

# 瞬态磁共振弹性成像的仿真与算法研究

朱霞丽<sup>1</sup> 向 旭<sup>2</sup> 李炳南<sup>1</sup>

<sup>1</sup>(合肥工业大学生物医学工程系 合肥 230009)

<sup>2</sup>(武汉理工大学自动化学院 武汉 430070)

**摘 要** 磁共振弹性成像技术可以量化人体组织弹性属性。磁共振弹性成像的弹性波激励方式有稳态和瞬态两种。由于人体组织的特殊性，弹性波在组织中传播情况复杂。文章通过建立一个磁共振弹性成像的有限元仿真平台，对瞬态磁共振弹性成像技术进行数值建模，并针对瞬态磁共振弹性成像设计了基于到达时间的弹性重构算法。通过 MATLAB 编程处理仿真得到的瞬态磁共振弹性成像数据，最终导出瞬态磁共振弹性成像的结果。数值平台仿真的稳态和瞬态磁共振弹性成像对比实验表明，瞬态磁共振弹性成像对于反射和衍射具有较好的抗干扰能力，对于深处的小尺寸组织，具有较高的灵敏度和较好的精准度，而基于到达时间的算法能够实现瞬态磁共振弹性成像的弹性重构。

**关键词** 弹性成像；磁共振弹性成像；瞬态磁共振弹性成像；数值仿真；弹性重构

**中图分类号** R 814 **文献标志码** A

## Numerical Modeling of Transient Magnetic Resonance Elastography

ZHU Xiali<sup>1</sup> XIANG Kui<sup>2</sup> LI Bingnan<sup>1</sup>

<sup>1</sup>(Department of Biomedical Engineering, Hefei University of Technology, Hefei 230009, China)

<sup>2</sup>(School of Automation, Wuhan University of Technology, Wuhan 430070, China)

**Abstract** Magnetic resonance elastography (MRE) can noninvasively quantify tissue elastic properties. There are two kinds of dynamic actuation in MRE, namely harmonic excitation and transient excitation. Due to the complexity of human organs and tissues, the propagation of elastic waves suffers from reflection, diffraction and other interfering effects. In this study, a numerical platform was established to simulate transient MRE. Furthermore, an algorithm of elasticity reconstruction was developed in accordance with time of arrival. A series of numerical experiments were carried out for harmonic and transient MREs. The results show that transient MRE has good anti-interference ability on reflection and diffraction, and the developed algorithm can perform elasticity reconstruction for transient MRE successfully.

**Keywords** elasticity; magnetic resonance elastography; transient magnetic resonance elastography; numerical simulation; elasticity reconstruction

收稿日期: 2016-03-28 修回日期: 2016-08-23

基金项目: 国家自然科学基金(61271123、61571176、61511140099); 安徽省国际科技合作计划(1503062015); 安徽省杰出青年科学基金(1608085J04)

作者简介: 朱霞丽, 硕士研究生, 研究方向为医学信息技术; 向旭, 教授, 硕士生导师, 研究方向为人机交互与机电一体化; 李炳南(通讯作者), 教授, 博士生导师, 研究方向为生物电子学与医学信息技术、磁共振成像与计算, E-mail: bingoon@ieec.org。

## 1 引言

人体组织弹性的变化往往伴随着某些病变, 组织的弹性检查已经成为疾病诊断过程中的重要部分, 因为它能给诊断带来新的信息, 现已大量用在组织病灶评估诊断方面的研究<sup>[1,2]</sup>。早期有触诊、按压之说, 随着科技的进步, 医学弹性成像技术愈加成熟<sup>[3-5]</sup>。相对于传统的基于超声的弹性测量技术, 磁共振弹性成像技术 (Magnetic Resonance Elastography, MRE) 基于三维空间测量的位移更加准确、观察范围大, 对于超声无法进入的脑部等组织, 也能进行弹性特征研究。外部弹性波驱动有两类激励模式: 第一类是准静态压力的方法, 第二类是动态激励的方法<sup>[6]</sup>。在准静态激励条件下, 对组织施加宏观压力产生变形, 再直接通过磁共振成像 (Magnetic Resonance Imaging, MRI) 系统来测量组织的位移和形变, 未施加静态压力的作为参照组, 根据组织在静态激励条件下的应变关系, 尝试用模型内部的应力分布计算弹性, 分析得出组织各部分的弹性参数<sup>[7-9]</sup>。对于动态激励, 有两种激励模式, 一种是周期性的谐波态激励, 指特定频率下多个周期的正弦运动或者双极性矩形方波运动, 是单频或多频的连续振动。到目前为止, 大多数 MRE 工作专注于使用谐波激励方式<sup>[6,10,11]</sup>和准静态激励方式<sup>[12,13]</sup>。另一种动态激励方式是瞬态激励, 指短时单个或多个脉冲激励。瞬态激励方式已经在部分超声弹性成像文献<sup>[14,15]</sup>中介绍和使用过, 主要是用来避免谐波激励所产生的衍射和反射等干扰。

稳态 MRE 是指由弹性波激励装置在组织表面产生 20~1 000 Hz 连续的低频周期性振动, 使用相位对比技术来测量位移, 在整数倍运动周期时对波动场的不同相位进行采样。采集到的波动位移数据, 可以使用局部频率估计算法 (Local Frequency Estimation, LFE)<sup>[16,17]</sup>来重建谐

波激励下组织的弹性值, 也可以使用直接反演算法 (Algebraic Inversion of Differential Equation, AIDE)<sup>[18]</sup>来重建目标区域的弹性参数。稳态 MRE 技术是最早开始研究的, 技术相对比较成熟, 且弹性重构算法设计完善, 在磁共振成像平台上容易实现。但是在算法重构过程中, 所处理的波动图的目标区域, 是被弹性波完整覆盖的, 也就是说, 所处理的每一幅波动图, 目标区域内, 都必须含有有效的波动信息。由于稳态 MRE 是在稳定连续周期性的弹性波激励下获取到的组织波动位移信息, 且弹性波在非均匀体中传播存在反射和衍射, 将导致获取的组织波动位移数据不仅包含需要的弹性波位移数据, 也包含了不需要的反射、衍射波位移数据。瞬态激励方式中, 瞬态超声弹性成像技术是比较成熟的检测分析人体软组织弹性属性的成像方法<sup>[19-21]</sup>, 已经被用于检测肝脏<sup>[22]</sup>、乳腺<sup>[23]</sup>、肌肉组织<sup>[24]</sup>等。对于脑部这样不能被宏观压缩的结构, 难以通过以超声为基础的技术获得。MRE 在提供更高灵敏度和解析度上占有绝对优势, 且不需要在头盖骨处加“透声窗”。

