

改进的同步迭代算法在光声血管成像中的应用^{*}

向良忠 邢 达[†] 谷怀民 杨迪武 杨思华 曾吕明

(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, 广州 510631)

(2006 年 7 月 27 日收到, 2006 年 8 月 22 日收到修改稿)

光声成像结合了光学成像和声学成像的优点, 是一种高分辨率、高对比度的无损伤医学成像技术. 一种改进的同步迭代算法应用于光声图像重建. 仿真和模拟结果表明, 与传统的代数迭代算法相比, 在 90° , 135° , 180° 的有限场光声成像中, 此算法对测量误差的校正和迭代次数的收敛上具有较大的优势. 图像重建的速度和成像质量都有了明显的提高. 实验中, 一种圆形扫描结构的光声成像装置, 用于 180° 的有限场扫描, 利用改进的同步迭代算法, 重建出了高对比度和高分辨率 ($60 \mu\text{m}$) 的鸡胚胎光声血管图像. 实验证明, 这种算法的应用, 大幅度减少了数据采集时间, 为光声成像技术运用于实时监测血流灌注和肿瘤光动力治疗的血管损伤效应提供了潜在的应用价值.

关键词: 光声成像, 有限角度, 代数迭代算法, 光声血管成像

PACC: 4225B, 8170

1. 引 言

近年来, 一些无损的光学成像技术得到了广泛的研究^[1-3]. 但由于组织是混浊介质, 光的强散射造成了纯光学成像的低灵敏度和低分辨率. 光声成像结合了纯光学成像和纯声学成像的优点, 可以提供高分辨率高对比度的无损生物医学图像^[4-5]. 近年来, 光声成像和热声成像已成为人们研究的热点^[6,7], 出现了各种不同的成像算法, 它们各有优点, 但一般都要求全方位采集完整的数据^[8-10]. 可在实际应用中, 光声信号的采集, 很多情况下只能限制在某些有限角度的方向上. 因此, 这些算法在医学成像的实际应用方面受到了严重限制. 由于目前光声成像多采用单探测器旋转扫描的方式采集数据^[8-10], 全方位的数据采集需要较长的时间. 所以有必要发展一种只需要有限角度的数据就可以重建出较好光声图像的新算法.

杨迪武等将迭代重建算法(algebraic reconstruction techniques, ART)应用于有限角度光声成像中, 研究结果证明, ART 成像效果优于传统的滤波反投影算法^[11]. 但 ART 算法每次迭代只校正一条射线, 所以图像重建的速度和质量都受到了影响.

本文引入了一种改进的同步迭代图像重建技术(modified simultaneous iterative reconstruction technique, MSIRT), 该算法是与 ART 算法并行的一种迭代重建算法, 与 ART 算法不同的是, MSIRT 算法每次迭代对每个像素的校正值, 不是只与一条投影数据有关, 而是通过对通过该像素的所有投影数据的误差值之累加, 从而使 MSIRT 算法能有效地抑制测量数据中的噪声, 同时通过线性搜索确定速度更新的步长提高了迭代收敛的速度.

本文通过仿真, 比较了 MSIRT 和 ART 在 90° , 135° , 180° 的有限场光声成像中的图像质量, 迭代次数, 迭代时间和迭代误差. 文中进一步比较了在模拟血管的光声成像中, 两种算法在不同角度下的重建结果. 最后, 利用 MSIRT 算法得到了 180° 扫描角度下的高分辨高对比度的鸡胚胎光声血管图像.

2. 光声与探测理论

当短脉冲激光照射样品时, 吸收体吸收光能量引起升温, 升温导致热膨胀而产生超声, 这就是光声效应^[9]. 光声效应给出了样品光吸收分布和光声压的关系. 由于生物体中各种组织的光吸收存在差异, 特别是血液中血红素对光的吸收很强, 所以可以通

^{*} 国家自然科学基金面上项目(批准号: 60378043, 30470494), 广东省自然科学基金(批准号: 015012, 04010394), 及广东省科技计划项目(批准号: 2004B10401011)资助的课题.

