

面向磁共振弹性成像的 数值建模与仿真研究

朱霞丽¹, 李炳南¹, 向 馗²

(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能够定量可视化人体组织的生物力学属性, 正逐步成长成为一种新型的医学成像手段. 然而, 其研发不仅要深入探索弹性波的产生、传播及耗散特性, 而且需要建立特殊的磁共振成像装备. 建立数值模型并开发仿真实验系统, 可以有效促进磁共振弹性成像研究工作的开展. 本文首先对人体组织进行弹性力学分析, 得到外力作用下人体组织的运动微分方程, 并利用有限元法求解该方程. 同时建立了不同结构和弹性分布的人体组织数值模型. 采用剪切弹性波作为成像探针, 并根据人体组织的运动微分方程, 仿真计算得到弹性波在组织中的传播信息. 通过比较不同模型的估算值和理论值, 验证了仿真实验系统的有效性和可靠性, 说明建立的数值模型可以有效支撑磁共振弹性成像研究.

关键词: 弹性波; 磁共振弹性成像; 软组织; 组织弹性; 数值仿真

中图分类号: R814 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2017)06-1483-07

电子学报 URL: <http://www.ejournal.org.cn> **DOI:** 10.3969/j.issn.0372-2112.2017.06.029

Numerical Modeling of Magnetic Resonance Elastography

ZHU Xia-li¹, LI Bing-nan¹, XIANG Kui²

(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 emerging to virtually palpate human body and visualize tissue elasticity. Although MRE receives more and more attention in clinic, the study is limited due to the inaccessibility and expensiveness of magnetic resonance scanning. A numerical model is thus proposed by analyzing tissue elasticity and the forced movement differential equation. The finite element method (FEM) is introduced to resolve this numerical model of MRE. Its performance is validated with different models of tissue structure and elasticity composition. The results of quantitative experiments confirm that the new model is effective to promote numerical MRE study.

Key words: elastic wave; magnetic resonance elastography; soft tissue; tissue elasticity; numerical simulation

1 引言

弹性是人体组织的一个重要生物力学属性: 首先, 不同组织的弹性不同, 人体不同组织之间弹性模量的差异程度明显大于其他物理特性; 其次, 同一组织在不同生理或者病理状态下, 其弹性也会不同, 软组织弹性的变化与其病理过程有着密切的关系^[1]. 临床上已经广泛利用触诊来感知组织弹性的变化, 进行健康评估和疾病诊断. 但是, 触诊面临着不少限制和不便: 一是只适用于表面器

官, 难以获取身体内部组织二维或者三维的弹性分布; 二是诊断效果取决于医生的主观感受和个人经验. 因此, 越来越多的医生希望发展一种能够客观的、无创的人体组织弹性成像技术^[2,3]. 弹性成像是通过提取组织弹性特征进行成像的一种新技术, 主要通过对组织施加外界激励, 并应用超声、磁共振等影像技术对组织响应情况进行分析, 获得反映组织弹性的图像^[4]. 磁共振成像 (Magnetic Resonance Imaging, MRI) 有着良好的软组织分辨率及空间分辨率, 是一种重要的影像学手段^[5,6]. 磁共振弹性成

收稿日期: 2015-10-03; 修回日 2016-10-10; 责任编辑: 梅志强

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)

像(Magnetic Resonance Elastography, MRE)能够定量可视化人体组织的弹性属性,是一种动态弹性成像技术^[7]. 由于磁共振弹性成像为无创伤性检查,具有良好的临床应用前景,已经被应用于多种器官研究,例如脑功能^[8]和肝脏纤维化^[9]等.

人体是一个复杂的不均匀体,使得不能准确估算组织的弹性属性^[10]. 但是,要进行磁共振弹性成像扫描,不仅需要对磁共振系统作软硬件改造,技术门槛较高,而且磁共振成像系统一般机时紧张,费用比较昂贵,这都给开展磁共振弹性成像研究造成比较大的不便. 因此,有必要在实验前首先开展有针对性的理论研究和仿真分析. 实际上,已经有一些采用数值仿真及分析处理平台来推动磁共振弹性成像研究的案例^[11]. 在本研究中,将致力于建立一套磁共振弹性成像数值模型,仿真计算弹性波探针在人体组织中的传播模型,分析不同组织对弹性波探针的响应情况,从而为开展磁共振弹性成像系统开发和实验研究打下良好的基础.

