



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105283774 A

(43) 申请公布日 2016. 01. 27

(21) 申请号 201480005146. 3

代理人 李玲

(22) 申请日 2014. 01. 13

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

13/742, 620 2013. 01. 16 US

G01R 33/563(2006. 01)

G01R 33/56(2006. 01)

A61B 5/055(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 07. 16

G01R 33/567(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/011287 2014. 01. 13

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/113322 EN 2014. 07. 24

(71) 申请人 贝斯以色列女执事医疗中心股份有限公司

地址 美国马萨诸塞州

(72) 发明人 S·魏因加特纳 M·阿克卡卡亚
W·J·曼宁 R·内扎法特

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公
司 31100

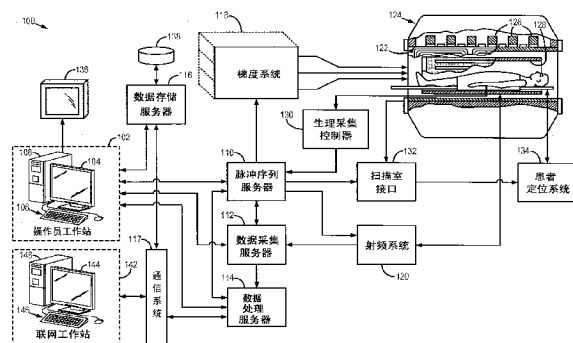
权利要求书2页 说明书8页 附图3页

(54) 发明名称

在不利的的心脏条件下改进受试者心脏成像的系统与方法

(57) 摘要

一种系统和方法,用于控制磁共振成像(MRI)系统以获得具有心动周期不一致的受试者的受试者图像。该过程包括在受试者心动周期中接收预定点的识别,并随即执行饱和模块,其配置用于从预定点之前的兴趣范围(ROI)中使磁化移相。该过程还包括执行反转模块,其配置用于在ROI中反转自旋并从受试者采集医疗成像数据。在饱和模块的执行和反转模块的执行之间插入延迟,其中通过控制ROI中组织的磁化历史,使用饱和模块将延迟持续期配置为用于控制受试者心动周期中不一致的医疗成像数据中的迹象。



1. 一种用于控制磁共振成像 (MRI) 系统的方法, 所述系统利用脉冲序列获取其心动周期不一致的受试者的图像, 所述方法包括以下步骤:

接收受试者的心动周期中预定点的识别;

一旦在心动周期中识别预定点的出现, 执行饱和模块, 其配置用于在从预定点之前的兴趣范围 (ROI) 中使磁化移相;

执行反转模块, 其配置用于反转 ROI 中的自旋;

从受试者获取医疗成像数据; 并且

在饱和模块的执行和反转模块的执行之间插入延迟, 其中通过控制 ROI 中的组织的磁化历史, 使用饱和模块将延迟的持续期配置为用于控制受试者的心动周期不一致的医疗成像数据中的迹象。

2. 权利要求 1 的方法, 进一步包括: 执行导航器成像采集以识别受试者的心动周期中的预定点。

3. 权利要求 1 的方法, 其中反转模块包括非选择性反转脉冲并且延迟等于从饱和模块的完成直到获得医疗成像数据的饱和时间 (T_{sat}) 减去从反转模块的完成直到获得医疗成像数据的反转时间 (T_{inv})。

4. 权利要求 3 的方法, 其中饱和模块、反转模块和延迟在具有一致 T_{sat} 和 T_{inv} 的心动周期中预定点的每个出现处重复。

5. 权利要求 3 的方法, 其中脉冲序列包括晚钆增强 (LGE) 脉冲序列并且其中当在反转模块之后的时间 t 处采集医疗成像数据时所采集的信号被描述为:

$$S_{LGE}(t) = M_0(1 - (1 + M_h)e^{-t/T_1})$$

其中 M_0 是自旋密度, T_1 是观察的组织的纵向弛豫时间, M_h 是立即执行反转模块之前组织的磁化并包含 ROI 中关于组织的磁化历史的信息, 并且先前心动周期中磁化的全恢复对应 $M_h = 1$ 。

6. 权利要求 5 的方法, 其中基于假设 ROI 中组织的 T_1 在 T_{inv} 之后的 $T' = T_1 \cdot \log(2)$ 处清零, 来选择延迟。

7. 权利要求 5 的方法, 其中时间 T 处的信号描述为:

$$S_{SAPPHIRE}(t) = M_0(1 - (2 - e^{-(T_{sat} - T_{inv})/T_1})e^{-t/T_1})$$

其中选择延迟使得对于 $T_1 = T/\log(2)$, $S_{SAPPHIRE}(T_{inv}) = 0$ 。

8. 权利要求 5 的方法, 其中 T_{inv} 描述为:

$$T_{inv}(T') = T_{sat} + T' \left(1 - \frac{\log(e^{\log(2)T_{sat}/T'} + 1)}{\log(2)} \right)$$

9. 权利要求 1 的方法, 其中 ROI 包括受试者的心脏, 并且选择饱和模块、反转模块和延迟以清零 ROI 中健康心肌组织。

10. 权利要求 3 的方法, 其中脉冲序列包括 T_1 映射脉冲序列并且配置饱和模块和延迟以控制心动周期之间恢复周期的需要。

11. 一种磁共振成像 (MRI) 系统, 包括:

磁体系统, 被配置以产生极化磁场, 围绕放置在 MRI 系统中的受试者的至少一部分;

多个梯度线圈,配置成给极化磁场建立至少一个磁场梯度;
射频 (RF) 系统,配置成产生 RF 脉冲并从安置在 MRI 系统中的受试者采集医疗成像数据;

计算机系统,配置成控制磁体系统、多个梯度线圈和 RF 系统的运行,以:

识别受试者的心动周期内的预定点;

基于心动周期中预定点的识别,控制 RF 系统以执行饱和模块,其配置成在兴趣范围 (ROI) 中使磁化移相;

在随后的反转模块的执行之间执行延迟;

在延迟的执行后,控制 RF 系统以执行反转模块,其配置成在 ROI 中反转自旋;

控制梯度线圈和 RF 系统以从 ROI 中采集医疗成像数据;并且

其中基于饱和模块的参数选择延迟的持续期,以通过控制心动周期内 ROI 中组织的磁化历史来控制受试者的心动周期内不一致的医学成像数据中的迹象。

12. 权利要求 11 的方法,其中计算机系统进一步配置成执行导航器成像采集以识别受试者的心动周期中的预定点。

13. 权利要求 11 的系统,其中反转模块包括非选择性反转脉冲并且延迟等于从饱和模块的完成延至采集医疗成像数据的饱和时间 (T_{sat}) 减去从反转模块的完成直到采集医疗成像数据的反转时间 (T_{inv})。

