



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104838279 B

(45)授权公告日 2018.03.30

(21)申请号 201380063775.7

(72)发明人 F·黄 A·赖高斯基

(22)申请日 2013.10.21

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104838279 A

代理人 王英 刘炳胜

(43)申请公布日 2015.08.12

(51)Int.Cl.

(30)优先权数据

G01R 33/561(2006.01)

61/733,945 2012.12.06 US

G01R 33/565(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.06.05

(56)对比文件

CN 1616985 A,2005.05.18,

CN 101329389 A,2008.12.24,

(86)PCT国际申请的申请数据

EP 1687650 A1,2006.08.09,

PCT/IB2013/059489 2013.10.21

US 2004/0207402 A1,2004.10.21,

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/087270 EN 2014.06.12

US 2002/0167315 A1,2002.11.14,

CN 102362192 A,2012.02.22,

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

审查员 焦娇

地址 荷兰艾恩德霍芬

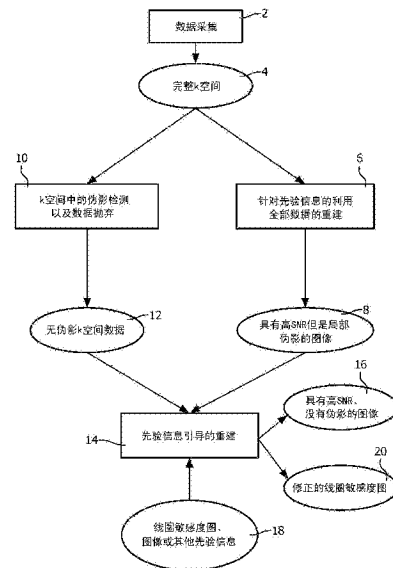
权利要求书2页 说明书5页 附图6页

(54)发明名称

具有不明显的副作用的局部伪影降低

(57)摘要

一种医学成像系统(34),包括存储器(45)以及一个或多个处理器(60)。所述存储器(45)存储磁共振k空间数据(4),并且所述磁共振数据包括非刚性运动缺陷。所述一个或多个处理器(60)被配置为根据所述磁共振数据(4)来重建(6)第一图像(8),所述磁共振数据包括高信噪比和运动伪影。所述一个或多个处理器还被配置为检测并且抛弃(10)包括非刚性运动缺陷的k空间(4)的部分,并且根据k空间的未被抛弃的部分(12)和所述第一图像(8)来重建(4)第二图像(16)。



1. 一种医学成像系统 (34), 包括:
存储器 (45), 其存储磁共振k空间数据 (4), 所述磁共振数据包括非刚性运动缺陷;
一个或多个处理器 (60), 其被配置为:
根据所述磁共振数据 (4) 来重建 (6) 第一图像 (8), 所述磁共振数据包括高信噪比和运动伪影;
检测并且抛弃 (10) 包括非刚性运动缺陷的k空间 (4) 的部分; 并且
根据k空间的未被抛弃的部分 (12) 和所述第一图像 (8) 来重建 (4) 第二图像 (16)。
2. 根据权利要求1所述的系统 (34), 其中, 所述第一图像 (8) 提供用于所述重建的正则化的估计, 所述重建使用先验信息正则化的敏感度编码 (SENSE)。
3. 根据权利要求1所述的系统 (34), 其中, 所述一个或多个处理器 (60) 还被配置为:
根据k空间的所述未被抛弃的部分 (12) 和参考扫描来重建 (26) 第三图像;
检测 (30) 所述第一图像、所述第二图像或所述第三图像 (8) 中的至少一个伪影的位置;
根据k空间的所述未被抛弃的部分 (12) 以及所述第一图像 (8) 以及至少一个伪影 (32) 的检测到的位置来重建 (14) 所述第二图像 (16)。
4. 根据权利要求2所述的系统 (34), 其中, 所述一个或多个处理器 (60) 被配置为使用线圈敏感度图 (18) 来调节所述正则化估计以重建所述第二图像 (16)。
5. 根据权利要求3所述的系统 (34), 其中, 所述一个或多个处理器 (60) 还被配置为:
生成 (30) 经重建的未被抛弃的k空间的部分 (28) 与所述第一图像 (8) 之间的差分图 (32), 所述差分图利用高梯度值指示所述至少一个伪影。
6. 根据权利要求1所述的系统 (34), 其中, 所述一个或多个处理器 (60) 还被配置为:
基于至少一个伪影的位置来修正 (14) 线圈敏感度图 (18)。
7. 根据权利要求2所述的系统 (34), 其中, 所述一个或多个处理器 (60) 还被配置为:
基于至少一个伪影的位置来修正 (14) 所述正则化估计。
8. 根据权利要求1所述的系统 (34), 其中, 所述一个或多个处理器 (60) 被配置为使用数据卷积和组合操作 (COCO) 来检测并且抛弃 (10) k空间 (4) 的部分。
9. 一种医学成像的方法, 包括:
接收 (2) 磁共振k空间数据 (4), 所述磁共振k空间数据包括非刚性运动缺陷;
根据包括非刚性运动缺陷的所述磁共振数据 (4) 来重建 (6) 第一图像 (9);
检测并且抛弃 (10) 包括非刚性运动缺陷的k空间 (4) 的部分; 并且
根据k空间的未被抛弃的部分 (12) 和所述第一图像 (8) 来重建 (14) 第二图像 (16)。
10. 根据权利要求9所述的方法, 其中, 所述第一图像 (8) 提供用于所述重建 (14) 的正则化的估计, 所述重建使用先验信息正则化的敏感度编码 (SENSE)。
11. 根据权利要求9所述的方法, 还包括:
根据k空间的所述未被抛弃的部分 (12) 和参考扫描来重建 (26) 第三图像;
检测 (30) 所述第一图像、所述第二图像或所述第三图像 (8) 中的至少一个伪影的位置;
根据k空间的所述未被抛弃的部分 (12) 以及所述第一图像 (8) 以及至少一个伪影 (32) 的检测到的位置来重建 (14) 所述第二图像 (16)。
12. 根据权利要求10所述的方法, 其中, 对所述第二图像 (16) 的所述重建 (14) 包括使用线圈敏感度图 (18) 来调节所述正则化估计。

