



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107209242 B

(45)授权公告日 2020.07.03

(21)申请号 201580060220.6

(22)申请日 2015.10.01

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107209242 A

(43)申请公布日 2017.09.26

(30)优先权数据
14192290.6 2014.11.07 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.05.05

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2015/072756 2015.10.01

(87)PCT国际申请的公布数据
W02016/071054 EN 2016.05.12

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

专利权人 卡洛斯三世国家心血管研究中心
基金会(CNIC)

(72)发明人 J·桑切斯冈萨雷斯
N·D·诺特纳格尔 (续)

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.
G01R 33/563(2006.01)

(56)对比文件
CN 1616985 A,2005.05.18,
CN 1407351 A,2003.04.02,
CN 101351721 A,2009.01.21,
CN 103403569 A,2013.11.20, (续)

审查员 姜晓岑

权利要求书2页 说明书6页 附图1页

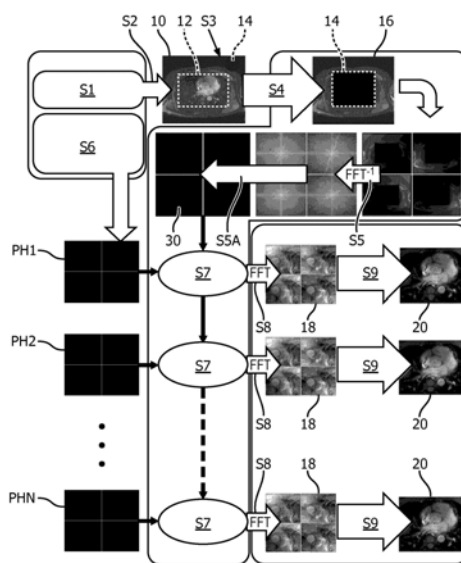
(54)发明名称

用于生成在其环境中的移动的对象的MR图像的方法和系统

(57)摘要

本发明涉及一种用于生成在其环境中的对象的感兴趣区域内的MR图像(10、20)的方法,所述对象在一段时间内进行包括多个移动阶段的运动。根据本发明的几个方面,所述方法包括以下步骤:-提供关于对象的移动阶段中的一个的第一数据集(S_i);-根据所述第一数据集来生成感兴趣区域的第一图像(10)(S₂);-识别所述第一图像(10)内的动态区域(12)和静态区域(14),其中,所述区域(12、14)在所述时间段内分别主导地是动态的或静态的(S₃);-通过屏蔽掉所述动态区域(14)来编辑所述第一图像(10)(S₄);-对示出剩余的静态区域(14)的经编辑的第一图像(16)执行逆傅立叶变换(S₅);-提供关于所述对象的移动阶段中的一个的第二数据集(S₆);-从所述第二数据集减去具有剩余的静态区域(14)的经编辑的第一图像(16)的逆傅立叶变换

(S₇);-对经减去第二数据集(18)执行傅立叶变换(S₈);并且-生成相对于所述第一图像(10)的感兴趣区域减小的感兴趣区域的第二图像(20),所述减小的感兴趣区域包括所述动态区域(12)(S₉)。本发明还涉及一种用于生成在其环境中的对象的感兴趣区域内的MR图像的MRI系统。



CN 107209242 B

[接上页]

(72)发明人 B·伊瓦涅斯卡韦萨
R·费尔南德斯希门尼斯
V·富斯特卡鲁利亚

(56)对比文件
US 2005/0100202 A1,2005.05.12,

1. 一种用于生成对象的MR图像(10、20)的方法,所述对象在一时间段内进行包括多个移动阶段的运动,所述方法包括以下步骤:

-使用SENSE欠采样方案通过使用多个接收器线圈来采集关于所述对象的所述移动阶段中的一个的第一数据集(S1);

-借助于SENSE重建来根据所述第一数据集重建感兴趣区域的第一图像(10)(S2);

-识别所述第一图像(10)内的动态区域(12)和静态区域(14),其中,所述区域(12、14)在所述时间段内分别主导地是动态的或静态的(S3);

-通过屏蔽掉所述动态区域(14)来编辑所述第一图像(10)(S4);

