



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111512173 B

(45) 授权公告日 2023. 10. 20

(21) 申请号 201880080130.7
 (22) 申请日 2018.12.04
 (65) 同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 111512173 A
 (43) 申请公布日 2020.08.07
 (30) 优先权数据
 17206405.7 2017.12.11 EP
 (85) PCT国际申请进入国家阶段日
 2020.06.11
 (86) PCT国际申请的申请数据
 PCT/EP2018/083392 2018.12.04
 (87) PCT国际申请的公布数据
 W02019/115277 EN 2019.06.20
 (73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
 地址 荷兰艾恩德霍芬
 (72) 发明人 J·S·范登布林克 E·德维尔特
 (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)
 G01R 33/48 (2006.01)
 G01R 33/56 (2006.01)
 G01R 33/561 (2006.01)
 (56) 对比文件
 WO 2014154544 A1, 2014.10.02
 JP 2002204789 A, 2002.07.23
 JP 2015123305 A, 2015.07.06
 US 2012112743 A1, 2012.05.10
 WO 2017132180 A1, 2017.08.03
 US 2009267604 A1, 2009.10.29
 US 2014239950 A1, 2014.08.28
 US 2008297153 A1, 2008.12.04
 US 2010106002 A1, 2010.04.29
 CN 101564298 A, 2009.10.28
 US 2008069417 A1, 2008.03.20
 US 2008161678 A1, 2008.07.03
 (续)
 审查员 候旭

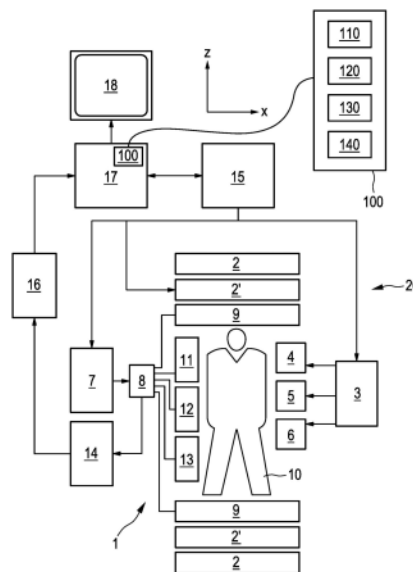
权利要求书2页 说明书10页 附图2页

(54) 发明名称

具有脂肪抑制的扩散MR成像的装置和方法

(57) 摘要

本发明涉及脂肪抑制扩散图像确定装置、用于确定对象(10)的扩散加权磁共振图像(DWI)的对应的方法和对应的计算机程序,所述脂肪抑制扩散图像确定装置(100)包括:扩散参考图像提供单元(110),其用于提供所述对象(10)的扩散参考MR图像;脂肪图像确定单元(120),其用于根据所述扩散参考MR图像来确定脂肪图像;扩散加权图像提供单元(130),其用于提供所述对象的扩散加权MR图像;脂肪抑制图像确定单元(140),其用于使用所述扩散加权MR图像和所述脂肪图像的组合来确定脂肪抑制扩散加权MR图像。本发明允许具有经改进的SNR和扫描时间折中的扩散MRI中的鲁棒脂肪抑制。



CN 111512173 B

[接上页]

(56) 对比文件

JEDRZEJ BURAKIEWICZ ET AL.Improved
olefinic fat suppression in skeletal

muscle DTI using a magnitude-based Dixon
method.《MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE》
.2017,第79卷(第1期),第152-159页.

1. 一种用于确定对象(10)的扩散加权磁共振图像(DWI)的脂肪抑制扩散图像确定装置,所述脂肪抑制扩散图像确定装置(100)包括:

-扩散参考图像提供单元(110),其用于使用并行成像方法来提供所述对象(10)的扩散参考MR图像,所述扩散参考图像提供单元(110)被配置为提供所述对象(10)的所述扩散参考MR图像的折叠表示,-脂肪图像确定单元(120),其用于根据所述扩散参考MR图像来确定脂肪图像,其中,所述脂肪图像确定单元(120)被配置为:通过根据所述扩散参考MR图像的所述表示将脂肪与水进行分解来确定展开脂肪图像,并且将所分解的脂肪分量的折叠表示确定为所述脂肪图像,

-扩散加权图像提供单元(130),其用于提供所述对象的扩散加权MR图像,

-脂肪抑制图像确定单元(140),其用于使用所述扩散加权MR图像与所述脂肪图像的组合来确定脂肪抑制扩散加权MR图像。

2. 根据权利要求1所述的脂肪抑制扩散图像确定装置,其中,所述扩散参考图像提供单元(110)被配置为提供利用最多 $200\text{s}/\text{mm}^2$ 的扩散参数采集的所述扩散参考MR图像。

3. 根据权利要求1所述的脂肪抑制扩散图像确定装置,其中,所述扩散加权图像提供单元(130)被配置为向所述对象的多幅扩散加权MR图像提供相应不同扩散参数,其中,所述脂肪抑制图像确定单元(140)被配置为使用所述脂肪图像来为所述多幅扩散加权MR图像中的每幅扩散加权MR图像提供多幅脂肪抑制扩散加权MR图像。

4. 根据权利要求1所述的脂肪抑制扩散图像确定装置,其中,所述扩散加权图像提供单元(130)被配置为使用并行成像方法来提供所述MR图像。

5. 根据权利要求4所述的脂肪抑制扩散图像确定装置,其中,所述并行成像方法包括SENSE。

6. 根据权利要求1所述的脂肪抑制扩散图像确定装置,其中,所述脂肪图像确定单元(120)被配置为确定复值脂肪图像,并且其中,所述扩散参考图像提供单元(110)被配置为提供复值扩散参考MR图像。

7. 根据权利要求1所述的脂肪抑制扩散图像确定装置,其中,所述扩散参考图像提供单元(110)被配置为使用用于覆盖整个k空间的多个击发来提供所述扩散参考MR图像,其中,所述多个击发分别具有类似的k空间轨迹,其中,所述多个击发的所述k空间轨迹具有相位编码方向上的相应不同的移位。

8. 根据权利要求7所述的脂肪抑制扩散图像确定装置,其中,所述扩散参考图像提供单元(110)被配置为执行对复值图像数据的回波平面成像重建,其中,所述脂肪图像确定单元(120)被配置为使用经回波平面成像重建的复值图像数据并使用水与脂肪的SENSE分离来确定所述脂肪图像。

