



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104970794 B

(45)授权公告日 2018.02.16

(21)申请号 201510162338.1

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2015.04.08

A61B 5/055(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

审查员 牛振宇

申请公布号 CN 104970794 A

(43)申请公布日 2015.10.14

(30)优先权数据

102014206724.3 2014.04.08 DE

(73)专利权人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72)发明人 A.格雷瑟 M.施米特 P.斯佩尔

A.斯塔尔德 M.曾格

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 谢强

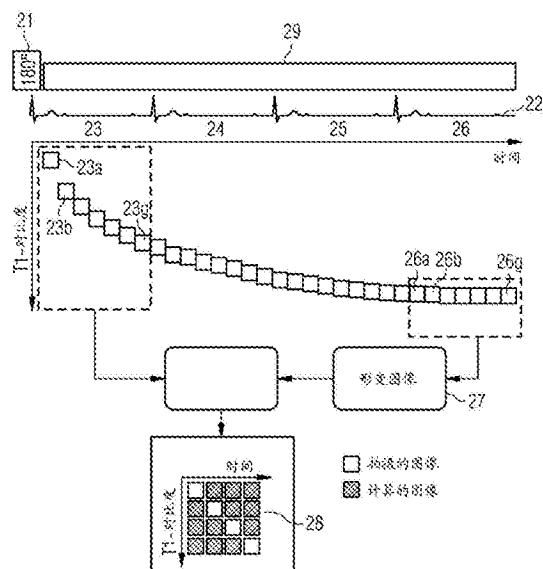
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

具有可变的对比度的动态成像

(57)摘要

一种计算进行周期性运动的检查对象的MR图像的方法。在周期性运动的至少两个周期上检测用于拍摄检查对象的MR图像的MR信号,其中在每个周期中拍摄多个MR图像,其中检查对象的磁化通过该至少两个周期向平衡状态靠近并且在该至少两个周期的第二周期中比在第一周期中更接近平衡状态。在使用来自第二周期的多个MR图像的条件下,这样确定对于检查对象的周期性运动的不同运动阶段的运动信息,使得对于每个阶段确定检查对象的运动信息。此外在使用在第二周期中确定的运动信息的条件下,对于周期性运动的不同运动阶段,在第一周期的MR图像中这样进行检查对象的运动校正,使得对于第一周期的不同MR图像,分别对于不同的运动阶段计算运动校正的MR图像。



1. 一种用于计算进行周期性运动的检查对象的MR图像的方法, 具有以下步骤:

- 在周期性运动的至少两个周期 (23-26) 上检测用于拍摄检查对象的MR图像的MR信号, 其中在所述至少两个周期中的每个周期中拍摄多个MR图像, 其中, 检查对象的影响MR图像的磁化经过所述至少两个周期 (23-26) 向平衡状态靠近, 并且在所述至少两个周期的第二周期 (26) 中比在所述至少两个周期的第一周期 (23) 中更接近平衡状态,

其特征在于,

- 在使用来自于第二周期 (26) 的多个MR图像 (26a-26g) 的条件下, 这样对于检查对象的周期性运动的不同运动阶段确定运动信息, 使得对于不同运动阶段的每个阶段, 确定检查对象的运动信息,

- 在使用在第二周期中确定的运动信息的条件下, 对于周期性运动的不同运动阶段在第一周期 (23) 的MR图像 (23a-23g) 中这样进行检查对象的运动校正, 使得对于第一周期的不同MR图像, 分别对于周期性运动的不同的运动阶段计算运动校正的MR图像。

2. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于,

在第二周期中对于检查对象的不同运动阶段的每个运动阶段, 确定相对于第二周期中的每个其他运动阶段的运动变化, 并且在第一周期的MR图像 (23a-23g) 中这样进行运动校正, 使得对于周期性运动的每个运动阶段, 确定第一周期中的运动校正的MR图像。

3. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 每个MR图像对应于一个对比度值, 以所述对比度值在所属的MR图像中显示检查对象, 其中, 在第一周期的在时间上相邻的MR图像之间的对比度变化大于在第二周期的在时间上相邻的MR图像之间的对比度变化。

4. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 在第一周期中拍摄的每个MR图像 (23a-23g) 具有不同的对比度值, 并且第一周期的每个拍摄的MR图像 (23a-23g) 对应于一个运动阶段, 从而对于第一周期的不同对比度值分别得到至少一个MR输出图像, 其是在所属的对比度值的情况下作为MR图像被拍摄的, 其中, 对于第一周期的不同对比度值, 在使用在所属的对比度值下拍摄的、在运动阶段之一中拍摄的MR输出图像的条件下, 并且在使用对于不同的运动阶段的运动信息的条件下, 对于其他缺少的运动阶段计算运动校正的、具有与该所属的输出图像相同的对比度值的MR图像。

5. 根据权利要求4所述的方法, 其特征在于, 在计算运动校正的MR图像之后, 对于第一周期的所有对比度和对于周期性运动的所有运动阶段存在被拍摄或者被计算的MR图像。

6. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 检查对象的磁化在检测MR信号之前通过入射准备脉冲 (21) 被准备, 并且在所述至少两个周期中检测MR信号期间向平衡状态靠近。

