(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国 际 局

(43) 国际公布日
2022 年 9 月 22 日 (22.09.2022)

WIPO | PCT

(10) 国际公布号
WO 2022/193379 A1

(51) 国际专利分类号:
G06T 11/00 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2021/085552

(22) 国际申请日: 2021 年 4 月 6 日 (06.04.2021)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:
202110287100.7 2021年3月17日 (17.03.2021) CN

(71) 申请人: 中国科学院深圳先进技术研究院 (**SHENZHEN INSTITUTES OF ADVANCED TECHNOLOGY CHINESE ACADEMY OF SCIENCES**) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区深圳大学城学苑大道 1068 号, Guangdong 518055 (CN)。

(72) 发明人: **梁栋 (LIANG, Dong)**; 中国广东省深圳市南山区深圳大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。 **朱燕杰 (ZHU, Yanjie)**; 中国广东省深圳市南山区深圳大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。 **黄文麒 (HUANG, Wenqi)**; 中国广东省深圳市南山区深圳大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。 **柯子文 (KE, Ziwen)**; 中国广东省深圳市南山区深圳大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。 **崔卓须 (CUI, Zhuoxu)**; 中国广东省深圳市南山区深圳大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。 **刘新 (LIU, Xin)**; 中国广东省深圳市南山区深圳大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。 **郑海荣 (ZHENG, Hairong)**; 中国

(54) **Title:** IMAGE RECONSTRUCTION MODEL GENERATION METHOD AND APPARATUS, IMAGE RECONSTRUCTION METHOD AND APPARATUS, DEVICE, AND MEDIUM

(54) **发明名称**: 图像重建模型生成及装置、图像重建方法及装置、设备、介质

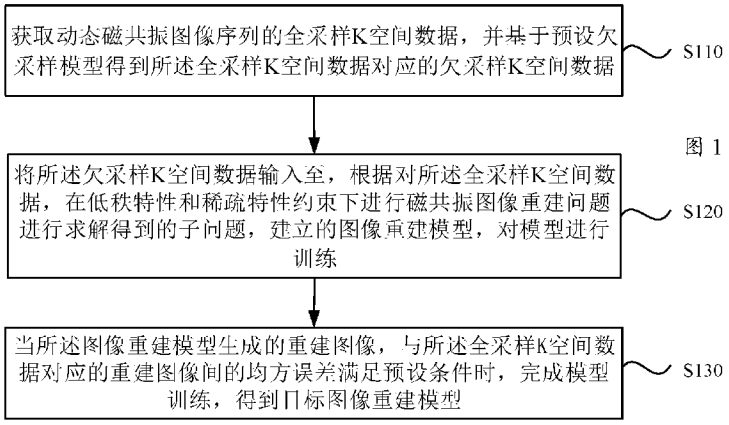


图 1

S110 Acquire fully sampled k-space data of a dynamic magnetic resonance image sequence, and obtain undersampled k-space data corresponding to the fully sampled k-space data on the basis of a preset undersampling model

S120 Input the undersampled k-space data to an image reconstruction model established according to a sub-problem obtained by solving a magnetic resonance image reconstruction problem of the fully sampled k-space data under constraints having a low-rank property and a sparse property, to train the model

S130 When a mean square error between a reconstructed image generated by the image reconstruction model and a reconstructed image corresponding to the fully sampled k-space data satisfies a preset condition, complete model training to obtain a target image reconstruction model

(57) **Abstract:** An image reconstruction model generation method and apparatus, an image reconstruction method and apparatus, a device, and a medium. The image reconstruction model generation method comprises: acquiring fully sampled k-space data of a dynamic magnetic resonance image sequence, and obtaining undersampled k-space data corresponding to the fully sampled k-space data on the basis of a preset undersampling model (S110); inputting the undersampled k-space data to an image reconstruction model established

WO 2022/193379 A1

[见续页]

广东省深圳市南山区深圳大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。

(74) 代理人: 北京品源专利代理有限公司(BEYOND ATTORNEYS AT LAW); 中国北京市海淀区莲花池东路39号西金大厦6层, Beijing 100036 (CN)。

(81) 指定国(除另有指明，要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国(除另有指明，要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

according to a sub-problem obtained by solving a magnetic resonance image reconstruction problem of the fully sampled k-space data under constraints having a low-rank property and a sparse property, to train the image reconstruction model (S120); and when a mean square error between a reconstructed image generated by the image reconstruction model and a reconstructed image corresponding to the fully sampled k-space data satisfies a preset condition, completing model training to obtain a target image reconstruction model (S130).

(57) 摘要: 一种图像重建模型生成及装置、图像重建方法及装置、设备、介质。图像重建模型生成方法包括：获取动态磁共振图像序列的全采样K空间数据，并基于预设欠采样模型得到全采样K空间数据对应的欠采样K空间数据（S110）；将欠采样K空间数据输入至，根据对全采样K空间数据，在低秩特性和稀疏特性约束下进行磁共振图像重建问题进行求解得到的子问题，建立的图像重建模型，对图像重建模型进行训练（S120）；当所述图像重建模型生成的重建图像，与所述全采样K空间数据对应的重建图像间的均方误差满足预设条件时，完成模型训练，得到目标图像重建模型（S130）。

图像重建模型生成及装置、图像重建方法及装置、设备、介质

本申请要求在2021年03月17日提交中国专利局、申请号为202110287100.7的中国专利申请的优先权，该申请的全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

本申请实施例涉及医学图像处理技术领域，例如涉及一种图像重建模型生成方法及装置、图像重建方法及装置、设备、介质。

背景技术

磁共振心脏电影成像是一种非侵入式的成像技术，能够用于评估心功能，室壁运动异常等，为心脏临床诊断提供丰富的信息。然而，由于磁共振的物理特性、实现磁共振的硬件和心脏运动周期时长的制约，磁共振心脏电影成像的时间和空间分辨率往往受限，无法准确评估部分心脏疾病，如心率不齐等的心功能情况。因此，需要在保证成像质量的前提下，利用快速成像方法提高磁共振心脏电影成像的时间和空间分辨率。

常用的加速磁共振心脏电影成像的方法，包括并行成像（Parallel Imaging，PI）、压缩感知（Compressed Sensing，CS）技术、基于低秩矩阵分解以及深度学习方法。

但是，传统的并行成像或者压缩感知技术，没有利用大数据先验，并且这种迭代优化方法的参数较难选择且耗时。而基于深度学习的神经网络方法虽然能够避免迭代求解步骤，加速了重建时间，但是由于深度学习的神经网络方法仅仅依赖于大数据的稀疏先验，限制了图像重建效果的提升。

发明内容

本申请实施例提供了一种图像重建模型生成及装置、图像重建方法及装置、设备、介质，以实现在加快图像重建速度的同时，能够充分利用采样数据的低秩特性与稀疏特性，建立图像重建模型，以提升重建图像质量。

提供了一种图像重建模型生成方法，包括:

获取动态磁共振图像序列的全采样 K 空间数据，并基于预设欠采样模型得到所述全采样 K 空间数据对应的欠采样 K 空间数据；将所述欠采样 K 空间数据输入至，根据对所述全采样 K 空间数据，在低秩特性和稀疏特性约束下进行磁共振图像重建问题进行求解得到的子问题，建立的图像重建模型，对所述图像

重建模型进行训练；在所述图像重建模型生成的重建图像，与所述全采样 K 空间数据对应的重建图像间的均方误差满足预设条件的情况下，完成对所述图像重建模型的训练，将训练后的图像重建模型作为目标图像重建模型。

一实现方式中，根据对所述全采样 K 空间数据，在低秩特性和稀疏特性约束下进行磁共振图像重建问题求解得到的子问题，建立图像重建模型，包括:

根据磁共振扫描对象运动在时间上的周期性，将所述全采样 K 空间数据，在低秩特性和稀疏特性约束下进行磁共振图像重建问题模型化表示；设置所述磁共振图像重建问题的表示模型的辅助变量，并基于所述辅助变量确定所述表示模型的罚函数；根据所述罚函数确定所述表示模型的三个子问题；对所述三个子问题分别进行求解，并对求解结果网络化得到所述图像重建模型。

一实现方式中，所述对所述三个子问题分别进行求解，并对求解结果网络化得到所述图像重建模型，包括:

分别对所述三个子问题进行改写；采用迫近梯度法分别对改写后的三个子问题进行求解，得到每个子问题的解的迭代表示；将每个子问题的解的迭代表示的过程网络化，得到所述图像重建模型。

一实现方式中，所述分别对所述三个子问题进行改写，包括:

根据所述罚函数在数据保真项的预设数值展开表示的结果，分别对所述三个子问题进行改写。

一实现方式中，所述图像重建模型包括低秩网络模块、稀疏网络模块和数据一致性模块。

还提供了一种图像重建方法，包括:

获取基于预设欠采样模型得到的动态磁共振图像序列的欠采样 K 空间数据；将所述欠采样 K 空间数据输入至上述的图像重建模型生成方法得到的目标图像重建模型中，得到所述欠采样 K 空间数据对应的重建图像。

还提供了一种图像重建模型生成装置，包括:

数据预处理模块，设置为获取动态磁共振图像序列的全采样 K 空间数据，并基于预设欠采样模型得到所述全采样 K 空间数据对应的欠采样 K 空间数据；数据输入模块，设置为将所述欠采样 K 空间数据输入至，根据对所述全采样 K 空间数据，在低秩特性和稀疏特性约束下进行磁共振图像重建问题进行求解得到的子问题，建立的图像重建模型，对所述图像重建模型进行训练；模型生成模块，设置为在所述图像重建模型生成的重建图像，与所述全采样 K 空间数据对应的重建图像间的均方误差满足预设条件的情况下，完成对所述图像重建模

型的训练，将训练后的图像重建模型作为目标图像重建模型。

还提供了一种图像重建装置，包括:

数据获取模块，设置为获取基于预设欠采样模型得到的动态磁共振图像序列的欠采样 K 空间数据；图像重建模块，设置为将所述欠采样 K 空间数据输入至由上述的图像重建模型生成方法得到的目标图像重建模型中，得到所述欠采样 K 空间数据对应的重建图像。

还提供了一种计算机设备，包括:

一个或多个处理器；存储器，设置为存储一个或多个程序；当所述一个或多个程序被所述一个或多个处理器执行，使得所述一个或多个处理器实现上述的图像重建模型生成方法或图像重建方法。

还提供了一种计算机可读存储介质，存储有计算机程序，该程序被处理器执行时实现上述的图像重建模型生成方法或图像重建方法。

附图说明

图 1 是本申请实施例一提供的一种图像重建模型生成方法的流程图;

图 2 是本申请实施例一提供的一种图像重建网络的网络结构示意图;

图 3 是本申请实施例二提供的一种图像重建方法的流程图;

图 4 是本申请实施例三提供的一种图像重建模型生成装置的结构示意图;

图 5 是本申请实施例四提供的一种图像重建装置的结构示意图;

图 6 是本申请实施例五提供的一种计算机设备的结构示意图。

具体实施方式

下面结合附图和实施例对本申请进行说明。

实施例一

图 1 为本申请实施例一提供的一种图像重建模型生成方法的流程图，本实施例可适用于以磁共振动态图像的全采样图像为样本，训练图像重建模型的情况。该方法可以由图像重建模型生成装置执行，该装置可以由软件和/或硬件的方式来实现，集成于具有应用开发功能的电子设备中。

如图 1 所示，图像重建模型生成方法包括以下步骤:

S110、获取动态磁共振图像序列的全采样 K 空间数据，并基于预设欠采样模型得到所述全采样 K 空间数据对应的欠采样 K 空间数据。

动态磁共振图像序列的全采样 K 空间数据是预先采集的样本数据，可以根据动态磁共振图像序列的全采样 K 空间数据重建得到高分辨率的磁共振动态图像。例如，动态磁共振图像序列可以是磁共振心脏电影成像中的每一帧图像。预设欠采样模型可以根据采样加速倍数的需求由预设欠采样算子、傅里叶变换算子及线圈敏感度参数确定。

预设欠采样模型可以表示为$y = MFCX$ (1)；其中，M为欠采样算子，F是傅里叶变换算子，C是线圈敏感度矩阵（sensitivity maps），X是将全采样的动态磁共振图像序列中的每一帧图像拉伸成一维向量，多个一维向量按图像帧顺序作为列顺序拼接在一起，形成的一个图像矩阵，y是欠采样 K 空间数据。在步骤 S110 的中，首先，将动态磁共振图像序列的全采样 K 空间数据中，每一帧图像对应的全采样 K 空间数据的多列数据按照列的顺序拼接成为一个只有一列的数据；然后，将所有图像帧对应的列数据按照图像帧的顺序进行拼接，得到X。C可以通过 ESPIRiT 或者 Walsh 等算法估计出来，F就是傅里叶变换的算子，M是由 0 和 1 构成的向量，决定哪些点采集，哪些点不采集，不采集的点数值为 0。

S120、将所述欠采样 K 空间数据输入至，根据对所述全采样 K 空间数据，在低秩特性和稀疏特性约束下进行磁共振图像重建问题进行求解得到的子问题，建立的图像重建模型，对模型进行训练。

图像重建模型是根据动态磁共振数据的稀疏先验和低秩先验特性进行建模并训练得到的图像重建模型。该图像重建模型的构建过程如下：

首先，针对矩阵X先构造出低秩矩阵，可以将矩阵 X 分解成背景分量L和动态分量S，因为背景分量L中多帧之间存在大量相关信息，所以L矩阵具有低秩性。同时，在心脏电影成像中，心脏跳动的区域较小，去除了背景分量L后，剩余的S分量本身就具有稀疏性。在一种实施方式中，还可以对动态分量 S 进行稀疏变换，使其稀疏性提升。S 稀疏性越强，重建图像的效果越好。系数变换可以通过傅里叶变换、小波变换或是离散余弦变换等方法实现。例如，对S在时间方向做一维傅里叶变换，变换后的矩阵比S更稀疏。L、S 及 X 是维度相同的数据矩阵。

根据心脏跳动在时间方向的周期性，在低秩特性和稀疏特性的约束下 MRI 重建问题可以写作：

$$\min_{L,S} \frac{1}{2}\|A(L+S)-y\|_2^2 + \lambda_L\|L\|_* + \lambda_S\|DS\|_1 \quad (2)$$

其中，λ_L和λ_S分别是低质约束和稀疏约束的正则化因子，A是编码矩阵，y是欠采的 K 空间数据，D是稀疏变换矩阵。$\|\|_*$表示矩阵核范数，即计算矩阵非零奇异值之和。数学上常用和范数来逼近矩阵秩。

为了解决该 MRI 重建问题，在本实施例中引入一个辅助变量X，用来代表 L

和 S 的累加和。那么上述优化问题可以写作:

$$\min_{L,S,X}\frac{1}{2}\|AX-y\|_2^2+\lambda_L\|L\|_*+\lambda_S\|DS\|_1,\qquad s.t\ X=L+S \quad (3)$$

辅助变量X的引入可以在模型构造成功后，最开始的迭代步骤中，使 L和S可以进行非精确搜索，从而使算法更快收敛到最优的L和S。快速收敛对于迭代算法网络化十分重要，因为网络化时，需要用少量的迭代网络模块代替原先较多的迭代步骤。为了解公式（3）中的等式优化问题，确定公式（3）的罚函数:

$$J(X,L,S)=\frac{1}{2}\|A(L+S)-y\|_2^2+\lambda_L\|L\|_*+\lambda_S\|DS\|_1+\frac{\rho}{2}\|L+S-X\|_2^2 \quad (4)$$

