



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110114685 A

(43)申请公布日 2019.08.09

(21)申请号 201780079836.7

(22)申请日 2017.12.20

(30)优先权数据

16206053.7 2016.12.22 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.06.21

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/083917 2017.12.20

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/115179 EN 2018.06.28

(71)申请人 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 P·博尔纳特

T·E·阿姆托尔 M·I·多内瓦

J·斯明克 M·考恩霍文

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 刘兆君

(51)Int.Cl.

G01R 33/50(2006.01)

G01R 33/54(2006.01)

G01R 33/56(2006.01)

G01R 33/561(2006.01)

G01R 33/567(2006.01)

A61B 5/055(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书3页 说明书11页 附图5页

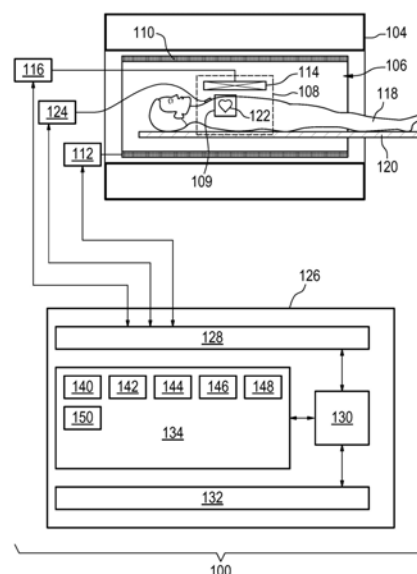
(54)发明名称

使用最大似然重建的对心脏的T1映射

(57)摘要

本发明提供了一种用于从来自成像区(108)内的感兴趣区域(109)的对象(118)采集磁共振数据(146)的磁共振成像系统(100)。所述磁共振成像系统包括用于存储机器可执行指令(140)和脉冲序列命令(142)的存储器(134)。所述脉冲序列命令被配置用于控制磁共振成像系统以执行磁化准备脉冲,所述磁化准备脉冲在所述感兴趣区域内引起磁化反转并且启动T1弛豫过程。所述脉冲序列命令被配置为在所述对象的心脏时相的休息舒张间隔期间将磁共振数据的部分采集为离散的单元。所述磁共振成像系统还包括用于控制所述磁共振成像系统的处理器(130)。所述机器可执行指令的运行使所述处理器重复地:接收(202)描述所述对象的所述心脏时相的ECG信号(124);使用ECG信号检测(204)所述心脏时相的所述休息舒张间隔的开始;通过利用所述脉冲序列命令控制(200)所述磁共振成像系统,在所述休息舒张间隔的所述开始后的预定延迟采集(206)所述磁共振数据的部分(146),其中,所述磁共振数据的所述部分对k空间进行欠采样;使

用所述磁化准备脉冲的定时和所述休息舒张间隔的开始,确定(208)所述磁共振数据的所述部分的反转延迟(308、502)。所述机器可执行指令的执行还使得所述处理器使用最大似然重建来计算所述感兴趣区域的T1图(150),所述最大似然重建使用所述磁共振数据和针对所述磁共振数据的每个部分的所述反转延迟。



1. 一种用于从来自成像区 (108) 内的感兴趣区域 (109) 的对象 (118) 采集磁共振数据 (146) 的磁共振成像系统 (100), 其中, 所述磁共振成像系统包括:

- 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为控制所述磁共振成像系统以执行磁化准备脉冲, 所述磁化准备脉冲在所述感兴趣区域内引起磁化反转并且启动T1弛豫过程, 其中, 所述脉冲序列命令被配置为在所述对象的心脏时相的休息舒张间隔期间将所述磁共振数据的部分采集为离散的单元;

- 处理器 (130), 其用于控制所述磁共振成像系统, 其中, 所述机器可执行指令的运行使所述处理器重复地:

- 接收 (202) 描述所述对象的所述心脏时相的ECG信号 (124);

- 使用所述ECG信号检测 (204) 所述心脏时相的所述休息舒张间隔的开始;

- 通过利用所述脉冲序列命令控制 (200) 所述磁共振成像系统, 在所述休息舒张间隔的所述开始后的预定延迟采集 (206) 所述磁共振数据的部分 (146), 其中, 所述磁共振数据的所述部分对k空间进行欠采样;

- 使用所述磁化准备脉冲的定时和所述休息舒张间隔的所述开始, 确定 (208) 所述磁共振数据的所述部分的反转延迟 (308、502); 并且

- 其中, 所述机器可执行指令的执行还使所述处理器使用最大似然重建来计算所述感兴趣区域的T1图 (150), 所述最大似然重建使用所述磁共振数据和针对所述磁共振数据的每个部分的所述反转延迟。

2. 根据权利要求2所述的磁共振成像系统, 其中, 所述最大似然重建被制定为优化问题。

3. 根据权利要求2所述的磁共振成像系统, 其中, 所述优化问题将所述磁共振数据与数据模型进行比较, 其中, 所述数据模型取决于所述T1图和空间相关的自旋密度值。

4. 根据权利要求3所述的磁共振成像系统, 其中, 所述数据模型是所述感兴趣区域内空间相关的纵向磁化的近似。

5. 根据权利要求3或4所述的方法, 其中, 所述数据模型还取决于所述脉冲序列命令。

6. 根据权利要求3、4或5所述的磁共振成像系统, 其中, 针对每个反转延迟, 执行所述数据模型与所述磁共振数据的比较。

7. 根据权利要求3至6中的任一项所述的磁共振成像系统, 其中, 所述机器可执行指令的执行还使所述处理器使用所述反转延迟将所述磁共振数据分箱到预定的反转延迟分箱 (500), 其中, 针对所述预定的反转延迟分箱中的每个, 执行所述数据模型与所述磁共振数据的所述比较。

8. 根据权利要求3至6中的任一项所述的磁共振成像系统, 其中, 所述优化问题将所述数据模型与k空间中的所述磁共振数据进行比较。

9. 根据前述权利要求1中的任一项所述的磁共振成像系统, 其中, 反转恢复磁共振成像协议是改进的查看锁定反转恢复磁共振成像协议。

10. 根据前述权利要求1中的任一项所述的磁共振成像系统, 其中, 所述磁共振成像系统还包括用于提供所述ECG信号的ECG系统。

11. 一种包括机器可执行指令 (140) 的计算机程序产品, 所述机器可执行指令用于由控制磁共振成像系统 (100) 的处理器 (130) 执行, 所述磁共振成像系统被配置为从来自成像区

(109) 内的感兴趣区域 (109) 的对象 (118) 采集磁共振数据, 其中, 所述机器可执行指令的运行使所述处理器重复地:

- 接收 (202) 描述所述对象的心脏时相的ECG信号 (144);

- 使用所述ECG信号检测 (204) 所述心脏时相的休息舒张间隔的开始;

- 通过利用脉冲序列命令控制 (200) 所述磁共振成像系统, 在所述休息舒张间隔的所述开始后的预定延迟采集 (206) 所述磁共振数据的部分 (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执行磁化准备脉冲, 所述磁化准备脉冲在感兴趣区域内引起磁化反转并且启动T1弛豫过程, 其中, 所述脉冲序列命令被配置为在所述休息舒张间隔期间将所述磁共振数据的所述部分采集为离散的单元, 其中, 所述磁共振数据的所述部分对k空间进行欠采样;

- 使用所述磁化准备脉冲的定时和所述休息舒张间隔的所述开始, 确定 (208) 所述磁共振数据的所述部分的反转延迟; 并且

- 其中, 所述机器可执行指令的执行还使所述处理器使用最大似然重建来计算所述感兴趣区域的T1图, 所述最大似然重建使用所述磁共振数据和针对所述磁共振数据的每个部分的所述反转延迟。

