



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105829906 B

(45)授权公告日 2020.11.03

(21)申请号 201480068719.7

(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

(22)申请日 2014.12.10

(51)Int.CI.

G01R 33/48(2006.01)

A61B 5/055(2006.01)

G01R 33/56(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105829906 A

(43)申请公布日 2016.08.03

(30)优先权数据

61/917,976 2013.12.19 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.06.16

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/066746 2014.12.10

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/092619 EN 2015.06.25

(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 P·博尔纳特 王津楠

(56)对比文件

US 2013194265 A1,2013.08.01

US 2003060697 A1,2003.03.27

EP 0984294 A2,2000.03.08

EP 2610632 A1,2013.07.03

CN 101208610 A,2008.06.25

CN 101680937 A,2010.03.24

KELLMAN PETER ET AL. Multi-echo Dixon

fat and water separation method for  
detecting fibro-fatty infiltration in the  
myocardium.《Magnetic Resonance in  
Medicine》.2009,第61卷(第1期),

审查员 王子浩

权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

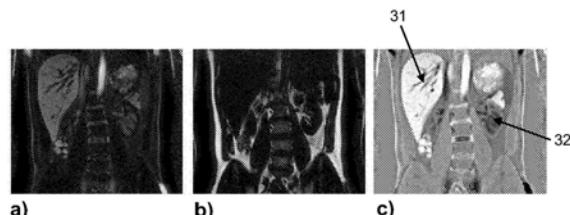
具有水/脂肪分离的相位敏感的反转恢复  
MRI

学物类的信号贡献来重建相位敏感的MR图像  
(28、29)。此外,本发明涉及MR设备并涉及在MR设备  
上运行的计算机程序。

(57)摘要

本发明涉及一种用于对具有不同MR谱的至少两种化学物类进行MR成像的方法。本发明的目的在于提供基于PSIR的MR成像方法,该方法实现了心肌瘢痕与心肌甘油三酯沉积物之间的区分。本发明的方法包括如下步骤:a)通过使位于MR设备(1)的检查体积中的对象(10)经受RF脉冲的成像序列和切换的磁场梯度,在两个或更多个不同回波时间处生成回波信号,所述成像序列是反转恢复序列,该反转恢复序列包括反转RF脉冲,其跟随有激励RF脉冲;b)采集回波信号;c)对至少两种化学物类对所采集的回波信号的信号贡献进行分离;并且d)根据化学物类中的至少一种化

B CN 105829906 B



1. 一种对具有不同MR谱的至少两种化学物类进行MR成像的方法,所述方法包括如下步骤:

- a) 通过使被定位在MR设备(1)的检查体积中的对象(10)经受RF脉冲的成像序列和切换的磁场梯度,在两个或更多个不同的回波时间处生成回波信号,所述成像序列是反转恢复序列,所述反转恢复序列包括反转RF脉冲,所述反转RF脉冲在反转恢复时间之后跟随有激励RF脉冲;
- b) 采集所述回波信号;
- c) 应用Dixon技术来对所述至少两种化学物类对所采集的回波信号的信号贡献进行分离,以将所采集的回波信号重建为复合的第一化学物类图像和复合的第二化学物类图像,所述复合的第一化学物类图像包括主要的第一化学物类成分和较少的第二化学物类成分,所述复合的第二化学物类图像包括主要的第二化学物类成分和较少的第一化学物类成分;
- d) 根据背景定相校正所述复合的第一化学物类图像和所述复合的第二化学物类图像,并且确定经校正的复合的第一化学物类图像和复合的第二化学物类图像的每个体素的相位的极性;
- e) 基于经校正的复合的第一化学物类图像和复合的第二化学物类图像的相位和对应的相位极性针对所述复合的第一化学物类图像和所述复合的第二化学物类图像重建相位敏感的MR图像(28、29)。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,在步骤c)中应用Dixon技术包含至少根据主磁场B<sub>0</sub>的空间变化对所述至少两种化学物类的所述信号贡献在各自的回波时间上的相位演变的预测。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中,对所述至少两种化学物类的所述信号贡献在所述各自的回波时间上的所述相位演变的所述预测被用于对这些信号贡献的所述相位进行解调。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中,区域生长技术被用于对所述背景定相的估计。

