

# 生物声学成像中声速不均匀性解决方法的 研究进展

孙 正, 贾艺璇

(华北电力大学电子与通信工程系, 河北保定 071003)

**摘要:** 对于以超声波为载体的生物医学声学成像(如超声、光声和磁声成像等)技术, 为了简化问题, 常在假设待测组织内声速恒定的前提下, 重建组织内的声阻抗、光吸收分布、光学特性参数分布或者电导率分布等。但是, 实际生物组织内部的声速是存在差异的(最大可达 10%), 因而在此假设前提下重建出的图像通常是不准确的。在介绍声速不均匀性对声学图像重建影响的基础上, 对超声、光声和磁声成像中解决声速不均匀问题的主要方法, 特别是光声层析成像中重建组织内声速分布的主要方法进行总结和归纳, 讨论各自的优点和不足, 并展望未来的可能发展方向。

**关键词:** 图像重建; 声速不均匀性; 超声成像; 光声层析成像; 磁声层析成像

中图分类号: R312

文献标识码: A

文章编号: 1000-3630(2018)-05-0405-07

DOI 编码: 10.16300/j.cnki.1000-3630.2018.05.001

## Review on solution to SOS inhomogeneity in biological acoustic imaging techniques

SUN Zheng, JIA Yi-xuan

(Department of Electronic and Communication Engineering, North China Electric Power University, Baoding 071003, Hebei, China)

**Abstract:** For the ultrasound based biological imaging techniques, such as ultrasonic imaging, photo acoustic tomography (PAT) and magneto acoustic tomography (MAT), the spatial distribution of acoustic impedance, light absorption, optical parameters or electrical conductivity in the imaging tissue is always reconstructed under the assumption of a constant speed of sound (SOS) in tissues. However, the actual difference of SOS in different biological tissues may be up to 10%. This paper reviews the current methods to solve the problem of SOS inhomogeneity based on a brief introduction to the influence of SOS inhomogeneity on acoustic image reconstruction. Especially, the methods of restoring the distribution of SOS in the target tissue in PAT are overviewed including their advantages and disadvantages. Possible improvement in the future is also forecasted.

**Key words:** image reconstruction; speed of sound (SOS) inhomogeneity; ultrasonic imaging; photoacoustic tomography; magnetoacoustic tomography

## 0 引 言

医学超声成像(Ultrasonic, US)是利用超声波束扫描人体, 通过接收反射回声信号并进行处理, 以获得体内器官图像的成像手段, 已普遍应用于疾病的临床诊治中。生物光声层析(Photoacoustic Tomography, PAT)成像和磁声层析(Magnetoacoustic Tomography, MAT)成像都是以超声波为载体的声学功能成像技术。其中 MAT 是依据电磁感应原理

在被测组织内部产生超声波的多物理场耦合成像技术, 它既具有生物电阻抗成像的高对比度, 也具有超声成像的高空间分辨率。其成像原理是: 利用处于静磁场中的自发或注入电流, 在被测组织内部产生基于洛伦兹力的声振动, 用超声探测器采集该振动信号, 并据此重建图像。PAT 是基于生物组织光声效应的多物理场耦合功能成像技术<sup>[1]</sup>, 兼具光学成像的高对比度和超声成像的高分辨率<sup>[2-5]</sup>, 其成像原理是: 用短脉冲激光照射生物组织, 该组织吸收激光能量产生热弹性膨胀, 进而产生超声波并向组织表面传播, 最终被超声探测器检测到, 并据此重构出组织中的光能量沉积分布图以及光学参数(如光吸收系数和光散射系数等)分布图。

考虑到生物组织的复杂性, 在根据组织反射、散射或者产生的超声波重建图像时, 为了简化问

收稿日期: 2017-07-10; 修回日期: 2017-09-19

基金项目: 国家自然科学基金(61372042)、中央高校基本科研业务费专项资金(2014ZD31)资助项目。

作者简介: 孙正(1977-), 女, 河北保定人, 博士, 教授, 硕士研究生导师, 研究方向为医学成像和图像处理。

通讯作者: 孙正, E-mail: sunzheng\_tju@163.com

题,通常对待成像组织的声学特性作一些理想的假设,例如:在超声回波成像中,假设系统声速近似等于组织声速;在 PAT 成像中,假定待测组织内的声速恒定;解决 MAT 的声场逆问题时,要求组织中的声速不变,超声波在自由空间中传播等。但是,在实际应用中,生物组织声学特性(如声速和声衰减)的空间变化通常是未知的,不同成分的组织具有不同的声学特性,其中软组织内部的声速差异可以达到 10%。例如皮下脂肪中的声速是  $1\ 400\sim 1\ 450\ \text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ,而正常薄壁组织和基质组织中的声速是  $1\ 500\sim 1\ 560\ \text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ <sup>[6]</sup>。在同一种组织内,声速可认为是连续变化的。这种情况下,若对精度要求不高,则可假设组织内的声速仅有几个固定值<sup>[7]</sup>。更为准确的方法是计算出组织内声速的空间分布。而在不同组织之间声速是跳变的,在这些边界处,可以假设声速分布的边缘结构已知<sup>[7]</sup>或与光吸收分布的边缘结构一致<sup>[8]</sup>,或者求得边界处的声速分布。

