# (19)中华人民共和国国家知识产权局



# (12)发明专利申请



(10)申请公布号 CN 110811620 A (43)申请公布日 2020.02.21

- (21)申请号 201910958112.0
- (22)申请日 2019.10.10
- (71)申请人 深圳先进技术研究院 地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大 学城学苑大道1068号
- (72)发明人 朱燕杰 刘新 邹莉娴 梁栋 郑海荣
- (74)专利代理机构 深圳中一联合知识产权代理 有限公司 44414

代理人 张杨梅

(51) Int.CI.

*A61B 5/055*(2006.01)

*A61B 5/00*(2006.01) *G01R 33/48*(2006.01)

(54)发明名称

一种三维灌注成像方法及装置

(57)摘要

本申请适用于医学影像技术领域,提供了一种三维灌注成像方法及装置,能够提高K空间数据在层编码方向上覆盖效率。该方法包括:在预设的采集周期内,发射饱和恢复射频脉冲,饱和恢复射频脉冲用于激发目标区域产生磁共振信号;在饱和恢复射频脉冲发射结束并经过预设的饱和恢复期后,对目标区域产生的磁共振信号进行采集,获取目标区域的K空间数据,其中,K空间数据在K空间的层编码方向上采用变密度的采集方式进行采集;采集到多个连续的采集周期内的K空间数据后,对采集到的K空间数据进行非线性重建,得到灌注图像。

MRI设备在预设的采集周期内,发射饱和恢复射颏脉冲, 饱和恢复射频脉冲用于激发目标区域产生磁共振信号 MRI设备在饱和恢复射频脉冲发射结束并经过预设的饱和 恢复期后,对目标区域产生的磁共振信号进行采集 获 取目标区域的K空间数据,K空间数据在K空间的层编码方 向上采用变密度的采集方式进行采集

采集到多个连续的采集周期内的K空间数据后,对采集到 的K空间数据进行非线性重建 得到灌注图像

- 步骤103

权利要求书2页 说明书10页 附图6页

CN 110811620 A

1.一种三维灌注成像方法,其特征在于,包括:

在预设的采集周期内,发射饱和恢复射频脉冲,所述饱和恢复射频脉冲用于激发目标 区域产生磁共振信号;

在所述饱和恢复射频脉冲发射结束并经过预设的饱和恢复期后,对所述目标区域产生的磁共振信号进行采集,获取所述目标区域的K空间数据,其中,所述K空间数据在K空间的 层编码方向上采用变密度的采集方式进行采集;

对多个连续的采集周期内采集到的所述K空间数据进行非线性重建,得到灌注图像。

2.如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述变密度的采集方式为:

所述K空间数据在所述层编码方向上的采集密度,沿着远离所述K空间的中心点的方向,按照预设第一控制规则减小。

3.如权利要求2所述的方法,其特征在于,当采用笛卡尔轨迹采集所述K空间数据时,所述K空间数据在所述K空间的相位编码方向上的采集密度,沿着远离所述中心点的方向,按照预设的第二控制规则减小。

4. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述获取目标区域的K空间数据,包括:

采用球形K空间螺旋轨迹采集所述K空间数据。

5.如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述饱和恢复射频脉冲为时间带宽乘积为4 的正弦射频脉冲。

6.如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述在预设的采集周期内,发射饱和恢复射频脉冲,包括:

根据当前采集周期之前连续的N个采集周期内稳定时相的中心,确定所述当前采集周期内发射所述饱和恢复射频脉冲的发射延迟,N大于或者等于0;

在所述当前采集周期内,根据所述发射延迟向所述目标区域发射所述饱和恢复射频脉 冲;

所述方法还包括:

检测并记录每个采集周期内稳定时相的中心。

7.如权利要求6所述的方法,其特征在于,所述采集周期为心动周期内的收缩期和/或 舒张期。

8.一种三维灌注成像装置,其特征在于,包括:

发射单元,用于在预设的采集周期内,发射饱和恢复射频脉冲,所述饱和恢复射频脉冲 用于激发目标区域产生磁共振信号;

采集单元,用于在所述发射单元发射所述饱和恢复射频脉冲结束后,经过预设的饱和 恢复期,对所述目标区域产生的磁共振信号进行采集,获取所述目标区域的K空间数据,所 述K空间数据在K空间的层编码方向上采用变密度的采集方式进行采集;

成像单元,用于对所述采集单元在多个连续的采集周期内采集到的所述K空间数据进行非线性重建,得到与所述采集周期对应的灌注图像。

9.一种磁共振成像MRI设备,其特征在于,处理器、存储器以及存储在所述存储器中并可在所述处理器上运行的计算机程序,其特征在于,所述处理器执行所述计算机程序时实现如权利要求1至7任一项所述的方法。

