(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 116997810 A
(43)申请公布日 2023.11.03

(21)申请号 202280022441.4
(22)申请日 2022.03.11
(30)优先权数据
21163453.0 2021.03.18 EP
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2023.09.18
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2022/056401 2022.03.11
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2022/194715 EN 2022.09.22
(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 J·库普 J·J·迈内克
C·施特宁 C·M·J·许尔克
M·I·多内瓦 P·U·博尔纳特
(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.
G01R 33/563(2006.01)

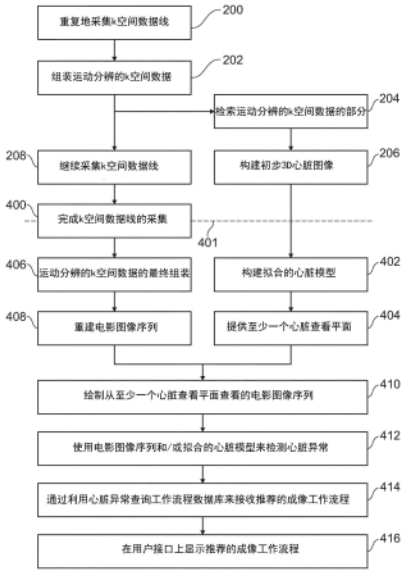
权利要求书4页 说明书19页 附图8页

(54)发明名称

用于心脏磁共振成像的规划图像的分阶段重建

(57)摘要

本文公开了一种医学系统(100、300、700)，包括磁共振成像系统(102)，所述磁共振成像系统被配置为从对象(118)的胸腔区域(122)采集k空间数据线(144)。机器可执行指令(140)的运行使计算系统(132)：通过利用脉冲序列命令控制所述磁共振成像系统来重复地采集(200)所述k空间数据线；当采集k空间数据时，使用所述对象的至少一个心脏相位和一个呼吸相位根据所述k空间数据线重复地组装(202)运动分辨的k空间数据(146)；在对所述k空间数据的采集期间检索(204)所述运动分辨的k空间数据的至少部分(148)；并且在完成对所述k空间数据线的采集之前，使用所述运动分辨的k空间数据的至少部分来构建(206)初步三维心脏图像(150)。所述脉冲序列命令是根据三维自由运行心脏磁共振成像协议。



CN 116997810 A

1.一种医学系统(100、300、700),包括:

-磁共振成像系统(102),其被配置为从对象(118)的胸腔区域(122)采集k空间数据线(144);

-存储器(138),其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根据三维自由运行心脏磁共振成像协议重复地采集所述k空间数据线,其中,所述脉冲序列命令被配置为针对预定感兴趣区域(109)重复地采集所述k空间数据线,其中,所述存储器还包括可变形心脏模型(340),其中,所述可变形心脏模型是三维的,其中,所述可变形心脏模型存储器还定义平面的集合(346);

-计算系统(132),其中,所述机器可执行指令的运行使所述计算系统:

-通过利用所述脉冲序列命令控制所述磁共振成像系统来重复地采集(200)所述k空间数据线;

-当采集所述k空间数据时,使用所述对象的至少一个心脏相位和一个呼吸相位根据所述k空间数据线重复地组装(202)运动分辨的k空间数据(146);

-在对所述k空间数据的采集期间检索(204)所述运动分辨的k空间数据的至少部分(148);

-在完成对所述k空间数据线的采集之前,使用所述运动分辨的k空间数据的至少部分来构建(206)初步三维心脏图像(150);

-通过将所述可变形心脏模型拟合到所述初步三维心脏图像来构建(402)拟合的心脏模型(342),其中,将所述可变形心脏模型拟合到所述初步三维心脏模型调节了所述平面的集合在所述拟合的心脏模型中的位置,其中,所述平面的集合包括至少一个心脏查看平面(348);并且

-提供(404)所述至少一个心脏查看平面。

2.根据权利要求1所述的医学系统,其中,所述三维自由运行心脏磁共振成像协议是被配置用于重建电影图像序列(350)的功能性心脏成像协议,其中,所述医学系统还包括用户接口(136),其中,所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统:

-在对所述k空间数据的所述采集完成之后根据所述运动分辨的k空间数据来重建(408)所述电影图像序列,其中,所述可变形心脏模型到所述初步三维心脏图像的所述拟合在对所述电影图像序列的所述重建之前或与对所述电影图像序列的所述重建同时开始;并且

-绘制(410)从所述至少一个心脏查看平面查看的所述电影图像序列的至少部分。

3.根据权利要求2所述的医学系统,其中,所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统:

-使用所述电影图像序列和/或所述拟合的心脏模型来检测(412)心脏异常(354);

-通过利用所述心脏异常查询工作流程数据库(356)来接收(414)推荐的成像工作流程(358),其中,所述工作流程数据库包括多个磁共振成像工作流程,每个磁共振成像工作流程参考至少一个心脏异常标识符,其中,所述工作流程数据库被配置为通过将所述心脏异常与所述推荐的成像工作流程的所述心脏异常标识符进行匹配来返回所述推荐的成像工作流程;并且

-在所述用户接口上显示(416)所述推荐的成像工作流程。

4.根据权利要求3所述的医学系统,其中,所述推荐的成像工作流程包括另外的脉冲序列命令,其中,所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统使用来自所述拟合的心脏模型的所述平面的集合来配置另外的脉冲序列命令的几何取向。

5.根据权利要求4所述的医学系统,其中,使用所述电影图像序列和/或所述拟合的心脏模型来检测心脏异常包括:

-根据所述电影图像序列的至少部分来重建静态三维心脏图像;

-使用右心室壁厚度测量算法将所述心脏异常识别为所述静态三维心脏图像中的增厚的右心室;并且

-使用左心室壁厚度测量算法将所述心脏异常识别为所述静态三维心脏图像中的增厚的左心室;并且

-其中,如果所述心脏异常是增厚的右心室或增厚的左心室,则所述推荐的成像工作流程是定量流动分析和/或心脏运动模式分析。

6.根据权利要求4或5所述的医学系统,其中,使用所述电影图像序列和/或所述拟合的心脏模型来检测所述心脏异常包括:通过将所述电影图像序列输入到异常心脏壁运动检测算法中来将所述心脏异常识别为异常心脏壁运动,其中,所述推荐的成像工作流程包括用于检测心脏瘢痕组织的晚期钆增强磁共振成像协议。

7.根据权利要求6所述的医学系统,其中,如果未检测到所述异常心脏壁运动,则所述推荐的成像工作流程包括心脏应激测试和/或磁共振灌注测试。

8.根据权利要求4至7中的任一项所述的医学系统,其中,使用所述电影图像序列和/或所述拟合的心脏模型来检测心脏异常包括:如果未检测到心脏异常,则将所述心脏异常识别为潜在心肌炎,其中,所述推荐的成像工作流程包括用于识别心脏炎症的T2加权成像协议和/或用于识别弥漫性纤维化的晚期钆增强磁共振成像协议。

9.根据前述权利要求中的任一项所述的医学系统,其中,所述初步三维心脏图像是运动分辨的,并且其中,所述可变形心脏模型是运动分辨的,并且其中,所述拟合的心脏模型是运动分辨的。

10.根据权利要求9所述的医学系统,其中,所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统:

-确定所述拟合的心脏模型的不同心脏相位和/或呼吸相位之间的场变形的集合;并且

-根据运动补偿磁共振成像重建根据所述运动分辨的k空间数据来重建磁共振图像,所述运动补偿磁共振成像重建使用所述不同心脏相位和/或呼吸相位之间的所述场变形的集合来执行运动校正。

11.根据前述权利要求中的任一项所述的医学系统,其中,适用以下各项中的任一项:

-其中,在对所述k空间数据的采集期间要么在预定采集持续时间之后要么在预定数量的k空间数据采集之后单次检索所述运动分辨的k空间数据的所述至少部分;并且

-其中,在对所述k空间数据的采集期间重复地检索所述运动分辨的k空间数据的所述至少部分,其中,所述初步三维心脏图像是以迭代步骤根据所述运动分辨的k空间数据来重建的。

12.根据前述权利要求中的任一项所述的医学系统,其中,适用以下各项中的任一项:

-所述预定感兴趣区域具有大于750立方厘米的体积;

-所述机器可执行指令被配置为禁用对所述预定感兴趣区域的调节;以及

-其组合。

13.一种包括机器可执行指令的计算机程序,所述机器可执行指令用于由控制磁共振成像系统(102)的计算系统(132)运行,所述磁共振成像系统被配置为从对象(118)的胸腔区域(122)采集k空间数据线(144);

其中,所述机器可执行指令的运行使所述计算系统:

-通过利用脉冲序列命令(142)控制所述磁共振成像系统来重复地采集(200)所述k空间数据线,其中,所述脉冲序列命令被配置为根据三维自由运行心脏磁共振成像协议重复地采集k空间数据线,其中,所述脉冲序列命令被配置为针对预定感兴趣区域(109)重复地采集所述k空间数据线;

-当采集所述k空间数据时,使用所述对象的至少一个心脏相位和一个呼吸相位根据所述k空间数据线重复地组装(202)运动分辨的k空间数据(146);

-在对所述k空间数据的采集期间检索(204)所述运动分辨的k空间数据的至少部分(148);并且

-在完成对所述k空间数据线的采集之前,使用所述运动分辨的k空间数据的至少部分来构建(206)初步三维心脏图像(150);

-通过将可变形心脏模型拟合到所述初步三维心脏图像来构建(402)拟合的心脏模型(342),其中,将所述可变形心脏模型拟合到所述初步三维心脏模型调节了平面的集合在所述拟合的心脏模型中的位置,其中,所述平面的集合包括至少一个心脏查看平面(348),其中,所述存储器还包括可变形心脏模型(340),其中,所述可变形心脏模型是三维的,其中,所述可变形心脏模型存储器还定义所述平面的集合(346);并且

-提供(404)所述至少一个心脏查看平面。

14.一种操作磁共振成像系统(102)的方法,其中,所述磁共振成像系统被配置为从对象(118)的胸腔区域(122)采集k空间数据线(200),其中,所述方法包括:

-通过利用脉冲序列命令控制所述磁共振成像系统来重复地采集(200)所述k空间数据线,其中,所述脉冲序列命令被配置为根据三维自由运行心脏磁共振成像协议重复地采集所述k空间数据线,其中,所述脉冲序列命令被配置为针对预定感兴趣区域(109)重复地采集所述k空间数据线;

-当采集所述k空间数据时,使用所述对象的至少一个心脏相位和一个呼吸相位根据所述k空间数据线重复地组装(202)运动分辨的k空间数据(146);

-在对所述k空间数据的采集期间检索(204)所述运动分辨的k空间数据的至少部分(148);

-在完成对所述k空间数据线的采集之前,使用所述运动分辨的k空间数据的至少部分来构建(206)初步三维心脏图像(150);

-通过将可变形心脏模型拟合到所述初步三维心脏图像来构建(402)拟合的心脏模型(342),其中,将所述可变形心脏模型拟合到所述初步三维心脏模型调节了平面的集合在所述拟合的心脏模型中的位置,其中,所述平面的集合包括至少一个心脏查看平面(348),其中,所述可变形心脏模型是三维的,其中,所述可变形心脏模型存储器还定义平面的集合(346);并且

-提供(404)所述至少一个心脏查看平面。

15.根据权利要求14所述的方法,其中,所述方法还包括将所述对象的所述胸腔区域放置在所述预定感兴趣区域内。

用于心脏磁共振成像的规划图像的分阶段重建

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振成像,具体涉及心脏磁共振成像。

背景技术

[0002] 诸如磁共振成像(MRI)、计算机断层摄影、正电子发射断层摄影和单光子发射断层摄影的各种断层摄影医学成像技术实现对对象的解剖结构的详细可视化。所有这些成像模态的共同特征是其花费大量的时间来采集重建医学图像所需的医学成像数据。在采集医学成像数据期间,对象可能自愿地或不自愿地移动,从而导致图像损坏或伪影。对于对象的心脏正在跳动的心脏成像尤其如此。对象也可能在心脏成像期间呼吸。

