



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111317474 A

(43)申请公布日 2020.06.23

(21)申请号 201811525214.5

(22)申请日 2018.12.13

(71)申请人 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 乔阳紫 邹超

帖长军 孟德 贺强

(74)专利代理机构 深圳智趣知识产权代理事务

所(普通合伙) 44486

代理人 邵萌

(51)Int.Cl.

A61B 5/055(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

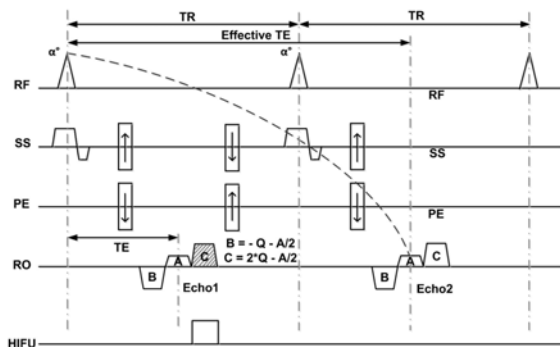
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

组织位移检测方法、系统、计算设备及存储介质

(57)摘要

本发明适用计算机技术领域,提供了一种组织位移检测方法、系统、计算设备及存储介质,该方法包括:在依次在连续的第一TR及第二TR内获得MR-ARFI所得的第一回波信号相位图及第二回波信号相位图后,依据该第一回波信号相位图及第二回波信号相位图差值,计算得到组织内位移变化量,其中,在成像过程中,施加射频脉冲、梯度场及聚焦超声脉冲,梯度场的一梯度方向上施加有用于失相位及位移编码的第一梯度,在第一TR内第一梯度的施加与聚焦超声脉冲的施加同步。这样,第一梯度不仅能实现重聚梯度的功能,而且能同时实现位移编码梯度的功能,且第一梯度的矩可根据需求进行调节,从而简化了设置、计算处理。



1. 一种基于回波位移的组织位移检测方法,其特征在于,所述方法包括:

依次在连续的第一重复周期TR及第二TR内获得磁共振-声辐射力成像MR-ARFI所得的第一回波信号相位图及第二回波信号相位图,在所述MR-ARFI过程中,施加射频脉冲、梯度场及聚焦超声脉冲,所述梯度场的一梯度方向上施加有用于失相位及位移编码的第一梯度,在所述第一TR内所述第一梯度的施加与所述聚焦超声脉冲的施加同步;

依据所述第一回波信号相位图及所述第二回波信号相位图的差值,计算得到组织内位移变化量。

2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:

依据所述第一回波信号相位图,计算得到组织内温度变化量。

3. 如权利要求1或2所述的方法,其特征在于,所述梯度方向上施加有均与所述第一梯度在周期时序上临近的第二梯度及第三梯度,所述第二梯度具有与所述梯度方向对应的基础功能,所述第三梯度为重聚梯度。

4. 如权利要求3所述的方法,其特征在于,所述梯度方向为读出方向,所述第二梯度为读出梯度;在所述周期时序中,所述第三梯度、所述第二梯度及所述第一梯度按先后顺序排列且位于同一个TR内。

5. 如权利要求3所述的方法,其特征在于,所述梯度方向为选层方向,所述第二梯度为选层梯度;在所述周期时序中,所述第一梯度位于所述第一TR内,所述第二梯度部分位于所述第一TR内、部分位于所述第二TR内,所述第三梯度位于所述第二TR内。

6. 如权利要求3所述的方法,其特征在于,所述第一梯度的矩均与所述第二梯度的矩及所述第三梯度的矩的对应关系为:

$$C = (n+1) \times Q - A/2, B = -n \times Q - A/2, Q = A+B+C,$$

其中,A为所述第二梯度的矩,B为所述第一梯度的矩,C为所述第三梯度的矩,n取值为大于或等于1的自然数,Q为可调的任意值。

7. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述方法与平面回波成像EPI或分段平面回波成像sEPI相结合。

8. 一种基于回波位移的组织位移检测系统,其特征在于,所述系统包括:

获取单元,用于依次在连续的第一重复周期TR及第二TR内获得磁共振-声辐射力成像MR-ARFI所得的第一回波信号相位图及第二回波信号相位图,在所述MR-ARFI过程中,施加射频脉冲、梯度场及聚焦超声脉冲,所述梯度场的一梯度方向上施加有用于失相位及位移编码的第一梯度,在所述第一TR内所述第一梯度的施加与所述聚焦超声脉冲的施加同步;以及,