5. 根据权利要求1或4所述的方法,其中,使用Dixon算法从所述回波信号导出B<sub>0</sub>图,所述B<sub>0</sub>图用于预测各自的化学物类的所述信号贡献的所述背景定相。

6. 一种用于执行根据权利要求1-5中的任一项所述的方法的MR设备,其中,MR设备(1)包括:至少一个主磁体线圈(2),其用于在检查体积内生成均匀的、稳定的磁场B<sub>0</sub>;多个梯度线圈(4、5、6),其用于在所述检查体积内在不同的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/或用于从被定位在所述检查体积中的对象(10)接收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),其用于根据所接收到的MR信号来重建MR图像,其中,所述MR设备(1)被布置为执行如下步骤:

- a) 通过使位于MR设备(1)的所述检查体积中的对象(10)经受RF脉冲的成像序列和切换的磁场梯度,在第一回波时间处生成一系列第一回波信号并且在第二回波时间处生成一系列第二回波信号,所述成像序列是反转恢复序列,所述反转恢复序列包括反转RF脉冲,所述反转RF脉冲在反转恢复时间之后跟随有激励RF脉冲;

- b) 采集所述回波信号;

- c) 应用Dixon技术来对至少两种化学物类对所采集的回波信号的信号贡献进行分离,

以将所采集的回波信号重建为复合的第一化学物类图像和复合的第二化学物类图像,所述复合的第一化学物类图像包括主要的第一化学物类成分和较少的第二化学物类成分,所述复合的第二化学物类图像包括主要的第二化学物类成分和较少的第一化学物类成分;

d) 根据背景定相校正所述复合的第一化学物类图像和所述复合的第二化学物类图像,并且确定经校正的复合的第一化学物类图像和复合的第二化学物类图像的每个体素的相位的极性;

e) 基于经校正的复合的第一化学物类图像和复合的第二化学物类图像的相位和对应的相位极性针对所述复合的第一化学物类图像和所述复合的第二化学物类图像重建相位敏感的MR图像(28、29)。

7. 一种存储介质,其存储用于在MR设备上运行的计算机程序,所述计算机程序包括用于执行如下步骤的指令:

a) 借助RF脉冲的成像序列和切换的磁场梯度,在第一回波时间处生成一系列第一回波信号并且在第二回波时间处生成一系列第二回波信号,所述成像序列是反转恢复序列,所述反转恢复序列包括反转RF脉冲,所述反转RF脉冲在反转恢复时间之后跟随有激励RF脉冲;

b) 采集所述回波信号;

c) 应用Dixon技术来对至少两种化学物类对所采集的回波信号的信号贡献进行分离,以将所采集的回波信号重建为复合的第一化学物类图像和复合的第二化学物类图像,所述复合的第一化学物类图像包括主要的第一化学物类成分和较少的第二化学物类成分,所述复合的第二化学物类图像包括主要的第二化学物类成分和较少的第一化学物类成分;

d) 根据背景定相校正所述复合的第一化学物类图像和所述复合的第二化学物类图像,并且确定经校正的复合的第一化学物类图像和复合的第二化学物类图像的每个体素的相位的极性;

e) 基于经校正的复合的第一化学物类图像和复合的第二化学物类图像的相位和对应的相位极性针对所述复合的第一化学物类图像和所述复合的第二化学物类图像重建相位敏感的MR图像(28、29)。

## 具有水/脂肪分离的相位敏感的反转恢复MRI

### 技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振(MR)成像的领域。本发明涉及一种用于对放置在MR设备的检查体积中的对象进行MR成像的方法。本发明还涉及一种MR设备并且涉及要在MR设备上运行的计算机程序。