[0003] Küstner、Thomas等人的期刊文章“Fully self-gated free-running 3D Cartesian cardiac CINE with isotropic whole-heart coverage in less than 2min.”(NMR in Biomedicine 34.1(2021):e4409)公开了一种利用水选择性平衡稳态自由进动和具有螺旋概况排序的连续(非ECG门控)可变密度笛卡尔采样的自由呼吸3D笛卡尔心脏电影扫描,描述了向外采样以及采集自适应交替的微小黄金角和螺旋臂之间的黄金角增量。基于呼吸和心脏自导航信号对数据进行回顾性分箱。利用基于多分箱片块的低秩重建(MB-PROST)在约15min内重建平移呼吸运动校正和心脏运动分辨的图像。还研究了呼吸运动分辨的方法。对于1.9mm3各向同性WH覆盖,在1分钟50秒内在矢状取向上采集所提出的3D笛卡尔心脏电影。在10个健康对象和10个疑似心血管疾病患者中,将从所提出的3D电影框架的盲读导出的左心室(LV)功能参数和图像质量与常规多切片2D电影成像进行比较。

发明内容

[0004] 本发明在独立权利要求中提供了一种医学系统、一种计算机程序以及一种方法。在从属权利要求中给出了实施例。

[0005] 存在执行心脏磁共振成像的若干障碍。一个主要障碍是磁共振成像系统的操作者需要详细的训练以适当地执行心脏成像。另一个困难是执行心脏成像协议可能非常耗时。操作者将首先将对象放入磁共振成像系统中,执行规划扫描,精确地定位另外的感兴趣区域,并且然后开始执行诊断成像。

[0006] 实施例可以提供减少操作者的训练负担的方式,以及可能提供减少流程的总时间的手段。为了实现这一点,对象被放置到磁共振成像系统中并且开始重复地采集(在一些实例中连续地)k空间数据线。在k空间数据线的采集期间,它们被组装成运动分辨的k空间数据。在仍然发生另外的k空间数据线的采集的同时,检索运动分辨的k空间数据的部分。在完成k空间数据线的采集之前,运动分辨的k空间数据的该部分用于组装初步三维心脏图像(可能使用压缩感测重建算法)。这可以具有在仍然发生k空间数据线的采集的同时向操作者提供可以用于进一步规划的图像的优点。这可以极大地加速整个工作流程。

[0007] 在一个方面中,本发明提供了一种医学系统,所述医学系统包括磁共振成像系统,所述磁共振成像系统被配置为从对象的胸腔区域采集k空间数据。胸腔区域可以被认为是

包含对象心脏的对象胸部的部分。所述医学系统还包括存储机器可执行指令和脉冲序列命令的存储器。脉冲序列命令是命令或可以被转换为这种命令的数据，所述命令用于根据磁共振成像协议控制磁共振成像系统。例如，脉冲序列命令可以是控制磁共振成像系统的不同部件的时序图。

[0008] 所述脉冲序列命令被配置为根据三维自由运行心脏磁共振成像协议重复地采集所述k空间数据线。在一些示例中，重复地采集相同的k空间数据线。在其他示例中，k空间数据线被修改以减少针对相同位置采集它们的机会。例如，被采集的k空间数据可以是被旋转的k空间数据线或轮辐。如本文所使用的三维自由运行心脏磁共振成像协议涵盖三维磁共振成像协议。它还涵盖被配置用于对心脏或心脏区域进行成像的磁共振成像协议。这里注意到，对象的胸腔区域包含对象的心脏。自由运行心脏磁共振成像协议中的术语“自由运行”指示k空间数据的采集是连续的或在重复的基础上完成。

[0009] 所述脉冲序列命令被配置为针对预定感兴趣区域重复地采集所述k空间数据线。所述医学系统还包括计算系统。计算系统旨在表示可以位于一个或多个位置处的一个或多个处理或计算核。所述机器可执行指令的运行使所述计算系统通过利用所述脉冲序列命令控制所述磁共振成像系统来重复地采集所述k空间数据线。由于这是自由运行的心脏磁共振成像协议，因此其自由运行性质以k空间数据的重复采集来表达。所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统在采集所述k空间数据时使用所述对象的至少一个心脏相位和一个呼吸相位根据k空间数据线重复地组装运动分辨的k空间数据。

[0010] 可以以各种方式执行运动分辨的k空间数据的组装。在一个示例中，通过对k空间数据进行分箱或分类来组装运动分辨的k空间数据。例如，k空间数据内的自导航可以是对它进行分类的一种方式。另一种方式是具有外部传感器，诸如呼吸、VCG监测器或ECG监测器。组装运动分辨的k空间数据的另一种解读是所谓的软门控，因此特定运动相位k空间数据被给予加权因子，并且它对该特定相位有贡献。

[0011] 重复地组装运动分辨的k空间数据。这意味着它被组装至少两次。一旦采集了针对特定运动相位的足够k空间数据，就可以获取使用至少一个心脏相位和一个呼吸相位的k空间数据线。

[0012] 另一种可能性是，在已经采集了一个或几个k空间数据线之后，使用该进一步采集的k空间数据来进一步组装运动分辨的k空间数据，使得随着针对自由运行心脏磁共振成像协议的k空间数据的采集进展，使用至少一个心脏相位和一个呼吸相位的k空间数据变得更完全地被采样。

[0013] 在k空间数据已经被完全采集之后，也就是说在k空间数据线的采集的所有重复已经被采集之后，运动分辨的k空间数据也被组装。在一些实施例中，这然后用于产生电影图像序列。

[0014] 在另一实施例中，所述运动分辨的k空间数据的所述部分被欠采样。

[0015] 在另一实施例中，使用压缩感测(CS)重建算法使用运动分辨的k空间数据的至少部分来重建初步三维心脏图像。

[0016] 在另一实施例中，所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统在所述k空间数据的采集期间检索所述运动分辨的k空间数据的至少部分。换句话说，当正在执行脉冲序列命令并且正在连续采集k空间数据线时，然后检索运动分辨的k空间数据的部分。然后，所述

机器可执行指令的运行还使所述计算系统在完成所述k空间数据的采集之前使用所述运动分辨的k空间数据的至少部分来构建初步三维心脏图像的系统。也就是说，当系统仍然采集k空间数据线时，计算系统构建初步三维心脏图像。这可以是有益的，因为电影或心脏三维成像中的延迟的主要来源是需要时间来重建图像和执行对准。

[0017] 该实施例可以具有以下益处：它加速了执行另外的磁共振成像协议的过程，因为在k空间数据线的采集完成之前，已经存在初步三维心脏图像。这可以用于诸如规划另外的磁共振成像协议或提供使得医师或其他操作者能够做出关于对象的检查的另外的部分的决策的初步数据的事情。

[0018] 运动分辨的k空间数据是包含或参考运动数据的数据。例如，如上所述，可以存在被分成不同的分箱的k空间数据，并且用于分箱的标签或元数据指示特定的心脏和/或呼吸相位。同样地，k空间数据的个体部分可以具有提供针对不同心脏和/或呼吸相位的加权的数据。这被称为所谓的软门控。当重建特定相位时，获取k空间数据并且应用加权以查看该k空间数据对该特定运动相位或状态贡献的程度。

[0019] 初步三维心脏图像可以例如来自单个运动相位，诸如心脏或呼吸相位，或它可以使用若干相邻运动相位的范围的k空间数据来构建。例如，在已经采集所有k空间数据之前构建初步三维心脏图像。在这种情况下，从若干相位(诸如相邻相位)构建图像以使得能够更好地拟合到例如可变形模型可以是有益的。

[0020] 应当注意，心脏相位可以例如使用不同的手段来确定。ECG系统、VCG系统或测量对象的胸腔的运动或通过使用k空间中的自导航的基于相机的患者监测系统都是有效的示例。脉冲序列命令可以例如用于k空间中的笛卡尔采样模式。在一些示例中，可以重复地采集k空间中的相同位置。如果存在足够大数量的相位，诸如大量的呼吸和心脏相位，则k空间数据将不太可能被重新采样太多次。

[0021] 另一个选项是可以存在使用具有各向同性体素尺寸的径向四维或更大维度采集来对k空间数据进行采样的脉冲序列命令。该实施例可以是有益的，因为k空间数据叶片或线可以在三维空间中或二维地旋转。这意味着如果针对相同的运动状态或相位采集数据，则它有助于提供k空间的更好样本，而不是再次重新采样相同的位置。在两个笛卡尔坐标系中并且在径向四维采集情况下，它们还可以另外使用压缩感测来完成。这可以是特别有益的，因为它可以提供一种极大地加速完整k空间数据的采集的方式。

[0022] 对于具有多于四个维度的径向采集，额外维度可以包括各种对比、扩散加权等。

[0023] 在另一实施例中，所述存储器还包括可变形心脏模型。如本文所使用的可变形心脏模型涵盖具有在其中定义的曲线或表面的心脏模型，所述曲线或表面具有内置在其中的弹性。这使模型的表面在它们变形时保持平滑。通常，在图像中识别的解剖界标将被拟合到可变形心脏模型的解剖界标。可变形心脏模型是三维的。并且，所述可变形心脏模型还定义平面的集合。当可变形心脏模型变形时，平面的位置也改变。平面可以例如由包含在可变形心脏模型中的特定点或解剖界标来定义。因此，当可变形心脏模型被调节以拟合例如初步三维心脏图像时，平面的集合也被自动定位。

[0024] 所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统通过将所述可变形心脏模型拟合到所述初步三维心脏图像来构建拟合的心脏模型。将可变形心脏模型拟合到初步三维心脏模型调节了拟合的心脏模型中的平面的集合的位置。所述平面的集合包括至少一个心脏查

看平面。所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统提供所述至少一个心脏查看平面。这可以例如简单地提供心脏查看平面的位置，或它可以从该特定心脏查看平面绘制初步三维心脏图像的视图。该实施例可以是有益的，因为它自动地提供了可以用于查看初步三维心脏图像或随后根据已经被组装成运动分辨的k空间数据的重复k空间数据线重建的其他图像的查看平面。

[0025] 在另一实施例中，所述三维自由运行心脏磁共振成像协议是被配置用于重建电影图像序列的功能性心脏成像协议。所述医学系统还包括用户接口。所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统在所述k空间数据的采集完成之后根据所述运动分辨的k空间数据重建所述电影图像序列。k空间数据被重复地采集，并且然后被组装成运动分辨的k空间数据。这将是用于重建电影图像序列的运动分辨的k空间数据的最终组合。将所述可变形心脏模型拟合到所述初步三维心脏图像在所述电影图像序列的重建之前或与所述电影图像序列的重建同时开始。这可以是有益的，因为它减少了整个协议或医学系统的使用的时间量。

[0026] 所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统从所述至少一个心脏查看平面绘制所述电影图像序列的至少部分。由于若干原因，该实施例是有益的。首先，自动地提供至少一个心脏查看平面，操作者不手动地这样做。额外的且更大的益处是，这是在电影图像序列的重建之前或与电影图像序列的重建同时执行的。这意味着减小了操作者可以查看电影图像序列之前的延迟。这导致医学系统的更有效且成本有效的使用。

[0027] 在另一实施例中，所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统使用所述电影图像序列和/或所述拟合的心脏模型来检测心脏异常。例如，可以对电影图像序列和/或拟合的心脏模型作出各种准则或测量，并且可以使用这些测量来检测特定的心脏问题或异常。所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统通过创建具有所述心脏异常的工作流程数据库来接收推荐的图像流工作流程。

[0028] 工作流程数据库包括多个磁共振成像工作流程，每个磁共振成像工作流程参考至少一个心脏异常标识符。工作流程数据库被配置为通过将心脏异常与推荐的成像工作流程的心脏异常标识符进行匹配来返回推荐的成像工作流程。例如，医学系统可以被配置为对电影图像序列和/或拟合的心脏模型执行各种测量，并且如果这些测量在预定范围之外，则它可以识别特定或潜在的心脏异常。然后，这可以用于从工作流程数据库查询或检索推荐的成像工作流程。所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统在所述用户接口上显示所述推荐的成像工作流程。