罚函数可以通过交替最小化算法求解，得到如下三个子问题，最终将如下三个子问题进行网络化便可以得到目标图像重建模型。

$$\begin{cases}L_{k+1}\in\arg\min_L J(X_k,L,S_k)\\ S_{k+1}\in\arg\min_S J(X_k,L_{k+1},S)\\ X_{k+1}=\arg\min_X J(X,L_{k+1},S_{k+1})\end{cases} \quad (5)$$

在一种实施例中，由于在X子问题中求解$(A^*A+\rho I)^{-1}$较为耗时，可以采用一种非精确方式求解X子问题。将罚函数J在数据保真项$F(X):=\frac{1}{2}\|A(L+S)-y\|_2^2$ 的$\widehat{X}_{k+1}:=L_{k+1}+S_{k+1}$处线性展开来得到X子优化问题:

$$X_{k+1}=\arg\min_X \tilde{J}_{k+1}(X,L_{k+1},S_{k+1}) \quad (6)$$

其中，$\tilde{J}$表示 J线性化处理后的结果，$\tilde{J}$的表示中，尖括号表示求尖括号内两个矩阵的内积。相当于函数泰勒展开中的第 0 阶项，不过这里是矩阵，所以要写成内积的形式。

$$\begin{aligned}\tilde{J}_{k+1}(X,L_{k+1},S_{k+1}):=&<\nabla F(\widehat{X}_{k+1}),X-\widehat{X}_{k+1}>+\frac{1}{2\eta}\|X-\widehat{X}_{k+1}\|_2^2\\ &+\lambda_L\|L_{k+1}\|_*+\lambda_S\|DS_{k+1}\|_1+\frac{\rho}{2}\|L_{k+1}+S_{k+1}-X\|_2^2\end{aligned} \quad (7)$$

那么公式（5）中的子问题可以改写成:

$$\begin{cases}L_{k+1}=\arg\min_L\frac{\rho}{2}\|L+S_k-X_k\|_2^2+\lambda_L\|L\|_*\\ S_{k+1}=\arg\min_S\frac{\rho}{2}\|L_{k+1}+S-X_k\|_2^2+\lambda_S\|DS\|_1\\ X_{k+1}=\arg\min_X\frac{\rho}{2}\|L_{k+1}+S_{k+1}-X\|_2^2+<\nabla F(\widehat{X}_{k+1}),X>+\frac{1}{2\eta}\|X-\widehat{X}_{k+1}\|_2^2\end{cases} \quad (8)$$

每一个子问题可以用迫近梯度法求解，基于$\widehat{X}_{k+1}=L_{k+1}+S_{k+1}$，上述子问题可以写作下列迭代步骤:

$$\begin{cases} L_{k+1} = H_{\lambda_L}(X_k - S_k) \\ S_{k+1} = P_{\lambda_S}(X_k, L_{k+1}) \\ \widehat{X}_{k+1} = L_{k+1} + S_{k+1} \\ X_{k+1} = \widehat{X}_{k+1} - \gamma\nabla F(\widehat{X}_{k+1}) \end{cases} \quad (9)$$

其中，H_{λ_L}是奇异值软阈值算子。

$$H_{\lambda_L}(X) = U\Lambda_{\lambda_L}(\Sigma)V^* \quad (10)$$

其中，$\Lambda_\lambda(x) = \frac{x}{|x|}\max(|x| - \lambda, 0)$是软阈值算子，$X = U\Sigma V^*$是X的奇异值分解，$\Sigma$是奇异值矩阵，U和V分别是左右矩阵，*表示共轭转置；P_{λ_S}是与稀疏变换D相关的迫近算子，若D是正交变换，P_{λ_S}则是软阈值算子，若D为非正交变换，那么P的形式无法直接写出解析解；γ是更新步长，$\gamma = 1/(1 + \eta\rho)$。每一个迭代步中，$H_{\lambda_L}$通过削减小于阈值$\lambda_L$的奇异值，使得L具有低秩性；公式（9）中X迭代步骤中，$\nabla F(X) = A^*(A(X) - y)$是重建图像和输入K空间数据在K空间中的残差，用于数据一致性修正。

虽然迭代解的形式可以如公式9所示，但是仍然有三个问题需要解决：第一，迭代需要很长的时间收敛，重建速度慢，尤其是奇异值分解的计算加入到迭代过程中后；第二，正则化参数难以调节，需要耗费大量时间尝试，尤其是L+S有两个分量，如果λ_L相比λ_S太大，重建图像的S部分将不够稀疏，包含大量静态成分，如果λ_L相比λ_S太小，重建图像中L部分将包含许多动态信息，与模型相违背；第三，只有在稀疏变换D具有正交性时，P_{λ_S}的显式解才能写出，在稀疏变换D不具有正交性时无法得到P_{λ_S}的计算方式，但是正交的稀疏变换会极大限制稀疏变换的选择范围，可能导致重建性能受限。

因此，将公式（9）中的迭代过程网络化，展开成为低秩+稀疏网络（L+S-Net），L+S-Net包含多个网络块，每一个网络块包含图2所示的三个网络模块，分别是低秩模块L^k、稀疏模块S^k、数据一致性模块X^k：

$$\begin{cases} L^{k+1}: & L_{k+1} = H_\beta(X_k - S_k) \\ S^{k+1}: & S_{k+1} = C(X_k, L_{k+1}) \\ X^{k+1}: & X_{k+1} = L_{k+1} + S_{k+1} - \gamma\nabla F(L_{k+1} + S_{k+1}) \end{cases} \quad (11)$$

低秩模块L^{k+1}对$X_k - S_k$进行可学习的奇异值软阈值操作（Learned Singular Value Threshold，LSVT），该操作与公式（10）中所示一致，但是阈值换成了可学习的变量：

$$H_\beta(X) = U\Lambda_{T(\beta,\Sigma)}(\Sigma)V^* \quad (12)$$

其中，软阈值算子的阈值为：

$$T(\beta, \Sigma) = \beta \cdot \sigma_1 (13)$$

其中，σ_1是最大的奇异值，β是可学习的阈值因子。公式（11）中的稀疏模块中，使用一个可学习的卷积神经网络C来代替迫近算子P_{λ_S}。每个网络块中，阈值因子β、卷积神经网络C、更新步长γ都是独立可学习的，在网络训练中，将X_0和L_0初始化为欠采 K 空间数据 y 对应的补零图，S_0采用全 0 初始化，这些可学习参数不断优化，最后得到高质量的重建结果，生成图像重建模型。

S130、当所述图像重建模型生成的重建图像，与所述全采样 K 空间数据对应的重建图像间的均方误差满足预设条件时，完成模型训练，得到目标图像重建模型。

全采样 K 空间数据对应的重建图像为重建质量高的标准图像，图像重建模型训练的过程，也就是对模型中参数进行学习更新的过程，参数的优化使模型输出的图像越来越接近标准图像。当图像重建模型生成的重建图像，与全采样 K 空间数据对应的重建图像间的均方误差满足预设条件，也就是模型收敛时，便可以得到目标图像重建模型，完成模型训练过程。

本实施例的技术方案，通过根据预设欠采样模型对获取到的动态磁共振图像序列的全采样 K 空间数据样本进行处理，得到全采样 K 空间数据对应的欠采样 K 空间数据；然后，将欠采样 K 空间数据输入至，根据对全采样 K 空间数据，在低秩特性和稀疏特性约束下进行磁共振图像重建问题进行求解得到的子问题，建立的图像重建模型，对模型进行训练；当图像重建模型生成的重建图像，与全采样 K 空间数据对应的重建图像间的均方误差满足预设条件时，完成模型训练，得到目标图像重建模型。解决了相关技术中图像重建时间长或不能充分利用采样数据特性进行图像重建的问题，实现了在加快图像重建速度的同时，能够充分利用采样数据的低秩特性与稀疏特性，建立图像重建模型，以提升重建图像质量。

