



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105796101 A

(43) 申请公布日 2016. 07. 27

(21) 申请号 201410843339. 8

A61B 8/08(2006. 01)

(22) 申请日 2014. 12. 29

(71) 申请人 中国科学院深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学
城学苑大道 1068 号

(72) 发明人 郑海荣 刘新 帖长军 邹超
文剑洪 钟耀祖

(74) 专利代理机构 广州华进联合专利商标代理
有限公司 44224

代理人 吴平

(51) Int. Cl.

A61B 5/055(2006. 01)

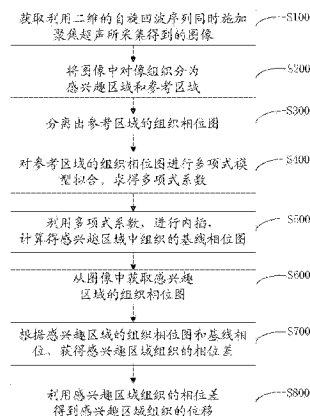
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

基于磁共振声辐射力成像的组织位移测量方法和系统

(57) 摘要

一种基于磁共振声辐射力成像的组织位移测量方法和系统,包括如下步骤:获取利用二维自旋回波序列同时施加聚焦超声所采集得到的图像;将图像中对像组织分为感兴趣区域和参考区域;分离出所述参考区域的组织相位图;对所述参考区域的组织相位图进行多项式模型拟合,求得多项式系数;利用所述多项式系数,进行内插,计算得所述感兴趣区域中组织的基线相位图;从采集图像中获取所述感兴趣区域的组织相位图;获得所述感兴趣区域组织的相位差;利用所述感兴趣区域组织的相位差得到所述感兴趣区域组织的位移。本发明对组织运动不敏感,能减小涡流及场不均匀引起误差,只需采集一次图像就可测量相位差,从而获得组织位移变化,加快了组织位移测量速度。



1. 一种基于磁共振声辐射力成像的组织位移测量方法,其特征在于,包括如下步骤:
获取利用二维自旋回波序列同时施加聚焦超声所采集得到的图像;
将所述图像中包含对像组织的图像区域分为感兴趣区域和参考区域;
分离出所述参考区域的组织相位图;
对所述参考区域的组织相位图进行多项式模型拟合,求得多项式系数;
利用所述多项式系数,进行内插,计算得到所述感兴趣区域中组织的基线相位图;
从所述图像中获取所述感兴趣区域的组织相位图;
根据所述感兴趣区域的组织相位图和所述基线相位图,获得所述感兴趣区域组织的相位差;

利用所述感兴趣区域组织的相位差,得到所述感兴趣区域组织的位移。

2. 根据权利要求1所述的基于磁共振声辐射力成像的组织位移测量方法,其特征在于,利用所述二维自旋回波序列,施加一对双极性运动编码梯度,施加双极性运动编码梯度同时还施加聚焦超声波。

3. 根据权利要求2所述的基于磁共振声辐射力成像的组织位移测量方法,其特征在于,所述感兴趣区域组织的位移按照下述公式(1)计算:

$$\Delta d = \frac{\Delta \phi}{2\gamma G_e \delta} \quad (1)$$

其中, Δd 代表运动的位移, $\Delta \phi$ 代表相位差, γ 代表旋磁比, G_e 代表运动编码梯度的幅值, δ 代表运动编码梯度的宽度。

4. 根据权利要求2所述的基于磁共振声辐射力成像的组织位移测量方法,其特征在于,所述一对双极性运动编码梯度为反向型的双极性运动编码梯度、或者重复性的双极性。

5. 根据权利要求2所述的基于磁共振声辐射力成像的组织位移测量方法,其特征在于,利用所述聚焦超声波与二维自旋回波序列180°回聚脉冲前后的一个运动编码梯度同时施加,采集获得组织相位图。

