图, 所得光声图与原物很相符, 且图像清晰、对比度高, 从而验证了声透镜的成像能力. 但由图像可见, 由于探测器探元有限, 所得光声图像尺寸较小, 并且在该实验条件下(像距、物距)所成的像约为原物的两倍. 此外, 由于使用 BOXCAR 对信号积分和声透镜具有一定像差等原

因,导致图像边缘略为模糊.

据.这样也可获得第二个物面的光声图像.

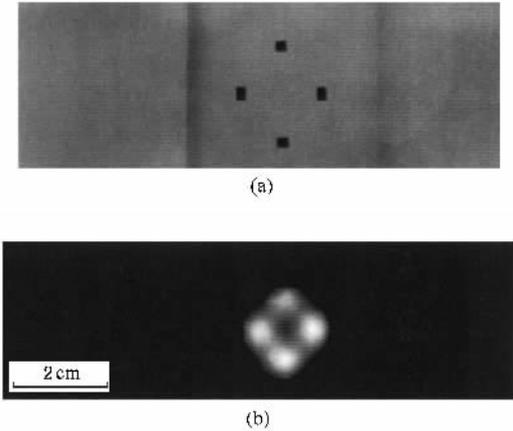


图 3 隐藏于强散射溶液中的四个黑胶带点状样品(a)和对应的光声图像(b)

### 3.2. 不同层面的声透镜光声成像

我们通过研究发现声透镜具有较长的景深,所以在同一探测平面上能探测具有一定厚度物体不同层面的像.此外,不同层面的光声信号可以近似认为是同时产生的,那么不同层面的光声信号到达同一探测平面所用的时间也不相同.图 4 为前后相隔约 15 mm 的两个物面上的光声信号.由图 4 可以看出,物体不同层面产生的光声信号在像面的时域上被分开,间隔约为  $5.6 \mu\text{s}$ .调节 BOXCAR 采样门(门宽取 300 ns)的延时,使其与第一个物面光声信号的延时相等(在图 4 中表示为 BOXCAR 采样门套住光声信号的峰值),固定延时后让一维探头扫描、采集数据.这样,获得第一个物面的光声图像.同理,改变 BOXCAR 采样门的延时,使它与第二个物面光声信号的延时相等,固定延时后让一维探头扫描、采集数

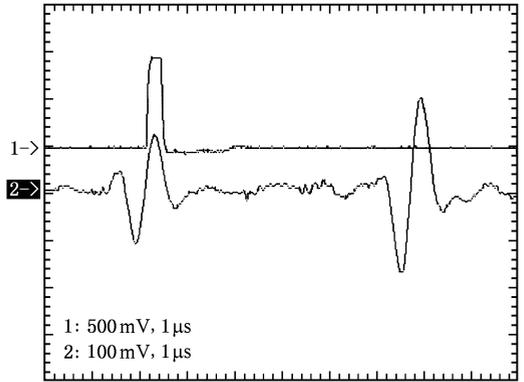


图 4 两层物体在像面上的光声信号

图 5 是一块厚为 15 mm 的有机玻璃板上贴的两层图案,一层为 O 形样品,另一层为三个黑胶带点状样品.我们使用强散射溶液模拟生物组织环境,样品放置于强散射溶液中,距离水槽前表面为 15 mm.利用声透镜具有层析成像的优点,通过控制 BOXCAR 的延时,实验分别获得如图 6 所示的两个层面的光声图像.图 6 中图像的边缘有些模糊,不如原物那样清晰,这是由于声透镜具有一定的像差和使用 BOXCAR 对信号积分所致.图 6(a)图像的下半部分有些光晕,这是由于线阵探头没有严格在同一像面上扫描所致,因为线阵探头的前移或后移会导致光声信号的超前或延迟,而时间分辨技术对光声信号的超前或延迟非常敏感.图 6(b)与原物上下倒置是由于声透镜成倒立的实像所致.图 6(b)比图 6(a)图像清晰,这是由于声透镜有一定的焦深,其对应的成像范围有一定的景深.在本实验中,图 6(b)对应的样品处于较佳成像位置,而图 6(a)的样品则处于可以成像但不是最佳位置的区域.

