



(21)申请号 201580052101.6

(22)申请日 2015.09.17

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107076819 A

(43)申请公布日 2017.08.18

(30)优先权数据
14186543.6 2014.09.26 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.03.27

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2015/071354 2015.09.17

(87)PCT国际申请的公布数据
W02016/046062 EN 2016.03.31

(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 H·埃格斯 P·博尔纳特

(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 33/48(2006.01)

G01R 33/563(2006.01)

G01R 33/565(2006.01)

G01R 33/567(2006.01)

(56)对比文件

CN 103238082 A, 2013.08.07,

CN 103513202 A, 2014.01.15,

CN 102736047 A, 2012.10.17,

CN 101427146 A, 2009.05.06,

CN 103229069 A, 2013.07.31,

CN 101636663 A, 2010.01.27,

CN 103608693 A, 2014.02.26,

CN 104067137 A, 2014.09.24,

CN 102949189 A, 2013.03.06,

US 2010123460 A1, 2010.05.20,

EP 2239592 A1, 2010.10.13,

罗文军 等.磁共振水脂分离技术在膝关节
骨挫伤中的应用.《检验医学与临床》.2013,

罗承龙 等.磁共振胰胆管造影的临床诊断
价值.《中国卫生产业》.2013,

审查员 刘晓佩

权利要求书3页 说明书6页 附图3页

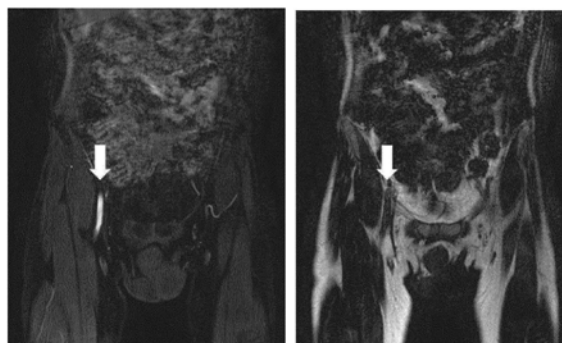
(54)发明名称

具有对流伪影的抑制的Dixon MR成像

(57)摘要

本发明涉及一种对患者的身体进行MR成像的方法。本发明的目标是提供一种使能对流伪影的高效补偿的方法,尤其针对结合Dixon水/脂肪分离术的MR血管造影术。本发明的方法包括如下步骤:a)通过使身体(10)的部分经受RF脉冲的MR成像序列和切换的磁场梯度而在两个或更多个回波时间处生成MR回波信号,其中,所述MR成像序列是Dixon序列;b)采集所述MR回波信号;c)根据所述MR回波信号来重建一幅或多幅单回波MR图像;d)从所述MR图像分割血管;e)检测并补偿所述血管腔内的所述单回波MR图像中的幅度

或相位的血流诱发的变化;并且f)将来自水自旋和脂肪自旋的对经补偿的单回波MR图像的信号贡献分离。此外,本发明涉及一种MR设备(1)和一种用于MR设备(1)的计算机程序。



1. 一种对被放置在MR设备(1)的检查体积中的患者的身体(10)的一部分进行MR成像的方法,所述方法包括如下步骤:

a) 通过使所述身体(10)的所述部分经受RF脉冲的MR成像序列和切换的磁场梯度而在两个或更多个回波时间处生成MR回波信号,其中,所述MR成像序列是Dixon序列;

b) 采集所述MR回波信号;

c) 根据所述MR回波信号来重建两幅或更多幅单回波MR图像,针对所述两个或更多个回波时间中的每个回波时间有一幅单回波MR图像;

d) 从所述MR图像分割血管;

e) 检测并补偿在血管管腔内的所述单回波MR图像中的幅度或相位的血流诱发的变化;并且

f) 将来自水自旋和脂肪自旋的对经补偿的单回波MR图像的信号贡献分离。

2. 根据权利要求1所述的方法,还包括如下步骤:

-通过比较所重建的单回波MR图像来确定或预测所述血管管腔外部的血流诱发的重像伪影的位置,其中,基于在所述单回波MR图像中的一幅中相比于在所述单回波MR图像的另一幅中在所预测的重像位置处的局部强度损失和/或增益来识别重像伪影;并且

-消除所述重像伪影。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,还包括:测量所述患者的心率,并且基于所测量的心率来估计在所述单回波MR图像中的重像伪影的位置。

4. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,在所述血管内的所述单回波MR图像中的所述幅度或相位的所述血流诱发的变化是通过假设没有来自脂肪自旋的对在血管区域内的所述单回波MR图像中的所述幅度和相位的贡献来补偿的。

5. 根据权利要求1或2所述的方法,还包括根据跨所述血管的边界的MR图像值的相移来估计血流速度。

6. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,考虑相对于所述MR成像序列的读出磁场梯度的方向的血管方向。

7. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,来自水自旋和脂肪自旋的对所述经补偿的单回波MR图像的信号贡献的最终分离不对跨血管边界的用于所述MR成像的主磁场 B_0 的估计应用空间平滑度约束或者仅将微弱的空间平滑度约束应用于对所述主磁场 B_0 的所述估计。

8. 一种用于执行根据权利要求1-7中任一项所述的方法的MR设备,所述MR设备(1)包括:至少一个主磁体线圈(2),其用于生成检查体积内的均匀、稳定的磁场 B_0 ;若干梯度线圈(4、5、6),其用于在所述检查体积内的不同空间方向上生成切换的磁场梯度;至少一个RF线圈(9),其用于在所述检查体积内生成RF脉冲和/或用于接收来自被定位在所述检查体积中的患者的身体(10)的MR信号;控制单元(15),其用于控制RF脉冲和切换的磁场梯度的时间演替;以及重建单元(17),其用于根据所接收的MR信号来重建MR图像,其中,所述MR设备(1)被配置为执行如下步骤:

a) 通过使所述身体(10)的所述部分经受RF脉冲的MR成像序列和切换的磁场梯度而在两个或更多个回波时间处生成MR回波信号,其中,所述MR成像序列是Dixon序列;

b) 采集所述MR回波信号;

c) 根据所述MR回波信号来重建两幅或更多幅单回波MR图像,针对所述两个或更多个回

波时间中的每个回波时间有一幅单回波MR图像；

d) 从所述MR图像分割血管；

e) 检测并补偿在血管管腔内的所述单回波MR图像中的幅度或相位的血流诱发的变化；
并且

f) 将来自水自旋和脂肪自旋的对经补偿的单回波MR图像的信号贡献分离。

9. 一种包括要在MR设备上运行的计算机程序的数据载体，所述计算机程序包括用于如下操作的指令：

a) 生成RF脉冲的MR成像序列和切换的磁场梯度，其中，所述MR成像序列是Dixon序列；

b) 在两个或更多个回波时间处采集MR回波信号；

c) 根据所述MR回波信号来重建两幅或多幅单回波MR图像，针对所述两个或更多个回波时间中的每个回波时间有一幅单回波MR图像；

d) 从所述MR图像分割血管；

e) 检测并补偿在血管管腔内的所述单回波MR图像中的幅度或相位的血流诱发的变化；
并且

f) 将来自水自旋和脂肪自旋的对经补偿的单回波MR图像的信号贡献分离。

10. 一种对被放置在MR设备(1)的检查体积中的患者的身体(10)的一部分进行MR成像的方法，所述方法包括如下步骤：

a) 通过使所述身体(10)的所述部分经受RF脉冲的MR成像序列和切换的磁场梯度而在两个或更多个回波时间处生成MR回波信号，其中，所述MR成像序列是Dixon序列；

b) 采集所述MR回波信号；

c) 根据所述MR回波信号来重建两幅或更多幅单回波MR图像，针对所述两个或更多个回波时间中的每个回波时间有一幅单回波MR图像；

d) 将来自水自旋和脂肪自旋的对所述MR图像的信号贡献分离以形成初始水MR图像和初始脂肪MR图像；

e) 从所述初始水MR图像和所述初始脂肪MR图像分割血管；

f) 检测并补偿在所述血管管腔内的所述初始水MR图像和所述初始脂肪MR图像中的幅度或相位的血流诱发的变化。

11. 一种用于执行根据权利要求10所述的方法的MR设备，所述MR设备(1)包括：至少一个主磁体线圈(2)，其用于生成检查体积内的均匀、稳定的磁场 B_0 ；若干梯度线圈(4、5、6)，其用于在所述检查体积内的不同空间方向上生成切换的磁场梯度；至少一个RF线圈(9)，其用于在所述检查体积内生成RF脉冲和/或用于接收来自被定位在所述检查体积中的患者的身体(10)的MR信号；控制单元(15)，其用于控制RF脉冲和切换的磁场梯度的时间演替；以及重建单元(17)，其用于根据所接收的MR信号来重建MR图像，其中，所述MR设备(1)被配置为执行如下步骤：

a) 通过使所述身体(10)的所述部分经受RF脉冲的MR成像序列和切换的磁场梯度而在两个或更多个回波时间处生成MR回波信号，其中，所述MR成像序列是Dixon序列；

b) 采集所述MR回波信号；

c) 根据所述MR回波信号来重建两幅或更多幅单回波MR图像，针对所述两个或更多个回波时间中的每个回波时间有一幅单回波MR图像；

d) 将来自水自旋和脂肪自旋的对所述MR图像的信号贡献分离以形成初始水MR图像和初始脂肪MR图像;

e) 从所述初始水MR图像和所述初始脂肪MR图像分割血管;