[0029] 该实施例是有益的，因为操作者不手动地检索特定的成像工作流程。所识别的心脏异常用于查询数据库，并且这些指令被自动提供给操作者。在一些示例中，操作者可以具有忽略或检索其他工作流程的选项。在其他实施例中，推荐的成像工作流程可以包括用于自动配置磁共振成像系统以用于额外的测量的指令或甚至脉冲序列命令。

[0030] 在另一实施例中，推荐的成像工作流程包括另外的脉冲序列命令。所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统使用来自所述拟合的心脏模型的所述平面的集合来配置另外的脉冲序列命令的几何取向。如前所述，可变形心脏模型可以具有由模型中的特定点定义的平面。当模型变形时，这也改变了平面的位置。因此，例如用于配置磁共振成像采集的某些平面可以被自动定位。这具有操作者不需要手动定位这些平面的技能的益处。另外，即使操作者知道如何定位平面，它们也将自动完成，并且操作者可以具有例如对平面的位

置简单地进行或作出小的手动调节的选项。在任一情况下,这极大地加速了医学系统的使用。

[0031] 在另一实施例中,使用电影图像序列和/或拟合的心脏模型检测心脏异常包括根据电影图像序列的至少部分重建静态三维心脏图像。心脏异常的检测还包括使用右心室壁厚度测量算法将心脏异常识别为静态三维心脏图像中的增厚的右心室。例如,可以使用或配置自动算法,使得它测量右心室的厚度。如果右心室的厚度高于预定厚度阈值,则这可以被识别为潜在的心脏异常。

[0032] 使用电影图像序列和/或拟合的心脏模型检测心脏异常还包括使用左心室壁厚度测量算法将心脏异常识别为静态三维心脏图像中的增厚的左心室。在这两种情况下,如果心脏异常是增厚的右心室或增厚的左心室,则推荐的成像工作流程是定量流动分析和/或心脏运动模式分析。

[0033] 左心室或右心室壁厚度测量算法可以是例如机器学习算法或分割算法。定量流动分析可以包括射血分数、每搏输出量、舒张末期容积、收缩末期容积和/或心脏功能的其他定量测量的量化。这些度量的量化是有利的,因为它们可以用于指导临床决策。

[0034] 在另一实施例中,使用电影图像序列和/或拟合的心脏模型的心脏异常包括通过将电影图像序列输入到异常心脏壁厚度运动检测算法中来将心脏异常识别为异常心脏壁运动。例如,电影图像可以被放入该算法中,并且它可以监测心脏壁的位置。如果它在预定移动范围之外,则可以触发这是潜在的心脏异常。在这种情况下,推荐的成像工作流程包括晚期钆增强磁共振成像协议以检测心脏瘢痕组织。

[0035] 在另一实施例中,如果未检测到异常心脏壁运动,则推荐的成像工作流程包括心脏应激测试和/或磁共振灌注测试。在推荐造影剂注射的情况下,可以仔细调节工作流程以允许快速评估第一遍灌注,可能还包括应激药物,并且还包括足够的时间,10-15分钟,直到建立晚期钆增强造影。

[0036] 在另一实施例中,使用电影图像序列和/或拟合的心脏模型检测心脏异常包括如果未检测到心脏异常,则将心脏异常识别为潜在的心肌炎。推荐的成像工作流程包括用于识别心脏信息的T2加权成像协议和/或用于识别弥漫性纤维化的晚期钆增强磁共振成像协议。在这些以及还有其他推荐的成像工作流程中,可以使用平面的集合来自动完成针对这些的感兴趣区域的定位。

[0037] 推荐的成像工作流程可以可能包括用于识别心脏炎症的T2加权成像协议和/或用于识别弥漫性纤维化的晚期钆增强磁共振成像协议。晚期钆增强是在心脏磁共振成像中用于心脏组织表征(特别是区域瘢痕形成和心肌纤维化的评估)的技术。

[0038] 在另一实施例中,初步三维心脏图像是运动分辨的。例如,可以从多个心脏相位和多个呼吸相位检索运动分辨的k空间数据的部分,以便提供呼吸运动分辨的初步三维心脏图像。对于心脏和呼吸相位的每个组合,可以根据表示心脏和呼吸相位的该组合的初步数据来重建子图像。如果通过对不同的心脏和呼吸相位进行分箱来组装运动分辨的k空间数据,则针对每个分箱重建子图像。可以将可变形心脏模型拟合到来自每个分箱的子图像,结果是可变形心脏模型和拟合的心脏模型是运动分辨的。该实施例可以是有利的,因为在模型中定义的至少一个心脏查看平面然后也被称为呼吸相位的函数。这对于进一步加速磁共振成像检查可以是有用的。

[0039] 在另一实施例中，所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统确定拟合的心脏模型的不同心脏相位与呼吸相位之间的场变形的集合。这可以例如通过记录用于不同心脏和呼吸相位的模型之间的变形来执行。

[0040] 所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统根据运动补偿磁共振成像重建根据所述运动分辨的k空间数据来重建静态磁共振图像，所述运动补偿磁共振成像重建使用所述不同呼吸相位之间的场变形的集合来执行运动校正。例如，可以在数据一致性操作之前的迭代重建期间将变形场包括在变换矩阵中。该实施例可以是有益的，因为运动校正在k空间数据线的采集完成之后不需要另外的重建时间。

[0041] 执行运动校正的示例性方法可以基于估计不同呼吸运动状态之间的初步图像变形向量场。然后通过使函数||E T_r x-y_r||_2^2最小化来将这些包括在重建中。

[0042] 其中，T_r是从参考呼吸状态(例如呼气)到呼吸状态r扭曲4d图像时间(3d+心脏相位)的变形。E是描述测量结果的通常编码运算符，并且y_r是针对状态r采集的k空间的部分。在该进程中，“^”运算符意味着其后的字符或变量是上标，并且“_”运算符意味着其后的字符或变量是下标。

[0043] 在另一实施例中，所述机器可执行指令的运行还使所述k空间数据另外地通过所述对象的呼吸相位进行运动分辨。这是有益的，因为然后电影数据可以例如根据心脏和呼吸相位两者来分辨。

[0044] 在另一实施例中，所述医学系统可以包括呼吸相位测量系统。这例如可以是附接到对象的胸部的呼吸带。在另一示例中，它可以是对象的呼吸管上的测量设备。在另一实施例中，这可以使用相机或成像系统来执行以测量对象的胸部运动。例如，可以使用呼吸速度描记器或肺活量计来采集呼吸相位。

[0045] 在另一实施例中，在k空间数据的采集期间要么在预定采集持续时间之后要么在预定数量的k空间数据采集之后单次检索运动分辨的k空间数据的至少部分。在该实施例中，用于重建初步三维心脏图像的k空间数据仅被检索一次。

[0046] 在另一实施例中，在k空间数据的采集期间重复地检索运动分辨的k空间数据的至少部分。以迭代步骤根据运动分辨的k空间数据重建初步三维心脏图像。例如，如果运动分辨的k空间数据被欠采样，则可以使用压缩感测算法来重建初步三维心脏图像。压缩感测重建使用图像的迭代重建。连续更新k空间数据的优点在于，随着算法进展，k空间数据包括越来越多的信息并且更少被欠采样。这可以导致更好质量的初步三维心脏图像的重建。

[0047] 在另一实施例中，预定感兴趣区域具有大于750cm3的体积。在该实施例中，与心脏的体积相比，预定感兴趣区域具有相对大的体积。这具有以下益处：例如，可以使用诸如投影光图像或激光器的对准设备来对准对象，以识别对象心脏的粗略位置，然后可以将对象移动到磁体中，并且可以在不使用侦察图像的情况下开始流程。这可以减少操作者在执行心脏成像的训练方面的负担。

[0048] 在另一实施例中，所述机器可执行指令被配置为禁用对所述预定感兴趣区域的调节。在该实施例中，对于该特定磁共振成像协议或流程，感兴趣区域实际上被设置并固定。然后，这被设置为使得它在更多的自动模式下操作。在该示例中，操作者还可以提前对准对象心脏的粗略位置，并且然后将它们移动到磁体中并开始流程。

[0049] 在另一方面中，本发明提供了一种计算机程序，包括用于由控制磁共振成像系统

的计算系统执行的机器可执行指令，所述磁共振成像系统被配置为从对象的胸腔区域采集k空间数据线。所述机器可执行指令的运行使所述计算系统通过利用脉冲序列命令控制所述磁共振成像系统来重复地采集所述k空间数据线。所述脉冲序列命令被配置为根据三维自由运行心脏磁共振成像协议重复地采集k空间数据线。所述脉冲序列命令被配置为针对预定感兴趣区域重复地采集所述k空间数据线。例如，预定感兴趣区域可以是固定的。预定感兴趣区域可以具有比对象的心脏或典型心脏的体积更大的体积。

[0050] 所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统在采集所述k空间数据时使用所述对象的至少一个心脏相位和一个呼吸相位根据k空间数据线重复地组装运动分辨的k空间数据。所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统在所述k空间数据的采集期间检索所述运动分辨的k空间数据的至少部分。所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统在所述k空间数据的采集完成之前使用所述运动分辨的k空间数据的所述至少部分来构建初步三维心脏图像。

[0051] 在另一方面中，本发明提供了一种操作磁共振成像系统的方法。所述磁共振成像系统被配置为从对象的胸腔区域采集k空间数据。所述方法包括通过利用所述脉冲序列命令控制所述磁共振成像系统来重复地采集所述k空间数据线。所述脉冲序列命令被配置为根据三维自由运行心脏磁共振成像协议重复地采集所述k空间数据线。所述脉冲序列命令被配置为针对预定感兴趣区域重复地采集所述k空间数据线。

[0052] 所述方法还包括当所述k空间数据被采集时，使用所述对象的至少一个心脏相位和一个呼吸相位根据所述k空间数据线重复地组装运动分辨的k空间数据。所述方法还包括在所述k空间数据的采集期间检索所述运动分辨的k空间数据的至少部分。所述方法还包括在完成所述k空间数据的采集之前，使用所述运动分辨的k空间数据的至少部分来构建初步三维心脏图像。

[0053] 在另一实施例中，所述方法还包括将所述对象的所述胸腔区域放置在所述预定感兴趣区域内。可以存在实现这一点的不同方式。例如，在对象支撑体上可以存在参考标记，并且可以相对于这些标记记录心脏的近似位置。操作者可以例如在对象上方移动光指向设备以标记心脏在何处，并且然后可以将该心脏区域移动到预定感兴趣区域中。在其他示例中，相机可以拍摄搁置在对象支撑体上的对象的俯视图，并且粗略的解剖模型可以被拟合到对象的图像或照片。这还将提供心脏的粗略或近似位置，使得心脏可以在磁体内移动到预定感兴趣区域中。

[0054] 应理解，只要组合的实施例不相互排斥，就可以组合本发明的前述实施例中的一个或多个。

[0055] 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。

[0056] 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或计算系统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计算系统访问的数据。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、磁光盘以及计算系统的寄存器文件。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，可以在调制调解器、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。

[0057] 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。

[0058] “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计算系统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，或者反之亦然。

[0059] 如本文中所使用的“计算系统”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“计算系统”的示例的计算系统的引用应当被解读为能够包含多于一个的计算系统或处理核。所述计算系统可以例如是多核处理器。计算系统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计算系统的集合。术语计算系统也应当被解读为能够指每个包括处理器或计算系统的计算设备的集合或网络。机器可执行代码或指令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计算系统或处理器来执行。

[0060] 机器可执行指令或计算机可执行代码可以包括令处理器或其他计算系统执行本发明的方面的指令或程序。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。在其他实例中，机器可执行指令或计算机可执行代码可以采取用于可编程逻辑门阵列的编程的形式。