10.一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有计算机程序,其特征在

于,所述计算机程序被处理器执行时实现如权利要求1至7任一项所述的三维灌注成像方法。

## 一种三维灌注成像方法及装置

#### 技术领域

[0001] 本申请涉及医学影像技术领域,尤其涉及一种三维灌注成像方法及装置。

### 背景技术

[0002] 磁共振成像 (Magnetic Resonance Imaging, MRI) 技术是医学影像中的核心技术。 利用磁共振成像技术对心肌灌注过程进行成像 (也可以称为心肌灌注成像),获得的灌注图 像使得人们能够观察心脏的结构形态,并对心肌的灌注以及活性进行判断。

[0003] 目前,心肌灌注成像一般采用三维灌注成像方法实现,即MRI设备按照笛卡尔采集轨迹、堆栈式径向轨迹或者堆栈式螺旋轨迹采集心肌的K空间数据(即磁共振信号),并对K 空间数据进行重建,得到相应的灌注图像。其中,K空间是一种带有空间定位编码信息的磁 共振信号的原始数据的填充空间,K空间包括层编码方向、相位编码方向和读出编码方向。 而笛卡尔采集轨迹、堆栈式径向轨迹或者堆栈式螺旋轨迹在K空间的层编码方向上等间距 分布,因此,降低了K空间数据在层编码方向上的覆盖效率,导致生成的灌注图像对层编码 方向上的运动的敏感度较高。

#### 发明内容

[0004] 有鉴于此,本发明实施例提供了一种三维灌注成像方法及装置,以解决现有技术 中采集到的K空间数据在层编码方向上覆盖效率低的问题。

[0005] 第一方面,本发明实施例提供一种三维灌注成像方法,包括:在预设的采集周期内,发射饱和恢复射频脉冲,饱和恢复射频脉冲用于激发目标区域产生磁共振信号;在饱和恢复射频脉冲发射结束并经过预设的饱和恢复期后,对目标区域产生的磁共振信号进行采集,获取目标区域的K空间数据,其中,K空间数据在K空间的层编码方向上采用变密度的采集方式进行采集;采集到多个连续的采集周期内的K空间数据后,对采集到的K空间数据进行非线性重建,得到灌注图像。

[0006] 采用本发明实施例提供的三维灌注成像方法,在层编码方向上采用变密度的采集 方式采集数据,提高了K空间数据在层编码方向上的覆盖效率,降低了对层编码方向的运动 的敏感度,从而提高了灌注图像的精确度。

[0007] 在一种可选的实现方式中,在预设的采集周期内,发射饱和恢复射频脉冲,包括: 根据当前采集周期之前连续的N个采集周期内稳定时相的中心,确定当前采集周期内发射 饱和恢复射频脉冲的发射延迟,N大于或者等于0;在当前采集周期内,根据发射延迟发射饱 和恢复射频脉冲;该方法还包括:检测并记录每个采集周期内稳定时相的中心。

[0008] 基于该可选的方式,通过提前预估下一个采集周期内的稳定时相的中心,从而更 新发射饱和恢复射频脉冲的发射延迟,一定程度上保证每个在采集周期内发射饱和恢复射 频脉冲以及后续采集K空间数据时,目标区域处于稳定时相,进而保证采集到的K空间数据 的准确性。

[0009] 第二方面,本发明实施例提供一种心肌三维灌注成像装置,包括:发射单元,用于

在预设的采集周期内,发射饱和恢复射频脉冲,饱和恢复射频脉冲用于激发目标区域产生磁共振信号;采集单元,用于在饱和恢复射频脉冲发射结束并经过预设的饱和恢复期后,对目标区域产生的磁共振信号进行采集,获取目标区域的K空间数据,K空间数据在K空间的层编码方向上采用变密度的采集方式进行采集;成像单元,用于在采集到多个连续的采集周期内的K空间数据后,对采集到的K空间数据进行非线性重建,得到灌注图像。

[0010] 可以理解的是,该心肌三维灌注成像装置可以是MRI设备,或者是MRI设备中的芯片,或者是集成在MRI设备中的功能模块。其中,该芯片或者该功能模块可以位于MRI设备的控制中心(例如,控制台),控制MRI设备实现本发明实施例提供的三维灌注成像方法。

