



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 114879110 B

(45) 授权公告日 2025.02.14

(21) 申请号 202210417127.8

(56) 对比文件

(22) 申请日 2022.04.20

CN 111352054 A, 2020.06.30

(65) 同一申请的已公布的文献号

CN 113476031 A, 2021.10.08

申请公布号 CN 114879110 A

审查员 王桂丽

(43) 申请公布日 2022.08.09

(73) 专利权人 浙江大学

地址 310058 浙江省杭州市西湖区余杭塘
路866号

(72) 发明人 吴丹 朱勤丰

(74) 专利代理机构 杭州求是专利事务所有限公
司 33200

专利代理人 傅朝栋 张法高

(51) Int.Cl.

G01R 33/563 (2006.01)

权利要求书2页 说明书7页 附图2页

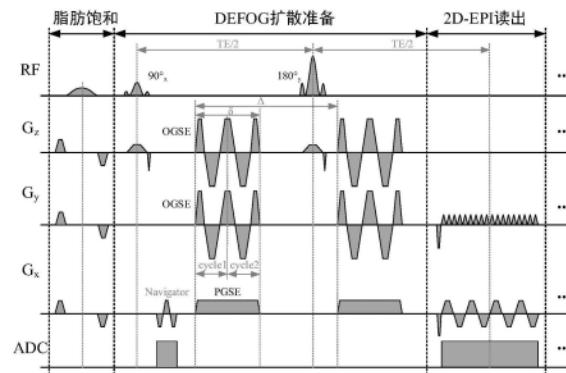
G01R 33/561 (2006.01)

(54) 发明名称

基于双频正交梯度的2D平面回波扩散成像
方法、介质及设备

(57) 摘要

本发明公开一种基于双频正交梯度的2D平面回波扩散成像方法、介质及设备。本发明通过施加与余弦振荡梯度相正交的脉冲梯度来抑制脑室区域受脑脊液引起的部分容积效应，该成像序列包含以下步骤：首先，通过脂肪饱和模块对脂肪信号进行抑制；其次，使用扩散编码模块，将一对梯形余弦振荡梯度嵌入到重聚射频脉冲左右两侧，与此同时在振荡梯度的正交方向施加另外一对相同时长的脉冲梯度抑制扩散率较高的自由水；最后，采用回波平面成像编码的读出方式采集信号。该基于双频正交梯度的扩散成像序列能有效实现临床扫描系统下时间依赖性表观扩散系数的精准测量，有利于基于时间依赖性扩散磁共振的微结构成像技术的临床转化。



1. 一种基于双频正交梯度的2D平面回波扩散成像方法,其特征在于,包括:

S1:通过执行成像序列,获得第一2D K-space信号,并基于校准后的第一2D K-space信号重建生成第一图像;

所述成像序列包括脂肪饱和模块、扩散准备模块和信号读出模块;

所述脂肪饱和模块位于成像序列的开始位置,用于抑制化学位移伪影;

所述扩散准备模块位于脂肪饱和模块之后,用于抑制自由水扩散;所述扩散准备模块中执行过程中,首先在 90°_x 射频脉冲层选激发之后采集校准信号,随后将正交扩散梯度嵌入 90°_x 与 180°_y 射频脉冲之间,所述正交扩散梯度由相互正交的梯形余弦振荡扩散梯度与脉冲扩散梯度组成,最后在 180°_y 射频脉冲之后再次执行相同的正交扩散梯度;

所述信号读出模块位于扩散准备模块之后,用于并行采集2D K-space信号;

S2:去除所述成像序列中的所有梯形余弦振荡扩散梯度,然后重新执行去除梯形余弦振荡扩散梯度后的成像序列,获得第二2D K-space信号,并基于校准后的第二2D K-space信号重建生成第二图像;

S3:根据重建得到的第一图像和第二图像,通过计算表观扩散系数得到扩散加权图像。

2. 如权利要求1所述的基于双频正交梯度的2D平面回波扩散成像方法,其特征在于,所述脂肪饱和模块中的处理流程依次如下:

S111、首先在磁共振设备的X、Y、Z三个轴向上施加梯度磁场,以消除横向磁化矢量;

S112、随后施加 110° 翻转角的射频脉冲以选择性地激发脂肪相应频段的质子,将脂肪组织的磁化矢量由纵向转化至横向;

S113、最后在X、Y、Z三个轴向上施加与S111中的梯度磁场方向相反但大小相等的梯度磁场,从而将脂肪组织的横向磁化矢量消除,以达到抑制脂肪信号的效果。

3. 如权利要求1所述的基于双频正交梯度的2D平面回波扩散成像方法,其特征在于,所述扩散准备模块中的处理流程依次如下:

S121、沿Z轴方向施加层选梯度磁场,同时配合施加X轴方向 90° 翻转角的射频脉冲,从而激发指定位置和层厚的成像区域;

S122、沿预设的扩散方向施加梯形余弦振荡扩散梯度与脉冲扩散梯度,其中两种扩散梯度的磁场施加方向相互正交且持续时间相同;

S123、在二分之一回波时间点处,沿Z轴方向施加一个与S121中完全相同的层选梯度磁场,同时沿Y轴方向施加 180° 翻转角的高斯射频脉冲,从而实现信号回聚;

S124、在预设的扩散方向上,按照预设扩散强度再次重复施加与S122中波形相同的两种扩散梯度,直至完成所有预设的扩散方向与强度组合。

4. 如权利要求1所述的基于双频正交梯度的2D平面回波扩散成像方法,其特征在于,所述信号读出模块中的处理流程依次如下:

S131、首先在X、Y两个轴向上施加梯度磁场,将信号采集初始位置由K-space的中心移动至边缘位置;

S132、随后逐步调节X、Y两个轴向上施加的梯度磁场,沿笛卡尔坐标系扫描K-space中的信号点,完成所需的K-space填充。

5. 如权利要求1所述的基于双频正交梯度的2D平面回波扩散成像方法,其特征在于,所述第一图像和第二图像的图像重建流程如下:

S21、利用90°射频脉冲层选激发之后采集的Navigator校准信号,对所述信号读出模块中采集的2D K-space信号中奇偶行信号之间的相位波动进行校准;

S22、基于S21校准后的2D K-space信号,通过GRAPPA技术补全并行采集过程中所缺失的信号,最后通过二维傅里叶变换完成图像重建。

6. 如权利要求1所述的基于双频正交梯度的2D平面回波扩散成像方法,其特征在于,所述S3中,扩散加权图像中每一个像素的表观扩散系数均根据第一图像和第二图像中对应位置的像素值进行计算,且表观扩散系数ADC的计算公式如下:

$$ADC = -\log(S_{DEFOG}/S_{PGSE})/b$$

式中:S_{DEFOG}、S_{PGSE}分别为第一图像的像素值和第二图像的像素值,b为梯形余弦振荡扩散梯度所对应的扩散强度。

7. 一种计算机可读存储介质,其特征在于,所述存储介质上存储有计算机程序,当所述计算机程序被处理器执行时,能实现如权利要求1~6任一所述的基于双频正交梯度的2D平面回波扩散成像方法。

8. 一种磁共振成像设备,其特征在于,包括磁共振扫描器以及控制单元,所述控制单元中存储有计算机程序,所述计算机程序被执行时,能实现如权利要求1~6任一所述的基于双频正交梯度的2D平面回波扩散成像方法。

基于双频正交梯度的2D平面回波扩散成像方法、介质及设备

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振技术领域，尤其涉及扩散磁共振成像领域。

背景技术

[0002] 振荡梯度自旋回声扩散成像(OGSE)可设置不同振荡频率的梯度磁场，采集不同扩散时间(t_d)的水分子扩散信号。组织在不同扩散时间下具有不同的表观扩散系数(ADC)，这称之为扩散时间依赖性。组织的扩散时间依赖性可有效反映其微观结构特性，如细胞大小、膜透性、表面体积比等脑瘤、中风疾病诊断的关键指标。由于振荡梯度自旋回声扩散成像能够取得比传统脉冲梯度序列更短的扩散时间，因而在扩散时间依赖性的研究中起到了重要作用。

[0003] 在扩散时间依赖性的测量中，需要一系列不同频率的振荡梯度(OG)。然而，由于目前临床MRI机器的梯度强度有限，无法在指定时间内产生高b值与高振荡频率的振荡梯度磁场，且由于回波时间较长导致信噪比偏低和成像分析率有限。在低b值($<500\text{s/mm}^2$)和低分辨率(如 $2*2*5\text{mm}$)下，所测量的ADC的值容易受到脑脊液部分容积效应的影响。由于脑脊液中自由水成分较多，其本身的ADC值明显高于大脑正常组织；脑沟和脑室附近组织的ADC值会受脑脊液的影响而高于实际值，导致对组织扩散时间依赖性以及微结构参数的测量失真。因此，在临床系统上，亟需研发针对性的成像序列克服脑脊液部分容积效应的影响。

发明内容

[0004] 为了克服现有序列中存在的不足和扩散时间依赖性测量失真的问题，本发明提出了一种基于双频正交梯度的2D平面回波扩散成像序列(2D DEFOG-EPI)，以解决上述提及的OGSE序列的问题，提高时间依赖性扩散成像方法的临床实用性。