12. 根据权利要求11所述的计算机程序产品, 其中, 所述最大似然重建被制定为优化问题, 其中, 所述优化问题将所述磁共振数据与数据模型进行比较, 其中, 所述数据模型取决于T1图和空间相关的自旋密度值, 并且其中, 所述数据模型是所述感兴趣区域内的空间相关的纵向磁化的近似值。

13. 一种操作用于从来自成像区 (108) 内的感兴趣区域 (109) 的对象 (118) 采集磁共振数据 (146) 的磁共振成像系统 (100) 的方法,

其中, 所述方法包括重复地:

- 接收 (202) 描述所述对象的心脏时相的ECG信号 (144);

- 使用所述ECG信号检测 (204) 所述心脏时相的休息舒张间隔的开始;

- 通过利用脉冲序列命令控制 (200) 所述磁共振成像系统, 在所述休息舒张间隔的所述开始后的预定延迟采集 (206) 所述磁共振数据的部分 (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执行磁化准备脉冲, 所述磁化准备脉冲在感兴趣区域内引起磁化反转并且启动T1弛豫过程, 其中, 所述脉冲序列命令被配置为在所述休息舒张间隔期间将所述磁共振数据的所述部分采集为离散的单元, 其中, 所述磁共振数据的所述部分对k空间进行欠采样;

- 使用所述磁化准备脉冲的定时和所述休息舒张间隔的所述开始, 确定 (208) 所述磁共振数据的所述部分的反转延迟; 并且

- 其中, 该方法还包括使用最大似然重建来计算所述感兴趣区域的T1图, 所述最大似然重建使用所述磁共振数据和针对所述磁共振数据的每个部分的所述反转延迟。

14. 根据权利要求13所述的方法, 其中, 所述方法还包括选择所述感兴趣区域以包括所述对象的心脏 (122)。

15. 根据权利要求13或14所述的方法, 其中, 所述最大似然重建被制定为优化问题, 其中, 所述优化问题将所述磁共振数据与数据模型进行比较, 其中, 所述数据模型取决于T1图和空间相关的自旋密度值, 并且其中, 所述数据模型是所述感兴趣区域内的空间相关的纵

向磁化的近似值。

使用最大似然重建的对心脏的T1映射

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振成像,尤其涉及针对T1图的由ECG信号触发的磁共振数据的采集。

背景技术

[0002] 作为用于生成患者体内的图像的过程的一部分,磁共振成像(MRI)扫描器使用大的静态磁场以使原子的核自旋对齐。这一大的静态磁场称为B0场。

[0003] 在MRI扫描期间,由一个或多个发射器线圈生成的射频(RF)脉冲引起所谓的B1场。额外地应用的梯度场和B1场引起对有效局部磁场的扰动。然后由核自旋发射RF信号并由一个或多个接收器线圈检测。这些RF信号被用于构建MR图像。这些线圈也可以称为天线。

[0004] MRI扫描器能够构建切片或体积的图像。切片是仅一个体素厚的薄体积。体素是小的体积元素(在其上MR信号被平均),并且表示MR图像的分辨率。如果考虑单个切片,则体素在本文中也可称为像素(图像元素)。

[0005] 取决于采集方法,可以在磁共振成像期间对各种类型的信息进行映射或成像。例如,所谓的反转恢复序列是一种T1加权的成像序列。在多个反转时间(TI)采集磁共振数据可用于计算空间相关的T1值,其通常被称为T1图。

[0006] 可用于制作心脏的T1图的磁共振成像协议被称为改进的查看锁定(Look-Locker)反转恢复(MOLLI)磁共振成像协议。MOLLI协议在Messroghli等人的期刊文章“Modified Look-Locker Inversion Recovery (MOLLI) for High Resolution T1 Mapping of the Heart,”Magnetic Resonance in Medicine 52:141-146 (2004)中描述。

发明内容

[0007] 本发明在独立权利要求中提供了一种磁共振成像系统、一种计算机程序产品和一种方法。

[0008] 心肌T1图在临床上是有用的。然而,由于其节律性运动,可能难以准确地制作心脏的T1图。当前存在的技术依赖于例如ECG信号来识别可以执行成像的心脏的休息舒张间隔。为了制作T1图,例如可以在各种反转时间对嵌入到反转恢复脉冲序列中的多幅图像进行采样。针对各反转时间产生的图像的强度可以用于计算T1图。这种方法的困难在于只能在有限的时间内测量磁共振数据。实际上,不可能在相同的反转时间内进行多次测量,因为从心跳到心跳的心脏定时存在小的不规则性。用于采集磁共振数据的脉冲序列在休息舒张间隔开始之前开始,并且检测心脏的放松间隔。这意味着获得磁共振数据的精确反转时间是不可控制的。

[0009] 示例可以通过避免一起重建中间图像来提供制作心肌T1图的改进方法。替代地,使用最大似然重建来将获得的磁共振数据重建为T1图。然后,随着在不同反转时间采集更多磁共振数据,所得到的T1图的质量增加。Doneva等人的“Compressed Sensing in Quantitative MRI.”MRI:Physics,Image Reconstruction,and Analysis.Eds.Angshul

Majumdar, and Rabab Kreidieh Ward. CRC Press, 51-71 (2015年) 中讨论了最大似然重建在压缩感测中的应用。具体参见该引用文献的公式3.6和第3.3节。

[0010] 在一个方面中,本发明提供了一种用于采集来自成像区内的感兴趣区域的对象的磁共振数据的磁共振成像系统。所述磁共振成像系统包括用于存储机器可执行指令和脉冲序列命令的存储器。所述脉冲序列命令被配置用于控制磁共振成像系统以执行磁化准备脉冲,所述磁化准备脉冲在感兴趣区域内引起磁化反转并且启动T1弛豫过程。脉冲序列命令被配置为在对象心脏的休息舒张间隔期间将磁共振数据的部分采集为离散的单元。

[0011] 所述磁共振成像系统还包括被配置为控制所述磁共振成像系统的处理器。执行机器可执行指令使处理器重复接收描述对象心脏时相的ECG信号。休息舒张间隔是对象心脏时相的一个时相。机器可执行指令的执行还使处理器使用ECG信号重复检测心脏时相的休息舒张的开始。机器可执行指令的执行还使得处理器通过利用脉冲序列命令控制磁共振成像系统,在休息舒张间隔开始之后以预定延迟重复地采集一部分磁共振数据。

[0012] 所述磁共振数据的部分对k空间进行欠采样。通过对k空间进行欠采样,在此应理解,磁共振数据在一个部分内未被充分采样以重建准确检测对象的磁共振图像。机器可执行指令的执行还使得处理器使用磁化准备脉冲的定时和休息舒张间隔的开始来重复地确定针对磁共振数据的该部分的反转延迟。心脏的定时存在轻微的不规则性,这使得难以以精确确定的反转延迟触发磁共振数据的采集。因此,磁共振数据的部分用所确定的反转延迟标记。在休息舒张间隔开始之前执行磁化准备脉冲。使用脉冲序列命令的定时,可以确定采集磁共振数据时的精确反转延迟。

[0013] 所述机器可执行指令的执行还使得所述处理器使用最大似然重建来计算所述感兴趣区域的T1图,所述最大似然重建使用所述磁共振数据和针对所述磁共振数据的每个部分的所述反转延迟。在最大似然重建中,在计算T1图之前不将k空间数据重建为图像。测量的磁共振数据的模型可用于预测测量的磁共振数据。在最大似然重建中,使用直接测量的磁共振数据来计算T1图的最可能值。这是在k空间中执行的。

