

文章编号: 0253-2239(2008)12-2296-06

声速不均匀介质的光声成像重建算法

张 弛 汪源源

(复旦大学电子工程系, 上海 200433)

摘要 为提高声速不均匀介质的光声成像精度, 提出一种基于反卷积的光声成像重建算法。本算法不需预先知道介质的声速分布。先通过探测到的光声信号构造出一个新函数, 并用不同位置探测到的光声信号间的相关性来估计空间两点间的声波传播时间, 以补偿声速的不均匀性。然后基于反卷积方法由该函数解出待测组织内的电磁波吸收分布。仿真研究结果表明, 当介质声速差异在 10% 以内时, 重建图像能正确反映待测目标的大小、位置和电磁波吸收系数, 算法具有良好的抗噪性能。由于生物软组织内的声速差异一般小于 10%, 因此本算法是一种有效的声速不均匀介质的光声成像重建算法。

关键词 光声层析成像; 声速不均匀; 反卷积; 相关性

中图分类号 R318.51 **文献标识码** A **doi:** 10.3788/AOS20082812.2296

Reconstruction Algorithm of Photoacoustic Tomography with Acoustic Speed Heterogeneity

Zhang Chi Wang Yuanyuan

(Department of Electronic Engineering, Fudan University, Shanghai 200433, China)

Abstract A deconvolution-based reconstruction algorithm is proposed to enhance the precision of the photoacoustic tomography (PAT) with the acoustic heterogeneity. This algorithm does not require the prior knowledge of the acoustic speed distribution. Firstly, a new function was constructed from detected photoacoustic signals, while the correlation between photoacoustic signals was employed to estimate the flight time of acoustic waves between two spatial positions and compensate the acoustic heterogeneity. Then the electromagnetic absorption distribution of the detected tissue can be reconstructed from this new function based on the deconvolution method. It is shown by simulation results that the reconstructed image can correctly indicate the size, location and electromagnetic absorption coefficient of detected objects when the acoustic speed variation is within 10%. This algorithm has a strong robustness to the noise. Since the acoustic speed variation of biological soft tissues is normally lower than 10%, this algorithm is an efficient reconstruction algorithm for the PAT.

Key words photoacoustic tomography; acoustic speed heterogeneity; deconvolution; correlation

1 引 言

光声成像(通常又称热声成像)近年来成为一种广泛关注的无损医学成像技术^[1~3]。光声成像结合了光学成像高对比度和超声成像高分辨率的优点, 非常适用于肿瘤检测^[4, 5]、血管成像^[2, 6]和脑部成像^[7]等。在生物组织的光声成像中, 组织受电磁波(常为激光或微波)脉冲照射后产生热膨胀, 从而激发出光声波。光声波是一种超声波, 它携带了组织对电磁波吸收的分布特性。用超声换能器探测光声

波, 基于相应的重建算法就可获得组织内部的电磁波吸收分布。

提高光声成像精度的一种有效方法是补偿介质的声速不均匀性。目前绝大多数重建算法^[8~15]都假定生物组织内部的声速是恒定的。事实上, 生物软组织内部的声速差异可达 10%, 假定声速恒定将会导致重建图像内目标的错位和模糊^[16]。近几年来已提出补偿声速不均匀性的光声成像算法^[17~19], 这些算法都需预先已知组织内的声速分布。实际应

收稿日期: 2008-03-24; 收到修改稿日期: 2008-06-19

基金项目: 国家 973 计划(2006CB705707)、国家自然科学基金(30570488)和上海市重点学科建设项目(B112)资助课题。

作者简介: 张 弛(1986—), 男, 硕士研究生, 主要从事光声成像方面的研究。E-mail: xiaoshuaizhu@gmail.com

导师简介: 汪源源(1968—), 男, 博士, 教授, 主要从事医学信号处理与医学超声工程等方面的研究。

E-mail: yywang@fudan.edu.cn

用中,就需要通过其他技术(如超声波层析成像)测量声速分布,这往往是不太容易的。

本文针对超声换能器作圆球面(或圆周线)扫描探测的情况,提出一种能补偿生物组织声速不均匀性的光声成像重建算法,且不用预先已知待测组织的声速分布。作者曾提出过一种基于反卷积的光声成像算法^[20],适用于声速均匀介质中较小物体(相对于扫描半径)的快速成像。本文对该算法进行改进,使之同样适用于大尺度物体的成像,并进一步利用不同位置光声信号间的相关性,较好地补偿不均匀声速带来的重建误差。当介质的声速差异在10%以内时,通过仿真研究验证了本算法的有效性。

