



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104123745 A

(43) 申请公布日 2014. 10. 29

(21) 申请号 201310153627. 6

(22) 申请日 2013. 04. 27

(71) 申请人 上海联影医疗科技有限公司

地址 201815 上海市嘉定区嘉定工业区兴贤路 1180 号 8 幢

(72) 发明人 翟人宽

(51) Int. Cl.

G06T 17/00 (2006. 01)

G06T 5/00 (2006. 01)

A61B 5/055 (2006. 01)

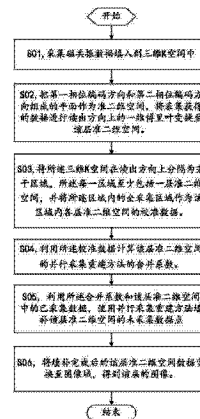
权利要求书1页 说明书5页 附图4页

(54) 发明名称

磁共振三维并行采集重建方法及装置

(57) 摘要

本发明公开了一种磁共振三维并行采集重建方法及装置,包括以下步骤:采集磁共振数据填入到三维K空间中;将第一相位编码方向和第二相位编码方向组成的平面作为准二维空间;将所述三维K空间在读出方向上分隔为若干区域,并将所述区域内的全采集区域作为该区域内各层准二维空间的校准数据;利用所述校准数据计算合并系数;利用所述合并系数填补该层准二维空间的未采集数据点;将填补完成后的该层准二维空间数据变换至图像域,得到该层的图像。本发明利用采集数据的特点,将磁共振三维并行采集重建转化成准二维的模式实现图像重建,并通过区域化分隔,实现对校准数据的充分利用,从而能更有效地抑制伪影,进而提高整体的成像质量。



1. 一种磁共振三维并行采集重建方法,其特征在于,包括以下步骤:

1) 采集磁共振信号获得数据填入到三维K空间中,所述三维K空间包括读出方向、第一相位编码方向和第二相位编码方向,所述三维K空间包括至少一个全采集区域;

2) 将第一相位编码方向和第二相位编码方向组成的平面作为准二维空间,将所述数据分别进行读出方向上的一维傅里叶变换至各层准二维空间;

3) 将所述三维K空间在读出方向上分隔为若干区域,所述每一区域至少包括一层准二维空间,并将所述区域内的全采集区域作为该区域内各层准二维空间的校准数据;

4) 利用所述校准数据计算该层准二维空间的并行采集重建方法的合并系数;

5) 利用所述合并系数和该层准二维空间中的已采集数据,使用并行采集重建方法填补该层准二维空间的未采集数据点;

6) 将填补完成后的该层准二维空间数据变换至图像域,得到该层的图像。

2. 如权利要求1所述的磁共振三维并行采集重建方法,其特征在于,所述步骤4) 具体包括以下步骤:

将该层准二维空间中每一未采集数据点和与其临近的已采集数据点作为一个卷积核;

根据卷积核内未采集数据点和已采集数据点空间分布的不同,分为不同类型的卷积核;

利用所述校准数据分别计算该层准二维空间的不同类型卷积核的合并系数。

3. 如权利要求1所述的磁共振三维并行采集重建方法,其特征在于,所述并行采集重建方法为 GRAPPA 方法或 SPIRIT 方法。

4. 如权利要求1所述的磁共振三维并行采集重建方法,其特征在于,所述步骤6) 具体为:通过傅里叶逆变换将填补完成后的该层准二维空间数据变换至图像域,得到该层的图像。

5. 一种磁共振三维并行采集重建装置,其特征在于,包括:

采集单元,用于采集获得磁共振数据填入到三维K空间中;

存储单元,与所述采集单元相连,用于存储磁共振原始数据;

准二维空间生成单元,与所述存储单元相连,用于将第一相位编码方向和第二相位编码方向组成的平面作为准二维空间,并将所述数据进行读出方向上的一维傅里叶变换至该层准二维空间;

填补单元,与所述存储单元和准二维空间生成单元分别相连,用于填补准二维空间中的未采集数据点;

图像重建单元,与所述填补单元相连,用于将填补完成后的准二维空间数据变换至图像域,得到该层的图像。

6. 如权利要求5所述的磁共振并行采集重建装置,其特征在于,所述填补单元包括:

校准数据获得单元,用于获得该层的校准数据;

合并系数计算单元,与所述校准数据获得单元相连,用于计算不同卷积核的合并系数;

未采集数据计算单元,与所述合并系数计算单元相连,用于计算获得该层准二维空间的未采集数据。

磁共振三维并行采集重建方法及装置

【技术领域】

[0001] 本发明涉及磁共振成像 (MRI, Magnetic Resonance Imaging) 技术领域, 尤其涉及一种磁共振三维并行采集重建方法及装置。

【背景技术】

[0002] 磁共振成像的基本原理为: 人体组织内的氢原子具有自旋运动, 产生磁矩, 可以看作一些小磁体, 正常状态下, 这些小磁体的自旋方向排列无规律, 但在固定电磁场作用下会产生定向排列; 此时, 当外加一个射频脉冲时, 这些氢原子吸收一定能量而产生共振, 自旋方向在射频脉冲作用下发生偏转, 呈规律排列, 即发生了磁共振现象; 射频脉冲消失后, 这些氢原子都将恢复到原来的状态, 在恢复过程中, 释放能量及改变自旋方向, 对这些氢原子产生的磁共振信号进行采样, 然后把这些采样获得的信号填入到 K 空间中, 再把 K 空间通过傅里叶变换进行图像重建, 就可以得到人体组织的磁共振图像。

[0003] 磁共振扫描和成像时将扫描协议生成相应脉冲序列并将其转变成射频脉冲信号及梯度场脉冲信号, 射频脉冲信号被发射出去作用于成像对象, 产生磁共振信号, 梯度场脉冲信号经放大用于控制梯度线圈进行成像的空间编码以定位信号产生的空间位置, 将射频接收模块 (射频接收线圈) 采集到的磁共振信号填充到 K 空间, 再将 K 空间数据经过傅里叶变换重建成图像。脉冲序列包括射频脉冲信号; 沿 Z 轴方向的层面选择 (第二相位编码方向) 梯度场脉冲信号, 用于对成像对象进行 Z 轴方向的选层并定位; 沿 Y 轴方向的相位编码 (第一相位编码方向) 梯度场脉冲信号, 用于对成像对象用于对成像区域根据相位编码 (PE, 即 Y 轴) 进行定位; 沿 X 轴方向的读出梯度场脉冲信号, 用于对成像区域根据频率编码 (RO, 即 X 轴) 进行定位, 产生 K 空间的数据线, 根据以上脉冲序列产生回波信号 (磁共振信号)。重复上述一组脉冲序列需要的时间称为重复时间 (TR), 即相邻两个射频脉冲中心之间的时间差, 一组脉冲序列可采集获得一条读出方向上的数据线, 根据扫描序列的梯度场脉冲进行定位获得的数据填入 K 空间中的相应位置, 不断重复上述脉冲序列产生所有的数据线填充 K 空间即完成扫描。

[0004] 成像速度是衡量磁共振成像方法的一个重要指标, 限制成像速度的很重要因素是数据采集以及 K 空间填充, 最基本的数据采集方法要采满 K 空间数据, 然后才能进行重建得到图像。近年来, 发展出了磁共振并行采集重建技术, 利用线圈重组合并的方式, 对欠采集的数据进行填补, 利用填补完成的 K 空间数据进行图像重建。使用并行采集重建方法, 可以只采集一部分 K 空间数据, 不必采集 K 空间的每一个数据点, 可以大大加快成像速度。比较常用的并行采集重建方法是 GRAPPA 方法。传统的 GRAPPA 方法如图 1 所示, 黑色实心点代表实际采集的 K 空间数据; 白色空心点为未采集需要填补的 K 空间数据; 灰色实心点代表为了计算线圈合并系数, 而适量全采的数据。GRAPPA 方法认为, 图中任意一个空心点可以表示为周围黑色实心点的线性叠加, 相当于对多个线圈的数据进行了合并。而合并系数 n_{ij} (第 i 个线圈, 第 j 个位置) 可以通过黑色实心点拟合灰色实心点来确认。合并系数确认后其他空心点即可根据求得的合并系数将线圈合并填补未采集数据。

