

(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
2024 年 11 月 21 日 (21.11.2024)



(10) 国际公布号
WO 2024/235017 A1

(51) 国际专利分类号:

G01R 33/54 (2006.01) **G01R 33/56** (2006.01)
G01R 33/48 (2006.01) **A61B 5/055** (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2024/090880

(22) 国际申请日: 2024 年 4 月 30 日 (30.04.2024)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:

202310549861.4 2023年5月16日 (16.05.2023) CN

(71) 申请人: 浙江大学 (ZHEJIANG UNIVERSITY) [CN/
CN]; 中国浙江省杭州市西湖区余杭塘路
866号, Zhejiang 310058 (CN)。

(72) 发明人: 张祎 (ZHANG, Yi); 中国浙江省杭州市西湖
区余杭塘路866号, Zhejiang 310058 (CN)。 祖
涛 (ZU, Tao); 中国浙江省杭州市西湖区余杭
塘路866号, Zhejiang 310058 (CN)。

(74) 代理人: 杭州求是专利事务所有限公司
(HANGZHOU QIUSHI PATENT OFFICE CO., LTD.);
中国浙江省杭州市西湖区古墩路701号紫金广
场B座1103室, Zhejiang 310058 (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,
CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI,
GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ,
IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ,
LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN,
MU, 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, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ,
NA, RW, SC, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚
(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE,

(54) Title: JOINT DESIGN METHOD OF K-SPACE TRAJECTORY WITH VARIABLE ACCELERATION FACTOR

(54) 发明名称: 变加速因子k空间轨迹的联合设计方法

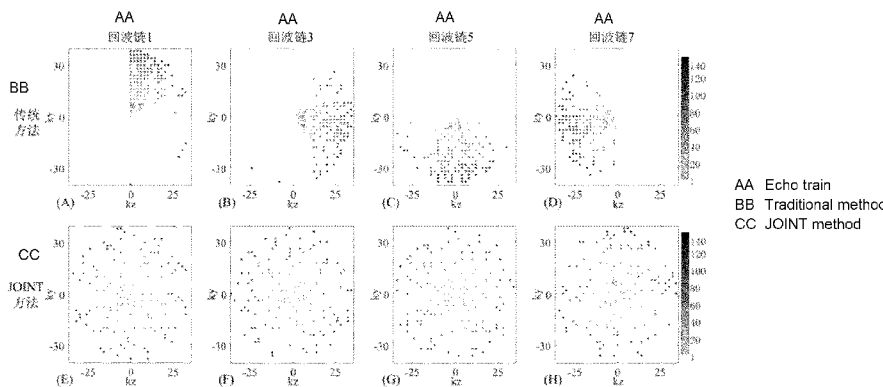


图 1

(57) Abstract: The present invention relates to the field of magnetic resonance imaging. Disclosed is a joint design method of a k-space trajectory with a variable acceleration factor. The method comprises: performing k-space trajectory design for multiple frames of imaging sequences with echo train readout: first determining a sampling mask of a low acceleration factor frame, then designing a trajectory of each echo train according to the mask, then determining the number of echo trains needing to be collected for a high acceleration factor frame, and then taking trajectories of the corresponding number of echo trains of the low acceleration factor frame as trajectories of the echo trains of the high acceleration factor frame. The present invention can realize the design of trajectories for collection of variable acceleration factors in multi-frame magnetic resonance imaging, and ensure no extra T_2 contrast difference between different acceleration factor image frames, so that reconstructed images have consistency. The method, as an automatic trajectory design solution, is particularly suitable for three-dimensional multi-frame magnetic resonance imaging.



BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR,
HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, ME, 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))。

(57) 摘要: 本发明公开了一种变加速因子 k 空间轨迹的联合设计方法, 属于磁共振成像领域。该方法针对具有回波链读出的多帧成像序列进行 k 空间轨迹设计: 首先确定低加速因子帧的采样掩膜, 然后根据此掩膜设计每个回波链的轨迹, 再确定高加速因子帧需要采集的回波链个数, 然后取低加速因子帧的相应个数的回波链轨迹作为高加速因子帧的回波链轨迹。本发明能够实现多帧磁共振成像中变加速因子采集的轨迹设计, 保证不同的加速因子图像帧之间没有额外的 T_2 对比度差异, 从而使得重建后的图像具有一致性。该方法作为一种自动的轨迹设计方案, 尤其适合应用于三维多帧磁共振成像。

变加速因子 k 空间轨迹的联合设计方法

技术领域

本发明属于磁共振成像领域，可以针对需要变加速因子采集的磁共振参数测量序列进行 k 空间轨迹设计。

背景技术

磁共振成像（MRI）技术可以测量包括核自旋密度、纵向弛豫时间(T1)、横向弛豫时间(T2)、表观扩散系数(ADC)、脑血流速率、磁化转移速率等组织参数。这些参数可以来自于生物体内存在的内源性化合物的核（如水中的 ^1H ），也可以来自于外源性物质或示踪剂。直接量化的 MRI 参数可以提供有关神经、肌肉骨骼、肝脏和心肌成像中各种病理的更有价值的临床信息。这包括弛豫时间成像、扩散成像、灌注成像、功能磁共振（fMRI）和化学交换饱和转移(CEST)成像等技术，它们一般需要采集具有脉冲序列参数调制的多帧图像数据集。目标参数估计则可以通过将多帧图像数据集中的信号演化与相应的数学模型进行拟合来实现。

为了加速多帧成像中的参数测量，学者们已经提出了很多方法。例如，Keyhole 方法将获取的低分辨率图像以及高分辨率的参考图像相结合以减少每次所需采集的数据，但是会牺牲图像的高频信息。SLAM 方法可以直接从任意形状的兴趣区域产生区域 CEST 测量值，具有比传统单体素和多体素方法高得多的信噪比效率，但是会丢失区域内部组织异质性的信息。基于模型的方法，如 k-w ROSA 可以直接从完整或不完整的测量中估计感兴趣的不对称 Z 谱，但是其加速能力有限。基于压缩感知的 CS-CEST 方法可以利用图像在变换域的稀疏性进行提速，但在实际应用中尚未实现完全的随机欠采样。这些方法可以提高数据采集的效率，减少扫描时间，也有利于提高图像质量。

多帧成像通常在同一位置采集多个帧，范围从几个到几十个不等。所有帧的全 k 空间采样将过于耗时，而对每一帧使用相同的高加速因子会导致强烈的伪影和 SNR 损失。因此，根据不同帧的重要性采用变加速因子是一种合理的方法，

这可以最大化平衡信噪比和扫描速度。例如，最近变加速敏感度编码方法（vSENSE）被提出以加速参数定量。vSENSE 方法采用变加速因子策略，可以实现较高倍数的加速和较高的图像质量。作为对 vSENSE 方法的改进，KIPI 方法实现了自动校准，不需要采集额外的灵敏度图，也无需全采样帧，且允许更为灵活的变加速策略。

另一方面，由于长回波链读出的序列在采集效率和信噪比方面的优势，其被广泛应用于多帧成像领域，例如 TSE、EPI 等。然而由于信号在时间维度上的 T_2 或者 T_2^* 衰减，k 空间在沿回波编码的方向被施加了指数衰减滤波。对于从中心向外读出的回波轨迹，该效应等效于 k 空间中的低通滤波。当使用回波链读出序列进行多帧成像时，变加速因子策略会导致不同加速因子图像帧的降采样掩膜不同。传统方法对每个加速因子的降采样掩膜分别计算回波链轨迹，这导致不同帧的 T_2 滤波效应不同，引入了额外的 T_2 对比度，干扰了磁共振参数测量。

因此在具有长回波链读出的多帧成像序列上使用变加速因子策略仍有一定困难，高质量的实际加速尚未实现。故而在多帧成像领域，提出一种针对变加速因子采集进行 k 空间轨迹设计的方法以实现所有图像帧一致的 T_2 滤波效应，具有重要意义。