6. 根据权利要求1所述的基于磁共振声辐射力成像的组织位移测量方法,其特征在于,所述感兴趣区域为圆形。

7. 根据权利要求1所述的基于磁共振声辐射力成像的组织位移测量方法,其特征在于,所述参考区域包围所述感兴趣区域。

8. 根据权利要求1所述的基于磁共振声辐射力成像的组织位移测量方法,其特征在于,所述参考区域为圆环状。

9. 根据权利要求1所述的基于磁共振声辐射力成像的组织位移测量方法,其特征在于,所述感兴趣区域组织的相位差由所述感兴趣区域的组织相位图减去所述感兴趣区域中组织的基线相位图求得。

10. 一种基于磁共振声辐射力成像的组织位移测量系统,其特征在于,包括:
数据提取模块,用于采集利用二维自旋回波序列同时施加聚焦超声得到的图像;
区分模块,用于将所述图像中对像组织分为感兴趣区域和参考区域;
分离模块,用于分离出所述参考区域的组织相位图;
求取模块,用于对所述参考区域的组织相位图进行多项式模型拟合,求得多项式系数;

第一计算模块,用于利用所述多项式系数,进行内插,计算得到所述感兴趣区域中组织的基线相位图;

获取模块,用于从所述图像中获取所述感兴趣区域的组织相位图;

处理模块,用于根据所述感兴趣区域组织的相位图和所述基线相位图,获得感兴趣区域组织的相位差;及

第二计算模块,用于利用所述感兴趣区域组织的相位差,得到所述感兴趣区域组织的位移。

基于磁共振声辐射力成像的组织位移测量方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振引导高强度聚焦超声领域,特别是涉及一种基于磁共振声辐射力成像的组织位移测量方法和系统。

背景技术

[0002] 声辐射力(acoustic radiation force impulse,ARFI)是声波在物质内部传播过程产生的现象,当声波频率达到兆赫兹级别,即超声波时,声波在传播物质内部可产生两种现象:一、在声波传播方向产生动量交换,二、发热。其中动量交换可产生一个作用力,推动传播物质产生一定位移。该位移可反应声传播物质侧部的弹性硬度,测量该位移有几种不同方法。常规超声成像技术可测得该位移,这一技术已广泛应用于各种组织弹性硬度研究;近年来发展的磁共振超声辐射力成像技术(MR-ARFI)被应用于评价组织弹性。

[0003] 磁共振声辐射力成像技术在2008年由McDannold等人(McDannold N, Maier SE, Magnetic resonance acoustic radiation force imaging, Med Phys, 2008, 35(8):3748-58)提出,该方法的理论为在高强度聚焦超声的作用下,焦点处的物质在声辐射力作用下会在声波传播方向产生几微米位移,结合磁共振成像技术可以测得该位移。

[0004] 2010年Jing Chen等人(Kaye EA, Chen J, Pauly KB, Rapid MR-ARFI method for focal spot localization during focused ultrasound therapy, MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE 2011, 65(3):738-743)提出在磁共振成像中,通过声辐射力测量位移变化。同时,利用优化的编码梯度(即使用一对双极性编码梯度)对组织运动伪影进行校正,同时采集背景基线相位图进行了背景场漂校正,提高了位移测量的精确性。为了节约扫描时间,E. A. Kaye等人在之前研究基础上发展了一种基于单次激发(single-shot)平面回波成像(Echo-planar imaging, EPI)的MR-ARFI技术,可以快速获得焦点位移图。而V. Auboiroux等人则采用一种分段的(gradient echo-echo planar imaging)GRE-EPI序列加速采集速度,在快速定位焦点的同时还实现了温度测量。

[0005] McDannold等人提出的就磁共振声辐射力成像技术的聚焦超声焦点测量方法,运用的是自旋回波序列,采集图像速度较慢。该方法使用一对单极性运动编码梯度,在相位图中会产生一些未知的伪影,影响焦点位置测量的准确性。Jing Chen等人采用一对双极性运动编码梯度,有效的校正了相位图中涡流产生的相位伪影,但是依然使用了自旋回波序列,图像采集速度慢。尽管,其他研究者为了提高图像采集速度使用了平面回波成像(Echo-planar imaging, EPI)成像技术,但还是需要扫描两次序列,可能会出现图像失配准的情况,引起较大的测量误差。

