



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 118202264 A

(43) 申请公布日 2024.06.14

(21) 申请号 202280073509.1

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22) 申请日 2022.10.28

专利代理师 刘兆君

(30) 优先权数据

21206637.7 2021.11.05 EP

(51) Int.Cl.

G01R 33/567 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2024.04.30

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2022/080278 2022.10.28

(87) PCT国际申请的公布数据

W02023/078804 EN 2023.05.11

(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 E·阿尔贝茨 B·斯泰姆肯斯

A·霍伊费林克-马克

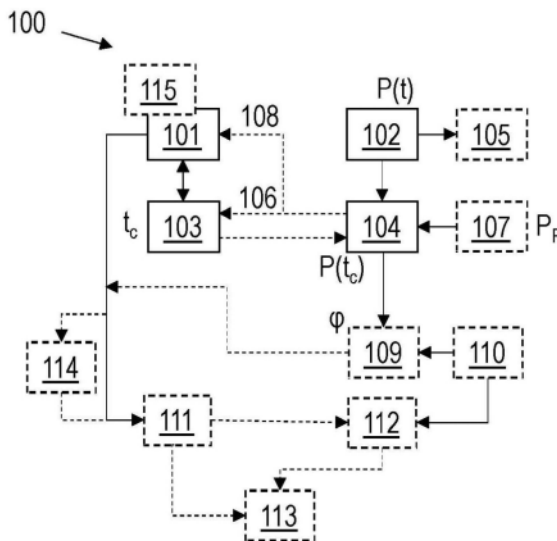
权利要求书3页 说明书22页 附图2页

(54) 发明名称

MRI中的呼吸状态对齐

(57) 摘要

公开了一种用于在磁共振成像会话期间对对象的呼吸进行呼吸监测的设备、系统、方法(100)和计算机程序产品。所述方法包括:采集(101)磁共振成像数据,所述磁共振成像数据包括沿着k空间矩阵中的至少一个轨迹节段的k空间值,通过测量一个或多个呼吸参数来监测(102)所述对象的所述呼吸,确定(103)当在采集(101)所述磁共振成像数据时对所述k空间矩阵的中心和/或所述k空间轨迹节段上的到所述k空间矩阵的中心的最近点进行采样时的时间点,并且使用所述呼吸的所述监测(102)来确定(104)针对所述时间点的所述至少一个呼吸参数。



1. 一种用于在磁共振成像会话期间对对象的呼吸进行呼吸监测的设备 (10), 所述设备包括:

传感器输入部 (11), 其用于接收传感器数据并且根据其确定至少一个呼吸参数以在所述磁共振成像会话期间连续地监测所述对象的所述呼吸,

数据输入部 (13), 其用于接收磁共振成像数据, 所述磁共振成像数据包括沿着k空间矩阵中的至少一个轨迹节段的k空间值,

控制器输出部 (19), 以及

处理器 (14),

其中, 所述处理器 (14) 适于使用经由所述传感器输入部 (11) 接收的所监测的至少一个呼吸参数来前瞻性地确定当所述呼吸将对应于参考呼吸状态时的时间点, 并且经由所述控制器输出部 (19) 控制所述轨迹节段或每个轨迹节段的采集的至少一个采集参数, 使得当所述呼吸将对应于参考呼吸状态时的所述时间点确定所述k空间轨迹节段上的到所述k空间矩阵的中心的最近点的采样时间,

其中, 所述处理器适于确定经由所述数据输入部 (13) 接收的所述磁共振成像数据中的当所述k空间轨迹节段或每个k空间轨迹节段上的到所述k空间矩阵的中心的最近点被采样时的时间点,

其中, 所述处理器适于使用经由所述传感器输入部 (11) 接收的所监测的至少一个呼吸参数来确定针对所述时间点的所述至少一个呼吸参数,

其中, 所述处理器 (14) 适于: 回顾性地将与所述轨迹节段上到所述k空间矩阵的中心的最近点的所述采样时间相对应的所确定的至少一个呼吸参数与预定参考值进行比较, 根据该比较来确定相位偏移, 并且将所述相位偏移应用于针对所述轨迹节段获得的所述k空间值, 以补偿根据所述比较所确定的由于呼吸运动引起的真实空间中的平移。

2. 根据权利要求1中的任一项所述的设备, 其中, 所述处理器 (14) 适于使用所监测的至少一个呼吸参数来确定当所述呼吸将对应于所述参考呼吸状态时的多个时间点以分别采集多个轨迹节段, 使得每个确定的时间点确定每个k空间轨迹节段上的到所述k空间矩阵的所述中心的所述最近点的所述采样时间。

3. 根据权利要求4所述的设备, 其中, 所述处理器 (14) 适于在考虑用于共同采集所述多个轨迹节段的预定时间窗口的情况下控制所述多个轨迹节段中的每个轨迹节段的所述至少一个采集参数, 并且朝向和/或超过所述预定时间窗口自适应地应用稀疏采样和/或压缩感测技术。

4. 根据前述权利要求中的任一项所述的设备, 包括数据存储设备 (16), 其中, 所述处理器 (14) 适于从所述数据存储设备 (16) 检索所述对象的先前采集的图像, 其中, 呼吸信息与所述先前采集的图像中的每幅图像相关联, 所述处理器还适于配准所述先前采集的图像并且根据所述呼吸信息对通过所述配准获得的变换进行建模以获得运动模型, 并且使用所述运动模型来确定所述相位偏移以补偿由于呼吸运动引起的真实空间中的平移。

5. 根据前述权利要求中的任一项所述的设备, 包括重建器 (15), 所述重建器用于将相位校正的磁共振成像数据重建为至少一幅断层摄影图像。

6. 根据权利要求5所述的设备, 其中, 所述重建器 (15) 适于: 通过用于确定所述相位偏移以调整用于所述重建的所述磁共振成像数据的所述预定参考值, 利用通过所述至少一个

呼吸参数确定的呼吸状态来注释重建的断层摄影图像,所述至少一个呼吸参数被确定为与对每个k空间轨迹节段上的到所述k空间矩阵的中心的所述最近点进行采样的所述时间点相对应。

7. 根据权利要求5或6所述的设备,其中,所述重建器(15)适于选择所述磁共振成像数据的适当子集,以利用所选择的磁共振成像数据填充所述k空间矩阵以用于重建,其中,基于针对每个k空间轨迹节段确定的所述至少一个呼吸参数相对于参考呼吸状态的关系来选择k空间轨迹节段以进行重建。

8. 根据权利要求5至7中的任一项所述的设备,其中,所述处理器(14)适于通过以过采样策略在呼吸周期中的不同点处重复地采集相同的k空间轨迹节段来控制对所述磁共振成像数据的所述采集,其中,所述重建器(15)适于通过来自针对所述相同的k空间轨迹节段采集的数据的对应选择、针对所述相同k的空间轨迹节段采集的数据之间的插值和/或针对所述相同的k空间轨迹节段采集的数据的加权来重建针对不同呼吸状态的图像。

9. 根据前述权利要求中的任一项所述的设备,包括反馈输出部(12),所述反馈输出部用于在所述磁共振成像会话期间向所述对象提供感觉反馈,以将所述对象的呼吸行为朝向预定呼吸模式引导。

10. 根据前述权利要求中的任一项所述的设备,其中,所述传感器数据被同步到所述磁共振成像数据。

11. 根据前述权利要求中的任一项所述的设备,其中,所述处理器被配置为至少部分地使用所述至少一个采集参数来确定当所述k空间轨迹节段或每个k空间轨迹节段上的到所述k空间矩阵的中心的所述最近点时的时间点。

12. 一种磁共振成像工作站(50)或磁共振成像系统(30),包括根据前述权利要求中的任一项所述的设备(10)。

13. 一种用于在磁共振成像会话期间对对象的呼吸进行呼吸监测的方法(100),所述方法包括:

采集(101)磁共振成像数据,所述磁共振成像数据包括沿着k空间矩阵中的至少一个轨迹节段的k空间值,

通过测量一个或多个呼吸参数来监测(102)所述对象的所述呼吸,

前瞻性地确定当所述呼吸将对应于参考呼吸状态时的时间点,并且通过使用所监测的至少一个呼吸参数来控制所述轨迹节段或每个轨迹节段的采集的至少一个采集参数,使得当所述呼吸将对应于参考呼吸状态时的所述时间点确定所述k空间轨迹节段上的到所述k空间矩阵的中心的最近点的采样时间,

确定(103)当在采集(101)所述磁共振成像数据时对所述k空间轨迹节段上的到所述k空间矩阵的中心的所述最近点进行采样时的时间点,并且

使用所述呼吸的所述监测(102)来确定(104)针对所述时间点的所述至少一个呼吸参数。

回顾性地将与所述轨迹节段上的到所述k空间矩阵的中心的所述最近点的所述采样时间相对应的所确定的至少一个呼吸参数与预定参考值进行比较,根据该比较来确定相位偏移,并且将所述相位偏移应用于针对所述轨迹节段获得的所述k空间值,以补偿根据所述比较所确定的由于呼吸运动引起的真实空间中的平移。

14. 一种计算机程序产品,包括使具有呼吸监测器的磁共振成像系统执行根据权利要求13所述的方法的步骤的指令。

MRI中的呼吸状态对齐

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振成像中的呼吸运动监测和图像处理的领域。更具体地,本发明涉及一种用于在磁共振成像会话期间对对象的呼吸进行呼吸监测并且在控制数据采集和/或处理所采集的数据时考虑该呼吸监测的方法、设备、系统和计算机程序产品。

背景技术

[0002] 在诊断成像中,被成像患者的运动通常是主要的关注问题。此外,运动甚至可以被认为是诊断成像和各种处置(例如放射治疗(RT))中的最重要挑战之一。可以考虑不同的运动源,一些运动源是比其他运动源更主动的。呼吸运动是特别需要考虑的一种类型的运动(例如在扫描躯干时),因为它可以容易地导致运动伪影,这可能严重损害所采集的图像(例如磁共振(MR)图像)的图像质量。

[0003] 在磁共振成像(MRI)(诸如在胸部或腹部区域中采集的MRI扫描)中,抑制和/或解释呼吸引起的运动是重要的。幸运的是,对于MR成像,存在本领域已知的抑制这种运动的不同方法,例如屏气技术和呼吸门控的或呼吸触发的采集技术。

[0004] 在屏气方法中,许多患者可能难以将其呼吸暂停足够长时间以采集足够的图像(例如,通常超过20秒),并且此外,屏气难以一致地执行多次。

[0005] 门控的和触发的采集也具有缺点。所配置的门控时间窗口可能被设置得太小,这将导致过多的扫描时间,而被设置得太宽的窗口可能导致残余运动伪影。另一方面,通过触发实现的质量强烈地取决于对吸气或呼气的准确检测以及触发延迟,这可能再次导致运动伪影。

[0006] 因此,通常不可能或至少非常难以在单次检查(例如,跨越延长的时间)中以完全相同的方式采集不同的成像序列,即,仍然将在略微不同的呼吸状态下采集图像。例如,MRI中使用的呼吸抑制技术都会导致图像示出轻微不同的呼吸抑制表现。因为它们不是在完全相同的呼吸状态下(即,在相对于呼吸周期的不同幅度和/或相位处)采集的。