7. 根据权利要求6所述的方法, 其特征在于, 所述准备脉冲是反转脉冲, 其将磁化反转。

8. 根据权利要求6所述的方法, 其特征在于, 所述第一周期 (23) 是在入射所述准备脉冲 (21) 之后在时间上的、拍摄检查对象的MR信号的第一周期, 其中第二周期 (26) 在时间上跟随所述第一周期。

9. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 通过在拍摄MR图像期间将多个HF脉冲以小于检查对象的T1时间的时间间隔入射到检查对象中, 所述磁化在检测MR信号期间向平衡状态靠近。

10. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 所述第一周期 (23) 是周期性运动中时间上的、拍摄检查对象的MR信号的第一周期, 其中第二周期 (26) 是拍摄检查对象的MR信号的

最后的周期。

11. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述检查对象是心脏,其中,在位于3和6之间的多个心脏周期上拍摄MR信号。

12. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述MR图像借助加速方法拍摄。

13. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,拍摄的MR图像和计算的运动校正的MR图像被用于计算检查对象的空间分辨的T1和T2弛豫时间。

14. 根据上述权利要求中任一项所述的方法,其特征在于,所述运动信息是第一运动信息,其考虑作为检查对象的器官的运动,其中计算第二运动信息,其考虑通过环境的运动引起的器官的运动,其中通过将第一周期的MR图像配准到第二周期的MR图像,来确定第二运动信息,其中两个MR图像属于相同的运动阶段。

15. 一种用于计算进行周期性运动的检查对象的MR图像的MR设备,其具有:

-拍摄单元(17),其构造为,用于在周期性运动的至少两个周期上检测用于拍摄检查对象的MR图像的MR信号和用于重建MR图像,其中,拍摄单元(17)构造为,在所述至少两个周期的每个周期中拍摄多个MR图像,其中检查对象的影响MR图像的磁化经过所述至少两个周期向平衡状态靠近,并且在所述至少两个周期的第二周期(26)中比在所述至少两个周期的第一周期(23)中更接近平衡状态,

其特征在于,

-计算单元(20),其构造为,使用来自于第二周期的多个MR图像(26a-26g),这样对于检查对象的周期性运动的不同运动阶段确定运动信息,使得对于不同运动阶段的每个运动阶段确定检查对象的运动信息,其中,计算单元(20)构造为,使用在第二周期中所确定的运动信息,对于周期性运动的不同运动阶段,在第一周期的MR图像中这样进行检查对象的运动校正,使得对于第一周期的不同的MR图像,分别对于周期性运动的不同运动阶段计算运动校正的MR图像。

具有可变的对比度的动态成像

技术领域

[0001] 本发明涉及用于计算进行周期性运动的检查对象的MR图像的方法和为此的MR设备。

背景技术

[0002] 在拍摄运动的器官的MR图像时必须考虑器官(例如心脏)的固有运动和可能地整个器官的由于环境的运动而引起的运动。这种情况是在心脏或肝脏在呼吸时的运动的情况,其中这两种运动被认为是重复的和大约周期性的运动。对于运动对象的成像的第一种可能性是所谓的单次激发技术,其中原始数据空间完全在入射HF脉冲之后被读出并且其中数据的拍摄足够快以冻结运动。另一种可能性是分割的拍摄技术,其中对于一幅图像的数据拍摄被划分到多个运动周期并且MR数据仅在相似的运动阶段中被拍摄。在心脏成像中必须考虑呼吸和心脏运动。通过呼吸的运动可以通过屏气技术来最小化或通过导航器门控(Navigator-Gating)来冻结。第一种可能性限制了测量持续时间,而第二种可能性限制了效率并提高了复杂度。

[0003] 数据拍摄的一种可能性是对于测量心肌运动的所谓CINE数据拍摄,其中对于每个心脏周期拍摄多个MR图像,其中需要在心肌和血液之间的好的恒定对比度。这意味着使用具有好的T2/T1对比度的序列。图像拍摄的另一种可能性是静态组织表征,其中通过对于每个心脏搏动测量一幅图像确定组织特征。

[0004] 在准备模块,诸如饱和脉冲或反转脉冲或T2准备之后,跟随可选的等待时间和随后的图像拍摄。通过准备模块,产生为了表征而所需的对比度。

[0005] 此外公知使用造影剂,其中可以使用或不使用造影剂来进行组织表征。特别地,临床上有意义的是,在造影剂给予之前或之后的T1对比度。对心脏的重要的组织表征是通过所谓的延迟增强的疤痕显示,其中在给予造影剂之后5至10分钟这样拍摄T1加权的图像,使得健康的心肌不再发出信号,然而疤痕提供亮的信号。

发明内容

[0006] 现在值得期望的是,获得拍摄技术,其中可以按照所需的对比度来组合运动的器官的运动显示和组织表征。

[0007] 该技术问题通过本发明的特征来解决。在本说明书中还描述其他实施方式。

[0008] 按照本发明的第一方面,提供一种用于计算进行周期性运动的检查对象的MR图像的方法,其中在周期性运动的至少两个周期上检测用于拍摄检查对象的MR图像MR信号并且其中在所述至少两个周期中的每个周期中拍摄多个MR图像。在此检查对象的影响MR图像的磁化经过所述至少两个周期向平衡状态靠近,其中在所述至少两个周期的第二周期中磁化比在所述至少两个周期的第一周期中更接近平衡状态。此外在使用来自于第二周期的多个MR图像的条件下对于检查对象的周期性运动的不同运动阶段这样确定运动信息,使得对于不同的运动阶段的每个阶段确定检查对象的运动信息。然后,对于周期性运动的不同运动