[0011] 可以理解的是,第二方面所述的心肌三维灌注成像装置的有益效果可以参见第一方面中对应三维灌注成像方法的有益效果的描述,在此不再赘述。

[0012] 结合上述第一方面或第二方面,在一种可选的实现方式中,K空间数据在K空间的 层编码方向上采用变密度的采集方式进行采集,包括:在层编码方向上,沿着远离中心点的 方向,按照预设第一控制规则减小采集密度。

[0013] 示例性的,在采用堆栈式轨迹采集K空间数据时,即可在层编码方向上,沿着远离中心点的方向,按照预设第一控制规则减小采集密度。

[0014] 其中,堆栈式轨迹可以包括堆栈式螺旋轨迹、堆栈式径向轨迹、笛卡尔采样轨迹。

[0015] 在一种可选的实现方式中,当采用笛卡尔采样轨迹采集K空间数据时,K空间数据 在K空间的相位编码方向上的采集密度,沿着远离中心点的方向,按照预设的第二控制规则 减小。

[0016] 在一种可选的实现方式中,获取目标区域的K空间数据,包括:采用球形螺旋轨迹 采集K空间数据。

[0017] 在一种可选的实现方式中,饱和恢复射频脉冲为时间带宽乘积为4的正弦射频脉冲。

[0018] 在一种可选的实现方式中,采集周期为心动周期内的收缩期和/或舒张期。

[0019] 第三方面,本发明实施例提供一种MRI设备,包括处理器、存储器以及存储在存储器中并可在处理器上运行的计算机程序,处理器执行计算机程序时实现如第一方面或者第一方面的任一可选方式所述的三维灌注成像方法。

[0020] 第三方面,本发明实施例提供一种计算机可读存储介质,计算机可读存储介质存储有计算机程序,其特征在于,计算机程序被处理器执行时实现如第一方面或者第一方面的任一可选方式所述的三维灌注成像方法。

[0021] 第四方面,本发明实施例提供一种计算机程序产品,当计算机程序产品在MRI设备上运行时,使得MRI设备执行上述第一方面或者第一方面的任一可选方式所述的三维灌注成像方法。

[0022] 可以理解的是,上述第三方面至第四方面的有益效果可以参见上述第一方面中的 相关描述,在此不再赘述。

### 附图说明

[0023] 为了更清楚地说明本发明实施例中的技术方案,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性的前提下,还可以根据这些 附图获得其他的附图。

[0024] 图1是本发明实施例提供的一种三维灌注成像方法的一个实施例的流程图;

[0025] 图2是本发明实施例提供的三种成像模式的示意图;

[0026] 图3是本发明实施例提供的K空间示意图;

- [0027] 图4是本发明实施例提供的一种笛卡尔采样轨迹的示意图;
- [0028] 图5是本发明实施例提供的一种堆栈式径向轨迹的示意图;
- [0029] 图6是本发明实施例提供的一种堆栈式螺旋轨迹的示意图;
- [0030] 图7是本发明实施例提供的另一种笛卡尔采样轨迹的示意图;
- [0031] 图8是本发明实施例提供的一种球形螺旋轨迹的示意图;
- [0032] 图9是本发明实施例提供的另一种球形螺旋轨迹的示意图;
- [0033] 图10是本发明实施例提供的一种灌注图像的示意图;
- [0034] 图11是本发明实施例提供的一种三维灌注成像装置的结构示意图;

[0035] 图12是本发明实施例提供的一种MRI设备的结构示意图。

#### 具体实施方式

[0036] 以下描述中,为了说明而不是为了限定,提出了诸如特定系统结构、技术之类的具体细节,以便透彻理解本发明实施例。然而,本领域的技术人员应当清楚,在没有这些具体细节的其它实施例中也可以实现本发明。在其它情况中,省略对众所周知的系统、装置、电路以及方法的详细说明,以免不必要的细节妨碍本发明的描述。

[0037] 在本发明实施例说明书中描述的参考"一个实施例"或"一些实施例"等意味着在 本发明实施例的一个或多个实施例中包括结合该实施例描述的特定特征、结构或特点。由 此,在本说明书中的不同之处出现的语句"在一个实施例中"、"在一些实施例中"、"在其他 一些实施例中"、"在另外一些实施例中"等不是必然都参考相同的实施例,而是意味着"一 个或多个但不是所有的实施例",除非是以其他方式另外特别强调。术语"包括"、"包含"、 "具有"及它们的变形都意味着"包括但不限于",除非是以其他方式另外特别强调。

[0038] 另外,在本发明实施例说明书和所附权利要求书的描述中,术语"第一"、"第二"、 "第三"等仅用于区分描述,而不能理解为指示或暗示相对重要性。

[0039] 为了说明本申请所述的技术方案,下面通过具体实施例来进行说明。

[0040] 参见图1,为本发明实施例提供的一种三维灌注成像方法的一个实施例的流程图, 该方法包括:

[0041] 步骤101,MRI设备在预设的采集周期内,发射饱和恢复射频脉冲,饱和恢复射频脉 冲用于激发目标区域产生磁共振信号。

[0042] 在一个实施例中,可以采用硬脉冲作为饱和发射脉冲进行厚层选择性激发,例如, 采用时间带宽乘积为4的正弦射频脉冲作为饱和恢复射频脉冲。采用硬脉冲作为饱和发射 脉冲,能够保证在静态和射频场的幅度出现不均匀的情况时所激发产生的磁共振信号稳 定,且使用的射频功率较低。

[0043] 其中,采集周期可以是目标区域(即心肌)的心动周期内的收缩期,也可以是舒张期,还可以是收缩期和舒张期。

[0044] 示例性的,如图2所示,为本发明实施例提供的三种成像模式。其中,方式(a)为针 对收缩期的单个心跳期相成像模式。即一个采集周期为一个收缩期,MRI设备在心跳周期 (如图2所示的R-R间隔)的收缩期内发射饱和恢复射频脉冲,激发目标区域在收缩期产生磁 共振信号,以便于后续MRI设备采集目标区域在收缩期的K空间数据(如图2所示三维(3D)数 据)基于采集到的K空间数据以及针对收缩期的灌注图像。

[0045] 方式(b)为针对舒张期的单个心跳期相成像模式。即一个采集周期为一个舒张期, MRI设备心跳周期的舒张期内发射饱和恢复射频脉冲,激发目标区域在舒张期产生磁共振 信号,以便于后续MRI设备采集目标区域在舒张期的K空间数据以及并生成针对舒张期的灌 注图像。

[0046] 方式(c)为分别针对收缩期和舒张期的全心成像模式。即一个采集周期为包括一个舒张期和一个收缩期,也就是一个心跳周期。MRI设备分别在舒张期和收缩期内发射饱和恢复射频脉冲,激发目标区域分别在舒张期和收缩期产生磁共振信号,以便于后续MRI设备采集目标区域分别在舒张期和收缩期的K空间数据,并分别生成针对舒张期的灌注图像和针对收缩期的灌注图像。

[0047] 在一个实例中,MRI设备可以根据目标区域的心率选择成像模式。例如,若目标区域的心率较高,则可以选择单个心跳期相成像模式,即选择方式(a)或者方式(b),获得单个心跳期相的灌注图像。若目标区域的心率不齐,则可以选择针对收缩期的单个心跳期相成像模式,即方式(a),获得收缩期的灌注图像。若目标区域的心率正常,则可以全心成像模式,即选择方式(c),获得包含收缩期和舒张期的全心灌注图像。

[0048] 在一个实例中,为了进一步保证所激发的磁共振信号的稳定性,MRI设备可以选择 在采集周期内稳定时相的中心发射饱和恢复射频脉冲。例如,若采集周期在收缩期,则稳定 时相为收缩末期,若采集周期在舒张期,则稳定时相为舒张中期。

[0049] 示例性的,MRI设备可以在每个采集周期检测并记录该采集周期的稳定时相的中心。那么,在发射饱和恢复脉冲时,MRI设备即可根据当前采集周期之前连续的N个采集周期内稳定时相的中心,确定当前采集周期的稳定时相的中心,进而根据当前采集周期的稳定时相的中心确定发射饱和恢复射频脉冲的发射延迟。然后在当前采集周期内,根据发射延迟发射饱和恢复射频脉冲。

[0050] 示例性的,MRI设备可以在每个心跳周期内,通过发射平衡式的稳态自由进动 (Steady-state free precession,SSFP)序列对目标区域进行扫描,获得心跳电影。进而基 于心跳电影确定采集周期内稳定时相的中心。

[0051] 一种可能实现方式为,MRI设备可以基于心跳周期,以百分比的方式记录检测到的 稳定时相的中心。例如,当前心跳周期持续时间为1000毫秒,MRI设备检测到收缩末期的中 心在该心跳周期触发后的第300毫秒,舒张中期的中心在该心跳周期触发后的第700毫秒。 那么,MRI设备可以记录数据30%和70%,来表示当前心跳周期内收缩末期的中心和舒张中 期的中心。

[0052] 在发射饱和恢复脉冲时,MRI设备根据当前采集周期之前连续的N个采集周期内稳定时相的中心,估计当前采集周期内稳定时相的中心。例如,计算N个采集周期记录的数据的平均值,作为当前采集周期内稳定时相的中心。进而,MRI设备即可从当前心跳周期开始后,延迟到当前心跳周期内的采集周期内估计的稳定时相的中发射饱和恢复射频脉冲。