13. 根据权利要求11所述的方法,其中,检测(30)所述至少一个伪影的位置包括:
生成(30)经重建的未被抛弃的k空间的部分(28)与所述第一图像(8)之间的差分图,所述差分图具有对所述至少一个伪影进行指示的高梯度值。
14. 根据权利要求9所述的方法,还包括:
基于至少一个伪影的位置来修正(14)线圈敏感度图。
15. 根据权利要求10所述的方法,还包括:
基于至少一个伪影的位置来修正(14)所述正则化估计。
16. 根据权利要求9所述的方法,其中,对k空间的部分的所述检测和抛弃(10)是使用数据卷积和组合操作(COCoA)来执行的。
17. 一种承载软件的非暂态计算机可读存储介质,所述软件控制一个或多个电子数据处理设备(60)来执行根据权利要求9所述的方法。
18. 一种被配置为执行根据权利要求9所述的方法的电子数据处理设备(60)。
19. 一种医学成像系统(34),包括:
存储器(45),其存储接收到的磁共振k空间数据(4),并且所述磁共振数据包括非刚性运动伪影;
一个或多个处理器(60),其被配置为:
根据包括运动伪影的所述磁共振数据来重建(6)第一图像(8);
根据所述k空间数据(4)的没有所述运动伪影的部分、所述第一图像(8)以及正则化估计来重建(14)第二图像(16),所述重建(14)使用正则化的敏感度编码(SENSE);以及
显示器(56),其显示所述第二图像(16)。

具有不明显的副作用的局部伪影降低

技术领域

[0001] 下文总体上涉及医学成像。其具体结合磁共振成像、图像重建以及非刚性运动伪影降低而应用,并且将具体参考磁共振成像、图像重建以及非刚性运动伪影降低进行描述。然而应当理解,下文也应用于其他使用场景,而不必局限于上述应用。

背景技术

[0002] 磁共振(MR)成像提供对象的详细的解剖信息及代谢信息。MR成像不涉及电离辐射并且通过激励对象的组织中的磁共振而工作。磁共振发生在通常是水平地或垂直地取向的静态主场 B_0 内。射频(RF)脉冲被应用于激励共振。梯度场被应用于所述静态场上以对对象中的共振进行聚焦和操控。局部线圈接收接近于身体的微弱的磁共振衰变RF信号并且将接收到的信号重新发射到接收器。接收到的RF场的磁场方向正交于主场(B_0)的磁场方向。磁共振(MR)数据的接收到的RF被接收到k空间或空间频率的存储器中。k空间中的MR数据被重建为一幅或多幅图像。

[0003] 在成像过程期间,接收到的MR数据易受运动伪影的影响。运动被分类为刚性运动(例如,点头)和非刚性运动(例如,眼部运动)。能够通过使用身体的诸如骨头的刚性部分来合适地对MR数据进行重新取向的技术,来补偿刚性运动。例如,旋转角及平移距离能够用于补偿点头。然而,非刚性运动仍然存在,例如,包括眼球转动的眼部运动、包括皱眉的皮肤运动、包括吞咽和/或打哈欠的颌部运动、等等。非刚性运动能够导致空间局部化的伪影。在非刚性运动的情况下,图像的大部分具有高信噪比(SNR)的好的图像质量,但是图像的特定部分包括运动伪影。

[0004] 一种方法是简单地重新运行成像序列,这使用宝贵的临床时间。另一种方法是抛弃k空间数据的包括运动缺陷的部分,并且然后使用无运动k空间来重建图像。诸如数据卷积及组合操作(COCoA)的算法用于检测k空间中的运动并且抛弃k空间的包括运动的部分。诸如SENSE的算法能够用于执行将部分k空间重建为图像。然而,对部分k空间的重建通常产生低的图像质量,这是由于高降低因子以及k空间的中心中的数据缺失。结果包括低SNR、但是无运动的图像。

[0005] 部分k空间重建的一个结果是图像混叠。图像混叠作为移除k空间的的部分的结果而发生,其类似地导致运动伪影的负面结果,这是由于k空间的的部分的缺失以及降低的SNR。