[0061] 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。

[0062] 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计算系统,使得经由计算机或其他可编程数据处理装置的计算系统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。

[0063] 这些机器可执行指令或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。

[0064] 机器可执行指令或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。

[0065] 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。

[0066] 如本文所使用的“硬件接口”涵盖使得计算机系统的计算系统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。硬件接口可以允许计算系统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计算系统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。

[0067] 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:计算机监视器、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。

[0068] K空间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。磁共振数据是断层摄影医学图像数据的示例。运动分辨的k间隔数据是根据对象的一个或多个运动相位被分箱、分类或软门控的k空间数据。例如,可以根据对象的呼吸和/或心脏相位对运动分辨的k空间数据进行分类、分箱或软门控。

[0069] 磁共振成像(MRI)图像或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。这种可视化能够使用计算机来执行。

附图说明

[0070] 在下文中,将仅通过示例并且参考附图描述本发明的优选实施例,在附图中:

[0071] 图1图示了医学系统的示例;

[0072] 图2示出了图示使用图1的医学系统的方法的流程图;

[0073] 图3图示了医学系统的另一示例;

[0074] 图4示出了图示使用图3的医学系统的方法的流程图;

[0075] 图5图示了在磁共振图像的压缩感测重建期间连续更新k空间数据的方法;

[0076] 图6图示了操作医学系统的另一方法;并且

[0077] 图7图示了医学系统的另一示例;并且

[0078] 图8示出了图7的医学系统的另一视图。

[0079] 附图标记列表

[0080] 100 医学系统

[0081] 102 磁共振成像系统

[0082] 104 磁体

[0083] 106 磁体的膛

[0084] 108 成像区

[0085] 109 预定感兴趣区域

[0086] 110 磁场梯度线圈

[0087] 112 磁场梯度线圈电源

[0088] 114 射频线圈

[0089] 116 收发器

[0090] 118 对象

[0091] 120 对象支撑体

[0092] 122 胸腔区域

[0093] 124 心脏

[0094] 130 计算机

[0095] 132 计算系统

[0096] 134 硬件接口

[0097] 136 用户接口

[0098] 138 存储器

[0099] 140 机器可执行指令

[0100] 142 脉冲序列命令

[0101] 144 k空间数据线

[0102] 146运动分辨的k空间数据

[0103] 148运动分辨的k空间数据的部分

[0104] 150初步三维心脏图像

[0105] 200通过利用脉冲序列命令控制磁共振成像系统来重复地采集k空间数据线

[0106] 202在采集k空间数据时使用对象的至少一个心脏相位和一个呼吸相位根据k空间数据线重复地组装运动分辨的k空间数据

[0107] 204在k空间数据的采集期间检索运动分辨的k空间数据的至少部分206在完成k空间数据线的采集之前使用运动分辨的k空间数据的至少部分来构建初步三维心脏图像

[0108] 208继续采集k空间数据线

[0109] 300 医学系统

[0110] 340 可变形心脏模型

[0111] 342 拟合的心脏模型

[0112] 346 平面的集合

[0113] 348 至少一个心脏查看平面

[0114] 350 电影图像序列

[0115] 352从至少一个心脏查看平面绘制电影图像序列

[0116] 354 心脏异常

[0117] 356 工作流程数据库

[0118] 358 推荐的成像工作流程

[0119] 360 指令

[0120] 362 另外的脉冲序列命令

[0121] 400完成k空间数据线的采集

[0122] 401当完成k空间数据线的采集时的时间

[0123] 402通过将可变形心脏模型拟合到初步三维心脏图像来构建拟合的心脏模型

[0124] 404提供至少一个心脏查看平面

[0125] 406运动分辨的k空间数据的最终组装

[0126] 408在完成k空间数据的采集之后根据运动分辨的k空间数据重建电影图像序列

[0127] 410从至少一个心脏查看平面绘制电影图像序列的至少部分

[0128] 412使用电影图像序列和/或拟合的心脏模型来检测心脏异常

[0129] 414通过利用心脏异常查询工作流程数据库来接收推荐的成像工作流程

[0130] 416在用户接口上显示推荐的成像工作流程

[0131] 500k空间数据的连续采集

[0132] 502初步三维心脏图像的迭代压缩感测重建

[0133] 504选择概况

[0134] 506累积增量k空间数据

[0135] 508定期更新k空间数据

[0136] 510迭代压缩感测重建

[0137] 600工作流程选项:结束检查

[0138] 602工作流程选项:无造影剂注射

[0139] 604工作流程选项:灌注成像

[0140] 606 造影剂注射

[0141] 608 屏住呼吸指令

[0142] 610 屏住呼吸扫描

[0143] 612用于成角度2D/3D扫描的自动规划

[0144] 614 晚期钆增强成像

[0145] 700 医学系统

[0146] 702 致动器

[0147] 704 相机系统

[0148] 730 对象图像

[0149] 732 图像分割

[0150] 734 可能心脏位置

具体实施方式

[0151] 在这些附图中相似编号的元件或为等效元件或执行相同的功能。如果功能等效,则先前已经论述的元件将不必要在后面的附图中论述。

[0152] 图1图示了医学系统100的示例。医学系统100被示为包括磁共振成像系统102和计算机130。磁共振成像系统102包括磁体104。磁体104是具有通过其的膛106的超导圆柱形磁体。对不同类型的磁体的使用也是可能的,例如,使用分裂式圆柱形磁体和所谓的开放式磁体两者也是可能的。分裂式圆柱形磁体类似于标准的圆柱形磁体,除了低温恒温器已经分裂成两部分以允许接近所述磁体的等平面,这样的磁体可以例如与带电粒子束治疗相结合地使用。开放式磁体具有两个磁体部分,一个在另一个之上,它们之间具有足够大的空间以接收对象:两部分区域的布置类似于亥姆霍兹线圈的布置。开放式磁体是常见的,因为对象受较少的约束。在圆柱形磁体的低温恒温器内部有超导线圈的集合。

[0153] 在圆柱形磁体104的膛106内,存在磁场足够强且足够均匀以执行磁共振成像的成像区108。在成像区108内示出了预定感兴趣区域109。磁共振数据通常针对感兴趣区域进行采集。对象118被示出为由对象支撑体120支撑,使得对象118的至少部分处于成像区108和预定感兴趣区域109内。

[0154] 磁体的膛106内还有磁场梯度线圈110的集合,其用于采集初步磁共振数据,以对磁体104的成像区108内的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旨在为代表性的。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独立的线圈集合。磁场梯度电源将电流供应到磁场梯度线圈。供应到磁场梯度线圈110的电流根据时间来控制并且可以是斜变的或脉冲的。

[0155] 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。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旨在还表示专用的发送天线和专用的

接收天线。同样，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/发送元件，并且射频收发器116可以具有多个接收/发送通道。例如，如果并行成像技术(诸如SENSE)被执行，则射频线圈114将具有多个线圈元件。

[0156] 收发器116和梯度控制器112被示出为被连接到计算机系统102的硬件接口106。

[0157] 对象118已经被定位在磁体106的膛内，使得对象118的胸腔区域122被定位在预定感兴趣区域109内。对象的心脏124位于预定感兴趣区域109内。当采集k空间数据线144时，心脏124将被自动成像。

[0158] 医学系统100还被示出为包括计算机130。计算机130旨在表示位于一个或多个位置处的一个或多个计算或计算型设备。计算机130被示出为包含计算系统132。计算系统132旨在表示可以例如是位于一个或多个位置处的一个或多个处理核的一个或多个计算系统。计算系统132和/或计算机130的各种组合可以使用网络连接并协作地一起工作。计算系统132被示出为与硬件接口134、用户接口136和存储器138通信。硬件接口134是使得计算系统132能够与医学系统100的其他部件(诸如磁共振成像系统102)通信和/或控制医学系统100的其他部件(诸如磁共振成像系统102)的接口。用户接口136是使得医学系统100的操作者能够控制和操作医学系统100的用户接口。存储器138旨在表示可以与计算系统132通信的各种类型的存储器。

[0159] 存储器138被示出为包含机器可执行指令140。机器可执行指令140是使得计算系统132能够执行诸如磁共振成像系统102的图像处理、数值计算和控制的各种过程和任务的指令。存储器138还被示出为包含脉冲序列命令142。如在本文中所使用的脉冲序列命令是命令或可以被转换为命令的数据，所述命令使得计算系统132能够控制磁共振成像系统102采集k空间数据，诸如k空间数据线144。

[0160] 在该示例中，脉冲序列命令142是根据三维自由运行心脏磁共振成像协议。脉冲序列命令被配置为针对预定感兴趣区域109重复地采集k空间数据线。当k空间数据线被重复地或连续地采集时，脉冲序列命令142的自由运行性质意味着将针对对象118的各种运动状态或相位采集k空间数据线144。

[0161] 它们未在该图中被描绘，但是可以存在用于测量对象118的移动的呼吸和/或心脏相位的一个或多个系统。存储器138还被示出为包含运动分辨的k空间数据146。运动分辨的k空间数据146是使用软门控进行分类或分组以使k空间数据具有对对象118的特定运动状态的参考的k空间数据线144。例如，运动分辨的k空间数据146可以包含数据，使得它针对对象118的心脏和呼吸相位的范围被分箱或软门控。存储器138还被示出为包含运动分辨的k空间数据148的部分。这是针对对象118的特定呼吸相位和至少一个心脏相位的运动分辨的k空间数据146的部分。存储器138还被示出为包含已经从运动分辨的k空间数据148的部分重建的初步三维心脏图像150。这例如可以使用压缩感测算法来重建。

[0162] 图2示出了图示操作图1的医学系统100的方法的流程图。首先，在步骤200中，重复地或连续地采集k空间数据线144。接下来，在步骤202中，k空间数据线144被组装成运动分辨的k空间数据146。可以使用指示对象118的心脏和/或呼吸相位的传感器数据来组装运动分辨的k空间数据146，或可以使用k空间数据线144本身。例如，可以使用k空间数据线144的自导航。应当注意，步骤202可以与步骤200同时发生，使得当额外的k空间数据线144被采集时，它们可以被连续地组装到运动分辨的k空间数据中，使得当k空间数据线144的采集进展

时，运动分辨的k空间数据146的质量不断地改进。在步骤204中，该方法示出了从组装的运动分辨的k空间数据202中检索运动分辨的k空间数据148的部分。

[0163] 这例如可以用于单个呼吸相位和多个心脏相位。例如，与该一个或所选心脏相位相邻的至少一个心脏相位或甚至若干心脏相位。该方法前进到步骤206，其中，根据运动分辨的k空间数据148的部分重建初步三维心脏图像150。三维心脏图像150的重建可以例如使用压缩感测算法来实现，因为运动分辨的k空间数据148的部分可以被欠采样。该方法在步骤202之后被示出为也进行到步骤208，其中，k空间数据线144被继续或连续地采集。在图2中，意图是示出在完成采集k空间数据线之前构建初步3D心脏图像150。这具有以下优点：一旦已经完成采集k空间数据线，初步3D心脏图像就可用。这可以极大地加速对对象118进行成像的流程。

[0164] 图3示出了医学系统300的另一示例。图3中描绘的医学系统300类似于图1中描绘的医学系统100。图3中的医学系统300包含超过图1中描绘的系统100的额外的数据。存储器138还被示出为包含可变形心脏模型340。可变形心脏模型340例如可以是包含解剖界标以及在其内定义的平面的集合146的心脏的三维模型。可变形心脏模型340包含心脏的各种解剖部件之间的弹性关系的规范，使得当它变形或拉伸以拟合到对象的心脏124时，它保持平滑且真实。存储器138还包含拟合的心脏模型342。通过将可变形心脏模型340拟合到初步三维心脏图像150来构建拟合的心脏模型342。这自动定位平面的集合346。平面的集合346可以例如在定位额外的磁共振成像位置以及提供可以从其中查看数据的位置的集合时是有用的。