阶段在使用在第二周期中确定的运动信息的条件下进行在第一周期的MR图像中检查对象的运动校正并且具体来说是进行,使得对于第一周期的不同MR图像,对于周期性运动的不同的运动阶段计算运动校正的MR图像。

[0009] 通过使用在其中磁化接近平衡状态的第二周期中的MR图像,可以可靠确定运动信息,因为在第二周期的MR图像的该系列中的对比度改变现在是小的。由此可以可靠地利用在第二周期中的MR图像计算例如可以是形变信息的运动信息。该运动信息然后被传输到在第一周期中的MR图像,在该第一周期中磁化比较偏离平衡状态。这意味着,在第一周期中的各个MR图像在对比度方面更强地不同。因为现在借助运动信息,对于周期性运动的不同运动阶段,计算运动校正的MR图像,所以获得对于周期运动的不同运动阶段和对于不同的对比度的MR图像。此外,不再需要在图像拍摄之前定义,周期性运动的哪个对比度或哪个阶段是感兴趣的,因为该选择可以在MR图像拍摄之后回顾性地确定,因为对于不同的对比度计算了MR图像序列。

[0010] 来自于第二周期的运动信息的使用在此不限于唯一的之前的第一周期。来自于第二周期的运动信息也可以应用于来自多个位于该第二周期之前的周期的MR图像。换言之,第二周期的运动信息可以应用于至少一个在时间上位于之前的周期的MR图像。此外可以考虑不完整的周期,即不必使用一个周期的所有MR图像。此外周期的起始点或在周期内部的起始点对于运动确定可以自由选择。

[0011] 对于计算,可以的是,在第二周期中对于检查对象的不同运动阶段的每个运动阶段,确定相对于第二周期中的每个其他运动阶段的运动变化。然后可以在第一周期的MR图像中这样进行运动校正,使得对于周期性运动的每个运动阶段在第一周期中确定运动校正的MR图像,并且具体来说是对于第一周期的每个MR图像。通过从每个运动阶段到所有其他运动阶段的该运动信息,然后可以根据运动信息和在第一周期中拍摄的MR图像,对于在第一周期中的不同运动阶段计算MR图像,其于是也具有不同的对比度。

[0012] 在此优选地每个MR图像对应于一个对比度值,以所述对比度值在所属的MR图像中显示检查对象。在此在第一周期的在时间上相邻的MR图像之间的对比度变化大于在第二周期的在时间上相邻的MR图像的情况。因为在拍摄在第二周期中的MR图像时的磁化比在第一周期中更接近平衡状态,所以在第一周期中的各个MR图像之间的对比度区别大于在第二周期中。现在如果假定,在第一周期中拍摄的每个MR图像具有不同的对比度值并且第一周期的每个拍摄的MR图像可以对应于一个运动阶段,则对于第一周期的不同对比度值分别得到至少一个MR输出图像,其是在所属的对比度值的情况下作为MR图像被拍摄的。对于第一周期的不同对比度值,现在在使用在所属的对比度值下拍摄的、在运动阶段之一中拍摄的MR图像的条件下,并且在使用对于不同的运动阶段的运动信息的条件下,对于其他缺少的运动阶段计算运动校正的MR图像。其于是具有与所属的输出图像相同的对比度值。

[0013] 在第一周期中拍摄的MR图像分别具有一个不同的对比度值。对于形成的对比度值然后借助在第二周期中获得的运动信息和在第一周期中拍摄的MR图像,即输出图像,对于各自的其他运动阶段计算运动校正的MR图像。由此对于一个对比度值呈现一系列MR图像,其在相同的对比度情况下显示检查对象的运动。当这一点对于第一周期的图像的其他对比度值重复时,获得对于不同对比度值的图像序列,从而任意地对于来自于图像序列的不同的对比度值,可以建立所谓的运动的或CINE拍摄。

[0014] 在计算运动校正的MR图像之后对于第一周期的所有对比度值和对于周期性运动的所有运动阶段呈现被拍摄或者被计算的MR图像。由此在拍摄之后可以对于任意的对比度值,考察周期性运动的MR图像。

[0015] 在一种实施方式中,检查对象的磁化在检测MR信号之前通过入射准备脉冲被准备,其中,磁化然后经过至少两个周期向平衡状态靠近。在通过接通梯度和HF脉冲实际成像开始之前可以例如通过反转脉冲进行准备,方式是,将磁化以 180° 反转。如果然后利用快速梯度回波序列例如bSSFP序列(balanced steady-state free precession,平衡稳态自由进动)进行图像拍摄,则在各个MR图像中的对比度在开始、直接在入射之后的第一周期强烈不同,而在第二周期中仅还微小地从MR图像到MR图像改变。

[0016] 替代利用反转脉冲的准备,也可以入射饱和脉冲,方式是,将磁化在拍摄MR信号之前饱和并且最后进入平衡状态。然而不需要入射反转或饱和脉冲。在另一种实施方式中,当例如反复地以小于T1时间的重复时间TR使用梯度回波序列时,可以实现磁化的这样的演变。在此磁化在一会儿之后也进入平衡状态。