9. 根据权利要求8所述的脂肪抑制扩散图像确定装置,其中,所述扩散参考图像提供单元(110)被配置为向所述扩散参考图像提供特定SENSE降低因子。

10. 根据权利要求9所述的脂肪抑制扩散图像确定装置,其中,所述脂肪图像确定单元(120)被配置为将所述扩散参考图像的多个平均添加到所述脂肪图像。

11. 根据权利要求1所述的脂肪抑制扩散图像确定装置,其中,所述扩散加权图像提供单元(130)被配置为提供在展开之前的所述扩散加权MR图像,其中,所述脂肪抑制图像确定单元被配置为:从折叠扩散加权MR图像减去所述脂肪图像,并且通过展开减去了所述脂肪

图像的折叠扩散加权MR图像来确定所述脂肪抑制扩散加权MR图像。

12. 根据权利要求1所述的脂肪抑制扩散图像确定装置,其中,所述扩散参考图像提供单元(110)被配置为提供利用最多 $100\text{s}/\text{mm}^2$ 的扩散参数采集的所述扩散参考MR图像。

13. 根据权利要求1所述的脂肪抑制扩散图像确定装置,其中,所述扩散参考图像提供单元(110)被配置为提供利用最多 $50\text{s}/\text{mm}^2$ 的扩散参数采集的所述扩散参考MR图像。

14. 一种用于对对象进行成像的磁共振成像系统,其中,所述磁共振成像系统(20)包括:磁共振扫描器(1),其被配置为采集所述对象的扩散参考MR图像和扩散加权MR图像;以及根据权利要求1-13中的任一项所述的脂肪抑制扩散图像确定装置(100)。

15. 一种用于确定对象(10)的扩散加权磁共振图像(DWI)的脂肪抑制扩散图像确定方法,所述脂肪抑制扩散图像确定方法(200)包括:

-使用并行成像方法和所述对象的扩散参考MR图像的折叠表示来提供(210)所述对象的所述扩散参考MR图像,

-通过根据所述扩散参考MR图像的所述表示将水与脂肪进行分解根据所述扩散参考MR图像和展开脂肪图像来确定(220)脂肪图像,并且将所分解的脂肪分量的折叠表示确定为所述脂肪图像,

-提供(230)所述对象(10)的扩散加权MR图像,

-使用所述扩散加权MR图像与所述脂肪图像的组合来确定(240)脂肪抑制扩散加权MR图像。

16. 一种用于控制根据权利要求1-13中的任一项所述的脂肪抑制扩散图像确定装置(100)的计算机程序产品,所述计算机程序产品包括程序代码模块,所述程序代码模块用于当所述计算机程序在所述脂肪抑制扩散图像确定装置(100)上运行时使所述脂肪抑制扩散图像确定装置(100)执行根据权利要求15所述的脂肪抑制扩散图像确定方法(200)。

具有脂肪抑制的扩散MR成像的装置和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振(MR)成像的领域。其涉及一种脂肪抑制扩散图像确定装置和一种用于确定对象的扩散加权磁共振图像(DWI)的对应的方法。本发明还涉及一种MRI系统和一种要在脂肪抑制扩散图像确定装置上运行的计算机程序。

背景技术

[0002] 利用磁场与核自旋之间的相互作用以便形成二维或三维图像的图像形成MR方法现今显著地广泛使用在医学诊断领域中,因为对于软组织的成像,其在许多方面优于其他成像方法,不要求电离辐射并且通常是非侵入性的。

[0003] 扩散加权MRI(DWI)已经广泛采用在临床实践中,例如以改进针对各种各样的癌症的恶性肿瘤的检测。脂肪抑制是DWI中的基本要素,因为逐像素明显扩散系数(ADC)是针对本体论,尤其是癌症的分级的相关数。相对于水,脂肪的扩散性极其低并且任何残余信号将混淆计算或者计算的DWI(cDWI)图像的ADC的评估。

[0004] 扩散MRI中的脂肪抑制的一种方法是使用诸如使用在光谱衰减反转恢复(SPAIR)中的光谱选择性脉冲或者通过应用诸如如本领域中已知的短-TI反转恢复(STIR)的选择性反转恢复脉冲方案利用脂肪与水之间的化学位移。这些方案可能通过针对 90° - 180° 脉冲对的反转切片选择梯度增强以将残余脂肪移位到光谱重新聚焦带之外。

[0005] 这些方法中的每一个伴随在DWI中是固有地低的信噪比(SNR)的损耗发生。而且,脂肪信号包括多个光谱峰,主要在3.5ppm处和1ppm处,其中,1ppm太接近于水线以致于不能由光谱选择性激励抑制。

[0006] 在除扩散成像之外的其他成像序列中,诸如DIXON算法的水和脂肪信号的算法分离已经开发作为光谱脂肪抑制的备选方案。然而,将多回波时间DIXON算法应用到扩散成像是困难的,为什么需要备选方法。

[0007] Burakiewicz等人(DOI:10.1002/mrm.25191,2014)公开了具有多回波时间移位单击发回波平面成像(EPI)采集的图像的DIXON DWI的潜力。该方法以更长的回波时间为代价,其从而导致进一步降低的SNR。此外,公开示出为要求相位导航器确保不同回波时间处的两个或三个采集可以与相同相位相关,因为DWI中的相位对于从扩散梯度期间的运动编码的偏离极其敏感。此外,单击发采集由扩散参数(b值)的每个值处的多个采集替换,其将扫描时间增加多达3倍。

[0008] Larkman等人(ISMRM 2005,505)公开了应用灵敏度编码(SENSE)以基于单击发EPI扩散加权图像来生成水和脂肪分解图像。然而,尽管是有效的,但是方案被描述为不是最佳的,因为所有像素被认为是独立于脂肪的存在与否的双重退化。因此,归因于g因子效应的跨整个图像的SNR的退化甚至以低SENSE降低因子来经历。因此,方法与针对几何准确的EPI通常要求的高SENSE因子兼容。

[0009] 医学磁共振第79卷、第1号、2017年3月5日、第152-159页公开了使用基于幅度的狄克逊方法的骨骼肌DTI中的经改进的烯脂肪抑制。

发明内容

[0010] 因此,本发明的目的是提供一种脂肪抑制扩散图像确定装置、一种对应的脂肪抑制扩散图像确定方法、一种MR成像系统和允许具有经改进的SNR和扫描时间折中的扩散MRI中的鲁棒脂肪抑制的对应的计算机程序。