[0007] 可以使用图像配准技术来减少这种差异,例如将图像投影到公共参考系中。例如,这允许来自这些MR图像的信息在放射治疗中有效地(和/或高效地)使用,例如,以勾画待处置的目标和/或风险器官,以总体规划治疗和/或评估治疗结果。例如,图像可以总体地彼此配准,例如,其中一个扫描用作主图像(参考图像),其他扫描被配准到该主图像(平移、重新定向、翘曲、变形和/或以其他方式投影到参考图像上)。例如,由于不同的对比度,该配准步骤在计算上可能是非常具有挑战性的。另外,MR图像也经常被配准到CT图像,这更加增加了难度,因为这两种图像模态之间的对比度显著不同,使得更难以正确地配准图像。这些因素都可能导致误差,误差在整个处置中传播,并且因此增加了总体不确定性和不准确性。

[0008] 对于使用医学成像进行规划或引导的治疗,例如用于放射治疗或高强度聚焦超声(HIFU)的MRI,图像配准可能降低总体处置质量,因为每个配准步骤增加了在整个治疗工作流程中传播的不确定性和/或不准确性,例如潜在地导致比放射治疗中对更健康组织多于严格必要地被辐照。此外,通常不仅需要具有良好图像质量和有限(呼吸)运动伪影的图像,

而且还可能需要表征呼吸,使得可以在规划期间考虑该呼吸模式,例如以实现更好的适形辐射计划。例如,在放射治疗规划中,裕度(例如,定义内部目标体积)通常被添加到总目标体积以考虑由呼吸引起的不确定性。因此,对呼吸模式的更好了解可以使放射治疗师能够在更窄的范围内规划治疗。

[0009] 因此,针对每个采集准确地确定呼吸状态可以减少不确定性和不准确性。该“呼吸状态”可以通过呼吸周期内的幅度和相位的组合来描述。呼吸周期通常是不对称的,例如,当比较吸气和呼气时,并且可能跨周期显著变化,例如,由于每个呼吸周期内的滞后、行为的变化、疲劳和/或其他影响因素。

[0010] 对应于每幅图像(或原始图像数据)的呼吸状态能够通过例如使用呼吸代理信号连续地跟踪相关的生理和/或解剖特征来检测。可以通过使用呼吸带传感器和/或通过本领域已知的各种其他传感器技术处理相机观察视频流来确定合适的信号。还已知直接从成像系统的输出导出指示呼吸的(半)定量替代信号,例如MR导航信号、噪声导航信号或从所采集的数据本身导出的另一代理项。

[0011] 在本领域中已知的是,MRI与CT之间的配准步骤可以引入例如在2mm至5mm的范围内的系统配准误差,该系统配准误差将在整个放射治疗规划和处置中传播。这将是依赖于基本上仅MRI的处置规划的良好推动力,例如,其中仅MRI数据用于描绘相关解剖特征并规划放射治疗处置。然而,单个MRI检查内的不同采集之间的配准也将引入配准误差。

[0012] 对于MRI引导的处置,诸如例如由MRI系统和放射治疗加速器(MR-Linac)的组合递送的MR引导的放射治疗,特别重要的是,在处置期间以与在模拟期间相同的方式扫描患者。通过如通常应用的各种手段使定位的差异最小化,可以相对容易且准确地执行图像配准,例如,使得能够在生成新的放射治疗计划时快速且准确地投影所识别的轮廓。然而,呼吸状态仍然是约束因素。

发明内容

[0013] 本发明的实施例的目的是提供良好和/或有效的(例如自动化的,例如准确的)设备和方法以将当前呼吸状态与磁共振(MR)成像采集相关联。

[0014] 本发明的实施例的优点在于,可以避免或可以准确地和/或有效地执行图像配准(例如,在单个(例如,延长的和/或多序列)MRI检查内的图像的图像配准)。

[0015] 本发明的实施例的优点在于,可以在放射治疗中和/或对于其他图像引导的治疗(例如,HIFU)实现良好的准确性、效率和/或有效性。

[0016] 本发明的实施例的优点在于,可以在MRI成像中准确地考虑由于呼吸引起的患者运动。

[0017] 本发明的实施例的优点在于,可以以良好的图像质量(例如,准确地)执行胸部和/或腹部区域的MRI成像,例如,使得可以减少由于运动引起的图像伪影。

[0018] 本发明的实施例的优点在于,例如与一些现有技术方法(例如依赖于呼吸门控技术的一些现有技术方法)相比,可以在MRI成像中实现良好的(例如短的)扫描时间。

[0019] 本发明的实施例的优点在于,可以在被成像对象的相关联呼吸状态的良好了解的情况下采集MRI图像(和/或MRI原始成像数据)。

[0020] 本发明的实施例的优点在于,可以例如在同一检查会话中以不同的序列在基本上

相同的呼吸状态下(例如,在相同的呼吸相位和/或幅度、或其抽象)(例如,准确地在不同呼吸周期中的相同点处)采集多个MRI图像(和/或原始MRI数据)。

[0021] 本发明的实施例的优点在于,例如在相同检查内和/或在不同MRI检查中采集的不同MRI图像和/或其他图像模态(例如,(一个或多个)附加CT图像)的图像配准可以准确地、有效地和/或更容易地彼此配准(或配准到另一参考图像)。

[0022] 本发明的实施例的优点在于,可以减少经配准的图像中的图像配准误差和/或伪影,并且因此,如果从所述经配准的图像和/或基于所述经配准的图像相应地导出,则还可以减少这样的误差/伪影到另外的图像、计划、处置和/或其他种类的导出信息的传播。

[0023] 本发明的实施例的优点在于,可以在相关联呼吸状态的良好了解的情况下采集图像数据,使得可以在进一步使用中(例如,在规划和/或评估治疗中)考虑该边信息。

[0024] 本发明的实施例的优点在于,由于与成像数据相关联的所确定的呼吸状态上的误差裕度更低,可以减小在规划治疗(例如放射治疗)时考虑的不确定性裕度。因此,可以实现良好的治疗,例如,潜在地辐照更不健康的组织和/或实现处置目标中的更好剂量递送。

[0025] 本发明的实施例的优点在于,指示呼吸状态的信号可以被确定并且与对应的所采集的成像数据和/或图像相关联。

[0026] 本发明的实施例的优点在于,可以减少和/或去除配准误差(例如,在空间失配方面),例如,可以减少系统误差和/或随机误差。

[0027] 本发明的实施例的优点在于,可以实现高质量MRI引导的治疗,例如MRI引导的放射治疗。例如,可以减少在用于模拟目的的处置前成像操作期间和在处置期间的呼吸状态的差异。例如,通过包括关于针对同一患者的每个采集的图像(和/或其所基于的原始数据)的呼吸状态的准确了解,存在处置与模拟之间的差异仅是由于在适配计划以考虑处置响应和/或其他解剖/生理变化时应当考虑的潜在变化的更确定性。

[0028] 本发明的实施例的优点在于,可以组合运动模型和呼吸状态信号(例如,“代理信号”)以准确地识别每个采集的呼吸状态。

[0029] 优点在于,例如在重建k空间数据时(例如,通过添加所确定的相位偏移)和/或通过图像配准中考虑这一点,图像采集可以被自动对齐到感兴趣呼吸相位(或每个呼吸相位)。

[0030] 根据本发明的实施例的方法、计算机程序设备、磁共振成像系统和磁共振成像工作站实现了上述目的。

[0031] 在第一方面中,本发明涉及一种用于在磁共振成像会话期间对对象的呼吸进行呼吸监测的方法。所述方法包括:采集磁共振成像数据,所述磁共振成像数据包括沿着k空间矩阵中的至少一个轨迹节段的k空间值。所述方法还包括通过测量一个或多个呼吸参数来监测所述对象的所述呼吸。所述方法包括:确定当在采集所述磁共振成像数据时对所述k空间矩阵的中心和/或所述k空间轨迹节段上的到所述k空间矩阵的中心的最近点进行采样时的时间点,并且使用对所述呼吸的所述监测来确定针对所述时间点的所述至少一个呼吸参数。

[0032] 根据本发明的实施例的方法可以包括向所述对象提供反馈以将所述对象的呼吸行为朝向预定呼吸模式引导。所述预定呼吸模式可以是固定的,例如,在该方法的特定使用情况的背景下是不可变的,可是用户可配置的(例如,可由技术人员或医学工作者在参数方

面选择或定义),和/或可以通过自动化方法确定,例如,通过考虑要采集的图像的期望性质和/或对象的医学状况。

[0033] 根据本发明的实施例的方法可以包括使用所监测的至少一个呼吸参数来前瞻性地确定当呼吸将对应于参考呼吸状态时的时间点,并且控制所述轨迹节段或每个轨迹节段的采集的至少一个采集参数,使得所述时间点确定对k空间矩阵的中心和/或k空间轨迹节段上的到k空间矩阵的中心的最近点进行采样的时间。

[0034] 根据本发明的实施例的方法可以包括通过经由用户接口接收参考信息和/或通过从数据存储设备检索所述参考呼吸状态来确定所述参考呼吸状态。

[0035] 在根据本发明的实施例的方法中,所监测的至少一个呼吸参数可以用于确定当所述呼吸将对应于所述参考呼吸状态时的多个时间点以分别采集多个轨迹节段,使得每个确定的时间点确定所述k空间矩阵的所述中心和/或每个k空间轨迹节段上到所述k空间矩阵的所述中心的所述最近点的采样时间。

[0036] 在根据本发明的实施例的方法中,控制所述多个轨迹节段中的每个轨迹节段的所述至少一个采集参数可以包括:考虑用于共同采集所述多个轨迹节段的预定时间窗口,并且朝向和/或超过所述预定时间窗口自适应地应用稀疏采样和/或压缩感测技术。例如,稀疏采样可以与用于重建的迭代最小化方法组合,或与适合于稀疏采样数据采集的另一重建技术组合。

[0037] 根据本发明的实施例的方法可以包括,在所述采集之后,将所确定的至少一个呼吸参数与预定参考值进行比较,所确定的至少一个呼吸参数对应于对所述轨迹节段或每个轨迹节段的k空间矩阵的中心或到所述轨迹节段或每个轨迹节段的k空间矩阵的中心的最近点进行采样的所述时间,根据该比较来确定相位偏移,并且将所述相位偏移应用于针对所述轨迹节段获得的k空间值,以回顾性地补偿由于根据所述比较确定的呼吸运动而引起的真实空间中的平移。

[0038] 根据本发明的实施例的方法可以包括配准所述对象的先前采集的图像,所述先前采集的图像具有与所述先前采集的图像相关联的呼吸信息,根据所述呼吸信息对在所述配准中获得的变换进行建模以获得运动模型,并且使用所述运动模型来确定所述相位偏移。

[0039] 根据本发明的实施例的方法可以包括将所采集的磁共振成像数据和/或通过所确定的相位偏移校正的磁共振数据重建为至少一幅断层摄影图像,其中,所述断层摄影图像用呼吸状态来注释,所述呼吸状态是通过被确定为与对k空间的中心进行采样的所述时间点和/或用于确定所述相位偏移的所述预定参考值相对应的至少一个呼吸参数来确定的。

[0040] 在根据本发明的实施例的方法中,重建所述至少一幅断层摄影图像可以包括:选择磁共振成像数据的子集,以使用所选择的磁共振成像数据填充k空间矩阵以用于重建,其中,k空间轨迹节段的采集基于针对每个k空间轨迹节段确定的至少一个呼吸参数相对于参考呼吸状态的关系而被选择以进行重建。

[0041] 在根据本发明的实施例的方法中,采集磁共振成像数据可以包括在呼吸周期中的不同点处重复采集相同的k空间轨迹节段,使得可以通过从针对所述相同的k空间轨迹节段采集的不同数据集的选择、在针对所述相同的k空间轨迹节段采集的不同数据集之间的插值和/或对针对所述相同的k空间轨迹节段采集的不同数据集的加权来针对不同的呼吸状态重建图像(和/或通过以上方式针对不同的呼吸状态重建图像)。