14. 权利要求 13 的系统,其中饱和模块、反转模块和延迟在具有一致 T_{sat} 和 T_{inv} 的心动周期中预定点的每个出现处重复。

15. 权利要求 13 的系统,其中脉冲序列包括晚钆增强 (LGE) 脉冲序列并且其中当在反转模块之后的时间 t 采集医疗成像数据时所采集的信号被描述为:

$$S_{LGE}(t) = M_0(1 - (1 + M_h)e^{-t/T_1})$$

其中 M_0 是自旋密度, T_1 是观察的组织的纵向弛豫时间, M_h 是立即执行反转模块之前组织的磁化并包含关于 ROI 中的组织的磁化历史的信息,并且先前心动周期中磁化的全恢复对应于 $M_h = 1$ 。

16. 权利要求 15 的系统,其中计算机系统配置成基于假设 ROI 中组织的 T_1 在 T_{inv} 之后的 $T' = T_1 \cdot \log(2)$ 处清零来选择延迟。

17. 权利要求 15 的系统,其中时间 T 处的信号描述为:

$$S_{SAPPHIRE}(t) = M_0(1 - (2 - e^{-(T_{sat} - T_{inv})/T_1})e^{-t/T_1})$$

其中选择延迟使得对于 $T_1 = T' / \log(2)$, $S_{SAPPHIRE}(T_{inv}) = 0$ 。

18. 权利要求 13 的系统,其中 T_{inv} 描述为:

$$T_{inv}(T') = T_{sat} + T' \left(1 - \frac{\log(e^{\log(2)T_{sat}/T'} + 1)}{\log(2)} \right)$$

19. 权利要求 11 的系统,其中脉冲序列包括 T_1 映射脉冲序列并且配置饱和模块和延迟以控制心动周期之间恢复周期的需要。

20. 权利要求 11 的系统,其中 ROI 包括受试者的心脏,并且选择饱和模块、反转模块和延迟以清零 ROI 中健康心肌组织。

在不利的条件下改进受试者心脏成像的系统与方法

交叉引用

[0001] 本申请基于美国专利申请, 序号 13/742, 620, 申请于 2013 年 1 月 16 日, 名为“在不利心脏条件下改进受试者心脏成像的系统与方法”, 主张其优先权并将其完整的并入作为参考。

发明背景

[0002] 本发明的领域是用于磁共振成像 (MRI) 的系统与方法。更具体的, 本发明涉及对具有心律不齐, 心率变异性以及其他不利的心脏条件的受试者进行成像的系统与方法。

[0003] 当物质 (例如人类组织) 受到均匀磁场 (极化域 B_0) 影响时, 组织中原子核自旋的独立磁矩试图与极化域对齐, 但是在它们的拉莫尔频率特征处是以随机的顺序进行处理的。通常原子核自旋由氢原子组成, 但偶尔使用其他 NMR 活化核。净磁矩 M_z 在极化域方向上产生, 但随机导向的磁性成分在垂直或横向平面 (x - y 平面) 相互抵消。然而, 如果物质或组织受到磁场 (激励场 B_1 ; 也称为射频 (RF) 磁场) 影响, 该磁场处在 x - y 平面并在拉莫尔频率附近, 净对齐磁矩 M_z 可旋转或“倾斜”进入 x - y 平面以产生净横向磁矩 M_t , 该磁矩在 x - y 平面中的拉莫尔频率处自旋或绕某点旋转。此现象的实际价值存在于信号中, 该信号在激励场 B_1 停止后, 由激励的自旋发出。有各种各样的测量序列, 利用了这种磁共振 (NMR) 现象。

[0004] 当利用这些信号生成图像时, 使用了磁场梯度 (G_x , G_y , 和 G_z)。通常, 成像的区域经历一系列测量周期, 其中这些梯度随着使用的特定定位方法而变化。使用接收器线圈, 检测发射的 MR 信号。然后 MRI 信号被数字化并处理以使用许多公知的重建技术之一重建图像。

[0005] MRI 的一个常见临床应用是心脏和心血管成像。晚钆增强 (LGE) 是现今用于缺血性和非缺血性患者中疤痕和纤维化评估的黄金标准。缺血性心肌病患者的评估中 LGE 的作用已被广泛研究。LGE 成像也已用于房颤 (AF) (在老年人中流行的最常见的心律失常) 患者、高血压患者和冠状动脉疾病 (CAD) 患者的左心房和肺静脉疤痕的成像。二维 (2D) 成像研究通常用于临床 LGE 成像。三维 (3D) 成像已引入作为疤痕评估的另一种方法, 其比 2D 成像提供了更好的体积覆盖和更高的信噪比 (SNR)。然而, 3D 采集需要更长的时间才能完成, 因此, 患者更加费劲。2D 图像可以在 10-15 秒短的屏息中采集, 而 3D 图像通常持续 5-10 分钟, 因此, 需要自由呼吸。

[0006] 在实践中, 在注射钆造影剂后, 使用 T1 加权反转恢复脉冲序列采集 LGE 图像。在使用 Look-Locker 成像序列执行 LGE 序列之前, 选择反转时间, 使得健康心肌信号清零。梗死组织中的异常冲刷动力学使相对于暗的心肌背景, 疤痕被描绘成明亮区域。假设在整个扫描中, 反转时间不变, LGE 成像中两个反转脉冲间隔时间优先选择与之前心跳持续时间相等, 使得心脏在每一连续采集期, 处于心脏相位的共同部分。不正确的定时采集将导致生成的图像中大量伪影并将降低图像的临床效用。不幸的是, 虽然该定时是必要的以避免严重运动伪影, 然而该时间 (通常 750-1000 毫秒) 太短而不允许心肌组织和大部分包覆组织的横向磁化的完全恢复。因此, LGE 信号直接受先前 R-R 间期的长度影响。

[0007] 如果存在心率不一致或变异性 / 或心律不齐, 该处理更加复杂。这种变化将导

致 K-空间线随时间变化的加权,这导致重像伪影。因此,心律失常和心率变异性都属于可影响成像质量的主要因素,特别是进行三维 LGE 成像研究时,这需要比较长的扫描时间。