待成像组织的声速不均匀性问题是生物声学成像技术中需要解决的关键问题。与根据恒定声速重建的图像相比,根据组织中声速的空间分布重建出的图像更精确,对比度和分辨率也更高。本文在介绍声速不均匀性对声学成像技术影响的基础上,对 US、PAT 和 MAT 成像中声速不均匀问题的主要解决办法进行总结和概述,并重点对 PAT 成像中重建组织内声速分布的主要方法进行总结,并讨论各自的优点和不足。

## 1 生物组织的声速不均匀性对声学成像的影响

医学超声诊断设备通常将成像时所用的系统声速设定为  $1\ 540\ \text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ,当系统声速与组织声速有所差别时,会对图像质量产生很大的影响。在磁声成像中,声速不均匀同样会导致重建图像中存在模糊和位移,使图像产生失真,降低成像对比度等,甚至部分组织有可能无法成像。

待成像组织的声速不均匀性对 PAT 成像的影响主要体现在两方面:一是在计算声波传播路径上的目标位置时,由于假设了不正确的声速,导致计算出的光声信号到达超声换能器的时间即渡越时间(Time of Flight, TOF)不准确,使重建出的图像产生失真。二是由于声波的折射使光声信号远离假设的直线传播路径,使光声信号存在切向移位<sup>[6]</sup>,导致光声信号的检测精度降低,重建出的光吸收分布图像变得模糊,分辨率下降,图像中也存在目标的

错位,特别是在系统声速与组织声速差异较大的区域,如骨骼或肺脏,此问题更严重。

## 2 超声和磁声成像中声速不均匀的解决方法

### 2.1 超声成像中的解决方法

在医学超声成像中,成像设备通常使用固定的系统声速来重建图像,由于系统声速与组织声速之间存在差距,导致图像的分辨率降低。解决这一问题的主要方法包括以下几种:

(1) 平均亮度法<sup>[9]</sup>:通过最大化漫射点或点目标的平均亮度来快速校正相位差。该方法能够快速地矫正由声速不均匀性引起的相位差,但是其效果受到检测区域的限制,针对点目标需要选择较小的检测区域,而对漫反射和散射来说则应选择较大的检测区域。

(2) 基于图像纹理参数的方法<sup>[10]</sup>:采用和差直方图计算图像的纹理参数,通过图像的纹理分析,找出纹理参数值与声速差异导致的图像质量改变之间的关系,然后通过寻求最佳纹理特征值,并找到它所对应的系统声速,从而获得较高的图像质量。该方法能够根据实时变化的系统声速,找出最佳声速值,作为组织实际平均声速的近似,从而获得改善的图像品质。但是把最佳系统声速作为成像目标的平均声速来进行后续计算,可能存在误差,对图像品质的改进有限。

(3) 基于原始射频(Radio Frequency, RF)信号的方法<sup>[11]</sup>:根据焦点附近的原始 RF 信号的傅里叶变换得到射频总和,再使质量因子最大化。该质量因子是从 RF 数据的横向频谱与系统声速的积分导出的归一化频谱能量,并且最大能量总是对应于来自一组轨道声速的优化声速。或者根据点扩散函数的空间频率特性,得到最佳匹配声速<sup>[12]</sup>。该方法可使超声图像的质量得到明显改善,但实现过程较为复杂。

(4) 基于图像对比度分析的方法<sup>[13]</sup>:通过计算用图像灰度值表示的对比度,估计出与真实组织声速一致的系统声速,提高成像分辨率。该方法用迭代的方式得到更高精度的组织声速,具体实现时所需的计算成本较高。

(5) 计算超声波束接收延迟的方法<sup>[14]</sup>:通过使相对于声速的波束形成的回波信号幅度和来自超声波束的中心轴反射器位移最大化,估计使超声换能器处的回波信号延迟与理论延迟匹配的最佳声速。该方法由于可以从几条扫描线上的回波信号估

计声速, 因此不需要进行过多的计算, 实现速度也较快, 但是其仅能校正低阶相位差, 使图像分辨率提高的程度有限。

(6) 整体图像质量最佳法<sup>[15]</sup>: 通过获取单帧原始信道同相正交(In-phase Quadrature, I/Q)数据, 从试用声速列表中选出一个声速用于重建超声图像, 并据此确定和校正平均声速, 使横向焦点质量最大化, 从而获得最佳的整体图像质量。由于该方法采用标准的一维阵列, 只有一个自由度, 因此更容易实现, 较适用于对自动化程度要求较高的场合。但其成像结果不如实时像差校正后的结果准确。

(7) 基于图像配准的声速估计方法<sup>[16]</sup>: 使用重叠的自动配准电子导向图像来检测由于系统声速和组织声速不匹配导致的图像散焦和几何失真, 从而估计平均声速。该方法可提高声速估计的精度, 但其对硬件设备的要求较高。

