



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111247449 B

(45) 授权公告日 2023.04.11

(21) 申请号 201880067580.2

(22) 申请日 2018.09.27

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 111247449 A

(43) 申请公布日 2020.06.05

(30) 优先权数据

17196612.0 2017.10.16 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2020.04.16

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/076226 2018.09.27

(87) PCT国际申请的公布数据

W02019/076599 EN 2019.04.25

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 C·施特宁 J·塞内加

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

专利代理师 孟杰雄

(51) Int.Cl.

A61B 5/055 (2006.01)

G01R 33/50 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 104125802 A, 2014.10.29

CN 101259018 A, 2008.09.10

CN 101415365 A, 2009.04.22

US 2014103928 A1, 2014.04.17

JP 2010035712 A, 2010.02.18

邱雯 等. 植入心脏电子装置后行磁共振检查的安全性.《中国心脏起搏与心电生理杂志》. 2016, 第30卷(第3期),

审查员 林建锋

权利要求书2页 说明书10页 附图4页

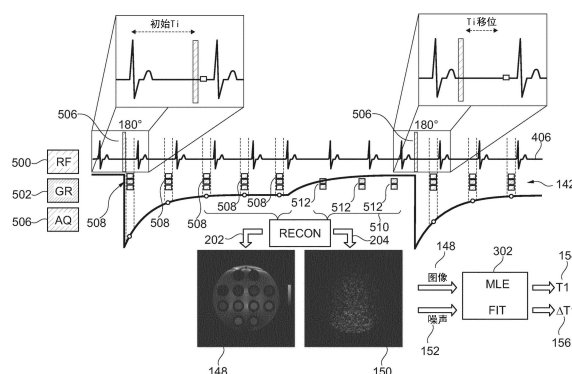
(54) 发明名称

磁共振成像中弛豫时间的定量测量

(57) 摘要

本发明提供了磁共振成像系统(100、400)。机器可执行指令(140)使控制磁共振成像系统的处理器(130)利用脉冲序列命令控制(200)磁共振成像系统以采集一系列磁共振数据和噪声磁共振数据。脉冲序列命令被配置用于控制磁共振成像系统以根据用于定量确定弛豫时间的定量磁共振成像协议从对象(118)采集一系列磁共振数据(144)。定量磁共振成像协议被配置用于控制磁共振成像系统以使用多个脉冲序列重复(508)来采集一系列磁共振数据。多个脉冲序列重复中的每个包括磁梯度部分(502)、射频部分(500)和采集部分(504)。定量磁共振成像协议包括多个脉冲序列重复中的至少两个之间的暂停周期(510), 其中, 脉冲序列命令被配置用于使用磁梯度部分和采集部分在暂停周期期间采集噪声磁共振数据(146)。射频部分在噪声磁共振数

据的采集期间被停用。对机器可执行指令的执行还使处理器使用一系列磁共振数据来重建(202)针对弛豫时间而加权的一系列磁共振图像(148), 并且使用噪声磁共振数据来重建(204)噪声磁共振图像(150)。



1. 一种磁共振成像系统(100、400),包括:

存储器(134),其用于存储机器可执行指令(140)和脉冲序列命令(142),其中,所述脉冲序列命令被配置用于控制所述磁共振成像系统以根据用于定量确定弛豫时间的定量磁共振成像协议从对象(118)采集一系列磁共振数据(144),其中,所述定量磁共振成像协议被配置用于控制所述磁共振成像系统以使用多个脉冲序列重复(508)来采集所述一系列磁共振数据,其中,所述多个脉冲序列重复中的每个脉冲序列重复包括磁梯度部分(502)、射频部分(500)和采集部分,其中,所述定量磁共振成像协议包括在所述多个脉冲序列重复中的至少两个脉冲序列重复之间的暂停周期(510),其中,所述脉冲序列命令被配置用于使用所述磁梯度部分和所述采集部分在所述暂停周期期间采集噪声磁共振数据(146),其中,所述射频部分在对所述噪声磁共振数据的采集期间被停用;

处理器(130),其用于控制所述磁共振成像系统,其中,对所述机器可执行指令的执行还使所述处理器:

利用所述脉冲序列命令来控制(200)所述磁共振成像系统以采集所述一系列磁共振数据和所述噪声磁共振数据;

使用所述一系列磁共振数据来重建(202)针对所述弛豫时间而加权的一系列磁共振图像(148);并且

使用所述噪声磁共振数据来重建(204)噪声磁共振图像(150)。

2. 根据权利要求1所述的磁共振成像系统,其中,对所述机器可执行指令的执行还使所述处理器通过对所述噪声磁共振图像进行空间平均来计算(300)空间相关的噪声图。

3. 根据权利要求2所述的磁共振成像系统,其中,所述空间相关的噪声图是通过在体素的核上进行平均来计算的。

4. 根据权利要求3所述的磁共振成像系统,其中,所述体素的核包括以下中的任何一项:在50体素与100体素之间,在101体素与400体素之间,在401体素与900体素之间,以及在901体素与1600体素之间。

5. 根据权利要求2所述的磁共振成像系统,其中,所述空间相关的噪声图还通过对所述空间相关的噪声图进行平滑来计算。

6. 根据权利要求2所述的磁共振成像系统,其中,对所述机器可执行指令的执行还使所述处理器使用所述空间相关的噪声图和所述一系列磁共振图像来计算(302)空间相关的弛豫时间图(154)和空间相关的误差图(156),并且其中,所述空间相关的误差图是空间相关的图的可能误差的映射。

7. 根据权利要求6所述的磁共振成像系统,其中,所述空间相关的弛豫时间图和所述空间相关的误差图是使用最大似然估计器来计算的。

8. 根据权利要求6所述的磁共振成像系统,其中,对所述机器可执行指令的执行还使所述处理器在显示器(132)上显示所述空间相关的弛豫时间图和空间相关的误差图。

9. 根据权利要求1-8中的任一项所述的磁共振成像系统,其中,所述弛豫时间是T1弛豫时间。

10. 根据权利要求9所述的磁共振成像系统,其中,所述定量磁共振成像协议是MOLLI磁共振成像协议。

11. 根据权利要求1至8中的任一项所述的磁共振成像系统,其中,所述弛豫时间是T2弛

豫时间。

12. 根据权利要求1至8中的任一项所述的磁共振成像系统, 其中, 所述弛豫时间是 $T2^*$ 弛豫时间。

13. 一种具有实现于其上的机器可执行指令(140)的计算机可读介质, 所述机器可执行指令用于由控制磁共振成像系统(100、400)的处理器(130)执行, 对所述机器可执行指令的执行使所述处理器:

利用脉冲序列命令(142)来控制(200)所述磁共振成像系统以采集一系列磁共振数据(144)和噪声磁共振数据(150), 其中, 所述脉冲序列命令被配置用于控制所述磁共振成像系统以根据用于定量确定弛豫时间的定量磁共振成像协议从对象采集所述一系列磁共振数据, 其中, 所述定量磁共振成像协议被配置用于使用多个脉冲序列重复(508)来采集所述一系列磁共振数据, 其中, 所述多个脉冲序列重复中的每个脉冲序列重复包括磁梯度部分(502)、射频部分(500)和采集部分, 其中, 所述定量磁共振成像协议包括在所述多个脉冲序列重复中的至少两个脉冲序列重复之间的暂停周期(510), 其中, 所述脉冲序列命令被配置用于使用所述磁梯度部分和所述采集部分在所述暂停周期期间采集噪声磁共振数据, 其中, 所述射频部分在对所述噪声磁共振数据的采集期间被停用(512);

