



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103654781 A

(43) 申请公布日 2014. 03. 26

(21) 申请号 201310394535. 7

(22) 申请日 2013. 09. 03

(30) 优先权数据

102012215718. 2 2012. 09. 05 DE

(71) 申请人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

申请人 西门子加拿大有限公司

(72) 发明人 A. 格雷瑟 J. 古尔林 R. 克罗克

E. 米勒 M. 里克 M. 施米特

A. 斯塔尔德

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 谢强

(51) Int. Cl.

A61B 5/055 (2006. 01)

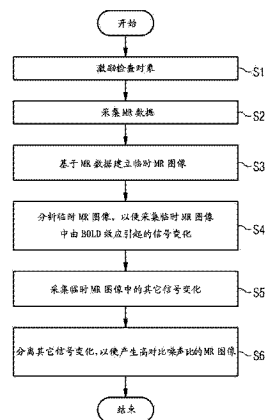
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

(54) 发明名称

借助激励检查对象进行磁共振成像的方法和磁共振设备

(57) 摘要

本发明涉及活体的检查对象(O)的预定体积区段的MR成像,其中执行如下步骤:以限定的激励模式来激励检查对象(O);采集预定体积区段的MR数据;根据激励模式来基于MR数据建立MR图像。在此,预定体积区段包括检查对象的内部器官或肌肉组织。



1. 一种用于对活体的检查对象(0)的预定体积区段进行磁共振成像的方法,其中,该方法包括如下步骤:

以限定的激励模式来激励检查对象,

采集所述预定体积区段的磁共振数据,以及

根据所述激励模式来基于所述磁共振数据建立磁共振图像,以便将所述磁共振图像中由于所述激励而发生的信号变化与原因并非所述激励的其它信号变化分离,

其中,所述预定体积区段包括所述检查对象(0)的内部器官或肌肉组织。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述激励包括来自如下组中的至少一个过程,该组包括:

- 将药用材料馈送给所述检查对象,

- 机械刺激所述检查对象(0),

- 精神刺激所述检查对象(0),

- 通过改变影响所述检查对象的各种类型的外部条件来进行刺激。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,

建立所述磁共振图像包括采集所述磁共振图像内的变化,其中这些变化遵循所述激励模式,

采集所述磁共振图像内的不遵循所述激励模式的其它变化,并且

建立所述磁共振图像包括校正所述磁共振图像,以便消除所述磁共振图像内的所述其它变化,来由此提高校正过的磁共振图像的对比噪声比。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,根据所述激励模式借助对所述磁共振图像进行统计学分析来采集所述变化和/或其它变化。

5. 根据权利要求3或4所述的方法,其特征在于,通过评估所述磁共振图像的区域来采集所述变化和/或其它变化。

6. 根据权利要求3到5之一所述的方法,其特征在于,采集除了所述激励模式之外影响所采集的磁共振数据的特征量,并且根据所采集的特征量来采集所述变化和/或其它变化。

7. 根据权利要求3到6之一所述的方法,其特征在于,根据所述磁共振图像内的特征来采集所述变化,所述特征受血氧合和/或受流动效果影响。

8. 根据上述权利要求之一所述的方法,其特征在于,建立所述磁共振图像包括运动校正。

9. 根据上述权利要求之一所述的方法,其特征在于,建立所述磁共振图像包括对所述磁共振图像进行空间和/或时间滤波。

10. 根据上述权利要求之一所述的方法,其特征在于,采集所述磁共振数据以选自组的序列执行,该组包括:

- 单次激发回波平面成像,

- 快速小角度激发,

- 真实稳态进动快速成像。

11. 一种用于对活体的检查对象(0)的预定体积区段进行磁共振成像的磁共振设备,

其中,所述磁共振设备(5)包括基本场磁体(1)、梯度场系统(3)、至少一个高频天线

(4)、至少一个接收线圈单元、用于控制所述梯度场系统(3)和所述至少一个高频天线(4)并且用于接收由至少一个接收线圈单元收到的测量信号并且用于评估所述测量信号和建立磁共振数据的控制装置(10)、以及激励装置(30),

其中,所述激励装置(30)被构建为以限定的激励模式激励所述检查对象(0),

其中,所述磁共振设备(5)被构建为采集所述预定体积区段的磁共振数据(25),并且根据所述激励模式来基于所述磁共振数据建立磁共振图像,以便将所述磁共振图像内由于所述激励而进行的信号变化与原因并非所述激励的其它信号变化分离。

