

# 磁共振脑组织弹性成像的数值仿真算法

单 翔<sup>1</sup>, 李炳南<sup>1</sup>, 向 馗<sup>2</sup>

(1. 合肥工业大学生物医学工程系, 安徽合肥 230009; 2. 武汉理工大学自动化学院, 湖北武汉 430070)

**摘 要:** 磁共振弹性成像技术主要面向组织器官的生物力学属性检测, 能够直观地导出定量弹性分布图. 脑部组织的病变往往会引起其生物力学属性的变化, 而且相对于其他影像指标更为灵敏, 所以进行磁共振脑组织弹性成像研究具有重要意义. 但是, 由于组织结构复杂, 磁共振脑组织弹性成像研究还处于起步阶段. 直接在磁共振平台上进行脑组织弹性成像实验研究的成本比较高, 而且受实验条件的限制, 缺乏灵活性. 本文先期通过数值模型仿真弹性波在不同组织器官中的传播过程, 有效地克服了实际成像实验误差给研究带来的影响, 对研发高效的脑组织弹性波驱动装置和精确的弹性重构算法具有指导意义. 同时, 针对已报道的仿体模型相对简单, 与真实脑组织结构差异过大的问题, 本文建立了专门的解析模型并开发了相应的开源算法, 能够有效支撑磁共振脑组织弹性成像的数值仿真研究.

**关键词:** 脑组织; 弹性波; 磁共振弹性成像; 数值仿真

**中图分类号:** TP751      **文献标识码:** A      **文章编号:** 0372-2112 (2018)05-1207-06

**电子学报 URL:** <http://www.ejournal.org.cn>      **DOI:** 10.3969/j.issn.0372-2112.2018.05.028

## Numerical Simulation of Magnetic Resonance Elastography for Brain Tissue Study

SHAN Xiang<sup>1</sup>, LI Bing-nan<sup>1</sup>, XIANG Kui<sup>2</sup>

(1. Department of Biomedical Engineering, Hefei University of Technology, Hefei, Anhui 230009, China;

2. School of Automation, Wuhan University of Technology, Wuhan, Hubei 430070, China)

**Abstract:** Magnetic resonance elastography (MRE) is a new solution to detect and visualize the biomechanical properties of soft tissues. Brain lesions often lead to the changes of biomechanical properties. Therefore, the study of brain soft tissues by using MRE has great significance. However, the study confronts of the complicated brain structure, as well as the costs of MRE scanning. It is thus attractive to develop an effective numerical MRE platform which can depict the propagation of various elastic wave probes through brain tissues. On one hand, the results lead to the quantitative evaluation of the efficiency of various elastic wave probes. On the other hand, they can support the study of new MRE algorithms for elasticity reconstruction. A series of quantitative experiments have been carried out, and the results validate the effectiveness of this numerical MRE platform.

**Key words:** brain tissue; elastic wave; magnetic resonance elastography; numerical simulation

## 1 引言

弹性是人体器官的基本属性之一<sup>[1]</sup>. 触诊作为一种弹性检测手段, 在中西医临床实践中都发挥着巨大的作用<sup>[2]</sup>. 但触诊只能应用于表面器官, 是一种定性的、主观的检查方法. 磁共振弹性成像作为一种新型功能成像技术, 能够量化组织弹性并给出直观的弹性分布图, 有效拓展了触诊的适用性<sup>[3]</sup>, 相对于传统成像参

数具有更好的灵敏度<sup>[4,5]</sup>. 目前, 磁共振弹性成像已被应用于多种组织器官的功能评估及临床诊断研究中, 例如肝<sup>[6,7]</sup>、乳房<sup>[8]</sup>、前列腺<sup>[9]</sup>、脑<sup>[10,11]</sup>等. 其中, 脑是人类尚未攻克的重度器官之一, 是当前研究的一个热点和重点问题<sup>[12]</sup>. 多项研究结果指出脑组织的生物力学属性变化往往蕴含着病变信息, 如阿尔茨海默症的表现是健康脂肪酸髓鞘蜕变为硬化的淀粉样蛋白斑<sup>[13]</sup>; 脑白质的剪切模量与脑灰质的剪切模量存在显

收稿日期: 2016-09-30; 修回日期: 2018-03-06; 责任编辑: 马兰英

基金项目: 国家自然科学基金 (No. 61271123, No. 61571176, No. 61511140099); 安徽省杰出青年科学基金 (No. 1608085J04); 安徽省国际科技合作计划 (No. 1503062015)

著差异<sup>[14]</sup>. 可以预见弹性成像在脑部疾病鉴别诊断方面具有很大的潜力<sup>[10,15,16]</sup>.