[†] 通讯联系人, E-mail: xingda@scnu.edu.cn

过光声技术进行血管成像,从而有效地反映血管的形态及其在组织中的分布.

假定在空间某一位置接收到光声压 $P(r, t)$ 则光声压 $P(r, t)$ 和光吸收分布 $A(r, t)$ 的关系可以表达为^[10]

$$A(r) = -\frac{r_0^2 C_p}{2\pi\nu_s^4\beta} \times \int_{\theta_0} d\theta_0 \frac{1}{t} \left. \frac{\partial P(r_0, t)}{\partial t} \right|_{t=|r_0-r|/\nu_s}, \quad (1)$$

其中 β 是等压膨胀系数, ν_s 是声速, c_p 为比热, r_0 探测器位置到成像中心的距离, $P(r_0, t)$ 为探测器在任意角度 θ_0 探测到的光声信号.

从(1)式可以看出,用探测器,目前一般采用压电陶瓷或者 PVDF 膜的水听器作为声探测器,在一定角度的范围内测得吸收体产生的光声信号,将探测到的光声信号送到放大器中进行信号放大,然后输入示波器对信号多次平均,以减弱随机噪声的影响,具有较好信噪比的信号通过 LABVIEW 控制的 GBIB 卡采集到计算机中,再控制步进电机带动声探测器旋转扫描,最后用自编的 MATLAB 程序对采集的数据进行处理,通过一定的成像算法就可以有效地反演出样品中吸收体的光吸收分布,从而得到反映组织不同光学特性的生物医学图像.

3. 改进的同步迭代重建法

在同步迭代算法中,假定成像区域划分为 $J = N \times M$ 像素,用 $X_{i,j}$ 表示像素值, $r_{i,j}$ 表示加权因子,其定义为^[12]

$$r_{i,j} = \begin{cases} 1, & \text{当第 } i \text{ 条射线通过第 } j \text{ 号} \\ & \text{像素内任意一点,} \\ 0, & \text{其他.} \end{cases} \quad (2)$$

MSIRT 采用并行迭代,该算法对每个像素的校正为通过该像素的所有投影数据的误差值之累加.这种修正是每个像素对应于所有迭代变化的平均值.为了保证图像反演的稳定性,并提高的迭代的收敛速度,引入平滑算子对梯度场进行动态平滑,并通过线性搜索确定速度更新的步长.具体实现步骤如下:

- 1) 给出一组初值 $X_j^0, j = 1, 2, \dots, M$.
- 2) 计算估算值 $\tilde{b}_i = \sum_{j=1}^J r_{ij} X_j^0$ 其中 $i = 1, 2, \dots, N$.
- 3) 计算观测值和估计值的差 $e_i = b_i - \tilde{b}_i$.
- 4) 假设第 j 个像素内共有 N_j 条射线通过,计算

$$\Delta X^{(k)} = \frac{1}{N_j} \sum_{i=1}^{N_i} e_i / \sum_{k=1}^M r_{ik}.$$

使用平滑算子 M (文中采用的平滑算子是滑动平均滤波器.在这种滤波器中,加权系数反比于到中心像素的距离)对其动态滤波得到 $\Delta \tilde{X}^{(k)} = M \Delta X^{(k)}$.

5) 用线性搜索确定速度更新步长 η , 使

$$f(X^{(k)} + \eta \nabla f(X^{(k)})) \text{ 为极小值.} \quad (3)$$

然后用平滑后的修正值 $\Delta \tilde{X}^{(k)}$ 对第 j 个像素的速度值 $X_j^{(k)}$ 进行修正得

$$X_j^{(k+1)} = X_j^{(k)} + \eta M \frac{\sum_i P_{ik} - \sum_j r_{ik} X_j}{N_j \sum_{i=1}^I r_{ik}}, \quad (4)$$

其中 k 表示迭代次数, P_{ik} 表示实际测量的投影值

同时加约束条件 $X_{\min} \leq X_j^{(k+1)} \leq X_{\max}$. 当 $X_j < X_{\min}$ 时,令 $X_j = X_{\min}$, 当 $X_j > X_{\max}$ 时,令 $X_j = X_{\max}$.