使用所述一系列磁共振数据来重建(202)针对所述弛豫时间而加权的一系列磁共振图像(148); 并且

使用所述噪声磁共振数据来重建(204)噪声磁共振图像(150)。

14. 一种操作磁共振成像系统(100、400)的方法, 其中, 所述方法包括:

利用脉冲序列命令(142)来控制(200)所述磁共振成像系统以采集一系列磁共振数据(144)和噪声磁共振数据(146), 其中, 所述脉冲序列命令被配置为控制所述磁共振成像系统以根据用于定量确定弛豫时间的定量磁共振成像协议从对象采集所述一系列磁共振数据, 其中, 所述定量磁共振成像协议被配置用于使用多个脉冲序列重复(508)来采集所述一系列磁共振数据, 其中, 所述多个脉冲序列重复中的每个脉冲序列重复包括磁梯度部分(502)、射频部分(500)和采集部分, 其中, 所述定量磁共振成像协议包括所述多个脉冲序列重复中的至少两个脉冲序列重复之间的暂停周期(510), 其中, 所述脉冲序列命令被配置用于使用所述磁梯度部分和所述采集部分在所述暂停周期期间采集所述噪声磁共振数据, 其中, 所述射频部分在对所述噪声磁共振数据的采集期间被停用;

使用所述一系列磁共振数据来重建(202)针对所述弛豫时间而加权的一系列磁共振图像(148); 并且

使用所述噪声磁共振数据来重建(204)噪声磁共振图像(150)。

## 磁共振成像中弛豫时间的定量测量

### 技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振成像,尤其涉及弛豫时间的定量测量。

### 背景技术

[0002] 大的静态磁场由磁共振成像(MRI)扫描器使用以对准原子的核自旋,作为用于产生患者的身体内的图像的流程的部分。该大的静态磁场被称为B0场或主磁场。对象的各种数量或性质可以使用MRI来空间地测量。例如,可以使用MRI研究对象的各种电性质。被测量的可以定量测量的若干数量是与核磁共振(NMR)信号的衰变有关的弛豫时间。这些弛豫时间在本文中统称为“弛豫时间”。

[0003] 弛豫时间包括纵向(或自旋-晶格)弛豫时间,其也称为自旋晶格弛豫时间或T1弛豫时间。弛豫时间还包括横向弛豫时间,其也称为自旋-自旋弛豫时间或T2弛豫时间。T2\*弛豫时间或T2星弛豫时间在本文中也被认为是弛豫时间,并且归因于由于B0场的不均匀性造成的NMR单个的移相,所述不均匀性是由于被检查的样本中分子的存在造成的。

[0004] 美国专利申请US 2012/0271147 A1公开了示范性系统、方法以及计算机可访问介质可以被提供用于对至少一个解剖结构进行成像。例如,能够将具有快速自旋回波(FSE)的饱和恢复(SR)脉冲序列引导至(一个或多个)解剖结构或引导到(一个或多个)解剖结构处。可以基于SR脉冲序列来生成至少一个解剖结构的至少一幅T1图像。在一个范例中,(一个或多个)解剖结构可以包括臀部。根据另一个范例,(一幅或多幅)T1图像可以包括在多个旋转径向平面中生成或提供的多幅T1图像。本申请还公开了使用例如没有RF激励的脉冲序列来采集噪声图。

[0005] 期刊文章O.T.Karlsen、R.Verhagen和W.M.M.J.Bové(1999),Parameter estimation from Rician-distributed data sets using a maximum likelihood estimator:Application to t1 and perfusion measurements(Magn.Reson.Med.,41:614-623,doi:10.1002/(SICI)1522-2594(199903)41:3<614:AID-MRM26>3.0.CO;2-1)公开了使用最大似然估计器对T1弛豫时间的估计。

### 发明内容

[0006] 在独立权利要求中,本发明提供了磁共振成像系统、计算机程序产品和方法。

[0007] 在弛豫时间的测量中,使用多个脉冲序列重复进行多次重复测量。在这些脉冲序列重复中的每个期间,采集磁共振数据。来自脉冲序列重复中的每个的磁共振数据可以被重建为图像。磁共振数据的重复采集导致一系列磁共振数据,该一系列磁共振数据可以被重建为一系列磁共振图像。对一系列磁共振图像的分析允许计算弛豫时间或从弛豫时间导出或与弛豫时间有关的其他数量,例如磁共振成像造影剂的浓度。

[0008] 对一系列磁共振图像中存在的噪声的了解可以允许更好地估计弛豫时间或从弛豫时间导出的数量。一系列磁共振图像中的噪声取决于采集条件和采集期间磁共振成像系统的设置。噪声也在一系列磁共振图像内在空间上变化。为了实现噪声的准确估计,实施例

可以使用与用于采集一系列磁共振数据的相同的脉冲序列重复,其中,脉冲序列重复的RF部分(用于控制RF脉冲的生成的脉冲序列的部分)被停用。该采集在本文中被称为噪声磁共振数据的采集。因此,磁共振成像系统的配置是相同的,并且噪声测量将是准确的。

[0009] 然而,采集噪声磁共振数据会延迟磁共振成像协议。然而,在用于定量磁共振成像协议的脉冲序列指令的执行期间,存在时段或暂停周期,其中,脉冲序列重复中的一些之间存在延迟。实施例可以在暂停周期期间采集噪声磁共振数据。由于RF部分已经被停用,因此噪声磁共振数据的采集不影响被测量的样本或对象的磁化。技术效果是,由于在其他未使用的时间间隔内测量了噪声磁共振数据,因此加速了磁共振成像协议。噪声测量的质量也可能更好,因为其在实际采集期间而不是之前或之后测量的。这确保了在与一系列磁共振数据相同的条件下采集噪声磁共振数据。

[0010] 在一个方面中,本发明提供了一种磁共振成像系统,其包括用于存储机器可执行指令和脉冲序列命令的存储器。脉冲序列命令被配置用于控制磁共振成像系统以根据用于定量确定弛豫时间的定量磁共振成像协议从对象采集一系列磁共振数据。定量磁共振成像协议被配置用于控制磁共振成像系统以使用多个脉冲序列重复来采集一系列磁共振数据。多个脉冲序列重复中的每个包括磁梯度部分、射频部分和采集部分。本文使用的磁梯度部分涵盖用于控制磁共振成像系统的磁场梯度系统的命令。这可以包括例如用于生成梯度场的线圈和用于向这些梯度线圈供应电流的电源。射频部分可以包括脉冲序列的部分,该部分最好地供应在脉冲序列命令期间生成的射频脉冲。采集部分可以包括指令,该指令控制脉冲序列命令以在执行脉冲序列命令期间从磁共振成像线圈采集数据。

[0011] 定量磁共振成像协议包括多个脉冲序列重复中的至少两个之间的暂停周期。脉冲序列命令被配置用于使用磁梯度部分和采集部分在暂停周期期间采集噪声磁共振数据。在噪声磁共振数据的采集期间,停用射频部分。在噪声磁共振数据的采集期间,实质上相同的脉冲序列命令被使用,但是停用RF部分。这具有采集针对特定放大器的噪声以及正在由磁共振成像系统使用的其他设置的噪声的效果,但是射频部分不干扰所测量的任何弛豫时间。

