(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
2020 年 7 月 9 日 (09.07.2020)

WIPO | PCT

(10) 国际公布号
WO 2020/140912 A1

(51) 国际专利分类号:
G06T 11/00 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2019/130827

(22) 国际申请日: 2019 年 12 月 31 日 (31.12.2019)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:
201910007827.8 2019年1月4日 (04.01.2019) CN

(71) 申请人: 深圳先进技术研究院 (SHENZHEN INSTITUTES OF ADVANCED TECHNOLOGY) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。

(72) 发明人: 王海峰 (WANG, Haifeng); 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。 梁栋 (LIANG, Dong); 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。 程静 (CHENG, Jing); 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。 刘新 (LIU, Xin); 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。 郑海荣 (ZHENG, Hairong); 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。

(74) 代理人: 深圳中一联合知识产权代理有限公司 (SHENZHEN ZHONGYI UNION INTELLECTUAL PROPERTY AGENCY CO.,LTD.); 中国广东省深圳市福田区园岭街道深南中路1014号报春大厦9楼（5号信箱）, Guangdong 518028 (CN)。

(54) **Title:** IMAGE RECONSTRUCTION METHOD IN NONLINEAR GRADIENT IMAGING AND RELATED DEVICE THEREOF

(54) **发明名称:** 一种非线性梯度成像的图像重建方法及其相关设备

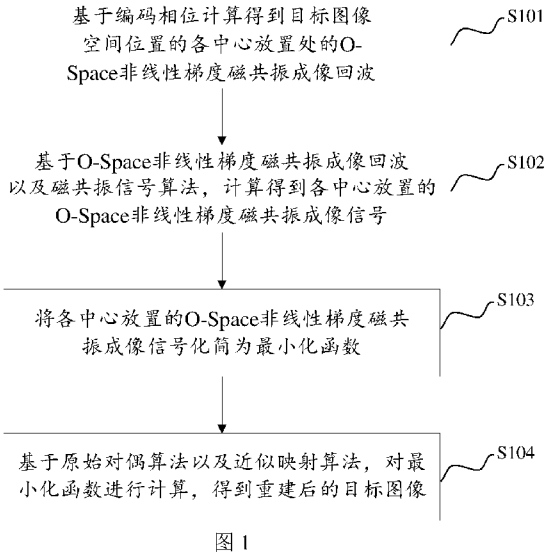


图 1

S101 Calculate an O-Space nonlinear gradient magnetic resonance imaging echo at each center placement of a target image space position on the basis of an encoding phase

S102 Calculate an O-Space nonlinear gradient magnetic resonance imaging signal at each center placement on the basis of the O-Space nonlinear gradient magnetic resonance imaging echo and a magnetic resonance signal algorithm

S103 Simplify the O-Space nonlinear gradient magnetic resonance imaging signal at each center placement as a minimization function

S104 Calculate the minimization function on the basis of a primal dual algorithm and an approximate mapping algorithm to obtain a reconstructed target image

(57) **Abstract:** An image reconstruction method and apparatus in nonlinear gradient imaging, and a computer readable storage medium. The method comprises: calculating an O-Space nonlinear gradient magnetic resonance imaging echo at each center placement of a target image space position on the basis of an encoding phase (S101); calculating an O-Space nonlinear gradient magnetic resonance imaging signal on the basis of a magnetic resonance signal; then simplifying the O-Space nonlinear gradient magnetic resonance imaging signal as a minimization function; and calculating the minimization function on the basis of a primal dual algorithm and an approximate mapping algorithm to obtain a reconstructed target image (S104). According to the image reconstruction method, a primal dual algorithm capable

WO 2020/140912 A1

[见续页]

(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, 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, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, 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))。

of processing nonlinear transformation and an approximate mapping algorithm capable of directly processing a non-smooth function are used to perform image reconstruction for a target image, so that the problem in the prior art of poor quality of the reconstructed image resulting from smooth approximation needing to be performed on the target image such that a reconstruction signal being excessively smooth and losing image details is mitigated, the image definition can be efficiently improved, and the image details can be kept.

(57) 摘要：一种非线性梯度成像的图像重建方法、装置及计算机可读存储介质，该方法包括：先基于编码相位，计算得到目标图像空间位置的各中心放置处的O-Space非线性梯度磁共振成像回波（S101），又再基于磁共振信号计算得到O-Space非线性梯度磁共振成像信号，之后将其化简为最小化函数，基于原始对偶算法以及近似映射算法，计算最小化函数得到重建后的目标图像（S104）。上述图像重建方法，采用了可处理非线性变换的原始对偶算法，以及可直接处理非光滑函数的近似映射算法对目标图像进行图像重建，可以改善现有技术中需对目标图像进行光滑近似而造成重建信号过度平滑以及丢失图像细节，进而导致的重建图像质量低的问题，能够有效地提高图像清晰度和保持图像的细节。

一种非线性梯度成像的图像重建方法及其相关设备

技术领域

本发明涉及软件技术领域，更具体地说，涉及一种非线性梯度成像的图像重建方法、装置、电子设备及可读存储介质。

背景技术

随着临床上人脑医学影像诊断的不断发展，对快速成像技术的图像质量要求越来越高，而传统的快速成像技术由于技术条件限制，而具有较差的成像效果，随着新兴的磁共振成像技术的出现和发展，提出了非线性梯度磁场成像技术，该技术是一种利用额外的非线性梯度磁场，加速和提高磁共振成像的新兴技术，该技术可以通过产生线性和非线性混合梯度磁场，提高成像编码效率，但是该技术存在重建图像时，存在重建信号过度平滑、图像细节丢失等缺陷进而导致的重建图像质量低的问题，这将严重影响非线性梯度磁场成像技术在实际临床中进一步推广和应用。

发明内容

本发明提供了一种非线性梯度成像的图像重建方法、装置、电子设备及可读存储介质，可以解决现有技术在重建图像时，存在的重建信号过度平滑和图像细节丢失而导致的重建图像质量低的技术问题。

