



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108776318 A

(43)申请公布日 2018.11.09

(21)申请号 201810836151.9

(22)申请日 2018.07.26

(66)本国优先权数据

201710643466.7 2017.07.31 CN

(71)申请人 上海东软医疗科技有限公司

地址 200241 上海市闵行区紫月路1000号
117、119室

(72)发明人 黄峰

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 赵秀芹 王宝筠

(51) Int. Cl.

G01R 33/54(2006.01)

G01R 33/56(2006.01)

G01R 33/561(2006.01)

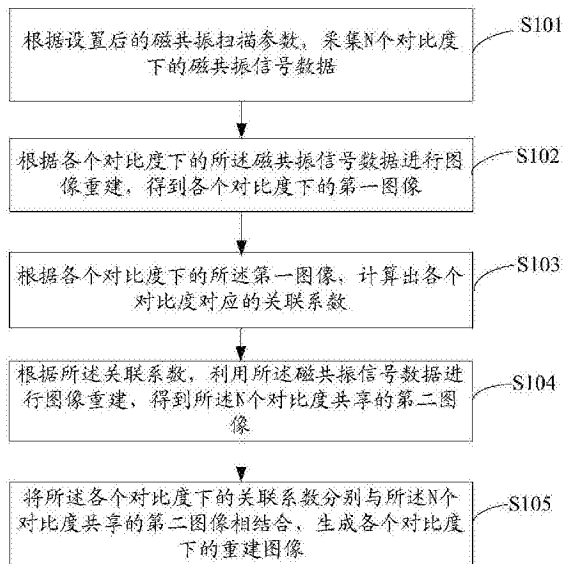
权利要求书3页 说明书12页 附图7页

(54)发明名称

磁共振多对比度图像重建

(57)摘要

一种磁共振多对比度图像重建方法,包括:根据设置后的磁共振扫描参数,采集多个对比度下的磁共振信号数据,所述磁共振信号数据位于k空间中,其中, $N \geq 2$,且N为整数;根据所述磁共振数据进行图像重建,得到各个对比度下的第一图像;根据各个对比度下的所述第一图像,计算出各个对比度对应的关联系数,根据所述关联系数,对所述磁共振信号数据进行图像重建,得到N个对比度共享的第二图像;将各个所述对比度对应的关联系数分别与所述N个对比度共享的第二图像相结合,生成各个对比度下的重建图像。



1. 一种磁共振多对比度图像重建方法,包括:

根据设置后的磁共振扫描参数,采集N个对比度下的磁共振信号数据,所述磁共振信号数据位于k空间中,其中, $N \geq 2$,且N为整数;

根据各个对比度下的磁共振信号数据进行图像重建,得到各个对比度下的第一图像;

根据各个对比度下的所述第一图像,计算出各个对比度对应的关联系数,

根据所述关联系数,对所述磁共振信号数据进行图像重建,得到N个对比度共享的第二图像;

将各个所述对比度对应的关联系数分别与所述N个对比度共享的第二图像相结合,生成各个对比度下的重建图像。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,采集所述对比度下的磁共振信号数据,具体包括:

设置该对比度下的磁共振扫描参数;

根据设置后的磁共振扫描参数,按照等距离降采样的方式进行扫描,采集J组k空间的磁共振信号数据;

其中,J为采集通道个数,且J为大于或等于2的正整数。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,采集所述对比度下的磁共振信号数据,还包括:

根据设置后的磁共振扫描参数,按照满采的方式对k空间中的中央区域进行扫描,采集该对比度下的磁共振信号数据作为该对比度下的用于重建所述第一图像的信号数据。

4. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,得到该对比度下的第一图像,具体包括:

基于同一对比度下的J组k空间的磁共振信号数据重建一个对比度预处理图像;

对该对比度预处理图像进行去除噪声和伪影处理,得到该对比度下的第一图像。

5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,计算出各个对比度对应的关联系数,具体包括:

计算N个对比度下的所述第一图像的平均图像;

分别将各个对比度下的所述第一图像与所述平均图像相除,得到各个对比度对应的关联系数。

6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,得到所述N个对比度共享的第二图像,包括:

建立包括J*N个方程 $I_j^n(X) = \sum_{L=1}^R I_{ave}(X_L) r I^n(X_L) C_j(X_L)$ 的联立方程组;

其中,n表示对比度, $n \in \{1, 2, 3, \dots, N\}$,

j表示采集通道, $j \in \{1, 2, 3, \dots, J\}$,

J为大于等于2的正整数,

$I_j^n(X)$ 表示对比度为n,第j个通道对应的折叠图的第X个数据,

R为降采样的倍数,

X_L 为 $I_j^n(X)$ 对应的折叠之前的图像第L个点, $L \in \{1, 2, 3, \dots, R\}$,

$r I^n(X_L)$ 为对比度n下的 X_L 点的关联系数,

$I_{ave}(X_L)$ 为待求解的第二图像中 X_L 点的像素值,

$C_j(X_L)$ 为 X_L 点的第 j 个通道的敏感度;

求解所述联立方程组的解作为所述多个对比度共享的第二图像。

7. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,在所述生成各个对比度下的重建图像之后,对所述重建图像进行优化处理得到目标图像,具体包括:

$$\hat{I}^n = \arg \min_{\hat{I}^n} \left\{ \sum_{j=1}^J \left\| A_j \hat{I}^n - I_j^n \right\|_2^2 + \lambda \left\| \hat{I}^n - I^n \right\|_2^2 \right\}$$

其中, $\arg \min$ 表示使其后面所列的目标函数取最小值时的变量值, j 表示采集通道, $j \in \{1, 2, 3, \dots, J\}$, A_j 为通道 j 对应的混叠编码矩阵, I_j^n 为所述各对比度下的折叠图, I^n 为对比度 n 下的所述重建图像, λ 为权重参数, $\left\| \cdot \right\|_2^2$ 为 L2 范数的平方, \hat{I}^n 为对比度 n 的所述目标图像。

8. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述采集所述对比度下的磁共振信号数据,具体包括:

设置该对比度下的磁共振扫描参数;

根据设置后的磁共振扫描参数进行扫描,采用 k 空间中央区域的采样点满采的采集方式,按照预设采集轨迹采集该对比度下的磁共振信号数据,

其中,所述预设采集轨迹为螺旋状轨迹或放射状轨迹;

J 为采集通道个数,每个对比度下采集到 J 组磁共振信号数据。

9. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于,得到所述 N 个对比度共享的第二图像,包括:

建立包括 $J * N$ 个方程 $\min_{I_{ave}} \sum_{j=1, n=1}^{j=J, n=N} \left\| \Gamma(I_{ave} * r I^n * C_j) - K_j^n \right\|_2^2$ 的联立方程组;

其中, Γ 是包含傅里叶变换、网格化算法以及采样轨迹在内的操作算法;

C_j 为第 j 个通道的敏感度;

I_{ave} 为待求解的第二图像,

K_j^n 为对比度为 n 时,第 j 个 k 空间中的所述磁共振信号数据;

求解所述联立方程组最小化时的解,作为所述 N 个对比度共享的第二图像。

10. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于,在所述生成各个对比度下的重建图像之后,对所述重建图像进行优化处理得到目标图像,具体包括:

$$\hat{I}^n = \arg \min_{\hat{I}^n} \left\{ \sum_{j=1}^J \left\| \Gamma(\hat{I}^n * C_j) - K_j^n \right\|_2^2 + \lambda \left\| \hat{I}^n - I^n \right\|_2^2 \right\}$$

其中, $\arg \min$ 表示使其后面所列的目标函数取最小值时的变量值, j 表示采集通道, $j \in \{1, 2, 3, \dots, J\}$, C_j 表示 j 通道的线圈敏感度, K_j^n 是对比度为 n 时,第 j 个 k 空间中所述磁共振信号数据, I^n 为对比度 n 的所述重建图像, λ 为权重参数, $\left\| \cdot \right\|_2^2$ 为 L2 范数的平方,而 \hat{I}^n 即为对比度 n 下的所述目标图像。

11. 一种磁共振多对比度图像重建装置,包括处理器,所述处理器通过读取存储器与磁共振多对比度图像重建控制逻辑对应的机器可读指令并执行所述指令:

根据设置后的磁共振扫描参数,采集 N 个对比度下的磁共振信号数据,所述磁共振信号数据位于 k 空间中,其中, $N \geq 2$, 且 N 为整数;

根据各个对比度下的磁共振信号数据进行图像重建,得到各个对比度下的第一图像;
根据各个对比度下的所述第一图像,计算出各个对比度对应的关联系数,
根据所述关联系数,对所述磁共振信号数据进行图像重建,得到N个对比度共享的第二图像;

