



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113811783 B

(45) 授权公告日 2024. 02. 13

(21) 申请号 202080034967.5

(22) 申请日 2020.04.24

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 113811783 A

(43) 申请公布日 2021.12.17

(30) 优先权数据
1950507-2 2019.04.26 SE

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.11.10

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/SE2020/050414 2020.04.24

(87) PCT国际申请的公布数据
W02020/218966 EN 2020.10.29

(73) 专利权人 兰德姆沃克成像有限公司
地址 瑞典奥卡普

(72) 发明人 欧文·泰赫 萨摩·拉西克
马库斯·尼尔森
菲利普·斯克泽潘基维茨

(74) 专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

专利代理师 李健

(51) Int.Cl.
G01R 33/563 (2006.01)
A61B 5/055 (2006.01)
G01R 33/565 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 101879063 A, 2010.11.10
CN 102772210 A, 2012.11.14
CN 105980876 A, 2016.09.28
JP 2003500137 A, 2003.01.07
JP H11267111 A, 1999.10.05
US 2013187649 A1, 2013.07.25
US 2016335786 A1, 2016.11.17
US 2019004137 A1, 2019.01.03
WO 2017116300 A1, 2017.07.06
WO 2018088954 A1, 2018.05.17
WO 2018088955 A1, 2018.05.17 (续)

审查员 马雪

权利要求书2页 说明书12页 附图9页

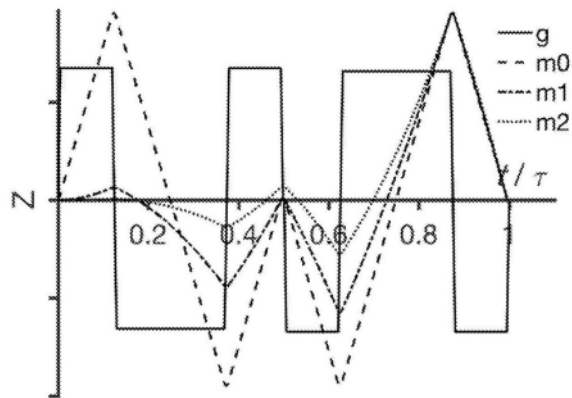
(54) 发明名称

执行弥散加权磁共振测量的方法

(57) 摘要

根据本发明构思的第一方面,提供了一种用于对样品执行弥散加权磁共振测量的方法,该方法包括:对磁共振扫描仪进行操作以将弥散编码序列施加于该样品;以及对该磁共振扫描仪进行操作以从该样品中获取一个或多个回波信号;其中,该弥散编码序列包括具有沿至少两个正交方向y和z的非零分量 $g_1(t)$ 的弥散编码时间相关磁场梯度 $g(t)$ 、以及具有至少两个非零本征值的b-张量,该磁场梯度包括第一编码块和随后的第二编码块,其中,沿方向 $l \in (y, z)$ 的n阶梯度矩大小由 $|M_{nl}(t)| = |\int_0^t g_l(t')t^n dt'|$ 给出,并且该第一编码块适于在该第一编码块的结尾处产生:沿着所述方向y,对于每个 $0 \leq n \leq m$, $|M_{ny}(t)| \leq T_n$,其中, T_n 是

预定n阶阈值,以及沿着所述方向z,对于每个 $0 \leq n \leq m-1$, $|M_{nz}(t)| < T_n$,并且对于 $n=m$, $|M_{nz}(t)| > T_n$;并且该第二编码块适于在该第二编码块的结尾处产生:沿着所述方向 $l \in (y, z)$ 中的每一个方向:对于每个 $0 \leq n \leq m$, $|M_{nl}(t)| \leq T_n$,其中,m是等于或大于1的整数阶。



CN 113811783 B

[接上页]

(56) 对比文件

Westin et al.Q-space trajectory

imaging for multidimensional diffusion
MRI of the human brain.NeuroImage.2016,第
135卷第345-362页.

1. 一种对样品执行弥散加权磁共振测量的方法,该方法包括:

对磁共振扫描仪进行操作以将弥散编码序列施加于该样品;以及

对该磁共振扫描仪进行操作以从该样品中获取一个或多个回波信号;

其中,该弥散编码序列包括具有沿至少两个正交方向 y 和 z 的非零分量 $g_1(t)$ 的弥散编码时间相关磁场梯度 $g(t)$ 、以及具有至少两个非零本征值的 b -张量,该磁场梯度包括第一编码块和随后的第二编码块,

其中,沿方向 $l \in (y, z)$ 的 n 阶梯度矩大小由 $|M_{nl}(t)| = \left| \int_0^t g_l(t') t'^n dt' \right|$ 给出,并且

该第一编码块适于在该第一编码块的结尾处产生:

沿着所述方向 y ,对于每个 $0 \leq n \leq m$, $|M_{ny}(t)| \leq T_n$,其中, T_n 是预定 n 阶阈值,以及

沿着所述方向 z ,对于每个 $0 \leq n \leq m-1$, $|M_{nz}(t)| \leq T_n$,并且对于 $n=m$, $|M_{nz}(t)| > T_n$;并且

该第二编码块适于在该第二编码块的结尾处产生:

沿着所述方向 $l \in (y, z)$ 中的每一个方向:对于每个 $0 \leq n \leq m$, $|M_{nl}(t)| \leq T_n$,

其中, m 是等于或大于1的整数阶。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中, m 等于1。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中, m 等于或大于2。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中,该磁场梯度 $g(t)$ 适于:

在该第一编码块的开始与该第一编码块的结尾之间:呈现沿所述方向 y 的 $m+1$ 个过零点以及沿所述方向 z 的 m 个过零点,并且

在该第二编码块的开始与该第二编码块的结尾之间:呈现沿所述方向 y 的 $m+1$ 个过零点以及沿所述方向 z 的 m 个过零点。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中,该第一编码块和该第二编码块的持续时间为 τ_B ,并且分别在时间 t_{B1} 和 t_{B2} 开始,并且其中,

