

(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
2018 年 5 月 17 日 (17.05.2018)



(10) 国际公布号
WO 2018/085970 A1

(51) 国际专利分类号:
A61B 5/055 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2016/104976

(22) 国际申请日: 2016 年 11 月 8 日 (08.11.2016)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(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西丽大学城学苑大道 1068 号, Guangdong 518055 (CN)。

(72) 发明人: 张磊 (ZHANG, Lei); 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)。钟耀祖 (ZHONG, Yaozu); 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)。胡小情 (HU, Xiaoqing); 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: 北京三友知识产权代理有限公司 (BEIJING SANYOU INTELLECTUAL PROPERTY AGENCY LTD.); 中国北京市金融街 35 号国际企业大厦 A 座 16 层, Beijing 100033 (CN)。

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE VESSEL WALL IMAGING METHOD AND DEVICE

(54) 发明名称: 磁共振血管壁成像方法和设备

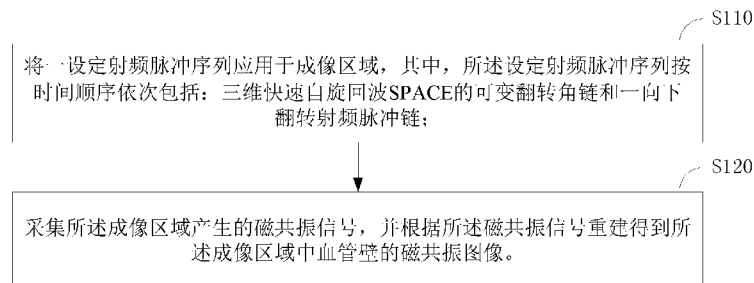


图 1

S110 APPLY A SET RADIO-FREQUENCY PULSE SEQUENCE TO AN IMAGING REGION, THE SET RADIO-FREQUENCY PULSE SEQUENCE SEQUENTIALLY COMPRISES ACCORDING TO A TIME ORDER COMPRISES A VARIABLE TURNOVER ANGULAR CHAIN OF A THREE-DIMENSIONAL FAST SPIN ECHO SPACE AND A DOWNWARD TURNOVER RADIO-FREQUENCY PULSE CHAIN

S120 COLLECT A MAGNETIC RESONANCE SIGNAL GENERATED IN THE IMAGING REGION, AND PERFORM RECONSTRUCTION ACCORDING TO THE MAGNETIC RESONANCE SIGNAL SO AS TO OBTAIN A MAGNETIC RESONANCE IMAGE OF A VESSEL WALL IN THE IMAGING REGION

(57) Abstract: A magnetic resonance vessel wall imaging method and device. The method comprises: applying a set radio-frequency pulse sequence to an imaging region, the set radio-frequency pulse sequence sequentially comprises according to a time order comprises a variable turnover angular chain (320) of a three-dimensional fast spin echo SPACE and a downward turnover radio-frequency pulse chain (330) (S110); and collecting a magnetic resonance signal generated in the imaging region, and performing reconstruction according to the magnetic resonance signal so as to obtain a magnetic resonance image of a vessel wall in the imaging region (S120). By originally adding downward turnover radio-frequency pulse chains after variable turnover angular chains of three-dimensional fast spin echoes SPACE, cerebrospinal fluid signals of the whole brain can be further suppressed effectively and uniformly.



(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, JP, KE, KG, 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))。

(57) 摘要: 一种磁共振血管壁成像方法和设备, 方法包括: 将一设定射频脉冲序列应用于成像区域, 其中, 设定射频脉冲序列按时间顺序依次包括: 三维快速自旋回波SPACE的可变翻转角链(320)和一向下翻转射频脉冲链(330)(S110); 采集成像区域产生的磁共振信号, 并根据磁共振信号重建得到成像区域中血管壁磁共振图像(S120)。通过独创地在三维快速自旋回波SPACE的可变翻转角链后增加向下翻转射频脉冲链, 能够有效、均匀地进一步抑制全脑的脑脊液信号。

磁共振血管壁成像方法和设备

技术领域

本发明涉及磁共振成像技术领域，尤其涉及一种磁共振血管壁成像方法和设备。

5 背景技术

脑卒中已成为中国死亡率和致残率最高的疾病。在中国 14 亿人口中，每年有 1600 万人因脑卒中死亡，死亡率为 1.142%。脑卒中的医疗支出巨大，给中国带来沉重负担。2004 年，中国脑卒中病人入院治疗的平均费用为 6356 元，为农乡居民年收入的 2 倍。目前，中国每年用于脑卒中病人治疗的费用达 400 亿人民币，是其他心血管疾病治疗费用总和的 10 倍。有鉴于此，早评估、早诊断、早预防脑卒中的病发尤为重要。

研究表明，脑卒中主要由动脉粥样硬化（atherosclerosis）易损斑块破裂，并形成血栓，导致下游血管闭塞所致。在中国，脑卒中以缺血性脑卒中为主，约占 80%。缺血性脑卒中主要来自颅内动脉（46.6%）的病变所致。所以，准确识别脑动脉斑块结构和病理特性是早期预防和精确治疗脑卒中的关键。

磁共振血管壁成像（MR Vessel Wall Imaging）是目前唯一能够无创、全景显示颅内血管壁和斑块的手段。磁共振血管壁成像可以无创地精确识别斑块内的成分和炎症活动，有效评估斑块的稳定性和易损性，有望为脑中风的早期预警和诊断带来新的突破。

早期是采用二维磁共振成像技术进行颅内血管壁成像。二维磁共振血管壁成像具有以下优点：具有高分辨率，能够获取清晰的组织细节；采用多对比图像，可以获取斑块的组成成分，有助于判断斑块的成分和特性；采用黑血技术，能够减少血流伪影和亮血对图像的干扰。但同时其存在缺点：扫描时间长，大于 30 分钟；成像范围小，每次只能覆盖单根血管；压血效果不理想，容易产生血流伪影；层间分辨率低，仅达 2mm，容易产生部分容积效应，导致测量斑块大小时产生很大误差。

鉴于二维磁共振血管壁成像存在的问题，深圳先进技术研究院钟耀祖博士与约翰霍普金斯大学 Wasserman 团队合作，于 2010 年首次在国际医学磁共振学会（International Society for Magnetic Resonance in Medicine, ISMRM）年会上提出采用纵向磁化矢量弛豫时间 T1 加权的三维快速自旋回波技术（SPACE）实现颅内动脉三维血管壁成像（High Resolution 3D Intracranial Imaging at 3.0T, Proceedings of the 12th Annual Meeting of ISMRM, 2010 年，第 2255 页）。SPACE 技术由快速自旋回波演化而来（Optimized

three-dimensional fast-spin-echo MRI, Journal of magnetic resonance imaging, 2014 年, 4 期 39 卷, 第 745 页), 其图像采集效率高, 不需要准备脉冲也能实现黑血。钟耀祖博士采用 T1 加权对比以降低脑脊液信号, 突出血管壁, 再配合先进的 32 通道头部射频线圈提高信噪比, 成功解决了进行颅内动脉三维磁共振成像中的多个关键问题。将该 SPACE 技术应用在西门子 3T 成像系统上, 进行 T1 权重颅内动脉三维磁共振血管壁成像, 获得了 0.5mm 各向同性的高分辨三维黑血颅内动脉血管壁图像, 扫描时间为 10 分钟。

采用 T1 加权的 SPACE 技术进行成像, 血管壁与脑脊液具有较好的对比度, 但是, 脑脊液的信号强度仍然偏高。如何抑制脑脊液信号成为进一步提高血管壁成像质量的关键问题。

发明内容

本发明提供一种磁共振血管壁成像方法和设备, 以更好地抑制颅内脑脊液的信号, 从而提高血管壁的成像质量。

本发明提供一种磁共振血管壁成像方法, 包括: 将一设定射频脉冲序列应用于成像区域, 其中, 所述设定射频脉冲序列按时间顺序依次包括: 三维快速自旋回波 SPACE 的可变翻转角链和一向下翻转射频脉冲链; 采集所述成像区域产生的磁共振信号, 并根据所述磁共振信号重建得到所述成像区域中血管壁磁共振图像。

本发明还提供一种磁共振血管壁成像设备, 包括: 射频脉冲生成单元, 用于执行: 将一设定射频脉冲序列应用于成像区域, 其中, 所述设定射频脉冲序列按时间顺序依次包括: 三维快速自旋回波 SPACE 的可变翻转角链和一向下翻转射频脉冲链; 磁共振图像生成单元, 用于执行: 采集所述成像区域产生的磁共振信号, 并根据所述磁共振信号重建得到所述成像区域中血管壁磁共振图像。

本发明还提供一种包括计算机可读指令的计算机可读存储介质, 所述计算机可读指令在被执行时使处理器至少执行上述方法。

本发明还提供另一种设备, 包括: 存储器, 包括计算机可读指令; 和处理器, 在所述计算机可读指令被执行时执行上述方法。

本发明提供的磁共振血管壁成像方法、设备及计算机可读存储介质, 通过独创地设计射频脉冲序列, 在三维快速自旋回波 SPACE 的可变翻转角链后增加向下翻转射频脉冲链, 能够均匀地抑制全脑的脑脊液信号, 在现有 SPACE 的基础上进一步提高了磁共振血管壁成像质量。在其他实施例中, 通过优化 SPACE 的可变翻转角, 能够进一步提

高磁共振图像的信噪比。

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，对于本领域普通技术人员来讲，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。在附图中：

