



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110177491 A

(43)申请公布日 2019.08.27

(21)申请号 201780083282.8

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2017.12.11

代理人 刘兆君

(30)优先权数据

62/433,835 2016.12.14 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/055(2006.01)

2019.07.12

G01R 33/567(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 5/113(2006.01)

PCT/EP2017/082237 2017.12.11

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/108821 EN 2018.06.21

(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·塞内加 S·克吕格尔

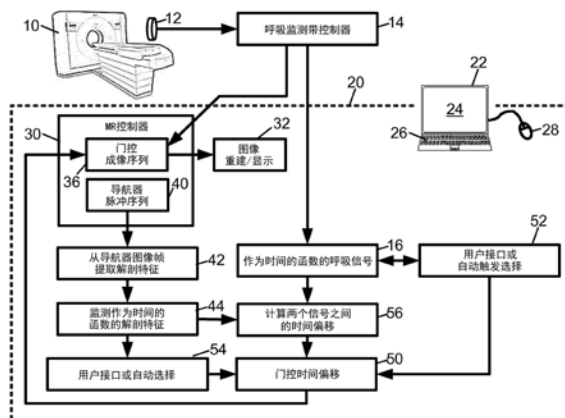
权利要求书3页 说明书5页 附图4页

(54)发明名称

用于触发磁共振成像序列的触发延迟的自动计算

(57)摘要

磁共振(MR)成像设备(10)重复执行导航器脉冲序列(40)以生成图像空间中的作为时间的函数的导航器数据,并且从所述导航器数据中提取作为时间的函数的解剖特征的随生理周期(例如呼吸)移动的运动信号(44)。作为时间的函数的并发生理信号(16)由生理监测器(12、14)与重复执行导航器脉冲序列同时生成。通过将作为时间的函数的解剖特征的运动信号与作为时间的函数的并发生理信号进行比较来确定门控时间偏移(50)。所述MR成像设备使用门控时间来执行前瞻性或回顾性门控MR成像序列(36),所述门控时间被定义为由所述门控时间偏移修改的、由所述生理监测器检测到的门控事件的发生时间。



1. 一种用于磁共振 (MR) 成像设备的门控设备, 所述门控设备包括:
 - 生理监测器 (12、14);
 - 电子处理器 (20); 以及
 - 非瞬态存储介质, 其存储导航器脉冲序列 (40)、门控MR成像序列 (36)、以及可由电子处理器读取和运行以执行门控MR成像方法的指令, 所述门控MR成像方法包括:
 - 操作所述MR成像设备以重复运行所述导航器脉冲序列从而在图像空间中生成作为时间的函数的导航器数据;
 - 从所述导航器数据中提取作为时间的函数的解剖特征的运动信号 (44);
 - 与操作所述MR成像设备以重复地运行所述导航器序列同时, 采集由所述生理监测器生成的作为时间的函数的并发生理信号 (16);
 - 通过将作为时间的函数的所述解剖特征的所述运动信号与作为时间的函数的所述并发生理信号进行比较来确定门控时间偏移 (50); 以及
 - 使用门控时间来操作所述MR成像设备以执行所述门控MR成像序列, 所述门控时间被定义为由所述门控时间偏移修改的、由所述生理监测器检测到的门控事件的发生时间。
2. 根据权利要求1所述的门控设备, 其中, 确定所述门控时间偏移 (50) 包括:
 - 计算 (56) 与所述解剖特征的所述运动信号 (44) 和所述并发生理信号 (16) 之间的相移相对应的时间。
3. 根据权利要求1-2中的任一项所述的门控设备, 还包括:
 - 显示器 (24); 以及
 - 用户输入设备 (26、28);
 - 其中, 所述门控MR成像方法还包括:
 - 操作所述显示器以针对共同的时间轴绘制所述解剖特征的所述运动信号 (44) 和所述并发生理信号 (16);
 - 经由所述用户输入设备, 接收 (52) 指示所述并发生理信号的绘图上的门控事件的用户输入;
 - 经由所述用户输入设备, 接收 (54) 指示在所述解剖特征的所述运动信号的绘图上的MR成像数据采集的期望的开始的用户输入; 以及
 - 基于所指示的门控事件与所指示的MR成像数据采集的期望的开始之间的时间差来计算所述门控时间偏移 (50)。
4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的门控设备, 其中, 所述门控MR成像采用前瞻性门控, 其中, MR成像数据采集在所述门控时间被触发。
5. 根据权利要求1-3中的任一项所述的门控设备, 其中, 所述门控MR成像采用回顾性门控, 其中, 连续采集MR成像数据, 同时记录使用所述生理监测器 (12、14) 检测到的所述门控事件, 并且使用由所述门控时间偏移 (50) 修改的记录的所述门控事件进行回顾性门控。
6. 根据权利要求1-5中的任一项所述的门控设备, 其中, 所述生理监测器 (12、14) 包括呼吸监测器, 并且所述门控MR成像是呼吸门控MR成像。
7. 根据权利要求6所述的门控设备, 其中, 所述提取包括:
 - 从所述导航器数据提取作为时间函数的胸部隔膜边界的运动信号 (44)。
8. 根据权利要求1-5中的任一项所述的门控设备, 其中, 所述生理监测器包括心电图仪