实施例二

图 3 为本申请实施例二提供的一种图像重建方法的流程图，本实施例可适用于对医学图像重建的情况。该方法可以由图像重建装置执行，该装置可以由软件和/或硬件的方式来实现，集成于具有应用开发功能的计算机设备中。

如图 3 所示，图像重建方法包括以下步骤：

S210、获取基于预设欠采样模型得到的动态磁共振图像序列的欠采样 K 空间数据。

在进行磁共振扫描采样的过程中，可以根据采样速度的需求设置采样的模型，预设欠采样模型由预设欠采样算子、傅里叶变换算子及线圈敏感度参数确定。预设欠采样算子决定了采样的加倍速度。

预设欠采样模型可以表示为y = MFCX ；其中，M为欠采样算子，F是傅里叶变换算子，C是线圈敏感度矩阵（sensitivity maps），X是将全采样的动态磁共振图像序列中的每一帧图像拉伸成一维向量，多个一维向量按图像帧顺序作为列顺序拼接在一起，形成的一个图像矩阵，y是欠采样 K 空间数据。在步骤 S210 中，首先，将动态磁共振图像序列的全采样 K 空间数据中，每一帧图像对应的全采样 K 空间数据的多列数据按照列的顺序拼接成为一个只有一列的数据；然后，将所有图像帧对应的列数据按照图像帧的顺序进行拼接，得到X。C可以通过 ESPIRiT 或者 Walsh 等算法估计出来，F就是傅里叶变换的算子，M是由 0 和 1 构成的向量，决定哪些点采集，哪些点不采集，不采集的点数值为 0。

在进行磁共振扫描时，可以通过上述采样模型得到欠采样的 K 空间数据。例如，获取心脏动态的磁共振采样数据。

S220、将所述欠采样 K 空间数据输入至任一实施例所述的图像重建模型生成方法得到的目标图像重建模型中，得到所述欠采样 K 空间数据对应的重建图像。

目标图像重建模型是在低秩特性以及稀疏特性的约束下进行图像重建的模型，能够重建得到高质量的图像。

本实施例的技术方案，通过根据预设的采样模型进行采样，并将采样数据输入至训练好的图像重建模型中，得到重建图像；解决了相关技术中图像重建时间长或不能充分利用采样数据特性进行图像重建的问题，实现了在加快图像重建速度的同时，能够充分利用采样数据的低秩特性与稀疏特性，建立图像重建模型，以提升重建图像质量。

实施例三

图 4 为本申请实施例三提供的一种图像重建模型生成装置的结构示意图，本实施例可适用于以磁共振动态图像的全采样图像为样本，训练图像重建模型的情况。

如图 4 所示，图像重建模型生成装置包括数据预处理模块 310、数据输入模块 320 和模型生成模块 330。

数据预处理模块 310，设置为获取动态磁共振图像序列的全采样 K 空间数据，并基于预设欠采样模型得到所述全采样 K 空间数据对应的欠采样 K 空间数据；数据输入模块 320，设置为将所述欠采样 K 空间数据输入至，根据对所述全采样 K 空间数据，在低秩特性和稀疏特性约束下进行磁共振图像重建问题进行求解得到的子问题，建立的图像重建模型，对模型进行训练；模型生成模块 330，设置为当所述图像重建模型生成的重建图像，与所述全采样 K 空间数据对

应的重建图像间的均方误差满足预设条件时，完成模型训练，得到目标图像重建模型。

本实施例的技术方案，通过根据预设欠采样模型对获取到的动态磁共振图像序列的全采样 K 空间数据样本进行处理，得到全采样 K 空间数据对应的欠采样 K 空间数据；然后，将欠采样 K 空间数据输入至，根据对全采样 K 空间数据，在低秩特性和稀疏特性约束下进行磁共振图像重建问题进行求解得到的子问题，建立的图像重建模型，对模型进行训练；当图像重建模型生成的重建图像，与全采样 K 空间数据对应的重建图像间的均方误差满足预设条件时，完成模型训练，得到目标图像重建模型。解决了相关技术中图像重建时间长或不能充分利用采样数据特性进行图像重建的问题，实现了在加快图像重建速度的同时，能够充分利用采样数据的低秩特性与稀疏特性，建立图像重建模型，以提升重建图像质量。

可选的，所述图像重建模型生成装置还包括模型构造模块，设置为根据对所述全采样 K 空间数据，在低秩特性和稀疏特性约束下进行磁共振图像重建问题求解得到的子问题，建立图像重建模型。

可选的，所述模型构造模块设置为于：

根据磁共振扫描对象运动在时间上的周期性，将所述全采样 K 空间数据，在低秩特性和稀疏特性约束下进行磁共振图像重建问题模型化表示；设置所述磁共振图像重建问题的表示模型的辅助变量，并基于所述辅助变量确定所述表示模型的罚函数；根据所述罚函数确定所述表示模型的三个子问题；对所述三个子问题分别进行求解，并网络化得到所述图像重建模型。

可选的，所述模型构造模块还可设置为：

分别对所述三个子问题进行优化改写；采用迫近梯度法分别对优化改写后的三个子问题进行求解，得到每个子问题的解的迭代表示；将所述迭代表示的过程网络化，得到所述图像重建模型。

可选的，所述模型构造模块还可设置为通过如下方式分别对所述三个子问题进行优化改写，包括：

根据所述罚函数在数据保真项的预设数值展开表示的结果，分别对所述三个子问题进行优化改写。

可选的，所述图像重建模型包括低秩网络模块、稀疏网络模块和数据一致性网络模块。

本申请实施例所提供的图像重建模型生成装置可执行本申请任意实施例所提供的图像重建模型生成方法，具备执行方法相应的功能模块和效果。

实施例四

图 5 为本申请实施例四提供的一种图像重建装置的结构示意图，本实施例可适用于的情况。

如图 5 所示，图像重建装置包括数据获取模块 410 和图像重建模块 420。

数据获取模块 410，设置为获取基于预设欠采样模型得到的动态磁共振图像序列的欠采样 K 空间数据；图像重建模块 420，设置为将所述欠采样 K 空间数据输入至由任一实施例所述的图像重建模型生成方法得到的目标图像重建模型中，得到所述欠采样 K 空间数据对应的重建图像。

本实施例的技术方案，通过根据预设的采样模型进行采样，并将采样数据输入至训练好的图像重建模型中，得到重建图像；解决了相关技术中图像重建时间长或不能充分利用采样数据特性进行图像重建的问题，实现了在加快图像重建速度的同时，能够充分利用采样数据的低秩特性与稀疏特性，建立图像重建模型，以提升重建图像质量。

本申请实施例所提供的图像重建装置可执行本申请任意实施例所提供的图像重建方法，具备执行方法相应的功能模块和效果。

实施例五

图 6 为本申请实施例五提供的一种计算机设备的结构示意图。图 6 示出了适于用来实现本申请实施方式的示例性计算机设备 12 的框图。图 6 显示的计算机设备 12 仅仅是一个示例，不应对本申请实施例的功能和使用范围带来任何限制。计算机设备 12 可以任意具有计算能力的终端设备，如智能控制器及服务器、手机等终端设备。

如图 6 所示，计算机设备 12 以通用计算设备的形式表现。计算机设备 12 的组件可以包括但不限于：一个或者多个处理器或者处理单元 16，系统存储器 28，连接不同系统组件（包括系统存储器 28 和处理单元 16）的总线 18。

总线 18 表示几类总线结构中的一种或多种，包括存储器总线或者存储器控制器，外围总线，图形加速端口，处理器或者使用多种总线结构中的任意总线结构的局域总线。举例来说，这些体系结构包括但不限于工业标准体系结构（Industrial Standard Architecture，ISA）总线，微通道体系结构（Micro Channel Architecture，MAC）总线，增强型 ISA 总线、视频电子标准协会（Video Electronics Standards Association，VESA）局域总线以及外围组件互连（Peripheral Component Interconnect，PCI）总线。