将各个所述对比度信息图像分别与所述多对比度图像的共享组织结构信息图像相结合,生成各个对比度的初始图像。

磁共振多对比度图像重建

[0001] 本申请要求于2017年07月31日提交中国专利局、申请号为201710643466.7、发明名称为“磁共振多对比度图像重建方法和装置”的中国专利申请的优先权,其全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

[0002] 本申请涉及图像处理领域,尤其涉及一种磁共振多对比度图像重建方法和装置。

背景技术

[0003] 相较于其它成像设备,磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging,MRI)可以获得多种对比度的图像,提供更加丰富的信息用于诊断。

[0004] 在很多应用中,比如在弛豫参数成像、脂肪定量成像等等,会在同一台磁共振成像机器里采用相同的成像序列利用多组不同的扫描参数对同一病人进行多次扫描,从而获得多种不同对比度图像。这些不同对比度的图像包含多种相同的信息,如组织结构信息。

发明内容

[0005] 有鉴于此,本申请提供了一种磁共振多对比度图像重建方法和装置,以实现快速、准确地重建出磁共振多对比度图像。

[0006] 为了解决上述技术问题,本申请采用了如下技术方案:

[0007] 一种磁共振多对比度图像重建方法,包括:

[0008] 根据设置后的磁共振扫描参数,采集 N 个对比度下的磁共振信号数据,所述磁共振信号数据位于 k 空间中,其中, $N \geq 2$,且 N 为整数;

[0009] 根据各个对比度下的磁共振信号数据进行图像重建,得到各个对比度下的第一图像;

[0010] 根据各个对比度下的所述第一图像,计算出各个对比度对应的关联系数,

[0011] 根据所述关联系数,对所述磁共振信号数据进行图像重建,得到 N 个对比度共享的第二图像;

[0012] 将各个所述对比度对应的关联系数分别与所述 N 个对比度共享的第二图像相结合,生成各个对比度下的重建图像。

[0013] 一种磁共振多对比度图像重建装置,包括处理器,所述处理器通过读取存储器与磁共振多对比度图像重建控制逻辑对应的机器可读指令并执行所述指令:

[0014] 根据设置后的磁共振扫描参数,采集 N 个对比度下的磁共振信号数据,所述磁共振信号数据位于 k 空间中,其中, $N \geq 2$,且 N 为整数;

[0015] 根据各个对比度下的磁共振信号数据进行图像重建,得到各个对比度下的第一图像;

[0016] 根据各个对比度下的所述第一图像,计算出各个对比度对应的关联系数,

[0017] 根据所述关联系数,对所述磁共振信号数据进行图像重建,得到 N 个对比度共享的

第二图像；

[0018] 将各个所述对比度信息图像分别与所述多对比度图像的共享组织结构信息图像相结合,生成各个对比度的初始图像。

[0019] 相较于现有技术,本公开具有以下有益效果:

[0020] 本公开提出的一种磁共振多对比度图像重建方法中,单独重建各个主要包含对比度信息的对比度图像,然后计算出各个对比度图像对应的关联系数,根据所述关联系数,对得到的磁共振数据进行图像重建,得到共享图像,最后将所述各个对比度图像对应的关联系数和共享图像合成在一起,生成各个对比度下的完整重建图像。这个算法是利用了不同对比度图像之间组织结构相似对比度不同的特性,在具体利用这个特性的时候,是通过假设各个对比度下的完整图像与共享图像之间的比值与由低分辨率的对比度图像计算出的关联系数近似相等来实现的。因此,基于该图像重建方法,在本公开例子中,在数据采集时,反映组织结构信息的信号数据在不同对比度下可以仅采集一次,而反映图像对比度信息的信号数据在每个对比度下均进行采集。如此,利用本公开提供的磁共振多对比度图像重建方法可以避免组织结构信息的重复扫描,进而节省扫描时间。

附图说明

[0021] 图1是本公开例子提供的磁共振多对比度图像重建方法流程示意图;

[0022] 图2A至图2D示出了满采样、降采样50%、25%以及12.5%时,分别得到的图像结果示意图;

[0023] 图3是本公开提供的磁共振多对比度图像重建方法的例一的流程示意图;

[0024] 图4是本公开提供的磁共振多对比度图像重建方法的例二的流程示意图;

[0025] 图5是本公开提供的磁共振多对比度图像重建方法的例三的流程示意图;

[0026] 图6A至图6C示出了螺旋状采集轨迹、径向放射状轨迹以及螺旋桨放射装轨迹的轨迹结构示意图;

[0027] 图7是本公开例子提供的执行磁共振多对比度图像重建装置的硬件结构示意图;

[0028] 图8是本公开例子提供的磁共振多对比度图像重建装置功能结构示意图。

具体实施方式

[0029] 在磁共振成像技术中,为了更好地进行临床诊断,需要采用不同对比度对被扫描对象进行多次扫描。这是因为,在临床中,多个对比度的图像对医疗诊断具有十分重大的意义,如T1加权(T1代表纵向弛豫时间)主要反映组织纵向弛豫的差别,具有较好的观察解剖结构,T2加权(T2代表横向弛豫时间)主要反映组织横向弛豫的差别,可较好的显示组织病变情况等。另外,如果仅采用一个对比度对患者进行扫描的话,在该对比度下,图像中可能无法准确的呈现病灶区。为了确诊病灶,需要采用多种对比度对患者进行扫描。因此,多对比度成像在磁共振应用中较为普遍。

[0030] 不同对比度图像在扫描时会重复采集相同的信息,由MRI的原理可知,低频信息主要是对比度信息,高频信息主要是组织结构信息。在多对比度扫描的情况下,患者的组织结构信息是相同的。因此,现有技术中提出了一种直接共享组织结构数据的方法来节省扫描时间。在频率空间内,不同对比度的图像单独使用各自的低频信息,同时共享某个对比度下

的高频信息,然后重建图像。然而这种方法由于将一个对比度下扫描的组织结构信息直接共享到其它对比度下,在图像重建过程中存在对比度污染,从而导致成像不准确。

[0031] 为了快速、准确地重建出磁共振多对比度图像,本公开提出了一种磁共振多对比度图像重建方法。该方法中,单独重建各个主要包含对比度信息的对比度图像,然后计算出各个对比度图像对应的关联系数,根据所述关联系数,对得到的磁共振数据进行图像重建,得到共享图像,最后将所述各个对比度图像对应的关联系数和共享图像合成在一起,生成各个对比度下的完整重建图像。这个算法是利用了不同对比度图像之间组织结构相似对比度不同的特性,在具体利用这个特性的时候,是通过假设各个对比度下的完整图像与共享图像之间的比值与由低分辨率的对比度图像计算出的关联系数近似相等来实现的。因此,基于该图像重建方法,在本公开例子中,在数据采集时,反映组织结构信息的信号数据在不同对比度下可以仅采集一次,而反映图像对比度信息的信号数据在每个对比度下均进行采集。如此,利用本公开提供的磁共振多对比度图像重建方法可以避免组织结构信息的重复扫描,进而节省扫描时间。

[0032] 同时,本公开提供的重建方法中,计算各个对比度下对应的关联系数,在重建组织结构图像时,将该关联系数加入联立方程组。在重建图像的时候考虑了对比度的影响,从而减轻了对比度污染的问题。因而,利用本公开例子提供的方法能够提高重建图像的准确性。

[0033] 因此,本公开提供的重建方法能够快速、准确地重建出磁共振多对比度图像。

[0034] 图1示出了本公开例子提供的磁共振多对比度图像重建方法的流程示意图。该磁共振多对比度图像重建方法包括以下步骤:

[0035] S101、根据设置后的磁共振扫描参数,采集N个对比度下的磁共振信号数据,其中, $N \geq 2$,且N为整数。

[0036] 所述磁共振信号数据位于k空间中,将k空间中央区域的数据作为第一信号数据,其中,所述k空间中央区域的数据为反映对比度信息的数据。将采集到的k空间数据作为第二信号数据。在本公开的一个例子中,可以采集N组第一信号数据,并采集N组第二数据信号。

[0037] 需要说明,由于在不同对比度下扫描时,组织结构信息是非常相似的,因此,为了节省磁共振扫描时间,在本公开的另一个例子中,可以采集N组第一信号数据,并采集一组第二数据信号。

[0038] 反映对比度信息的第一信号数据为属于k空间中的低频磁共振信号数据,k空间位于频域,由MRI的空间编码规则可知,低频磁共振信号数据位于k空间的中央区域。