12. 根据权利要求11所述的磁共振设备,其特征在于,所述磁共振设备(5)被构建为用于执行根据权利要求1到10之一所述的方法。

13. 一种包括程序并且可以直接载入到磁共振设备(5)的可编程控制装置(10)的存储器中的计算机程序,所述计算机程序具有程序资源,以便当所述程序在所述磁共振设备(5)的控制装置(10)中运行时实施根据权利要求1到10之一所述的方法的所有步骤。

14. 一种带有存储于其上的电子可读的控制信息的电子可读的数据载体,该控制信息被构建为,在使用该数据载体(21)的情况下,所述控制信息在磁共振设备(5)的控制装置(10)中时执行根据权利要求1到10之一所述的方法。

借助激励检查对象进行磁共振成像的方法和磁共振设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种方法和一种磁共振设备,以便建立活体检查对象的预定体积区段(尤其心脏)的 MR 图像。

背景技术

[0002] US2011/0160567A1 描述了一种可植入的装置,例如去纤颤器或者心脏起搏器,其采集磁共振设备的信息,并且根据其调节该装置的参数。为了校准该装置,患者会经受负荷,并且在该负荷下建立 MR 图像。

[0003] US6,073,041 描述了一种脑部 MR 成像,以便消除由于生理因素(呼吸、心跳)引起的信号波动。

[0004] 在 S.Ogawa 等所著的“Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation”, Proc. Natl. Acad. Sci., USA, 第 87 卷,第 9868 - 9872 页,1990 年 12 月中描述了,在磁共振成像中可以使用 BOLD (血氧水平依赖)对比,以便在正常生理条件下在活体对象上获得与脑部中的氧气积聚有关的实时结果。

[0005] 在 M.K. Atalay 等所著的“Oxygenation in the Rabbit Myocardium: Assessment with Susceptibility-dependent MR Imaging”, Cardiac Radiology 1993; 189; 第 759 - 764 页中示出那样,在动物实验中的 MR 成像中可能的是确定心肌中的氧气含量。

[0006] 在 R. S. Balaban 所著的“Effect of Cardiac Flow on Gradient Recalled Echo Images of the Canine Heart”, NMR in Biomedicine, 第 7 卷,第 89 - 95 页,1994 中公开了,梯度回波的强度与冠状动脉血流的强度和静脉血流中的氧饱和度有关。

[0007] 根据现有技术,难以实现可靠地、少伪影地证明心肌组织的局部缺血状态。

发明内容

[0008] 因此,本发明的目的是改进 MR 成像,使得以根据本发明建立的 MR 图像可以与根据现有技术相比更好地实现更可靠地、更少伪影地证明肌肉组织或内部器官的局部缺血状态。

[0009] 根据本发明,该目的通过一种用于 MR 成像的方法、一种磁共振设备、一种计算机程序产品和一种电子可读的数据载体来实现。

[0010] 在本发明的范围中,提供了一种用于对活体的检查对象的预定体积区段进行 MR 成像的方法。预定体积区段是检查对象的内部器官或者是检查对象的肌肉组织,使得预定体积区段恰好不是检查对象的脑部。根据本发明的方法包括如下步骤:

[0011] - 以限定的激励模式激励检查对象。通过该激励尤其改变了在预定体积区段内的氧饱和。在此,激励也可以以间接激励的形式进行。在此,将间接激励例如理解为如下激励,在该激励中,并非直接,而是间接地激励预定体积区段。这例如是激励其它体积区段(例如脑部)的情况,由此则(间接)激励了预定体积区段(例如心脏)。

[0012] - 采集预定体积区段的 MR 数据。在激励检查对象期间,采集预定体积区段内部的

MR 数据。

[0013] - 根据激励模式来基于所采集的 MR 数据建立 MR 图像。换言之,在建立 MR 图像时考虑激励模式,或者考虑如何在采集 MR 数据期间激励检查对象的类型和方式。

[0014] 通过根据激励模式建立 MR 图像的方式,可以有利地将 MR 图像中的由于激励而引起的信号变化与原因并非该激励的其它信号变化分离。因为这些其它信号变化通常是干扰,所以可以在建立 MR 图像时消除这些其它信号变化或干扰,使得可以有利地建立高对比噪声比(Kontrast-Rausch-Verhältnis)的、少伪影的 MR 图像。