计算机设备 12 例如包括多种计算机系统可读介质。这些介质可以是任何能够被计算机设备 12 访问的可用介质，包括易失性和非易失性介质，可移动的和

不可移动的介质。

系统存储器 28 可以包括易失性存储器形式的计算机系统可读介质，例如随机存取存储器（Random Access Memory，RAM）30 和/或高速缓存存储器 32。计算机设备 12 可以包括其它可移动/不可移动的、易失性/非易失性计算机系统存储介质。仅作为举例，存储系统 34 可以设置为读写不可移动的、非易失性磁介质（图 6 未显示，通常称为“硬盘驱动器”）。尽管图 6 中未示出，可以提供设置为对可移动非易失性磁盘（例如“软盘”）读写的磁盘驱动器，以及对可移动非易失性光盘（例如光盘只读存储器（Compact Disc Read-Only Memory，CD-ROM），数字多功能盘只读存储器（Digital Versatile Disc Read-Only Memory，DVD-ROM）或者其它光介质）读写的光盘驱动器。在这些情况下，每个驱动器可以通过一个或者多个数据介质接口与总线 18 相连。系统存储器 28 可以包括至少一个程序产品，该程序产品具有一组（例如至少一个）程序模块，这些程序模块被配置以执行本申请实施例的功能。

具有一组（至少一个）程序模块 42 的程序/实用工具 40，可以存储在例如系统存储器 28 中，这样的程序模块 42 包括但不限于操作系统、一个或者多个应用程序、其它程序模块以及程序数据，这些示例中的每一个或一种组合中可能包括网络环境的实现。程序模块 42 通常执行本申请所描述的实施例中的功能和/或方法。

计算机设备 12 也可以与一个或多个外部设备 14（例如键盘、指向设备、显示器 24 等）通信，还可与一个或者多个使得用户能与该计算机设备 12 交互的设备通信，和/或与使得该计算机设备 12 能与一个或多个其它计算设备进行通信的任何设备（例如网卡，调制解调器等等）通信。这种通信可以通过输入/输出（Input/Output，I/O）接口 22 进行。并且，计算机设备 12 还可以通过网络适配器 20 与一个或者多个网络（例如局域网（Local Area Network，LAN），广域网（Wide Area Network，WAN）和/或公共网络，例如因特网）通信。如图所示，网络适配器 20 通过总线 18 与计算机设备 12 的其它模块通信。应当明白，尽管图 6 中未示出，可以结合计算机设备 12 使用其它硬件和/或软件模块，包括但不限于：微代码、设备驱动器、冗余处理单元、外部磁盘驱动阵列、磁盘阵列（Redundant Arrays of Independent Disks，RAID）系统、磁带驱动器以及数据备份存储系统等。

处理单元 16 通过运行存储在系统存储器 28 中的程序，从而执行多种功能应用以及数据处理，例如实现本发实施例所提供的一种图像重建模型生成方法步骤，该方法包括：

获取动态磁共振图像序列的全采样 K 空间数据，并基于预设欠采样模型得

到所述全采样 K 空间数据对应的欠采样 K 空间数据；将所述欠采样 K 空间数据输入至，根据对所述全采样 K 空间数据，在低秩特性和稀疏特性约束下进行磁共振图像重建问题进行求解得到的子问题，建立的图像重建模型，对模型进行训练；当所述图像重建模型生成的重建图像，与所述全采样 K 空间数据对应的重建图像间的均方误差满足预设条件时，完成模型训练，得到目标图像重建模型。

或者，还可以实现本发实施例所提供的一种图像重建方法步骤，该方法包括：

获取基于预设欠采样模型得到的动态磁共振图像序列的欠采样 K 空间数据；将所述欠采样 K 空间数据输入至由任一实施例所述的图像重建模型生成方法得到的目标图像重建模型中，得到所述欠采样 K 空间数据对应的重建图像。

实施例六

本实施例六提供了一种计算机可读存储介质，其上存储有计算机程序，该程序被处理器执行时实现如本申请任意实施例所提供的图像重建模型生成方法，包括：

获取动态磁共振图像序列的全采样 K 空间数据，并基于预设欠采样模型得到所述全采样 K 空间数据对应的欠采样 K 空间数据；将所述欠采样 K 空间数据输入至，根据对所述全采样 K 空间数据，在低秩特性和稀疏特性约束下进行磁共振图像重建问题进行求解得到的子问题，建立的图像重建模型，对模型进行训练；当所述图像重建模型生成的重建图像，与所述全采样 K 空间数据对应的重建图像间的均方误差满足预设条件时，完成模型训练，得到目标图像重建模型。

或者，还可以实现本发实施例所提供的一种图像重建方法步骤，该方法包括：

获取基于预设欠采样模型得到的动态磁共振图像序列的欠采样 K 空间数据；将所述欠采样 K 空间数据输入至由任一实施例所述的图像重建模型生成方法得到的目标图像重建模型中，得到所述欠采样 K 空间数据对应的重建图像。

本申请实施例的计算机存储介质，可以采用一个或多个计算机可读的介质的任意组合。计算机可读介质可以是计算机可读信号介质或者计算机可读存储介质。计算机可读存储介质例如可以是但不限于：电、磁、光、电磁、红外线、或半导体的系统、装置或器件，或者任意以上的组合。计算机可读存储介质的例子（非穷举的列表）包括：具有一个或多个导线的电连接、便携式计算机磁盘、硬盘、RAM、ROM、可擦式可编程只读存储器（Erasable Programmable

Read-Only Memory，EPROM 或闪存）、光纤、CD-ROM、光存储器件、磁存储器件、或者上述的任意合适的组合。在本文件中，计算机可读存储介质可以是任何包含或存储程序的有形介质，该程序可以被指令执行系统、装置或者器件使用或者与其结合使用。

计算机可读的信号介质可以包括在基带中或者作为载波一部分传播的数据信号，其中承载了计算机可读的程序代码。这种传播的数据信号可以采用多种形式，包括但不限于电磁信号、光信号或上述的任意合适的组合。计算机可读的信号介质还可以是计算机可读存储介质以外的任何计算机可读介质，该计算机可读介质可以发送、传播或者传输用于由指令执行系统、装置或者器件使用或者与其结合使用的程序。

计算机可读介质上包含的程序代码可以用任何适当的介质传输，包括但不限于：无线、电线、光缆、射频（Radio Frequency，RF）等等，或者上述的任意合适的组合。

可以以一种或多种程序设计语言或其组合来编写用于执行本申请操作的计算机程序代码，所述程序设计语言包括面向对象的程序设计语言，诸如 Java、Smalltalk、C++，还包括常规的过程式程序设计语言，诸如“C”语言或类似的程序设计语言。程序代码可以完全地在用户计算机上执行、部分地在用户计算机上执行、作为一个独立的软件包执行、部分在用户计算机上部分在远程计算机上执行、或者完全在远程计算机或服务器上执行。在涉及远程计算机的情形中，远程计算机可以通过任意种类的网络，包括 LAN 或 WAN，连接到用户计算机，或者，可以连接到外部计算机（例如利用因特网服务提供商来通过因特网连接）。

上述的本申请的多个模块或多个步骤可以用通用的计算装置来实现，它们可以集中在单个计算装置上，或者分布在多个计算装置所组成的网络上，可选地，他们可以用计算机装置可执行的程序代码来实现，从而可以将它们存储在存储装置中由计算装置来执行，或者将它们分别制作成多个集成电路模块，或者将它们中的多个模块或步骤制作成单个集成电路模块来实现。这样，本申请不限制于任何特定的硬件和软件的结合。

1、一种图像重建模型生成方法，包括:

获取动态磁共振图像序列的全采样 K 空间数据，并基于预设欠采样模型得到所述全采样 K 空间数据对应的欠采样 K 空间数据;

将所述欠采样 K 空间数据输入至，根据对所述全采样 K 空间数据，在低秩特性和稀疏特性约束下进行磁共振图像重建问题进行求解得到的子问题，建立的图像重建模型，对所述图像重建模型进行训练;

在所述图像重建模型生成的重建图像，与所述全采样 K 空间数据对应的重建图像间的均方误差满足预设条件的情况下，完成对所述图像重建模型的训练，将训练后的图像重建模型作为目标图像重建模型。

2、根据权利要求 1 所述的方法，其中，所述根据对所述全采样 K 空间数据，在低秩特性和稀疏特性约束下进行磁共振图像重建问题求解得到的子问题，建立图像重建模型，包括:

根据磁共振扫描对象运动在时间上的周期性，将所述全采样 K 空间数据，在低秩特性和稀疏特性约束下进行磁共振图像重建问题模型化表示;

设置所述磁共振图像重建问题的表示模型的辅助变量，并基于所述辅助变量确定所述表示模型的罚函数;

根据所述罚函数确定所述表示模型的三个子问题;

对所述三个子问题分别进行求解，并对求解结果网络化得到所述图像重建模型。

3、根据权利要求 2 所述的方法，其中，所述对所述三个子问题分别进行求解，并对求解结果网络化得到所述图像重建模型，包括:

分别对所述三个子问题进行改写;

采用迫近梯度法分别对改写后的三个子问题进行求解，得到每个子问题的解的迭代表示;

将每个子问题的解的迭代表示的过程网络化，得到所述图像重建模型。

4、根据权利要求 3 所述的方法，其中，所述分别对所述三个子问题进行改写，包括:

根据所述罚函数在数据保真项的预设数值展开表示的结果，分别对所述三个子问题进行改写。

5、根据权利要求 1-4 中任一项所述的方法，其中，所述图像重建模型包括低秩网络模块、稀疏网络模块和数据一致性网络模块。

6、一种图像重建方法，包括:

获取基于预设欠采样模型得到的动态磁共振图像序列的欠采样 K 空间数据;

将所述欠采样 K 空间数据输入至由权利要求 1-5 中任一项所述的图像重建模型生成方法得到的目标图像重建模型中，得到所述欠采样 K 空间数据对应的重建图像。

7、一种图像重建模型生成装置，包括:

数据预处理模块，设置为获取动态磁共振图像序列的全采样 K 空间数据，并基于预设欠采样模型得到所述全采样 K 空间数据对应的欠采样 K 空间数据;

数据输入模块，设置为将所述欠采样 K 空间数据输入至，根据对所述全采样 K 空间数据，在低秩特性和稀疏特性约束下进行磁共振图像重建问题进行求解得到的子问题，建立的图像重建模型，对所述图像重建模型进行训练;

模型生成模块，设置为在所述图像重建模型生成的重建图像，与所述全采样 K 空间数据对应的重建图像间的均方误差满足预设条件的情况下，完成对所述图像重建模型的训练，将训练后的图像重建模型作为目标图像重建模型。

8、一种图像重建装置，包括:

数据获取模块，设置为获取基于预设欠采样模型得到的动态磁共振图像序列的欠采样 K 空间数据;

图像重建模块，设置为将所述欠采样 K 空间数据输入至由权利要求 1-5 中任一项所述的图像重建模型生成方法得到的目标图像重建模型中，得到所述欠采样 K 空间数据对应的重建图像。

9、一种计算机设备，包括:

至少一个处理器;

存储器，设置为存储至少一个程序;

当所述至少一个程序被所述至少一个处理器执行，使得所述至少一个处理器实现如权利要求 1-6 中任一项所述的方法。

10、一种计算机可读存储介质，存储有计算机程序，其中，所述程序被处理器执行时实现如权利要求 1-6 中任一项所述的方法。

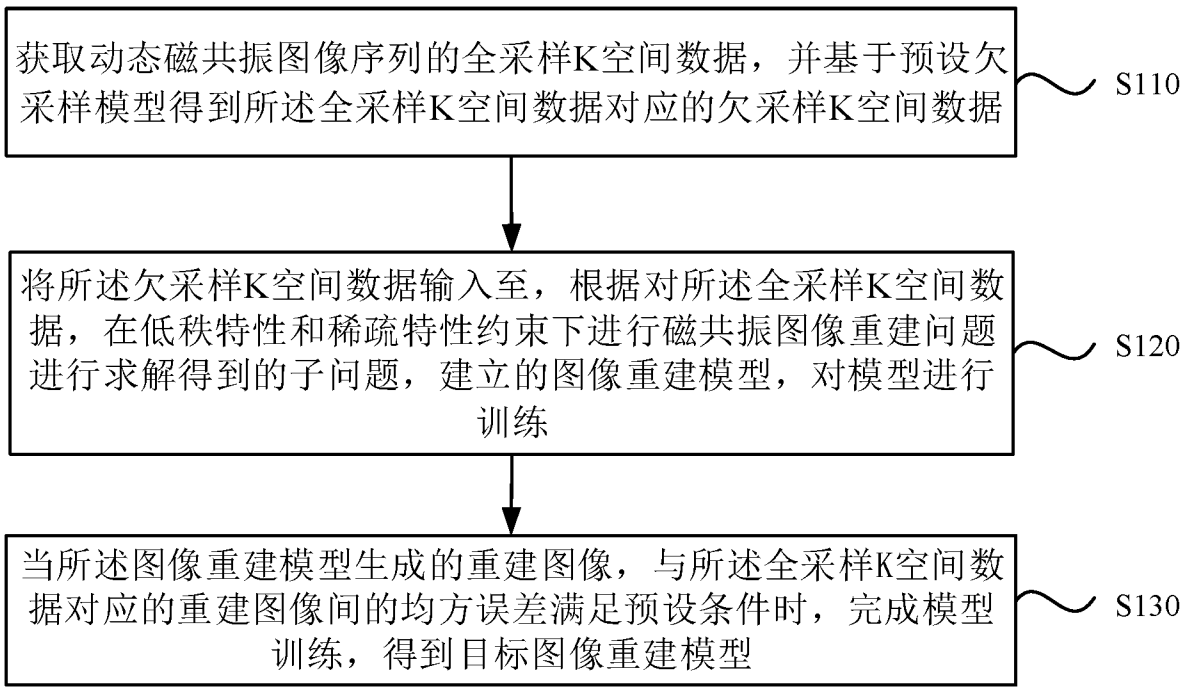

获取动态磁共振图像序列的全采样K空间数据，并基于预设欠采样模型得到所述全采样K空间数据对应的欠采样K空间数据
S110
将所述欠采样K空间数据输入至，根据对所述全采样K空间数据，在低秩特性和稀疏特性约束下进行磁共振图像重建问题进行求解得到的子问题，建立的图像重建模型，对模型进行训练
S120
当所述图像重建模型生成的重建图像，与所述全采样K空间数据对应的重建图像间的均方误差满足预设条件时，完成模型训练，得到目标图像重建模型
S130