发明内容

本发明的目的在于解决多帧成像技术中变加速因子采样导致的额外对比度差异、变加速因子策略落地应用困难等问题，并提供一种变加速因子 k 空间轨迹的联合设计方法（英文名字为 Joint design of trajectory with variable acceleration factor，后续可简称为 JOINT 方法），可实现自动设计变加速因子欠采样图像帧的采样轨迹，消除不同帧之间由于采样引起的对比度差异。

本发明所采用的具体技术方案如下：

一种变加速因子 k 空间轨迹的联合设计方法，用于设计多帧成像序列在采集欠采样图像帧时的 k 空间轨迹，所述欠采样图像帧包含第一欠采样图像帧和加速因子不低于 2 的第二欠采样图像帧，且第一欠采样图像帧的加速因子不高于第二欠采样图像帧的加速因子，多帧成像序列的读出模块为回波链读出；

所述设计方法步骤如下：

S1：针对第一欠采样图像帧，根据提前设定的加速因子和回波链长度设计采

样掩膜；

S2: 根据采样掩膜中采集点的个数和回波链长度，确定第一欠采样图像帧需要采集的第一回波链个数，其中第一回波链个数为采样掩膜中采集点的个数与回波链长度之比的向上取整值；然后依次设计每个回波链的采集轨迹，并由第一欠采样图像帧所有回波链的轨迹构成第一回波链轨迹队列；

S3: 针对第二欠采样图像帧，确定要采集的第二回波链个数，其中第二回波链个数为第一欠采样图像帧加速因子与第二欠采样图像帧加速因子之比乘积第一回波链个数后的向上取整值；

S4: 从第一回波链轨迹队列中依次选取满足第二回波链个数的回波链轨迹，并构成第二欠采样图像帧的第二回波链轨迹队列，从而完成回波链轨迹设计。

作为优选，所述第一欠采样图像帧和第二欠采样图像帧均为二维图像；所述第一欠采样图像帧的加速因子优选为 2，所述第二欠采样图像帧的加速因子优选为 2 到 4。

作为优选，所述第一欠采样图像帧和第二欠采样图像帧均为三维图像；所述第一欠采样图像帧的加速因子优选为 4，所述第二欠采样图像帧的加速因子优选为 4 到 12。

作为优选，所述 S1 中，采样掩膜为均匀降采样掩膜或者变密度泊松降采样掩膜。

作为优选，所述 S1 中，采样掩膜的中心保留有一块全采样区域。

作为优选，所述变密度泊松降采样掩膜的密度为从中心向边缘递减。

作为优选，所述 S2 中，设计的每个回波链的采集轨迹为从 k 空间中心向外读出。

作为优选，所述 S2 中，设计的每个回波链的采集轨迹应分散在整个 k 空间中。

作为优选，所述 S2 中，所述第一欠采样图像帧和第二欠采样图像帧均为三维图像，第一欠采样图像帧的每个回波链的采集轨迹设计方法如下：

S21、将第一欠采样图像帧的采样掩膜中所有 N 个采集点的坐标转换为极坐标 (r, θ) 形式，然后按照极径 r 对所有采集点进行升序排列，然后将排序后的采集点序列基于回波链长度 L 和第一回波链个数 ShotNum_1 进行分组，且分组规则基

于 N 除以 L 的余数 M 分为两种形式:

若 $M=0$, 则将采集点序列中的 N 个采集点直接以每 ShotNum_1 个采集点为一组按序分为 L 组;

若 $M>0$, 则先将采集点序列中的前 $\text{ShotNum}_1 * M$ 个采集点以每 ShotNum_1 个采集点为一组按序分 M 组, 然后再将剩余的采集点以每 $\text{ShotNum}_1 - 1$ 个采集点为一组按序分 $L - M$ 组, 一共分为 L 组;

S22、基于分组结果以及黄金角 ϕ 对 ShotNum_1 个回波链的轨迹依次进行设计, 其中:

对于 $1 \leq t \leq (\text{ShotNum}_1 - 1)$, 设计第 t 个回波链的轨迹时, 依次将第 j 个回波分配到第 j 组里面的采集点 p , $1 \leq j \leq L$, 其中第 j 组里面的采集点 p 是第 j 组的所有未分配采集点中极角 θ 最接近于 $(j - 1)\phi + \frac{t(t-1)}{2}\phi$ 的采集点, 从而由分配得到的 L 个采集点构成第 t 个回波链的轨迹;

设计最后的第 $t = \text{ShotNum}_1$ 个回波链的轨迹时, 若 $M=0$, 则将第 j 个回波分配到第 j 组里面的仅剩的 1 个未分配采集点, $1 \leq j \leq L$; 若 $M>0$, 则将第 j 个回波分配到第 j 组里面的仅剩的 1 个未分配采集点, $1 \leq j \leq M$ 。

作为优选, 所述 S4 中, 所述第二回波链轨迹队列由第一回波链轨迹队列中最靠前的满足第二回波链个数的回波链轨迹构成。

作为优选, 所述第二欠采样图像帧具有多帧, 不同的第二欠采样图像帧允许具有不同的加速因子, 每帧第二欠采样图像帧需要根据其自身的加速因子设计第二回波链轨迹队列。

本发明相对于现有技术而言, 具有以下有益效果:

现有技术对不同的加速因子的欠采样图像帧单独设计采集轨迹, 轨迹的差异导致不同帧之间 T_2 滤波不一致, 这在不同的帧之间引入了额外的 T_2 对比度、干扰了磁共振参数测量。本发明通过让高加速因子帧的回波链轨迹完全来自于低加速因子帧的回波链轨迹队列, 使得 T_2 滤波效应在所有帧之间具有一致性且没有额外的 T_2 对比度, 可实现最优采集。

相比于现有技术, 本发明在允许任意变化加速因子的同时, 对变加速因子图像帧的采集轨迹进行联合设计, 提升了磁共振参数定量效果。本发明的提出使得变加速因子欠采样策略可以落地应用, 以提供较短的扫描时间和较高的图像质量。

该方法可适用于磁共振成像中任何需要回波链读出的采集技术,包括但不限于例如 TSE (FSE)、EPI、变翻转角 TSE 序列(又称 SPACE 序列)。多帧成像为磁共振成像中任何需要对同一成像对象进行多次采集的技术,包括但不限于弛豫时间(T_1 , T_2)成像,功能成像(fMRI),磁共振波谱(MRS)成像,化学交换饱和和转移(CEST)成像,扩散成像和灌注成像。

附图说明

图 1 为实施例中第一欠采样图像帧的一部分回波链采集轨迹。第一行是传统方法的结果,第二行是 JOINT 方法的结果;从左到右每一列分别为第 1、3、5、7 个回波链的轨迹。颜色深浅代表其在回波链中的采集顺序,颜色最浅代表回波链中第一个回波采集的 k 空间线,颜色最深代表回波链中最后一个回波采集的 k 空间线。

图 2 为实施例中传统方法和 JOINT 方法对第一欠采样图像帧和第二欠采样图像帧设计的所有回波链构成的采集轨迹。对于第一欠采样图像帧,传统方法和 JOINT 方法都是加速因子(AF)= 2×2 (分别在相位编码和层选编码方向),中心有 15×15 全采样区域(A, D);对于第二欠采样图像帧,传统方法使用 $AF=4 \times 2$ 且回波链数量为 4 (B),JOINT 方法的 $AF=9$ 且回波链数量为 4 (E)。(C), (F):第二欠采样图像帧轨迹和第一欠采样图像帧轨迹中相同位置在回波链中的回波次序之差,其中 (C) 为传统方法,(F) 为 JOINT 方法。