计算单元,用于依据所述第一回波信号相位图及所述第二回波信号相位图的差值,计算得到组织内位移变化量。

9. 一种计算设备,包括存储器及处理器,其特征在于,所述处理器执行所述存储器中存储的计算机程序时实现如权利要求1至7任一项所述方法中的步骤。

10. 一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有计算机程序,其特征在于,所述计算机程序被处理器执行时实现如权利要求1至7任一项所述方法中的步骤。

## 组织位移检测方法、系统、计算设备及存储介质

### 技术领域

[0001] 本发明属于计算机技术领域,尤其涉及一种组织位移检测方法、系统、计算设备及存储介质。

### 背景技术

[0002] 磁共振-声辐射力成像(Magnetic Resonance Acoustic Radiation Force Imaging,MR-ARFI)技术是利用磁共振运动敏感特性,将高强度聚焦超声(High Intensity Focused Ultrasound,HIFU)作用过程中在组织内产生的微米尺寸位移,编码到磁共振相位图中。

[0003] 如图1所示,基于传统的梯度回波(Gradient-Echo,GRE)序列的MR-ARFI检测,传统GRE序列的读出(Read Out,RO)方向上在读出梯度A之前设置重聚梯度B,重聚梯度B的矩为不可调的、较小的定值(一般为读出梯度A的矩的1/2),当需要进行位移编码时,需要额外添加位移编码梯度,使得设置、计算处理都较为繁琐。

[0004] 图1中所涉及的其他相关参数列举如下(文中其他部分的参数定义类同):射频(Radio Frequency,RF)脉冲、RF脉冲的重复周期(Repetition Time,TR)、RF脉冲的翻转角 $\alpha$ 、选层(Slice Selection,SS)方向、相位编码(Phase Encode,PE)方向、回波时间(Echo Time,TE)、位移编码梯度的大小 $G_e$ 、位移编码梯度的时间 $\tau$ 。

### 发明内容

[0005] 本发明的目的在于提供一种基于回波位移的组织位移检测方法、系统、计算设备及存储介质,旨在解决现有技术所存在的需要额外添加位移编码梯度进行位移编码而导致设置、计算处理繁琐的问题。

[0006] 一方面,本发明提供了一种基于回波位移的组织位移检测方法,所述方法包括:

[0007] 依次在连续的第一重复周期TR及第二TR内获得磁共振-声辐射力成像MR-ARFI所得的第一回波信号相位图及第二回波信号相位图,在所述MR-ARFI过程中,施加射频脉冲、梯度场及聚焦超声脉冲,所述梯度场的一梯度方向上施加有用于失相位及位移编码的第一梯度,在所述第一TR内所述第一梯度的施加与所述聚焦超声脉冲的施加同步;

[0008] 依据所述第一回波信号相位图及所述第二回波信号相位图的差值,计算得到组织内位移变化量。

[0009] 进一步的,所述方法还包括:

[0010] 依据所述第一回波信号相位图,计算得到组织内温度变化量。

[0011] 进一步的,所述梯度方向上施加有均与所述第一梯度在周期时序上临近的第二梯度及第三梯度,所述第二梯度具有与所述梯度方向对应的基础功能,所述第三梯度为重聚梯度。

[0012] 进一步的,所述梯度方向为读出方向,所述第二梯度为读出梯度;在所述周期时序中,所述第三梯度、所述第二梯度及所述第一梯度按先后顺序排列且位于同一个TR内。

[0013] 进一步的,所述梯度方向为选层方向,所述第二梯度为选层梯度;在所述周期时序中,所述第一梯度位于所述第一TR内,所述第二梯度部分位于所述第一TR内、部分位于所述第二TR内,所述第三梯度位于所述第二TR内。

[0014] 进一步的,所述第一梯度的矩均与所述第二梯度的矩及所述第三梯度的矩的对应关系为:

[0015]  $C = (n+1) \times Q - A/2, B = -n \times Q - A/2, Q = A+B+C,$

[0016] 其中,A为所述第二梯度的矩,B为所述第一梯度的矩,C为所述第三梯度的矩,n取值为大于或等于1的自然数,Q为可调的任意值。

[0017] 进一步的,所述方法与平面回波成像EPI或分段平面回波成像sEPI相结合。

[0018] 另一方面,本发明提供了一种基于回波位移的组织位移检测系统,所述系统包括:

[0019] 获取单元,用于依次在连续的第一重复周期TR及第二TR内获得磁共振-声辐射力成像MR-ARFI所得的第一回波信号相位图及第二回波信号相位图,在所述MR-ARFI过程中,施加射频脉冲、梯度场及聚焦超声脉冲,所述梯度场的一梯度方向上施加有用于失相位及位移编码的第一梯度,在所述第一TR内所述第一梯度的施加与所述聚焦超声脉冲的施加同步;以及,