[0006] 下文公开了具有不明显的副作用的局部伪影降低的新的并且改进的方法,所述方法解决了上述问题及其他问题。

发明内容

[0007] 根据一个方面,一种医学成像系统包括存储器以及一个或多个处理器。所述存储器存储磁共振k空间数据,并且所述磁共振数据包括非刚性运动缺陷。所述一个或多个处理器被配置为根据所述磁共振数据来重建第一图像,所述磁共振数据包括高信噪比和运动伪影。所述一个或多个处理器还被配置为检测并且抛弃包括非刚性运动缺陷的k空间的部分,

并且根据k空间的未被抛弃的部分和所述第一图像来重建第二图像。

[0008] 根据另一方面,一种医学成像的方法包括接收磁共振k空间数据,所述磁共振k空间数据包括非刚性运动缺陷。根据包括非刚性运动缺陷的所述磁共振数据来重建第一图像。检测并且抛弃包括非刚性运动缺陷的k空间的部分。根据k空间的未被抛弃的部分和所述第一图像来重建第二图像。

[0009] 根据另一方面,一种医学成像系统包括存储器、一个或多个处理器以及显示器。所述存储器存储接收到的磁共振k空间数据,并且所述磁共振数据包括非刚性运动伪影。所述一个或多个处理器被配置为重建包括运动伪影的第一图像。所述一个或多个处理器还被配置为根据k空间的没有所述运动伪影的部分、所述第一图像以及正则化估计来重建第二图像,所述重建使用正则化的敏感度编码 (SENSE)。所述显示器显示所述第二图像。

[0010] 一个优点是对具有高信噪比的图像的重建以及非刚性运动伪影的降低。

[0011] 另一个优点是对没有图像混叠的图像的重建。

[0012] 另一个优点在于在没有额外的数据采集的情况下的伪影降低。

[0013] 另一个优点在于在重建图像中外在地或内含地使用先验信息。

[0014] 另一个优点在于在采集和重建中对现有的硬件和软件的再利用。

[0015] 本领域的普通技术人员在阅读并理解了下面的详细说明之后将意识到另外的优点。

附图说明

[0016] 本发明可以采取各种部件和各部件的布置的形式,并且可以采取各种步骤和各步骤安排的形式。附图仅是出于图示优选实施例的目的而不应被解释为对本发明的限制。

[0017] 图1以流程图表示了具有不明显的副作用的局部伪影降低的实施例。

[0018] 图2是运动被检测到并且k空间被部分被抛弃的示范性图像。

[0019] 图3A是具有高SNR以及搏动伪影的示范性经重建的图像。

[0020] 图3B是利用局部伪影降低的实施例重建的示范性经重建的图像。

[0021] 图3C是使用COCO A的示范性经重建的图像。

[0022] 图3D是在没有先验信息的情况下使用部分并行图像 (PPI) 重建的示范性图像。

[0023] 图4以流程图表示了具有不明显的副作用的局部伪影降低的另一个实施例。

[0024] 图5图解地图示了局部伪影降低系统的实施例。

具体实施方式

[0025] 参考图1,以流程图表示了具有不明显的副作用的局部伪影降低的实施例。在步骤2中,磁共振 (MR) 或空间数据被采集并且被存储。MR数据包括完整k空间4样本并且包括非刚性运动。在步骤6中,根据完整k空间样本重建图像8。根据完整采样的k空间的经重建的图像8产生具有高信噪比 (SNR)、但具有一个或多个局部运动伪影的图像。

[0026] 在步骤10中,还是根据完整k空间4样本,在k空间的部分中检测运动并且抛弃具有运动的部分。k空间的未被抛弃的部分形成无伪影部分k空间12。能够使用诸如数据卷积及组合操作算法 (COCO A)、一般性自动校准部分并行算法 (GRAPPA) 等的技术在k空间中检测运动。k空间数据的包括运动的部分被抛弃。

[0027] 在步骤14中,先验信息引导的重建根据无运动伪影部分k空间12以及来自完整k空间样本的原始有运动伪影的经重建的图像8,重建高SNR、无运动伪影的图像16。在一个实施例中,使用诸如先验信息正则化的敏感度编码 (SENSE) 的技术执行重建14。使用原始经重建的图像8来估计正则化估计。能够使用从预扫描生成的线圈敏感度图18和/或其他先验信息来修正正则化估计。重建还能够生成经修正的线圈敏感度图20。先验信息在重建中提供约束。例如,利用无运动伪影k空间数据12以及具有无伪影的部分的高信噪比图像16,线性方程式组被创建为具有正则化的SENSE的部分。利用函数 $f(x_1, x_2, x_3 \dots x_n) = v_i$, k空间线的集生成图像空间中的体素,其中, x_j 是k空间的线,并且 v_i 是基于所述函数的原始高SNR图像8的经重建的体素。利用已知的多个无运动伪影k空间线 x 以及来自原始经重建的图像的已知的特定数量的体素 v ,线性方程式的系列被构建,其提供正则化估计或对函数 f 的约束。经重建的图像16基于原始高SNR图像8而包括高SNR,但是基于无伪影k空间数据12而没有局部伪影。