[0039] S102、根据各个对比度下的所述磁共振信号数据进行图像重建,得到各个对比度下的第一图像 I^n ,其中,n表示对比度, $n \in \{1, 2, 3, \dots, N\}$ 。

[0040] S103、根据各个对比度下的所述第一图像 I^n ,计算出各个对比度对应的关联系数 r^n 。

[0041] S104、根据所述关联系数,利用所述磁共振信号数据进行图像重建,得到所述N个对比度共享的第二图像 I_{ave} 。

[0042] S105、将所述各个对比度下的关联系数 r^n 分别与所述N个对比度共享的第二图像 I_{ave} 相结合,生成各个对比度下的重建图像 I^n 。

[0043] 本步骤可以具体为:将 r^n ($n \in \{1, 2, 3, \dots, N\}$) 分别与 I_{ave} 相乘,得到各个对比度

下的重建图像 I^n 。用公式(1)表示为:

$$[0044] \quad I^n = rI^n \times I_{ave} \quad (1)$$

[0045] 其中, I^n 为对比度 n 时的重建图像, rI^n 为对比度 n 时的关联系数,由步骤S103求得, I_{ave} 为 N 个对比度共享的第二图像,由步骤S104求得。

[0046] 本步骤可以更具体为: $I^1 = rI^1 \times I_{ave}, I^2 = rI^2 \times I_{ave}, \dots, I^n = rI^n \times I_{ave}, \dots, I^N = rI^N \times I_{ave}$ 。

[0047] 以上为本公开例子提供的磁共振多对比度图像重建方法。在该重建方法中,根据各个对比度下的磁共振信号数据重建各个对比度下的第一图像,然后,计算出各个对比度对应的关联系数,根据所述关联系数,利用磁共振信号数据重建 N 个对比度共享的第二图像,最后将各个对比度对应的关联系数与共享的第二图像进行结合,生成各个对比度下的完整重建图像。

[0048] 本方法在重建第二图像时,加入了通过第一图像计算出的关联系数。这样就考虑了对比度对共享第二图像的影响,从而减轻了对比度污染的问题。因此,本公开提供的图像重建方法能够提高成像的准确性,进而提高成像质量。

[0049] 另外,本公开提供的图像重建方法中,第一图像的重建过程与共享的第二图像的重建过程是两个不同的过程。由于本公开提供的方法中,利用组织结构信息大体相同的特性,通过假设各个对比度下的重建图像与共享的第二图像之间的比值与由各个第一图像计算出的关联系数近似相等来实现的。所以,在本公开例子中,在数据采集时,第二信号数据在不同对比度下可以仅采集一次,而第一信号数据在每个对比度下均进行采集。如此,利用本公开提供的磁共振多对比度图像重建方法可以避免第二信号数据重复扫描,进而节省扫描时间。

[0050] 综上,本公开提供的磁共振多对比度图像重建方法能够快速、准确地重建出磁共振多对比度图像。

[0051] 针对本公开提供的磁共振多对比度图像重建方法,可以有多种可能的实现方式。下面逐一进行介绍。

[0052] 例一

[0053] 在介绍例一之前,首先介绍前提条件。

[0054] 由MRI空间编码的原理可知,反映组织结构信息的磁共振信号在频率空间属于高频信号,位于填充 k 空间的周边区域,需要数量较多的信号才能反映出组织结构信息。反映对比度信息的信号在频率空间属于低频信号,位于填充 k 空间的中间区域,很少数量的信号就能反映出对比度。因此,仅扫描填充 k 空间中央区域的信号即可获得反映对比度信号的磁共振信号数据。

[0055] 其中, k 空间是指磁共振信号空间(原始数据空间),它反映的是频域的信号的特性,磁共振扫描后得到的原始信号数据存储在 k 空间中, k 空间的数据经过傅里叶变换,即可得到磁共振图像。

[0056] 另外,磁共振扫描的一种方式是一行一行进行扫描。逐行扫描的特点是,一行扫描所需的时间很短,但是在从一行换到另一行进行扫描时,即进行相位编码时,需要等待较长时间,所以,磁共振扫描所消耗的时间主要来自换行等待时间。而目前常常使用并行成像技术,使用已知放置位置和敏感度的接收线圈协助定位MR信号的空间位置。有了线圈的这些

额外信息就可以在图像采集时减少相位编码步数,也就是减少扫描的行数,从而减少换行次数,进而减少磁共振扫描时间。

[0057] 这种减少扫描行数采集数据的方式也称降采样方式。同时,并行成像技术可以采用敏感度编码(Sensitivity Encoding,SENSE)加速方法重建磁共振信号数据。所谓SENSE加速方法是在信号采集过程中采用多个线圈作为多个采集通道。靠近线圈的信号较强、远离线圈的信号较弱,然后利用已知的线圈敏感度信息,重建磁共振图像。因此,采用SENSE加速方法利用不同采集通道间的敏感度信息,由此重建出高质量的磁共振图像。

[0058] 需要说明,当采用按照等距离降采样的方式进行扫描时,采集的磁共振信号数据,由于采样率不足,由这些磁共振信号数据直接重建生成的图像会产生折叠,这种图像称为折叠图。

[0059] 每一折叠图的视场(Field of View,FOV)与采集数据的加速倍数相关,加速倍数为降采样因子的倒数。假设采集数据的加速倍数为R,则每一折叠图的FOV大小为原始图像的 $1/R$,此处降采样因子为 $1/R$ 。

[0060] 以像素点阵为 $256*256$,降采样4倍为例进行说明。在该示例中,原始图像折叠了4次,原始图像的第1行、第 $1+64=65$ 行、第 $1+64+64=129$ 行,第 $1+64+64+64=193$ 行的数据折叠在一起。原始图像的第2行、第66行,第130行和第194行对应的数据折叠在一起,依次类推,原始图像就被折叠了4次。

[0061] 折叠图中的第1行对应的采样点数据为原始图像的第1行、第65行,第129行和第193行对应的数据。折叠图中的第2行对应的采样点数据为原始图像的第2行、第66行,第130行和第194行对应的数据。

[0062] 如此,1个 $256*256$ 的图像就被折叠了4次,变成了FOV为 $256/4*256=64*256$ 图。折叠图上的每一个点对应4个原始图像的点。

[0063] 换句话说,图像折叠的次数与降采样的比例有关,图2A至图2D示出了满采样、降采样50%、25%以及12.5%时,分别得到的图像结果示意图。如图2B所示,当降采样的采样点为满采样的采样点的50%时,即采样速度加速2倍,则图像折叠2次,折叠图上的每一个采样点由原始图的2个点折叠而成。如图2C所示,当降采样的采样点为满采样的采样点的25%时,即采样速度加速4倍,则图像折叠4次,折叠图上的每一个采样点由原始图的4个点折叠而成。如图2D所示,当降采样的采样点为满采样的采样点的12.5%时,即采样速度加速8倍,则图像折叠8次,折叠图上的每一个采样点由原始图的8个点折叠而成。

[0064] 作为示例,设定降采样的采样点为满采样时的采样点的 $1/4$,则每隔4行采集一次数据。即采集的像素行包括第1行、第5行、第9行,⋯,第 $(4m+1)$ 行,⋯。由于采样点的行数为满采样行数的 $1/4$,如此,磁共振扫描速度可以加快4倍,原始图像被折叠4次。最后,需要通过进一步的图像重建,从折叠图求解出未折叠的原始图像。基于上述前提条件,例一的流程示意图如图3所示,包括磁共振信号数据采集过程以及图像重建过程。其中,磁共振信号数据采集过程包括以下步骤:

[0065] S301、设置各个对比度下的磁共振扫描参数。

[0066] 磁共振扫描参数可以为本领域惯用的各个磁共振扫描参数。

[0067] S302、根据设置后的磁共振扫描参数,按照等距离降采样的方式对患者进行扫描。

[0068] 采集各个对比度下的磁共振信号数据,每个对比度下采集到J组k空间的磁共振信

号数据 P_j^n ，其中， n 表示对比度， $n \in \{1, 2, 3, \dots, N\}$ ， N 为需要扫描的对比度个数， $N \geq 2$ ，且 N 为整数； j 表示采集通道， $j \in \{1, 2, 3, \dots, J\}$ ， J 为采集通道个数，且 J 为大于或等于 2 的正整数； P_j^n 表示第 n 个对比度下，第 j 个通道采集到的 k 空间的磁共振信号数据。