图 3 为实施例中健康志愿者的 3.5ppm 和-3.5ppm 3D-CEST 源图像中的一层。第一列为 3.5ppm 源图像,第二列为-3.5ppm 源图像,第三列为 3.5ppm 源图像与-3.5ppm 源图像的差。第一行是参考方法, $AF=2 \times 2$ 的常规 GRAPPA;第二行是传统方法轨迹采集的数据,3.5 ppm 帧为第一欠采样图像帧 $AF=2 \times 2$, -3.5 ppm 帧为第二欠采样图像帧 $AF=4 \times 2$,并单独设计轨迹;第三行是 JOINT 方法轨迹采集的数据,3.5 ppm 帧为第一欠采样图像帧 $AF=2 \times 2$, -3.5 ppm 帧为第二欠采样图像帧 $AF=9$,并联合设计轨迹。传统方法和 JOINT 方法都使用 KIPi 方法进行重建。

图 4 为实施例中健康志愿者的 APTw 参数图像。第一行是参考方法(A-C),使用 $AF=2 \times 2$ 的常规 GRAPPA;第二行是传统方法设计的轨迹采集的数据(D-F),3.5 ppm 帧为第一欠采样图像帧 $AF=2 \times 2$,其他 6 帧为第二欠采样图像帧 $AF=4$

$\times 2$ ，并单独设计轨迹；第三行是 JOINT 方法轨迹采集的数据，3.5 ppm 帧为第一欠采样图像帧 $AF=2 \times 2$ ，其他 6 帧为第二欠采样图像帧 $AF=9$ ，并联合设计轨迹。传统方法和 JOINT 方法都使用 KIP1 进行重建。

图 5 为本发明 JOINT 轨迹设计方法的流程示意图。

具体实施方式

下面结合附图和具体实施方式对本发明做进一步阐述和说明。本发明中各个实施方式的技术特征在没有相互冲突的前提下，均可进行相应组合。

多帧成像由于需要对同一成像物体采集多次，因此采集时间较长。变加速因子策略对信噪比低的图像帧使用低加速因子，对信噪比高的图像帧使用高加速因子，能够实现信噪比和采集速度的最佳平衡。另一方面，多帧成像领域广泛使用具有长回波链读出模块的采集序列，例如 EPI、TSE (FSE) 和变化翻转角 TSE 序列。当在上述序列中使用变加速因子策略时，由于不同加速因子帧的回波链轨迹差异导致不同帧之间的 T_2 衰减效应有较大差异，这会引入额外的 T_2 相关的对比度，给磁共振参数定量带来了干扰。

本发明通过对不同加速因子帧联合设计回波链轨迹，实现了高加速因子帧的回波链轨迹完全来自于低加速因子帧回波链轨迹，保证了不同加速因子帧的 T_2 滤波效应是相同的。本发明提供的变加速因子 k 空间轨迹的联合设计方法流程如图 5 所示，下面对其具体实现过程进行展开描述。

该设计方法针对磁共振机器上变加速因子欠采样图像帧进行 k 空间采集轨迹的联合设计。欠采样图像帧分为第一欠采样图像帧和第二欠采样图像帧，第一欠采样图像帧以较低的加速因子欠采样，而第二欠采样图像帧以较高的加速因子 ($AF \geq 2$) 欠采样。第二欠采样图像帧的加速因子不低于第一欠采样图像帧。第一欠采样图像帧只有一帧，其余皆为第二欠采样图像帧。

需要说明的是，磁共振机器采集的多帧图像数据可以是 2D 数据也可以是 3D 数据，变加速因子根据实际情况进行改变。若第一欠采样图像帧和第二欠采样图像帧为 2D 图像，则第一欠采样图像帧的加速因子优选为 2，而第二欠采样图像帧的加速因子优选为 2 到 4；若第一欠采样图像帧和第二欠采样图像帧为 3D 图像，则第一欠采样图像帧的加速因子优选为 4，而第二欠采样图像帧的加速因子优选为 4 到 12。

需要说明的是，本发明不涉及对读出方向采集的设计，若为 2D 图像，本发明设计的是相位编码方向上的采集轨迹；若为 3D 图像，本发明设计的是相位编码和层选编码方向上的采集轨迹。

本发明中该变加速因子 k 空间轨迹的联合设计方法，具体步骤如下：

S1：针对第一欠采样图像帧，根据提前设定的加速因子和回波链长度设计采样掩膜。

本发明中对第一欠采样帧的采样掩膜设计可以采用均匀降采样掩膜或者变密度泊松降采样掩膜。本发明推荐在掩膜中心保留有较小的全采样区域。进一步，若使用变密度泊松降采样掩膜，本发明推荐变密度泊松降采的密度为从中心向边缘递减。

但需要说明的是，在本步骤中，虽然推荐使用均匀降采样掩膜或者变密度泊松降采样掩膜，但是根据情况也可以采取其他降采样掩膜，例如带有部分傅里叶的降采样掩膜或者随机降采样掩膜。

S2：根据采样掩膜中采集点的个数和回波链长度，确定第一欠采样图像帧需要采集的回波链个数（记为第一回波链个数 ShotNum_1 ），第一回波链个数为采样掩膜中采集点的个数与回波链长度之比的向上取整值即 $\text{ShotNum}_1 = \left\lceil \frac{N}{L} \right\rceil$ ，其中 N 表示采样掩膜中采集点的个数， L 表示回波链长度， $\lceil \cdot \rceil$ 表示向上取整。然后依次设计每个回波链的采集轨迹 tra_i ，第一欠采样图像帧所有 ShotNum_1 个回波链的轨迹构成的队列记为第一回波链轨迹队列 $\Omega_1 = \{\text{tra}_i\}, i = 1 \dots \text{ShotNum}_1$ 。

本发明中设计的每个回波链的采集轨迹优选为从 k 空间中心向外读出，设计的每个回波链的采集轨迹应尽量分散在整个 k 空间。但需要说明的是，在本步骤中，虽然推荐每个回波链的采集轨迹为从 k 空间中心向外读出，但也可以根据实际情况采取其他方式，例如随机排列。

另外，本发明的实施例中，为了保证设计的每个回波链的采集轨迹应尽量分散在整个 k 空间中，还针对三维成像的相位编码 ky 和层选编码 kz 方向轨迹设计了一种基于黄金角的第一欠采样图像帧的回波链采集轨迹的设计方法。

为了便于描述，定义 M 为 N 除以 L 的余数，黄金角 $\phi = \left(1 - \frac{\sqrt{5}-1}{2}\right) * 2\pi$ 或 $\phi = \left(\frac{\sqrt{5}-1}{2}\right) * 2\pi$ 。基于该定义，当第一欠采样图像帧和第二欠采样图像帧均为三

维图像时，第一欠采样图像帧的每个回波链的采集轨迹设计方法如下：

首先，对于三维成像，将所有需要采集的 k 空间点即第一欠采样图像帧的采样掩膜中所有 N 个采集点的坐标位置 (k_y, k_z) 转换为极坐标形式 (r, θ) ，并按照极径 r 进行升序排列，然后将排序后的采集点序列基于回波链长度 L 和第一回波链个数 ShotNum_1 进行分组。且分组规则基于 N 整除 L 的余数 M 分为两种形式：

对于 N 可以被 L 整除的情况 ($M=0$)，将采集点序列中的 N 个采集点直接每 ShotNum_1 个采集点分为一组，恰好分为 L 组。

对于 N 不可以被 L 整除的情况 ($M>0$)：先将所有 N 个采集点分为 A、B 两个队列，前面的 $\text{ShotNum}_1 * M$ 个采集点分到 A 队列，其余的采集点分为 B 队列；在 A 队列中以每 ShotNum_1 个采集点分为一组，恰好分为 M 组；在 B 队列中以每 $\text{ShotNum}_1 - 1$ 个采集点分为一组，恰好分为 $L - M$ 组。因此这种情况一共也分为 L 组，其中前 M 组每组有 ShotNum_1 个采集点，后 $L - M$ 组每组有 $\text{ShotNum}_1 - 1$ 个采集点。