[0165] 存储器138还被示出为包含由平面的集合346定义并且由拟合的心脏模型342正确定位的至少一个心脏查看平面348。存储器138还被示出为包含电影图像序列350，电影图像序列350是在k空间数据线144已经被完全采集并且用于构建运动分辨的k空间数据146之后根据运动分辨的k空间数据146重建的。存储器138还被示出为包含从至少一个心脏查看平面348查看的电影图像序列352的绘制。绘制352可以例如使用用户接口136来显示。各种算法可以被用于检测电影图像序列350或拟合的心脏模型342中的心脏异常354。一旦已经检测到心脏异常354，工作流程数据库356被示出为位于存储器138中，但是也可以跨网络位于远程位置处。工作流程数据库356包含由心脏异常354的类型引用或键入的多个工作流程。通过利用所识别的心脏异常354查询工作流程数据库356，推荐的成像工作流程358可以被恢复或提供给计算系统132。然后，当然可以使用用户接口136来显示推荐的成像工作流程358。推荐的成像工作流程358可以例如包含用于操作者的指令360以及另外的脉冲序列命令362。另外的脉冲序列命令362可以被布置为模板，并且来自拟合的心脏模型342的平面的集合346可以用于自动地配置这些另外的脉冲序列命令362。

[0166] 图4示出了图示操作图3的医学系统300的方法的流程图。图4所示的方法类似于图2所示的方法。图4所示的方法执行如图2所示的步骤200、202、204、206和208。

[0167] 在执行步骤208之后，该方法被示出为进行到步骤400，并且这是k空间数据线144的采集的完成。虚线水平线401指示当k空间数据144的采集已经完成时的时间点。可以清楚地看出，在时间点401之前执行构建初步三维心脏图像的步骤206。在执行步骤206之后，初步3D心脏图像的部分用于根据可变形心脏模型340构建拟合的心脏模型342。在步骤402中已经提供拟合的心脏模型之后，执行步骤404。在步骤404中，提供至少一个心脏查看平面

348。在该图中，步骤402和404被示出为在时间401之后执行。然而，步骤402和404两者都可以在时间401之前执行。

[0168] 返回到步骤400，在完成采集k空间数据线之后，该方法前进到步骤406。在步骤406中，如果运动分辨的k空间数据146尚未完全被组装，则在步骤406中提供完全组装的运动分辨的k空间数据。接下来，在步骤408中，重建的电影图像序列是根据运动分辨的k空间数据146来重建的。在该方法中，可以看出，该方法实质上有两个并发的分支。这导致大量的时间节省并且加速了图4中呈现的方法的整个时间。在步骤408和404两者都已经结束之后，该方法然后转到其中首先执行步骤410的序列。在步骤410中，电影图像序列350被绘制为使得它从至少一个心脏查看平面被查看。这提供的是，医学系统300的操作者能够在电影图像序列被重建并且其被正确定位时立即看到电影图像序列。操作者不需要定位查看平面，或可以仅少量地调节它们。这导致大量的时间节省。

[0169] 接下来，在步骤412中，使用电影图像序列350或拟合的心脏模型342来检测心脏异常。例如，如由拟合的心脏模型342定义的或在电影图像序列350中测量的心脏的泵送分数或尺寸可以指示对象具有心脏异常。该心脏异常可以用于查询工作流程数据库356。接下来，在步骤414中，心脏异常354仅用于此，并且工作流程数据库356用于查询工作流程数据库356，并且返回推荐的成像工作流程358。然后，在步骤416中，使用用户接口136显示推荐的成像工作流程358。在不同的示例中，这可以以不同的方式提供。例如，系统可以被自动地设置，并且操作者可以简单地接受推荐的成像工作流程358的推荐，包括使用来自拟合的心脏模型342的平面的集合346来针对另外的脉冲序列命令362自动地调节感兴趣区域的位置。在其他示例中，指令360可以仅仅提供用于供经训练的操作者执行的指令，因此它可以在一个实例中提供自动操作，并且在另一个实例中为经训练的操作者提供推荐或指导。

[0170] 在图2和4中，以线性方式表示步骤200、202、204和206。也就是说，运动分辨的k空间数据148的部分看起来仅从运动分辨的k空间数据146检索一次。这是执行此的一种方式；然而，在图5中呈现了备选方案。图5中呈现的步骤可以用于修改图2和4两者中所示的方法。在图5中，存在被示出的两个主要步骤；这是k空间数据线144的连续采集500和初步三维心脏图像150的压缩感测重建502。连续采集部分包括步骤200，其是k空间数据概况或线的连续采集。

[0171] 在步骤504中，运动分辨的k空间数据202的组装被描述为例如关于呼气末梢和分辨率的概况的选择，并且这些被累积506以提供增量k空间数据。步骤204是k空间数据148的更新。这示出了在步骤508中定期更新k空间数据。与如图2和4所示的运动分辨的k空间数据的部分的单次检索相对，这是重复执行的，例如，在k空间数据的每次采集之后或在特定预定数量的k空间数据线之后。然后，在压缩感测图像重建510中使用运动分辨的k空间数据148的部分。

[0172] 在压缩感测中，使用通常针对噪声进行滤波的稀疏变换来重建图像，并且然后k空间数据148然后被修改并用于数据一致性，并且然后用于进一步的迭代。这然后产生3D单相位图像或初步三维心脏图像150。步骤5中呈现的方法不同于典型压缩感测算法。只有当执行压缩感测时，用于图像重建的数据才是被采样并且然后被提供并且然后被用于整个图像重建的k空间数据。在这种情况下，用于压缩感测图像重建的k空间数据池被连续地或定期地更新。

[0173] 举例来说，心脏MRI(CMR)是一种用于在造影剂注射后经由晚期增强(LGE)除了其他心脏解剖结构之外还评估心脏运动、心肌灌注和冬眠组织的疤痕的临床流程。在这些应用中的许多应用中，量化起到获得如射血分数等的功能参数的作用。不管高价值的诊断信息，CMR技术仅在专家成像中心中使用。主要的障碍是复杂的流程、长的总体采集时间和患者的高负担(屏住呼吸)。本发明描述了一种以有利的方式组合已知的先进的CMR技术、图像重建、图像处理和决策支持技术的工作流程，这使得能够解决所描述的问题和障碍，促进患者在10-30分钟内适应的CMR检查，改进跨具有不同专业水平的成像中心的结果的再现性。它基于高度加速的、未规划的4D/5D心脏采集与不同阶段的快速图像重建相结合，这及时地提供了所有数据、以及自动规划/MPR和决策支持模块以用于对不同疾病表示的简化适应。

[0174] 在常规CMR工作流程中，大量手动规划步骤和大量个体屏住呼吸是有益的。通常使用多达6分钟的总检查时间来交互地识别和几何规划必要心脏视图取向，如短轴(SA)、4腔(4-ch)、3腔(3-ch)或2腔(2-ch)视图。该流程使用经过高度训练的人员，并且是广泛采用CMR的一个实质性障碍。在CMR采集期间使用专家支持的另一方面是用于灌注/LGE的造影剂注射的决策，其取决于使用由初始MR扫描提供的关于心脏解剖结构和功能的信息对疾病的初始评估。

[0175] 此外，大多数造影和功能成像类型是均使用患者的单独屏住呼吸的逐切片(包)采集的。屏住呼吸是被安排进行CMR的具有心脏症状的患者的严重负担，其常常伴随呼吸短促或胸痛，并且是过早MR流程中止的常见来源。造影剂注射通常用于评估心肌灌注和评估晚期增强(晚期钆增强，LGE)中的瘢痕组织。

[0176] 几何规划可以是完全自动的，可以提供决策支持以促进/简化对于造影剂注射的决策，并且应当在患者自由呼吸时执行MRI扫描，其全部使用在合适的工作流程中组合的专用技术，从而导致最小化的检查时间和包括常规放射学设置的广泛可访问性。

[0177] 虽然4D/5D非成角度(“非规划”)自由呼吸全心脏CMR技术是已知的，但是它们具有长重建时间。因此，关于心脏解剖结构和功能的信息在工作流程期间不能以及时的方式获得，以允许对进一步造影的即时决策并提供(还)不能以非成角度方式执行的用于图像造影的成角度心脏视图的自动规划。

[0178] 示例描述了一种以有利的方式组合已知的先进的CMR技术、图像重建、图像处理和决策支持技术的工作流程，这使得能够解决所描述的问题和障碍。

[0179] 示例工作流程基于在标准固定几何结构中采集的高度加速的、非规划的、非对比增强的4D心脏采集结合快速图像重建，其提供用于(i)所有心脏视图的自动解剖规划、(ii)关于心脏解剖结构的诊断信息、(iii)关于心脏功能的诊断信息(例如，射血分数/壁厚度)、(iv)疾病分类的细化的所有数据以支持进一步的图像造影/造影剂注射的选择。

[0180] 该4D心脏采集提供了覆盖整个胸部的各向同性3D表示，其在心动周期内以多个阶段(例如以至少5、8、10或12个阶段)分开，表示一个选定的呼吸状态(例如呼气末)。因此，它不需要任何预先的几何规划或成角度。

[0181] 在示例工作流程中，在运行的4D采集结束之前就开始经由快速(例如，基于GPU的)算法根据4D数据的子集重建(i)的信息，使得另外的自动规划步骤可以已经被执行，并且与诊断数据(ii)和(iii)的重建一起准备好。

[0182] 使用CMR规定时的初始疾病分类以及从(i)、(ii)和(iii)可获得的信息，综合信息

可用于适当的决策支持算法(本领域已知),其提出进一步执行图像采集步骤以供操作者选择,或终止CMR检查(当功能和解剖结构足以用于该病例的诊断时)。

[0183] 下面图6示出了示例工作流程的详细可视化。所提到的CMR图像造影是示例性的,并且可以包括在初始自动扫描、处理和规划阶段之后要执行的任何已知的CMR技术。图6示出了表示该工作流程的流程图。它提供了图4中呈现的方法的替代解释。图6图示了如何在30分钟内执行整个流程。在步骤200中,四维非规划电影磁共振成像协议被执行,并且相当于在步骤200中的k空间数据线的重复采集。虚线204示出了检索运动分辨的k空间数据的部分。这用于构建初步3D心脏图像206。

[0184] 当在时间401处完成非规划的电影MRI采集200时,数据现在可用于自动解剖规划。然后,该方法被示出为在两个不同的分支中进行。框408表示电影图像序列的重建。使用当前技术,步骤206和408中的重建可以例如使用图形处理单元来重建。当正在执行步骤408时,步骤404已经完成或也已经在执行自动规划的情况下被执行。这相当于将心脏模型拟合到初步三维心脏图像150。当这两者都完成时,该方法前进到步骤412,在该示例中,步骤412是引导的决策过程。当这完成时,该方法到达步骤414,其通过利用心脏异常查询工作流程数据库来接收推荐的成像流。

[0185] 然后,用户可以接收一个或多个不同的推荐。第一推荐将是600以结束检查。另一推荐将是在没有造影剂注射的情况下执行额外的成像602。例如,可以使用建立的磁共振成像协议来执行使用成角度的2D或三维扫描的自动规划。第三选项将是推荐是执行灌注成像604。这可能涉及各种步骤。这将例如涉及造影剂注射606,然后向对象提供屏住呼吸指令608。在屏住呼吸指令608期间,可以执行屏住呼吸扫描610。然后,另外可以存在使用成角度的二维和三维扫描612的自动规划,并且然后最后,可以执行晚期钆增强成像614。下面更详细地描述这些步骤。

[0186] 心脏4D电影MR扫描200(重复地采集k空间数据线)在没有预先几何规划或成角度(“非规划”)的情况下恰好在将对象118定位在对象支撑体120上之后被执行。这可以是例如具有各向同性体素尺寸(例如1.5×1.5×1.5mm3)的笛卡尔或径向4D采集,其经由空间和时间或心动相位或呼吸维度中的压缩感测或经由深度学习方法(用于AI重建的子采样)来加速。重建408(例如,“快速GPU重建”)可以被选择为确保具有诊断质量的图像信息在4D采集200完成之后的几分钟内可用。