[0014] 该磁共振成像系统可以具有以下优点:计算出的T1图可以具有比传统T1图磁共振成像技术更高的分辨率和质量。

[0015] 在另一个实施例中,最大似然重建被制定为优化问题。该实施例可能是有利的,因为它可以提供使用磁共振数据的器件,所述磁共振数据未被充分采样以重建中间图像,以便以离散反转延迟构建查T1加权图像的传统T1图。

[0016] 在另一个实施例中,所述优化问题将磁共振数据与数据模型进行比较。数据模型取决于T1图和空间相关的自旋密度值。该实施例可能是有益的,因为它提供了精确的模型,其可以提供高质量的T1图而无需生成中间图像。

[0017] 在另一个实施例中,所述数据模型是感兴趣区域内的空间相关纵向磁化的近似。使用这种数据模型很有益,因为空间相关的纵向磁化与使用反转恢复的T1加权图像的强度直接相关。

[0018] 在另一个实施例中,所述数据模型还取决于脉冲序列命令。该实施例可能是有益的,因为它可以有助于考虑脉冲序列命令的特定定时和重复。例如,数据模型可以包括附加参数以考虑与T1弛豫无关的信号效应,例如由磁共振测量序列引入的饱和效应。这些参数可能不一定直接放入模型中,但可以从拟合模型中得出磁共振序列或脉冲序列命令对观察

信号的影响。这可能有助于提取指数T1信号。

[0019] 在另一个实施例中,对每个反转延迟执行数据模型与磁共振数据的比较。采集磁共振数据作为磁共振数据的离散部分,并且磁共振数据的每个部分具有特定的反转延迟。在该实施例中,考虑了磁共振数据的每个部分的反转延迟。这可能是有益的,因为它可以提供高度准确的T1图。

[0020] 在另一实施例中,机器可执行指令的执行还使得处理器使用反转延迟将磁共振数据分组到预定的反转延迟分箱中。针对所述预定的反转延迟分箱中的每个,执行所述数据模型与所述磁共振数据的比较。在该实施例中,不是使用分配给磁共振数据的每个部分的反转延迟,而是首先对磁共振数据进行分箱。这可能是有益的,因为它可能降低优化问题的计算复杂性。这可能有利于加速T1图的计算。

[0021] 在另一个实施例中,优化问题将数据模型与k空间中的磁共振数据进行比较。这可能是有益的,因为它消除了对在磁共振数据的部分内对k空间进行采样以足够生成图像的需要。这使得能够采集更多的k空间数据,这使得能够重建更精确的T1图。

[0022] 在另一个实施例中,反转恢复磁共振成像协议是改进的查看锁定反转恢复磁共振成像协议。该实施例可能是有益的,因为经修改的查看锁定反转恢复磁共振成像协议通常用于测量心脏的T1图。然而,本发明的实施例通过执行最大似然重建而不是产生随后用于拟合T1值的图像来对此进行修改。这可以提供更准确的心脏T1图。

[0023] 在另一实施例中,磁共振成像系统还包括用于提供ECG信号的ECG系统。

[0024] 在另一方面中,本发明提供了一种包括机器可执行指令的计算机程序产品,所述机器可执行指令用于由控制磁共振成像系统的处理器执行,所述磁共振成像系统被配置为从来自成像区内的感兴趣区域的对象采集磁共振数据。执行机器可执行指令使处理器重复接收描述对象心脏时相的ECG信号。机器可执行指令的执行还使处理器使用ECG信号重复检测心脏时相的休息舒张的开始。机器可执行指令的执行还使得处理器通过利用脉冲序列命令控制磁共振成像系统,在休息舒张间隔开始之后以预定延迟重复地采集一部分磁共振数据。

[0025] 所述脉冲序列命令被配置用于控制磁共振成像系统以执行磁化准备脉冲,所述磁化准备脉冲在感兴趣区域内引起磁化反转并且启动T1弛豫过程。所述脉冲序列命令被配置为在休息舒张间隔期间将所述磁共振数据的所述部分采集为离散的单元。磁共振数据的部分对k空间进行欠采样。机器可执行指令的执行还使得处理器使用磁化准备脉冲的定时和休息舒张间隔的开始来重复地确定针对磁共振数据的该部分的反转延迟。

[0026] 所述机器可执行指令的执行还使得所述处理器使用最大似然重建来计算所述感兴趣区域的T1图,所述最大似然重建使用所述磁共振数据和针对所述磁共振数据的每个部分的所述反转延迟。

[0027] 在另一个实施例中,最大似然重建被制定为优化问题。优化问题将磁共振数据与数据模型进行比较。数据模型取决于T1图和空间相关的自旋密度值。数据模型是感兴趣区域内空间相关的纵向磁化的近似值。

[0028] 在另一个方面中,本发明提供了一种操作用于采集来自成像区内针对感兴趣区域的对象的磁共振数据的磁共振成像系统的方法。该方法包括重复接收描述对象心脏时相的ECG信号。该方法还包括使用ECG信号重复检测心脏时相的休息舒张间隔的开始。该方法还

包括通过用脉冲序列命令控制磁共振成像系统,在静止和放松间隔开始之后以预定延迟重复采集磁共振数据的部分。所述脉冲序列命令被配置用于控制磁共振成像系统以执行磁化准备脉冲,所述磁化准备脉冲在感兴趣区域内引起磁化反转并且启动T1弛豫过程。所述脉冲序列命令被配置为在休息舒张间隔期间将所述磁共振数据的所述部分采集为离散的单元。磁共振数据的部分对k空间进行欠采样。该方法还包括使用磁化准备脉冲的定时和休息舒张间隔的开始,重复地确定磁共振数据的该部分的反转延迟。

[0029] 该方法还包括使用最大似然重建来计算感兴趣区域的T1图,所述最大似然重建使用磁共振数据和磁共振数据的每个部分的反转延迟。

[0030] 在另一个实施例中,所述方法还包括选择感兴趣区域以包括对象的心脏。

[0031] 在另一个实施例中,最大似然重建被制定为优化问题。优化问题将磁共振数据与数据模型进行比较。数据模型取决于T1图和空间相关的自旋密度值。数据模型是感兴趣区域内空间相关的纵向磁化的近似值。

[0032] 如本领域技术人员将认识到的,本发明的若干方面可以实现为装置、方法或计算机程序产品。因此,本发明的各方面可采取完全硬件实施例,完全软件实施例(包括固件,驻留软件,微代码等),或者组合了软件和硬件方面的实施例的形式,其可以在本文统称为“电路”、“模块”或“系统”。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] 可以使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者计算机可读存储介质。如在本文中使用的“计算机可读存储介质”包括任何有形存储介质,其可以存储能够由计算设备的处理器执行的指令。可以将所述计算机可读存储介质称为“计算机可读非瞬态存储介质”。所述计算机可读存储介质也可以被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数据,所述数据能够被所述计算设备的处理器访问。计算机可读存储介质的范例包括但不限于:软盘,硬盘驱动器,固态硬盘,闪存,USB拇指驱动器,随机存取存储器(RAM),只读存储器(ROM),光盘,磁光盘和处理器的寄存器文件。光盘的范例包括压缩光盘(CD)和数字多用光盘(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代能够由所述计算机设备经由网络或通信链路访问的各种类型的记录介质。例如,可以经由调制解调器、经由互联网或经由局域网络来取回数据。体现在计算机可读介质上的计算机可执行代码可使用任何恰当的介质来传输,包括但不限于无线、有线、光缆、RF等,或上述各项的任何适当的组合。