[0015] 当通过激励引起的效果是心肌中的 BOLD 效应(即将在以实验方式引入的缺氧状态和氧饱和状态之间的信号差简化)时,则这些通过 BOLD 效应在 MR 数据或 MR 图像中造成的变化在场强在 1.5T 到 3T 之间的常用核自旋断层成像装置中处于很少百分数的范围中,并且由此处于噪声的量级中。换言之,根据现有技术(即在不考虑激励模式的情况下)建立的 MR 图像除了所希望的 BOLD 效应之外还包含所无不希望信号分量,其尤其与所选择的接收技术和接收时间相关。这些干扰或所不希望的信号分量的原因例如是器官运动(例如通过呼吸或心脏收缩造成)、磁共振设备的缺陷(例如 B0 场漂移、涡流、磁场不均匀性)以及生理效果(例如心率的变化、血液循环的变化)。通过根据本发明与激励模式相关地建立 MR 图像的方式,可以有利地将 BOLD 效应造成的变化与所不希望的变化或干扰区分,使得可以将这些干扰从所建立的 MR 图像中消除。由此,可以以根据本发明建立的 MR 图像,通过 BOLD 效应来更可靠地、更少伪影地证明心肌组织的局部缺血状态。

[0016] MR 数据的采集尤其通过测量时间序列进行,通过这些测量时间序列形成时间分辨率高的 T2* 和 / 或 T2 加权的 MR 图像。在此,以 100ms 到 500ms 的时间间隔(或者甚至以数秒的间隔)建立两个时间上相继跟随的 MR 图像,使得在一秒的时间跨度中建立体积区段(例如心脏)的二至十个 MR 图像。

[0017] 在此,采集 MR 图像以三维(3D)或二维(2D)方法进行。根据本发明,也可以借助所谓的多层 2D 方法采集三维的体积区段,其中采集多个层中的 MR 数据。

[0018] 在此,激励检查对象包括取自如下过程组中的至少一个过程:

[0019] - 将药用材料馈送给检查对象。在此,为检查对象施用药物或其它材料,以便由此在预定体积区段中获得在 MR 图像中可识别的效果(例如氧饱和的变化)。

[0020] - 机械刺激检查对象。在此,通过经由检查对象的皮肤觉察的刺激或者通过触摸来刺激或压迫检查对象。该机械刺激在预定体积区段中引起在 MR 图像内可识别的效果(例如氧饱和的变化)。

[0021] - 精神刺激检查对象。在此,例如通过声学或光学刺激来激励或压迫检查对象。精神刺激在预定体积区段中引起在 MR 图像内可识别的效果(例如氧饱和的变化)。例如,精神刺激检查对象对于作为预定体积区段的(人类的)心脏意味着,通过(例如通过声学或光学刺激)刺激脑部来提高心跳频率。

[0022] - 通过改变影响检查对象的各种类型的外部条件来进行刺激。这些改变包括例如改变温度、改变检查对象呼入的空气的组成和冷压测试("cold pressure test")。

[0023] 刺激检查对象尤其反复进行,然而也可以以其它形式是时间变化的(即与时间相关的)。激励或激励模式也可以包括其中不发生激励的静息阶段。

[0024] 如上面已经关于 BOLD 效应表明那样,建立 MR 图像可以包括采集 MR 图像内的、遵

循激励模式的、即尤其与激励模式关联的变化。此外,可以采集 MR 图像内的其它变化,其不具有或仅具有与激励模式的小的关联。MR 图像现在校正为使得将这些其它变化从 MR 图像中消除,由此作为结果建立具有良好或高对比噪声比的 MR 图像。

[0025] 换言之,根据该实施形式,在第一步骤中从所采集的 MR 数据中建立临时 MR 图像。在这些临时 MR 图像内采集与激励模式关联的变化以及与激励模式无关联或仅有小关联的其它变化。从这些临时 MR 图像中消除被判读为干扰的这些其它变化,以便作为结果建立具有良好对比噪声比的 MR 图像。

[0026] 例如可以根据激励模式,借助对临时 MR 图像的统计学分析来采集变化和 / 或采集其它变化。

[0027] 该统计学分析例如可以借助 GLM (“General Linear Model (广义线性模型)”)来执行。借助该统计学分析来分析多个时间上彼此相继的临时 MR 图像,其中体素示出了对检查对象在采集 MR 数据期间所经受的激励的确定反应(例如 BOLD 效应)。统计学分析确定在时间上彼此相继的临时 MR 图像内的如下体素,这些体素的信号值 - 时间变化曲线具有与激励模式的相应时间变化曲线的在预定的关联阈值以上的关联。临时 MR 图像内的这些其中关联在关联阈值以上的体素因此被判读为遵循激励模式的变化。在此,激励模式尤其通过压迫阶段和静息阶段的时间变化曲线,然而还通过在确定时刻的激励强度来限定。激励模式可以遵循模块设计或者可以实施为移位寄存器序列。