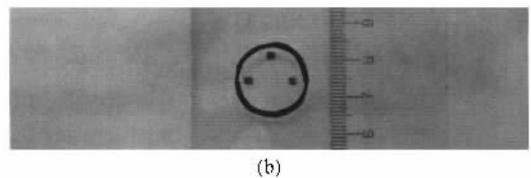
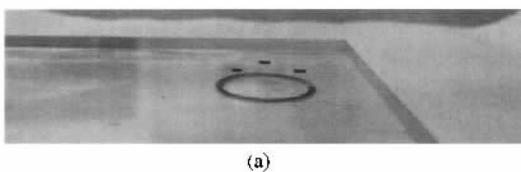


图 5 贴在有机玻璃板前后表面的两层黑胶带样品 (a)侧视图 (b)俯视图

### 3.3. 系统的分辨率

#### 3.3.1. 横向分辨率

横向分辨率也称为径向分辨率,是指成像平面上可分辨的相邻点之间的最小距离,主要由声透镜

的孔径及像差决定.图 7 分别为横向两个黑胶带点状样品距离为 5.5 mm 的光声图像(图 7(a)),横向两个黑胶带点状样品距离为 5 mm 的光声图像(图 7(b))和横向两点距离为 4.5 mm 的光声图像(图 7(c)).实验结果表明,相邻两点距离(上下距离)为

5 mm 时本系统刚好能分辨,而两点距离为4.5 mm时本系统不能分辨,光声图样为一个亮点,如图 7 (c)所示。

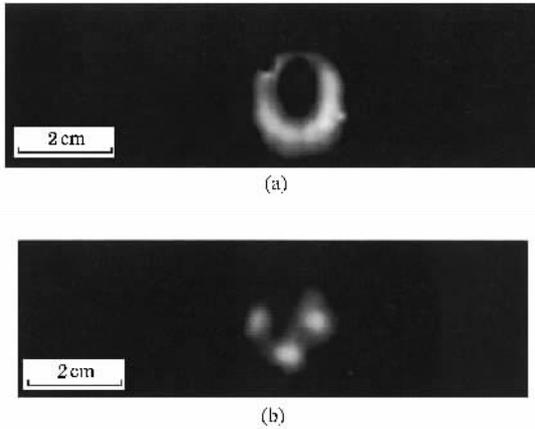


图 6 隐藏于强散射溶液中样品的前后两个表面的光声图像 (a)形黑胶带样品的光声图像 (b)三个黑胶带点状样品的光声图像

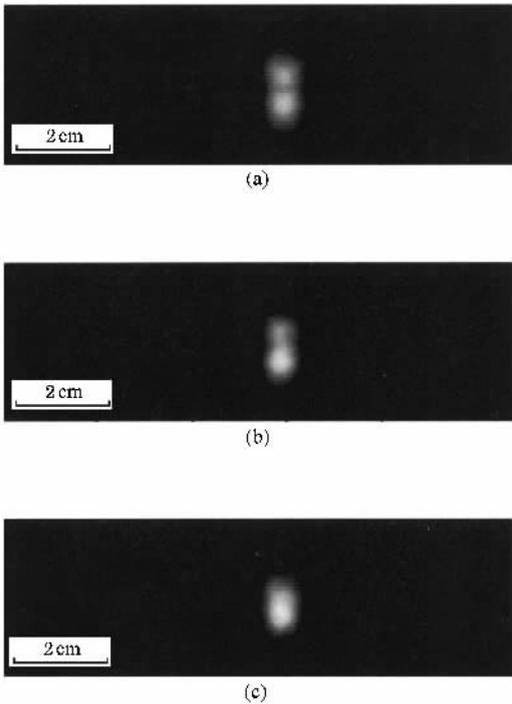


图 7 隐藏于强散射溶液中两个不同距离样品的光声图像 (a)横向两个黑胶带点状样品距离为 5.5 mm 的光声图像 (b)横向两个黑胶带点状样品距离为 5 mm 的光声图像 (c)横向两点距离为 4.5 mm 的光声图像