已有一些课题组<sup>[10,11]</sup>实现了实现脑部弹性成像. 针对脑部的弹性波驱动装置主要有两种设计:(1)振动源通过一定的耦合方式将振动传递至放置在测试者脑下的平板状振动头上,拍击后脑产生上下方向的振动;(2)振动头为棒状,放置在测试者上下齿间,产生左右方向的振动. 特殊编码的磁共振弹性成像脉冲序列是在传统序列的基础上,增加相位敏感梯度对(MSG),产生相位差异并记录波动信息. 弹性图的反演重构一般选择直接反演算法(如AIDE)和局部频率估计算法(LFE),根据得到的位移数据反向求解波动方程得到弹性分布图.

前期的研究也突出了一些问题:由于脑组织外部包围着质地坚硬的颅骨,常见的两种弹性机械波发生与转化装置,难以在颅内脑组织内有效地传递弹性波;受限于脑部复杂组织结构以及生理环境,常规的弹性反演算法难以精确估算重构出复杂的脑组织弹性力学属性. 要解决这些问题,技术难度比较高,而磁共振扫描费用相对昂贵,直接在磁共振系统上进行弹性成像研究缺乏灵活性与经济性. 磁共振弹性成像仿真可以在不依赖磁共振成像系统的情况下,构建物理模型,进行数值计算,得到与实际成像相符合的声波探针传播和分布数据. 目前已经有一些采用数值仿真的分析处理平台<sup>[17]</sup>和大型商业仿真软件进行磁共振弹性成像研究. 但大型商业软件程序复杂、操作繁琐,版权费用昂贵. 并且,已有工作所建立的仿体模型大多较为简单,难以展现脑组织的复杂生理结构特性<sup>[18-21]</sup>. 在本研究中,我们采用从磁共振成像或者CT扫描而得到的脑组织结构图,在ImageJ<sup>[22]</sup>平台中构建磁共振脑组织弹性成像的仿体模型,从而克服已有仿真平台的缺陷.

## 2 理论与方法

本文提出的磁共振脑组织弹性成像数值仿真算法已实现脑组织的特异性波动图仿真. 当输入给定的脑部结构图,根据组织不同位置的灰度值,通过调节比例系数,转化为对应位置的剪切模量,得到剪切模量分布函数. 然后,根据波动方程求解方法,求出视野中各区域的位移值并得到波动图. 图1为波动图获取流程.

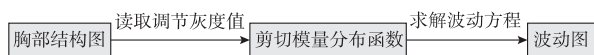


图1 波动图获取流程

磁共振弹性成像的波动仿真与弹性重构是一个相反的过程. 前者是正向求解弹性力学波动方程,后者为逆向重构弹性介质<sup>[23]</sup>. 由于磁共振弹性成像过程中,

人体组织的位移值一般在几十微米<sup>[24]</sup>,在这种小形变情况下,应力与应变之间的关系服从胡克定律,即

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \varepsilon_{kl}, \quad (i, j, k, l = 1, 2, 3) \quad (1)$$

其中 $\sigma_{ij}$ 、 $C_{ijkl}$ 、 $\varepsilon_{kl}$ 分别为各个方向的应力张量、各个方向的弹性张量和各个方向的应变张量. 其中弹性张量 $C_{ijkl}$ 是一个四阶张量,在空间中有 $3^4 = 81$ 个变量. 因此,直接求解波动方程难以实现波动图的数值仿真. 通过假设人体组织是各向同性的,可将弹性参数减少到2个独立变量. 即与纵向形变相关的体积模量 $\lambda$ 和与横向形变相关的剪切模量 $\mu$ . 这时质点的应力与应变的关系可简化为:

$$\sigma_{ij} = 2\mu \varepsilon_{ij} + \lambda \varepsilon_{kk} \delta_{ij} \quad (2)$$

根据应变-位移的关系:

$$\varepsilon_{i,j} = \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) / 2, \quad i, j = 1, 2, 3 \quad (3)$$