[0008] 尽管 LGE 通常用于大的、局部疤痕区的检测,但其用于检测弥漫性纤维化,甚至是窦性心律是受限的。心肌 T1 映射最近作为疤痕和纤维化检测中的补充序列出现。由于它的定量本质, T1 映射允许患者之间和患者内部的再现性,并有助于心肌中弥漫性纤维化的诊断。但是,由于心脏和呼吸运动,心肌 T1 映射依然是挑战性任务。

[0009] 最近, Messroghli DR, Radjenovic A, Kozerke S, Higgins DM, Sivananthan MU, Ridgway JP 在论文“改良 look-locker 反转恢复 (MOLLI) 用于心脏高分辨率 T1 映射”(医学中的磁共振, 2004 ;52(1) :141-146, 心肌 T1 映射方面) 中提出改良 look-locker 反转恢复 (MOLLI) 序列, 并已经用于临床和临床前试验。通过每个准备脉冲后进行 3 至 5 个数据读出, MOLLI 合并自旋-晶格松弛曲线的有效采样, 其最初在 Look DC, Locker DR 的论文“NMR 和 EPR 弛豫时间的测量的时间节省”, 科学仪器述评 1970 ;41(2) :250-251 中被提出。为了提供充足数量的曲线采样点, 需要三组图像, 每组伴随单独反转脉冲。三组分别包含 3、3 和 5 个心电图触发图像, 其在连续心跳线中采集。多个心动周期的两个休息期每个都分隔这三组, 以允许纵向磁化的充分恢复。这些休息期降低了成像效率并需要相对长期的屏气, 例如 17 次心跳。此外, 在 T1 弛豫曲线上的采样点的固定设置通过心电图触发预定义, 其影响 T1 计算, 导致短 T1 时间不好的拟合条件。此外, 基于心率, 通过成像诱发弛豫曲线的信号扰动变化。对于长 T1 时间, 这导致已计算 T1 值的显著心率依赖性。

[0010] 因而, 期望有用于改进的磁化准备技术的系统和方法, 使能够在存在心律不齐或心率变异性时, 评估疤痕和弥漫性纤维化。

发明内容

[0011] 本发明通过提供一种成像系统和方法, 其利用在每次心跳开始附加饱和脉冲, 在可变延迟后跟随着反转脉冲来克服上述缺点。饱和脉冲从前一心跳位移磁化并且反转脉冲产生 T1-加权图像中增强的对比。饱和准备的使用去除了 LGE 成像中心率变异性或心律不齐的敏感度, 并且通过“清除”磁化历史, 可能去除了其他 T1 加权心脏成像协议。此外, 在 T1 映射中, 饱和准备不需要恢复期, 并允许每一反转期一个数据读取器的采集, 因此, 提高了成像效率。此外, 它能够自由选择弛豫曲线采样点的分布, 其在 T1 映射中提供较高的灵活性。

[0012] 根据本发明的一个方面, 公开了一种方法, 其用于控制磁共振成像 (MRI) 系统, 利用脉冲序列采集心动周期不一致的受试者的受试者图像。该方法包括在受试者一个心动周期中接收预定点的识别, 并通过识别心动周期预定点的出现, 执行饱和模块, 其配置用于在从预定点之前的兴趣范围 (ROI) 中使磁化移相 (dephase)。该方法还包括执行反转模块, 其配置用于在 ROI 中逆旋转并从受试者获取医疗成像数据。在执行饱和模块和执行反转模块之间插入延迟, 其中通过饱和模块控制 ROI 中组织的磁化历史, 使得延迟持续期被配置为控制受试者心动周期不一致的医疗成像数据中的迹象 (evidence)。

[0013] 根据本发明的另一方面, 公开了一种磁共振成像 (MRI) 系统, 其包括磁体系统, 配置用于生成极化磁场, 围绕放置在 MRI 系统中的受试者的至少一部分并且多个梯度线圈配置用于对极化磁场建立至少一个磁梯度场。MRI 系统也包括射频 (RF) 系统, 其配置用于产

生 RF 脉冲并从放置在 MRI 系统中的受试者采集医疗成像数据,以及包括计算机系统,其配置用于控制磁化系统、多个梯度线圈和 RF 系统的运行。计算机系统配置成识别受试者心动周期中预定点,并且基于心动周期中预定点的识别,控制 RF 系统以执行饱和模块,其配置成在兴趣范围 (ROI) 中使磁化移相。计算机系统还配置成在延迟模块执行之后,反转模块随后执行之间,执行延迟,控制 RF 系统以执行反转模块,其配置成反转 ROI 中的自旋。计算机系统进一步配置成控制梯度线圈和 RF 系统以采集医疗成像数据。延迟的持续期由计算机系统选择,其基于饱和模块的参数,通过控制随着心动周期 ROI 中组织的磁化历史,控制受试者心动周期内不一致的医疗成像数据中的迹象。

[0014] 本发明的前述和其他方面及优点在下面的说明中将显而易见。在说明书中,结合形成其一部分的附图作为参考,并且其中以图示的方式,示出了本发明优选实施例。然而,这样的实施例不一定代表本发明的完整范畴,因此对权利要求书作出的参考在此用于解释本发明的范围。

附图说明

[0015] 图 1 是示例性 MRI 系统的框图,配置成根据本发明运行。

[0016] 图 2 是脉冲序列的示意图和相关时序图,根据本发明应用于两个示例性临床应用。

[0017] 图 3 是一组图表,其示出了在窦性心律和房颤期间的纵向磁化 (M_z)。

[0018] 图 4 是一张图表,其说明尽管信号弛豫的程度不同,根据本发明的脉冲序列持续执行而传统脉冲序列失效。

具体实施方式

[0019] 具体的,现在参考图 1,示出了磁共振成像 (MRI) 系统 100 的例子。MRI 系统 100 包括操作员工作站 102,其通常包括显示器 104、一个或多个输入设备 106,例如键盘和鼠标以及处理器 108。处理器 108 可包括运行商业可用操作系统的商用可编程机器。操作员工作站 102 提供操作员界面,其能扫描指令以进入磁共振成像系统 100。通常,操作员工作站 102 可以连接到四个服务器:脉冲序列服务器 110;数据采集服务器 112;数据处理服务器 114;以及数据存储服务器 116。操作员工作站 102 和每个服务器 110,112,114,116 连接以互相通信。例如,服务器 110,112,114 以及 116 可通过通信系统 117 连接,其可以包括任何合适的网络连接,有线、无线或两者的结合。作为例子,通信系统 117 可包括专有或专用网络,以及开放式网络,诸如互联网。