f) 检测并补偿在血管管腔内的所述初始水MR图像和所述初始脂肪MR图像中的幅度或相位的血流诱发的变化。

12. 一种包括要在MR设备上运行的计算机程序的数据载体, 所述计算机程序包括用于如下操作的指令:

a) 通过使身体(10)的一部分经受RF脉冲的MR成像序列和切换的磁场梯度而在两个或更多个回波时间处生成MR回波信号, 其中, 所述MR成像序列是Dxion序列;

b) 采集所述MR回波信号;

c) 根据所述MR回波信号来重建两幅或更多幅单回波MR图像, 针对所述两个或更多个回波时间中的每个回波时间有一幅单回波MR图像;

d) 将来自水自旋和脂肪自旋的对所述MR图像的信号贡献分离以形成初始水MR图像和初始脂肪MR图像;

e) 从所述初始水MR图像和所述初始脂肪MR图像分割血管;

f) 检测并补偿在血管管腔内的所述初始水MR图像和所述初始脂肪MR图像中的幅度或相位的血流诱发的变化。

具有对流伪影的抑制的Dixon MR成像

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振(MR)成像的领域。本发明涉及对被放置在MR设备的检查体积中的身体的部分进行MR成像的方法。本发明还涉及MR设备以及要在MR设备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成像MR方法现今被广泛使用,特别是在医学诊断领域中,因为针对软组织的成像而言,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无创的。

[0003] 根据一般的MR方法,要被检查的患者的身体被布置在强的、均匀磁场 B_0 中,磁场 B_0 的方向同时限定测量与之相关的坐标系的轴(通常为z轴)。磁场 B_0 根据能够通过施加限定频率(所谓的拉莫尔频率或MR频率)的交变电磁场(RF场)所激发(自旋共振)的磁场强度而针对个体核自旋产生不同的能级。从宏观角度而言,个体核自旋的分布产生总体磁化,所述总体磁化能够通过施加适当频率的电磁脉冲(RF脉冲)而偏离平衡状态,而该RF脉冲的对应磁场 B_1 垂直于z轴延伸,使得所述磁化关于z轴执行进动运动。该进动运动描绘圆锥的表面,所述圆锥的孔径角被称为翻转角。翻转角的幅度取决于所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(翻转角为 90°)。

[0004] 在RF脉冲的终止之后,磁化弛豫返回到初始平衡状态,其中,以第一时间常量 T_1 (自旋点阵或纵向弛豫时间)再次建立在z方向上的磁化,并且在垂直于z方向的方向上的磁化以第二且更短的时间常量 T_2 (自旋-自旋或横向弛豫时间)弛豫。横向磁化以及其变化能够借助于接收RF线圈来探测,所述接收RF线圈以如下方式在MR设备的检查体积内被布置和取向:使得在垂直于z轴的方向上测量磁化的变化。所述横向磁化的衰减伴随有在由局部磁场不均匀性所引起的RF激励之后发生的失相,所述局部磁场不均匀性促进从具有相同信号相位的有序状态到其中所有相位角均匀分布的状态的转变。失相能够借助于重聚焦RF脉冲(例如, 180° 脉冲)来补偿。这在接收线圈中产生回波信号(自旋回波)。

[0005] 为了实现在身体中的空间分辨,沿着三条主轴延伸的恒定磁场梯度被叠加在均匀磁场 B_0 上,导致自旋共振频率的线性空间相关性。在接收线圈中所拾取的信号然后包含能够与身体中的不同位置相关联的不同频率的分量。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。所述k空间数据通常包括不同相位编码的采集的多条线。每条线通过收集若干样本来数字化。一组k空间数据借助于傅里叶变换被转换为MR图像。

[0006] 重要的是要注意,横向磁化也在存在恒定磁场梯度的情况下失相。通过适当的梯度反转形成所谓的梯度回波,该过程能够被反转,类似于RF诱发的回波的形成。然而,在梯度回波的情况下,相比于RF重聚焦回波,主场不均匀性的效应、化学位移、以及其他偏共振效应不被重聚焦。

[0007] 在MR成像中,常常期望获得关于诸如水和脂肪的不同化学物类对总体信号的相对贡献的信息,以要么抑制它们中的一些的贡献,要么分立地或共同地分析它们全部的贡献。

如果组合以不同回波时间采集的、来自两个或更多个对应梯度回波的信息,则能够计算这些贡献。这可以被认为是化学位移编码,其中,通过以稍微不同的回波时间采集一对图像来限定和编码额外的维度、化学位移维度。具体针对水/脂肪分离,这些类型的实验常常被称为Dixon(狄克逊)类型的测量。借助于Dixon成像或Dixon水/脂肪成像,能够通过根据以不同回波时间采集的两个或更多个对应回波计算水和脂肪的贡献来实现水/脂肪分离。一般而言,因为在脂肪与水中的氢之间存在已知的进动频率差异,所以这样的分离是可能的。在其最简单的形式中,水和脂肪能够被视为形成2线谱(其不排除更为复杂的谱模型)。因此,通过的以所限定的梯度回波时间获得的“同相”和“异相”数据集的要么相加要么相减来生成水图像和脂肪图像。

