



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106796274 B

(45)授权公告日 2020.01.07

(21)申请号 201580054888.X

(22)申请日 2015.10.06

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106796274 A

(43)申请公布日 2017.05.31

(30)优先权数据

14188402.3 2014.10.10 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.04.10

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/073027 2015.10.06

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/055462 EN 2016.04.14

(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 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

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

G01R 33/48(2006.01)

G01R 33/565(2006.01)

(56)对比文件

EP 1618843 A1,2006.01.25,全文.

US 2008/0068016 A1,2008.03.20,全文.

US 2008/024533 A1,2008.10.02,全文.

US 2012/0243756 A1,2012.09.27,全文.

James G.Pipe等.Multishot Diffusion-
Weighted FSE Using PROPELLER MRI.

《MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE》.2002,第
47卷(第1期),正文第42页第2栏第3段至第48也
第2栏第2段,图2.

审查员 蒋帆

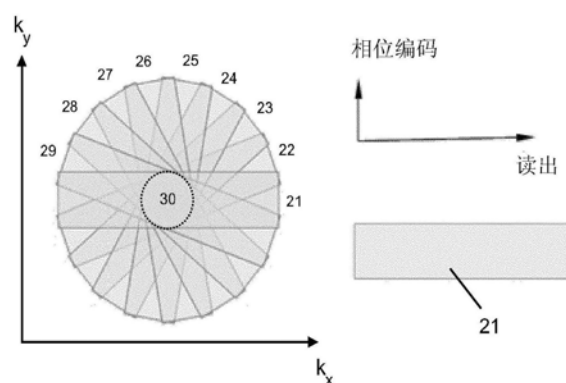
权利要求书4页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

具有伪迹抑制的PROPELLER-MR成像

(57)摘要

本发明涉及一种对患者的身体(10)进行MR成像的方法。本发明的目标是提供实现与PROPELLER成像结合的图像伪迹的高效补偿的方法。本发明提出在图像空间中而非如常规PROPELLER成像一样在k-空间中组合k-空间叶片。局部图像伪迹在单叶片MR图像中进行检测和校正。在将单叶片MR图像组合为最终MR图像之前的图像域中的伪迹检测和校正通过局部伪迹的更好抑制并且因此增加的信噪比而导致改进的图像质量。此外,本发明涉及一种MR设备(1)和用于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)进行MR成像的方法,所述方法包括以下步骤:

a) 通过使所述身体(10)的至少部分经受至少一个RF脉冲的PROPELLER MR成像序列和切换的磁场梯度来生成MR信号;

b) 采集所述MR信号作为多个k-空间子集(21-29),每个k-空间子集(21-29)覆盖k-空间的不同部分,其中,针对每个k-空间子集(21-29)来采集k-空间的中心部分(30)的至少部分;所述k-空间子集(21-29)是关于k-空间的中心被旋转的k-空间叶片,使得总的采集的MR信号的数据集跨k-空间中的圆形;

c) 根据每个k-空间子集(21-29)来在图像空间中重建单子集MR图像;

d) 在图像空间中识别所述单子集MR图像的每个中的包含伪迹的图像区域,并且根据所述单子集MR图像的每个中的图像伪迹在图像空间中的空间分布来导出加权因子,所述加权因子相对于所述单子集MR图像的每个的没有伪迹的区域减小对包含伪迹的所述图像区域中的所述单子集MR图像的每个的体素值的加权;并且

e) 通过使用所述单子集MR图像的每个的所述加权因子的加权叠加来在图像空间中所述单子集MR图像组合为最终MR图像。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,包含伪迹的所述图像区域是通过对所述单子集MR图像的一致性分析来识别的。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述加权叠加是通过求解线性逆问题来计算的。

4. 根据权利要求1至3中的任一项所述的方法,包括在重建所述单子集MR图像之前估计并且校正所述k-空间子集(21-29)中的运动诱发的位移和相位误差的步骤。

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

a) 通过使所述身体(10)的至少部分经受至少一个RF脉冲的PROPELLER MR成像序列和切换的磁场梯度来生成MR信号;

b) 采集所述MR信号作为多个k-空间子集(21-29),每个k-空间子集(21-29)覆盖k-空间的不同部分,其中,针对每个k-空间子集(21-29)来采集k-空间的中心部分(30)的至少部分;所述k-空间子集(21-29)是关于k-空间的中心被旋转的k-空间叶片,使得总的采集的MR信号的数据集跨k-空间中的圆形,

c) 根据每个k-空间子集(21-29)的中心k-空间数据来重建单子集低分辨率MR图像;

d) 识别所述单子集低分辨率MR图像中的包含伪迹的图像区域,并且根据单子集图像中的图像伪迹的空间分布来导出加权因子,所述加权因子减小对包含伪迹的所述图像区域中的所述单子集图像的体素值的加权;

e) 通过根据所述加权因子的所述单子集MR图像的加权叠加来将所述单子集低分辨率MR图像组合为低分辨率MR图像;

f) 将所述k-空间子集组合为完全k-空间数据集;

g) 将所述完全k-空间数据集与所述低分辨率MR图像的k-空间表示组合为组合的完全k-空间数据集;并且

h) 根据所述组合的完全k-空间数据集来重建最终图像。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中,包含伪迹的所述图像区域是通过对所述单子集MR

图像的一致性分析来识别的。

7. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述加权叠加是通过求解线性逆问题来计算的。

8. 根据权利要求5至7中的任一项所述的方法,包括在重建所述单子集MR图像之前估计并且校正所述k-空间子集(21-29)中的运动诱发的位移和相位误差的步骤。

9. 一种用于执行根据权利要求5至8中的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B₀;多个梯度线圈(4、5、6),其用于生成所述检查体积内的不同空间方向上的切换的磁场梯度;至少一个RF线圈(9),其用于生成所述检查体积内的RF脉冲和/或用于接收来自被定位于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)被配置为执行以下步骤:

a) 通过使所述身体(10)的至少部分经受至少一个RF脉冲的PROPELLER MR成像序列和切换的磁场梯度来生成MR信号;

b) 采集所述MR信号作为多个k-空间子集(21-29),每个k-空间子集(21-29)覆盖k-空间的不同部分,其中,针对每个k-空间子集(21-29)来采集k-空间的中心部分(30)的至少部分;所述k-空间子集(21-29)是关于k-空间的中心被旋转的k-空间叶片,使得总的采集的MR信号的数据集跨k-空间中的圆形;