2 磁共振弹性成像原理

磁共振弹性成像系统主要包括弹性波产生装置、磁共振扫描系统以及弹性重构算法三个部分,其成像的基本过程是:产生剪切弹性波作用于人体,使体内的组织或器官产生质点位移;通过特殊编码的磁共振脉冲序列获取组织位移相位场;对获得的磁共振相位图进行处理和弹性重构,得到组织器官的弹性属性分布图,供临床医学参考^[3].

在进行分析时,通常先假设被测组织是一个均匀的无限介质^[3]. 当剪切应力以一个固定的频率振动,振动籍由组织内部质点的来回振动得以传播,伴随的波动会传入组织内部. 这时,在组织中产生的应变波动有2种:纵波和横波. 在同等条件下,纵波的传播速度较快,波长较长,对弹性检测精度较低. 因此,磁共振弹性成像主要关注的是剪切横波,称为弹性波^[12].

考虑弹性波的传播速度和弹性常数的关系:

$$v_i(x, y) = \sqrt{\frac{G(x, y)}{\rho}} \quad (1)$$

其中 ρ 是材料密度, v_i 是弹性波的波速. 并且,考虑波速 v 能由振动频率 f 和波长 λ 表达:

$$v(x, y) = f \cdot \lambda(x, y) \quad (2)$$

将式(2)代入式(1),得到:

$$G(x, y) = \rho(f_i \lambda_i(x, y))^2 \quad (3)$$

式中 f_i, λ_i 表示弹性波的频率和波长, $G(x, y)$ 表示点 (x, y) 处的剪切模量.

剪切模量和杨氏模量 E 存在以下关系,其中 ζ 表示泊松比:

$$E(x, y) = 2G(x, y)(1 + \zeta) \quad (4)$$

将式(3)代入式(4),得到求解弹性波波长的公式:

$$\lambda(x, y) = \frac{1}{f} \sqrt{\frac{E(x, y)}{2\rho(1 + \zeta)}} \quad (5)$$

式(5)说明应变波在较硬的物质中传播时波长较长;在较软物质中传播时波长较短.

在磁共振弹性成像中,驱动装置产生的弹性波从组织器官的表面进入后,在组织内部进行传播,会在垂直于波的传播路径上产生周期性位移,而位移大小与质点的弹性相关. 但是,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),故很难用传统的磁共振成像方法来进行检测. 所以,必须在成像平面增加双极性对称梯度场,利用运动敏感脉冲序列来检测弹性波引起的微小位移,并编码生成与弹性波振幅正相关的相位信息 φ :

$$\varphi(\mathbf{r}, \theta) = \frac{2\gamma NT(\mathbf{G} \cdot \boldsymbol{\xi})}{\pi} \sin(\mathbf{k} \cdot \mathbf{r} + \theta) \quad (6)$$

式中, γ 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, \mathbf{G} 为磁场梯度矢量, $\boldsymbol{\xi}$ 为振幅正方向矢量, \mathbf{k} 为弹性波波数, \mathbf{r} 为质点所处位置矢量, θ 为周期性梯度场和振动源之间的相位差. 从式(6)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. 而且,可以增加总的编码梯度周期数 N ,从而提高对微小振动检测的灵敏度(可达 $0.1 \mu\text{m}$)^[3].

将式(6)变换到频域,得到相位、波动、梯度三者的关系如下:

$$\varphi(f) = 2\gamma S(f) [\Gamma(f) \otimes W(f)] \quad (7)$$

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,而“ \otimes ”表示卷积运算. 在磁共振弹性成像中,通过获得相位分布 $\varphi(f)$ 、已知的编码函数 $\Gamma(f)$ 和弹性波激励函数 $W(f)$,根据式(7)可以计算出弹性波在组织中产生的位移函数 $S(f)$. 经过处理和增强后^[13],可以将 $S(f)$ 作为输入,通过波动方程求逆算法,如局部频率估计、偏微分方程或者迭代反演等,求解出弹性波的波长 $\lambda(x, y)$. 然后根据式(3)和(4),计算得出人体组织器官的剪切模量或者杨氏模量.