发明内容

[0006] 基于此,有必要提供一种基于磁共振声辐射力成像技术的、无参考的、快速的组织位移测量方法和系统。

- [0007] 一种基于磁共振声辐射力成像的组织位移测量方法,其特征在于,包括如下步骤:
- [0008] 获取利用二维自旋回波序列同时施加聚焦超声所采集得到的图像;
- [0009] 将所述图像中包含对像组织的图像区域分为感兴趣区域和参考区域;
- [0010] 分离出所述参考区域的组织相位图;
- [0011] 对所述参考区域的组织相位图进行多项式模型拟合,求得多项式系数;
- [0012] 利用所述多项式系数,进行内插,计算得到所述感兴趣区域中组织的基线相位图;
- [0013] 从所述图像中获取所述感兴趣区域的组织相位图;
- [0014] 根据所述感兴趣区域的组织相位图和所述基线相位图,获得所述感兴趣区域组织的相位差;
- [0015] 利用所述感兴趣区域组织的相位差得到所述感兴趣区域组织的位移。
- [0016] 在其中一个实施例中,利用所述二维自旋回波序列,施加一对双极性运动编码梯度,施加双极性运动编码梯度同时还施加聚焦超声波。
- [0017] 在其中一个实施例中,所述一对双极性运动编码梯度为重复性的双极性。
- [0018] 在其中一个实施例中,所述一对双极性运动编码梯度为反向型的双极性运动编码梯度。
- [0019] 在其中一个实施例中,利用所述聚焦超声波与二维自旋回波序列 180° 回聚脉冲前后的一个运动编码梯度同时施加,采集获得组织相位图。
- [0020] 在其中一个实施例中,所述感兴趣区域组织的位移按照下述公式 (1) 计算:
- [0021]

$$\Delta d = \frac{\Delta \phi}{2\gamma G_e \delta} \quad (1)$$

- [0022] 其中, Δd 代表运动的位移, $\Delta \phi$ 代表相位差, γ 代表旋磁比, G_e 代表运动编码梯度的幅值, δ 代表运动编码梯度的宽度。
- [0023] 在其中一个实施例中,所述感兴趣区域为圆形。
- [0024] 在其中一个实施例中,所述参考区域包围所述感兴趣区域。
- [0025] 在其中一个实施例中,所述参考区域为圆环状。
- [0026] 在其中一个实施例中,所述感兴趣区域组织的相位差由所述感兴趣区域的组织相位图减去所述感兴趣区域中组织的基线相位图求得。
- [0027] 在其中一个实施例中,所述感兴趣区域组织的位移与所述感兴趣区域组织的相位差呈线性关系。
- [0028] 一种基于磁共振声辐射力成像的组织位移测量系统,包括:
- [0029] 数据提取模块,用于采集利用二维自旋回波序列同时施加聚焦超声得到的图像;
- [0030] 区分模块,用于将所述图像中对像组织分为感兴趣区域和参考区域;
- [0031] 分离模块,用于分离出所述参考区域的组织相位图;
- [0032] 求取模块,用于对所述参考区域的组织相位图进行多项式模型拟合,求得多项式系数;
- [0033] 第一计算模块,用于利用所述多项式系数,进行内插,计算得到所述感兴趣区域中

组织的基线相位图；

[0034] 获取模块,用于从所述图像中获取所述感兴趣区域的组织相位图；

[0035] 处理模块,用于根据所述感兴趣区域组织的相位图和所述基线相位图,获得感兴趣区域组织的相位差；

[0036] 第二计算模块,用于利用所述感兴趣区域组织的相位差,得到所述感兴趣区域组织的位移。

[0037] 上述基于磁共振声辐射力成像的聚焦超声焦点测量方法,本发明是一种无参考的相位对比技术,对组织运动伪影不敏感,可有效地减小涡流及场不均匀性引起的测量误差,并且只需要采集一次图像就可测量相位差,提高了图像采集的速度。