然后，基于分组结果以及黄金角 ϕ 对 ShotNum_1 个回波链的轨迹依次进行设计，其中：

先确定第 1 个回波链的轨迹：将第 j 个回波 ($1 \leq j \leq L$) 分配到上述第 j 组里面的采集点 p ，其中第 j 组里面的采集点 p 是第 j 组的所有未分配采集点中极角 θ 最接近于 $(j - 1)\phi$ 的采集点，从而由分配得到的 L 个采集点构成第 1 个回波链的轨迹。确定好第 1 个回波链轨迹后，将各组中已分配的采集点进行标记，每组的未分配采集点将减少 1 个。

依次类推，确定第 t 个回波链的轨迹 ($2 \leq t \leq (\text{ShotNum}_1 - 1)$)：将第 j 个回波 ($1 \leq j \leq L$) 分配到上述第 j 组里面的采集点 p ，其中第 j 组里面的采集点 p 是第 j 组的所有未分配采集点中极角 θ 最接近于 $(j - 1)\phi + \frac{t(t-1)}{2}\phi$ 的采集点，确定好第 t 个回波链轨迹后，将各组中已分配的采集点进行标记，每组的未分配采集点将减少 1 个。

再确定最后一个回波链即第 $t = \text{ShotNum}_1$ 个回波链的轨迹，也分为两种情况：

对于 N 可以被 L 整除 ($M=0$) 的情况，此时 L 组中每组剩余 1 个采集点，因此将第 j 个回波分配到第 j 组里面的仅剩的 1 个未分配采集点，其中 $1 \leq j \leq L$ ；

对于 N 不可以被 L 整除($M>0$)的情况,此时前 M 组中每组剩余1个未分配采集点,后 $L-M$ 组中每组剩余0个采集点,因此将第 j 个回波分配到第 j 组里面的仅剩的一个采集点,其中 $1 \leq j \leq M$ 。

S3: 针对第二欠采样图像帧,确定要采集的回波链个数(记为第二回波链个数 ShotNum_2),第二回波链个数为第一欠采样图像帧加速因子与第二欠采样图像帧加速因子之比乘积第一回波链个数后的向上取整值即 $\text{ShotNum}_2 = \left\lceil \frac{AF1}{AF2} * \text{ShotNum}_1 \right\rceil$, $AF1$ 和 $AF2$ 分别表示第一欠采样图像帧加速因子和第二欠采样图像帧加速因子。

需要说明的是,本发明的第一、二欠采样图像帧的回波链长度相同。

S4: 从第一欠采样图像帧的第一回波链轨迹队列中依次选取 ShotNum_2 个回波链轨迹构成第二欠采样图像帧的第二回波链轨迹队列 Ω_2 ,至此所有欠采样图像帧的回波链轨迹设计完成。

本发明中,构建第二回波链轨迹队列 Ω_2 时,需要从第一欠采样图像帧回波链的第一回波链轨迹队列 Ω_1 中依次选取 ShotNum_2 个回波链轨迹,其中在队列中选取的位置可以根据实际需要调整,优选为选取 Ω_1 队列中最靠前的 ShotNum_2 个回波链轨迹作为 Ω_2 队列,但也可根据实际情况选择其他方式,例如也可从 Ω_1 队列中随机选取 ShotNum_2 个回波链轨迹作为 Ω_2 队列。

需要注意的是,本发明中的第二欠采样图像帧具有多帧,并且不同的第二欠采样图像帧可以具有不同的加速因子,每帧第二欠采样图像帧需要根据其自身的加速因子确定第二回波链个数 ShotNum_2 并设计第二回波链轨迹队列。具体而言,如果一帧第二欠采样图像帧的加速因子为 X ,需要采集的回波链个数为 ShotNum_2_X 时,那么需要从第一欠采样图像帧回波链的轨迹队列中选取 ShotNum_2_X 个回波链轨迹作为此帧的 Ω_2 队列;当另外一帧第二欠采样图像帧的加速因子为 Y 时,需要采集的回波链个数为 ShotNum_2_Y 时,那么需要从第一欠采样图像帧回波链的轨迹队列中选取 ShotNum_2_Y 个回波链轨迹作为此帧的 Ω_2 队列。

由此,上述S1~S4即构成了本发明的变加速因子 k 空间轨迹的联合设计方法。

下面将通过一个实施例来进一步展示本发明前述的变加速因子 k 空间轨迹

的联合设计方法所能够实现的技术效果,以便本领域技术人员更好地理解本发明的实质。

实施例

本实施例将上述 S1~S4 所示的变加速因子 k 空间轨迹的联合设计方法(即 JOINT 方法)应用于具体实例中,下面详细描述本方法的具体数据来源以及各步骤的具体实现方式如下:

1、轨迹设计

所有的处理和分析都是使用在 PC 电脑(3.2 GHz)上编写的 MATLAB (MathWorks, Natick, MA)软件离线进行的。

预先设定相位编码和层选编码方向的采集矩阵大小= 80×72 , 回波链长度= 142 , 第一欠采样图像帧, $AF=4$; 第二欠采样图像帧只有一个加速因子, $AF=9$ 。

本实施例的轨迹设计分为以下几步:

1、设计第一欠采样图像帧的采样掩膜,采用 $AF=2 \times 2$ 的均匀降采样掩膜(分别在相位编码和层选编码方向),并保留中心 15×15 的全采样区域,并以 80 、 72 作为椭圆的长轴和短轴,椭圆之外不采集数据。据此设计的降采样掩膜有 1276 个采样点。

2、根据降采样掩膜计算得需要 9 个回波链。注意由于 1276 除以 142 等于 8 余 140 ,因此一共需要 9 个回波链,但是第 9 个回波链实际采集的回波个数是 140 。设计每个回波链的轨迹为从 k 空间由内向外读出,并且每个回波链较均匀的分布在整体 k 空间。具体方法如下:

将所有需要采集的 k 空间位置 (ky , kz) 转换为极坐标形式 (r , θ);按照 r 进行升序排列,然后按序每 9 个分为一组,先得到 140 组,最后 16 个位置按序每 8 个分为一组,有 2 组;一共 142 组。这样第一组的 9 个位置就对应所有 9 个回波链的第一个回波,第 X 组的 9 个位置就对应所有 9 个回波链的第 X 个回波 ($1 \leq X \leq 140$)。

下面描述每个回波链上的所有回波如何分配到相应的位置以保证每个回波链的轨迹较为均匀:定义黄金角

$$\phi = \left(1 - \frac{\sqrt{5} - 1}{2}\right) * 2\pi \approx 137.52^\circ$$

先确定第 1 个回波链的轨迹：将第 j 个 ($1 \leq j \leq 142$) 回波填入第 j 组里面角度 θ 离 $((j-1) * \phi)$ 最近的位置，确定好第一个回波链轨迹后移除已经确定的位置，每组剩余减少 1 个位置；

对于第 2 个回波链的轨迹：将第 j ($1 \leq j \leq 142$) 个回波填入第 j 组里面角度 θ 离 $((j-1) * \phi + \phi)$ 最近的位置，确定好第二个回波链轨迹后移除已经确定的位置，每组剩余继续减少 1 个位置；

依次类推，对于第 m ($3 \leq m \leq 8$) 个回波链的轨迹：在未分配的位置中进行选择，将第 j ($1 \leq j \leq 142$) 个回波填入第 j 组里面角度 θ 离 $((j-1) * \phi + m * (m-1) / 2 * \phi)$ 最近的位置，然后移除已经确定的位置。

依次确定好 8 个回波链的轨迹之后，第 1 到 140 组每组剩余一个位置，141、142 组里没有剩余位置。因此对于第 9 个回波链的轨迹，将第 j 个回波填入第 j 组里仅剩的一个位置，其中 $1 \leq j \leq 140$ 。

至此，第一欠采样图像帧的所有回波链轨迹设计完成。

3、第二欠采样图像帧的回波链数计算为 $4/9*9=4$ 个。因此选择第一欠采样图像帧回波链轨迹队列中的第 1 到 4 个回波链轨迹作为第二欠采样图像帧的采集轨迹。