[0017] 优选地,第一周期是周期性运动中在时间上的第一周期,其中拍摄检查对象的MR信号,而第二周期优选地是最后的周期,其中拍摄检查对象的MR信号。在最后的周期中磁化非常接近平衡状态,而磁化在时间上的第一周期中最强烈改变。

[0018] 当检查对象例如是心脏,可以在多个心脏周期上,例如在3和6之间的数,优选4或5个心脏周期,拍摄MR信号。因为一个心脏周期大约持续一秒,所以在3秒至大约6秒之内可以拍摄MR图像。而不健康的检查对象也可以屏气该时间段。根据应用区域的不同,也可以使用多于6个周期。需要的是仅周期数 ≥ 2 。

[0019] 对于在一个心脏周期内部拍摄多个MR图像,可以借助加速方法,例如压缩感知技术(Compressed-Sensing-Technologie),拍摄MR图像。该技术通过利用拍摄的MR数据的一定的条件降低真正拍摄的MR原始数据点的数量,如公知的进一步缩短了回波时间。

[0020] 此外可以,从对不同的对比度值计算和拍摄的MR图像中,建立检查对象的所谓的空间分辨的T1和T2弛豫图。如果例如使用反转脉冲,则可以利用在各个MR图像中的强度演变推导出T1或T2时间。这然后可以逐像素地对于不同的运动阶段计算和显示。

[0021] 本发明同样涉及一种用于计算MR图像的MR设备,具有用于如上面解释的在周期性运动的至少两个周期上拍摄MR信号和建立MR图像的拍摄单元,和具有计算单元,其,如上解释的,借助来自于第二周期的MR图像,计算周期性运动的不同阶段的运动信息,并且将该运动信息应用于在第一周期中的MR图像,以便对于在第一周期中的具有不同的对比度值的MR图像,计算对于运动的不同运动阶段的MR图像。

附图说明

[0022] 本发明的其他优点和构造从以下对实施例的描述中得到。其中:

[0023] 图1示出可以用来在短的时间段中以可变对比度拍摄和计算MR图像的MR设备,

[0024] 图2示意性示出如何进行运动校正的MR图像的计算的图,

[0025] 图3示出用于解释对于不同的运动阶段计算运动信息的图,

[0026] 图4示出根据运动阶段和对比度显示计算的和拍摄的MR图像的矩阵,

[0027] 图5示出具有在以可变的对比度计算MR图像时执行的步骤的流程图。

具体实施方式

[0028] 图1示意性示出了磁共振设备,利用其可以按照本发明在不同的对比度的情况下建立进行周期性运动的检查对象(如器官)的MR图像。磁共振设备具有用于产生极化场 B_0 的磁体10,其中在卧榻11上布置的被检人员12被移入到磁体的中心,以便在那里拍摄来自于检查对象的空间编码的磁共振信号。通过入射射频脉冲串和接通磁场梯度,可以将通过极化场 B_0 产生的磁化从平衡位置偏转并且可以利用未示出的接收线圈按照磁共振信号检测得到的磁化。用于利用不同的成像序列建立磁共振信号的一般工作方式,是专业人员公知的,从而不必详细解释。

[0029] 磁共振设备还具有中央控制单元13,其被使用来控制MR设备。中央控制单元13具有用于控制和接通磁场梯度的梯度控制器14。HF控制器15设置为用于控制和入射用于偏转磁化的HF脉冲。在存储单元16中例如可以存储对于拍摄MR图像所需的成像序列以及为了运行MR设备所需的其它程序。拍摄单元17控制图像拍摄并且由此根据所选择的成像序列控制,以何种顺序入射磁场梯度和HF脉冲。由此拍摄单元17也控制梯度控制器14和HF控制器15。在计算单元20中计算的MR图像可以在显示器18上显示,并且操作人员可以通过输入单元19操作MR设备。

[0030] 在图2中示意性示出了成像序列的一部分以及后处理步骤,利用其可以在给予造影剂之后进行心脏的拍摄,例如所谓的延迟增强检查。在入射HF脉冲21(在此是反转脉冲)之后,通过EKG触发器22进行EKG触发,在示意性利用横条29示出的时间段期间进行图像拍摄。图像拍摄例如可以是bSSFP序列,其使用具有k-t规则化的压缩感知技术(Compressed-Sensing-Technologie)。例如在直接在EKG的R峰之后入射的反转脉冲21之后拍摄二维MR数据。在示出的情况进行在四个心脏周期上的图像拍摄:心脏周期23、心脏周期24、心脏周期25和心脏周期26。在不同的心脏周期期间拍摄的MR图像的时间分辨率可以位于30和40ms之间,从而每个心脏周期拍摄多个MR图像。

[0031] 在图2中还示意性示出了在各个心脏周期中的各个MR图像所具有的对比度。如可以看出的,由于刚入射的反转脉冲,在第一心脏周期23的各个MR图像23a-23g之间的对比度非常强烈改变。磁化随着拍摄时间向其平衡状态靠近,从而在周期26中在各个MR图像之间在磁化中的区别仅是很小的。