由于人体组织结构的多样性、边界条件的复杂性、组织不均匀性以及粘弹性等原因, 在动态连续谐波态弹性成像过程中, 弹性波在组织中传播时产生反射、衍射等干扰。瞬态激励不用先建立组织力学特性模型再求组织的弹性参数, 又能避免谐波态激励方式中弹性波在组织中传播产生的反射、衍射干扰。因此, 对于瞬态 MRE 的研究, 也许能够在动态 MRE 上提供确定的优势, 如可以简化反演过程等。

本文通过有限元方法仿真瞬态磁共振弹性成像, 并针对瞬态 MRE 的特点, 设计瞬态 MRE 重构算法, 通过 MATLAB 编程实现算法, 利用算法处理仿真的瞬态 MRE 数据, 最终得出瞬态 MRE 弹性重构的结果。作为对比参照, 同时仿真稳态 MRE, 将仿真出来的波动位移结果和弹

性重构结果分别与瞬态磁共振弹性成像结果对比,分析比较瞬态 MRE 在抑制反射波干涉方面的优势,并验证瞬态弹性重构算法的可靠性。

## 2 磁共振弹性成像原理

磁共振弹性成像是一种新兴的组织弹性成像技术,它是在传统磁共振成像平台上外加一套弹性波产生机制,通过磁共振成像获取弹性波在组织中传播时组织产生的位移来测定组织的弹性属性<sup>[6,25]</sup>。MRE 系统可以概括地分为弹性波激励装置、特殊的磁共振成像序列和专门的弹性重构算法等部分。MRE 的基本流程是磁共振成像时序控制器产生与射频序列同步的触发信号,触发弹性波激励装置来产生作用于组织表面的剪切振动,随后,施加特殊编写的 MRE 脉冲序列,即运动敏感梯度(Motion Sensitizing Gradient, MSG)。MSG 的极性与外力振动相一致,来获取弹性波在组织器官中的传播信息,最后通过波动影像解析与弹性重构算法对波动影像信息进行反演得到组织器官的弹性分布图,如图 1 所示。

磁共振弹性成像研究主要分为两大类:一类是正问题,指已知弹性波参数以及组织器官的密度、力学属性等,数值求解弹性波动场的时空位

移变化<sup>[26]</sup>;另一类是逆问题,指已知弹性波激励源和弹性波传播的时空分布,估算重构组织器官的弹性属性<sup>[27-29]</sup>。就磁共振弹性成像而言,对获得的波动编码相位信息进行弹性重构,属于逆问题范畴。但是,为了求解逆问题,往往要先优化设计正问题,两者是互相关联的。本文先进行稳态 MRE 和瞬态 MRE 的仿真,解决正问题,再对仿真出来的位移数据进行弹性重构,解决逆问题。

瞬态 MRE 是指有弹性波激励装置在组织表面产生间歇的低频脉冲式振动,这种振动方式保证了只有一个或几个周期的弹性波采用适当的时间间隔周期性地传递到组织内部,磁共振成像系统跟踪获取弹性波在组织中传播的波动图。这种方法保证了获取到更多的是弹性波在组织中传播的位移信息,而不是包含了反射波、衍射波混合作用的组织波动位移信息。因此,瞬态 MRE 减少了干扰并提高了信噪比。图 2 显示的是谐波激励和瞬态激励下的弹性波在仿体中传播的情况。

无论是稳态 MRE 还是瞬态 MRE,都是研究弹性波在人体组织中传播的情况。因此,二者波动方程的建立并无差别。根据已有的研究,得到弹性波在组织中传播的波动方程<sup>[31,32]</sup>,在这两种激励情况下,人体组织都被定义为一个线性弹性、各向同性、局部同质、不可压缩

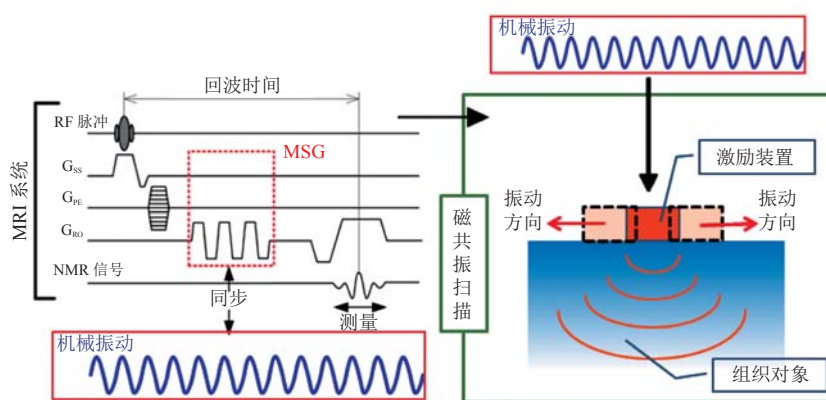


图 1 磁共振弹性成像原理图

Fig. 1 Schematic of magnetic resonance elastography

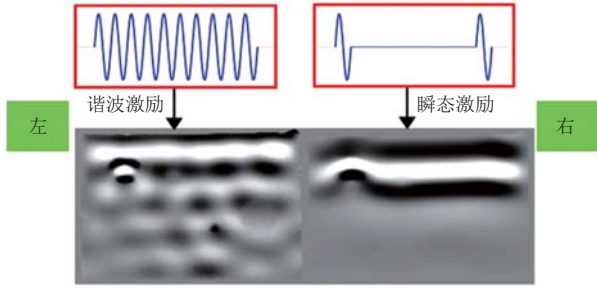


图2 谐波态激励和瞬态激励的弹性波在组织中传播的结果<sup>[30]</sup>

Fig. 2 The results of elastic wave propagation under harmonic and transient incentives<sup>[30]</sup>