(ECG),并且所述门控MR成像是ECG门控MR成像。

9. 根据权利要求1-8中的任一项所述的门控设备,其中,所述导航器脉冲序列(40)是铅笔束导航器,并且操作所述MR成像设备(10)以重复执行所述铅笔束导航器脉冲序列生成图像空间中的一维(1D)导航器数据集的时间序列。

10. 根据权利要求1-8中的任一项所述的门控设备,其中,所述导航器脉冲序列(40)是二维或三维(2D或3D)导航器脉冲序列,并且操作所述MR成像设备(10)以重复运行所述2D或3D导航器脉冲序列生成2D或3D图像的时间序列。

11. 一种非瞬态存储介质,其存储有:

导航器脉冲序列(40);

门控磁共振(MR)成像序列(36);以及

可由电子处理器(20)读取和运行以执行门控MR成像方法的指令,所述门控MR成像方法包括:

操作MR成像设备(10)以重复运行导航器脉冲序列从而

在图像空间中生成作为时间的函数的导航器数据;

从所述导航器数据中提取作为时间的函数的解剖特征的运动信号(44);

与操作MR成像设备以重复运行导航器序列同时,采集由呼吸或心脏监测器(12、14)生成的作为时间的函数的并发呼吸或心脏周期信号(16);

通过将作为时间的函数的所述解剖特征的所述运动信号与作为时间的函数的所述并发呼吸或心脏周期信号进行比较来确定门控时间偏移(50);以及

使用门控时间来操作所述MR成像设备以执行所述门控MR成像序列,所述门控时间被定义为由所述门控时间偏移修改的、由所述呼吸或心脏监测器检测到的门控事件的发生时间。

12. 根据权利要求11所述的非瞬态存储介质,其中,确定所述门控时间偏移(50)包括:

计算(56)与所述解剖特征的所述运动信号(44)与所述并发呼吸或心脏信号(16)之间的相移相对应的时间。

13. 根据权利要求11-12中的任一项所述的非瞬态存储介质,其中,所述门控MR成像方法还包括:

操作显示器(24)以针对共同的时间轴绘制所述解剖特征的所述运动信号(44)和所述并发呼吸或心脏信号(16)。

14. 根据权利要求11-13中的任一项所述的非瞬态存储介质,其中,所述门控MR成像方法还包括:

接收对所述并发呼吸或心脏信号中的门控事件的识别或自动识别所述并发呼吸或心脏信号中的门控事件(52);

接收对所述解剖特征的所述运动信号中的MR成像数据采集的期望的开始的识别或自动识别所述解剖特征的所述运动信号中的MR成像数据采集的期望的开始(54);以及

基于所指示的门控事件与所指示的MR成像数据采集的期望的开始之间的时间差来计

算所述门控时间偏移(50)。

15. 根据权利要求11-14中的任一项所述的非瞬态存储介质,其中,所述门控MR成像采用以下之一:

前瞻性门控,其中,MR成像数据采集在所述门控时间被触发;以及

回顾性门控,其中,连续采集MR成像数据采集,同时记录使用所述呼吸或心脏监测器(12、14)检测到的所述门控事件,并且使用由所述门控时间偏移(50)修改的记录的所述门控事件进行回顾性门控。

16. 根据权利要求11-15中的任一项所述的非瞬态存储介质,其中,所述提取包括:

从所述导航器数据中提取作为时间的函数的器官边界的运动信号(44)。

17. 根据权利要求11-16中的任一项所述的非瞬态存储介质,其中,以下之一:

所述导航器脉冲序列(40)是铅笔束导航器,并且操作所述MR成像设备(10)以重复执行所述铅笔束导航器脉冲序列生成图像空间中的一维(1D)导航器数据集的时间序列;

所述导航器脉冲序列是二维(2D)导航器脉冲序列,并且操作所述MR成像设备(10)以重复运行2D导航器脉冲序列生成2D图像的时间序列;或者

所述导航器脉冲序列是三维(3D)导航器脉冲序列,并且操作所述MR成像设备(10)以重复运行3D导航器脉冲序列生成3D图像的时间序列。

18. 一种门控磁共振(MR)成像方法,包括:

使用MR成像设备(10)重复执行导航器脉冲序列(40),以在图像空间中生成作为时间的函数的导航器数据;

从所述导航器数据中提取作为时间的函数的解剖特征的运动信号(44);

与操作MR成像设备以重复执行导航器序列同时,采集由呼吸监测器(12、14)生成的作为时间的函数的并发呼吸周期信号(16);

通过将作为时间的函数的所述解剖特征的所述运动信号与作为时间的函数的所述并发呼吸周期信号进行比较来确定门控时间偏移(50);以及

使用门控时间来操作所述MR成像设备以执行门控MR成像序列(36),所述门控时间被定义为由所述门控时间偏移修改的、由所述呼吸监测器检测到的门控事件的发生时间。

19. 根据权利要求18所述的门控MR成像方法,其中,所述解剖特征是器官边界。

20. 根据权利要求18-19中的任一项所述的门控MR成像方法,其中,确定所述门控时间偏移(50)包括:

将所述门控时间偏移计算为所述呼吸周期信号(16)中的门控事件与所述解剖特征的所述运动信号(44)中的参考点之间的时间差。

用于触发磁共振成像序列的触发延迟的自动计算

技术领域

[0001] 以下总体涉及医学成像领域、门控医学成像领域、磁共振成像领域和相关领域。

背景技术

[0002] 在由磁共振 (MR) 成像扫描中的呼吸或心脏搏动引起的成像伪影是关注的情况下,可以在MR检查期间使用生理传感器来测量相关生理信号并计算生理曲线。该信号可在成像期间用于触发数据采集或门控。生理传感器可以例如使用附接到压力传感器的充气带来测量呼吸运动,或者光学相机可以跟踪身体部位或专用标记的运动并且从成像的运动导出呼吸信号。通常使用拾取脉冲的光电体积描记脉搏波 (PPG) 传感器或心电图 (ECG) 设备测量心脏搏动。替代地,测量皮肤区域上反射光变化的光学相机系统可用于监测心脏活动。由这种生理传感器测量的呼吸或心脏信号是通过MR成像而被成像的内部器官的运动的代理。

[0003] 以下公开了新的和改进的系统和方法。

发明内容

[0004] 在一个公开的方面中,公开了一种用于磁共振 (MR) 成像设备的门控设备。所述门控设备包括生理监视器、电子处理器和非瞬态存储介质,所述非瞬态存储介质存储导航器脉冲序列,门控MR成像序列,以及可由电子处理器读取和运行以执行门控MR成像方法的指令。所述方法包括:操作所述MR成像设备以重复执行导航器脉冲序列从而在图像空间中生成作为时间的函数的导航器数据;从所述导航器数据中提取作为时间的函数的解剖特征的运动信号;与操作所述MR成像设备以重复地执行导航器序列导航器序列同时,采集由所述生理监视器生成的作为时间的函数的并发生理信号;通过将作为时间的函数的解剖特征的运动信号与作为时间的函数的并发生理信号进行比较来确定门控时间偏移;并且使用门控时间来操作所述MR成像设备以执行所述门控MR成像序列,所述门控时间被定义为由门控时间偏移修改的、由生理监视器检测到的门控事件的发生时间。

[0005] 在另一个公开的方面中,一种非瞬态存储介质存储导航器脉冲序列、门控磁共振 (MR) 成像序列、以及可由电子处理器读取和运行以执行门控MR成像方法的指令,所述门控MR成像方法包括:操作MR成像设备以重复执行导航器脉冲序列从而在图像空间中生成作为时间的函数的导航器数据;从所述导航器数据中提取作为时间的函数的解剖特征的运动信号;与操作所述MR成像设备以重复执行导航器序列导航器序列同时,采集由呼吸或心脏监视器生成的作为时间的函数的并发呼吸或心脏周期信号;通过将作为时间的函数的解剖特征的运动信号与作为时间的函数的并发呼吸或心脏周期信号进行比较来确定门控时间偏移;并且使用门控时间来操作所述MR成像设备以执行所述门控MR成像序列,所述门控时间被定义为由门控时间偏移修改的、由呼吸或心脏监视器检测到的门控事件的发生时间。

[0006] 在另一个公开的方面中,一种门控磁共振 (MR) 成像方法包括:使用MR成像设备重复执行导航器脉冲序列,以在图像空间中生成作为时间的函数的导航器数据;从所述导航器数据中提取作为时间的函数的解剖特征的运动信号;与操作所述MR成像设备以重复运行

所述导航器序列同时,采集由呼吸监测器生成的作为时间的函数的并发呼吸周期信号;通过将作为时间的函数的所述解剖特征的所述运动信号与作为时间的函数的所述并发呼吸周期信号进行比较来确定门控时间偏移;并且使用门控时间来操作所述MR成像设备以执行门控MR成像序列,所述门控时间被定义为由门控时间偏移修改的、由呼吸监测器检测到的门控事件的发生时间。

[0007] 一个优点在于提供生理门控,其具有对被成像的(一个或多个)内部器官的期望状态的改善的保真度。

[0008] 另一个优点在于提供更准确地针对被成像的(一个或多个)内部器官的期望状态的门控MR成像。

[0009] 另一个优点在于提供具有对由门控分离出的(一个或多个)内部器官的所需状态的用户选择的门控MR成像。

[0010] 给定实施例可以不提供前述优点,提供前述优点中的一个、两个、更多或全部,和/或可以提供其它优点,对于本领域普通技术人员而言,在阅读和理解了本公开后,这将变得显而易见。