[0069] 作为示例，本步骤可以具体为：对采集通道个数为 J 的 MRI 设备，根据设置后的磁共振扫描参数，按照加速倍数为 4 的方式在各个对比度下进行扫描。作为示例，采集到的对比度 1 下对应的磁共振信号数据为 $P_1^1, P_2^1, \dots, P_J^1$ ，对比度 n 下对应的磁共振信号数据为 $P_1^n, P_2^n, \dots, P_J^n$ 。因此，一个对比度下采集到 J 组 k 空间的磁共振信号数据， N 个对比度下共采集到 $J * N$ 组 k 空间的磁共振信号数据 P_j^n 。

[0070] 每组 k 空间的磁共振信号数据 P_j^n 为第二信号数据，既可以反映对比度信息，也可以反映组织结构信息。

[0071] 图像重建过程包括以下步骤：

[0072] S303、根据磁共振信号数据 P_j^n ，直接重建出对应的折叠图像 I_j^n ，其中 I_j^n 表示第 n 个对比度下，第 j 个通道对应的折叠图。

[0073] 每幅折叠图 I_j^n 中既能反映对比度信息，也能反映组织结构信息。

[0074] S304、分别将属于同一对比度下的 J 幅折叠图 I_j^n 合成成一个对比度预处理图像 \tilde{I}^n 。

[0075] 本步骤可以具体为：将对比度 1 下的 J 幅折叠图中的图像 $I_1^1, I_2^1, \dots, I_J^1$ 合成在一起，根据现有技术，例如 SENSE 方法，重建出一个对比度预处理图像 \tilde{I}^1 。将对比度 2 下的 J 幅折叠图中的图像 $I_1^2, I_2^2, \dots, I_J^2$ 合成在一起，重建出一个对比度预处理图像 \tilde{I}^2 。依次类推，将对比度 N 下的 J 幅折叠图中的图像 $I_1^N, I_2^N, \dots, I_J^N$ 合成在一起，重建出一个对比度预处理图像 \tilde{I}^N 。如此，通过步骤 S304 能够得到 N 幅对比度预处理图像 $\tilde{I}^1, \tilde{I}^2, \dots, \tilde{I}^n, \dots, \tilde{I}^N$ 。

[0076] 其中，合成的对比度预处理图像 \tilde{I}^n 中包括反映对比度的信息和反映组织结构信息。

[0077] 需要说明的是，此处重建出来的各个对比度下的预处理信息图像 \tilde{I}^n 为全 FOV 的图像。

[0078] S305、分别对各个对比度下的对比度预处理图像进行去除噪声和伪影处理，得到各个对比度下的第一图像 LI^n 。

[0079] 因上述 N 个对比度预处理图像 $\tilde{I}^1, \tilde{I}^2, \dots, \tilde{I}^n, \dots, \tilde{I}^N$ 中包括反映对比度的信息和反映组织结构信息，而组织结构信息会在第一图像的重建中带来噪声和伪影。因此，需要从对比度预处理信息图像中将组织结构信息去除，从而去除第一图像中的噪声和伪影。

[0080] 反映对比度信息的信号为低频信号，反映组织结构信息的信号为高频信号。为了得到质量较好的第一图像 LI^n ，可以采用低通滤波对对比度预处理图像进行滤波，低通滤波能够将图像中的高频信号数据滤掉，只剩下低频信号数据，从而去除噪声和伪影，得到较好的第一图像 LI^n 。

[0081] 容易理解的是，由于预处理信息图像 \tilde{I}^n 是全 FOV 的，所以由 \tilde{I}^n 经过去噪和去伪影处理的第一图像 LI^n 也是全 FOV 的。

[0082] 此外,本公开并不限定步骤304和步骤305的顺序,可以先对磁共振信号数据 P_j^n 进行去除噪声和伪影处理,然后再将处理过后的磁共振信号合成重建,得到第一图像 LI^n 。

[0083] S306、计算N个对比度下第一图像 LI^n 的平均图像 LI_{ave} 。

[0084] 用公式(2)表示为:

$$[0085] \quad LI_{ave} = \sum_{n=1}^N LI^n / N \quad (2)$$

[0086] 通过该步骤得到了平均图像 LI_{ave} 。

[0087] S307、分别将各个对比度下的第一图像 LI^n 与上述平均图像 LI_{ave} 相除,得到各个对比度对应的关联系数 rI^n 。

[0088] 该步骤对应的计算通用公式为:

$$[0089] \quad rI^n = LI^n / LI_{ave} \quad (3)$$

[0090] 通过该步骤得到各个对比度下的关联系数 rI^n 。

[0091] 可以理解的是,可以将上述第一图像 LI^n 视为一个矩阵,矩阵中每个点的值为其中第一图像对应坐标点的值。相应的,公式(2)、(3)为矩阵运算,得到上述平均图像 LI_{ave} 和上述关联系数 rI^n 的每个坐标点的值。

[0092] S308、建立包括 $J*N$ 个方程的联立方程组,方程如(4)所示:

$$[0093] \quad I_j^n(X) = \sum_{L=1}^R I_{ave}(X_L) rI^n(X_L) C_j(X_L) \quad (4)$$

[0094] 其中, n 表示对比度, $n \in \{1, 2, 3, \dots, N\}$, j 表示采集通道, $j \in \{1, 2, 3, \dots, J\}$, $I_j^n(X)$ 表示第 n 个对比度下,第 j 个通道对应的折叠图的第 X 个数据; R 为加速倍数, X_L 为 $I_j^n(X)$ 对应的未折叠的原始图像第 L 个点, $L \in \{1, 2, 3, \dots, R\}$,如前所述, X_L 点和 X 点的对应关系可由 R 、 L 以及采样方法算出来, $rI^n(X_L)$ 为对比度 n 下的 X_L 点的关联系数, $I_{ave}(X_L)$ 为所求解的图像的 X_L 点的值, $C_j(X_L)$ 为 X_L 点对应的第 j 个通道的敏感度,该数值可以通过查找已知的线圈敏感度图得到。

[0095] 方程(4)表示的意义如下:将关联系数 rI^n 乘以采集通道敏感度得到的值作为权重,加速采样 R 倍,折叠图数据 $I_j^n(X)$ 是由 R 个所求的图像的点加权叠加得到的,每个所述图像的点在生成折叠图时具有不同的权重值。需要注意的是,此处 $I_j^n(X)$ 是通过降采样扫描采集到的信号数据直接重建得到的。

[0096] 对折叠图的点 X 的数据 $I_j^n(X)$,都可以建立一个公式(4)。由于未知数 $I_{ave}(X_L)$ 可以由 N 个对比度下的 J 幅折叠图共同求出由此可以建立 $J*N$ 个方程,作为联立方程组。

[0097] 上述联立方程组(5)可以具体为:

$$[0098] \quad \left\{ \begin{array}{l} I_1^1(X) = \sum_{L=1}^R I_{ave}(X_L) rI^1(X_L) C_1(X_L) \\ I_2^1(X) = \sum_{L=1}^R I_{ave}(X_L) rI^1(X_L) C_2(X_L) \\ \dots \\ I_J^1(X) = \sum_{L=1}^R I_{ave}(X_L) rI^1(X_L) C_J(X_L) \end{array} \right\} \quad (5)$$

$$\begin{aligned}
 [0099] \quad & \left\{ \begin{aligned} I_1^2(X) &= \sum_{L=1}^R I_{ave}(X_L) r I^2(X_L) C_1(X_L) \\ I_2^2(X) &= \sum_{L=1}^R I_{ave}(X_L) r I^2(X_L) C_2(X_L) \\ &\dots \\ I_J^2(X) &= \sum_{L=1}^R I_{ave}(X_L) r I^2(X_L) C_J(X_L) \end{aligned} \right\} \\
 [0100] \quad & \left\{ \begin{aligned} I_1^N(X) &= \sum_{L=1}^R I_{ave}(X_L) r I^N(X_L) C_1(X_L) \\ I_2^N(X) &= \sum_{L=1}^R I_{ave}(X_L) r I^N(X_L) C_2(X_L) \\ &\dots \\ I_J^N(X) &= \sum_{L=1}^R I_{ave}(X_L) r I^N(X_L) C_J(X_L) \end{aligned} \right\}
 \end{aligned}$$

[0101] 在该联立方程组中, $R, I_j^n(X), rI^n(X_L)$, 以及 $C_j(X_L)$ 均为已知数, 未知数为 $I_{ave}(X_L)$, 因此, 联立方程组中的各个方程中具有共同的未知数 $I_{ave}(X_L)$, 而该未知的 $I_{ave}(X_L)$ 为所需要求解的图像的值。容易理解的是, 当联立方程组的个数大于等于未知数的个数时, 该方程组有解。