## 2.2 磁声成像中的解决方法

在 MAT 成像中, 磁声信号(实质是超声波)在生物组织中传播时, 受到组织的非线性调制会产生二次、三次等高次谐波, 其中二次谐波的幅值最强<sup>[7]</sup>。同时, 不同频率的谐波会产生色散, 当组织中的声速分布不均匀时, 会影响成像质量。

在 MAT 成像中, 目前主要使用超声透射断层扫描(Ultrasonic Transmission Tomography, UTT)方法定量测量声速不均匀组织中的声速分布<sup>[18]</sup>。其基本原理是: 通过测量超声信号从声源传播到超声换能器的时间, 来推算超声信号在组织中传播的速度, 再测量超声信号在声速均匀的背景组织中的传播速度, 在此基础上用滤波反投影等算法重建声速在组织中的分布。该方法可用于获得声速不均匀组织的高分辨率 MAT 图像, 其局限性在于由于需要进行 UTT 测量, 比较耗时。

此外, 还可利用相关系数求解超声渡越时间从而求解声源的分布<sup>[19-20]</sup>。具体思路是: 根据换能器接收到的超声信号之间的相关性, 求得两个信号之间的相关系数, 进一步求得较为精准的超声渡越时间, 并据此求解组织内部的声速分布。该方法能够很好地匹配原始声源的空间和位置信息, 但对于声学非均匀模型, 在图像重建中会存在部分回波和反射噪声, 影响重建质量。

## 3 光声成像中声速不均匀性的解决方法

对于热声层析(Thermoacoustic Tomography, TAT)

成像或者 PAT, 解决声速不均匀的常用方法有基于 UTT 的方法<sup>[21-22]</sup>、基于传播时间的方法<sup>[23-25]</sup>、基于线性延时补偿的优化方法<sup>[26]</sup>、基于时间反转镜<sup>[27]</sup>和同时代数重建迭代的快速推进法<sup>[28-30]</sup>、选取最佳声速组的方法<sup>[31]</sup>和具有最优 TOF 的改进方法<sup>[32]</sup>等。

### 3.1 基于 UTT 的方法

利用组织中的声速分布可以降低声速不均匀性对 PAT 成像的影响<sup>[33]</sup>, 由于声速分布的设定独立于 PAT 成像, 因此可以使用 UTT 定量测量组织中的声速分布。

在 UTT 中, 根据超声波的到达时间可计算出生物组织中的声速。声信号的总传播时间为<sup>[21-22]</sup>

$$T = \int_{l(\mathbf{r})} \frac{1}{c(\mathbf{r})} dl \quad (1)$$

其中,  $c(\mathbf{r})$ 是组织中位置  $\mathbf{r}$  处的声速,  $l(\mathbf{r})$ 为超声信号的传播路径。  $T$  可以从记录的超声信号中测量得到。通过对超声换能器发射的信号和其接收的信号进行互相关运算, 可得到特定投射线的传播时间, 其中最大互相关值的位置即是超声波在组织中的传播时间。由于  $l(\mathbf{r})$ 取决于  $c(\mathbf{r})$ , 所以  $T$  与  $1/c(\mathbf{r})$  之间的关系一般是非线性的, 需将该问题线性化。在通过 UTT 得到组织中的声速分布后, 通过插值即可获得组织中各位置处的声速。

利用 UTT 虽然可以得到组织的声速分布图, 进而得到高精度的 PAT 图像, 但其不足之处在于需要已知有关组织声速分布的先验知识, 这在实际应用中往往不容易实现。

### 3.2 基于 TOF 的方法

接收超声波的 TOF 中包含组织的声速分布信息, 因此可以根据 TOF 重建声速分布图, 其基本思想就是在未知  $c(\mathbf{r})$  的情况下, 依据在不同位置探测到的光声信号之间的相关性补偿声速的不均匀性。

当组织中的声速分布均匀时, 超声换能器在半径为  $\mathbf{r}_0$  的球面上以球心为原点扫描检测到的声压为<sup>[23-25]</sup>

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

其中,  $p(\mathbf{r}_0, t)$  是位置  $\mathbf{r}_0$  处时间  $t$  时的声压,  $\eta$  是常数, 其定义为  $\eta = \beta / (4\pi C_p c)$ ,  $\beta$  是等压膨胀系数,  $C_p$  是比热容,  $c$  是恒定声速,  $A(\mathbf{r}')$  是组织中位置  $\mathbf{r}'$  处的光沉积。光声信号在组织中的传播满足式(3)所示的光声波动方程<sup>[25]</sup>:

$$\nabla^2 p(\mathbf{r}, t) - \frac{1}{c(\mathbf{r})^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} p(\mathbf{r}, t) = -\frac{\beta}{C_p} A(\mathbf{r}) \cdot \frac{\partial}{\partial t} I(t) \quad (3)$$