其中 $u_i$ 表示 $x_i$ 方向的位移. 根据应变-位移的关系,将式(2)展开为应力-位移关系:

$$\begin{aligned} \sigma_{11} &= 2\mu \frac{\partial u_1}{\partial x_1} + \lambda \left( \frac{\partial u_1}{\partial x_1} + \frac{\partial u_2}{\partial x_2} + \frac{\partial u_3}{\partial x_3} \right), \\ \sigma_{12} = \sigma_{21} &= \mu \left( \frac{\partial u_1}{\partial x_2} + \frac{\partial u_2}{\partial x_1} \right), \\ \sigma_{22} &= 2\mu \frac{\partial u_2}{\partial x_2} + \lambda \left( \frac{\partial u_1}{\partial x_1} + \frac{\partial u_2}{\partial x_2} + \frac{\partial u_3}{\partial x_3} \right), \\ \sigma_{23} = \sigma_{32} &= \mu \left( \frac{\partial u_2}{\partial x_3} + \frac{\partial u_3}{\partial x_2} \right), \\ \sigma_{33} &= 2\mu \frac{\partial u_3}{\partial x_3} + \lambda \left( \frac{\partial u_1}{\partial x_1} + \frac{\partial u_2}{\partial x_2} + \frac{\partial u_3}{\partial x_3} \right), \\ \sigma_{31} = \sigma_{13} &= \mu \left( \frac{\partial u_1}{\partial x_3} + \frac{\partial u_3}{\partial x_1} \right) \end{aligned} \quad (4)$$

其中 $x_i, i = 1, 2, 3$ 表示笛卡尔坐标系的坐标分量,在弹性动力学中,均匀、各向同性、连续介质体元中的Navier运动微分方程为:

$$\begin{aligned} \frac{\partial \sigma_{11}}{\partial x_1} + \frac{\partial \sigma_{12}}{\partial x_2} + \frac{\partial \sigma_{13}}{\partial x_3} + \rho f_{x_1} &= \rho \frac{\partial^2 u_1}{\partial t^2} \\ \frac{\partial \sigma_{21}}{\partial x_1} + \frac{\partial \sigma_{22}}{\partial x_2} + \frac{\partial \sigma_{23}}{\partial x_3} + \rho f_{x_2} &= \rho \frac{\partial^2 u_2}{\partial t^2} \\ \frac{\partial \sigma_{31}}{\partial x_1} + \frac{\partial \sigma_{32}}{\partial x_2} + \frac{\partial \sigma_{33}}{\partial x_3} + \rho f_{x_3} &= \rho \frac{\partial^2 u_3}{\partial t^2} \end{aligned} \quad (5)$$

其中 $f$ 表示外力, $\rho$ 表示介质密度(一般为 $1000 \text{ kg/m}^3$ ,约等于水的密度<sup>[25]</sup>)将方程(4)代入方程(5),可得各向同性和线性的粘弹性介质中的谐波运动方程<sup>[26]</sup>,并引入哈密顿算子得到:

$$(\mu + \lambda) \nabla \nabla \cdot u + \mu \nabla^2 u + \rho f = \rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} \quad (6)$$

其中 $u$ 为位移矢量. 在磁共振弹性成像中,假定稳态驱

动的外力为零<sup>[27]</sup>,即 $f=0$ ,且 $\nabla^2 u = \nabla \nabla \cdot u - \nabla \times \nabla \times u$ ,则方程(6)可表示为:

$$(\lambda + 2\mu) \nabla \nabla \cdot u - \mu \nabla \times \nabla \times u = \rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} \quad (7)$$

公式(7)表示在线性、各向同性、小形变条件下,谐振状态下的弹性波动方程的表现形式,即位移与粘弹性参数的关系。

对于脑组织中组成部分(如灰质和白质),其内部可以近似看作类均匀介质。求解模型可以抽象为:驱动源垂直作用于介质表面,计算物体内部弹性波产生的位移。为了便于处理,本文在柱坐标系下进行分析计算。此时,位移矢量 $u$ 可以表达为 $u(r, \varphi, z)$ 。

在驱动源垂直作用于介质表面的情况下, $u_\varphi = 0$ ,可以得到式(8):

$$\begin{aligned} \nabla \cdot u &= \frac{1}{r} \frac{\partial(r u_r)}{\partial r} + \frac{\partial u_z}{\partial z}, \\ \nabla \times u &= \left( \frac{\partial u_r}{\partial z} - \frac{\partial u_z}{\partial r} \right) j \end{aligned} \quad (8)$$

定义 $\Delta = \nabla \cdot u$ ,  $W_j = \nabla \times u$ ,代入波动方程中可以分解得到两个方向的分量表达式:

$$\begin{aligned} \lambda \frac{\partial \Delta}{\partial z} - \frac{\mu}{r} \frac{\partial}{\partial r}(r W) + \rho \omega^2 u_z &= 0, \\ \lambda \frac{\partial \Delta}{\partial r} + \mu \frac{\partial W}{\partial z} + \rho \omega^2 u_r &= 0 \end{aligned} \quad (9)$$