[0020] 计算单元,用于依据所述第一回波信号相位图及所述第二回波信号相位图的差值,计算得到组织内位移变化量。

[0021] 另一方面,本发明还提供了一种计算设备,包括存储器及处理器,所述处理器执行所述存储器中存储的计算机程序时实现如上述方法中的步骤。

[0022] 另一方面,本发明还提供了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现如上述方法中的步骤。

[0023] 本发明在依次在连续的第一TR及第二TR内获得MR-ARFI所得的第一回波信号相位图及第二回波信号相位图后,依据该第一回波信号相位图及第二回波信号相位图差值,计算得到组织内位移变化量,其中,在成像过程中,施加射频脉冲、梯度场及聚焦超声脉冲,梯度场的一梯度方向上施加有用于失相位及位移编码的第一梯度,在第一TR内第一梯度的施加与聚焦超声脉冲的施加同步。这样,第一梯度不仅能实现重聚梯度的功能,而且能同时实现位移编码梯度的功能,且第一梯度的矩可根据需求进行调节,从而简化了设置、计算处理。此外,由于回波位移检测序列本身对温度变化敏感,通过添加与第一梯度同步的聚焦超声脉冲,可实现位移和温度的同步检测。

## 附图说明

[0024] 图1是现有技术提供的基于传统的GRE序列的MR-ARFI检测的时序图;

[0025] 图2是本发明实施例一提供的基于回波位移的组织位移检测方法的流程示意图;

[0026] 图3是本发明实施例三中基于ES序列的MR-ARFI的时序图;

[0027] 图4是本发明实施例四中基于ES序列的MR-ARFI的时序图;

[0028] 图5是本发明实施例七提供的基于回波位移的组织位移检测系统的结构示意图;

[0029] 图6是本发明实施例八提供的计算设备的结构示意图。

## 具体实施方式

[0030] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0031] 以下结合具体实施例对本发明的具体实现进行详细描述:

[0032] 实施例一:

[0033] 图2示出了本发明实施例一提供的基于回波位移(Echo-shifted,ES)的组织位移检测方法的实现流程,为了便于说明,仅示出了与本发明实施例相关的部分,详述如下:

[0034] 在步骤S201中,依次在连续的第一重复周期TR及第二TR内获得磁共振声辐射力成像MR-ARFI所得的第一回波信号相位图及第二回波信号相位图,在MR-ARFI过程中,施加射频脉冲 $\alpha^\circ$ 、梯度场及聚焦超声脉冲,梯度场的一梯度方向上施加有用于失相位及位移编码的第一梯度,在第一TR内第一梯度的施加与聚焦超声脉冲的施加同步。第一梯度的编码引起的位移变化在第一回波信号相位图中不体现,而体现在第二回波信号相位图中。

[0035] 本实施例中,MR-ARFI的过程大致是:当施加外在磁场时,采用特定频率的RF脉冲激发被测组织内的质子,质子吸收一定的能量而发生共振,当停止发射RF脉冲后,被激发的质子将吸收的能量以扫描信号的形式逐步释放出来,对扫描信号进行采集,并采用图像重建技术,对所采集的扫描信号进行处理,就可获得被测组织的扫描图像,扫描图像可包括相应的相位图。信号处理的基本单位为体素,一个体素可包括一个或多个质子,在图像重建时,处理对象为所采集的、针对体素的扫描信号。通常,外在磁场包括主磁场和梯度场,梯度场包括SS方向、PE方向及RO方向。聚焦超声脉冲一般为HIFU脉冲。

[0036] 在MR-ARFI过程中,可在梯度场其中一个梯度方向上施加同时具有重聚梯度功能及位移编码梯度功能的第一梯度,该梯度方向可以是SS方向,或RO方向,或PE方向等。为了实现该第一梯度同时具有位移编码功能,HIFU脉冲的施加需要在第一TR内与第一梯度的施加同步进行。

[0037] 在步骤S202中,依据第一回波信号相位图及第二回波信号相位图的差值,计算得到组织内位移变化量。

[0038] 本实施例中,可在利用HIFU脉冲进行组织位移监控之前,采集得到参考相位。而后续可利用第二回波信号相位图 $\varphi_2$ 、第一回波信号相位图 $\varphi_1$ 、磁旋比 $\gamma$ 、第一梯度的磁矩C等,计算得到组织内位移变化量 $\Delta x$ ,其中第一梯度的矩C可由第一梯度的大小 $G_e$ 与时间 $\tau$ 的乘积 $G_e\tau$ 来确定,具体可为:

$$[0039] \quad \Delta x = \frac{\varphi_2 - \varphi_1}{2\pi\gamma C} = \frac{\varphi_2 - \varphi_1}{2\pi\gamma G_e \tau}$$