其中,  $c(\mathbf{r})$ 是组织中位置  $\mathbf{r}$  处的声速,  $I(t)$ 是光脉冲

函数, 通常假定  $I(t)=\delta(t)$ , 脉冲发射时间为 0。

如果声速为常数  $c_0$ , 则<sup>[25]</sup>:

$$A(\mathbf{r}) \approx -\eta \iint_{\Omega_0} d\Omega_0 \frac{1}{|\mathbf{r}-\mathbf{r}_0|} \left. \frac{\partial p(\mathbf{r}_0, t)}{\partial t} \right|_{t=r_0-r/c_0} \quad (4)$$

其中,  $\Omega_0$  是成像区域,  $\mathbf{r}_0$  是超声换能器所在的位置。由式(4)可知: 组织中位置  $\mathbf{r}$  处产生的超声波在时刻  $t$  到达  $\mathbf{r}_0$ 。如果声速分布是均匀的, 则  $t$  与  $\mathbf{r}$  和  $\mathbf{r}_0$  之间的距离成正比; 当声速分布不均匀时,  $t$  成为  $\mathbf{r}$  和  $\mathbf{r}_0$  的函数, 即  $t=T(\mathbf{r}, \mathbf{r}_0)$ 。

可修改式(4)用于重建弱声学异质介质中的光能量沉积分布<sup>[25]</sup>:

$$A(\mathbf{r}) \approx -\eta \iint_{\Omega_0} d\Omega_0 \frac{1}{|\mathbf{r}-\mathbf{r}_0|} \left. \frac{\partial p(\mathbf{r}_0, t)}{\partial t} \right|_{t=T(\mathbf{r}, \mathbf{r}_0)} \quad (5)$$

其中,

$$T(\mathbf{r}, \mathbf{r}_0) \approx \int_{l(\mathbf{r}, \mathbf{r}_0)} \frac{1}{c(\mathbf{r}')} dl \quad (6)$$

$l(\mathbf{r}, \mathbf{r}_0)$  是声波在  $\mathbf{r}$  和  $\mathbf{r}_0$  之间传播的路径, 在该路径上声速没有变化,  $\mathbf{r}'$  位于  $l$  上。式(6)补偿了一阶行程时间扰动, 即声速异质性沿  $l$  的影响。因为生物软组织中的声速不均匀性一般在 10% 以内, 所以式(5)没有考虑由声波折射引起的声振幅失真。若考虑这些影响, 则需要改进反投影系数  $1/|\mathbf{r}-\mathbf{r}_0|$ 。因此, 如果声速不均匀性较大, 由式(5)得到的  $A(\mathbf{r})$  误差将会增加。

在实际应用中,  $c(\mathbf{r}')$  和  $T(\mathbf{r}, \mathbf{r}_0)$  通常都是未知的, 可根据光声信号之间的相关性计算  $T(\mathbf{r}, \mathbf{r}_0)$ 。超声换能器在半径为  $\mathbf{r}_0$  的球面上进行扫描,  $\mathbf{r}_0$  和  $-\mathbf{r}_0$  关于球心对称, 由组织产生的超声波在时刻  $t$  到达  $\mathbf{r}_0$ , 在时刻  $t'$  到达  $-\mathbf{r}_0$ 。当待测组织的尺寸远小于超声换能器的扫描半径时, 则探测球面可近似为平面, 那么在对称位置检测到的光声信号之间存在很强的相关性。因此有<sup>[25]</sup>:

$$T(-\mathbf{r}_0, \mathbf{r}_0) = \arg \max(R_0(t)) \quad (7)$$

其中,

$$R_0(t) = \int_{-\infty}^{\infty} S(\mathbf{r}_0, \tau) S(-\mathbf{r}_0, -(\tau-t)) d\tau \quad (8)$$

式(8)是  $S(\mathbf{r}_0, t)$  和  $S(-\mathbf{r}_0, t')$  的相关函数, 且<sup>[25]</sup>

$$S(\mathbf{r}_0, t) = \left[ \int_0^t p(\mathbf{r}_0, t) dt \right] \cdot t \quad (9)$$

该算法利用不同位置光声信号之间的相关性近似计算两点之间的声波传播时间  $T(-\mathbf{r}_0, \mathbf{r}_0)$ , 进而用  $T(-\mathbf{r}_0, \mathbf{r}_0)$  代替  $c(\mathbf{r})$  近似计算  $A(\mathbf{r})$ , 从而达到补偿声速不均匀性的目的。与其它基于模型的方法相比, 该算法无需已知声速分布的先验知识, 在 10% 的声速变化范围内具有良好的精度, 对随机噪声的