[0028] 图2是运动被检测且k空间被部分被抛弃的示范性图像。图像表示参考图1的无伪影部分k空间12。暗带22表示k空间的其中运动被检测到并且然后被抛弃的线。不暗的线24表示k空间的其中没有运动被检测到并且用作无伪影k空间数据的线。

[0029] 图3A是具有高SNR以及搏动伪影的示范性经重建的图像,例如参考图1的原始经重建的图像8。诸如搏动伪影的伪影出现在虚线内的区中。局部化的伪影表现为条纹。局部伪影的降低在图3D中能够被看到,图3D示出了使用图3A的图像及无伪影k空间重建的图像16。图像16包括高信噪比,并且诸如搏动的非刚性运动被移除。暗的及明亮的条纹或线不在图像中。图3C提供了与诸如使用原始完整k空间的数据卷积及组合操作 (COCO) 的用于图像重建的其他技术的比较。注意,存在伪影和/或伪影混叠。图3B提供了对用于比较的图像的重建,所述重建仅使用无伪影k空间数据及部分并行图像重建。得到的图像具有低SNR,这导致图像细节的缺失。

[0030] 图4以流程图表示具有不明显的副作用的局部运动伪影降低的另一种方法。在步骤2中,MR数据被接收并且被存储为完整k空间4样本。k空间4中的MR数据包括非刚性运动,例如,眼部运动、皮肤运动、颌部运动等。在步骤6中,根据完整有运动伪影的k空间4来重建高SNR图像8。图像8包括局部运动伪影,但也包括高SNR。在步骤10中,针对运动分析完整k空间。使用诸如COCO、GRAPPA等的技术检测运动。k空间的运动被检测到的部分被抛弃。剩余的或未被抛弃部分形成无伪影k空间12。无伪影k空间数据能够被存储在单独的存储器中或直接被引用。无伪影k空间参考图2而被示出并且被描述。

[0031] 在步骤26中,图像28是根据无伪影部分k空间数据12重建的,或是利用诸如使用原始完整k空间的数据卷积及组合操作 (COCO) 的用于图像重建的其他技术重建的。图像28包括降低的或消除的运动伪影,但是具有低SNR。使用例如示出在对图3B或3C的参考中的部分并行图像 (PPI) 重建技术执行所述重建。

[0032] 图像28中的一个或多个运动伪影的位置在步骤30中被识别。例如,生成在使用PPI所重建的图像28与使用完整k空间4所重建的图像8之间的差分图32。差分图利用高梯度指示伪影的位置。差分图是根据二者图像构建的,所述二者图像来自相同的原始k空间,并且因此是固有地配准的。

[0033] 在步骤14中,先验信息引导的重建使用先验信息重建无伪影、高分辨率图像16,所述先验信息包括完整k空间经重建的图像8。先验信息能够包括差分图或运动伪影位置32的

其他指示,以提供伪影的位置、线圈敏感度图以及其他先验信息。例如,差分图能够用于修正正则化估计,因为完整k空间经重建的图像8的不包括检测到的运动的部分还将无运动k空间线与已知是无运动的并且包括高SNR的所生成的体素之间的错误最小化。备选地,重建能够利用无运动伪影k空间数据的经重建的部分代替图像中的检测到的运动的位置。步骤14能够包括修正线圈敏感度图。

[0034] 图5图解地图示了局部伪影降低系统34的实施例。系统34包括磁共振扫描器36,例如,垂直或水平腔MR扫描器。序列控制器38控制射频(RF)发射器40及梯度控制器42。RF发射器和梯度控制器利用MR扫描器36的RF线圈以及梯度线圈来激励并且操控对象中的共振。MR扫描器36将对象的MR数据发射到(一个或多个)RF接收器44,所述RF接收器对MR数据进行解调并且将MR数据存储存储在存储器45中作为完整k空间数据4。

[0035] 系统34包括完整k空间重建模块46,所述完整k空间重建模块根据完整k空间数据4重建图像8。系统34包括k空间伪影检测模块48、部分并行图像(PPI)重建模块50、图像伪影检测模块52以及先验信息引导的重建模块54。k空间伪影检测模块48检测在完整k空间4中的运动,并且抛弃k空间的包括检测到的运动的部分。k空间伪影检测模块能够将k空间12的未被抛弃的部分存储在单独的存储器或存储器区段中。k空间伪影检测模块使用诸如COCO的技术来检测运动并且抛弃k空间的部分。PPI重建模块50根据无伪影k空间12重建图像28。图像伪影检测模块52例如利用差分图32来在图像8中检测运动的位置。图像伪影检测模块包括生成在完整k空间图像8与部分k空间图像28之间的差分图以及识别指示运动伪影的高梯度值的部分。先验信息引导的重建模块54使用诸如具有正则化的SENSE的并行成像技术,来根据无伪影部分k空间12以及完整k空间经重建的图像8重建包括降低的运动伪影以及高SNR的图像16。完整k空间经重建的图像8提供正则化估计。先验信息引导的重建模块54能够包括线圈敏感度图18以及伪影的位置32,以进一步改善正则化估计。先验信息引导的重建模块54能够对作为重建过程的输出的线圈敏感度图进行修正。