只要求得 $\Delta$ 和 $W$ ,就可以得到位移表达式。

已知表面压力一般表达式为:

$$z z = (\lambda - 2\mu) \Delta + 2\mu, \frac{\partial u_z}{\partial z} = \mu \left( \frac{\partial u_z}{\partial r} + \frac{\partial u_r}{\partial z} \right) \quad (10)$$

将上式用 $\Delta$ 和 $W$ 表示:

$$\begin{aligned} \frac{\rho \omega^2}{\mu^2} z z &= \frac{2}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left( r \frac{\partial W}{\partial z} \right) - \frac{\gamma^2 (\gamma^2 - 2)}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left( r \frac{\partial \Delta}{\partial r} \right) - \gamma^4 \frac{\partial^2 \Delta}{\partial z^2} \\ \frac{\rho \omega^2}{\mu^2} z r &= \frac{\partial}{\partial r} \left( \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (r W) \right) - \frac{\partial^2 W}{\partial z^2} - 2\gamma^2 \frac{\partial^2 \Delta}{\partial r \partial z} \end{aligned} \quad (11)$$

假定边界条件为:

$$z z = P_{in} (r < a), z z = 0 (r > a), z r = 0 \quad (12)$$

采用 Fourier-Bessel 变换式(10),式(11),式(12)得到:

$$\begin{aligned} \frac{\rho \omega^2}{\mu^2} z z_{B_0} &= -\gamma^4 \left( \frac{\partial^2 \Delta_{B_0}}{\partial z^2} + 2\zeta \frac{\partial W_{B_1}}{\partial z} + \gamma^2 (\gamma^2 - 2) \zeta^2 \Delta_{B_0} \right) \\ \frac{\rho \omega^2}{\mu^2} z r_{B_1} &= - \left( \frac{\partial^2 W_{B_1}}{\partial z^2} - 2\mu^2 \zeta \frac{\partial \Delta_{B_0}}{\partial z} + \zeta^2 W_{B_1} \right) \\ z z_{B_0} &= \frac{a J_1(\zeta a)}{\zeta}, z r_{B_1} = 0 \end{aligned} \quad (13)$$

从而求出 $\Delta_{B_0}$ 和 $W_{B_1}$ :

$$\Delta_{B_0} = \frac{\rho \omega^2 \sqrt{k_2^2 - 2\zeta^2}}{\mu^2 \gamma^2 \zeta F(\zeta)} a J_1(\zeta a) e^{-z \sqrt{\zeta^2 - k_1^2}} \quad (14)$$

$$W_{B_1} = \frac{2\rho \omega^2 \sqrt{\zeta^2 - k_1^2}}{\mu F(\zeta)} a J_1(\zeta a) e^{-z \sqrt{\zeta^2 - k_2^2}}$$

分别得到变换后的两个方向位移:

$$\begin{aligned} u_{zB_0} &= \frac{\sqrt{\zeta^2 - k_1^2}}{\mu \zeta F(\zeta)} a J_1(\zeta a) (2\zeta^2 e^{-z \sqrt{\zeta^2 - k_2^2}} \\ &\quad + (k_2^2 - 2\zeta^2) e^{-z \sqrt{\zeta^2 - k_1^2}}) P_{in} \\ u_{rB_1} &= \frac{a J_1(\zeta a)}{\mu F(\zeta)} (2\sqrt{\zeta^2 - k_1^2} \sqrt{\zeta^2 - k_2^2} e^{-z \sqrt{\zeta^2 - k_2^2}} \\ &\quad + (k_2^2 - 2\zeta^2) e^{-z \sqrt{\zeta^2 - k_1^2}}) P_{in} \end{aligned} \quad (15)$$

再通过 Fourier-Bessel 逆变换,可以求得位移数据:

$$\begin{aligned} u_R &= -\frac{a^2 e^{-iR} \cos\theta (\gamma^2 - 2 \sin^2\theta)}{2\mu R F_0(\sin\theta)} P_{in} \\ u_\theta &= -\frac{ia^2 \gamma^3 e^{-i\gamma R} \sin 2\theta \sqrt{\gamma^2 \sin^2\theta - 1}}{2\mu R F_0(\gamma \sin\theta)} P_{in} \end{aligned} \quad (16)$$

采用上述波动方程求解方法可以得到脑部各区域在该振动条件下产生的位移。将各部分结果进行线性叠加,可以得到最终的脑部组织波动仿真图。

### 3 实验及结果

为验证算法的有效性和可靠性,下文将依次基于规则模版,脑部 CT 仿真图,脑部 MRI 扫描图生成弹性波动图,并使用 MREJ 工具箱实现弹性重构,验证弹性波动图的仿真结果。