### 背景技术

[0002] 当今,尤其在医学诊断的领域中,广泛使用图像形成MR方法,该方法利用磁场与核自旋之间的交互作用以便形成二维或三维图像,这是因为对于软组织的成像而言,它们在许多方面优于其他成像方法,其不需要电离辐射并且通常是无创的。

[0003] 根据通常的MR方法,待检查的患者的身体被布置在强的、均匀的磁场 $B_0$ 中,同时该磁场的方向定义了测量所基于的坐标系的轴(通常是z轴)。磁场 $B_0$ 依赖于通过施加定义频率(所谓的拉莫尔频率,或MR频率)的电磁交变场(RF场)能够激励的磁场强度(自旋共振)来针对个体核自旋产生不同的能级。从宏观角度看,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,从而所述磁化执行关于z轴的进动运动。所述进动运动描绘了锥形的表面,该锥形的孔径角被称为翻转角。翻转角的幅度依赖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,自旋从z轴偏移到横向平面(翻转角为90°)。

[0004] 在RF脉冲结束之后,磁化弛豫返回至初始平衡状态,其中,以第一时间常量 $T_1$ (自旋晶格或纵向弛豫时间)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时间常量 $T_2$ (自旋-自旋或横向弛豫时间)弛豫。磁化的变化能够借助在MR设备的检查体积内布置和取向的接收RF线圈通过如下方式来探测:在垂直于z轴的方向上测量磁化的变化。在应用例如90°脉冲之后,横向磁化的衰减伴随着(由局部磁场不均匀性感生的)核自旋从具有相同相位的有序状态转变到所有相位角均匀分布(失相)的状态。失相能够借助重聚焦脉冲(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] 为了实现身体中的空间分辨率,沿着三个主轴延伸的恒定磁场梯度被叠加在均匀磁场 $B_0$ 上,引起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能够与身体中的不同位置相关联的不同频率的分量。经由线圈获得的MR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空间数据通常包括利用不同相位编码采集的多条线。通过收集若干样本来使每条线数字化。借助于傅立叶变换将k空间数据的集合转换为MR图像。

[0006] 反转恢复(IR)通常在MR成像中被用作磁化准备技术。在IR成像中,沿着主磁场 $B_0$ 的纵向磁化首先使用180°RF脉冲旋转到负的z方向。经反转的磁化随后在反转与激励RF脉冲之间的反转恢复时间(TI)期间通过 $T_1$ 弛豫来恢复。

[0007] IR成像的已知应用是所谓的相位敏感的反转恢复(PSIR)方法,其特别好地适用于对心肌梗死的检测和评估。PSIR图像重建的主要挑战在于相位校正过程,以便将复杂图像中的本征信号相位(确定信号的极性)与MR图像中常见的相位误差(下文被称为背景定相(background phasing))分离开。具体而言,背景定相包括由于偏共振(主磁场的空间变化)

而导致的影响。换言之,在PSIR中使用相位敏感的重建,以移除背景定相,同时保留期望的信号的极性。

[0008] 针对PSIR图像重建已经提出了若干种方法,包括通过以不同的TI在没有IR或具有IR的情况下采集另一图像(参考图像)来校准相位误差。然而,这些方法降低了数据采集效率。此外,由于患者的运动而导致的在实际扫描与校准扫描之间的空间失配准会是成问题的。

[0009] 用于PSIR图像重建的备选方法是使用适当的相位校正算法根据IR图像自身来确定相位误差。一种这样的方法是所谓的利用决策重建的对相位敏感的反转恢复的较少参考采集(RAPID)的方法,其能够在不依赖于参考图像的情况下可靠地恢复磁化的极性(参见Jinnan Wang等人,Proc. ISMRM 2013,2077)。