为实现上述目的，本发明提供一种图像重建方法，该方法包括：

基于编码相位计算得到目标图像空间位置的各中心放置处的 0-Space 非线性梯度磁共振成像回波；

基于所述 0-Space 非线性梯度磁共振成像回波以及磁共振信号算法，计算得到各中心放置的 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号；

将所述各中心放置的 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号化简为最小化函数；

基于原始对偶算法以及近似映射算法，对所述最小化函数进行计算，得到重建后的所述目标图像。

可选的，编码相位为：

$$\Phi(\mathrm{x}',\ \mathrm{t})=\kappa^{T}(\mathrm{t})\Psi(\mathrm{x}')$$

其中，所述$\boldsymbol{\kappa}(t)$表示时间 t 的梯度向量，$\Psi(\mathrm{x}')$表示所述目标图像在空间位置$\mathrm{x}'=(x,\ y,\ z)$处的梯度编码场。

可选的，0-Space 非线性梯度磁共振成像回波为：

$$\Phi_{l}(\mathrm{x}',t)=k_{x}(t)\cdot x+k_{y}(t)\cdot y-\frac{k_{z^{2}}(t)}{2}\cdot\left((x-x_{l})^{2}+(y-y_{l})^{2}\right)$$

其中，所述目标图像空间位置为$\mathrm{x}'=(x,\ y,\ z)$；

$k_{x}(t)=\gamma\int_{0}^{t}G_{x}(\tau)d\tau$；

$k_{y}(t)=\gamma\int_{0}^{t}G_{y}(\tau)d\tau$；

$k_{z^2}(t)=\gamma\int_0^t G_{z^2}(\tau)d\tau$；

γ表示旋磁比，t 表示时间；

所述目标图像空间位置的第 l 个中心放置处为$(x_l,\ y_l)$；

$G_x(\tau)$，$G_y(\tau)$和$G_z(\tau)$分别是沿 x，y，z^2方向的梯度；

所述 z^2方向指回波映射到同心圆周上的圆周方向。

可选的，磁共振信号为：

$$s_q(t)=\int_\Omega M(\mathrm{x}')\cdot C_q(\mathrm{x}')\cdot e^{j\Phi(\mathrm{x}',t)}d\mathrm{x}'$$

其中，$M(\mathrm{x}')$表示所述目标图像在空间位置$\mathrm{x}'=(x,\ y,\ z)$处的磁化矢量；

$C_{\mathrm{q}}(\mathrm{x}')$表示所述目标图像在空间位置$\mathrm{x}'=(x,\ y,\ z)$处的第 q 个线圈的线圈敏感度；

$\Phi(\mathrm{x}',\ \mathrm{t})$表示所述目标图像在空间位置$\mathrm{x}'=(x,\ y,\ z)$处的编码相位；

Ω为感兴趣区域，t 表示时间。

可选的，0-Space 非线性梯度磁共振成像信号为：

$$s_{l,q}(t)=\int_\Omega M(\mathrm{x}')\cdot C_q(\mathrm{x}')\cdot e^{j\gamma\int_0^t\left(G_x(\tau)x+G_y(\tau)y+G_{z2}(\tau)\left[\frac{1}{2}\cdot\left((x-x_l)^2+(y-y_l)^2\right)\right]\right)d\tau}d\mathrm{x}'$$

其中，所述目标图像的空间位置为$\mathrm{x}'=(\mathrm{x},\ \mathrm{y},\ \mathrm{z})$；

$M(\mathrm{x}')$表示所述目标图像在空间位置$\mathrm{x}'=(\mathrm{x},\ \mathrm{y},\ \mathrm{z})$处的磁化矢量；

$C_q(x')$表示所述目标图像在空间位置$x'=(x, y, z)$处的第 q 个线圈的线圈敏感度；

Ω为感兴趣区域；γ为旋磁比；t 表示时间；

$G_x(\tau)$，$G_y(\tau)$和$G_z(\tau)$分别是沿 x，y，z^2方向的梯度；

所述 z^2方向指回波映射到同心圆周上的圆周方向。

可选的，将所述各中心放置的 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号化简为最小化函数，包括：

在离散情况下，令E为 0-space 编码矩阵，令所述目标图像为$\mathbf{M}\in\mathbf{C}^{N\times N}$，令所述目标图像空间位置所有中心放置处的 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号为$\mathbf{S}\in\mathbf{C}^{N}$，将所述各中心放置的 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号化简为最小化函数：

$$\hat{\mathbf{M}}=\arg\min\left\{\lambda R(\mathbf{M})+\|\mathbf{S}-E\mathbf{M}\|_2^2\right\}$$

其中，C 表示复数空间，N 表示所述复数空间的维度；λ表示正则参数；

$R(M)=\|\Gamma M\|_1$，Γ表示小波变换，所述目标图像为$\mathbf{M}\in\mathbf{C}^{N\times N}$，$\|\ \|_1$表示 L1 范数，$\|\ \|_2$表示 L2 范数。

可选的，基于原始对偶算法以及近似映射算法，对所述最小化函数进行计算，得到重建后的所述目标图像，包括以下步骤：

步骤 1、按照如下公式计算得到第 n+1 个第一对偶参数：

$$q_{n+1}=\mathrm{pro}_{\sigma F_1}{}^{*}(q_n+\sigma*\Gamma\overline{M_n})=\frac{\lambda*(q_n+\sigma*\Gamma\overline{M_n})}{\max(\lambda,|(q_n+\sigma*\Gamma\overline{M_n})|)}；$$

其中，n 为整数且 n 的初始值为 0，M_n初值为 0；

步骤 2、按照如下公式计算得到第 n+1 个第二对偶参数：

$$\mathrm{p}_{n+1}=\mathrm{pro}_{\sigma F_2}{}^{*}(\mathrm{p}_{n}+\sigma E(\overline{M}_{n}))=\frac{\mathrm{p}_{n}+\sigma^{*}(E\overline{M}_{n}-S)}{1+\sigma}$$；