[0011] 在本发明的第一方面中,提供了一种用于确定对象的扩散加权磁共振图像(DWI)的脂肪抑制扩散图像确定装置。所述脂肪抑制扩散图像确定装置包括:

[0012] -扩散参考图像提供单元,其用于提供所述对象的扩散参考MR图像,

[0013] -脂肪图像确定单元,其用于根据所述扩散参考MR图像确定脂肪图像,

[0014] -扩散加权图像提供单元,其用于提供所述对象的扩散加权MR图像,

[0015] -脂肪抑制图像确定单元,其用于使用所述扩散加权MR图像和所述脂肪图像的组合来确定脂肪抑制扩散加权MR图像。

[0016] 由于所述脂肪抑制扩散加权MR图像是基于所述脂肪图像来确定的,所述脂肪图像自身是基于不同图像(即,扩散参考MR图像)来确定的,因此无针对扩散加权MR图像的额外脂肪图像采集是必要的。因此,根据本发明的脂肪抑制扩散图像确定装置允许在没有恶化SNR的情况下确定所述脂肪抑制扩散加权MR图像,即使例如采用几何准确的EPI所需的高SENSE降低因子。

[0017] 所述脂肪图像可以是图像空间中提供的数据。然而,所述脂肪图像不限于图像空间中的值或数据并且也可以表示在例如k空间中。

[0018] 本发明基于以下发现:水和脂肪的分离独立于扩散编码,并且此外,脂肪的移动性通常可能被忽视,脂肪信号(即,脂肪图像)独立于所述扩散编码。因此,脂肪贡献可以通过考虑基于所述扩散参考MR图像确定的脂肪图像从所述扩散加权MR图像消除。

[0019] 此外,由于无额外脂肪采集被要求用于确定所述扩散加权MR图像,因此扫描时间未被增加用于获得所述扩散加权MR图像。

[0020] 所述对象优选地是生物,即人或动物,或者生物的一部分,诸如如肝、大脑、心脏、肺、胰腺、肾等的器官。所述对象也可以是扩散发生的技术对象。

[0021] 所述扩散参考图像提供单元可以是存储设备,所述扩散参考图像数据存储在所述存储设备中并且所述扩散参考MR图像数据可以从所述存储设备中检索用于提供其。所述扩散参考图像提供单元还可以是用于接收所述扩散参考图像数据并且提供接收到的扩散参考图像数据的接收单元。例如,所述扩散参考图像提供单元可以适于以原始或经处理的形式(即,以重建MR图像的形式)从MR图像采集设备接收所述扩散参考图像数据。所述扩散参考图像提供单元还可以是MR成像系统的MR数据采集设备。

[0022] 同样地,所述扩散加权图像提供单元可以是存储设备,所述扩散加权图像数据存储在所述存储设备中并且所述扩散加权图像数据可以从所述存储设备检索用于提供其。所述扩散加权图像提供单元还可以是用于接收所述扩散加权图像数据并且提供接收到的扩散加权图像数据的接收单元。例如,所述扩散加权图像提供单元可以适于以原始或经处理的形式(即,以重建MR图像的形式)从MR图像采集设备接收所述扩散加权图像数据。所述扩散加权图像提供单元还可以是MR成像系统的MR数据采集设备。

[0023] 优选地,所述扩散参考MR图像在无或不显著扩散加权的情况下来源于MR图像采集。更优选地,指示扩散梯度的强度和持续时间的扩散参数针对所述扩散参考MR图像比针

对所述扩散加权MR图像显著地更低。所述扩散参数优选地是在例如Le Bihan等人的“MR imaging of intravoxel incoherent motions; application to diffusion and Perfusion in neurologic disorders.”(Radiology 161:401-407(1986))中描述的b值。

[0024] 所述扩散参考MR图像优选地包括原始采集时间,例如在k空间中,部分重建图像数据,例如在并行MRI的情况下的混叠或折叠图像、和/或完全重建图像数据。优选地,所述扩散参考MR图像采集定时与针对所述扩散加权MR图像采集的定时相同,其中,扩散编码参数b通过应用针对扩散编码梯度的零梯度区域或者靠近零的b值(即,相对低b值)设置为零。在以下中,术语扩散参考MR图像和非扩散加权MR图像将同义地使用,其中,非扩散加权MR图像包括具有低或不显著扩散加权的MR图像,如上文例示的。

[0025] 与所述扩散参考MR图像相反,所述扩散加权MR图像来源于具有显著地大于0(例如100或1000s/mm²)的扩散参数b的MR图像采集,其中,该b值当然是示范性而非限制性的。而且,所述扩散加权MR图像可以包括原始采集数据,例如在k空间中,部分重建图像数据,例如在并行MRI情况下的混叠或折叠图像,和/或完全重建图像数据。

[0026] 在脂肪抑制扩散图像确定装置的优选实施例中,所述扩散参考图像提供单元被配置为提供利用最多200s/mm²、优选地最多100s/mm²、并且最优选地最多50s/mm²的扩散参数采集的扩散参考MR图像。不超过这些限制的扩散参数具有高效抑制流动效应的有利效应。

[0027] 在脂肪抑制扩散图像确定装置的另外的优选实施例中,所述扩散参考MR图像与采集的扩散加权MR图像的b值之间的差异至少是100s/mm²。然而,发明构思可以有利地应用于b值中的显著更大差异,诸如在500s/mm²、1000s/mm²、2000s/mm²或更多的范围内。

[0028] 在脂肪抑制扩散图像确定装置的优选实施例中,所述扩散加权图像提供单元被配置为向多幅扩散加权MR图像提供相应不同扩散参数,其中,所述脂肪抑制图像确定单元被配置为使用所述脂肪图像为多幅扩散加权MR图像中的每幅提供多幅脂肪抑制扩散加权MR图像。

[0029] 有利地,要求仅一幅脂肪图像,其中,该脂肪图像被用于确定具有不同扩散编码因子(b值)的多幅脂肪抑制扩散加权MR图像。因此,采集时间可以有利地降低,从而导致更短的扫描时间。即使采集具有较长扫描时间的用于确定所述脂肪图像的扩散参考图像,总体扫描时间也将降低,因为扫描时间的增加仅应用于扩散参考MR图像,而多幅图像(即,扩散加权MR图像)在没有增加的扫描时间的情况下被采集。