[0053] 值得说明的是,N可以根据实际需要进行设计。例如,可以设置一个门限值M,假设M =10,当前采集周期之前存在连续的J(J≥0)个采集周期。那么,当J<M时,N=J,当J≥M时, N=M。

[0054] 步骤102,MRI设备在饱和恢复射频脉冲发射结束并经过预设的饱和恢复期后,对目标区域产生的磁共振信号进行采集,获取目标区域的K空间数据,K空间数据在K空间的层编码方向上采用变密度的采集方式进行采集。

[0055] MRI设备将目标区域产生的磁共振信号,按照预设的K空间的采集轨迹进行采集后,得到目标空间的K空间数据。其中,K空间数据是用于构建灌注图像的三维数据。如图3所示,K空间的中心为0点,x方向为读出编码方向,y方向为相位编码方向,z方向为层编码方向。通过K空间,标记MRI设备所采集的数据的采集点。

[0056] 在采集K空间数据的过程中,对于层编码方向(即如图3所示的z方向),本发明实施 例采用变密度的采集方式进行采集,以提高K空间数据在层编码方向上的覆盖率,从而降低 层编码方向上的数据的运动敏感度,提高后续生成的灌注图像的准确性。

[0057] 一种可能的实现方式为,MRI设备可以在层编码方向上,沿着远离K空间的中心点的方向,按照预设第一控制规则减小采集密度。即变密度的采集方式为K空间数据在层编码方向上的采集密度,沿着远离K空间的中心点的方向,按照预设第一控制规则减小。其中,采集密度是指采集数据的采集点或者采集数据的稀疏程度,采集密度越大采集点越密集,采集密度越小,采集点越稀疏。

[0058] 例如,第一控制规则可以为采集密度随着采集点在层编码方向上距离中心点的距离线性变化,距离越远,采集密度越小。

[0059] 或者,第一控制规则为采集密度随采集点在层编码方向上距离中心点的距离呈现 梯度变化。例如,采集点在层编码方向上距离中心点的距离在0-3厘米内,采集密度为10个 每厘米(即每厘米的距离内包括10个采集点);距离在3-6厘米内,采集密度为7个每厘米;距 离在6厘米以上,采集密度为5个每厘米。

[0060] 下面以笛卡尔采样轨迹、堆栈式径向轨迹、堆栈式螺旋轨迹这三种堆栈式轨迹为例,对MRI设备在层编码方向上基于第一控制规则采集数据的方式,进行示例性的说明。

[0061] 示例性的,图4示出了笛卡尔采样轨迹中的一种堆栈式单向平行轨迹的示意图。其中,图4(a)为单向平行轨迹在K空间中的x-y平面的示意图,图4(b)为每一层单向平行轨迹 在z轴方向上堆栈式分布的示意图。MRI设备按照第一控制规则采集数据后,如图4(b)所示, 在z轴方向上,越靠近中心点,单向平行轨迹之间的间距越小,即单向平行轨迹在z轴方向上 分布的层越密集。相应的,越远离中心点,单向平行轨迹之间的间距越大,即单向平行轨迹 在z轴方向上分布的层越稀疏。

[0062] 图5示出了一种堆栈式径向轨迹的示意图。其中,图5(a)为径向轨迹在x-y平面的示意图,图5(b)为每一层x-y平面的径向轨迹在z轴方向上堆栈式分布的示意图。MRI设备按照第一控制规则采集数据后,如图5(b)所示,在z轴方向上,越靠近中心点,径向轨迹分布的层越密集,越远离中心点,径向轨迹分布的层越稀疏。

[0063] 图6示出了一种堆栈式螺旋轨迹的示意图。其中,图6(a)为螺旋轨迹在x-y平面的示意图,图6(b)为每一层x-y平面的螺旋轨迹在z轴方向上堆栈式分布的示意图。MRI设备按照第一控制规则采集数据后,如图6(b)所示,在z轴方向上,越靠近中心点,螺旋轨迹分布的

层越密集,越远离中心点,螺旋轨迹分布的层越稀疏。

[0064] 可选的,当采用笛卡尔轨迹采集K空间数据时,针对相位编码方向,MRI设备也可以 采用变密度的采集方式进行采集,以提高K空间数据在相位编码方向上的覆盖率,从而降低 相位编码方向上的数据的运动敏感度,提高后续生成的灌注图像的准确性。