步骤 3、按照如下公式计算第 n+1 次迭代得到的中间变量：

$$\begin{aligned}&M_{n+1}\\&=\mathrm{prox}_{\tau G}(M_{n}-\tau[\nabla E(M_{n})]^{*}(\mathrm{p}_{n+1})-\tau\Gamma^{*}\mathrm{q}_{n+1});\\&=M_{n}-\tau^{*}[\nabla E(M_{n})]^{*}\mathrm{p}_{n+1}-\tau^{*}\Gamma^{*}\mathrm{q}_{n+1}\end{aligned}$$

步骤 4、按照如下公式进行计算第 n+1 次迭代得到的结果：

$$\overline{M_{n+1}}=M_{n+1}+\theta(M_{n+1}-M_{n})$$；

步骤 5、按照以下公式计算得到相对误差 r：

$$r=\frac{\|M_{n+1}-M_{n}\|_2^2}{\|M_{n}\|_2^2}$$

当所述相对误差 r 满足预设收敛范围时，确定步骤 4 得到的第 n+1 次迭代后得到的结果作为所述目标图像，否则，重复步骤 1 至 5；

其中，$[\nabla E(M_{n})]$表示 0-space 编码矩阵 E 在 M_{n} 处导数的伴随；

p，q 分别为第一对偶参数、第二对偶参数；$G=0$，σ，τ，θ 为预设系数；

$F_1=\lambda\|\Gamma M\|_1$，$F_2=\|\mathbf{S}-E\mathbf{M}\|_2^2$，Γ 表示小波变换，$\|\ \|_1$ 表示 L1 范数，$\|\ \|_2$ 表示 L2 范数；

所述目标图像为 $\mathbf{M}\in\mathbf{C}^{N\times N}$，所述 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号为 $\mathbf{S}\in\mathbf{C}^{N}$；

C 表示复数空间，N 表示所述复数空间的维度；λ 表示正则参数。

进一步的，本发明还提供了一种图像重建装置，该图像重建装置包括：

回波计算模块，用于基于编码相位计算得到目标图像空间位置的各中心放置处的 0-Space 非线性梯度磁共振成像回波；

信号计算模块，用于基于所述 0-Space 非线性梯度磁共振成像回波以及磁共振信号算法，计算得到各中心放置的 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号；

化简模块，用于将所述各中心放置的 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号化简为最小化函数；

重建模块，用于基于原始对偶算法以及近似映射算法，对所述最小化函数进行计算，得到重建后的所述目标图像。

进一步的，本发明还提供了一种电子设备，该电子设备包括处理器、存储器及通信总线，其中：

通信总线用于实现处理器和存储器之间的连接通信；

处理器用于执行存储器中存储的图像重建程序，以实现如上的图像重建方法中的各个步骤。

进一步的，本发明还提供了一种计算机可读存储介质，该计算机可读存储介质存储有一个或者多个程序，一个或者多个程序可被一个或者多个处理器执行，以实现如上的图像重建方法中的各个步骤。

有益效果

本发明提供一种非线性梯度成像的图像重建方法、装置、电子设备及可读存储介质，该方法包括：先基于编码相位计算得到目标图像空间位置的各中心放置处的 0-Space 非线性梯度磁共振成像回波，随后基于所述 0-Space 非线性梯度磁共振成像回波以及磁共振信号算法，计算得到各中心放置的 0-Space 非

线性梯度磁共振成像信号，再将所述各中心放置的 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号化简为最小化函数，最后，基于原始对偶算法以及近似映射算法，对所述最小化函数进行计算，得到重建后的所述目标图像。本发明提供的图像重建方法，采用了可处理非线性变换的原始对偶算法，以及可直接处理非光滑函数的近似映射算法对目标图像进行图像重建，可以改善现有技术中需对目标图像进行光滑近似而造成重建信号过度平滑以及丢失图像细节，进而导致的重建图像质量低的问题，能够有效地提高图像清晰度和保持图像的细节。

附图说明

为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案，下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍，显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例，对于本领域技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据这些附图获得其他的附图。

图 1 为本发明提供的一种图像重建方法的基本流程图；

图 2 为本发明提供的二阶非线性梯度磁场中心示意图；

图 3 为本发明提供的一种图像重建装置的结构示意图；

图 4 为本发明提供的一种电子设备的结构示意图。

具体实施方式

为使得本发明的发明目的、特征、优点能够更加的明显和易懂，下面将结合本发明实施例中的附图，对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描

述，显然，所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例，而非全部实施例。基于本发明中的实施例，本领域技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本发明保护的范围。

本发明提供了一种非线性梯度成像的图像重建方法、装置、电子设备及可读存储介质，可以解决现有技术中重建图像时，重建信号过度平滑和图像细节丢失的技术问题。参见图 1，该方法包括：

S101、基于编码相位计算得到目标图像空间位置的各中心放置处的 0-Space 非线性梯度磁共振成像回波。

需要理解的是，中心放置为二阶非线性梯度磁场中心，可参见图 2 所示。

需要了解的是，编码相位为：

$$\Phi(\mathrm{x}',\ \mathrm{t})=\kappa^{T}(\mathrm{t})\Psi(\mathrm{x}')$$

其中，$\boldsymbol{\kappa}(t)$表示时间 t 的梯度向量，$\Psi(\mathrm{x}')$表示目标图像在空间位置$\mathrm{x}'=(x,\ y,\ z)$处的梯度编码场。

计算得到的 0-Space 非线性梯度磁共振成像回波为：

$$\Phi_{l}(\mathrm{x}',t)=k_{x}(t)\cdot x+k_{y}(t)\cdot y-\frac{k_{z^{2}}(t)}{2}\cdot\left((x-x_{l})^{2}+(y-y_{l})^{2}\right)$$