2 理论与方法

2.1 声速均匀情况

先从声速均匀的情况出发,推导本文的光声成像重建算法。假定电磁波脉冲均匀照射在样品组织上,且脉冲持续时间远短于组织的热扩散时间,因此可忽略热扩散。三维下光声成像的基本方程为^[9]

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

式中 $p(\mathbf{r}, t)$ 为位置 \mathbf{r} 处的声压, $A(\mathbf{r})$ 为组织的电磁波吸收分布, t 为时间, $I(t)$ 为电磁波脉冲函数, β 为等压膨胀系数, C_p 为比热, c 为恒定的声速。

通常设电磁波脉冲函数为 δ 函数,且定义脉冲发射时刻为时间零点,即 $I(t) = \delta(t)$ 。超声换能器在半径为 r_0 的圆球面扫描探测,球心为原点,则探测到的声压 $p(\mathbf{r}_0, t)$ 为^[9]

$$p(\mathbf{r}_0, t) = \eta \frac{\partial}{\partial t} \oint_{|\mathbf{r}' - \mathbf{r}_0| = a} \frac{A(\mathbf{r}')}{t} d^2 \mathbf{r}', \quad (2)$$

其中常数 $\eta = \beta / (4\pi C_p c)$ 。光声成像算法是一个典型的逆问题,即由 $p(\mathbf{r}_0, t)$ 求出 $A(\mathbf{r})$ 。

整理(2)式得

$$\left[\int_0^t p(\mathbf{r}_0, t) dt \right] \cdot t = \eta \oint_{|\mathbf{r}' - \mathbf{r}_0| = a} A(\mathbf{r}') d^2 \mathbf{r}', \quad (3)$$

$$\text{令 } S(\mathbf{r}_0, t) = \left[\int_0^t p(\mathbf{r}_0, t) dt \right] \cdot t. \quad (4)$$

构造一个新的函数 $B(\mathbf{r})$:

$$B(\mathbf{r}) = S\left(\frac{\mathbf{r}}{|\mathbf{r}|} \cdot r_0, \frac{2r_0 - |\mathbf{r}|}{c}\right). \quad (5)$$

整理(3)~(5)式得

$$B(\mathbf{r}) = \eta \oint_{\Omega} A(\mathbf{r}') d^2 \mathbf{r}', \quad (6)$$

其中 Ω 表示积分面

$$\left| \mathbf{r}' - \mathbf{r} \cdot \frac{r_0}{|\mathbf{r}|} \right| = 2r_0 - |\mathbf{r}|. \quad (7)$$

将(7)式两边作泰勒展开,并忽略二阶小量,可将(7)式近似为^[20]

$$|\mathbf{r} - \mathbf{r}'| = r_0. \quad (8)$$

在这步近似中将 $|\mathbf{r}'|/r_0$ 和 $|\mathbf{r}'|/|\mathbf{r}|$ 看作小量,即认为待测组织的尺寸相对扫描半径较小。待测组织越大,则忽略的二阶小量的值就越大,近似误差也越大。则(6)式可写为

$$B(\mathbf{r}) = \eta \oint_{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'| = r_0} A(\mathbf{r}') d^2 \mathbf{r}'. \quad (9)$$

若将 $A(\mathbf{r})$ 与 $B(\mathbf{r})$ 分别看作一个系统的输入和输出,则容易证明该系统是线性时不变的^[20]。则有

$$A(\mathbf{r}) * h(\mathbf{r}) = B(\mathbf{r}), \quad (10)$$

式中 $h(\mathbf{r})$ 是系统的冲激响应。当系统输入为三维 δ 函数时,系统输出 $h(\mathbf{r})$ 为

$$h(\mathbf{r}) = \eta \oint_{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'| = r_0} \delta^3(\mathbf{r}') d^2 \mathbf{r}' = \eta \delta(|\mathbf{r}| - r_0). \quad (11)$$