图 1 是本发明实施例的磁共振血管壁成像方法的流程示意图；

图 2 是本发明另一实施例的磁共振血管壁成像方法的流程示意图；

10 图 3 是本发明一实施例中优化 SPACE 的可变翻转角链方法的流程示意图；

图 4 是本发明又一实施例的磁共振血管壁成像方法的流程示意图；

图 5 是本发明又一实施例的磁共振血管壁成像方法的流程示意图；

图 6 是本发明一实施例中设定射频脉冲序列示意图；

图 7 是本发明一实施例中 SPACE 的既定回波信号演化的曲线示意图；

15 图 8 是根据图 7 所示的 SPACE 的既定回波信号演化推算出的可变翻转角链；

图 9 是根据图 8 所示的可变翻转角链算出的不同成像组织的实际信号演化曲线；

图 10 是分别利用本发明一实施例的方法和现有 SPACE 进行脑脊液信号仿真的结果对比示意图；

20 图 11 和图 12 分别是利用现有 SPACE 和本发明实施例方法得到的同一成像区域的磁共振图像；

图 13 是本发明一实施例中 T1/T2 分别为 940/100ms 和 1000/150ms 时 SPACE 的既定回波信号演化对比示意图；

图 14 是根据图 13 所示的既定回波信号演化推算得到的可变翻转角的对比示意图；

图 15 是根据图 14 所示的可变翻转角算出的血管壁信号对比示意图；

25 图 16 (a) 和图 16 (b) 是利用图 14 中 T1/T2 为 940/100ms 时的可变翻转角分别获得的血管壁的长轴磁共振图像和横断面磁共振图像；

图 17 (a) 和图 17 (b) 是利用图 14 中 T1/T2 为 1000/150ms 时的可变翻转角分别获得的血管壁的长轴磁共振图像和横断面磁共振图像；

图 18 是本发明实施例的磁共振血管壁成像设备的结构示意图；

30 图 19 是本发明另一实施例的磁共振血管壁成像设备的结构示意图；

图 20 是本发明一实施例中可变翻转角链优化单元的结构示意图；

图 21 是本发明又一实施例的磁共振血管壁成像设备的结构示意图；

图 22 是本发明再一实施例的磁共振血管壁成像设备的结构示意图；

图 23 是本发明一实施例的设备的结构示意图。

5

具体实施方式

为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚明白，下面结合附图对本发明实施例做进一步详细说明。在此，本发明的示意性实施例及其说明用于解释本发明，但并不作为对本发明的限定。

10 基于现有 SPACE 技术进行血管壁磁共振成像所遇到的问题，本发明在重新设计用于磁共振成像的射频脉冲序列的基础上，提出了一种磁共振血管壁成像方法，与现有 SPACE 相比能够更有效、更均匀地抑制脑脊液信号，同时能提高组织的信噪比。需要预先说明的是，下述各实施例以对颅内血管壁磁共振成像和抑制脑脊液信号为例说明本发
15 明各实施例的方法还可以用于对人体或动物其他部位的血管壁进行成像，同样地还可以抑制与脑脊液具有类似成像特性的其他体液信号，所以，本发明的保护范围当视权利要求的限定范围而定。

图 1 是本发明实施例的磁共振血管壁成像方法的流程示意图。如图 1 所示，本发明实施例的磁共振血管壁成像方法，可包括步骤：

20 S110：将一设定射频脉冲序列应用于成像区域，其中，所述设定射频脉冲序列按时间顺序依次包括：三维快速自旋回波 SPACE 的可变翻转角链和一向下翻转射频脉冲链；

S120：采集所述成像区域产生的磁共振信号，并根据所述磁共振信号重建得到所述成像区域中血管壁的磁共振图像。

25 在上述步骤 S110 中，SPACE 的可变翻转角链可以是现有的 SPACE 的可变翻转角链，例如，深圳先进技术研究院钟耀祖博士与约翰霍普金斯大学 Wasserman 团队于 2010 年首次在国际医学磁共振学会（International Society for Magnetic Resonance in Medicine, ISMRM）年会上提出 SPACE 的可变翻转角链，或者可以是在现有的 SPACE 的可变翻转角链的基础上进行改进后的 SPACE 的可变翻转角链。向下翻转射频脉冲链（Flip-down
30 pulse）可以是现有的向下翻转射频脉冲链，例如，Park 等人在“Optimized T1-weighted

contrast for single-slab 3D turbo spin-echo imaging with long echo trains: application to whole-brain imaging” (Magn Reson Med, 2007 年, 5 期 58 卷, 第 982 页) 中采用的向下翻转射频脉冲链 (Flip-down pulse)。

一些实施例中, 在上述步骤 S110 中, 所述向下翻转射频脉冲链按时间顺序依次可包括: 第一脉冲、第二脉冲及第三脉冲; 其中, 所述第一脉冲和所述第二脉冲之间的时间间隔可为一个回波脉冲间隔, 所述第二脉冲和所述第三脉冲之间的时间间隔可为半个回波脉冲间隔, 所述第三脉冲为 90° 脉冲。回波脉冲间隔较佳地取尽可能小的值, 例如可为磁共振系统允许的最小回波脉冲间隔。

一些实施例中, 所述第一脉冲为 130° 脉冲, 所述第二脉冲为 160° 脉冲。其他实施例中, 第一脉冲可以在 130° 附近, 第二脉冲可以在 160° 附近。例如, 所述第一脉冲为 $100^\circ \sim 150^\circ$ 脉冲, 所述第二脉冲为 $140^\circ \sim 180^\circ$ 脉冲。

值得一提的是, 虽然本发明实施例中的向下翻转射频脉冲链可以与 “Optimized T1-weighted contrast for single-slab 3D turbo spin-echo imaging with long echo trains: application to whole-brain imaging” (Magn Reson Med, 2007 年, 5 期 58 卷, 第 982 页) 中的向下翻转射频脉冲链 (Flip-down pulse) 相同, 但该向下翻转射频脉冲链在二者中所起的作用并不相同, 前者是用于抑制脑脊液信号, 而后者是用于增加灰质和白质的对比度。

一些实施例中, 所述设定射频脉冲序列可以仅包含 SPACE 的可变翻转角链和上述向下翻转射频脉冲链, SPACE 的可变翻转角链一般可与上述向下翻转射频脉冲链紧邻。另一些实施例中, 所述设定射频脉冲序列还可以同时包含其他脉冲, 该其他脉冲在时间顺序上相对于 SPACE 的可变翻转角链和上述向下翻转射频脉冲链的位置可以根据需要设定。

通过使所述设定射频脉冲序列按时间顺序依次包括三维快速自旋回波 SPACE 的可变翻转角链和一向下翻转射频脉冲链, 对用于磁共振成像的射频脉冲进行设计。通过在设定射频脉冲序列中设置 SPACE 的可变翻转角链可以保留 SPACE 的优点: 较高的图像采集效率, 较好地血管壁与脑脊液间的对比度, 不需要准备脉冲实现黑血效果等。再通过在 SPACE 的可变翻转角链后面增加向下翻转射频脉冲链可以进一步抑制脑脊液信号, 提高脑脊液和血管壁之间的对比度, 有益于颅内血管壁成像。

在上述步骤 S120 中, 将上述设定射频脉冲序列应用于成像区域后, 采集所述成像区域先后在 SPACE 的可变翻转角链和向下翻转射频脉冲链激励下产生的磁共振信号。上述磁共振信号可以利用现有的或改进的采集方法进行采集。例如, 经过射频脉冲、选层

梯度、读出梯度、相位编码等过程实现得到磁共振信号。采集得到磁共振信号通过例如磁共振图像重建算法可以得到成像区域中血管壁磁共振图像。对于该步骤，本领域技术人员可以根据本发明实施例设定射频脉冲序列或现有技术实现，故在此不再赘述。

本发明实施例的磁共振血管壁成像方法通过特别涉及射频脉冲序列，使其包含
5 SPACE 的可变翻转角链和向下翻转射频脉冲链，可以在现有 SPACE 基础上进一步均匀抑制脑脊液信号，从而进一步提高血管壁成像质量。

图 2 是本发明另一实施例的磁共振血管壁成像方法的流程示意图。如图 2 所示，图 1 所示的磁共振血管壁成像方法，在步骤 S110 之前，即在将一设定射频脉冲序列应用于成像区域之前，还可包括步骤：

10 S130：通过调整纵向磁化矢量弛豫时间 T1 和/或横向磁化矢量弛豫时间 T2 优化所述可变翻转角链，以提高磁共振图像质量。

在上述步骤 S130 中，可以通过调整纵向磁化矢量弛豫时间 T1 和横向磁化矢量弛豫时间 T2 中的一者或同时调整两者优化 SPACE 的可变翻转角链。较佳实施例中，可以针对不同的磁共振系统磁场将纵向磁化矢量弛豫时间 T1 和/或横向磁化矢量弛豫时间 T2 调
15 整为不同的值。一个实施例中，针对 3T 磁共振系统，可以将横向磁化矢量弛豫时间 T2 调整至 150ms~200ms 范围内，例如可将 T2 的值设置为 150ms、165ms、175ms；同时或者可选地，可将纵向磁化矢量弛豫时间 T1 设置为 800ms~3000ms 范围内，例如可将 T1 的值设置为 1000ms、1500ms、2000ms。

图 3 是本发明一实施例中优化 SPACE 的可变翻转角链方法的流程示意图。如图 3 所
20 示，在上述步骤 S130 中，通过调整纵向磁化矢量弛豫时间 T1 和/或横向磁化矢量弛豫时间 T2 优化所述可变翻转角链的方法，可包括步骤：

S131：通过调整纵向磁化矢量弛豫时间 T1 和/或横向磁化矢量弛豫时间 T2 调整 SPACE 的既定回波信号演化曲线；

S132：根据所述既定回波信号演化曲线推算得到优化的可变翻转角；

25 S133：根据所述优化的可变翻转角计算得到多种成像组织的实际信号演化曲线，并根据所述实际信号演化曲线判断是否将所述优化的可变翻转角用作所述可变翻转角链。

在上述步骤 S131 中，可以通过调整纵向磁化矢量弛豫时间 T1 和横向磁化矢量弛豫时间 T2 中的一者或同时调整两者调整 SPACE 的既定回波信号演化曲线。较佳地，可以针对不同的磁共振磁场调整纵向磁化矢量弛豫时间 T1 和/或横向磁化矢量弛豫时间 T2 调
30 整 SPACE 的既定回波信号演化曲线。一个实施例中，可仅针对一种设定成像组织调整