其中，目标图像空间位置为$\mathrm{x}'=(x,\ y,\ z)$，t 表示时间；

$k_{x}(t)=\gamma\int_{0}^{t}G_{x}(\tau)d\tau$；

$k_{y}(t)=\gamma\int_{0}^{t}G_{y}(\tau)d\tau$；

$k_{z^{2}}(t)=\gamma\int_{0}^{t}G_{z^{2}}(\tau)d\tau$；

γ表示旋磁比，目标图像空间位置的第 1 个中心放置处为$(\mathrm{x}_l,\ \mathrm{y}_l)$；

$G_x(\tau)$，$G_y(\tau)$和$G_z(\tau)$分别是沿 x，y，z^2方向的梯度；

所述 z^2方向指回波映射到同心圆周上的圆周方向。

需要了解的是，$G_x(\tau)$，$G_y(\tau)$与线性梯度的径向成像中一样，而$G_z(\tau)$表示幅度在周向不变，只沿径向改变的非线性空间编码磁场。

S102、基于所述 0-Space 非线性梯度磁共振成像回波以及磁共振信号算法，计算得到各中心放置的 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号。

需要了解的是，0-Space 回波为 0-Space 成像的梯度编码相位，0-Space 成像信号为 0-Space 非线性梯度磁共振成像的采集信号。

在一些示例下，目标图像的磁共振信号为：

$$s_q(t)=\int_{\Omega} M(\mathrm{x}')\cdot C_q(\mathrm{x}')\cdot e^{j\Phi(\mathrm{x}',t)}d\mathrm{x}'$$

计算得到的$(x_l,\ y_l)$处第 l 个中心放置的 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号为：

$$s_{l,q}(t)=\int_{\Omega} M(\mathrm{x}')\cdot C_q(\mathrm{x}')\cdot e^{j\gamma\int_0^t\left(G_x(\tau)x+G_y(\tau)y+G_{z2}(\tau)\left[\frac{1}{2}\cdot\left((x-x_l)^2+(y-y_l)^2\right)\right]\right)d\tau}d\mathrm{x}'$$

其中，$M(\mathrm{x}')$表示目标图像在空间位置$\mathrm{x}'=(x,\ y,\ z)$处的磁化矢量；

$C_q(\mathrm{x}')$表示所述目标图像在空间位置$\mathrm{x}'=(x, y, z)$处的第 q 个线圈的线圈敏感度；

$\Phi(\mathrm{x}', \mathrm{t})$表示所述目标图像在空间位置$\mathrm{x}'=(x, y, z)$处的编码相位；

Ω为感兴趣区域；γ为旋磁比；t 表示时间

$G_x(\tau)$，$G_y(\tau)$和$G_z(\tau)$分别是沿x，y，z^2方向的梯度；

所述 z^2方向指回波映射到同心圆周上的圆周方向。

S103、将所述各中心放置的 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号化简为最小化函数。

具体的，在离散情况下，可以令E为 0-space 编码矩阵，令目标图像为$\mathbf{M}\in\mathbf{C}^{N\times N}$，令 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号为$\mathbf{S}\in\mathbf{C}^{N}$，则可以将 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号$S_{l,q}(\mathrm{t})$化简为最小化函数：

$$\hat{\mathbf{M}}=\arg\min\left\{\lambda R(\mathbf{M})+\left\|\mathbf{S}-E\mathbf{M}\right\|_2^2\right\}$$

需要了解的是，$\hat{\mathbf{M}}$表示重建图像，求解等号右边的最小化函数可以得到重建目标图像的最终结果。一般情况下，可以采用原始对偶算法解决，需要了解的是，在图像处理领域经常用到原始对偶算法，该算法可以用来解决形式如：

$$\min_{x\in X} F(Kx)+G(x)$$

的最小化问题，其中，$F(Kx)$、$G(x)$表示x的函数，$F(Kx)$中的K表示前向操作算子，既可以表示线性算子也可以表示非线性算子。

其中，C 表示复数空间，N 表示复数空间的维度；λ表示正则参数；

$R(M)=\|\Gamma M\|_1$，Γ表示小波变换，目标图像为$\mathbf{M}\in\mathbf{C}^{N\times N}$，$\|\ \|_1$表示L1范数，$\|\ \|_2$表示L2范数。

需要了解的是，M与$M(\mathrm{x}')$意义相同，表示目标图像，其中$\mathrm{x}'=(x,\ y,\ z)$表示目标图像的空间位置，需要明白的是，图像是空间位置的函数，故目标图像可以表示为M和$M(\mathrm{x}')$。

S104、基于原始对偶算法以及近似映射算法，对所述最小化函数进行计算，得到重建后的所述目标图像。

具体的，在上述的离散情况下，步骤S104可以为执行以下步骤：

步骤1、按照如下公式计算得到第n+1个第一对偶参数：

$$\mathrm{q}_{n+1}=\mathrm{pro}_{\sigma F_1}{}^{*}(\mathrm{q}_n+\sigma*\Gamma\overline{M_n})=\frac{\lambda*(\mathrm{q}_n+\sigma*\Gamma\overline{M_n})}{\max(\lambda,|(\mathrm{q}_n+\sigma*\Gamma\overline{M_n})|)};$$

其中，n为整数且n的初始值为0，M_n初值为0；

步骤2、按照如下公式计算得到第n+1个第二对偶参数：

$$\mathrm{p}_{n+1}=\mathrm{pro}_{\sigma F_2}{}^{*}(\mathrm{p}_n+\sigma E(\overline{M_n}))=\frac{\mathrm{p}_n+\sigma*(E\overline{M_n}-S)}{1+\sigma};$$

步骤3、按照如下公式计算第n+1次迭代得到的中间变量：

$$\begin{aligned}&M_{n+1}\\&=\mathrm{prox}_{\tau G}(M_n-\tau[\nabla E(M_n)]^{*}(\mathrm{p}_{n+1})-\tau\Gamma^{*}\mathrm{q}_{n+1});\\&=M_n-\tau*[\nabla E(M_n)]^{*}\mathrm{p}_{n+1}-\tau*\Gamma*\mathrm{q}_{n+1}\end{aligned}$$