[0012] 磁共振成像系统还包括用于控制磁共振成像系统的处理器。机器可执行指令的执行还使处理器利用脉冲序列命令来控制磁共振成像系统以采集一系列磁共振数据和噪声磁共振数据。机器可执行指令的执行还使处理器使用一系列磁共振数据重建针对弛豫时间加权的一系列磁共振图像。机器可执行指令的执行还使处理器使用噪声磁共振数据来重建噪声磁共振图像。

[0013] 该实施例可能是有益的,因为其产生针对特定弛豫时间加权的一系列磁共振图像,该系列磁共振图像可以用于计算弛豫时间或甚至取决于弛豫时间的数量,例如造影剂的浓度。噪声磁共振图像可以用于产生噪声系数或噪声数据,该噪声系数或噪声数据描述一系列磁共振图像中的每个内的噪声量。

[0014] 如本文所使用的,一系列磁共振图像被理解为可以或可以不被绘制为图像的数据。同样,噪声磁共振图像还包括图像空间中的可以被绘制或可以不被绘制的数据。可以将一系列磁共振图像和噪声磁共振图像用于进一步的计算或运算,而不是绘制它们。

[0015] 在另一实施例中,机器可执行指令的执行还使处理器通过对噪声磁共振图像进行空间平均来计算空间相关的噪声图。噪声磁共振图像的每个体素包括实质上是噪声的值或

数据。通过对噪声磁共振图像进行空间平均,能够创建每个体素中的噪声量的估计。

[0016] 在另一个实施例中,通过对体素的核平均来计算空间相关的噪声图。该实施例能够是有益的,因为其可以提供以一致的方式计算空间相关的噪声图的有效手段。在一些范例中,核的形状可以例如是正方形或矩形,但是核的形状不是限制性的。

[0017] 在另一个实施例中,体素的核包括以下之一:在50与100个体素之间、在101与400个体素之间、在401与900个体素之间、在901与1600个体素之间。

[0018] 在另一个实施例中,还通过平滑空间相关的噪声图来计算空间相关的噪声图。在一些范例中,可以首先通过平均并且然后平滑数据来计算空间相关的噪声图。在其他范例中,可以同时计算平均值和平滑度。例如,当通过对正方核进行平均来计算空间相关的噪声图时,可以使用所谓的指数平均。例如,可以使用指数函数或其他函数来平均计算体素的效果。离体素越远,对平均值的有效性将越差。

[0019] 在另一个实施例中,机器可执行指令的执行还使处理器使用空间相关的噪声图和一系列磁共振图像来计算空间相关的弛豫时间图和空间相关的误差图。空间相关的误差图是空间相关的图的可能误差的映射。这能够是有益的,因为不仅计算了空间相关的弛豫时间图,而且还估计这些体素中每个的误差有多大。当使用空间相关的弛豫时间图来执行诸如诊断或其他测量的事物时,这能够是有益的。

[0020] 在另一个实施例中,使用最大似然估计器来计算空间相关的弛豫时间图和空间相关的误差图。该实施例能够是有益的,因为最大似然估计器的使用提供了使用磁共振图像的时间序列和空间相关噪声图的弛豫时间图的改进计算。

[0021] 在另一实施例中,机器可执行指令的执行还使处理器在显示器上显示空间相关的弛豫时间图和空间相关的误差图。这对于同时显示这两者可能很有用,使得可以给弛豫时间图其如何准确的估计。在一些实例中,两个图能够相互叠加。

[0022] 在另一个实施例中,弛豫时间是T1弛豫时间。

[0023] 在另一实施例中,机器可执行指令的执行还使处理器使用空间相关的弛豫时间图来计算造影剂的浓度。

[0024] 在另一个实施例中,磁共振成像协议是MOLLI磁共振成像协议。该实施例能够是有益的,因为其可以提供执行T1心脏映射的手段。MOLLI代表修改的外观锁定器成像。

[0025] 在另一个实施例中,弛豫时间是T2弛豫时间。该实施例能够是有益的,因为这样的数据可以例如在急性冠状动脉综合征的诊断中 useful。例如,这可以通过使脉冲序列命令使用具有较长重复时间和回波时间的T2加权快速自旋回波序列来实现,并且可以在在此之前通过反演模块来抑制血液。在另一范例中,脉冲序列命令可以是T2加权的稳态自由进动序列。在另一个范例中,脉冲序列命令是T2加权的稳态自由进动序列和上述快速自旋回波序列的组合。

[0026] 在另一个实施例中,弛豫时间是T2\*弛豫时间。该实施例能够有益于T2映射,例如用于评估心脏和肝脏中的铁沉积。在该实施例中,脉冲序列命令可以是多回波GRE序列。例如,可以通过查看一阶指数衰变曲线来计算T2\*值。

[0027] 在另一方面,本发明提供了一种计算机程序产品,包括用于由控制磁共振成像系统的处理器执行的机器可执行指令。机器可执行指令的执行使处理器利用脉冲序列命令来控制磁共振成像系统,以采集一系列磁共振数据和噪声磁共振数据。脉冲序列命令被配置

用于控制磁共振成像系统,以根据用于定量确定弛豫时间的定量磁共振成像协议来采集来自对象的一系列磁共振数据。定量磁共振成像协议被配置用于使用多个脉冲序列重复来采集一系列磁共振数据。多个脉冲序列重复中的每个包括磁梯度部分、射频部分和采集部分。

[0028] 定量磁共振成像协议包括多个脉冲序列重复中的至少两个之间的暂停周期。脉冲序列命令被配置用于使用磁梯度部分和采集部分在暂停周期期间采集噪声磁共振数据。在噪声磁共振数据的采集期间停用射频部分。机器可执行指令的执行还使处理器使用一系列磁共振数据来重建针对弛豫时间加权的一系列磁共振图像。机器可执行指令的执行还使处理器使用噪声磁共振数据来重建噪声磁共振图像。

[0029] 在另一方面,本发明提供了一种操作磁共振成像系统的方法。该方法包括利用脉冲序列命令控制磁共振成像系统以采集一系列磁共振数据和噪声磁共振数据。脉冲序列命令被配置用于控制磁共振成像系统以根据用于定量确定弛豫时间的定量磁共振成像协议从对象采集一系列磁共振数据。

[0030] 定量磁共振成像协议被配置用于使用多个脉冲序列重复来采集一系列磁共振数据。多个脉冲序列重复中的每个包括磁梯度部分、射频部分和采集部分。定量磁共振成像协议包括多个脉冲序列重复中的至少两个之间的暂停周期。脉冲序列命令被配置用于使用磁梯度部分和采集部分在暂停周期期间采集噪声磁共振数据。在噪声磁共振数据的采集期间停用射频部分。该方法还包括使用一系列磁共振数据重建针对弛豫时间加权的一系列磁共振图像。该方法还包括使用噪声磁共振数据重建噪声磁共振图像。

[0031] 应当理解,可以组合本发明的前述实施例中的一个或多个,只要组合的实施例不是相互排斥的。

[0032] 如本领域的技术人员将认识到的,本发明的各个方面可以实现为装置、方法或计算机程序产品。相应地,本发明的各个方面可以采取完全硬件实施例、完全软件实施例(包括固件、常驻软件、微代码等)或组合软件和硬件方面的实施例(在本文中总体上全部可以被称为“电路”、“模块”或“系统”)的形式。此外,本发明的各个方面可以采取实现在一个或多个计算机可读介质中的计算机程序产品的形式,所述一个或多个计算机可读介质具有实现在其上的计算机可执行代码。