#### 3.1 规则模版

本文使用 phantom 函数生成规则模版,其中包含三个灰度值不同的圆形内嵌体(如图 2(a)所示),分别代表不同硬度的脑组织。模版主要分为四个区域,并且四个区域的剪切模量各不相同,其数值分别设置为是:区域 1:1kPa,区域 2:2kPa,区域 3:3kPa,区域 4:4kPa。各部分的组织密度统一为 1000kg/m,泊松比为 0.4999。

将模版应用于本文提出的算法,设置相应的参数,即可得到弹性波动图。在图 2 所示的实验中,设置驱动源半径为 0.03m,驱动频率为 100Hz,FOV 为 0.2m,得到的弹性波动图如图 2(b)所示。从波动图中可以看出,模版中四个不同区域的波长各不相同:硬度越大的区域波长越长,反之越短,这一现象与理论结果保持一致。

为验证仿真及重构算法的有效性,分别在四个区域中计算剪切模量的平均值以及标准差。使用 AIDE 和 LFE 两种算法进行反演重构,得到组织的弹性分布图分别如图 2(c)和图 2(d)所示。表 1 是剪切模量理论值与 AIDE 和 LFE 两种重构算法得到的剪切模量分别在 4 个区域的对比。可以看出,无论是通过 AIDE 算法还是 LFE 算法,仿真得到波动图的重构结果都与理论值保持

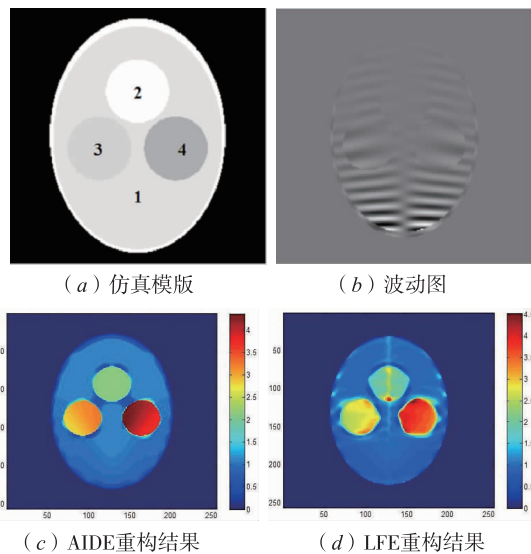


图2

一致.

表 1 规则模版下剪切模量理论值与重构剪切模量对比

	区域 1	区域 2	区域 3	区域 4
理论值	1	2	3	4
AIDE	1.0024 ± 0.0158	2.1543 ± 0.0035	3.1052 ± 0.0313	4.1353 ± 0.0490
LFE	1.0035 ± 0.0448	2.2552 ± 0.1812	2.8609 ± 0.0587	3.7940 ± 0.0880

### 3.2 脑部 CT 仿真

在本研究中,仍然使用 phantom 函数求得脑部 CT 仿真图,但组织结构要相对复杂(图 3(a)):其中大椭圆代表脑部轮廓,各个小椭圆对应于脑部不同组织.对于模型中主要的四个模块,其剪切模量分别设置为:区域 1:1kPa,区域 2:2kpa,区域 3:0.5kPa,区域 4:0.5kPa.各部分密度为 1000kg/m,泊松比为 0.4999.

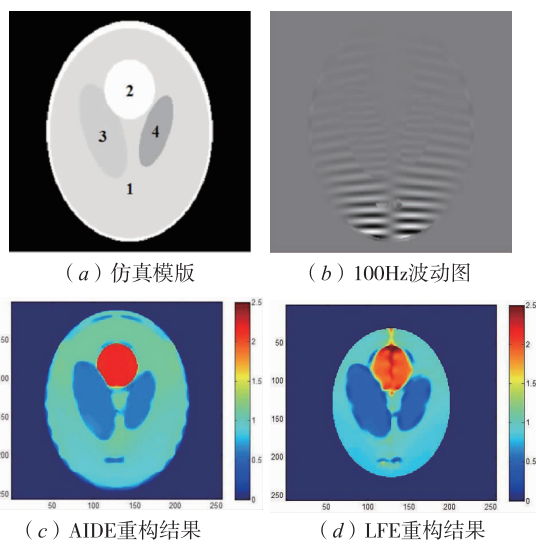


图3

输入模版,设置驱动源半径为 0.03m,驱动频率为 100Hz,FOV 为 0.2m,在此参数下得到波动图如图 3(b)所示.分别使用 AIDE 和 LFE 两种重构算法得到弹性分布图(图 3(c)和图 3(d)).表 2 是四个不同区域理论值和重构值的对比.可以发现,重构得到的弹性值与理论值具有很好的一致性,表明本仿真平台可以有效获得复杂模型的波动图.