[0030] 在脂肪抑制扩散图像确定装置的优选实施例中,所述扩散参考图像提供单元和所述扩散加权图像提供单元分别被配置为使用并行成像方法提供MR图像。

[0031] 并行成像方法在本领域中已知并且包括具有多个线圈的概念,每个线圈具有对图像空间的不同区域的不同灵敏度。多个接收器线圈的使用已经显著地降低采集时间。可以在例如Larkman等人的“Parallel magnetic resonance imaging”(Phys.Med.Biol.52(2007)R15-R55)中找到关于并行磁共振成像技术的概述。特别地在扩散MR成像中,并行成像确保回波时间足够短以产生有价值的SNR信号。

[0032] 在脂肪抑制扩散图像确定装置的优选实施例中,并行成像方法至少包括SENSE。

[0033] 除了对上文记载的并行MR成像的查看,SENSE例如从Pruessmann等人的“SENSE: Sensitivity encoding for fast MRI.”(Magn.Reson.Med.1999;42:952-962)已知。该实施例的示范性并行成像技术主要在来自个体线圈的数据的重建之后在图像空间中执行。包

括GRAPPA/ARC方法的其他方法主要在图像重建之前在k空间数据上操作并且还预期为采用在备选方案中。此外,清楚地,同样预期了上文所描述的并行成像方法的每个已知和可行修改。

[0034] 在SENSE的特别优选的实施例中,例如,不同线圈的重建图像数据示出混叠(即,折叠),并且要在最后图像被获得之前展开,其由SENSE算法精确地执行。

[0035] 在脂肪抑制扩散图像确定装置的优选实施例中,扩散参考图像提供单元被配置为提供对象的扩散参考MR图像的折叠表示,其中,所述脂肪图像确定单元被配置为通过根据扩散参考MR图像表示将脂肪和水分离来确定展开脂肪图像,并且确定所述脂肪信号的折叠表示作为所述脂肪图像。

[0036] 优选地,所述脂肪图像然后可以从所述扩散加权MR图像(即,在从k空间变换之后但是在重建之前的图像)的折叠表示减去。分解可以基于例如脂肪与水之间的先验已知化学位移引起的位移以已知的方式来完成。EPI中的水和脂肪分离从例如Larkman等人的Proc.Intl.Soc.Mag.Reson.Med.13(2005)505中已知。

[0037] 在脂肪抑制扩散图像确定装置的优选实施例中,所述脂肪图像确定单元被配置为确定复值脂肪图像,并且,所述扩散参考图像提供单元被配置为提供复值扩散参考MR图像。额外地或者备选地,所述扩散加权图像提供单元还可以提供复值的脂肪抑制扩散加权MR图像。特别地,MR图像的提供优选地包括复值EPI重建。

[0038] 此外优选地,扩散参考MR图像和展开脂肪图像的折叠或者SENSE降低表示两者被提供为复值图像数据,其提供相位信息。

[0039] 在脂肪抑制扩散图像确定装置的优选实施例中,所述扩散参考图像提供单元被配置为使用于覆盖整个k空间的多个击发提供扩散参考MR图像,其中,所述多个击发分别具有类似k空间轨迹,其中,所述多个击发的k空间轨迹具有相位编码方向上的相应不同的移位。

[0040] 与单击发采集相反,k空间使用多个射频(RF)激励脉冲在该实施例中穿过。所述扩散参考图像的多个击发的k空间轨迹优选地对应于由扩散加权MR图像覆盖的k空间轨迹以便确保每个击发中的几何变形相同。

[0041] 在脂肪抑制扩散图像确定装置的优选实施例中,所述扩散参考图像提供单元被配置为针对所述扩散参考MR图像执行多击发采集。所述多击发采集提供了重建问题的更好的调节并且因此至少部分地减轻解析由于针对扩散参考MR图像利用其实和虚信号分量的重建的欠采样的混叠的需要。

[0042] 在脂肪抑制图像确定装置的优选实施例中,因此,所述扩散参考图像提供单元被配置为执行复值图像数据的回波平面成像(EPI)重建。

[0043] 该复值扩散参考MR图像数据是用于SENSE重建以导出扩散抑制水图像和脂肪图像的输入。这减轻针对多回波时间(TE)采集的需要。

[0044] 在脂肪抑制扩散图像确定装置的优选实施例中,所述脂肪图像确定单元被配置为使用EPI重建复值图像数据使用水和脂肪的SENSE分离确定所述脂肪图像。

[0045] 水和脂肪的SENSE分离从上文记载的Larkman等人已知。然而,SENSE分离当然仅是用于水和脂肪分离的一个适合的方法,而代替地可以采用本领域中已知的其他分离算法。

[0046] 在脂肪抑制图像确定装置的优选实施例中,所述扩散参考图像提供单元被配置为向所述扩散参考图像提供特定SENSE降低因子。

[0047] 在该方面中,应当确保几何失真针对多击发采集的每个击发相同。实质上,该条件可以通过确保k空间中的两条邻近线之间的差异与回波间隔的恒定比来满足,即,后续回波之间的时间的距离。

[0048] 在优选范例中,采样视场(FOV)和SENSE降低因子可以通过乘以因子来增加,直到得到的SENSE因子是整数。然而,满足恒定几何失真要求的其他选项当然也是可行的。

[0049] 为了提供另外的范例,扩散参考MR图像采集可以被配置为具有等于扩散加权MR图像采集的SENSE降低因子R或者对应于大于所述降低因子R的最近整数的击发数 N_s ,其可以被表达为 $N_s = \text{ceil}(R)$ 。

[0050] 由于k空间中的线之间的差或差量必须针对SENSE降低击发并且针对多击发采集相同以便保持失真相同,每击发的较少k空间线需要在击发数已经四舍五入的情况下覆盖相同视场,如在以下中将描述的。针对SENSE编码击发或采集的相位编码k空间线的数目可以被定义为 $N_k(\text{SENSE}) = N/R$,即,图像分辨率或者非降低编码k空间线的数目N与降低因子R的比率。