由于 $h(\mathbf{r})$ 和 $B(\mathbf{r})$ 已知,则 $A(\mathbf{r})$ 可通过反卷积进行计算。 $A(\mathbf{r})$ 、 $h(\mathbf{r})$ 和 $B(\mathbf{r})$ 经过三维傅里叶变换后分别得到 $\tilde{A}(\boldsymbol{\omega})$ 、 $\tilde{h}(\boldsymbol{\omega})$ 和 $\tilde{B}(\boldsymbol{\omega})$,有

$$\tilde{A}(\boldsymbol{\omega}) = \tilde{B}(\boldsymbol{\omega}) / \tilde{h}(\boldsymbol{\omega}). \quad (12)$$

但是,直接使用(12)式计算 $\tilde{A}(\boldsymbol{\omega})$ 是不妥的。首先, $\tilde{h}(\boldsymbol{\omega})$ 可能存在零值点。其次,在 $\tilde{h}(\boldsymbol{\omega})$ 幅值很小的点, $\tilde{B}(\boldsymbol{\omega})$ 的噪声会被放大。因此,通常采用下式来计算 $\tilde{A}(\boldsymbol{\omega})$ ^[21, 22]:

$$\tilde{A}(\boldsymbol{\omega}) = \frac{\tilde{B}(\boldsymbol{\omega})}{\tilde{h}(\boldsymbol{\omega}) \cdot (1 + \lambda / |\tilde{h}(\boldsymbol{\omega})|^2)}, \quad (13)$$

式中 λ 是一个常数。

综上,如果介质的声速恒定,本算法的基本流程为:根据(4)式和(5)式由声压函数 $p(\mathbf{r}_0, t)$ 构造出 $B(\mathbf{r})$; $B(\mathbf{r})$ 经三维傅里叶变换得到 $\tilde{B}(\boldsymbol{\omega})$; 根据(13)式计算出 $\tilde{A}(\boldsymbol{\omega})$; $\tilde{A}(\boldsymbol{\omega})$ 经三维反傅里叶变换即得到 $A(\mathbf{r})$ 。本算法的核心步骤是反卷积,可应用快速傅里叶变换和快速反傅里叶变换算法,因此有较快的计算速度。

2.2 声速不均匀情况

当介质的声速不均匀时,声速分布是关于 \mathbf{r} 的函数 $c(\mathbf{r})$ 。空间两点 \mathbf{r} 与 \mathbf{r}_0 间的声波传播时间也不再与距离成正比,而是一个关于两点位置的函数 $T(\mathbf{r}, \mathbf{r}_0)$ 。则(2)式应修正为^[17]

$$p(\mathbf{r}_0, t) = \eta \frac{\partial}{\partial t} \oint_{T(\mathbf{r}', \mathbf{r}_0) = t} \frac{A(\mathbf{r}')}{t} d^2 \mathbf{r}'. \quad (14)$$

分析声速均匀情况下(5)式的物理意义。如图1所示,构造的函数 $B(\mathbf{r})$ 在 \mathbf{r} 点的值对应 \mathbf{r} 方向的超声换能器(位于 $\mathbf{r} \cdot \mathbf{r}_0 / |\mathbf{r}|$) 在时刻 $(2r_0 - |\mathbf{r}|)/c$ 收到的信号,即对应待测组织距离超声换能器 $2r_0 - |\mathbf{r}|$ 的所有点。在该对应的圆周面上,与 \mathbf{r} 反向(或同向)的点坐标为 $\mathbf{r} - \mathbf{r} \cdot \mathbf{r}_0 / |\mathbf{r}|$ 。若声速不均匀,该圆周面上各点的声波到达超声换能器的时间可能都会变化,从而不相等。在生物组织中,声速不均匀性一般不强,近似认为该圆周面上各点的声波都与点 $\mathbf{r} - \mathbf{r} \cdot \mathbf{r}_0 / |\mathbf{r}|$ 到达超声换能器的时间相同。因此将(5)式修正为

$$B(\mathbf{r}) = S\left[\frac{\mathbf{r}}{|\mathbf{r}|} \cdot \mathbf{r}_0, T\left(\frac{\mathbf{r}}{|\mathbf{r}|} \cdot \mathbf{r}_0, \mathbf{r} - \frac{\mathbf{r}}{|\mathbf{r}|} \cdot \mathbf{r}_0\right)\right]. \quad (15)$$