SPACE 的既定回波信号演化曲线。

一些实施例中，所述磁共振血管壁成像方法是基于 3T 磁共振系统的，在上述步骤 S131 中，通过调整纵向磁化矢量弛豫时间 T1 和/或横向磁化矢量弛豫时间 T2 调整 SPACE 的既定回波信号演化曲线的方法具体实施方式可为：通过将纵向磁化矢量弛豫时间 T1 设置为 800ms~3000ms 和/或将横向磁化矢量弛豫时间 T2 设置为 150ms~200ms 设置 SPACE 的既定回波信号演化曲线。

一些实施例中，上述步骤中，通过将纵向磁化矢量弛豫时间 T1 设置为 800ms~3000ms 和/或将横向磁化矢量弛豫时间 T2 设置为 150ms~200ms 设置 SPACE 的既定回波信号演化曲线的方法具体实施方式可为：通过将纵向磁化矢量弛豫时间 T1 设置为 1000ms 和/或将横向磁化矢量弛豫时间 T2 设置为 150ms 设置 SPACE 的既定回波信号演化曲线。

在上述步骤 S133 中，所述的多种成像组织可以是上述成像区域中的多种不同组织，或者是其他区域的多种不同组织，例如可以是脑脊髓液、灰质、白质等组织。得到多种成像组织的实际信号演化曲线后，可以根据不同组织的实际信号演化曲线的区分程度决定是否将所述优化的可变翻转角用作 SPACE 的可变翻转角链。

一个实施例中，若不同组织的实际信号演化曲线不满足设定要求（例如，不同成像组织间的实际信号差值不满足设定范围），可以重复步骤 S131 重新调整纵向磁化矢量弛豫时间 T1 和/或横向磁化矢量弛豫时间 T2，并利用步骤 S132 重新推算可变翻转角，利用步骤 S133 根据重新推算可变翻转角重新算出不同成像组织的实际信号，直到不同成像组织的实际信号满足设定要求。

本实施例中，通过上述步骤 S131~S133 优化现有的 SPACE 的可变翻转角链，并将优化后的 SPACE 的可变翻转角链用于上述设定射频脉冲序列，可以进一步提高血管壁与脑脊液的对比度，增强了现有 SPACE 的成像效果。

图 4 是本发明又一实施例的磁共振血管壁成像方法的流程示意图。如图 4 所示，图 1 所示的磁共振血管壁成像方法，在步骤 S110 之前，即在将一设定射频脉冲序列应用于成像区域之前，还可包括步骤：

S140：通过调整 SPACE 的既定回波信号演化曲线中按时间顺序排列的第一部分、第二部分及第三部分之间的时间比例优化所述可变翻转角链，以提高磁共振图像质量。

一般 SPACE 的既定回波信号演化曲线可以包括上述第一部分、第二部分及第三部分，共三部分。通常，第一部分的信号强度随时间指数衰减，为起始衰减部分；第二部

分的信号强度保持不变，为中间平坦部分；第三部分的信号强度随时间继续下降，为最后衰减部分。

一些实施例中，可以调整所述第一部分的时间为 2~5 个 SPACE 的回波调整所述第二部分的时间占所述既定回波信号演化曲线的总时间的 40%~70%。其余时间可以为第三部分所占时间。

SPACE 的既定回波信号演化中的不同部分所起的作用各不相同。起始衰减部分可用于驱使横向磁化矢量到达稳态；中间平坦部分的回波信号可用于填充 K 空间中心，是回波链中最主要的部分，可直接决定图像的信噪比、对比度和单个像素的点扩散函数；最后衰减部分的信号主要用于调节中间信号的强度，其衰减越快整体信号强度越大。

本实施例中，通过合理调整 SPACE 的既定回波信号演化曲线中各部分的时间占比，例如，调整所述第一部分的时间为 2~5 个 SPACE 的回波，调整所述第二部分的时间占所述既定回波信号演化曲线的总时间的 40%~70%，可以得到优化的 SPACE 的既定回波信号演化，进而可以优化 SPACE 的可变翻转角链以提高磁共振图像质量。

图 5 是本发明又一实施例的磁共振血管壁成像方法的流程示意图。如图 5 所示，图 1 所示的磁共振血管壁成像方法，在步骤 S110 之前，即在将一设定射频脉冲序列应用于成像区域之前，还可包括步骤：

S150：通过调整 SPACE 的多个参数优化磁共振图像。

其中，调整 SPACE 的重复时间 TR 为 800ms~1200ms，调整 SPACE 的回波时间 TE 为 5ms~25ms，以及调整 SPACE 的回波链长为 25~60。

本实施例中，通过调节 SPACE 中的重复时间 TR、回波时间 TE 及回波链长至各自的合理范围，可以优化 SPACE 的效果，进一步提高成像区域的磁共振图像质量。

图 6 是本发明一实施例中设定射频脉冲序列示意图。如图 6 所示，上述设定射频脉冲序列包括 SPACE 可变翻转角链 320 和向下翻转射频脉冲链 330。SPACE 可变翻转角链 320 可包括脉冲 $\alpha_{1,Y}$ 、脉冲 $\alpha_{2,Y}$ 、脉冲 $\alpha_{3,Y}$ 、……、脉冲 $\alpha_{L-1,Y}$ 、脉冲 $\alpha_{L,Y}$ ，其中，L 为大于或等于 1 的整数，该些脉冲间隔为一个回波脉冲间隔 ESP。向下翻转射频脉冲链 330 可包括脉冲 $\beta_{1,Y}$ 、脉冲 $\beta_{2,Y}$ 及 90° 脉冲 $90_{3,X}$ ，其中，脉冲 $\beta_{1,Y}$ 和脉冲 $\beta_{2,Y}$ 之间间隔为一个回波脉冲间隔 ESP，脉冲 $\beta_{2,Y}$ 和 90° 脉冲 $90_{3,X}$ 之间间隔为半个回波脉冲间隔 ESP/2。

图 7 是本发明一实施例中 SPACE 的既定回波信号演化的曲线示意图。如图 7 所示，针对一特定组织设计 SPACE 的既定回波信号演化曲线，包括起始衰减部分 A、中间平

坦部分 B 及最后衰减部分 C 三部分。其中，衰减部分 A 可为 3 个回波长度，中间平坦部分 B 所占时间比例可为 65%，剩余部分时间为最后衰减部分三部分。基于 3T 磁共振系统，纵向磁化矢量弛豫时间 T1 和横向磁化矢量弛豫时间 T2 可分别为 1000ms 和 150ms。图 8 是根据图 7 所示的 SPACE 的既定回波信号演化推算出的可变翻转角链。图 9 是根据图 8 所示的可变翻转角链算出的不同成像组织的实际信号演化曲线。如图 9 所示，本实施例中所设计的 SPACE 的既定回波信号演化能够使得脑脊髓液 301、灰质 302 及白质 303 两两之间很好地区分开，由此说明本实施例设计的 SPACE 的既定回波信号演化优化了 SPACE 的可变翻转角链。

图 10 是分别利用本发明一实施例的方法和现有 SPACE 进行脑脊液信号仿真的结果对比示意图。如图 10 所示，与现有 SPACE 产生的脑脊液信号 311 相比，本发明实施例 SPACE 和向下翻转射频脉冲链结合产生的脑脊液信号 312 的强度显著降低。由此可见，本发明实施例的方法通过在 SPACE 的可变翻转角链后增加向下翻转射频脉冲链，的确能够起到抑制脑脊液信号的作用。

图 11 和图 12 分别是利用现有 SPACE 和本发明实施例方法得到的同一成像区域的磁共振图像。图 11 所示的磁共振图像是根据钟耀祖等人提出的 SPACE 方法获得 (High Resolution 3D Intracranial Imaging at 3.0T, Proceedings of the 12th Annual Meeting of ISMRM, 2010 年, 第 2255 页)。如图 11 所示，其中的 (a) 部分和 (c) 部分为 (b) 部分中相应位置的放大图像。如图 12 所示，其中的 (a) 部分和 (c) 部分为 (b) 部分中相应位置的放大图像。图 11 中 (a) 部分和图 12 中 (a) 部分显示抑制大脑左半部分中脑脊液的情况，对比图 11 中 (a) 部分和图 12 中 (a) 部分灰度，可以看出，本发明实施例的方法采用 SPACE 和向下翻转射频脉冲链相结合的方法能够更均匀、更有效地抑制大脑左半部分中的脑脊液信号。图 11 中 (c) 部分和图 12 中 (c) 部分显示抑制大脑右半部分中脑脊液的情况，对比图 11 中 (c) 部分和图 12 中 (c) 部分灰度，可以看出，本发明实施例的方法能够更均匀、更有效地抑制大脑右半部分中的脑脊液信号。由此可见，与现有技术相比，本发明实施例的方法不仅具有更好的脑脊液信号抑制效果，还能够更均匀地抑制全脑的脑脊液信号。

图 13 是本发明一实施例中 T1/T2 分别为 1000/150ms 和 940/100ms 时 SPACE 的既定回波信号演化对比示意图。如图 13 所示，基于 3T 磁共振成像系统，将纵向磁化矢量弛豫时间 T1 和横向磁化矢量弛豫时间 T2 分别设置为 1000ms 和 150ms 比现有的 T1/T2 (商用的 T1 和 T2 分别为 940ms 和 100ms) 可以产生更强的信号。图 14 是根据图 13 所

示的既定回波信号演化推算得到的可变翻转角的对比示意图。如图 14 所示，与现有的 T1/T2 相比，将纵向磁化矢量弛豫时间 T1 和横向磁化矢量弛豫时间 T2 分别设置为 1000ms 和 150ms 后可以获得更大的可变翻转角。图 15 是根据图 14 所示的可变翻转角算出的血管壁信号对比示意图。如图 15 所示，由优化后的可变翻转角（T1/T2 为 1000/150ms）得到的血管壁信号强度比利用现有的可变翻转角（T1/T2 为 940/100ms）得到的血管壁信号强度强，血管壁信号强度提高了 15.6%。图 16（a）和图 16（b）是利用图 14 中 T1/T2 为 940/100ms 时的可变翻转角分别获得的血管壁的长轴磁共振图像和横断面磁共振图像。图 16（b）所示血管壁横断面磁共振图像为图 16（a）中虚线位置处的血管壁的横断面图像。图 17（a）和图 17（b）是利用图 14 中 T1/T2 为 1000/150ms 时的可变翻转角分别获得的血管壁的长轴磁共振图像和横断面磁共振图像。图 17（b）所示血管壁横断面磁共振图像为图 17（a）中虚线位置处的血管壁的横断面图像。对比图 16（a）和图 17（a），及对比图 16（b）和图 17（b），可以看出，与 T1/T2 为 940/100ms 时的可变翻转角相比，将本发明实施例的 T1/T2 为 1000/150ms 时的可变翻转角应用于血管壁成像，可以获得更强的血管壁信号，从而可以更清楚地分辨出成像区域中的血管壁。