6) 设 e 为某个残值差,当 $|X_j^{(k+1)} - X_j^{(k)}| \leq e$, (本文中 e 取 0.01, $j = 1, 2, \dots, J$) 时停止迭代,否则进入下一轮迭代,重复以上步骤.

由上述步骤可知, SIRT 是一种沿像素修正的算法,它利用所有的对该像素有贡献的投影同时对该像素进行修正,其修正一般取所有投影方程修正量的平均值,在一定程度上可以消弱误差对重建图像的影响.

4. 仿 真

模拟一个 H 形吸收体,其尺寸分别为,两竖 $0.2 \text{ cm} \times 0.8 \text{ cm}$, 中间一横为 $0.5 \times 0.08 \text{ cm}$, 具体如图 1(a) 所示.

吸收体的光学吸收系数为 1000, 背景的光学吸收系数为 100. 分别在一个 90° , 135° 和 180° 的圆弧上等间距放置 20 个探测器进行信号采集, 圆的半径为 5 cm, 探测器在整个圆周上均匀的采集光声信号, 利用 ART 算法和 MSIRT 算法成像得到如图 1 所示图像. 图 1(b)–(d) 是利用 ART 算法分别在 90° , 135° 和 180° 下的仿真结果, 从重建的结果可以看出, 图像的伪迹较多, 不够平滑. 图 1(e)–(g) 是利用 MSIRT 算法分别在 90° , 135° 和 180° 的仿真结果, 重建结果显示, 图像的伪迹比较少, 除了 90° 有点变形外, 其余都能够与物体很好地对应. 上述仿真结果表明, 在投影数据不完全时, MSIRT 算法的重建图像质量得到

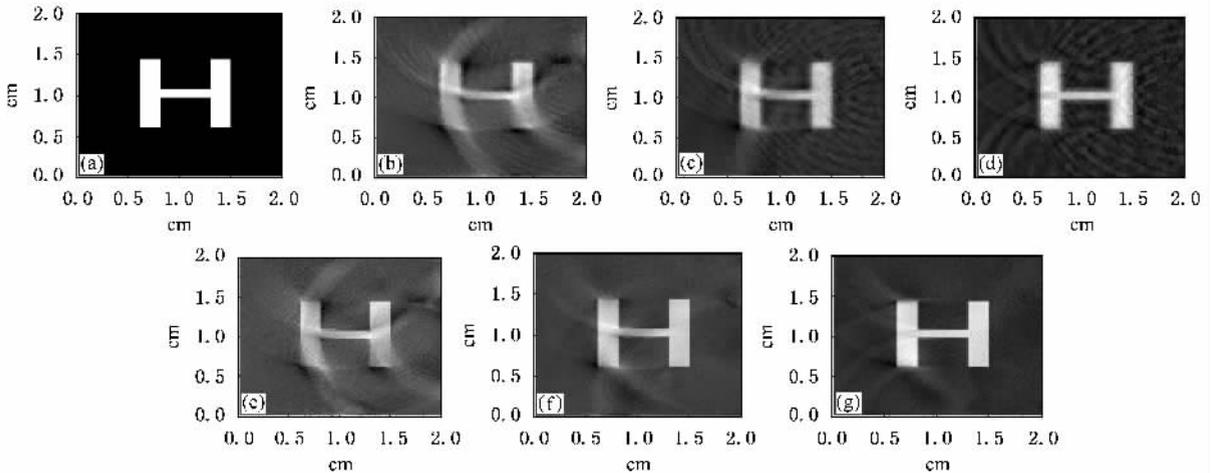


图1 两种不同算法在 90° 、 135° 、 180° 的仿真图像比较 (a) 仿真物体 (b)–(d) 代数重建算法重建结果 (e)–(g) 改进的同步迭代算法重建结果

了明显的改善和提高。

利用 MSIRT 比 ART 不仅在成像质量上要更加平滑,在成像速度上也有进一步的提高.表 1 给出了两种算法重建所需的迭代次数 n ,时间 t 以及和标准模型之间的误差.两个误差测度 e , d 作为重建质量好坏的两种标准.分别定义如下^[13]:

$$e = \sum_j (X_j - \hat{X}_j)^2 / \sum_j (X_j)^2, \quad (5)$$

$$d = \sum_j (X_j - \hat{X}_j)^2 / \sum_j (X_j - \bar{X})^2, \quad (6)$$

式中 X_j 为标准元素, \hat{X}_j 为重建元素, \bar{X} 为标准元素的均值.