3 弹性力学有限元法

在研究磁共振弹性成像的过程中,研究弹性波在人体组织中的传播特性是一个非常重要的问题. 这里涉及两个方面: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变化^[14];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^[15]. 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,为了更好地

求解逆问题,必须优化设计正问题,两者往往相辅相成。

3.1 人体组织的弹性力学建模

在磁共振弹性成像研究中,一般将人体组织器官假定为异构弹性体,因此适合应用弹性力学的一些基本假设,即人体组织是一个连续的、各项同性的、局部均匀的线弹性体。在此基础上求解磁共振弹性成像的力学问题时,先确定已知条件,例如组织器官的形态分布、力学属性、边界条件等,再求解出应力、形变和位移等。整个过程分两部分建立方程进行求解。

3.1.1 运动方程

根据微分线段上应变-位移的几何条件,建立几何方程,再根据应力-应变间的物理条件建立物理方程,即平衡微分方程(应力部分)、几何关系(应变部分)、本构方程(应力与应变的关系),得到平衡状态下组织器官的弹性力学基本方程:

$$(\lambda + \mu) \operatorname{grad} \theta + \mu \nabla^2 \mathbf{U} + \mathbf{f} = 0 \quad (8)$$

其中, θ 为体应变, $\theta = \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z}$, \mathbf{U} 是位移分量 u, v, w 的函数, \mathbf{f} 表示外力,其外力分量为 f_x, f_y, f_z , 由于假设组织器官是一个局部均匀体,可以将 λ, μ 表达成与位置无关的拉梅常数。在运动状态下(微小扰动),位移 \mathbf{U} 不仅是点 (x, y, z) 的函数,还是时间 t 的函数,而质点的位置也是时间 t 的函数。在有外源驱动的情况下,需要添加一个微量惯性力 $\iiint_v -\rho \frac{d^2 \mathbf{U}}{dt^2}$, 又因为 $\frac{\partial \theta}{\partial x} = \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial xy} + \frac{\partial^2 w}{\partial x \partial z} = \nabla(\nabla \cdot \mathbf{U})$, 可以得到运动状态下用位移表示的各向弹性力学基本方程:

$$\begin{cases} (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot u) + \mu \nabla^2 u + f_x - \rho \frac{d^2 u}{dt^2} = 0 \\ (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot v) + \mu \nabla^2 v + f_y - \rho \frac{d^2 v}{dt^2} = 0 \\ (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot w) + \mu \nabla^2 w + f_z - \rho \frac{d^2 w}{dt^2} = 0 \end{cases} \quad (9)$$

其中, $\frac{du}{dt} = \frac{\partial u}{\partial x} \frac{dx}{dt} + \frac{\partial u}{\partial y} \frac{dy}{dt} + \frac{\partial u}{\partial z} \frac{dz}{dt} + \frac{\partial u}{\partial t}$, 而 $(\frac{dx}{dt}, \frac{dy}{dt}, \frac{dz}{dt})$ 为质点的运动速度。在微小形变的情况下, $\frac{\partial u}{\partial x} \frac{dx}{dt}, \frac{\partial u}{\partial y} \frac{dy}{dt}, \frac{\partial u}{\partial z} \frac{dz}{dt}$ 都是微量乘积项,可忽略不计。所以, $\frac{du}{dt} = \frac{\partial u}{\partial t}$, 从而得到 $\frac{d^2 u}{dt^2} = \frac{\partial^2 u}{\partial t^2}, \frac{d^2 v}{dt^2} = \frac{\partial^2 v}{\partial t^2}, \frac{d^2 w}{dt^2} = \frac{\partial^2 w}{\partial t^2}$, 则式(9)可化简为:

$$\begin{cases} (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot u) + \mu \nabla^2 u + f_x = \rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} \\ (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot v) + \mu \nabla^2 v + f_y = \rho \frac{\partial^2 v}{\partial t^2} \\ (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot w) + \mu \nabla^2 w + f_z = \rho \frac{\partial^2 w}{\partial t^2} \end{cases} \quad (10)$$