步骤4、按照如下公式进行计算第n+1次迭代得到的结果：

$$\overline{M_{n+1}}=M_{n+1}+\theta(M_{n+1}-M_n);$$

步骤5、按照以下公式计算得到相对误差r：

$$r=\frac{\left\|M_{n+1}-M_n\right\|_2^2}{\left\|M_n\right\|_2^2}$$

当所述相对误差r满足预设收敛范围时，确定步骤 4 得到的第 n+1 次迭代后得到的结果作为所述目标图像，否则，重复步骤 1 至 5；

其中，$[\nabla E(M_n)]$表示 0-space 编码矩阵 E 在 M_n 处导数的伴随；

p，q 分别为第一对偶参数、第二对偶参数；$G=0$，σ，τ，θ为预设系数；

$F_1=\lambda\left\|\Gamma M\right\|_1$，$F_2=\left\|\mathbf{S}-E\mathbf{M}\right\|_2^2$，Γ表示小波变换，$\|\ \|_1$表示 L1 范数，$\|\ \|_2$表示 L2 范数；

所述目标图像为$\mathbf{M}\in\mathbf{C}^{N\times N}$，所述 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号为$\mathbf{S}\in\mathbf{C}^{N}$；

C 表示复数空间，N 表示所述复数空间的维度；λ表示正则参数，用来平衡数据保真项和正则项。

此处以 H(x)函数为例介绍近似映射算法，H(x)具体意义则需要根据具体问题确定，基于 H(x)函数以及近似映射算法可以得到 H(x)的近似映射 $\mathrm{prox}_{\sigma H}$：

$$\mathrm{prox}_{\sigma H}=\underset{z}{\mathrm{argmin}}\left\{H(z)+\frac{\left\|z-x\right\|_2^2}{2\sigma}\right\}$$

需要了解的是，近似映射算法可直接处理非光滑函数，而无需对函数进行光滑近似。

本实施例提供的图像重建方法，采用了可处理非线性变换的原始对偶算法，以及可直接处理非光滑函数的近似映射算法对目标图像进行图像重建，可以改善现有技术中需对目标图像进行光滑近似而造成重建信号过度平滑以及丢失图

像细节，进而导致的重建图像质量低的问题，能够有效地提高图像清晰度和保持图像的细节。

进一步的，本发明还提供了一种图像重建装置，参见图 3 该图像重建装置包括：

回波计算模块 301，用于基于编码相位计算得到目标图像空间位置的各中心放置处的 0-Space 非线性梯度磁共振成像回波；

信号计算模块 302，用于基于所述 0-Space 非线性梯度磁共振成像回波以及磁共振信号算法，计算得到各中心放置的 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号；

化简模块 303，用于将所述各中心放置的 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号化简为最小化函数；

重建模块 304，用于基于原始对偶算法以及近似映射算法，对所述最小化函数进行计算，得到重建后的所述目标图像。

进一步的，本发明还提供了一种图像重建电子设备，参见图 4 该电子设备包括处理器 401、存储器 402 及通信总线 403，其中：

通信总线 403 用于实现处理器 401 和存储器 402 之间的连接通信；

处理器 401 用于执行存储器 402 中存储的图像重建程序，以实现如上的图像重建方法中的各个步骤。

进一步的，本发明还提供了一种计算机可读存储介质，该计算机可读存储介质存储有一个或者多个程序，一个或者多个程序可被一个或者多个处理器执行，以实现如上的图像重建方法中的各个步骤。

需要说明的是，对于前述的各方法实施例，为了简便描述，故将其都表述为一系列的动作组合，但是本领域技术人员应该知悉，本发明并不受所描述的动作顺序的限制，因为依据本发明，某些步骤可以采用其它顺序或者同时进行。其次，本领域技术人员也应该知悉，说明书中所描述的实施例均属于优选实施例，所涉及的动作和模块并不一定都是本发明所必须的。

在上述实施例中，对各个实施例的描述都各有侧重，某个实施例中没有详述的部分，可以参见其它实施例的相关描述，同时，上述本发明实施例序号仅仅为了描述，不代表实施例的优劣，本领域的普通技术人员在本发明的启示下，在不脱离本发明宗旨和权利要求所保护的范围情况下，还可做出很多形式，这些均属于本发明的保护之内。

权 利 要 求 书

1、一种非线性梯度成像的图像重建方法，其特征在于，所述图像重建方法包括：

基于编码相位计算得到目标图像空间位置的各中心放置处的 0-Space 非线性梯度磁共振成像回波；

基于所述 0-Space 非线性梯度磁共振成像回波以及磁共振信号算法，计算得到各中心放置的 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号；

将所述各中心放置的 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号化简为最小化函数；

基于原始对偶算法以及近似映射算法，对所述最小化函数进行计算，得到重建后的所述目标图像。

2、如权利要求 1 所述的图像重建方法，其特征在于，所述编码相位为：

$$\Phi(\mathrm{x}',\ \mathrm{t}) = \kappa^{T}(\mathrm{t})\Psi(\mathrm{x}')$$

其中，所述 $\boldsymbol{\kappa}(t)$ 表示时间 t 的梯度向量，$\Psi(\mathrm{x}')$ 表示所述目标图像在空间位置 $\mathrm{x}'=(x,\ y,\ z)$ 处的梯度编码场。

3、如权利要求 2 所述的图像重建方法，其特征在于，所述 0-Space 非线性梯度磁共振成像回波为：

$$\Phi_{l}(\mathrm{x}',t) = k_{x}(t)\cdot x + k_{y}(t)\cdot y - \frac{k_{z^2}(t)}{2}\cdot\left((x-x_{l})^{2} + (y-y_{l})^{2}\right)$$