c) 根据每个k-空间子集(21-29)的中心k-空间数据来重建单子集低分辨率MR图像;

d) 识别所述单子集低分辨率MR图像中的包含伪迹的图像区域,并且根据单子集图像中的图像伪迹的空间分布来导出加权因子,所述加权因子减小对包含伪迹的所述图像区域中的所述单子集图像的体素值的加权;

e) 通过根据所述加权因子的所述单子集MR图像的加权叠加来将所述单子集低分辨率MR图像组合为低分辨率MR图像;

f) 将所述k-空间子集组合为完全k-空间数据集;

g) 将所述完全k-空间数据集与所述低分辨率MR图像的k-空间表示组合为组合的完全k-空间数据集;并且

h) 根据所述组合的完全k-空间数据集来重建最终图像。

10. 一种存储有要在MR设备上运行的计算机程序的计算机可读介质,所述计算机程序包括用于以下操作的指令:

a) 通过使身体(10)的至少部分经受至少一个RF脉冲的PROPELLER MR成像序列和切换的磁场梯度来生成MR信号;

b) 采集所述MR信号作为多个k-空间子集(21-29),每个k-空间子集(21-29)覆盖k-空间的不同部分,其中,针对每个k-空间子集(21-29)来采集k-空间的中心部分(30)的至少部分;所述k-空间子集(21-29)是关于k-空间的中心被旋转的k-空间叶片,使得总的采集的MR信号的数据集跨k-空间中的圆形;

c) 根据每个k-空间子集(21-29)的中心k-空间数据来重建单子集低分辨率MR图像;

d) 识别所述单子集低分辨率MR图像中的包含伪迹的图像区域,并且根据单子集图像中的图像伪迹的空间分布来导出加权因子,所述加权因子减小对包含伪迹的所述图像区域中的所述单子集图像的体素值的加权;

e) 通过根据所述加权因子的所述单子集MR图像的加权叠加来将所述单子集低分辨率MR图像组合为低分辨率MR图像;

f) 将所述k-空间子集组合为完全k-空间数据集;

g) 将所述完全k-空间数据集与所述低分辨率MR图像的k-空间表示组合为组合的完全k-空间数据集;并且

h) 根据所述组合的完全k-空间数据集来重建最终图像。

11. 一种用于执行根据权利要求1至4中的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 ; 多个梯度线圈 (4、5、6), 其用于生成所述检查体积内的不同空间方向上的切换的磁场梯度; 至少一个RF线圈 (9), 其用于生成所述检查体积内的RF脉冲和/或用于接收来自被定位于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) 被配置为执行以下步骤:

a) 通过使所述身体 (10) 的至少部分经受至少一个RF脉冲的PROPELLER MR成像序列和切换的磁场梯度来生成MR信号;

b) 采集所述MR信号作为多个k-空间子集 (21-29), 每个k-空间子集 (21-29) 覆盖k-空间的不同部分, 其中, 针对每个k-空间子集 (21-29) 来采集k-空间的中心部分 (30) 的至少部分; 所述k-空间子集 (21-29) 是关于k-空间的中心被旋转的k-空间叶片, 使得总的采集的MR信号的数据集跨k-空间中的圆形;

c) 根据每个k-空间子集 (21-29) 来在图像空间中重建单子集MR图像;

d) 在图像空间中识别所述单子集MR图像的每个中的包含伪迹的图像区域, 并且根据所述单子集MR图像的每个中的图像伪迹在图像空间中的空间分布来导出加权因子, 所述加权因子相对于所述单子集MR图像的每个的没有伪迹的区域减小对包含伪迹的所述图像区域中的所述单子集MR图像的每个的体素值的加权; 并且

e) 通过使用所述单子集MR图像的每个的所述加权因子的加权叠加来在图像空间中将所述单子集MR图像组合为最终MR图像。

12. 一种存储有要在MR设备上运行的计算机程序的计算机可读介质, 所述计算机程序包括用于以下操作的指令:

a) 通过使身体 (10) 的至少部分经受至少一个RF脉冲的PROPELLER MR成像序列和切换的磁场梯度来生成MR信号;

b) 采集所述MR信号作为多个k-空间子集 (21-29), 每个k-空间子集 (21-29) 覆盖k-空间的不同部分, 其中, 针对每个k-空间子集 (21-29) 来采集k-空间的中心部分 (30) 的至少部分; 所述k-空间子集 (21-29) 是关于k-空间的中心被旋转的k-空间叶片, 使得总的采集的MR信号的数据集跨k-空间中的圆形;

c) 根据每个k-空间子集 (21-29) 来重建单子集MR图像;

d) 识别所述单子集MR图像中的包含伪迹的图像区域, 并且根据单子集图像中的图像伪迹的空间分布来导出加权因子, 所述加权因子减小对包含伪迹的所述图像区域中的所述单子集图像的体素值的加权; 并且

e) 通过使用所述单子集MR图像的所述加权因子的加权叠加来将所述单子集MR图像组

合为最终MR图像。

具有伪迹抑制的PROPELLER-MR成像

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振(MR)成像的领域。其涉及对放置在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方法现今被广泛地使用,尤其在医学诊断领域中,因为针对软组织的成像,它们在许多方面中优于其它成像方法,不要求电离辐射并且通常不是侵入性的。

[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,其方向同时限定测量与之相关的坐标系的轴(通常 z 轴)。磁场 B_0 根据可以通过应用限定的频率(所谓的拉莫尔频率或MR频率)的交变电磁场(RF场)所激励(自旋共振)的磁场强度而产生针对个体核自旋的不同的能级。从宏观角度而言,个体核自旋的分布产生总体磁化,所述总体磁化可以通过应用适当频率的电磁脉冲(RF脉冲)而偏离平衡态,而该RF脉冲的对应磁场 B_1 垂直于 z 轴延伸,使得磁化关于 z 轴执行进动。该进动描述圆锥体的表面,所述圆锥体的孔径角称为翻转角。翻转角的尺寸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,磁化从 z 轴偏转到横向平面(翻转角 90°)。