[0042] 在第二方面中,本发明涉及一种计算机程序产品,所述计算机程序产品用于当在计算机上运行时执行根据本发明的第一方面的方法。

[0043] 在第三方面中,本发明涉及一种用于在磁共振成像会话期间对对象的呼吸进行呼吸监测的设备。所述设备包括传感器输入部,所述传感器输入部用于接收传感器数据并且根据其确定至少一个呼吸参数以在所述磁共振成像会话期间连续地监测所述对象的所述呼吸。所述设备包括数据输入部和处理器,所述数据输入部用于接收磁共振成像数据,所述磁共振成像数据包括沿着k空间矩阵中的至少一个轨迹节段的k空间值。所述处理器适于:确定经由所述数据输入部接收的所述磁共振成像数据中的所述k空间矩阵的中心和/或所述k空间轨迹节段或每个k空间轨迹节段上的到所述k空间矩阵的中心的最近点被采样时的时间点,并且使用经由所述传感器输入部接收的所监测的至少一个呼吸参数来确定针对所述时间点的所述至少一个呼吸参数。

[0044] 根据本发明的实施例的设备可以包括控制器输出部,并且所述处理器可以适于:使用经由所述传感器输入部接收的所监测的至少一个呼吸参数来前瞻性地确定当所述呼吸将对应于参考呼吸状态时的所述时间点,并且经由所述控制器输出部控制所述轨迹节段或每个轨迹节段的采集的至少一个采集参数,使得所述时间点确定所述k空间矩阵的中心和/或所述k空间轨迹节段上的到所述k空间矩阵的中心的最近点的采样时间。

[0045] 在根据本发明的实施例的设备中,所述控制器输出部可以适于向执行磁共振成像会话的磁共振成像系统提供触发信号,以在被确定为使得采集k空间数据的中心或其轨迹节段上的最近点的时间与当预测至少一个呼吸参数对应于所述参考呼吸状态时的所述时间点一致的时间处发起针对所述k空间轨迹节段的磁共振成像数据的采集。

[0046] 在根据本发明的实施例的设备中,所述处理器可以适于使用所监测的至少一个呼吸参数来确定当所述呼吸将对应于所述参考呼吸状态时的多个时间点以分别采集多个轨迹节段,使得每个确定的时间点确定所述k空间矩阵的所述中心和/或每个k空间轨迹节段上到所述k空间矩阵的所述中心的所述最近点的采样时间。

[0047] 在根据本发明的实施例的设备中,所述处理器可以适于考虑用于共同采集所述多个轨迹节段的预定时间窗口来控制所述多个轨迹节段中的每个轨迹节段的所述至少一个采集参数,并且朝向和/或超过所述预定时间窗口自适应地应用稀疏采样技术(例如,与合适的重建技术组合)。

[0048] 在根据本发明的实施例的设备中,所述处理器可以适于回顾性地将与所述k空间矩阵的中心或所述轨迹节段上到所述k空间矩阵的中心的最近点的采样的所述时间相对应的所确定的至少一个呼吸参数与预定参考值进行比较,以根据该比较来确定相位偏移,并且将所述相位偏移应用于针对所述轨迹节段获得的k空间值,以补偿如根据所述比较所确定的由于呼吸运动引起的真实空间中的平移。

[0049] 根据本发明的实施例的设备可以包括数据存储设备,其中,所述处理器可以适于从所述数据存储设备检索所述对象的先前采集的图像,其中,呼吸信息与所述先前采集的图像中的每个图像相关联。所述处理器还可以适于:配准所述先前采集的图像,根据所述呼吸信息对通过所述配准获得的变换进行建模以获得运动模型,并且使用所述运动模型来确定所述相位偏移以补偿由于呼吸运动引起的真实空间中的平移。替代地,所述设备可以适于直接从数据存储设备接收这样的配准和/或这样的运动模型,例如,其中它可以由外部图

像处理器存储。

[0050] 根据本发明的实施例的设备可以包括重建器,所述重建器用于将接收到的磁共振成像数据和/或所述相位校正的磁共振成像数据重建为至少一幅断层摄影图像。

[0051] 在根据本发明的实施例的设备中,所述重建器可以适于用呼吸状态来注释重建的断层摄影图像,所述呼吸状态通过被确定为与对所述k空间的所述中心进行采样的所述时间点相对应的至少一个呼吸参数和/或通过用于确定所述相位偏移以调整用于所述重建的磁共振成像数据的所述预定参考值来确定。

[0052] 在根据本发明的实施例的设备中,所述重建器可以适于选择所述磁共振成像数据的(适当)子集,以便利用所选择的磁共振成像数据填充所述k空间矩阵以用于重建,其中,基于针对每个k空间轨迹节段确定的所述至少一个呼吸参数相对于参考呼吸状态的关系来选择k空间轨迹节段以进行重建。

[0053] 在根据本发明的实施例的设备中,所述处理器可以适于通过以过采样策略在所述呼吸周期中的不同点处重复地采集相同的k空间轨迹节段来控制对所述磁共振成像数据的采集。所述重建器可以适于通过来自针对所述相同k空间轨迹节段采集的数据的对应选择、针对所述相同k空间轨迹节段采集的数据的插值和/或针对所述相同k空间轨迹节段采集的数据的加权来重建针对不同呼吸状态的图像。

[0054] 根据本发明的实施例的设备可以包括反馈输出部,所述反馈输出部用于在所述磁共振成像会话期间向所述对象提供感觉反馈,以将所述对象的所述呼吸行为朝向预定呼吸模式引导。

[0055] 根据本发明的实施例的设备可以被配置为使得所述传感器数据被同步到所述磁共振成像数据。

[0056] 根据实施例的设备可以具有被配置为至少部分地使用所述至少一个采集参数来确定当所述k空间轨迹节段或每个k空间轨迹节段上的到所述k空间矩阵的中心的最近点时的时间点的处理器。所述处理器可以例如访问定义各种梯度和射频脉冲的定时以及磁共振数据的采集时间的脉冲序列命令。这可以使得能够至少部分地使用至少一个采集参数来确定当所述k空间轨迹节段或每个k空间轨迹节段上的到所述k空间矩阵的所述中心的最近点时的时间点。

[0057] 在第四方面中,本发明涉及一种磁共振成像工作站和/或磁共振成像系统,包括根据本发明的第三方面的实施例的设备。

[0058] 独立权利要求和从属权利要求描述了本发明的具体和优选特征。从属权利要求的特征可以与独立权利要求的特征以及其他从属权利要求的特征进行组合,只要被认为是适当的即可,而不一定只是如权利要求中明确记载的那样。

附图说明

[0059] 图1示出了根据本发明的实施例的方法。

[0060] 图2示出了根据本发明的实施例的设备。

[0061] 图3图示了根据本发明的实施例的磁共振成像系统和磁共振成像工作站。

[0062] 附图是示意性的而非限制性的。附图中的元件不一定按比例表示。本发明不必限于附图中所示的本发明的具体实施例。

具体实施方式

[0063] 尽管在下文中描述了示例性实施例,但是本发明仅受所附权利要求的限制。所附权利要求在此明确地并入该详细描述中,其中由权利要求限定的从属结构允许的每个权利要求和权利要求的每个组合形成本发明单独的实施例。

[0064] 权利要求中使用的词语“包括”不限于此后描述的特征、元件或步骤,并且不排除附加的特征、元件或步骤。因此,这指定所提及的特征的存在,而不排除一个或多个特征的进一步存在或添加。

[0065] 在该详细描述中,呈现了各种具体细节。可以在没有这些具体细节的情况下执行本发明的实施例。此外,为了本公开的清楚和简明起见,不一定详细描述公知的特征、元件和/或步骤。

[0066] 在第一方面中,本发明涉及一种用于在磁共振成像会话期间对对象的呼吸进行呼吸监测例如以注释成像数据和/或在程序期间和/或在所采集的数据的后处理中考虑对象的呼吸的方法。

[0067] 特别地,该方法可以是计算机实施的方法,即可以由专用处理硬件(例如,使用一个或多个专用集成电路)和/或配置/编程的处理硬件(诸如被编程用于执行该方法的特定任务的计算机或其他通用处理器和/或被配置用于执行该方法的特定任务的配置硬件平台(例如,现场可编程门阵列))执行的自动或半自动方法。专用硬件(例如,ASIC)和/或配置的硬件(例如,FPGA)和/或一个或多个编程的处理设备(例如,使用CPU、GPU或其他合适的处理器,可能与例如通常存在于计算机中的支持硬件相组合)的组合也是可能的。

[0068] “自动化”和“半自动化”可以是指由(例如数字)处理器、控制器和/或其他这样的硬件实施的计算机实施的方法,其中该方法以自主或监督自主模式执行,例如仅需要来自操作者的有限输入和/或与操作者的交互,例如选择或输入相关参数和/或配置选项,开始、停止和/或中断程序,监督程序和/或其他这样的有限交互。

[0069] 应当理解,磁共振成像(MRI)会话是指使用MR成像扫描器的检查,例如用于诊断和/或医学目的(诸如对对象的状况进行诊断、对处置进行规划、监测和/或控制同时执行的处置)和/或其他相关的例如医学目的。检查可以包括针对一个或多个MRI序列的磁场梯度和射频脉冲应用以及数据采集,例如,以重建一幅或多幅图像(例如,具有可能不同的对比度特性的断层摄影和/或3D图像),和/或以示出身体的动态变化(例如,一个或多个4D扫描)。同时执行治疗的使用情况的示例是例如使用磁共振成像系统和放射治疗加速器的组合(MR-Linac)的(MR)图像引导的放射治疗。在参考会话的情况下,应当理解,这可以是指对象被定位在用于执行成像程序的磁共振成像系统中的程序,在此之后可以例如在不从成像环境移除患者的情况下(不一定排除潜在地以不同姿势重新定位患者或更好地对齐身体)应用多个不同的序列来采集MRI数据。对象被从成像系统移除以在稍后的时间或日期返回另一会话的情况通常可以被认为是多个会话,但是当在这样的多会话系列的多个会话中同等地应用时,本发明的实施例对于改善一致性和/或改善图像质量也可以是有利的。

[0070] 参考图1,示出了根据本发明的实施例的说明性方法100。该方法包括通过例如使用传感器(例如,不断地和/或连续地,例如至少频繁地)测量一个或多个呼吸参数 $P(t)$ 来监测102对象的呼吸。因此,可以以一致的方式连续地对(一个或多个)呼吸参数进行采样。

[0071] 通常,传感器可以指任何合适的感测设备,即能够确定可以根据观察到的一个或

多个物理量来表征呼吸的方面的相关参数的设备或系统。呼吸参数可以是与呼吸明显直接相关的参数(例如肺中的空气体积、吸入/呼出的空气流量和/或呼吸频率)、和/或与呼吸周期的(一个或多个)特性充分相关和/或指示呼吸周期的(一个或多个)特性的参数(例如“替代”信号)。可以使用不同参数的组合来更全面地表征呼吸,例如,呼吸周期内的相位值和呼吸的幅度值(例如,指示瞬时胸部扩张)。可以被认为是呼吸参数和/或可以从其导出这样的参数的合适信号的示例包括由于呼吸而在胸部上监测到的(一个或多个)预定参考位置(或其变化)、这样的(一个或多个)参考位置的速度或加速度测量、胸部扩张的测量、压力测量和/或通过图像处理技术从相机观察图像(例如视频流)导出的相关信息。这也意味着传感器或感测设备可以采取许多形式,例如,可以包括肺活量计、接近和/或测距传感器、呼吸带传感器、加速度计、雷达传感器或类似技术(激光雷达、声纳等)、压力传感器或压力传感器阵列(例如,布置在压力感测床垫中)和/或相机或相机的组合(例如,布置用于深度成像),但不限于这些示例。当传感器或感测设备包括一个或多个相机时,该/这些相机可以包括单色相机、彩色图像相机和/或多光谱相机,和/或可以在(人类)可见光谱、红外光谱、其组合或其小的子带(例如,仅特定颜色分量)中操作。至少一个呼吸参数可以以直接的方式从由传感器或感测设备提供的数据导出(例如,传感器可以提供可以直接用作感兴趣的呼吸参数的输出),或者可能需要一些处理,例如以根据数据(例如,根据视频流)确定鲁棒参数(例如,与肺中的当前空气体积、胸部扩张水平、呼吸频率等相关或至少指示肺中的当前空气体积、胸部扩张水平、呼吸频率,……)。然而,从各种数据源(包括例如摄影机观察)确定一个或多个呼吸参数的许多合适方法在本领域中是已知的,并且因此可以在根据本发明的实施例中容易地实施。