[0005] 为了达到上述目的，本发明采用以下技术方案予以实现：

[0006] 第一方面，本发明提供了一种基于双频正交梯度的2D平面回波扩散成像方法，其包括：

[0007] S1：通过执行成像序列，获得第一2D K-space信号，并基于校准后的第一2D K-space信号重建生成第一图像；

[0008] 所述成像序列包括脂肪饱和模块、扩散准备模块和信号读出模块；

[0009] 所述脂肪饱和模块位于成像序列的开始位置，用于抑制化学位移伪影；

[0010] 所述扩散准备模块位于脂肪饱和模块之后，用于抑制自由水扩散；所述扩散准备模块中执行过程中，首先在 90°_x 射频脉冲层选激发之后采集校准信号，随后将正交扩散梯度嵌入 90°_x 与 180°_y 射频脉冲之间，所述正交扩散梯度由相互正交的梯形余弦振荡扩散梯度与脉冲扩散梯度组成，最后在 180°_y 射频脉冲之后再次执行相同的正交扩散梯度；

[0011] 所述信号读出模块位于扩散准备模块之后，用于并行采集2D K-space信号；

[0012] S2：去除所述成像序列中的所有梯形余弦振荡扩散梯度，然后重新执行去除梯形余弦振荡扩散梯度后的成像序列，获得第二2D K-space信号，并基于校准后的第二2D K-

space信号重建生成第二图像；

[0013] S3:根据重建得到的第一图像和第二图像,通过计算表观扩散系数得到扩散加权图像。

[0014] 基于该方案,各步骤还可以进一步提供以下优选的实现方式。需要注意的是,各优选方式中的技术特征在没有冲突的情况下均可进行相互组合。当然这些优选方式也可以通过其他能够实现相同技术效果的方式实现,不构成限制。

[0015] 作为上述第一方面的优选,所述脂肪饱和模块中的处理流程依次如下:

[0016] S111、首先在磁共振设备的X、Y、Z三个轴向上施加梯度磁场,以消除横向磁化矢量;

[0017] S112、随后施加110°翻转角的射频脉冲以选择性地激发脂肪相应频段的质子,将脂肪组织的磁化矢量由纵向转化至横向;

[0018] S113、最后在X、Y、Z三个轴向上施加与S111中的梯度磁场方向相反但大小相等的梯度磁场,从而将脂肪组织的横向磁化矢量消除,以达到抑制脂肪信号的效果。

[0019] 作为上述第一方面的优选,所述扩散准备模块中的处理流程依次如下:

[0020] S121、沿Z轴方向施加层选梯度磁场,同时配合施加X轴方向90°翻转角的射频脉冲,从而激发指定位置和层厚的成像区域;

[0021] S122、沿预设的扩散方向施加梯形余弦振荡扩散梯度与脉冲扩散梯度,其中两种扩散梯度的磁场施加方向相互正交且持续时间相同;

[0022] S123、在二分之一回波时间点处,沿Z轴方向施加一个与S121中完全相同的层选梯度磁场,同时沿Y轴方向施加180°翻转角的高斯射频脉冲,从而实现信号回聚;

[0023] S124、在预设的扩散方向上,按照预设扩散强度再次重复施加与S122中波形相同的两种扩散梯度,直至完成所有预设的扩散方向与强度组合。

[0024] 作为上述第一方面的优选,所述信号读出模块中的处理流程依次如下:

[0025] S131、首先在X、Y两个轴向上施加梯度磁场,将信号采集初始位置由K-space的中心移动至边缘位置;

[0026] S132、随后逐步调节X、Y两个轴向上施加的梯度磁场,沿笛卡尔坐标系扫描K-space中的信号点,完成所需的K-space填充。

[0027] 作为上述第一方面的优选,所述第一图像和第二图像的图像重建流程如下:

[0028] S21、利用90°射频脉冲层选激发之后采集的Navigator校准信号,对所述信号读出模块中采集的2D K-space信号中奇偶行信号之间的相位波动进行校准;

[0029] S22、基于S21校准后的2D K-space信号,通过GRAPPA技术补全并行采集过程中所缺失的信号,最后通过二维傅里叶变换完成图像重建。

[0030] 作为上述第一方面的优选,所述S3中,扩散加权图像中每一个像素的表观扩散系数均根据第一图像和第二图像中对应位置的像素值进行计算,且表观扩散系数ADC的计算公式如下:

[0031] $ADC = -\log(S_{DEFOG}/S_{PGSE})/b$

[0032] 式中: S_{DEFOG} 、 S_{PGSE} 分别为第一图像的像素值和第二图像的像素值,b为梯形余弦振荡扩散梯度所对应的扩散强度。

[0033] 第二方面,本发明提供了一种计算机可读存储介质,所述存储介质上存储有计算

机程序,当所述计算机程序被处理器执行时,能实现如第一方面中任一方案所述的基于双频正交梯度的2D平面回波扩散成像方法。

[0034] 第三方面,本发明提供了一种磁共振成像设备,其包括磁共振扫描器以及控制单元,所述控制单元中存储有计算机程序,所述计算机程序被执行时,能实现如第一方面中任一方案所述的基于双频正交梯度的2D平面回波扩散成像方法。

[0035] 相对于现有技术,本发明具有以下有益效果:

[0036] 本发明提出了一种基于双频率正交梯度的2D平面回波扩散成像序列,首次运用了将余弦振荡扩散梯度与脉冲梯度相结合的扩散准备模块。与传统的2D OGSE-EPI序列相比,2D DEFOG-EPI序列一方面通过添加与余弦振荡扩散梯度相正交的脉冲梯度抑制了脑脊液对脑室、脑沟附近区域ADC值测量的影响,另一方面通过使用GRAPPA方法缩短了序列扫描的总体时长并且提升了图像信噪比,。实验表明使用2D DEFOG-EPI序列能够更加准确地测量受脑脊液影响区域的扩散时间依赖性。

附图说明

[0037] 图1是2D DEFOG-EPI序列的时序图。

[0038] 图2是对分别使用2D DEFOG-EPI序列与2D DW-EPI序列获取得到的b0图和在各个振荡频率下的ADC图。

[0039] 图3是在不同扩散频率下分别使用2D DEFOG-EPI序列与2D DW-EPI序列在6名志愿者上计算得到的海马体ADC值结果。

具体实施方式

[0040] 如附图1,是本发明的序列时序图。下面基于本发明提出的方法结合实施例展示其具体的技术效果,以便本领域技术人员更好地理解本发明的实质。

[0041] 在本发明的一种较佳实现方式中,提供了一种基于双频正交梯度的2D平面回波扩散成像方法,该方法包括以下步骤:

[0042] 步骤1:通过执行成像序列,获得第一2D K-space信号,并基于校准后的第一2D K-space信号重建生成第一图像。

[0043] 本发明中的成像序列,是一条基于双频率正交梯度的2D平面回波扩散成像序列(以下简称为2D DEFOG-EPI序列),该2D DEFOG-EPI序列包括脂肪饱和模块、扩散准备模块和信号读出模块,其序列的时序图如图1所示,下面分别对三个模块中的具体处理流程进行介绍:

[0044] 1.1) 脂肪饱和模块

[0045] 脂肪饱和模块位于成像序列的开始位置,用于抑制化学位移伪影。在该实现方式中,脂肪饱和模块中的处理流程依次如下:

[0046] 1.1.1) 首先在序列运行的最初,在X、Y、Z三个轴向方向上同时施加一定强度的梯度磁场,用于消除残留在横向上的磁化矢量;

[0047] 1.1.2) 然后施加翻转角为110°的高斯射频脉冲,从而选择性地激发脂肪相应频段的质子,将脂肪组织中大量纵向磁化矢量翻转到横向,再等待少许时间后,脂肪组织中少量残余的磁化矢量进一步由纵向转化至横向;

[0048] 1.1.3) 最后在X、Y、Z三个轴向上施加与前述1.1.1) 中施加的梯度磁场方向相反但大小相等的梯度磁场,从而将脂肪组织的横向磁化矢量消除,以达到抑制脂肪信号的效果。

[0049] 1.2) 扩散准备模块

[0050] 在脂肪饱和模块之后,进入到扩散准备阶段。因此,对应的扩散准备模块位于脂肪饱和模块之后,扩散准备模块中执行过程中,首先在 90°_x 射频脉冲层选激发之后采集校准信号,随后将正交扩散梯度嵌入 90°_x 与 180°_y 射频脉冲之间(即嵌入 $90^\circ_x - 180^\circ_y$ 射频脉冲时序中),该正交扩散梯度由相互正交的梯形余弦振荡扩散梯度与脉冲扩散梯度组成,最后在 180°_y 射频脉冲之后再次执行相同的正交扩散梯度。在该实现方式中,扩散准备模块中的处理流程依次如下:

[0051] 1.2.1) 首先,沿Z轴方向施加层选梯度磁场,配合Z轴方向上的层选梯度磁场在X轴方向施加一个翻转角为 90° 的高斯射频脉冲,从而激发指定位置和层厚的成像区域;

[0052] 1.2.2) 随后沿着预先设定的扩散方向施加一定频率的梯形余弦振荡扩散梯度以及脉冲扩散梯度,其中两种扩散梯度的磁场施加方向相互正交且持续时间相同;