[0004] 在RF脉冲的终止之后,磁化弛豫回到初始的平衡状态,其中, z 方向上的磁化以第一时间常量 T_1 (自旋点阵或纵向弛豫时间)再次建立,并且垂直于 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。磁化的横向及其变化可以借助于接收RF线圈来检测,所述RF线圈以如下的方式在MR设备的检查体积内布置和取向:使得在垂直于 z 轴的方向上测量磁化的变化。在由局部磁场不均匀性所诱发的RF激励之后,横向磁化的衰减伴随有失相发生,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地分布的状态的转变。失相可以借助于再聚焦RF脉冲(180° 脉冲)来补偿。这产生接收线圈中的回波信号(自旋回波)。

[0005] 重要的是注意,横向磁化在存在磁场梯度的情况下也失相。通过形成所谓的梯度回波的适当的梯度逆转,这种过程可以被逆转,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再聚焦回波,主场不均匀性的效应、化学位移和其他偏共振效应不被再聚焦。

[0006] 为了实现身体中的空间分辨,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,这导致自旋共振频率的线性空间依赖性。接收线圈中拾取的信号然后包含可以与身体中的不同位置相关联的不同频率的分量。经由接收线圈所获取的信号数据对应于空间频率域并且被称作 k 空间数据。 k 空间数据通常包括不同的相位编码所采集的多个线。每个线通过收集多个样本来数字化。一组 k 空间数据借助于傅里叶变换被转换为MR图像。

[0007] 在各种MRI应用中,被检查的患者的运动能够不利地影响图像质量。用于图像的重建的足够的MR信号的采集采取有限的时间段。在该有限的采集时间期间患者的运动通常导致重建的MR图像中的运动伪迹。在常规MR成像方法中,当MR图像的给定分辨率被指定时,采

集时间仅能够在非常小的程度上被减少。在医学MR成像的情况下,运动伪迹能够例如由心脏和呼吸周期运动和其他生理过程以及由患者运动引起,从而导致模糊、错配准、变形和重像伪迹。

[0008] 不同的方法已经被发展以克服关于MR成像中的运动的问题。其中存在所谓的PROPELLER成像技术。在PROPELLER构思(Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines, see James G. Pipe: “Motion Correction With PROPELLER MRI: Application to Head Motion and Free-Breathing Cardiac Imaging”, Magnetic Resonance in Medicine, 第42卷、第963-969页(1999))中,MR信号数据在N个条带中的k-空间中的被采集,每个条带由L个平行k-空间线组成,所述L个平行k-空间线对应于基于卡迪尔的k-空间采样方案中的L个最低频率相位编码线。每个条带(其也被称为k-空间叶片)在k-空间中被旋转例如 $180^\circ/N$ 的角度,使得总的MR数据集跨k-空间中的圆形。如果具有直径M的全k-空间数据矩阵被期望,那么L和N可以被选择为使得 $L \times N = M \times \pi/2$ 。PROPELLER的一个实质特性是k-空间中的具有直径L的中心圆形部分针对每个k-空间叶片被采集。该中心部分能够用于针对每个k-空间叶片重建低分辨率MR图像。低分辨率MR图像彼此进行比较以去除由于患者运动的平面内位移和相位误差。这些因子根据PROPELLER方案针对每个k-空间叶片被校正。诸如互相关的合适技术用于确定哪一个k-空间叶片在显著贯通面位移的情况下被采集或包括其他类型的伪迹。由于MR信号数据在最终MR图像的重建之前在k-空间中被组合,因此来自k-空间叶片的MR数据根据通过互相关k-空间叶片检测的伪迹水平来进行加权,使得伪迹在最终MR图像中被减少。PROPELLER技术利用k-空间的中心部分的过采样,以便获得关于在MR信号采集期间的被检查的患者的运动鲁棒的MR图像采集技术。此外,由于k-空间叶片的加权平均,当如SENSE的并行成像用于MR数据采集时,PROPELLER‘平均’由例如 B_0 不均匀性或不准确线圈敏感度图引起的进一步成像伪迹。

[0009] 然而,已知的PROPELLER方法的缺点由以下事实引起:由不准确线圈敏感度图引起的图像伪迹(如例如SENSE伪迹)(表现为最终MR图像中的重像)、通常出现在仅覆盖MR图像的一部分的小带内的流动伪迹、或经常出现在MR图像内的空气/组织界面处的 B_0 不均匀性仅在图像域中有局部影响,即图像伪迹仅出现在MR图像内的限制的区域中。这导致向下加权整个k-空间叶片以减轻最终MR图像中的伪迹的效应的传统PROPELLER方法实际上正在付出比必要更多的信噪比(SNR)的结论。未被图像伪迹破坏的每个k-空间叶片中存在显著量的图像信息。然而,该有价值的信息根据常规PROPELLER实施方式也被向下加权,即在k-空间中的叶片组合期间有效地“扔掉”。

发明内容

[0010] 从前述容易意识到,存在对于经改进的MR成像技术的需要。因此,本发明的目标是提供一种结合PROPELLER成像实现图像伪迹的高效补偿的方法。

[0011] 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部分进行MR成像的方法,所述方法包括以下步骤:

[0012] a) 通过使所述身体的至少部分经历至少一个RF脉冲的PROPELLER MR成像序列和切换的磁场梯度而生成MR信号;

[0013] b) 采集所述MR信号作为多个k-空间子集,每个k-空间子集覆盖k-空间的不同部

分,其中,k-空间的中心部分的至少部分针对每个k-空间子集被采集;

[0014] c) 根据每个k-空间子集重建单子集MR图像;并且

[0015] d) 将所述单子集MR图像组合为最终MR图像。

[0016] 优选地,所述MR成像序列是PROPELLER序列,其中,所述k-空间子集是关于k-空间的中心被旋转的k-空间叶片,使得总的采集的MR信号的数据集跨k-空间中的圆形。

[0017] 本发明的要旨是在图像空间中而非如常规PROPELLER成像一样在k-空间中组合k-空间子集(k-空间叶片)。局部图像伪迹能够根据本发明在单子集(单叶片)MR图像中被有效地检测和校正。在将子集数据组合为最终MR图像之前的图像域中的伪迹检测和校正通过更好地抑制局部伪迹并且因此增加的SNR导致改进的图像质量。