附图说明

[0011] 本发明可以采取各种部件和各部件的布置以及各种步骤和各步骤的安排的形式。附图仅出于图示优选的实施例的目的并且不应被解释为对本发明的限制。

[0012] 图1图解地图示了包括如本文所公开的呼吸门控的磁共振(MR)成像设备。

[0013] 图2图解地图示了作为时间的函数的呼吸监测波形。

[0014] 图3图解地图示了作为时间的函数的导航器特征波形。

[0015] 图4图解地图示了绘制在一起的呼吸监视器和导航器特征波形,其中指示了特定显著测量。

具体实施方式

[0016] 在典型的门控MR成像期间进行的隐含假设是由生理传感器测量的生理信号(例如呼吸或心动循环信号)与内部器官的主要运动和内部器官的运动状态(例如呼气末或吸气端(或舒张末期和收缩末期))紧密相关并且“同相”。在一些门控设备中,可以将预设或操作者设定的恒定时间延迟添加到由生理装置测量的每个呼吸或心动周期内检测到的生理信号门控事件。在本文中认识到,对于特定患者或特定MR成像检查,这些假设可能是错误的。在本文中公开的门控方法中,为了获得最佳图像质量,针对每个患者和每个MR成像检查单独设置门控时间偏移。

[0017] 参考图1,门控磁共振(MR)成像系统包括MR成像设备10,作为非限制性说明其可以包括可从荷兰埃因霍温的皇家飞利浦有限公司获得的Ingenia™ MR成像设备。提供生理监测器12以监测用于门控的生理信号。在说明性实施例中,生理监测器12是连接到压力传感器的充气带形式的呼吸监测器,使得当患者吸气时,充气带中的压力增加并且当患者呼气时压力降低,因此,作为时间的函数的压力是作为时间的函数的患者呼吸的表示。(虽然在本文中出于简洁使用术语“患者”,但应理解,MR成像对象可以是医院患者,门诊患者,接受医学检查的人类对象,运动员或接受医学许可(包括MR成像检查)的其他人,等等)。示例性

的基于缚带的呼吸监测器12仅是示例,并且应当理解,呼吸监测器可以被选择为监测用于门控的另一个所选生理变量。作为另一个示例,生理监测器可以是监测心脏循环的心电图(ECG)设备-这样的生理监测器适用于心脏门控。生理监测器12包括生理监测器控制器14或者与生理监测器控制器14连接,例如,被连接以读取压力传感器并在说明性的基于缚带的呼吸监测器12中的输出模拟或数字压力读数的电子处理器,或者在基于ECG的心脏监测器的情况下的ECG控制器。生理监视器12、14的输出是作为时间的函数的生理信号(例如呼吸信号)16。

[0018] 电子处理器20被编程为执行如本文中所公开的各种功能。说明性电子处理器20被实现为具有显示器24和至少一个用户输入设备的计算机22(例如说明性的键盘26和鼠标28和/或显示器24的触摸敏感覆盖层,等等)。更具体地,提供了一种非瞬态存储介质(未示出),其存储可由电子处理器20读取和运行以执行所公开的各种功能的指令。通过限制性示例,所述非瞬态存储介质可以是包括硬盘驱动器或其他磁性存储介,光盘或其他光学存储介质,固态驱动器,固态驱动器(SSD),或其他电子存储介质,它们的各种组合,等等。电子处理器20实现MR控制器30,其控制MR成像设备10以执行MR成像数据采集,并实施MR图像重建和显示处理32,例如执行傅里叶重建或其他MR图像重建以将所采集的k空间MR成像数据转换为图像空间中的图像并操作显示器24以显示重建的图像。

[0019] 继续参考图1,门控MR成像序列36被存储在非瞬态存储介质(例如,存储由电子处理器20读取和运行的指令的相同非瞬态存储介质)上。另外,导航器脉冲序列40被存储在非瞬态存储介质上。该MR控制器30被编程为操作MR成像设备10来使用门控时间执行门控MR成像序列36,所述门控时间被定义为如本文所公开的使用导航器脉冲序列40确定的门控时间偏移修改的、由生理监视器12、14检测的门控事件的发生时间。

[0020] 导航器脉冲序列40是生成MR数据的快速MRI序列(例如,k空间样本),其可以被转换到图像空间。导航器脉冲序列40可以是快速二-维(2D)或三维-(3D)成像序列,分别采集2D或3D导航图像。替代地,导航器脉冲序列40可以是一个或多个一维(1D)笔形波束导航器,其采集图像空间中的一个或多个1D导航器数据集。导航器脉冲序列40通常被设计成产生1D、2D或3D图像数据集,其与具有与作为门控基础的运动的生理现象相对应的运动的解剖特征相交。例如,在呼吸门控MR成像的情况下,合适的解剖特征是胸部隔膜边界或肝脏边界,因为预期这些边界随着呼吸周期而移动。由于胸膜的收缩和随后的运动提供了吸气的动力,因此胸膜边界移动。由于肝脏靠近胸腔隔膜并随之移动,因此肝脏边界预计会随呼吸周期移动。可以替代地使用其他解剖特征,例如胸腔的选定肋骨。在心脏门控的MR成像的情况下,可以通过导航器监测其运动的合适的解剖特征包括构成心肌壁的心肌组织边界,或具有由搏动的的心脏血压波引起的运动的主动脉或静脉。这些仅仅是说明性的示例。