[0187] 还可能在该提出的工作流程中使用5D采集和针对200的重建(除了心脏相位时间维度之外还分辨呼吸维度)。

[0188] 在完成4D扫描200之前很久,将所采集的数据(运动分辨的k空间数据148)的子集(运动分辨的k空间数据148的部分)发送到快速重建模块206,快速重建模块206重建适于检测心脏的解剖位置和取向的图像数据集(例如,3D,一个心脏相位,可能低分辨率),以用于由处理模块404“自动规划/MPR”进行心脏视图的自动成角和规划。

[0189] 在完成MR采集401之后,模块404和408两者都可以并行地运行,因为数据已经可用于(i)自动解剖规划。自动解剖规划可以例如通过调节心脏模型来执行,其还可以提供关于要在412中使用的解剖畸形的信息(参见下文)。在完成408之后,检测到的扫描取向(至少一个心脏查看平面348)可以用于经由MPR(多平面重组)在取向(例如,短轴视图)中立即显示解剖图像和电影数据(电影图像序列350)。

[0190] 在该数据(电影图像序列350)可用的情况下,决策支持模块412可以与操作者的(简短)图像复查并行地开始。基于可用的所有信息(初始疾病分类、解剖信息,例如由模型调整检测到的心脏畸形、功能缺陷等(心脏异常354)),做出建议(推荐的成像工作流程358),在CMR检查中建议哪些另外的步骤。实际的决策将由操作者做出(或咨询可以被提供有相同信息(包括远程操作)的放射科医师/心脏病专家)。

[0191] 如果可以基于解剖和功能信息完全诊断当前患者,则选项600可以是完成检查。这将允许在10分钟内进行完整的CMR检查。如果期望另外的诊断信息,但是未指示造影剂的注射,则可以在选项602之后添加非对比增强扫描。如果指示造影剂注射,例如用于灌注或晚期钆增强,则可以在工作流程中遵循选项604。可以基于由模块404提供的信息完全自动地完成针对选项602或604的后续扫描(其可以是成角度的2D/多切片扫描、成角度的3D扫描或非成角度的3D扫描)的规划。

[0192] 对于情况604,在建议造影剂注射606的情况下,可以仔细调节工作流程以允许快速评估第一遍灌注(可能还包括应激药物),并且还包括足够的时间(10-15min),直到建立LGE造影。

[0193] 此处,提出了首先注射造影剂606,给出屏住呼吸指令608以用于多切片2D或3D灌注扫描610。当合适的技术将来可用时,608和610可以由自由呼吸灌注扫描代替。直到可以测量LGE的等待时间可以被适当地填充有其他2D/多切片/3D采集612(例如,静息灌注、定量CMR,如T1、T2、T2*映射、MR指纹识别...)。最后,对于选项604,可以执行自由呼吸LGE扫描614(例如,成角度的3D采集)。

[0194] 图7图示了医学系统700的另一示例。图7中描绘的医学系统700类似于图1中描绘的医学系统,除了它被示出为另外地包括相机系统704以及另外致动器702,相机系统704被配置用于当对象在磁体104的膛106外部时对对象118的胸腔区域122进行成像,致动器702被配置用于移动对象支撑体120,使得心脏124被移动到预定感兴趣区域109中。

[0195] 如医学系统700中所示的图7的特征可以与图1中的医学系统100和图3中的医学系统300的特征组合。

[0196] 在图7中,可以示出在对象118被移动到磁体104的膛106中之前提前发送预定感兴趣区域109。预定感兴趣区域109也显著大于对象的心脏124。这使得最低限度训练的操作者更容易正确地执行如本文所示的方法的示例。存在操作者可以如何将心脏124定位在预定感兴趣区域109内的各种方式。例如,操作者可以进行粗略估计并将此标记在工作台或激光指示器上,使得该位置被识别。在该特定示例中,存在被定位在对象118上方以对对象118进行成像的相机704。

[0197] 然后,操作者可以例如使用鼠标并指向心脏的可能位置,并且手动地提供可能心脏位置734。存储器138被示为包含对象118的对象图像730。操作者手动地识别可能心脏位置734的备选方案将是执行图像分割732。这可以利用例如被训练为估计对象118的关节和/或器官的位置的图像分割算法或神经网络来完成。存储器138被示出为包含代表性图像分割732以表示这些可能性之一。根据这种图像分割732或根据手动识别,存在可能心脏位置734。可能心脏位置734然后被用于控制致动器702以移动对象支撑体120和对象118,使得心脏124被定位在预定感兴趣区域109内。

[0198] 图8示出了在对象已经被定位成使得心脏124在预定感兴趣区域109内之后的医学

系统700的另一视图。然后可以看出，医学系统700现在处于与图1所示的相同的配置。然后，脉冲序列命令142可以用于执行如图2所示的或还如图4所示的方法。

[0199] 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。

[0200] 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。

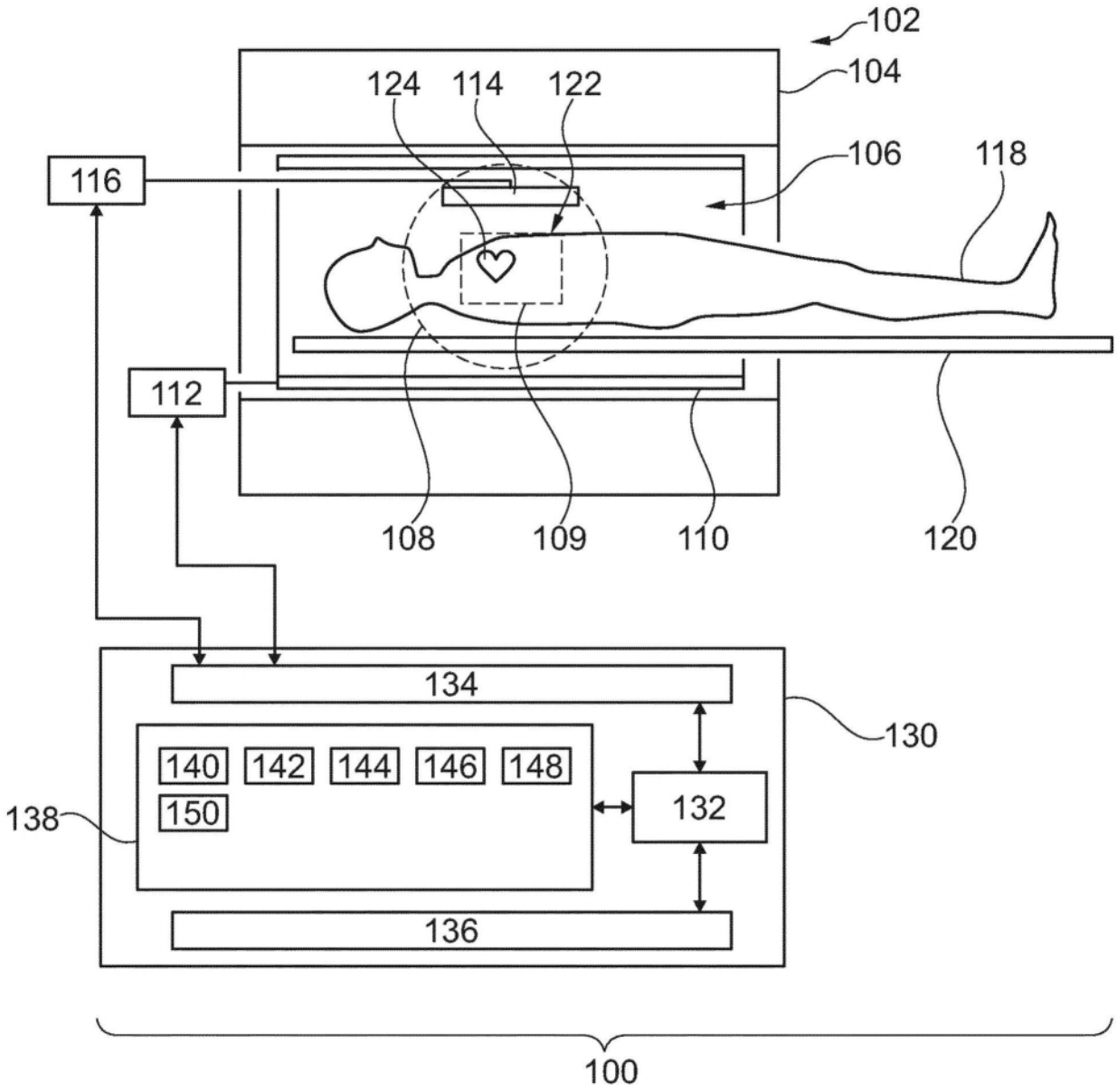

102
104
124
114
122
106
118
116
112
108
109
110
120
134
130
140
142
144
146
148
150
132
138
136
100

图1

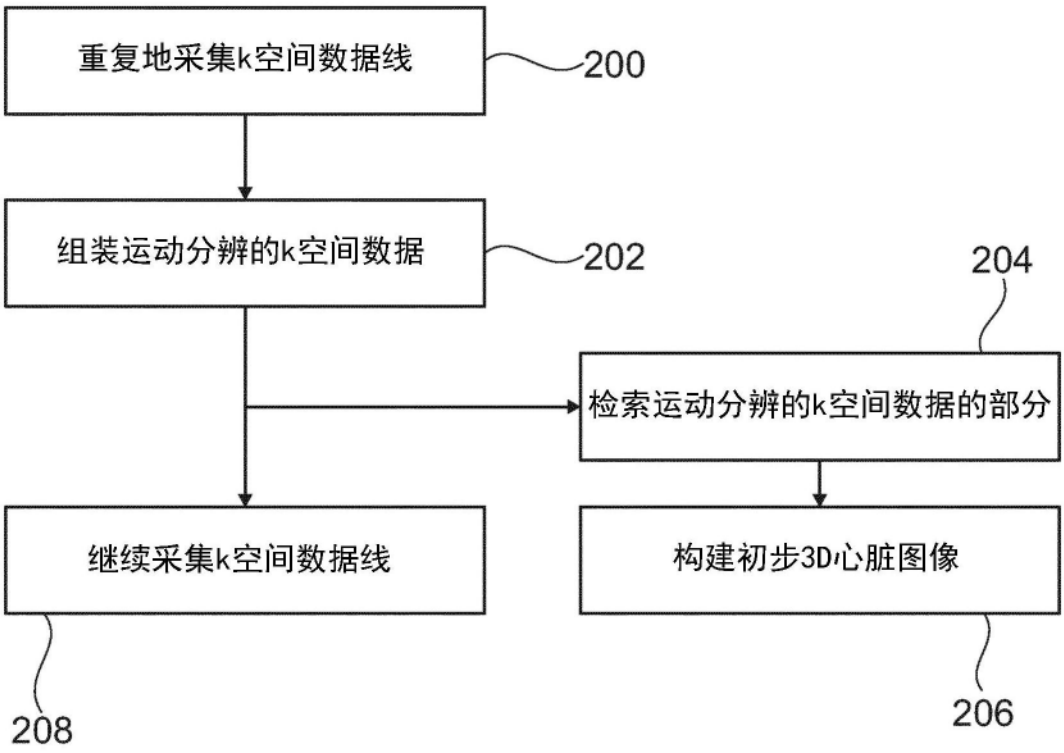

重复地采集k空间数据线
200
组装运动分辨的k空间数据
202
204
检索运动分辨的k空间数据的部分
继续采集k空间数据线
构建初步3D心脏图像
208
206