[0102] S309、求解联立方程组, 得到点 X_L 的值 $I_{ave}(X_L)$, 所有点的值的集合即为 N 个对比度共享的第二图像 I_{ave} 。

[0103] S310、将所述各个对比度对应的关联系数 rI^n 分别与所述第二图像 I_{ave} 相结合, 生成各个对比度下的重建图像 I^n 。

[0104] 本步骤具体描述如下。由公式 (1) 可知, 将对比度 1 的关联系数 rI^1 与第二图像 I_{ave} 相乘, 生成对比度 1 下的重建图像 I^1 。将对比度 2 的关联系数 rI^2 与第二图像 I_{ave} 相乘, 生成对比度 2 下的重建图像 I^2 。以此类推, 直至得到对比度 N 下的重建图像 I^N 。

[0105] 作为本公开的一可选例子, 步骤 S310 得到的各个对比度下的重建图像 I^n 的质量可能不是很理想, 为了优化重建图像 I^n 的质量, 步骤 S310 之后, 还可以包括步骤 S311。

[0106] S311、对上述重建图像 I^n 进行进一步的优化处理, 得到目标图像。

[0107] S311 的具体实现方式如公式 (6) 所示。

$$[0108] \quad \hat{I}^n = \arg \min_{\hat{I}^n} \left\{ \sum_{j=1}^J \|A_j \hat{I}^n - I_j^n\|_2^2 + \lambda \|\hat{I}^n - I^n\|_2^2 \right\} \quad (6)$$

[0109] 其中, $\arg \min$ 表示使其后面所列的目标函数取最小值时的变量值, j 表示采集通道, A_j 为通道 j 对应的混叠编码矩阵, I_j^n 为所述第 n 个对比度下, 第 j 个通道对应的折叠图, I^n 为由步骤 S310 所得的对比度 n 下的重建图像, λ 为权重参数, $\|\cdot\|_2^2$ 为 L2 范数的平方, 而 \hat{I}^n 即为所求的对比度 n 下的目标图像。

[0110] 公式 (6) 作为一个优化模型, 其中第一项称为数据保真项, 第二项称为约束项。当数据保真项的值较大时, 较大的约束项权重参数可以约束使得优化结果更接近于重建图像 I^n ; 当数据保真项的值较小时, 较小的约束项权重参数可以使得重建图像 I^n 的影响减弱, 优化结果更接近折叠图 I_j^n 。所以此处的目标图像其实是在数据保真项和约束项之间进行权衡之后的结果。

[0111] 以上为本公开的例一。

[0112] 在本例中,将第二图像作为共享图像,在其重建完成后,将其共享到其它对比度下,与该对比度下的关联系数相乘,生成该对比度下的重建图像。在求解第二图像的联立方程组里面加入了关联系数,即考虑了对比度对共享第二图像的影响,从而减轻了对比度污染的问题。因此,本申请提供的图像重建方法能够提高成像的准确性,进而提高成像质量。另外,在本例中,在重建第二图像 I_{ave} 时,通过求解线性方程组的解实现。该线性方程组的求解过程不存在迭代和参数调整,因此,本例提供的磁共振多对比度图像的重建方法稳定性较高。

[0113] 在上述例子中,利用扫描得到的磁共振信号数据重建对比度预处理图像,然后通过去除图像的噪声和伪影处理,得到第一图像。为了免去对图像进行去除噪声和伪影处理的麻烦,并减少扫描时间,还可以在数据采集过程中,直接采集反映对比度信息的磁共振信号数据,利用该磁共振信号数据来重建对比度信息图像。具体参见例二。

[0114] 例二

[0115] 例二与例一有诸多相似之处,为了简要起见,例二着重介绍两者的不同之处,其相似之处,请参见例一的相关描述。

[0116] 图4是本公开例二的流程示意图。如图4所示,该例也包括数据采集过程和图像重建过程,其中,数据采集过程包括以下步骤:

[0117] S401至S402与例一中的步骤S301至S302相同,为了简要起见,在此不再详细描述。

[0118] S403、根据设置后的磁共振扫描参数,按照满采的方式对k空间中的中央区域进行扫描,采集每个对比度下的k空间中的中央区域的磁共振信号数据作为该对比度下的用于重建所述第一图像的信号数据。

[0119] 其中,k空间中央区域的磁共振信号数据即为反映对比度信息的第一信号数据 LI_j^n 。每个对比度得到J组第一信号数据 LI_j^n 。

[0120] 其中,n表示对比度, $n \in \{1, 2, 3, \dots, N\}$,j表示采集通道, $j \in \{1, 2, 3, \dots, J\}$ 。为了直接重建出噪声和伪影较少的第一图像,本例在数据采集过程中,除了按照等距离降采样的方式采集对比度下的磁共振信号数据外,还可以包括:根据设置后的磁共振扫描参数,采集每个对比度下的k空间中央区域的磁共振信号数据。作为示例,当k空间点阵为 256×256 时,可以设置磁共振扫描参数,采集k空间点阵中的中央区域可以为最中间的32行,例如可以为第113行至144行。

[0121] 由于本例中的每个对比度第一数据是单独采集的,所以在步骤S402中按照等距离降采样的方式采集磁共振信号数据时,可以只采集一次。

[0122] 此外,容易理解的是,本公开对步骤S403和步骤S402的顺序不做限定。

[0123] 图像重建过程包括以下步骤:

[0124] S404、将各个通道采集得到的同一对比度下的J组第一信号数据 LI_j^n 合成重建成一个合成图像 LI^n ,该合成图像即为相应对比度下的第一图像 LI^n 。

[0125] 本步骤可以具体为:将步骤S403采集得到的对比度1下的第一信号数据 $LI_1^1, LI_2^1, \dots, LI_j^1, \dots, LI_J^1$ 合成重建成一个第一图像 LI^1 。将步骤S403采集得到的对比度2下的第一信号数据 $LI_1^2, LI_2^2, \dots, LI_j^2, \dots, LI_J^2$ 合成重建成一个第一图像 LI^2 。依次类推,将步骤S403采集得到的对比度N下的第一信号数据 $LI_1^N, LI_2^N, \dots, LI_j^N, \dots, LI_J^N$ 合成重建成一个第一图像 LI^N 。

[0126] 需要注意的是,由于采集的数据是低分比率的,k空间k空间在合成时,可以通过滤波、阈值和点估计等现有技术得到全FOV的第一图像。

[0127] S405与例一中的步骤S303相同,为了简要起见,在此不再详细描述。

[0128] S406至S411与例一中的步骤S306至S311相同,为了简要起见,在此不再详细描述,具体信息请参见例一中有关步骤S306至S311的相关描述。

[0129] 以上为本公开例二的具体实现方式。

[0130] 本例中,为了减少第二信号数据的重复扫描,可以仅采集一次第二信号数据,然后重建出第二图像 I_{ave} 。容易理解的是,对于公式(5),当采样通道足够多的时候,联立方程组的个数可以大于等于未知数的个数,那么该方程组有解。这样的话,即便只有一幅折叠图,仍然可以求解出第二图像。

[0131] 在所有对比度下的图像重建时,可以将第二图像作为共享图像。由于第一信号数据的分辨率较低,所以节省了扫描时间,提高了磁共振成像速度。

[0132] 在该具体例子中,根据采集到的第一信号数据直接重建出各个对比度下的第一图像,无需再对该重建出的图像去除噪声和伪影,即可满足使用要求。因此,相较于例一,例二的重建方法更加简单。

[0133] 需要说明,例一和例二中,数据采集方式是按照行扫描的笛卡尔方法进行的。此外,还可以采用螺旋和径向轨迹等k空间非笛卡尔的方式来采集磁共振信号数据。具体参见例三。

[0134] 例三

[0135] 图5是本公开例三中的流程示意图。如图5所示,该例包括以下步骤:

[0136] S501、设置各个对比度下的磁共振扫描参数。

[0137] S502、根据设置后的磁共振扫描参数,采用k空间中央区域的采样点满采的采集方式,按照预设采集轨迹,分别采集各个对比度下的磁共振信号数据。

[0138] 其中,所述各个对比度下的磁共振信号数据包括k空间中央区域的磁共振信号数据作为第一信号数据和k空间的磁共振信号数据作为第二信号数据;所述预设采集轨迹为螺旋状轨迹或放射状轨迹; I_1^n 表示第j通道采集的第n个对比度下的第一信号数据, I_2^n 表示第j通道采集的第n个对比度下的第二信号数据,n表示对比度, $n \in \{1, 2, 3, \dots, N\}$,N为对比度个数, $N \geq 2$,且N为整数;j表示采集通道, $j \in \{1, 2, 3, \dots, J\}$,J为采集通道个数,J为大于或等于2的整数。