在磁共振弹性成像中,可以假定稳态驱动的外力为零,即 $f_x = f_y = f_z = 0$, 则方程可用向量形式表示为:

$$(\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot \mathbf{U}) + \mu \nabla^2 \mathbf{U} = \rho \frac{\partial^2 \mathbf{U}}{\partial t^2} \quad (11)$$

对上式进行傅立叶变换(Fourier Transformation, FT),得到弹性力学微分方程的频域表达式:

$$(\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot \mathbf{u}_F) + \mu \nabla^2 \mathbf{u}_F = -\rho \omega^2 \mathbf{u}_F \quad (12)$$

由于人体组织器官的不可压缩性,即 $\nabla \cdot \mathbf{u}_F \approx 0$, 则方程简化为:

$$\mu \nabla^2 \mathbf{u}_F = -\rho \omega^2 \mathbf{u}_F \quad (13)$$

假定施加了初始条件,

$$-\rho \omega^2 \mathbf{u}_F - \mu \nabla^2 \mathbf{u}_F = F_v e^{i\varphi} \quad (14)$$

其中 F_v 表示单位体积上的力。

3.1.2 定义边界条件

这里牵涉到力学和几何两个边界条件。根据组织器官模型对象的初始条件和边界情况,定义初始条件和边界条件为:

初始位移和速度为 0:

$$[\mathbf{U}]_{t=0} = \left[\frac{\partial \mathbf{U}}{\partial t} \right]_{t=0} = 0 \quad (15)$$

组织器官交界面的应力为:

$$\begin{aligned} \lambda_1 \theta_1 + 2\mu_1 \left(\frac{\partial w}{\partial z} \right) &= \lambda_2 \theta_2 + 2\mu_2 \left(\frac{\partial w}{\partial z} \right) \\ \mu_1 \left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right) &= \mu_2 \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial w}{\partial z} \right) \end{aligned} \quad (16)$$

和位移连续条件为:

$$\begin{cases} u_1 = u_2 \\ w_1 = w_2 \end{cases} \quad (17)$$

固定边界:

$$\begin{cases} u = 0 \\ v = 0 \\ w = 0 \end{cases} \quad (18)$$

或者设定低反射边界:

$$\begin{aligned} \sigma \cdot n &= -\mathbf{L}_i \frac{\partial \mathbf{u}_F}{\partial t} \\ \mathbf{L}_i &= \mathbf{L}_i(\rho_s c_s c_p) \end{aligned} \quad (19)$$

将要求解的弹性力学微分运动方程式(14),结合适当的边界条件和外力条件,便可以求解出位移函数分量 u, v, w 。

3.2 波动方程有限元求解

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,每个单元体选择简单函数描述每个子域,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,如应力和位移分布等^[16]。因此,在有限元分析软件中,对磁共振弹性

成像进行建模时,基本步骤包括:

(1) 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;

(2) 对构建的各组织器官模型定义其弹性力学属性,如组织密度、杨氏模量、泊松比等;

(3) 根据式(14)建立组织器官模型的控制方程,并定义激励条件和边界条件等,建立待解的方程或方程组;

(4) 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;

(5) 数值仿真弹性波动在组织器官中的时空分布函数.

4 建模与仿真

4.1 组织器官建模

在本研究中,针对不同人体组织进行了磁共振弹性成像仿真,分三种模型进行了仿真分析,包括模型1均匀组织(其杨氏模量为 $E = 5000\text{Pa}$)、模型2内含软性介质(模拟颅脑等,其中外部组织 $E = 20000\text{Pa}$ 、内部软性组织 $E = 5000\text{Pa}$)和模型3内含硬性介质(模拟肿瘤等,其中外部软性组织 $E = 5000\text{Pa}$ 、内部硬性组织 $E =$

20000Pa)的异构组织^[13]. 定义椭圆上端小凹口内边界为激励源,产生周期性振动的弹性波;椭圆形的上部两个边界根据式(18)定义为固定边界,下端两个边界根据式(19)定义为低反射边界,如下图1所示.