### 3.3.2. 纵向分辨率

纵向分辨率又称为轴向分辨率,声透镜具有纵向(轴向)分辨光声信号的能力,在本系统中,主要由

组织中的声速和探测器的响应速度决定,具体可表示为脉冲光声信号的脉冲宽度与组织中声速的乘积,亦即前后两个物面上物点的光声信号在时域上能被分辨开的最小时间间隔为一个脉冲宽度。

图 8 (a)是纵向两个点距离大约为 2 mm 时的两个光声信号图,由图 8 (a)可见,两个光声信号在时域上是完全分离的,用时间分辨技术完全可以将两个点分辨开。图 8 (b)是纵向两点距离大约为 1 mm 时的光声信号图,由图 8 (a)可见,前后两个物面的两个光声信号在时域重叠在一起,不可分辨。根据图 4 可以看出,单独一个物面上的点的光声信号在时域上的宽度约  $1 \mu\text{s}$ ,而我们测得此时光声信号的传播速度约为  $1.49 \text{ mm}/\mu\text{s}$ ,即光声信号在一个脉冲宽度时间内传输距离为 1.49 mm,因此,纵向两个面的距离大于 1.49 mm 时,该系统可以将信号分辨。

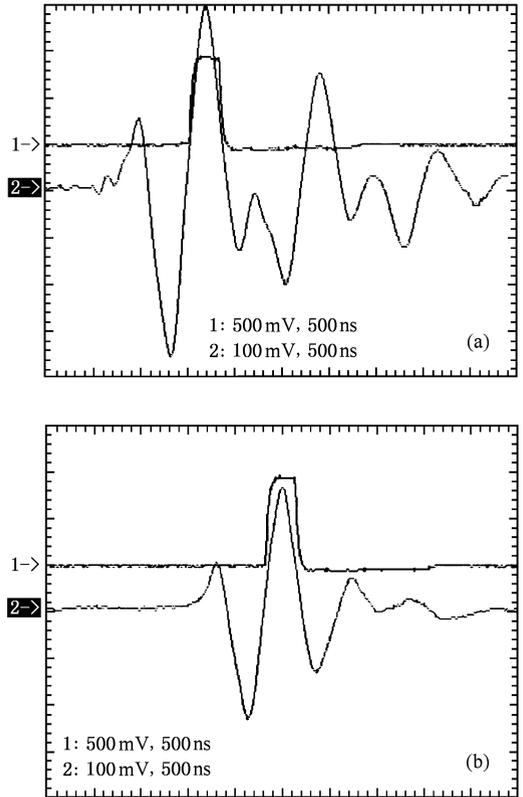


图 8 两层物体在像面上的光声信号 (a)两层物体轴向距离为 2 mm (b)两层物体轴向距离为 1 mm

## 4. 结 论

声透镜具有实时层析成像的优势,它能对强散射介质(如生物组织)内部实现实时的三维层析成像,从而不需要复杂的重建算法。本文设计了一套使

用声透镜结合时间分辨技术的光声层析成像系统,它能快速获得样品的光声层析图像.实验结果显示,光声图像与样品完全符合,图像清晰、对比度高,验证了该系统的可靠性.此外,与光学透镜类似,声透镜也不可避免地存在像差、色差和有限孔径等问题,

这影响了图像的分辨率.由于工艺问题,我们仅仅使用了探元数量不多的线阵探测器,它还存在需要耗时扫描和像素不足等问题,所以若采用探元较多的面阵探测器(例如  $128 \times 128$  探元),有望实时地获取清晰的图像.