[0033] 可以利用一个或多个计算机可读介质的任何组合。所述计算机可读介质可以是计算机可读信号介质或计算机可读存储介质。本文使用的“计算机可读存储介质”涵盖任何可以存储可由计算设备的处理器执行的指令的有形存储介质。可以将计算机可读存储介质称为计算机可读非暂态存储介质。也可以将计算机可读存储介质称为有形计算机可读介质。在一些实施例中,计算机可读存储介质还可以能够存储可以由计算设备的处理器访问的数据。计算机可读存储介质的范例包括但不限于:软盘、磁硬盘驱动器、固态硬盘、闪速存储器、USB拇指驱动器、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、光盘、磁光盘以及处理器的寄存器文件。光盘的范例包括压缩盘(CD)和数字通用盘(DVD),例如,CD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW或DVD-R盘。术语计算机可读存储介质还指能够经由网络或通信链路由计算机设备访问的各种类型的记录介质。例如,可以在调制解调器、因特网或局域网上检索数据。可以使用任何适当介质发送实现在计算机可读介质上的计算机可执行代码,所述任何适当介质包括但不限于无线的、有线的、光纤线缆的、RF等或者前面的任何合适的组合。

[0034] 计算机可读信号介质可以包括具有实现在其中的计算机可执行代码的传播的数



据信号,例如,在基带中或作为载波的部分。这样的传播的信号可以采取任何各种形式,包括但不限于电磁的、光学的或它们的任何合适的组合。计算机可读信号介质可以是这样的任何计算机可读介质:不是计算机可读存储介质,并且能够传达、传播或传输由指令执行系统、装置或设备使用或与指令执行系统、装置或设备结合使用的程序。

[0035] “计算机存储器”或“存储器”是计算机可读存储介质的范例。计算机存储器是可由处理器直接访问的任何存储器。“计算机存储设备”或“存储设备”是计算机可读存储介质的另外的范例。计算机存储设备是任何非易失性计算机可读存储介质。在一些实施例中,计算机存储设备也可以是计算机存储器,反之亦然。

[0036] 如本文中所使用的“处理器”涵盖能够执行程序或机器可执行指令或计算机可执行代码的电子部件。对包括“处理器”的计算设备的引用应当被解读为能够包含多于一个的处理器或处理核。所述处理器可以例如是多核处理器。处理器也可以指在单个计算机系统之内的或分布在多个计算机系统之间的处理器的集合。术语计算设备也应当被解读为能够指每个包括一个或多个处理器的计算设备的集合或网络。计算机可执行代码可以由可以在相同的计算设备之内或甚至可以分布在多个计算设备之间的多个处理器来执行。

[0037] 计算机可执行代码可以包括令处理器执行本发明的方面的机器可执行指令或程序。用于执行针对本发明的方面的操作的计算机可执行代码可以以一个或多个编程语言的任何组合来编写并且被编译为机器可执行指令,所述一个或多个编程语言包括诸如Java、Smalltalk、C++等的面向对象的编程语言以及诸如“C”编程语言或相似编程语言的常规过程性编程语言。在一些实例中,所述计算机可执行代码可以采取高级语言的形式或者采取预编译的形式并且结合在工作时生成机器可执行指令的解读器一起被使用。

[0038] 所述计算机可执行代码可以完全在用户的计算机上、部分在用户的计算机上(作为独立的软件包)、部分在用户的计算机上并且部分在远程计算机上、或完全在远程计算机或服务器上执行。在后一种情形下,所述远程计算机可以通过包括局域网(LAN)或广域网(WAN)的任何类型的网络连接到用户的计算机,或者可以(例如,通过使用因特网服务提供商的因特网)对外部计算机进行连接。

[0039] 参考根据本发明的实施例的方法、装置(系统)和计算机程序产品的流程图、图示和/或方框图来描述本发明的方面。应理解,当可应用时,能够通过采取计算机可执行代码的形式的计算机程序指令来实施流程图、图示和/或方框图的方框的每个方框或部分。还应理解,当互不排斥时,可以组合不同流程图、图示和/或方框图中的方框的组合。这些计算机程序指令可以被提供给通用计算机、专用计算机或产生机器的其他可编程数据处理装置的处理器,使得经由计算机或其他可编程数据处理装置的处理器执行的指令创建用于实施在流程图和/或一个或多个方框图框中指定的功能/动作的单元。

[0040] 这些计算机程序指令还可以存储在计算机可读介质中,所述计算机可读介质能够指引计算机、其他可编程数据处理装置或其他设备以特定的方式来工作,使得在计算机可读介质中存储的指令产生包括实施在流程图和/或一个或多个方框图框中指定的功能/动作的指令的制品。

[0041] 所述计算机程序指令还可以加载到计算机、其他可编程数据处理装置或其他设备上,以令在计算机、其他可编程装置或其他设备上执行一系列操作步骤,从而产生计算机实施的过程,使得在计算机或其他可编程装置上执行的指令提供用于在流程图和/或一个或



多个方框图框中指定的功能/动作的过程。

[0042] 如本文所使用的“用户接口”是允许用户或操作人员与计算机或计算机系统交互的接口。“用户接口”还可以被称为“人机接口设备”。用户接口可以向操作人员提供信息或数据和/或从操作人员接收信息或数据。用户接口可以使得来自操作人员的输入能够被计算机接收并且可以从计算机向用户提供输出。换言之,所述用户接口可以允许操作人员控制或操控计算机,并且所述接口可以允许计算机指示操作人员的控制或操控的效果。显示器或图形用户接口上的数据或信息的显示是向操作人员提供信息的范例。通过键盘、鼠标、跟踪球、触摸板、指点杆、图形输入板、操纵杆、游戏手柄、网络摄像头、耳机、踏板、有线手套、遥控器和加速度计对数据的接收全都是实现对来自操作人员的信息或数据的接收的用户接口部件的范例。

[0043] 如本文所使用的“硬件接口”涵盖使得计算机系统的处理器能够与外部计算设备和/或装置交互和/或控制外部计算设备和/或装置的接口。硬件接口可以允许处理器将控制信号或指令发送到外部计算设备和/或装置。硬件接口也可以使得处理器能够与外部计算设备和/或装置交换数据。硬件接口的范例包括但不限于:通用串行总线、IEEE 1394端口、并行端口、IEEE 1284端口、串行端口、RS-232端口、IEEE-488端口、蓝牙连接、无线局域网连接、TCP/IP连接、以太网连接、控制电压接口、MIDI接口、模拟输入接口以及数字输入接口。

[0044] 如本文所使用的“显示器”或“显示设备”涵盖适于显示图像或数据的输出设备或用户接口。显示器可以输出视觉、音频和/或触觉数据。显示器的范例包括但不限于:计算机监测器、电视屏幕、触摸屏、触觉电子显示器、盲文屏幕、阴极射线管(CRT)、存储管、双稳态显示器、电子纸、矢量显示器、平板显示器、真空荧光显示器(VF)、发光二极管(LED)显示器、电致发光显示器(ELD)、等离子体显示板(PDP)、液晶显示器(LCD)、有机发光二极管显示器(OLED)、投影仪和头戴式显示器。

[0045] 磁共振(MR)数据在本文中被定义为在磁共振成像扫描期间使用磁共振装置的天线记录的由原子自旋发射的射频信号的测量结果。MRF磁共振数据是磁共振数据。磁共振数据是医学图像数据的范例。磁共振成像(MRI)图像或MR图像在本文中被定义为磁共振成像数据内包含的解剖数据的重建的二维或三维可视化。可以使用计算机来执行该可视化。