$g_y(t_{B1}+t') = \pm g_y(t_{B2}+t')$, 并且

$g_z(t_{B1}+t') = -g_z(t_{B2}+t')$,

$0 \leq t' \leq \tau_B$ 。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中,该磁场梯度 $g(t)$ 包括该第一编码块与该第二编码块之间的静默块,在该静默块期间 $g(t)$ 为零,并且其中,该弥散编码序列进一步包括在该静默块期间施加于该样品的至少一个射频脉冲。

7. 根据权利要求1至6中任一项所述的方法,其中,该 b -张量正好具有两个非零本征值。

8. 根据权利要求1至6中任一项所述的方法,其中,该 b -张量正好具有三个非零本征值,并且该磁场梯度 $g(t)$ 具有沿三个正交方向 x , y 和 z 的非零分量 $g_1(t)$,并且其中:

该第一编码块进一步适于在该第一编码块的结尾处产生:

沿着所述方向 x ,对于每个 $0 \leq n \leq m$, $|M_{nx}(t)| \leq T_n$,并且

该第二编码块进一步适于在该第二编码块的结尾处产生:

沿着所述方向 x :对于每个 $0 \leq n \leq m$, $|M_{nx}(t)| \leq T_n$ 。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中,该磁场梯度 $g(t)$ 适于:

在该第一编码块的开始与该第一编码块的结尾之间:呈现沿所述方向 x 和 y 中的每个方向的 $m+1$ 个过零点以及沿所述方向 z 的 m 个过零点,并且

在该第二编码块的开始与该第二编码块的结尾之间:呈现沿所述方向x和y中的每个方向的m+1个过零点以及沿所述方向z的m个过零点。

10.根据权利要求8所述的方法,其中,该第一编码块和该第二编码块的持续时间为 τ_B ,并且分别在时间 t_{B1} 和 t_{B2} 开始,并且其中,

$$\begin{aligned} g_x(t_{B1}+t') &= g_x(t_{B2}+t'), \\ g_y(t_{B1}+t') &= -g_y(t_{B2}+t'), \text{ 并且} \\ g_z(t_{B1}+t') &= -g_z(t_{B2}+t'), \\ 0 &\leq t' \leq \tau_B. \end{aligned}$$

11.根据权利要求8所述的方法,其中,在该磁场梯度 $g(t)$ 期间,去相位向量 $\mathbf{q}(t) = \gamma \int_0^t \mathbf{g}(t') dt'$ 的轨迹被限制在两个正交平面上,其中 γ 是旋磁比。

12.根据权利要求8所述的方法,其中,该弥散编码序列适于在该样品中引起各向同性弥散编码。

13.根据权利要求8所述的方法,其中,该样品被布置在沿所述方向z定向的静磁场 $B_0 = (0, 0, B_0)$ 中,并且其中,该磁场梯度 $g(t)$ 相对于该静磁场定向,使得

$$\mathbf{K} = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^{\tau_E} h(t') \mathbf{G}_C(t') dt' \text{ 为零, 其中,}$$

$$\mathbf{G}_C(t) = \frac{1}{4B_0} \begin{bmatrix} g_z^2(t) & 0 & -2g_x(t)g_z(t) \\ 0 & g_z^2(t) & -2g_y(t)g_z(t) \\ -2g_x(t)g_z(t) & -2g_y(t)g_z(t) & 4g_x^2(t) + 4g_y^2(t) \end{bmatrix},$$

γ 是旋磁比, τ_E 表示总编码时间, $h(t)$ 是符号函数。

执行弥散加权磁共振测量的方法

技术领域

[0001] 本发明构思涉及一种对样品执行弥散加权磁共振测量的方法。

背景技术

[0002] 弥散加权磁共振成像 (dMRI) 可以用于探测组织微观结构,并且具有科学应用和临床应用。弥散编码磁场梯度允许MR测量对弥散敏感,这进而可以用于推断关于组成隔室 (constituent compartment) 的组织微观结构、各向异性、形状和大小的信息,这些信息可能表示针对含自旋粒子的弥散的约束/限制。

[0003] 所谓的b-张量编码的最新发展表明,可以从成像数据中恢复对微观结构特征的更大特异性。具体地,b-张量编码允许编码方案超越传统上用于例如弥散张量成像 (DTI) 的线性/定向弥散编码 (1D) 扩展到包括平面 (2D) 编码以及椭球形和球形 (3D) 编码的多维弥散编码。如在“Measurement Tensors in Diffusion MRI:Generalizing the Concept of Diffusion Encoding [弥散MRI中的测量张量:弥散编码概念的推广]”(Westin C-F, Szczepankiewicz F, Pasternak O, et al., Med Image Comput Comput Assist Interv 2014;17:209-216) 的实例所披露的,这种方案可以由具有一个以上非零本征值的弥散编码/加权张量进行描述,并且可以在不同程度上减少或消除取向色散的混杂效应,并且提供特定于隔室 (弥散张量) 各向异性的灵敏性。

[0004] 作为一个示例,在“Microanisotropy imaging:quantification of microscopic diffusion anisotropy and orientational order parameter by diffusion MRI with magic-angle spinning of the q-vector [微观各向异性成像:通过具有q向量的魔角自旋的弥散MRI对微观弥散各向异性和定向序参数进行量化]”(Lasič S, Szczepankiewicz F, Eriksson S, Nilsson M, Topgaard D, Front Phys 2014;2:1-14) 中披露的方法最大限度地分离了隔室 (弥散张量) 各向异性与取向色散的影响,结合了定向 (1D) 和各向同性 (3D) 编码来量化微观各向异性分数 (μ FA)。

[0005] 然而,当前的多维弥散编码方法通常假设在测量期间不存在样品的整体运动。样品的整体运动可能会导致信号丢失以及信号和图像伪影。在某些应用中,样品的整体运动是不可避免的,比如当感兴趣的对象是患者运动器官 (例如心脏) 的组织时。出于这个原因,使用当前的b-张量编码方案对运动器官的组织的微观结构进行基于dMRI的分析目前具有挑战性。

发明内容

[0006] 本发明构思的一个目的是提供一种方法,该方法在即使存在样品的整体运动的情况下也允许对样品进行精确的弥散加权磁共振测量。可以从下文中理解进一步的和替代性的目的。