[0034] 计算机可读信号介质可以包括具有实现在其中的例如在基带内或者作为载波的一部分的计算机可执行代码的传播的数据信号。这样的传播信号可以采取多种形式中的任一种,包括但不限于,电磁的、光学的、或者它们的任意合适的组合。计算机可读信号介质可以是任何计算机可读介质,其不是计算机可读存储介质并且其能够传递、传播或传输程序用于由指令运行系统、装置或设备使用或者与其结合使用。

[0035] “计算机存储器”或“存储器”是计算机可读存储介质的范例。计算机存储器是处理器能够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一范例。计算机存储设备可以是任何易失性或非易失性计算机可读存储介质。

[0036] 用在本文中的“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括超过一个处理器或处理内核。所述处理器例如可以是多核处理器。处理器还可以是指单个计算机系统之内的或者被分布在多个计算机系统之间的处理器的集合。术语计算设备也应被解释为可能指计算设备的集合或网络,每个计算设备均包括一处理器或多个处理器。所述计算机可执行代码可以由多个处理器运行,所述处理器可以处在相同的计算设备内或者其甚至可以跨多个计算设备分布。

[0037] 计算机可执行代码可以包括令处理器执行本发明的各方面的机器可执行指令或程序。用于执行针对本发明的各方面的操作的计算机可执行代码可以以一种或多种编程语言(包括诸如Java、Smalltalk、C++等的面向对象的编程语言以及诸如C编程语言或类似编程语言的常规过程编程语言)的任何组合来编写并且被编译为机器可执行指令。在一些情况下,所述计算机可执行代码可以以高级语言的形式或者以预编译形式并且结合在飞行中生成机器可执行指令的解释器来使用。

[0038] 所述计算机可执行代码可以作为单机软件包全部地在所述用户的计算机上、部分地在用户的计算机上、部分地在用户的计算机上并且部分地在远程计算机上、或者全部地在所述远程计算机或服务器上运行。在后者的场景中,所述远程计算机可以通过任何类型的网络(包括局域网(LAN)或广域网(WAN))或者可以对外部计算机做出的连接(例如,使用因特网服务提供商通过因特网)而被连接到用户的计算机。

[0039] 本发明的各方面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/或框图得以描述。应该理解,流程图、图示和/或框图的每个框或框的一部分能够在适用时通过以计算机可执行代码的形式的计算机程序指令来实施。还应当理解的是,当不是相互排斥的时,在不同的流程图,图示和/或框图中块的组合可以被组合。这些计算机程序指令可以被提供到通用计算机、专用计算机的处理器或者其他可编程数据处理装置以生产机器,使得经由计算机的处理器或其他可编程数据处理装置运行的指令创建用于实施流程图和/或框图的一个或多个框中指定的功能/动作的器件。

[0040] 这些计算机程序指令还可以被存储在计算机可读介质中,其能够引导计算机、其他可编程数据处理装置或其他设备以特定的方式工作,使得被存储在所述计算机可读介质中的所述指令产生包括实施在流程图和/或一个或多个框图框中所指定的功能/动作的指令的制品。

[0041] 所述计算机程序指令还可以被加载到计算机、其他可编程数据处理装置或其他设备上以令一系列操作步骤在计算机、其他可编程装置或其他设备上执行以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运行的指令提供用于实施在流程图和/或一个或多个框图框中所指定的功能/动作的过程。

[0042] 如在本文中所使用的“用户接口”是允许用户或操作者与计算机或计算机系统进行交互的接口。“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者提供信息或数据和/或接收来自操作者的信息或数据。用户接口可使来自操作者的输入能够被计算机接收,且可将输出从计算机提供给用户。换言之,用户接口可以允许操作者控制或操纵计算机,并且该接口可以允许计算机指示操作者的控制或操纵的效果。数据或信息在显示器或图形用户接口上的显示是向操作者提供信息的范例。通过键盘、鼠标、跟踪球、触摸板、

指点杆、图形输入板、操纵杆、游戏板、网络摄像头、头盔、踏板、有线手套、遥控器以及加速度计接收数据都是实现从操作者接收信息或数据的用户接口部件的范例。

[0043] 如在本文中所使用的“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/或装置进行交互或者对其进行控制的接口。硬件接口可允许处理器将控制信号或指令发送给外部计算设备和/或装置。硬件接口也可以使处理器与外部计算设备和/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、模拟输入接口和数字输入接口。

[0044] 本文中使用的“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、音频和触觉数据。显示器的范例包括但不限于：电脑监视器，电视屏幕，触摸屏，触觉电子显示屏，盲文屏幕，阴极射线管 (CRT)、存储管、双稳态显示器、电子纸、向量显示器、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)、等离子显示面板 (PDP)、液晶显示器 (LCD)、有机发光二极管显示器 (OLED)、投影机和头戴式显示器。

[0045] 磁共振 (MR) 数据在本文中被定义为使用在磁共振成像扫描期间通过磁共振装置的天线对由原子自旋发射的射频信号的所记录的测量结果。磁共振数据是医学图像数据的范例。磁共振 (MR) 图像在本文中被定义为包含在磁共振成像数据内的解剖数据的经重建的二维或三维可视化。

[0046] 应该理解，可发组合本发明的一个或多个前述实施例，只要组合后的实施例不相互排斥即可。

附图说明

[0047] 在下文中，将仅通过举例的方式并且参考附图来描述本发明的优选实施例，在附图中：

[0048] 图1图示了磁共振成像系统的范例；

[0049] 图2示出了图示操作图1的磁共振成像系统的方法的流程图。

[0050] 图3图示了几种不同的采样技术，它们可以被磁化准备脉冲用于测量数据，所述数据可以用于重建T1图；

[0051] 图4图示了将反转时间分配给测量的磁共振数据的方法；并且

[0052] 图5图示了将反转时间分配给测量的磁共振数据的另一方法。

[0053] 附图标记列表：

[0054] 100 磁共振成像系统

[0055] 104 磁体

[0056] 106 磁体的膛

[0057] 108 成像区

[0058] 109 感兴趣区域

[0059] 110 磁场梯度线圈

[0060] 112 磁场梯度线圈电源

[0061] 114 射频线圈

- [0062] 116 收发器
- [0063] 118 对象
- [0064] 119 心脏
- [0065] 120 对象支撑件
- [0066] 122 心脏
- [0067] 124 ECG系统
- [0068] 126 计算机系统
- [0069] 128 硬件接口
- [0070] 130处理器
- [0071] 132 用户接口
- [0072] 134 计算机存储器
- [0073] 140 机器可执行指令
- [0074] 142 脉冲序列命令
- [0075] 144 ECG信号
- [0076] 146 磁共振数据的部分
- [0077] 148 146的反转延迟
- [0078] 150 T1图
- [0079] 200 利用脉冲序列命令控制磁共振成像系统
- [0080] 202 接收描述对象心脏时相的ECG信号
- [0081] 204 使用ECG信号检测心脏相的休息舒张的开始
- [0082] 206 在休息舒张间隔开始之后的预定延迟采集磁共振数据的部分
- [0083] 208 使用磁化准备脉冲和ECG信号之一的预定定时,确定磁共振数据的部分的反转延迟
- [0084] 300 传统的k空间采样方案
- [0085] 302 SENSE k空间采样方案
- [0086] 304 最大似然采样方案
- [0087] 306 反转延迟
- [0088] 308 k空间中的位置
- [0089] 310 对应的反转恢复曲线
- [0090] 312 常规采样k空间中的行
- [0091] 314 SENSE采样k空间中的行
- [0092] 500 预定的反转延迟分箱
- [0093] 502 针对分箱的反转延迟