[0021] 门控设备(例如,MR控制器30和辅助部件)通过操作MR成像设备10重复执行导航器脉冲序列40以根据时间在图像空间中生成导航器数据来确定门控时间偏移。从导航器数据中提取42作为时间的函数的解剖特征的运动信号44。例如,在包括胸部隔膜边界的特征的情况下,操作42可以包括将该边界识别为每个2D或3D导航器图像中的陡峭强度梯度(或者在1D笔形波束导航器的情况下,在图像空间中的每个1D导航器数据集),并且该边界的位置针对图像的时间序列或者1D导航器数据集作为时间的函数被绘制,以产生运动信号44。与操作MR成像设备10以重复执行该导航器序列40同时,由生理监视器12、14生成作为时间的

函数的并发生理信号16。这是直截了当的,因为生理监测器12(例如充气带)被设计为与装载到MR成像设备10中的患者一起操作以提供门控信号;因此,在重复执行导航器脉冲序列40期间执行相同的生理监测以生成并发生理信号16。然后通过将作为时间的函数的解剖特征的运动信号44与作为时间的函数的并发生理信号16进行比较来确定门控时间偏移50。之后,在门控中使用该门控时间偏移50。也就是说,MR控制器30操作MR成像设备10来使用门控时间执行门控MR成像(即执行门控MR成像序列36),所述门控时间被定义为由生理监测器12、14检测的通过门控时间偏移50而被修改门控事件的发生时间。

[0022] 在图1的说明性示例中,门控时间偏移50通过如下地比较信号16、50确定。在操作52中,在生理信号16中识别出所选择的门控事件的发生。这可以自动完成,例如,门控事件可以被定义为针对说明性充气带式呼吸监测器测量的压力最大值(或最小值),并且在压力-时间波形中容易地自动检测这样的最大值(或最小值)。替代地,可以手动执行操作52,例如可以绘制压力-时间波形,并且MR操作者使用鼠标28手动选择事件。类似地,在操作54中,在运动信号44中识别出期望的MR成像数据采集的开始。同样,这可以自动或手动完成。例如,可以将运动信号44绘制为时间的函数,并且用户在解剖特征的运动信号44的图上选择期望的开始。替代地,可以使用某些标准自动选择期望的开始,例如识别运动较小的静止期的开始。在呼吸的情况下,这通常对应于呼气末期,并且预期在此期间隔膜(及其边界)将具有很少的运动。然后选择门控时间偏移50作为所选择的门控事件的时间与所需的MR成像数据采集开始的时间之间的时间差。

[0023] 应该注意的是,门控可以前瞻性地或回顾性地进行。在门控MR成像采用预期门控的实施例中,MR成像数据采集在门控时间被触发,所述门控时间被定义为由生理监测器检测到的、通过门控时间偏移50修改的门控事件的发生时间。在这种情况下,门控时间偏移50应该是门控延迟,即修改是通过门控时间偏移来延迟MR成像数据采集的开始。

[0024] 在回顾性门控的情况下,MR成像数据被连续采集的,同时记录使用生理监视器12、14检测到的门控事件,并且使用通过所述门控时间偏移修改所记录的门控事件对收集的成像数据进行回顾性门控50。事件被标记为事件时间+偏移作为接受窗口的起始点以验证或无效相应数据并跟踪测量的数据直到完成。

[0025] 在一个变型实施例中,门控时间偏移50被自动地在操作56通过计算这两个信号16、44之间的时间偏移来确定。这一方法认识到,无论是生理信号16和运动信号44预计是至少准周期性的(在呼吸或心脏门控的情况下),使得可以在两个信号16、44之间限定相移。在这种情况下,相移用作门控时间偏移50。

[0026] 以上仅是用于通过将作为时间的函数的解剖特征的运动信号44与作为时间的函数的并发生理信号16进行比较来确定门控时间偏移50的一些方法的说明性示例。而且,所公开的方法不是相互排斥的。例如,通过相关性56来计算时间差可以增强在生理信号16中识别52触发事件并且识别54运动信号44中的期望的开始时间并将该差值作为门控时间偏移50的方法从而确保在操作52、54中确定的时间是在同一呼吸周期(或相同的心动周期,等等)。还预期其他方法。通常,利用作为时间的函数的解剖特征的运动信号44来考虑测量的生理信号(例如呼吸信号或心脏信号)与由生理过程(例如呼吸或心脏周期)产生的成像解剖结构的运动之间的时间偏移的患者特异性或甚至成像扫描特异的变化。

[0027] 在本文的说明性示例中,虽然为了简洁而示出了单个电子处理器20,但是应当理

解,本文中公开的电子处理可以替代地由多个可操作地互连的电子处理器实现。例如,MR控制器30可以实现为专用电子控制器,而重建/显示器32可以由不同的计算机实现。还预期生理监测控制器与控制MR成像设备10的电子处理器和/或与重建和显示MR图像的电子处理器集成。同样地,在本文中使用的术语“非瞬态存储介质”等的任何地方,应当理解,存储介质可以是单个存储介质或可以包括多个存储介质。例如,可以设想在与存储在成像和导航器序列36、40的存储介质的不同存储介质上存储由MR控制器30运行的指令。