由此，第二欠采样图像帧的回波链轨迹设计完成。

2、数据采集

人体实验在一台 3T 西门子磁共振扫描仪 (MAGNETOM Prisma) 上进行，使用 64 通道头部接收线圈。人体实验得到了当地机构审查委员会的批准。所使用的序列为 CEST 成像序列，测量的 MRI 参数为酰胺质子转移效应幅度。

对于 3D 人体脑实验，使用 SPACE-CEST 序列进行采集数据，运行参数如下： $TE=17ms$, $TR=3s$, $FOV=232 \times 232 \times 209 mm^3$ ，分辨率 = $2.9 \times 2.9 \times 2.9 mm^3$ ，采集矩阵大小 = $80 \times 80 \times 72$ (分别为相位编码，读出编码，层选编码)，回波链长度 = 142, NSA=1.3。共采集 7 个 CEST 饱和偏移帧用于酰胺质子转移加权 (APT_w) 成像，包括 (S0), ± 3 , ± 3.5 , and ± 4 -ppm。选择 +3.5 ppm 帧作为第一欠采样图像帧 (AF=4)，其余 6 帧为第二欠采样图像帧 (AF=9)。SPACE 序列即是变翻转角 TSE 序列，使用上述 JOINT 方法设计的轨迹进行采集，采集时间为 2.5 分钟。

为了比较，进行了传统方法采集变加速数据的实验，其中 +3.5 ppm 帧 AF=2

$\times 2$ ，其他帧 $AF=4 \times 2$ ，并且+3.5 ppm 帧中心保留 15×15 的 ACS 区域。同时将常规的 $GRAPPA=2 \times 2$ 作为参考，所有 7 帧： $AF=2 \times 2$ 且中心有 24×24 的 ACS 区域，采集时间为 5min。

为了对酰胺质子转移效应幅度进行评估，需要采集 B_0 校正数据，采用与 CEST 序列相同视场、方位和分辨率的 GRE 序列，TR 为 30ms。GRE 序列在双回波模式下运行，TE 分别为 4.92 ms 和 9.84 ms。

3、图像重建

使用本发明 JOINT 方法设计轨迹的采集数据和传统方法的采集数据都使用 KIPi 方法进行重建：先使用 GRAPPA 方法重建第一欠采样图像帧，然后从中得出线圈灵敏度图和第二欠采样图像帧的校正因子图；对于第二欠采样图像帧使用 CG-SENSE 进行重建，并且将 CG-SENSE 生成的图像与校正因子图逐点相乘以得到最终的重建图像。

APT_w 参数图像计算如下。首先，将源图像配准到第一欠采样帧图像 3.5ppm。其次，将两种不同 TE 获取的 GRE 图像的相位差计算为 B_0 地图。第三，根据计算出的 B_0 地图，为每个体素生成校正后的+3.5-ppm 和-3.5-ppm 信号值。最后，将校正后的 3.5-ppm 和+3.5-ppm 图像相减得到 APT_w 参数图像。

4、结果分析

图 1 显示了对于第一欠采样图像帧的轨迹设计，传统方法每个回波链的轨迹较为集中（A-D），而本实例中采用的方法保证了每个回波链的轨迹较为均匀和分散（E-H）。

图 2 展示了传统方法和本发明的 JOINT 方法对于第一、二欠采样图像帧的轨迹设计结果。对于第一欠采样图像帧，传统方法和提出方法都是 $AF=2 \times 2$ ，中心有 15×15 全采样区域（A，D）；对于第二欠采样图像帧，传统方法使用 $AF=4 \times 2$ 且回波链数量为 4（B），JOINT 方法的 $AF=9$ 且回波链数量为 4（E）。传统方法分别设计两个欠采样图像帧的轨迹，导致相同采集位置的回波序数不同，相差可达到 20（C）；本发明的 JOINT 方法使用联合设计，第二欠采样图像帧的回波链轨迹完全来自于第一欠采样图像帧，因此第一、二欠采样图像帧的相同采集位置的回波序数完全相同（F），没有差别。

图 3 展示了健康志愿者的 3.5ppm 和-3.5ppm 3D-CEST 源图像中的一层。第

一行是参考方法， $AF=2 \times 2$ 的常规 GRAPPA (A-C)；第二行是传统方法设计的轨迹采集的数据 (D-F)，3.5 ppm 帧为第一欠采样图像帧 $AF=2 \times 2$ ，-3.5 ppm 帧为第二欠采样图像帧 $AF=4 \times 2$ ，并单独设计轨迹；第三行是本发明的 JOINT 方法设计的轨迹采集的数据 (G-I)，3.5 ppm 帧为第一欠采样图像帧 $AF=2 \times 2$ ，-3.5 ppm 帧为第二欠采样图像帧 $AF=9$ ，并联合设计轨迹。传统方法和 JOINT 方法得到的采集数据都使用 KIP1 进行重建。可以看出，由于传统方法第一、二欠采样帧的 T_2 滤波效应不同，两帧的差 (F) 显示出明显的 T_2 相关的信号，与参考 (C) 相差极大；而本发明的 JOINT 方法通过联合轨迹设计使得 T_2 滤波效应在各帧一致，两帧的差 (I) 与参考方法 (C) 一致，没有额外的伪影。

图 4 显示了健康志愿者的全脑 APTw 参数图像。由于未能在所有帧之间保持一致的 T_2 滤波效应，传统方法导致明显的伪影 (D-F)；3.5 ppm 帧为第一欠采样图像帧 $AF=2 \times 2$ ，其他 6 帧为第二欠采样图像帧 $AF=2 \times 4$ ，并单独设计轨迹。而本发明的 JOINT 方法使得所有帧的 T_2 滤波效应是一致的，APT_w 图像 (G-I) 与参考结果 (A-C) 显示出高度一致性；3.5 ppm 帧为第一欠采样图像帧 $AF=2 \times 2$ ，其他 6 帧为第二欠采样图像帧 $AF=9$ ，并联合设计轨迹。

以上所述的实施例只是本发明的一种较佳的方案，然其并非用以限制本发明。有关技术领域的普通技术人员，在不脱离本发明的精神和范围的情况下，还可以做出各种变化和变型。因此凡采取等同替换或等效变换的方式所获得的技术方案，均落在本发明的保护范围内。

权利要求书

1. 一种变加速因子 k 空间轨迹的联合设计方法，用于设计多帧成像序列在采集欠采样图像帧时的 k 空间轨迹，其特征在于，所述欠采样图像帧包含第一欠采样图像帧和加速因子不低于 2 的第二欠采样图像帧，且第一欠采样图像帧的加速因子不高于第二欠采样图像帧的加速因子，多帧成像序列的读出模块为回波链读出；

所述设计方法步骤如下：

S1：针对第一欠采样图像帧，根据提前设定的加速因子和回波链长度设计采样掩膜；

S2：根据采样掩膜中采集点的个数和回波链长度，确定第一欠采样图像帧需要采集的第一回波链个数，其中第一回波链个数为采样掩膜中采集点的个数与回波链长度之比的向上取整值；然后依次设计每个回波链的采集轨迹，并由第一欠采样图像帧所有回波链的轨迹构成第一回波链轨迹队列；

S3：针对第二欠采样图像帧，确定要采集的第二回波链个数，其中第二回波链个数为第一欠采样图像帧加速因子与第二欠采样图像帧加速因子之比乘积第一回波链个数后的向上取整值；

S4：从第一回波链轨迹队列中依次选取满足第二回波链个数的回波链轨迹，并构成第二欠采样图像帧的第二回波链轨迹队列，从而完成回波链轨迹设计。

2. 如权利要求 1 所述的变加速因子 k 空间轨迹的联合设计方法，其特征在于，所述第一欠采样图像帧和第二欠采样图像帧均为二维图像；所述第一欠采样图像帧的加速因子优选为 2，所述第二欠采样图像帧的加速因子优选为 2 到 4。