[0020] 脉冲序列服务器 110 功能响应从操作员工作站 102 下载的指令以操作梯度系统 118 和射频 (“RF”) 系统 120。产生了需要执行指定扫描的梯度波形并应用于梯度系统 118,其在组件 122 中激励梯度线圈以产生磁场梯度并用于对磁共振信号进行位置编码。梯度线圈组件 122 构成磁组件 124 的一部分,其包括极化 (polarizing) 磁体 126 和全身射频线圈 128。

[0021] RF 波形通过 RF 系统 120 施加在 RF 线圈 128 或分离的本地线圈 (图 1 未示出) 上,以执行指定的磁共振脉冲序列。通过 RF 线圈 128 或分离的本地线圈 (图 1 未示出) 检测到的响应的磁共振信号由 RF 系统 120 接收,在其中信号被放大、过滤以及在由脉冲序列

服务器 110 产生的命令方向进行数字化。RF 系统 120 包括 RF 发射器,其用于产生用于 MRI 脉冲序列的各种 RF 脉冲。RF 发射器响应来自脉冲序列服务器 110 的扫描指示和方向以产生期望频率、相位和脉冲振幅波形的 RF 脉冲。产生的 RF 脉冲可施加到全身 RF 线圈 128 或一个或多个本地线圈或线圈阵列(图 1 未示出)上。

[0022] RF 系统 120 也包括一个或多个 RF 接收器通道。每个 RF 接收器通道包括 RF 前置放大器,其放大由其连接的线圈 128 接收的磁共振信号,以及包括检测器,其检测和数字化已接收磁共振信号的正交分量。因此,接收的磁共振信号的大小可在任意采样点由 I 和 Q 分量的平方和的算术平方根确定:

$$M = \sqrt{I^2 + Q^2} \quad \text{公式 (1);}$$

[0023] 接收的磁共振信号的相位也可根据如下关系确定:

$$\varphi = \tan^{-1}\left(\frac{Q}{I}\right) \quad \text{公式 (2);}$$

[0024] 脉冲序列服务器 110 也可选从生理采集控制器 130 接收患者的数据。举例而言,生理采集控制器 130 可以从连接患者的一些不同传感器接收信号,例如电极的心电图机(“ECG”)信号,或呼吸风箱或其他呼吸监测设备的呼吸信号。这种信号通常由脉冲序列服务器 110 使用以同步或“门控”受试者心跳或呼吸扫描的执行。

[0025] 脉冲序列服务器 110 也连接至扫描室接口电路 132,其从与患者状况和磁体系统相关的各种传感器接收信号。也通过扫描室接口电路 132,患者定位系统 134 接收命令以在扫描期间将患者移动至期望的位置。

[0026] 由 RF 系统 120 产生的数字化磁共振信号采样通过数据采集服务器 112 接收。数据采集服务器 112 响应于从操作员工作站 102 下载的指令而执行操作,以接收实时磁共振数据并提供缓冲存储器,这样数据超限时,没有数据丢失。在一些扫描中,数据采集服务器 112 仅仅是为了传递采集的磁共振数据至数据处理服务器 114。然而,在扫描中需要来源于采集的磁共振数据的信息以控制扫描的进一步执行时,对数据采集服务器 112 编成以产生这种信息并将其传递至脉冲序列服务器 110。例如,在预扫描期间,采集并使用磁共振数据以校准由脉冲序列服务器 110 执行的脉冲序列。作为另一例子,采集并使用导航器信号用于调整 RF 系统 120 或梯度系统 118 的运行参数,或控制采样 K-空间的视野次序。在又一个例子中,数据采集服务器 112 也可用于处理磁共振信号,以用于检测磁共振血管造影(MRA)扫描中对比剂的到达。举例来说,数据采集服务器 112 采集磁共振数据并实时处理它以产生用于控制扫描的信息。

[0027] 数据处理服务器 114 从数据采集服务器 112 接收磁共振数据并依照从操作员工作站 102 下载的指令处理它。例如,这种处理可包括以下一个或多个:通过执行原始 K-空间数据的傅里叶变换重建二维或三维图像;执行其他图像重建算法,如迭代或反投影重建算法;对原始 K-空间数据或重建的图像应用滤波器;产生功能性磁共振图像;计算运动或流动图像;等等。

[0028] 由数据处理服务器 114 重建的图像传回操作员工作站 102,在这存储它们。实时图像存储在数据库存储缓存(图 1 未示出)中,从其中可输出实时图像至操作员显示器 112 或显示器 136,其位于磁组件 124 附近由主治医师使用。批处理模式图像或所选实时图像存

储在主机数据库或磁盘存储 138 中。当这种图像已重建并传送至存储器,数据处理服务器 114 通知操作员工作站 102 上的数据存储服务器 116。操作员工作站 102 可由操作员使用以归档图像、生成胶片或通过网路发送图像至其他设备。

[0029] MRI 系统 100 也包括一个或多个联网工作站 142。举例来说,联网工作站 142 可包括显示器 144 ;一个或多个输入设备 146,例如键盘和鼠标,以及处理器 148。联网工作站 142 可位于相同设施中如操作员工作站 102,或位于不同设施中,如不同医疗机构或诊所。

[0030] 联网工作站 142,无论存在于相同设施或存在于不同设施如操作员工作站 102 中,可通过通信系统 117 远程访问数据处理服务器 114 或数据存储服务器 116。相应的,多个联网工作站 142 可访问数据处理服务器 114 和数据存储服务器 116。以这种方式,磁共振数据、重建图像或其他数据可在数据处理服务器 114 或数据存储服务器 116 与联网工作站 142 之间交换,使得数据或图像可通过联网工作站 142 远程处理。此数据可以以任意合适格式交换,例如依据传输控制协议 (TCP)、互联网协议 (IP) 或其他已知或合适的协议。

[0031] 如将要描述的,本发明提供一种成像系统和方法,其利用在每次心跳开始时附加饱和脉冲,在可变延迟后跟随着反转脉冲:饱和脉冲从前一心跳位移磁化并且反转脉冲产生 T1- 加权图像中增强的对比。此磁化准备脉冲序列可称为“饱和脉冲准备心率独立反转恢复 (SAPPHIRE)”预脉冲。