的材料<sup>[17,18,32]</sup>:

$$(\lambda + \mu)\nabla(\nabla \cdot \bar{\mathbf{u}}) + \mu\nabla^2 \bar{\mathbf{u}} = -\rho\omega^2 \bar{\mathbf{u}} \quad (1)$$

其中,  $\bar{\mathbf{u}}$  表示位移;  $\mu$  表示剪切模量;  $\lambda$  表示压缩模量;  $\rho$  表示密度;  $\omega$  表示激励频率。由于人体组织器官的不可压缩性, 即  $\nabla \cdot \bar{\mathbf{u}} \approx 0$ , 则方程简化为:

$$\mu\nabla^2 \bar{\mathbf{u}} = -\rho\omega^2 \bar{\mathbf{u}} \quad (2)$$

在施加外力的条件下, 用于有限元仿真求解的控制方程为:

$$-\rho\omega^2 \bar{\mathbf{u}} - \mu\nabla^2 \bar{\mathbf{u}} = F_v e^{i\phi} \quad (3)$$

其中,  $F_v$  表示单位体积上的力;  $i$  为虚数表示符;  $\phi$  表示相位角度; 人体组织密度近似为 1。

由于弹性波在组织局部产生的位移幅度比较小, 一般在微米级别, 很难用传统的磁共振成像方法来进行检测。Muthupillai 等<sup>[32]</sup>提出, 在成像平面增加一个双极性对称梯度场, 利用运动敏感的脉冲序列来检测弹性波引起的微小位移, 并编码生成与剪切波振幅正相关的相位信息  $\phi$ :

$$\phi(\bar{\mathbf{r}}, \theta) = \frac{2\gamma NT(\bar{\mathbf{G}} \cdot \bar{\boldsymbol{\xi}})}{\pi} \sin(\bar{\mathbf{k}} \cdot \bar{\mathbf{r}} + \theta) \quad (4)$$

其中,  $\gamma$  为旋磁比;  $N$  为波动编码梯度的周期总数;  $T$  为外源激励振动的周期;  $\bar{\mathbf{G}}$  为磁场梯度矢量;  $\bar{\boldsymbol{\xi}}$  为振幅正方向矢量;  $\bar{\mathbf{k}}$  为剪切波波数;  $\bar{\mathbf{r}}$  为质点所处位置矢量;  $\theta$  为周期性梯度场和振动源之间的相位差。从公式(4)可以看出, 磁共振信号的相位差跟振幅空间分布有关, 呈现周期性的

变化, 并可以通过增加总的编码梯度周期数  $N$ , 提高对微小振动检测的灵敏度(可达  $0.1 \mu\text{m}$ )<sup>[5]</sup>。

将(4)式变换到频域, 得到相位、波动、梯度三者的关系如下:

$$\Phi(f) = 2\gamma S(f) [\Gamma(f) \otimes W(f)] \quad (5)$$

其中,  $f$  表示频率;  $S(f)$  表示傅里叶变换后的时空位移;  $\Gamma(f)$  表示傅里叶变换后的波动编码梯度;  $W(f)$  表示傅里叶变换后的弹性波激励函数; “ $\otimes$ ”表示卷积运算。在磁共振弹性成像中, 通过获得相位分布  $\Phi(f)$ , 编码函数  $\Gamma(f)$  和弹性波激励函数  $S(f)$  是已知的, 根据公式(5)可以计算出弹性波在组织中产生的位移函数  $S(f)$ 。对于稳态 MRE, 经过处理和增强后<sup>[27]</sup>, 可以将位移函数作为输入, 通过波动方程求逆算法, 如 LFE、偏微分方程<sup>[18]</sup>或者迭代反演<sup>[33]</sup>等, 重构出弹性图。

### 3 实验方法

为了优化磁共振弹性成像研究, 在实验之前进行理论分析和仿真研究成为一种必要的研究方法。磁共振弹性成像的仿真归根结底都是对波动方程进行求解, 适宜用有限元法解决这类问题。本文在有限元仿真分析软件的基础上, 根据磁共振弹性成像的特性进行了 MRE 仿真。同时, 针对瞬态 MRE 波动结果的特殊性, 根据瞬态脉冲弹性波的峰值到达组织各节点的时间差异, 设计了时间到达算法(Time of Arrival, TOA), 对瞬态 MRE 波动位移数据进行弹性重构。

#### 3.1 磁共振弹性成像仿真

有限元法的基本思想是将连续弹性体划分成一定数量的互连子域(单元), 从而将连续的弹性体离散化, 利用有限的子域集合来代替原有的连续弹性体; 然后, 对每个单元体选择简单函数描述每个子域, 简化单元节点的平衡方程组; 再把所有子域方程集成为整个结构力学特性的代数方程



组, 结合边界条件, 可以迭代求解获得近似结果, 如位移分布等。使用有限元分析软件进行瞬态和稳态 MRE 的仿真分析, 优化了分析过程和步骤。

在对磁共振弹性成像进行仿真建模时, 基本步骤为: 建立有限元计算的模型, 包括模型形状、尺寸以及各子域之间的关系, 定义各子域的弹性力学属性, 如组织密度、杨氏模量、泊松比等; 根据公式(3)建立组织模型的控制方程, 并定义激励条件和边界条件等, 建立待解的方程或方程组; 进行有限元网格划分, 将连续的组织器官模型离散成有限个子域的集合, 数值仿真弹性波动在组织中的时空分布函数。本文中使用了 COMSOL Multiphysics 软件进行仿真分析。

在本研究中, 专门针对人体组织的弹性属性建模, 所以定义组织密度  $\rho=1\ 000\ \text{kg/m}^3$ 、泊松比参变量  $\zeta=0.499$ <sup>[34]</sup>。然后, 建立组织对象的几何模型, 如图 3 所示, 其中弹性模量分别为:  $E_{\text{soft}}=9\ 000\ \text{Pa}$ ,  $E_{\text{hand}}=30\ 000\ \text{Pa}$ ,  $E_{\text{back}}=5\ 000\ \text{Pa}$ 。定义上边界为线性激励, 其余边界设定为低反射边界。