[0040] 当然,在其他实施例中,组织内位移变化量 $\Delta x$ 还可以通过其他方式计算得到。

[0041] 实施本实施例,第一TR内的第一梯度不仅能实现失相位的功能(即散相梯度的功能),而且能同时实现位移编码梯度的功能,且第一梯度的矩可根据需求进行调节,从而简化了设置、计算处理。

[0042] 实施例二:

[0043] 本实施例在实施例一基础上,进一步提供了如下内容:

[0044] 在上述施加有第一梯度的梯度方向上施加有均与第一梯度在周期时序上临近的第二梯度及第三梯度,第二梯度具有与梯度方向对应的基础功能,第三梯度为重聚梯度,第一梯度的矩均与第二梯度的矩及第三梯度的矩相关,第二梯度的矩由成像协议决定。

[0045] 本实施例中,由于在一梯度方向(可以是R0方向、SS方向或PE方向)上施加具有失相位功能的第一梯度以及相位重聚功能的第三梯度,使得回波信号并不是在当前TR中进行采集,而是在后续的TR中采集的,那么使得在有效回波时间(Effective TE),即实际RF脉冲激发后到回波产生的时间一定的条件下,Effective TE大于TR,扫描过程总时长较短,有利于快速成像,监控的时间分辨率得到了提高,保障了监控的实时性。

[0046] 实施例三:

[0047] 本实施例在实施例二基础上,进一步提供了如下内容:

[0048] 施加有第一梯度的梯度方向为R0方向,第二梯度为读出梯度;在周期时序中,第三梯度、第二梯度及第一梯度按先后顺序排列且位于同一个TR内。

[0049] 参考图3,A、B、C分别代表第二梯度、第三梯度及第一梯度的矩,A、B、C的对应关系为:

[0050]  $C = (n+1) \times Q - A/2, B = -n \times Q - A/2, Q = A+B+C,$

[0051] 其中,n取值为大于或等于1的自然数(在图3的示例中,n取值为1),那么可使回波信号产生在第n+1个TR时间内,Q为TR内的有效散相梯度,Q为可调的任意值,且 $Q = A+B+C$ ,当用于位移检测时,则可根据所需检测的位移大小调节Q,A已知且主要由采集协议中的采集带宽和图像分辨率决定, $B = -Q - A/2, C = 2Q - A/2$ 。

[0052] 在其他示例中,为实现回波位移,n可为大于或等于1的任意值,但实际检测过程中一般会控制使n不会过大,以避免检测到的信号太弱,信噪比过低。

[0053] 组织内位移变化量 $\Delta x$ 在图3所示的示例中,去除C的极性后,进一步可计算为:

$$[0054] \quad \Delta x = \frac{\varphi_2 - \varphi_1}{2\pi\gamma C} = \frac{\varphi_2 - \varphi_1}{2\pi\gamma G_e \tau} = \frac{\varphi_2 - \varphi_1}{2\pi\gamma (2Q - \frac{A}{2}) \tau}$$

[0055] 实施本实施例,由于在R0方向上施加具有失相位功能的第一梯度以及相位重聚功能的第三梯度,使得回波信号并不是在当前TR中进行采集,而是在下一TR中采集的,那么使得在有效回波时间(Effective TE),即实际RF脉冲激发后到回波产生的时间一定的条件下,Effective TE大于TR,扫描过程总时长较短,有利于快速成像,监控的时间分辨率得到了提高,保障了监控的实时性。

[0056] 实施例四:

[0057] 本实施例在实施例二基础上,进一步提供了如下内容:

[0058] 施加有第一梯度的梯度方向为SS方向,第二梯度为选层梯度;在周期时序中,第一梯度(即具有位移编码功能的散相梯度)位于第一TR内,第二梯度部分位于第一TR内、部分位于第二TR内,第三梯度(即重聚梯度)位于第二TR内。

[0059] 参考图4,同样,A、B、C分别代表第二梯度、第三梯度及第二梯度的矩,A、B、C的对应关系与实施例三中所说类同,其他内容类似,此处不再赘述。

[0060] 实施例五:

[0061] 本实施例在上述各实施例基础上,进一步提供了如下内容:

[0062] 依据第一回波信号相位图,计算得到组织内温度变化量。

[0063] 本实施例中,由于TR时间较短,HIFU脉冲的占空比较高,在此过程中,可能因为温度变化而造成对相位的影响,那么,可在利用HIFU脉冲进行组织温度和位移监控之前,采集得到参考相位。而后续可利用第一回波信号相位图 $\varphi_1$ 、参考相位 $\varphi_{ref}$ 、磁旋比 $\gamma$ 、主磁场强度 $B_0$ 、有效回波时间 $TE_{effect}$ 、组织温度敏感系数 $\beta$ 等,计算得到组织温度变化量 $\Delta T$ ,其中,有效回波时间 $TE_{effect}$ 可由TR及TE获得,具体可为:

$$[0064] \quad \Delta T = \frac{\varphi_1 - \varphi_{ref}}{\beta 2\pi\gamma TE_{effect} B_0} = \frac{\varphi_1 - \varphi_{ref}}{\beta 2\pi\gamma (TR + TE) B_0}$$

[0065] 实施例六:

[0066] 上述实施例给出的时序图——图3及图4主要是以常规读出方式读出信号的,而序列也可与平面回波成像(Echo Plane Imaging,EPI)或分段平面回波成像(Segmented Echo Plane Imaging,sEPI)相结合,可有效缩短HIFU脉冲的作用时间,适合于HIFU脉冲的焦点定位、HIFU作用过程中的温度监控、弹性监控等,可有效提高检测的时间分辨率。

[0067] 实施例七:

[0068] 图5示出了本发明实施例七提供的基于回波位移的组织位移检测系统的结构,为了便于说明,仅示出了与本发明实施例相关的部分,其中包括:

[0069] 获取单元501,用于依次在连续的第一重复周期TR及第二TR内获得磁共振-声辐射力成像MR-ARFI所得的第一回波信号相位图及第二回波信号相位图,在MR-ARFI过程中,施加射频脉冲、梯度场及聚焦超声脉冲,梯度场的一梯度方向上施加有用于失相位及位移编码的第一梯度,在第一TR内第一梯度的施加与聚焦超声脉冲的施加同步;以及,

[0070] 计算单元502,用于依据第一回波信号相位图及第二回波信号相位图的差值,计算得到组织内位移变化量。

[0071] 在本发明实施例中,组织位移检测系统的各单元可由相应的硬件或软件单元实现,各单元可以为独立的软、硬件单元,也可以集成为一个软、硬件单元,在此不用以限制本发明。

[0072] 实施例八:

[0073] 图6示出了本发明实施例八提供的计算设备的结构,为了便于说明,仅示出了与本发明实施例相关的部分。

[0074] 本发明实施例的计算设备包括处理器601及存储器602,处理器601执行存储器602中存储的计算机程序603时实现上述各个方法实施例中的步骤,例如图2所示的步骤S201至S202。或者,处理器601执行计算机程序603时实现上述系统实施例中各单元的功能,例如图5所示单元501至502的功能。

[0075] 该计算设备中处理器601执行计算机程序603时实现上述各方法时实现的步骤可参考前述方法实施例的描述,在此不再赘述。

[0076] 实施例九:

[0077] 在本发明实施例中,提供了一种计算机可读存储介质,该计算机可读存储介质存储有计算机程序,该计算机程序被处理器执行时实现上述各方法实施例中的步骤,例如,图