[0007] 根据本发明构思的一个方面,提供了一种用于对样品执行弥散加权磁共振测量的方法,该方法包括:

[0008] 对磁共振扫描仪进行操作以将弥散编码序列施加于该样品;以及
 [0009] 对该磁共振扫描仪进行操作以从该样品中获取一个或多个回波信号;
 [0010] 其中,该弥散编码序列包括具有沿至少两个正交方向y和z的非零分量 $g_1(t)$ 的弥散编码时间相关磁场梯度 $g(t)$ 、以及具有至少两个非零本征值的b-张量,该磁场梯度包括第一编码块和随后的第二编码块,

[0011] 其中,沿方向 $l \in (y, z)$ 的n阶梯度矩大小由 $|M_{nl}(t)| = \left| \int_0^t g_l(t') t'^n dt' \right|$ 给出,并且

[0012] 该第一编码块适于在该第一编码块的结尾处产生:

[0013] 沿着所述方向y,对于每个 $0 \leq n \leq m$, $|M_{ny}(t)| \leq T_n$,其中, T_n 是预定n阶阈值,以及

[0014] 沿着所述方向z,对于每个 $0 \leq n \leq m-1$, $|M_{nz}(t)| \leq T_n$,并且对于 $n=m$, $|M_{nz}(t)| > T_n$;

并且

[0015] 该第二编码块适于在该第二编码块的结尾处产生:

[0016] 沿着所述方向 $l \in (y, z)$ 中的每一个方向:对于每个 $0 \leq n \leq m$, $|M_{nl}(t)| \leq T_n$,

[0017] 其中,m是等于或大于1的整数阶。

[0018] 根据本发明的用于弥散加权磁共振测量的方法,多维弥散编码序列可以适于呈现对例如速度(即,对速度的补偿)的灵敏性降低(如果 $m=1$);或对速度和加速度的灵敏性降低(如果 $m=2$)。如下文将进一步描述的,该方法允许平面弥散编码(2D)以及椭球形和球形弥散编码(3D)。

[0019] 阈值 T_n 的值越低,可以实现的运动补偿程度越大。从使运动补偿程度最大化的角度来看,可能优选的是,在第二编码块的结尾处,沿每个方向的梯度矩大小假设为零值,即被“归零”(对应于针对每个阶 $0 \leq n \leq m$, $T_n=0$)。然而,预期的是在某些情况下不那么严格的运动补偿是可以接受的,例如,鉴于对磁场梯度 $g(t)$ 的其他要求。即,实际阈值可以根据每次测量的细节来选择,从而使得实现期望程度的运动补偿。

[0020] 如发明人所意识到的,磁场梯度 $g(t)$ 的更多振荡数量允许使高阶梯度矩归零。然而,更多振荡数量增加了对磁共振扫描仪的要求。因此,在单个编码块中沿每个方向提供运动补偿可能不容易实现,特别是与本身可能对硬件要求很高的多维弥散编码相结合时。因此,本发明的方法提供了两个编码块,并且要求m阶梯度矩大小沿其中一个方向(即,y方向)满足/低于阈值 T_m ,但允许m阶梯度矩大小沿另一方向(即,z方向)超过阈值 T_m 。因此,运动补偿多维弥散编码可以在更广范围的磁共振扫描仪上实施。

[0021] 当在本文中提及时,除非另有说明,否则磁场梯度 $g(t)$ 是指有效磁场梯度。因此, $g(t)$ 表示考虑了应用任意数量的形成弥散编码序列的一部分的射频(RF)脉冲(比如重聚焦脉冲)之后的自旋去相位方向的梯度波形向量。

[0022] 沿方向 $l \in (y, z)$ 的n阶梯度矩由 $M_{nl}(t) = \int_0^t g_l(t') t'^n dt'$ 给出。n阶梯度矩的这种定义也适用于沿三个正交方向 $l \in (x, y, z)$ 的非零分量 $g_1(t)$ 的情况。

[0023] 因此,n阶梯度矩向量由 $\mathbf{M}_n(t) = \int_0^t \mathbf{g}(t') t'^n dt'$ 给出。

[0024] 0阶梯度矩向量 $\mathbf{M}_0(t) = \frac{1}{\gamma} \mathbf{q}(t)$, 其中, $\mathbf{q}(t)$ 是去相位向量 $\mathbf{q}(t) = \gamma \int_0^t \mathbf{g}(t') dt'$ 并且 γ 是旋磁比。

[0025] (有效)磁场梯度 $\mathbf{g}(t)$ 的张量表示 b (或简称“ b -张量”)由 $b = \gamma^2 \int_0^{\tau_E} \mathbf{M}_0(t) \otimes \mathbf{M}_0(t) dt$ 合出, 其中, \otimes 表示张量积, 并且 τ_E 表示在 $t=0$ 与 $t=\tau_E$ 之间延伸的总编码时间, 相当于自旋回波测量的回波时间。

[0026] 除非另有说明, 否则对方向或比如 x 、 y 和 z 等轴的提及应被理解为仅仅是称谓, 而不应被解释为对扫描仪的梯度线圈通道的特定轴的提及。

[0027] 上面提到的整数阶 m 可以是预定值, 该预定值根据应该补偿哪些运动阶来选择。在一些实施例中, m 可以等于1。这允许进行速度补偿。在一些实施例中, m 可以等于2。这允许进行速度和加速度补偿。在一些实施例中, m 可以大于2。这允许进行速度和加速度补偿以及对更高阶运动的补偿。

[0028] 根据一些实施例, 该磁场梯度 $\mathbf{g}(t)$ 适于:

[0029] 在该第一编码块的开始与该第一编码块的结尾之间: 呈现沿所述方向 y 的 $m+1$ 个过零点以及沿所述方向 z 的 m 个过零点, 并且

[0030] 在该第二编码块的开始与该第二编码块的结尾之间: 呈现沿所述方向 y 的 $m+1$ 个过零点以及沿所述方向 z 的 m 个过零点。

[0031] 调整 $\mathbf{g}(t)$ 以在每个编码块中呈现沿一个方向的 $m+1$ 个过零点允许沿所述方向的运动补偿最高达到 m 阶。这将在下面更严格地示出。将过零点的数量增加超过 $m+1$ (即, 增加梯度振荡的数量)是可能的, 但是对扫描仪提出了更高的要求并降低了弥散加权的效率。