[0018] 优选地,包含伪迹的图像区域根据本发明在单子集MR图像中被识别。这可以例如通过所述单子集MR图像的一致性分析来识别。在一致性分析中,每个单子集MR图像的体素值与其他单子集MR图像的体素值进行比较。在大多数情况下,图像伪迹将会位于单子集MR图像的不同区域中。这意味着给定图像位置处的体素值将会在大部分单子集MR图像中具有正确值。有缺陷的体素能够通过一致性分析而被容易且可靠地检测到,因为其利用来自所有单子集MR图像的信息。该方法的重要优点是所有类型的图像伪迹的都可在原理上来检测。用于检测图像伪迹的备选选项将会在下面进一步描述。

[0019] 在本发明的另外的优选实施例中,单子集MR图像通过单子集MR图像的加权叠加而被组合为最终MR图像。图像域中的加权叠加实现最终MR图像中的局部图像伪迹的有效且靶向的消除。加权叠加的加权因子从单子集图像中的图像伪迹的空间分布导出,使得局部图像伪迹通过将减小的加权应用于包含伪迹的图像区域中的单子集图像的体素值而被“遮盖”。其中的加权叠加确保在有缺陷的图像区域之外的单子集MR图像中包含的有价值图像被保存,并且被完全转变为最终MR图像使得获得最佳SNR。

[0020] 在本发明的可能实际实施例中,权重图如之前解释的那样被计算(并且任选地被归一化),所述权重图是将加权系数归于每个图像位置的图。每个单子集MR图像与权重图相乘。因此加权的单子集MR图像然后被变换回到k-空间,并且得到的经修改的k-空间子集被组合并且被重建为最终MR图像,如在常规PROPELLER方案中。因此,在本发明的意义内将单子集MR图像叠加到最终MR图像中不一定表明叠加直接发生在图像空间中。幸好,(加权)单子集MR图像的k-空间表示的组合可以在k-空间中被执行,其中,获得的组合的k-空间数据然后被重建为最终MR图像。

[0021] 如在常规PROPELLER成像中,本发明的方法也可以包括估计并校正所述k-空间子集中的运动诱发的位移和相位误差的步骤。例如,从k-空间子集的中心k-空间数据重建的低分辨率MR图像彼此进行比较,以去处由患者运动引起的平面内位移和相位误差。这些系数应当在重建单子集MR图像之前根据本发明在每个k-空间子集中进行校正。这致使本发明的方法相对于在MR信号采集期间的被检查的患者的运动是鲁棒的。

[0022] 在本发明的方法的一个变型中,k-空间子集的数据完全在图像域中被组合,换言之,这意味着高分辨率最终MR图像直接从完整(高分辨率)单子集MR图像计算。尽管计算最终MR图像的这种方法将会产生尽可能最好的图像质量,但是计算努力会显著高于标准PROPELLER重建方案,即具有k-空间中的k-空间叶片的组合。由于首次图像时间和总的重建时间对于MR设备的用户而言能够是重要的,因此本发明的方法的该变型在没有带来计算速

度的对应增加的适当硬件修改的情况下会是不可行的。

[0023] 在本发明的备选变型中,组合k-空间子集的混合方案可以被应用,使得计算努力几乎等于标准PROPELLER技术。本文中的术语“混合”意指使用组合k-空间中与图像空间中的子集数据的组合。为此目的,单子集MR图像可以仅从k-空间子集的中心k-空间数据重建,其中,单子集MR图像被组合为低分辨率MR图像。这可以简单地通过计算低分辨率单子集MR图像的(加权)平均来执行。另外,本发明的方法的该变型包括以下步骤:将所述k-空间子集组合为完全k-空间数据集(如在常规PROPELLER成像中);将所述完全k-空间数据集与所述低分辨率MR图像的k-空间表示组合为组合的完全k-空间数据集;并且从所述组合的完全k-空间数据集重建最终图像。换言之,这意味着低分辨率单子集MR图像在图像空间中被组合靠近k-空间子集的基于常规PROPELLERk-空间的组合,其中,键-孔随后被应用以获得高分辨率最终MR图像。最终MR图像根据其被重建的k-空间数据的中心基于组合的低分辨率MR图像,而周边k-空间数据基于采集的k-空间子集直接在k-空间中的组合。因为能够使低分辨率MR图像无伪迹同时保存最大SNR(如之前描述的),因此相比于常规PROPELLER图像,最终高分辨率MR图像将会具有强烈降低的伪迹水平和更高的SNR。本发明的方法的该变型的关键优点是低计算努力,使得性能比得上常规PROPELLER实施方式。

[0024] 所描述的本发明的方法还可以借助于MR设备来执行,所述MR设备包括:用于生成检查体积内的均匀、稳定的磁场 B_0 的至少一个主磁体线圈;用于生成在检查体积内的不同空间方向上的切换的磁场梯度的若干梯度线圈;用于生成在检查体积内的RF脉冲和/或用于从定位在检查体积中的患者的身体接收MR信号的至少一个身体RF线圈;用于控制RF脉冲和切换的磁场梯度的时间演替的控制单元;以及用于从所接收的MR信号重建MR图像的重建单元。本发明的方法可以通过对MR设备重建单元和/或控制单元进行对应的编程来实施。

[0025] 可以有利地在目前的临床用途中的大部分MR设备上执行本发明的方法。为此,仅需要利用通过其控制MR设备的计算机程序,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。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从而被下载以用于MR设备的控制单元中的安装。在一个变型中,计算机程序要在MR设备上运行,该计算机程序包括用于以下的指令:

[0026] a) 生成至少一个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PROPELLER序列;

[0027] b) 采集MR信号作为多个k-空间子集(21-29),每个k-空间子集(21-29)覆盖k-空间的不同部分,其中,k-空间的中心部分(30)的至少部分针对每个k-空间子集(21-29)被采集;其中,所述k-空间子集(21-29)是关于k-空间的中心被旋转的k-空间叶片,使得总的采集的MR信号的数据集跨k-空间中的圆形;

[0028] c) 从仅来自k-空间子集(21-29)的中心k-空间数据的每个k-空间子集(21-29)重建单子集MR图像,并且所述单子集MR图像通过根据所述加权因子的所述单子集MR图像的加权叠加来将所述单子集MR图像组合为低分辨率MR图像;