[0139] 对于非笛卡尔坐标系的数据采集,其在k空间中心采集到的数据基本上都是过采样的,因此,通过采样密度的判断,可以比较直接地确定 I_1^n 是由k空间中心多大范围的数据得到的。

[0140] 图6A为螺旋状采集轨迹示意图。图6B为径向放射状轨迹示意图,图6C为螺旋放射状轨迹示意图。径向放射状轨迹和螺旋放射状轨迹的采样原理相同,其不同之处仅在于每次采样的采样点行数不同,其中,采用径向放射状轨迹进行采样时,每次采集一行采样点数据,而采用螺旋放射状轨迹进行采样时,则每次采集多行采样点数据。

[0141] S503、利用SENSE方法将属于同一对比度下每个采集通道采集的J组第一信号数据 I_1^n 合成重建成一个合成图像 I_1^n ,该合成图像 I_1^n 即为相应对比度下的第一图像。

[0142] 需要说的的是,和步骤S404类似,此处生成的 I^n 也是全FOV的。

[0143] 步骤S504至步骤S505与实施方式中的步骤S306至步骤S307相同,为了简要起见,在此不再详细描述。

[0144] S506、建立联立方程组,方程组如下:

$$[0145] \quad \min_{I_{ave}} \sum_{j=1, n=1}^{j=J, n=N} \left\| \Gamma(I_{ave} \cdot rI^n \cdot C_j) - K_j^n \right\|_2^2 \quad (7)$$

[0146] 所述联立方程组内包括 $J*N$ 个方程; Γ 是包括傅里叶变换、网格化算法以及采样轨迹在内的操作算子。具体来说 Γ 的处理为基于笛卡尔坐标系的傅里叶变换,以及考虑采样轨迹的笛卡尔坐标系与非笛卡尔坐标系的数据映射。

[0147] 在建立的联立方程组中, rI^n 、 C_j 和 K_j^n 均为已知数,只有 I_{ave} 为未知数。因此,通过求解该方程组(7)最小值对应的 I_{ave} ,即可求解出作为共享第二图像。

[0148] S507、求解联立方程组最小值时对应的 I_{ave} ,该 I_{ave} 为 N 个对比度共享的第二图像。

[0149] 步骤S508与实施方式中的步骤S310相同,为了简要起见,在此不再详细描述。

[0150] S509、对上述重建图像 I^n 进行进一步的优化处理,得到目标图像。

[0151] S509的具体实现方式如公式(8)所示。

$$[0152] \quad \hat{I}^n = \arg \min_{I^n} \left\{ \sum_{j=1}^J \left\| \Gamma(I^n \cdot C_j) - K_j^n \right\|_2^2 + \lambda \left\| \hat{I}^n - I^n \right\|_2^2 \right\} \quad (8)$$

[0153] 其中, $\arg \min$ 是表示使其后面所列的目标函数取最小值时的变量值, j 表示采集通道, C_j 为 j 通道的线圈敏感度, K_j^n 是步骤S502得到的第二数据, I^n 为由步骤S508所得的对比度 n 下的重建图像, λ 为权重参数, $\left\| \cdot \right\|_2^2$ 为L2范数的平方,而 \hat{I}^n 即为所求的对比度 n 下的目标图像。

[0154] 公式(8)作为一个优化模型,其中第一项称为数据保真项,第二项称为约束项。当数据保真项的值较大时,较大的约束项权重参数可以约束优化结果更接近于重建图像 I^n ;当数据保真项的值较小时,较小的约束项权重参数可以使得重建图像 I^n 的影响减弱,优化结果更接近使用第二数据 K_j^n 经过 Γ 算子计算得到的结果。所以此处的目标图像其实是在数据保真项和约束项之间进行权衡之后的结果。

[0155] 以上为本申请例三。在该例中,利用非笛卡尔的 k 空间轨迹采集磁共振信号数据。且在组织结构信息图像重建时,利用求解方程组的最小值得到。

[0156] 以上为本公开例子提供的磁共振多对比度图像重建方法的具体例子。

[0157] 上述例子所述的磁共振多对比度图像重建方法可以由图7所示的控制设备执行。图7所示的控制设备包括处理器(processor)710,通信接口(Communications Interface)720,机器可读存储介质(memory)730,总线740。处理器710,通信接口720,存储器730通过总线740完成相互间的通信。

[0158] 在不同的例子中,所述机器可读存储介质730可以是:RAM(Radom Access Memory,随机存取存储器)、易失存储器、非易失性存储器、闪存、存储驱动器(如硬盘驱动器)、固态硬盘、任何类型的存储盘(如光盘、dvd等),或者类似的存储介质,或者它们的组合。

[0159] 进一步地,机器可读存储介质730上存储有控制多对比度磁共振图像重建的控制逻辑800。参见图8,从功能上划分,所述控制逻辑包括:采集模块81,第一图像重建模块82,

关联系数计算模块83,第二图像重建模块84,和图像结合模块85。

[0160] 采集模块81,用于根据设置后的磁共振扫描参数,采集N个对比度下的磁共振信号数据,所述磁共振信号数据位于k空间中,其中, $N \geq 2$,且N为整数;将k空间中央区域的数据作为第一信号数据,其中,所述k空间中央区域的数据为反映对比度信息的数据;将k空间数据作为第二信号数据。

[0161] 第一图像重建模块82,用于根据所述各个对比度下的所述第一信号数据进行图像重建,得到各个对比度下的第一图像。

[0162] 关联系数计算模块83,用于根据各个对比度下的所述第一图像,计算出各个对比度对应的关联系数。

[0163] 第二图像重建模块84,用于根据所述关联系数,对所述第二信号数据进行图像重建,得到所述N个对比度共享的第二图像。

[0164] 图像结合模块85,用于将各个所述对比度对应的关联系数分别与所述N个对比度共享的第二图像相结合,生成各个对比度的重建图像。

[0165] 为了提高最终得到的多对比度图像,上述所述的重建装置还可以包括:

[0166] 图像优化模块86,用于以目标图像与所述重建图像相似为约束条件,对各个对比度下的重建图像进行优化处理,得到目标图像。

[0167] 下面以软件实现为例,进一步描述系统如何执行该磁共振多对比度图像重建逻辑指令800。在该例子中,本公开控制逻辑指令800应理解为存储在存储器730中的计算机指令。当本公开控制设备上的处理器710执行该逻辑指令800时,该处理器710通过调用存储器730上保存的逻辑指令800对应的指令执行上述方法。