[0032] 参照图 2,依照本发明,脉冲序列的示意性结构图包括磁化准备预脉冲或准备模块 200,其设计成在 LGE 脉冲序列 202 和 T1 映射脉冲序列 204 中使用。特别地,预脉冲模块 200 包括非选择性饱和脉冲 206 其基于 ECG 触发点 208 施加,例如,紧随 ECG 的 R 波。饱和脉冲 206 清零整个磁化的体积并擦除任何前述 ECG 间隔的依赖,例如 R-R 间隔。非选择性反转脉冲 210 被施加在饱和脉冲 206 之后的时间 T_{sat} 减 T_{inv} 处,其中 T_{inv} 是反转脉冲 210 与数据采集 212 之间的时间,以及 T_{sat} 是饱和脉冲 206 与数据采集 212 之间的时间。

[0033] SAPPHIRE 增大的 LGE 序列 202 可配置成导航门控三维 LGE 序列,其中 SAPPHIRE 预脉冲模块 200 应用于每个心跳 214,具有同样的时间 $T_{sat}-T_{inv}$,选择清零健康心肌组织。在脉冲序列 202 应用期间的纵向磁化的特征信号曲线 214 在下面的脉冲图 202 中示出。

[0034] 在 LGE 脉冲序列 202 范围内,反转脉冲 210 之后时间 t 的信号可用布洛赫方程描述为:

$$S_{LGE}(t) = M_0(1 - (1 + M_h)e^{-t/T_1}) \quad \text{公式 3};$$

[0035] 其中 M_0 是自旋密度, T_1 是观察的组织的纵向弛豫时间,以及 M_h 是反转之前的磁化并包含关于磁化历史的信息。上一心跳的磁化完全恢复对应于 $M_h = 1$ 。在这种情况下具有纵向弛豫时间 T_1 的组织将是反转时间之后清零的 $T' = T_1 \cdot \log(2)$ 。

[0036] SAPPHIRE LGE 序列的反转脉冲之后时间 t 处的信号可从布洛克方程式推导出:

$$S_{SAPPHIRE}(t) = M_0(1 - (2 - e^{-(T_{sat}-T_{inv})/T_1})e^{-t/T_1}) \quad \text{公式 4};$$

[0037] 其中 M_0 是自旋密度, T_1 是观察的组织的纵向弛豫时间, T_{sat} 和 T_{inv} 如上所定义。利用反转时间 T ,如果组织在具有充分弛豫的常规反转恢复序列中清零,则对 $T_1 = T/\log(2)$ 执行 $S_{SAPPHIRE}(T_{inv}) = 0$ 将确保使用 SAPPHIRE LGE 序列将清零同样的组织。SAPPHIRE LGE 序列的 T_{inv} 时间可由此方程式推导出,如:

$$T_{inv}(T') = T_{sat} + T' \left(1 - \frac{\log(e^{\log(2)T_{sat}/T'} + 1)}{\log(2)} \right) \quad \text{公式 5.}$$

[0038] 方程式 5 以及这样的事实即 T_{sat} 与饱和脉冲的持续时间的总和等于心脏触发时间,对于任何给定的 T' ,允许 T_{sat} 和 T_{inv} 的唯一确定。方程式 5 的反转时间转换可集成至临床扫描软件,使得 SAPPHERE LGE 序列所需的反转时间从通常用于常规 LGE 序列的用户指定的反转时间自动计算。

[0039] 再次参照图 2, SAPPHERE T1 映射脉冲序列 204 可作为多个 2D, 单脉冲图象采集与不同 T_{inv} 执行以创建不同的 T1- 加权图像,其通过使用每个像素曲线拟合信号强度用于 T1 时间的计算。再次,在脉冲序列 204 应用期间的纵向磁化的特征信号曲线 216 在脉冲图 204 下面示出。

[0040] T1 映射脉冲序列 204 包括一些单脉冲图像,其具有在连续心跳上获得的 SAPPHERE 预脉冲。 T_{inv} 在不同影像中不同以创建不同 T1 加权的对比。心跳起始处的饱和度移除磁化历史上的依赖并消除休息周期的必要性。这增加成像效率。此外,自由选择 T_{inv} 使得能够进行 T1 弛豫曲线的早期部分的密集采样。在一个屏气中每个胶片可获得九个 SAPPHERE 图像。基于预期的由用户输入的最大 T1 时间,有效反转时间可线性的分布在适用范围内。此外,可以改进脉冲序列 204 以允许 SAPPHERE 准备模块 200 在一个心动周期中,并在随后的一个心动周期中成像以允许更长的反转时间。

[0041] 为了提高拟合条件,第一心动周期可以执行而没有任何磁化准备。在这种情况下,纵向磁化假定为完全恢复,允许 T1 曲线的随后部分的抽样而不会延长屏气持续期。

[0042] 方程式 5 的两个参数模型可拟合每个像素至信号密度以生成 T1 映射图。由于相比于诸如梯度回波 (GRE) 或其他合适脉冲序列更好的信噪比, SAPPHERE T1 映射方案可与稳态自由精度 (SSFP) 成像读出一起使用。

[0043] 饱和 206 和反转脉冲 210 的上述组合为 LGE 和 T1 映射序列提供有利的磁化准备。如将要描述的,测量已显示 SAPPHERE LGE 序列对心律不齐或心率改变是不变的,并且体内数据展示了心律失常患者的 LGE 图像中健壮的图像质量。SAPPHERE T1 映射序列也显示以提供心率不变性用于 T1 评估。此外,已经表明,相比于 MOLLI 和类似脉冲序列,在短的屏气时,此序列提供高质量的 T1 映射图。

[0044] 特别地,在常规 LGE 的反转脉冲之后,不充分恢复在心律不齐或其他 R-R 间隔长度改变存在的条件下,导致重像伪像。显示的重像伪影显著降低图像质量,导致图像无法用于诊断。它们经常不能与解剖特征区别开,或边缘覆盖并使得它很难描绘图像中的间隔区域。

[0045] 图 3 描绘了窦性心律和房颤期间的纵向磁化 (M_z)。在窦性心律期间,在每个心跳中,磁化弛豫至相同信号水平用于常规 LGE 脉冲序列和 SAPPHERE LGE 脉冲序列。然而,在心律不齐存在的条件下,反转脉冲前的信号电平显示了用于常规 LGE 的主要变化。另一方面,反转脉冲前的 SAPPHERE LGE 脉冲序列信号没有变化,因为使用饱和脉冲重置了磁化历史。图 4 示出了组织的真实信号,其试图清零 ($T1 = 560\text{ms}$)。这表明,尽管信号弛豫程度不同, SAPPHERE LGE 脉冲序列确保了组织的可靠清零。但是,心律不齐期间,常规 LGE 期间真实信号相对于适当清零偏离 40% 的自旋密度。