[0065] 例如,K空间数据在K空间的相位编码方向上的采集密度,沿着远离中心点的方向,按照预设的第二控制规则减小。例如,第二控制规则可以为采集密度随着采集点距离中心 点的距离线性变化,随着采集点距离中心点的距离越远,采集密度越小。或者,第二控制规则为采集密度随采集点距离中心点的距离呈现梯度变化。

[0066] 示例性的,以堆栈式单向平行轨迹为例。如图7所示,基于第二控制规则,在y轴方向上,越靠近中心点,每一层单向平行轨迹中的多条相互平行的轨迹之间的间距越小,越远离中心点,间距越大。

[0067] 另一种可能的实现方式为,MRI设备采用球形螺旋轨迹采集K空间数据。

[0068] 其中,球形螺旋轨迹是指将每次采集数据的螺旋轨迹(例如,可以是如图4(b)所示的螺旋轨迹)进行旋转,使得采集到的数据在K空间中分布为球形。

[0069] 示例性的,MRI设备可以在每个心跳周期内按照如下所示黄金角旋转公式旋转螺旋轨迹:

[0070]  $k_x = \lambda \theta(t) \cos(\theta(t) + \varphi_3(i))$ 

[0071]  $\mathbf{k}_{v} = \lambda \theta(t) \cos(\theta(t) + \varphi_{3}(i)) \cos(\varphi_{1}(j))$ 

[0072]  $k_z = \lambda \theta(t) \cos(\theta(t) + \varphi_3(i)) \sin(\varphi_1(j))$ 

[0073] 其中, $k_x$ 表示螺旋轨迹在K空间中的x轴的坐标表示, $k_y$ 表示螺旋轨迹在K空间中的y 轴的坐标表示, $k_z$ 表示螺旋轨迹在K空间中的z轴的坐标表示。 $\lambda$ 为常数参数,基于给定的视 场角(field of vision,FOV)决定, $\theta$ (t)表示一条螺旋轨迹的方位角, $\lambda \pi \theta$ (t)的具体数值

可以通过实际需求进行设置。 $\varphi_3(i) = \frac{2\pi}{N}i$ 表示一条螺旋轨迹的相位角,用于指示螺旋

轨迹的旋转方向,i表示一个期相内的采集序号。 $\varphi_1(j) = \frac{2\pi}{1+\sqrt{5}}$ j表示一条螺旋轨迹的

相位角,用于指示螺旋轨迹的旋转方向,j表示所采集心动周期序号。

[0074] N表示球形螺旋轨迹完成采集所需的螺旋轨迹数。例如,每个心动周期采集15条轨迹,共采集50个心动周期,则N=650。

[0075] 在本发明实施例中,螺旋轨迹可以按照同一固定轴旋转。例如,螺旋轨迹按照一个固定的旋转轴改变相位角,旋转N次,得到如图8所示的球形螺旋轨迹。其中,按照同一固定轴旋转进行旋转时,可以按照相同的相位角进行旋转,也可以按照不同的相位角进行旋转。 [0076] 或者,N条轨迹也可以按照多个不同的旋转轴旋转。例如,以N=90,以x轴,z轴和y轴作为旋转轴。一种旋转方式为,如图9所示,相邻三条螺旋轨迹分别以x轴,z轴和y轴作为旋转轴,同时通过改变相位角,旋转30次,即可得到90条螺旋轨迹所构成的球形螺旋轨迹。 CN 110811620 A

[0077] 其中,改变不同旋转轴的相位角先后顺序可以结合实际需求或者MRI设备的硬件 条件的限制进行灵活设置。

[0078] 可以理解的是,当MRI设备采用球形螺旋轨迹采集K空间数据时,越靠近中心点的位置,采集的数据越密集,越远离中心点的位置,采集的数据越稀疏。也就是说,MRI设备通过球形螺旋轨迹采集K空间数据,实现了在相位编码方向、读出编码方向以及层编码方向上的变密度采集。

[0079] 步骤103,采集到多个连续的采集周期内的K空间数据后,对采集到的K空间数据进行非线性重建,得到灌注图像。

[0080] 对采集到的K空间数据进行非线性重建,即为将K空间数据转换到小波域,得到灌注图像。

[0081] 示例性的,MRI设备可以先计算每个K空间数据对应的小波系数k。例如,MRI设备可以采用如下公式(1)计算小波系数:

$$\begin{bmatrix} 0082 \end{bmatrix} \quad \hat{\mathbf{k}} = \underset{\mathbf{k}}{\operatorname{argmin}} \frac{1}{2} \sum_{\ell}^{L} \left\| F_{\Omega} S_{\ell} \Psi_{z} - \mathbf{v}_{\ell} \right\|_{2}^{2} + \eta \left\| \mathbf{k} \right\|_{1}$$

$$\tag{1}$$

[0083] 其中,L表示线圈数,F<sub>0</sub>表示非等距傅里叶变换,S<sub>1</sub>表示线圈灵敏度, $\Psi_z$ 表示小波变换,n表示调节小波项的系数, $v_1$ 表示带入的K空间数据。将每个K空间数据 $v_1$ 带入公式(1)中,寻找一个使得 $\hat{k}$ 最小的k,即为该 $v_1$ 所对应的小波系数。