## 附图说明

[0046] 在下面的描述中,将仅通过范例并参考附图来描述本发明的优选实施例,其中:

[0047] 图1图示了磁共振成像系统的范例;

[0048] 图2示出了图示操作诸如图1和图4所图示的磁共振成像系统的方法的流程图;

[0049] 图3示出了图示操作诸如图1和图4所图示的磁共振成像系统的另外的方法的流程图;

[0050] 图4图示了磁共振成像系统的另外的范例;并且

[0051] 图5以图形方式图示了操作图4的磁共振成像系统的方法。

[0052] 附图标记清单

[0053] 100 磁共振成像系统

[0054] 104 磁体

- [0055] 106 磁体的膛
- [0056] 108 成像区
- [0057] 109 感兴趣区域
- [0058] 110 磁场梯度线圈
- [0059] 112 磁场梯度线圈电源
- [0060] 114 射频线圈
- [0061] 116 收发器
- [0062] 118 对象
- [0063] 120 对象支撑件
- [0064] 126 计算机系统
- [0065] 128 硬件接口
- [0066] 130 处理器
- [0067] 132 用户接口
- [0068] 134 计算机存储器
- [0069] 140 机器可执行指令
- [0070] 142 脉冲序列命令
- [0071] 144 一系列磁共振数据
- [0072] 146 噪声磁共振数据
- [0073] 148 一系列磁共振图像
- [0074] 150 噪声磁共振图像
- [0075] 152 空间相关的噪声图
- [0076] 154 空间相关的弛豫时间图
- [0077] 156 空间相关的误差图
- [0078] 200 利用脉冲序列命令控制磁共振成像系统,以采集一系列磁共振数据和噪声磁共振数据
- [0079] 202 使用一系列磁共振数据重建针对弛豫时间加权的一系列磁共振图像
- [0080] 204 使用噪声磁共振数据重建噪声磁共振图像
- [0081] 300 通过对噪声磁共振图像进行空间平均来计算空间相关的噪声图
- [0082] 302 使用空间相关的噪声图和一系列磁共振图像来计算空间相关的弛豫时间图和空间相关的误差图。
- [0083] 400 磁共振成像系统
- [0084] 402 电极
- [0085] 404 EEG系统
- [0086] 406 EEG信号
- [0087] 500 RF部分
- [0088] 502 磁梯度部分
- [0089] 504 采集部分
- [0090] 506 180°脉冲
- [0091] 508 脉冲序列重复

[0092] 510 暂停周期

[0093] 510 具有停用的RF部分的脉冲序列重复

### 具体实施方式

[0094] 在这些附图中相似编号的元件或为等价元件或执行相同的功能。如果功能等价，则先前已经论述的元件将不必要在后面的附图中论述。

[0095] 图1示出了具有磁体104的磁共振成像系统100的范例。磁体104是具有穿过其的膛106的超导圆柱型磁体。使用不同类型的磁体也是可能的；例如也能够使用分裂式圆柱形磁体和所谓的开放式磁体两者。分裂式圆柱形磁体类似于标准圆柱形磁体，除了低温恒温器已经被分裂成两部分以允许进入磁体的等平面，这样的磁体可以例如与带电粒子束治疗结合使用。开放式磁体具有两个磁体部分，一个在另一个上方，其间具有足够大的空间以接收对象：两个部分区的布置类似于亥姆霍兹线圈的布置。开放式磁体是受欢迎的，因为对象较少受限制。在圆柱形磁体的低温恒温器内部存在超导线圈的集合。在圆柱形磁体104的膛106内，存在成像区108，其中，磁场足够强且均匀以执行磁共振成像。感兴趣区域109被示出在成像区108内。被采集的磁共振数据通常针对感兴趣被采集。对象118被示出为由对象支撑体120支撑，使得对象118的至少部分在成像区108和感兴趣区域109内。

[0096] 在磁体的膛106内，还存在一组磁场梯度线圈110，所述一组磁场梯度线圈用于采集初步磁共振数据以在空间上编码磁体104的成像区108内的磁自旋。磁场梯度线圈110连接到磁场梯度线圈电源112。磁场梯度线圈110旨在是代表性的。通常，磁场梯度线圈110包含三个独立的线圈组，以用于在三个正交的空间方向上进行空间编码。磁场梯度电源向磁场梯度线圈供应电流。供应给磁场梯度线圈110的电流被控制为时间的函数并且可以是斜变或脉冲的。

[0097] 与成像区108相邻的是射频线圈114，以用于操纵成像区108内的磁自旋的取向并且用于从也在成像区108内的自旋接收无线电发射。射频天线可以包含多个线圈元件。射频天线也可以被称为通道或天线。射频线圈114连接到射频收发器116。射频线圈114和射频收发器116可以由独立的发射线圈和接收线圈以及独立的发射器和接收器代替。应理解，射频线圈114和射频收发器116是代表性的。射频线圈114也旨在表示专用发射天线和专用接收天线。类似地，收发器116也可以表示独立的发射器和接收器。射频线圈114也可以具有多个接收/发射元件，并且射频收发器116可以具有多个接收/发射通道。例如，如果诸如SENSE的并行成像技术被执行，则射频能够114将具有多个线圈元件。

[0098] 在该范例中，对象118被定位为使得对象的头部区域在感兴趣区域109内。在其他范例中，对象118的身体的其他部分可以被定位于感兴趣区域109内。

[0099] 收发器116和梯度控制器112被示出为连接到计算机系统126的硬件接口128。计算机系统还包括与硬件系统128、存储器134和用户接口132通信的处理器130。存储器134可以是处理器130可访问的存储器的任何组合。这可以包括诸如主存储器、高速缓存存储器以及非易失性存储器（诸如闪存RAM、硬盘驱动器或其他存储设备）的事物。在一些范例中，存储器134可以被认为非瞬态计算机可读介质。

[0100] 存储器134被示为包含机器可执行指令140。机器可执行指令140使处理器130能够控制磁共振成像系统100的操作和功能。机器可执行指令140还可以使处理器130能够执行

各种数据分析和计算功能。计算机存储器134还被示为包含脉冲序列命令142。脉冲序列命令被配置用于控制磁共振成像系统100以根据用于定量地确定弛豫时间的定量磁共振成像协议从对象118采集一系列磁共振数据。定量磁共振成像协议被配置用于控制磁共振成像系统以使用多个脉冲序列重复来采集一系列磁共振数据144。多个脉冲序列重复中的每个包括磁梯度部分、射频部分和采集部分。定量磁共振成像协议还包括多个脉冲序列重复中的至少两个之间的暂停周期。脉冲序列命令被配置用于在暂停周期期间使用磁梯度部分和采集部分来采集噪声磁共振数据146。在噪声磁共振数据146的采集期间停用射频部分。

[0101] 存储器134还被示为包含一系列磁共振数据144和通过利用脉冲序列命令142控制磁共振成像系统100而采集的噪声磁共振数据146两者。存储器还被示为包含从一系列磁共振数据144重建的一系列磁共振图像148。存储器134还被示出为包含根据噪声磁共振数据146构造的噪声磁共振图像150。计算机存储器134还被示出为包含使用噪声磁共振图像150计算的空间相关的噪声图152。计算机存储器134还被示出为包含空间相关的弛豫时间图154和空间相关的误差图156,空间相关的弛豫时间图154和空间相关的误差图156使用一系列磁共振图像148和空间相关的噪声图152来计算。在所有范例中,不一定必须存在空间相关的噪声图152、空间相关的弛豫时间图154和空间相关的误差图156。