[0028] 在模块设计中,激励范例或激励模式由激励和静息的重复序列(例如 30s 激励, 30s 静息)构成。在该(60s 的)时间中,分别可以执行例如十次测量或产生十个 MR 数据。然后,评估或分析确定在根据 MR 数据建立的临时 MR 图像中的遵循激励模式的强度或变化。

[0029] 在移位寄存器序列(也已知为基于事件的激励)中,激励阶段和静息阶段在不规则的序列中交替,其中,激励阶段和静息阶段的持续时间也可以是不同长的。在评估或分析临时 MR 图像时,必须考虑确定的效果,例如身体的反应时间、信号响应的形式,以便决定哪些变化遵循激励模式。为此,分析包括例如以脉冲响应(以所谓的血液动力学响应函数)进行去卷积。

[0030] 如果相反地通过对时间上彼此相继的临时 MR 图像的统计学分析而采集到体素的如下时间变化,该时间变化与激励模式的时间变化曲线的关联在预定的关联阈值以下,则将这些变化标记为其它变化,其被判读为干扰。

[0031] 在此,对临时 MR 图像的评估或统计学分析可以以像素方式地或者在时间上彼此相继的临时 MR 图像确定区域(ROI “Regions of Interest (感兴趣区域)”)内进行。在此,可以时间相关地确定这些区域,这尤其是如下情况:如果通过 MR 图像成像的确定对象(例如心脏、横膈膜)自身运动。

[0032] 为了通过评估 MR 图像内的区域来执行变化和 / 或其它变化,例如可以追踪这些区域的体素在时间上的平均值,以便将该平均值的时间变化与激励模式的时间变化相比较。

[0033] 此外可能的是采集除了激励模式之外影响所采集的 MR 数据的特征量。然后,可以根据所采集的特征量执行对临时 MR 图像内的变化和 / 或其它变化的采集。

[0034] 通过引入例如除了激励模式之外被对临时 MR 图像的统计学分析考虑的特征量或干扰量,可以在质量上进一步改进对变化和 / 或其它变化的采集。

[0035] 在此,特征量或干扰量例如理解为:

- [0036] -EKG (心电图) 信号,
- [0037] - 呼吸信号 (例如对横膈膜位置的说明),
- [0038] - 对于运动幅度的度量,
- [0039] - 血液动力学响应函数 (与待期待血流有关的信息, 其例如可以从已经采集的 MR 图像中取得)。
- [0040] 通过考虑呼吸信号而也可能的是, 仅当横膈膜在测量期间位于预定区域中时才采集 MR 数据。由此, 当呼吸位置在 MR 数据采集期间位于预定区域外部时, 并不采集或丢弃 MR 数据。
- [0041] 采集临时 MR 图像中的变化例如可以根据在这些临时 MR 图像内受血氧合和 / 或流动效果影响的特征或特性来进行。
- [0042] 为此例如可以采集 BOLD 效应, 作为在临时 MR 图像内的特征或特性。然而也可能的是, 在使用 SSFP 序列 (SSFP, “Single State Free Precession (单态自由进动)”) 的情况下, 采集来自 BOLD 效应和来自流动效果或灌注效果的混合对比度作为与激励模式相关的变化, 这可以增强对缺血效果的定位和 / 或量化。
- [0043] 此外, 建立 MR 图像可以包括运动校正。
- [0044] 在此, 运动校正理解为对 MR 图像的时间序列的前瞻性和 / 或回顾性配准, 以便借助弹性和 / 或刚性的身体模型例如将心脏运动和呼吸运动从 MR 图像中消除。在此, 配准或更好的图像配准理解为如下方法, 借助该方法在多个 MR 图像中确定相同的区域或者至少相似的区域, 以便由此使 MR 图像中的这些至少类似的区域彼此一致。
- [0045] 此外, 建立 MR 图像可以包括在空间上和 / 或时间上对 (临时的) MR 图像进行滤波。
- [0046] 通过对 MR 图像进行滤波, 可以例如尤其使 MR 图像的各个体素的值中的时间或空间的偏差值变得平滑。通过在空间上以及在时间上使 MR 图像的体素的值变得平滑, 尤其改进了 MR 图像的信噪比。
- [0047] 可以将如下序列用于采集 MR 数据, 该序列从如下组中选出:
- [0048] - 单次激发回波平面成像。在此, 基于 HF 激励以梯度回波序列或自旋回波序列读出整个 K 空间。
- [0049] - 快速小角度激发 (FLASH)。一种快速的序列, 借助其产生带有小的翻转角的梯度回波。
- [0050] - 真实稳态进动快速成像 (True-FISP)。一种相干技术 (即所有体素同相), 其中使用调协的梯度。与 FLASH 相比, 采集时间通常更短, 并且血液与心肌之间的对比度更高。
- [0051] 也可以通过预备脉冲 (**Präparationspuls**) (例如通过 T2 预备脉冲或者饱和脉冲) 影响或改进根据 MR 数据采集的 MR 图像的对比度。
- [0052] 为了建立确定的统计, 可以直接从 MR 图像中导出这些统计。然而还可能是, 根据从 MR 图像中导出的参数 (例如 T2 图) 建立这些统计。
- [0053] 在此, MR 数据的采集可以以 (例如由 EKG 信号) 触发的方式进行, 然而也可以以未触发的方式进行。此外, 可以二维或三维地采集 MR 数据。最后, 可以为了数据采集而分割 K 空间, 然而或者基于 HF 激励而完全读出 K 空间。
- [0054] 在本发明的范围中还提供了一种用于采集活体检查对象内的预定体积区段中的 MR 数据的磁共振设备。在此, 预定体积区段包括检查对象的内部器官 (并非脑部) 或肌肉组