[0046] 因此, R-R 间隔长度的这种改变中, SAPPHERE LGE 脉冲序列是健壮的,因为增加饱

和脉冲准备到反转恢复序列在每个心跳处无效磁化历史。因此,利用 SAPPHIRE LGE 脉冲序列采集的图像,当与利用常规 LGE 脉冲序列获得的图像比较时,免于重像伪影,其建立 AF 患者中脉冲序列的效用用于高质量 LGE 成像。

[0047] 可以预期的是,饱和恢复而不是反转恢复,可用作预脉冲模块,作为确保从磁化历史独立的方法。然后,这具有固有缺陷,健康心肌信号的清零是不可能的,其阻碍了疤痕对心肌背景的区别。

[0048] SAPPHIRE LGE 脉冲序列结合了饱和恢复的优点和反转恢复优良的对比特性,提供适当的 CNR 和健康心肌组织的清零。这允许与常规临床用 LGE 图像类似的可视性。

[0049] 与常规 LGE 对比的 SAPPHIRE LGE 中改变的纵向弛豫需要 $T_{1,m}$ 的明确计算以清零同样的组织。此定时唯一依赖于组织 T1 和所选心脏触发延迟。根据本发明,用于 SAPPHIRE LGE 序列的定时方程式从描述 T1 弛豫的布洛克方程式推导出。为了便于 SAPPHIRE LGE 脉冲序列的临床应用,集成了自动反转时间转换。这允许操作员指定常规 LGE 脉冲序列的反转时间。

[0050] 相对于常规 LGE,所有实验 SAPPHIRE LGE 导致关注的组织之间降低的 CNR。这是由于这样的事实,初始饱和脉冲之后的恢复时间短于常规 LGE 序列的两个反转脉冲之间的恢复时间。CNR 的损失量取决于心率和触发延迟时间之间的关系。长的触发延迟允许 SAPPHIRE LGE 序列中饱和脉冲之后更多恢复,但不以任何方式影响常规 LGE 信号。相反,较长的心动周期允许常规 LGE 中前一个反转脉冲之后更多信号再生,但不影响 SAPPHIRE LGE 序列。

[0051] 在 T1 映射中,参数拟合的条件决定了 T1 映射图的质量。拟合条件取决于采样弛豫曲线时,点的数量和时间。在 MOLLI 脉冲序列中,有效反转时间由 R-R 间隔长度确定,这样只有三个图像,对应于每个图像组的第一幅图像,其获得的反转时间短于 R-R 间隔长度,而其他八幅图像比反转时间长。在 T1 映射中接着注射造影剂,其中 T1 时间范围从 100 毫秒至 600 毫秒,由于反转时间比 R-R 间隔长度长得多,磁化很大程度上恢复。因此,这些采样点大多数对实际的 T1 参数不敏感,因此,并不改善 T1 值优化评估的拟合条件。

[0052] 在 SAPPHIRE T1 映射中,反转时间可在使用范围自由选择。因此,易受到 T1 参数影响的弛豫曲线起始的密集采样启用并产生高质量的 T1 映射图。因此,反转时间可在适用范围线性分布。基于估计的 T1 值,这转换成在相同心动周期执行的准备和成像。对于非常高的心率 (> 90bpm) 或更长 T1 值估计,此方案不能够进行精确 T1 映射。在这种情况下,成像在 SAPPHIRE 预脉冲模型的应用之后随后的心跳中执行,这个功能已经内置在脉冲序列中。

[0053] 在基于 Look Locker 方法的 T1 映射方案中,磁化弛豫在单一准备之后采样多次。每个成像激发引起信号干扰,使得采样损坏的曲线。在最好的情况下,已经尝试对这些数值上的损坏进行回顾性校正。因为在 SAPPHIRE T1 映射中采样不受干扰的弛豫曲线,没有必要在 T1 参数拟合后数值校正,其可以解释为相对于自旋回波 T1 映射序列,估计 T1 时间中减少的偏差。

[0054] 除了心率的依赖性,心肌 T1 映射还存在其他的问题。呼吸或心脏运动将对 T1 拟合产生不利影响,导致体素测量不准确。这将影响成像序列的定量性质,其中 T1 的片段分析用于在每个心肌片段中弥漫性纤维化的评估。此外,切片面和翻转角度将直接影响 T1 的测量。使用 SSFP 成像的读出也使此成像序列极易受到各种成像伪影的影响,其在提高 T1

测量中的精度时会考虑到。例如,两个方面包括心率变化敏感性的消除和通过增强拟合条件提高 T1 映射图的质量。

[0055] SAPPHIRE 成像脉冲序列减少了疤痕和心肌之间的 CNR。研究表明,心肌中 T1 映射图更同质,则伪影更少且屏息时间更短。

[0056] 因此本发明提供了一种用于成像的系统和方法,在此称为 SAPPHIRE,其结合饱和度和反转脉冲并对 LGE 和 T1 映射脉冲特别有用。本发明提供了改进的心脏 MRI 中疤痕和纤维化的评估。SAPPHIRE LGE 中饱和准备大幅减少扫描持续期 R-R 间隔长度中变化的效用,并因此,控制生成图像中的重像伪影。因此,本发明在心律失常和心率变异性存在的情况下,能够基本上无伪影 LGE 成像。在 SAPPHIRE T1 映射中,此准备方案降低了对休息周期的需要,允许更短更均匀的 T1 映射图,同时能够心率不变的评估 T1 值。因此,SAPPHIRE LGE 和 SAPPHIRE T1 映射序列潜在用于改进疤痕或纤维化的描述,甚至在心律失常和心率变异性存在的情况下。