[0032] 拍摄在至少两个周期上进行,其中在第一周期中(即周期23中)从MR图像到MR图像的磁化变化比在第二周期中(在示出的情况中即周期26中)更大。现在使用周期26的MR图像26a-26g,以计算运动的心脏的运动信息,例如形变信息。因为各个MR图像26a-26g具有小的对比度区别,所以可以利用这些图像很好确定心脏运动,因为在各个图像之间不出现组织引起的对比度区别。如何可以在不同的心脏阶段下互相配准各个MR图像和如何从中计算各个示出了在各个心脏阶段中心脏的形变的形变图像是专业人员公知的并且在此不详细解释。运动信息的可能计算在“EFFICIENT SYMMETRIC AND INVERSE-CONSISTENT DEFORMABLE REGISTRATION THROUGH INTERLEAVED OPTIMIZATION”,Christoph Guetter,Hui Xue,Christophe Chef d'hotel,Jens Guehring,Biomedical Imaging:From Nano to Macro,2011IEEE International Symposium,第590-593页,ISSN:1945-7928中描述。从第二周期,在此是最后的周期26的MR图像获得的这些形变图像在图2中示意性在区域27中示出。由此

识别心脏运动并且可以应用于在第一心脏周期中拍摄的MR图像23a-23g。如后面还要进一步详细结合图3和4解释的,由此可以从形变信息中对于第一周期的各个对比度分别确定对于周期性运动的不同阶段的MR图像,如示意性通过矩阵28示出的。

[0033] 上面描述的形变信息可以基于心脏的固有运动。如果由于不完全屏住的呼吸而还留有剩余运动,即,通过环境的运动引起的运动,则其同样还可以被校正。当在两个周期23和26之间还存在例如通过小的呼吸活动引起的轻微运动,则其可以在确定运动信息之前通过互相配准不同周期的MR图像被补偿。在此可以例如将来自于第一周期的最后的图像,即图像23g,配准到第二周期的最后的图像上,即图像26g。在此得到的第二运动信息然后可以应用于第二周期的整个MR图像。一般地,来自于两个周期的相同的运动阶段的MR图像可以互相比对,以便从中计算第二运动信息。

[0034] 根据图3首先解释,确定哪个运动或形变信息。在图3中为此示意性示出一个心脏周期的不同运动阶段,其中在示出的情况中示出四个运动阶段。当然也可以将周期性运动划分为更多或更少不同运动阶段。各个MR图像26a-26g对应于各个运动阶段或每个图像代表一个运动阶段,其中对于每个运动阶段,呈现至少一个MR图像。在图2中示出的例子中对于每个周期拍摄八幅图像。然而该数字可以改变并且仅为了画图的目的。如果第一运动阶段的MR图像与第二运动阶段的MR图像比较,则可以确定从第一相对于第二运动阶段而得到的运动变化。在图3中示意性利用箭头1-2示出了这一点。同样可以确定第一相对于第三阶段的运动或形变变化,在图中以1-3示出,并且第一相对于第四阶段的运动变化利用1-4示出。此外计算第二阶段相对于第一阶段或第二相对于第三或第四阶段的运动变化,从而计算从每个运动阶段到另一个运动阶段的运动变化。如果运动被划分为在周期内部的 n 个不同的运动阶段,则得到 $n(n-1)$ 个运动或形变信息。该运动或形变信息可以包含平移和/或旋转分量。利用这样确定的运动信息现在可以对于第一周期的MR图像确定对于不同的运动阶段的MR图像。

[0035] 这一点在图4中详细解释,在那里再次详细示出了图2的矩阵28。在图4中阴影线示出的MR图像是在各自的周期中由MR设备拍摄的MR图像,在示出的情况中是41-1,42-2,43-3和44-4。这四个图像例如可以是图2的MR图像23a-23g中任意四个。拍摄的MR图像41-1具有第一对比度,例如因为其直接在入射反转脉冲之后被拍摄。借助如在图3中解释的计算的形变图像,现在可以计算MR图像41-2,41-3和41-4。参考图3的例子,在此使用形变信息1-2,1-3和1-4,以便从拍摄的MR图像41-1中计算图像41-2至41-4。由此对于第一对比度完成MR图像的序列,其可以例如用于在第一对比度下运动的心脏的CINE显示。对于MR图像42可以进行类似计算。从拍摄的MR图像和运动信息,在此是运动信息2-1,2-3和2-4出发,计算MR图像42-1,42-3和42-4,从而对于另一个对比度计算MR图像的序列。以相同方式可以计算MR图像43-1至43-4和44-1至44-3。如在图4中示意性可以看出的,由此对于不同的对比度值分别获得对不同的运动阶段的MR图像的序列。MR图像的这些序列可以由医生评估,以便在不同对比度值情况下获得对于心肌的运动性的信息。

[0036] 此外可以从磁化演变中,如在图2中所示,计算T1-值和T2-值,例如通过三参数拟合,其根据产生的图像基于体素被计算。

[0037] 在图5中示意性综合了各个步骤。在步骤51中进行MR图像的拍摄,其中,如在图2中示出的,在拍摄MR图像之前可以接通反转脉冲或准备脉冲。然而如开头提到的,反转或准备