[0072] 因此,该方法可以包括从一个或多个传感器和/或一个或多个感测设备(其还可以包括例如可以从其导出相关信息的相机观察系统)采集传感器数据,并且例如通过应用合适的处理来从所采集的传感器数据确定一个或多个呼吸参数,例如以确定指示呼吸的一个或多个参数,例如,指示填充肺的当前空气体积的测量(例如,时间上的点测量)和/或呼吸的另一广义指标(例如,呼吸速度、呼吸速率、参考点(其中至少一个点由于呼吸而经受运动)之间的距离和/或指示呼吸的其他这样的信息)。

[0073] MRI数据可以在自由呼吸期间采集,或可以与本领域已知的其他运动抑制技术组合。例如,如本领域中已知的,呼吸的监测可以用于向患者提供105反馈以朝向预定呼吸模式指导呼吸行为。因此,可以向被成像的对象提供反馈以影响对象根据预定呼吸模式呼吸。这允许所采集的数据与(一个或多个)预定呼吸状态更好地对齐,并且可以改善(一个或多个)被成像呼吸状态的鲁棒性和再现性。例如,呼吸信息可以被示出或以其他方式传达给患者,例如,与关于期望呼吸模式的信息组合,例如,通过可视化与其的偏差或提供其他感官提示来表示这样的偏差。这可以在成像程序(例如,用于治疗的模拟成像)期间应用,并且可以稍后在处置期间重复,使得呼吸模式对应,即,使得所收集的成像数据形成处置期间的状况的准确表示。

[0074] 因此,该方法可以包括向对象提供105反馈以影响对象的呼吸,同时监测呼吸以便满足或接近预定或选定的呼吸目标。因此,可以主动地引导对象朝向对应于目标的呼吸模式。例如,可以将(一个或多个)测量的呼吸参数与由目标定义的目标进行比较,并且可以向对象提供反馈,该反馈表示与目标形成对比的(一个或多个)当前观察到的参数、当前值与

目标值之间的差异或其他类型的偏差量度、或以另一种方式使得对象能够获得对他或她的当前呼吸模式与预定义或所选目标的对齐的洞察。

[0075] 这种指导可以潜在地基于多模态输入(例如,不同类型的传感器输入和/或表示呼吸的方面的不同测量或导出参数)而采取各种形式和形状。典型的示例是显示期望的呼吸模式并提供关于实际呼吸模式的准确性的洞察或反馈。对于后者,该方法可以检查实际行为接近期望目标行为有多远以提供合适的反馈。

[0076] 作为示例,WO 2020/069948 A1公开了一种用于影响对象的呼吸模式的呼吸参数以便满足目标的合适方法。在该说明性方法中,可以通过监测呼吸参数的当前值并向对象提供关于用于实现目标的呼吸参数的确定的优选值(不同于当前值)的感觉反馈来(朝向与目标一致的目标)减小或增加呼吸参数。例如,呼吸参数的优选值可以借助于人工智能智能代理来确定,如所引用的公开中所描述的。然而,用于指导呼吸模式朝向特定目标的其他方法在本领域中也是已知的,并不一定被排除。

[0077] 方法100包括在一次或多个采集中沿着k空间中的轨迹(例如,线)采集101包括k空间值的磁共振成像数据,例如以对一个或多个k空间矩阵进行采样和填充从而重建一个或多个图像,例如通过填充穿过矩阵的多个线和/或轨迹节段,直到矩阵中的足够(或所有)值被采样以允许MRI图像重建。如本领域中公知的,这可以包括在待成像的身体区域周围施加强磁场,例如通过将患者定位在例如强超导磁体的磁体腔中,在该磁体腔中存在例如大约至少0.1T、例如至少0.5T、通常为1T至4T、或甚至更高(例如4T至10T)的强磁场。该主磁场通常将身体中的易感原子(例如氢原子)的磁矩对齐(例如极化)。

[0078] 可以应用各种磁场梯度以引起跨身体的磁场中的差异,例如以选择身体中的不同平面(通常是区域),从而通过各种可能的编码机制(例如相位和/或频率编码)对信号响应中的空间信息进行成像和/或编码。可以施加射频脉冲,例如通常作为一系列脉冲或其他发射的RF信号的一部分,使得例如通过拉莫尔进动以适当的谐振频率暂时获得振荡磁场。例如,梯度线圈可以将患者身体的选定区域调节到所需的磁场条件,以吸收脉冲的能量并谐振,即,使得作为响应发射射频(RF)信号,然后可以由接收线圈测量射频(RF)信号。响应RF信号的处理允许推断关于材料在其共振原点处的信息。通过进一步改变(一个或多个)所施加的梯度场并重复地施加和采集RF信号,可以重建关于身体中的局部组成和/或结构变化的信息,例如以重建身体的内部结构的一幅或多幅断层摄影图像,例如2D图像、3D图像和/或4D图像(即3D图像的时间序列)。

[0079] 通过将此与来自用MRI采集101监测102呼吸的信息组合,可以在数据采集时表征呼吸状态。因此,可以根据在相同呼吸相位中采集的数据来重建图像。因此,可以减少或消除对配准步骤的需要,或可以更容易地执行(例如,通过减少配准步骤)。通过使用合适的(例如,替代)呼吸(例如优选地不自动重新缩放并且以足够高的空间分辨率捕获(或可以基于较不频繁的采样准确地内插或建模)的信号)信号,可以获得呼吸的准确表征,该呼吸的准确表征结合何时正在采集MRI数据的准确了解允许定义每个采集的呼吸状态。

[0080] 针对重建图像的数据对k空间的中心进行采样的时刻可以用作总体上采集图像的时间的良好表示,使得可以通过将中心k空间采样的时刻与呼吸代理信号相关联来确定与(例如2D和/或3D)图像相关联的呼吸状态。

[0081] 一般而言,在MRI中,k空间是指被采集的MR图像(体积图像或2D图像切片)的(复

值)二维或三维傅里叶空间。通过应用仔细控制的脉冲序列(例如,射频脉冲和场梯度的精确时序)来对(平面或体积)图像的k空间进行采样,以获得形成临时图像空间的k值矩阵。通常,k空间矩阵沿着采样轨迹(例如,逐行(或笛卡尔))以径向采样模式、以之字形模式、以螺旋模式和/或可能不太常见的模式逐渐填充(因此,在时间上扩展)。通过k空间矩阵采样的每个线或轨迹节段具有尽可能接近k空间中心的点,其中该线或节段的最低空间频率被编码。

[0082] 采集k空间矩阵的中心的的数据的时间例如关于所应用的序列是先验(和后验)准确已知的。然后可以处理(例如,重建)k空间值的临时图像,以获得期望的图像(或其部分)。例如,k空间矩阵可以具有与要重建的最终图像相同数量的行和列,并且在扫描期间用原始数据逐线(或使用另一轨迹)填充,例如,每个重复时间TR一条线(而不一定限于此)。

[0083] 方法100包括,确定103当在采集101磁共振成像数据时对k空间矩阵的中心(例如,原点)和/或k空间线(例如,行)的最近点或到k空间的中心的轨迹节段进行采样时的时间点 t_c ,例如,回顾性地用于已经执行的采集和/或前瞻性地用于要执行的采集(例如,通过调整采集参数和/或触发)。

[0084] 将理解,矩阵不一定由奇数个行和/或列组成,也不一定由奇数个像素的个体线或节段组成,使得中心(和/或最近通过的点)可以指中心或最近像素之间的内插点(例如,对中心 2×2 块的四个像素被采样的时间点求平均)。替代地,最接近/最近(并且相互相等地接近/靠近)中心的像素中的一个可以被选择为参考。无论矩阵具有偶数或奇数行/列,中心的小邻域都可以用于对采样时间进行平均(或以其他方式聚合),以获得对中心进行采样以增加鲁棒性的代表性时间点。邻域可以是对称的(例如块、盘的近似或其他合适的形式),但也可以是不对称的(例如考虑单个中心行的多个中心像素)。优选地,如果使用这种平均(或以其他方式聚合),则所考虑的像素(k值)的数量可以相当小,例如小于20个像素,优选地小于10个像素,例如9、4或2个。还应注意,对k空间的中心进行采样的时间点(或轨迹节段的最近通过)可以直接从序列确定,并且通常可以对应于单个采集的采集时间窗口的中间(但不一定如此)。

[0085] 可以针对k空间矩阵中的每条线(例如,仅对应于一个k空间维度中的中心(例如,任何行的中心列))或仅针对中心线(例如,中心行的中心列)确定对k空间的中心进行采样的时间。换句话说,k空间的中心可以是指一维、二维或三维中的中心,如分别在所有线上针对每个线确定的。实施例不一定限于逐行采样,即,k空间线通常可以是指正被采样的通过k空间的任何轨迹(或其部分),并且确定103的时间点可以对应于数据采集序列在至少一个k空间维度中穿过或最接近k空间中心的时间,例如,其中捕获该轨迹(节段)的最低空间频率分量。

[0086] 还针对该时间点 t_c 确定所监测102的至少一个呼吸参数 $P(t_c)$,例如通过基于参数的先前测量结果来预测感兴趣时间处的呼吸参数(即,当前瞻性地确定 $P(t_c)$)和/或查找、内插和/或以其他方式依赖(一个或多个)呼吸参数的观测值(当回顾性地确定时)。因此,确定表示每个采集的呼吸状态(每条k空间线或轨迹节段,和/或总体上的每个k空间矩阵),其然后可以例如用于例如在重建中组合针对相同呼吸相位的所有采集,和/或用对应的呼吸状态来注释重建图像。

[0087] 由于k空间的中心附近的值对应于低频(空间)傅里叶分量,因此将理解,这些值将

对重建图像具有最强的影响,例如,影响重建图像的大规模特征。因此,即使图像的数据采集通常在时间上扩展,这些低频分量的采集时间总体上形成图像的采集时间的最佳表示,并且同样地,对于在k空间中对单个线或轨迹节段进行采样的每个单独采集,穿过或最接近k空间的中心形成该线或相位的采集时间的最佳表示。因此,如通过此时监测的呼吸确定的呼吸状态也是与图像总体上或同样地与特定轨迹节段相关联的呼吸状态的良好近似。