图2

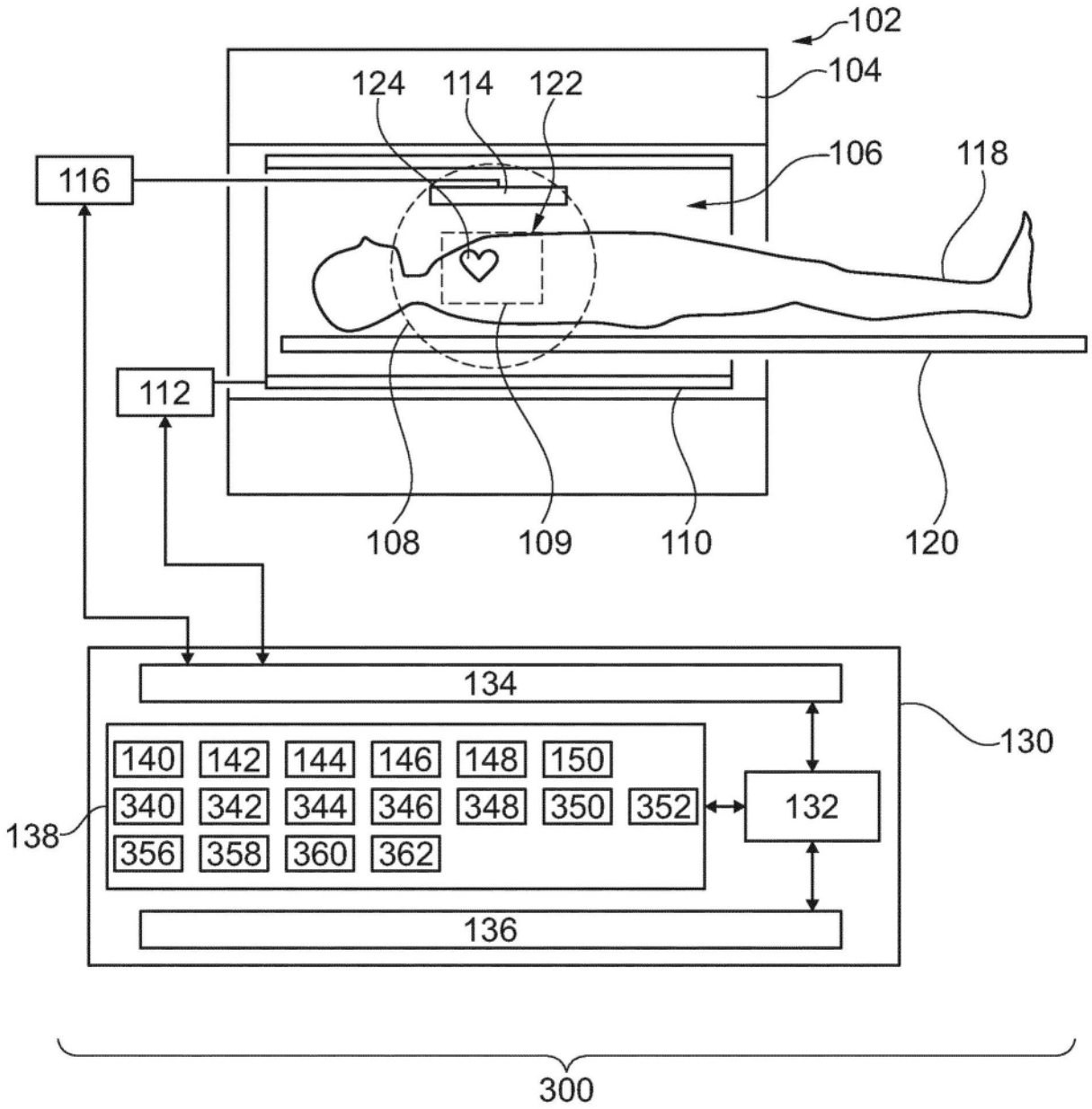

102
104
124
114
122
106
118
116
112
108
109
110
120
134
130
140
142
144
146
148
150
340
342
344
346
348
350
352
132
138
356
358
360
362
136
300

图3

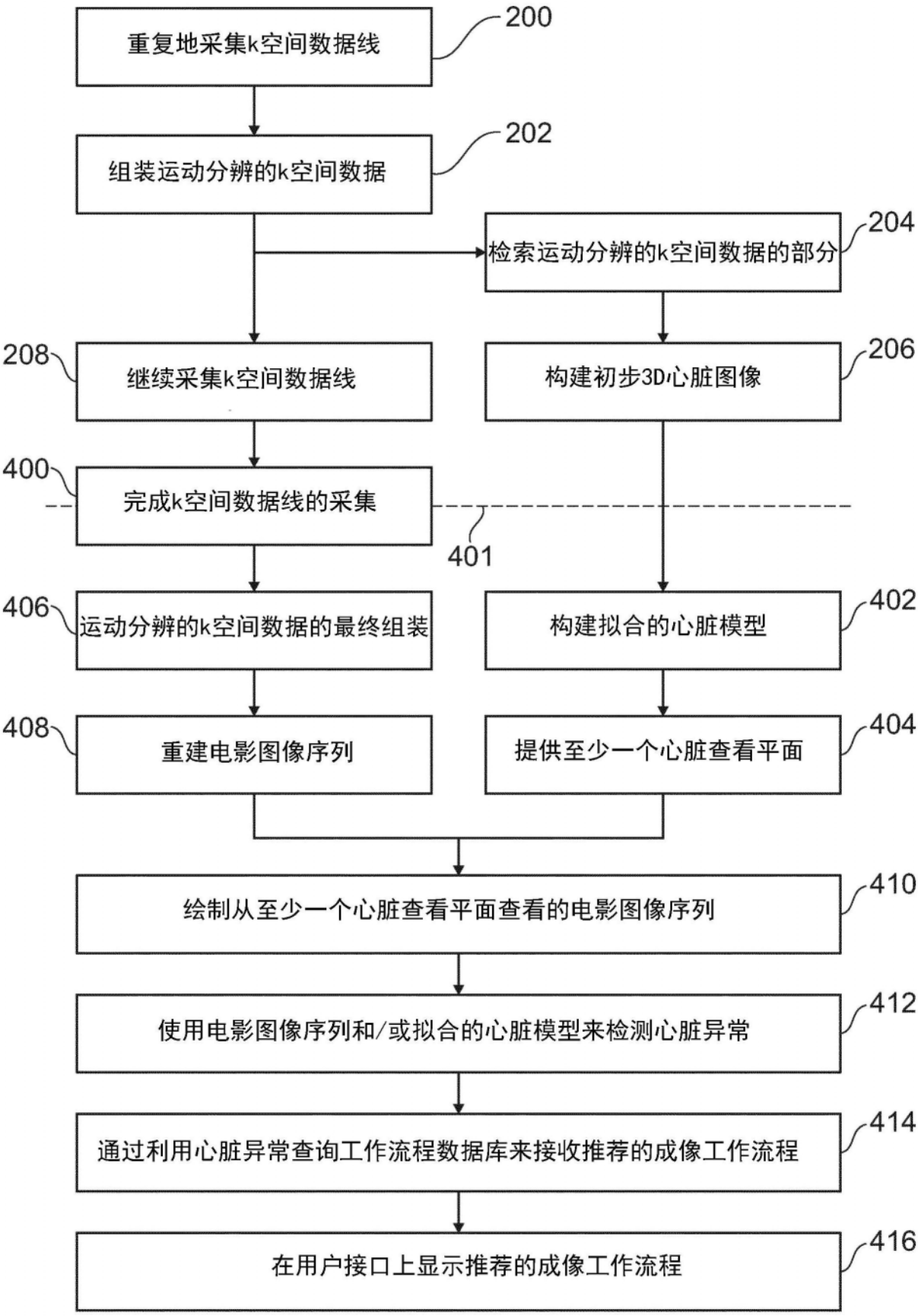

重复地采集k空间数据线
200
组装运动分辨的k空间数据
202
检索运动分辨的k空间数据的部分
204
208
继续采集k空间数据线
构建初步3D心脏图像
206
400
完成k空间数据线的采集
401
406
运动分辨的k空间数据的最终组装
构建拟合的心脏模型
402
408
重建电影图像序列
提供至少一个心脏查看平面
404
绘制从至少一个心脏查看平面查看的电影图像序列
410
使用电影图像序列和/或拟合的心脏模型来检测心脏异常
412
通过利用心脏异常查询工作流程数据库来接收推荐的成像工作流程
414
在用户接口上显示推荐的成像工作流程
416

图4

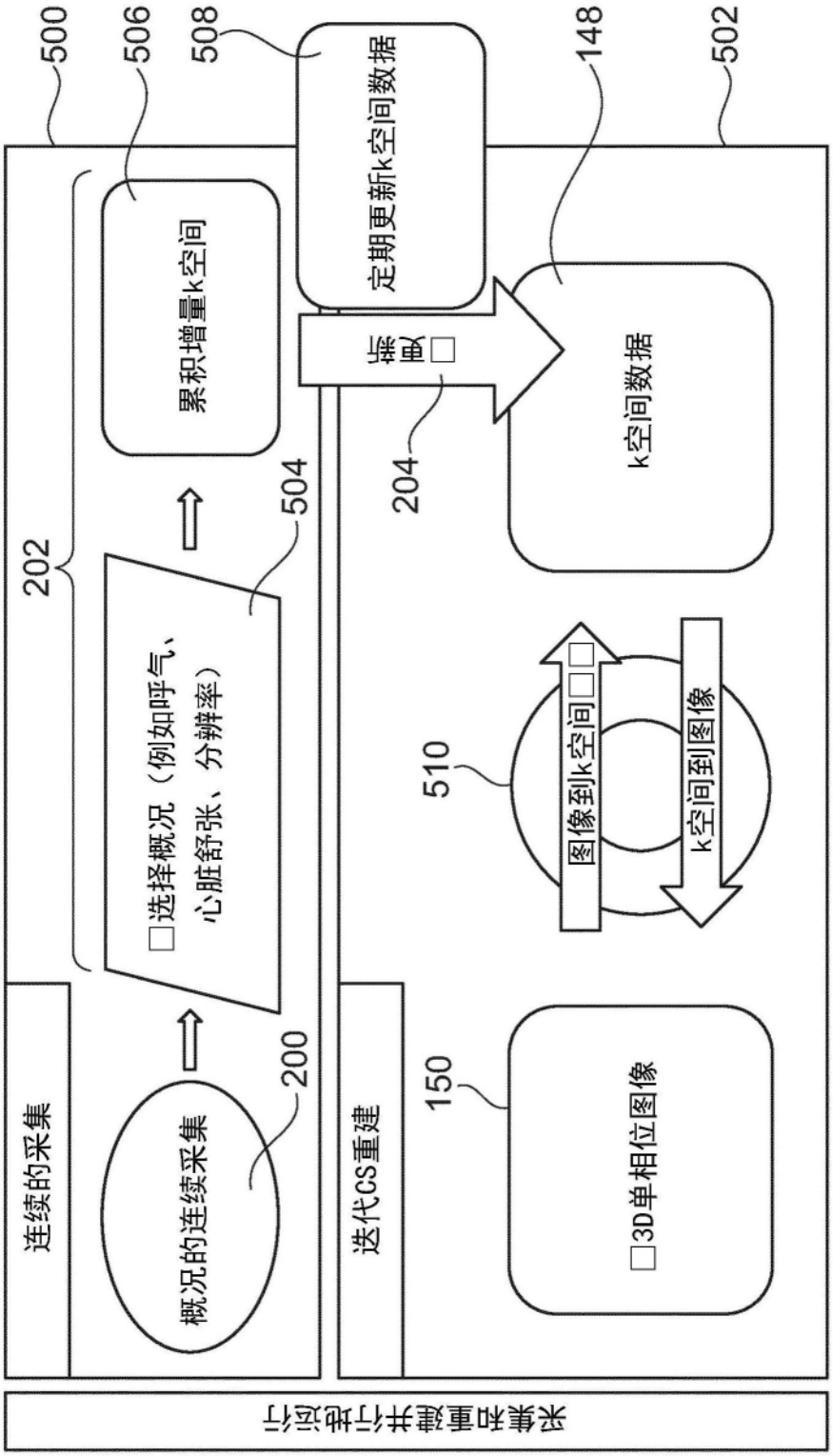

采集和重建并行地运行
连续的采集
概况的连续采集
200
□选择概况（例如呼气、
心脏舒张、分辨率）
202
504
累积增量k空间
506
迭代CS重建
150
□3D单相位图像
□□
图像到k空间□□
k空间到图像
510
□□
204
k空间数据
148
定期更新k空间数据
508
502
500