[0057] 本发明已在一个或多个优选实施例中进行了描述,并且应该理解的是,除了那些明确陈述,许多等同物,替换,变化和修改是可能的并且在本发明的范围之内。

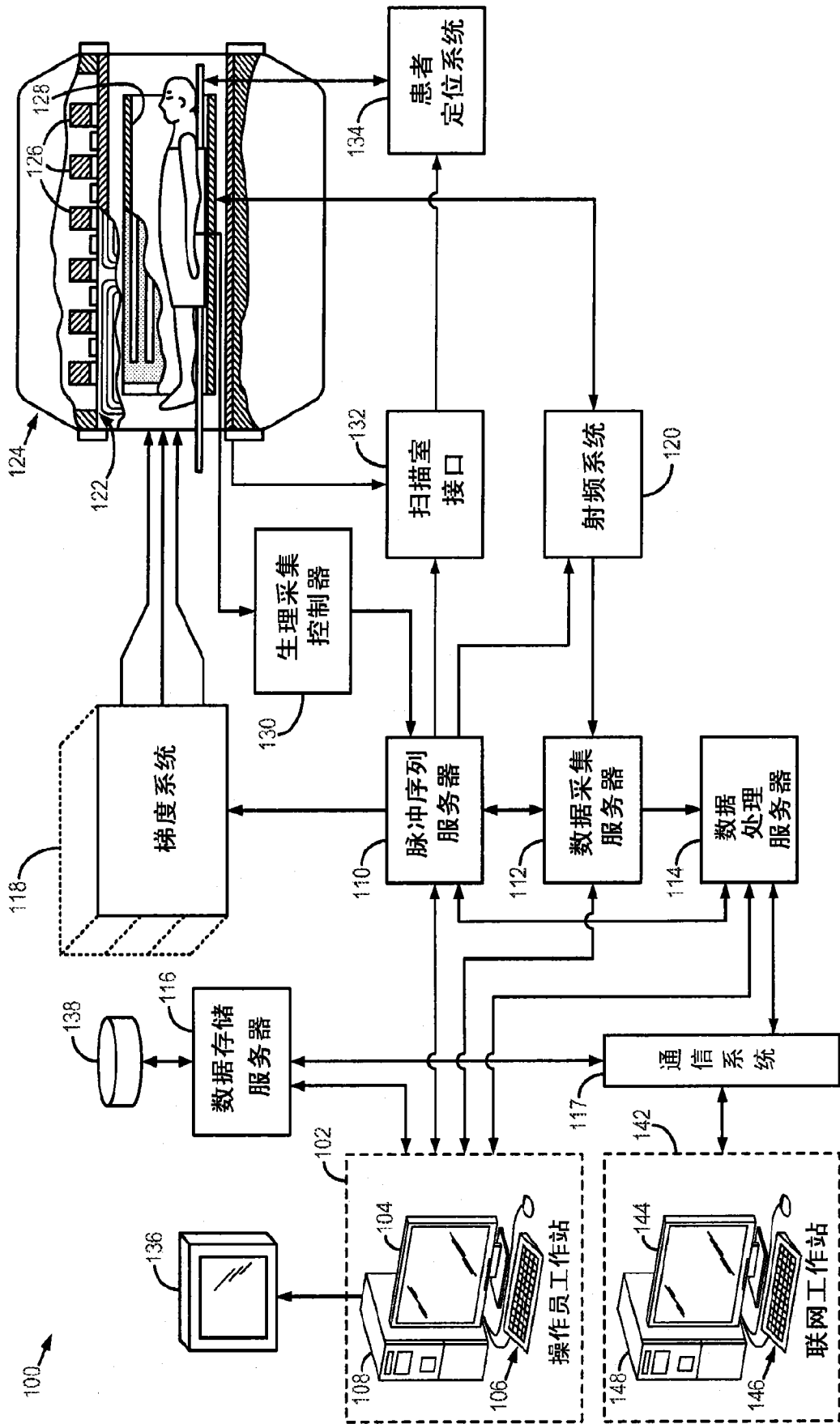


图 1

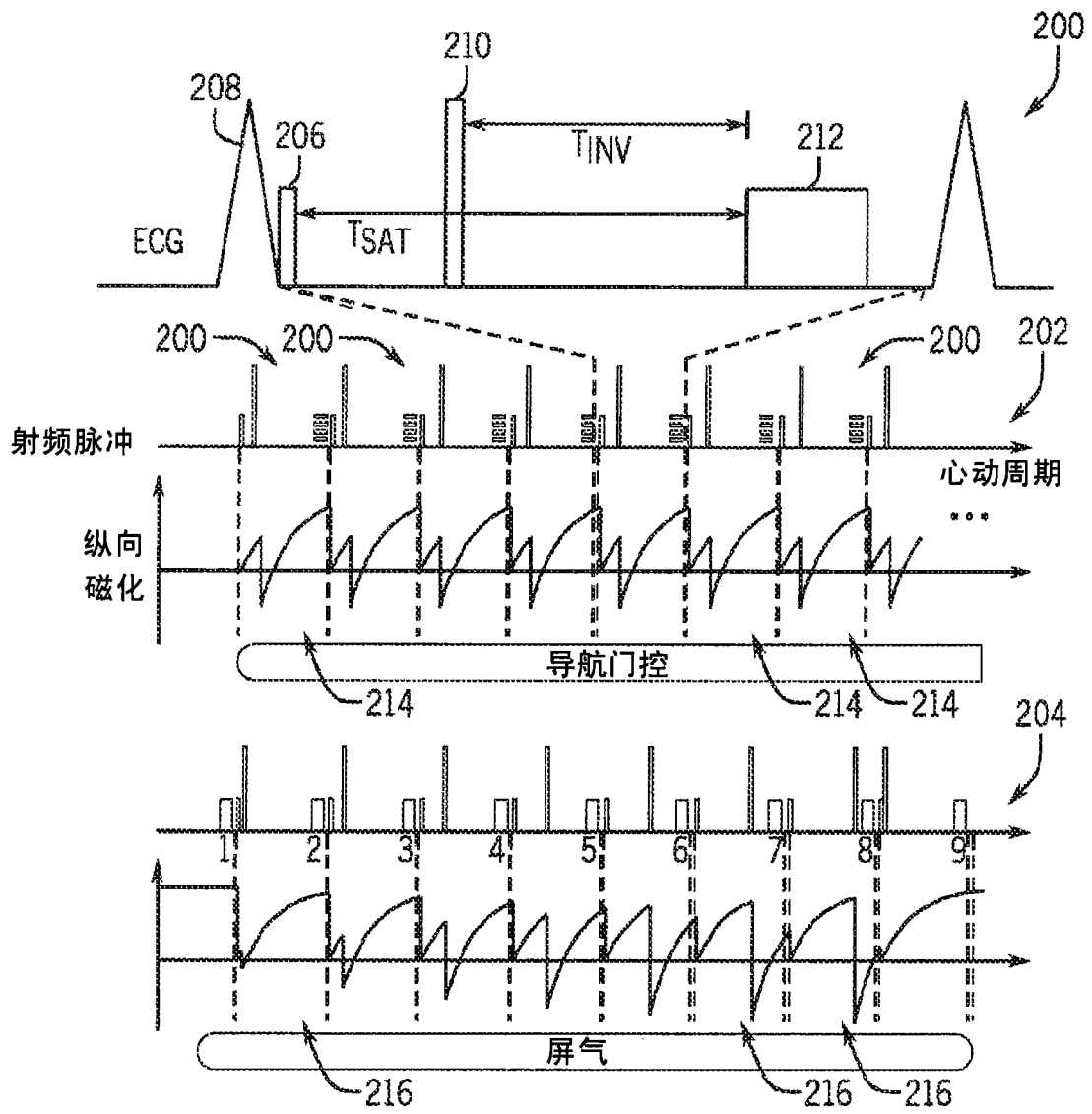


图 2

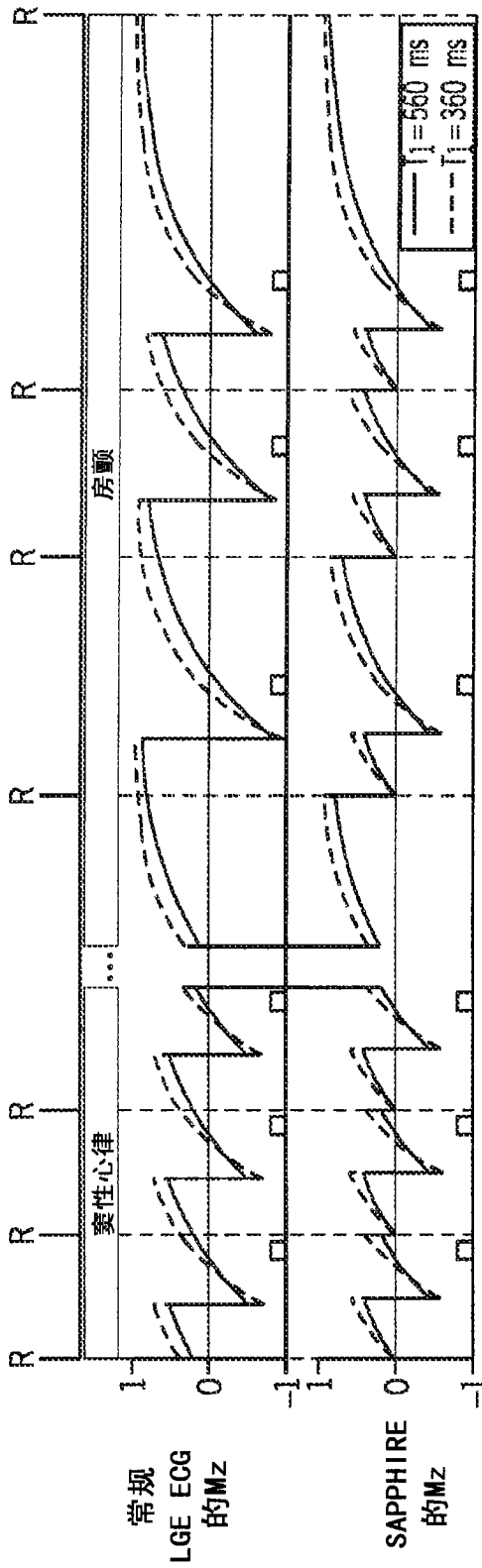


图 3

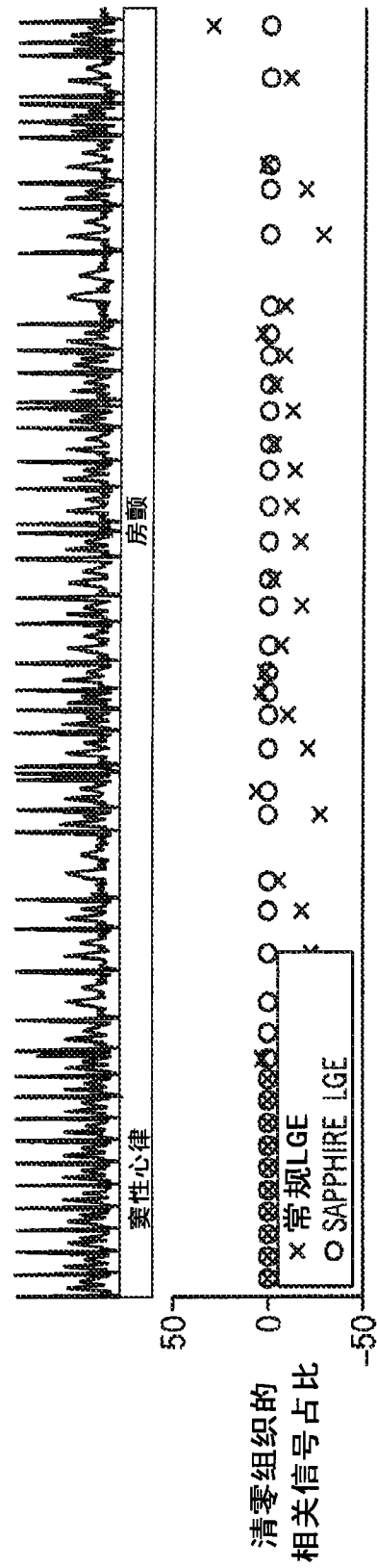


图 4

专利名称(译)	在不利的条件下改进受试者心脏成像的系统与方法		
公开(公告)号	CN105283774A	公开(公告)日	2016-01-27
申请号	CN201480005146.3	申请日	2014-01-13
[标]申请(专利权)人(译)	贝斯以色列女执事医疗中心		
申请(专利权)人(译)	贝斯以色列女执事医疗中心股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	贝斯以色列女执事医疗中心股份有限公司		
[标]发明人	S魏因加特纳 M阿克卡卡亚 WJ曼宁 R内扎法特		
发明人	S·魏因加特纳 M·阿克卡卡亚 W·J·曼宁 R·内扎法特		
IPC分类号	G01R33/563 G01R33/56 A61B5/055 G01R33/567 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0044 A61B5/055 A61B5/7289 G01R33/50 G01R33/5602 G01R33/5676		
代理人(译)	李玲		
优先权	13/742620 2013-01-16 US		
其他公开文献	CN105283774B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种系统和方法，用于控制磁共振成像(MRI)系统以获得具有心动周期不一致的受试者的受试者图像。该过程包括在受试者心动周期中接收预定点的识别，并随即执行饱和模块，其配置用于从预定点之前的兴趣范围(ROI)中使磁化移相。该过程还包括执行反转模块，其配置用于在ROI中反转自旋并从受试者采集医疗成像数据。在饱和模块的执行和反转模块的执行之间插入延迟，其中通过控制ROI中组织的磁化历史，使用饱和模块将延迟持续期配置为用于控制受试者心动周期中不一致的医疗成像数据中的迹象。