[0032] 提供具有 $m+1$ 个过零点的 $g_1(t)$ 允许在每个编码块中将 $g_1(t)$ 细分为 $m+2$ 个子区间, 其中, 在每个子区间的开始和结尾处 $g_1(t) = 0$ 。

[0033] 该第一编码块和该第二编码块的持续时间均为 τ_B , 并且分别在时间 t_{B1} 和 t_{B2} 处开始, 并且使得:

[0034] $g_y(t_{B1}+t') = \pm g_y(t_{B2}+t')$, 并且

[0035] $g_z(t_{B1}+t') = -g_z(t_{B2}+t')$,

[0036] $0 \leq t' \leq \tau_B$ 。

[0037] 如发明人所意识到的, 在第二编码块期间将梯度分量 $g_z(t)$ 的符号/极性反转允许沿 z 方向任何剩余 m 阶梯度矩大小减小到变为等于或低于阈值 T_m , 即, 使得沿 z 方向 $|\mathbf{M}_{m1}(t)| \leq T_m$ 。该梯度分量的符号可以沿 y 方向改变或不改变。

[0038] 根据一些实施例, 该磁场梯度 $\mathbf{g}(t)$ 包括该第一编码块与该第二编码块之间的静默块, 在该静默块期间 $\mathbf{g}(t)$ 为零, 并且其中, 该弥散编码序列进一步包括在该静默块期间施加于该样品的至少一个射频脉冲。

[0039] 例如, 可以在该静默块期间施加 180° 重聚焦脉冲。在这种情况下, 回波信号可以作为回波时间 τ_E 的自旋回波或作为弥散预备脉冲序列的一部分来获取。

[0040] 如上所述, 2D弥散编码序列和3D弥散编码序列两者都是可能的。2D编码可以使用正好具有两个非零本征值的 b -张量来实现。3D编码可以使用正好具有三个非零本征值的 b -张量来实现。

[0041] 根据其中b-张量正好具有三个非零本征值的实施例,该磁场梯度 $g(t)$ 可以呈现沿三个正交方向x,y和z的非零分量 $g_1(t)$,并且其中:

[0042] 该第一编码块进一步适于在该第一编码块的结尾处产生:

[0043] 沿着所述方向x,对于每个 $0 \leq n \leq m$, $|M_{nx}(t)| \leq T_n$,并且

[0044] 该第二编码块进一步适于在该第二编码块的结尾处产生:

[0045] 沿着所述方向x:对于每个 $0 \leq n \leq m$, $|M_{nx}(t)| \leq T_n$ 。

[0046] 因此,在第一编码块和第二编码块期间沿两个方向x,y对每个阶 $0 \leq n \leq m$ 强制执行阈值 T_n ,但在第一编码块中沿方向z仅对 $0 \leq n \leq m-1$ 强制执行这些阈值。这种方法原则上允许b-张量具有任意形状(例如,扁长形、扁球形、球形),同时允许运动补偿达到m阶。

[0047] 该磁场梯度 $g(t)$ 可以适于:

[0048] 在该第一编码块的开始与该第一编码块的结尾之间:呈现沿所述方向x和y中的每个方向的m+1个过零点以及沿所述方向z的m个过零点,并且

[0049] 在该第二编码块的开始与该第二编码块的结尾之间:呈现沿所述方向x和y中的每个方向的m+1个过零点以及沿所述方向z的m个过零点。

[0050] 上面讨论的与过零点的数量相关的优点相应地适用于3D编码的这种情况。

[0051] 该第一编码块和该第二编码块的持续时间可以为 τ_B ,并且分别在时间 t_{B1} 和 t_{B2} 处开始,并且其中,

[0052] $g_x(t_{B1}+t') = g_x(t_{B2}+t')$,

[0053] $g_y(t_{B1}+t') = -g_y(t_{B2}+t')$,并且

[0054] $g_z(t_{B1}+t') = -g_z(t_{B2}+t')$,

[0055] $0 \leq t' \leq \tau_B$ 。

[0056] 如上面讨论的,在该第二编码块期间将梯度分量 $g_z(t)$ 的符号/极性反转允许沿z方向的任何剩余m阶梯度矩大小减小到变为等于或低于阈值 T_m ,即,使得沿z方向 $|M_{m1}(t)| \leq T_m$ 。另外,仅将其他两个方向中的一个方向的符号反转允许获得3D编码。

[0057] 在该磁场梯度 $g(t)$ 期间,去相位向量 $q(t) = \gamma \int_0^t g(t') dt'$ 的轨迹可以被限制在两个正交平面上。将该去相位向量的轨迹限制在两个正交平面上可以提高磁场梯度 $g(t)$ 的设计中的弥散加权效率,以实现期望的运动补偿。

[0058] 如上所述,本方法原则上允许b-张量具有任意形状。设想运动补偿可以与样品中的各向同性弥散编码相结合。

[0059] 根据一些实施例,该样品被布置在沿所述方向z定向的静磁场 $B_0 = (0, 0, B_0)$ 中,并且其中,该磁场梯度 $g(t)$ 相对于该静磁场定向,使得

[0060] $K = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^{\tau_E} h(t') G_C(t') dt'$ 为零,其中:

$$[0061] \quad G_C(t) = \frac{1}{4B_0} \begin{bmatrix} g_z^2(t) & 0 & -2g_x(t)g_z(t) \\ 0 & g_z^2(t) & -2g_y(t)g_z(t) \\ -2g_x(t)g_z(t) & -2g_y(t)g_z(t) & 4g_x^2(t) + 4g_y^2(t) \end{bmatrix}.$$