-按所述多个接收线圈的线圈灵敏度来对经编辑的第一图像进行加权;

-对示出剩余的静态区域(14)的经编辑并加权的所述第一图像(16)执行逆傅立叶变换(S5);

-通过使用所述多个接收器线圈来采集关于所述对象的所述移动阶段中的一个的第二数据集(S6),其中,所述第二数据集是借助于采集期间的欠采样来提供的,得到相比于所述第一数据集的视场减小的视场(rFoV)并且另外使用与所述第一数据集的采集相同的SENSE欠采样方案;

-从所述第二数据集减去具有剩余的静态区域(14)的经编辑的第一图像(16)的逆傅立叶变换(S7);

-在经减去的第二数据集(18)上执行傅立叶变换(S8);并且

-生成相对于所述第一图像(10)的所述感兴趣区域减小的感兴趣区域的第二图像(20),所述减小的感兴趣区域包括所述动态区域(12)(S9)。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,移动的所述对象是心脏;所述MR图像(10、20)是心脏MR图像;并且所述对象的所述移动阶段是来自心脏区域的心脏时相。

3. 根据权利要求1至2中的任一项所述的方法,其中,经常通过分别重复九个步骤中的步骤六至九(S6-S9)来生成至少一个另外的第二图像(20)。

4. 根据权利要求1至2中的任一项所述的方法,其中,所述第一图像(10)是通过使用完整采样的图像来生成的(S2)。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中,经编辑的第一图像(16)被分割为多幅图像,每幅图像(16)在k空间域中被逆傅立叶变换(S5)。

6. 一种用于生成对象的MR图像(10、20)的MRI系统,所述对象在一时间段内进行包括多个移动阶段的运动,所述系统被建立为执行以下步骤:

-使用SENSE欠采样方案通过使用多个接收器线圈来采集关于所述对象的所述移动阶段中的一个的第一数据集(S1);

-借助于SENSE重建来根据所述第一数据集重建感兴趣区域的第一图像(10)(S2);

-识别所述第一图像(10)内的动态区域(12)和静态区域(14),其中,所述区域(12、14)在所述时间段内分别主导地是动态的或静态的(S3);

-通过屏蔽掉所述动态区域(14)来编辑所述第一图像(10)(S4);

-按所述多个接收线圈的线圈灵敏度来对经编辑的第一图像进行加权;

-对示出剩余的静态区域(14)的经编辑并加权的所述第一图像(16)执行逆傅立叶变换(S5);

-通过使用所述多个接收器线圈来采集关于所述对象的所述移动阶段中的一个的第二数据集(S6),其中,所述第二数据集是借助于采集期间的欠采样来提供的,得到相比于第一数据集的视场减小的视场(rFoV)并且另外使用与所述第一数据集的采集相同的SENSE欠采样方案;

-从所述第二数据集减去具有剩余的静态区域(14)的经编辑的第一图像(16)的逆傅立叶变换(S7);

-在经减去的第二数据集(18)上执行傅立叶变换(S8);并且

-生成相对于所述第一图像(10)的所述感兴趣区域减小的感兴趣区域的第二图像(20),所述减小的感兴趣区域包括所述动态区域(12)(S9)。

7.根据权利要求6所述的系统,其中,所述系统被建立用于执行根据权利要求1至5中的任一项所述的方法。

8.根据权利要求6或7所述的系统,包括基于计算机的数据处理单元,所述数据处理单元用于磁共振图像(10、20)的图像生成。

9.一种计算机可读介质,其上存储有计算机程序,所述计算机程序当被运行时适于执行根据权利要求1到5中的任一项所述的方法。

用于生成在其环境中的移动的对象MR图像的方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及生成移动的对象MR图像(MR:磁共振)的领域,所述对象在一时间段内进行包括多个移动的阶段(移动阶段)的运动。本发明还涉及用于生成对象的MR图像的对应的MRI系统,所述对象在时间段内进行包括多个移动阶段的运动。