[0051] 图像分辨率N针对具有N个击发的多击发采集相同,其导致每击发的k空间线数 N_k (每击发) = N/N_s ,其小于或等于针对SENSE降低击发 $N_k(\text{SENSE})$ 的k空间线的数目。因此,保持EPI训练时间相同,针对MR图像采集的非整数降低因子R也可以通过增加扩散参考MR图像采集中的击发的数目来实施。

[0052] 将意识到,应用重建中的水/脂肪分离,通常加倍未知数的数目,其特别地在SENSE欠采样图像(例如扩散参考MR图像)中导致更主导的g因子惩罚。为了减轻该惩罚,优选地确保更好地确定的重建。在实施例中,重建可以额外地通过集成正则化参数来调节,其能够指示所述脂肪和/或水在何处。

[0053] 在所述脂肪抑制扩散图像确定装置的优选实施例中,所述脂肪图像确定单元被配置为将所述扩散参考图像的多个平均添加所述脂肪图像。

[0054] 在该实施例中,假定所述SENSE重建问题是足够地良态的,即,g因子是足够低的。可以在1至5或更多的范围内的多个平均将然后足以解决归因于增加的g因子惩罚的大约10-20%信噪比(SNR)损耗。有利地,添加几个平均的该方法可以提供脂肪信号(即,脂肪图像)的合理的估计,同时易于实施。

[0055] 在脂肪抑制扩散图像确定装置的优选实施例中,所述扩散加权图像提供单元被配置为在展开之前提供所述扩散加权MR图像,其中,所述脂肪抑制图像确定单元被配置为从折叠扩散加权MR图像减去折叠脂肪图像并且通过展开脂肪图像被减去的折叠扩散加权MR图像来确定脂肪抑制扩散加权MR图像。

[0056] 由于脂肪抑制扩散加权MR图像以仅水处理的形式展开,即,在脂肪图像已经从折叠扩散加权MR图像减去之后,防止重建问题的病态。此外,不产生对相位导航器等的需要,因为扩散参数b的每个值处的单个采集是足够的并且不需要存在特别地考虑扩散加权成像中的相位,其对与扩散梯度期间的运动编码的偏差极其敏感。

[0057] 在本发明的另一方面中,提供了一种用于对对象进行成像的磁共振成像(MRI)系统。MRI系统包括被配置为采集对象的扩散参考MR图像和扩散加权MR图像,以及根据权利要求1所述的脂肪抑制扩散图像确定装置。

[0058] 有利地,根据该方面的MRI系统允许以与参考以上的脂肪抑制扩散图像确定装置

所描述的相同优点确定扩散加权图像(DWI)。同样地,脂肪抑制扩散图像确定装置的所有优选实施例可以与根据该方面的MRI系统组合。

[0059] 优选地,脂肪抑制扩散图像确定装置的扩散参考图像提供单元和扩散加权图像提供单元分别被配置为提供由所述MR成像装置采集的扩散参考MR图像和扩散加权MR图像。

[0060] 优选地,所述MRI系统包括诸如主计算机的处理单元,其中,所述脂肪抑制扩散图像确定装置的单元中的一个、多个或全部被实现为包括在主计算机中的硬和/或软件的单元。额外地或者备选地,所述脂肪抑制扩散图像确定装置的单元中的一个、多个或全部可以远离所述MR成像装置实施,诸如在远程服务器处。

[0061] 在本发明的另外的方面中,提供了一种用于确定对象的扩散加权磁共振图像(DWI)的脂肪抑制扩散图像确定方法。所述脂肪抑制扩散图像确定方法包括:

[0062] -提供所述对象的扩散参考MR图像,

[0063] -根据所述扩散参考MR图像确定脂肪图像,

[0064] -提供所述对象的扩散加权MR图像,

[0065] -使用所述扩散加权MR图像和所述脂肪图像的组合确定脂肪抑制扩散加权MR图像。

[0066] 在本发明的另外的方面中,提供了一种用于控制根据权利要求1所述的脂肪抑制扩散图像确定装置的计算机程序。所述计算机程序包括程序代码模块,以用于当所述计算机程序在所述磁共振成像装置上运行时使所述脂肪抑制扩散图像确定装置执行根据权利要求14所述的脂肪抑制扩散图像确定方法。

[0067] 应当理解,根据权利要求1所述的脂肪抑制扩散图像确定装置、根据权利要求13所述的磁共振成像系统、根据权利要求14所述的脂肪抑制扩散图像确定方法、和根据权利要求15所述的计算机程序具有相似和/或相同的优选的实施例,尤其是如在从属权利要求中定义的。

[0068] 应当理解,本发明的优选的实施例还可以是从属权利要求或以上实施例与相应的独立权利要求的任何组合。

[0069] 本发明的这些和其他方面将参考在下文中所描述的实施例而显而易见并且得到阐述。

附图说明

[0070] 在以下附图中:

[0071] 图1示意性并且示范性地示出了根据本发明的包括脂肪抑制扩散图像确定装置的MR成像系统;并且

[0072] 图2示意性并且示范性地示出了根据本发明的脂肪抑制扩散图像确定方法的流程图。

具体实施方式

[0073] 根据一般的MR方法,要检查患者的身体被布置在强、均匀的磁场 B_0 中,磁场 B_0 的方向同时限定与测量相关的坐标系的轴(通常地, z 轴)。磁场 B_0 根据可以通过施加限定频率(所谓的拉莫尔频率,或者MR频率)的电磁交变场(RF场)所激励(自旋共振)的磁场强度产生

针对个体核自旋的不同的能级。

[0074] 从宏观观点,个体核自旋的分布产生可以通过施加适当频率(RF脉冲)的电磁脉冲从平衡状态中偏转的总体磁化,同时该RF脉冲的对应的磁场 B_1 垂直于z轴延伸,使得磁化执行关于z轴的进动运动。进动运动描述了锥形的表面,其孔径角被称为翻转角。翻转角的幅度取决于施加的电磁脉冲的强度和持续时间。在所谓的90°脉冲的情况下,磁化从z轴偏转到横向平面(翻转角90°)。横向磁化和其变化可以借助于接收RF线圈检测,该接收RF线圈以这样的方式布置并且取向在MR设备的检查体积内:磁化的变化在垂直于z轴的方向上测量。

[0075] 为了实现身体中的空间分辨率,沿着三个主轴延伸的恒定磁场梯度叠加在均匀磁场 B_0 上,从而导致自旋共振频率的线性空间相关性。然后,在接收线圈中拾取的信号包含可以与身体中的不同位置相关联的不同频率的分量。