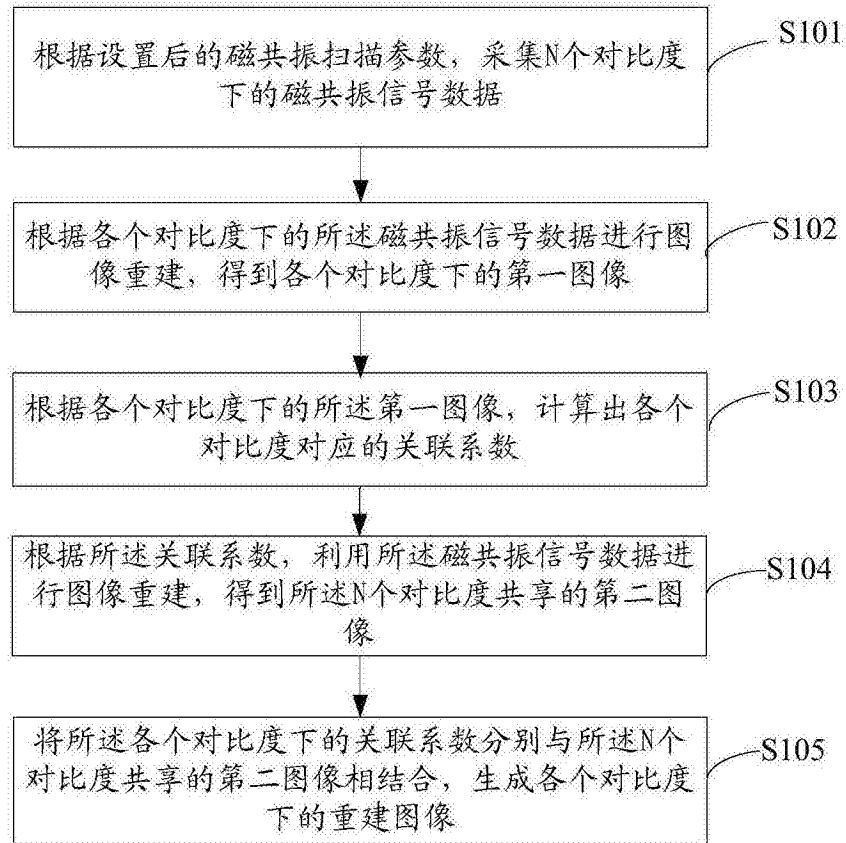


图1

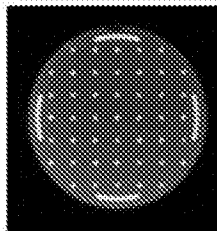


图2A

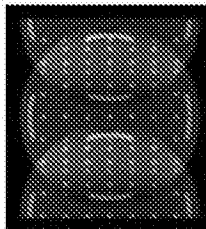


图2B

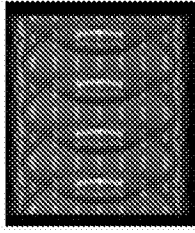


图2C

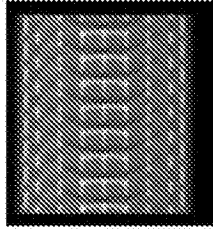


图2D

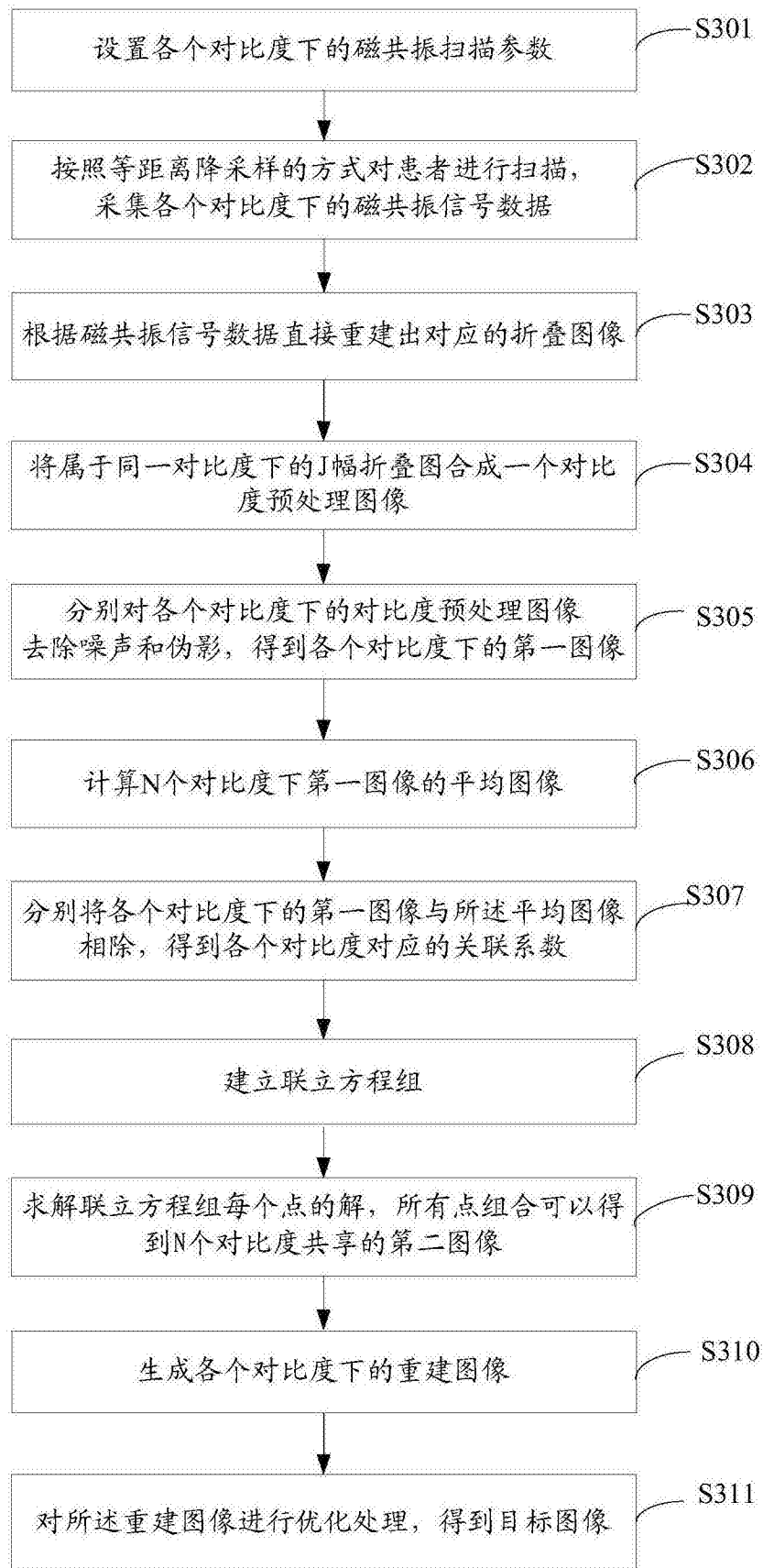


图3

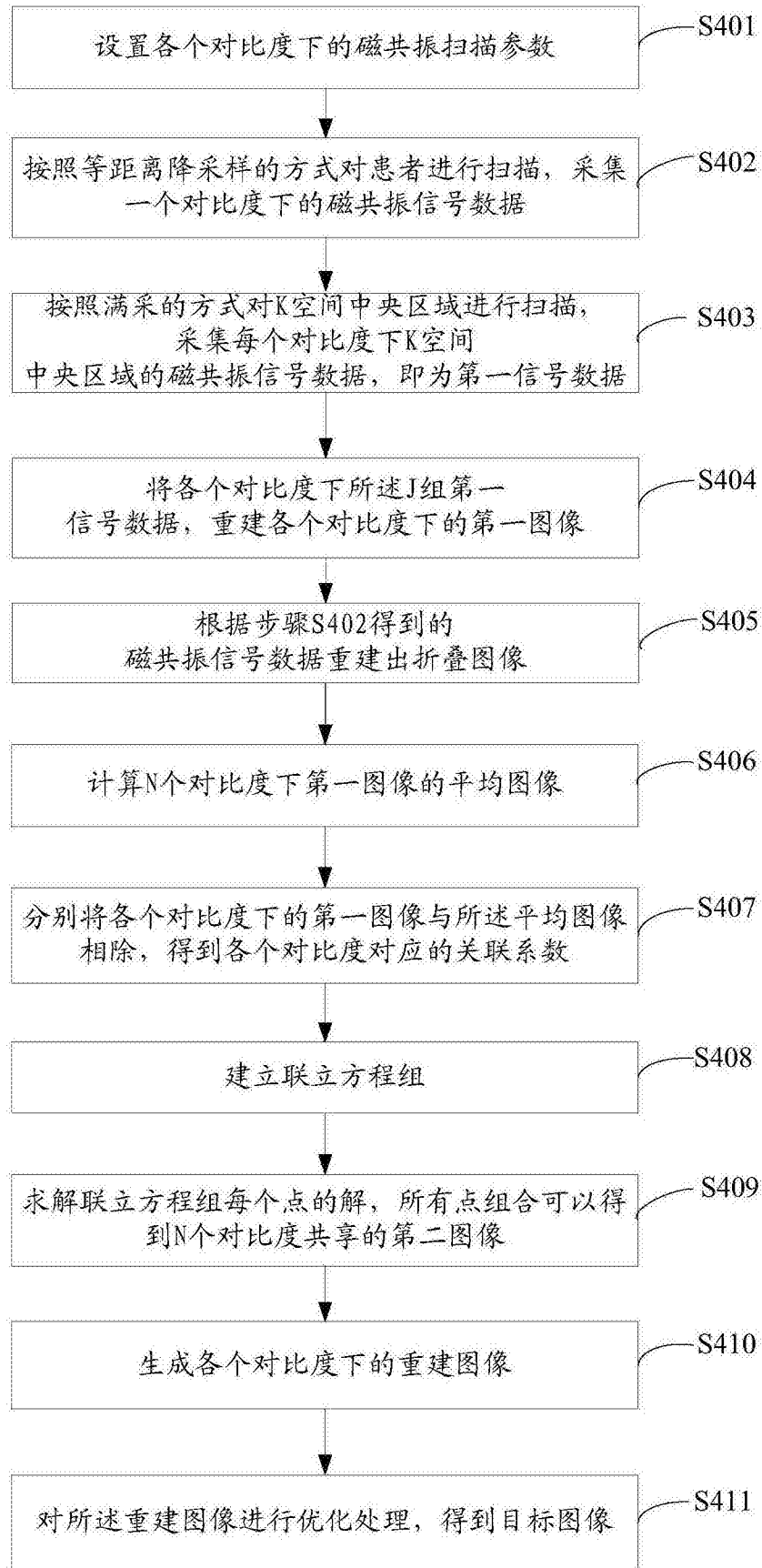