其中，所述目标图像空间位置为 $\mathrm{x}'=(x,\ y,\ z)$；

$k_{x}(t) = \gamma\int_{0}^{t} G_{x}(\tau)d\tau$；

$k_{y}(t) = \gamma\int_{0}^{t} G_{y}(\tau)d\tau$；

$k_{z^2}(t) = \gamma\int_{0}^{t} G_{z^2}(\tau)d\tau$；

γ 表示旋磁比，t 表示时间；

所述目标图像空间位置的第 l 个中心放置处为 $(x_{l},\ y_{l})$；

$G_{x}(\tau)$，$G_{y}(\tau)$ 和 $G_{z}(\tau)$ 分别是沿 x，y，z^2 方向的梯度；

所述 z^2 方向指回波映射到同心圆周上的圆周方向。

4、如权利要求 1 所述的图像重建方法，其特征在于，所述磁共振信号为：

$$s_q(t)=\int_{\Omega} M(\mathrm{x}')\cdot C_q(\mathrm{x}')\cdot e^{j\Phi(\mathrm{x}',t)}d\mathrm{x}'$$

其中，$M(\mathrm{x}')$ 表示所述目标图像在空间位置 $\mathrm{x}'=(x,\ y,\ z)$ 处的磁化矢量；

$C_{\mathrm{q}}(\mathrm{x}')$ 表示所述目标图像在空间位置 $\mathrm{x}'=(x,\ y,\ z)$ 处的第 q 个线圈的线圈敏感度；

$\Phi(\mathrm{x}',\ \mathrm{t})$ 表示所述目标图像在空间位置 $\mathrm{x}'=(x,\ y,\ z)$ 处的编码相位；

Ω 为感兴趣区域，t 表示时间。

5、如权利要求 4 所述的图像重建方法，其特征在于，所述 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号为：

$$s_{l,q}(t)=\int_{\Omega} M(\mathrm{x}')\cdot C_q(\mathrm{x}')\cdot e^{j\gamma\int_0^t\left(G_x(\tau)x+G_y(\tau)y+G_{z2}(\tau)\left[\frac{1}{2}\cdot\left((x-x_l)^2+(y-y_l)^2\right)\right]\right)d\tau}d\mathrm{x}'$$

其中，所述目标图像的空间位置为 $\mathrm{x}'=(\mathrm{x},\ \mathrm{y},\ \mathrm{z})$；

$M(\mathrm{x}')$ 表示所述目标图像在空间位置 $\mathrm{x}'=(\mathrm{x},\ \mathrm{y},\ \mathrm{z})$ 处的磁化矢量；

$C_{\mathrm{q}}(\mathrm{x}')$ 表示所述目标图像在空间位置 $\mathrm{x}'=(x,\ y,\ z)$ 处的第 q 个线圈的线圈敏感度；

Ω 为感兴趣区域；γ 为旋磁比；t 表示时间；

$G_x(\tau)$，$G_y(\tau)$ 和 $G_z(\tau)$ 分别是沿 x，y，z^2 方向的梯度；

所述 z^2 方向指回波映射到同心圆周上的圆周方向。

6、如权利要求 1-5 任一项所述的图像重建方法，其特征在于，所述将所述各中心放置的 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号化简为最小化函数，包括：

在离散情况下，令 E 为 0-space 编码矩阵，令所述目标图像为 $\mathbf{M}\in\mathbf{C}^{N\times N}$，令所述目标图像空间位置所有中心放置处的 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号为 $\mathbf{S}\in\mathbf{C}^{N}$，将所述各中心放置的 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号化简为最小化函数：

$$\hat{\mathbf{M}}=\arg\min\left\{\lambda R(\mathbf{M})+\left\|\mathbf{S}-E\mathbf{M}\right\|_2^2\right\}$$

其中，C 表示复数空间，N 表示所述复数空间的维度；λ 表示正则参数；

$R(M)=\|\Gamma M\|_1$，Γ表示小波变换，所述目标图像为$\mathbf{M}\in\mathbf{C}^{N\times N}$，$\|\ \|_1$表示L1范数，$\|\ \|_2$表示L2范数。

7、如权利要求1-5任一项所述的图像重建方法，其特征在于，所述基于原始对偶算法以及近似映射算法，对所述最小化函数进行计算，得到重建后的所述目标图像，包括以下步骤：

步骤1、按照如下公式计算得到第n+1个第一对偶参数：

$$q_{n+1}=\mathrm{pro}_{\sigma F_1}*(q_n+\sigma*\Gamma\overline{M_n})=\frac{\lambda*(q_n+\sigma*\Gamma\overline{M_n})}{\max(\lambda,|(q_n+\sigma*\Gamma\overline{M_n})|)};$$

其中，n为整数且n的初始值为0，M_n初值为0；

步骤2、按照如下公式计算得到第n+1个第二对偶参数：

$$p_{n+1}=\mathrm{pro}_{\sigma F_2}*(p_n+\sigma E(\overline{M_n}))=\frac{p_n+\sigma*(E\overline{M_n}-S)}{1+\sigma};$$

步骤3、按照如下公式计算第n+1次迭代得到的中间变量：

$$\begin{aligned}&M_{n+1}\\&=\mathrm{prox}_{\tau G}(M_n-\tau[\nabla E(M_n)]*(p_{n+1})-\tau\Gamma*q_{n+1});\\&=M_n-\tau*[\nabla E(M_n)]*p_{n+1}-\tau*\Gamma*q_{n+1}\end{aligned}$$

步骤4、按照如下公式进行计算第n+1次迭代得到的结果：

$$\overline{M_{n+1}}=M_{n+1}+\theta(M_{n+1}-M_n);$$

步骤5、按照以下公式计算得到相对误差r：

$$r=\frac{\|M_{n+1}-M_n\|_2^2}{\|M_n\|_2^2}$$

当所述相对误差r满足预设收敛范围时，确定步骤4得到的第n+1次迭代后得到的结果作为所述目标图像，否则，重复步骤1至5；

其中，$[\nabla E(M_n)]$表示0-space编码矩阵E在M_n处导数的伴随；

p，q分别为第一对偶参数、第二对偶参数；$G=0$，σ，τ，θ为预设系数；

$F_1=\lambda\|\Gamma M\|_1$，$F_2=\|\mathbf{S}-E\mathbf{M}\|_2^2$，$\Gamma$表示小波变换，$\|\ \|_1$表示L1范数，$\|\ \|_2$表示L2范数；