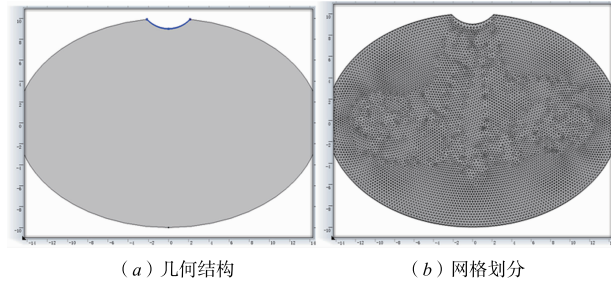


图1 模型1的几何结构和网格划分

4.2 计算结果与分析

4.2.1 模型1—正常组织的仿真结果与数据分析

从仿真结果可以看出:弹性波在均匀介质中传播时,随着驱动频率的增加,弹性波的波长变短;在低频情况下,弹性波传播较好,但是波长变大,检测能力降低;在高频情况下,波长变短,可以有效提高检测精度,但由于粘滞效应,弹性波将产生衰减,振幅相应变小.

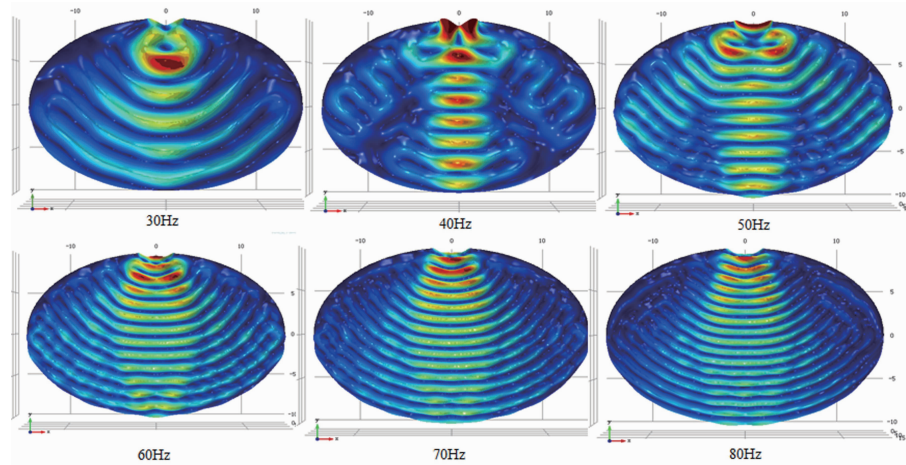


图2 频率30至80Hz的弹性波在正常组织中传播的情况

取图2波动图中心轴线上的数据进行分析,估算得到弹性波探针的波长信息.表1展示了在各频率下的仿真误差.其中 f 表示频率, λ_1 表示根据式(5)得到的波长的理论值, λ_2 表示波长的估算值,下同.从表中可以看出, λ_1 与 λ_2 之间的误差非常小.说明本文建立的数值模型是有效的,计算结果是可靠的.

表1 模型1中测算数据与理论数据的比较结果

f (Hz)	30	40	50	60	70	80
λ_1 (cm)	4.32	3.24	2.59	2.16	1.85	1.62
λ_2 (cm)	4.36	3.22	2.58	2.15	1.88	1.68
误差 (cm)	0.04	0.02	0.01	0.01	0.03	0.06

4.2.2 模型2—肿瘤结构的仿真结果与数据分析

对于模型2和模型3,都是非均匀组织,可以构建如图3所示的几何结构.

通常而言,肿瘤的杨氏模量要比正常组织的大.因此,可以构建内含硬性组织的模型进行仿真.由图4可见,软硬组织中弹性波的波长不一样,在内部硬块组织中要大于外部软性组织.并且,随着驱动频率的增加,波长变短,波数增加,同时干扰也增加,位移衰减得更明显.