- 
- [ 1 ] Li Y D , Du Y L , Lee J H *et al* 2003 *Acta Phys. Sin.* **52** 1260 ( in Chinese ) [ 李宜德、杜英磊、李纪焕等 2003 物理学报 **52** 1260 ]
- [ 2 ] Tikhomirov B A , Troitskii V O , Kapitanov V A *et al* 1998 *Acta Phys. Sin.* ( Overseas Edition ) **7** 190
- [ 3 ] Tang Z L , Liu J L , Xia Y F *et al* 2002 *Chin. Sci. Bull.* **47** 1702 ( in Chinese ) [ 唐志列、刘金龙、夏云飞等 2002 科学通报 **47** 1702 ]
- [ 4 ] Zhang S Y , Yu C , Miao Y Z *et al* 1982 *Acta Phys. Sin.* **31** 704 ( in Chinese ) [ 张淑仪、俞超、苗永智等 1982 物理学报 **31** 704 ]
- [ 5 ] Wang X D , Pang Y J , Ku G *et al* 2003 *Nat. Biotechnol.* **21** 803
- [ 6 ] Ku G , Wang X D , Xie X Y *et al* 2005 *Appl. Opt.* **44** 770
- [ 7 ] Oraesky A , Karabutov A , Solomatin S *et al* 2001 *Proc. SPIE* **4256** 12
- [ 8 ] Kolkman R , Klaessens J , Hondebrink E *et al* 2004 *Phys. Med. Biol.* **49** 4745
- [ 9 ] Niederhauser J J , Jaeger M , Frenz M 2003 *Proc. SPIE* **4960** 118
- [ 10 ] Hoelen C G A , de Mul F F M , Pongers R *et al* 1998 *Opt. Lett.* **23** 648
- [ 11 ] Xu M H , Wang L H 2002 *IEEE T. Med. Imaging* **21** 814
- [ 12 ] Yin B Z , Xing D , Wang Y *et al* 2004 *Phys. Med. Biol.* **49** 1339
- [ 13 ] Zeng Y G , Xing D , Wang Y *et al* 2004 *Opt. Lett.* **29** 1760
- [ 14 ] Wang Y , Xing D , Zeng Y G *et al* 2004 *Phys. Med. Biol.* **49** 3117
- [ 15 ] Kruger R , Liu P Y , Fang Y C *et al* 1995 *Med. Phys.* **22** 1605
- [ 16 ] Kostli K , Beard P 2003 *Appl. Opt.* **42** 1899
- [ 17 ] Xu X F , Tang Z L , Wang J *et al* 2003 *Acta Opt. Sin.* **23** 1103 ( in Chinese ) [ 徐险峰、唐志列、汪洁等 2003 光学学报 **23** 1103 ]
- [ 18 ] Niederhauser J J , Jaeger M , Frenz M 2004 *Appl. Phys. Lett.* **85** 846

# Photoacoustic tomography imaging based on an acoustic lens imaging system \*

Chen Zhan-Xu<sup>1)</sup> Tang Zhi-Lie<sup>1)†</sup> Wan Wei<sup>2)</sup> He Yong-Heng<sup>1)</sup>

<sup>1)</sup> *School of Physics and Telecom Engineering, South China Normal University, Guangzhou 510631, China*

<sup>2)</sup> *School of Information and Optoelectronic Science and Engineering, South China Normal University, Guangzhou 510631, China*

( Received 25 August 2005 ; revised manuscript received 27 March 2006 )

## Abstract

Photoacoustic tomography is a new type of medical imaging technology based on the measurement of laser-induced ultrasonic waves. It can detect the light absorption distribution of the target hidden inside optically turbid or opaque tissues. When a short laser pulse illuminates the scattering medium, such as biological tissue, the scattering media will generate ultrasound signals which are linearly proportional to the optical absorption of the media. The ultrasound signals are imaged with an acoustic lens. According to the imaging principle of lens, the photoacoustic signals from a plane in scattering media require the same delay time to reach the image plane, and the signals from different planes require different delay time to reach the same detecting plane. A BOXCAR was used to hold on the same delay-time, and a 64-element linear transducer array was one-dimensionally scanned on an imaging plane to acquire the acoustic pressure distribution, and the signals were recorded and reconstructed by a computer. By scanning the sampling gate of BOXCAR, the photoacoustic images of different planes in the media can be obtained. We experimentally obtained photoacoustic tomography images on different planes of the scattering media successfully. The images are vivid and contrast clearly with the background. This method directly provides images of absorbing structures without the need of computational reconstruction.

**Keywords** : photoacoustic tomography imaging, acoustic lens, photoacoustic signals

**PACC** : 8170L, 4337G

\* Project supported by the National Natural Science Foundation of China ( Grant No. 60377009 ) and the Natural Science Foundation of Guangdong Province, China ( Grant No. 05005926 ).

† Corresponding author. E-mail : tangzhli@sncu.edu.cn