[0005] 对于磁共振三维成像来说,需要填充一个三维 K 空间,所述三维 K 空间的三个方向为读出方向 (RO),第一相位编码方向 (PE) 和第二相位编码方向 (SPE)。重复一个脉冲序列可采集得到一条读出方向上的数据线。因此为了加快磁共振成像的速度,可以在第一相位编码方向 (PE) 和第二相位编码方向 (SPE) 上进行欠采集。

[0006] 拓展前文所述的二维并行采集重建方法,可以得到如图 2 所示的三维并行采集重建方法。三维并行采集重建方法相较于二维并行采集重建方法只是在卷积和合并系数中引入了三维方向的相位编码(第二相位编码方向),由于三维方向的相位编码的引入,对线圈的敏感度要求更加苛刻。现有的磁共振三维并行采集重建方法,在临床应用中,由于线圈敏感度在三个方向上的分布均有较大差异,伪影抑制的效果要逊于二维并行采集重建的效果。所以如何克服三维并行采集重建的这些不足,对于临床应用的意义十分重要。

[0007] 因此,需要提出一种能够较好抑制伪影的三维并行采集重建方法。

【发明内容】

[0008] 本发明解决的是现有的三维并行采集重建方法容易产生伪影的问题。

[0009] 为了解决上述问题,本发明提出一种磁共振三维并行采集重建方法,包括以下步骤:

[0010] 1) 采集磁共振信号获得数据填入到三维 K 空间中,所述三维 K 空间包括读出方向、第一相位编码方向和第二相位编码方向,所述三维 K 空间包括至少一个全采集区域;

[0011] 2) 将第一相位编码方向和第二相位编码方向组成的平面作为准二维空间,将所述数据分别进行读出方向上的一维傅里叶变换至各层准二维空间;

[0012] 3) 将所述三维 K 空间在读出方向上分隔为若干区域,所述每一区域至少包括一层准二维空间,并将所述区域内的全采集区域作为该区域内各层准二维空间的校准数据;

[0013] 4) 利用所述校准数据计算该层准二维空间的并行采集重建方法的合并系数;

[0014] 5) 利用所述合并系数和该层准二维空间中的已采集数据,使用并行采集重建方法填补该层准二维空间的未采集数据点;

[0015] 6) 将填补完成后的该层准二维空间数据变换至图像域,得到该层的图像。

[0016] 可选地,所述步骤 4) 具体包括以下步骤:

[0017] 将该层准二维空间中每一未采集数据点和与其临近的已采集数据点作为一个卷积核;

[0018] 根据卷积核内未采集数据点和已采集数据点空间分布的不同,分为不同类型的卷积核;

[0019] 利用所述校准数据分别计算该层准二维空间的不同类型卷积核的合并系数。

[0020] 可选地,所述并行采集重建方法为 GRAPPA 方法或 SPIRIT 方法。

[0021] 可选地,所述步骤 6) 具体为:通过傅里叶逆变换将填补完成后的该层准二维空间数据变换至图像域,得到该层的图像。

[0022] 本发明还提出一种磁共振三维并行采集重建装置,包括:

[0023] 采集单元,用于采集获得磁共振数据填入到三维 K 空间中;

[0024] 存储单元,与所述采集单元相连,用于存储磁共振原始数据;

[0025] 准二维空间生成单元,与所述存储单元相连,用于将第一相位编码方向和第二相

位编码方向组成的平面作为准二维空间,并将所述数据进行读出方向上的一维傅里叶变换至该层准二维空间;

[0026] 填补单元,与所述存储单元和准二维空间生成单元分别相连,用于填补准二维空间中的未采集数据点;

[0027] 图像重建单元,与所述填补单元相连,用于将填补完成后的准二维空间数据变换至图像域,得到该层的图像。

[0028] 可选地,所述填补单元包括:

[0029] 校准数据获得单元,用于获得该层的校准数据;

[0030] 合并系数计算单元,与所述校准数据获得单元相连,用于计算不同卷积核的合并系数;

[0031] 未采集数据计算单元,与所述合并系数计算单元相连,用于计算获得该层准二维空间的未采集数据。本发明对比现有技术有如下的有益效果:利用采集数据的特点,将磁共振三维并行采集重建转化成准二维的模式实现图像重建,通过区域化分隔,实现对校准数据的充分利用,从而能更有效地抑制伪影,进而提高整体的成像质量。