2所示的步骤S201至S202。或者,该计算机程序被处理器执行时实现上述系统实施例中各单元的功能,例如图5所示单元501至502的功能。

[0078] 本发明实施例的计算机可读存储介质可以包括能够携带计算机程序代码的任何实体或装置、记录介质,例如,ROM/RAM、磁盘、光盘、闪存等存储器。

[0079] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

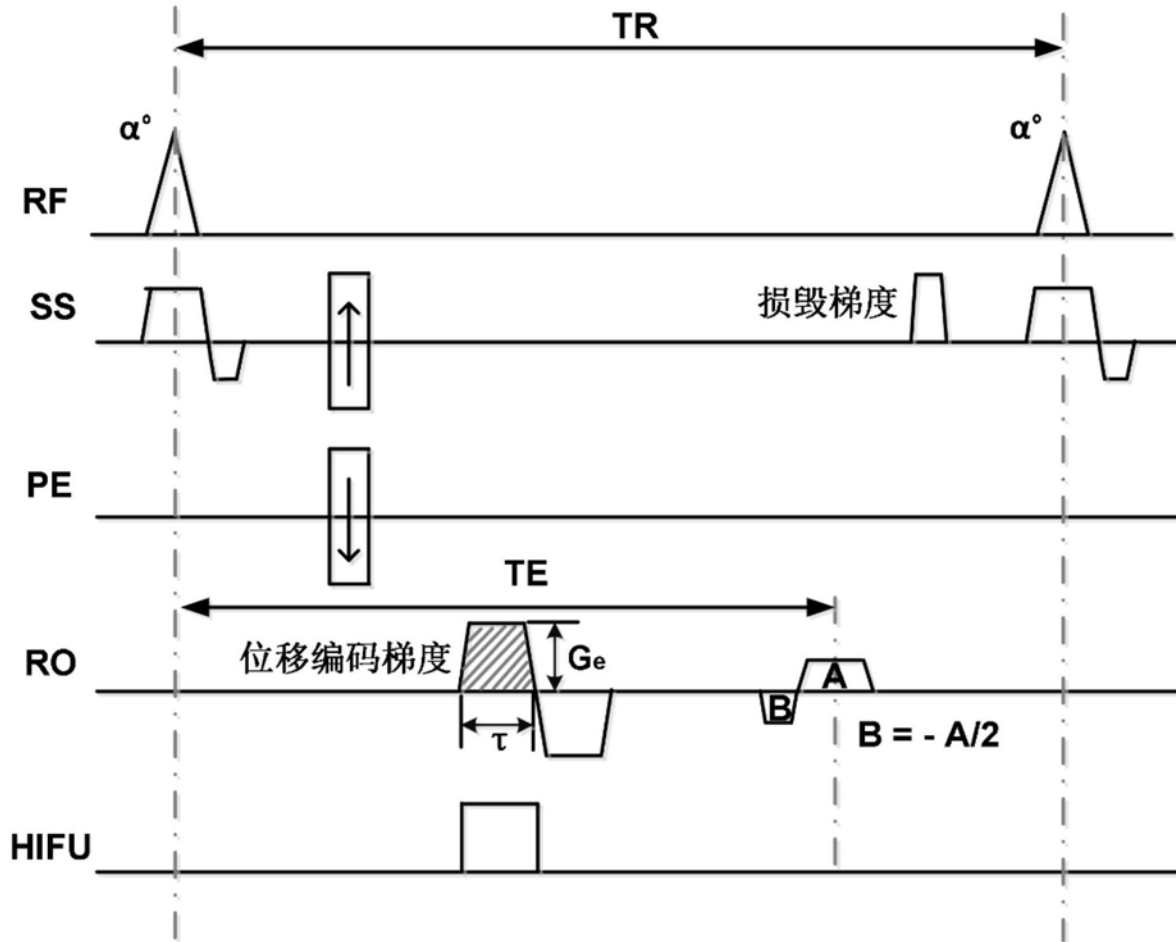


图1

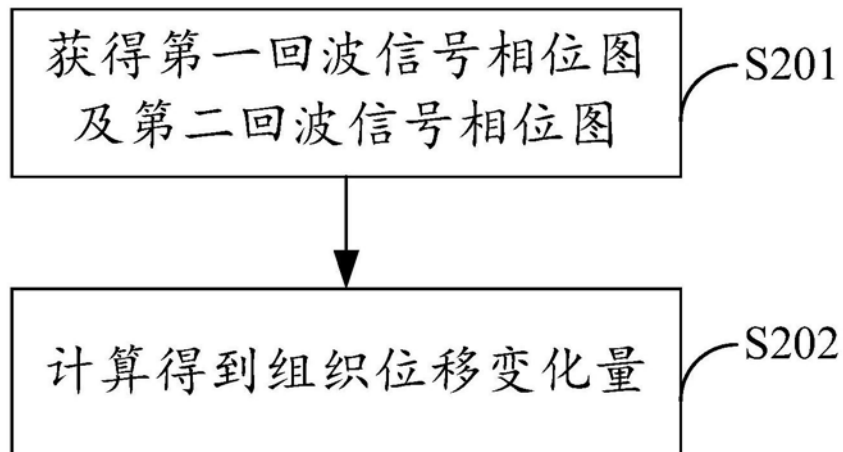


图2

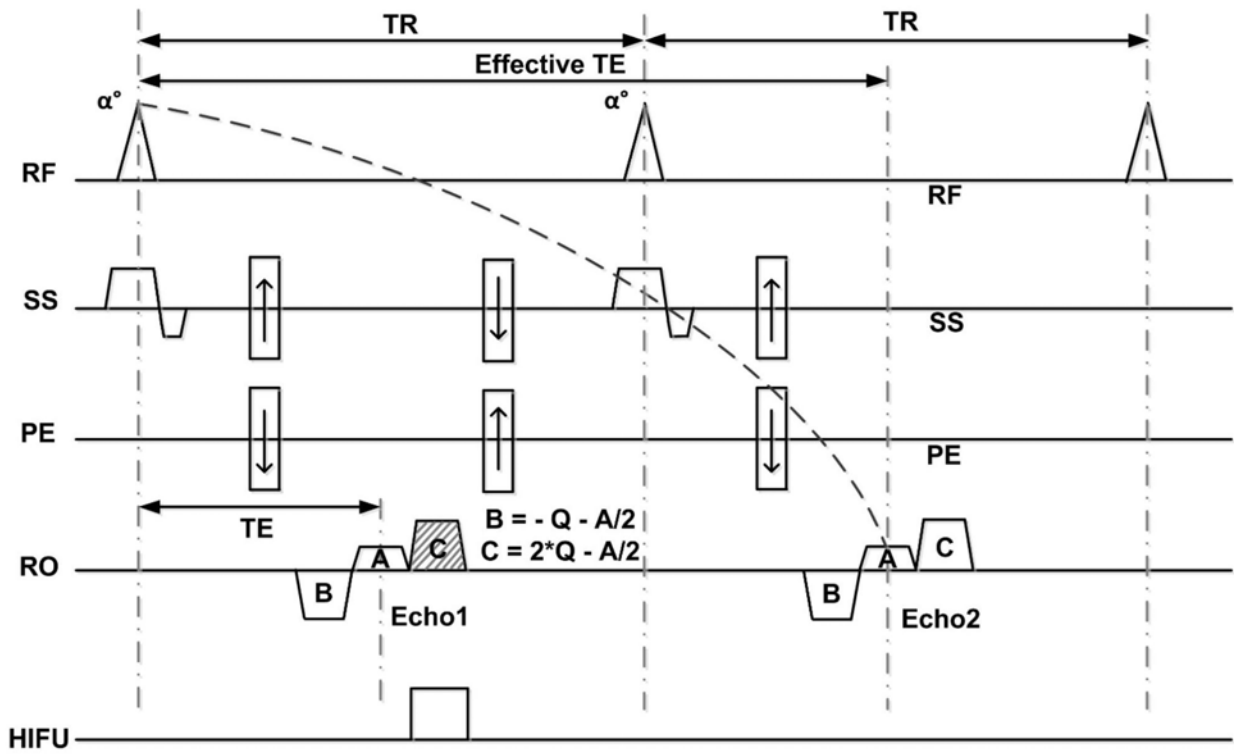


图3

