



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110988764 A

(43)申请公布日 2020.04.10

(21)申请号 201911265477.1

(22)申请日 2019.12.11

(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  
孟德 程传力 帖长军 文剑洪

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司  
11332

代理人 孟金喆

(51)Int.Cl.

G01R 33/54(2006.01)

A61B 5/055(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

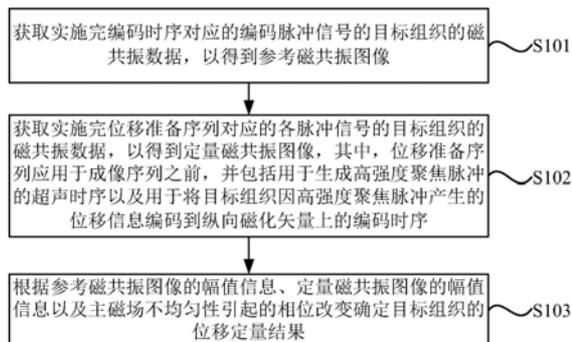
权利要求书2页 说明书14页 附图7页

(54)发明名称

组织参数监控方法、装置、成像系统及介质

(57)摘要

本发明实施例公开了一种组织参数监控方法、装置、成像系统及介质,该方法包括:获取实施完编码时序对应的编码脉冲信号的目标组织的磁共振数据以得到参考磁共振图像;获取实施完位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到定量磁共振图像,其中,位移准备序列应用于成像序列之前,并包括用于生成高强度聚焦脉冲的超声时序以及用于将目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息编码到纵向磁化矢量上的编码时序;根据参考磁共振图像的幅值信息、定量磁共振图像的幅值信息以及主磁场不均匀性引起的相位改变确定目标组织的位移定量结果。解决了现有磁共振声辐射力成像技术经颅定焦时,超声能量在颅内沉积过多的问题。



1. 一种组织参数监控方法,其特征在于,包括:

获取实施完编码时序对应的编码脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到参考磁共振图像;

获取实施完位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到定量磁共振图像,其中,所述位移准备序列应用于成像序列之前,并包括用于生成高强度聚焦脉冲的超声时序以及用于将目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息编码到纵向磁化矢量上的所述编码时序;

根据所述参考磁共振图像的幅值信息、定量磁共振图像的幅值信息以及主磁场不均匀性引起的相位改变确定目标组织的位移定量结果。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述获取实施完位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到定量磁共振图像,包括:

向目标组织施加位移准备序列对应的各脉冲信号;

获取实施完位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到定量磁共振图像。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述获取实施完编码时序对应的编码脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到参考磁共振图像,包括:

获取实施完不同编码时序对应的不同编码脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到两组参考磁共振图像,其中,不同编码时序的不同之处在于:用于将横向磁化矢量翻转成纵向磁化矢量的90度反转脉冲的施加方向不同;

相应的,所述根据所述参考磁共振图像的幅值信息、定量磁共振图像的幅值信息以及主磁场不均匀性引起的相位改变确定目标组织的位移定量结果,包括:

根据两组参考磁共振图像的幅值信息确定主磁场不均匀性引起的相位改变;

根据确定的主磁场不均匀性引起的相位改变、其中一组参考磁共振图像的幅值信息、所述定量磁共振图像的幅值信息确定目标组织的位移定量结果。

4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述成像序列为携带有位移信息的温度敏感序列。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述成像序列对应的K空间采集方式为,先采集K空间中心线,再采集K空间的非中心线。

6. 根据权利要求1-5任一所述的方法,其特征在于,所述位移定量结果限定了目标组织的位移与所述定量磁共振图像因目标组织位移变化引起的相位角度变化量的对应关系,所述根据所述参考磁共振图像的幅值信息、定量磁共振图像的幅值信息以及主磁场不均匀性引起的相位改变确定目标组织的位移定量结果之后,还包括:

将当前定量磁共振图像的相位减去主磁场不均匀性引起的相位改变、因目标组织位移变化引起的相位角度变化量,并将相减结果作为目标组织因温度变化引起的相位角度变化量;

根据温度敏感序列对应的预设温度定量方法以及目标组织因温度变化引起的相位角度变化量,确定所述目标组织的温度定量结果。

7. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述编码时序对应的射频脉冲包括两个90度翻转脉冲,以及位于这两个90度翻转脉冲中间的180度射频脉冲,该方法还包括:

获取对比位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到对比定量磁共振图像;

根据所述定量磁共振数据的幅值信息与所述对比定量磁共振数据的幅值信息得到T2加权图像以及定量的T2值。

8. 一种组织参数监控装置,其特征在于,包括:

参考图像获取模块,用于获取实施完编码时序对应的编码脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到参考磁共振图像;

定量图像获取模块,获取实施完位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到定量磁共振图像,其中,所述位移准备序列应用于成像序列之前,并包括用于生成高强度聚焦脉冲的超声时序以及用于将目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息编码到纵向磁化矢量上的所述编码时序;

位移定量模块,用于根据参考磁共振图像的幅值信息、定量磁共振图像的幅值信息以及主磁场不均匀性引起的相位改变确定目标组织的位移定量结果。

9. 一种成像系统,其特征在于,包括:

超声装置,用于在超声时序的控制下向目标组织输出超高强度聚焦脉冲;

磁共振装置,用于在编码时序的控制下向目标组织输出编码脉冲以实现目标组织位移信息的编码,以及在成像时序的控制下向目标组织输出成像脉冲以得到磁共振数据;

处理器,用于通过成像序列控制磁共振装置获取实施完编码脉冲的目标组织的磁共振数据,以得到参考磁共振图像;以及用于通过成像序列控制磁共振装置获取实施完位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到定量磁共振图像;以及根据参考磁共振图像的幅值信息、定量磁共振图像的幅值信息以及主磁场不均匀性引起的相位改变确定目标组织的位移定量结果,其中,所述位移准备序列应用于成像序列之前,并包括用于生成高强度聚焦脉冲的超声时序以及用于将目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息编码到纵向磁化矢量上的所述编码时序。

10. 一种包含计算机可执行指令的存储介质,其特征在于,所述计算机可执行指令在由计算机处理器执行时用于执行如权利要求1-7中任一所述的组织参数监控方法。

## 组织参数监控方法、装置、成像系统及介质

### 技术领域

[0001] 本发明实施例涉及医学成像领域,尤其涉及一种组织参数监控方法、装置、成像系统及介质。

### 背景技术

[0002] 超声神经调控技术,可无创地将超声能量聚焦于脑部靶向区域,实现对特定功能神经核团细胞活动的兴奋或抑制作用。“无创经颅”是超声神经调控的关键优势,同时也是其所面临的巨大挑战。定位超声的实际作用位点的准确性是保证超声神经调控安全性和有效性的关键。

[0003] 磁共振声辐射力成像(Magnetic resonance acoustic radiation force imaging,MR-ARFI)是一种超声监控技术。现有技术的磁共振声辐射力成像可将毫秒级别(5-20ms)超声脉冲作用引起的局部组织位移编码为图像相位对比。具体为:通过在读出梯度之前添加一对位移编码梯度,并控制超声工作时间与其中一个位移编码梯度的相对时长,将超声辐射力引起的位移信息编码到磁共振相位图中以对超声焦点进行监控。该方法对超声机械作用敏感,单次超声脉冲作用时间短,占空比低,不会引起显著温升。但是,基于自旋回波或基于梯度回波的MR-ARFI需要多次重复超声脉冲激励,可能引起组织局部加热,在超声神经调控中则可能引发生物效应。尽管基于单次激发平面回波成像的MR-ARFI最少只需一次超声脉冲激发即可实现对超声辐射力引起的位移进行成像,但平面回波成像一般对磁共振成像系统硬件要求较高,成像伪影多,在超声神经调控焦点定位中可能引起焦点位移估计的误差,引发安全隐患。

[0004] 综上,现有磁共振声辐射力成像技术存在焦点位移监控中超声能量沉积过多的安全性问题。

### 发明内容

[0005] 本发明实施例提供了一种组织参数监控方法、装置、成像系统及介质,解决了现有磁共振声辐射力成像技术存在焦点位移监控中超声能量沉积过多的安全性问题。

[0006] 第一方面,本发明实施例提供了一种组织参数监控方法,包括:

[0007] 获取实施完编码时序对应的编码脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到参考磁共振图像;

[0008] 获取实施完位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到定量磁共振图像,其中,所述位移准备序列应用于成像序列之前,并包括用于生成高强度聚焦脉冲的超声时序以及用于将目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息编码到纵向磁化矢量上的所述编码时序;

[0009] 根据参考磁共振图像的幅值信息、定量磁共振图像的幅值信息以及主磁场不均匀性引起的相位改变确定目标组织的位移定量结果。

[0010] 第二方面,本发明实施例还提供了一种组织参数监控装置,包括:

[0011] 参考图像获取模块,用于获取实施完编码时序对应的编码脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到参考磁共振图像;

[0012] 定量图像获取模块,获取实施完位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到定量磁共振图像,其中,所述位移准备序列应用于成像序列之前,并包括用于生成高强度聚焦脉冲的超声时序以及用于将目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息编码到纵向磁化矢量上的所述编码时序;

[0013] 位移定量模块,用于根据参考磁共振图像的幅值信息、定量磁共振图像的幅值信息以及主磁场不均匀性引起的相位改变确定目标组织的位移定量结果。

[0014] 第三方面,本发明实施例还提供了一种成像系统,包括:

[0015] 超声装置,用于在超声时序的控制下向目标组织输出超高强度聚焦脉冲;

[0016] 磁共振装置,用于在编码时序的控制下向目标组织输出编码脉冲以实现目标组织位移信息的编码,以及在成像时序的控制下向目标组织输出成像脉冲以得到磁共振数据;