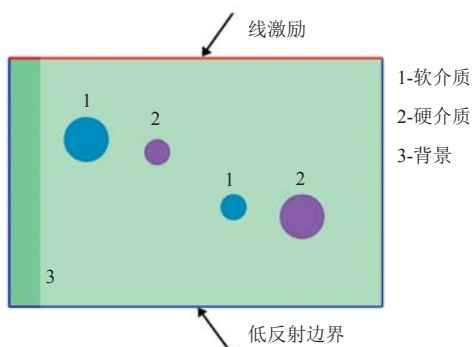


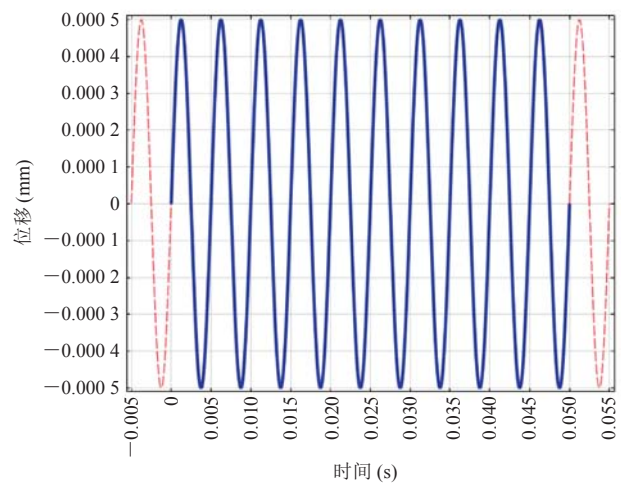
图3 数值建模

Fig. 3 Numerical phantom

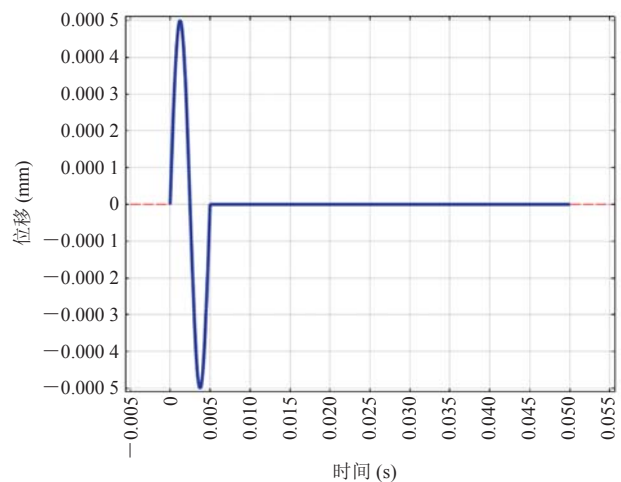
定义组织对象上边界为线性激励源, 产生周期性振动的弹性波或者是瞬态脉冲式的弹性波。在本文中, 采用公式(6)定义的正弦激励, 激励频率  $f=200\ \text{Hz}$ , 可以仿真研究较高频率下的瞬态和稳态激励下的差异。

$$S=0.5\sin(2\pi ft) \quad (6)$$

瞬态 MRE 中弹性波激励持续时间  $t$  为  $0\sim 0.005\ \text{s}$ , 是一个完整周期的正弦脉冲。考虑到模型的尺寸和内嵌体在模型中的位置, 稳态 MRE 中弹性波激励持续时间  $t$  为  $0\sim 0.17\ \text{s}$ , 如图 4 所示。组织的其余边界定义为低反射边界, 相当于弹性波在无线介质中传播, 去除组织外边界的干扰, 只考察组织中内嵌体对弹性波传播的影响。



(a) 谐波态激励



(b) 瞬态激励

图4 谐波态激励和瞬态激励

Fig. 4 Harmonic actuation and transient actuation

进行有限元网格划分(图 5), 网格划分的精度应不小于弹性波波长的六分之一。使用瞬态求解器求解波动方程, 求解时间为  $0\sim 0.17\ \text{s}$ , 为了

减少求解的时间, 提高弹性重构数据的精度, 采用的求解时间步长是  $1.0 \times e^{-4} s$ 。根据公式(6)设置弹性波激励的时间, 分别求解瞬态 MRE 和稳态 MRE 在组织中的传播情况。

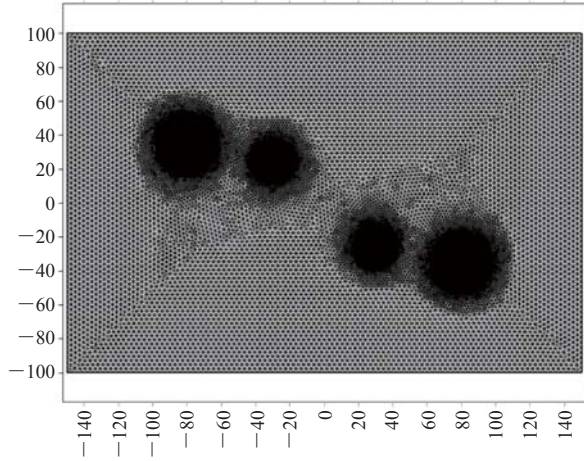


图 5 网格划分

Fig. 5 Meshing

### 3.2 时间到达算法

前面提到, 瞬态 MRE 获取到的波动图, 在每一时刻只有部分区域产生有效的波动位移信号。因此, 该时刻的波动图只在特定的区域含有有效的波动信息, 并不是一个完整的波动场, 已有的 LFE 和 AIDE 等算法无法处理这种情况。

换言之, 对于瞬态 MRE, 需要开发对应的弹性重构算法。本文针对瞬态 MRE 中弹性波传播的特点, 提出根据弹性波在组织中传播时到达最大值的时间来处理瞬态 MRE 数据, 进行弹性重构, 称为时间到达法, 是基于单位距离求弹性波传播需要的时间。时间到达方法是假设局部为简单的平面波传播, 通过波速来计算感兴趣对象内的弹性参数。波速是通过检测一个瞬态弹性波波阵面随着时间在对象中传播情况得到的, 类似于研究地震波在地下的传播。

基于单位距离求弹性波传播需要的时间是将组织对象划分成  $m \times n$  或者  $n \times n$  的网格, 考虑每个网格节点在所有时间节点上的波动位移结果。对于瞬态 MRE 结果, 各节点上的弹性波动位移在不同的时刻达到峰值, 得到各节点峰值到达时间的分布, 如图 6 所示。