具体实施方式

[0094] 在这些附图中,类似地编号的元件是等价元件或执行相同功能。如果功能是等价的,则将不一定在后来的附图中讨论先前已经讨论过的元件。

[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是具有通过其的膛106的超导圆柱型磁体。使用不同类型的磁体也是可能的;例如也可以使用分体圆柱形磁体

和所谓的开放磁体。分裂圆柱磁体类似于标准的圆柱磁体,除了低温恒温器已经分裂成两部分,以允许访问所述磁体的等平面,从而使磁体可以例如与带电粒子束治疗相结合地使用。开放磁体有两个磁体部分,一个在另一个之上,中间的空间足够大以容纳对象:两个分区的布置类似于亥姆霍兹线圈的布置。开放式磁体是流行的,因为对象较少地受限。在圆柱磁体的低温恒温器内部有超导线圈的集合。在圆柱磁体104的膛106内,存在成像区108,在成像区108中,磁场足够强和均匀以执行磁共振成像。示出了成像区108内的感兴趣区域109。对象118被示出为由对象支撑件120支撑,使得对象118的至少一部分在成像区108和感兴趣区域109内。可以将对象118的心脏122视为在感兴趣区域109内。存在ECG系统124,其将一个或多个电极连接到对象118以测量ECG信号,所述ECG信号描述对象118的心脏时相。

[0096] 磁体的膛106内还有磁场梯度线圈110的集合,其用于采集磁共振数据,以在磁体104的成像区108内对磁自旋进行空间编码。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包含用于在三个正交空间方向上空间地编码的三个分立的线圈的集合。磁场梯度电源将电流供应到所述磁场梯度线圈。供应给磁场梯度线圈110的电流根据时间来进行控制并且可以是斜变的或脉冲的。

[0097] 与成像区108相邻的是射频线圈114,其用于操纵成像区108内的磁自旋的取向,并且用于接收来自也在成像区108内的自旋的射频发射。射频天线可包含多个线圈元件。射频天线还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可以由独立的发送线圈和接收线圈以及独立的发射器和接收器替代。要理解的是,射频线圈114和射频收发器116是代表性的。射频线圈114旨在还表示专用的发射天线和专用的接收天线。类似地,收发器116也可以表示单独的发射器和接收器。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,如果执行诸如SENSE的并行成像技术,则射频线圈114可以具有多个线圈元件。

[0098] 在该示例中,ECG系统124被示出为磁共振成像系统100的部分或一部分。这是任选的。在一些示例中,ECG系统124可以是单独的仪器,并且仅提供ECG信号144。

[0099] 收发器116、梯度控制器112和ECG系统被示为连接到计算机系统126的硬件接口128。该计算机系统还包括处理器130,处理器144与硬件系统128、存储器134和用户接口132通信。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、高速缓存的存储器以及诸如闪存RAM、硬盘驱动器或其他存储设备的非易失性存储器。在一些示例中,存储器130可以被认为非瞬态计算机可读介质。

[0100] 计算机存储器134被示为包含机器可执行指令140。机器可执行指令140包含使处理器130能够控制磁共振成像系统100的操作和功能的命令。计算机存储器134还被示出为包含脉冲序列命令142。脉冲序列命令使处理器130能够使用磁共振成像系统100采集磁共振数据。计算机存储器134还被示为包含用ECG系统124测量的ECG信号144。

[0101] 计算机存储器134还被示出为包含使用脉冲序列命令142采集的磁共振数据146的一部分。计算机存储器134还被示出为具有描述磁共振数据146的特定部分的反转延迟146的数据148。计算机存储器134还被示为包含已使用磁共振数据的多个部分146重建的T1图150。

[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。所述脉冲序列命令被配置用于控制磁

共振成像系统以执行磁化准备脉冲,所述磁化准备脉冲在感兴趣区域109内引起磁化反转并且在相同区域内启动T1弛豫过程。所述脉冲序列命令被配置为在休息舒张间隔期间采集磁共振数据的部分146作为离散的单元。接下来在步骤202中,接收描述对象118的心脏时相的ECG信号。接下来在步骤204中,使用ECG信号144检测心脏时相的休息舒张间隔的开始。然后在步骤206中,在休息舒张间隔开始之后,以预定延迟采集磁共振数据146的一部分。

[0103] 接下来在步骤208中,确定磁共振数据的部分146的反转延迟148。这是使用预定延迟的定时和休息舒张间隔的开始来执行的。在步骤200-208期间,已经采集了磁共振数据的部分,并且已经确定了该部分的反转延迟。该方法然后进行到决策框210。该决策框中的问题为是否获得了磁共振数据的所有部分。如果答案为否,则该方法返回到步骤200并且采集磁共振数据的下一部分146。如果已经采集了所有部分,则该方法然后进行到步骤212。在步骤212中,使用针对磁共振数据的每个部分使用磁共振数据146和反转延迟148的最大似然重建来计算感兴趣区域109的T1图150。

[0104] 示例可以涉及定量MRI,即心脏T1图,其中在不同的反转延迟(TI)下采集一系列图像,以便通过指数拟合来获得每个体素的T1恢复时间。该技术意味着需要在特定TI的“单次拍摄”中采集图像。然后通过模型与重建图像的指数拟合来重建T1图。

[0105] 取决于期望的空间分辨率和覆盖范围(=每幅图像要采集的数据的量),可能无法一次性采集所有数据。同样的限制适用于心率高的对象(心动过速患者或小动物)的采集,其中舒张期的静止期非常短。减少重建具有良好空间分辨率的图像所需的数据量的现有方法(例如SENSE)不足以克服这些限制。相反,可能需要在一系列RR间隔上以分段方式执行k空间数据的采集。然而,RR间隔的自然变化导致部分地在不同的反转时间(TI)下采集的数据,这抑制了图像的重建和随后的拟合过程。

[0106] 示例可以提供分段MR采集,其中在一系列RR间隔上以分段方式采集足以达到期望空间分辨率和覆盖范围的数据。可以采用内部“簿记”,其中反转延迟,即当前k空间线的采集和最后的反转脉冲之间的偏移,与数据一起存储。采集的数据跨越多维矩阵(例如,在2D采集的情况下为TI/ky-空间)。与传统的映射技术不同,将不重建特定反转时间TI的图像。相反,诸如最大似然重建的重建算法用于从可用的TI/ky数据直接获得每个体素的T1值。

[0107] 图3图示了几种不同的采样技术,它们可以被磁化准备脉冲用于测量数据,所述数据可以用于重建T1图。这些示例分为三列。列300表示传统的k空间采样方案。列302表示SENSE k空间采样方案。列304表示最大似然采样方案。在每个采样方案之上是相应的反转恢复曲线310,其被包括以用于说明目的。可以看出,在所有三种情况下,反转恢复是相同的。标记为306的轴表示反转恢复或反转延迟。轴308表示k空间中的位置,在这种情况下是y方向。

[0108] 在传统的300k空间采样方案中,可以看到五个不同的行312,其表示在一个磁化准备脉冲之后采集的磁共振数据的部分。这些行312中的每一行中的数据足以重建图像。然后可以重建五幅图像并且可以将其用于拟合T1图。

[0109] 列302表示SENSE重建。SENSE重建使得能够更稀疏地对k空间数据进行采样。在k空间中还有五行314用于SENSE采样方案。行300和302中所示的采样方案的基本限制是,对于特定的磁化准备脉冲,需要在一行中采集所有数据。困难在于所有数据都需要在对象心脏的休息舒张间隔期间获得。由于此处存在轻微的变化,因此在各种采集期间反转延迟可能