[0062] 如发明人所意识到的,通过应用具有使K最小化的旋转的梯度向量 $g(t)$,允许将伴随场的影响降低到可忽略的水平。因此该磁场梯度 $g(t)$ 可以被称为所谓的“经麦克斯韦补

偿”。因此,可以在不使用位置相关的校正梯度的情况下减轻或避免由于伴随场梯度引起的信号衰减,否则伴随场梯度可能会产生测量伪影。

[0063] 该方法可以进一步包括由处理设备对表示从该样品获取的一个或多个回波信号的数据进行处理以生成该样品的图像,比如dMRI图像。

[0064] 该磁场梯度 $g(t)$ 的第一编码块和第二编码块可以各自包括梯形脉冲或正弦脉冲。更一般地,每个编码块可以包括梯形脉冲和正弦脉冲的组合。

[0065] 如上所述,每个 T_n 可以是零阈值,即,等于零。在这种情况下,本文中任何关于 $|M_{ny}(t)| \leq T_n$ 的陈述都可以被解释为 $|M_{ny}(t)|$ 为零或归零。相反,本文中任何关于 $|M_{ny}(t)| > T_n$ 的陈述都可以被解释为 $|M_{ny}(t)|$ 大于零,即,非归零。

[0066] 根据其中 m 等于或大于1的实施例, T_1 可以为 $1.20E-5$,更优选地为 $1.18E-5$,或者甚至更优选地为 $1.17E-5$ (单位为 $T \cdot s^2 \cdot m^{-1}$)。根据其中 m 等于或大于2的实施例, T_2 可以为 $4.8E-7$,更优选地为 $4.7E-7$,甚至更优选地为 $4.6E-7$ (单位为 $T \cdot s^3 \cdot m^{-1}$)。 T_0 对于任何 m 值可以为 $1.20E-2$,更优选地为 $1.18E-2$,甚至更优选地为 $1.17E-2$ (单位为 $T \cdot s \cdot m^{-1}$)。这些阈值可以为各种应用提供可用程度的运动补偿,比如其中样品是患者的心脏或其他运动器官的应用。

附图说明

[0067] 参考附图,通过以下对本发明构思的优选实施例的说明性而非限制性详细描述,将更好地理解本发明构思的上述以及附加目的、特征和优点。在附图中,除非另有说明,否则相同的附图标记将用于相同的元件。

[0068] 图1示意性地示出了编码序列的格式。

[0069] 图2a至图2c示出了有效弥散编码磁梯度波形和由此产生的第零梯度矩到第二梯度矩的示例。

[0070] 图3a至图3b示出了在不具有和具有用于使伴随场梯度归零的梯度波形旋转的情况下图2波形的 q 轨迹。

[0071] 图4a至图4b示出了在不具有和具有旋转的情况下图2中所示的波形的伴随矩阵元素 $K_{ij}(t)$ 的时间演变。

[0072] 图5a至图5c示出了有效弥散编码磁梯度波形和由此产生的第零梯度矩到第二梯度矩的进一步示例。

[0073] 图6示出了在具有用于使伴随场梯度归零的梯度波形旋转的情况下图5波形的 q 轨迹。

[0074] 图7示出了在具有旋转的情况下图5中所示的波形的伴随矩阵元素 $K_{ij}(t)$ 的时间演变。

[0075] 图8a至图8c示出了有效弥散编码磁梯度波形和由此产生的第零梯度矩到第二梯度矩的进一步示例。

[0076] 图9示出了图5的波形的 q 轨迹。

[0077] 图10示意性地示出了磁共振扫描仪的功能块。

具体实施方式

[0078] 在比如dMRI等弥散加权磁共振测量技术中,比如组织等样品的微观结构可以由

样品中的含自旋粒子(通常是水分子)的弥散来探测。术语“弥散”意味着样品内的含自旋粒子的随机(random)或随意(stochastic)的运动过程。弥散可以包括由热能、化学能和/或浓度差驱动的随机分子运动。这种弥散也称为自弥散。弥散可以包括样品内的随机定向的微观结构内部的分子的分散流动或非相干流动或湍流流动(即,具有速度分散的流动)。这种弥散也称为“伪弥散”。因此,由于在本方法中使用的弥散编码磁场梯度序列,样品内的非相干流动的影响也可能引起信号衰减。在样品存在整体运动的情况下,如对比如心脏等运动器官进行测量时可能出现的情况,整体运动可能会掩盖或扭曲由于实际弥散而引起的信号衰减。

[0079] 在下文中,将披露允许运动补偿达到任意程度并且高达一阶或更高阶的弥散编码方案以及具有任意形状的b-张量的多维弥散编码。下面的讨论和示例将涉及3D弥散编码(即,使用具有三个非零本征值的b-张量),然而,如技术人员所理解的,这些讨论和示例可以通过适当的调整也适用于2D弥散编码(即,使用仅具有两个非零本征值的b-张量)。

[0080] 图1是适于弥散加权的编码序列1的示意性图示,该编码序列可以由磁共振扫描仪实施。编码序列包括时间相关的磁场梯度,该磁场梯度的有效形式可以被表示为有效梯度波形向量

$$[g(t)]_1 = g_1(t), \quad (1)$$

[0082] 其中, $l \in (x, y, z)$ 。有效梯度波形向量 $g(t)$ 考虑了应用编码序列中的任何数量的重聚焦RF脉冲之后的自旋去相位方向。有效梯度波形向量 $g(t)$ 通过下式与实验室梯度波形向量相关:

$$[g_{lab}(t)]_1 = h(t) g_1(t), \quad (2)$$

[0084] 其中, $l \in (x, y, z)$,并且符号函数 $h(t)$ 假设对于由重聚焦脉冲或 90° 脉冲对分隔开的每个编码时段,值为1或-1,使得由重聚焦脉冲分隔开的相邻时段具有相反的符号。在本公开中,术语“梯度波形向量 $g(t)$ ”和“磁场梯度 $g(t)$ ”可以用作同义词,并且除非另有说明,否则总是指向量/梯度的有效形式。