在网格划分足够小且适合的情况下(组织硬度特别大和激励频率较高时应使用更精细的计算网格和更小的时间步长间隔, 以保证仿真求解时的精度)利用公式(7)来求解组织各节点处弹性波的速度  $v_{i,j}$ , 其中  $\Delta y = y_{i+1,j} - y_{i-1,j}$  已知。

$$v_{i,j} = \frac{y_{i+1,j} - y_{i-1,j}}{t_{i+1,j} - t_{i-1,j}} \quad (7)$$

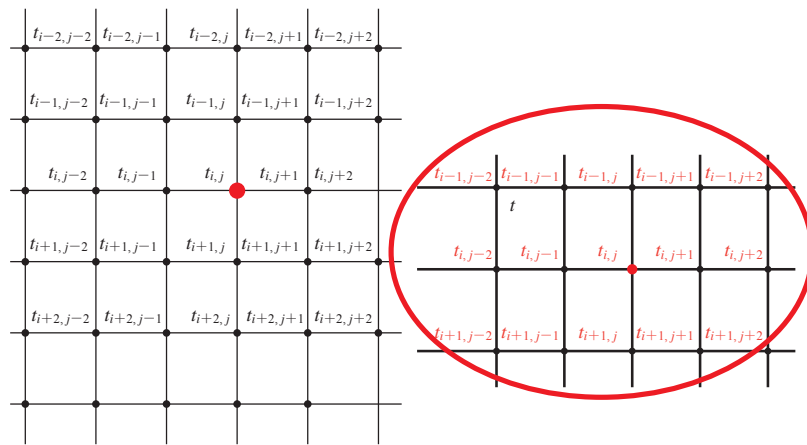


图 6 基于单位距离的网格点计算

Fig. 6 Grid calculation based on the unit of distance

在本文中,瞬态 MRE 的数据处理主要是利用弹性波的传播速度来获取被测组织的剪切模量,最终得到杨氏模量。由于弹性波的传播速度跟组织的剪切模量和密度有关,可以利用这个关系来获取被测组织的弹性参数。组织的剪切模量与弹性波速度的关系可用公式(8)表示<sup>[34]</sup>:

$$G = v^2 \rho \quad (8)$$

又由于剪切模量  $G$  和杨氏模量  $E$  之间存在如公式(9)的关系:

$$G = \frac{E}{2\rho(1+\zeta)} \quad (9)$$

根据公式(8)、(9),可以计算相应节点上的剪切模量,剪切模量非复数,最终将求得杨氏模量,单位为 kPa。

由于弹性重构的位移数据由仿真得来,所以杨氏模量、频率、尺寸、采样网格都是已知的。在实际实验中,除了杨氏模量等弹性参数需要通过数据处理弹性重构获得外,其他的参数都是可以得到的。仿真中设置的频率对应实际实验中弹性波激励装置的频率,模型尺寸对应实际实验中

磁共振成像采样的物体尺寸,而采样网格与实际弹性重构中图像处理时矩阵大小对应。

## 4 实验结果及分析

### 4.1 仿真结果

根据实验方法中所述,建立仿真模型,设置模型弹性参数,定义模型边界条件和激励条件,进行网格划分和有限元求解,分别仿真得到瞬态 MRE 和稳态 MRE 的波动结果。

图 7 为瞬态 MRE 的部分波动结果。从波动图中可以看到,当弹性波在均匀组织中传播时,弹性波在各处传播速度一致。当弹性波传递到非均匀组织区域时,弹性波速度发生改变:在较硬的组织中传播速度快,而在较软的组织中传播速度慢,弹性波发生反射和衍射,产生衰减并受到干扰。

图 8 为稳态 MRE 的仿真结果。由于谐波态激励下弹性波持续作用在组织上,使得弹性波能传递到组织各处,即组织各区域都含有弹性波波位信号。

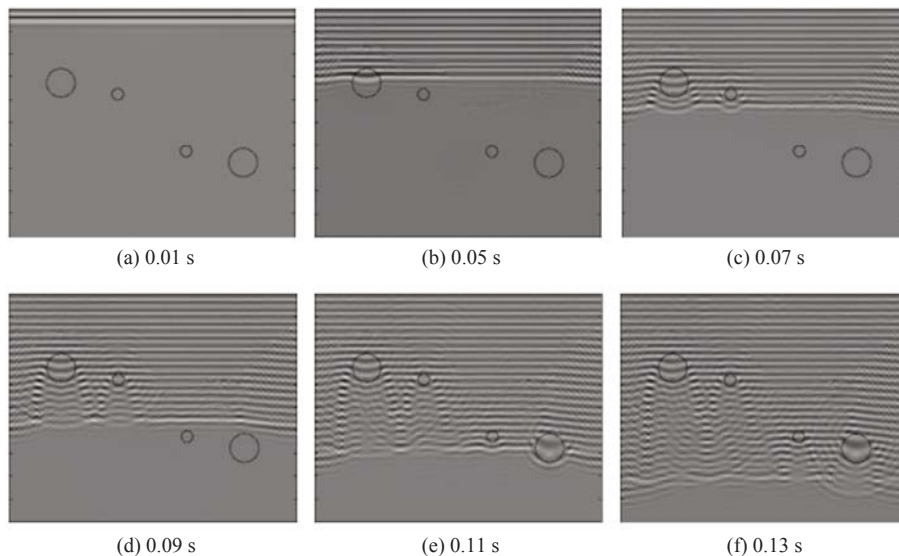


图 7 瞬态仿真结果

Fig. 7 The results of transient MRE

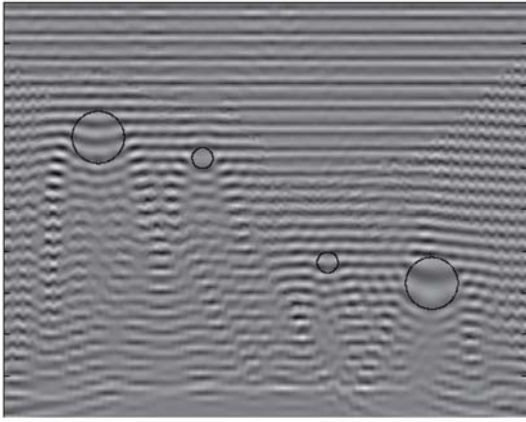


图 8 谐波态仿真结果

Fig. 8 The simulation results of harmonic MRE

从图 7 和图 8 可以看出, 弹性波在组织中传播时, 在较硬的介质中传播得更快, 波长较长; 在较软的组织中传播较慢, 波长较短, 符合理论结果。在图 7 中, 瞬态 MRE 的结果充分说明了弹性波在组织中传播的过程中会产生反射、衍射和衰减。反射波覆盖在弹性波已经传播过的区域里, 衍射波干扰周围及后续的弹性波。而弹性波传播到的位置以及还未传播到的位置, 受到反射和衍射的干扰很小。在图 8 中, 稳态 MRE 得到