3. 如权利要求 1 所述的变加速因子 k 空间轨迹的联合设计方法，其特征在于，所述第一欠采样图像帧和第二欠采样图像帧均为三维图像；所述第一欠采样图像帧的加速因子优选为 4，所述第二欠采样图像帧的加速因子优选为 4 到 12。

4. 如权利要求 1 所述的变加速因子 k 空间轨迹的联合设计方法，其特征在于，所述 S1 中，采样掩膜为均匀降采样掩膜或者变密度泊松降采样掩膜。

5. 如权利要求 1 所述的变加速因子 k 空间轨迹的联合设计方法，其特征在于，所述 S1 中，所述采样掩膜的中心保留有一块全采样区域。

6. 如权利要求 4 所述的变加速因子 k 空间轨迹的联合设计方法，其特征在

于, 所述变密度泊松降采样掩膜的密度为从中心向边缘递减。

7. 如权利要求 1 所述的变加速因子 k 空间轨迹的联合设计方法, 其特征在于, 所述 S2 中, 设计的每个回波链的采集轨迹为从 k 空间中心向外读出, 且设计的每个回波链的采集轨迹应分散在整个 k 空间中。

8. 如权利要求 1 所述的变加速因子 k 空间轨迹的联合设计方法, 其特征在于, 所述 S2 中, 所述第一欠采样图像帧和第二欠采样图像帧均为三维图像, 第一欠采样图像帧的每个回波链的采集轨迹设计方法如下:

S21、将第一欠采样图像帧的采样掩膜中所有 N 个采集点的坐标转换为极坐标 (r, θ) 形式, 然后按照极径 r 对所有采集点进行升序排列, 然后将排序后的采集点序列基于回波链长度 L 和第一回波链个数 ShotNum_1 进行分组, 且分组规则基于 N 除以 L 的余数 M 分为两种形式:

若 $M=0$, 则将采集点序列中的 N 个采集点直接以每 ShotNum_1 个采集点为一组按序分为 L 组;

若 $M>0$, 则先将采集点序列中的前 $\text{ShotNum}_1 * M$ 个采集点以每 ShotNum_1 个采集点为一组按序分 M 组, 然后再将剩余的采集点以每 $\text{ShotNum}_1 - 1$ 个采集点为一组按序分 $L - M$ 组, 一共分为 L 组;

S22、基于分组结果以及黄金角 ϕ 对 ShotNum_1 个回波链的轨迹依次进行设计, 其中:

对于 $1 \leq t \leq (\text{ShotNum}_1 - 1)$, 设计第 t 个回波链的轨迹时, 依次将第 j 个回波分配到第 j 组里面的采集点 p , $1 \leq j \leq L$, 其中第 j 组里面的采集点 p 是第 j 组的所有未分配采集点中极角 θ 最接近于 $(j - 1)\phi + \frac{t(t-1)}{2}\phi$ 的采集点, 从而由分配得到的 L 个采集点构成第 t 个回波链的轨迹;

设计最后的第 $t = \text{ShotNum}_1$ 个回波链的轨迹时, 若 $M=0$, 则将第 j 个回波分配到第 j 组里面的仅剩的 1 个未分配采集点, $1 \leq j \leq L$; 若 $M>0$, 则将第 j 个回波分配到第 j 组里面的仅剩的 1 个未分配采集点, $1 \leq j \leq M$ 。

9. 如权利要求 1 所述的变加速因子 k 空间轨迹的联合设计方法, 其特征在于, 所述 S4 中, 所述第二回波链轨迹队列由第一回波链轨迹队列中最靠前的满足第二回波链个数的回波链轨迹构成。