脉冲对于产生接近平衡状态的磁化演变并非绝对需要。在步骤52中然后可以从至少两个周期的第二周期的MR图像中确定运动信息,其中这在图4的例子中是第四周期或在拍摄MR图像期间的最后一个。在步骤53中该运动信息应用于第一周期的MR图像,以便,如在图4中所示,在不同的对比度值下,计算对于周期性运动的不同运动阶段的MR图像。然后可以在图像拍摄之后通过应用者在步骤54中确定对比度,应用者期望在该对比度下显示。这意味着,在后来才而不是在在步骤51中拍摄MR图像之前选择任意的对比度。在步骤55中然后可以利用选择的对比度显示期望的图像序列,例如对于CINE显示。可选地可以在步骤56中从磁化演变中,如在图2中所示,对于各个像素通过拟合曲线计算T1和T2值。

[0038] 上面描述的实施方式中,最后的周期,即所谓的第二周期的运动信息,仅应用于第一周期的MR图像。然而也可以的是,参考图2,最后的周期的运动信息也可以应用于第二周期,即周期24的MR图像,其中又出现与第一周期23中不同的对比度值。虽然对比度区别在周期24中不再如在周期23中那样大,但是运动信息的使用不限于第一周期23的MR图像;在第一周期23、24上的应用同样是可以考虑的。