织。磁共振设备包括基本场磁体、梯度场系统、一个或多个 HF 天线、用于控制梯度场系统和 HF 天线和用于接收由 HF 天线收到的测量信号和用于评估测量信号及用于建立 MR 图像数据集的控制装置以及激励装置。激励装置被构建为,以预定的激励模式激励检查对象。磁共振设备被构建为,采集 MR 数据并且借助控制装置根据激励模式来基于 MR 数据建立 MR 图像。

[0055] 激励装置可以是用于施用确定剂量的药品或其它材料的装置(例如泵)。在此,激励装置尤其可以相应于预定的激励模式来施用该剂量。此外,激励装置可以是相应于预定的激励模式来触摸检查对象的装置。根据激励模式以噪音或音频信号激励检查对象的声源(例如扬声器),或者根据激励模式以光学信号激励检查对象的显示器也可以用作激励装置。

[0056] 根据本发明的磁共振设备的优点基本上符合根据本发明的方法的优点,其之前已经详细描述,使得在此省去重复。

[0057] 此外,本发明描述了一种计算机程序产品、尤其一种软件,其可以载入磁共振设备的可编程控制装置或计算单元的存储器中。当该计算机程序产品在控制装置中运行时,借助该计算机程序产品可以实施根据本发明的方法的所有或不同的之前描述的实施方式。在此,计算机程序产品可能需要程序资源、例如库或辅助函数,以便实现方法的相应实施方式。换言之,针对该计算机程序产品要求的权利尤其保护如下软件,借助该软件可以实现根据本发明的方法的上述实施方式之一,或者其实施了这些实施方式。在此,软件可以是还必须编译和链接或仅必须解释的源代码(例如 C++),或者是可运行的软件代码,其为了运行还需载入到相应的计算单元或控制装置中。

[0058] 最后,本发明公开了一种电子可读的数据载体,例如 DVD、磁带或 U 盘,在其上存储有电子可读的控制信息、尤其软件(见上)。当这些控制信息(软件)从数据载体读出并且存储到磁共振设备的控制装置或计算单元中时,可以执行上面描述的方法的所有根据本发明的实施方式。

[0059] 通过根据本发明建立的 MR 图像采集的结果可以以特征卡(Merkmalsskarten)的方式示出,其中尤其标出“激活的”区域,在这些区域中例如可以看到 MR 图像中的 BOLD 效应。这样采集的结果也可以以不同区域(ROI)的形式示出,例如通过规则的划分或者以与器官匹配的部段模型来示出。

[0060] 本发明尤其适于建立在人类心脏区域中的 MR 图像,用于检查缺血。换言之,本发明可以用于检测、评价和量化缺血效果。当然,本发明却并不限于这些优选的应用领域,因为本发明例如也可以用于建立检查对象的其它内部器官或肌肉组织的 MR 图像。