[0010] 心肌甘油三酯沉积物在基于PSIR的心肌瘢痕检测和量化中是常见的误差和错误解读的源。在相位敏感的重建图像中,心肌瘢痕和心肌甘油三酯沉积物两者都将引起超强的信号,这使得它们难以区分。由于在最佳的延迟时间( $TI=200\sim250ms$ )处的自然、快速的 $T_1$ 恢复,使用谱选择性脉冲(例如,根据已知的SPIR/SPAIR技术)不能够容易地抑制从心肌甘油三酯沉积物发出的脂肪信号。

## 发明内容

[0011] 根据以上内容,容易意识到,存在对改进的MR成像技术的需求。因此,本发明的目的在于提供基于PSIR的MR成像方法,其能够实现在心肌瘢痕与心肌甘油三酯沉积物之间的区分。

[0012] 根据本发明,公开了一种用于对具有不同MR谱的至少两种化学物类进行MR成像的方法。本发明的方法包括如下步骤:

[0013] a) 通过使位于MR设备的检查体积中的对象经受RF脉冲的成像序列和切换的磁场梯度,在两个或更多个不同的回波时间处生成回波信号,所述成像序列是反转恢复序列,包括反转RF脉冲,所述反转RF脉冲在反转恢复时间之后跟随有激励RF脉冲;

[0014] b) 采集所述回波信号;

[0015] c) 对至少两种化学物类对所采集的回波信号的信号贡献进行分离;并且

[0016] d) 根据化学物类中的至少一种化学物类的信号贡献来重建相位敏感的MR图像。

[0017] 本发明解决了常规PSIR类型的MR技术的以上描述的限制。本发明提出了利用相位敏感的反转恢复技术来整合Dixon类型的水/脂肪成像。

[0018] 如MR成像领域中的技术人员所周知的,通常期望获得关于不同化学物类(诸如水和脂肪)对总体信号的相对贡献的信息,以便抑制它们中的一些的贡献或者分离地或共同地分析它们中的所有的贡献。如果对在不同回波时间处采集的、来自两个或更多个对应的回波的信息进行组合,则能够计算这些贡献。这可以被认为是化学位移编码,其中,通过在稍微不同的回波时间处采集若干幅图像来定义和编码另外的维度,化学位移维度。具体而言,对于水-脂肪分离,这些类型的实验常常被称为Dixon类型的测量。借助Dixon成像或Dixon水/脂肪成像,通过根据在不同回波时间处采集的两个或更多个对应的回波来计算水和脂肪的贡献,能够实现水/脂肪分离。一般而言,这种分离是可能的,因为在脂肪和水中存在已知的氢的进动频率的差异。以其最简单的形式,通过“同相”和“异相”数据集的相加或

相减来生成水和脂肪图像。许多已知的Dixon水/脂肪分离算法不仅提供水图像和脂肪图像,而且还提供了B<sub>0</sub>场的不均匀性的地图,所谓的B<sub>0</sub>地图。

[0019] 根据本发明,通过使用反转恢复采集两幅或更多幅回波图像(即,一幅MR图像归属于每个回波时间)来针对相位敏感的脂肪和/或水MR图像重建采用Dixon类型的水/脂肪成像的总体概念。本发明的方法实现了对复杂的水和脂肪图像的分离,其中,执行了对水和/或脂肪图像的相位敏感的重建。能够以完全自动的方式来执行重建,使得不需要手动输入。能够避免对额外的、例如抑制脂肪的水参考图像的采集。

[0020] 在本发明的优选实施例中,对信号贡献的分离涉及根据主磁场B<sub>0</sub>的空间变化和所采集的回波信号的对应解调(在k空间中或者在图像空间中)对至少两种化学物类的信号贡献在各自的回波时间上的相位演变的预测。如在许多已知的Dixon类型的应用中常见的,基于由主磁场分布引起的相位演变在空间上平滑地变化的假设,可以将由化学位移引起的相位演变与由主磁场分布引起的相位演变分离开。