[0028] 现在参考图2-4,呈现了与呼吸门控的MR成像有关的更具体的说明性示例。在该示例中,在成像检查开始时,使用MR成像设备10重复执行导航器脉冲序列40来采集导航器(1D、2D或3D)信号。导航器被定位(手动地,例如使用侦察扫描,或自动地)在目标移动结构的位置处(即,其运动被跟踪的解剖特征)。采集在几个呼吸或心动周期(或用于门控的其他生理周期)上的移动解剖特征的实时导航器图像。使用图像分析技术(例如,边缘检测、区域分割等)从导航器图像计算42代表主运动方向的运动曲线44。同时,由所述生理传感器12、14测量的生理信号16被采集。在该示例中,门控时间偏移50如下地确定。例如,基于最大化这两个信号之间的相关性来计算(操作56)这两个信号16、44之间的平均值(或中值)的移位。基于一些预先设置,或者由操作者手动或自动,针对成像(例如呼气末或吸气末)所期望的内部器官的运动状态被定义(操作52、54)。这可以例如使用图形用户接口来手动完成。基于平均移位和一个呼吸周期内的期望运动状态的位置来计算门控时间偏移50(对于呼吸门控的说明性示例)。图2图示了生理信号16的合适示例,其在此被实施为通过分析MR成像设备10的磁体孔的壁上的胸部阴影的移动而确定的呼吸信号。(相反,在图1的实施例中,该呼吸信号由充气带12提供)。图3图示了解剖特征(即图3的说明性示例中的肝脏圆顶)的运动曲线44,其是由于在产生图2的呼吸信号的相同呼吸周期中由1D笔形射束导航器序列测量的呼吸。在图3中,箭头示出了在期望的成像数据采集开始时的运动状态。图4图示了针对共同的时间轴的两个信号16、44作图的显示。在图4中,这两条曲线16、44之间的均值或中值时移TS由通过最大化这两条曲线之间的互相关性来确定的时间偏移表示。由于信号16、44是(准)周期性的,这个时间偏移也可以被认为是解剖特征的运动信号44与并发生理信号16之间的相移。

[0029] 已经参考优选实施例描述了本发明。通过阅读和理解前述的详细描述,本领域技术人员可以想到各种修改和变型。目的是,本发明被理解为包括所有这样的修改和变动,只要它们落了权利要求书或其等价方案的范围之内。