附图说明

[0061] 下面参考附图借助根据本发明的实施方式详细描述本发明。

[0062] 图 1 示出了根据本发明的磁共振设备。

[0063] 图 2 示出了根据本发明的、用于建立检查对象的体积区段的 MR 图像的流程。

具体实施方式

[0064] 图 1 示出了磁共振设备 5 (磁共振成像或核自旋断层成像设备)的示意图。在此,

基本场磁体 1 产生时间上恒定的强磁场,用于极化或对齐对象 0 的体积区段(例如患者的待检查心脏)中的核自旋,该患者以躺卧在卧榻 23 上的方式在磁共振设备 5 被检查。在典型的球形测量体积 M 中限定了基本磁场的对于核自旋测量所需的高均匀度,人体的待检查部分位于该测量体积中。为了辅助均匀性要求并且尤其为了消除时间上不变的影响,而在合适的位置上安装了由铁磁性材料制成的所谓匀场片(Shim-Bleche)。时间上变化的影响通过匀场线圈 2 来消除。

[0065] 在基本场磁体 1 中使用圆柱形梯度场系统 3,其由三个子绕组构成。每个子绕组由放大器供给用于在笛卡尔坐标系的各个方向上产生线性(也是时间上可变的)梯度场的电流。在此,梯度场系统 3 的第一子绕组在 x 方向上产生梯度 G_x ,第二子绕组在 y 方向上产生梯度 G_y ,第三子绕组在 z 方向上产生梯度 G_z 。放大器包括数模转换器,其被序列控制部 18 控制,以便在时间上正确地产生梯度脉冲。

[0066] 在梯度场系统 3 内有一个(或多个)高频天线 4,其将由高频功率放大器输出的高频脉冲转换为用于激发原子核并且将待检查对象 0 或对象 0 的待检查区域的核自旋对齐的交变磁场。每个高频天线 4 由按部件线圈的环形、优选线形或阵列形布置形式的一个或多个 HF 发射线圈和一个或多个 HF 接收线圈构成。各个高频天线 4 的 HF 接收线圈还将由进动的核自旋发出的交变场(即通常是由一个或多个高频脉冲和一个或多个梯度脉冲构成的脉冲序列引起的核自旋回波信号)转换为电压(测量信号),其通过放大器 7 馈送给高频系统 22 的高频接收通道 8。高频系统 22 还包括发射通道 9,在该发射通道中产生用于激发磁性核共振的高频脉冲。在此,基于由设备计算器 20 规定的脉冲序列,将各个高频脉冲在序列控制部 18 中数字化地示出为复数序列。该数字序列作为实部和虚部分别通过输入端 12 馈送给高频系统 22 中的数模转换器,并且由其馈送给发射通道 9。在发射通道 9 中,将脉冲序列调制在高频载波信号上,其基频对应于中心频率(Mittenfrequenz)。

[0067] 发射和接收工作的转换通过发射接收转辙器 6 进行。高频天线 4 的 HF 发射脉冲辐射用于将核自旋激发到测量体积 M 中的高频脉冲,并且通过 HF 接收线圈对所引起的回波信号进行采样。将相应地获取的核共振信号在高频系统 22 的接收通道 8' (第一解调器)中相位敏感地解调到中间频率(Zwischenfrequenz)上,并且在模数转换器(ADC)中数字化。该信号还解调到频率 0 上。在数字域中的数字化之后,在第二解调器 8 上进行到频率 0 上的解调并分离成实部和虚部。通过图像计算器 17 根据如此获取的测量数据重建 MR 图像或三维的图像数据集。测量数据、图像数据和控制程序的管理通过设备计算器 20 进行。基于利用控制程序的规定,序列控制部 18 控制相应所希望的脉冲序列的产生和对 K 空间的相应采样。尤其,序列控制部 18 在此控制时间正确地切换梯度、以限定的相位幅度发出高频脉冲以及接收核共振信号。高频系统 22 和序列控制部 18 的时基由合成器 19 提供。例如存储在 DVD21 上的、用于产生 MR 图像的相应控制程序的选择以及所产生的 MR 图像的示出通过终端 13 进行,其包括键盘 15、鼠标 16 和屏幕 14。

[0068] 在采集 MR 数据期间,根据激励模式来借助磁共振设备 5 的激励装置 30 激励患者或检查对象 0,使得在根据 MR 数据重建的 MR 图像中的确定变化遵循激励模式。