周期性稳定的弹性波在组织中传播的情况。而之前瞬态 MRE 波动结果已经说明弹性波在组织中传播时存在反射和衍射。因此, 在稳态 MRE 的结果中, 不仅有弹性波信号, 还叠加了反射波和衍射波等干扰信号。

#### 4.2 弹性重构结果

对于瞬态 MRE 的结果, 由图 7 可知, 各时刻弹性波动图中仅有部分区域含有有效的波动位移信号。所以, 可以检测各节点上的波动位移信号, 进行分析。图 9 显示的是红、蓝、绿三个节点所示位置上弹性波产生的波动位移在 0~0.16 s 内的变化情况。这里红、蓝、绿三个颜色表示的节点分别距离振源 40 mm、100 mm、160 mm。从图中可以看出, 每个节点上除了激励的弹性波外, 还有其他的干扰波存在。这也证明了前文所说的, 稳态 MRE 波动图中叠加了干扰波。由红、蓝、绿三点所示波动位移的幅值变化可以看出, 弹性波在经过介质后产生反射, 激励弹性波信号发生衰减, 产生的波动位移信号变小。

由图 9 可知, 由于是瞬态脉冲式的激励, 各节点上的波动位移变化符合弹性波的传播规律。

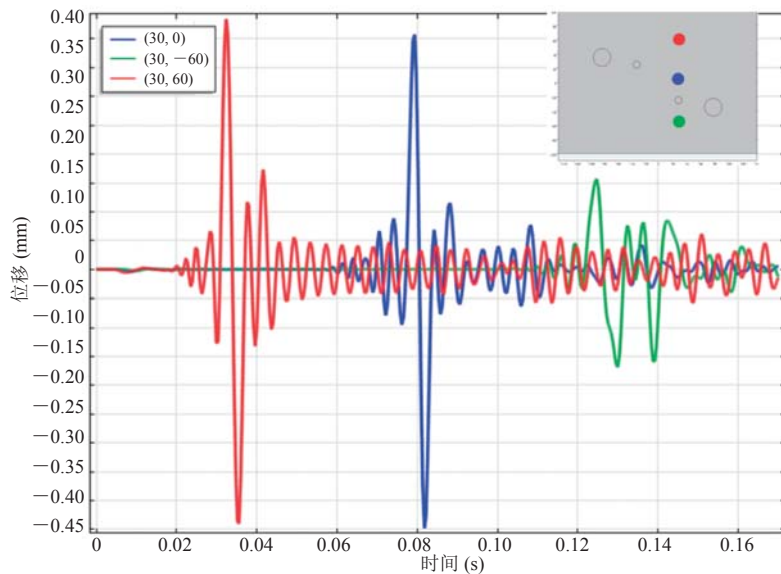


图 9 三个节点的时间-位移曲线图

Fig. 9 The displacements of three probing nodes



在足够的检测时间内，脉冲式正弦激励的弹性波峰值有且仅有一次经过各节点。根据这一特性，可以获得弹性波传播过程中，经过各节点时弹性波的峰值到达时间的分布情况。

利用 TOA 弹性重构算法处理瞬态 MRE 波动位移数据，可以得到瞬态脉冲激励信号的峰值到达各节点处的时间分布。根据公式(7)可以将时间分布转化为各节点上的剪切波速度分布，再根据公式(8)和公式(9)，计算出剪切模量和杨氏模量的分布。瞬态 MRE 的弹性重构结果如图 10 所示，杨氏模量的单位为 kPa。

图 10 为利用 TOA 算法处理瞬态 MRE 数据

得到的弹性重构结果。从弹性图中能够明显看出组织中有 4 个介质，一大一小两个较软的介质和一大一小两个较硬的介质。经过计算，得到 4 个感兴趣区域的杨氏模量值(边界选取根据模型中设置的理论值)：区域 1、2、3、4 的杨氏模量依次为  $9.3 \pm 1.1$  kPa、 $21.4 \pm 2.5$  kPa、 $8.8 \pm 0.7$  kPa、 $29.4 \pm 2.5$  kPa。介质所在位置和介质弹性参数与模型设置结果接近，说明 TOA 算法能够有效且可靠地重构出瞬态 MRE 的波动位移数据弹性重构结果。