[0076] 经由接收线圈获得的信号数据对应于空间频率域并且被称为k空间数据。k空间数据通常包括不同相位编码的所采集的k空间轮廓(k空间中的线)。每个k空间轮廓通过收集多个样本数字化。一组k空间数据借助于傅里叶变换被转换为MR图像。

[0077] 为了使MRI图像对扩散敏感,代替于均匀磁场,均匀性通过脉冲场梯度线性变化。由于进动与磁体强度成比例,因此质子开始以不同的速率进行,从而导致相位的分散和信号损失。另一梯度脉冲以相同幅度但是利用相反的方向在特定时间之后施加以将自旋重新聚焦或者重调相位。由于质子的先前位置与当前位置之间脉冲的幅度的变化,因此重新聚焦将不针对已经在脉冲之间的时间间隔期间移动的质子完美,并且由MRI机器测量的信号降低。

[0078] 参考图1,示出了包括MR成像装置1的MR成像系统20。所述装置包括超导或常导主磁体线圈2,使得沿z轴通过检查体积创建基本上均匀的、时间上恒定的主磁场 B_0 。设备还包括一组(1阶、2阶,以及-在适用的情况下-3阶)匀场线圈2',其中,流过该组2'的个体匀场线圈的电流是可控的,以用于使检查体积内的 B_0 偏差最小化的目的。

[0079] 磁共振生成和操纵系统应用一系列RF脉冲和切换的磁场梯度以反转或激励核磁自旋,诱导磁共振,重聚焦磁共振,操纵磁共振,空间地和以其他方式编码磁共振,使自旋饱和等,以执行MR成像。

[0080] 更具体地,梯度放大器3沿检查体积的x、y和z轴将电流脉冲或波形施加到全身梯度线圈4、5和6中的选定梯度线圈。数字RF频率发射器7经由发送/接收开关8将RF脉冲或脉冲包发射到体RF线圈9,以将RF脉冲发射到检查体积中。典型的MR成像序列包括短持续时间的RF脉冲分段的包,其与任何施加的磁场梯度一起实现核磁共振信号的选定的操纵。RF脉冲用于使共振饱和,激励共振,反转磁化,重聚焦共振或操纵共振,并且选择被定位于检查体积中的作为身体10的范例身体的部分。MR信号也通过身体RF线圈9来拾取。

[0081] 针对对象10的有限区域的MR图像的生成或者针对借助于并行成像造成的扫描加速,将一组局部阵列RF线圈11、12、13放置成邻近于被选定用于成像的区域。阵列线圈11、12、13可以用于接收由身体线圈RF发射引起的MR信号。

[0082] 得到的MR信号由身体RF线圈9和/或阵列RF线圈11、12、13拾取,并由接收器14解调,接收器14优选地包括前置放大器(未示出)。接收器14经由发送/接收开关8连接到RF线圈9、11、12和13。

[0083] 主计算机15控制匀场线圈2'以及梯度脉冲放大器3和发射器7以生成多个MR成像

序列中的任一个,诸如回波平面成像(EPI)、回波体积成像、梯度和自旋回波成像、快速自旋回波成像等。对于选定的序列,接收器14在每个RF激励脉冲之后快速连续地接收单条或多条MR数据线。数据采集系统16对接收到的信号执行模数转换,并将每条MR数据线转换成数字格式以于进一步处理。在现代MR设备中,数据采集系统16是专用于采集原始图像数据的单独计算机。

[0084] 最终,数字原始图像数据由重建处理器17重建成图像表示,重建处理器17应用傅立叶变换或其他适当的重建算法,诸如SENSE或并行成像领域中的GRAPPA。MR图像可以表示通过患者的平面切片、平行平面切片的阵列、三维体积等。图像然后被存储在图像存储器中,在图像存储器中可以访问图像以将图像表示的切片、投影或其他部分转换成适当的格式以用于可视化,例如经由视频监测器18,视频监测器18提供得到的MR图像的人可读显示。

[0085] 在图1中示出的MR成像系统20中,系统还包括根据本发明的方面的脂肪抑制扩散图像确定装置100。脂肪抑制扩散图像确定装置100被配置为确定对象10的扩散加权磁共振图像(DWI)。脂肪抑制扩散图像确定装置100因此实施利用高效脂肪抑制重建MR图像(特别地DWI)的特定方法。

[0086] 在该范例中,脂肪抑制扩散图像确定装置100被示出为被集成到重建处理器17中并且被配置为与MR成像装置1的数据采集系统16和主计算机15通信。然而,在其他范例中,图像确定装置100还可以独立于MR成像装置1提供并且以例如一个或多个计算单元的形式提供。

[0087] 应当注意,当然,在该范例中,脂肪抑制扩散图像确定装置100可以依赖于如上文例示的MRI的领域中已知的标准或可用处理方法,其例如被实施在重建处理器17、数据采集系统16和/或主计算机15中,而没有对相对于脂肪抑制扩散图像确定装置100自身特别并且明确描述的这些方法的任何需要。

[0088] 脂肪抑制扩散图像确定装置100包括用于提供对象10的扩散参考MR图像的扩散参考图像提供单元110、用于根据扩散参考MR图像确定脂肪图像的脂肪图像确定单元120、用于提供对象的扩散加权MR图像的扩散加权图像提供单元130、以及用于使用扩散加权MR图像和脂肪图像的组合确定脂肪抑制扩散加权MR图像的脂肪抑制图像确定单元140。

[0089] 扩散参考图像提供单元110被配置为通过MR成像装置1从存储设备或者通过采集提供扩散参考MR图像,其中,扩散参考图像提供单元110可以被配置为出于该目的控制MR成像装置1的相关单元的操作。在一个范例中,扩散参考MR图像可以是非扩散加权或 $b=0$ 图像,即,具有等于0的扩散系数 b 的图像。在其他范例中,扩散参考MR图像也可以具有低或相当不显著的扩散参数 b ,例如不高于 $200\text{s}/\text{mm}^2$ 。