[0036] 图像被显示在工作站58的显示设备56上。工作站58包括:电子处理器或电子处理设备60,显示图像、菜单、面板及用户控制的显示器56,以及输入医疗保健从业者选择的至少一个输入设备62。工作站58能够是台式计算机、膝上计算机、平板电脑、移动计算设备、智能手机等。输入设备能够是键盘、鼠标、麦克风等。

[0037] 各个模块46、48、50、52、54适于由电子数据处理设备(例如,工作站58的电子处理器或电子处理设备60),或者由通过网络与工作站58操作性地连接的基于网络的服务器计算机等实现。此外,适于使用存储指令(例如,软件)的非暂态存储介质来实施所公开的重建、k空间运动检测以及图像检测技术,所述指令可由电子数据处理设备读取并且可由电子数据处理设备运行,以执行所公开的重建以及运动检测技术。

[0038] 如本文所使用的“计算机可读存储介质”涵盖任何可以存储可由计算设备的处理器运行的指令的有形存储介质。可以将计算机可读存储介质称为计算机可读非暂态存储介质。在一些实施例中,计算机可读存储介质还可以能够存储可以由计算设备的处理器访问的数据。计算机可读存储介质的范例包括但不限于:软盘、磁硬盘驱动器、固态硬盘、闪存存储器、USB拇指驱动器、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、光盘、磁光盘以及处理器的寄存器文件。术语计算机可读存储介质还指的是能够经由网络或通信链路由计算机设备访问的各种类型的记录介质。例如,可以在调制调解器、因特网或局域网上检索数据。对计

计算机可读存储介质的引用应当被解读为能够是多个计算机可读存储介质。一个或多个程序的各个可运行组件可以被存储在不同位置中。计算机可读存储介质例如可以是在相同的计算机系统内的多个计算机可读存储介质。计算机可读存储介质也可以是分布在多个计算机系统或计算设备中间的计算机可读存储介质。

[0039] “计算机存储设备”或“存储设备”是计算机可读存储介质的范例。计算机存储设备是任何非易失计算机可读存储介质。所述存储设备例如可以是在相同的计算机系统或计算设备内的多个存储设备、分布在多个计算机系统或计算设备中间的多个存储设备、和/或包括基于云的计算存储设备。

[0040] “计算机存储器”或“存储器”是计算机可读存储介质的范例。计算机存储器是可由处理器直接访问的任何存储器。

[0041] 如本文中所使用的“处理器”涵盖能够运行程序或机器可运行指令的电子部件。对包括“处理器”的计算设备的引用应当被解读为能够包含多于一个的处理器或处理核。所述处理器例如可以是多核处理器。处理器也可以指的是在单个计算机系统之内的或分布在多个计算机系统之间的处理器的集合。术语计算设备也应当被解读为能够指的是每个包括一个或多个处理器的计算设备的集合或网络。

[0042] 如本文所使用的“显示器”或“显示设备”涵盖适于显示图像或数据的输出设备或用户接口。显示器可以输出视觉、音频和/或触觉数据。显示器的范例包括但不限于：计算机监视器、电视屏幕、触摸屏、触觉电子显示器、阴极射线管(CRT)、平板显示器、发光二极管(LED)显示器、等离子体显示板(PDP)、液晶显示器(LCD)等。

[0043] 磁共振(MR)数据在本文中被定义为在磁共振成像扫描期间由磁共振装置的天线所记录的由原子自旋发出的射频信号的测量结果。磁共振成像(MRI)图像在本文中被定义为磁共振成像数据内包含的解剖数据的经重建的二维或三维可视化。能够使用计算机来执行该可视化。

[0044] 应意识到,本文描述的特定元件或部件可以经由硬件、软件、固件或它们的组合来适当地实施其功能。此外应意识到,本文描述为合并在一起的特定的元件在合适的情况下可以是独立的元件,或者是以其他方式分开的。类似地,被描述为由一个特定元件执行的多个特定功能可以由独立地工作以执行个体功能的多个不同的元件来执行,或者可以将特定的个体功能分开并且由协同工作的多个不同的元件来执行。备选地,在适当的情况下,可以将本文中其他地方描述和/或示出的互相不同的一些元件或部件物理地或功能地组合起来。

[0045] 也就是说,应意识到,上面描述的各个特征和功能及其他特征和功能或它们的备选能够被组合到许多其他不同系统或应用中,并且此处,本领域的技术人员之后可以实现各种目前未预见到的或未预料到的备选、修改、变化或改进,这些备选、修改、变化或改进类似地旨在由权利要求书所涵盖。