表 1 重建误差和时间的比较

算法	e	d	t/s	n
ART	0.627	0.904	469.55	20
MSIRT	0.302	0.628	322.29	20

由表 1 可以看到在迭代次数相同的情况下, MSIRT 图像重建的时间和误差都要小于 ART.

5. 模拟血管实验

5.1. 实验装置

图 2 为实验装置图,光源为调 Q 的 YAG 激光器,激光波长 1064 nm,脉宽 6 ns,重复频率 20 Hz,激光通过光纤经毛玻璃均匀扩散后入射到样品上.样品固定在旋转台上,计算机控制步进电机旋转样品.探测器是针状的碘化聚二氟乙烯 (polyvinylidene

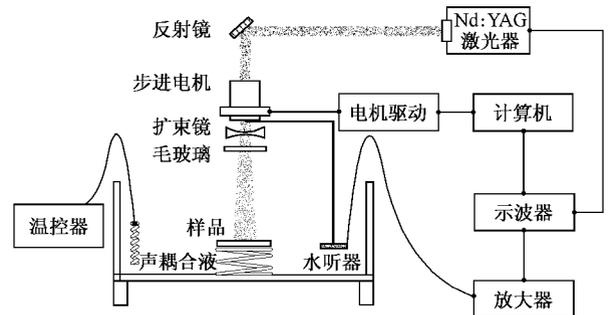


图 2 实验装置图

fluoride, PVDF) 膜的水听器 (Precision acoustic Ltd 制) 接收面积直径 1 mm,探测灵敏度为 850 nV/pa.水听器放在离样品旋转中心 95.2 mm 处接收信号,被接收到的信号经过前置放大和主放大器后送入数字示波器 (TDS3032, Tektronix, 最高采样率 2.5 G, 带宽 300 MHz). 实验中示波器的采样率为 250 MHz, 超声的声速为 1.5 mm/ μ s. 探测器在每一位置采集 32 次,经示波器平均后,通过 GPIB 卡被计算机采集并存储,计算机通过数字 I/O 卡控制步进电机带动旋转平台旋转,步长为 1.8° ,探测器共采集 100 个位置的光声信号.

实验样品为鸡胸脯肉中埋了三根模拟血管(如图 3(a)(b)所示),血管的直径分别为 2 mm, 2 mm, 0.7 mm,样品埋藏深度为 5 mm.