略有不同。

[0110] 列304示出了最大似然采样方案。磁共振数据的部分146用箭头146示出。在最大似然重建中,不重建中间图像。因此,不必采集足以生成图像的k空间中的点。还可以看出,在不同的反转延迟中,采样的数据点的数量甚至不一致。因为不重建中间图像,所以甚至不需要在不同的反转延迟中一致地或均匀地对k空间内的数据进行采样。采集的任何数据可能有助于并且还有助于改进得到的T1图。

[0111] 下面的公式 (1) 和 (2) 用于说明应用最大似然重建的一种数值方法。在T1图中,磁共振信号和反转时间TI可以通过局部磁化的指数恢复来建模:

$$[0112] \quad x_{TI_j}(\rho(\vec{r}), T1(\vec{r})) = \rho(\vec{r}) - 2p(\vec{r})e^{-TI_j/T1(\vec{r})} \quad (1)$$

[0113] -其中,列 $\rho(\vec{r})$ 是局部自旋密度,

[0114] -其中, $T1(\vec{r})$ 是局部组织特定的弛豫时间,并且

[0115] -其中, TI_j 是第j个反转时间。指标j可以指一起采集的k空间点的组的实际反转时间,或者它们可以指被合并在一起并分配反转时间 TI_j 的k空间数据点的组。

[0116] 可以将公式 (1) 插入到优化问题中以将其求解为最大似然重建。这种优化的一种表述的示例是:

[0117]

$$\left(\begin{matrix} \hat{\rho} \\ \hat{T1} \end{matrix} \right) = \arg \min \frac{1}{2} \sum_j \left\| f \left(\rho(\vec{r}) - 2p(\vec{r})e^{-TI_j/T1(\vec{r})} \right) - y_{TI_j} \right\|_2^2 \quad (2)$$

[0118] -其中, $\left(\begin{matrix} \hat{\rho} \\ \hat{T1} \end{matrix} \right)$ 是空间依赖的局部自旋密度图 $\hat{\rho}$ 和T1图 $\hat{T1}$,

[0119] -其中,f表示采用部分(或欠采样)傅立叶变换,并且

[0120] -其中, y_{TI_j} 是在反转时间测量的傅里叶数据 TI_j 。诸如公式 (2) 优化问题的求解是众所周知的。在公式 (2) 中,隐含的是,测量的傅立叶数据 y_{TI_j} 被校准。即使是傅立叶数据 y_{TI_j} 没有被校准,公式 (2) 仍然有效,但是自旋密度图的值 $\hat{\rho}$ 将由常数缩放。

[0121] 测量的磁共振数据 y_{TI_j} 可以以几种不同的方式在公式2中使用。一种方法是对采集的磁共振数据的每个部分使用实际反转时间。采集的磁共振数据的部分在公式 (2) 中被表示为y变量。图4和5用于说明应用公式 (2) 的不同方式。在图4中,示出了来自图3的曲线304的另一视图。存在通过数据点绘制的垂直线,其对应于相同的反转时间308。应用公式 (2) 的一种方法是简单地使用由垂直线表示的针对每个离散的单个反转时间308的数据。

[0122] 应用公式 (2) 的另一种方法是首先将磁共振数据分箱。这可以具有降低应用公式 (2) 的计算复杂度的益处。可以看出,在图5中,反转延迟308已被划分成八个分箱。然后将这些分箱中的每个分箱内的磁共振数据分配给该分箱500的特定反转延迟502。在某些情况

下,图5中所示的方案可以产生不如图4所示的方案精确的T1图,图5中所示的方案可以在计算效率和速度方面具有优势。

[0123] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示范性的,而非限制性的。本发明不限于公开的实施例。

[0124] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书,在实践请求保护的本发明时能够理解并且实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或者其它单元可以实现权利要求书中记载的若干项的功能。尽管特定措施是在互不相同的从属权利要求中记载的,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。可以将计算机程序存储/分布在与其它硬件一起提供或者作为其它硬件的一部分提供的诸如光存储介质或者固态介质的合适介质上,但是还可以以诸如经因特网或者其它有线或无线电信系统的其它形式分布。权利要求书中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