附图说明

[0038] 图1为本发明一个实施例中基于磁共振声辐射力成像的焦点测量方法的流程图；

[0039] 图2为本发明一个实施例中施加的自旋回波序列图；

[0040] 图3为本发明一个实施例中组织中感兴趣区域和参考区域的划分示意图；

[0041] 图4为本发明一个实施例中基于磁共振声辐射力成像的焦点测量系统的结构示意图。

具体实施方式

[0042] 如图1和图2所示,一种基于磁共振声辐射力成像的组织位移测量方法,具体步骤如下：

[0043] 在步骤S100中,获取利用二维自旋回波序列同时施加聚焦超声所采集得到的图像。

[0044] 优选地,利用上述二维自旋回波序列,施加一对双极性运动编码梯度。

[0045] 优选地,上述一对双极性运动编码梯度为重复性的双极性。

[0046] 优选地,上述一对双极性运动编码梯度为反向型的双极性运动编码梯度。

[0047] 优选地,上述聚焦超声分别作用在 180° 回聚脉冲前后一段特定时间。聚焦超声波与 180° 回聚脉冲前的第二个运动编码梯度同时开始,与 180° 回聚脉冲后的第一个运动编码梯度同时结束。

[0048] 在步骤S200中,将所述图像中包含对像组织的图像区域分为感兴趣区域和参考区域。如图3所示,分别指出了组织中未发生运动的区域,即参考区域(region of reference, ROR)和焦点处(即感兴趣区域,region of interest, ROI),上述参考区域为不包含上述焦点处的区域。优选地,上述感兴趣区域为圆形。优选地,上述参考区域包围上述感兴趣区域。优选地,上述参考区域为圆环状。

[0049] 在步骤S300中,分离出上述参考区域的组织相位图；

[0050] 在步骤S400中,对上述参考区域的组织相位图进行多项式模型拟合,求得多项式系数；

[0051] 在步骤S500中,利用上述多项式系数,进行内插,计算得上述感兴趣区域中组织的基线相位图。参考区域像素的相位 ϕ 是缓慢平滑变化的。其相位满足多项式模型,利用最小二乘法计算最小残差可获得多项式系数。

[0052] $\Phi(x, y) = a_0 + a_1x + a_2y + a_3xy + \dots$ (2)

[0053] 感兴趣区域组织的基线相位图 Φ' , 可由公式 (2) 求出的多项式系数通过坐标内插获得。

[0054] 在步骤 S600 中, 从上述图像中获取所述感兴趣区域的组织相位图;

[0055] 在步骤 S700 中, 根据上述感兴趣区域的组织相位图和所述基线相位图, 获得上述感兴趣区域组织的相位差。优选地, 在聚焦超声作用同时获得当前焦点处感兴趣区域组织的组织相位图 Φ_1 及基线相位图 Φ' , 则上述感兴趣区域组织的相位差 $\Delta\Phi$ 为下述公式 (3) 所示:

[0056] $\Delta\Phi = \Phi_1 - \Phi'$ (3)

[0057] 在步骤 S800 中, 利用上述感兴趣区域组织的相位差, 得到上述感兴趣区域组织的位移。具体地, 上述感兴趣区域组织的相位差与上述感兴趣区域组织的位移呈线性关系, 按照如下公式 (1) 计算:

[0058]

$$\Delta d = \frac{\Delta\Phi}{2\gamma G_e \delta} \quad (1)$$

[0059] 其中, Δd 代表运动的位移, $\Delta\Phi$ 代表上述感兴趣区域组织的相位差, γ 代表旋磁比, G_e 代表运动编码梯度的幅值, δ 代表运动编码梯度的宽度。

[0060] 基于上述方法, 在本发明的一个实施例中, 如图 4 所示, 一种基于磁共振声辐射力成像的组织位移测量系统, 包括: 数据提取模块 10, 区分模块 20, 分离模块 30, 求取模块 40, 计算模块 50, 获取模块 60 和处理模块 70。其中,

[0061] 数据提取模块 10, 用于采集利用二维自旋回波序列同时施加聚焦超声得到的图像;

[0062] 区分模块 20, 用于将图像中对像组织分为感兴趣区域和参考区域;

[0063] 分离模块 30, 用于分离出参考区域的组织相位图;