【附图说明】

[0032] 图 1 是现有的磁共振二维并行采集重建方法的示意图;

[0033] 图 2 是现有的磁共振三维并行采集重建方法的示意图;

[0034] 图 3 是本发明的准二维空间数据分布示意图;

[0035] 图 4 是本发明的磁共振三维并行采集重建方法的流程图;

[0036] 图 5 是使用现有的磁共振三维并行采集重建方法和本发明的磁共振区域化三维并行采集重建方法获得的磁共振图像的对比;

[0037] 图 6 是本发明的磁共振三维并行采集重建装置的示意图。

【具体实施方式】

[0038] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂,下面结合附图对本发明的具体实施方式做详细的说明。

[0039] 图 3 是本发明的准二维空间数据分布示意图;图 4 是本发明的磁共振三维并行采集重建方法的流程图。如图 4 所示,本发明的磁共振三维并行采集重建方法具体包括以下步骤:

[0040] 执行步骤 S01,采集磁共振数据填入到三维 K 空间中,所述三维 K 空间包括读出方向 (R0)、第一相位编码方向 (PE) 和第二相位编码方向 (SPE),所述三维 K 空间至少包括一个全采集区域,所述全采集区域内每一数据点都已采集。

[0041] 在图 3 中只示出了第一相位编码方向 (PE) 和第二相位编码方向 (SPE),忽略了读出方向 (R0),图 3 中的黑色实点为已采集数据,白色空点为未采集数据,矩形虚线框内为该层准二维空间的全采集区域(忽略了读出方向),椭圆形虚线框内为一个卷积核。

[0042] 如图 3 所示,在本实施例中,第一相位编码方向和第二相位编码方向的加速因子都为 2(加速因子是指欠采集的程度,例如加速因子为 2 代表只采集该方向上一半的数据,具体可通过隔行(层)采集来实现,那么在该方向上进行加速因子为 2 的欠采集的时间只

需要相应的全采集的时间的 1/2)。

[0043] 执行步骤 S02,把第一相位编码方向和第二相位编码方向组成的平面作为准二维空间,对于某一层准二维空间,将采集获得的数据进行读出方向上的一维傅里叶变换至该层准二维空间。如图 3 所示的 PE-SPE 平面就是所述准二维空间。

[0044] 执行步骤 S03,将所述三维 K 空间在读出方向上分隔为若干区域,所述每一区域至少包括一层准二维空间,并将所述区域内的全采集区域作为该区域内各层准二维空间的校准数据。

[0045] 执行步骤 S04,利用所述校准数据计算该层准二维空间的并行采集重建方法的合并系数。

[0046] 所述并行采集方法包括但不限于 GRAPPA 方法和 SPIRIT 方法。

[0047] 在具体实施中,将该层准二维空间中每一未采集数据点和与其临近的已采集数据点作为一个卷积核;根据卷积核内未采集数据点和已采集数据点空间分布的不同,分为不同类型的卷积核;利用所述校准数据分别计算该层准二维空间的不同类型卷积核的合并系数。

[0048] 在本实施例中,有两种类型的卷积核,分别如图 3 中的 301 和 302,使用虚线方框内的校准数据分别计算这两种卷积核的合并系数 G_1 和 G_2 。

[0049] 执行步骤 S05,利用所述合并系数和该层准二维空间中的已采集数据,使用并行采集重建方法填补该层准二维空间的未采集数据点。

[0050] 在具体实施中,对于不同类型的卷积核需要使用相对应的合并系数。例如,要计算获得未采集数据 3011,就要将该数据点 3011 和其周围的已采集数据点一起作为一个卷积核 301。如前文所述,对于该卷积核,已经计算出了相应的合并系数 G_1 ,使用该合并系数 G_1 和该卷积核 301 中的其他已采集数据(即未采集数据点 3011 周围的已采集数据),可以计算获得该未采集数据点 3011 的数据。

[0051] 对该层准二维空间的每一未采集数据点都进行上述操作,可填补该层准二维空间的每一未采集数据点。执行步骤 S06,将填补完成后的该层准二维空间数据变换至图像域,得到该层的图像。