[0053] 1.2.3) 接着,在二分之一回波时间(TE/2)时,沿Z轴方向施加一个与前述1.2.1) 中施加的层选梯度磁场完全相同的层选梯度磁场,同时沿Y轴方向施加 180° 翻转角的高斯射频脉冲,从而实现信号回聚;

[0054] 1.2.4) 最后在预设的扩散方向上,按照预设扩散强度再次重复施加与前述1.2.2) 中施加的两种扩散梯度波形一致(包括幅值、形状、持续时间等)的两种扩散梯度,直至完成所有预设的扩散方向与强度组合。

[0055] 在该实现方式中,单个梯形余弦振荡梯度的持续时间为 δ , 180° 回聚脉冲前后振荡梯度的间隔时间为 Δ ,振荡梯度施加方向B1以及脉冲梯度施加方向B2如下:

$$[0056] B1 = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 0 \\ 0 & 1 & 1 \\ 1 & 0 & 1 \\ 1 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & -1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}; B2 = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

[0057] 3) 信号读出模块

[0058] 经过扩散准备之后,即可通过信号读出模块将信号以2D-EPI的方式读出。因此,信号读出模块位于扩散准备模块之后,是2D DEFOG-EPI序列的最后一个模块,用于并行采集2D K-space信号。在该实现方式中,信号读出模块中的处理流程依次如下:

[0059] 1.3.1) 2D-EPI编码作用于X、Y轴两个方向:首先在X、Y两个轴向方向上施加一定强度的梯度磁场,将信号采集初始位置由K-space中心移动至边缘位置;

[0060] 1.3.2) 随后逐步调节X、Y两个轴向上施加的梯度磁场,沿笛卡尔坐标系扫描K-space中的信号点,完成所需的K-space填充。具体实现时,可通过小幅度地调节Y方向上的相位编码梯度以及大幅度地调整X方向上的频率编码梯度来完成K-space中各个区域的信号采集工作。

[0061] 另外,在该实现方式中,为了节省序列扫描时间,可以沿Y轴方向使用并行成像来

加快采集速度。其中EPI编码至K-space中心时刻到180°回聚脉冲的时间间隔为二分之一回波时间(TE/2)。

[0062] 针对目标对象,将上述2D DEFOG-EPI序列完整执行一次,即可获得一组2D K-space信号,记为第一2D K-space信号。

[0063] 上述第一2D K-space信号可以经过校准后重建成第一图像,该重建过程可以通过现有技术来实现。在本发明中,可以设置一个图像重建模块来实现该校准和重建功能,具体介绍如下:

[0064] 4)图像重建模块:在采集完K-space信号后可在图像重建模块中进行图像重建,图像重建时需要先利用在执行2D DEFOG-EPI序列过程中采集的校准信号对第一2D K-space信号进行校准,再将校准后的信号重建成第一图像。其中,校准信号可以是在90°射频脉冲层选激发之后采集的Navigator校准信号,也可以是在信号读出模块中采集的Navigator校准信号,对此不做限制。在该实现方式中,图像重建模块中的处理流程依次如下:

[0065] 1.4.1)首先根据90°射频脉冲层选激发之后采集的Navigator校准第一2D K-space信号中K-space奇数行与偶数行信号之间的相位偏差;

[0066] 1.4.2)其次由于信号读出模块中使用了并行采集加速,会造成K-space中出现部分缺失信号,因此针对1.4.1)中校准后的第一2D K-space信号,需要使用GRAPPA技术通过计算来补全K-space中并行采集过程中空缺的采样点信号,从而得到完整的K-space信号;最后对完整的K-space信号进行二维傅里叶变换完成图像重建,将此处重建得到的双频正交梯度扩散图像记为第一图像 I_{DEFOG} 。

[0067] 本发明中通过GRAPPA的并行成像技术可以有效缩短序列扫描时间,并且能够获取更高信噪比的高质量图像。

[0068] 本发明中得到上述第一图像 I_{DEFOG} 后,还需要计算表观扩散系数得到扩散加权图像。但是,2D DEFOG-EPI序列计算表观扩散系数加权图像的方式有别于传统序列,不仅需要双频正交梯度扩散图像,还需要采集其对照组的图像。

[0069] 步骤2:去除2D DEFOG-EPI序列中的所有梯形余弦振荡扩散梯度,然后重新执行去除梯形余弦振荡扩散梯度后的成像序列,获得第二2D K-space信号,并基于校准后的第二2D K-space信号重建生成第二图像。