抗噪性能强, 计算效率高。但是这种方法要求被测组织尺寸较小而且接收探头需远离目标物, 因此限制了其应用范围。

### 3.3 基于线性延时补偿的优化方法

该方法的基本原理是通过拟合得到延时补偿和聚焦深度之间的复杂关系<sup>[34]</sup>, 并以此为依据, 重建光声图像。

由于成像组织的声学特性不均匀, 因此  $T(\mathbf{r}, \mathbf{r}_0)$  与  $1/c(\mathbf{r})$  之间不是线性关系, 很难求解  $T(\mathbf{r}, \mathbf{r}_0)$  的准确解。定义声波传播时间的扰动差为<sup>[26]</sup>

$$\Delta T = T - T_c = \int_{\mathbf{r}' \in L(\mathbf{r}, \mathbf{r}_0)} \frac{1}{c(\mathbf{r}')} d\mathbf{r}' - \int_{\mathbf{r}' \in L(\mathbf{r}_c, \mathbf{r}_0)} \frac{1}{c_c} d\mathbf{r}' \quad (10)$$

其中,  $T_c$  是由固定声速  $c_c$  计算得到的声波传播时间,  $\mathbf{r}_c$  是恒定声速时的重建位置。

光声成像系统存在一个固有的延时, 即光声信号开始产生与探测器开始接收之间的时间差<sup>[26]</sup>:

$$\tau = \int_{\mathbf{r}' \in L(\mathbf{r}_c, \mathbf{r}_0)} \frac{1}{c_c} d\mathbf{r}' - D_c \quad (11)$$

其中,  $D_c$  是延时补偿, 它由积分路径  $L(\mathbf{r}_c, \mathbf{r}_0)$  和声速  $c(\mathbf{r})$  决定<sup>[26]</sup>:

$$D_c = f(L(\mathbf{r}_c, \mathbf{r}_0), c(\mathbf{r})) \quad (12)$$

当用延时求和反投影算法重建光声图像时,  $c(\mathbf{r})$  是一个固定值, 这样可以把  $D_c$  简化为一个与重建区域的深度  $H$  有关的函数<sup>[26]</sup>:

$$D_c = f(H) \quad (13)$$

例如可以将  $D_c$  拟合为如式(14)所示的近似线性表达式<sup>[26]</sup>:

$$D_c \approx a_0 + a_1 \cdot H \quad (14)$$

其中,  $a_0$  和  $a_1$  是待定系数。若已知一组延时补偿 ( $D_{c1}, D_{c2}, \dots, D_{cn}$ ) 和深度值 ( $H_1, H_2, \dots, H_n$ ), 则可根据式(15)解出  $a_0$  和  $a_1$ <sup>[26]</sup>:

$$\min_{a_0, a_1} \left\| \begin{bmatrix} 1 & H_1 \\ \vdots & \vdots \\ 1 & H_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_0 \\ a_1 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} D_{c1} \\ \vdots \\ D_{cn} \end{bmatrix} \right\|_2 \quad (15)$$

基于线性延时补偿的优化方法是一种对不均匀声速进行间接修正的方法, 使得计算出的声波传播时间更加精确, 该方法对于改善图像的聚焦效果有很好的作用。但是, 单一的延时补偿只能使图像在一个深度处聚焦而在其它深度处散焦<sup>[35]</sup>, 因此该方法需要假设多个延时补偿进行计算, 计算量庞大, 也增加了系统的复杂度。

### 3.4 基于时间反转镜和同时代数重建迭代的快速推进法

该方法通过利用超声波的传播时间(TOF)进行

迭代, 更新初始设定的声速分布, 最终得到声速分布的估计值, 并在此基础上重建光能量沉积分布。其基本步骤是: 首先设置初始的声速分布, 然后利用时间反转镜(Time Reversal Mirror, TRM)技术<sup>[27]</sup>和基于快速推进(Fast Marching, FM)的同时利用代数重建技术(Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique, SART)迭代更新声速分布, 最后根据最终的声速分布结果利用 TRM 技术重建光吸收分布图像。

由式(10)可知, 超声信号传播时间的扰动是<sup>[28]</sup>:

$$\Delta T = \int_{l_1} \frac{1}{c_c} dl_1 - \int_{l_1} \frac{1}{c(\mathbf{r})} dl_1 \approx \int_{l_1} \left( \frac{1}{c_c} - \frac{1}{c(\mathbf{r})} \right) dl_1 \quad (16)$$

其中,  $l_1$  是超声信号在具有恒定声速  $c_c$  的介质中传播的路径。通常超声换能器的位置是已知的, 而组织中声源的位置是未知的。为了计算  $l_1$ , 首先采用 TRM 法根据参考声速  $c_c$  重建光能量沉积分布, 进而据此估计声源的位置; 然后, 使用 FM 计算超声信号在具有恒定声速  $c_c$  的介质中传播的时间、 $l_1$  和声源的估计位置。将得到的  $\Delta T$  与阈值进行比较, 阈值越低, 则得到的声速分布越准确。如果  $\Delta T$  小于阈值, 则采用 TRM 根据当前的速度分布重建图像。否则, 根据式(17)对  $c(\mathbf{r})$  进行更新<sup>[28]</sup>:

$$c(x, y) = \frac{dx}{\frac{dx}{c'(x, y)} + \frac{\Delta T}{L}} \quad (17)$$

其中,  $dx$  是将成像区域划分为单元格后每个单元格的大小;  $c'(x, y)$  和  $c(x, y)$  分别是点  $(x, y)$  处的当前声速值和更新后的声速值;  $L$  是超声信号在从声源到接收器的传播过程中横向通过单元格的总长度。由于该方法利用 SART 迭代地更新声速分布, 因此其收敛性由 SART 的收敛性决定<sup>[30]</sup>。