[0064] 求取模块 40, 用于对参考区域的组织相位图进行多项式模型拟合, 求得多项式系数;

[0065] 第一计算模块 50, 用于利用所述多项式系数, 进行内插, 计算得到感兴趣区域中组织的基线相位图;

[0066] 获取模块 60, 用于从采集图像中获取感兴趣区域的组织相位图;

[0067] 处理模块 70, 用于根据所述感兴趣区域组织的相位图和所述基线相位图, 获得感兴趣区域组织的相位差; 及

[0068] 第二计算模块 80, 用于利用感兴趣区域组织的相位差得到感兴趣区域组织的位移。

[0069] 综上所述, 上述基于磁共振声辐射力成像的聚焦超声焦点测量方法, 本发明是一种无参考的相位对比技术, 对组织运动伪影不敏感, 可有效地减小涡流及场不均匀性引起的测量误差, 并且只需要采集一次图像就可测量相位差, 提高了图像采集的速度。

[0070] 以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式, 其描述较为具体和详细, 但并不能因此而理解为对本发明专利范围的限制。应当指出的是, 对于本领域的普通技术人员来说, 在不脱离本发明构思的前提下, 还可以做出若干变形和改进, 这些都属于本发明的保

护范围。因此,本发明专利的保护范围应以所附权利要求为准。

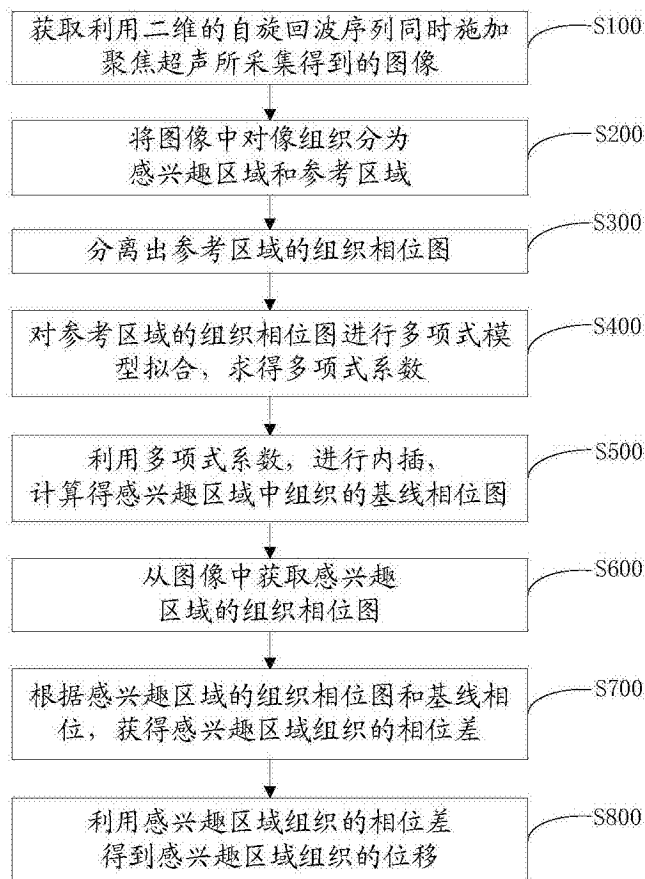


图 1

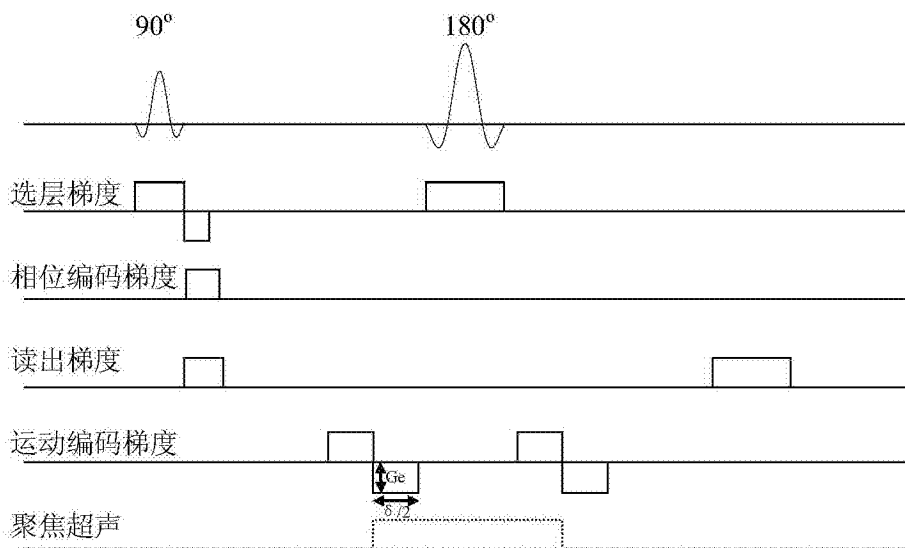


图 2

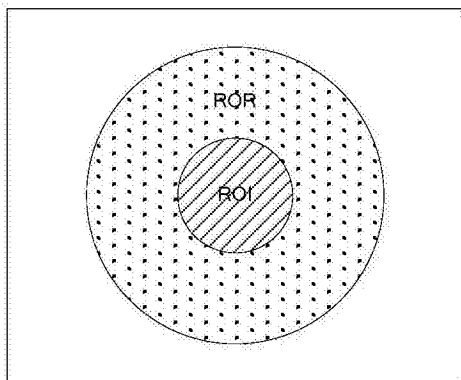