所述目标图像为$\mathbf{M}\in\mathbf{C}^{N\times N}$，所述0-Space非线性梯度磁共振成像信号为$\mathbf{S}\in\mathbf{C}^{N}$；

C 表示复数空间，N 表示所述复数空间的维度；λ表示正则参数。

8、一种图像重建装置，所述图像重建装置包括：

回波计算模块，用于基于编码相位计算得到目标图像空间位置的各中心放置处的 0-Space 非线性梯度磁共振成像回波；

信号计算模块，用于基于所述 0-Space 非线性梯度磁共振成像回波以及磁共振信号算法，计算得到各中心放置的 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号；

化简模块，用于将所述各中心放置的 0-Space 非线性梯度磁共振成像信号化简为最小化函数；

重建模块，用于基于原始对偶算法以及近似映射算法，对所述最小化函数进行计算，得到重建后的所述目标图像。

9、一种电子设备，其特征在于，所述电子设备包括处理器、存储器及通信总线，其中：

通信总线用于实现处理器和存储器之间的连接通信；

处理器用于执行存储器中存储的图像重建程序，以实现权利要求 1-7 任一项所述的图像重建方法中的各个步骤。

10、一种可读存储介质，其特征在于，所述可读存储介质为计算机可读存储介质，所述计算机可读存储介质存储有一个或者多个程序，所述一个或者多个程序可被一个或者多个处理器执行，以实现如权利要求 1-7 任一项所述的图像重建方法中的各个步骤。

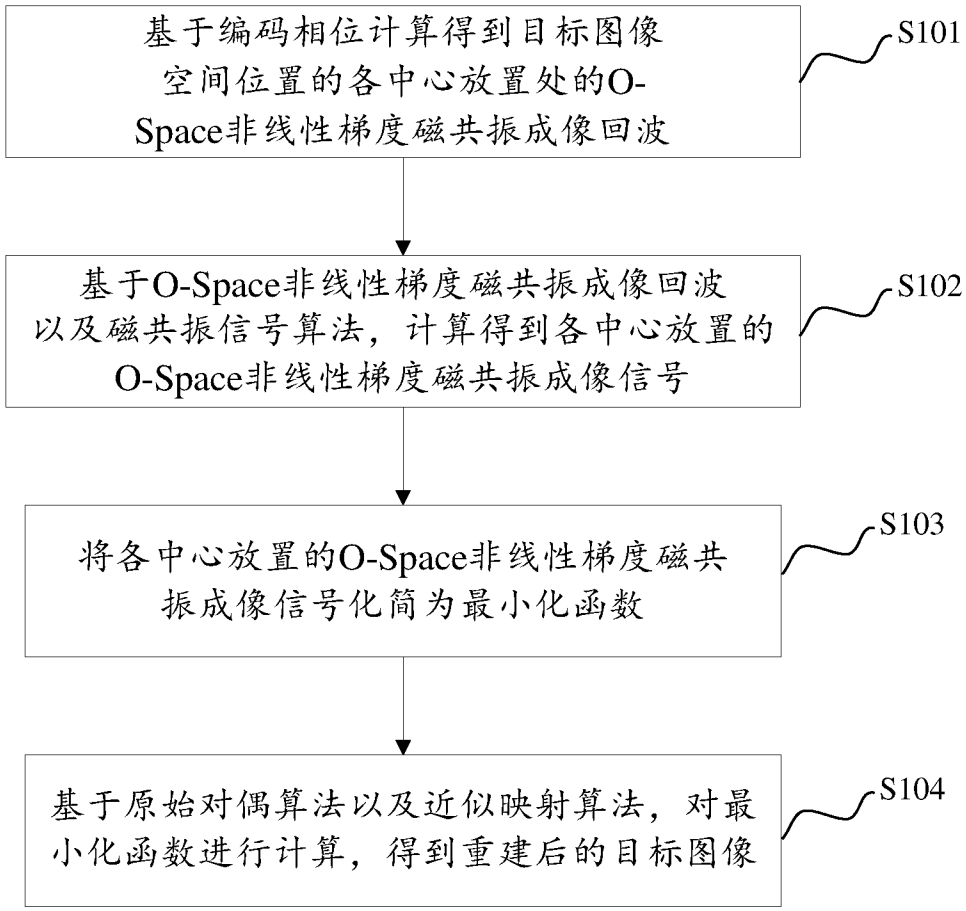

基于编码相位计算得到目标图像空间位置的各中心放置处的O-Space非线性梯度磁共振成像回波
S101
基于O-Space非线性梯度磁共振成像回波以及磁共振信号算法，计算得到各中心放置的O-Space非线性梯度磁共振成像信号
S102
将各中心放置的O-Space非线性梯度磁共振成像信号化简为最小化函数
S103
基于原始对偶算法以及近似映射算法，对最小化函数进行计算，得到重建后的目标图像
S104