当待测组织的声速不均匀程度较大时,(15)式的误差会增大。

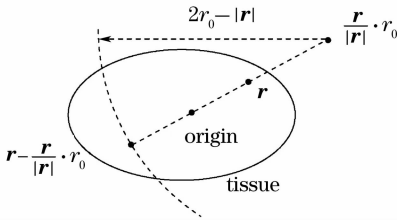


图1 函数 $B(\mathbf{r})$ 对应的待测组织部分

Fig. 1 The part of the tissue under test corresponding to $B(\mathbf{r})$

由于声速分布 $c(\mathbf{r})$ 未知,(15)式中 T 无法精确计算。下面给出估计(15)式中 T 的方法。事实上,虽然

$$T\left(\frac{\mathbf{r}}{|\mathbf{r}|} \cdot \mathbf{r}_0, \mathbf{r} - \frac{\mathbf{r}}{|\mathbf{r}|} \cdot \mathbf{r}_0\right) \approx \frac{\left| \frac{\mathbf{r}}{|\mathbf{r}|} \cdot \mathbf{r}_0 - \left(\mathbf{r} - \frac{\mathbf{r}}{|\mathbf{r}|} \cdot \mathbf{r}_0\right) \right|}{\left| \frac{\mathbf{r}}{|\mathbf{r}|} \cdot \mathbf{r}_0 - \left(-\frac{\mathbf{r}}{|\mathbf{r}|} \cdot \mathbf{r}_0\right) \right|} \cdot T\left(\frac{\mathbf{r}}{|\mathbf{r}|} \cdot \mathbf{r}_0, -\frac{\mathbf{r}}{|\mathbf{r}|} \cdot \mathbf{r}_0\right) = \frac{2r_0 - |\mathbf{r}|}{2r_0} \cdot T\left(\frac{\mathbf{r}}{|\mathbf{r}|} \cdot \mathbf{r}_0, -\frac{\mathbf{r}}{|\mathbf{r}|} \cdot \mathbf{r}_0\right). \quad (19)$$

于是(15)式可写成
$$B(\mathbf{r}) = S\left[\frac{\mathbf{r}}{|\mathbf{r}|} \cdot \mathbf{r}_0, \frac{2r_0 - |\mathbf{r}|}{2r_0} \cdot T\left(\frac{\mathbf{r}}{|\mathbf{r}|} \cdot \mathbf{r}_0, -\frac{\mathbf{r}}{|\mathbf{r}|} \cdot \mathbf{r}_0\right)\right]. \quad (20)$$

综上,将2.1所述的成像算法应用到声速不均匀情况时,只需将(5)式改成(20)式,并用(17)式计算出 $T(\mathbf{r}_0, -\mathbf{r}_0)$ 即可。

本算法是一种近似算法,下面从理论上简单分析一下本算法的误差。为方便计算,将待测组织的形状简化为一根线段(中心为原点,长度为 $2a$,电磁波吸收分布的线密度为1),该线段两个端点的坐标矢量分别为 \mathbf{a} 和 $-\mathbf{a}$ 。假设声速均匀,根据(3)式和(4)式有

介质的声速不均匀,但超声换能器在时刻 t 接收到的声波仍近似对应待测组织上的一个圆周面。如图2所示,若待测生物组织的尺寸比扫描半径小很多,该圆周面可近似为一个平面。那么显然有

$$S(\mathbf{r}_0, t) \approx S(-\mathbf{r}_0, t'), \quad (16)$$

其中 $t + t' = T(\mathbf{r}_0, -\mathbf{r}_0)$ 。这是因为 $S(\mathbf{r}_0, t)$ 和 $S(-\mathbf{r}_0, t')$ 近似对应于同一个积分面。

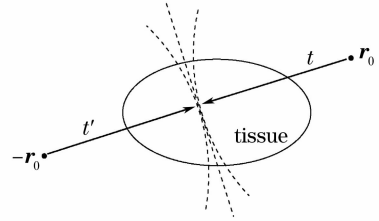


图2 \mathbf{r} 和 \mathbf{r}_0 位置处接收到的光声波所对应的待测组织部分

Fig. 2 The part of the tissue under test corresponding to photoacoustic signals detected at \mathbf{r}_0 and $-\mathbf{r}_0$