该方法考虑了声折射对图像重建的影响, 通过估计声速分布来校正声学异质组织中的声折射效应, 使重建出的图像更加准确, 并且无需利用组织的相关先验知识。

### 3.5 选取最佳声速组的方法

该方法针对超声波在不同介质中的传播, 寻求一个最佳的声速组, 使成像更加清晰、合理。其主要步骤是:

首先, 设定每一种介质中的声速值组成初始声速组。例如: 在超声-光声双模态成像系统中, 由于能够同时获得被测物体的超声图像和光声图像, 因此可将超声成像得到的被测组织的内部结构作为先验信息, 设定每一种组织区域的声速初始值。

然后, 采用递归的方法自适应地更新声速组。

采用图像聚焦的程度作为权衡声速值是否正确的标准: 当声速越接近正确值时, 重建出的图像越会呈现出更多细节; 否则, 由于声速的偏差, 图像的某些细节会模糊, 分辨率降低。据此选取出最佳的声速组, 完成对不同组织的声速匹配。

光声信号由发射源传播到超声换能器的总时间  $T$  如式(1)所示, 在不考虑不同组织界面之间的声折射的情况下, 每一个组织区域具有不同的声速值, 那么光声信号的传播路径  $L$  和传播时间  $T$  可由式(18)得到<sup>[31]</sup>:

$$\begin{cases} L = \sum_{i=1}^N l_i \\ T = \sum_{i=1}^N \frac{l_i}{c_i} \end{cases} \quad (18)$$

其中,  $N$  是任意一个光声信号从发射源到达探测器所经过的不同组织的总数,  $c_i$  为对应的每一种组织中的声速。

该方法可以对不同介质完成最佳的声速匹配。但具体实现时, 需要通过大量的实验找出最佳声速组, 费时费力。

### 3.6 具有最佳 TOF 的改进方法

在实际应用中, 受到组织内声速不均匀性的影响, 超声信号的 TOF 与声速均匀组织的 TOF 之间存在很大偏差, 因此可以根据具有和不具有声速不均匀性影响的 TOF 的变化趋势来估计具有声学异质性的组织存在的空间区域。然后, 根据该区域以及无声速不均匀性的 TOF 曲线的变化趋势, 选择出包括大量声速信息的最佳 TOF; 最后, 使用该最佳 TOF 迭代地估计组织中的声速分布。

该方法从实际的全部 TOF 中选择最佳的 TOF 来估计声速分布, 与使用全部 TOF 的传统迭代方法不同, 该方法可有效减少估计声速分布时的冗余信息, 进而减少计算时间和存储空间。

## 4 结论

基于超声的医学成像技术为研究生物组织的解剖形态、生理和病理特征以及代谢功能等提供了重要的手段, 在疾病的预防、诊断和治疗中有很高的应用价值。待成像组织的声学特性不均匀性是声学成像技术中需要解决的重要问题。目前针对此问题的研究, 特别是 PAT 成像中组织声速分布的求解, 仍处于方法的建立和完善以及建立简单模型验证的阶段。除声速的不均匀以外, 光声信号在不同组织内的折射和散射以及激光在组织表面的非均

匀分布等, 都是 PAT 成像中需要解决的关键问题。

在生物医学光学成像技术中, 同样需要解决光信号的异质性问题, 即待成像组织光学特性参数(如光吸收系数和光散射系数)的不均匀性。确定组织光学参数空间分布的方法包括时间分辨反射法和基于光散射的断层成像技术的方法等。在此基础上, 利用数学模拟的方法(如 Monte Carlo 模拟、多层模型等)可得到组织中光分布的理论性状。