图 1

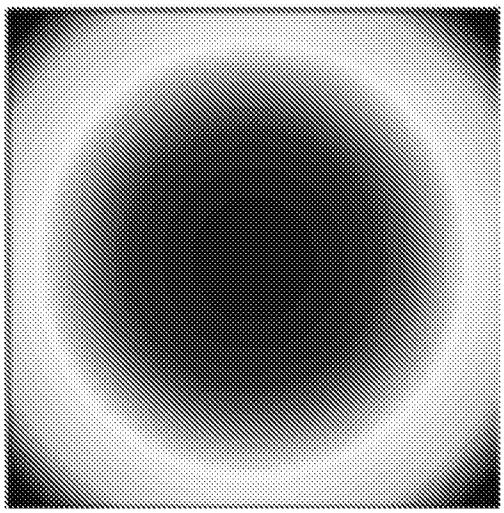


图 2

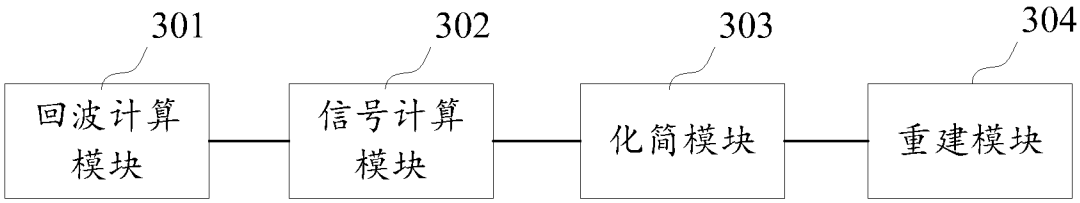


图 3

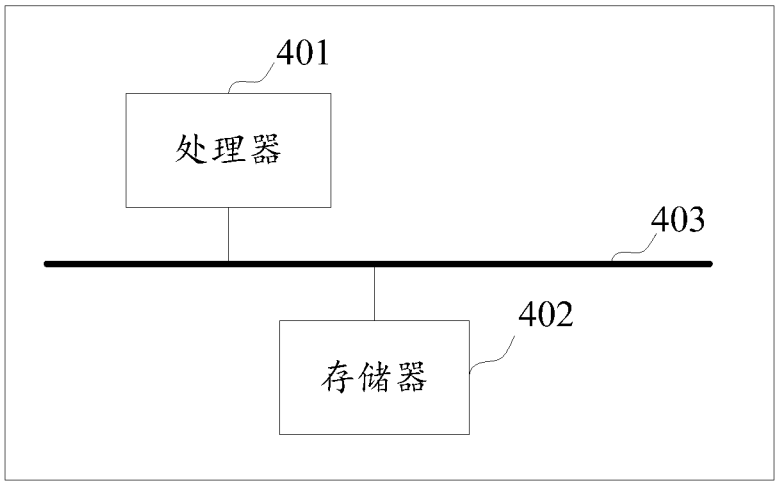


图 4

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2019/130827

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, EPODOC, WPI, CNKI, IEEE: 非线性, 梯度, 编码, 相位, 回波, 磁共振, 成像, 重构, 重建, nonlinear, gradient, encode, phase, echo, magnetic, imaging, reconstruct

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN 106646302 A (SHANGHAI UNITED IMAGING HEALTHCARE CO., LTD.) 10 May 2017 (2017-05-10) claims 1-10, and description, paragraphs [0036]-[0053]	1-10
A	CN 102389309 A (CAPITAL MEDICAL UNIVERSITY) 28 March 2012 (2012-03-28) entire document	1-10
A	CN 107690309 A (SHENZHEN INSTITUTES OF ADVANCED TECHNOLOGY, CHINESE ACADEMY OF SCIENCES) 13 February 2018 (2018-02-13) entire document	1-10
A	CN 102947721 A (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.) 27 February 2013 (2013-02-27) entire document	1-10
A	WO 2010068299 A1 (YALE UNIVERSITY) 17 June 2010 (2010-06-17) 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
18 March 2020	**27 March 2020**
Name and mailing address of the ISA/CN **China National Intellectual Property Administration** **No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088** **China** Facsimile No. **(86-10)62019451**	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2019/130827

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
CN	106646302	A	10 May 2017	CN	106361336	A	01 February 2017
				EP	3324844	A1	30 May 2018
				WO	2017012436	A1	26 January 2017
				US	2017184694	A1	29 June 2017
				US	2019369187	A1	05 December 2019
CN	102389309	A	28 March 2012		None		
CN	107690309	A	13 February 2018	WO	2018085969	A1	17 May 2018
				US	2018267125	A1	20 September 2018
CN	102947721	A	27 February 2013	WO	2011161596	A1	29 December 2011
				EP	2402780	A1	04 January 2012
				JP	2013529494	A	22 July 2013
				US	2013088230	A1	11 April 2013
				GB	2495664	A	17 April 2013
WO	2010068299	A1	17 June 2010	US	2011241675	A1	06 October 2011

国际检索报告

国际申请号
PCT/CN2019/130827

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, EPODOC, WPI, CNKI, IEEE：非线性，梯度，编码，相位，回波，磁共振，成像，重构，重建，nonlinear, gradient, encode, phase, echo, magnetic, imaging, reconstruct

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 106646302 A (上海联影医疗科技有限公司) 2017年 5月 10日 (2017-05-10) 权利要求1-10，说明书第[0036]-[0053]段	1-10
A	CN 102389309 A (首都医科大学) 2012年 3月 28日 (2012-03-28) 全文	1-10
A	CN 107690309 A (中国科学院深圳先进技术研究院) 2018年 2月 13日 (2018-02-13) 全文	1-10
A	CN 102947721 A (皇家飞利浦电子股份有限公司) 2013年 2月 27日 (2013-02-27) 全文	1-10
A	WO 2010068299 A1 (YALE UNIVERSITY) 2010年 6月 17日 (2010-06-17) 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
2020年 3月 18日	2020年 3月 27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 王莹 电话号码 86-(10)-53961411

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2019/130827

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	106646302	A	2017年 5月 10日	CN	106361336	A	2017年 2月 1日
				EP	3324844	A1	2018年 5月 30日
				WO	2017012436	A1	2017年 1月 26日
				US	2017184694	A1	2017年 6月 29日
				US	2019369187	A1	2019年 12月 5日
CN	102389309	A	2012年 3月 28日		无		
CN	107690309	A	2018年 2月 13日	WO	2018085969	A1	2018年 5月 17日
				US	2018267125	A1	2018年 9月 20日
CN	102947721	A	2013年 2月 27日	WO	2011161596	A1	2011年 12月 29日
				EP	2402780	A1	2012年 1月 4日
				JP	2013529494	A	2013年 7月 22日
				US	2013088230	A1	2013年 4月 11日
				GB	2495664	A	2013年 4月 17日
WO	2010068299	A1	2010年 6月 17日	US	2011241675	A1	2011年 10月 6日