根据(16)式可见,超声换能器在原点对称位置探测到的光声波间有较强的相关性。因此可由下式计算 $T(\mathbf{r}_0, -\mathbf{r}_0)$:

$$T(\mathbf{r}_0, -\mathbf{r}_0) = \operatorname{argmax}[R_{\mathbf{r}_0}(t)], \quad (17)$$

其中 $R_{\mathbf{r}_0}(t)$ 是 $S(\mathbf{r}_0, t)$ 和 $S(-\mathbf{r}_0, -t)$ 的相关函数, $\operatorname{argmax}[R_{\mathbf{r}_0}(t)]$ 为 $R_{\mathbf{r}_0}(t)$ 为最大值时 t 的取值。 $R_{\mathbf{r}_0}(t)$ 的定义为

$$R_{\mathbf{r}_0}(t) = \int_{-\infty}^{\infty} S(\mathbf{r}_0, \tau) S[-\mathbf{r}_0, -(\tau - t)] d\tau. \quad (18)$$

考虑到生物组织的声速差异一般不大,近似有

$$S(\mathbf{r}_0, t) = \begin{cases} \eta & |\mathbf{r}_0 - \mathbf{a}|/c \leq t \leq |\mathbf{r}_0 + \mathbf{a}|/c \\ 0, & \text{others} \end{cases}. \quad (21)$$

显然此时 $T(\mathbf{r}_0, -\mathbf{r}_0)$ 的理论值为 $2r_0 / c$ 。通过计算,(17)式的估计结果

$$T(\mathbf{r}_0, -\mathbf{r}_0) = \frac{|\mathbf{r}_0 - \mathbf{a}| + |\mathbf{r}_0 + \mathbf{a}|}{c} \geq \frac{2r_0}{c}, \quad (22)$$

当且仅当 \mathbf{a} 平行于 \mathbf{r} 时等号成立。也就是说,(17)式的估计结果会大于理论值。且易推导出 \mathbf{a} 越大,(17)式

结果的误差也越大。

通过这个简单的例子可以看出,一般情况下待测组织越大(相对于扫描半径 r_0), (17) 式的误差就越大。而根据前文分析,当待测组织的声速不均匀程度较大时, (15) 式和(20) 式的误差会增大。待测组织的尺寸和声速不均匀性给本算法带来的实际误差程度,将在仿真实验中给出具体的分析。

3 实验、结果与讨论

下面通过仿真实验来验证本文提出的算法。为减小计算量,仿真实验在二维下进行,由此得出的结论很容易推广到三维情况。

仿真的待测组织的电磁波吸收分布和声速分布

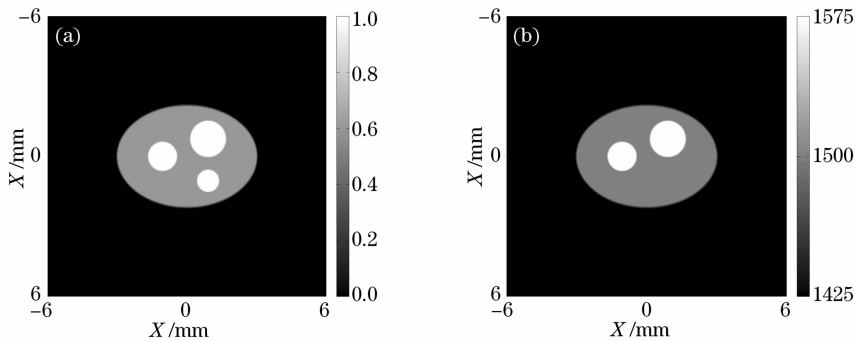


图 3 仿真的待测组织。(a) 电磁波吸收分布,(b) 声速分布

Fig. 3 Simulated tissue. (a) Electromagnetic absorption distribution, (b) acoustic speed distribution