[0085] 编码序列1在时间 $t=0$ 处以RF激励脉冲开始,并在回波采集时间 $t=\tau_E$ 处结束。因此, τ_E 可以表示总编码时间。

[0086] 编码序列1的磁场梯度 $g(t)$ 包括第一编码块10和第二编码块20。对角线图案指示编码序列1的“静默时间”,在该静默时间期间磁场梯度 $g(t)$ 为零,即,不存在任何弥散编码磁梯度。因此,如图1所示,编码序列1可以包括第一编码块10与第二编码块20之间的静默块。因此第一编码块10表示磁场梯度 $g(t)$ 在静默块之前的一部分,而第二编码块20表示磁场梯度 $g(t)$ 在静默块之后的一部分。

[0087] 第一编码块10在时间 $t=\tau_{B1}$ 处开始,即,磁场梯度 $g(t)$ 在激励脉冲之后第一次变为非零的时间。第一编码块10的持续时间为 τ_B 。第一编码块10在时间 $t=\tau_{B1}+\tau_B$ 处结束,即,磁场梯度 $g(t)$ 在静默块之前最后一次变为零的时间。第二编码块20在时间 $t=\tau_{B2}$ 处开始,即,磁场梯度 $g(t)$ 在静默块之后第一次变为非零的时间。第一编码块10的开始与第二编码块20的开始之间的时间间隔由 δ 给出。第二编码块20的持续时间为 τ_B 。第二编码块20在时间 $t=\tau_{B2}+\tau_B$ 处结束,即,磁场梯度 $g(t)$ 在编码序列1的结尾 $t=\tau_E$ 之前最后一次变为零的时间。

[0088] 在静默块期间可以将一个或多个RF脉冲施加于样品,例如单个 180° 重聚焦RF脉冲或者具有两个或更多个 90° RF脉冲的串。在图1中,参数 u 表示第一编码块10的结尾与(多个)

RF脉冲的开始之间的时间,并且参数 v 表示(多个)RF脉冲的结尾与第二编码块20的开始之间的时间。 u 和 v 可以彼此相等或不同。因此,可以围绕(多个)RF脉冲对称地($u=v$)或不对称地($u \neq v$)施加编码块。

[0089] 尽管图1指示了第一编码块10和第二编码块20具有相同的持续时间 τ_B ,但是设想的是第一编码块和第二编码块也可以具有不同的持续时间。此外,尽管图1指示了存在两个编码块,但是设想的是编码序列可以包括两个以上的编码块,比如三个、四个或更多个编码块。如果第一编码块10和第二编码块20表示扩展编码序列的最后一对连续编码块,则以下讨论也适用于这种扩展编码序列。

[0090] 基于梯度波形向量 $g(t)$,时间相关的第 n 个梯度矩向量可以被定义为

$$[0091] \quad \mathbf{M}_n(t) = \int_0^t \mathbf{g}(t') t'^n dt'. \quad (3)$$

[0092] $M_0(t)$ 的演变与 q 轨迹成比例,因此可以这样称呼。弥散编码张量由下式给出

$$[0093] \quad \mathbf{b} = \gamma^2 \int_0^{\tau_E} \mathbf{M}_0(t) \otimes \mathbf{M}_0(t) dt, \quad (4)$$

[0094] 其中, \otimes 表示张量积,并且 γ 表示旋磁比。

[0095] 为了以下分析的目的,相对块时间 t' 可以被定义为每个编码块10、20的局部时间,即在编码块的开始处的 $t'=0$ 处开始而在编码块的结尾处的 $t'=\tau_B$ 处结束。

[0096] 任何编码块可以如图1所示地被细分为 v 个子区间 I_1, I_2, I_3 等。使第 i 个子区间 I_i 在相对时间 $t'_{i(1)}$ 处开始并且在 $t'_{i(2)}$ 处结束,其中, $0 \leq t'_{i(1), (2)} \leq \tau_B$ 。子区间的持续时间为 $\Delta t'_i = t'_{i(2)} - t'_{i(1)}$,使得对于所有 $t' \in I_i, \sum_{i=1}^v \Delta t'_i = \tau_B$ 且 $t'_{i(1)} \leq t' \leq t'_{i(2)}$ 。

[0097] 使编码块10、20的每个子区间 I_i 内的向量 $g(t)$ 的分量由 $C_i \tilde{f}_i(t \in I_i)$ 给出,其中, C_i 是正的或负的实常数,并且 $\tilde{f}_i(t)$ 是标准化的波形,其中, $|\tilde{f}_i(t)| \leq 1$ 。因此,块内的有效梯度的整个分量由为每个子区间定义的分段函数 $f(t)$ 给出。使 $f(t)$ 连续的微不足道的条件是在每个子区间的开始和结尾处 $\tilde{f}_i = \mathbf{0}$ 。第 i 个子区间 I_i 内的第 n 个梯度矩向量 $M_n(t)$ 的分量的增量由下式给出

$$[0098] \quad \Delta M_{ni} = C_i \Delta \tilde{M}_{ni}, \quad (5)$$

$$[0099] \quad \Delta \tilde{M}_{ni} = \int_{t \in I_i} \tilde{f}_i(t) t^n dt. \quad (6)$$

[0100] 当满足下式时,编码块内 $M_n(t)$ 的分量的总增量为零

$$[0101] \quad \Delta M_n = \sum_{i=1}^v \Delta M_{ni} = \sum_{i=1}^v C_i \Delta \tilde{M}_{ni} = 0. \quad (7)$$

[0102] $M_n(t)$ 的分量(即 $M_{n1}(t) \in (x, y, z)$)在 $t=\tau_E$ 、或者当对于每个编码块 $\Delta M_n=0$ 时或者当来自所有编码块的 ΔM_n 的总和为零时被归零。首先考虑在单个编码块中 $\Delta M_n=0$ 的条件。我们具有 v 个可调参数来满足条件(7)。我们现在可以推导出对于直到 n 的所有矩满足(7)(即,满足下式)所需的最小子区间数量 v 是多少,

$$[0103] \quad \Delta M_0=0, \Delta M_1=0, \dots, \Delta M_n=0. \quad (8)$$

[0104] 出于使矩归零的目的,我们可以在编码块内对整个波形进行任意缩放,从而在(7)