表 2 脑部 CT 仿真四个不同区域理论值和重构值的对比

	区域 1	区域 2	区域 3	区域 4
理论值	1	2	0.5	0.5
AIDE	1.1041 ± 0.0086	2.1541 ± 0.0053	0.6032 ± 0.0049	0.6000 ± 0.0060
LFE	1.0009 ± 0.0592	2.0306 ± 0.0927	0.4789 ± 0.0033	0.4896 ± 0.0197

在 100Hz 的驱动频率下,两种算法都能很好的区分大的脑组织模块;然而对于小组织模块,AIDE 和 LFE 都不能给出好的结果.通过分析认为,当频率较低时,波长较长,分辨率低,难以分辨出小物体;而当弹性波探针的频率较高时,波长短,分辨率高.因此,将驱动频率调高,可以获得更好的分辨率.我们进一步将驱动频率调整为 150Hz,保持其他参数不变,并采用 AIDE 和 LFE 算法得到的重构效果(图 4).可以看出,高频率的弹性波探针具有更好的分辨效果.但是,在实际应用中并不能通过无限提高驱动频率来获得较好的分辨率.原因在于,人体组织是一个粘弹性物体,弹性波在传播过程中会不断衰减,而频率的升高会导致更快的衰减.因此,如何协调好频率和衰减的关系是磁共振弹性成像驱动装置研究的一个难点问题.

### 3.3 脑部 MRI 扫描图

本实验所用的脑部 MRI 扫描模版来自 Brainweb. Brainweb 是一个在线的脑部磁共振仿真数据库,可以提供三维脑部组织扫描图.生成脑部磁共振扫描图的主要参数为:正常脑组织,采用 SFLASH 脉冲序列,回波时间为 10ms,重复时间为 18ms,偏转角为 30 度,层厚为 1mm,产生 T1 加权图像(图 5(a)).将图片置于驱动源半径为 0.03m,驱动频率为 100Hz,FOV 为 0.2m 仿真参数下,得到的弹性波动图如图 5(b)所示.分别进行 AIDE 和 LFE 两种算法重构得到其弹性分布图(图 5(c)和 5(d)).可以看出,对于相对真实的、复杂的脑部组织,本仿真平台同样可以有效地仿真出弹性波在脑部的传播过程.

但是,无论从弹性波动图(图 5(b))还是 AIDE 重构图(图 5(c))和 LFE 重构图(图 5(d))上都可以看出,随着距离的增加,弹性波探针快速衰减:下方接近振动源的部分信号比较强,越远离振动源信号越弱.为了解决这个问题,可以通过施加多个振动探头以实现弹性波更有效地传递.图 5(e)和图 5(f)显示的是在脑部

两端都施加振动频率为 100Hz 振动源的 AIDE 和 LFE 的重构结果. 可以发现, 在两个振动源同时作用时, 能够显著地增强远距离的信噪比, 从而使重构结果更加清晰. 对于多个振动源来说, 在组织中产生的波动场更加复杂. 这时, 通过使用定向滤波器 (directional filtering),

可以将复杂的波场分离为沿着不同方向传播的分量, 并对每个分量单独处理. 根据这样定向分离的数据集所做的反演加权组合, 能够有效促进剪切模量的重建, 显著提高图像的质量, 如图 5 (g) 和 5 (h) 所示.