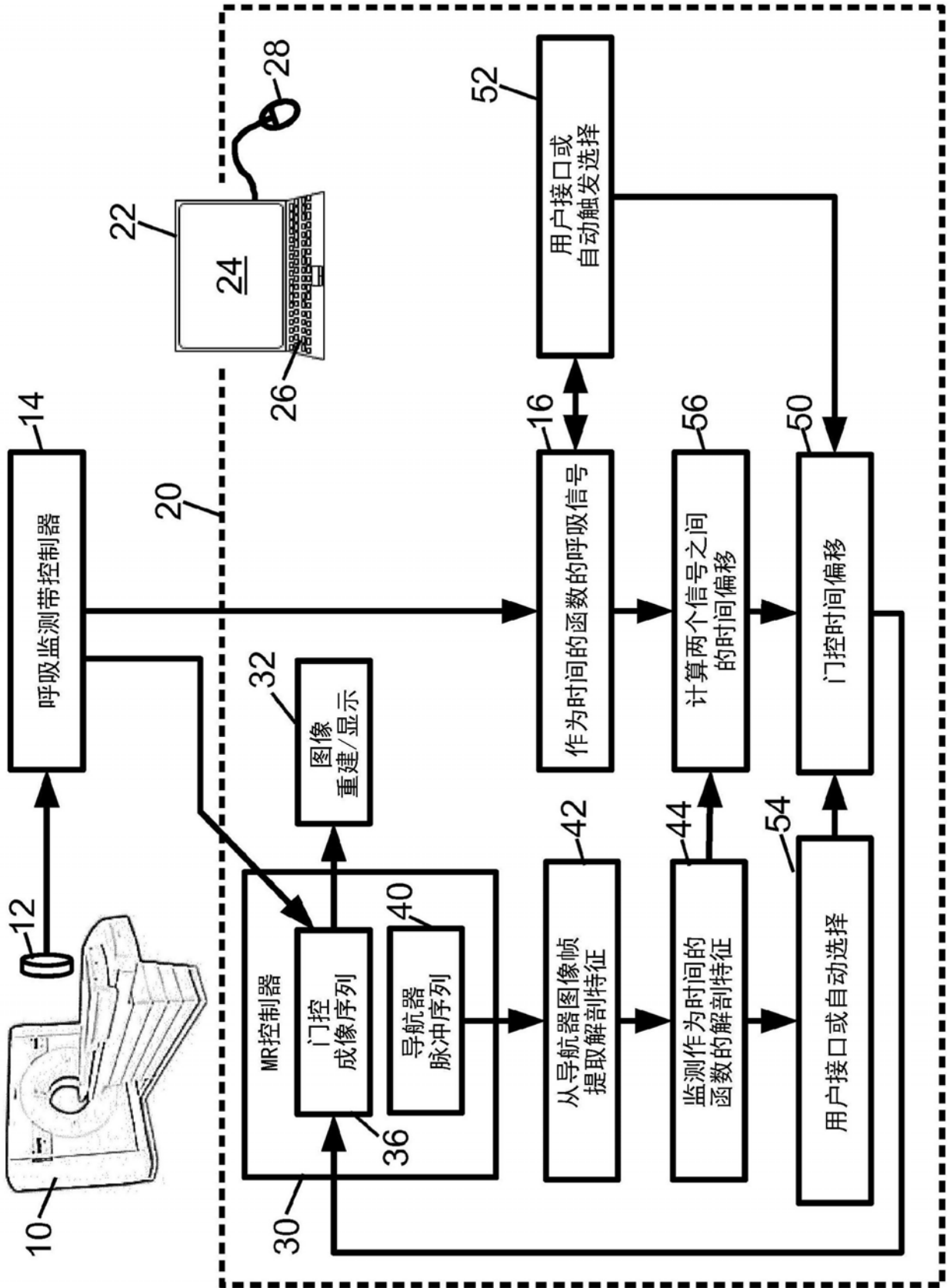


图1

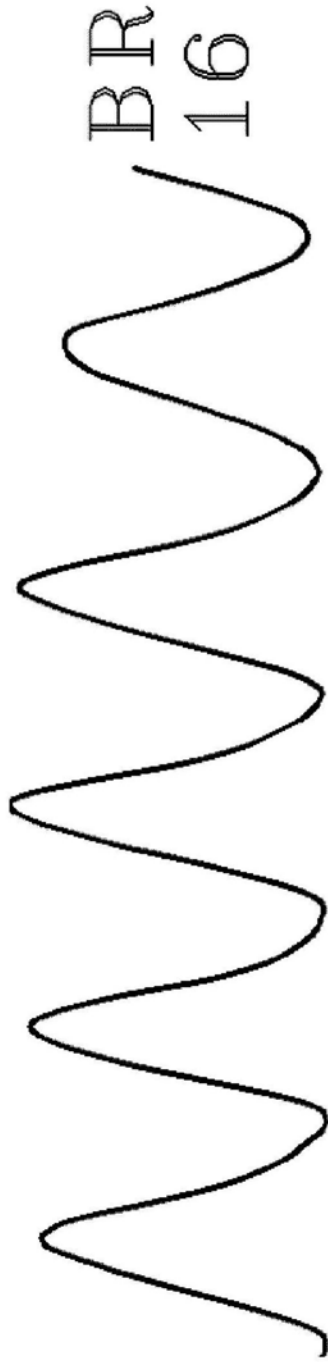


图2

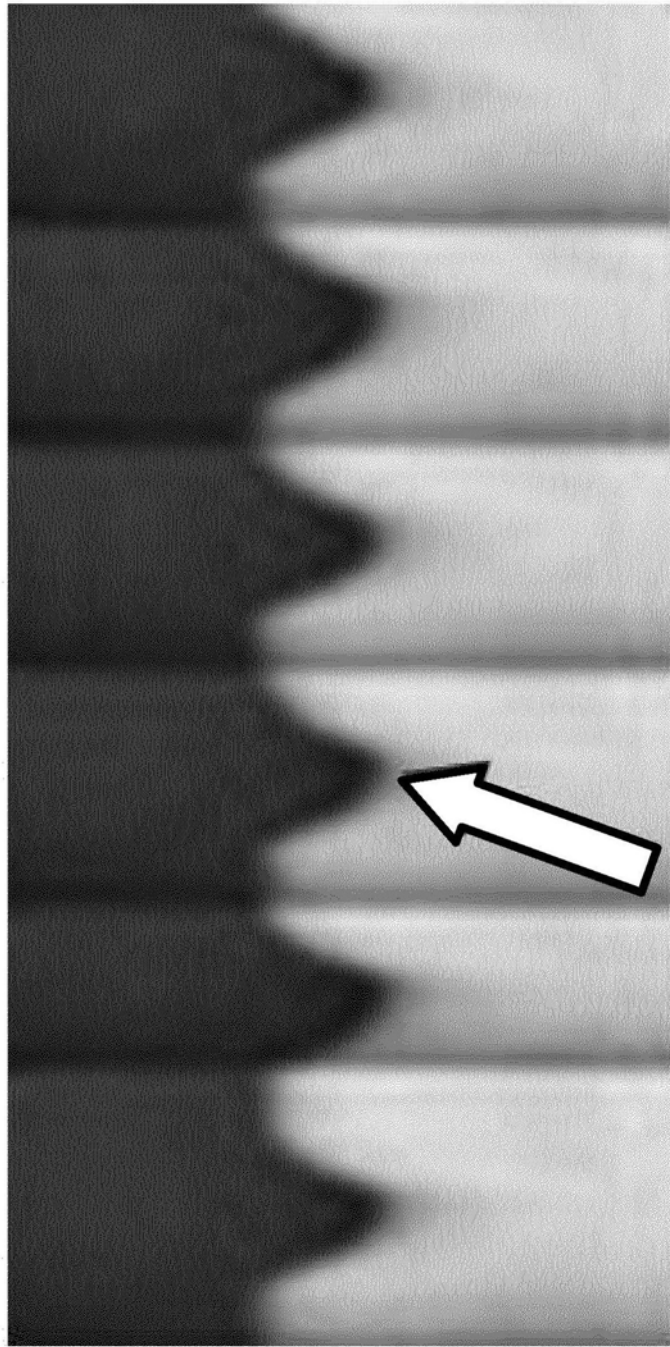


图3

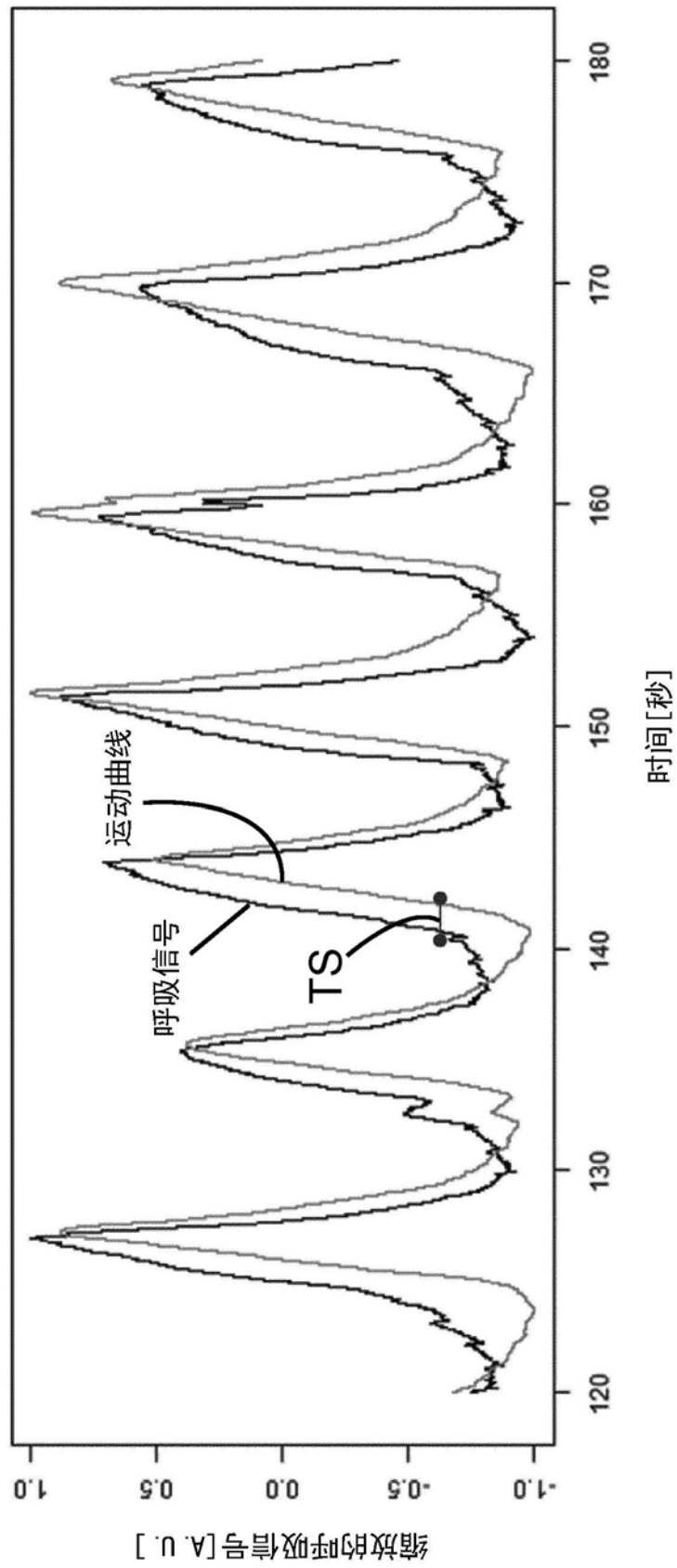


图4

专利名称(译)	用于触发磁共振成像序列的触发延迟的自动计算		
公开(公告)号	CN110177491A	公开(公告)日	2019-08-27
申请号	CN201780083282.8	申请日	2017-12-11
[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	J塞内加 S克吕格尔		
发明人	J·塞内加 S·克吕格尔		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/055 G01R33/567 A61B5/113		
CPC分类号	A61B5/055 A61B5/113 A61B5/7289 A61B5/7292 G01R33/5673 G01R33/5676		
代理人(译)	刘兆君		
优先权	62/433835 2016-12-14 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

磁共振(MR)成像设备(10)重复执行导航器脉冲序列(40)以生成图像空间中的作为时间的函数的导航器数据，并且从所述导航器数据中提取作为时间的函数的解剖特征的随生理周期(例如呼吸)移动的运动信号(44)。作为时间的函数的并发生理信号(16)由生理监测器(12、14)与重复执行导航器脉冲序列同时生成。通过将作为时间的函数的解剖特征的运动信号与作为时间的函数的并发生理信号进行比较来确定门控时间偏移(50)。所述MR成像设备使用门控时间来执行前瞻性或回顾性门控MR成像序列(36)，所述门控时间被定义为由所述门控时间偏移修改的、由所述生理监测器检测到的门控事件的发生时间。