因为组织内含其他介质,因此将之分为 $p1$ 和 $p2$ 段进行数据分析.在模型2中, $p1$ 段是外部的软组织, $p2$

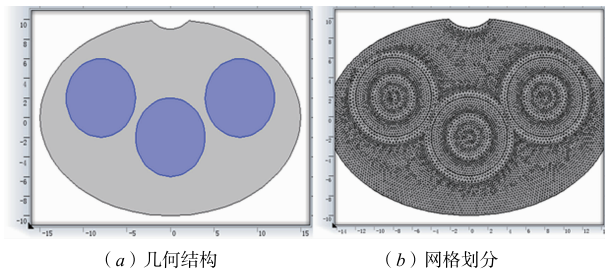


图 3 模型 2 和模型 3 的几何结构和网格划分

段是内部的硬块. 分别估算其波长, 将之与理论值比较, 得到各频率下的误差如表 2 和表 3 所示. 从表中能够看出, $p1$ 段计算的数值与理论数值误差很小. 但是, 在某些频率下, $p2$ 段计算得到的结果与理论值误差较大. 这表明在非均匀体中, 弹性波存在着反射、衍射和衰减等作用, 使得弹性波的传播情况变得复杂. 针对特定的对象, 不同的激励频率产生的结果也不相同, 说明在实验之前进行理论研究和仿真分析的重要性.

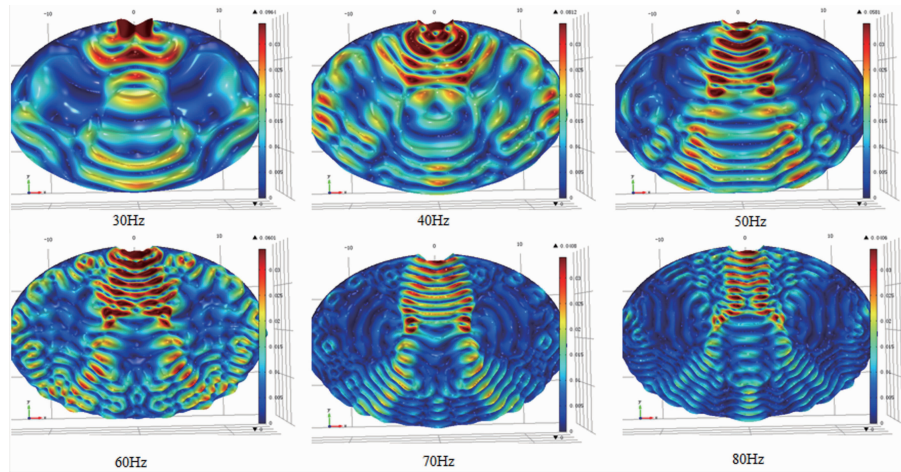


图 4 频率 30 至 80Hz 的弹性波在含硬性肿瘤组织中传播的情况

表 2 模型 2 中 $p1$ 段测算数据与理论数据的对比

f (Hz)	30	40	50	60	70	80
λ_1 (cm)	4.32	3.24	2.59	2.16	1.85	1.62
λ_2 (cm)	4.36	3.22	2.58	2.15	1.88	1.68
误差 (cm)	0.04	0.02	0.01	0.01	0.03	0.06

表 3 模型 2 中 $p2$ 段测算数据与理论数据的对比

f (Hz)	30	40	50	60	70	80
λ_1 (cm)	8.64	6.48	5.18	4.32	3.70	3.24
λ_2 (cm)	8.58	6.43	5.19	4.33	3.79	3.31
误差 (cm)	0.06	0.05	0.01	0.01	0.09	0.07

4.2.3 模型 3—颅脑结构的仿真结果与数据分析

在非均匀组织模型中, 除了内硬外软的情况外, 还有一类是内软外硬, 比如脑组织、溃疡以及水肿等. 本文仿真定义颅脑模型为内部较软、外部较硬的组织. 在模型 2 的基础上, 定义与模型 1、2 一致的激励条件和边界条件, 但重新定义内外组织的弹性模量. 图 5 展示了在相同的边界条件和激励条件下, 不同的组织力学属性对弹性波传播的影响. 由图 5 可见, 弹性波的传播满足基本规律, 即内部软性组织中弹性波的波长小于外部硬性组织. 并且, 随着频率增加, 波长变短, 波数增加; 同时, 干扰也增加, 弹性波探针的衰减加快.

在模型 3 中, $p1$ 段是外部的硬性组织, $p2$ 段是内部的软性组织. 分别估算其波长, 将之与理论值比较, 得到各频率下的误差, 见表 4 和表 5.