[0008] 已知在从发生流动现象(例如,动脉血流)的被检查的身体的区域所采集的MR图像中可能出现若干伪影。

发明内容

[0009] 从前述内容容易意识到,存在对经改进的MR成像技术的需要。因此,本发明的目标是提供一种使能结合Dixon水/脂肪分离术对流伪影的高效补偿的方法。本发明的认识在于,是流动影响了所采集的MR信号的幅度和相位并且因此还影响水/脂肪分离。流动的两个最突出效应是由于在给定图像要素(像素/体素)中的个体物类的相位的不相干相加造成的MR信号强度的降低或增益以及由于在心脏循环期间的脉动血流造成的若干重像伪影的形成。

[0010] 根据本发明,公开了一种对被放置在MR设备的检查体积中的患者的身体的一部分进行MR成像的方法,所述方法包括如下步骤:

[0011] a) 通过使所述身体的所述部分经受RF脉冲的MR成像序列和切换的磁场梯度而在两个或更多个回波时间处生成MR回波信号,其中,所述MR成像序列是Dixon序列;

[0012] b) 采集所述MR回波信号;

[0013] c) 根据所述MR回波信号来重建一幅或多幅单回波MR图像;

[0014] d) 从所述MR图像分割血管;

[0015] e) 检测并补偿在血管管腔内的所述单回波MR图像中的幅度或相位的血流诱发的变化;并且

[0016] f) 将来自水自旋和脂肪自旋的对经补偿的单回波MR图像的信号贡献分离。

[0017] 根据本发明,使用常规Dixon技术在两个或更多个不同回波时间处采集MR回波信号,并且根据所采集的MR回波信号来重建单回波MR图像(其中,术语“单回波MR图像”意指相应的MR图像是从归属于所述两个或更多个回波时间值中的一个的MR回波信号来重建的)。亦即,重建两幅或更多幅单回波MR图像,针对所述两个或更多个回波时间中的每个回波时间有一幅单回波MR图像。作为下一步骤,通过使用图像分割技术在所重建的MR图像中确定血管区域。在本发明的意义内,图像分割被理解为将数字MR图像分块成多个区段(形成图像区域的像素集或体素)的过程。图像分割被用于在MR图像中定位血管以及其边界。结合本发明可用的不同分割算法在本领域中是已知的,诸如阈值化、聚类方法、基于直方图的方法、边缘检测技术、区域生长方法等。在所重建的MR图像中定位血管区域之后,检测并补偿在血管管腔内的单回波MR图像中的幅度或相位的血流诱发的变化。最后,水自旋和脂肪自旋对

经补偿的单回波MR图像的信号贡献如在普通Dixon类型成像中那样被分离。所提到的流动诱发的伪影在通过本发明的方法得到的水和/或脂肪MR图像中被显著减少。

[0018] 换言之,本发明提出了一一借助于图像分割一一从MR图像提取血管,以抑制在存在流动的情况下由Dixon方法的应用而引起的伪影。例如,在单回波MR图像中的幅度或相位的血流诱发的变化可以根据本发明通过假设脂肪自旋对血管管腔区域内的MR图像无贡献来进行补偿,因为脂肪不表示体液的成分。

[0019] 此外,本发明的方法可以包括如下步骤:预测在血管区域外部的血流诱发的重像伪影的位置,并且消除所述重像伪影。例如,重像伪影可以通过比较所重建的单回波MR图像来检测,其中,重像伪影能够基于在所述单回波MR图像中的一幅中相比于在所述单回波MR图像中的另一幅中在所预测的重像位置处的局部强度损失和/或增益(流动副本)来识别。一旦所述重像伪影被识别,则消除它们就简单起来,例如,通过恢复损失的局部强度或者通过修剪在所重建MR图像中的局部过度强度。

[0020] 以这种方式,本发明允许消除泄露伪影(例如,来自脂肪的信号贡献到水MR图像中的“泄露”)、对换伪影(代替水信号发生的脂肪信号并且反之亦然)、以及重像伪影。

[0021] 本发明基于对关于在Dixon成像中的流动诱发的伪影的原点和性质的了解:

[0022] 由于流动造成的在血管区域中的所采集的MR回波信号的相移例如由双极双梯度回波MR成像中的恒定流动引起而无流动补偿。这些相移随着流动的速度而增长,并且取决于流动方向并且尤其取决于所采用的读出磁场梯度。这样的相移可以导致 B_0 中的明显空间不连续,并且因此导致对换和/或如果平滑被应用于所使用的 B_0 图则导致泄露伪影。