[0090] b 值是反映用于生成扩散加权图像的梯度的强度和定时的因子。 b 值越高,扩散效应越强,其中,术语“ b 值”广泛接受并且来源于Stejskal等人的“Spin diffusion measurements: spin echoes in the presence of time-dependent field gradient.”(J Chem Phys 1965;42(1):288-292),其中,描述了脉冲梯度扩散方法作为DWI脉冲序列的范例。实质上,方法和基本上所有当前DWI脉冲序列依赖于两个强梯度脉冲,其中, b 值取决于这些脉冲梯度的强度、持续时间、和间距。较大 b 值随着增加梯度幅度和持续时间并且通过加宽梯度脉冲之间的间隔来实现。 $b=0$ 的值被认为是在没有扩散加重的情况下表示图像。

[0091] 扩散加权图像提供单元130然后提供对象10的扩散加权MR图像,其中,在所提供的

MR图像下层的采集优选地类似于扩散参考MR图像的采集而不管不同的b值,即,扩散加权。脂肪抑制图像确定单元140然后使用扩散加权MR图像(即,由扩散加权图像提供单元130所提供的图像)和脂肪图像(即,由下文详述的脂肪图像确定单元120所确定的与扩散参考MR图像分离的脂肪图像)的组合确定脂肪抑制扩散加权MR图像。

[0092] 本发明建立在以下洞察力上:脂肪具有非常低的扩散性并且因此从 $b=0$ 或低b值获得的脂肪图像(即,基本上仅指示脂肪的图像)(即,扩散抑制的图像)可以采用在确定脂肪抑制扩散加权MR图像中,即,具有 $b \gg 0$ 的图像,如在以下中将详述的。

[0093] 在该范例中,脂肪图像确定单元120被配置为基于对象10的提供的扩散参考MR图像将脂肪与水分离。将脂肪与水分离的多个方法在MRI的领域中是已知的。在该范例中,优选的是,扩散参考MR图像采取多击发采集的EPI图像的形式,其中,脂肪图像使用用于水/脂肪候选选择的域图来重建。因此,可以减轻针对多TE采集(特别地针对一幅或多幅扩散加权MR图像的采集)的需要。

[0094] 优选地,扩散参考MR图像是多击发EPI图像。其中,多个击发的组合被重建为复值图像数据。

[0095] EPI图像优选地使用(部分)并行成像(PPI)的形式的多个击发来采集,其中,脂肪图像然后更优选地基于组合的多击发采集来重建而不应用平面内欠采样重建,例如使用SENSE或任何其他采用的PPI模型。

[0096] 作为使用场图的重建的备选方案,根据Larkman等人(ISMRM 2005, 505)的SENSE水和脂肪图像分离可以用在组合多击发EPI采集中。

[0097] 扩散参考MR图像的多个击发优选地覆盖整个k空间,其中,除了相位编码方向上的移位之外,每个击发具有相同k空间轨迹,如针对扩散加权MR图像采集的那些。从而,可以确保每个击发中的几何变形相同。

[0098] 所提供的扩散参考MR图像、同样地要在以下中描述的扩散加权MR图像的SENSE降低因子可以为否的整数。在非整数SENSE因子的情况下,根据上文所描述的Larkman方法利用SENSE进行重建是优选的,其中,优选地扩散参考MR图像的多个平均被添加以降低脂肪图像中的潜在g因子惩罚。不同的优选方法是利用相同因子增加FOV和SENSE因子,直到得到的SENSE因子是整数。

[0099] 总之,脂肪图像确定单元120优选地通过采用并行成像方法基于先验已知的水与脂肪之间的化学位移引起的位移展开水和脂肪信号根据扩散参考MR图像来确定脂肪图像。脂肪图像和扩散参考MR图像两者优选地被提供为复值图像以提供相位灵敏度。

[0100] 处理可以使用一般公式在一个范例中概述和表达。

$$[0101] \quad P = \begin{pmatrix} W_{b=0} \\ F_{b=0} \end{pmatrix} = \underline{H}_{b=0} \cdot \underline{m}_{b=0}$$

[0102] 两幅图像-水(W)和脂肪(F)-根据针对 $b=0$ 采集和组合矩阵H的测量或采集(折叠)的信号 \underline{m} 来确定。

[0103] 接下来, \underline{m} 针对目标b因子 $b=B$ 提供或者采集作为扩散加权MR图像 $\underline{m}_{b=B}$ 。脂肪抑制图像确定单元减去折叠脂肪信号 $\underline{m}_{b=B}^F = S_F \cdot F_{b=0}$ 来获得仅水(折叠)扩散加权MR图像 $\underline{m}_{b=B}^W$ 。

仅水(即,脂肪抑制)扩散加权MR数据然后可以使用 $P_W = \underset{b=B}{H} \cdot \underset{b=B}{m}^W$ 展开。使用仅水信号处理防止重建问题的病态并且还防止针对利用相位导航器扩展采集的需要,如例如由Burakiewicz等人(DOI:10.1002/mrm.25191,2014)中讨论的DIXON方法要求的。

[0104] 图2示意性并且示范性地示出了根据本发明的脂肪抑制扩散图像确定方法200的流程图。

[0105] 脂肪抑制扩散图像确定方法200是用于确定对象10的扩散加权磁共振图像(DWI)的方法并且包括以下步骤。

[0106] 在步骤210中,确定对象10的扩散参考MR图像。对象的扩散参考MR图像例如通过如上文所描述的扩散参考图像提供单元110确定。优选地,扩散参考MR图像是多击发EPI图像,其被重建为复值图像数据。

[0107] 在步骤220中,脂肪图像根据步骤210中所提供的扩散参考MR图像来确定。脂肪图像例如由如上文所描述的脂肪图像确定单元120确定。优选地,扩散参考MR图像利用特定降低因子获得并且从其确定展开复值脂肪图像,SENSE展开利用从EPI采集的定时参数知道“水-脂肪位移”的正向模型中的不同位置的水和脂肪来应用。因此生成的展开脂肪图像然后利用应用的降低因子向前折叠以确定脂肪图像。

[0108] 在步骤230中,确定对象10的扩散加权MR图像。扩散加权MR图像例如由如上文所描述的扩散加权图像提供单元130确定。优选地,扩散加权MR图像的采集与扩散编码或者加权和击发数中的扩散参考MR图像的采集不同,并且扩散加权MR图像被提供为折叠复值EPI重建图像。在实践中,将提供具有不同扩散参数b的多幅扩散加权MR图像。