表 4 模型 3 中 $p1$ 段测算数据与理论数据的对比

f (Hz)	30	40	50	60	70	80
λ_1 (cm)	8.64	6.48	5.18	4.32	3.70	3.24
λ_2 (cm)	8.57	6.50	5.12	4.30	3.72	3.30
误差 (cm)	0.07	0.02	0.06	0.02	0.02	0.06

表 5 模型 3 中 $p2$ 段测算数据与理论数据的对比

f (Hz)	30	40	50	60	70	80
λ_1 (cm)	4.32	3.24	2.59	2.16	1.85	1.62
λ_2 (cm)	4.28	3.19	2.60	2.14	1.89	1.70
误差 (cm)	0.04	0.05	0.01	0.02	0.04	0.08

从表 4 和表 5 能够看出, 由于弹性波在非均匀体中存在反射、衍射和衰减等作用, 使得弹性波的传播变得复杂. 就模型 3 而言, 从仿真结果可以看出, 在激励频率范围为 30Hz ~ 80Hz 时, 60Hz 的激励得到的结果较好, 据此可以作为后续实验的指导.

4.2.4 讨论

从三个仿真结果及数据分析可以看出, 弹性波在介质中的传播符合一般规律: 在均匀介质中能够高效

传递,并且波的反射和衍射所造成的干扰相对较小;低频时,弹性波的波长较长,对组织内部结构的探测灵敏度低,但位移量大,有利于磁共振波动成像;在高频情况下,弹性波波长短、波数多,精度高,但位移量小、干扰大,不利于磁共振弹性成像.模型2和模型3有相同的几何结构、激励条件和边界条件,即在不同的弹性分布情况下,相同频率的弹性波在组织中传播的情况差

异很大.对于检测组织内部的弹性属性,可以通过提高频率,增加波数,减小波长来完成.但是,组织内部结构通常不均匀.在高频情况下,弹性波在传播过程中产生的干扰更多,波在组织中的衰减更快.所以,在实际的磁共振弹性成像实验中,应当参考仿真结果,综合考虑各方面因素,选择适宜的驱动频率.

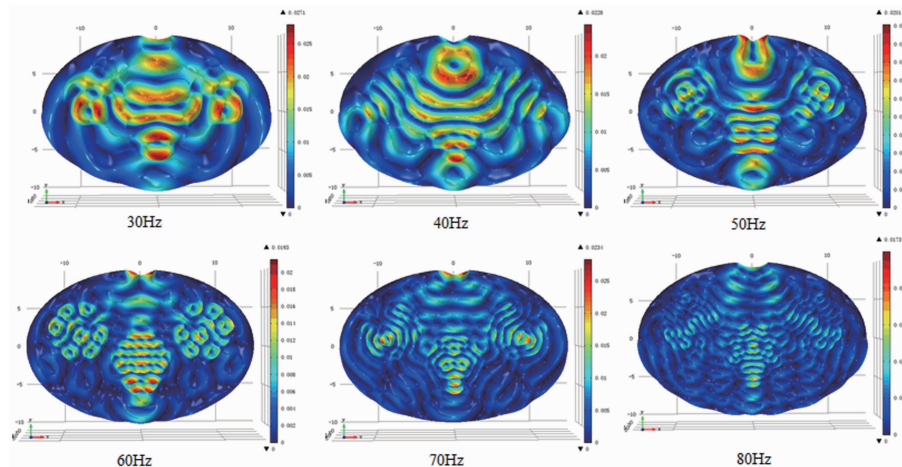


图5 频率30至80Hz的弹性波在内含软块组织中的传播情况

5 结论

本研究提出了面向磁共振弹性成像的数值建模方法,并验证了数值仿真可以为磁共振弹性成像的驱动系统和激励方式设计等提供参考依据,也可以为重构算法研究提供可靠的数据.换言之,数值模型和仿真研究不仅可以大大节省磁共振弹性成像设备的研发成本,也可以有效指导后期的实验研究.例如,针对特定的磁共振弹性成像驱动模型,可以先期研究不同的激励频率、激励位置以及激励方式等对剪切弹性波探针效果的影响等,都可通过数值仿真先行进行研究,从而进一步完善系统设计和实验设置.