[0088] 在根据本发明的实施例的方法中,可以前瞻性地使用106所监测102的至少一个呼吸参数 $P(t)$ 来确定将对k空间的中心和/或最接近k空间线或轨迹(或轨迹节段)的中心的点进行采样的时间点 t_c ,例如使用(一个或多个)呼吸参数的预测模型来预测(一个或多个)呼吸参数 $P(t_c)$ 预期处于预定状态的时间 t_c ,例如使得 $P(t_c) = P_R$,其中, P_R 表示对应于该预定状态的(一个或多个)呼吸参数的(一个或多个)值。这可以像应用固定时间偏移(在采集的开始与到达针对该采集的最中心k空间采样位置之间)一样简单,或可以使用采集过程和/或(一个或多个)呼吸参数的时间演变的更精细的模型。可以相应地触发MRI采集,使得目标呼吸状态与对k空间的中心进行采样的时间一致,例如,考虑触发与将对k空间的中心进行采样的时间点之间的预定延迟。另外地或替代地,例如,代替控制采集开始的时间(例如,通过生成触发)或除了控制采集开始的时间(例如,通过生成触发)之外,可以改变所施加的场梯度的性质以将k空间的中心的采集时间移位到根据呼吸监测所确定的目标。

[0089] 该方法允许采集(最)中心k空间数据以对应于身体处于预定呼吸状态。可选地,在采集之后获得的实际测量能够被事后使用以甚至更准确地定义呼吸状态,例如,如果需要,将与采集相关联的(一个或多个)呼吸参数调整到k空间采集的中心的实际呼吸状态,例如,用基于实际测量102的值替换前瞻性目标值。

[0090] 换句话说,所监测102的至少一个呼吸参数可以用于确定104呼吸将对应于(至少近似地)参考呼吸状态的时间点,并且该时间点可以用于108确定和应用用于采集101MRI数据的采集参数(例如,用于触发采集的时间和/或其他采集参数的时间),使得根据所确定的采集参数对k空间矩阵的中心和/或k空间线或轨迹节段上到k空间中心的最近点进行采样的所确定103的时间点与呼吸将处于参考呼吸状态的时间点一致。

[0091] 因此,采集原始k空间图像的k空间的中心的时间点(和/或针对图像被采样的每个轨迹节段的最中心点)可以被定时到呼吸的预定状态的共现。参考呼吸状态可以被确定为呼吸周期的相位(例如,相对于周期的参考起始点的时间点)和/或临床上感兴趣的(一个或多个)其他参数(例如呼吸幅度),或可以例如在不同的成像会话中通过先前采集的图像来定义。例如,与更早采集的图像相关联的(一个或多个)呼吸参数(或其抽象)可以用作新采集的参考。

[0092] 该方法可以包括通过与用户交互(例如,经由用户接口(例如,图形用户接口)从用户接收参考呼吸状态或信息以识别该状态)和/或通过从数据存储设备检索参考呼吸状态(例如,作为添加到先前采集的图像和/或与这种先前采集的图像相关联地存储的注释)来确定107参考呼吸状态(例如,对应的一个或多个参考参数值 P_R 、或其抽象)。

[0093] 后一种方法的示例可以涉及在后续检查中应用方法100,其中医学状况相对于早期情况的演变是感兴趣的,例如以评估对治疗的响应。这允许新的采集被调谐,以便采集表示与由(一个或多个)先前采集的图像可视化的呼吸状态相同的解剖/生理情况的一个或多个图像。另一示例可以是放射治疗工作流程,其中,利用呼吸信息适当地注释的第一MRI或

CT图像可以用作参考以对齐要采集的新MRI图像的呼吸状态,使得可以针对相同的呼吸状态收集新信息,例如,将MRI信息添加到先前收集的CT和/或MRI数据和/或将治疗会话期间的MRI成像(例如,使用MR-Linac组合)与规划主图像对齐。

[0094] 例如,在相同的成像会话中或在先前的成像会话中,呼吸信息和相关联的成像数据可能已经被采集,并且该信息可以用于确定感兴趣的参考呼吸状态,诸如最大呼气(例如,通常对于规划治疗最稳定)或中间位置(例如,感兴趣体积处于其位置的点,在该位置中,其在呼吸周期内被统计地平均找到,这对于规划治疗可能是最有代表性的)。感兴趣目标参考呼吸状态也可以直接确定,例如使用预测模型,和/或根据监测的呼吸代理信号,和/或简单地通过由操作者例如经由用户接口的选择。

[0095] 因此,k空间MRI数据的采集可以针对呼吸周期中的特定点(即参考状态)被优先化。可以以这样的方式采集数据:k空间的中心总是在期望的呼吸相位中采集,而靠近k空间的中心的数据是在恰好在最佳呼吸相位之前或之后的时间中采集的。因此,可以在不同的呼吸相位中采集外围k空间数据,例如,取决于线采集所需的时间。然而,这些外围数据通常可能对重建图像质量具有不太深刻的影响,因为它们涉及相对于k空间的中心的逐渐变小的空间尺度,同时还随着k空间中的距离增加而与相对于呼吸周期中的目标点的增加的时间差异相关。

[0096] 例如,该方法可以被配置为考虑目标或最大扫描时间,并且选择该时间窗口内的适当时间点 t_{c1} 、 t_{c2} 、...以优化数据采集,例如,从而示出由于运动和欠采样两者引起的最小伪影。换句话说,对于将实现参考呼吸状态的找到(即,预测)的每个适当的时间点 t_{ci} ,可以调度一个或多个k空间线(或通常轨迹节段)以使k空间数据的中心(或该线的最近通过)的收集与目标时间点一致。因此,可以通过每次在呼吸周期的相同目标点处或附近在不同呼吸周期期间对k空间的部分进行采样来收集图像。

[0097] 如果确定在可用时间窗口的结束附近采集的数据不足,则可以应用压缩感测算法以帮助减少欠采样伪影,例如使用泊松盘分布稀疏采样。因此,方法100可以包括使用106至少一个呼吸参数来确定用于通过k空间的中心或沿着其线或轨迹节段最靠近k空间的中心的多个时间点,以用于跟踪通过k空间的对应线或轨迹节段的多个采集101,使得所述时间点对应于目标参考呼吸状态。该使用106可以包括优化108(例如,确定、适配)采集参数,以便在预定时间窗口内充分地、对k空间矩阵进行采样,例如,将尽可能多的这样的采集拟合到至少近似预期目标参考呼吸状态的时间窗口中,并且潜在地通过稀疏采样(例如,朝向或超过固定/优选时间窗口的结束)来减少采集所需的时间。

[0098] 因此,该方法可以连续地优化108(例如,在需要时更新和/或改变)要应用的序列特性,例如,不一定仅通过触发而是潜在地还通过其他参数(诸如梯度),确定针对要应用的下一序列部分的k空间的中心(或轨迹节段的最近通过)的采样相对于启动的时间延迟,确定下一序列部分需要开始以将中心k空间采样与期望的呼吸状态对齐的时间,并且相应地触发该采集的启动。

[0099] 根据本发明的实施例的方法可以包括,在(一个或多个)采集101之后(例如,在每个采集之后或在所有采集之后),将所确定的104与采集的k空间的中心(或到中心的最近点)相对应的至少一个呼吸参数 $P(t_c)$ 与预定参考值 P_R (例如,要检查的期望呼吸状态或其中采集同一患者的先前采集的图像的呼吸状态)进行比较(参见上文的示例),根据该比较来

确定109相位偏移 $\varphi(P(t_c)-P_R)$ (例如与所确定的值和参考之间的差值或其他比较量度(例如比率)相称),并且将相位偏移加(或减去,取决于在计算相位偏移时所选择的符号约定)到在该采集中获得的(例如线或轨迹节段的) k 空间值。因此,回顾性地,可以在重建期间(或至少在重建之前)将附加相位添加到每条所采集的 k 空间线或线的集合(或每个轨迹、轨迹的每个子部分、整个 k 空间矩阵、...)。该步骤不一定如上所述的那样与前瞻性调谐(例如,通过触发)到期望参考呼吸状态的采集组合,用于该校正步骤的参考值 P_R 也不一定与用于这种前瞻性采集控制时的参考值 P_R 相同。然而,应当理解,根据一些实施例,这种组合仍然可以有利地实现与目标的(例如,通常小的)偏差的有效校正。

[0100] 由于不同的呼吸状态将导致基础解剖结构的移位,因此呼吸引起的差异的大分量可以通过平移来补偿,该平移对应于 k 空间中的相位偏移。可以通过实验和/或模拟容易地确定所监测的呼吸参数相对于其参考的差异与要应用的相位偏移之间的合适对应关系。该对应关系可以考虑附加信息,例如,诸如考虑 k 空间中的 k 空间线的取向和/或位置、以及潜在的其他参数(诸如患者特性(例如,体重、体积、胸围、...)、患者的姿势、检查的类型和/或其他这样的参数)。

[0101] 因此,可以在傅立叶空间中容易地执行补偿相对于参考呼吸状态的(例如,残余)移动是有利的。尽管这仅补偿平移,但是应当注意,该方法可以应用于在 k 空间中采集的每个线或线的集合,并且可以单独针对每个线或集合调谐要应用的相位偏移对所确定的呼吸状态差异的依赖性(例如,考虑线取向和/或位置)。因此,结果可以比仅在真实图像空间中的平移更接近非刚性变换(不一定排除其中相同的相位/呼吸参数差异关系被用于形成原始图像的所有线的更简单实施例)。

[0102] 作为示例,实施例不限于此, k 空间可以由穿过中心的多个径向线采样,并且可以根据径向角和呼吸参数与其目标之间的观察到的差异来确定每个线的相位偏移。这将允许例如至少针对目标状态与所确定的呼吸状态之间的小差异通过考虑呼吸期间的胸部体积扩张/收缩的分布来简单地补偿呼吸运动。

[0103] 例如,在执行傅里叶变换(或类似的重建算法)以将数据校正到(或朝向)正确的呼吸相位之前,可以将从在对 k 空间的中心进行采样的时间点处观察到的(一个或多个)呼吸参数相对于针对该/那些呼吸参数的预定参考(例如目标)之间的检测到的偏差确定的相位偏移应用于数据。

[0104] 在说明性方法中,所需的相位偏移(例如,相位偏移与(一个或多个)呼吸参数之间的关系)可以通过不断地(或连续地,例如,以足够高的时间分辨率)在单个呼吸周期内采集单个 k 空间线或线的集合(或在若干呼吸周期内进行平均)来容易地确定,例如以形成校准。至少在梯度被配置为相同的同时重复地采集该相同的线的程度上,在呼吸周期内观察到的信号的任何变化能够归因于解剖运动。因此,在 k 空间数据中观察到的相位随时间的差异是(在第一近似中)底层解剖结构的平移的结果。这样的校准可以针对特定患者或特定会话来执行,或可以针对测试群体来执行以确定适合于类似患者的关系。这可以被容易地扩展以并入可变参数,诸如患者体重、胸围、性别和/或其他患者属性,和/或考虑 k 空间线的位置和/或角度和/或其他序列参数,例如以确定取决于这样的患者和/或序列参数的合适关系。

[0105] 还应注意,例如,如果使用过采样和/或自由呼吸策略,则在第一阶段中,可以选择呼吸周期中的点,对于这些点,足够的 k 空间线可用(例如, k 空间中心的采样或其最近通过

在时间上足够接近呼吸曲线中的期望点)。因此,针对这些呼吸参考点的图像可以被重建并且用于构建运动模型,例如,通过将重建图像彼此配准110(例如,配准到任何参考)和/或根据(一个或多个)呼吸参数(例如,呼吸相位)对所得到的变换(例如,可变形矢量场)进行建模。这允许针对任何k空间轨迹确定109相位偏移,以例如使用这样的运动模型将呼吸点上的一个时间点投影到另一个任意点。该经验关系可以用于将k空间线调整到任何任意呼吸状态,使得在第二阶段中,相位校正的数据可以用于细化第一重建和/或重建初始没有足够的中间相位。换句话说,校准可以在线执行,而不需要仅专门针对校准的采集,因为到目前为止,在整个呼吸周期内对足够的数据进行采样以重建在呼吸周期内充分分布的有限数量的图像。