本发明实施例的磁共振血管壁成像方法，通过独创地设计射频脉冲序列，在三维快速自旋回波 SPACE 的可变翻转角链后增加向下翻转射频脉冲链，能够有效、均匀地进一步抑制全脑的脑脊液信号，在现有 SPACE 的基础上进一步提高了磁共振血管壁成像质量。进一步，通过各种不同方法优化 SPACE，例如优化 SPACE 的可变翻转角链，更佳地提升了现有 SPACE 的磁共振成像效果。

基于与图 1 所示的磁共振血管壁成像方法相同的发明构思，本申请实施例还提供了一种磁共振血管壁成像设备，如下面实施例所述。由于该磁共振血管壁成像设备解决问题的原理与磁共振血管壁成像方法相似，因此该磁共振血管壁成像设备的实施可以参见磁共振血管壁成像方法的实施，且可达到相似的功效，重复之处不再赘述。以下所使用的，术语“单元”或者“模块”可以实现预定功能的软件和/或硬件的组合。尽管以下实施

图 18 是本发明实施例的磁共振血管壁成像设备的结构示意图。如图 18 所示，本发明实施例的磁共振血管壁成像设备，可包括：射频脉冲生成单元 210 和磁共振图像生成单元 220，二者相互连接。

射频脉冲生成单元 210，用于执行：将一设定射频脉冲序列应用于成像区域，其中，所述设定射频脉冲序列按时间顺序依次包括：三维快速自旋回波 SPACE 的可变翻转角链和一向下翻转射频脉冲链。

5 磁共振图像生成单元 220，用于执行：采集所述成像区域产生的磁共振信号，并根据所述磁共振信号重建得到所述成像区域中血管壁磁共振图像。

一些实施例中，所述射频脉冲生成单元 210，还可用于执行：所述向下翻转射频脉冲链按时间顺序依次包括：第一脉冲、第二脉冲及第三脉冲。其中，所述第一脉冲和所述第二脉冲之间的时间间隔为一个回波脉冲间隔，所述第二脉冲和所述第三脉冲之间的时间间隔为半个回波脉冲间隔，所述第三脉冲为 90° 脉冲。

10 一些实施例中，所述射频脉冲生成单元 210，还可用于执行：所述第一脉冲为 $100^\circ \sim 150^\circ$ 脉冲，所述第二脉冲为 $140^\circ \sim 180^\circ$ 脉冲。

一些实施例中，所述射频脉冲生成单元 210，还可用于执行：所述第一脉冲为 130° 脉冲，所述第二脉冲为 160° 脉冲。

15 图 19 是本发明另一实施例的磁共振血管壁成像设备的结构示意图。如图 19 所示，图 18 所示的磁共振血管壁成像设备，还可包括：可变翻转角链优化单元 230，与射频脉冲生成单元 210 连接。

可变翻转角链优化单元 230，用于执行：通过调整纵向磁化矢量弛豫时间 $T1$ 和/或横向磁化矢量弛豫时间 $T2$ 优化所述可变翻转角链，以提高磁共振图像质量。

20 图 20 是本发明一实施例中可变翻转角链优化单元的结构示意图。如图 20 所示，可变翻转角链优化单元 230，可包括：既定回波信号演化调整模块 231、优化可变翻转角生成模块 232 及可变翻转角链确定模块 233，上述各模块顺序连接。

既定回波信号演化调整模块 231，用于执行：通过调整纵向磁化矢量弛豫时间 $T1$ 和/或横向磁化矢量弛豫时间 $T2$ 调整 SPACE 的既定回波信号演化曲线。

25 优化可变翻转角生成模块 232，用于执行：根据所述既定回波信号演化曲线推算得到优化的可变翻转角。

可变翻转角链确定模块 233，用于执行：根据所述优化的可变翻转角计算得到多种成像组织的实际信号演化曲线，并根据所述实际信号演化曲线判断是否将所述优化的可变翻转角用作所述可变翻转角链。

30 一些实施例中，所述设备是基于 3T 磁共振系统，所述既定回波信号演化调整模块 231，可包括：磁化矢量弛豫时间设置模块。

磁化矢量弛豫时间设置模块，用于执行：通过将纵向磁化矢量弛豫时间 T1 设置为 800ms~3000ms 和/或将横向磁化矢量弛豫时间 T2 设置为 150ms~200ms 设置 SPACE 的既定回波信号演化曲线。

一些实施例中，磁化矢量弛豫时间设置模块 2311 包括磁化矢量弛豫时间确定模块，
5 该磁化矢量弛豫时间确定模块用于执行：通过将纵向磁化矢量弛豫时间 T1 设置为 1000ms 和/或将横向磁化矢量弛豫时间 T2 设置为 150ms 设置 SPACE 的既定回波信号演化曲线。

图 21 是本发明又一实施例的磁共振血管壁成像设备的结构示意图。如图 21 所示，
图 18 所示的磁共振血管壁成像设备，还可包括：既定回波信号演化时间比例设置单元
10 240，与射频脉冲生成单元 210 连接。

既定回波信号演化时间比例设置单元 240，用于执行：通过调整 SPACE 的既定回波信号演化曲线中按时间顺序排列的第一部分、第二部分及第三部分之间的时间比例优化所述可变翻转角链，以提高磁共振图像质量。

其中，调整所述第一部分的时间为 2~5 个 SPACE 的回波，调整所述第二部分的时间
15 占所述既定回波信号演化曲线的总时间的 40%~70%。

图 22 是本发明再一实施例的磁共振血管壁成像设备的结构示意图。如图 22 所示，
图 18 所示的磁共振血管壁成像设备，还可包括：SPACE 参数设置单元 250，与射频脉冲生成单元 210 连接。

SPACE 参数设置单元 250，用于执行：通过调整 SPACE 的多个参数优化磁共振图
20 像。

其中，调整 SPACE 的重复时间 TR 为 800ms~1200ms，调整 SPACE 的回波时间 TE 为 5ms~25ms，以及调整 SPACE 的回波链长为 25~60。

本发明实施例的磁共振血管壁成像设备，通过射频脉冲生成单元独创地设置射频脉冲序列，在三维快速自旋回波 SPACE 的可变翻转角链后增加向下翻转射频脉冲链，能够
25 有效、均匀地进一步抑制全脑的脑脊液信号，在现有 SPACE 的基础上进一步提高了磁共振血管壁成像质量。进一步，通过各种不同单元或模块优化 SPACE，例如通过既定回波信号演化时间比例设置单元、可变翻转角链优化单元优化 SPACE 的可变翻转角链，通过 SPACE 参数设置单元优化 SPACE 的多个参数，更佳地提升了现有 SPACE 的磁共振成像效果。

30 本发明实施例还提供了一种包括计算机可读指令的计算机可读存储介质，该计算机

可读指令在被执行时使处理器至少执行上述各实施例的磁共振血管壁成像方法中一个或多个步骤。

本发明实施例还提供了一种设备，图 23 是本发明一实施例的设备的结构示意图。如图 23 所示，本发明实施例的设备可包括处理器 410 和存储器 420，存储器 420 包括计算机可读指令，处理器 410 在计算机可读指令被执行时至少执行上述各实施例的磁共振血管壁成像方法中一个或多个步骤。

综上所述，本发明提供的磁共振血管壁成像方法、设备及计算机可读存储介质，通过独创地设计射频脉冲序列，在三维快速自旋回波 SPACE 的可变翻转角链后增加向下翻转射频脉冲链，能够有效、均匀地进一步抑制全脑的脑脊液信号，在现有 SPACE 的基础上进一步提高了磁共振血管壁成像质量。进一步，通过各种不同方法优化 SPACE，例如优化 SPACE 的可变翻转角链，更佳地提升了现有 SPACE 的磁共振成像效果。

在本说明书的描述中，参考术语“一个实施例”、“一个具体实施例”、“一些实施例”、“例如”、“示例”、“具体示例”、或“一些示例”等的描述意指结合该实施例或示例描述的具体特征、结构、材料或者特点包含于本发明的至少一个实施例或示例中。在本说明书中，对上述术语的示意性表述不一定指的是相同的实施例或示例。而且，描述的具体特征、结构、材料或者特点可以在任何的一个或多个实施例或示例中以合适的方式结合。各实施例中涉及的步骤顺序用于示意性说明本发明的实施，其中的步骤顺序不作限定，可根据需要作适当调整。

本领域内的技术人员应明白，本发明的实施例可提供为方法、系统、或计算机程序产品。因此，本发明可采用完全硬件实施例、完全软件实施例、或结合软件和硬件方面的实施例的形式。而且，本发明可采用在一个或多个其中包含有计算机可用程序代码的计算机可用存储介质（包括但不限于磁盘存储器、CD-ROM、光学存储器等）上实施的计算机程序产品的形式。

本发明是参照根据本发明实施例的方法、设备（系统）、和计算机程序产品的流程图和/或方框图来描述的。应理解可由计算机程序指令实现流程图和/或方框图中的每一流程和/或方框、以及流程图和/或方框图中的流程和/或方框的结合。可提供这些计算机程序指令到通用计算机、专用计算机、嵌入式处理机或其他可编程数据处理设备的处理器以产生一个机器，使得通过计算机或其他可编程数据处理设备的处理器执行的指令产生用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的装置。

这些计算机程序指令也可存储在能引导计算机或其他可编程数据处理设备以特定方式工作的计算机可读存储器中，使得存储在该计算机可读存储器中的指令产生包括指令装置的制造品，该指令装置实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能。