[0029] 其中,包含伪迹的图像区域在所述单子集MR图像中被识别;从所述单子集图像中的图像伪迹的空间分布导出加权叠加加权因子;并且

[0030] d) 将所述单子集MR图像组合为最终MR图像。

[0031] 在另一变型中,计算机程序要在MR设备上运行,该计算机程序包括用于以下的指

令：

[0032] a) 通过使所述身体 (10) 的至少部分经历至少一个 RF 脉冲的 MR 成像序列和切换的磁场梯度而生成 MR 信号；其中，所述成像序列是 PROPELLER 序列；

[0033] b) 采集所述 MR 信号作为多个 k-空间子集 (21-29)，每个 k-空间子集 (21-29) 覆盖 k-空间的不同部分，其中，k-空间的中心部分 (30) 的至少部分针对每个 k-空间子集 (21-29) 被采集；其中，所述 k-空间子集 (21-29) 是关于 k-空间的所述中心被旋转的 k-空间叶片，使得总的采集的 MR 信号的数据集跨 k-空间中的圆形；

[0034] c) 从每个 k-空间子集 (21-29) 重建单子集 MR 图像，其中，包含伪迹的图像区域在所述单子集 MR 图像中被识别；从所述单子集图像中的图像伪迹的空间分布导出加权系数；以及

[0035] d) 通过根据所述加权因子的所述单子集 MR 图像的加权叠加来将所述单子集 MR 图像组合为低分辨率 MR 图像；

[0036] e) 将所述 k-空间子集组合为完全 k-空间数据集；

[0037] f) 将所述完全 k-空间数据集与所述低分辨率 MR 图像的 k-空间表示组合为组合的完全 k-空间数据集；并且

[0038] g) 从所述组合的完全 k-空间数据集重建最终图像。

附图说明

[0039] 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并且不作为对本发明的限制的限定。在附图中：

[0040] 图1示出了用于执行本发明的方法的 MR 设备；

[0041] 图2示意地图示了本发明的 PROPELLER 采集方案；

[0042] 图3示出了包含局部图像伪迹的单叶片 MR 图像；

[0043] 图4示出了图示本发明的方法的一个实施例的方框图；

[0044] 图5示出了图示本发明的键孔方法的 k-空间的示意图；

[0045] 图6示出了用于检测 SENSE 伪迹的 XI 图的范例。

具体实施方式

[0046] 参考图1，示出了 MR 设备1。该设备包括超导或常导主磁体线圈2，使得沿着通过检查体积的 z 轴创建大体均匀的、在时间上恒定的主磁场 B_0 。该设备还包括一组（一阶、二阶以及-适用的地方-三阶）匀场线圈2'，其中，流过该组2' 的个体匀场线圈的电流出于最小化检查体积之内的 B_0 偏差的目的而是可控制的。

[0047] 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来反转或激励磁自旋，诱发磁共振，再聚焦磁共振，操纵磁共振，空间地和以其他方式编码磁共振，使自旋饱和等等以执行 MR 成像。

[0048] 更具体地，梯度放大器3沿着检查体积的 x、y 和 z 轴将电流脉冲或波形应用到全身梯度线圈4、5和6中的选定的全身梯度线圈。数字 RF 频率发送器7经由发送/接收开关8将 RF 脉冲或脉冲包传送到身体 RF 线圈9来将 RF 脉冲发送到检查体积中。典型的 MR 成像序列包括短持续时间的 RF 脉冲分段的包，其连同任何应用的磁场梯度实现核磁共振信号的选定操

纵。RF脉冲被用于将共振饱和、激励,反转磁化,再聚焦共振或操纵共振并且选择定位在检查体积中的身体10的部分。MR信号还通过身体RF线圈9来拾取。

[0049] 为借助于并行成像来生成身体10的有限区域的MR图像或扫描加速,邻近针对成像所选择的区域来放置一组局部阵列RF线圈11、12、13。该阵列线圈11、12、13可以被用于接收由身体线圈RF发送所诱发的MR信号。

[0050] 得到的MR信号由身体RF线圈9和/或通过阵列RF线圈11、12、13来拾取并且通过优选地包括预放大器(未示出)的接收器14来解调。该接收器14经由传送/接收开关8连接到RF线圈9、11、12和13。

[0051] 主计算机14控制匀场线圈2' 以及梯度脉冲放大器3和发送器7来生成多个MR成像序列中的任何一个,例如回波平面成像(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等。针对选定的序列,接收器14在每个RF激励脉冲之后快速连续地接收单个或多个MR数据线。数据采集系统16执行所接收信号的模数转换并且将每个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,其专用于采集原始图像数据。

[0052] 最后,数字原始图像数据由应用傅里叶变换或其它适当重建算法(诸如SENSE或GRAPPA)的重建处理器17重建到图像表示中。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。图像然后被存储在图像存储器中,其中,其可以被访问以用于例如经由提供结果MR图像的人类可读的显示的视频监测器18来将切片、投影或图像表示的其它部分转换为用于可视化的适当格式。

[0053] 图2图示了根据本发明的PROPELLER-MR成像的k-空间采样。如在图2的左侧图示中示出的,九个k-空间子集(叶片)21-29被采集。每个叶片21-29覆盖k-空间的不同部分,其中,k-空间的中心圆形部分30针对每个叶片21-29进行采集。叶片21-29围绕k-空间的中心进行旋转,使得总的采集的MR数据集跨k-空间中的圆形。在图2的右侧图示中,示出了使用SENSE采集的单个k-空间叶片21。相对于叶片取向的相位编码方向和读出方向的取向针对k-空间叶片21-29的所有旋转角度进行维持。

[0054] 图3示出了包含图像伪迹的八幅单子集(单叶片)MR图像(根据每个叶片重建一幅MR图像),如由箭头指示的。伪迹具有意指每幅单叶片MR图像的更大部分正确的局部特性。伪迹位于每幅单叶片MR图像中的不同位置处。因此,对于解剖结构中的单个位置,单叶片MR图像的大部分将会具有正确的像素值。