[0106] 因此,方法100可以包括根据先前采集的图像与例如作为元数据被包括在图像中的与其相关联的呼吸状态信息的配准110来确定运动模型,并且根据运动模型来确定要应用于k空间线或节段的相位偏移 $\varphi(P(t_c)-P_R)$ 。先前采集的图像可以是在相同或不同的成像会话、甚至可能不同的模态(例如CT)中采集的相同对象的图像。例如,(示出相同或至少充分重叠的解剖结构的相同患者的)多个图像可能先前已经被采集,例如如4D扫描,诸如跨越呼吸周期的3D图像的时间序列。这些图像可以使用本领域已知的图像配准技术彼此配准,例如,使得4D集合中的不同呼吸相位彼此配准(例如,配准到被选择作为参考的其中一个呼吸相位,但不限于此),以便定义从一个(相应地,每个)呼吸状态到(例如,任何)其他呼吸状态的变换。这种变换可以例如被定义为可变形向量场,或被定义为另一合适的刚性或非刚性变换。

[0107] 由于根据本发明的实施例准确地定义了所采集的数据的呼吸状态,因此根据先前收集的数据确定的(一个或多个)变换(例如,可变形矢量场)可以用于将(当前采集的)MRI数据从已知呼吸状态变换到任何其他期望的状态,例如,对应于先前收集和配准的图像之一,或者甚至通过这些状态之间的插值。即使MRI数据不是在与先前采集的图像之一完全相同的呼吸状态下收集的,也可以使用插值技术和/或例如基于可变形向量场拟合到该数据的运动模型。

[0108] 上文讨论的相位调整技术109的优点在于,与常规(真实空间)配准相比,原始数据可以由来自不同呼吸相位的相位调整数据组成,例如,即使没有足够的数据可用于任何呼吸相位的重建。

[0109] 然而,应当理解,另外地或替代地,也可以使用常规(真实空间)配准,例如,使用根据先前收集的图像的配准确定的运动模型(例如,或直接地变换)。因此,MRI数据可以被重建111成具有对应于对与重建图像相关联的k空间的中心进行采样的时间的呼吸状态的图像,并且重建图像可以通过从先前配准的图像确定的合适的变换(例如,使用参数模型、向量场的插值或另一合适的技术)来变换112,以获得在与和原始重建图像相关联的状态不同的任何期望的呼吸状态下的新图像。由于先前采集的图像数据(例如4D图像集(例如,从MRI数据构建的4D合成CT图像,但不限于该示例))可能已经在一致的条件(系列内)下收集,例如,每幅3D图像(时间点)具有相同的分辨率、视场和/或基本相同的信噪比和对比度属性,因此对那些图像执行的配准可以是鲁棒的和/或相对容易的。可以利用来自该配准的信息(例如,以运动模型的形式)来变换新采集的数据,例如,即使采集条件基本上不同,例如,在不同的成像系统上,使用不同的对比度设置、视场选择的差异等。

[0110] 由于当前采集的图像数据可以在采集之后被变换为基本上任何期望的呼吸状态,因此可以减少成像所需的时间,和/或可以将对要成像的合适的呼吸状态的选择推迟到成像程序之后。例如,如果变得显而易见的是,在吸气相位中,处置目标与风险器官之间存在更好的分开,例如在放射治疗规划中,则即使原始数据不对应于该精确状态的成像,也可以选择该呼吸状态以用于规划和门控处置。这为临床医生规划程序提供了相当大的自由度,而不会增加成像工作流程的负担。在该示例中,如果临床医生决定呼气相位仍然为处置提供更好的优点,例如,由于维持呼气相位可能更稳定和/或由于患者自然可以在该状态下停留更长时间,则选项保持开放以通过简单选择不同的变换设置来使用该相位进行规划和处置。类似地,可以使用相同的方法来选择中间位置(例如,生成其图像表示),即处置目标(例如肿瘤)的时间平均位置的可视化。

[0111] 虽然提到所采集的数据可以首先被重建111为图像,并且然后使用先前收集的配准信息来变换112,但是应当注意,上文讨论的另一种方法(尽管不一定是相互排斥的),已经可用的配准信息110(例如,以运动模型的形式)可以用于模拟针对不同k空间线(轨迹、轨迹节段)的合适相位偏移109,以将每个采集的k空间线(具有其相关联的呼吸参数或指示k空间的中心的交叉的参数)变换为感兴趣呼吸状态。因此,虽然可以在不可忽略的时间窗口内收集用于重建图像的数据,但是可以容易地变换每个单独的k空间线,以通过确定该线的合适的相位偏移来将整个重建置于期望的呼吸状态。应当注意,这允许非常有效的变换过程,因为它仅需要向傅里叶空间中的每条线添加(或减去)相位值。例如,对于每条线,与k空间的中心(或该线的中心的最近点)的交叉相关联的(一个或多个)呼吸参数可以用于查找运动模型中的当前状态,而期望的输出状态定义运动模型中的第二目标(参考)状态。

[0112] 替代地或另外地(例如,用于补偿残余运动),也可以使用来自先前图像序列的这种预定运动模型将本领域已知的配准技术应用于重建图像。先前收集的配准信息可以在不同的成像会话中获得,甚至可能在不同的成像模态上获得,或可以涉及在相同的成像会话中采集的不同图像,例如,足够时间分辨率的4D-MRI扫描。先前收集的成像信息(更早或相同的会话)优选地被注释有足够准确的呼吸信息,使得通过配准技术根据该先前收集的成像数据确定的运动模型能够与(一个或多个)呼吸参数相关,例如,使得可以容易地确定从任何呼吸状态到任何其他呼吸状态的变换。

[0113] 在不限于该说明性方法的情况下,可以容易地计算这两种状态之间的矢量场差,并且可以容易地确定线处的k空间线上的平均位移。使用已知的位移与相位关系(例如,根据采集参数确定的),可以确定要为该线添加的相位。尽管该方法基本上仅考虑位移,但是应当注意,该位移可以在k空间线上变化,使得可以近似可变形场(例如,非刚性变换)的影响。此外,可以调谐采集序列以考虑该简单的配准过程,例如,使用(但不限于此)径向k空间采样模式以通过径向线的相位偏移更好地近似由于呼吸引起的胸部和/或腹部解剖结构的同心位移。还可以考虑要针对每个线确定并且分别应用于每个线的k空间中的其他变换(诸如用于增加和/或减少总带宽的插值),例如,以更好地考虑收缩(跨每个线的尺度变化)。

[0114] 例如,当准确地确定MRI检查内的每个采集的呼吸状态时,根据本发明的实施例,针对一次扫描(或系列)收集的信息也可以用于其他扫描。例如,来自4D-MRI序列的运动信息也可以用于其他扫描。这种4D-MRI序列可用于确定与对应的呼吸状态信息相关联的变形矢量场(或另一种类型的运动模型)。可以根据该运动模型变换另一图像采集(例如具有不

同对比度属性的MRI图像),以获得4D序列的近似(或通常呼吸周期中不同于与被变换的所采集的图像相关联的点的任何期望点的图像)。因此,可以针对任何期望的对比度设置获得4D呼吸周期图像系列,例如4D扩散加权图像(DWI)、T2加权4D扫描或甚至4D光谱扫描。另一方面,它还可以用于加速特定4D-MRI扫描的采集,并使用来自其他扫描的信息来估计未通过快速4D-MRI采集捕获的信息。可以使用相对快速的序列来表征呼吸周期的时间动态,并且因此可以使用该信息来获得任何期望的呼吸状态和/或可能需要相当长的时间来采集的另一采集的图像的完整4D表示。还应当注意,这种时间密集的图像采集不一定在呼吸周期中的完全相同点处收集,因为可以通过使用上文讨论的相位调整来至少近似地将各个k空间线(或轨迹或轨迹节段)调整到参考点。

[0115] 还有利的是,上文讨论的相位调整技术可以在不需要上文讨论的触发方法的情况下使用,但是也可以组合地使用,例如,使得这种自适应触发(或以其他方式调整要执行的序列的属性以将k空间的中心定时到呼吸周期中的目标时间点)可以前瞻性地防止从要被可视化的预期呼吸相位中的解剖结构采集的图像中的大偏差,并且相位调整可以回顾性地补偿更小的偏差,例如以进一步改善重建图像的质量。还应注意,后者特别容易执行和/或需要很少的计算资源。

[0116] 根据本发明的实施例的方法可以包括重建111所采集的k空间数据以获得一幅或多幅(空间;真实空间)图像,例如,使用(逆)傅里叶变换(例如,快速傅里叶变换)和/或本领域已知的另一断层摄影重建技术。被确定104为与对k空间的中心(例如,在2D或3D中,例如在k空间矩阵的中心处)进行采样的时间点 t_c 相对应的呼吸状态(例如,一个或多个呼吸参数 $P(t_c)$ 和/或其抽象)可以与重建图像相关联,例如通过注释113重建图像以指示对应的呼吸相位。表示重建图像的时间点可以对应于最中心线的k空间采样的中心(例如,当使用逐行采样时),或对应于穿过k空间矩阵中心的所有线的k空间采样的中心的平均值(例如,对于径向采样)。同样地,通过相位调整数据109的重建和/或通过应用如上文所讨论的另一配准技术112获得的图像也可以用呼吸状态信息来注释113。

[0117] 有利的是,与图像相关联的呼吸状态能够被准确地确定并且作为边信息被添加到图像,例如,被并入元数据中,使得该信息能够在图像的分析中(例如,由临床医生和/或由自动算法)和/或在应用于图像的进一步处理中被考虑。例如,呼吸状态可以由与针对图像确定的时间点相关联的至少一个呼吸参数来表征,例如,所述至少一个呼吸参数可以包括(一个或多个)值,诸如指示呼吸周期中的时间点的值(例如相位值)和/或呼吸的其他参数(例如幅度值)。呼吸状态也可以由呼吸相位指示符表示,例如,其中呼吸周期被分成离散数量的相位,例如四个或十个相位(不限于这些数量)。一旦确定了重建图像的呼吸状态或相位,就可以将该信息作为注释添加在诸如存储图像的DICOM文件的报头中,例如添加在DICOM标签中。这样,处置规划系统、描绘程序、其他处理软件和/或用户可以确定图像对应于哪种呼吸状态,例如以确定图像是否在特定或相同的呼吸状态/相位中被采集并且因此适合于预期的处理。该信息还可以用于确定应当在哪个呼吸状态/相位中采集新图像以允许与早期采集的图像的良好比较,例如在随诊或治疗会话中,诸如在MR-Linac系统上的日常成像中。

[0118] 还有利的是,可以确定每条线(或轨迹节段,例如行、径向线、之字形图案中的直线段、螺旋线...)穿过(或尽可能接近)k空间的中心的点,以将特定呼吸状态与每条这样的线

(或线段)相关联。例如,例如,在过采样方法中,可以针对相同的k空间线(或轨迹节段)通常在呼吸周期的不同点处多个采集MRI数据。因此,重建111图像的步骤可以包括选择114k空间数据的集合,使得整个原始数据(k空间)矩阵(或其要重建的至少一部分)由所选数据的并集填充,其中所选线足够接近预期呼吸点(或相位校正到该点)。