[0039] 总之,上述发明使得可以按照足够的空间和时间分辨率在不同的对比度情况下建立MR图像。

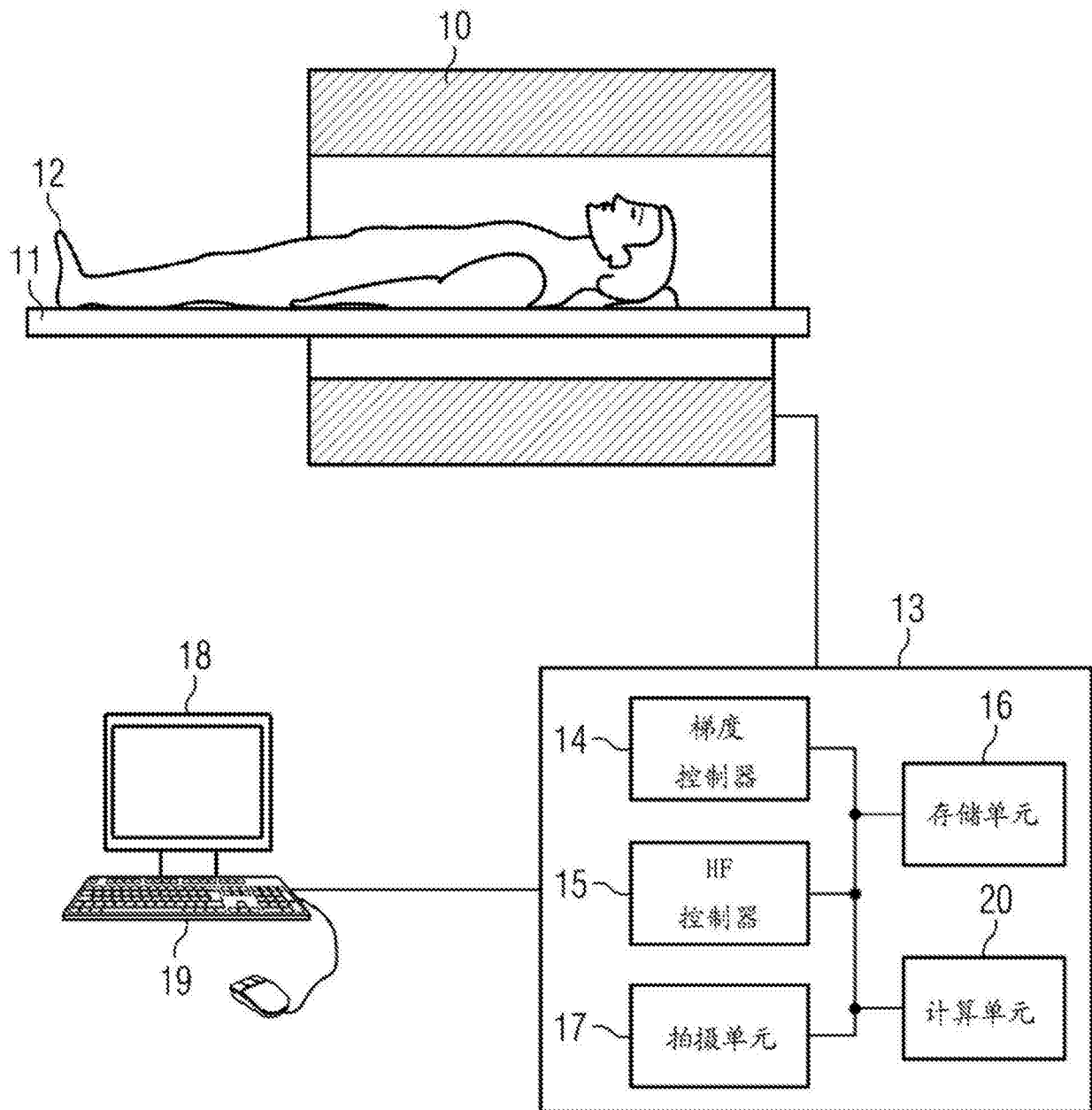


图1

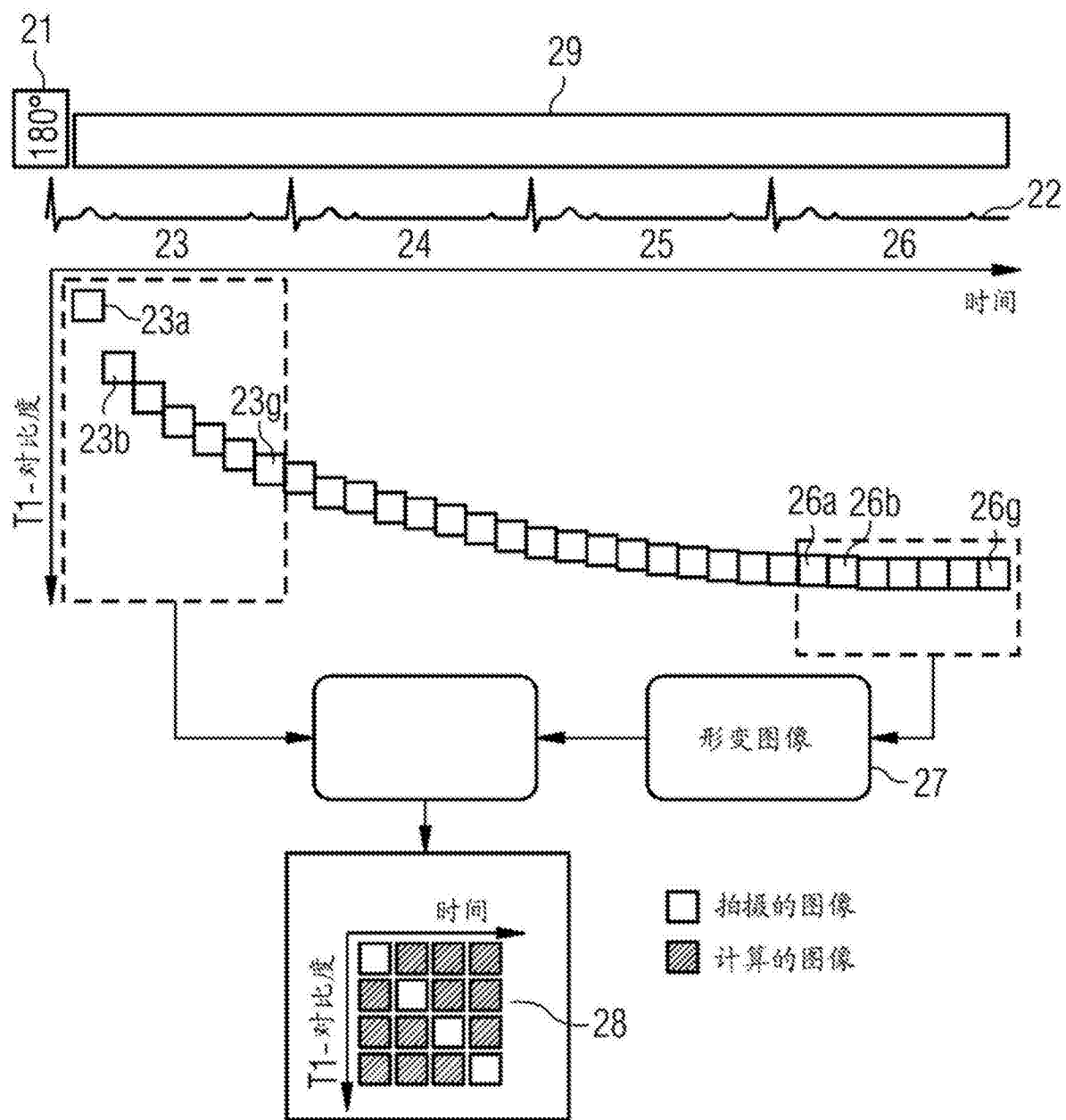