[0017] 处理器,用于通过成像序列控制磁共振装置获取实施完编码脉冲的目标组织的磁共振数据,以得到参考磁共振图像;以及用于通过成像序列控制磁共振装置获取实施完位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到定量磁共振图像;以及根据参考磁共振图像的幅值信息、定量磁共振图像的幅值信息以及主磁场不均匀性引起的相位改变确定目标组织的位移定量结果,其中,所述位移准备序列应用于成像序列之前,并包括用于生成高强度聚焦脉冲的超声时序以及用于将目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息编码到纵向磁化矢量上的所述编码时序。

[0018] 第四方面,本发明实施例还提供了一种包含计算机可执行指令的存储介质,所述计算机可执行指令在由计算机处理器执行时用于执行如任意实施例所述的组织参数监控方法。

[0019] 本发明实施例提供的组织参数监控方法的技术方案,获取实施完编码时序对应的编码脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到参考磁共振图像;获取实施完位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到定量磁共振图像,其中,位移准备序列应用于成像序列之前,并包括用于生成高强度聚焦脉冲的超声时序以及用于将目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息编码到纵向磁化矢量上的编码时序;根据参考磁共振图像的幅值信息、定量磁共振图像的幅值信息以及主磁场不均匀性引起的相位改变确定目标组织的位移定量结果。通过将目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息编码到纵向磁化矢量上,实现了通过磁共振图像的幅值信息变化来确定目标组织的位移变化,以及该位移变化所对应的相位变化,无需进行对位移引起的相位变化和温度引起的相位变化进行分离,可以直接得到目标组织的位移定量结果,而且仅需单次超声激励,成像速度由成像序列决定,不受制于位移准备序列,所得图像的伪影小,位移定量简单而且准确性高。

## 附图说明

[0020] 为了更清楚地说明本发明实施例中的技术方案,下面将对实施例描述中所需要使用的附图做一简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的

附图。

- [0021] 图1是本发明实施例一提供的组织参数监控方法的流程图；
- [0022] 图2A是本发明实施例一提供的编码时序的示意图；
- [0023] 图2B是本发明实施例一提供的快速成像时序的示意图；
- [0024] 图2C是本发明实施例一提供的位移准备序列的示意图；
- [0025] 图3是本发明实施例二提供的组织参数监控方法的流程图；
- [0026] 图4是本发明实施例三提供的组织参数监控方法的流程图；
- [0027] 图5A是本发明实施例三提供的位移准备序列的示意图；
- [0028] 图5B是本发明实施例三提供的对比位移准备序列的示意图；
- [0029] 图6是本发明实施例四提供的组织监控装置的结构框图；
- [0030] 图7是本发明实施例四提供的又一组织监控装置的结构框图；
- [0031] 图8是本发明实施例五提供的声辐射力磁共振成像系统的结构框图；
- [0032] 图9是本发明实施例五提供的又一声辐射力磁共振成像系统的结构框图。

### 具体实施方式

[0033] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚，以下将参照本发明实施例中的附图，通过实施方式清楚、完整地描述本发明的技术方案，显然，所描述的实施例是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本发明保护的范围。

[0034] 实施例一

[0035] 图1是本发明实施例一提供的组织参数监控方法的流程图。本实施例的技术方案适用于通过声辐射力磁共振成像系统监控组织参数的情况。该方法可以由本发明实施例提供的组织参数监控装置来执行，该装置可以采用软件和/或硬件的方式实现，并配置在声辐射力磁共振成像系统的处理器中应用。该方法具体包括如下步骤：

[0036] S101、获取实施完编码时序对应的编码脉冲信号的目标组织的磁共振数据，以得到参考磁共振图像。

[0037] 可以理解的是，目标组织的位移是相对于其参考状态而言，在确定目标组织当前位移结果时，需要先采集处于参考状态的目标组织的磁共振图像，即参考磁共振图像。

[0038] 在采集目标组织的参考磁共振图像时，先对目标组织施加编码时序对应的编码脉冲。编码脉冲作用之后，对目标组织施加成像时序对应的成像脉冲以得到目标组织的磁共振数据，然后对该磁共振数据进行图像重建以得到目标组织的参考磁共振图像。

[0039] 其中，编码时序位于成像序列之前。如图2A所示，编码时序包括射频脉冲、位移编码梯度以及损毁梯度的时序信息。射频脉冲包括两个90度反转脉冲，以及位于两个90度反转脉冲之间的180度射频脉冲，通过第一个90度反转脉冲将目标组织的纵向磁化矢量反转到横向平面，通过180度射频脉冲将当前处于横向平面的磁化矢量进行镜像反转，最后通过第二个90度反转脉冲将处于横向平面的磁化矢量重新反转到纵向。位移编码梯度可以是单极性位移编码梯度、重复双极性位移编码梯度或反向双极性位移编码梯度。

[0040] 以射频脉冲包括 $90_x^\circ$ 、 $-180_y^\circ$ 和 $-90_x^\circ$ ，位移编码梯度为单极性位移编码梯度为例，

位移编码梯度位于 $-180^\circ_y$ 射频脉冲的前后,在 $-90^\circ_x$ 之后,通过损毁梯度打散横向平面的残余磁化矢量,以利于后续快速成像序列使用。可以理解的是,如果目标组织处于静止状态,那么目标组织经过位移编码梯度作用之后的累计相位为0,其所对应的纵向磁化矢量可表示为:

$$[0041] \quad M_{p\_refx} = M_0 \cos(\varphi_0) \exp(-bD) \exp\left(-\frac{T_{pMEG}}{T2}\right) \quad (1)$$

[0042] 其中, $M_0$ 为热平衡状态下的总的磁化矢量, $\varphi_0$ 为B0场不均匀性、磁化率等产生的相位, $\exp(-bD)$ 为扩散引起的信号衰减, $T_{pMEG}$ 为编码时序作用时长, $T2$ 是横向弛豫时间。

[0043] 可以理解的是,如果第二个90度反转脉冲为 $-90^\circ_y$ ,那么在实施完对应的编码脉冲之后,目标组织对应的纵向磁化矢量可表示为:

$$[0044] \quad M_{p\_refy} = M_0 \sin(\varphi_0) \exp(-bD) \exp\left(-\frac{T_{pMEG}}{T2}\right) \quad (2)$$

[0045] 可以理解的是,对于已实施完编码时序对应的编码脉冲信号的目标组织,其所对应参考磁共振图像的相位信息不会因为编码脉冲的作用而发生变化,所以参考磁共振图像的相位信息对应目标组织的参考状态。

[0046] 其中,成像时序采用快速成像序列,比如GRE (gradient echo,梯度回波序列)、SPGRE (Spoiled gradient echo,扰相快速梯度回波)、SFP (fast spin echo,快速自旋回波)、BSSFP (平衡式稳态自由进动序列)等,本实施例以SPGRE为例(参见图2B),实际使用时可以根据具体情况进行选择。

[0047] S102、获取实施完位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到定量磁共振图像,其中,位移准备序列应用于成像序列之前,并包括用于生成高强度聚焦脉冲的超声时序以及用于将目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息编码到纵向磁化矢量上的编码时序。

[0048] 其中,位移准备序列位于成像序列之前,其包括超声时序和前述编码时序。超声时序用于控制高强度聚焦超声系统发射对应的高强度聚焦超声脉冲。

[0049] 对于位移准备序列,参见图2C所示,其用于通过第一个90度反转脉冲将目标组织的纵向磁化矢量反转到横向平面,通过180度射频脉冲将当前处于横向平面的磁化矢量进行镜像反转,在180度射频脉冲前后施加位移编码梯度,同时在第一个位移编码梯度施加高强度聚焦脉冲,使得目标组织经高强度聚焦脉冲作用之后产生位移,且经位移编码梯度编码之后,所产生的位移与对应的相位变化成正比,然后通过第二个90度反转脉冲将处于横向平面的磁化矢量重新反转到纵向,最后通过损坏梯度打散横向平面的残余磁化矢量,以被后续快速成像序列使用。而且最后翻转到纵向的磁化矢量与y轴相位夹角为 $\varphi_d + \varphi_0$ ,受 $T2$ 、 $\varphi_0$ 、 $\varphi_d$ 和弥散张量等因素的调制。

[0050] 目标组织经位移准备序列对应的各脉冲作用之后的纵向磁化矢量可表示为:

$$[0051] \quad M_p = M_0 \cos(\varphi_d + \varphi_0) \exp(-bD) \exp\left(-\frac{T_{pMEG}}{T2}\right) \quad (3)$$

[0052] 由此可见,控制位移准备序列对应的各脉冲作用目标组织,可以将目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息编码到纵向磁化矢量上,此时向目标组织施加成像序列对应

的成像脉冲以得到对应的磁共振数据,然后对该磁共振数据进行图像重建以得到目标组织的定量磁共振图像。可以理解的是,该定量磁共振图像携带有目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息。

[0053] 为了提高目标组织位移监控的准确性,本实施例的成像序列优选采用快速成像序列,并且在磁共振数据采集时,先采集K空间中间线,再采集其他非中心线,以保证关键数据采集的时效性。

[0054] 需要说明的是,采用现有技术的磁共振图像重建方法对本实施例所采集的磁共振数据进行图像重建即可,本实施例在此不予限定。

[0055] S103、根据参考磁共振图像的幅值信息、定量磁共振图像的幅值信息以及主磁场不均匀性引起的相位改变确定目标组织的位移定量结果。

[0056] 其中,主磁场不均匀性引起相位改变为前述 $\phi_0$ ,在一些实施例中,可以采用现有技术获取。

[0057] 得到参考磁共振图像和定量磁共振图像之后,即可根据参考磁共振图像的幅值信息、定量磁共振图像的幅值信息以及主磁场不均匀性引起的相位改变确定目标组织的位移定量结果。具体为:

[0058] 以成像序列为spGRE序列为例,其信号模型的幅值可表示为:

$$[0059] \quad S = M_0 \cos(\alpha) \exp(-TE/T_2) \quad (4)$$

[0060] 其中, $\alpha$ 为磁化变量与y轴的夹角,TE为回波时间。

[0061] 如果编码时序对应的第二个90度翻转脉冲为 $-90_x$ ,那么参考磁共振图像的幅值表达式为:

$$[0062] \quad S_{p\_refx} = M_{p\_refx} \cos(\alpha) \exp(-TE/T_2) \quad (5)$$

[0063] 定量磁共振图像的幅值表达式为:

$$[0064] \quad S_p = M_p \cos(\alpha) \exp(-TE/T_2) \quad (6)$$

[0065] 当主磁场不均匀性引起相位改变为已知的 $\phi_0$ 时,因目标组织移动所产生的相位变化量,可表示为:

$$[0066] \quad \Phi_d = \arccos\left(\frac{S_p}{S_{p\_refy}} \times \cos(\phi_0)\right) - \phi_0 \quad (7)$$

[0067] 相应的,目标组织的位移变化量可表示为:

$$[0068] \quad \Delta x = \frac{\phi_d}{2\gamma G_e \tau} \quad (8)$$

[0069] 其中, $\gamma$ 为磁旋比, $G_e \tau$ 为位移编码梯度的矩。

[0070] 可以理解的是,不同快速成像序列的信号模型不同,实际应用过程中应根据具体模型进行信号的矫正。

[0071] 在一些实施例中,主磁场不均匀性引起的相位改变为 $\phi_0$ 可以通过两个参考磁共振图像获得。示例性的,在获取前述参考磁共振图像之后,对目标组织施加另一组编码脉冲,且该组编码脉冲对应的第二个90度翻转脉冲为 $-90_y$ ,那么参考磁共振图像的幅值表达式为:

$$[0072] \quad S_{p\_refy} = M_{p\_refy} \cos(\alpha) \exp(-TE/T_2) \quad (9)$$

[0073] 根据公式(4)和公式(8)可得到主磁场不均匀性引起的相位改变的表达式为:

$$[0074] \quad \phi_0 = \arctan\left(\frac{S_{p\_refy}}{S_{p\_refx}}\right) \quad (10)$$

[0075] 当然,主磁场不均匀性引起的相位改变也可以根据其他的方法来确定,本实施例仅给出一示例性说明。

[0076] 本发明实施例提供的组织参数监控方法的技术方案,获取实施完编码时序对应的编码脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到参考磁共振图像;获取实施完位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到定量磁共振图像,其中,位移准备序列应用于成像序列之前,并包括用于生成高强度聚焦脉冲的超声时序以及用于将目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息编码到纵向磁化矢量上的编码时序;根据参考磁共振图像的幅值信息、定量磁共振图像的幅值信息以及主磁场不均匀性引起的相位改变确定目标组织的位移定量结果。通过将目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息编码到纵向磁化矢量上,实现了通过磁共振图像的幅值信息变化来反映目标组织的位移变化,无需进行对位移引起的相位变化和温度引起的相位变化进行分离,可以直接得到目标组织的位移定量结果,而且仅需单次超声激励,成像速度由成像序列决定,不受制于位移准备序列,所得图像的伪影小,有助于医生临床诊断,而且位移定量简单而且准确性高。

[0077] 实施例二

[0078] 图3是本发明实施例二提供的组织参数监控方法的流程图。本发明实施例在上述实施例的基础上,增加了对目标组织进行温度定量的步骤。

[0079] 相应地,本实施例的方法包括:

[0080] S201、获取实施完编码时序对应的编码脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到参考磁共振图像。

[0081] S202、获取实施完位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到定量磁共振图像,其中,所述位移准备序列应用于成像序列之前,并包括用于生成高强度聚焦脉冲的超声时序以及用于将目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息编码到纵向磁化矢量上的编码时序。

[0082] 本实施例中的磁共振数据基于快速成像的温度敏感序列获得,且该温度敏感序列携带有位移信息,其对应的K空间采集方式为,先采集K空间中心线,再采集K空间的非中心线。

[0083] S203、根据主磁场参考磁共振图像的幅值信息、定量磁共振图像的幅值信息以及主磁场不均匀性引起的相位改变确定目标组织的位移定量结果。

[0084] S204、将当前定量磁共振图像的相位减去主磁场不均匀性引起的相位改变与因目标组织位移变化引起的相位角度变化量,并将相减结果作为目标组织因温度变化引起的相位角度变化量。

[0085] 由于磁共振图像的相位信息会随着被测组织温度的变化而变化,而且磁共振图像的相位信息包括主磁场不均匀性引起的相位改变、因组织位移变化引起的相位角度变化以及因温度变化引起的相位角度变化,而且公式(7)已根据定量磁共振图像的幅值信息确定出因目标组织位移引起的相位变化量。因此目标组织因温度变化引起的相位角度变化量为:当前定量磁共振图像的相位减去主磁场不均匀性引起的相位改变和目标组织因位移变

化引起的相位角度变化量之后的差值。

[0086] S205、根据温度敏感序列的预设温度定量方法以及目标组织因温度变化引起的相位角度变化量确定所述目标组织的温度定量结果。

[0087] 目标组织因温度变化引起的相位角度变化量得到之后,根据温度敏感序列对应的预设温度定量方法以及目标组织因温度变化引起的相位角度变化量,确定目标组织的温度定量结果,如下:

$$[0088] \quad \Delta T = \frac{\Delta \varphi_T}{\alpha 2\pi\gamma B_0 TE} \quad (11)$$

[0089] 其中,  $\Delta \varphi_T$  为定量磁共振图像中因组织位移变化引起的相位变化量。

[0090] 其中,预设温度定量方法采用现有温度定量法即可,本实施例在此不作具体限定。

[0091] 相较于现有技术,利用定量磁共振图像的幅值信息变化量确定对应于因目标组织位移变化引起的相位变化量,从而得到定量磁共振图像中心因温度变化引起的相位变化量,那么当成像序列为温度敏感序列时,即可以根据定量磁共振图像中因温度变化引起的相位变化量确定目标组织的温度变化,实现了无需对位移引起的相位变化量和温度引起的相位变化量进行分离,就可以同步定量目标组织的位移和温度,方便快捷,提高了目标组织参数监控的实时性。

[0092] 实施例三

[0093] 图4是本发明实施例三提供的组织参数监控方法的流程图。本发明实施例在上述任意实施例的基础上,增加了T2同步定量的步骤。

[0094] 相应地,本实施例的方法包括:

[0095] S301、获取实施完编码时序对应的编码脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到参考磁共振图像。

[0096] S302、获取实施完位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到定量磁共振图像,其中,位移准备序列应用于成像序列之前,并包括用于生成高强度聚焦脉冲的超声时序以及用于将目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息编码到纵向磁化矢量上的编码时序。

[0097] S303、根据参考磁共振图像的幅值信息、定量磁共振图像的幅值信息以及主磁场不均匀性引起的相位改变确定目标组织的位移定量结果。

[0098] S304、获取实施完对比位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到对比定量磁共振图像,其中,对比位移准备序列的作用时长与位移准备序列的作用时长不同。

[0099] 如图5A和图5B所示,位移准备序列与对比位移准备序列的作用时长不同,那么180度射频脉冲的作用时刻不同,而且二者均具备T2加权性质。获取完定量磁共振图像之前或是之后,获取实施完对比位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到对比定量磁共振图像。

[0100] S305、根据定量磁共振数据的幅值信息与对比定量磁共振数据的幅值信息得到T2加权图像以及定量的T2值。

[0101] 由于位移准备模块本身具有T2加权性质,控制位移准备序列与对比位移准备序列的作用时长不同,那么180度射频脉冲的作用时刻不同。通过改变180度射频脉冲的作用时

刻以及整个序列的作用时长,可以得到目标组织在位移准备序列对应的各脉冲作用下受T2影响的纵向磁化矢量 $M_{p1}$ 的表达式,以及目标组织在对比位移准备序列对应的各脉冲作用下受T2影响的纵向磁化矢量 $M_{p2}$ 的表达式,分别为:

$$[0102] \quad M_{p1} = M_0 \cos(\varphi d + \varphi 0) \exp(-bD) \exp\left(-\frac{T_{pMEG1}}{T2}\right) \quad (12)$$

$$[0103] \quad M_{p2} = M_0 \cos(\varphi d + \varphi 0) \exp(-bD) \exp\left(-\frac{T_{pMEG2}}{T2}\right) \quad (13)$$

[0104] 其中, $T_{pMG1}$ 为位移准备序列的作用时长, $T_{pMG2}$ 为对比位移准备序列的作用时长。

[0105] 相应的,定量磁共振图像的幅值表达式和对比定量磁共振图像的幅值表达式分别为:

$$[0106] \quad S_{pMEG1} = M_0 \cos(\varphi d + \varphi 0) \exp(-bD) \exp\left(-\frac{T_{pMEG1}}{T2}\right) \cos(\alpha) \exp(-TE / T2) \quad (14)$$

$$[0107] \quad S_{pMEG2} = M_0 \cos(\varphi d + \varphi 0) \exp(-bD) \exp\left(-\frac{T_{pMEG2}}{T2}\right) \cos(\alpha) \exp(-TE / T2) \quad (15)$$

[0108] 根据公式(14)和公式(15)可以得到T2加权图像的T2值,如下:

$$[0109] \quad T2 = \frac{T_{pMEG2} - T_{pMEG1}}{\frac{\ln(S_{pMEG2})}{\ln(S_{pMEG1})}} \quad (16)$$

[0110] 相较于现有技术,本实施例在实现了目标组织位移监控的同时,或者在实现了目标组织位移监控与温度监控的同时,还直接得到了T2加权图像,提高了目标组织参数监控的实时性以及磁共振图像的成像质量,有助于医生的临床诊断。

[0111] 实施例四

[0112] 图6是本发明实施例提供的组织参数监控装置的结构框图。该装置用于执行上述任意实施例所提供的组织参数监控方法,该装置可选为软件或硬件实现。该装置包括:

[0113] 参考图像获取模块11,用于获取实施完编码时序对应的编码脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到参考磁共振图像;