- 5 这些计算机程序指令也可装载到计算机或其他可编程数据处理设备上，使得在计算机或其他可编程设备上执行一系列操作步骤以产生计算机实现的处理，从而在计算机或其他可编程设备上执行的指令提供用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的步骤。

- 10 以上所述的具体实施例，对本发明的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明，所应理解的是，以上所述仅为本发明的具体实施例而已，并不用于限定本发明的保护范围，凡在本发明的精神和原则之内，所做的任何修改、等同替换、改进等，均应包含在本发明的保护范围之内。

权利要求书

1. 一种磁共振血管壁成像方法，其中，包括：

将一设定射频脉冲序列应用于成像区域，其中，所述设定射频脉冲序列按时间顺序依次包括：三维快速自旋回波 SPACE 的可变翻转角链和一向下翻转射频脉冲链；

5 采集所述成像区域产生的磁共振信号，并根据所述磁共振信号重建得到所述成像区域中血管壁磁共振图像。

2. 如权利要求 1 所述的方法，其中，将一设定射频脉冲序列应用于成像区域之前，还包括：

10 通过调整纵向磁化矢量弛豫时间 T1 和/或横向磁化矢量弛豫时间 T2 优化所述可变翻转角链，以提高磁共振图像质量。

3. 如权利要求 2 所述的方法，其中，通过调整纵向磁化矢量弛豫时间 T1 和/或横向磁化矢量弛豫时间 T2 优化所述可变翻转角链，包括：

通过调整纵向磁化矢量弛豫时间 T1 和/或横向磁化矢量弛豫时间 T2 调整 SPACE 的既定回波信号演化曲线；

15 根据所述既定回波信号演化曲线推算得到优化的可变翻转角；

根据所述优化的可变翻转角计算得到多种成像组织的实际信号演化曲线，并根据所述实际信号演化曲线判断是否将所述优化的可变翻转角用作所述可变翻转角链。

20 4. 如权利要求 3 所述的方法，其中，所述方法是基于 3T 磁共振系统，通过调整纵向磁化矢量弛豫时间 T1 和/或横向磁化矢量弛豫时间 T2 调整 SPACE 的既定回波信号演化曲线，包括：

通过将纵向磁化矢量弛豫时间 T1 设置为 800ms~3000ms 和/或将横向磁化矢量弛豫时间 T2 设置为 150ms~200ms 设置 SPACE 的既定回波信号演化曲线。

25 5. 如权利要求 4 所述的方法，其中，通过将纵向磁化矢量弛豫时间 T1 设置为 800ms~3000ms 和/或将横向磁化矢量弛豫时间 T2 设置为 150ms~200ms 设置 SPACE 的既定回波信号演化曲线，包括：

通过将纵向磁化矢量弛豫时间 T1 设置为 1000ms 和/或将横向磁化矢量弛豫时间 T2 设置为 150ms 设置 SPACE 的既定回波信号演化曲线。

6. 如权利要求 1 所述的方法，其中，将一设定射频脉冲序列应用于成像区域之前，还包括：

通过调整 SPACE 的既定回波信号演化曲线中按时间顺序排列的第一部分、第二部分及第三部分之间的时间比例优化所述可变翻转角链，以提高磁共振图像质量；

其中，调整所述第一部分的时间为 2~5 个 SPACE 的回波，调整所述第二部分的时间占所述既定回波信号演化曲线的总时间的 40%~70%。

- 5 7. 如权利要求 1 所述的方法，其中，将一设定射频脉冲序列应用于成像区域之前，还包括：

通过调整 SPACE 的多个参数优化磁共振图像；

其中，调整 SPACE 的重复时间 TR 为 800ms~1200ms，调整 SPACE 的回波时间 TE 为 5ms~25ms，以及调整 SPACE 的回波链长为 25~60。