图2

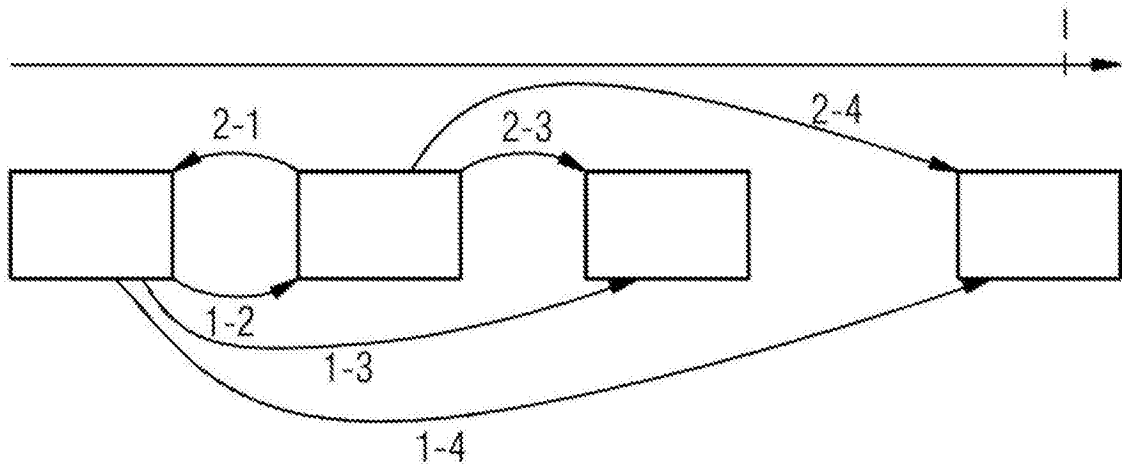


图3

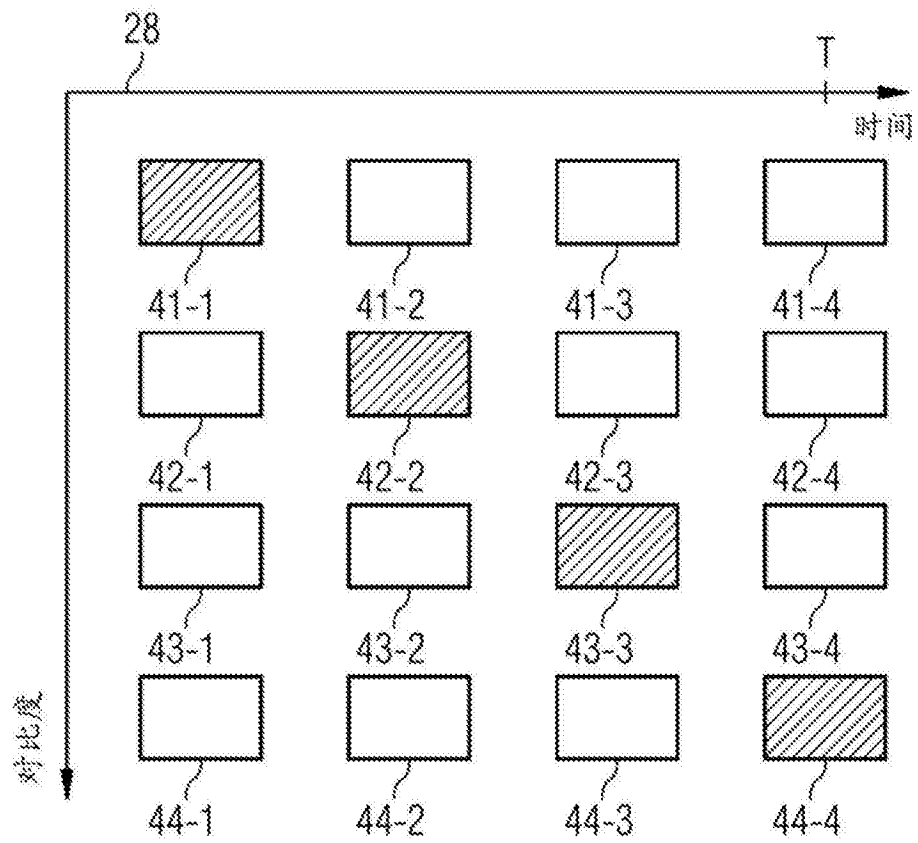


图4

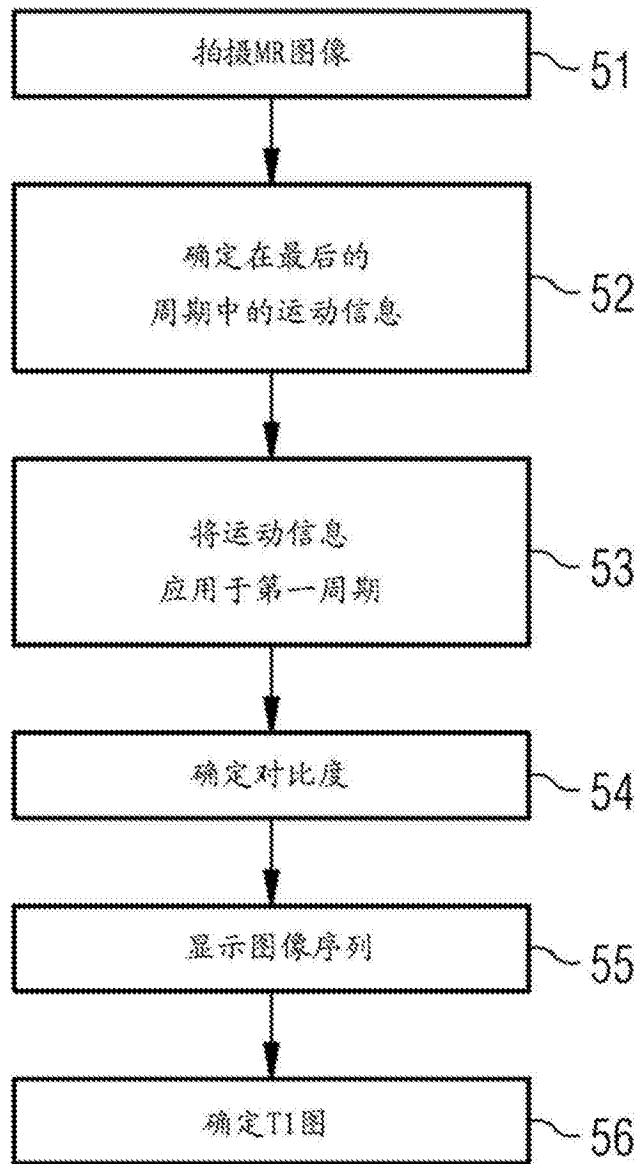


图5