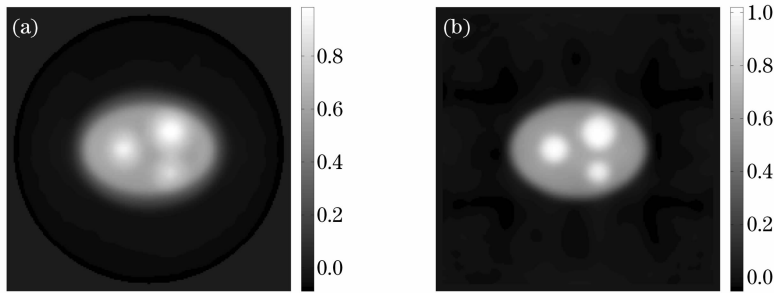


图 4 重建图像。(a) 滤波反投影算法,(b) 本文算法

Fig. 4 Reconstructed image. (a) Filtered back projection, (b) our algorithm

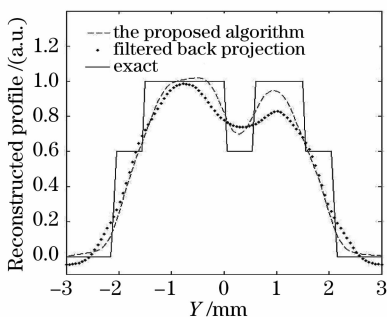


图 5 重建图像沿 $x=0.9$ mm 的像素值分布

Fig. 5 Reconstructed profile through $x=0.9$ mm

(m/s) 如图 3(a) 和图 3(b) 所示。背景的声速为 1425 m/s,椭圆形组织的声速为 1500 m/s,两个圆形目标的声速为 1575 m/s。最小的圆形目标的声速与椭圆形组织相同。超声换能器沿原点为中心、半径为 6 mm 的圆周线扫描,共 240 个等间距探测点。用时域有限差分法模拟超声换能器接收到的光声信号^[23]。

若采用目前常用的滤波反投影算法^[8, 12]进行图像重建,如图 4(a)所示,此时重建图像比较模糊,最小的圆形目标已难以辨认。若采用本文提出的算法进行图像重建,如图 4(b)所示,此时重建图像较清楚,待测目标均可辨认。

为进一步说明问题,图 5 显示了滤波反投影算法和本文算法重建图像沿 $x=0.9$ mm 的像素值分布。可见,相对滤波反投影算法,本文算法重建图像的目标更准确。

前面的仿真实验在无噪声情况下进行。接下来给光声信号加零均值不同方差的高斯噪声,得到信噪比(SNR)分别为 20 dB、15 dB 和 10 dB 时的光声信号,以考察本算法的抗噪性。作为例子,图 6(a)给出了当光声信号信噪比最低(10 dB)时的重建结果。此时图像中的噪声主要集中在边缘的不感兴趣

区域,而待测目标的主体部分还是很清晰的。类似地,图 6(b)给出了重建图像沿 $x=0.9$ mm 的像素值分布。进一步可见重建目标的大小、位置和像素值仍然均较准确。这就说明了本文算法对噪声不敏感。

进一步增大声速差异的程度,考察本算法的效果。在图 3(b)中,若以 1500 m/s 为基准,则声速差异为 $\pm 5\%$ 。现将声速差异增大为 10% (即背景内声速

1350 m/s,两圆形内声速 1650 m/s)和 20% (即背景内声速 1200 m/s,两圆形内声速 1800 m/s),重建结果如图 7 所示。可见,声速差异 10% 的重建图像还比较清楚,但声速差异 20% 的重建图像就较模糊了。图 8 显示了重建图像沿 $x=0.9$ mm 的像素值分布。可见,随着声速差异增大,重建目标的位置和像素值的误差也会增大。当声速差异 20% 时,误差就非常明显。

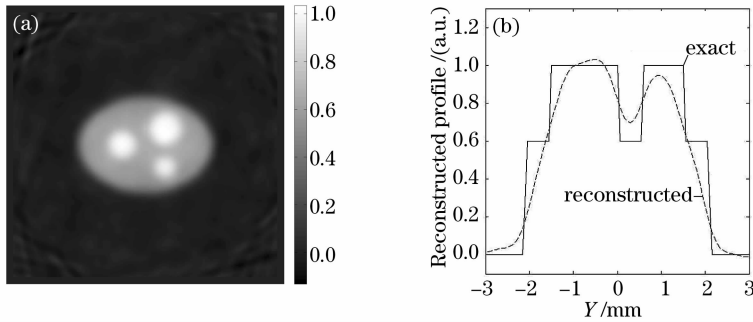


图 6 光声信号信噪比为 10 dB 时的重建图像(a)和沿 $x=0.9$ mm 的像素值分布(b)