[0021] 应当注意,在本发明的背景下,术语“化学物类”应当被广泛地解释为任何种类的化学物质或具有MR性质的任何种类的核。在简单的范例中,采集两种化学物类的MR信号,其中,在“化学成分”水和脂肪中,化学物类是质子。在更复杂的范例中,多峰谱模型实际上描述了在以已知的相对量出现的一组不同化学成分中的核。

[0022] 在本发明的优选实施例中,根据化学物类中的至少一种化学物类的信号贡献来重建相位敏感的MR图像的步骤涉及:(i)在极性与背景定相之间的区分以及(ii)根据背景定相对各自的化学物类的信号贡献的相位校正。这些步骤被用于根据所采集的回波信号(在图像空间中或者在k空间中)确定背景定相。出于这一目的,可以采用本身已知的RAPID方法(参见上文),该方法使用用于对背景定相进行估计的区域生长技术。RAPID算法能够在不依赖于分离地采集的参考图像的情况下可靠地恢复磁化的极性。使用Dixon算法(参见上文)从回波信号导出的B<sub>0</sub>地图可以有利地用于在重建相位敏感的MR图像的步骤中预测各自的化学物类的信号贡献的背景定相。换言之,根据本发明,有利地使用B<sub>0</sub>地图(其是水/脂肪分离步骤的结果)来辅助对MR图像的相位敏感的重建。

[0023] 到目前为止,所描述的本发明的方法能够借助MR设备来执行,所述MR设备包括:至少一个主磁体线圈,其用于在检查体积内生成均匀的、稳定的磁场B<sub>0</sub>;多个梯度线圈,其用于在检查体积内在不同的空间方向上生成切换的磁场梯度;至少一个体RF线圈,其用于在检查体积内生成RF脉冲和/或用于从位于检查体积内的患者的身体接收MR信号;控制单元,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,其用于根据所接收到的MR信号来重建MR图像。能够通过对MR设备的重建单元和/或控制单元的对应编程来实施本发明的方法。

[0024] 本发明的方法能够有利地在当前临床中使用的大部分MR设备上执行。对此,仅仅需要利用控制MR设备的计算机程序,以使得其执行本发明的以上所解释的方法步骤。所述计算机程序可以存在于数据载体上或者存在于数据网络中,以便被下载用于安装在MR设备的控制单元中。

## 附图说明

[0025] 随附的附图公开了本发明的优选实施例。然而,应当理解,附图仅仅被设计用于图

示说明的目的,而并非被设计为对本发明的限制的定义。在附图中:

- [0026] 图1示出了用于执行本发明的方法的MR设备;
- [0027] 图2示出了图示说明本发明的方法的流程图;
- [0028] 图3示出了根据本发明的方法采集的MR图像。

## 具体实施方式

[0029] 参照图1,示出了MR设备1。所述设备包括超导或电阻式主磁体线圈2,使得沿着穿过检查体积的z轴创建基本上均匀的、时间上恒定的主磁场 $B_0$ 。所述设备还包括一组(一阶、二阶,并且一其中,在适用的情况下一三阶)匀场线圈2',其中,出于使检查体积内的 $B_0$ 偏差最小化的目的,通过组2'的个体匀场线圈的电流是能控制的。

[0030] 磁共振生成和操纵系统施加一系列RF脉冲和切换的磁场梯度以反转或激励核磁自旋、感生磁共振、重聚焦磁共振、操纵磁共振、在空间上或以其他方式对磁共振进行编码、使自旋饱和等来执行MR成像。

[0031] 更具体而言,梯度脉冲放大器3沿着检查体积的x轴、y轴和z轴向全身梯度线圈4、5和6中的选定梯度线圈施加电流脉冲。数字RF频率发射器7经由发送/接收开关8向体RF线圈9发射RF脉冲或脉冲包,以便将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脉冲段的包,其与任何所施加的磁场梯度一起,实现对核磁共振的选定操纵。RF脉冲被用于使共振饱和、激励共振、反转磁化、重聚焦共振或操纵共振并选择位于检查体积中的身体10的一部分。MR信号还由体RF线圈9拾取。