[0114] 定量图像获取模块12,获取实施完位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到定量磁共振图像,其中,所述位移准备序列应用于成像序列之前,并包括用于生成高强度聚焦脉冲的超声时序以及用于将目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息编码到纵向磁化矢量上的所述编码时序;

[0115] 位移定量模块13,用于根据参考磁共振图像的幅值信息、定量磁共振图像的幅值信息以及主磁场不均匀性引起的相位改变确定目标组织的位移定量结果。

[0116] 可选地,定量图像获取模块12具体可用于向目标组织施加位移准备序列对应的各脉冲信号;以及获取实施完位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到定量磁共振图像。

[0117] 可选地,参考图像获取模块11,具体可用于获取实施完不同编码时序对应的不同编码脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到两组参考磁共振图像;相应的,位移定量模块13还用于根据两组参考磁共振图像的幅值信息确定主磁场的均匀性引起的相位改变;根据确定的参考磁共振图像的幅值信息、定量磁共振图像的幅值信息以及主磁场不均匀性

引起的相位改变确定目标组织的位移定量结果。其中,不同编码时序的不同之处在于:对应的用于将横向磁化矢量翻转成纵向磁化矢量的90度反转脉冲的施加方向不同。

[0118] 如图7所示,还包括温度定量模块14,用于将当前定量磁共振图像的相位减去主磁场不均匀性引起的相位改变与因目标组织位移变化引起的相位角度变化量,并将相减结果作为目标组织因温度变化引起的相位角度变化量;根据温度敏感序列对应的预设温度定量方法以及目标组织因温度变化引起的相位角度变化量确定目标组织的温度定量结果。

[0119] 如图7所示,还包括T2定量模块15,用于获取实施完对比位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到对比定量磁共振图像;根据定量磁共振数据的幅值信息与对比定量磁共振数据的幅值信息得到T2加权图像以及定量的T2值,其中,对比位移准备序列的作用时长与位移准备序列的作用时长不同

[0120] 相较于现有技术,本发明实施例通过将目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息编码到纵向磁化矢量上,实现了通过磁共振图像的幅值信息变化来确定目标组织的位移变化,以及该位移变化所对应的相位变化,无需进行对位移引起的相位变化和温度引起的相位变化进行分离,可以直接得到目标组织的位移定量结果,而且仅需单次超声激励,成像速度由成像序列决定,不受制于位移准备序列,所得图像的伪影小,位移定量简单而且准确性高。

[0121] 本发明实施例所提供的组织参数监控装置可执行本发明任意实施例所提供的组织参数监控方法,具备执行方法相应的功能模块和有益效果。

[0122] 实施例五

[0123] 图8为本发明实施例五提供的成像系统的结构示意图,该系统包括超声装置21、磁共振装置22和处理器23,超声装置21用于在超声时序的控制下向目标组织输出超高强度聚焦脉冲;磁共振装置22用于在编码时序的控制下向目标组织输出编码脉冲以实现目标组织位移信息的编码,以及在成像时序的控制下向目标组织输出成像脉冲以得到磁共振数据;处理器23用于通过成像序列控制磁共振装置获取实施完编码脉冲的目标组织的磁共振数据以得到参考磁共振图像;以及用于通过成像序列控制磁共振装置获取实施完位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到定量磁共振图像;以及根据参考磁共振图像的幅值信息、定量磁共振图像的幅值信息以及主磁场不均匀性引起的相位改变确定目标组织的位移定量结果,其中,位移准备序列应用于成像序列之前,并包括用于生成高强度聚焦脉冲的超声时序以及用于将目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息编码到纵向磁化矢量上的编码时序。

[0124] 可以理解的是,处理器23先通过编码时序控制磁共振装置向目标组织输出编码脉冲,然后通过成像序列控制磁共振装置获取实施完编码脉冲的目标组织的磁共振数据,以得到参考磁共振图像;然后通过位移准备序列中的编码时序控制磁共振装置向目标组织输出编码脉冲,以将目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息编码到纵向磁化矢量上,然后通过成像序列控制磁共振装置获取实施完位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到定量磁共振图像。

[0125] 在采集目标组织的参考磁共振图像时,处理器先对目标组织施加编码时序对应的编码脉冲。在编码脉冲作用之后,处理器再对目标组织施加成像时序对应的成像脉冲以得到目标组织的磁共振数据,然后对该磁共振数据进行图像重建以得到目标组织的参考磁共

振图像。

[0126] 其中,编码时序位于成像序列之前。如图2A所示,编码时序包括射频脉冲、位移编码梯度以及损毁梯度的时序信息。射频脉冲包括两个90度反转脉冲,以及位于两个90度反转脉冲之间的180度射频脉冲,通过第一个90度反转脉冲将目标组织的纵向磁化矢量反转到横向平面,通过180度射频脉冲将当前处于横向平面的磁化矢量进行镜像反转,最后通过第二个90度反转脉冲将处于横向平面的磁化矢量重新反转到纵向。位移编码梯度可以是单极性位移编码梯度、重复双极性位移编码梯度或反向双极性位移编码梯度。

[0127] 以射频脉冲包括 $90_x^\circ$ 、 $-180_y^\circ$ 和 $-90_x^\circ$ ,位移编码梯度为单极性位移编码梯度为例,位移编码梯度位于 $-180_y^\circ$ 射频脉冲的前后,在 $-90_x^\circ$ 之后,通过损毁梯度打散横向平面的残余磁化矢量,以利于后续快速成像序列使用。可以理解的是,如果目标组织处于静止状态,那么目标组织经过位移编码梯度作用之后的累计相位为0,其所对应的纵向磁化矢量可表示为:

$$[0128] \quad M_{p\_refx} = M_0 \cos(\varphi_0) \exp(-bD) \exp\left(-\frac{T_{pMEG}}{T2}\right) \quad (1)$$

[0129] 其中, $M_0$ 为(热平衡状态下的总的磁化矢量), $\varphi_0$ 为B0场不均匀性、磁化率等产生的相位, $\exp(-bD)$ 为扩散引起的信号衰减, $T_{pMEG}$ 为编码时序作用时长, $T2$ 是横向弛豫时间。

[0130] 可以理解的是,如果第二个90度反转脉冲为 $-90_y^\circ$ ,那么在实施完对应的编码脉冲之后,目标组织对应的纵向磁化矢量可表示为:

$$[0131] \quad M_{p\_refy} = M_0 \sin(\varphi_0) \exp(-bD) \exp\left(-\frac{T_{pMEG}}{T2}\right) \quad (2)$$

[0132] 可以理解的是,对于已实施完编码时序对应的编码脉冲信号的目标组织,其所对应参考磁共振图像的相位信息不会因为编码脉冲的作用而发生变化,所以参考磁共振图像的相位信息对应目标组织的参考状态。

[0133] 其中,成像时序采用快速成像序列,比如GRE (gradient echo,梯度回波序列)、SPGRE (Spoiled gradient echo,扰相快速梯度回波)、(SFP (fast spin echo,快速自旋回波)、BSSFP (平衡式稳态自由进动序列)等,本实施例以SPGRE为例(参见图2B),实际使用时可以根据具体情况进行选择。

[0134] 其中,位移准备序列位于成像序列之前,其包括超声时序和前述编码时序。超声时序用于控制高强度聚焦超声系统发射对应的高强度聚焦超声脉冲。

[0135] 对于位移准备序列,参见图2C所示,其用于通过第一个90度反转脉冲将目标组织的纵向磁化矢量反转到横向平面,通过180度射频脉冲将当前处于横向平面的磁化矢量进行镜像反转,在180度射频脉冲前后施加位移编码梯度,同时在第一个位移编码梯度施加高强度聚焦脉冲,使得目标组织经高强度聚焦脉冲作用之后产生位移,且经位移编码梯度编码之后,所产生的位移与对应的相位变化成正比,然后通过第二个90度反转脉冲将处于横向平面的磁化矢量重新反转到纵向,最后通过损坏梯度打散横向平面的残余磁化矢量,以被后续快速成像序列使用。而且最后翻转到纵向的磁化矢量与y轴相位夹角为 $\varphi_d + \varphi_0$ ,受 $T2$ 、 $\varphi_0$ 、 $\varphi_d$ 和弥散张量等因素的调制。

[0136] 目标组织经位移准备序列对应的各脉冲作用之后的纵向磁化矢量可表示为:

$$[0137] \quad M_p = M_0 \cos(\varphi_d + \varphi_0) \exp(-bD) \exp\left(-\frac{T_{pMEG}}{T2}\right) \quad (3)$$

[0138] 由此可见,处理器控制位移准备序列对应的各脉冲作用目标组织,可以将目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息编码到纵向磁化矢量上,其后向目标组织施加成像序列对应的成像脉冲以得到对应的磁共振数据,然后对该磁共振数据进行图像重建以得到目标组织的定量磁共振图像。可以理解的是,该定量磁共振图像携带有目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息。

[0139] 为了提高目标组织位移监控的准确性,本实施例的成像序列优选采用快速成像序列,并且在磁共振数据采集时,先采集K空间中间线,再采集其他非中心线,以保证关键数据采集的时效。

[0140] 需要说明的是,采用现有技术的磁共振图像重建方法对本实施例所采集的磁共振数据进行图像重建即可,本实施例在此不予限定。

[0141] 其中,主磁场不均匀性引起的相位改变为前述 $\varphi_0$ ,在一些实施例中,可以采用现有技术获取。

[0142] 得到参考磁共振图像和定量磁共振图像之后,即可根据参考磁共振图像的幅值信息、定量磁共振图像的幅值信息以及主磁场不均匀性引起的相位改变确定目标组织的位移定量结果。具体为:

[0143] 以成像序列为spGRE序列为例,其信号模型的幅值可表示为:

$$[0144] \quad S = M_0 \cos(\alpha) \exp(-TE/T2) \quad (4)$$

[0145] 其中, $\alpha$ 为磁化变量与y轴的夹角,TE为回波时间。

[0146] 如果编码时序对应的第二个90度翻转脉冲为 $-90_x$ ,那么参考磁共振图像的幅值表达式为:

$$[0147] \quad S_{p\_refx} = M_{p\_refx} \cos(\alpha) \exp(-TE/T2) \quad (5)$$

[0148] 定量磁共振图像的幅值表达式为:

$$[0149] \quad S_p = M_p \cos(\alpha) \exp(-TE/T2) \quad (6)$$

[0150] 当主磁场不均匀性引起的相位改变为已知的 $\varphi_0$ 时,因目标组织移动所产生的相位变化量为:

$$[0151] \quad \Phi_d = \arccos\left(\frac{S_p}{S_{p\_refy}} \times \cos(\varphi_0)\right) - \varphi_0 \quad (7)$$

[0152] 因此目标组织的位移变化量可表示为:

$$[0153] \quad \Delta x = \frac{\Phi_d}{2\gamma G_e \tau} \quad (8)$$

[0154] 其中, $\gamma$ 为磁旋比, $G_e \tau$ 为位移编码梯度的矩。

[0155] 可以理解的是,不同快速成像序列的信号模型不同,实际应用过程中应根据具体模型进行信号的矫正。

[0156] 在一些实施例中,主磁场不均匀性引起的相位改变为 $\varphi_0$ 可以通过两个参考磁共振图像获得。示例性的,在获取前述参考磁共振图像之后,对目标组织施加另一组编码脉冲,且该组编码脉冲对应的第二个90度翻转脉冲为 $-90_y$ ,那么参考磁共振图像的幅值表达式

为：

$$[0157] \quad S_{p\_refy} = M_{p\_refy} \cos(\alpha) \exp(-TE/T2) \quad (9)$$

[0158] 根据公式(4)和公式(8),得到的主磁场不均匀性引起的相位改变的表达式为：

$$[0159] \quad \phi_0 = \arctan\left(\frac{S_{p\_refy}}{S_{p\_refx}}\right) \quad (10)$$

[0160] 当然,主磁场不均匀性引起的相位改变也可以根据其他的方法来确定,本实施例仅给出一示例性说明。

[0161] 为了实现对目标组织位移信息监控的同时,还对其温度信息进行监控,在一些实施例中,处理器将当前定量磁共振图像的相位减去主磁场不均匀性引起的相位改变与因目标组织位移变化引起的相位角度变化量,并将相减结果作为目标组织因温度变化引起的相位角度变化量;然后根据温度敏感序列的预设温度定量方法以及目标组织因温度变化引起的相位角度变化量确定所述目标组织的温度定量结果。

[0162] 由于磁共振图像的相位信息会随着被测组织温度的变化而变化,而且磁共振图像的相位信息包括主磁场不均匀性引起的相位改变、因组织位移变化引起的相位角度变化以及因温度变化引起的相位角度变化,而且公式(7)已根据定量磁共振图像的幅值信息确定出因目标组织位移引起的相位变化量。因此目标组织因温度变化引起的相位角度变化量为:当前定量磁共振图像的相位减去主磁场不均匀性引起的相位改变和目标组织因位移变化引起的相位角度变化量之后的差值。

[0163] 目标组织因温度变化引起的相位角度变化量得到之后,处理器根据温度敏感序列对应的预设温度定量方法以及目标组织因温度变化引起的相位角度变化量,确定目标组织的温度定量结果,如下:

$$[0164] \quad \Delta T = \frac{\Delta\phi_T}{\alpha 2\pi\gamma B_0 TE} \quad (11)$$

[0165] 其中, $\Delta\phi_T$ 为定量磁共振图像中因组织位移变化引起的相位变化量。

[0166] 其中,预设温度定量方法采用现有的温度定量方法即可,本实施例在此不作具体限定。

[0167] 为了实现对目标组织位移信息监控的同时,或者在对目标组织位移信息和温度信息监控的同时,还能够得到高质量的磁共振图像,在一些实施例中,处理器还获取实施完对比位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到对比定量磁共振图像;然后根据定量磁共振数据的幅值信息与对比定量磁共振数据的幅值信息确定T2加权图像的T2值,以得到T2加权图像,其中,对比位移准备序列的作用时长与位移准备序列的作用时长不同。

[0168] 如图5A和图5B所示,位移准备序列与对比位移准备序列的作用时长不同,那么180度射频脉冲的作用时刻不同,而且二者均具备T2加权性质。处理器在获取完定量磁共振图像之前或是之后,还获取实施完对比位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到对比定量磁共振图像。

[0169] 由于位移准备模块本身具有T2加权性质,因此如图5A和5B所示,控制位移准备序列与对比位移准备序列的作用时长不同,那么180度射频脉冲的作用时刻不同。通过改变

180度射频脉冲的作用时刻以及整个序列的作用时长,可得到目标组织在位移准备序列对应的各脉冲作用下受T2影响的纵向磁化矢量 $M_{p1}$ 的表达式,以及目标组织在对比位移准备序列对应的各脉冲作用下受T2影响的纵向磁化矢量 $M_{p2}$ 的表达式,分别为:

$$[0170] \quad M_{p1} = M_0 \cos(\varphi d + \varphi 0) \exp(-bD) \exp\left(-\frac{T_{pMEG1}}{T2}\right) \quad (12)$$

$$[0171] \quad M_{p2} = M_0 \cos(\varphi d + \varphi 0) \exp(-bD) \exp\left(-\frac{T_{pMEG2}}{T2}\right) \quad (13)$$

[0172] 其中, $T_{pMG1}$ 为位移准备序列的作用时长, $T_{pMG2}$ 为对比位移准备序列的作用时长。

[0173] 相应的,定量磁共振图像的幅值表达式和对比定量磁共振图像的幅值表达式分别为:

$$[0174] \quad S_{pMEG1} = M_0 \cos(\varphi d + \varphi 0) \exp(-bD) \exp\left(-\frac{T_{pMEG1}}{T2}\right) \cos(\alpha) \exp(-TE / T2) \quad (14)$$

$$[0175] \quad S_{pMEG2} = M_0 \cos(\varphi d + \varphi 0) \exp(-bD) \exp\left(-\frac{T_{pMEG2}}{T2}\right) \cos(\alpha) \exp(-TE / T2) \quad (15)$$

[0176] 根据公式14和公式15可以得到T2加权图像的T2值,如下:

$$[0177] \quad T2 = \frac{T_{pMEG2} - T_{pMEG1}}{\frac{\ln(S_{pMEG2})}{\ln(S_{pMEG1})}} \quad (16)$$

[0178] 相较于现有技术,本实施例提供的声辐射力磁共振成像系统的技术方案,通过将目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息编码到纵向磁化矢量上,实现了通过磁共振图像的幅值信息变化来反映目标组织的位移变化,无需进行对位移引起的相位变化和温度引起的相位变化进行分离,可以直接得到目标组织的位移定量结果,而且仅需单次超声激励,成像速度由成像序列决定,不受制于位移准备序列,所得图像的伪影小,有助于医生临床诊断,而且位移定量简单而且准确性高,而且在实现了目标组织位移监控的同时,还能同步实现温度的监控和/或得到高质量的T2加权图像

[0179] 如图9所示,该系统还包括存储器24、输入装置25以及输出装置26;处理器23的数量可以是一个或多个,图9以一个处理器23为例;处理器23、存储器24、输入装置25以及输出装置26可以通过总线或其他方式连接,图9中以通过总线连接为例。

[0180] 存储器24作为一种计算机可读存储介质,可用于存储软件程序、计算机可执行程序以及模块,如本发明实施例中的组织参数监控方法对应的程序指令/模块(例如,参考图像获取模块11、定量图像获取模块12以及位移定量模块3)。处理器23通过运行存储在存储器24中的软件程序、指令以及模块,从而执行设备的各种功能应用以及数据处理,即实现上述的组织参数监控方法。

[0181] 存储器24可主要包括存储程序区和存储数据区,其中,存储程序区可存储操作系统、至少一个功能所需的应用程序;存储数据区可存储根据终端的使用所创建的数据等。此外,存储器24可以包括高速随机存取存储器,还可以包括非易失性存储器,例如至少一个磁盘存储器件、闪存器件、或其他非易失性固态存储器件。在一些实例中,存储器24可进一步包括相对于处理器23远程设置的存储器,这些远程存储器可以通过网络连接至设备。上述网络的实例包括但不限于互联网、企业内部网、局域网、移动通信网及其组合。

[0182] 输入装置25可用于接收输入的数字或字符信息,以及产生与设备的用户设置以及功能控制有关的键信号输入。

[0183] 输出装置26可包括显示屏等显示设备,例如,用户终端的显示屏。

[0184] 实施例五

[0185] 本发明实施例五还提供了一种包含计算机可执行指令的存储介质,所述计算机可执行指令在由计算机处理器执行时用于执行一种组织参数监控方法,该方法包括:

[0186] 获取实施完编码时序对应的编码脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到参考磁共振图像;

[0187] 获取实施完位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据,以得到定量磁共振图像,其中,所述位移准备序列应用于成像序列之前,并包括用于生成高强度聚焦脉冲的超声时序以及用于将目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息编码到纵向磁化矢量上的所述编码时序;

[0188] 根据参考磁共振图像的幅值信息、定量磁共振图像的幅值信息以及主磁场不均匀性引起的相位改变确定目标组织的位移定量结果。

[0189] 当然,本发明实施例所提供的一种包含计算机可执行指令的存储介质,其计算机可执行指令不限于如上所述的方法操作,还可以执行本发明任意实施例所提供的组织参数监控方法中的相关操作。

[0190] 通过以上关于实施方式的描述,所属领域的技术人员可以清楚地了解到,本发明可借助软件及必需的通用硬件来实现,当然也可以通过硬件实现,但很多情况下前者是更佳的实施方式。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品可以存储在计算机可读存储介质中,如计算机的软盘、只读存储器(Read-Only Memory,简称ROM)、随机存取存储器(Random Access Memory,简称RAM)、闪存(FLASH)、硬盘或光盘等,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备)执行本发明各个实施例所述的组织参数监控方法。