Fig. 6 Reconstructed image (a) and the reconstructed profile through $x=0.9$ mm (b) under the SNR of photoacoustic signals of 10 dB

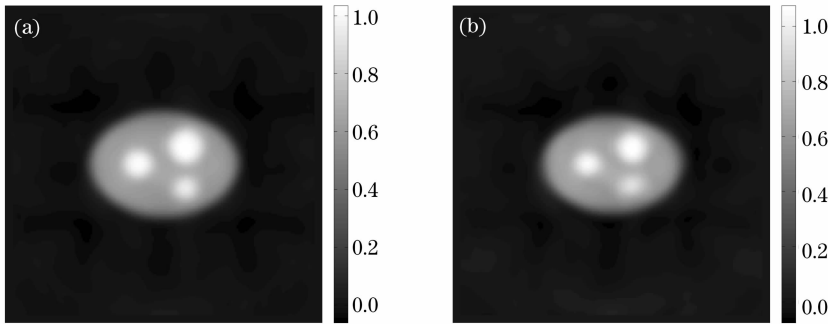


图 7 重建图像。(a) 声速差异 10% , (b) 声速差异 20%

Fig. 7 Reconstructed image with the acoustic speed variation of (a) 10% , (b) 20%

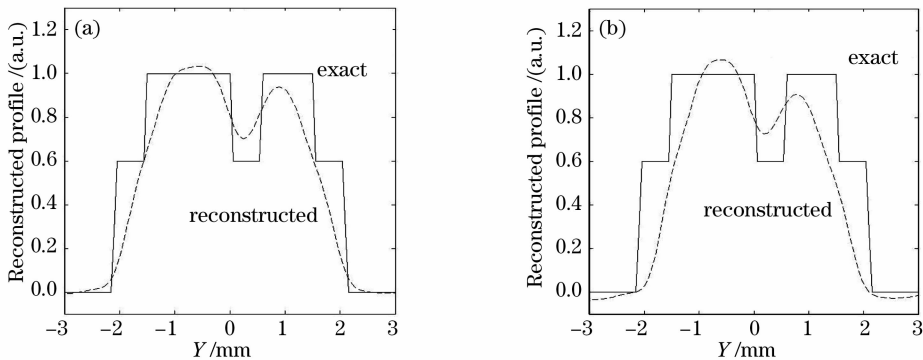


图 8 重建图像沿 $x=0.9$ mm 的像素值分布。(a) 声速差异 10% , (b) 声速差异 20%

Fig. 8 Reconstructed profile through $x=0.9$ mm with the acoustic speed variation of (a) 10% , (b) 20%

仿真实验的结果表明,本算法有很好的准确性和抗噪性。虽然在理论上待测组织的尺寸较大,本

算法的误差也会增大。然而在本仿真实验中,椭圆形待测物体的长半轴达到了扫描半径的一半,在声

速差异不大于 10% 时本算法也有很好的效果。

4 结 论

提出了一种基于反卷积的光声成像重建算法。在介质的声速分布未知的前提下, 通过利用不同位置光声信号间的相关性, 有效补偿生物组织的声速不均匀性, 提高重建图像的精度。当介质的声速差异在 10% 以内时, 重建图像效果很好, 而且有较强的抗噪性。由于生物软组织内的声速差异一般在 10% 以内, 因此本算法有很强的实用意义。