[0032] 对于身体10的受限区域的MR图像的生成,与被选择用于成像的区域邻接地放置一组局部阵列RF线圈11、12、13。阵列线圈11、12、13能够用于接收由体线圈RF发射所感生的MR信号。

[0033] 所得到的MR信号由体RF线圈9来拾取和/或由阵列RF线圈11、12、13来拾取,并且由优选包括前置放大器(未示出)的接收器14来进行解调。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。

[0034] 主计算机15控制均场线圈2'以及梯度脉冲放大器3和发射器7,以根据本发明生成MR成像序列。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执行对所接收到的信号的模数转换并将每条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是分离的计算机,其专用于对原始图像数据的采集。

[0035] 最后,数字原始图像数据由重建处理器17应用傅里叶变换或其他适当的重建算法而重建为图像表示。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、等等。随后,所述图像被存储在图像存储器中,在图像存储器中,图像可以被存取以将图像表示的切片、投影或其他部分转换成用于例如经由视频监视器18可视化的适当格式,视频监视器18提供了对所得到的MR图像的人类可读的显示。

[0036] 在本发明的示范性实施例中,反转恢复双梯度回波序列被用于生成第一回波信号和第二回波信号,其中,第一回波的回波时间(TE1)为1.8ms,而第二回波的回波时间(TE2)为3.1ms。在1.5特斯拉的主磁场中,水和脂肪自旋对第一回波信号的贡献更为异相,而它们在第二回波信号的时间处更为同向。生成多个第一回波信号和第二回波信号,并利用共同

方式的适当的相位编码来采集,以便能够对期望的视野重建完整的MR图像。所述成像序列包括初始反转RF脉冲,所述初始反转RF脉冲跟随有激励RF脉冲。初始反转RF脉冲( $180^\circ$ )使纵向磁化沿着主磁场旋转到负的z方向。随后,在反转与激励RF脉冲之间的反转恢复时间(TI)期间,由 $T_1$ 弛豫来恢复经反转的磁化。在激励RF脉冲之后,通过适当的梯度切换来生成回波信号。在用于对心肌梗死进行诊断和量化的典型应用中,TI的持续时间可以在230-270ms之间的范围内。

[0037] 图2示意性示出了分别根据在TE1和TE2处的第一回波信号和第二回波信号重建的两幅单回波图像21、22。采用常见的2点Dixon算法23(诸如,例如由Eggers等人在Magnetic Resonance in Medicine,65,96-107,2011中所描述的)来对水和脂肪对所获得的回波信号数据21、22(在图像空间中)的信号贡献进行分离。因此,获得了(复杂的)中间水图像24和(复杂的)中间脂肪图像25。另外,Dixon算法提供了 $B_0$ 场的不均匀性的地图, $B_0$ 地图26。在接下来的步骤中,采用以上提到的RAPID算法27以用于分别根据中间图像24和25对水图像28和脂肪图像29的相位敏感的重建。从回波信号21、22导出的 $B_0$ 地图26有利地被用于在对“真实相位”的MR图像28、29的重建中预测水和脂肪的信号重建的背景定相。通过这种方式, $B_0$ 地图26被用于辅助相位敏感的重建27。

[0038] 所描述的技术能够找到应用,例如,在用于将脂肪(甘油三酯沉积物物)与心肌瘢痕分离开的相位敏感的延迟钆增强(LGE)中,以便提高诊断置信度。所描述的技术还可以用于其中需要相位敏感的和鲁棒的水/脂肪分离的其他应用。