[0023] 血管中的幅度损失可以由在没有或仅有部分流动补偿的情况下的MR成像中的非恒定流动或部分体积流动、由在存在背景磁场梯度(B_0 不均匀性)的情况下的任何流动、以及由 T_2^* 衰减引起。这样的幅度损失随着回波时间而增长,并且也可以导致泄露伪影。

[0024] 血管中的幅度增益特别由在双极多梯度回波MR成像中的偶回波的重定相位效应引起。这样的幅度增益常常与上文提到的幅度损失组合发生,并且也可以引起泄露伪影。

[0025] 由于脉动流动造成的血管外部的重像具体是在没有或者仅有部分流动补偿的情况下出现在MR成像中。其严重性随着在相应血管中的原始MR回波信号强度而增长,并且取决于心率、MR成像序列的重复时间、k空间轮廓(profile)的采集的顺序等。这样的重像可以在血管外部的、在相位编码方向上等距离间隔开的各种位置处导致超强和次强信号两者,并且也可以影响在血管中的信号强度。

[0026] 此外,流动诱发的伪影(诸如失配准和流入伪影)基本上不受Dixon方法影响,因为以不同回波时间采集的MR回波信号的幅度和相位是一致地变化的。

[0027] 迄今为止,所描述的本发明的方法能够借助于MR设备来执行,所述MR设备包括:至少一个主磁体线圈,其用于生成检查体积内的均匀、稳定的磁场 B_0 ;若干梯度线圈,其用于在检查体积内的不同空间方向上生成切换的磁场梯度;至少一个身体RF线圈,其用于在检查体积内生成RF脉冲和/或用于从被定位在检查体积中的患者的身体接收MR信号;控制单元,其用于控制RF脉冲与切换的磁场梯度的时间演替;以及重建单元,其用于根据所接收的MR信号来重建MR图像。本发明的方法能够通过对于MR设备重建单元和/或控制单元进行对应的编程来实现。

[0028] 能够有利地在当前的临床使用中的大部分MR设备上执行本发明的方法。对此,仅

需要利用通过其控制MR设备的计算机程序而使得所述计算机程序执行上文所解释的本发明的方法步骤。所述计算机程序可以要么存在于数据载体上要么存在于数据网络中以便被下载以用于安装在MR设备的控制单元中。

附图说明

[0029] 附图公开了本发明的优选实施例。然而,应当理解,附图仅出于说明的目的而设计的,而不作为对本发明的范围的限定。在附图中:

[0030] 图1示出了用于执行本发明的方法的MR设备;

[0031] 图2示出了示意性图示本发明的方法的框图;

[0032] 图3示出了利用常规水/脂肪分离生成的水和脂肪MR图像;

[0033] 图4示出了使用本发明的方法生成的水和脂肪MR图像。

具体实施方式

[0034] 参考图1,示出了MR设备1。所述设备包括超导或常导主磁体线圈2,使得沿着穿过检查体积的z轴创建大体均匀的、时间上恒定的主磁场 B_0 。所述设备还包括一组(第1、第2、以及-适用的话-第3阶)匀场线圈2',其中,流动通过该组2'中的个体匀场线圈的电流是能控制的,以用于使所述检查体积内的 B_0 偏差最小化的目的。

[0035] 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磁自旋、诱发磁共振、重聚焦磁共振、操纵磁共振、空间地并且以其他方式对磁共振编码、使自旋饱和等,以执行MR成像。

[0036] 更具体地,梯度放大器3沿着所述检查体积的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身体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,其连同任何所施加的磁场梯度一起来实现对核磁共振信号的选定操纵。所述RF脉冲被用于使共振饱和、激励共振、反转磁化、重聚焦共振、或者操纵共振并且选择被定位在检查体积中的身体10的一部分。还通过身体RF线圈9来拾取MR信号。

[0037] 为了借助于并行成像来生成身体10的有限区域的MR图像或者用于扫描加速,邻近于用于成像的选定区域来放置一组局部阵列RF线圈11、12、13。阵列线圈11、12、13能够被用于接收由身体线圈RF发射所诱发的MR信号。

[0038] 所得到的MR信号由身体RF线圈9和/或由阵列RF线圈11、12、13来拾取并且通过优选包括前置放大器(未示出)的接收器14来解调。接收器14经由发送/接收开关8被连接到RF线圈9、11、12和13。

[0039] 主计算机14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成像序列中的任意序列,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。针对选定的序列,接收器14在每个RF激励脉冲之后快速相继地接收单条或多条MR数据线。数据采集系统16执行对所接收信号的模数转换并且将每条MR数据线转换为适于进一步处理的数字格式。在现代MR设备中,数据采集系统16是分立的计算机,其专用于对原始图像数据的采集。