[0102] 图2示出了图示操作图1的磁共振成像系统100的方法的流程图。首先,在步骤200中,利用脉冲序列命令142控制磁共振成像系统100以采集一系列磁共振数据144,并且还采集噪声磁共振数据146。接下来,在步骤202中,根据一系列磁共振数据144来重建一系列磁共振图像148。然后在步骤204中,使用噪声磁共振数据146来重建噪声磁共振图像150。

[0103] 图3示出了图示使用图1中的磁共振成像系统100的另外的方法的流程图。图3中的方法类似于图2中的方法。图3中的方法从步骤200、202和204开始,如图2中所执行的。在步骤204之后,执行步骤300。在步骤300中,通过对噪声磁共振图像150进行空间平均来计算空间相关的噪声图152。然后在步骤302中,使用一系列磁共振图像148和空间相关的噪声图152来计算空间相关的弛豫时间图302和空间相关的误差图156。这例如可以使用最大似然估计器来执行。

[0104] 图4图示了磁共振成像系统400的另外的范例。图4中的磁共振成像系统400类似于图1中的磁共振成像系统100。图2和图3的方法也都可以用于控制图4的磁共振成像系统400。

[0105] 在图4的磁共振成像系统400中,脉冲序列命令142被配置用于执行MOLLI磁共振成像协议。弛豫时间是T1弛豫时间。针对T1弛豫时间对一系列磁共振图像加权。对象118还被示为在对象118的胸部上具有电极402。电极402连接到EEG系统404。EEG系统404被示为还连接到硬件接口128。存储器134还被示为包含从EEG系统404接收的EEG信号406。在MOLLI磁共振成像协议中,EEG信号用于触发一系列磁共振数据的个体采集。这将一系列磁共振数据的所有部分同步到对象118的心脏的特定相位。

[0106] 范例可以提供一种导出置信度信息的方法,例如,预期的标准偏差或置信区间,以及定量图中的重建值(T1、T2)。为此目的,通过评价先前未使用的“暂停周期”的数据,具有相同成像参数的噪声扫描被并入,而没有扫描时间惩罚。

[0107] 定量MR技术(T1、T2映射)在临床实践中越来越流行,因为其允许对生命组织性质进行定量评估,并允许辨别健康和疾病。然而,需要对预期的标准偏差或置信区间进行定量

评估,以对观察结果的统计学意义进行评分。

[0108] 大多数定量方法不提供预期参数变化的直接量度,例如由于噪声。范例可以使得能够从内联噪声扫描中导出该信息,可以在没有扫描时间惩罚的情况下采集该内联噪声扫描。

[0109] 大多数定量MR技术要求没有RF辐射的“暂停”时段,即以允许磁化恢复(T1映射)或不饱和和自旋的流入(黑血T2映射)。本发明的关键元素是使用这些暂停时段来采集纯噪声图像而不使用RF脉冲。这些采集不会干扰自由磁化恢复,并且会提供可以用于导出实际参数测量结果的预期标准偏差的噪声信息。

[0110] 在图5中描绘了用于心脏T1映射的本发明的范例的可能实施方式。图5以图形方式图示了用于图4的MOLLI脉冲序列命令142的脉冲序列命令和采集方法。在这些图中,存在图示EEG信号406的时序图。框500、502和506表示脉冲序列的RF部分500、脉冲序列的磁梯度部分502和脉冲序列的采集部分504。在标记为142的部分中,RF部分500在磁梯度部分502上方。磁梯度部分502在采集部分504上方。脉冲序列示出为从180°RF脉冲506开始。此后,存在所执行的多个脉冲序列重复508。

[0111] 还存在暂停周期510期间执行的具有停用的RF部分500的多个脉冲序列重复。脉冲序列重复508用于采集一系列磁共振数据,并且具有停用的RF部分500的脉冲序列重复用于采集噪声磁共振数据146。该系列磁共振数据用于重建一系列磁共振图像148。噪声磁共振数据146用于重建噪声磁共振图像150。噪声磁共振图像150用于重建空间相关的噪声图152。一系列磁共振图像148和空间相关的噪声图152用作最大似然估计器的输入,以计算302空间相关的弛豫时间图154和空间相关的误差图156。

[0112] 图5图示了具有内联噪声扫描的心脏T1映射。存在三个“空”RR间隔(暂停周期)(510、512),其允许在再反转之前进行磁化恢复(506)。在这些间隔期间,使用梯度和信号采样(无RF)采集噪声数据。使用与实际图像相同的重建来重建噪声图像。噪声数据传播到拟合算法,以导出预期参数标准偏差( $\Delta T1$ )。

[0113] 尽管已经在附图和前面的描述中详细说明和描述了本发明,但这样的说明和描述被认为是说明性或示范性的而非限制性的;本发明不限于公开的实施例。

[0114] 本领域技术人员通过研究附图、说明书和权利要求书,在实践要求保护的本发明时能够理解和实现所公开实施例的其他变型。在权利要求书中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以满足权利要求中记载的若干项目的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定元件,但是这并不指示不能有利地使用这些元件的组合。计算机程序可以存储和/或分布在适当的介质上,例如与其他硬件一起提供或作为其他硬件的一部分提供的光学存储介质或固态介质,但计算机程序也可以以其他形式分布,例如经由因特网或其他有线或无线的远程通信系统分布。权利要求书中的任何附图标记都不得被解释为对范围的限制。