[0052] 具体地,可以通过二维傅里叶逆变换将填补完成后的该层准二维空间数据变换至图像域,得到该层的图像。

[0053] 通过上述步骤可以获得每一层的图像。获得每一层图像后,医生可以观看每一层图像,也可以通过用户界面上的三维模式观看三维图像。

[0054] 本发明提出将第一相位编码方向和第二相位编码方向组成的平面(PE-SPE)作为准二维空间,在此准二维空间上填补未采集数据,消除了由于线圈敏感度在三个方向上的分布差异造成的成像质量问题;并进行区域化分隔,将相邻 N 层准二维空间作为一个区域,将该区域内所有层准二维空间的全采集区域数据组合在一起作为该区域的校准数据,对该区域内每一层准二维空间的未采集数据进行填补时都使用该校准数据计算合并系数。在计算合并系数时,如果只将该层的全采集区域作为该层的校准数据,则数据量过小,据此校准数据计算获得的合并系数不够准确;如果将所有层准二维空间的全采集区域作为每一层准二维空间的校准数据计算该层的合并系数,由于在每一层方向(即原来的读出方向)上线圈敏感度分布有较大差异,这个差异会导致计算获得的合并系数也不合理,容易产生伪影。

本发明只选取临近几层的准二维空间的全采集区域组合在一起作为校准数据,可以同时解决上述两个问题;由于这几层准二维空间的距离小,因此它们之间的线圈敏感度差异不大,可以计算获得更合理的合并系数,抑制伪影;同时这样可以弥补每一层准二维空间全采集区域数据量偏少的缺点。当然,在每一层准二维空间全采集区域数据量足够的情况下,我们也可以将一层准二维空间分隔为一个区域,即将该层准二维空间的全采集区域作为该层的校准数据。

[0055] 图 5 是使用现有的磁共振三维并行采集重建方法和本发明的磁共振区域化三维并行采集重建方法获得的磁共振图像对比图。左边的为现有的三维并行采集重建方法获得的图像,图中箭头所指的为卷跌伪影;右边的为使用本发明的三维并行采集重建方法获得的图像,从图中可以看出在相应的地方没有卷跌伪影,这说明本发明提出的磁共振三维并行采集重建方法能够有效抑制伪影的产生。

[0056] 图 6 是本发明的磁共振区域化三维并行采集重建装置的结构图。如图 6 所示,本发明的磁共振三维并行采集重建装置 600 包括:

[0057] 采集单元 601,用于采集磁共振信号获得数据填入到三维 K 空间中;

[0058] 存储单元 602,与所述采集单元 601 相连,用于存储所述磁共振原始数据;

[0059] 准二维空间生成单元 603,与所述存储单元 602 相连,用于将第一相位编码方向和第二相位编码方向组成的平面作为准二维空间,并将所述数据进行读出方向上的一维傅里叶变换至该层准二维空间;

[0060] 填补单元 604,与所述存储单元 602 和准二维空间生成单元 603 分别相连,用于填补准二维空间中的未采集数据点;

[0061] 所述填补单元 604 具体包括:校准数据获得单元 6041,用于获得该层的校准数据;合并系数计算单元 6042,与所述校准数据获得单元 6041 相连,用于计算不同卷积核的合并系数;未采集数据计算单元 6043,与所述合并系数计算单元 6042 相连,用于计算获得该层准二维空间的未采集数据。

[0062] 图像重建单元 605,与所述填补单元 604 相连,用于将填补完成后的准二维空间数据变换至图像域,得到该层的图像。

[0063] 本发明虽然已以较佳实施例公开如上,但其并不是用来限定本发明,任何本领域技术人员在不脱离本发明的精神和范围内,都可以利用上述揭示的方法和技术内容对本发明技术方案做出可能的变动和修改,因此,凡是未脱离本发明技术方案的内容,依据本发明的技术实质对以上实施例所作的任何简单修改、等同变化及修饰,均属于本发明技术方案的保护范围。