[0191] 值得注意的是,上述组织参数监控装置的实施例中,所包括的各个单元和模块只是按照功能逻辑进行划分的,但并不局限于上述的划分,只要能够实现相应的功能即可;另外,各功能单元的具体名称也只是为了便于相互区分,并不用于限制本发明的保护范围。

[0192] 注意,上述仅为本发明的较佳实施例及所运用技术原理。本领域技术人员会理解,本发明不限于这里所述的特定实施例,对本领域技术人员来说能够进行各种明显的变化、重新调整和替代而不会脱离本发明的保护范围。因此,虽然通过以上实施例对本发明进行了较为详细的说明,但是本发明不仅仅限于以上实施例,在不脱离本发明构思的情况下,还可以包括更多其他等效实施例,而本发明的范围由所附的权利要求范围决定。

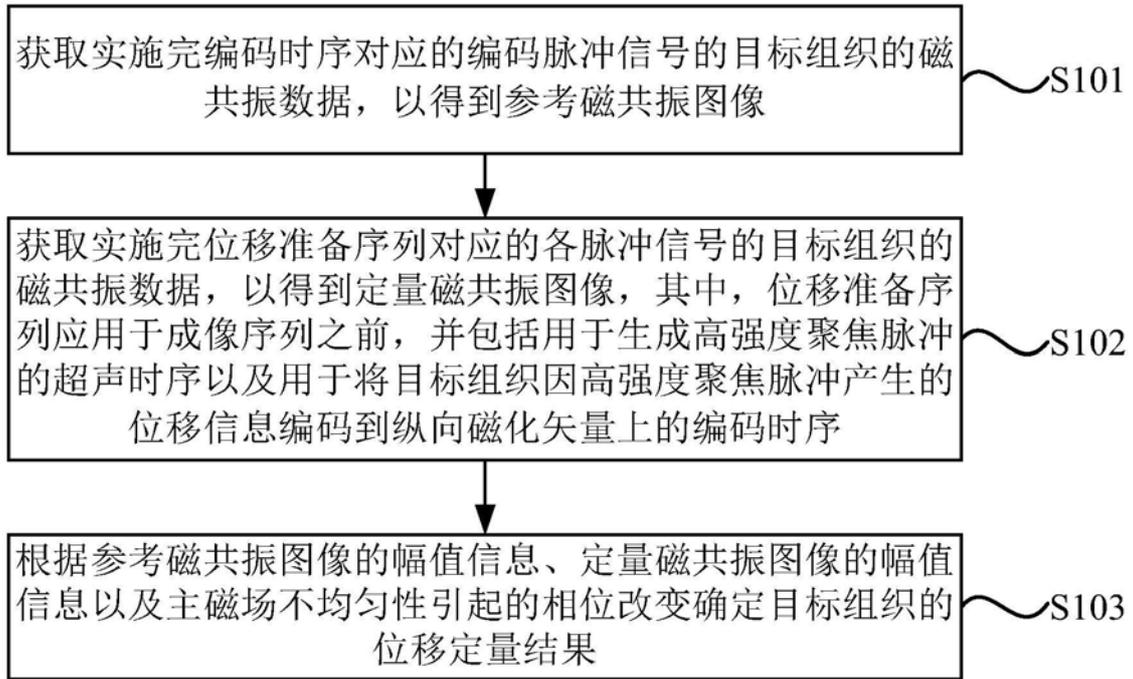


图1

### 编码时序

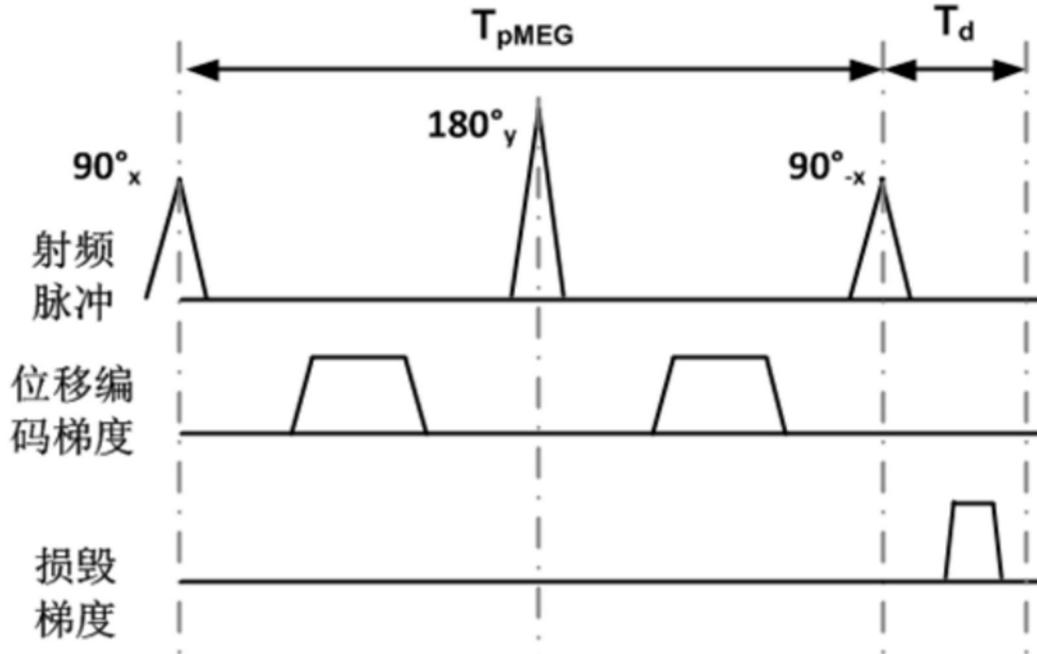


图2A

### 成像时序

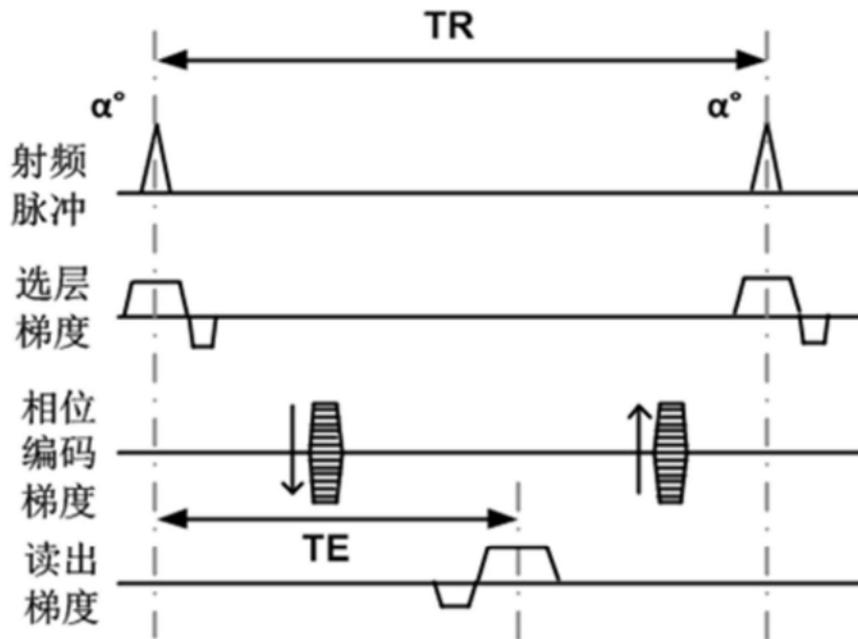


图2B

### 位移准备时序

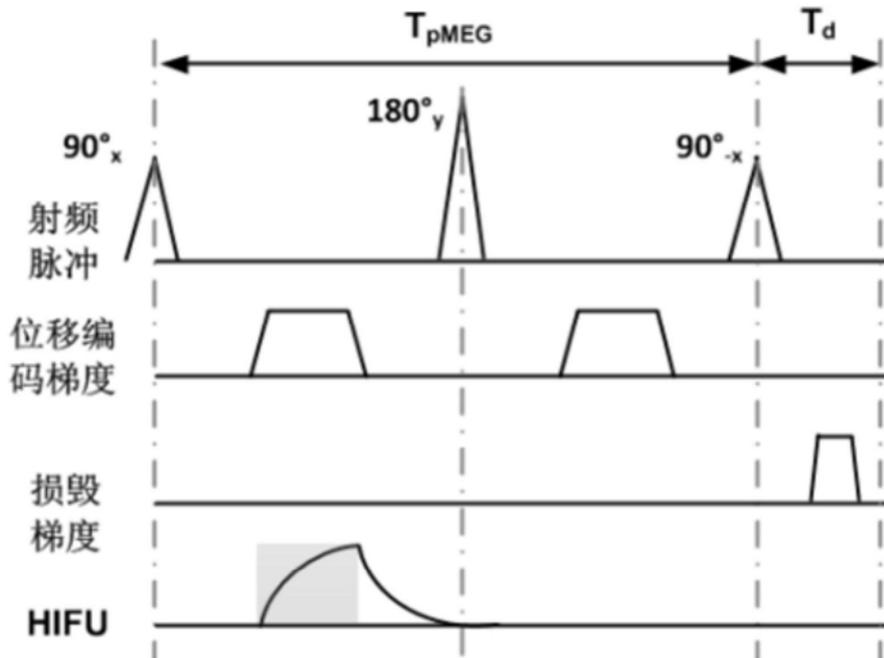