中设 $C_1=1$,这导致具有 $v-1$ 个可调参数的条件

$$[0105] \quad \Delta \tilde{M}_{n1} + \sum_{i=2}^v C_i \Delta \tilde{M}_{ni} = 0. \quad (9)$$

[0106] 要求(8)和条件(9)可以被公式化为由下式给出的方程组

$$[0107] \quad \Delta MC=0, \quad (10)$$

[0108] 其中, ΔM 是元素为 $\Delta \tilde{M}_{ij}$ 的 n 乘 v 矩阵,并且 C 是具有 $v-1$ 个自由参数的 1 乘 v 向量 $C=(1, C_2, C_3, \dots, C_v)^T$.对 C 进行求解的临界状况是当 $v=n+2$ 时.对于速度补偿, $n=1$,并且因此 $v=3$.对于速度和加速度补偿, $n=2$ 并且 $v=4$.其中在每个子区间的开始和结尾处 $\tilde{f}_i=0$,这可以用编码块的开始与结束之间的过零点的数量(即, $n+1$)来表示.因此,对于速度补偿, $n=1$,并且因此过零点的数量变为 2 .对于速度和加速度补偿, $n=2$,并且过零点的数量变为 3 .换句话说,将梯度波形向量 $g(t)$ 的分量 $g_i(t)$ 设计为呈现 $n+1$ 个过零点(或相当于 $n+2$ 个子区间)允许(通过对 $\tilde{f}_i(t)$ 的 C_i 进行适当缩放,如可以使用等式(10)进行确定)沿方向 1 实现 ΔM_n ,其中大小/绝对值等于或小于任意小的阈值 T_n .

[0109] 现在考虑多个编码块的情况,比如起效时间分别为 t_{B1} 、 t_{B2} 的编码块10、20.首先检查具有相等持续时间 τ_B 的块的情况.对于任何梯度向量分量,要在第二块20之后将直到 n 阶的所有矩都归零,仅需要在每个编码块10、20中满足条件(9)直到 $n-1$ 阶.对此,需要在第二块20中施加与第一块10相比相同的有效梯度但具有相反极性.当这两个块的持续时间不相等时,将需要对两个块中的梯度进行不同的缩放.假设在第一块10之后所有小于 n 的度数的矩增量为零,将第二块20中的梯度极性反转会使矩增量的符号反转,并且因此在第一编码块10之后的任何剩余矩都可以通过使第二块20中的梯度极性反转来消除.可以证明这对于任何有效梯度向量分量 $g_i(t)$ 都成立,其中,

$$[0110] \quad g_i(t_{B2}+t') = -g_i(t_{B1}+t'), \quad (11)$$

[0111] 其中, $0 \leq t' \leq \tau_B$.由于第一块引起的总梯度矩增量为

$$[0112] \quad \Delta M_{n,B1} = \int_{t_{B1}}^{t_{B1}+\tau_B} g_i(t) t^n dt = \int_0^{\tau_B} g_i(t+t_{B1})(t+t_{B1})^n dt. \quad (12)$$

[0113] 由于第二块引起的总梯度矩增量为

$$[0114] \quad \Delta M_{n,B2} = \int_{t_{B2}}^{t_{B2}+\tau_B} g_i(t) t^n dt = \int_0^{\tau_B} g_i(t+t_{B2})(t+t_{B2})^n dt. \quad (13)$$

[0115] 在等式(13)中考虑等式(11),有

$$[0116] \quad \Delta M_{n,B2} = - \int_0^{\tau_B} g_i(t+t_{B1})(t+t_{B1}+\delta)^n dt, \quad (14)$$

[0117] 其中, $\delta=t_{B2}-t_{B1}$.通过扩展第二因子,得到

$$[0118] \quad \Delta M_{n,B2} = - \sum_{m=0}^n \binom{n}{m} \delta^m \Delta M_{n-m,B1}, \quad (15)$$

[0119] 其中, $\binom{n}{m}$ 是二项式系数.如果对于所有 $k < n$,都 $\Delta M_{k,B1}=0$,则有

$$[0120] \quad \Delta M_{n,B2} = - \Delta M_{n,B1} \quad (16)$$

[0121] 并且因此,总矩 $M_n = \Delta M_{n,B1} + \Delta M_{n,B2} = 0$.例如,如果 $\Delta M_{n,B1} \neq 0$,则等式(15)会导致

$$[0122] \quad \Delta M_{n,B2} = -\Delta M_{n,B1} - \delta^n \Delta M_{0,B1}, \quad (17)$$

[0123] 这将要求两个后续编码块中的有效梯度不能通过简单的极性反转来关联。因此，第二编码块20中梯度向量分量 $g_i(t)$ 的极性切换提供了一种简单而有效的方式，即通过第一编码块10和第二编码块20各自单独使矩最小化直到仅 $n-1$ ，来使高达 n 阶的矩最小化。

[0124] 有效梯度向量 $g(t)$ 以及因此所有矩 $M_n(t)$ 也可以任意旋转为 $g'(t) = Rg(t)$ (其中， R 是酉旋转矩阵)，以产生对张量 b 的任意旋转。要注意的是，多维(张量)弥散编码通常典型地涉及沿多个正交方向施加的非相干梯度波形，即，沿正交方向的梯度比率不是恒定的。类似地，向量 $g(t)$ 以及因此所有矩 $M_n(t)$ 可以被任意地缩放为 $g'(t) = Sg(t)$ (其中， S 是对角矩阵)，以产生任意形状(本征值比率)和大小(迹)的 $b \cdot g(t)$ 。沿任何方向 u 的投影由 $[RSg(t)] \cdot u$ 给出，因此如果所有 $M_n(\tau_p) = 0$ ，则矩投影也为零， $[RSg(t)] M_n(\tau_p) \cdot u = 0$ 。