背景技术

[0002] 存在降低心脏MRI(CMRI)的可用性的两个限制性因素。第一个是CMRI检查要求要执行的过多的扫描器时间以及在相关信息被采集之前进行许多模拟计划扫描。第二个是从技术人员要求高的训练程度以能够以正确的心脏方向进行心脏检查,使得难以扩展到任何环境中。覆盖整个胸部的体积3D各向同性采集可能有助于避免这两个限制,并且改进心脏检查的工作流程。

[0003] 科学文章》LH Hamilton等人的:“Time-Resolved parallel Imaging with reduced Dynamic Field of View”;Magn.Reson.Med.2011;65:1062-74。《描述了一种命名为“Parallel Imaging and Noquist in Tandem”(PINOT)的方法,用于心脏MRI(CMRI)的加速的动态图像采集。该方法组合了并行成像的SPACE-RIP实现方式与Noquist减小的视场(rFOV)成像方法,这两者都使用针对图像重建的直接反演模型。

[0004] 在PINOT重建中,需要求解如下的线性方程组:

$$[0005] \quad \begin{bmatrix} (k_{t_0,s_0}) \\ (k_{t_0,s_1}) \\ \vdots \\ (k_{t_0,s_{C-1}}) \\ (k_{t_1,s_0}) \\ (k_{t_1,s_1}) \\ \vdots \\ (k_{t_1,s_{C-1}}) \\ \vdots \\ (k_{t_N,s_0}) \\ (k_{t_N,s_1}) \\ \vdots \\ (k_{t_N,s_{C-1}}) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M_S S_0 & M_D S_0 & 0 & \dots & 0 \\ M_S S_1 & M_D S_1 & 0 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ M_S S_{C-1} & M_D S_{C-1} & 0 & \dots & 0 \\ M_S S_0 & 0 & M_D S_0 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ M_S S_{C-1} & 0 & M_D S_{C-1} & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ M_S S_0 & 0 & 0 & \dots & M_D S_0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ M_S S_{C-1} & 0 & 0 & \dots & M_D S_{C-1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} (I_S) \\ (I_{D,t_0}) \\ (I_{D,t_1}) \\ \vdots \\ (I_{D,t_N}) \end{bmatrix}, \quad (1)$$

[0006] 以能够进行图像重建,其中 S_0, \dots, S_{C-1} 表示灵敏度图, M_S 表示从填充静态FoV的那些区域进行的傅立叶变换,并且 M_D 表示从针对每次时间定位而被更新那些区域进行的傅立叶变换。在3D心脏MR图像的情况下,该矩阵组的尺寸变得难以管理并且系统逆变以产生图像重建是极其CPU密集的。

[0007] US 2014/0303480描述了一种处理来自在人类患者的身体内发生的动态事件的加速MRI扫描的信号的方法。患者经受MRI检查,所述检查包括他的身体的相关部分。扫描的随时间没有实质的没有变化的那些体素被识别并从总体扫描信号中减去。

发明内容

[0008] 本发明的一个目的是提供一种方法和一种系统,以克服以上提到的局限。

[0009] 该目的可以通过独立权利要求1和11的特征来实现。从属权利要求详述了本发明的有利实施例。

[0010] 根据本发明的各种实施例,用于生成对象的MR图像的方法包括以下步骤:

[0011] -提供关于所述对象的移动阶段中的一个的第一数据集;

[0012] -根据所述第一数据集生成感兴趣区域(ROI)的第一图像;

[0013] -识别所述第一图像内的动态区域和静态区域,其中,所述区域在所述时间段内分别主导地是动态的或静态的;

[0014] -通过屏蔽掉所述动态区域来编辑所述第一图像;

[0015] -对示出剩余的静态区域的经编辑的第一图像执行逆傅立叶变换;

[0016] -提供关于所述对象的移动阶段中的一个的第二数据集;

[0017] -从所述第二数据集减去所述剩余的静态区域的所述逆傅立叶变换;

[0018] -对经减去第二数据集执行傅立叶变换;并且

[0019] -生成相对于所述第一图像的感兴趣区域的减小的感兴趣区域的第二图像,所述减小的感兴趣区域包括所述动态区域。

[0020] 优选地,所述识别是通过在第一图像上手动地选择静态区域和动态区域来执行的。例如围绕心脏的框可能会被选择为动态区域,并且从而框外的区域将被选择为静态区域。