参考文献

- [1] K Hoyt, B Castaneda, M Zhang, et al. Tissue elasticity properties as biomarkers for prostate cancer[J]. *Cancer biomarkers: Section A of Disease Markers*, 2008, 4(4-5): 213 - 225.
- [2] S Singh, S K Venkatesh, Z Wang, 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 and Hepatology*, 2015, 13(3): 440 - 451.
- [3] R Sinkus, M Tanter, S Catheline, et al. Imaging anisotropic and viscous properties of breast tissue by magnetic resonance-elastography[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2005, 53(2): 372 - 387.
- [4] M Wagner, C Besa, J B Ayache, 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] 余丽玲, 阳维, 卢振泰, 等. 乳腺 DCE-MRI 增强场时间序列和组织形变场的联合估计[J]. *电子学报*, 2014, 42(8): 1509 - 1514.
L Yu, W Yang, Z Lu, et al. Joint estimation of enhancement field sequence and deformation field of breast DCE-MRI[J]. *Acta Electronica Sinica*, 2014, 42(8): 1509 - 1514. (in Chinese)
- [6] 何宁, 吕科, 王祎雪. 基于结构保持的 MR 图像运动伪影快速抑制方法[J]. *电子学报*, 2013, 41(7): 1319 - 1323.
N He, K Lü, W Wang. The method of MR images motion artifacts fast suppression based on structure remains[J]. *Acta Electronica Sinica*, 2013, 41(7): 1319 - 1323. (in Chinese)
- [7] 刘茜玮, 谢晟, 王武. 磁共振弹性成像[J]. *中国医疗器械信息*, 2011, 17(10): 11 - 18.
X Liu, C Xie, W Wang. Magnetic resonance elastography[J]. *Chinese Medical Device Information*, 2011, 17(10): 11 - 18. (in Chinese)
- [8] E H Clayton, G M Genin, P V Bayly. Transmission, attenuation and reflection of shear waves in the human brain[J]. *Journal of the Royal Society Interface*, 2012, 9(76): 2899

- 2910.
- [9] S Singh, S K Venkatesh, Z Wang, 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 and Hepatology*, 2015, 13(3): 440 - 451.
- [10] R Souchon, R Salomir, O Beuf, et al. Transient MR elastography (t-MRE) using ultrasound radiation force: Theory, safety, and initial experiments in vitro[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2008, 60(4): 871 - 881.
- [11] K Xiang, X L Zhu, C X Wang, et al. MREJ: MRE elasticity reconstruction on imageJ[J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2013, 43(7): 847 - 852.
- [12] J Bercoff, M Tanter, M Fink. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping[J]. *IEEE Transactions on, Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2004, 51(4): 396 - 409.
- [13] B N Li, C K Chui, S H Ong, et al. Modeling shear modulus distribution in magnetic resonance elastography with piecewise constant level sets[J]. *Magnetic Resonance Imaging*, 2012, 30(3): 390 - 401.
- [14] A Kolipaka, K P McGee, A Manduca, et al. Magnetic resonance elastography: Inversions in bounded media[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2009, 62(6): 1533 - 1542.
- [15] B N Li, X Shan, K Xiang, et al. Evaluation of robust wave image processing methods for magnetic resonance elastography[J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2014, 54(C): 100 - 108.

- [16] 程军峰, 徐善驾. 用于有限元分析的一种新的等级基多重网格法[J]. *电子学报*, 2003, 31(9): 1303 - 1306.

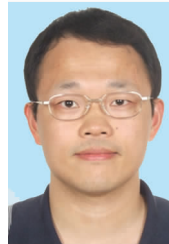
J Cheng, S Xu. A new multigrid method based on hierarchical basis for the finite element analysis[J]. *Acta Electronica Sinica*, 2003, 31(9): 1303 - 1306. (in Chinese)

作者简介



朱霞丽 女, 1990年9月出生于安徽省安庆市. 2016年毕业于合肥工业大学生物医学工程专业, 获得硕士学位. 感兴趣的研究领域为生物电子学与医学信息技术.

E-mail: zhuxiali@foxmail.com



李炳南 (通讯作者) 男, 1978年5月出生于江苏省常州市. 现为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. 感兴趣的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 50 余篇, 申请发明专利及软件著作权近 20 项.

E-mail: bingnan@ieee.org



向 强 男, 1976年10月出生于湖北省秭归县. 现为武汉理工大学自动化学院教授, 主要从事生理信号处理和人机协作方面的研究工作.

E-mail: xkarcher@126.com