- 10 8. 如权利要求 1 所述的方法，其中，所述向下翻转射频脉冲链按时间顺序依次包括：第一脉冲、第二脉冲及第三脉冲；

其中，所述第一脉冲和所述第二脉冲之间的时间间隔为一个回波脉冲间隔，所述第二脉冲和所述第三脉冲之间的时间间隔为半个回波脉冲间隔，所述第三脉冲为 90° 脉冲。

- 15 9. 如权利要求 8 所述的方法，其中，所述第一脉冲为 100° ~ 150° 脉冲，所述第二脉冲为 140° ~ 180° 脉冲。

10. 如权利要求 9 所述的方法，其中，所述第一脉冲为 130° 脉冲，所述第二脉冲为 160° 脉冲。

- 20 11. 一种包括计算机可读指令的计算机可读存储介质，其中，所述计算机可读指令在被执行时使处理器至少执行权利要求 1 至 10 中任一项所述的方法。

12. 一种设备，其中，包括：

处理器；和

包括计算机可读指令的存储器，所述计算机可读指令在被执行时使所述处理器执行如权利要求 1 至 10 中任一项所述的方法。

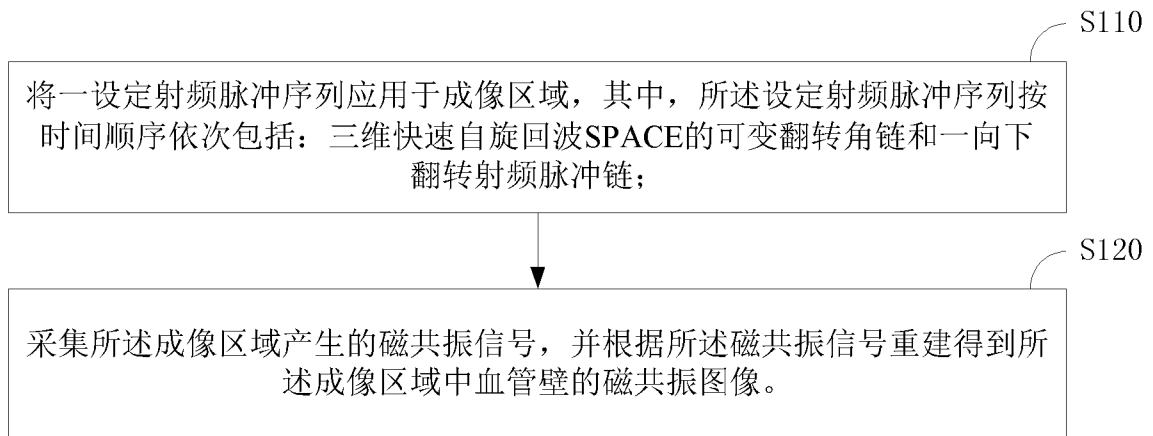


图 1

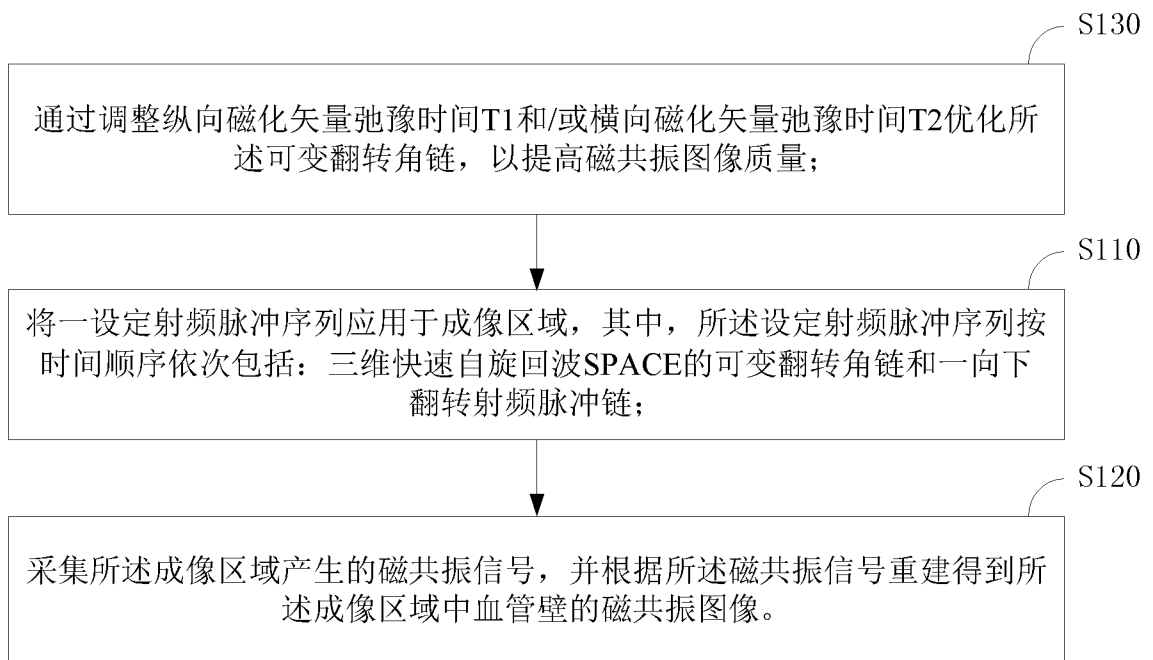


图 2

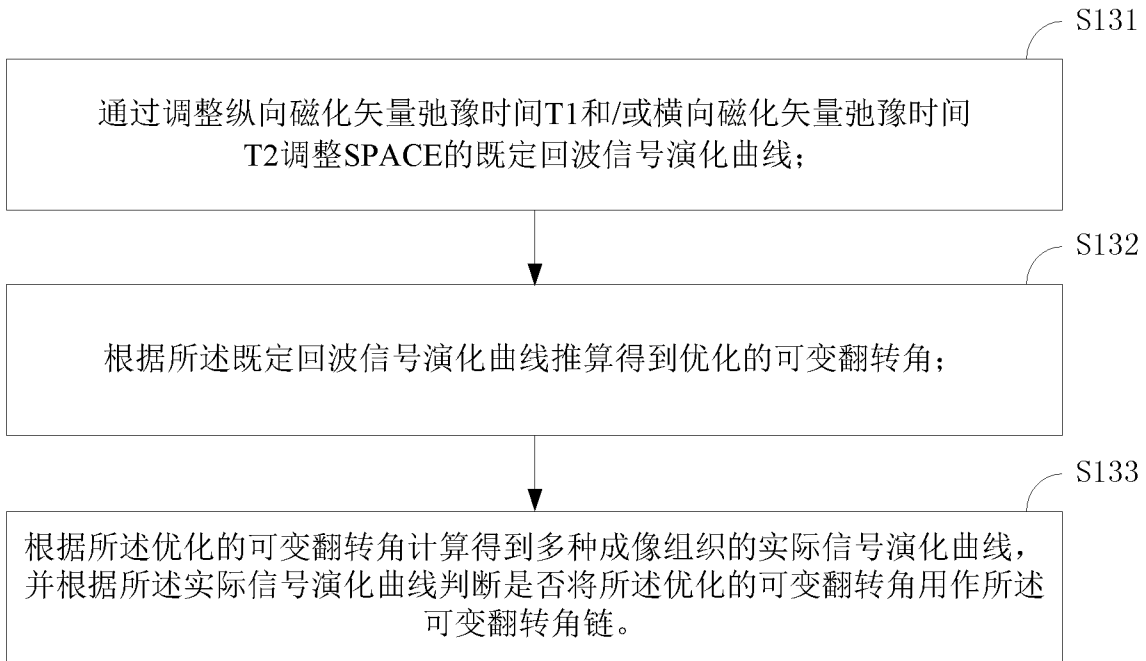


图 3

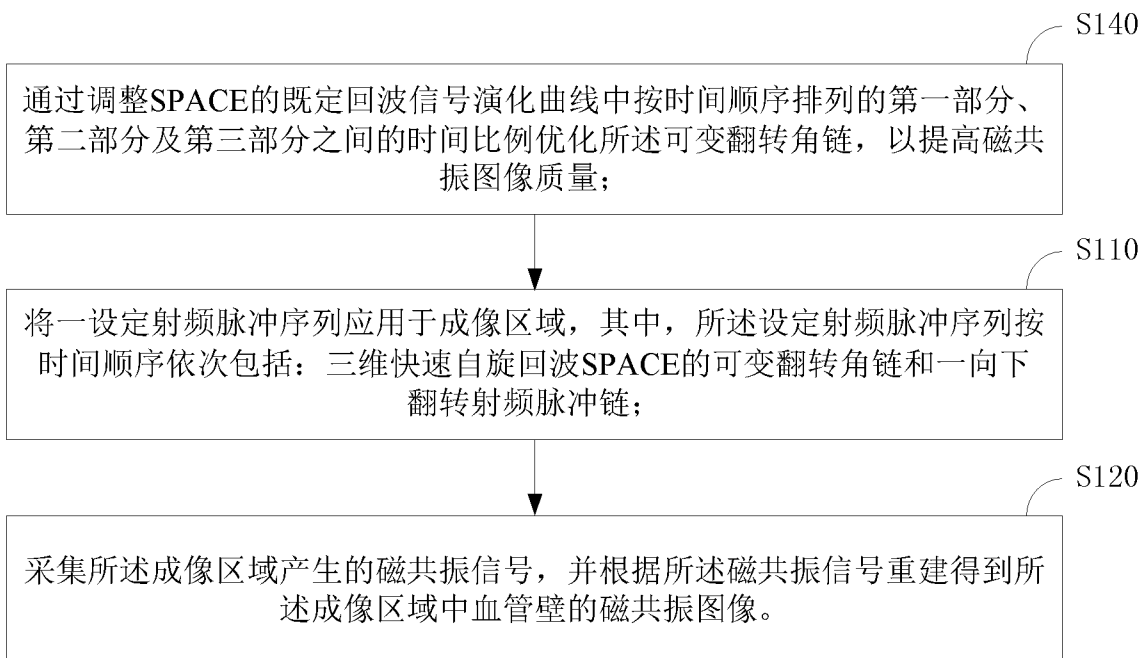


图 4

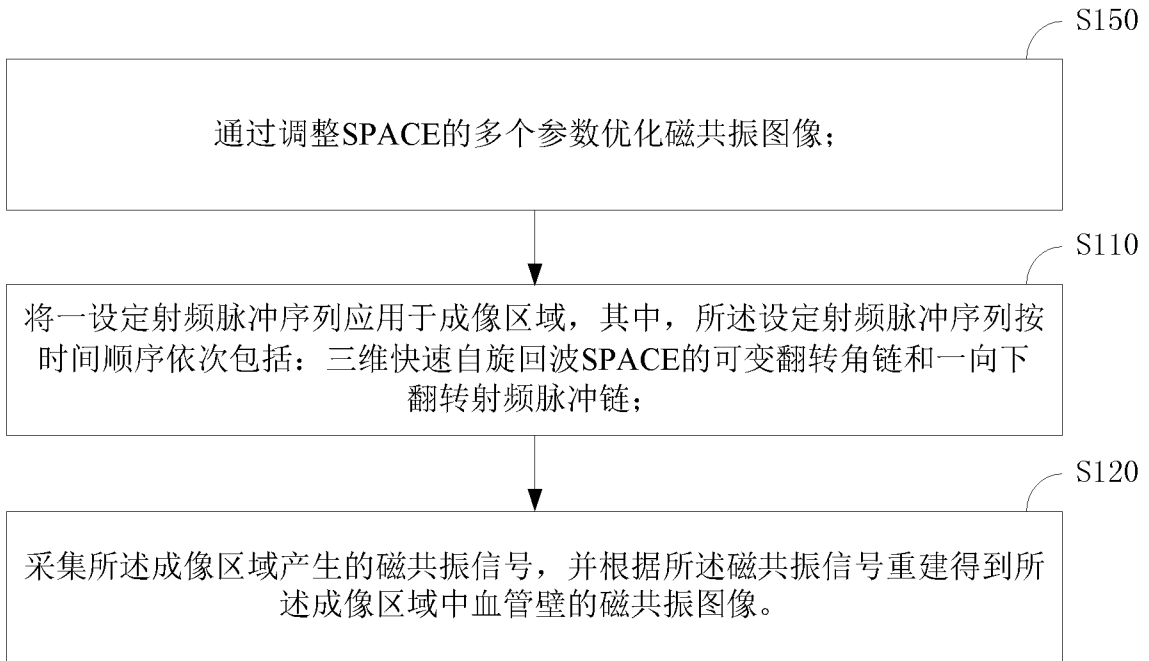


图 5