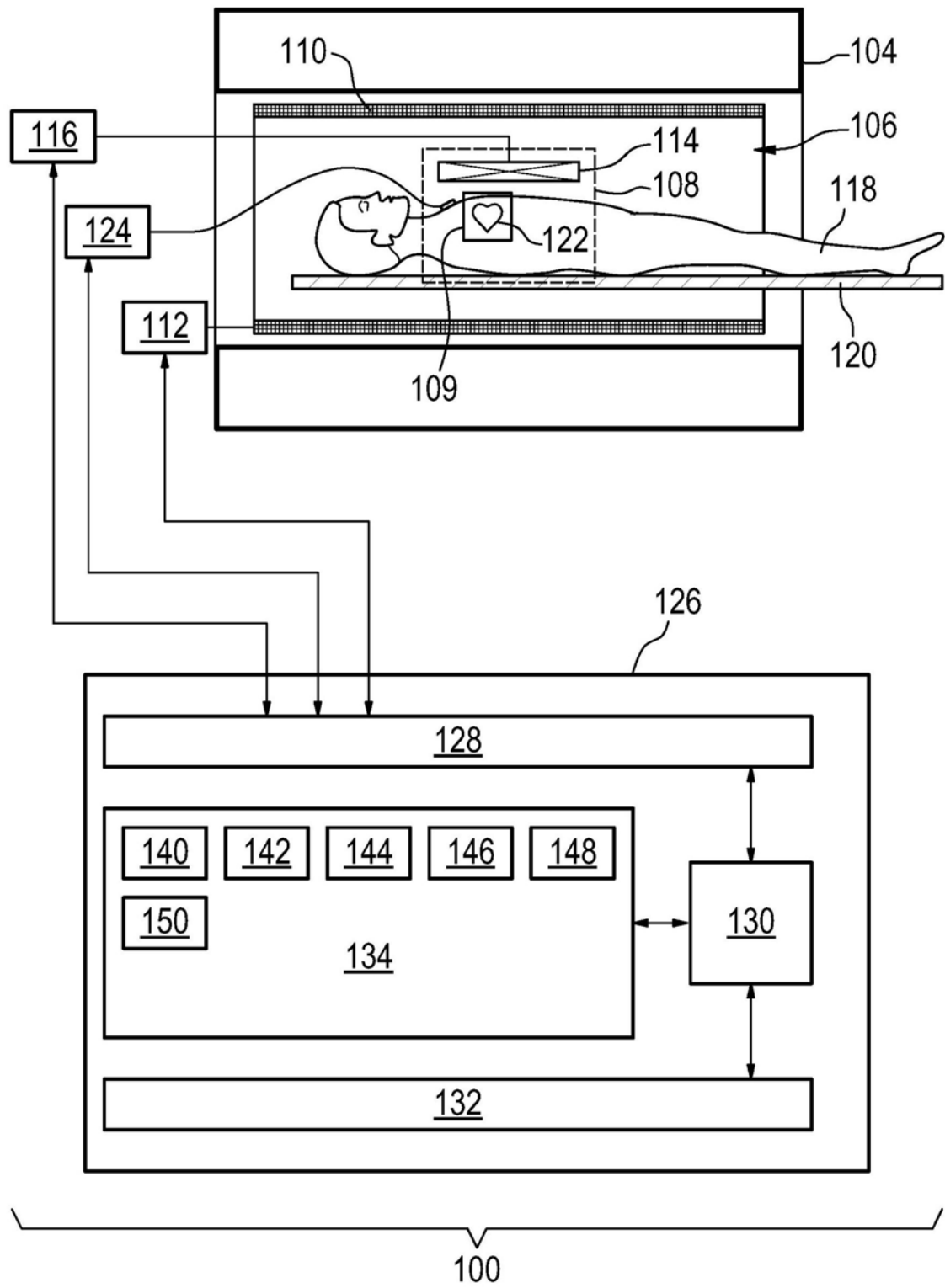


图1

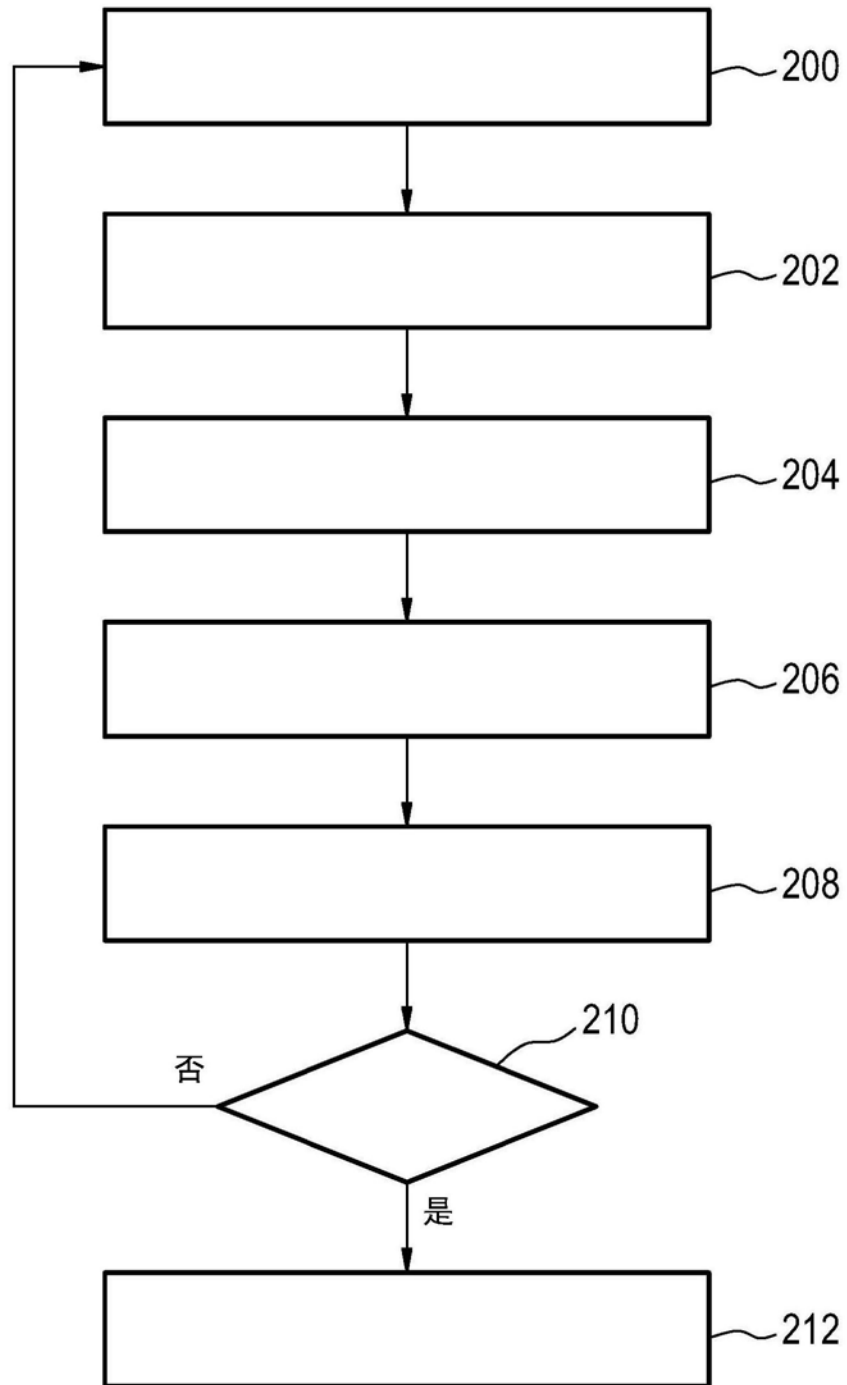


图2

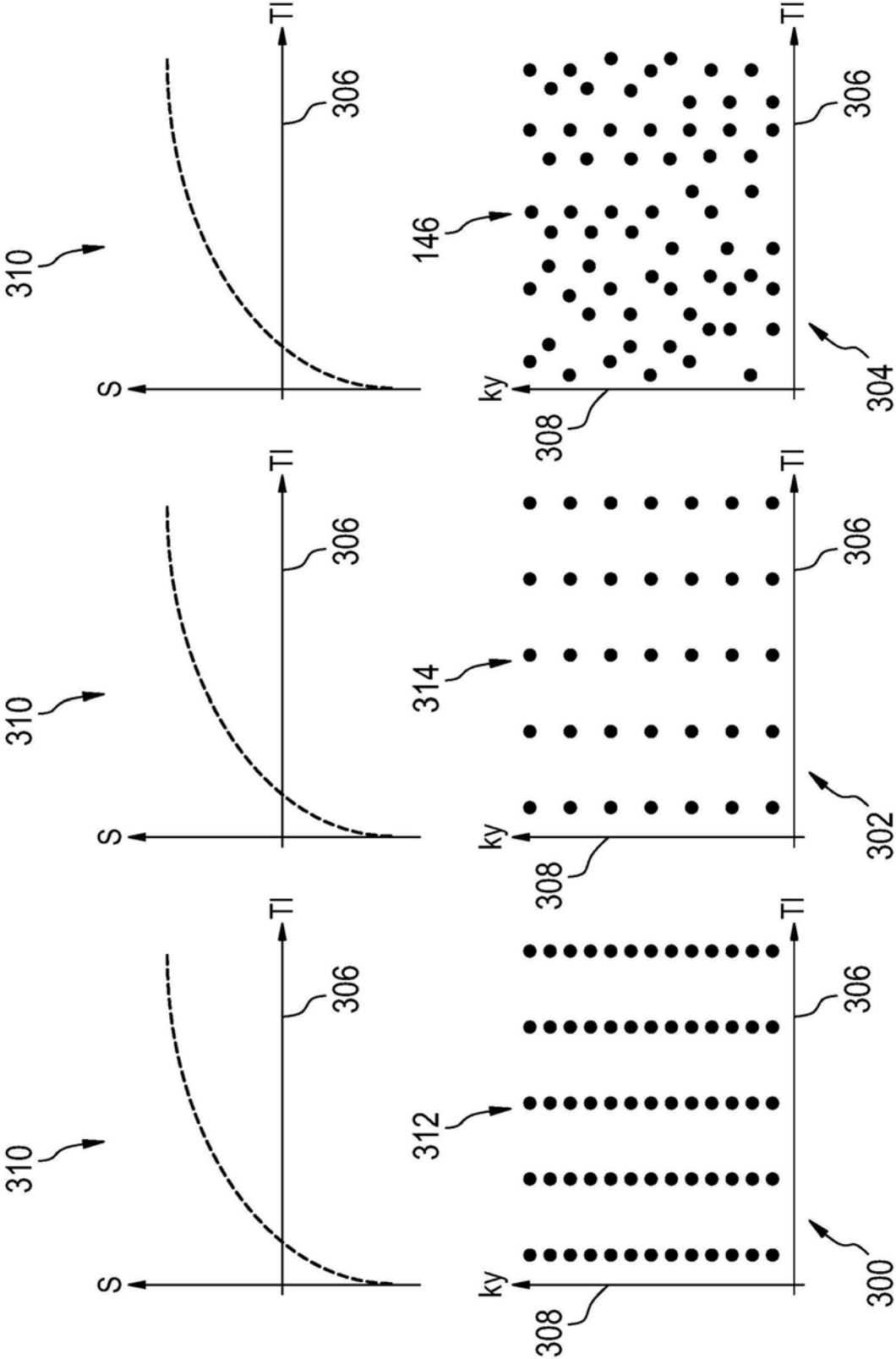


图3

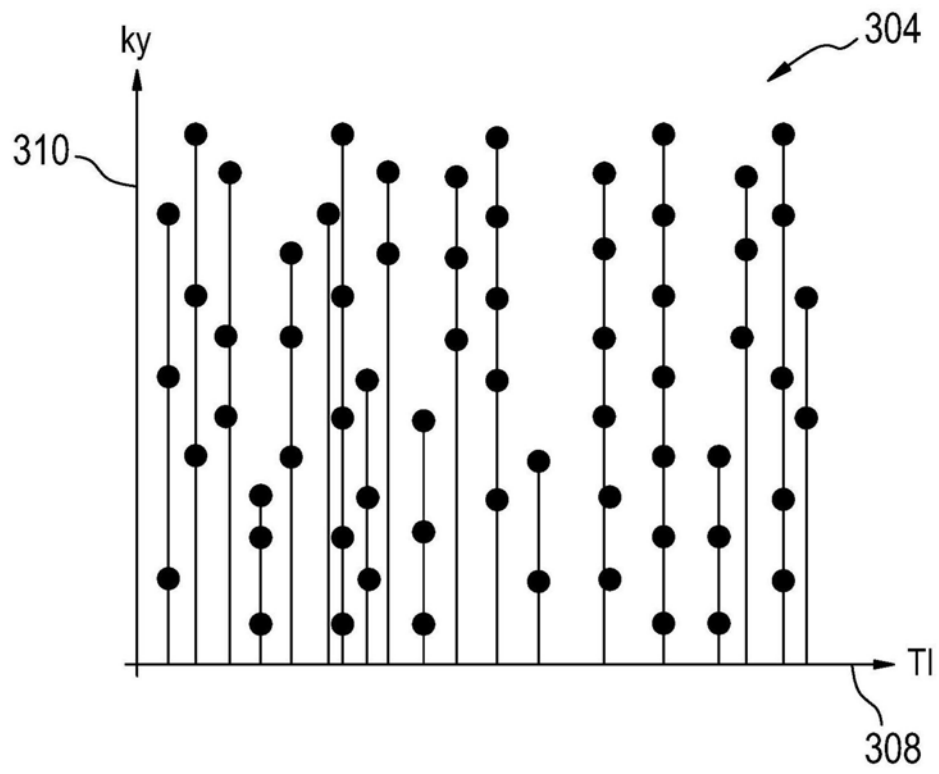


图4

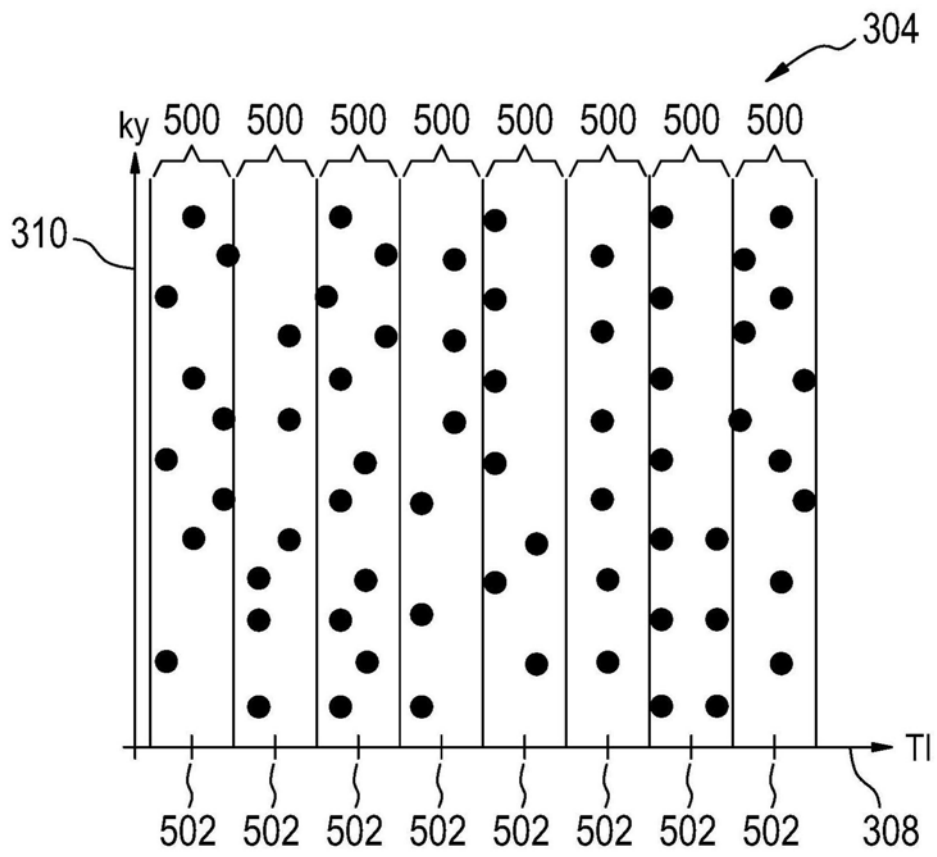


图5

专利名称(译)	使用最大似然重建的对心脏的T1映射		
公开(公告)号	CN110114685A	公开(公告)日	2019-08-09
申请号	CN201780079836.7	申请日	2017-12-20
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	C施特宁 P博尔纳特 TE阿姆托尔 MI多内瓦 J斯明克 M考恩霍文		
发明人	C·施特宁 P·博尔纳特 T·E·阿姆托尔 M·I·多内瓦 J·斯明克 M·考恩霍文		
IPC分类号	G01R33/50 G01R33/54 G01R33/56 G01R33/561 G01R33/567 A61B5/055 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0044 A61B5/0456 A61B5/055 A61B5/7292 G01R33/50 G01R33/543 G01R33/5608 G01R33/561 G01R33/5673 A61B5/0452		