[0021] 如已经提到的,所述移动对象在总时间段内进行包括所述多个移动阶段的运动。所提供的第一数据集和第二数据集的数据是通过使用MRI扫描器进行的数据采集而先前采集的。为在步骤(g)中从所述第二数据集减去剩余的静态区域的逆傅立叶变换,该傅立叶变换的图像(在步骤(e)中基于所述第一数据集生成)遵从与所述第二数据集相同的采样方案而是欠采样的。

[0022] 本发明的思想是基于提供(之前采集的)移动对象在其或多或少是静态的环境中的数据,以利用数据冗余和高SENSE加速因子以达到各向同性分辨率。该方法使用新的途径来管理重建的问题,3D采集支持上述PINOT重建。如在PINOT采集中,其可以是有区别的两个不同的数据集。在第一数据集中,采集将收集静态和动态信息的那些k空间线。在第二数据集中,针对对象的每个移动阶段(移动的相位)采集k空间线的子组,其是基于这样的思想,根据完整的数据集一些信息可以被恢复,以便能够进行最终的重建。在该方法中-作为与PINOT的差异-没有必要如在公式(1)中所描述地构建整个矩阵构型。

[0023] 根据本发明的优选的实施例,所有图像或至少所述第二图像通过使用SENSE重建而被生成。在灵敏度编码(SENSE)方法中,多个同时操作的接收器线圈阵列被用于信号采集。阵列元件通常是表面线圈,它表现出强烈不均匀的,彼此不同的空间灵敏度。SENSE方法背后的原理是将线圈灵敏度的影响视为类似于梯度编码的编码效果。事实上,灵敏度效果在数学上是很大程度上类似于梯度编码。然而,相比于梯度概念的主要优点在于灵敏度机制允许利用接收器阵列的多个不同的灵敏度同时编码。因此,用平行灵敏度编码部分取代顺序梯度开关可以实现扫描时间上相当大的节省。

[0024] 灵敏度编码是基于这样的事实:接收器灵敏度通常具有与通过线性场梯度进行的

傅立叶准备互补的编码效果。因此,通过并行地使用多个接收器线圈,可以可观地减少傅立叶成像的扫描时间。根据灵敏度编码的数据的图像重建的问题以一般的方式被公式化,并且针对任意的线圈配置和k空间的采样模式被求解。

[0025] 根据本发明的另一优选实施例,运动对象为心脏;MR图像是心脏MR图像;并且对象的移动阶段是来自心脏区域的时相。在其或多或少地静态的环境中的移动的对象是整个胸部,其具有非角状的冠状体积,以利用数据冗余和高SENSE加速因子以达到单次屏气中的心脏电影图像各向同性分辨率。该采集和重建方法允许利用几分钟的重建时间获得在屏气持续时间内的3D各向同性心脏图像。

[0026] 要据本发明的又一优选实施例,经常分别通过重复九个步骤(a-i)中的步骤(f)至(i)以生成至少一个另外的图像。这些其他图像还涉及移动的阶段(移动阶段)PH2到PHN。

[0027] 优选地,通过使用一个完整的采样图像来生成第一图像,并且优选地通过使用SENSE重建来生成所述第二图像(以及所有其他以下图像)。

[0028] 根据本发明的另一优选实施例,在所述第一数据集和所述第二数据集中提供的数据是通过使用MRI扫描单元(MRI扫描器)的数据采集来生成的。优选地,感兴趣区域(ROI)是通过MRI扫描单元的视场(FOV)来确定的。因此,减小的感兴趣区域被称为减小的视场(rFoV)。

[0029] 优选地,多个接收器线圈被用于所述数据采集。优选地,经编辑的第一图像分割为多幅图像,每幅图像在k空间中域被逆傅立叶变换。针对每个线圈的经傅立叶变换的图像是遵循与所述第二数据集的采样相同的采样方案而欠采样的。