[0119] 在根据本发明的实施例的实施例中,可以重复地采集115(相同的)线(或轨迹或轨迹节段),例如以获得过采样数据。由于可以准确地确定与每个采样的k线相对应的呼吸状态,并且通常可以针对沿着呼吸周期的不同位置获得每个样本,通过选择114合适的k空间样本来填充矩阵(例如,选择最接近期望呼吸状态的线或轨迹(节段)),通过在最近的呼吸状态之间插值和/或通过使用加权平均或其他聚合技术来考虑期望呼吸状态与针对(例如,每条)线确定的呼吸状态之间的距离度量,重建可以确定k空间矩阵以针对预定呼吸状态进行重建。因此,回顾性地,具有呼吸状态注释的过采样数据可以用于重建呼吸周期中的任何期望点。可以在单个呼吸周期期间多次采集针对相同k空间矩阵(2D或3D)的相同数据。例如,在通常约5秒的呼吸周期期间,可以对需要200ms来采集的2D图像或3D k空间的一部分进行25次采样。如果在单个呼吸周期期间对k空间的相同部分进行采样并且改变针对下一个呼吸周期采集哪个区域,则可以在重建期间重建任何呼吸状态。即使在使用过采样技术时可能需要收集更多的数据,但是这些优点可能超过该方面。例如,不仅可以准确地重建任何期望的呼吸状态,还可以对足够接近任何期望状态的多于一个线进行采样以用于任何状态重建(例如,通过平均、加权平均等),从而改善信噪比特性。这甚至可以通过与上文讨论的相位偏移技术组合来进一步改善。还可以调谐采集序列以考虑这种过采样和灵活的重建。例如,可以在每个呼吸周期中稀疏地采样整个k空间以在多个周期内产生完全采样的k空间矩阵,可以在每个呼吸周期中仅采样一个或几个k空间部分,和/或可以考虑其他变型以将针对呼吸周期中的每个或特定点的期望水平的过采样平衡总采集时间。

[0120] 通常,例如在当前放射治疗实践中,预定呼吸相位被选择以被成像并且通常与旨在将放射治疗递送对齐到该呼吸相位相结合地用于治疗规划。替代地,针对不同的呼吸相位采集相对少量的图像以在规划中提供更大的灵活性。

[0121] 然而,在统计意义上,中间位置通常最适合于处置,但是这在实践中不经常使用,例如,替代地依赖于单个呼吸相位(例如,从4D-CT系列中选择)作为用于规划和处置的参考。代替单个呼吸相位,通常还可以依赖内部目标体积(ITV),其使用时间积分图像(即,4D扫描中的相位图像的总和或适当地归一化时的平均值)来定义待处置的肿瘤体积。显然,后者还可能导致比严格必需的更大体积的辐照,并且因此可能对肿瘤附近的健康组织造成不必要的损伤。

[0122] 通过提供方便的方法来准确地表征针对多个图像的呼吸,例如,可能通过相对大量的重建和/或通过允许重建呼吸周期中的任何任意点(例如,使用相位校正、过采样和/或考虑从预先采集的成像数据确定的运动模型),可以使用算法来确定用于治疗递送的最适当的呼吸相位。这可以基于常规建模、专家知识和算法设计和/或机器学习技术的组合。例如,由于可以针对每个患者/测试对象获得整个呼吸周期内的大量图像数据,因此机器学习算法可以被训练为选择用于治疗的最佳候选呼吸相位,例如,基于将临床医生的决策作为输出进行训练的监督学习和/或通过定义被构造为考虑相关特征的目标函数,诸如处置目标与风险器官之间的分离、目标在稳定位置中的停留时间和/或其他这样的潜在相关因素。

因此,根据所收集的数据,可以确定来自4D-CT、4D-MRI或4D-PET(但不限于这些说明性模态)的哪个呼吸相位对于患者是最有代表性的。还应当注意,本发明的实施例可以允许来自更宽的时间窗口和/或多个呼吸周期的信息的自然聚合,以例如通过使用过采样来表征呼吸周期中的特定点(和多个这样的点),使得因此采集(并重建)的图像可以提供比常规4D-CT和/或4D-MRI更好的呼吸周期中的该点处的身体中的平均状况的表示。

[0123] 尽管常规地呼吸运动可以通过这样的4D-CT或4D-MRI扫描来表征,但是采集时间可能不足以完全表征呼吸运动,例如,仅提供几个采集和重建的相位。尽管如此,与其他扫描相比,所需的采集时间通常可能相对较长,例如大约3至10分钟。与当使用这样的常规4D-CT或4D-MRI扫描确定时相比,由肿瘤和/或风险器官的时间平均位置定义的中间位置在从更详细的4D成像程序确定时可以不同(例如,在时间分辨率方面和/或在更长的采集时间窗口内采集)。根据本发明的实施例,可以详细地表征呼吸运动,使得还可以准确地确定身体中的感兴趣体积的中间位置,例如,肿瘤和/或(一个或多个)风险器官在呼吸周期内的时间平均位置。这可以通过在表示中间位置的时间点处或附近前瞻性地采集MRI数据(例如,通过连续分析呼吸信号来确定)并且然后(可选地)将不同的中间位置彼此配准(例如,在不同的时间点(例如,在不同的呼吸周期中)采集)来实现,例如,潜在地也使用上文讨论的相位调整方法。应当注意,例如如果实现在呼吸周期内(并且可能在多个呼吸周期内)的足够采样例如使得合适的的数据被可以选择和/或适当地回顾性地加权,也可以在不将时间点调谐到假定的中点状态的情况下采集数据。还可以通过对来自不同时间点的重建图像进行加权来确定表示中间位置的图像,例如,考虑其采集时间处的实际呼吸状态和/或目标体积相对于其他中间位置扫描(例如,相对于所选择的参考扫描)的相对位置。中间位置信息甚至可以在MRI引导的处置期间例如使用MR-Linac组合来更新,例如以获得中间位置的每日(或其他频率)更新。

[0124] 在第二方面中,本发明涉及一种计算机程序产品,所述计算机程序产品用于当在计算机上执行时执行根据本发明的第一方面的方法。

[0125] 在第三方面中,本发明涉及一种用于在磁共振成像会话期间对对象的呼吸进行呼吸监测的设备。图2示出了根据本发明的实施例的说明性设备10。

[0126] 例如,该设备可以包括处理器、数据存储存储器、(一个或多个)输入部、(一个或多个)输出部、用户接口和/或通常已知用于例如当相应地编程和/或配置时执行如上文所讨论的方法的其他装置。因此,该设备可以包括计算机20和根据本发明的第二方面的计算机程序产品(即,适于由计算机20执行)。另外地或替代地,该设备可以包括专门设计和/或配置为执行根据本发明的第一方面的实施例的方法的硬件,例如包括专用集成电路和/或配置的现场可编程门阵列以执行根据本发明的第一方面的方法。

[0127] 根据本发明的实施例,设备10可以被包括在例如用于处理MRI数据的磁共振成像工作站中,和/或被包括在磁共振成像系统中。

[0128] 设备10包括输入部11,该输入部11用于接收传感器数据并从中确定至少一个呼吸参数以在MRI会话期间连续地监测对象的呼吸。输入部可以包括一个传感器或多个传感器(例如,肺活量计、相机和/或适于采集可以表征对象的呼吸的信息的另一感测设备),和/或适于可操作地连接到这样的(一个或多个)传感器。因此,该设备还可以包括例如集成在多功能处理器14中的传感器输入处理器,以处理所接收的传感器数据并从中确定(一个或多

个)呼吸参数。上文讨论了合适的传感器和要从其导出的参数的示例,但不限于这些示例。

[0129] 设备10还可以包括反馈输出部12,该反馈输出部12用于在MRI会话期间向对象提供感觉反馈,以将对象的呼吸行为朝向预定呼吸模式引导。感觉反馈可以是视觉的、听觉的、触觉的和/或由另一种感觉反馈机制递送给对象、或不同感觉模态的组合。因此,反馈输出部可以包括监视器、投影仪、指示灯、耳机、扬声器、致动器、振动元件和/或用于递送感觉反馈的另一合适设备、或用于递送不同感觉模态的装置的组合。替代地,输出部可以适于可操作地连接到这样的(一个或多个)输出设备。因此,该设备还可以包括例如集成在多功能处理器14中的反馈处理器,用于基于从接收到的输入11确定的与要实现的预定呼吸模式有关的(一个或多个)所确定的呼吸参数来确定要经由输出部12提供的(一个或多个)合适的反馈信号。

[0130] 设备10包括数据输入部13,该数据输入部13用于在一次或多次采集中接收磁共振成像数据(包括沿着k空间中的至少一个轨迹节段的k空间值)例如以对一个或多个k空间矩阵进行采样和填充来重建一幅或多幅图像,例如,根据对通过矩阵的多个线和/或轨迹节段进行填充直到对矩阵中的足够的(或所有的)值进行采样以允许MRI图像重建。

[0131] 设备10包括处理器14,该处理器14适于确定针对接收到的磁共振成像数据(例如,针对k空间中的每个轨迹节段)对k空间矩阵的中心和/或k空间轨迹节段(或每个k空间轨迹节段)到k空间矩阵的中心的最近点进行采样的时间点。例如,该设备可以包括用于执行下文讨论的处理任务(例如,如上所述的根据本发明的第一方面的方法的方法步骤)的计算机、专用集成电路和/或可配置数字处理硬件。将理解,图2中的设备的示意性表示不一定对应于设备的部件的物理布置,例如,重建器15的功能也可以由处理器来实施。同样地,如本文所讨论的处理器14的功能可以分布在若干处理单元上,例如,在多核处理器、图形处理单元处理器、单元处理器、专用配置或专门设计的硬件设备(例如,ASIC、FPGA、...)、所述通常已知的部件中的一个或多个的组合中,或甚至分布在若干计算机系统上,例如,在计算机集群上执行。

[0132] 处理器14还适于使用监测呼吸的至少一个呼吸参数来确定针对所述时间点的至少一个呼吸参数。

[0133] 处理器14可以适于使用所监测的至少一个呼吸参数来前瞻性地确定当呼吸将对应于参考呼吸状态时的时间点,并且经由控制器输出部19控制所述轨迹节段或每个轨迹节段的采集的至少一个采集参数,使得所述时间点决定对k空间矩阵的中心和/或k空间轨迹节段上的到k空间矩阵的中心的最近点进行采样的时间。例如,控制器输出部19可以适于向磁共振成像系统提供触发信号,以在合适的时间处发起针对k空间轨迹节段的数据的采集,所述合适的时间被确定为使得采集k空间数据的中心或轨迹节段上的最近点的时间与参考呼吸状态一致。另外地或替代地,可以控制另一个或多个采集参数以影响对到k空间的中心最近的点进行采样的时间,例如,通过调整场梯度和/或脉冲配置。如已经提到的,该设备可以集成在MRI系统(或其操作者终端)中,使得输出部可以仅是指设备的内部状态,例如在数据存储设备中,其可由MRI系统的控制系统或程序访问以相应地控制MRI系统。

[0134] 该设备可以包括数据存储设备16。数据存储设备可以集成在设备中,或可以是指用于例如经由数据通信网络访问外部数据存储设备的接口。例如,数据存储单元可以包括数据存储盘、硬盘驱动器、数据库、网络驱动器或用于存储数字信息的任何其他合适的装

置。处理器可以适于从数据存储设备检索参考呼吸状态。

[0135] 该设备还可以包括用户接口17,例如,其可以包括显示监测器、鼠标、键盘和/或本领域已知的一个或多个类似的人机接口设备。用户接口可以适于控制上文和下文讨论的过程,例如配置呼吸监测、设置用于反馈的目标呼吸状态、开始和/或停止图像采集、开始重建和/或其他这样的动作。处理器可以适于经由用户接口从用户接收参考呼吸状态,作为上文讨论的用于前瞻性触发和/或序列调整的目标,和/或作为下文讨论的用于回顾性相位调整和/或重建的目标。用户接口17可以适于与操作者(例如健康护理专业人员,诸如医生、护士、放射治疗师、成像技术人员等)交互。例如,操作者可以使用用户接口来控制设备和/或观察如由设备监测的呼吸。