[0039] 图3示出了范例图像,其中,本发明的方法在身体成像中被应用于2点Dixon PSIR采集(TI=500ms)。图3a是水图像并且图3b是脂肪图像。已经根据本发明分离了图3a和图3b中的图像。在没有额外的相位参考扫描的情况下,根据图3a中的图像重建了如图3c中示出的相位敏感的水图像。如能够在图3c中的相位敏感的水图像中看到的,不同的器官呈现不同的信号极性:肝脏组织(除了血管)31具有正信号极性,而肾脏组织32呈现负的磁化。通过这种方式实现了显著增强的图像对比度。由各自器官的 $T_1$ 的不同值导致了非常不同的信号极性。这些通过本发明的算法来正确地识别。

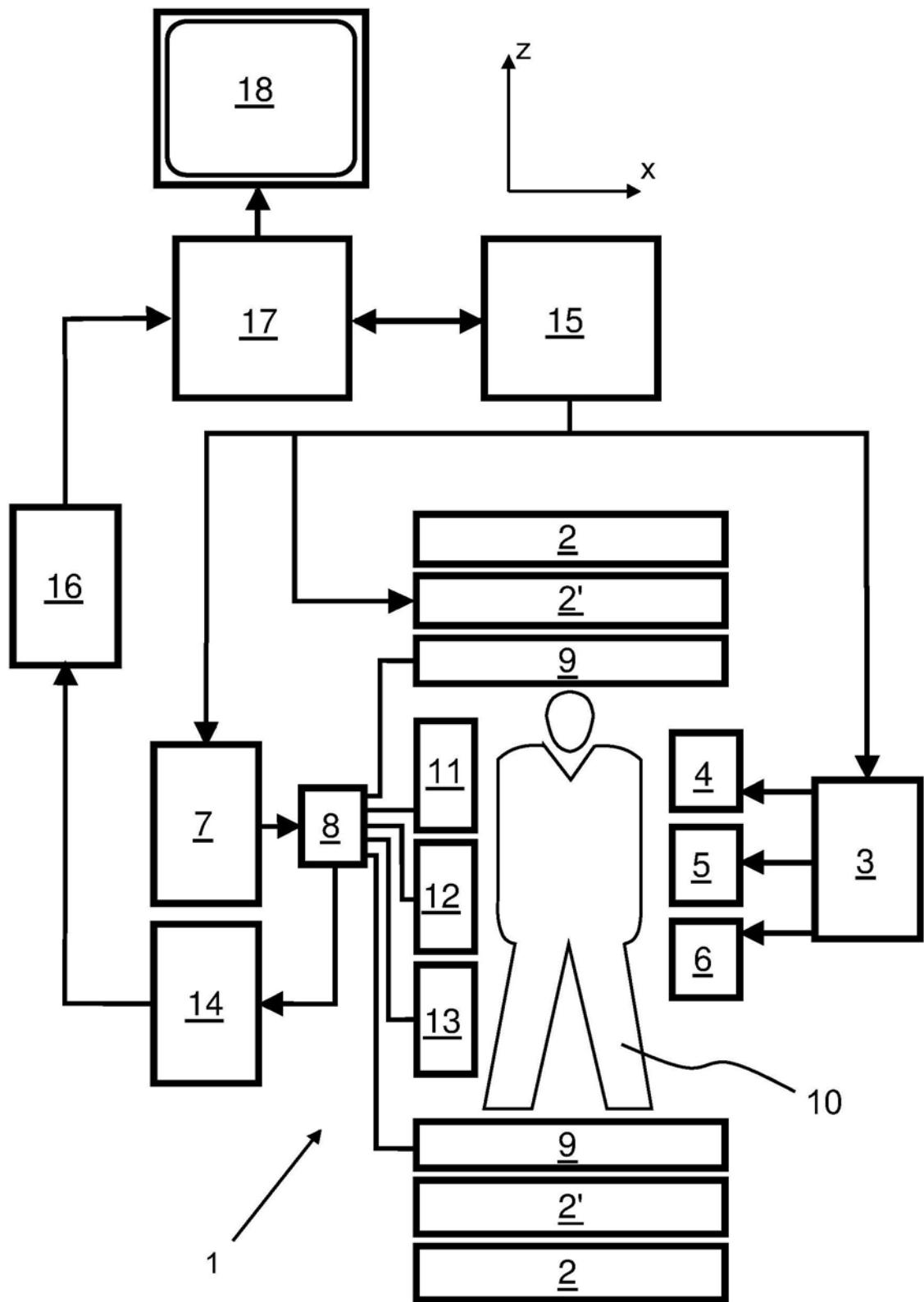


图1

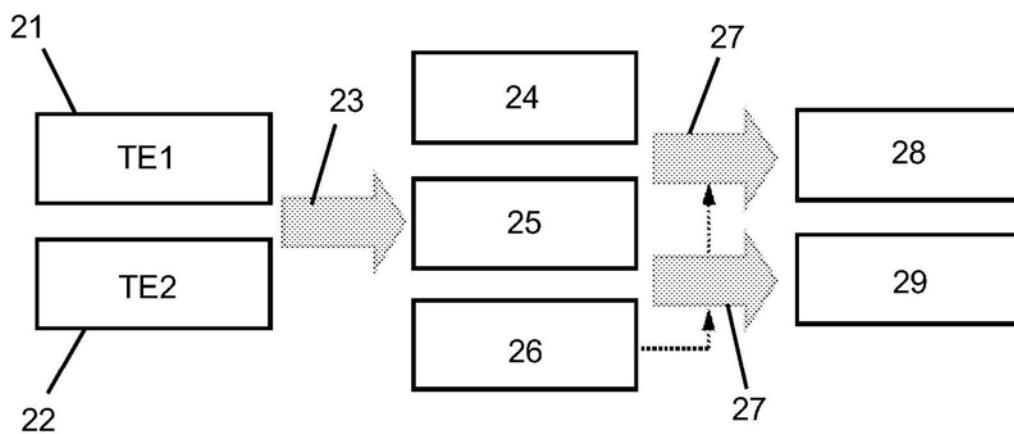


图2

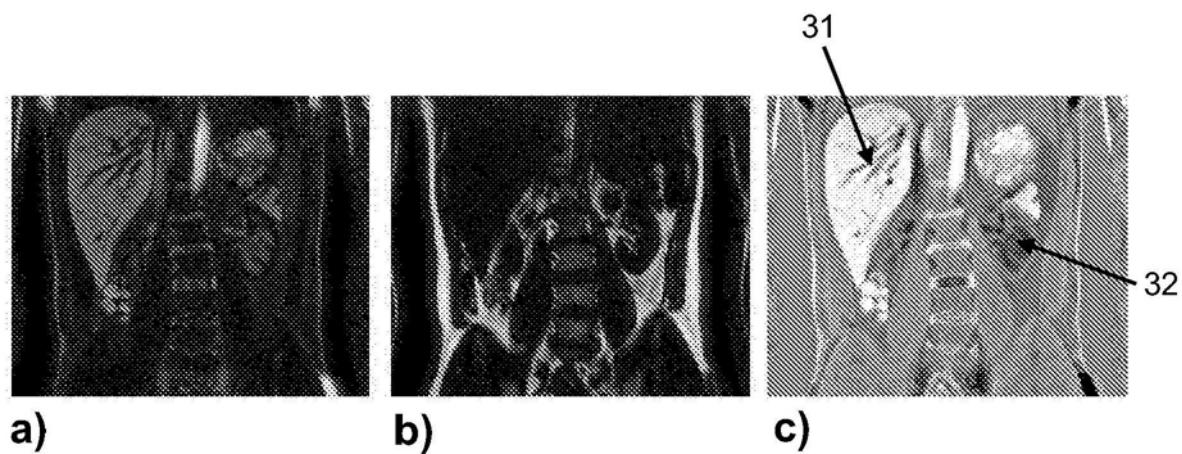


图3