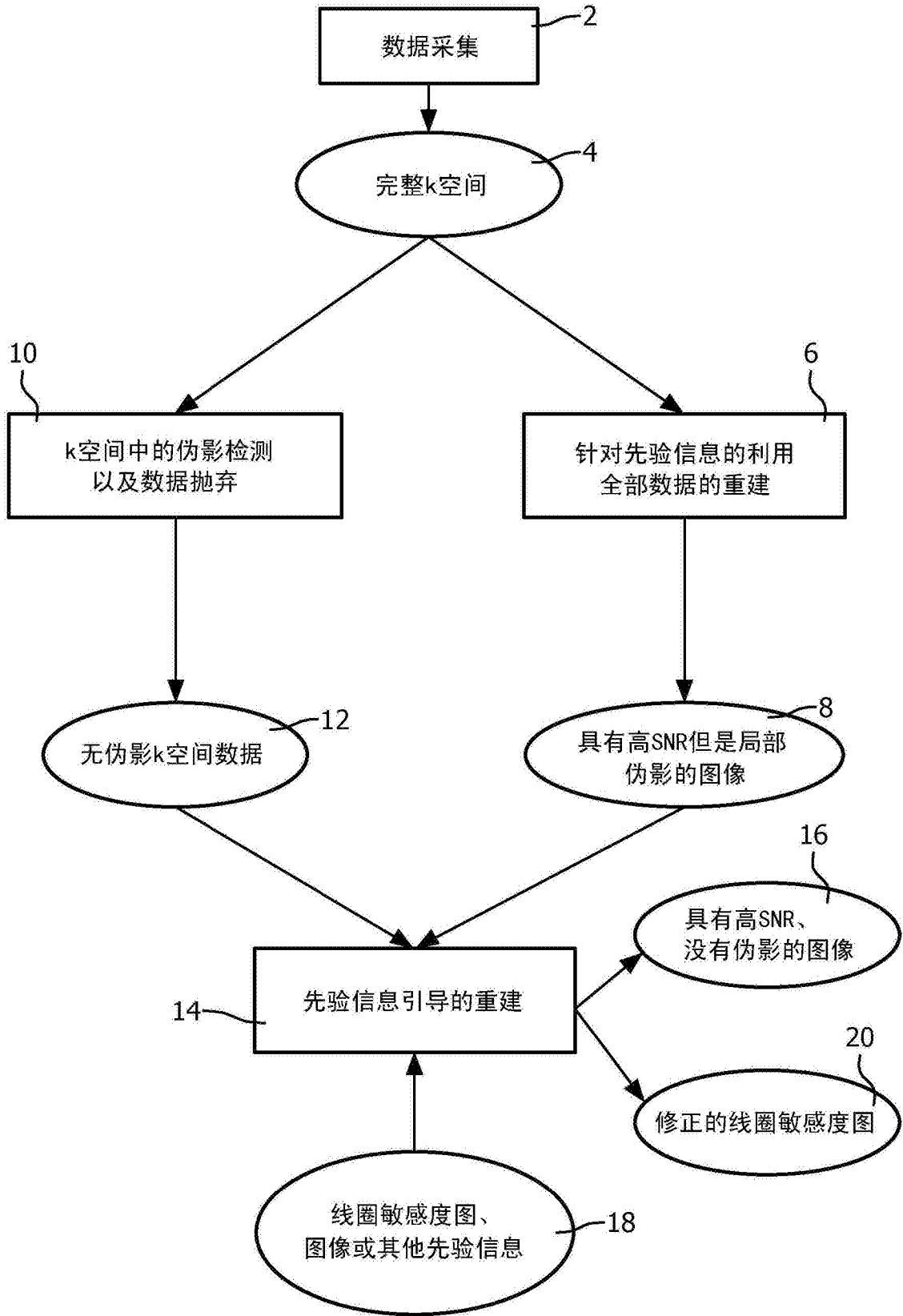


图1

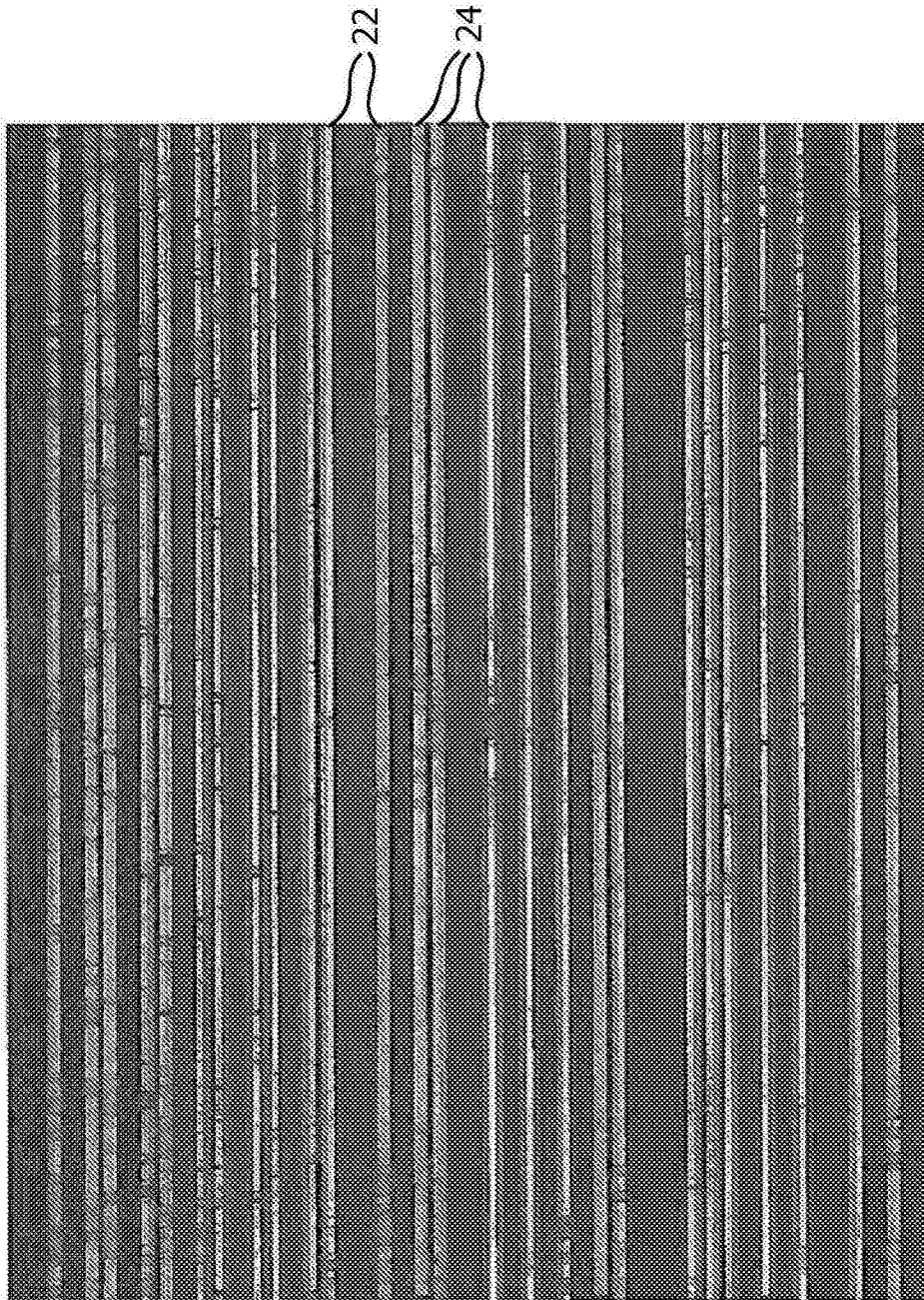


图2