[0070] 需说明的是,此处去除2D DEFOG-EPI序列中的所有梯形余弦振荡扩散梯度后,成像序列的扩散准备模块中正交扩散梯度仅包含由脉冲扩散梯度。在实际实现中,可通过设置2D DEFOG-EPI序列中所有梯形余弦振荡扩散梯度的幅值为0来去除梯形余弦振荡扩散梯度。当然,也可以通过另外设置一条成像序列的形式来实现,对此不作限定。该去除梯形余弦振荡扩散梯度后的成像序列执行完毕后得到的2D K-space信号,即为第二2D K-space信号。

[0071] 同样的,第二2D K-space信号也可以经过校准后重建成第二图像,该重建过程可以通过现有技术来实现。在本发明中,可以采用前述的图像重建模块来实现该校准和重建功能,即在图像重建模块中,利用90°射频脉冲层选激发之后采集的Navigator校准所述第二2D K-space信号,再将校准后的信号重建成第二图像。

[0072] 需要说明的是,此处用于重建第二图像的图像重建模块中的处理流程与步骤1中用于重建第一图像的流程本质上是一致的,区别仅在于将校准信号替换为步骤2中执行去

除梯形余弦振荡扩散梯度后的成像序列中采集的Navigator校准信号,同时将第一2D K-space信号替换为步骤2中采集的第二2D K-space信号,具体流程依次如下:

[0073] 2.1)首先根据90°射频脉冲层选激发之后采集的Navigator校准信号校准第二2D K-space信号中K-space奇数行与偶数行信号之间的相位偏差;

[0074] 2.2)针对2.1)中校准后的第二2D K-space信号,使用GRAPPA技术通过计算来补全K-space中并行采集过程中空缺的采样点信号,从而得到完整的K-space信号;最后对完整的K-space信号进行二维傅里叶变换完成图像重建,将此处重建得到的对照组图像记为第二图像 I_{PGSE} 。

[0075] 步骤3:根据重建得到的第一图像和第二图像,通过计算表观扩散系数得到扩散加权图像。在该实现方式中,扩散加权图像中每一个像素的表观扩散系数均根据第一图像和第二图像中对应位置的像素值进行计算,且表观扩散系数ADC的计算公式如下:

$$[0076] ADC = -\log(S_{DEFOG}/S_{PGSE})/b$$

[0077] 式中: S_{DEFOG} 、 S_{PGSE} 分别为第一图像的像素值和第二图像的像素值,b为2D DEF0G-EPI序列中梯形余弦振荡扩散梯度所对应的扩散强度。

[0078] 需要说明的是,上述扩散加权图像中的表观扩散系数ADC是以像素为单元计算的,即第一图像和第二图像中对应位置的像素值通过上述计算公式计算出该位置的ADC值,然后写入扩散加权图像中。当然,在实际运算中,可以通过图像整体运算,批量实现扩散加权图像中所有像素的ADC值计算。

[0079] 下面基于上述较佳实现方式中步骤1~3所示的基于双频正交梯度的2D平面回波扩散成像方法,将其应用于具体实施例中对其技术效果进行展示,以便本领域技术人员更好地理解本发明的实质。

[0080] 实施例

[0081] 将上述步骤1~3所示的基于双频正交梯度的2D-EPI扩散成像序列方法在6名健康的年轻志愿者中进行了测试,下面介绍此处的具体参数:测试所使用的磁共振扫描设备为西门子Prisma 3T扫描仪(最大梯度为80mT/m、最大切换率200mT/m),所用扫描线圈为64通道头部线圈。

[0082] 实验:为比较本发明的2D DEF0G-EPI序列与传统的2D平面回波扩散成像序列(2D DW-EPI序列)两者对海马体区域扩散时间依赖性测量的性能,设计了四组不同扩散时间的实验。其中0Hz频率下使用脉冲扩散梯度,20Hz、40Hz、60Hz使用振荡扩散梯度进行扫描,其b值均为400s/mm²。2D DEF0G-EPI序列在2D DW-EPI序列基础上附加与扩散梯度方向正交、等时长、b值为400s/mm²的脉冲梯度。其他成像参数一致:6个扩散梯度方向,2次重复扫描,FOV=220×200mm,图像分辨率为2×2mm²,切片厚度为4mm,间隔系数为50%,层间扫描方式为交替扫描,重复时间(TR)为5100ms,回波时间为1300ms。读出部分参数为:两倍加速的GRAPPA因子,其参照相位线24条,部分傅立叶因子=75%,带宽=1976Hz,扫描时间=87s。

[0083] 附图2显示了使用2D DEF0G-EPI序列与2D DW-EPI序列分别获得的b0和ADC图。在b0图像上勾勒有海马体区域。

[0084] 附图3显示了使用2D DEF0G-EPI序列与2D DW-EPI序列在不同频率(60Hz、40Hz、20Hz、0Hz)下测量得到的海马体ADC值。在2D DEF0G-EPI序列中可以明显看出海马体ADC值随扩散频率增大而上升的趋势,而2D DW-EPI序列未见扩散时间依赖效应。