图4

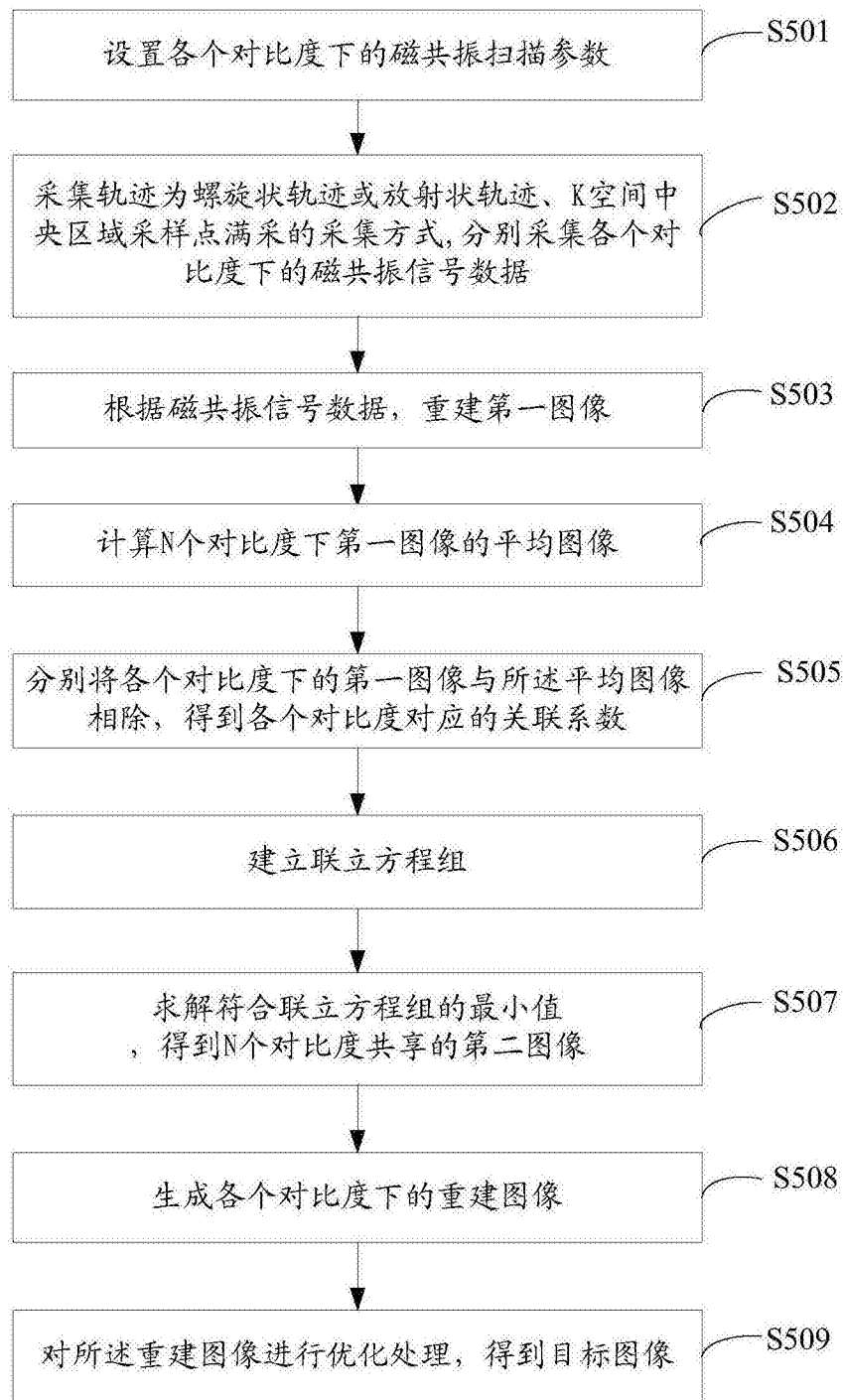


图5

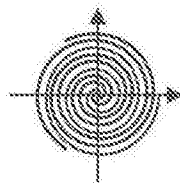


图6A

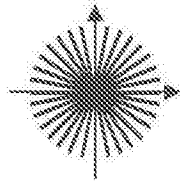


图6B

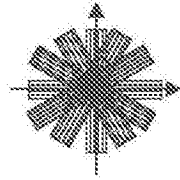


图6C

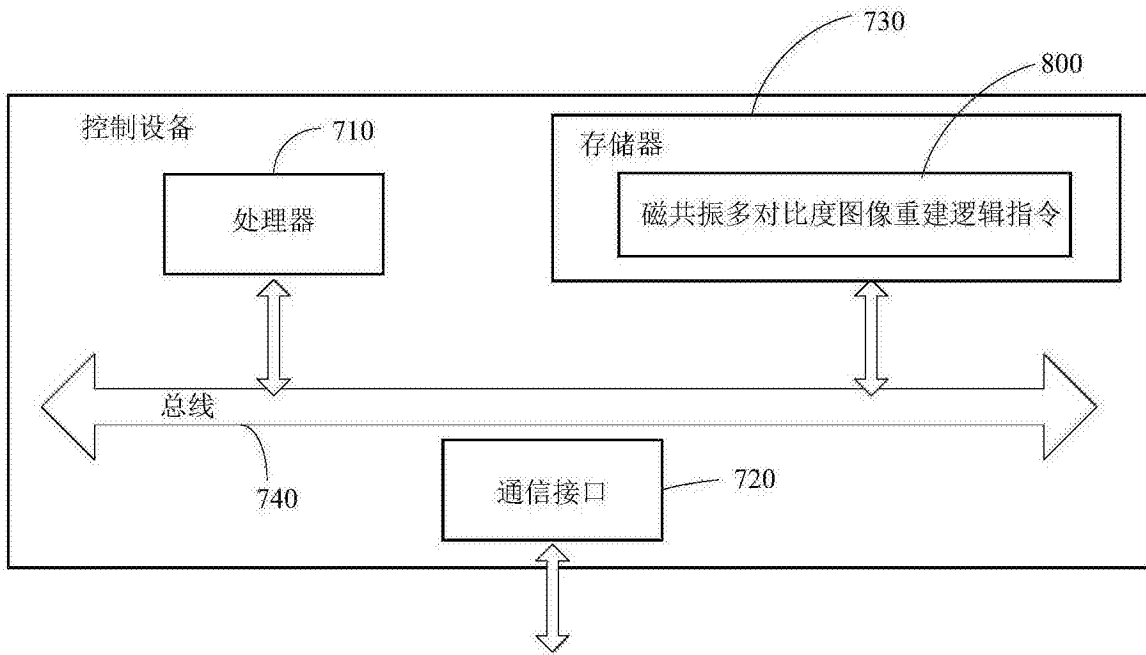


图7

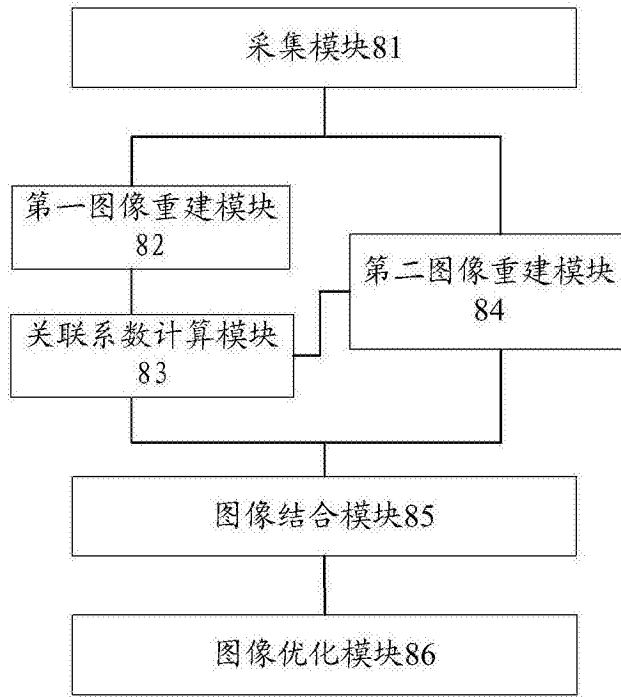


图8