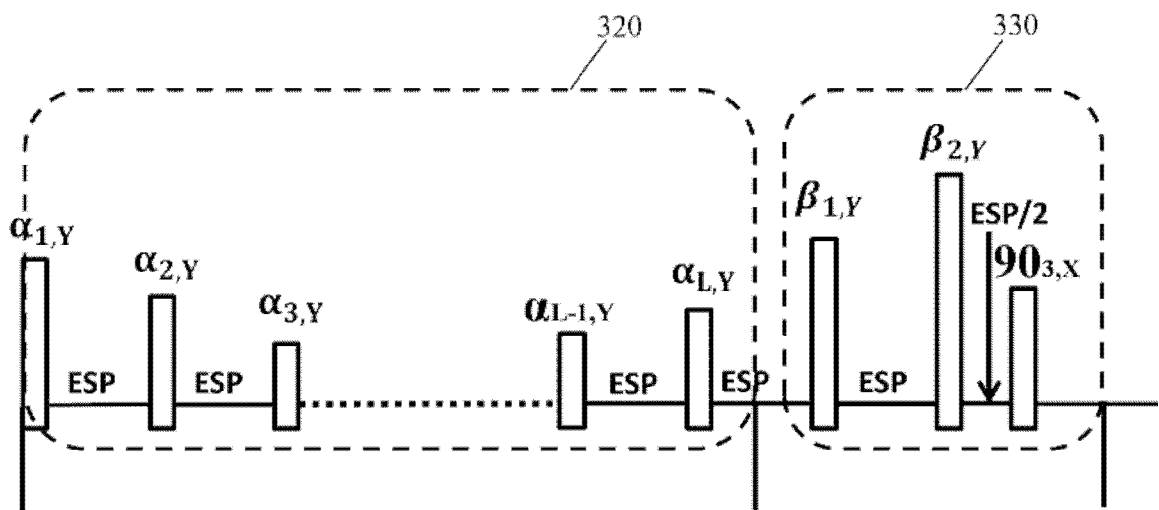


图6

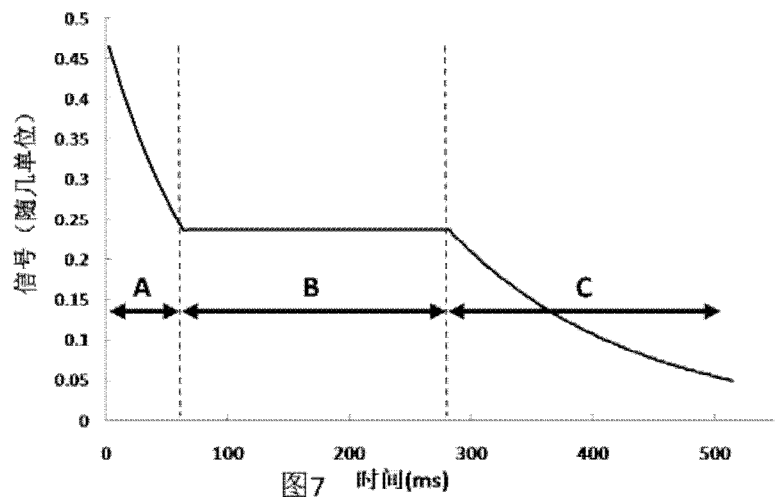


图7

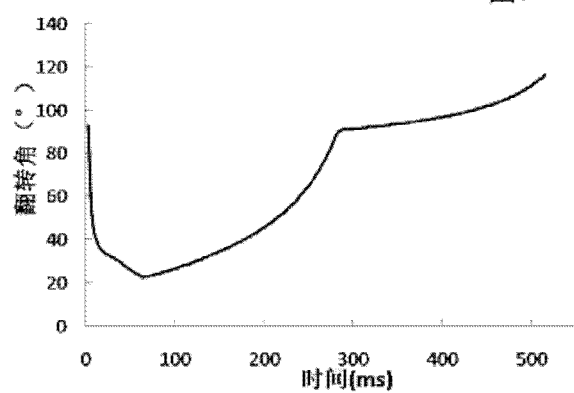


图8

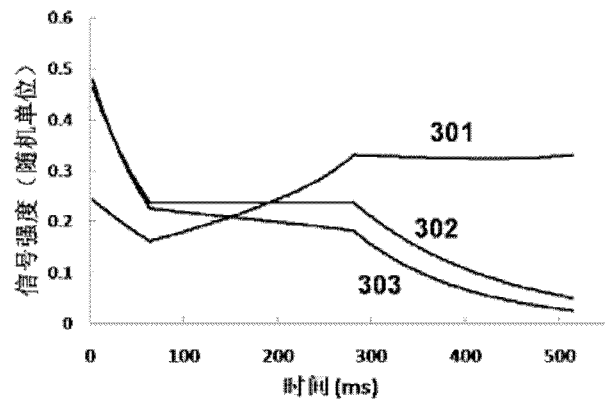


图9

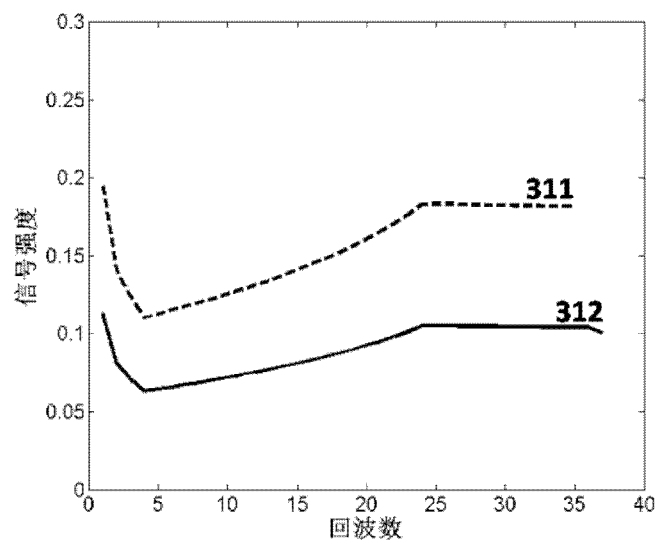


图10

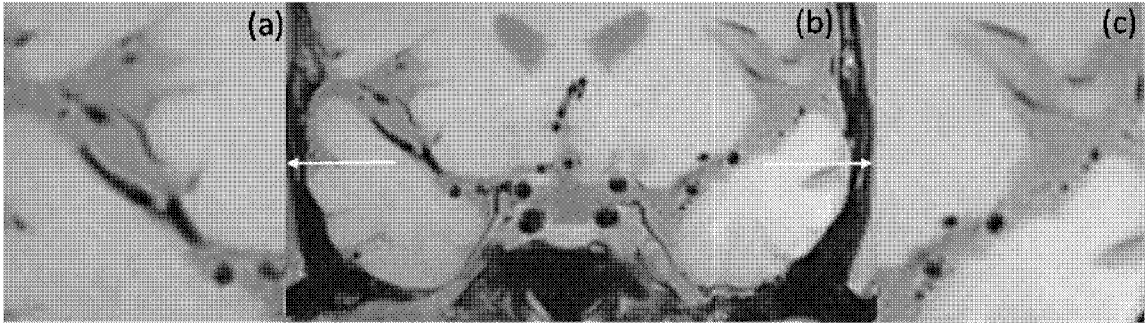


图11

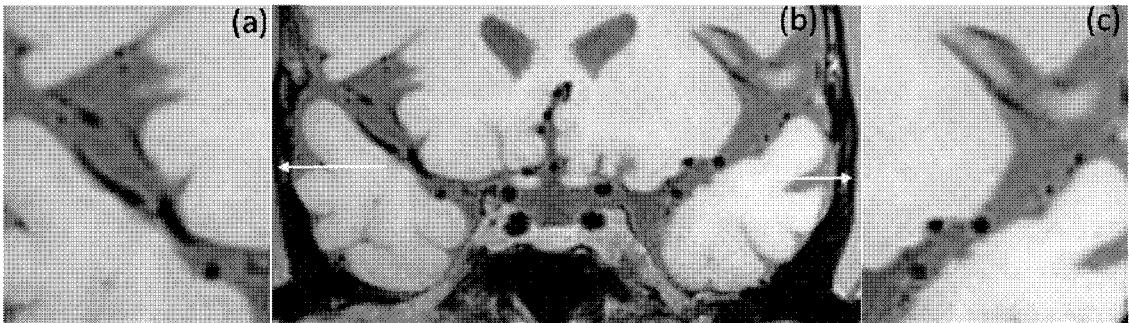


图12

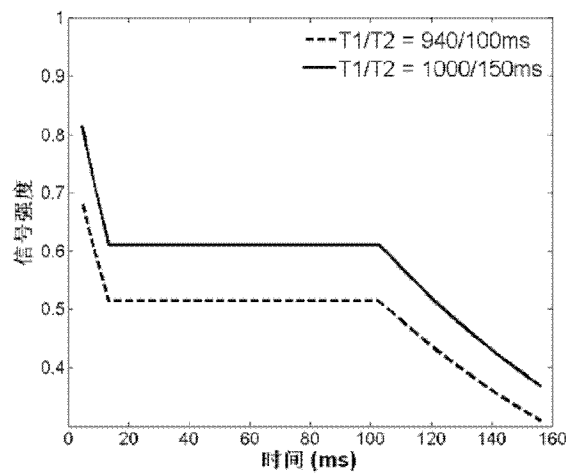


图13

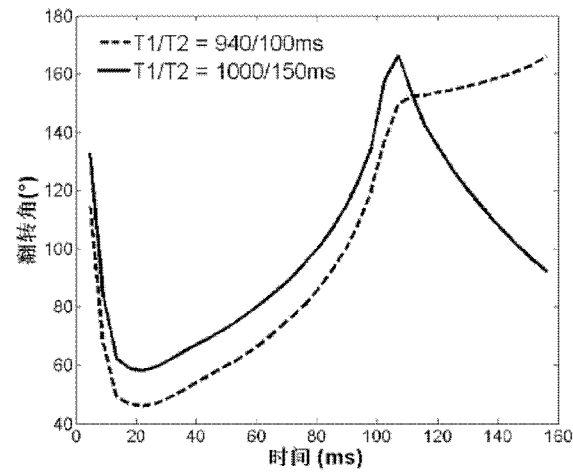


图14

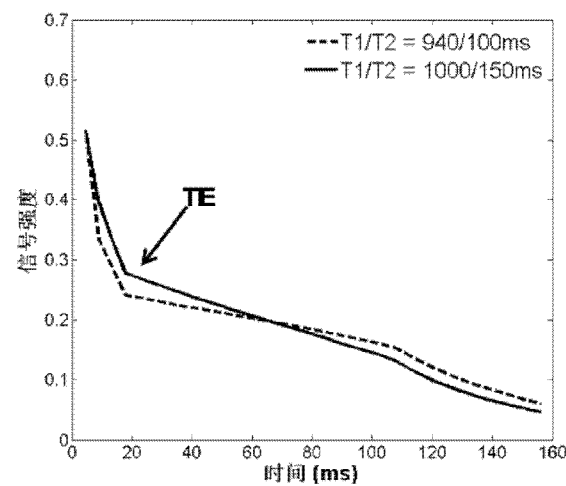


图15

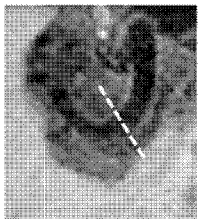


图16(a)

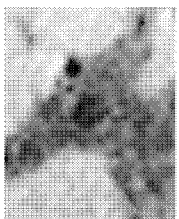


图16(b)

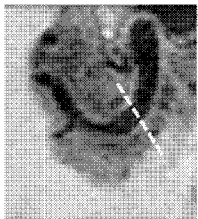


图17(a)

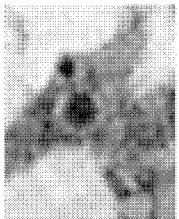


图17(b)