[0084] MRI设备计算得到每个K空间数据对应的小波系数后,即可将各个K空间数据与各自对应的小波系数相乘,完成非线性重建。其中,每个K空间数据与对应的小波系数相乘后得到的乘积,即为灌注图像中的点。那么,每个K空间数据完成非线性重建后,即可得到灌注图像。

[0085] 示例性的,当MRI设备采用本申请提供全心成像模式,进行数据采集以及灌注成像时,可以重复执行4次,获得如图10所示,收缩期和舒张期的4个灌注状态(灌注状态1、灌注状态2、灌注状态3、灌注状态4)的灌注图像。

[0086] 综上所述,采用本发明实施例提供的三维灌注成像方法,MRI设备在层编码方向上 采用变密度的采集方式采集数据,提高了K空间数据在层编码方向上的覆盖效率,降低了对 层编码方向的运动的敏感度,从而提高了灌注图像的精确度。

[0087] 应理解,上述实施例中各步骤的序号的大小并不意味着执行顺序的先后,各过程的执行顺序应以其功能和内在逻辑确定,而不应对本发明实施例的实施过程构成任何限定。

[0088] 对应于上文实施例所述的三维灌注成像方法,图11示出了本发明实施例提供的三维灌注成像装置的结构框图,为了便于说明,仅示出了与本发明实施例相关的部分。

[0089] 参照图11,该三维灌注图像装置包括:发射单元111、采集单元112以及成像单元 113。

[0090] 发射单元111,用于在预设的采集周期内,发射饱和恢复射频脉冲,饱和恢复射频脉冲用于激发目标区域产生磁共振信号。

[0091] 采集单元112,用于在发射单元111发射饱和恢复射频脉冲结束后,经过预设的饱和恢复期,对目标区域产生的磁共振信号进行采集,获取目标区域的K空间数据,K空间数据

在K空间的层编码方向上采用变密度的采集方式进行采集.

[0092] 成像单元113,用于对采集单元112在多个连续的采集周期内采集到的K空间数据进行非线性重建,得到与采集周期对应的灌注图像。

[0093] 其中,发射单元111发射饱和恢复射频脉冲的具体实施方式、采集单元112采集K空间数据的具体实施方式以及成像单元113得到灌注图像的具体实施方式,可以参考上文中图1-9所示实施例中的相关描述,此处不在赘述。

[0094] 在本发明实施例中,该三维灌注图像装置可以是MRI设备,或者是MRI设备中的芯片,或者是集成在MRI设备中的功能模块。其中,该芯片或者该功能模块可以位于MRI设备的控制中心(例如,控制台),控制MRI设备实现本发明实施例提供的三维灌注成像方法。

[0095] 参见图12,为本发明实施例提供的一种MRI设备,包括:至少一个处理器120(图12 中仅示出一个)处理器、存储器121以及存储在存储器121中并可在至少一个处理器120上运行的计算机程序122,处理器120执行计算机程序122时实现上述三维灌注成像方法实施例中的步骤。

[0096] 所称处理器120可以是中央处理单元(Central Processing Unit,CPU),该处理器 120还可以是其他通用处理器、数字信号处理器(Digital Signal Processor,DSP)、专用集 成电路(Application Specific Integrated Circuit,ASIC)、现成可编程门阵列(Field-Programmable Gate Array,FPGA)或者其他可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件等。通用处理器可以是微处理器或者该处理器也可以是任何常规的处理器 等。

[0097] 存储器121在一些实施例中可以是MRI设备的内部存储单元,例如MRI设备的硬盘或内存。存储器121在另一些实施例中也可以是MRI设备的外部存储设备,例如MRI设备上配备的插接式硬盘,智能存储卡(Smart Media Card,SMC),安全数字(Secure Digital,SD)卡,闪存卡(Flash Card)等。进一步地,存储器121还可以既包括MRI设备的内部存储单元也包括外部存储设备。存储器121用于存储操作系统、应用程序、引导装载程序(BootLoader)、数据以及其他程序等,例如计算机程序122的程序代码等。存储器121还可以用于暂时地存储已经输出或者将要输出的数据。