图 1

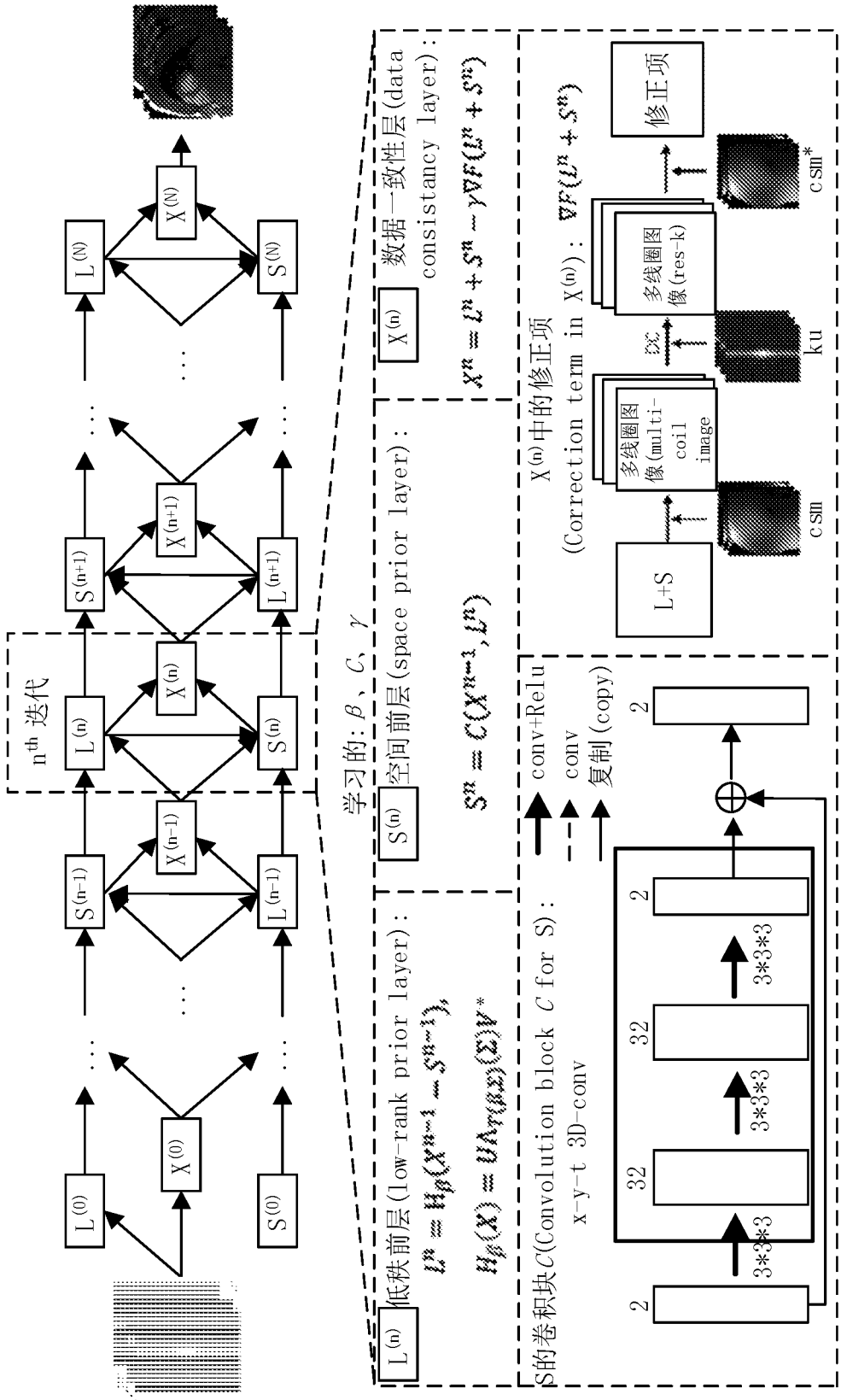

n^th 迭代
学习的: β、C、γ
低秩前层(low-rank prior layer):
空间前层(space prior layer):
数据一致性层(data consistancy layer):
S的卷积块C(Convolution block C for S):
conv+Relu
conv
复制(copy)
x-y-t 3D-conv
X(n)中的修正项
(Correction term in X(n)):
多线圈图像(multi-coil image
多线圈图像(res-k)
修正项
csm
ku
csm*
L+S
2
32
3*3*3

图 2

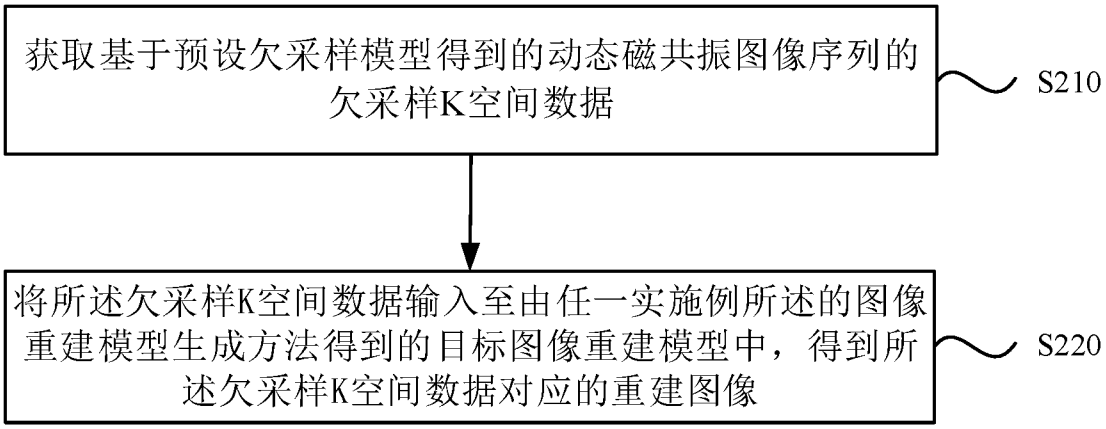

获取基于预设欠采样模型得到的动态磁共振图像序列的欠采样K空间数据
S210
将所述欠采样K空间数据输入至由任一实施例所述的图像重建模型生成方法得到的目标图像重建模型中，得到所述欠采样K空间数据对应的重建图像
S220