[0055] 根据本发明,单叶片MR图像被组合到图像空间中的最终MR图像中,以便考虑图像伪迹的局部特性。单叶片MR图像能够通过求解线性逆问题而被组合在图像空间中。逆问题能够公式化为:

$$[0056] \quad \min_p \sum_{i=1}^N \|p_{\text{叶片},i} - A_i p\|^2$$

[0057] 其中,N是叶片的数量, $p_{\text{叶片},i}$ 是包含单叶片MR图像像素值的向量,p是包含最终MR图像像素值的向量,并且 A_i 是反映最终MR图像像素值与单叶片MR图像像素值之间的关系的稀疏矩阵。 A 矩阵能够利用每个采集的叶片的k-空间位置的知识来导出。换言之, A_i 反映叶片成角和分辨率。逆问题是线性的,并且因此为意指它具有唯一解并且能够通过任何最小二乘算法来求解的凸形。存在检测单叶片MR图像中的局部伪迹的位置的若干方式。两个可能

的技术将会在下面详细地进行解释。在针对图像域中的每幅单叶片MR图像知晓可能有缺陷的体素的信息的假设下,其能够通过将其延伸到加权逆问题内而被容易地并入到逆问题中:

$$[0058] \quad \min_p \sum_{i=1}^N \|W_i P_{\text{叶片},i} - W_i A_i p\|^2$$

[0059] 其中, W_i 是将低权重分配给包含有缺陷的单叶片体素的那些等式的对角权重矩阵。

[0060] 在前述的实施例中,最终MR图像 p 是从整个单叶片MR图像 $p_{\text{叶片},i}$ 直接算计的。在图4和5中图示的备选实施例中,对叶片进行组合的混合方案被应用,使得计算努力被显著减少。

[0061] 在步骤41中, k -空间叶片被采集,如在图1中示出的。叶片中的运动诱发的位移和相位误差在步骤42中如常规PROPELLER成像一样进行检测并校正。低分辨率单叶片MR图像 $p_{\text{叶片},i}$ 在步骤43中仅从叶片的中心 k -空间数据(部分30,参见图1)来重建。经运动校正的低分辨率单叶片MR图像 $p_{\text{叶片},i}$ 被重新网格化为普通网格。一旦这被完成,步骤44中的低分辨率单叶片MR图像 $p_{\text{叶片},i}$ 到低分辨率MR图像 p 中的加权组合的逆问题能够被写为:

$$[0062] \quad \min_p \sum_{i=1}^N \|W_i P_{\text{叶片},i} - W_i A_i p\|^2$$

[0063] 该逆问题能够每个体素被求解。个体体素之间不存在耦合,因为 W_i 是对角矩阵。解可以简单地通过计算低分辨率单叶片MR图像的加权平均值来得到:

$$[0064] \quad p_k = \frac{\sum_{i=1}^N \frac{W_{ik} P_{\text{叶片},i}}{\sum_{j=1}^N W_{jk}}}{\sum_{j=1}^N W_{jk}}$$

[0065] 这将会导致无伪迹的低分辨率MR图像 p_k 。然而,最终MR图像应当是高分辨率MR图像。为了实现这,采集的 k -空间叶片在步骤45中在 k -空间中再次如常规PROPELLER重建地被组合。在步骤46中,低分辨率MR图像 p_k 的 k -空间表示(仅覆盖 k -空间的中心部分)与在步骤45中生成的完全 k -空间数据集进行组合。对数据进行组合的这种方式对应于如在图5中图示的键-孔技术。在步骤41、42和43中采集、运动校正和组合的完全 k -空间数据的中心 k -空间部分51由在步骤44中计算的低分辨率MR图像的 k -空间表示来代替。周围 k -空间数据52被保存。最终高分辨率MR图像从该组合的 k -空间数据集来重建。结果是具有降低的伪迹水平和改进的SNR的高分辨率MR图像。

[0066] 本发明的方案的关键特征是检测单叶片MR图像内的其中伪迹被定位的图像区域的能力。包含伪迹的图像区域能够通过单叶片MR图像的一致性分析来识别。用于检测有缺陷的图像区域的两种方法在下文中被描述。

[0067] 第一选择是使用所谓的XI图。XI图通过将经重建的单叶片MR图像投影回到折叠的图像空间(即单线圈 k -空间叶片在SENSE展开之前被重建到的图像空间)中而每单叶片MR图像被计算。然后投影与折叠的单线圈/单叶片MR图像 m_{ij} 之间的差异的均方误差被计算:

$$[0068] \quad XI_{\text{叶片},i} = \sum_{j=1}^C \|m_{ij} - S_{ij} p_{\text{叶片},i}\|^2$$

[0069] 其中, C 是在 k -空间叶片的SENSE采集中使用的RF线圈11、12、13的数量, S_{ij} 是叶片 i 的SENSE编码矩阵。XI图将会“突出显示”包含任何不一致性的图像区域,例如由在SENSE展

开(参见图6)中使用的不准确线圈敏感度图产生的SENSE伪迹或流动伪迹。该方法在其中在给定图像区域中敏感的线圈的数量超过有效加速因子(即存在冗余的图像数据)的情况下很好地工作。该方法的益处是伪迹位置的信息可用于个体k-空间叶片的分辨率处,即可用于在读出方向上具有高分辨率的单叶片MR图像的网格。该方法的缺点是不是所有类型的伪迹都可以被很好相等地检测。

[0070] 图6图示了头部扫描中的XI图和SENSE伪迹的范例。左侧图像是包含SENSE伪迹(由箭头指示)的经SENSE重建的MR图像。右侧图像是“突出显示”SENSE伪迹的位置的对应XI图。

[0071] 另一选择是使用低分辨率单叶片MR图像(从每个k-空间叶片的k-空间的中心部分30重建)。为了确定哪一幅单叶片MR图像在给定图像位置处包含有缺陷的体素,应当首先确定“真实”体素值必须在该位置处为什么。已知的是,在几乎所有情况下,伪迹每单叶片MR图像都位于不同位置中,这意味着在每个图像位置,单叶片MR图像的大部分具有正确的体素值。因此找到‘真实’值能够通求解以下简单问题来实现:

$$[0072] \quad \min_p \sum_{i=1}^N \|p_{\text{叶片},i} - p\|^1$$

[0073] 该问题能够利用加权最小二乘求解算法来有效地求解。输出将会是p的值和指代哪一幅单叶片MR图像包含指示图像伪迹的有缺陷的体素值的权重的矩阵。这些权重可以与XI图(参见以上)进行比较,或可以被直接用于单叶片MR图像的加权组合中。该方法的益处在于,所有伪迹都可在原理上检测。缺点是信息仅可用于低分辨率处。结果是可能更多的向下加权在单叶片MR图像的组合期间被应用,导致最终MR图像中的一定量的混乱。