10. 如权利要求 1 所述的变加速因子 k 空间轨迹的联合设计方法, 其特征在

于, 所述第二欠采样图像帧具有多帧, 不同的第二欠采样图像帧允许具有不同的加速因子, 每帧第二欠采样图像帧需要根据其自身的加速因子设计第二回波链轨迹队列。

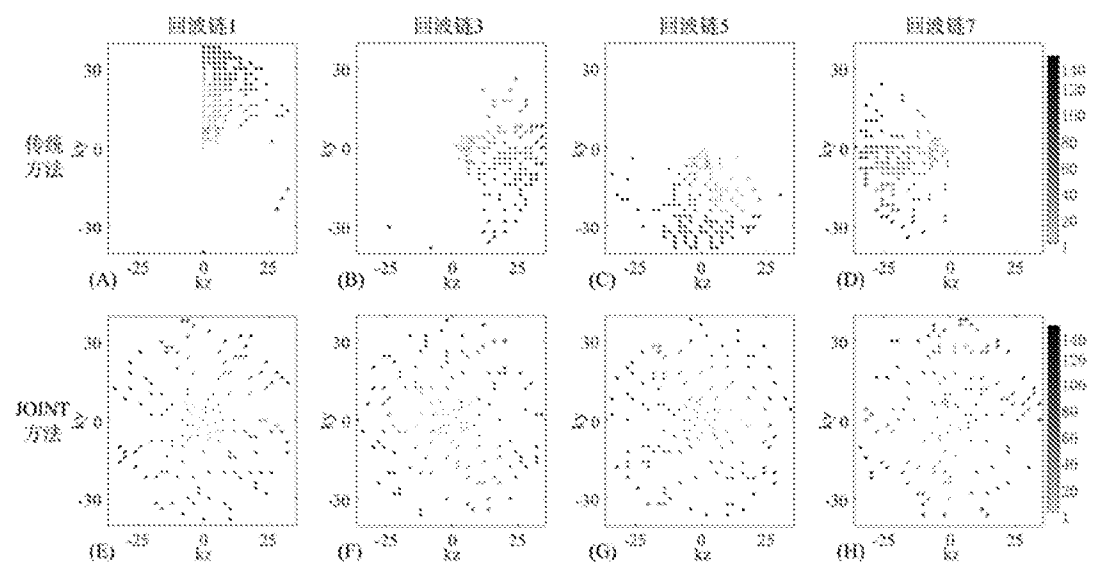


图 1

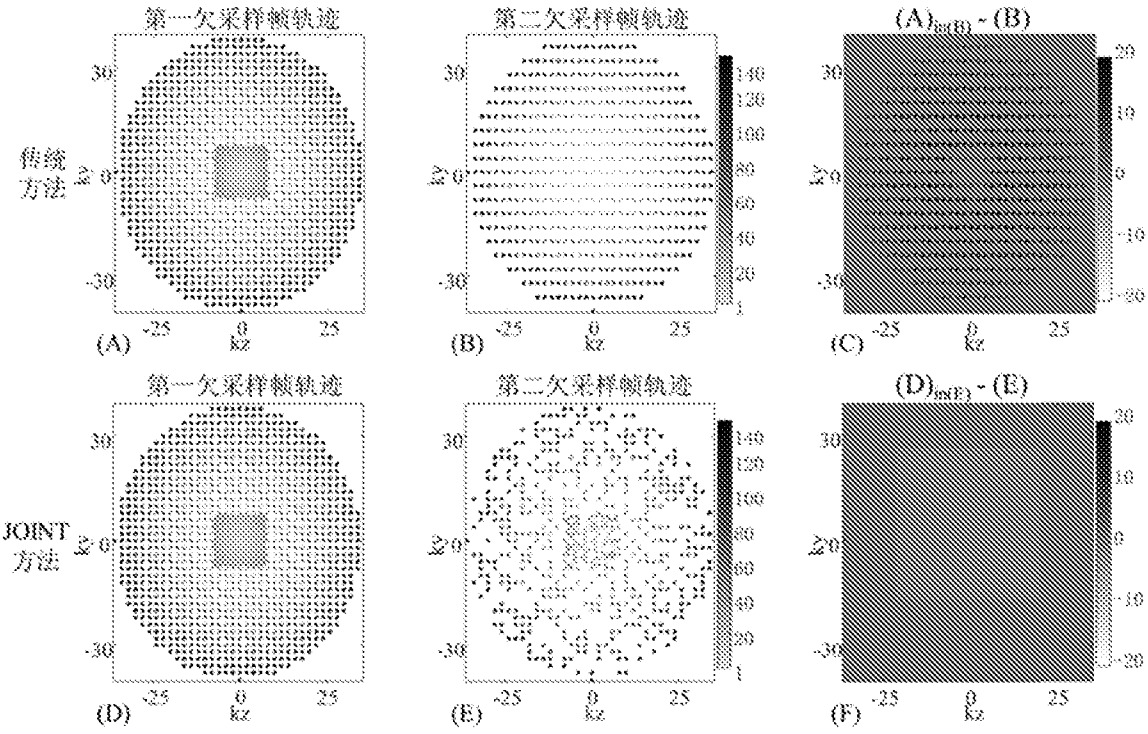


图 2

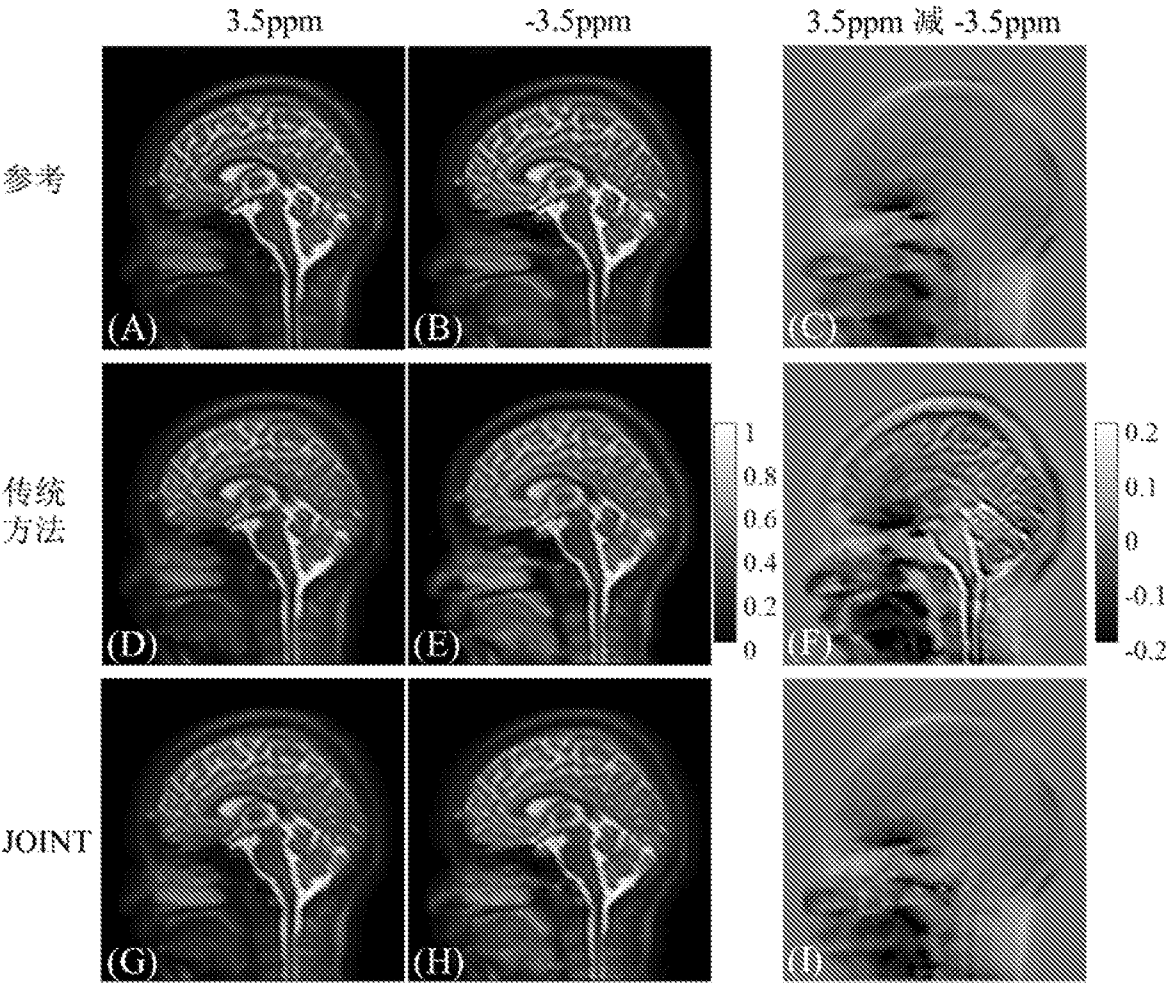


图 3

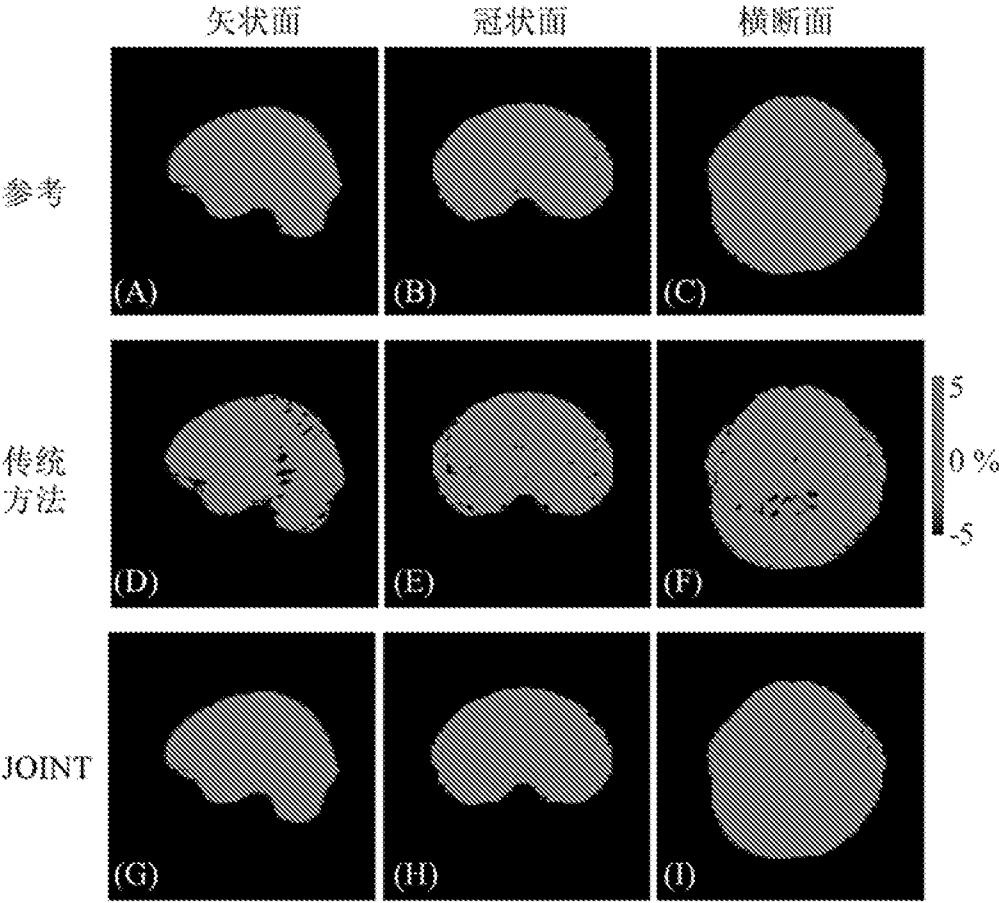


图 4

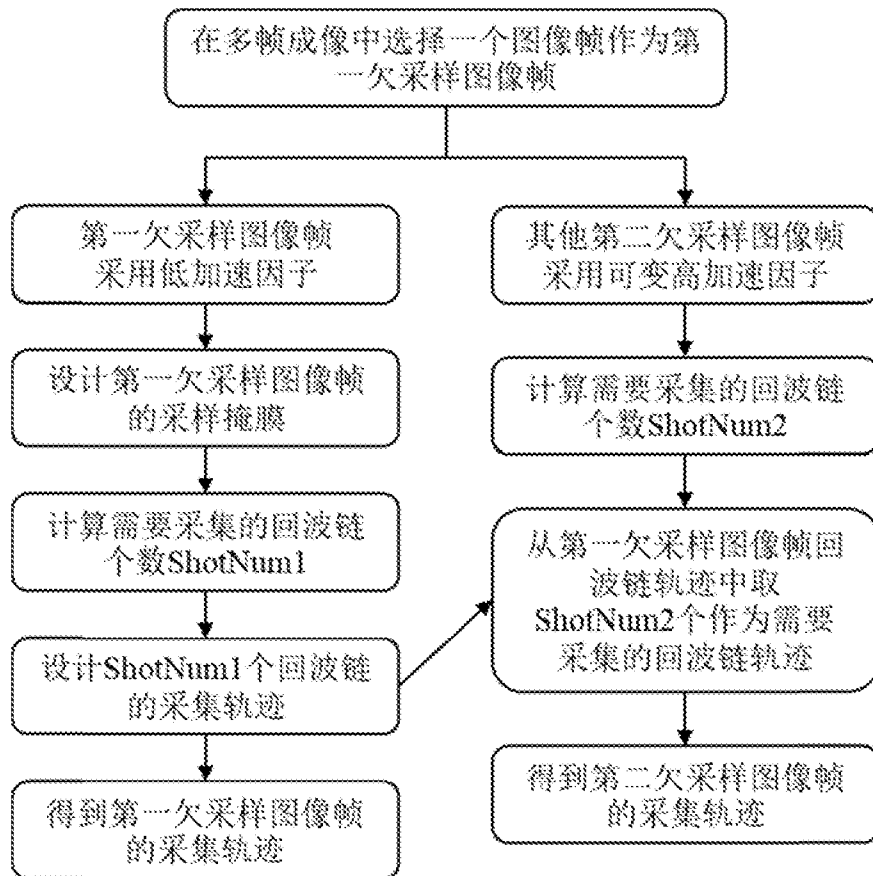


图 5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2024/090880

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01R33/54(2006.01)i; G01R33/48(2006.01)i; G01R33/56(2006.01)i; A61B5/055(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)

IPC:G01R33, A61B5

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)

CNTXT, DWPL, ENTXTC, CNKI, Web of Science: MRI, 磁共振, 加速因子, k空间, 采样, 回波链, 滤波, 对比度, joint, variable, accelerat+, k space, echo, chain?, track+

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
PX	CN 116643224 A (ZHEJIANG UNIVERSITY) 25 August 2023 (2023-08-25) claims 1-10	1-10
A	CN 113009398 A (ZHEJIANG UNIVERSITY) 22 June 2021 (2021-06-22) description, paragraphs [0010]-[0028]	1-10
A	CN 106680748 A (SHANGHAI UNITED IMAGING HEALTHCARE CO., LTD.) 17 May 2017 (2017-05-17) entire document	1-10
A	CN 107209239 A (GENERAL ELECTRIC COMPANY) 26 September 2017 (2017-09-26) entire document	1-10
A	CN 109839607 A (ZHEJIANG UNIVERSITY) 04 June 2019 (2019-06-04) entire document	1-10
A	CN 113066141 A (GENERAL ELECTRIC COMPANY) 02 July 2021 (2021-07-02) entire document	1-10
A	US 2015022207 A1 (SIEMENS AG.) 22 January 2015 (2015-01-22) 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

“D” document cited by the applicant in the international application

“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

08 July 2024

Date of mailing of the international search report

17 July 2024

Name and mailing address of the ISA/CN

China National Intellectual Property Administration (ISA/
CN)
China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao, Haidian District,
Beijing 100088

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2024/090880

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	ZU, Tao et al. "Joint K-space and Image-space Parallel Imaging (KIPI) for accelerated chemical exchange saturation transfer acquisition" <i>Magnetic Resonance in Medicine</i> , Vol. 89, No. 3, 06 November 2022 (2022-11-06), pages 922-936 sections 1-3	1-10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2024/090880

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
CN	116643224	A	25 August 2023	None			
CN	113009398	A	22 June 2021	CN	113009398	B	17 December 2021
				WO	2022213666	A1	13 October 2022
				US	2024036141	A1	01 February 2024
				JP	2024512529	W	19 March 2024