图 3

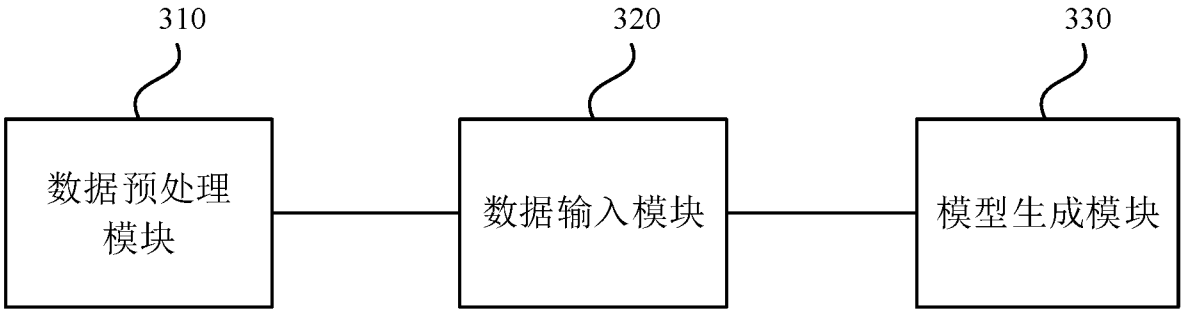

310
320
330
数据预处理模块
数据输入模块
模型生成模块

图 4

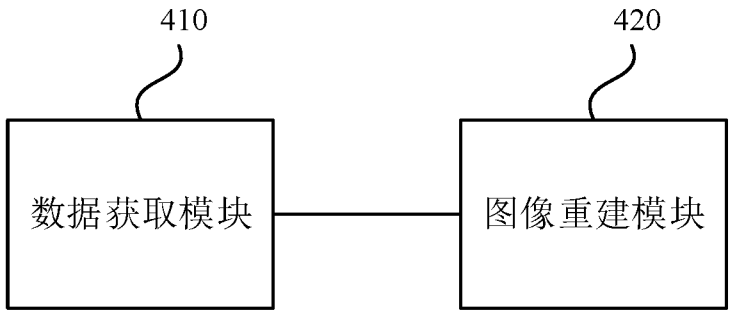

410
420
数据获取模块
图像重建模块

图 5

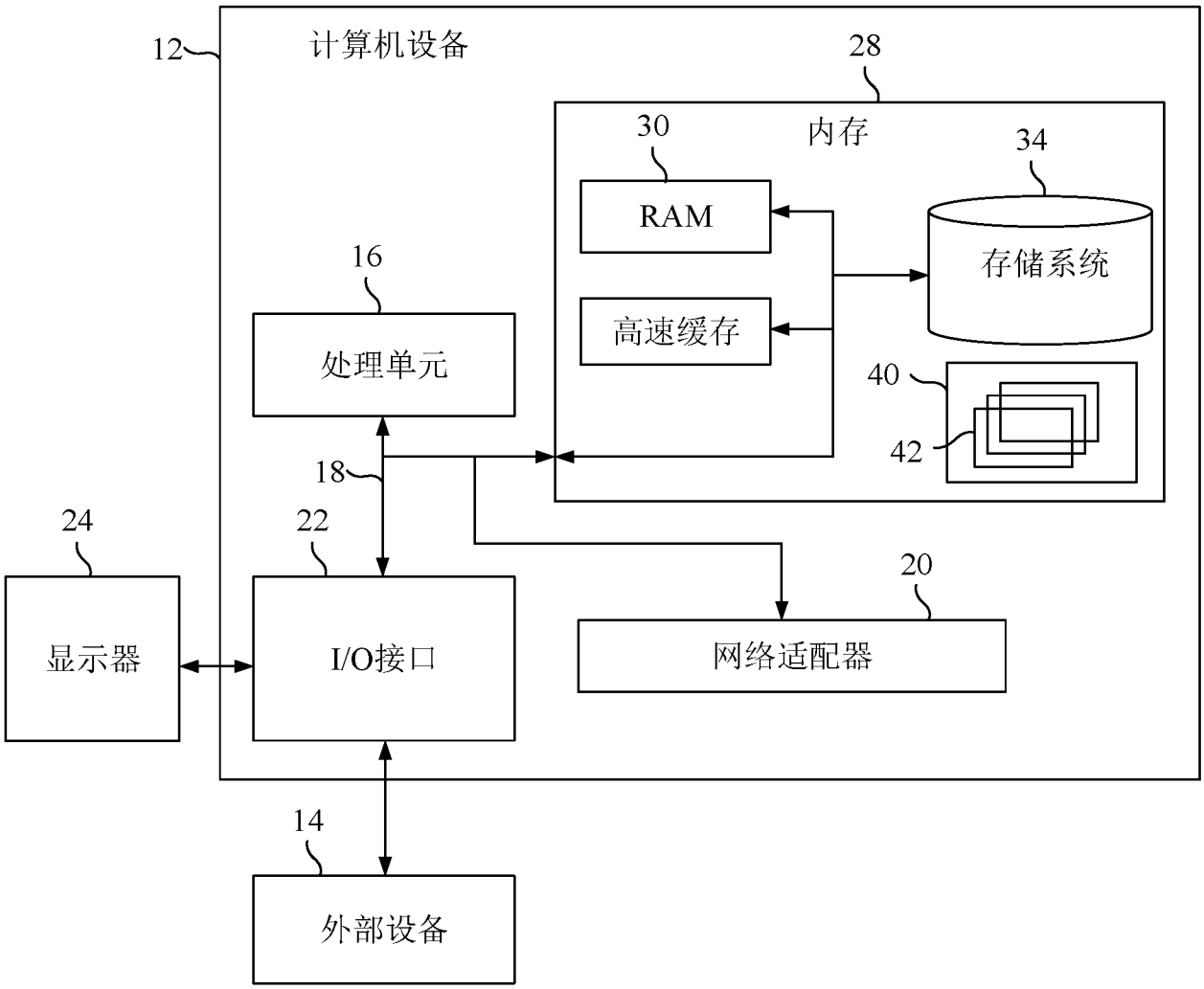

12
计算机设备
28
30
内存
34
RAM
存储系统
16
高速缓存
处理单元
40
42
18
24
22
20
显示器
I/O接口
网络适配器
14
外部设备

图 6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2021/085552

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G06T 11/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G06T

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNPAT, WPI, EPODOC, CNKI, IEEE: 图像, 图片, 重建, 核磁, 磁共振, K空间, 欠采样, 模型, 稀疏, image, picture, rebuild, MRI, K space, under sampling, model, sparse matrix

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN 111157935 A (SHANGHAI UNITED IMAGING INTELLIGENCE HEALTHCARE CO., LTD.) 15 May 2020 (2020-05-15) description, paragraphs [0005]-[0016]	1-10
A	CN 102309328 A (SHENZHEN INSTITUTES OF ADVANCED TECHNOLOGY, CHINESE ACADEMY OF SCIENCES) 11 January 2012 (2012-01-11) entire document	1-10
A	CN 104714199 A (SIEMENS (SHENZHEN) MAGNETIC RESONANCE CO., LTD.) 17 June 2015 (2015-06-17) entire document	1-10
A	US 2012081114 A1 (WELLER, D. et al.) 05 April 2012 (2012-04-05) entire document	1-10
A	US 2018306884 A1 (MAYO FOUNDATION FOR MEDICAL EDUCATION AND RESEARCH) 25 October 2018 (2018-10-25) entire document	1-10

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☑ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
06 December 2021	**17 December 2021**

Name and mailing address of the ISA/CN	Authorized officer
China National Intellectual Property Administration (ISA/CN) **No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao, Haidian District, Beijing 100088, China**	
Facsimile No. **(86-10)62019451**	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2021/085552

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
CN 111157935 A	15 May 2020	None	
CN 102309328 A	11 January 2012	None	
CN 104714199 A	17 June 2015	US 2015168526 A1	18 June 2015
US 2012081114 A1	05 April 2012	None	
US 2018306884 A1	25 October 2018	None	

国际检索报告

国际申请号
PCT/CN2021/085552

A. 主题的分类

G06T 11/00(2006.01)i

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

G06T

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称，和使用的检索词（如使用））

CNPAT, WPI, EPODOC, CNKI, IEEE: 图像, 图片, 重建, 核磁, 磁共振, K空间, 欠采样, 模型, 稀疏, image, picture, rebuild, MRI, K space, under sampling, model, sparse matrix

C. 相关文件

类 型*	引用文件，必要时，指明相关段落	相关的权利要求
A	CN 111157935 A (上海联影智能医疗科技有限公司) 2020年5月15日 (2020-05-15) 说明书第[0005]-[0016]段	1-10
A	CN 102309328 A (中国科学院深圳先进技术研究院) 2012年1月11日 (2012-01-11) 全文	1-10
A	CN 104714199 A (西门子深圳磁共振有限公司) 2015年6月17日 (2015-06-17) 全文	1-10
A	US 2012081114 A1 (WELLER, Daniel 等) 2012年4月5日 (2012-04-05) 全文	1-10
A	US 2018306884 A1 (MAYO FOUNDATION FOR MEDICAL EDUCATION AND RESEARCH) 2018年10月25日 (2018-10-25) 全文	1-10

☐ 其余文件在C栏的续页中列出。

☑ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型：

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件，或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件（如具体说明的）

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

“T” 在申请日或优先权日之后公布，与申请不相抵触，但为了理解发明之理论或原理的在后文件

“X” 特别相关的文件，单独考虑该文件，认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

“Y” 特别相关的文件，当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时，要求保护的发明不具有创造性

“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期	国际检索报告邮寄日期
2021年12月6日	2021年12月17日
ISA/CN的名称和邮寄地址 中国国家知识产权局(ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 传真号 (86-10)62019451	受权官员 边臻 电话号码 86-(10)-53961419

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2021/085552

检索报告引用的专利文件	公布日 (年/月/日)	同族专利	公布日 (年/月/日)
CN 111157935 A	2020年5月15日	无	
CN 102309328 A	2012年1月11日	无	
CN 104714199 A	2015年6月17日	US 2015168526 A1	2015年6月18日
US 2012081114 A1	2012年4月5日	无	
US 2018306884 A1	2018年10月25日	无	