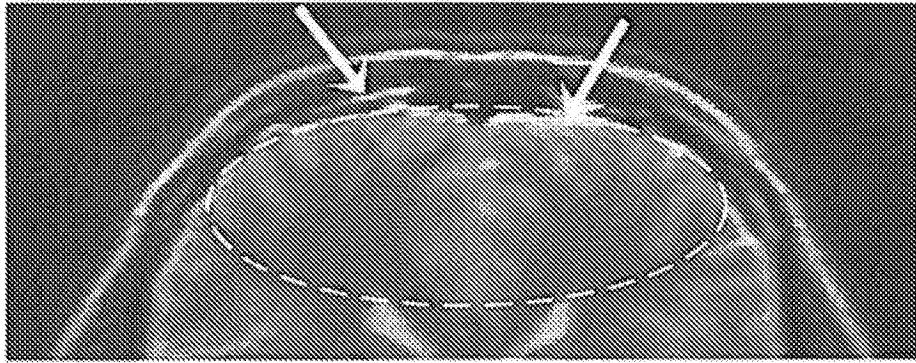


图3A

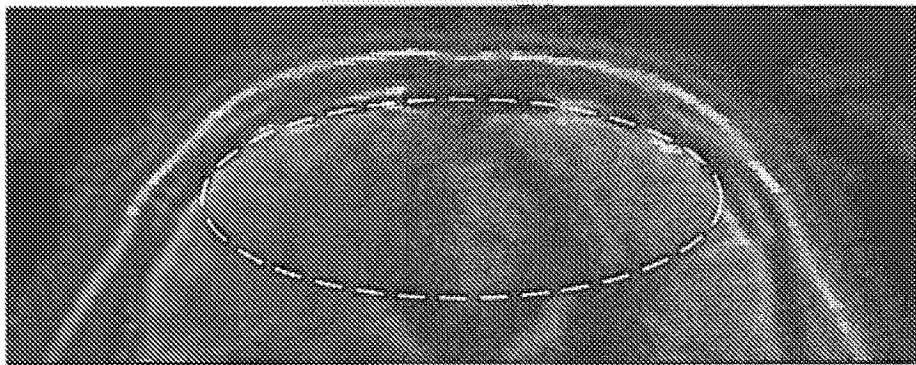


图3B

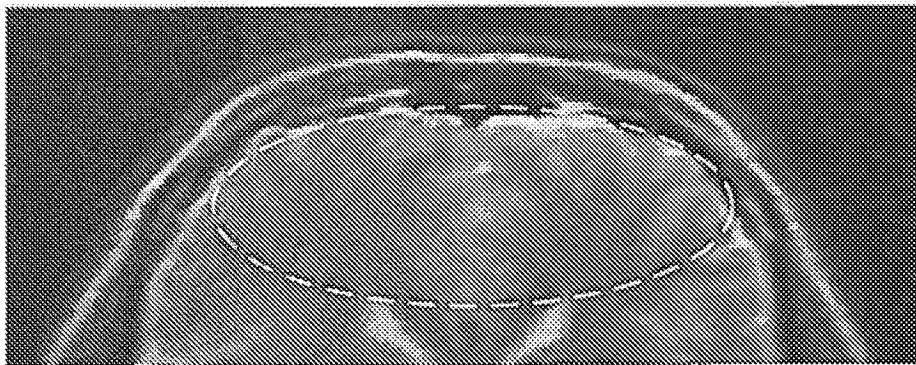