[0030] 根据本发明的另一优选的实施例,所述多幅图像中的每幅图像在执行逆傅立叶变换之前用来自接收器线圈中的对应的接收器线圈的线圈灵敏度而被加权。

[0031] 根据本发明的各实施例,用于生成对象的MR图像的MRI系统被建立用于执行以下步骤:

[0032] -提供关于对象的移动阶段中的一个的第一数据集;

[0033] -根据所述第一数据集来生成感兴趣区域的第一图像;

[0034] -识别所述第一图像内的动态区域和静态区域,其中,所述区域在所述时间段内分别主导地是动态或静态的;

[0035] -通过屏蔽掉所述动态区域来编辑所述第一图像;

[0036] -对示出剩余的静态区域的经编辑的第一图像执行逆傅立叶变换;

[0037] -提供关于所述对象的移动阶段中的一个的第二数据集;

[0038] -从所述第二数据集减去具有剩余的静态区域的经编辑的第一图像的逆傅立叶变换;

[0039] -对经减去第二数据集执行傅立叶变换;并且

[0040] -生成相对于所述第一图像的ROI减小的感兴趣区域的第二图像,所述减少的感兴趣区域包括所述动态区域。

[0041] 移动的对象在一段时间执行包括移动阶段的运动,其中,该时间段是总采集时间。

[0042] 根据本发明的优选实施例,所述系统被建立用于执行上述方法,以生成移动的对象(尤其是在胸部中的心脏)在其环境中的MR图像。

[0043] 根据本发明的另一优选实施例,所述MRI系统包括:(i)用于数据记录的MRI扫描单

元,其包括多个同时操作的接收器线圈的阵列,以及(ii)基于计算机的数据处理单元,其用于磁共振成像的图像采集。步骤(a)到(i)由MRI系统的数据处理单元来执行。得到步骤(a)和(f)的数据采集步骤通过使用MRI扫描单元来执行。

[0044] 本发明各种其它实施例涉及用于执行上述方法的计算机程序产品,特别是通过使用上述MRI系统。

附图说明

[0045] 参照本文下文中所描述的实施例,本发明的这些和其他方面将显而易见的并将得以阐述。

[0046] 在附图中:

[0047] 图1示出了根据本发明的优选实施例的针对生成心脏MR图像的显示的流程的图形图示。

具体实施方式

[0048] 在以下讨论中,参考了心脏作为要被成像的对象。然而,本发明也适用于其他对象,如其他器官。心脏是仅被选择为范例。

[0049] 图1示出了同时使用静态信息和SENSE采集的所有的重建步骤的示意表示。该示意表示表示了用于在总时间段内在ROI内生成具有非成角的冠状体积的胸部的的心脏MR(CMR)的图像10、20的流程。

[0050] 所述方法包括以下步骤:

[0051] 步骤1(S1):提供来自心脏区域的(第一)心脏时相的第一数据集;

[0052] 步骤2(S2):根据所述第一数据集来生成ROI的第一图像10;

[0053] 步骤3(S3):识别所述第一图像10内的动态区域12和静态区域14,其中,这些区域12、14在所述时间段内分别主导地是动态的或静态的(S3);

[0054] 步骤4(S4):通过屏蔽掉所述动态区域12来编辑所述第一图像10;

[0055] 步骤5(S5):对示出剩余的静态区域14的经编辑的第一图像16执行逆傅立叶变换(FFT⁻¹);

[0056] 步骤6(S6):提供来自心脏区域16的关于(第二)心脏时相的第二数据集;

[0057] 步骤7(S7):从所述第二数据集减去具有剩余静态区域14的经编辑的第一图像16的逆傅立叶变换(FFT⁻¹);

[0058] 步骤8(S8):对经减去第二数据集执行傅立叶变换(FFT);并且

[0059] 步骤9(S9):生成至少包括所述动态区域12的减小的感兴趣区域(rROI)的第二图像20。

[0060] 优选地,所述识别是通过在所述第一图像上手动地选择静态区域和动态区域来执行的。例如围绕心脏的框可以被选择为动态区域,并且从而框外的区域将被选择为静态区域。