5.2. 模拟血管实验结果

图 3 为分别采用 ART 算法和 MSIRT 算法对实验数据进行图像重建的结果.其中图 3(a)(b)为样

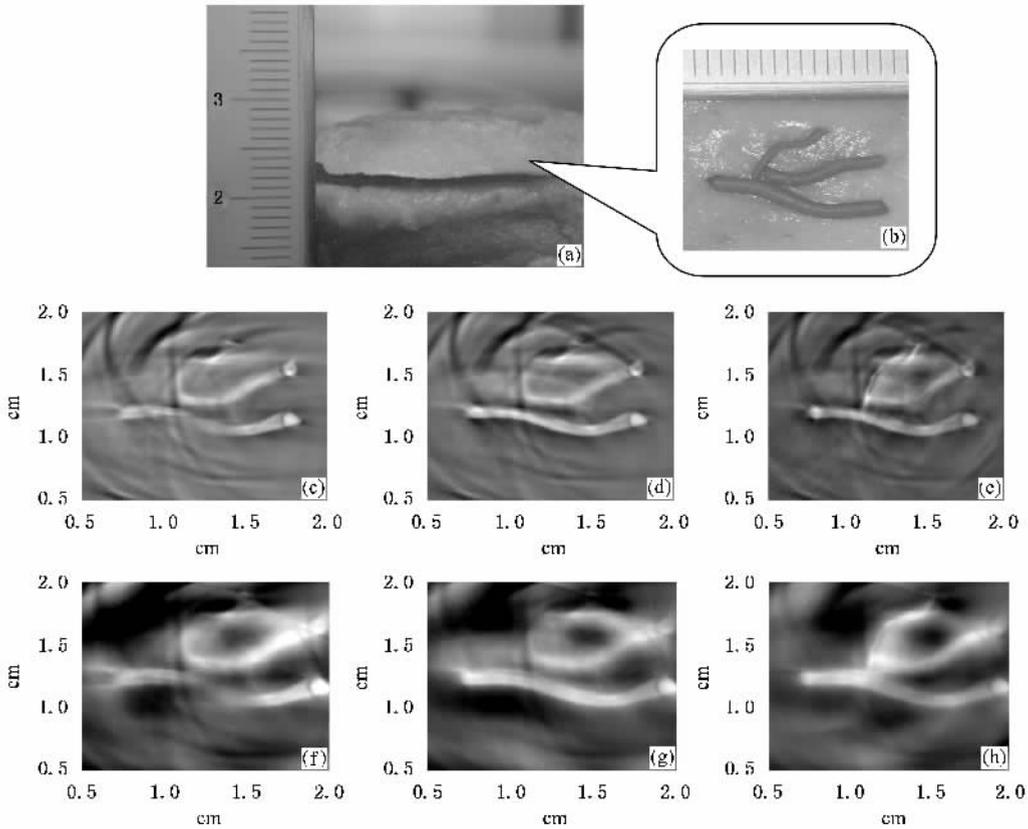


图3 两种不同算法在 $90^\circ, 135^\circ, 180^\circ$ 模拟血管的光声图像重建比较 (a) 整个样品的照片 (b) 埋藏样品的截面图, (c)–(e) 为代数重建算法重建结果 (f)–(h) 为改进的同步迭代算法重建结果

品照片,图 3(c)(d)(e) 为利用 ART 算法在 $90^\circ, 135^\circ$ 和 180° 有限角度下重建的模拟血管的光声图像,图 3(f)(g)(h) 为利用 MSIRT 在 $90^\circ, 135^\circ$ 和 180° 有限角度下重建的模拟血管的光声图像.由重建结果可看出,探测器在有限的角度内采集光声信号,角度越大重建的光声图像的质量越好,而通过 MSIRT 算法重建的图像质量要好于 ART 算法.

图 4 中曲线为重建图像(图 3(d)和(g))沿 $x =$

1.5 cm 处的像素值分布.图 4(a) 中像素值分布曲线的振荡较大,故图像的伪迹较多,对比度较差.图 4(b) 的像素值分布曲线有清晰的边缘,与样品符合较好,而且振荡较小,图像的伪迹较少,对比度较好,图像更加平滑.实验表明,在图 3 中任意选取两种不同算法对应的两幅图像,在任意角度下进行比较均可得到类似的结果.通过以上对比可以看出,在相同条件下 MSIRT 的对比度和分辨率较 ART 得到明显的

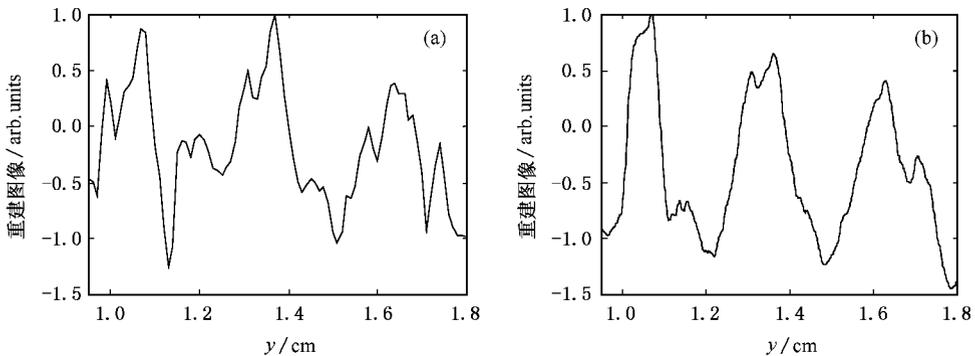


图4 像素值的分布曲线 (a) 在图 3(d) 中沿 $x = 1.5 \text{ cm}$ 的像素值分布曲线 (b) 在图 3(g) 中沿 $x = 1.5 \text{ cm}$ 的像素值分布曲线

改善和提高,表明 MSIRT 更适合于有限角度下的光声成像.