图 11 为利用现有的 LFE 算法处理稳态 MRE 数据得到的弹性重构结果。其中，区域 1、2、3、

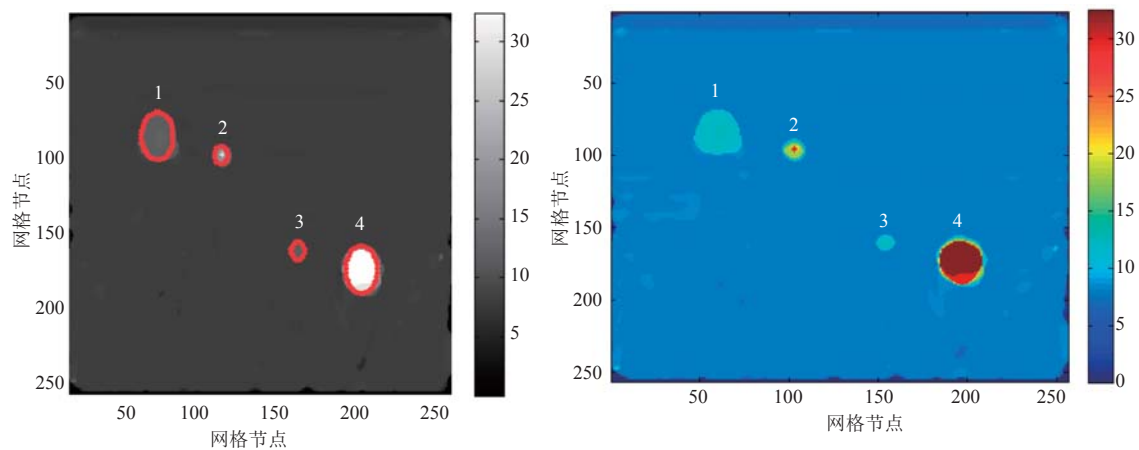


图 10 基于单位距离的检测结果及弹性重构结果

Fig. 10 The results of elasticity reconstruction for transient MRE

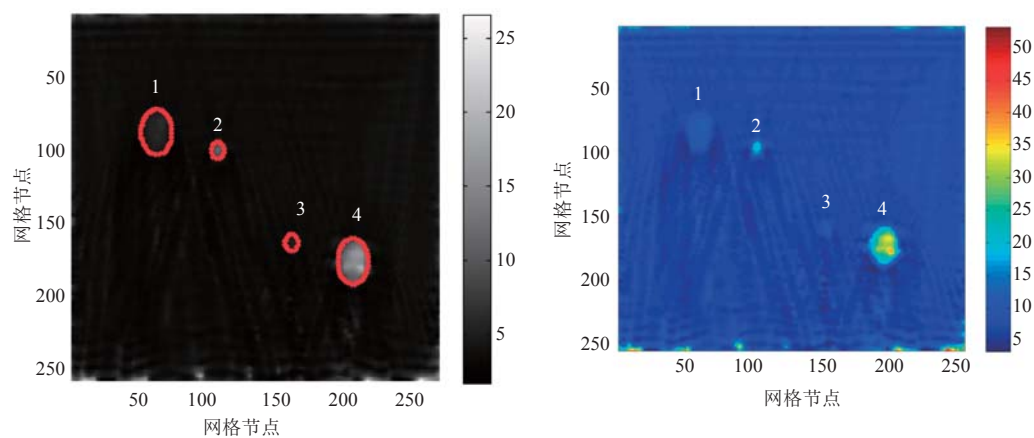


图 11 稳态 MRE 弹性重构结果

Fig. 11 The results of elasticity reconstruction for harmonic MRE

4 的杨氏模量依次为  $5.7 \pm 0.9$  kPa、 $10.3 \pm 1.6$  kPa、 $5.3 \pm 1.4$  kPa、 $16.1 \pm 2.4$  kPa。从弹性图中可以看出, 在组织内部, 能够观测出有 4 个介质。然而, 对于组织深处较软的小尺寸内嵌体, 几乎无法与周围背景组织区分; 而上端大且较软的介质, 也很模糊。对于小而硬的介质, 在图中只能看出是一个点, 不仅形状尺寸重构有误差, 而且在弹性值估算上也与理论值存在差距。图中重构最明显的是大而硬的内嵌体, 能够显示出大致的形状及其杨氏模量。

迄今为止, 稳态 MRE 已经得到了较好的研究, 从系统设计、成像序列、重构算法到临床应用, 相关的新方法和技术层出不穷。相对而言, 很少有关于瞬态 MRE 的研究成果见诸于报道。在该技术的启源性参考文献<sup>[30]</sup>中, 通过凝胶扫描实验, 比较得出稳态 MRE 的 LFE 算法与瞬态 MRE 的 TOA 算法的估算差值: 对于较软的异构体为 4.33 kPa, 而对于较硬的异构体为 8.19 kPa。通过与预设的参考值 ( $E_{\text{soft}}=9.0$  kPa,  $E_{\text{hand}}=30.0$  kPa) 相比, TOA 算法的平均误差为:  $E_{\text{soft}}=0.25$  kPa, 而  $E_{\text{hand}}=4.6$  kPa; 而 LFE 算法的平均误差为:  $E_{\text{soft}}=0.5$  kPa, 而  $E_{\text{hand}}=16.8$  kPa。同样, 通过对比图 10 和图 11 的弹性重构结果也可以看出, 利用 TOA 算法处理的瞬态 MRE 的弹性重构结果优于 LFE 算法处理的稳态 MRE 的弹性重构结果。换言之, 本文建立的仿真数值 MRE 模型以及时间到达 TOA 算法是有效的。

## 5 总 结

本文针对谐波态 MRE 存在反射和衍射干扰的问题, 使用有限元分析软件仿真瞬态 MRE 和谐波态 MRE 的波动情况。瞬态 MRE 的波动结果说明弹性波在非均匀组织中传播时会产生反射和衍射, 影响波传递过的区域和周围区域, 间接说明谐波态 MRE 的结果中, 不仅含有弹性波信

息, 还含有反射和衍射信息。由于弹性波在组织中存在衰减, 这些干扰的存在会湮没真正有意义的微弱信号。瞬态 MRE 可以有效避免反射的干扰, 提高信噪比。

本文的另一项工作是就现有的弹性重构算法(如 LFE 和 AIDE 等)无法对瞬态 MRE 结果进行重构的问题, 提出了瞬态重构 TOA 算法, 即基于单位距离求弹性波峰值到达时间的方法。利用 MATLAB 编程实现 TOA 算法, 并对仿真的瞬态 MRE 波动位移结果进行了弹性重构。得到的结果与理论结果相匹配, 说明重构算法在原理上是正确的。虽然与理论结果仍然存在误差, 但可从数学方法上继续处理数据和图像, 完善和优化最终的结果。从最终的弹性重构对比结果中可以看出, 对于本研究所建立的模型, LFE 算法重构出来的稳态 MRE 弹性分布图与 TOA 算法重构出来的瞬态 MRE 弹性分布图有差异, 特别是对于组织深处小尺寸介质, TOA 算法重构出来的瞬态 MRE 结果更清晰、更准确。

## 参 考 文 献

- [1] Rago T, Santini F, Scutari M, et al. Elastography: new developments in ultrasound for predicting malignancy in thyroid nodules [J]. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, 2007, 92(8): 2917-2922.
- [2] Carrión JA, Navasa M, Bosch J, et al. Transient elastography for diagnosis of advanced fibrosis and portal hypertension in patients with hepatitis C recurrence after liver transplantation [J]. *Liver Transplantation*, 2006, 12(12): 1791-1798.
- [3] Singh S, Venkatesh SK, Wang Z, et al. Diagnostic performance of magnetic resonance elastography in staging liver fibrosis: a systematic review and meta-analysis of individual participant data [J]. *Clinical Gastroenterology & Hepatology*, 2015, 13(3): 440-451.
- [4] Wagner M, Besa C, Ayache JB, et al. Magnetic