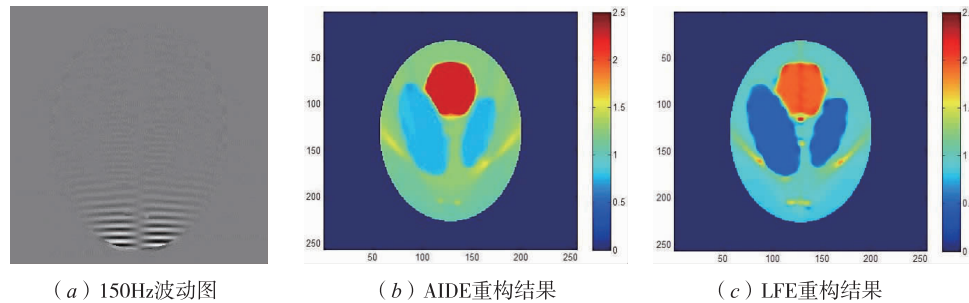


图4

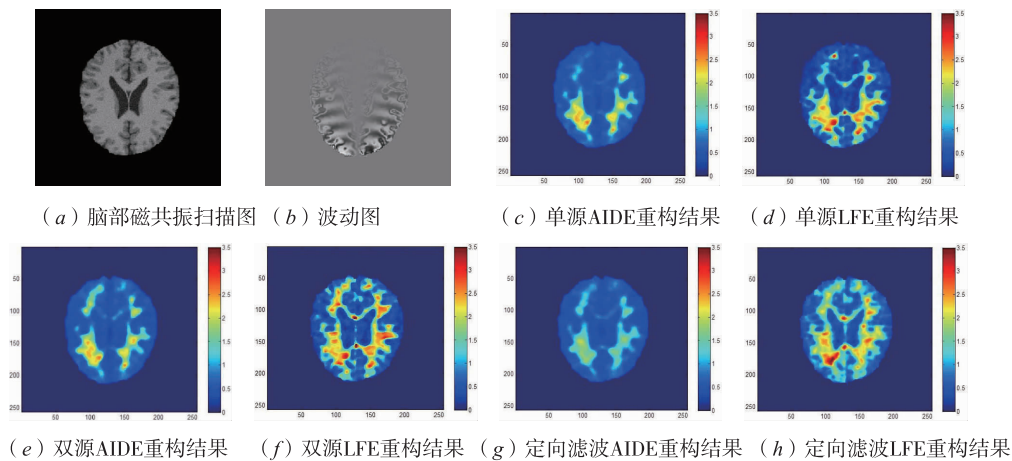


图5

## 4 结论

磁共振弹性成像为脑部弹性成像的研究提供了一种方法. 但是由于脑部结构的复杂性, 脑部磁共振弹性成像技术还没有得到很好的发展. 脑部磁共振弹性成像包括驱动模块、成像序列以及重构算法的设计依然面临着诸多挑战. 例如, 由于脑部颅骨的影响, 在实际实验研究中, 弹性波探针的穿透效率非常低. 在本研究中, 针对脑部磁共振弹性成像的特点, 我们建立了专门的解析模型并开发了相应的开源算法, 能够仿真得到弹性波探针在脑组织中的传递过程, 并且支持多源多相驱动仿真, 能够有效地支撑磁共振脑组织弹性成像驱动装置和弹性重构算法的设计与开发.

### 参考文献

[1] 汪友生. 血管壁小应变数学模型研究[J]. 电子学报, 2014, 42 (10): 2086 - 2091.  
Wang You Sheng. Research on small strain mathematics model of vessel wall[J]. Acta Electronica Sinica, 2014, 42

(10): 2086 - 2091. (in Chinese)

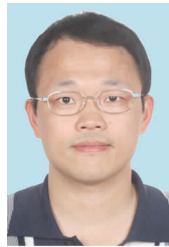
- [2] Chaitow L. Palpation and Assessment Skills: Assessment through Touch[M]. Elsevier Health Sciences, UK, 2010.
- [3] Venkatesh S K, Ehman R L. Magnetic Resonance Elastography[M]. Springer New York, 2014.
- [4] Plecha D M, Pham R M, Klein N, et al. Addition of shear-wave elastography during second-look MR imaging - directed breast US; Effect on lesion detection and biopsy targeting[J]. Radiology, 2014, 272(3): 657 - 664.
- [5] Venkatesh S K, Ehman R L. Magnetic resonance elastography of abdomen[J]. Abdominal Imaging, 2014: 1 - 15.
- [6] Bohte A E, Garteiser P, Niet A D, et al. MR elastography of the liver; defining thresholds for detecting viscoelastic changes[J]. Radiology, 2013, 269(3): 768 - 776.
- [7] Lee Y, Lee J M, Lee J E, et al. MR elastography for noninvasive assessment of hepatic fibrosis; Reproducibility of the examination and reproducibility and repeatability of the liver stiffness value measurement [J]. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 2014, 39(2): 326 - 331.
- [8] Chang J M, Park I A, Lee S H, et al. Stiffness of tumours