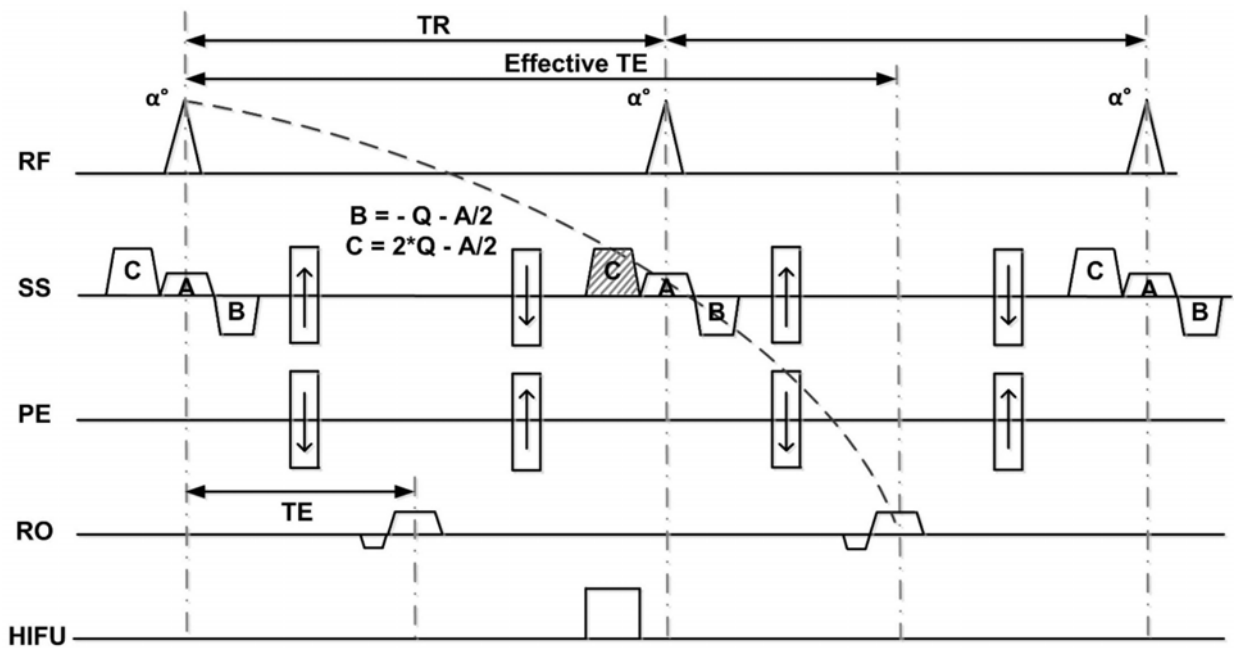


图4

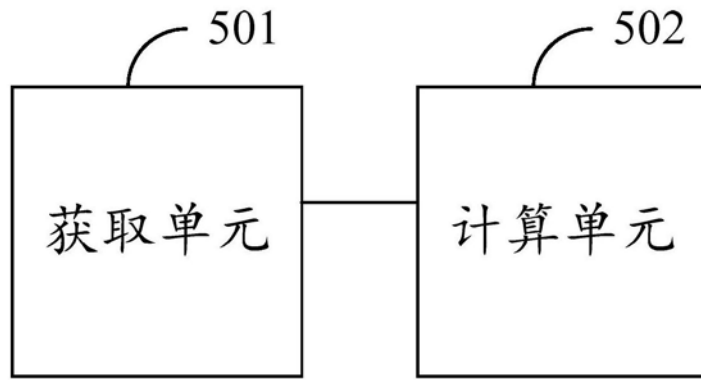


图5

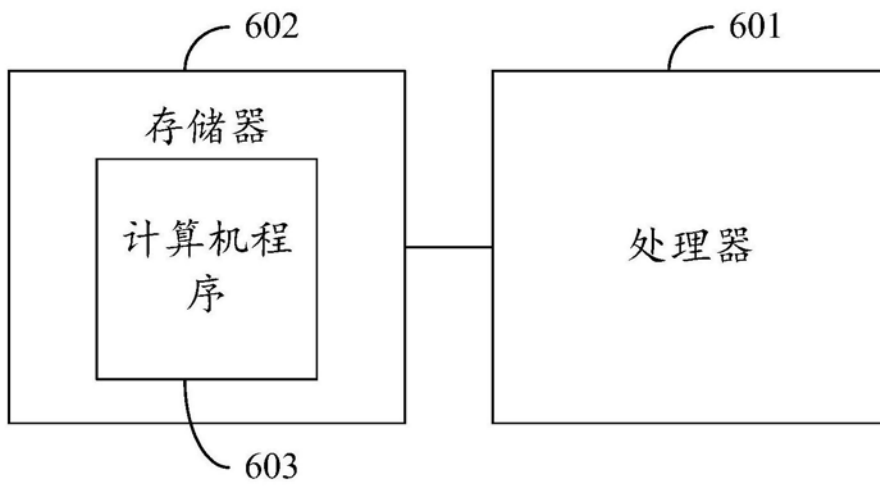


图6

专利名称(译)	组织位移检测方法、系统、计算设备及存储介质		
公开(公告)号	<a href="#">CN111317474A</a>	公开(公告)日	2020-06-23
申请号	CN201811525214.5	申请日	2018-12-13
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	郑海荣 刘新 乔阳紫 邹超 帖长军 孟德 贺强		
发明人	郑海荣 刘新 乔阳紫 邹超 帖长军 孟德 贺强		
IPC分类号	A61B5/055 A61B8/08		
代理人(译)	邵萌		
外部链接	<a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明适用计算机技术领域，提供了一种组织位移检测方法、系统、计算设备及存储介质，该方法包括：在依次在连续的第一-TR及第二TR内获得MR-ARFI所得的第一回波信号相位图及第二回波信号相位图后，依据该第一回波信号相位图及第二回波信号相位图差值，计算得到组织内位移变化量，其中，在成像过程中，施加射频脉冲、梯度场及聚焦超声脉冲，梯度场的一梯度方向上施加有用于失相位及位移编码的第一梯度，在第一-TR内第一梯度的施加与聚焦超声脉冲的施加同步。这样，第一梯度不仅能实现重聚梯度的功能，而且能同时实现位移编码梯度的功能，且第一梯度的矩可根据需求进行调节，从而简化了设置、计算处理。