CN	106680748	A	17 May 2017	CN	106680748	B	08 October 2019
CN	107209239	A	26 September 2017	JP	2016140386	A	08 August 2016
				JP	6363028	B2	25 July 2018
				US	2018017649	A1	18 January 2018
				US	10509088	B2	17 December 2019
				WO	2016122810	A1	04 August 2016
CN	109839607	A	04 June 2019	CN	109839607	B	29 November 2019
CN	113066141	A	02 July 2021	US	2021208227	A1	08 July 2021
				US	11307278	B2	19 April 2022
US	2015022207	A1	22 January 2015	US	9989607	B2	05 June 2018
				DE	102013213940	B3	08 January 2015

A. 主题的分类

G01R33/54(2006.01)i; G01R33/48(2006.01)i; G01R33/56(2006.01)i; A61B5/055(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)

IPC:G01R33, A61B5

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))

CNTEXT,DWPI,ENTXTC,CNKI,Web of Science:MRI,磁共振, 加速因子, k空间, 采样, 回波链, 滤波, 对比度, joint,variable,accelerat+,k space,echo,chain?,track+

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
PX	CN 116643224 A (浙江大学) 2023年8月25日 (2023 - 08 - 25) 权利要求1-10	1-10
A	CN 113009398 A (浙江大学) 2021年6月22日 (2021 - 06 - 22) 说明书第[0010]-[0028]段	1-10
A	CN 106680748 A (上海联影医疗科技有限公司) 2017年5月17日 (2017 - 05 - 17) 全文	1-10
A	CN 107209239 A (通用电气公司) 2017年9月26日 (2017 - 09 - 26) 全文	1-10
A	CN 109839607 A (浙江大学) 2019年6月4日 (2019 - 06 - 04) 全文	1-10
A	CN 113066141 A (通用电气公司) 2021年7月2日 (2021 - 07 - 02) 全文	1-10
A	US 2015022207 A1 (SIEMENS AG.) 2015年1月22日 (2015 - 01 - 22) 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

“D” 申请人在国际申请中引证的文件

“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

2024年7月8日

国际检索报告邮寄日期

2024年7月17日

ISA/CN的名称和邮寄地址

中国国家知识产权局
中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088

授权官员

邵文

电话号码 (+86) 010-53962475

PCT/ISA/210 表(第2页) (2022年7月)

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	Tao Zu 等. "Joint K-space and Image-space Parallel Imaging (KIPI) for accelerated chemical exchange saturation transfer acquisition" Magnetic Resonance in Medicine, 第89卷，第3期，2022年11月6日 (2022 - 11 - 06)，第922-936页 第1-3节	1-10

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2024/090880

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	116643224	A	2023年8月25日	无	
CN	113009398	A	2021年6月22日	CN	113009398 B 2021年12月17日
				WO	2022213666 A1 2022年10月13日
				US	2024036141 A1 2024年2月1日
				JP	2024512529 W 2024年3月19日
CN	106680748	A	2017年5月17日	CN	106680748 B 2019年10月8日
CN	107209239	A	2017年9月26日	JP	2016140386 A 2016年8月8日
				JP	6363028 B2 2018年7月25日
				US	2018017649 A1 2018年1月18日
				US	10509088 B2 2019年12月17日
				WO	2016122810 A1 2016年8月4日
CN	109839607	A	2019年6月4日	CN	109839607 B 2019年11月29日
CN	113066141	A	2021年7月2日	US	2021208227 A1 2021年7月8日
				US	11307278 B2 2022年4月19日
US	2015022207	A1	2015年1月22日	US	9989607 B2 2018年6月5日
				DE	102013213940 B3 2015年1月8日