[0069] 此外,图 1 以附图标记 10 示出了磁共振设备 5 的控制装置,其用于控制梯度场系统 3 和至少一个 HF 天线 4,用于接收由至少一个接收线圈元件收到的测量信号和用于评估测量信号和用于建立 MR 数据。

[0070] 在图 2 中示出了用于建立检查对象的心脏的 MR 图像的、根据本发明的流程。

[0071] 在步骤 S1 中,例如通过光学或声学刺激来激励检查对象,其中这些刺激遵循预定的激励模式。在该激励期间,在步骤 S2 中采集 MR 数据。基于这些 MR 数据,在步骤 S3 中建立临时 MR 图像。在下一步骤 S4 中分析这些临时 MR 图像,以便采集临时 MR 图像中由 BOLD 效应造成的信号变化。与步骤 S4 同时地在步骤 S5 中采集在临时 MR 图像中的其它信号变化。信号变化与这些其它信号变化通过与激励模式的相关性而相区分。信号变化具有与激励模式的紧密关联,而其它信号变化仅具有与激励模式的小关联或并无关联。

[0072] 在步骤 S6 中将表示临时 MR 图像内的干扰的其它信号变化从临时 MR 图像中移除,以便作为结果而产生带有高对比噪声比的 MR 图像。

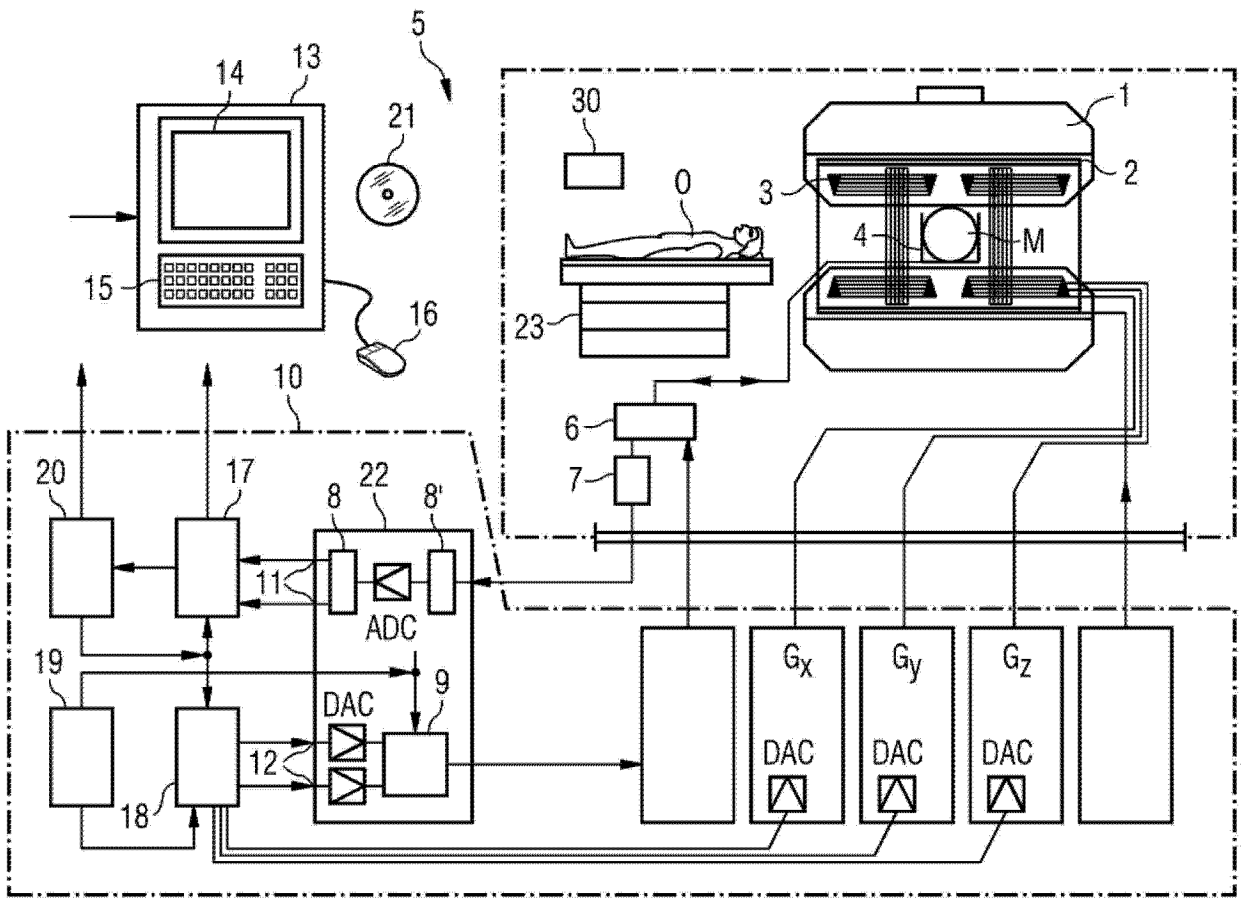


图 1

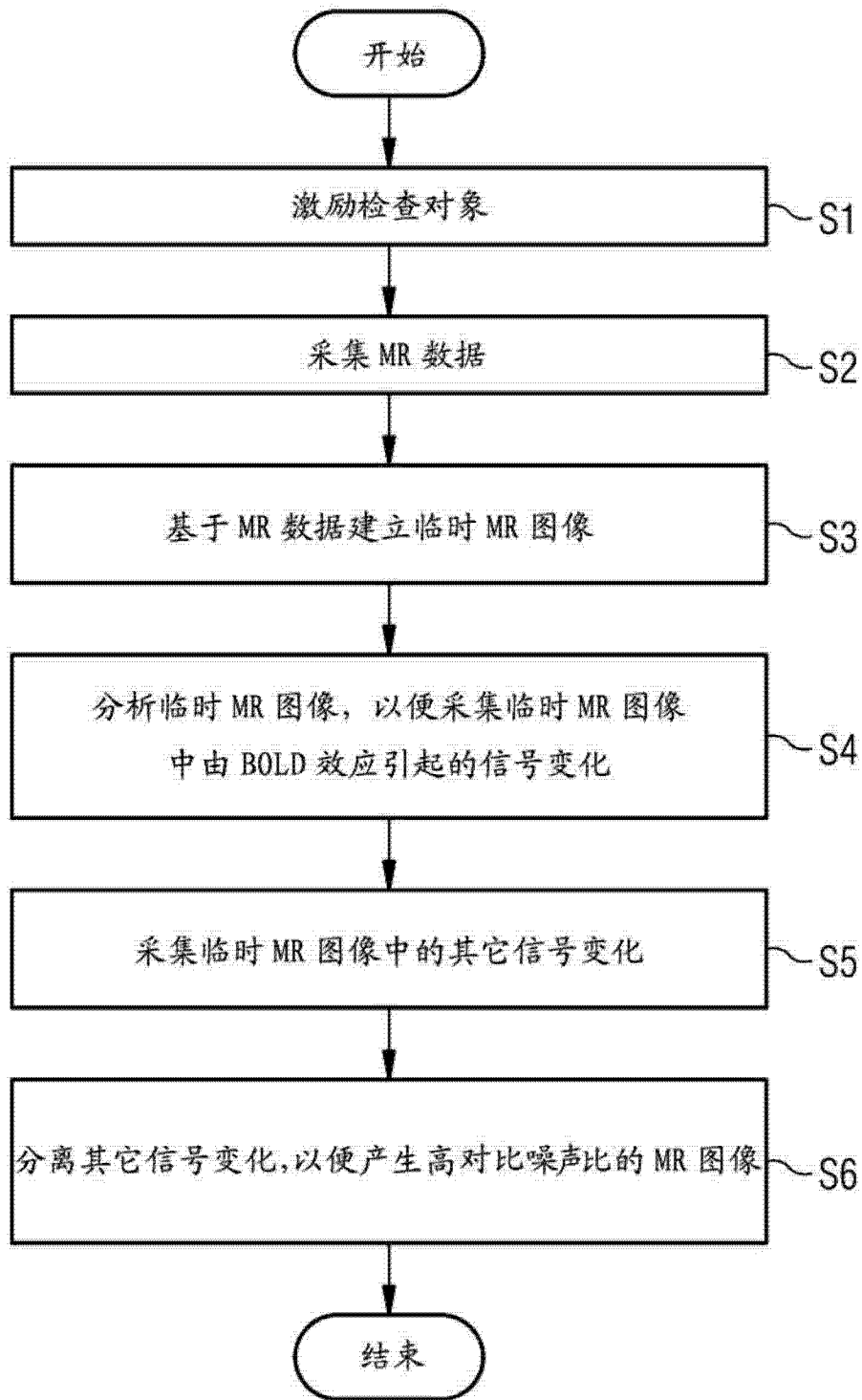


图 2