[0061] 所提供的所述第一数据集和第二数据集的数据是通过数据采集而先前采集的。以上提到的总时间段是总的采集时间。在步骤1(S1)的准备中,例如,执行完整FoV单次采集以在伪影上除去折叠。在步骤6(S6)的准备中,执行ky-kz空间的欠采样采集以针对每个心脏时相

更新经减小的FoV (rFoV)。术语全FoV对应于(完整的)ROI和并且术语rFoV对应于减小的ROI。

[0062] 本领域技术人员将理解,在第二数据集(rFoV)相比于第一数据集是欠采样的情况下,优选地还在步骤5与步骤7之间应用步骤5a。在步骤5a中,经编辑的第一图像16的逆傅立叶变换(FFT^{-1})将与在提供(采集)第二数据集时使用的欠采样相同的方式被欠采样。因此所述流程包括以下步骤:步骤1(S1):采集来自心脏区域的(第一)心脏时相的第一数据集;

[0063] 步骤2(S2):根据所述第一数据集生成ROI的第一图像10;

[0064] 步骤3(S3):识别所述第一图像10内的动态区域12和静态区域14,其中,这些区域12、14在所述总时间段内分别主导是动态的或静态的(S3);

[0065] 步骤4(S4):通过屏蔽掉所述动态区域12来编辑所述第一图像10;

[0066] 步骤5(S5):对示出剩余的静态区域14的经编辑的第一图像16执行逆傅立叶变换(FFT^{-1});

[0067] 步骤5a(S5a):使用欠采样策略来对经编辑的第一图像16的逆傅立叶变换(FFT^{-1})进行欠采样,并且由此提供欠采样的第一数据集30。

[0068] 步骤6(S6):从心脏区域采集关于(第二)心脏时相的第二数据集S6,其中,通过在采集所述第二数据集的过程中使用欠采样策略,所述第二数据集与所述第一数据集相比是欠采样的;

[0069] 步骤7(S7):从所述第二数据集减去欠采样的第一数据集30;

[0070] 步骤8(S8):在经减去第二数据集上执行傅立叶变换(FFT);并且

[0071] 步骤9(S9):生成至少包括动态区域12减小的感兴趣区域(rROI)的第二图像20。

[0072] 如在PINOT采集中,所描绘的流程可以区分两个不同的数据集。在第一数据集中,采集将收集静态和动态信息的那些k空间线。在第二数据集中,针对对象的每个心脏时相(心脏时相)采集k空间线的子组,其是基于这样的思想,根据完整的数据集一些信息可以被恢复,以便能够进行最终的重建。在该方法中-作为与PINOT的差异-没有必要如在公式(1)中所描述地构建整个矩阵构型。相反,重建被分为三个不同的阶段。

[0073] 第一阶段:在该重建阶段,如上所述地使用所述第一数据集来针对单个心脏时相生成完整图像10(S2)。该图像10可以使用常规的SENSE重建或全采样图像来生成以提高信号准确性。

[0074] 第二阶段:在该重建阶段,在完整重建的图像中,先前定义动态区域被设置为0(S4),从而获得仅来自沿着所有心脏时相保持相等的那些静态区域14中的信息。在该重建阶段,图像16根据每个线圈的线圈灵敏度加权并且在k空间域中进行逆傅立叶变换(S5)。每个线圈的傅立叶变换的图像是欠采样的,遵循与如上所述第二数据集相同的采样方案(由S5和S7之间的未标记的箭头表示)。最后,从每个心脏时相中的经更新的k空间行减去从静态区域所生成的k空间线(S7)。

[0075] 第三阶段:在该重建阶段,在第二阶段中生成的图像被傅立叶变换到图像空间(S8),并使用常规的SENSE重建来重建,但是仅取来自减小的FoV的信息(S9)。

[0076] 按照该办法的SENSE重建和类NoQUIST重建是非常分离的。SENSE信息只在第三阶段被使用,而类NoQUIST信息仅在重建的第二阶段被使用。另外,在重建的第三阶段,只是减小的区域被重建,相比于针对3D情况的传统的SENSE重建提高了重建速度。

[0077] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是说明性或示范性的,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书,在实践请求保护的本发明时能够理解并且实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求书中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