### 参 考 文 献

- [1] ARRIDGE S, BEARD P, BETCKE M, et al. Accelerated high-resolution photoacoustic tomography via compressed sensing[J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2016, **61**(24): 8908-8940.
- [2] FANG H, MASLOV K, WANG L V. Photoacoustic Doppler flow measurement in optically scattering media[J]. *Applied Physics Letter*, 2007, **91**(26): 264103-1-3.
- [3] NIEDERHAUSER J J, JAEGER M, LEMOR R, et al. Combined ultrasound and optoacoustic system for real-time high-contrast vascular imaging in vivo[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2005, **24**(4): 436-440.
- [4] WANG X, PANG Y, KU G, et al. Noninvasive laser-induced photoacoustic tomography for structural and functional in vivo imaging of the brain[J]. *Nature Biotechnology*, 2003, **21**(7): 803-806.
- [5] WEI C, HUANG S, WANG C, et al. Photoacoustic flow measurements based on wash-in analysis of gold nanorods[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control*, 2007, **54**(6): 1131-1141.
- [6] JIN X, WANG L V. Thermoacoustic tomography with correction for acoustic speed variations[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2006, **51**(24): 6437-6448.
- [7] WANG K, YANG Y, ANASTASIO M A. Simultaneous reconstruction of speed-of-sound and optical absorption properties in photoacoustic tomography via a time-domain iterative algorithm[C]//*Proceedings of SPIE*, 2008: 6856.
- [8] ANASTASIO M A. Reconstruction of speed-of-sound and electromagnetic absorption distributions in photoacoustic tomography[C]//*Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*, 2006, **6086**: 19-26.
- [9] ZHAO D, TRAHEY G E. Comparisons of image quality factors for phase aberration correction with diffuse and point targets: theory and experiments[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, 1991, **38**(2): 125-132.
- [10] 杜恒, 刘东权. 超声系统声速优化模拟与算法[C]//2007 中国生物医学工程联合学术年会论文集(上册). 2007, 1: 4.  
DU Heng, LIU Dongquan. Ultrasonic system sound velocity optimization simulation and algorithm[C]//2007 China Biomedical Engineering Joint Academic Annual Proceedings, 2007, 1: 4.
- [11] HE H, LIU D C. Sound speed optimization based on acoustic point spread function[C]//*Proceedings of IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, 2009: 1-4.
- [12] 何焕焕. 基于 RF 数据的超声系统声速优化实证研究[J]. *技术与市场*, 2009, **16**(2): 21-22.  
HE Huanhuan. Empirical study on sound speed optimization of ultrasonic system based on RF data[J]. *Technology and Market*, 2009, **16**(2): 21-22.
- [13] 李晓琪, 刘东权. 基于图像对比度分析的自适应超声声速优化[J]. *生物医学工程学杂志*, 2011, **28**(6): 1094-1097.  
LI Xiaoying, LIU Dongquan. Adaptive ultrasonic velocity optimization based on image contrast analysis[J]. *Biomedical Engineering*, 2011, **28**(6): 1094-1097.
- [14] CHO M H, KANG L H, KIM J S, et al. An efficient sound speed estimation method to enhance image resolution in ultrasound imaging[J]. *Ultrasonics*, 2009, **49**(8): 774-778.
- [15] NAPOLITANO D, CHOU C H, MCLAUGHLIN G, et al. Sound speed correction in ultrasound imaging[J]. *Ultrasonics*, 2006, **44**(8): 43-46.
- [16] KRUCKER J F, FOWLKES J B, CARSON P L. Sound speed estimation using automatic ultrasound image registration[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control*, 2004, **51**(9): 1095-1106.
- [17] 刘贵栋, 沈毅, 王艳. 医学超声谐波成像技术研究进展[J]. *哈尔滨工业大学学报*, 2004, **36**(5): 599-602.  
LIU Guidong, SHEN Yi, WANG Yan. Advances in medical ultrasonic harmonic imaging[J]. *Journal of Harbin Institute of Technology*, 2004, **36**(5): 599-602.
- [18] ZHOU L, ZHU S, HE B. A reconstruction algorithm of magnetoacoustic tomography with magnetic induction for an acoustically inhomogeneous tissue[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2014, **61**(6): 1739-1746.
- [19] 张伟. 声学非均匀媒介的磁感应磁声成像重建算法[D]. 北京: 北京协和医学院, 2015.  
ZHANG Wei. Reconstruction algorithm of acoustic induction magnetic acoustics based on acoustics non-uniform media[D]. Beijing: Peking Union Medical College, 2015.
- [20] 张伟, 马任, 张顺起, 等. 基于声学不均匀特性的磁感应磁声成像声压解析[J]. *北京生物医学工程*, 2014, **33**(6): 558-564.  
ZHANG Wei, MA Ren, ZHANG Shunqi, et al. Sound pressure analysis which based on the acoustic heterogeneity of the magnetic induction magnetic sound imaging[J]. *Beijing Biomedical Engineering*, 2014, **33**(6): 558-564.
- [21] JIN X, WANG L V. Thermoacoustic tomography with correction for acoustic speed variations[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2006, **51**(24): 6437-6448.
- [22] XIA J, HUANG C, MASLOV K, et al. Enhancement of photoacoustic tomography by ultrasonic computed tomography based on optical excitation of elements of a full-ring transducer array[J]. *Virtual Journal for Biomedical Optics*, 2013, **8**(9): 3140-3143.
- [23] 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.  
ZHANG Chi, WANG Yuanyuan. Photoacoustic image reconstruction algorithm for sound velocity uneven media[J]. *Acta Optica Sinica*, 2008, **28**(12): 2296-2301.
- [24] ZHANG C, WANG Y. A reconstruction algorithm for thermoacoustic tomography with compensation for acoustic speed heterogeneity[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2008, **53**(18): 4971-4982.
- [25] 张弛. 光声成像的图像重建算法研究[D]. 上海: 复旦大学, 2009.  
ZHANG Chi. Study on image reconstruction algorithm of photoacoustic imaging[D]. Shanghai: Fudan University, 2009.
- [26] 李文超. 医学光声成像中若干图像处理问题的研究[D]. 南京: 南京大学, 2015.  
LI Wenchao. Medical image processing in a number of image processing problems[D]. Nanjing: Nanjing University, 2015.
- [27] COX B T, TREEBY B E. Artifact trapping during time reversal photoacoustic imaging for acoustically heterogeneous media[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2010, **29**(2): 387-396.
- [28] WANG J, ZHAO Z, SONG J, et al. Reducing the effects of acoustic heterogeneity with an iterative reconstruction method from experimental data in microwave induced thermoacoustic tomography[J]. *Medical Physics*, 2015, **42**(5): 2103-2112.
- [29] WANG J, ZHAO Z, SONG J, et al. Reconstruction of microwave absorption properties in heterogeneous tissue for microwave-in-