- measured by shear-wave elastography correlated with subtypes of breast cancer [J]. *European Radiology*, 2013, 23 (9):2450 - 2458.
- [9] Sahebjavaher R S, Frew S, Bylinskii A, et al. Prostate MR elastography with transperineal electromagnetic actuation and a fast fractionally encoded steady-state gradient echo sequence [J]. *NMR in Biomedicine*, 2014, 27(7):784 - 794.
- [10] Kruse S A, Rose G H, Glaser K J, et al. Magnetic resonance elastography of the brain [J]. *NeuroImage*, 2008, 39 (1):231 - 237.
- [11] Schregel K, Wuerfel E, Garteiser P, et al. Demyelination reduces brain parenchymal stiffness quantified in vivo by magnetic resonance elastography [J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2012, 109 (17):6650 - 6655.
- [12] 格林菲尔德(Greenfield S A)著,杨雄里,等.译.人脑之谜(The Human Brain: A Guided Tour) [M]. 上海科学技术出版社,2012.
- [13] Murphy M C, Huston J, Jack C R, et al. Decreased brain stiffness in Alzheimer's disease determined by magnetic resonance elastography [J]. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2011, 34(3):494 - 498.
- [14] Bradley W G, Whittemore A R, Watanabe A S, et al. Association of deep white matter infarction with chronic communicating hydrocephalus; implications regarding the possible origin of normal-pressure hydrocephalus [J]. *American Journal of Neuroradiology*, 1991, 12(1):31 - 9.
- [15] Jamin Y, Boulton J, Li J, et al. Exploring the biomechanical properties of brain malignancies and their pathologic determinants In Vivo with magnetic resonance elastography [J]. *Cancer Research*, 2015, 75:1216.
- [16] Zorngani A, Souchon R, Dinh A H, et al. Brain palpation from physiological vibrations using MRI [J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2015, 112 (42):12917 - 12921.
- [17] Xiang K, Zhu X L, Wang C X, et al. MREJ; MRE elasticity reconstruction on ImageJ [J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2013, 43(7):847 - 852.
- [18] Braun J, Buntkowsky G, Bernarding J, et al. Simulation and analysis of magnetic resonance elastography wave images using coupled harmonic oscillators and Gaussian local frequency estimation [J]. *Magnetic Resonance Imaging*, 2001, 19:703 - 713.
- [19] 徐磊. 磁共振弹性成像的实验及在人脑的初步研究 [D]. 首都医科大学, 2007.
- [20] Li B N, Chui C K, Ong S H, et al. Modeling shear modulus distribution in magnetic resonance elastography with piecewise constant level sets [J]. *Magnetic Resonance Imaging*, 2012, 20:390 - 401.
- [21] Li B N, Shan X, Xiang K, et al. Evaluation of robust wave image processing methods for magnetic resonance elastography [J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2014, 54:100 - 108.
- [22] Schneider C A, Rasband W S, Eliceiri K W. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis [J]. *Nature Methods*, 2012, 9(7):671 - 675.
- [23] Dooley M M. Model-based elastography: a survey of approaches to the inverse elasticity problem [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2012, 57:R35.
- [24] Muthupillai R, Lomas D J, Rossman P J, et al. Magnetic resonance elastography by direct visualization of propagating acoustic strain waves [J]. *Science*, 1995, 269(5232):1854 - 1857.
- [25] Glaser K J, Manduca A, Ehman R L. Review of MR elastography applications and recent developments [J]. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2012, 36(4):757 - 774.
- [26] Galdi G. An Introduction to the Mathematical Theory of the Navier-Stokes Equations: Steady-State Problems [M]. Springer Science & Business Media, 2011.
- [27] 朱霞丽, 李炳南, 向榘. 面向磁共振弹性成像的数值建模与仿真研究 [J]. *电子学报*, 2017, 45(6):1483 - 1489.
- Zhu Xia Li, Li Bing Nan, Xiang Kui. Numerical modeling of magnetic resonance elastography [J]. *Acta Electronica Sinica*, 2017, 45(6):1483 - 1489. (in Chinese)

### 作者简介



单翔男, 1991年11月出生于江苏省连云港市, 2014年本科毕业于合肥工业大学生物医学工程专业, 现为该专业在读博士生。研究领域为生物电子学与医学信息技术, 包括磁共振成像及影像计算, 尤其是磁共振弹性成像。  
E-mail: ericshanhf@foxmail.com



李炳南(通信作者)男, 1978年5月出生于江苏省常州市。合肥工业大学仪器科学与光电工程学院教授、博士生导师, 安徽省生物医学工程学会副理事长, IEEE Senior Member, 中国电子学会高级会员。研究领域为生物电子学与医学信息技术, 主要包括磁共振成像与计算, 已经在国内外发表学术论文60余篇, 申请发明专利及软件著作权近20项。

E-mail: bingoon@ieee.org