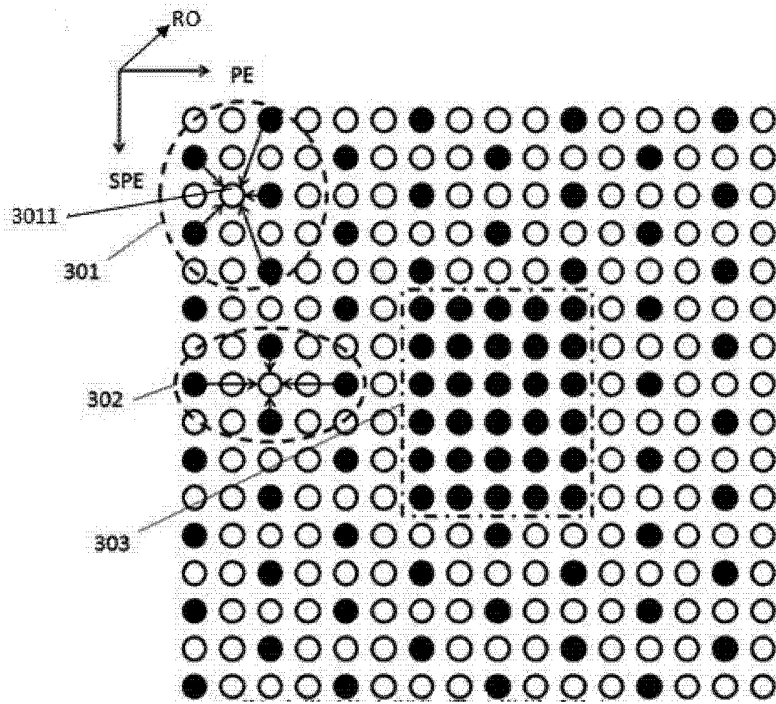


图 3

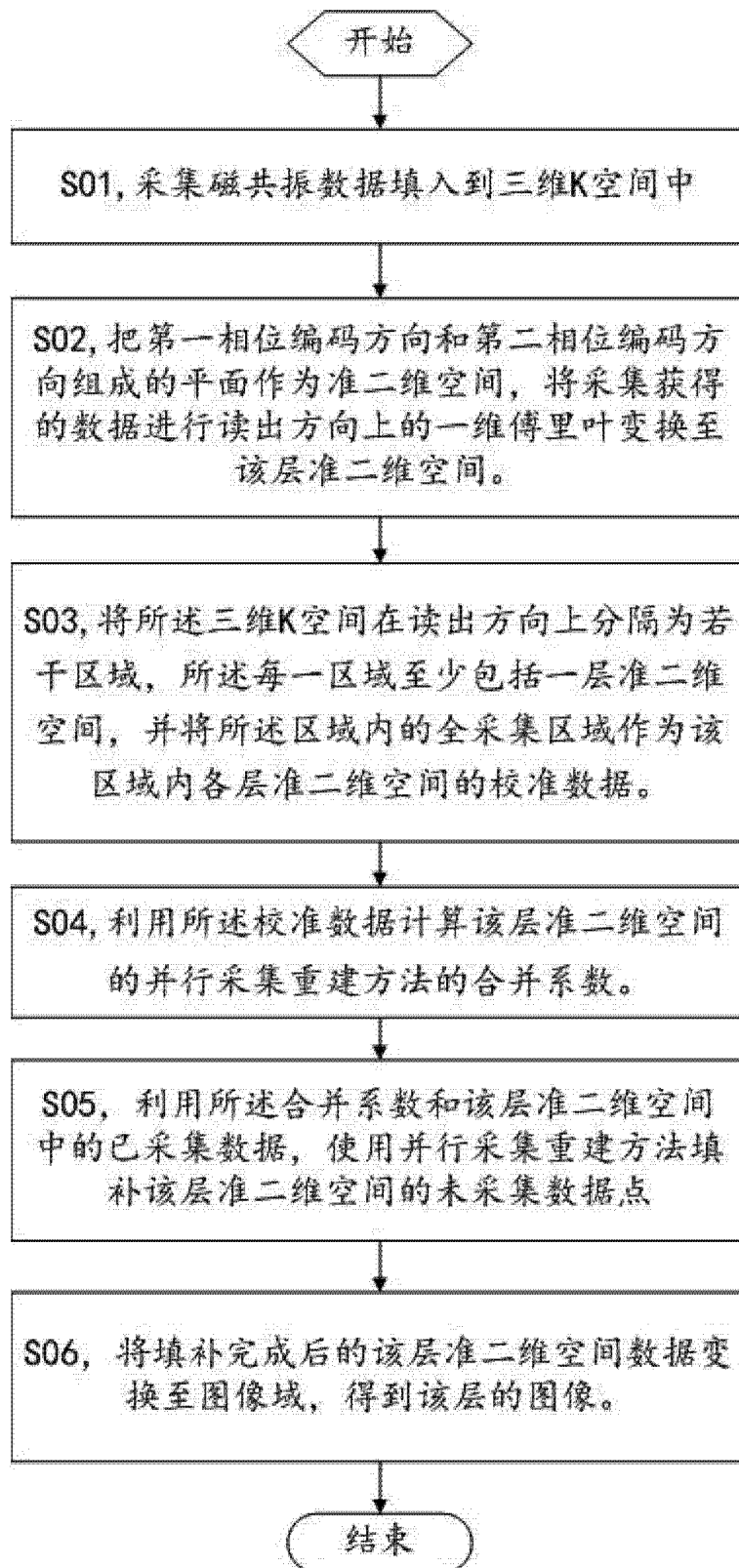


图4