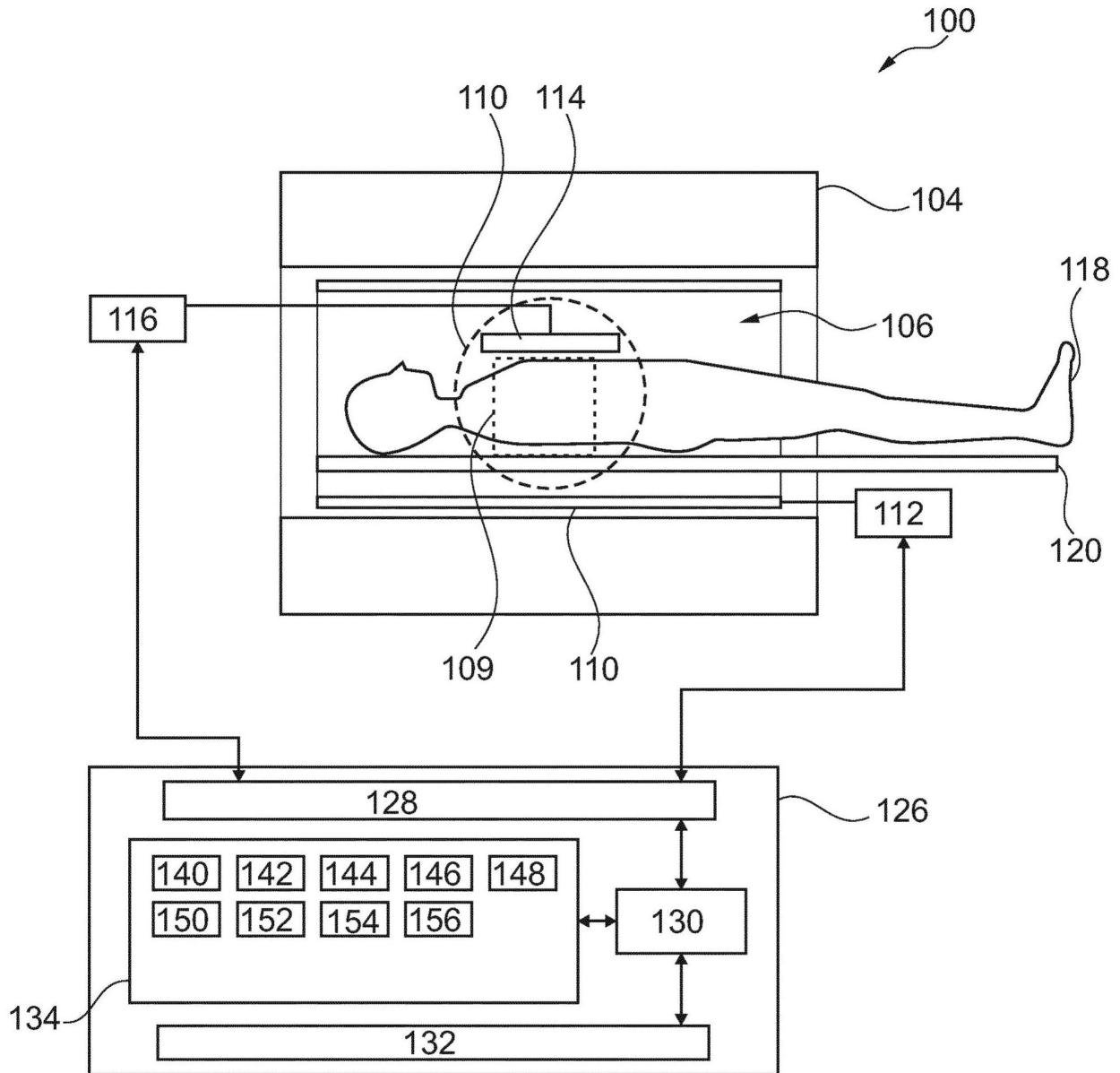


图1

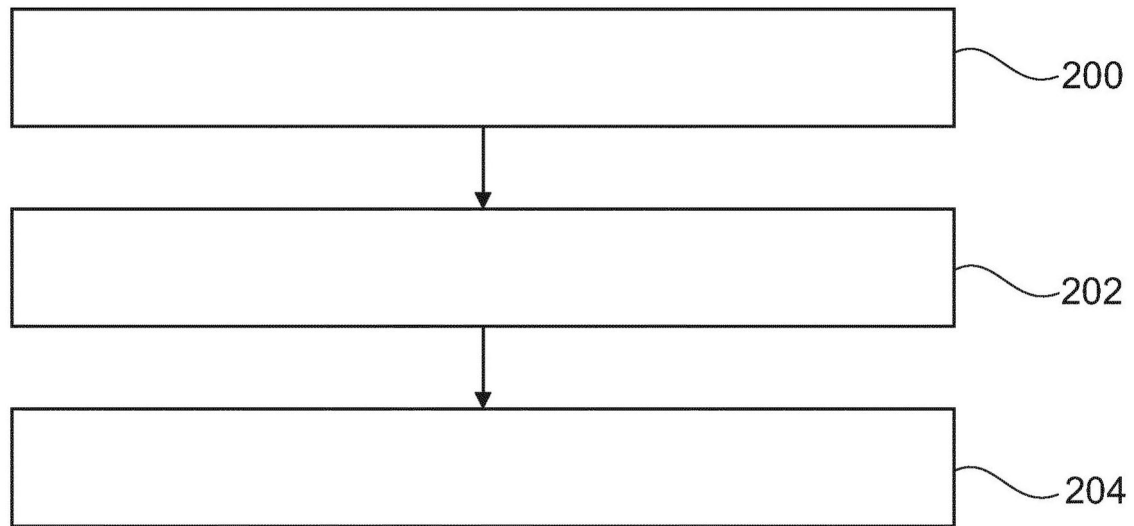


图2

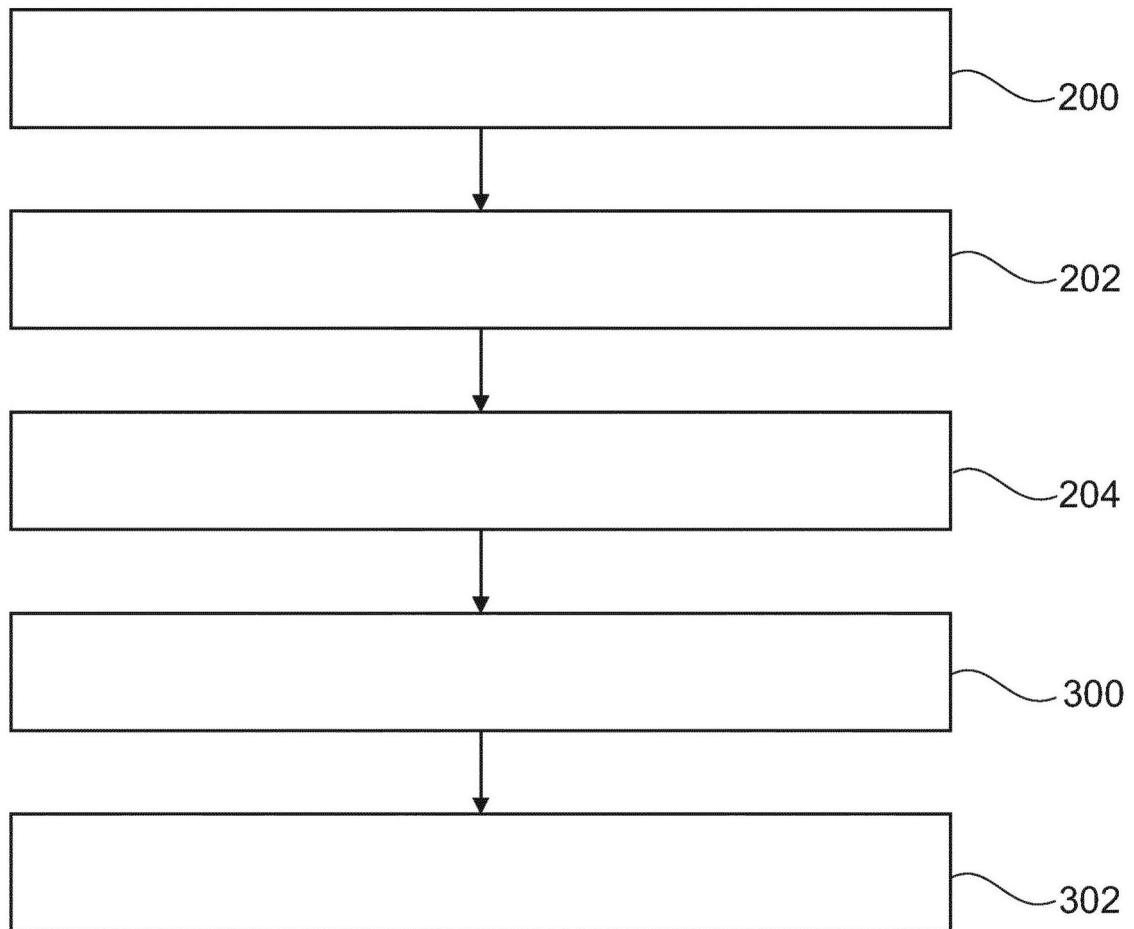