[0109] 最后,在步骤240中,脂肪抑制扩散加权MR图像使用步骤230中所提供的扩散加权MR图像和步骤220中所确定的脂肪图像的组合来确定。脂肪抑制扩散加权MR图像例如由如上文所描述的脂肪抑制图像确定单元140确定。优选地,脂肪图像从扩散加权MR图像减去。采用缩放参数可以是有益的,其将通过考虑脂肪信号的小信号改变来优化减法的结果。有利地,自动确定可以通过识别相对于解剖结构移位的脂肪信号而不与解剖结构交叠完成。基于减法的结果,由于脂肪图像已经从扩散加权MR图像移除,因此残余扩散编码水信号使用SENSE重建。这也可以被称为仅水展开。

[0110] 本发明使能在对与标准扩散扫描相比较的g因子行为和扫描时间的最小影响的情况下实现脂肪抑制扩散加权MR图像。

[0111] 步骤的次序不限于图2中所示的次序,并且例如,步骤230可以在步骤220之前执行,即,扩散加权MR图像可以在脂肪图像基于扩散参考图像被确定之前提供。

[0112] 通过研究附图、说明书和随附的权利要求书,本领域的技术人员在实践请求保护的本发明时可以理解和实现所公开的实施例的其他变型。

[0113] 在权利要求中,词语“包括”不排除其他元件或者步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。

[0114] 单个单元、部件或设备可以履行权利要求中记载的若干项的功能。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。

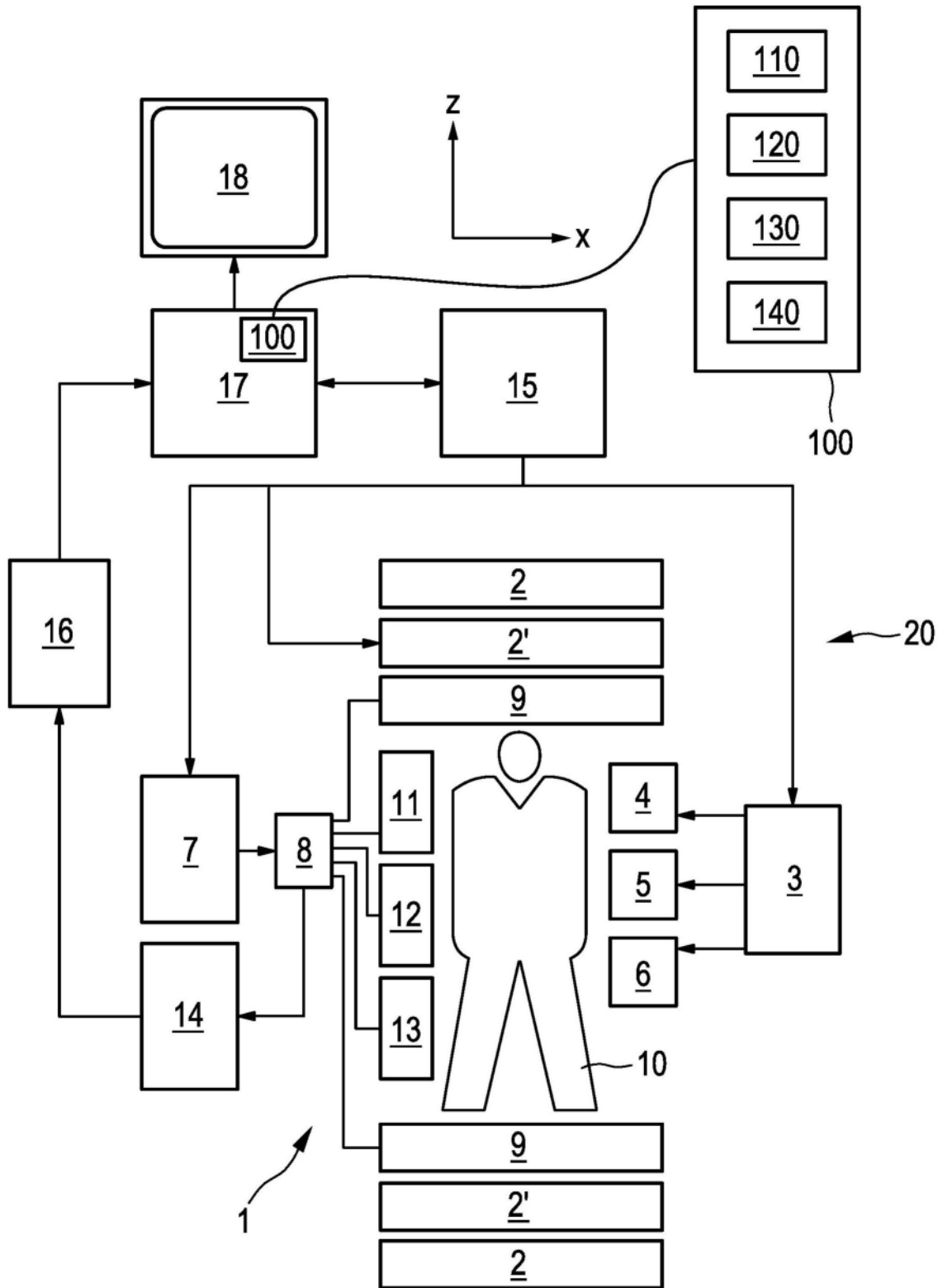


图1

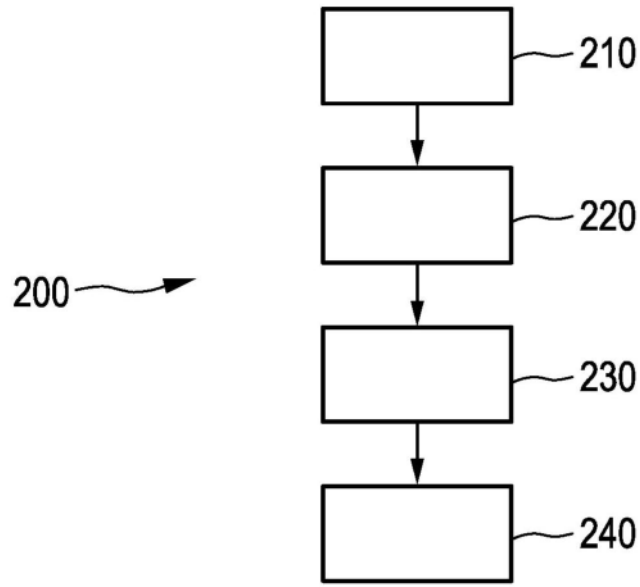


图2