- duced thermo-acoustic tomography[J]. Progress in Electromagnetics Research, 2012, 130(19): 225-240.
- [30] JIANG M, WANG G. Convergence of the simultaneous algebraic reconstruction technique (SART)[J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2003, 12(8): 957-961.
- [31] 叶濛, 袁杰. 一种基于光声成像选取最佳声速组的研究[J]. 南京大学学报(自然科学), 2016, 52(3):528-535.  
YE Meng, YUAN Jie. Study on optimum sound velocity formation based on photoacoustic imaging[J]. Journal of Nanjing University (Natural Science), 2016, 52(3): 528-535.
- [32] WANG J, ZHAO Z, SONG J, et al. Iterative reconstruction method with optimal time-of-flights for imaging microwave absorption properties of tissues in acoustically heterogeneous environment in microwave-induced thermoacoustic tomography (MITAT)[J]. Journal of Electromagnetic Waves and Applications, 2014, 28(18): 2350-2363.
- [33] XU M, XU Y, WANG L V. Time-domain reconstruction algorithms and numerical simulations for thermoacoustic tomography in various geometries[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2003, 50(9): 1086-1099.
- [34] XU Y, WANG L V, AMBARTSOUMIAN G, et al. Reconstructions in limited-view thermoacoustic tomography[J]. Medical Physics, 2004, 31(4): 724-733.
- [35] 朱毅, 李文超, 张丽君, 等. 拟合延时补偿的光声重建[J]. 光电工程, 2015, 42(4): 56-61.  
ZHU Yi, LI Wenchao, ZHANG Lijun, et al. Reconstruction of photoacoustic compensation with delay compensation[J]. Optoelectronic Engineering, 2015, 42(4): 56-61.

## • 简 讯 •

### 上海市声学学会召开第十次会员代表大会

上海市声学学会于 2018 年 10 月 19 日在科学会堂召开了第十次会员代表大会, 进行四年一次的换届工作。135 名会员代表出席了会议。

会议由第九届理事会副理事长胡兵教授主持, 第九届理事会理事长孟昭文研究员作了本届理事会的工作报告。他指出: 上海市声学学会第九届理事会在上海市科学技术协会的领导下, 在同济大学(挂靠单位)和上海市主要声学单位的支持下, 在学会广大会员的努力下, 根据上海市科协对所属及主管学会工作的要求和学会理事会对上海市声学学会的工作计划, 积极团结和组织上海市广大声学工作者, 为推动上海市声学领域的科学交流和发展、促进我国科学进步和社会主义经济建设, 在组织建设、学术交流和科学普及、科技咨询、编辑出版等方面开展了多项工作, 做出了应有的贡献。

孟昭文理事长从学术交流、科学普及、对外交流、社会服务以及组织建设等方面全面总结了 2014~2018 年期间学会开展的各种工作, 着重阐述了经过各声学单位和广大会员的共同努力, 学会已经形成的 4 个品牌特色: “海峡两岸声学学术交流会议”影响力进一步扩大; 服务社会并持续开展“魏墨鑫声学发展基金”评选活动; 编辑出版的学术刊物《声学技术》被多个国内外数据库收录; 借助上海市第六人民医院的学科优势, 给上海市声学学会会员开展超声技术应用体验。孟昭文理事长在工作报告中对下届理事会给予了厚望, 并对今后工作努力的方向提出了殷切的建议。第九届理事会副理事长胡长青研究员作了学会章程修改的说明; 第九届理事会副理事长毛东兴教授作了本届理事会的财务报告。

大会通过无记名等额投票选举的方式产生了第十届理事会。

会议期间, 上海市第六人民医院超声科主任医师郑元义研究员、同济大学李勇教授, 分别做了题为“影像监控下的磁/声调控研究进展”、“声学超材料研究和应用进展与前景”的精彩大会学术报告, 与会代表津津有味地聆听了报告, 并开展了热烈的讨论。大会报告得到了参会代表们的一致好评, 代表们纷纷表示要多组织和参加不同学科的交叉学术交流。

上海市声学学会