[0136] 处理器14可以适于使用所监测的至少一个呼吸参数来确定当呼吸将对应于参考呼吸状态时的多个时间点以分别采集多个轨迹节段,使得每个确定的时间点确定对k空间矩阵的中心和/或每个k空间轨迹节段上到k空间矩阵的中心的最近点进行采样的时间。

[0137] 处理器14可以适于考虑用于共同采集多个轨迹节段的预定时间窗口来控制多个轨迹节段中的每一个的至少一个采集参数,并且朝向和/或超过预定时间窗口自适应地应用稀疏采样和/或压缩感测技术。

[0138] 除了考虑呼吸监测的(一个或多个)采集的前瞻性控制之外或作为考虑呼吸监测的(一个或多个)采集的前瞻性控制的替代,处理器14可以适于回顾性地(即,在(一个或多个)采集之后)将所确定的与k空间矩阵的中心或轨迹节段上到k空间矩阵的中心的最近点的所述采样时间相对应的至少一个呼吸参数与预定参考值进行比较,以根据该比较来确定相位偏移,并且将相位偏移应用于针对轨迹节段获得的对k空间值以补偿因此从该比较确定的由于呼吸运动而导致的真实空间中的平移。

[0139] 处理器14还可以适于从数据存储设备16检索所述对象的先前采集的图像,其中,呼吸信息与所述先前采集的图像中的每个图像相关联。处理器可以适于根据呼吸信息来配准先前采集的图像和通过所述配准获得的模型变换以获得运动模型。处理器可以适于使用所述运动模型来确定相位偏移以补偿由于呼吸运动引起的在真实空间中的平移。

[0140] 替代地,处理器14可以适于直接从数据存储设备检索这样的配准数据或运动模型,例如,其中它由外部配准和/或运动建模系统存储。

[0141] 先前采集的图像可以涉及在先前成像会话中获得的图像,例如可能使用不同的成像模态。替代地,先前采集的图像可以先前在相同的MRI成像会话中获得并且被存储用于所述配准和/或运动建模(例如,在重建之后)。

[0142] 该设备可以包括用于将接收到的磁共振成像数据和/或相位校正的磁共振成像数据重建为至少一幅断层摄影图像的重建器15。重建器也可以被集成在处理器14中,例如,处理器可以适于重建图像。重建器15还可以适于用通过至少一个呼吸参数确定的呼吸状态来注释重建的断层摄影图像,所述至少一个呼吸参数由处理器确定为与对k空间的中心进行采样的所述时间点和/或用于确定相位偏移以调整用于重建的磁共振成像数据的所述预定参考值相对应。

[0143] 重建器15还可以适于选择磁共振成像数据的(适当)子集(例如,非空的并且不包括所有采集的轨迹节段),以使用所选择的磁共振成像数据填充k空间矩阵以进行重建,其中,k空间轨迹节段基于针对每个k空间轨迹节段确定的至少一个呼吸参数相对于参考呼吸

状态的关系来选择以进行重建,例如,选择最近的候选,对多个接近的候选求平均,使用考虑所确定的呼吸参数与参考之间的距离度量的加权平均值,和/或另一类似策略。

[0144] 处理器14还可以适于通过在呼吸周期中的不同点处重复采集相同的k空间轨迹节段(例如,主动改变呼吸周期中的采样点和/或通过相对于呼吸周期简单地不相关采样)来控制磁共振成像数据的采集。重建器15可以适于通过从针对所述相同k空间轨迹节段采集的不同数据集的对应选择、在所述不同数据集之间的插值和/或对所述不同数据集的加权来重建针对不同呼吸状态的图像(或更确切地说,也可以以所讨论的方式重复地对不同的轨迹节段(例如线)进行采样,使得足够的的数据变得可用于重建针对呼吸周期中的任何任意点的完整2D或3D图像)。上文讨论的相位调整技术也可以用于将k空间轨迹节段的数据调整到期望的呼吸状态以进行重建。例如,一个或多个轨迹节段候选的选择可以选择在时间上足够接近目标呼吸状态采集的(一个或多个)候选,并且该选择可以被相位调整到期望状态。如果因此针对相同的轨迹节段选择和相位调整更多的候选,则可以通过平均、加权平均(例如,通过与相位校正之前的数据相关联的一个或多个原始呼吸参数与目标呼吸状态的一个或多个目标呼吸参数之间的反比距离加权)和/或另一合适的聚集技术来组合值。因此,该方法可以应用于不同的轨迹节段,直到k空间矩阵被填充或至少具有足够的数据来实现重建。

[0145] 在第四方面中,本发明涉及一种磁共振成像工作站或磁共振成像系统,包括根据本发明的第三方面的实施例的设备。

[0146] 图3示意性地示出了根据本发明的实施例的磁共振成像系统30。MRI系统可以包括主磁体组件40,该主磁体组件40限定检查区41,例如,检查区可以由其中如基本上由磁体组件产生和控制的磁场条件适合于磁共振成像的体积形成。因此,检查区可以对应于由系统的磁体膛包围的体积(的至少可用部分)(但不限于,例如,本发明的原理同样适用于开放膛系统和其他更不频繁使用的磁体组件配置)。

[0147] 在系统的使用中,要被检查的对象(例如,患者)43可以被定位在检查区中的患者卧榻44上。初级磁体组件可以包括磁体绕组(例如同轴(例如超导)绕组),以在检查区中生成静止的均匀磁场。检查区可以是由这些磁体绕组包围的圆柱形体积。

[0148] 该系统可以包括重建器15,以根据由使用中的系统采集的磁共振信号来重建(一个或多个)磁共振图像,例如断层摄影MRI图像。可以经由输出部46提供重建图像以用于查看、处理或存储。输出(直接地或间接地,例如经由中间存储设备)可以由磁共振成像工作站50接收,其中,医学工作者可以与接收到的图像交互,例如以查看图像、操纵图像、诊断患者的状况和/或规划治疗。工作站50还可以可选地包括重建器15。

[0149] 辅助设备(诸如辅助RF发射和/或接收线圈组件42)可以在使用中被放置在检查区中,以从对象身体的特定部分采集磁共振信号。辅助线圈配置可以用于从特定身体部位或针对特定使用情况采集信号,而通常,信号也可以(另外地或替代地)由直接集成在主磁体组件的壳体中的接收器线圈47接收。主磁体组件(或通常,磁共振成像系统)通常还包括梯度线圈,以在检查区域内部产生磁场的(可控)空间梯度和/或产生RF激励脉冲。

[0150] 该系统可以包括用于采集指示对象43的呼吸的呼吸数据的呼吸传感器52。呼吸传感器可以包括呼吸带传感器、肺活量计、观察相机(具有合适的视频处理系统以从对象的相机观察导出呼吸信息)和/或适合于获得数据(例如,如上文关于根据本发明的实施例的方

法已经详细讨论的那样从所述数据可以获得相关的呼吸信息)的另一种类型的一个或多个传感器。

[0151] 根据本发明的第三方面的实施例的设备10可以被集成在工作站50中,或在其他地方被集成到磁共振系统30中(或如所讨论的设备的功能可以被分布在MRI系统与工作站之间)。该设备可以被配置为从呼吸传感器52接收其传感器输入11。它还可以被配置为从MRI系统的(一个或多个)接收线圈47(或中间信号处理器或控制器)接收其数据输入。

[0152] 设备的控制器输出部19可以连接到MRI系统的系统控制器,例如以便控制系统的数据采集,例如以触发采集和/或控制其他采集参数,诸如梯度、脉冲和/或数据收集配置。

[0153] MRI系统还可以包括感觉反馈系统48,以向对象提供感觉反馈,例如,以将对象的呼吸引导到期望的模式。反馈系统可以包括能够由对象感知的视觉、听觉、触觉或其他感觉输出部,例如投影仪、屏幕、耳机、扬声器、振动元件、致动器和/或其他这样的装置、或其组合。还参考上文关于与根据本发明的实施例的方法有关的反馈系统的讨论。

[0154] 鉴于上文提供的与根据本发明的实施例的方法有关的描述,根据本发明的实施例的设备(分别地,计算机程序产品、MRI系统和MRI工作站)的其他特征或上文描述的特征的细节将是清楚的,和/或反之亦然。

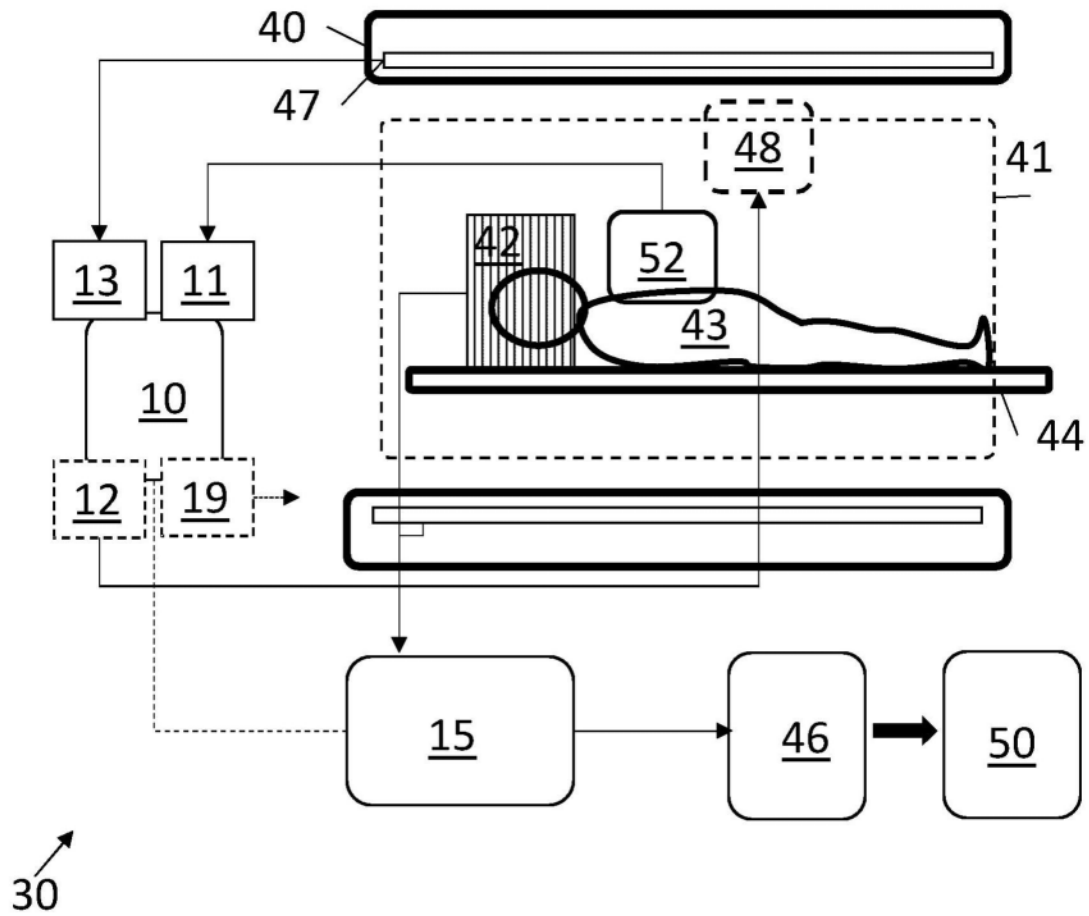


图3