6. 利用 SIRT 算法的鸡胚胎血管光声成像

一批鸡胚胎购自广东省农科院畜牧研究所,放在温度为 37°C 湿度 60% 的培养箱中培养.由于鸡胚胎在发育过程中,其尿囊膜上拥有丰富的血管,选取

胚龄为 11 天的鸡胚胎进行光声血管成像实验.利用如图 2 所示实验装置在 180° 范围内采集光声信号,利用改进的同步迭代算法(MSIRT)得到了高对比度和高分辨率的光声血管图像.如图 5 所示,图 5(a)为鸡胚胎照片,图 5(b)为鸡胚胎尿囊膜上的血管照片,图 5(c)为利用 MSIRT 重建得到的高对比度和高分辨率的光声血管图像.同时,对该系统成像的分辨率进行了讨论.利用光声峰值的半高宽减去物体的实际尺寸^[14],得到本系统成像分辨率约为 $60\ \mu\text{m}$.

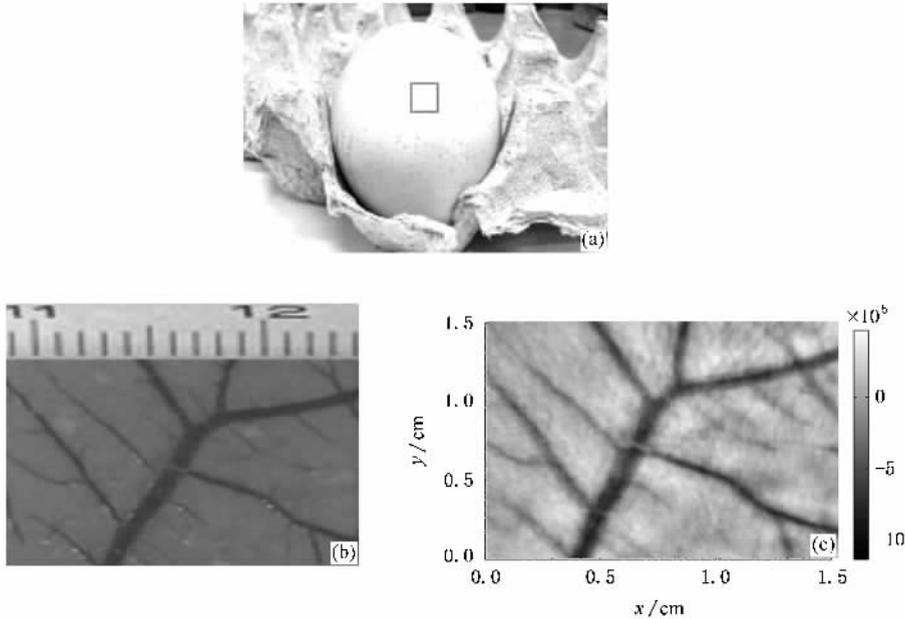


图 5 鸡胚胎血管成像 (a) 11 天胚龄的鸡胚胎 (b) 鸡胚胎尿囊膜的血管照片 (c) 运用 MSIRT 算法的鸡胚胎光声血管图像

上述实验证明,改进的同步迭代算法应用于光声成像,可以得到高分辨率,高对比度的胚胎血管图像.

7. 结果与讨论

通过对改进的 MSIRT 算法和 ART 算法在有限角度下的光声图像重建进行比较,结果表明,MSIRT

算法较之 ART,它能有效的抑制测量数据中的噪声,改善成像的质量.利用 MSIRT 算法对鸡胚胎尿囊膜的血管进行光声重建,得到了高对比度高分辨率($60\ \mu\text{m}$)的光声图像.由于该成像算法在改善成像质量的同时,大大减少了数据采集的时间,这对于利用光声成像技术实时有效的监测血流灌注和肿瘤光动力治疗的血管损伤有着潜在的应用价值.