[0074] 如果单叶片MR图像中存在许多有缺陷的体素,则加权逆问题(参见以上)会变得病态。为了确保解表示真实解剖结构,会需要额外的正则化用于稳定该问题。这能够例如用公式表示为:

$$[0075] \quad \min_p \sum_{i=1}^N \|W_i p_{\text{叶片},i} - W_i A_i p\|^2 + \|W_{\text{reg}} \nabla p\|^2$$

[0076] 其中 W_{reg} 是基于包含伪迹的图像区域的知识权重矩阵。 ∇p 是解p的一组空间导数。如果图像区域在单叶片MR图像中的一个中被破坏,则使权重为非零。这实现了在信息丢失的那些图像区域中解具有更低分辨率(由于单叶片MR图像中的伪迹)。换言之,伪迹水平以局部模糊的代价被减少。

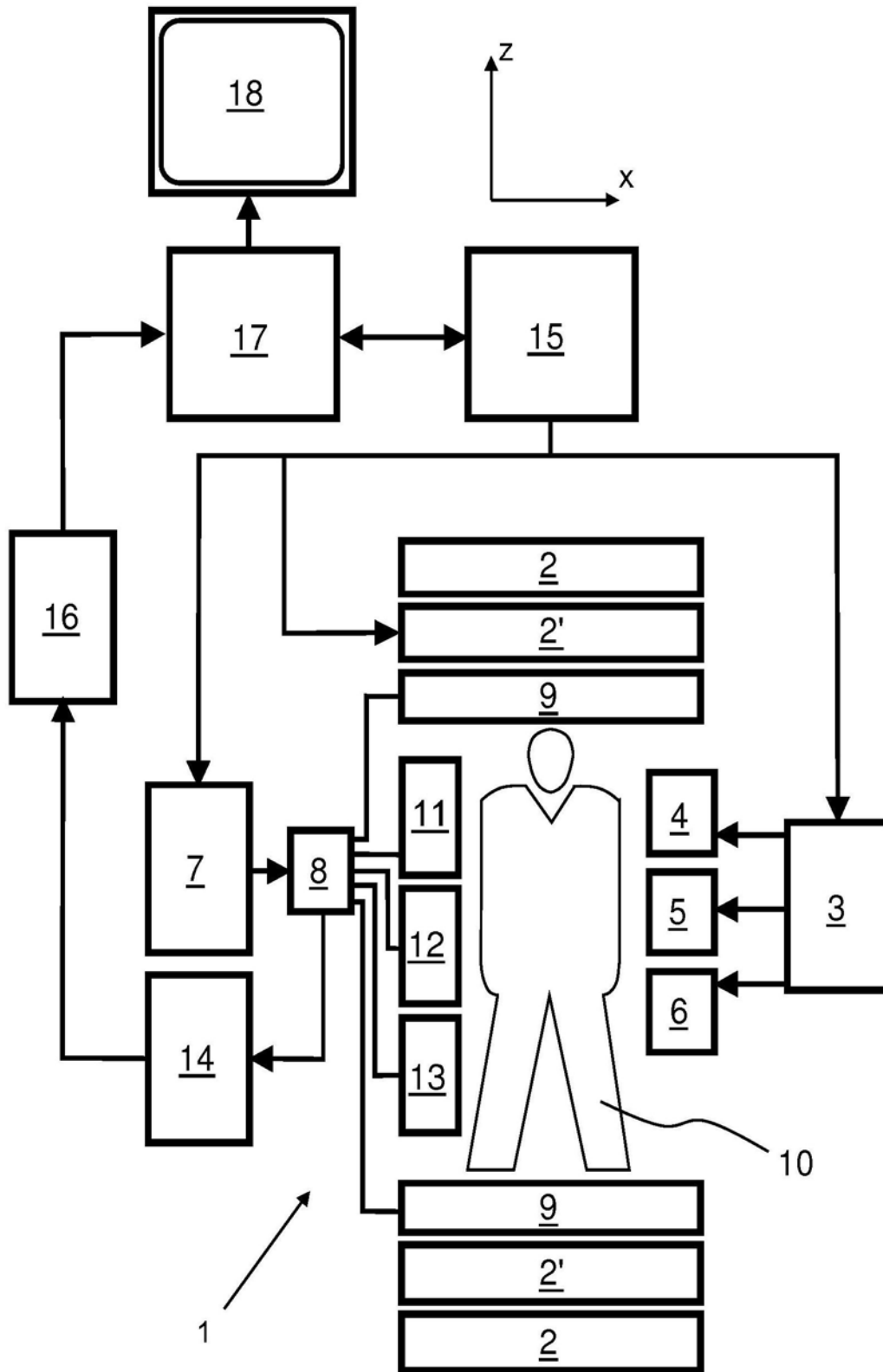


图1

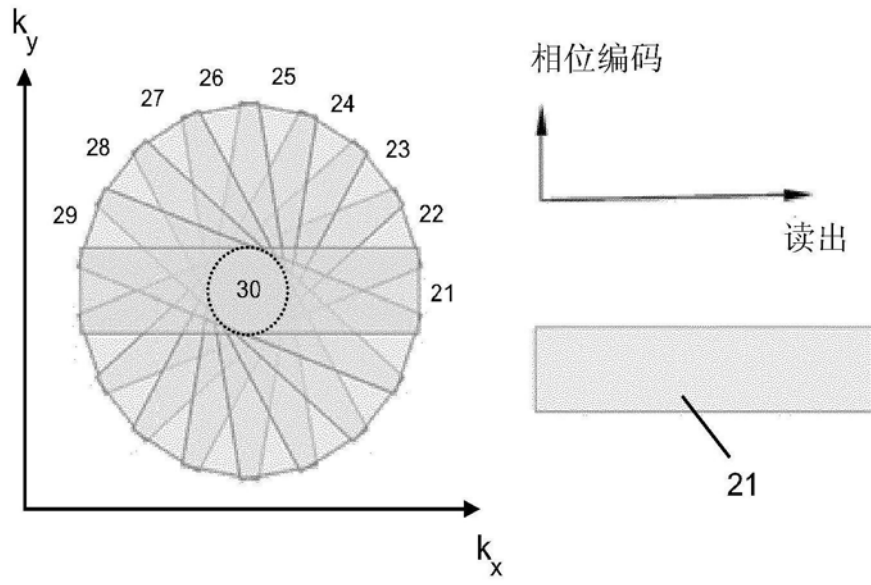


图2

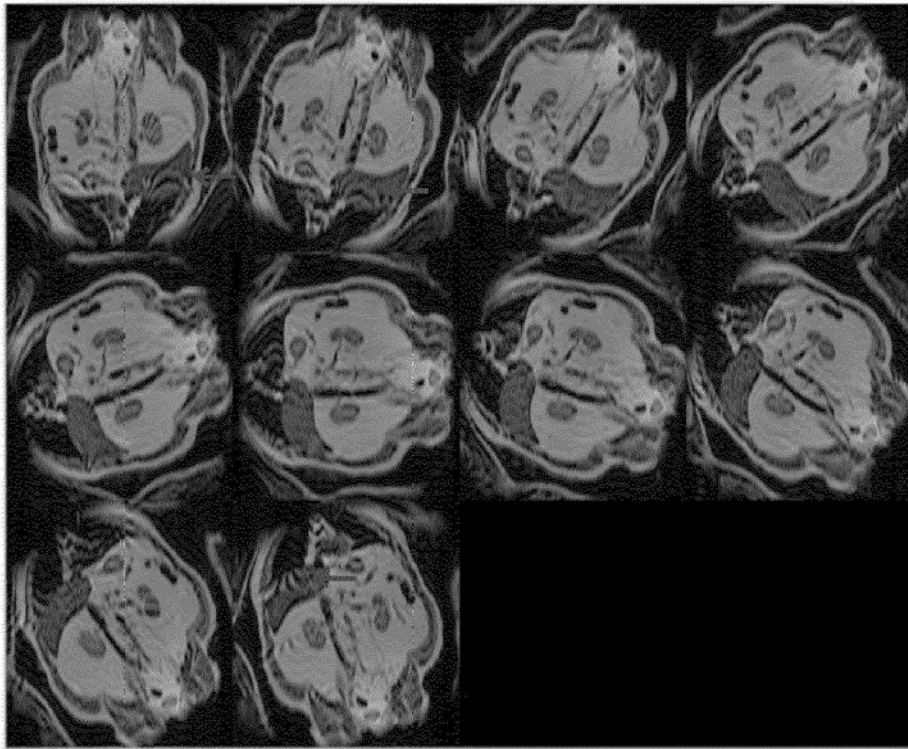


图3

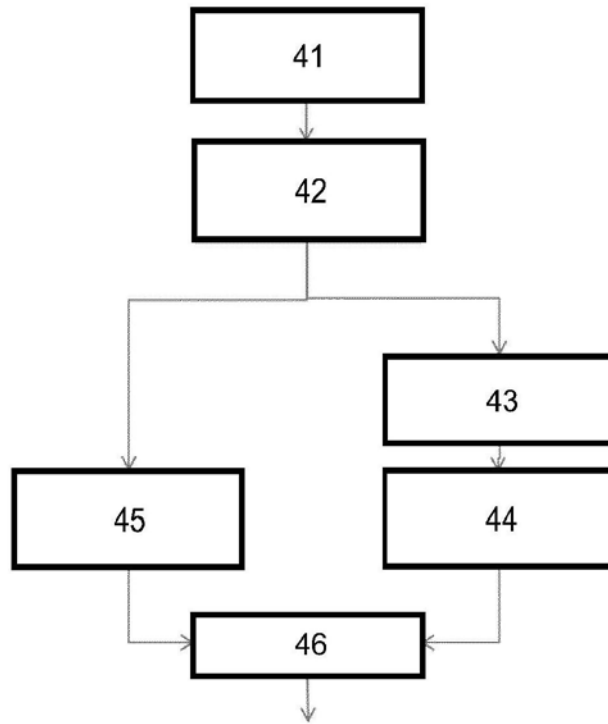


图4

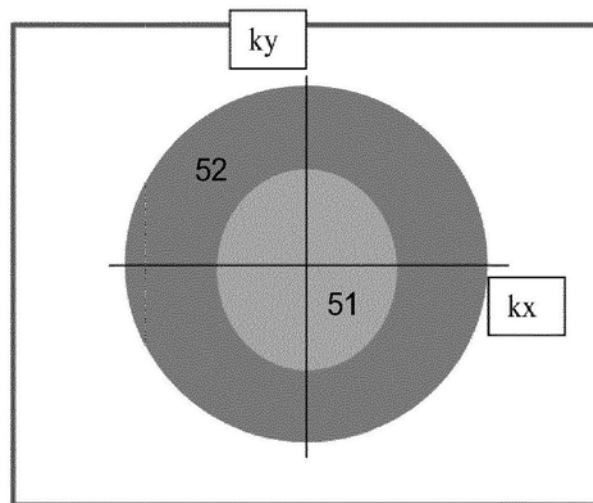


图5

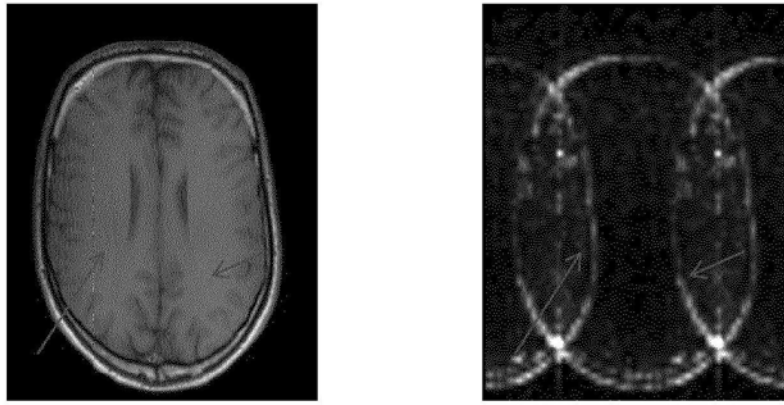


图6