[0085] 另外,基于相同的发明构思,在其他实施例中,还可以提供一种计算机可读存储介质,所述存储介质上存储有计算机程序,当所述计算机程序被处理器执行时,用于实现如上述步骤1~3所示的基于双频正交梯度的2D平面回波扩散成像方法。

[0086] 需要注意的是,步骤1~3中所设计的成像序列、图像重建模块以及表观扩散系数的计算程序,均可以以相应的软件程序形式存储在存储介质中。上述的存储介质可以包括随机存取存储器(Random Access Memory, RAM),也可以包括非易失性存储器(Non-Volatile Memory, NVM),例如至少一个磁盘存储器。上述的处理器可以是通用处理器,包括中央处理器(Central Processing Unit, CPU)、网络处理器(Network Processor, NP)等;还可以是数字信号处理器(Digital Signal Processing, DSP)、专用集成电路(Application Specific Integrated Circuit, ASIC)、现场可编程门阵列(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。当然,该装置中还应当具有实现程序运行的必要组件,例如电源、通信总线等等。另外,随着云服务器的广泛应用,上述软件程序也可以搭载于云平台上,提供相应的服务,因此计算机可读存储介质并不限于本地硬件的形式。

[0087] 需要注意的是,上述计算机程序被处理器执行时,执行成像序列进而获得第一2D K-space信号和第二2D K-space信号的过程,实际上还需要外部的磁共振扫描器提供硬件上的配合支持,即计算机程序被处理器执行时会生成对磁共振扫描器进行控制的相应指令,进而控制磁共振扫描器获取相应的2D K-space信号。

[0088] 由此,基于相同的发明构思,在其他实施例中,还可以提供一种磁共振成像设备,其包括磁共振扫描器以及控制单元,所述控制单元中存储有计算机程序,所述计算机程序被执行时,能通过控制磁共振扫描器,进而实现如上述步骤1~3所示的基于双频正交梯度的2D平面回波扩散成像方法。

[0089] 上述的磁共振扫描器和控制单元的硬件结构可采用常规磁共振成像系统实现。磁共振扫描器应当包括磁体部分和磁共振波谱仪部分,控制单元中应当含有实现磁共振成像必要的数据处理和图像重建软件,计算机程序可由控制单元读取并用于控制磁共振扫描器。该控制单元可以是单独的一个单元,也可以直接采用磁共振扫描器自身集成的控制单元,使得无需额外新增控制单元即可由磁共振扫描器直接输出扩散加权图像结果。