- [1] Zhang X Q, Xing D 2001 *Acta. Phys. Sin.* **50** 1914 (in Chinese) [张西芹、邢达 2001 物理学报 **50** 1914]
- [2] Zhang H. 2004 *Acta. Phys. Sin.* **53** 2515 (in Chinese) [张航 2004 物理学报 **53** 2512]
- [3] Rao M, Sun X H, Zhang M D 2003 *Chinese Physics* **12** 502
- [4] Zeng Y G, Xing D, Wang Y 2004 *Opt. Lett.* **29** 1760
- [5] Yang D, Xing D, Tan Y 2006 *Appl. Phys. Lett.* **88** 174101

- [6] Gu H M, Yang S H, Xiang L ZH 2006 *Prog. Biochem. Biophys* **35** 431 (in Chinese) [谷怀民、杨思华、向良忠 2006 生物化学与生物物理进展 **35** 431]
- [7] Zeng L M, Xing D, Gu H M 2006 *Chin. Phys. Lett.* **23** 1215
- [8] Kruger R A, Liu P X, Yuncui et al 1995 *Med. Phys.* **22** 1605
- [9] Wang Y, Xing D, Zeng Y G 2004 *Phys. Med. Biol.* **49** 3117
- [10] Wang X, Pang Y, Ku G 2003 *Nature Biotechnology* **21** 803

- [11] Yang D W ,Xing D ,Wang Y 2005 *Acta Optica Sinica* **25** 772 (in Chinese)[杨迪武、邢 达、王 毅 2005 光学学报 **25** 772]
- [12] Zhuang T G 1992 *The Principle and Arithmetic of CT* (Shanghai : Publishing House of Shanghai Jiaotong University)(in Chinese)[庄天戈 1992 CT 的原理和算法(上海 :上海交通大学出版社)]
- [13] Gao X , Xia Sh R ,Wang Y M 2004 *J. Zhejiang University (Engineering Science)* **38** 1108 (in Chinese)[高 欣、夏顺仁、汪元美等 2004 浙江大学学报(工学版) **38** 1108]
- [14] Su Y ,Zhang F ,Xu K *et al* 2005 *J. Phys. D : Appl. Phys.* **38** 2640

Photoacoustic imaging of blood vessels based on modified simultaneous iterative reconstruction technique *

Xiang Liang-Zhong Xing Da[†] Gu Huai-Min Yang Di-Wu Yang Si-Hua Zeng Lü-Ming

(MOE Key Laboratory of Laser Life Science & Institute of Laser Life Science ,South China Normal University ,Guangzhou 510631 ,China)

(Received 27 July 2006 ; revised manuscript received 22 August 2006)

Abstract

Photoacoustics as a potential and noninvasive medical imaging technology ,it combines the advantages of ultrasound imaging and optical imaging to provide high ultrasonic resolution and high optical contrast tissue images. A reconstruction algorithm named the modified simultaneous iterative reconstruction technique (MSIRT) using in limited-view data in photoacoustic imaging was studied. The simulation and experiments result demonstrated that MSIRT has good performance in photoacoustic imaging for limited-view data at angles 90° , 135° and 180° . It works much better than traditional algebraic reconstruction algorithm in rectification of the measurement and the speed of convergence. A circular scan with a single-element transducer system was used to obtain photoacoustic signals through 180° in the experiment. This technique provides a high contrast and high resolution (about $60\ \mu\text{m}$) photoacoustic imaging of blood vessels of a chicken embryo based on MSIRT. It greatly reduced the data acquisition time. This method could be potentially used to realtime monitoring of cerebral blood flow and the vascular damage during photodynamic therapy.

Keywords : photoacoustic tomography , limited-view , algebraic reconstruction algorithm , photoacoustic imaging of blood vessels

PACC : 4225B , 8170

* This research is supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 60378043 ,30470494) ,and the Natural Science Foundation of Guangdong Province (Grant Nos. 015012 ,04010394 ,2004B10401011) .

[†] Corresponding author. E-mail :xingda@scnu.edu.cn