图2C

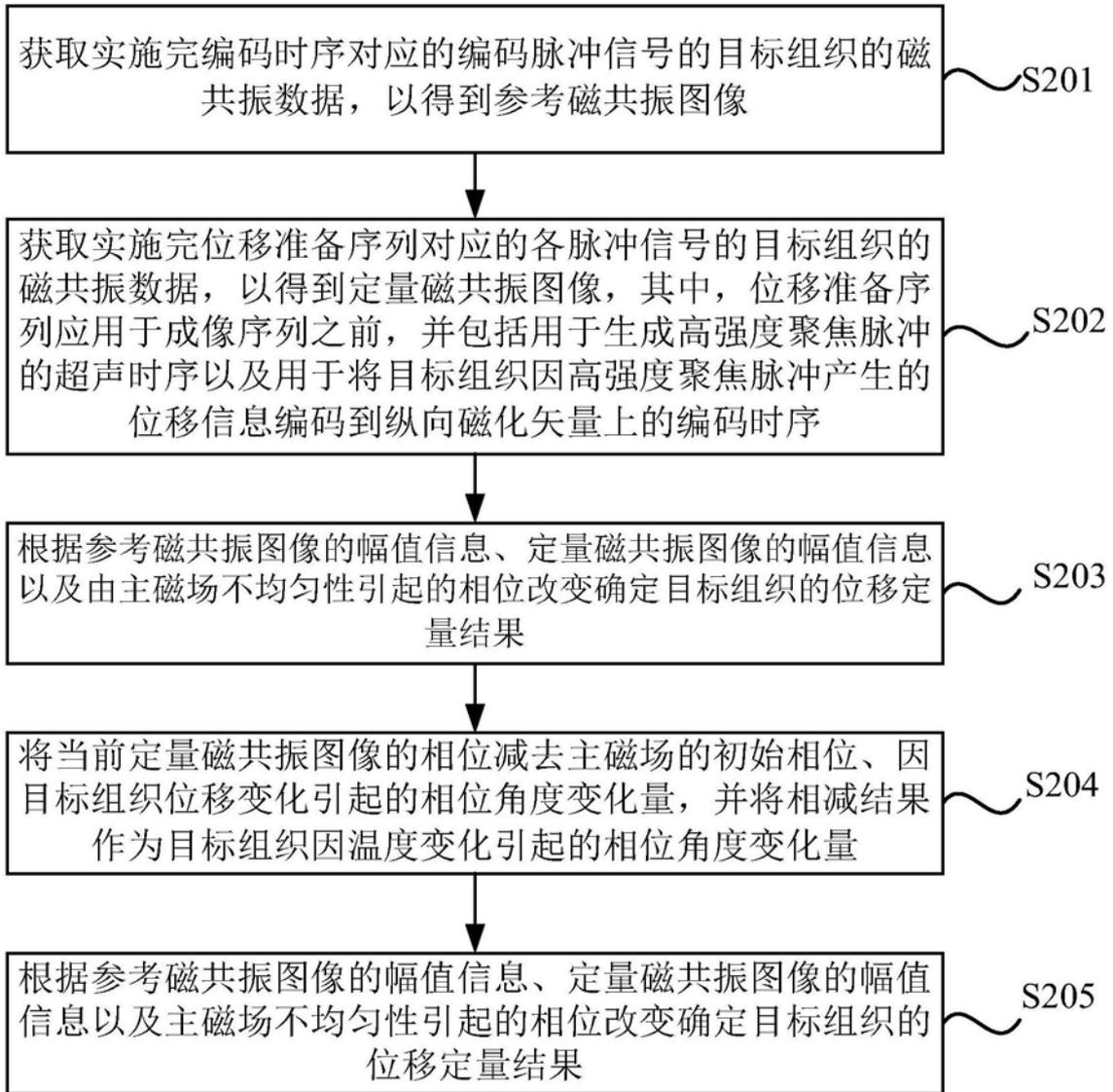


图3

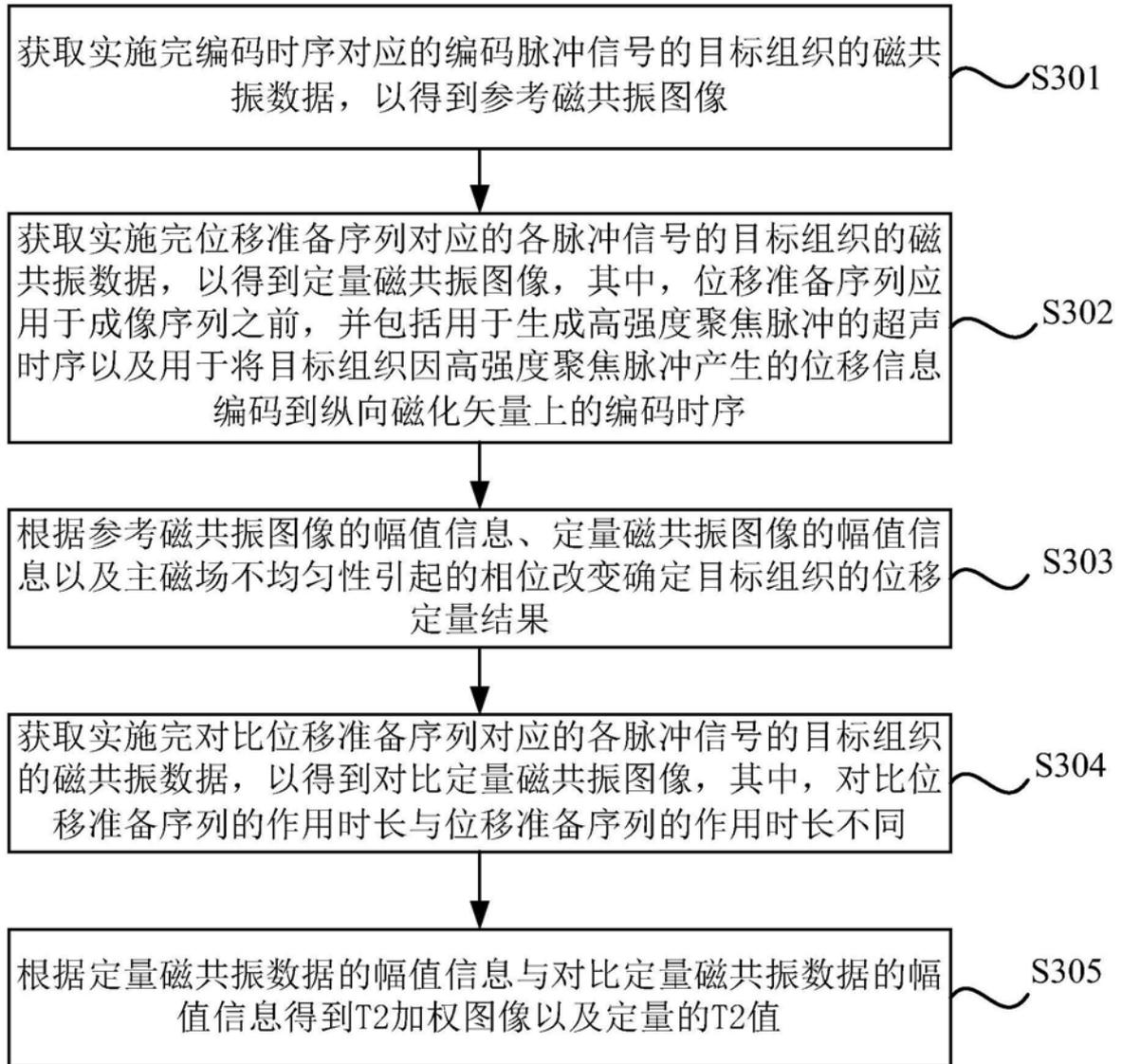


图4

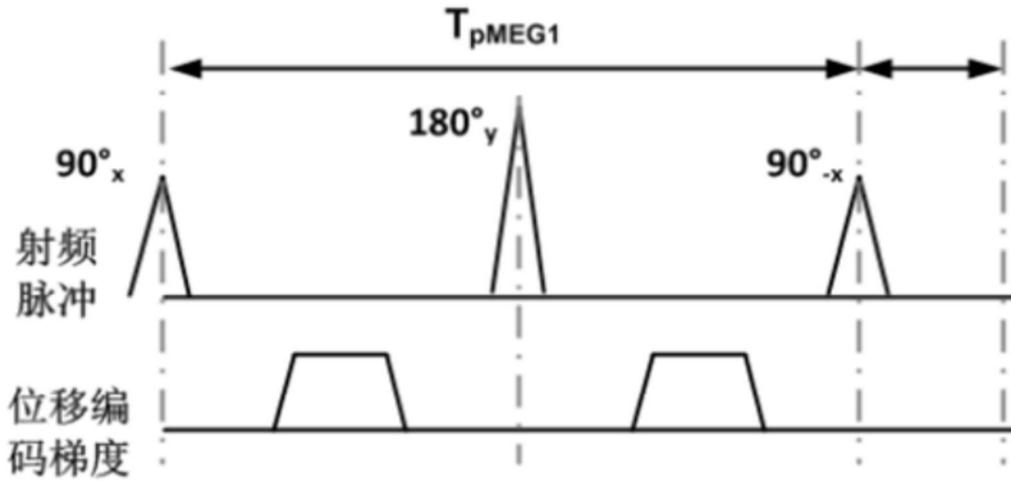


图5A

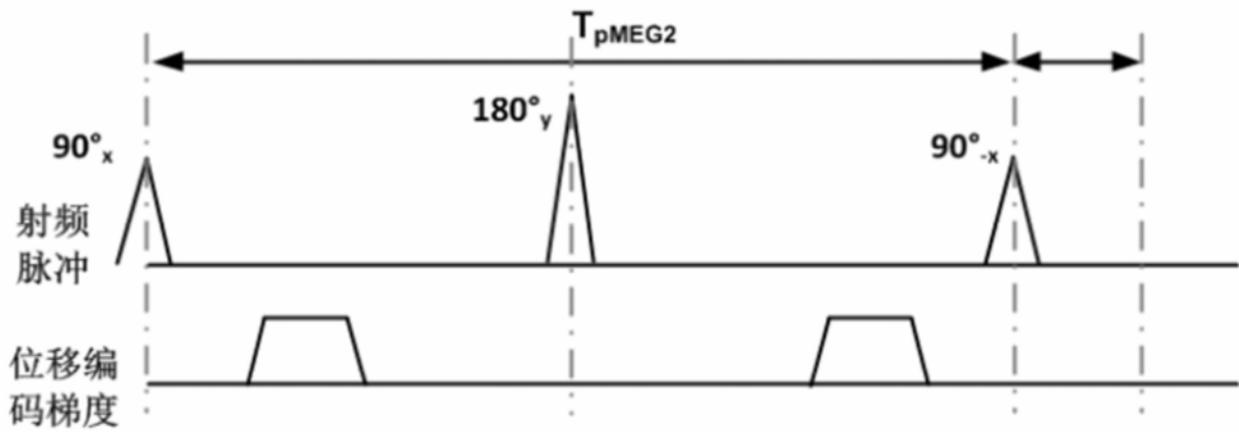


图5B

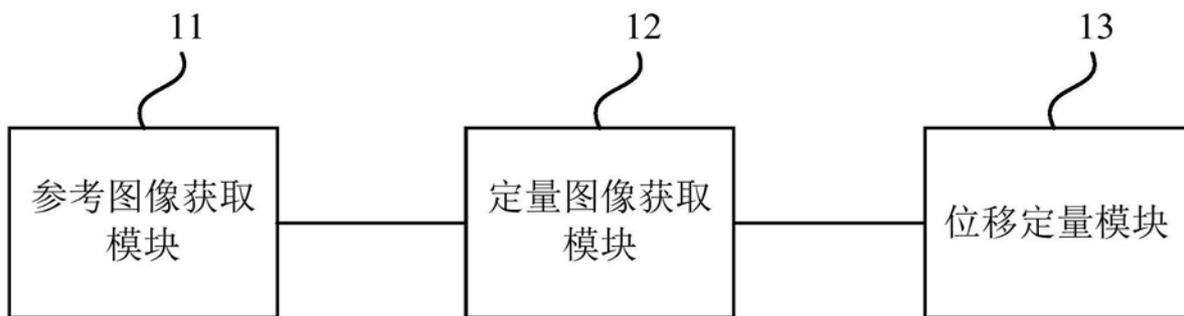


图6

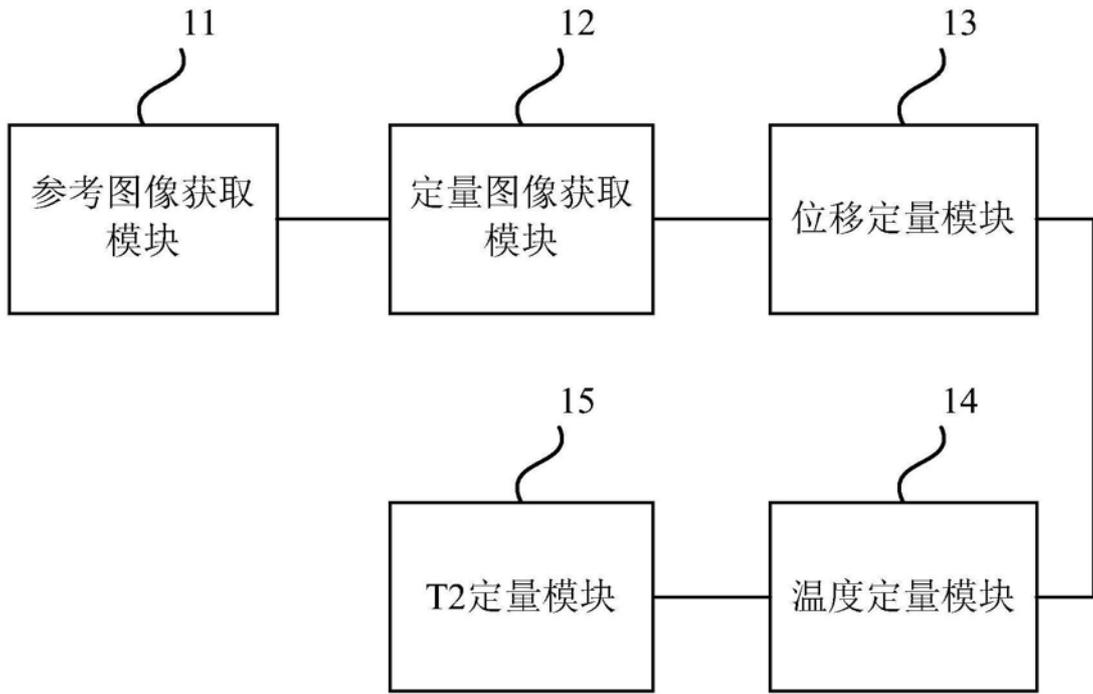


图7

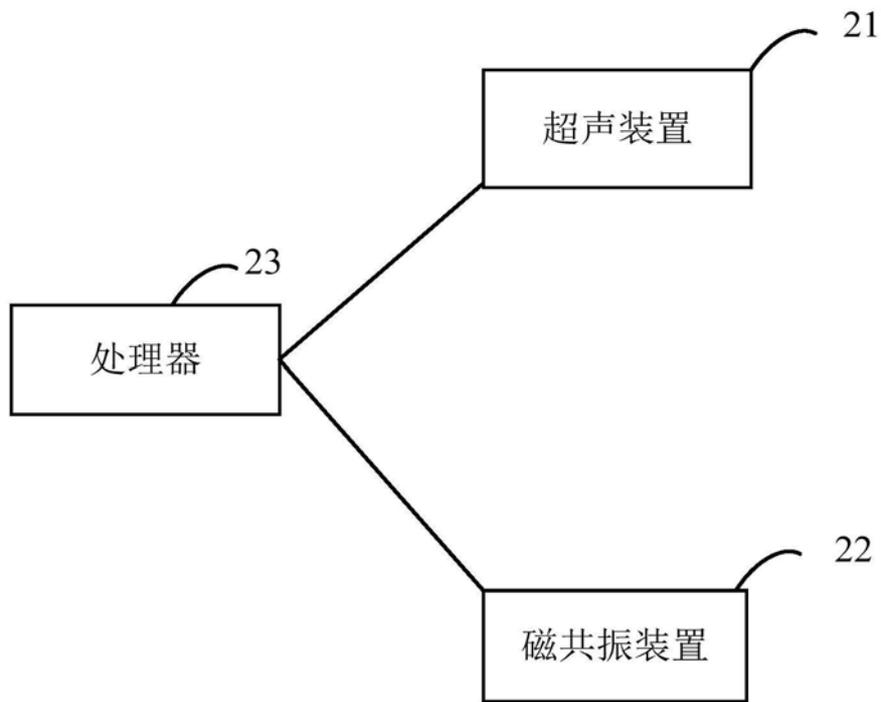


图8

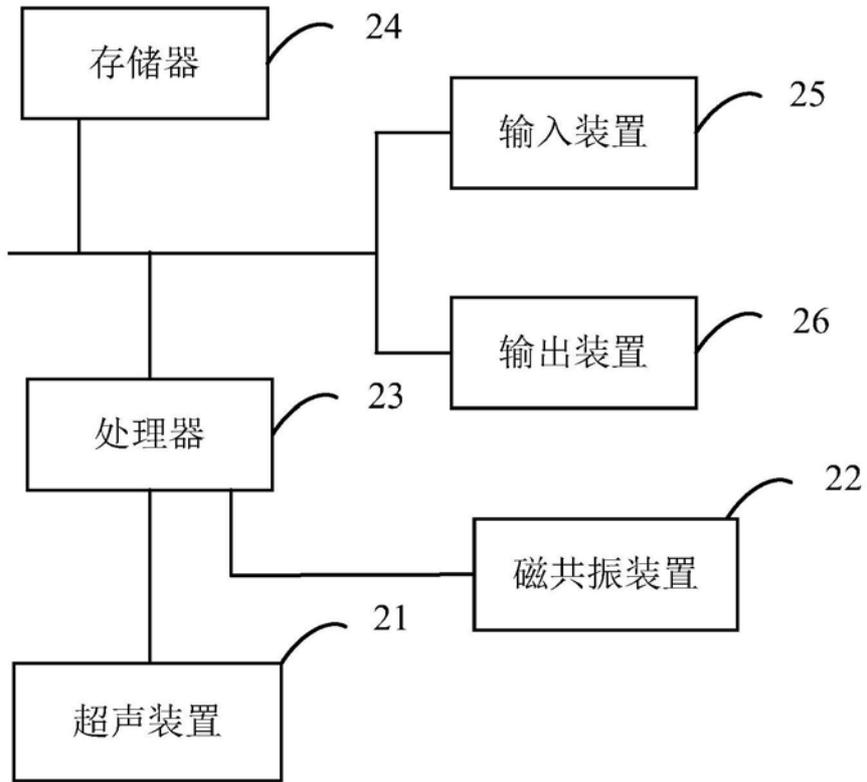


图9

专利名称(译)	组织参数监控方法、装置、成像系统及介质		
公开(公告)号	<a href="#">CN110988764A</a>	公开(公告)日	2020-04-10
申请号	CN201911265477.1	申请日	2019-12-11
[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 孟德 程传力 帖长军 文剑洪		
发明人	郑海荣 刘新 乔阳紫 邹超 孟德 程传力 帖长军 文剑洪		
IPC分类号	G01R33/54 A61B5/055 A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/055 A61B8/085 A61B8/5261 G01R33/543		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明实施例公开了一种组织参数监控方法、装置、成像系统及介质，该方法包括：获取实施完编码时序对应的编码脉冲信号的目标组织的磁共振数据以得到参考磁共振图像；获取实施完位移准备序列对应的各脉冲信号的目标组织的磁共振数据，以得到定量磁共振图像，其中，位移准备序列应用于成像序列之前，并包括用于生成高强度聚焦脉冲的超声时序以及用于将目标组织因高强度聚焦脉冲产生的位移信息编码到纵向磁化矢量上的编码时序；根据参考磁共振图像的幅值信息、定量磁共振图像的幅值信息以及主磁场不均匀性引起的相位改变确定目标组织的位移定量结果。解决了现有磁共振声辐射力成像技术经预定焦时，超声能量在颅内沉积过多的问题。