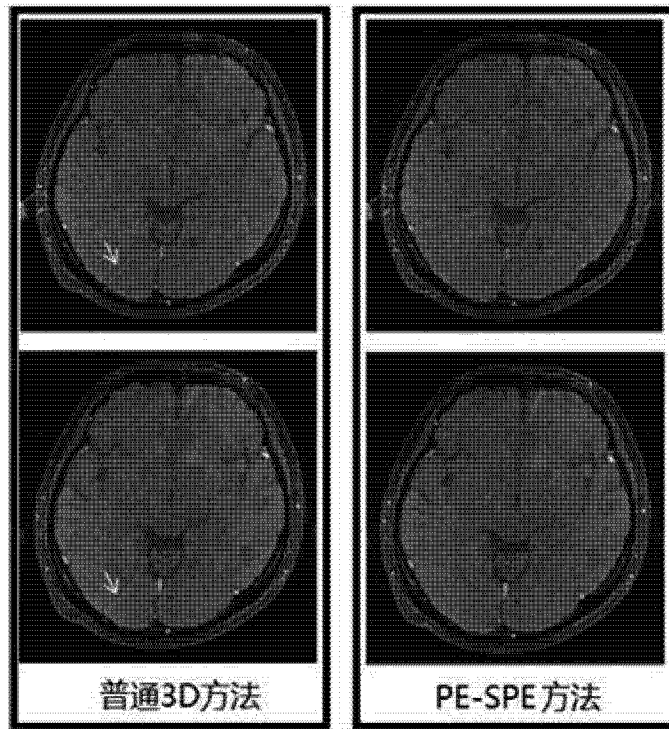


图 5

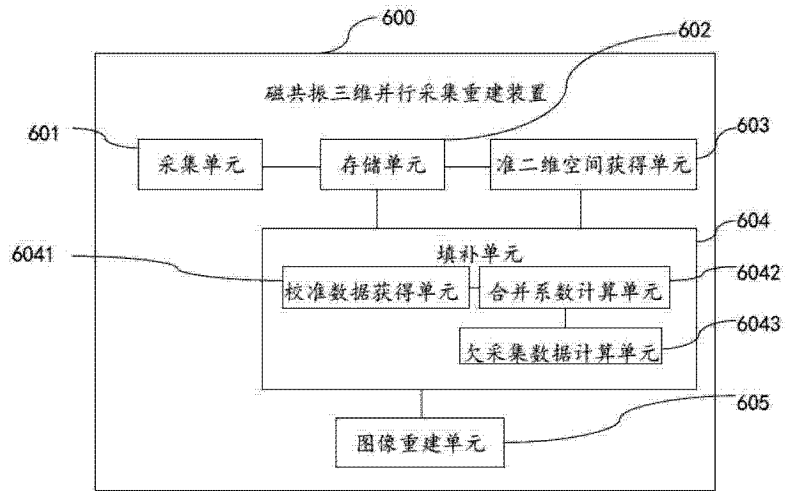


图 6