图5

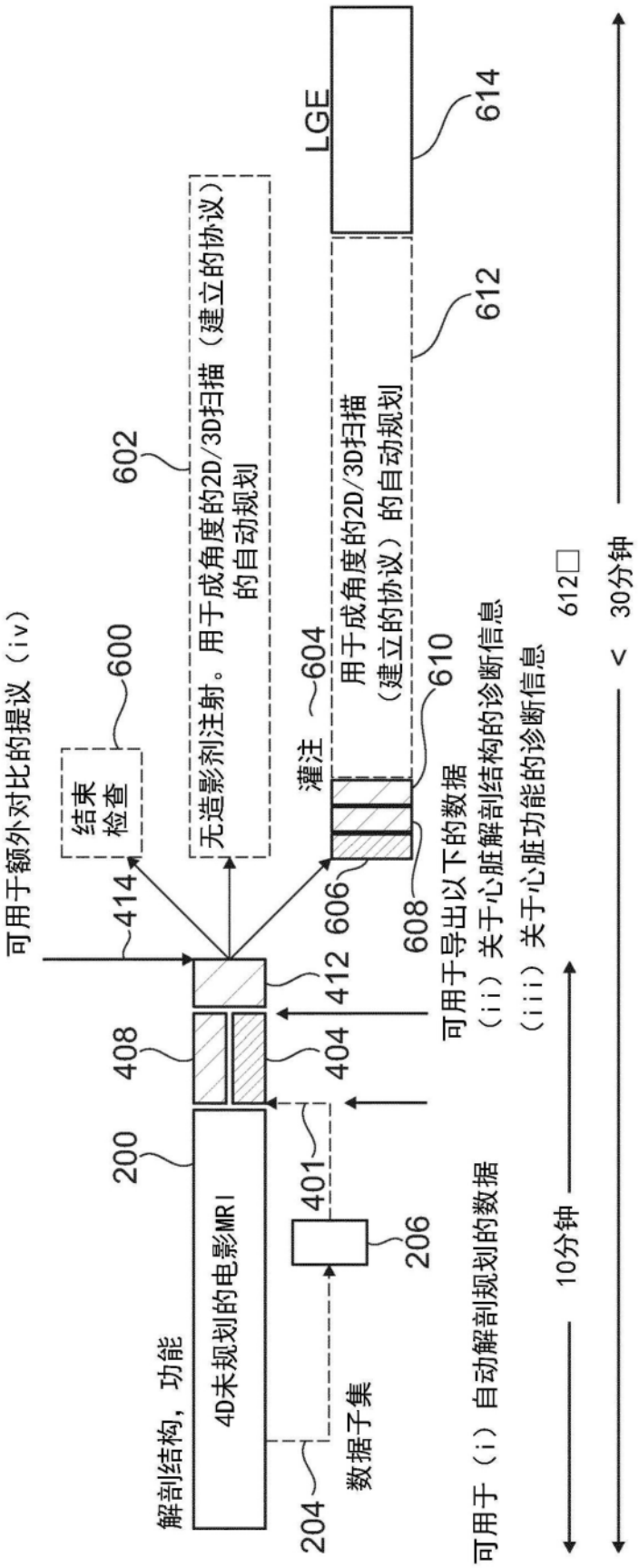

可用于额外对比的提议（iv）
600
结束检查
414
602
无造影剂注射。用于成角度的2D/3D扫描（建立的协议）的自动规划
LGE
614
612
灌注
604
用于成角度的2D/3D扫描（建立的协议）的自动规划
610
606
608
412
404
408
200
401
206
204
解剖结构，功能
4D未规划的电影MRI
数据子集
可用于导出以下的数据
（ii）关于心脏解剖结构的诊断信息
（iii）关于心脏功能的诊断信息
612□
可用于（i）自动解剖规划的数据
10分钟
< 30分钟

图6

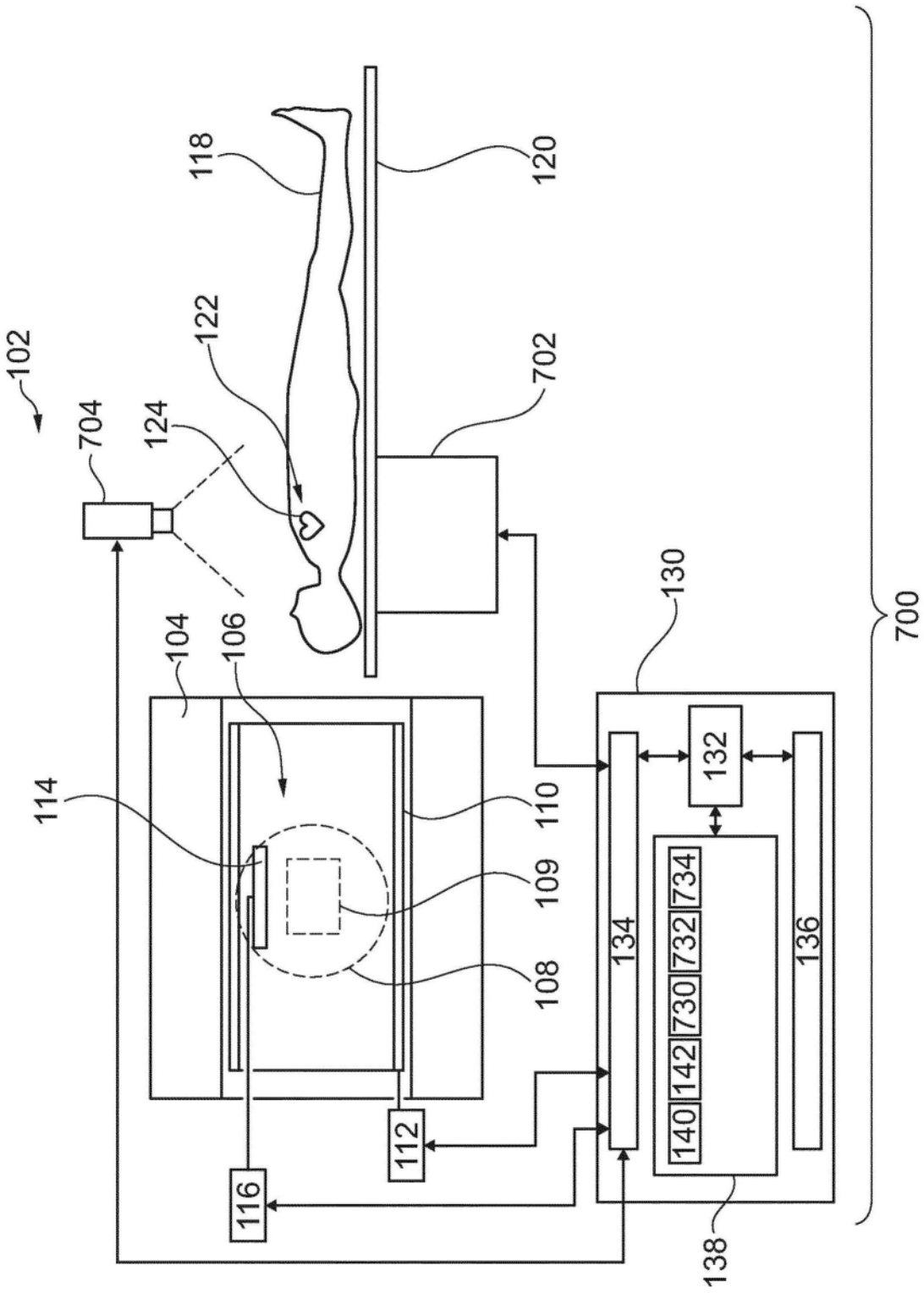

102
704
124
122
118
120
702
130
700
104
106
114
110
109
108
132
134
136
140
142
730
732
734
112
116
138

图7

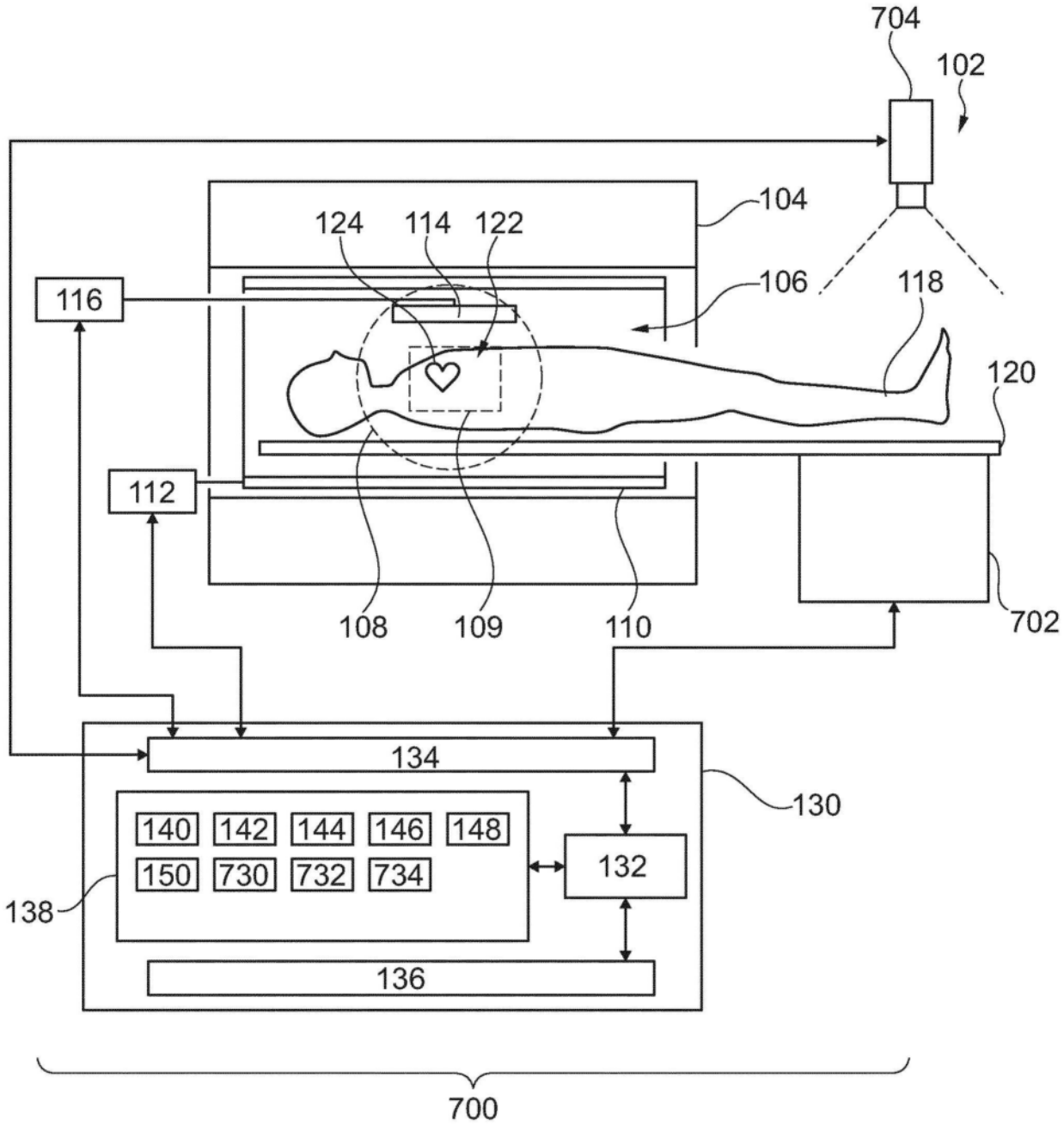

704
102
104
124
114
122
116
106
118
120
112
108
109
110
702
134
130
140
142
144
146
148
150
730
732
734
132
138
136
700

图8