[0078] 得到本发明的工作已根据拨款协议号242038获得来自European Union Seventh Framework Programme (FP-7-HEALTH-2009)的资助。

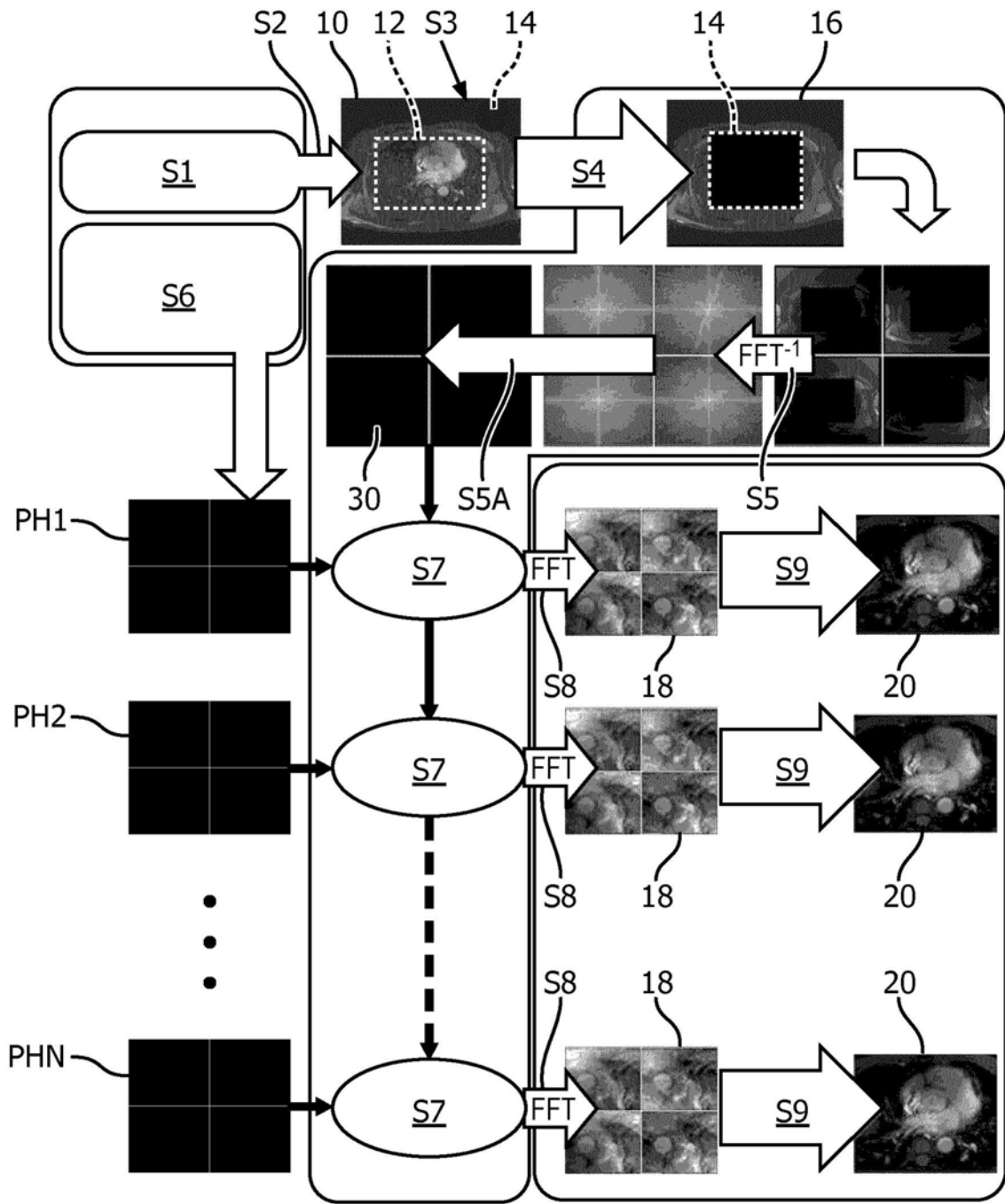


图1