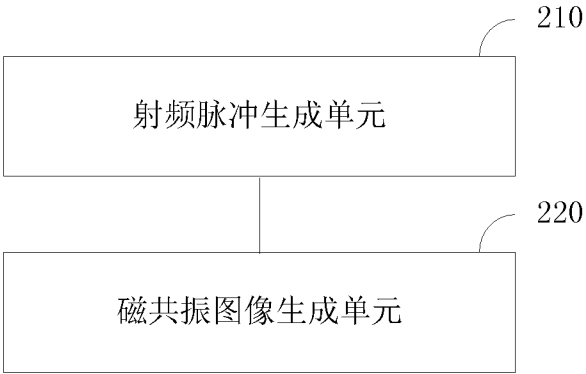


图 18

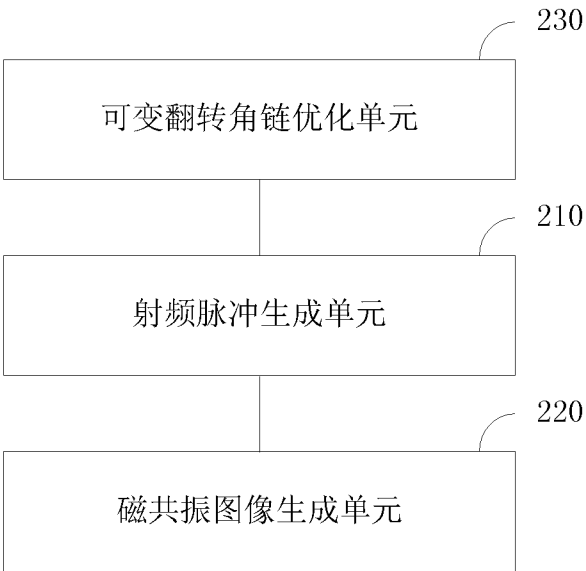


图 19



图 20

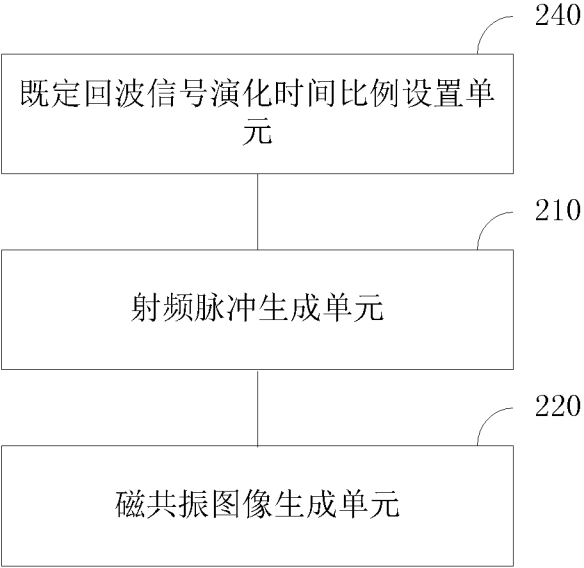


图 21

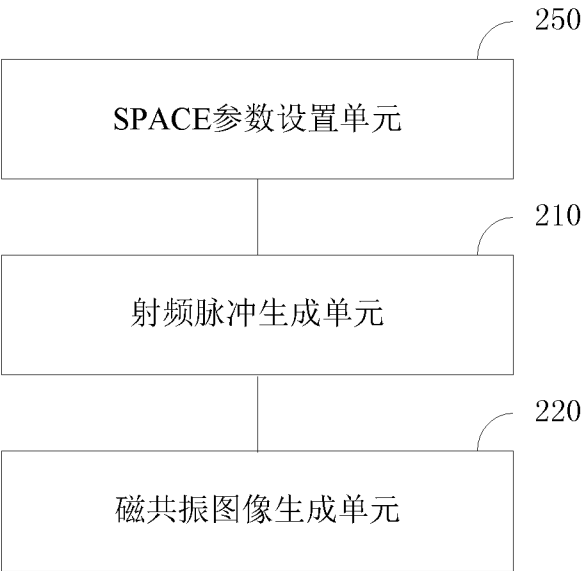


图 22

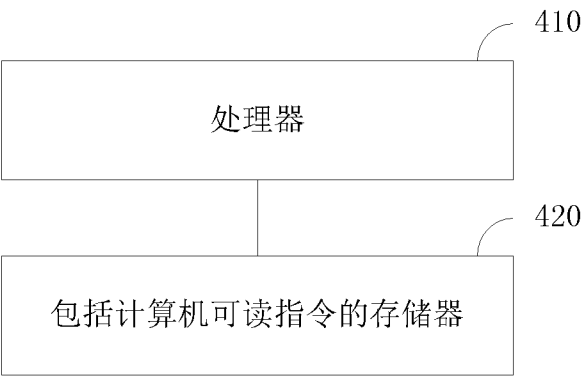


图 23

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2016/104976

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/055 (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)

A61B 5/-

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)

CNKI, CNPAT, WPI, EPODOC: 三维, 快速, 自旋回波, 血管壁, 脑脊髓液, SPACE, 颅内, 翻转角, 可变, 变化, 角度, 调整, 假稳态, PSS, 恢复, 向下, intracranial, flip, angle, fast, echo, down, refocus, variable, adjust, pseudo, steady, state, restore, tube, wall

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	PARK, J. et al., "Optimized T1-Weighted Contrast for Single-Slab 3D Turbo Spin-Echo Imaging With Long Echo Trains: Application to Whole-Brain Imaging", Magnetic Resonance in Medicine, 2007(58), 31 December 2007 (31.12.2007), description, pages 983-985, the part of Pulse Sequence Design, the part of Variable-Flip-Angle Signal Evolutions and the part of Optimization of Imaging Parameters Using Bloch Simulation, page 984, right-hand column, lines 1-16 and page 985, 9th line from the bottom, and figures 1a, 1b, 2a, 2b and 3e	1-12
A	US 2011181282 A1 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA et al.), 28 July 2011 (28.07.2011), entire document	1-12
A	US 2012212222 A1 (SUBRAMANIAN, RAMAN KRISHNAN et al.), 23 August 2012 (23.08.2012), entire document	1-12
A	US 2015369891 A1 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA et al.), 24 December 2015 (24.12.2015), entire document	1-12

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 30 June 2017	Date of mailing of the international search report 20 July 2017
Name and mailing address of the ISA State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No. (86-10) 62019451	Authorized officer WANG, Jingyang Telephone No. (86-10) 53311137

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2016/104976

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN 102707251 A (SHENZHEN INSTITUTES OF ADVANCED TECHNOLOGY, CHINESE ACADEMY OF SCIENCES), 03 October 2012 (03.10.2012), entire document	1-12
A	CN 102707251 A (SHENZHEN INSTITUTES OF ADVANCED TECHNOLOGY, CHINESE ACADEMY OF SCIENCES), 15 December 2010 (15.12.2010), entire document	1-12

International application No.
PCT/CN2016/104976

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (July 2009)

A. 主题的分类 A61B 5/055 (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) 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)) CNKI, CNPAT, WPI, EPODOC: 三维, 快速, 自旋回波, 血管壁, 脑脊髓液, SPACE, 颅内, 翻转角, 可变, 变化, 角度, 调整, 假稳态, PSS, 恢复, 向下, intracranial, flip, angle, fast, echo, down, refocus, variable, adjust, pseudo, steady, state, restore, tube, wall																	
C. 相关文件 <table border="1"> <thead> <tr> <th>类 型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>PARK, Jaeseok 等. "Optimized T1-Weighted Contrast for Single-Slab 3D Turbo Spin-Echo Imaging With Long Echo Trains: Application to Whole-Brain Imaging" 《Magnetic Resonance in Medicine》, 第2007卷, 第58期, 2007年 12月 31日 (2007 - 12 - 31), 说明书第983-985页的Pulse Sequence Design部分, Variable-Flip-Angle Signal Evolutions部分和Optimization of Imaging Parameters Using Bloch Simulation部分, 第984页右栏第1-16行, 第985页倒数第9行, 图1a, 1b, 2a, 2b, 3e</td> <td>1-12</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2011181282 A1 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA 等) 2011年 7月 28日 (2011 - 07 - 28) 全文</td> <td>1-12</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2012212222 A1 (SUBRAMANIAN, RAMAN KRISHNAN 等) 2012年 8月 23日 (2012 - 08 - 23) 全文</td> <td>1-12</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2015369891 A1 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA 等) 2015年 12月 24日 (2015 - 12 - 24) 全文</td> <td>1-12</td> </tr> </tbody> </table>			类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	X	PARK, Jaeseok 等. "Optimized T1-Weighted Contrast for Single-Slab 3D Turbo Spin-Echo Imaging With Long Echo Trains: Application to Whole-Brain Imaging" 《Magnetic Resonance in Medicine》, 第2007卷, 第58期, 2007年 12月 31日 (2007 - 12 - 31), 说明书第983-985页的Pulse Sequence Design部分, Variable-Flip-Angle Signal Evolutions部分和Optimization of Imaging Parameters Using Bloch Simulation部分, 第984页右栏第1-16行, 第985页倒数第9行, 图1a, 1b, 2a, 2b, 3e	1-12	A	US 2011181282 A1 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA 等) 2011年 7月 28日 (2011 - 07 - 28) 全文	1-12	A	US 2012212222 A1 (SUBRAMANIAN, RAMAN KRISHNAN 等) 2012年 8月 23日 (2012 - 08 - 23) 全文	1-12	A	US 2015369891 A1 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA 等) 2015年 12月 24日 (2015 - 12 - 24) 全文	1-12
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求															
X	PARK, Jaeseok 等. "Optimized T1-Weighted Contrast for Single-Slab 3D Turbo Spin-Echo Imaging With Long Echo Trains: Application to Whole-Brain Imaging" 《Magnetic Resonance in Medicine》, 第2007卷, 第58期, 2007年 12月 31日 (2007 - 12 - 31), 说明书第983-985页的Pulse Sequence Design部分, Variable-Flip-Angle Signal Evolutions部分和Optimization of Imaging Parameters Using Bloch Simulation部分, 第984页右栏第1-16行, 第985页倒数第9行, 图1a, 1b, 2a, 2b, 3e	1-12															
A	US 2011181282 A1 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA 等) 2011年 7月 28日 (2011 - 07 - 28) 全文	1-12															
A	US 2012212222 A1 (SUBRAMANIAN, RAMAN KRISHNAN 等) 2012年 8月 23日 (2012 - 08 - 23) 全文	1-12															
A	US 2015369891 A1 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA 等) 2015年 12月 24日 (2015 - 12 - 24) 全文	1-12															
☒ 其余文件在C栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。																	
<table border="0"> <tr> <td style="vertical-align: top;"> * 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 </td> <td style="vertical-align: top;"> "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 </td> </tr> </table>			* 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													
* 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															
2017年 6月 30日		2017年 7月 20日															
ISA/CN的名称和邮寄地址		授权官员															
中华人民共和国国家知识产权局 (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		王京阳 电话号码 (86-10) 53311137															

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 102707251 A (中国科学院深圳先进技术研究院) 2012年 10月 3日 (2012 - 10 - 03) 全文	1-12
A	CN 101912262 A (中国科学院深圳先进技术研究院) 2010年 12月 15日 (2010 - 12 - 15) 全文	1-12

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2016/104976

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)
US	2011181282	A1	2011年 7月 28日	JP	5740165	B2	2015年 6月 24日
				US	8212562	B2	2012年 7月 3日
				JP	2011156361	A	2011年 8月 18日
US	2012212222	A1	2012年 8月 23日	US	8760161	B2	2014年 6月 24日
US	2015369891	A1	2015年 12月 24日	JP	2016007539	A	2016年 1月 18日
CN	102707251	A	2012年 10月 3日	CN	102707251	B	2015年 4月 15日
CN	101912262	A	2010年 12月 15日	CN	101912262	B	2012年 7月 4日