参 考 文 献

- H. F. Zhang, K. Maslov, G. Stoica *et al.*. Functional photoacoustic microscopy for high-resolution and noninvasive in vivo imaging[J]. *Nat. Biotechnol.*, 2006, **24**(7): 848~851
- J. J. Niederhauser, M. Jaeger, R. Lemor *et al.*. Combined ultrasound and optoacoustic system for real-time high-contrast vascular imaging in vivo [J]. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 2005, **24**(4): 436~440
- C. Wei, S. Huang, C. Wang *et al.*. Photoacoustic flow measurements based on wash-in analysis of gold nanorods[J]. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, 2007, **54**(6): 1131~1141
- M. Li, J. A. Schwartz, J. Wang *et al.*. In vivo imaging of nanoshell extravasation from solid tumor vasculature by photoacoustic microscopy [C]. *Proc. SPIE*, 2007, **6437**: 64370B-1~7
- B. Guo, J. Li, H. Zmuda *et al.*. Multifrequency microwave-induced thermal acoustic imaging for breast cancer detection[J]. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, 2007, **54**(11): 2000~2010
- R. G. M. Kolkman, E. Hondebrink, W. Steenbergen *et al.*. In vivo photoacoustic imaging of blood vessels using an extreme-narrow aperture sensor [J]. *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, 2003, **9**(2): 343~346
- X. Wang, Y. Pang, G. Ku *et al.*. Noninvasive laser-induced photoacoustic tomography for structural and functional in vivo imaging of the brain[J]. *Nat. Biotechnol.*, 2003, **21**(7): 803~806
- R. A. Kruger, P. Liu, Y. Fang *et al.*. Photoacoustic ultrasound (PAUS)-reconstruction tomography [J]. *Med. Phys.*, 1995, **22**(10): 1605~1609
- M. Xu, L. V. Wang. Time-domain reconstruction for thermoacoustic tomography in a spherical geometry[J]. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 2002, **21**(7): 814~822
- K. P. Kostli, P. C. Beard. Two-dimensional photoacoustic imaging by use of Fourier-transform image reconstruction and a detector with an anisotropic response[J]. *Appl. Opt.*, 2003, **42**(10): 1899~1908
- M. A. Anastasio, J. Zhang, X. Pan *et al.*. Half-time image reconstruction in thermoacoustic tomography[J]. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 2005, **24**(2): 199~210
- M. Haltmeier, T. Schuster, O. Scherzer. Filtered backprojection for thermoacoustic computed tomography in spherical geometry[J]. *Math. Meth. Appl. Sci.*, 2005, **28**: 1919~1937
- L. A. Kunyansky. Explicit inversion formulae for the spherical mean Radon transform[J]. *Inverse Problems*, 2007, **23**: 373~383
- 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, 刑 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
- Zeng Yaguang, Xing Da, Fu Hongbo *et al.*. Signal process of photoacoustic tomography[J]. *Chin. J. Lasers*, 2005, **32**(1): 97~100
曾亚光, 刑 达, 付洪波等. 光声层析成像的信号处理[J]. *中国激光*, 2005, **32**(1): 97~100
- Y. Xu, L. V. Wang. Effects of acoustic heterogeneity in breast thermoacoustic tomography [J]. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, 2003, **50**(9): 1134~1146
- X. Jin X, L. V. Wang. Thermoacoustic tomography with correction for acoustic speed variations[J]. *Phys. Med. Biol.*, 2006, **51**: 6437~6448
- M. A. Anastasio, J. Zhang, X. Pan. Image reconstruction in thermoacoustic tomography with compensation for acoustic heterogeneities[C]. *Proc. SPIE*, 2005, **5750**: 298~304
- J. Zhang, M. A. Anastasio. Reconstruction of speed-of-sound and electromagnetic absorption distributions in photoacoustic tomography[C]. *Proc. SPIE*, 2006, **6086**: 608619-1~7
- Zhang Chi, Wang Yuanyuan. Reconstruction of thermoacoustic imaging for small-scale objects based on deconvolution[J]. *Space Med. Engng.*, 2008, **21**(5): 420~424
张 弛, 汪源源. 小尺度下热声成像的反卷积重建法[J]. *航天医学与医学工程*, 2008, **21**(5): 420~424
- S. M. Riad. The deconvolution problem: an overview[C]. *Proc. IEEE*, 1986, **74**(1): 82~85
- A. Bennis, S. M. Riad. An optimization technique for iterative frequency-domain deconvolution [J]. *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, 1990, **39**(2): 358~362
- D. Huang, C. Liao, C. Wei *et al.*. Simulations of optoacoustic wave propagation in light-absorbing media using a finite-difference time-domain method[J]. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2005, **117**(5): 2795~2801