[0040] 最后,由应用傅里叶变换或其他适当重建算法(诸如SENSE或GRAPPA)的重建处理

器17将数字原始图像数据重建为图像表示。所述MR图像可以表示穿过患者的平面切片、平行平面切片的阵列、三维体积等。所述图像然后被存储在图像存储器中,在所述图像存储器中,所述图像可以被访问,以用于例如经由提供对所得到的MR图像的人类可读显示的视频监视器18来将切片、投影、或图像表示的其他部分转换为用于可视化的适当格式。

[0041] 图2图示了本发明的方法的优选实施例,其中,独立于所使用的MR成像序列的特定参数,消除了所有上文所提到的在Dixon成像中的流动诱发的伪影。在步骤20中,双极双梯度回波MR成像序列以常规方式被应用于Dixon成像,其中,以第一和第二回波时间来采集MR回波信号。在步骤21中,根据所采集的MR回波信号来重建个体单回波MR图像。所述单回波MR图像在步骤22中被用于借助于分割来提取血管。任何已知的图像处理方法都可以被用于该目的。所述分割可以依赖于所重建的单回波MR图像中的一幅或多幅。其可以基于在所述单回波MR图像中的一幅中的最大信号强度,以便相对于上文所描述的流动诱发的幅度损失或幅度增益伪影是鲁棒的,或者其可以仅基于偶回波单回波MR图像,以便相对于幅度增益和重像伪影是鲁棒的。所述分割可以备选地或额外地基于水图像和脂肪MR图像。这些可以使用标准水/脂肪分离技术根据所重建的单回波MR图像来产生。例如,单回波Dixon水/脂肪分离可以被应用于偶回波单回波MR图像以潜在地以总体图像质量为代价而使水/脂肪分离相对于流动效应更鲁棒。在步骤23中,在血管管腔内执行对在单回波MR图像中的血流诱发的幅度或相位变化的检测和补偿。在血管内,由于体素内失相造成的在单回波MR图像中的幅度损失以及由于流动补偿造成的幅度增益两者都是通过假设没有来自脂肪自旋的对相应的MR图像值的贡献来补偿的。所述水信号被基本上设定为等于在第一单回波MR图像(幅度损失)中的幅度并且等于在第二单回波MR图像(幅度增益)中的幅度。所述脂肪贡献在这两种情况下都被基本上设定为等于零。对由于偶回波重定相效应造成的幅度增益的检测可以额外地考虑相对于读出磁场梯度的方向的在血管中的具体流动的方向。在单回波MR图像中的幅度被相应地校正,作为用于随后步骤的基础。在步骤24中执行对在血管区域外部的重像的预测。基于所测量的患者的心率,能够估计在单回波MR图像中的重像伪影的位置。期望重像实质上处在第一相位编码方向(舍弃任何插值)上的以体素为单位的距离 $1/(\text{心率} \times \text{重复时间})$ 的倍数处并且处在距起始血管的第二相位编码方向(如果存在的话)上的距离 $1/(\text{心率} \times \text{重复时间} \times \text{在第一相位编码方向上的相位编码步骤的次数})$ 的倍数处。在该距离的倍数处和附近,体素被标记。该步骤可以通过对重像的检测和抑制来补充,其中,例如,从第一、更多异相回波时间到第二、更多同相回波时间的(不期望)信号损失被用于检测由于脉动流动造成的超强重像。另外,沿着相位编码方向的重像的然后的已知强度调制可以被用于预测在该距离的其余倍数处的重像的强度。该步骤可以再次考虑具体血管的方向并且因此考虑相对于读出磁场梯度的方向的流动。所述心率可以被假设为固定值,其可以被估计,或者其可以在MR回波信号的采集期间被测量。最后,在步骤25中执行经修改的水/脂肪分离,以便获得分立的水图像和脂肪MR图像或者抑制水MR图像中的脂肪。为了适应在血管区域中的单回波MR图像中的潜在相移,不对跨血管边界的 B_0 的估计应用空间平滑度约束或者仅将微弱的空间平滑度约束应用于对跨血管边界的 B_0 的估计。对于在步骤24中标记的体素, B_0 的估计是通过从邻域的插值获得的,并且单点水/脂肪分离然后仅基于偶回波单回波MR图像来执行。类似的过程可以应用在血管区域内,以防止在单回波MR图像中的潜在相移导致对换伪影。在水/脂肪分离之后的跨血管边界所见的相移可以被用于估计流动速度。对

此目的,所采集的MR回波信号可以被认为是由相衬血管造影引起的。可以考虑具体血管相对于针对个体回波的读出磁场梯度的方向的取向以及读出磁场梯度的(已知)转矩,以更准确地估计流动速度。结果继而还可以在血管分割步骤中通过假设适当的生理学限制来用于一致性检查。对于针对沿着相位编码方向所见的重像伪影的强度调制的相移保持同样如此。