- resonance elastography of the liver: qualitative and quantitative comparison of gradient echo and spin echo echoplanar imaging sequences [J]. *Investigative Radiology*, 2016, 51(9): 575-581.
- [5] Sinkus R, Tanter M, Catheline S, et al. Imaging anisotropic and viscous properties of breast tissue by magnetic resonance-elastography [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2005, 53(2): 372-387.
- [6] Pepin KM, Ehman RL, McGee KP. Magnetic resonance elastography (MRE) in cancer: technique, analysis, and applications [J]. *Progress in Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy*, 2015, 90: 32-48.
- [7] Fu YB, Chui CK, Teo CL, et al. Motion tracking and strain map computation for quasi-static magnetic resonance elastography [C] // *International Conference on Medical Image Computing & Computer-Assisted Intervention*, 2011: 428-435.
- [8] Vogl TJ, Then C, Naguib NNN, et al. Mechanical soft tissue property validation in tissue engineering using magnetic resonance imaging: experimental research [J]. *Academic Radiology*, 2010, 17(12): 1486-1491.
- [9] Mariappan YK, Glaser KJ, Ehman RL. Magnetic resonance elastography: a review [J]. *Clinical Anatomy*, 2010, 23(5): 497-511.
- [10] Huston III J. *Magnetic resonance elastography of the brain* [M] // *Magnetic Resonance Elastography*. Springer New York, 2014: 89-98.
- [11] Papazoglou S, Hirsch S, Braun J, et al. Multifrequency inversion in magnetic resonance elastography [J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2012, 57(8): 2329-2346.
- [12] Sinkus R, Lorenzen J, Schrader D, et al. High-resolution tensor MR elastography for breast tumour detection [J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2000, 45(6): 1649-1664.
- [13] Weaver JB, Van Houten EEW, Miga MI, et al. Magnetic resonance elastography using 3D gradient echo measurements of steady-state motion [J]. *Medical Physics*, 2001, 28(8): 1620-1628.
- [14] Dewall RJ. *Ultrasound elastography: principles, techniques, and clinical applications* [J]. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 2013, 41(1): 1-19.
- [15] Defieux T, Gennisson JL, Bercoff J, et al. On the effects of reflected waves in transient shear wave elastography [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics & Frequency Control*, 2011, 58(10): 2032-2035.
- [16] Clayton EH, Okamoto RJ, Bayly PV. Mechanical properties of viscoelastic media by local frequency estimation of divergence-free wave fields [J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2013, 135(2): 021025.
- [17] Pattison AJ, Lollis SS, Perrinez PR, et al. Time-harmonic magnetic resonance elastography of the normal feline brain [J]. *Journal of Biomechanics*, 2010, 43(14): 2747-2752.
- [18] Oliphant TE, Manduca A, Ehman RL, et al. Complex-valued stiffness reconstruction for magnetic resonance elastography by algebraic inversion of the differential equation [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2001, 45(2): 299-310.
- [19] Doherty JR, Trahey GE, Nightingale KR, et al. Acoustic radiation force elasticity imaging in diagnostic ultrasound [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics & Frequency Control*, 2013, 60(4): 685-701.
- [20] Sandrin L, Tanter M, Catheline S, et al. Shear modulus imaging with 2-D transient elastography [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics & Frequency Control*, 2002, 49(4): 426-435.
- [21] Gallotti A, D'Onofrio M, Mucelli RP. Acoustic radiation force impulse (ARFI) technique in ultrasound with virtual touch tissue quantification of the upper abdomen [J]. *La Radiologia Medica*, 2010, 115(6): 889-897.
- [22] Sandrin L, Fourquet B, Hasquenoph JM, et al. Transient elastography: a new noninvasive method for assessment of hepatic fibrosis [J]. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 2003, 29(12): 1705-1713.
- [23] Bercoff J, Chaffai S, Tanter M, et al. In vivo breast tumor detection using transient elastography [J]. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2003, 29(10):

- 1387-1396.
- [24] Gennisson JL, Catheline S, Chaffai S, et al. Transient elastography in anisotropic medium: application to the measurement of slow and fast shear wave speeds in muscles [J]. *Journal of the Acoustical Society of America*, 2003, 114(1): 536-541.
- [25] Oida T, Amano A, Matsuda T. Magnetic resonance elastography: in vivo measurements of elasticity for human tissue [C] // *International Conference on Informatics Research for Development of Knowledge Society Infrastructure*, 2004: 57-64.
- [26] Kolipaka A, McGee KP, Manduca A, et al. Magnetic resonance elastography: inversions in bounded media [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2009, 62(6): 1533-1542.
- [27] Li BN, Chui CK, Ong SH, et al. Modeling shear modulus distribution in magnetic resonance elastography with piecewise constant level sets [J]. *Magnetic Resonance Imaging*, 2012, 30(3): 390-401.
- [28] Li BN, Shan X, Xiang K, et al. Evaluation of robust wave image processing methods for magnetic resonance elastography [J]. *Computers in Biology & Medicine*, 2014, 54: 100-108.
- [29] Xiang K, Zhu XL, Wang CX, et al. MREJ: MRE elasticity reconstruction on Image [J]. *Computers in Biology & Medicine*, 2013, 43(7): 847-852.
- [30] McCracken PJ, Manduca A, Felmlee J, et al. Mechanical transient-based magnetic resonance elastography [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2005, 53(3): 628-639.
- [31] Glaser KJ, Ehman RL. Perspectives on the development of elastography [M] // *Magnetic Resonance Elastography*. Springer New York, 2014: 3-18.
- [32] Manduca A, Oliphant TE, Dresner MA, et al. Magnetic resonance elastography: non-invasive mapping of tissue elasticity [J]. *Medical Image Analysis*, 2001, 5(4): 237-254.
- [33] Johnson CL, McGarry MDJ, Houten EEW, et al. Magnetic resonance elastography of the brain using multishot spiral readouts with self-navigated motion correction [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2013, 70(2): 404-412.
- [34] Gennisson JL, Deffieux T, Macé E, et al. Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging [J]. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2010, 36(5): 789-801.