[0090] 需要指出的是,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。

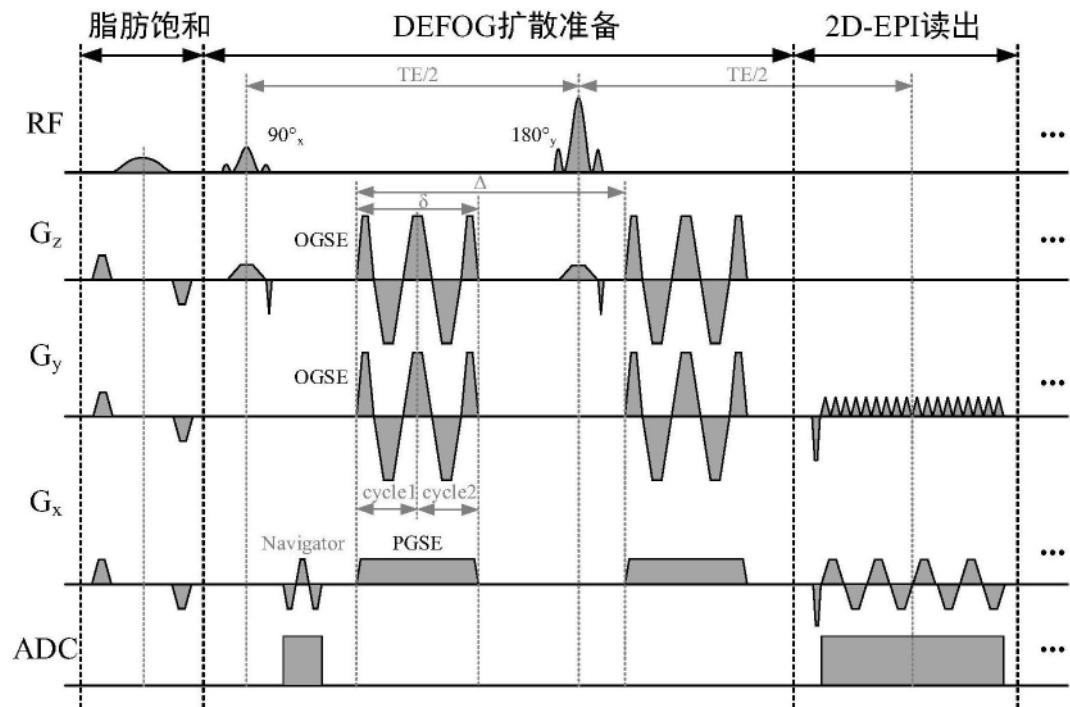


图1

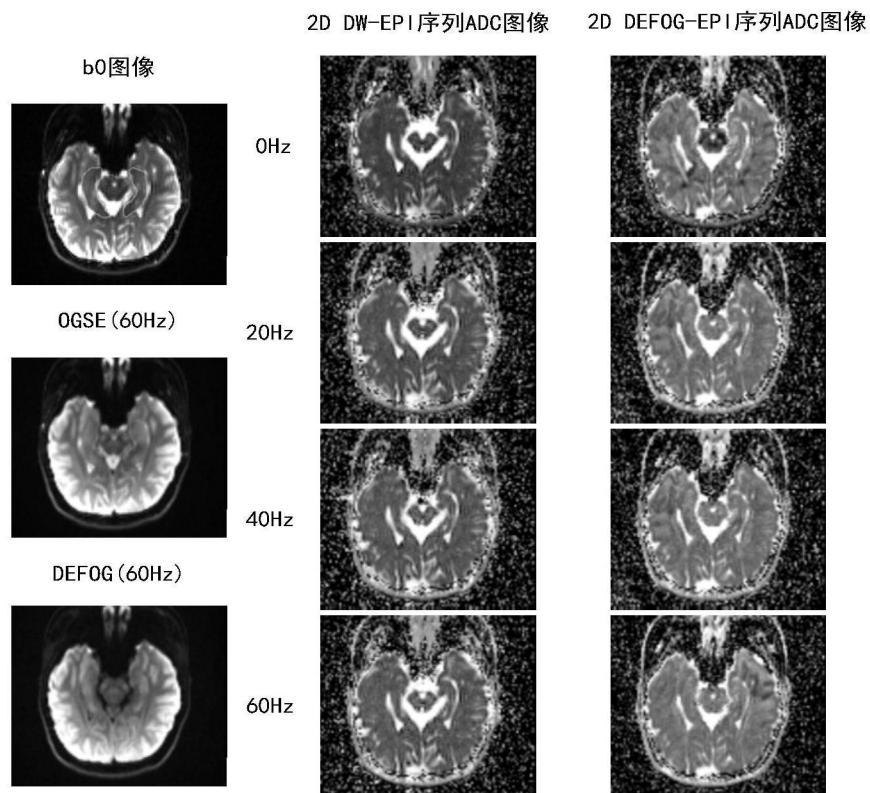


图2

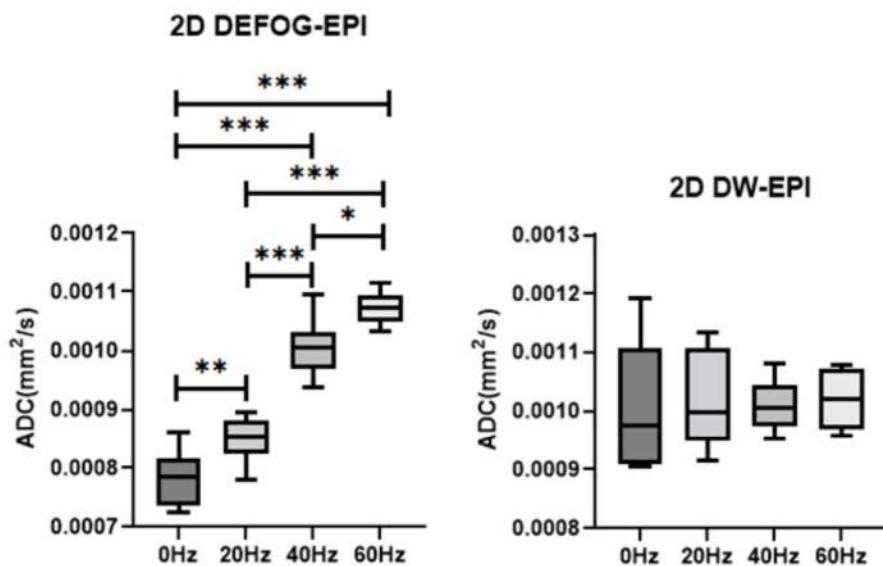


图3