[0098] 本领域技术人员可以理解,图12仅仅是MRI设备的举例,并不构成对MRI设备的限定,可以包括比图示更多或更少的部件,或者组合某些部件,或者不同的部件,例如还可以 包括输入输出设备、网络接入设备、扫描仪等。

[0099] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到,为了描述的方便和简洁,仅以上述各功 能单元、模块的划分进行举例说明,实际应用中,可以根据需要而将上述功能分配由不同的 功能单元、模块完成,即将所述装置的内部结构划分成不同的功能单元或模块,以完成以上 描述的全部或者部分功能。实施例中的各功能单元、模块可以集成在一个处理单元中,也可 以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中,上述集成的 单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。另外,各功能单 元、模块的具体名称也只是为了便于相互区分,并不用于限制本发明实施例的保护范围。上 述系统中单元、模块的具体工作过程,可以参考前述方法实施例中的对应过程,在此不再赘 述。

[0100] 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或记

载的部分,可以参见其它实施例的相关描述。

[0101] 本领域普通技术人员可以意识到,结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤,能够以电子硬件、或者计算机软件和电子硬件的结合来实现。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行,取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能,但是这种实现不应认为超出本发明的范围。

[0102] 在本发明所提供的实施例中,应该理解到,所揭露的装置/终端设备和方法,可以 通过其它的方式实现。例如,以上所描述的装置/终端设备实施例仅仅是示意性的,例如,所 述模块或单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如 多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另 一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通讯连接可以是通过一些接口,装置 或单元的间接耦合或通讯连接,可以是电性,机械或其它的形式。

[0103] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0104] 另外,在本发明各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以 是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单 元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。

[0105] 所述集成的模块/单元如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用时,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本发明实现上述实施例方法中的全部或部分流程,也可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的计算机程序可存储于一计算机可读存储介质中,该计算机程序在被处理器执行时,可实现上述各个方法实施例的步骤。

[0106] 相应的,本发明实施例提供一种计算机可读存储介质,计算机可读存储介质存储 有计算机程序,计算机程序被处理器执行时实现如本发明实施例提供的三维灌注成像方 法。

[0107] 本发明实施例还提供一种计算机程序产品,当计算机程序产品在MRI设备上运行时,使得MRI设备执行本发明实施例提供的三维灌注成像方法。

[0108] 其中,所述计算机程序包括计算机程序代码,所述计算机程序代码可以为源代码 形式、对象代码形式、可执行文件或某些中间形式等。所述计算机可读介质可以包括:能够 携带所述计算机程序代码的任何实体或装置、记录介质、U盘、移动硬盘、磁碟、光盘、计算机 存储器、只读存储器(ROM,Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM,Random Access Memory)、电载波信号、电信信号以及软件分发介质等。需要说明的是,所述计算机可读介质 包含的内容可以根据司法管辖区内立法和专利实践的要求进行适当的增减,例如在某些司 法管辖区,根据立法和专利实践,计算机可读介质不包括电载波信号和电信信号。

[0109] 以上所述实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各 实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改

或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围,均应 包含在本发明的保护范围之内。





图2







图4









图6















图9





图11





# patsnap

专利名称(译)	一种三维灌注成像方法	及装置				
公开(公告)号	CN110811620A		公开(公告	)日	2020-02-21	
申请号	CN201910958112.0		申证	青日	2019-10-10	
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院					
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院					
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院					
[标]发明人	朱燕杰 刘新 邹莉娴 梁栋 郑海荣					
发明人	朱燕杰 刘新 邹莉娴 梁栋 郑海荣					
IPC分类号	A61B5/055 A61B5/00 G01R33/48					
CPC分类号	A61B5/0044 A61B5/055 G01R33/4818 G01R33/4822					
外部链接	Espacenet SIPO					

摘要(译)

本申请适用于医学影像技术领域,提供了一种三维灌注成像方法及装置,能够提高K空间数据在层编码方向上覆盖效率。该方法包括:在预设的采集周期内,发射饱和恢复射频脉冲,饱和恢复射频脉冲用于激发目标区域产生磁共振信号;在饱和恢复射频脉冲发射结束并经过预设的饱和恢复期后,对目标区域产生的磁共振信号进行采集,获取目标区域的K空间数据,其中,K空间数据在K空间的层编码方向上采用变密度的采集方式进行采集;采集到多个连续的采集周期内的K空间数据后,对采集到的K空间数据进行非线性重建,得到灌注图像。