图3



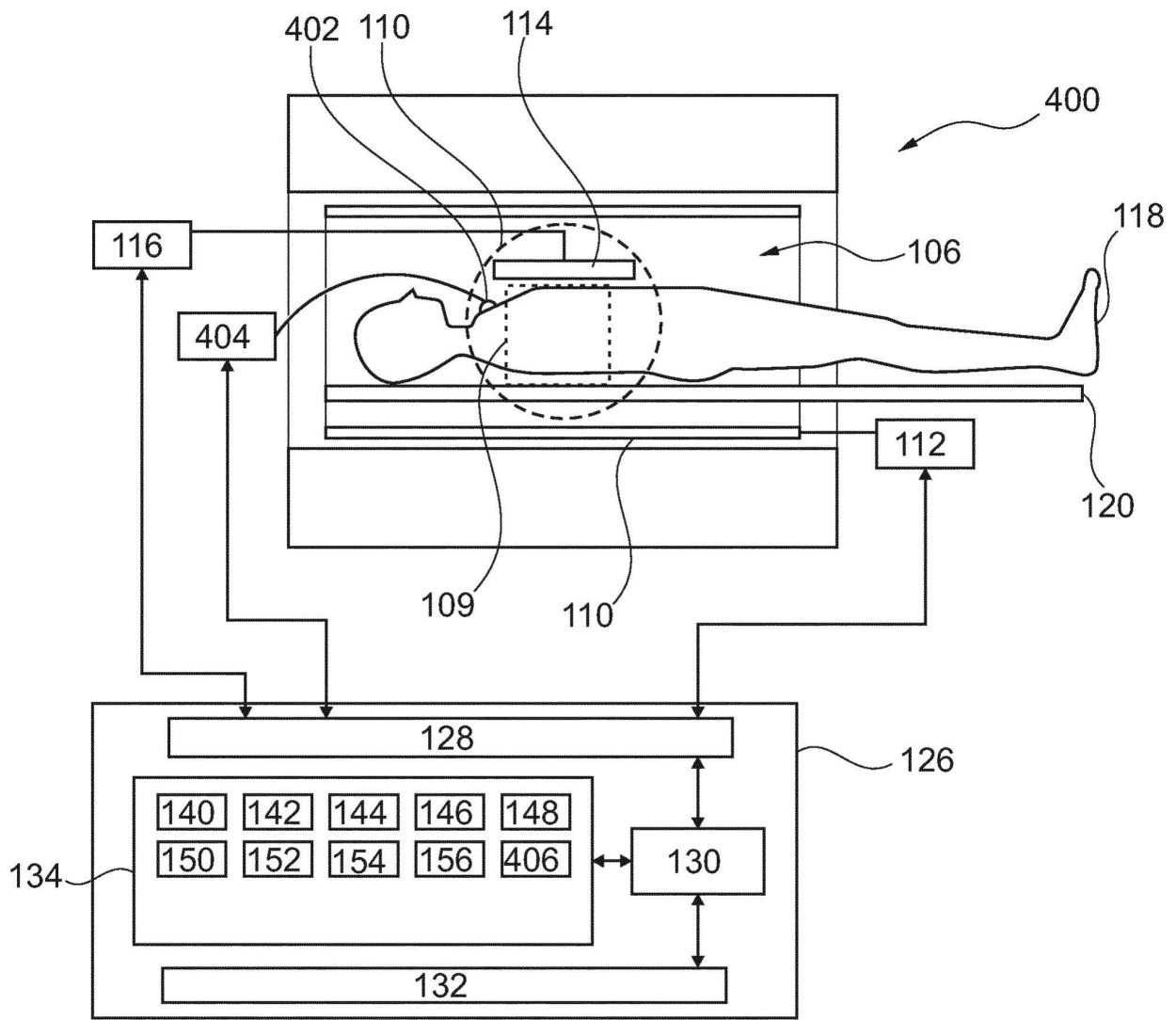


图4

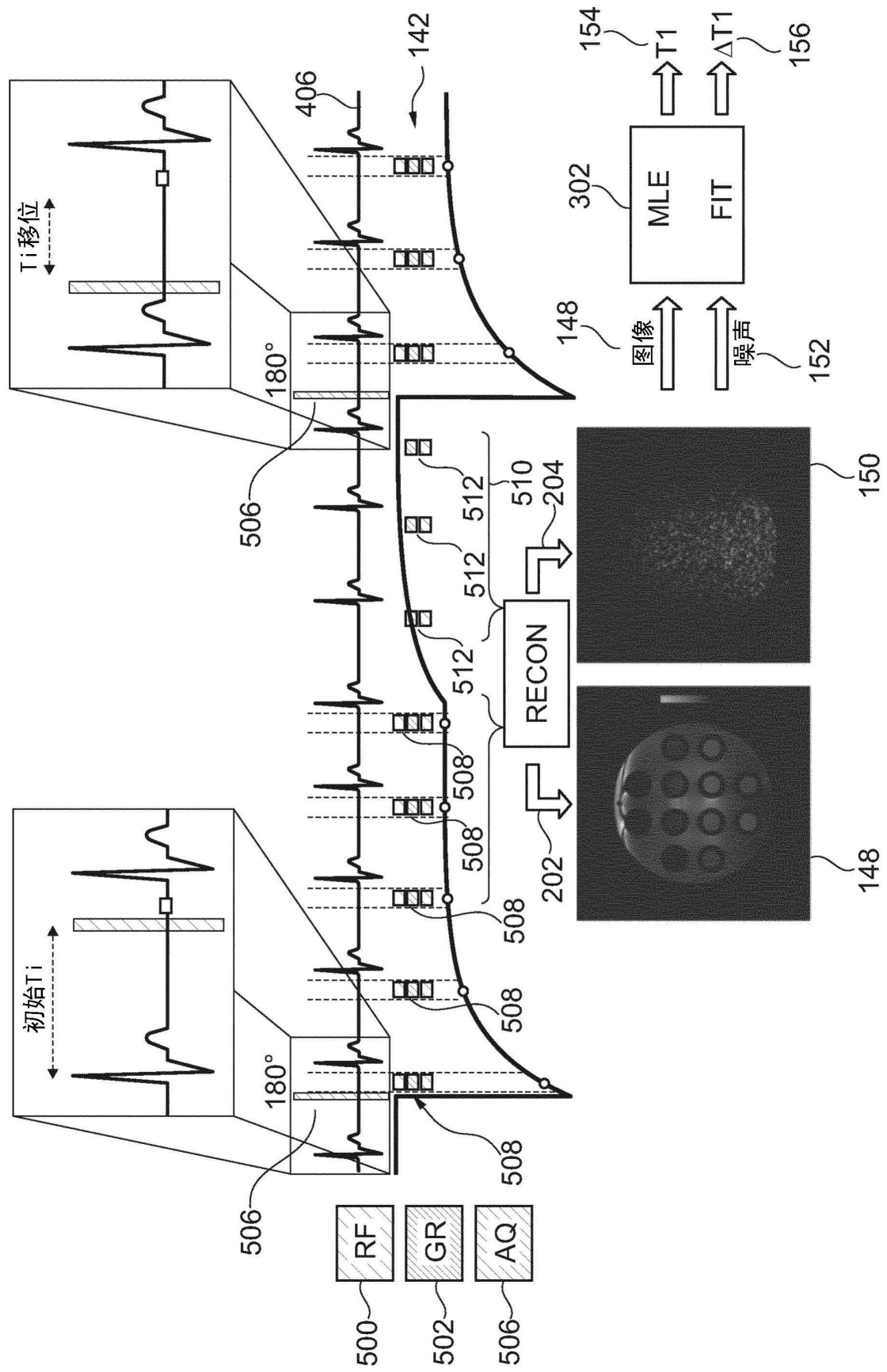


图5