图3C

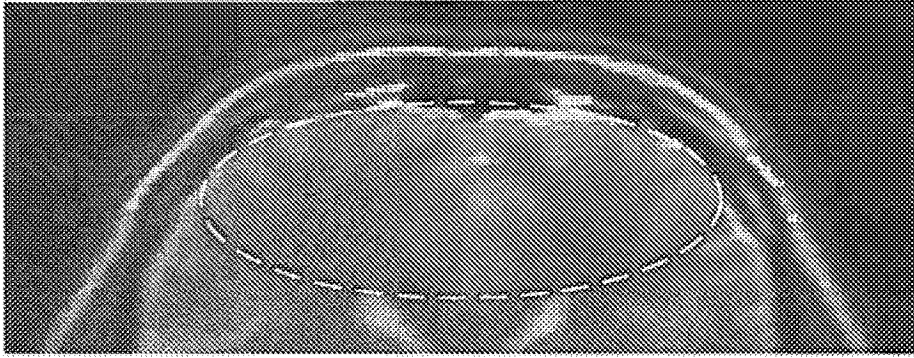


图3D

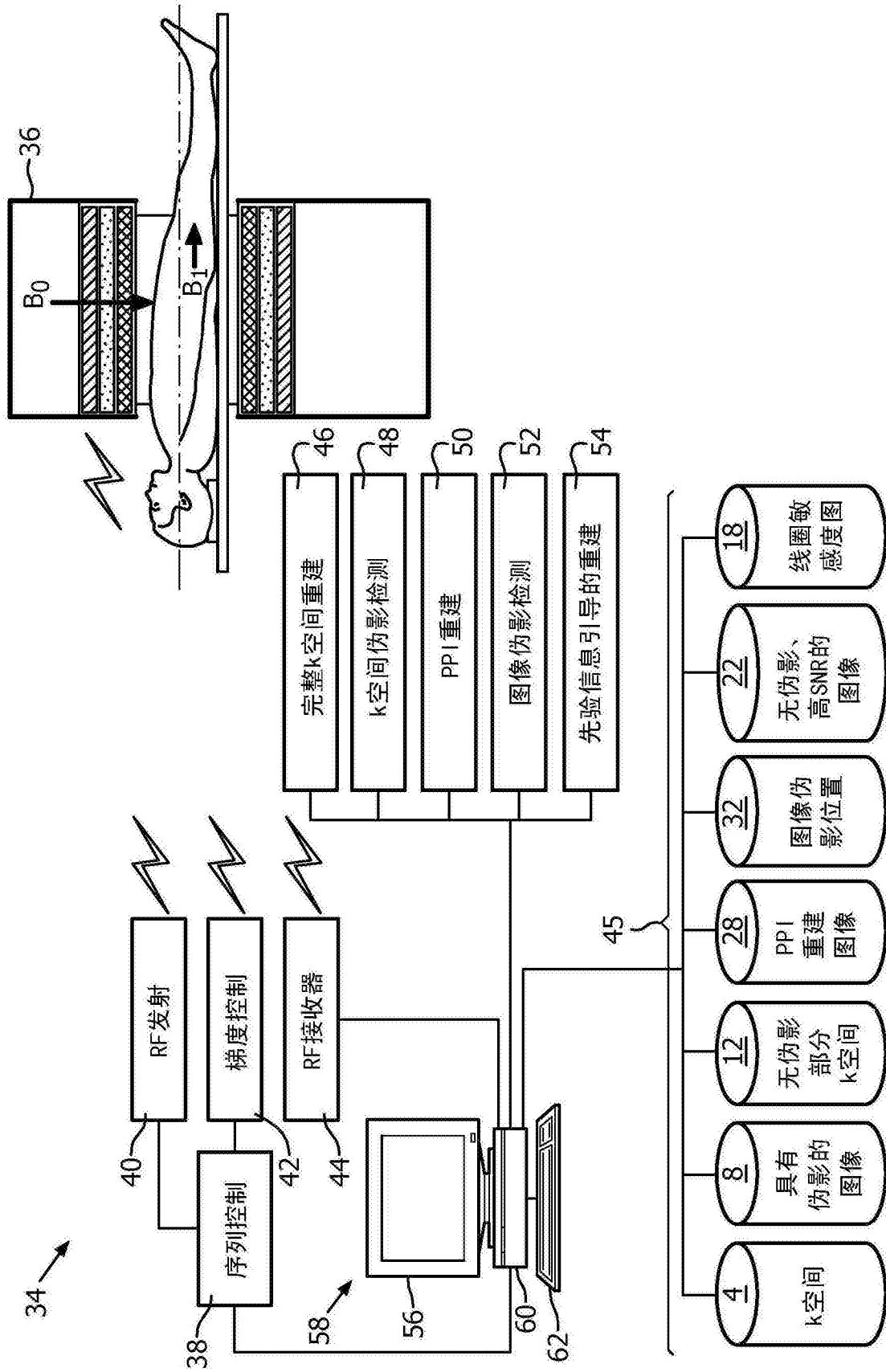


图5