图 3

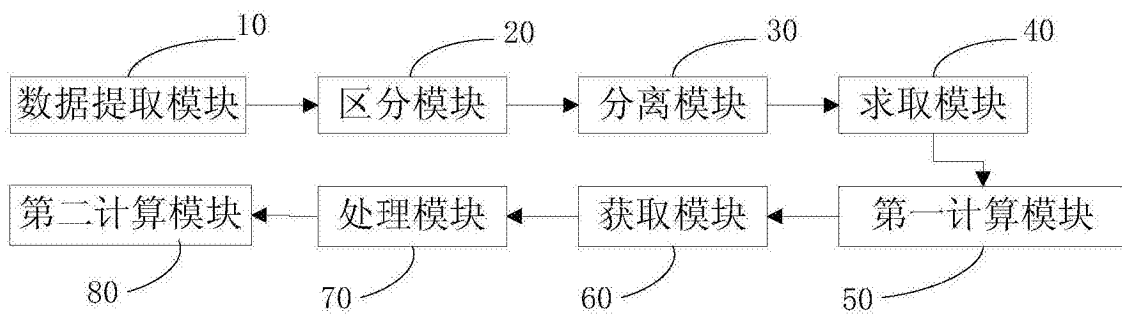


图 4

专利名称(译)	基于磁共振声辐射力成像的组织位移测量方法和系统		
公开(公告)号	CN105796101A	公开(公告)日	2016-07-27
申请号	CN201410843339.8	申请日	2014-12-29
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院		
[标]发明人	郑海荣 刘新 帖长军 邹超 文剑洪 钟耀祖		
发明人	郑海荣 刘新 帖长军 邹超 文剑洪 钟耀祖		
IPC分类号	A61B5/055 A61B8/08		
代理人(译)	吴平		
其他公开文献	CN105796101B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种基于磁共振声辐射力成像的组织位移测量方法和系统，包括如下步骤：获取利用二维自旋回波序列同时施加聚焦超声所采集得到的图像；将图像中对像组织分为感兴趣区域和参考区域；分离出所述参考区域的组织相位图；对所述参考区域的组织相位图进行多项式模型拟合，求得多项式系数；利用所述多项式系数，进行内插，计算得所述感兴趣区域中组织的基线相位图；从采集图像中获取所述感兴趣区域的组织相位图；获得所述感兴趣区域组织的相位差；利用所述感兴趣区域组织的相位差得到所述感兴趣区域组织的位移。本发明对组织运动不敏感，能减小涡流及场不均匀引起误差，只需采集一次图像就可测量相位差，从而获得组织位移变化，加快了组织位移测量速度。