[0042] 所提出的流程也可以应用于其他类型的流动,例如,脑脊髓流体的流动。

[0043] 图3示出了通过常规水/脂肪分离技术生成的水(左)MR图像和脂肪(右)MR图像。MR回波信号是使用Dixon成像在两个不同回波时间(即1.8ms和3.0ms)以1.5特斯拉从来自外周血管造影检查的主髂动脉位置的选定切片来采集的。箭头突出了血管外部的重像伪影(源于血管中的脉动血流)和血管内部的泄露伪影。

[0044] 图4示出了通过本发明的方法从在图3中所示的MR图像相同的MR信号生成的水(左)和脂肪(右)MR图像,包括对在血管管腔内的单回波MR图像中的血流诱发的MR信号幅度和相位变化的检测和补偿以及对在相距血管的限定距离处的重像伪影的检测和抑制。

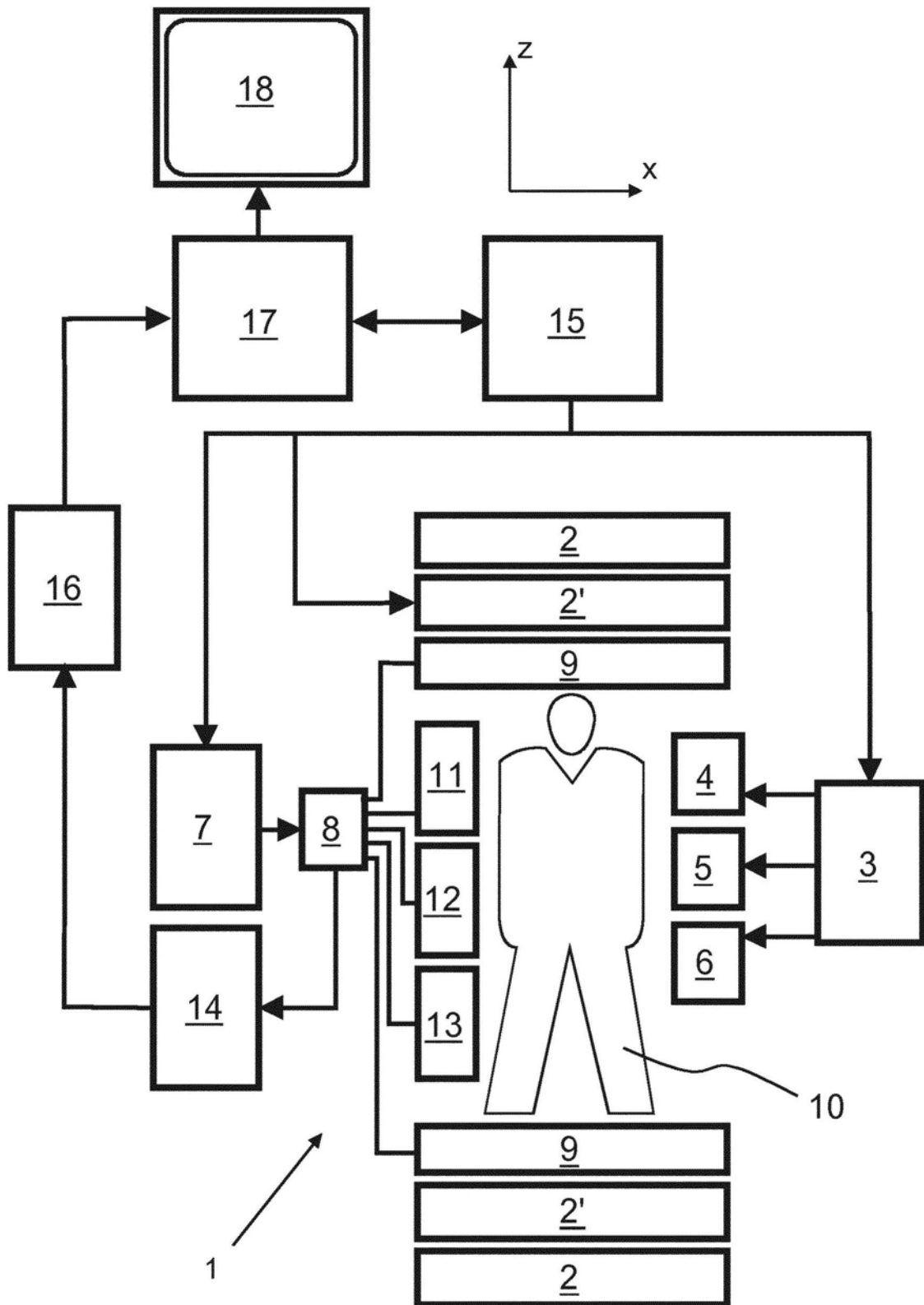


图1

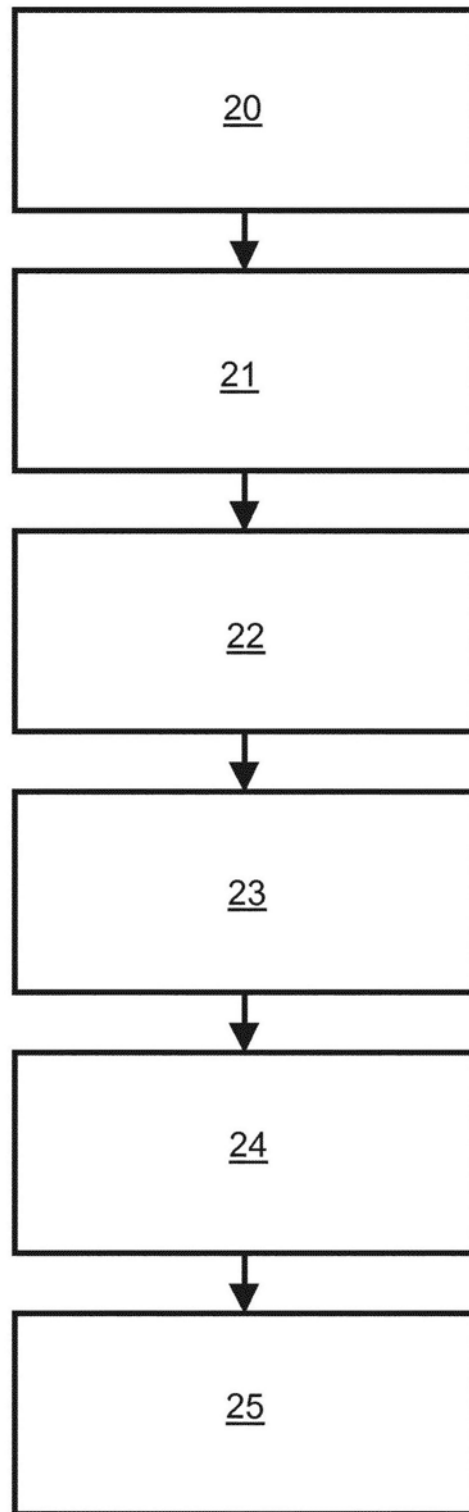


图2

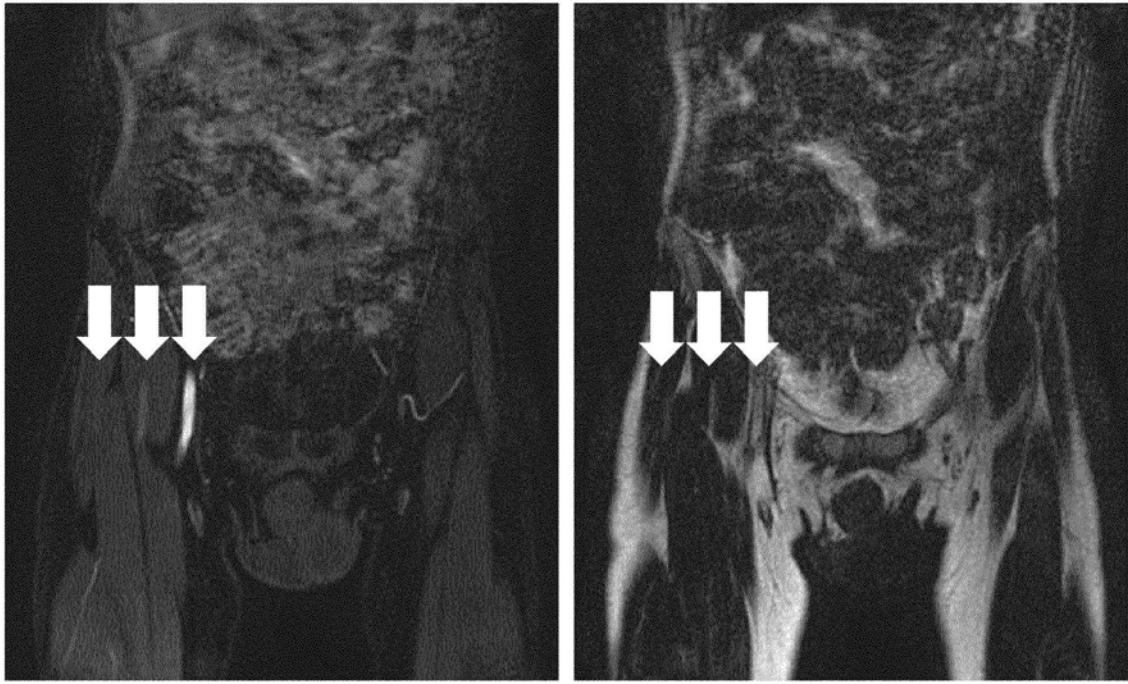


图3



图4