代理人(译)	刘兆君		
优先权	2016206053 2016-12-22 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种用于从来自成像区(108)内的感兴趣区域(109)的对象(118)采集磁共振数据(146)的磁共振成像系统(100)。所述磁共振成像系统包括用于存储机器可执行指令(140)和脉冲序列命令(142)的存储器(134)。所述脉冲序列命令被配置用于控制磁共振成像系统以执行磁化准备脉冲，所述磁化准备脉冲在所述感兴趣区域内引起磁化反转并且启动T1弛豫过程。所述脉冲序列命令被配置为在所述对象的心脏时相的休息舒张间隔期间将磁共振数据的部分采集为离散的单元。所述磁共振成像系统还包括用于控制所述磁共振成像系统的处理器(130)。所述机器可执行指令的运行使所述处理器重复地：接收(202)描述所述对象的所述心脏时相的ECG信号(124)；使用ECG信号检测(204)所述心脏时相的所述休息舒张间隔的开始；通过利用所述脉冲序列命令控制(200)所述磁共振成像系统，在所述休息舒张间隔的所述开始后的预定延迟采集(206)所述磁共振数据的部分(146)，其中，所述磁共振数据的所述部分对k空间进行欠采样；使用所述磁化准备脉冲的定时和所述休息舒张间隔的开始，确定(208)所述磁共振数据的所述部分的反转延迟(308、502)。所述机器可执行指令的执行还使得所述处理器使用最大似然重建来计算所述感兴趣区域的T1图(150)，所述最大似然重建使用所述磁共振数据和针对所述磁共振数据的每个部分的所述反转延迟。