[0125] 所期望的弥散加权梯度可能会获得额外的不期望的分量，被称为伴随场梯度 $g_c(t, r)$ ，这些不期望的分量取决于相对于外部磁场的等中心点的位置以及外部磁场密度 B_0 。假设等中心点处的外部场沿 z 轴对齐，则伴随场梯度可以被近似为

$$[0126] \quad g_c(t, r) \approx G_c(t) r, \quad (18)$$

[0127] 其中，

$$[0128] \quad G_c(t) = \frac{1}{4B_0} \begin{bmatrix} g_z^2(t) & 0 & -2g_x(t)g_z(t) \\ 0 & g_z^2(t) & -2g_y(t)g_z(t) \\ -2g_x(t)g_z(t) & -2g_y(t)g_z(t) & 4g_x^2(t) + 4g_y^2(t) \end{bmatrix} \quad (19)$$

[0129] 是伴随梯度矩阵，该伴随梯度矩阵取决于梯度的旋转，并且因此还取决于弥散编码张量 b 的旋转。 k 空间位移量与下式成比例

$$[0130] \quad K = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^{\tau} h(t) G_c(t) dt. \quad (20)$$

[0131] 为了最小化或消除伴随场的影响，需要使 K 最小化或 $K=0$ 。只要梯度相对于主磁场向量 B_0 适当地旋转，就能对于任何 b -张量编码波形都实现这一点。

[0132] 当 q 轨迹被约束为总是平行于两个静止正交平面(表征为法向量 n_1 和 n_2)之一时，可以实现具有梯度矩归零(直至任意矩)的 b -张量编码的特定实现方式。使 K 最小化或使 K 归零，使得 $K=0$ ，这可以通过施加适当的梯度波形旋转来实现。

[0133] 现在将讨论根据上述内容而设计的有效梯度向量波形 $g(t)$ 的多个示例。

[0134] 图2a至图2c以实线示出了沿 X 轴、 Y 轴、 Z 轴的有效梯度向量分量。此处的轴是指实验室参考系的轴("XYZ实验室轴")。为简单起见，将第一编码块的开始 τ_{B1} 设为 $t=0$ 。此外，静默时段的长度已经被设为零，使得第二编码块的开始紧跟在第一编码块的结尾 $t=\tau_{B1}$ 之后。这两个编码块的持续时间均为 $\tau_B=0.5$ 。第二编码块在 $t=\tau_E=1$ 处结束。对于每个轴，零阶梯度矩" m_0 "、一阶梯度矩" m_1 "和二阶梯度矩" m_2 "分别由虚线、点划线和点线表示。梯度波形 $g(t)$ 经速度(m_1)和加速度(m_2)补偿。编码块分别围绕编码块的中心被对称地细分为两个子区间(沿 Z 轴)或三个子区间(沿 X 轴和 Y 轴)，使得 $[t'_{1(1)}, t'_{2(1)}] = [\frac{1}{4}, \frac{3}{4}]\tau_B$ 并

且 $[t'_{1(1)}, t'_{2(1)}, t'_{3(1)}] = [\frac{1}{6}, \frac{3}{6}, \frac{5}{6}]\tau_B$ 。梯度波形包括多个梯形脉冲。更具体地，在每个编码块中 X 分量和 Y 分量包括四个梯形脉冲，而 Z 分量包括三个梯形脉冲。可以看出，对于 X 轴和

Y轴, m_0 、 m_1 和 m_2 中的每一者在每个编码块的结尾处(即,在 $t=0.5$ 和 $t=1$ 处)变为零。然而,对于Z轴,仅有 m_0 和 m_1 在第一编码块的结尾处变为零,而 m_0 、 m_1 和 m_2 中的每一者在第二编码块的结尾处都变为零。在第二编码块的结尾处使 m_2 归零是通过沿Z轴的有效梯度分量的极性切换来实现的,如图2c可见。梯度大小被调整为产生球形b-张量,即,实现各向同性弥散加权。

[0135] 图3a、图3b示出了图2中所示的经速度和加速度补偿波形的q轨迹。图3a示出了在不具有任何用于使伴随场梯度归零的旋转的情况下的q轨迹。图3b示出了在具有用于使伴随场梯度归零的旋转的情况下的q轨迹。以q轨迹为中心的虚线、点划线和点线示出了q轨迹所限制于的平面的法线的取向以及这些法线的叉积。阴影区域的示出是为了便于可视化,并且是通过将原点连接到 $M_n(t)$ 点来构建的。

[0136] 图4a、图4b示出了在不具有(图4a)和具有(图4b)用于使伴随场梯度归零的旋转的情况下图2中所示的波形的伴随矩阵元素 $K_{ij}(t)$ 的时间演变。

[0137] 图5a至图5c以实线示出了沿X轴、Y轴、Z轴的有效梯度向量分量。编码块的细分如图2所示。图5a至图5c中的波形与图2a至图2c中的波形的不同之处在于它们具有正弦形状。更具体地,在每个编码块中X分量和Y分量包括四个正弦“波瓣”,而Z分量包括三个。可以看出,对于X轴和Y轴, m_0 、 m_1 和 m_2 中的每一者在每个编码块的结尾处(即,在 $t=0.5$ 和 $t=1$ 处)变为零。然而,对于Z轴,仅有 m_0 和 m_1 在第一编码块的结尾处变为零,而 m_0 、 m_1 和 m_2 中的每一者在第二编码块的结尾处都变为零。在第二编码块的结尾处使 m_2 归零是通过沿Z轴的有效梯度分量的极性切换来实现的,如图5c可见。梯度大小被调整为产生球形b-张量,即,实现各向同性弥散加权。

[0138] 图6示出了q轨迹,并且图7示出了图5中所示的经速度和加速度补偿波形的伴随矩阵元素 $K_{ij}(t)$ (右)。从图7中可以看出,已施加旋转来实现伴随场归零。

[0139] 图8a至图8c以实线示出了沿X轴、Y轴、Z轴的有效梯度向量分量。波形具有正弦形状,如图5中的波形。然而,图8a至8c中的波形与图5a至5c中的波形不同之处在于编码块分别围绕编码块的中心被不对称地细分为两个子区间(沿Z轴)或三个子区间(沿X轴和Y轴),使得 $[t'_{1(1)}, t'_{2(1)}] = [\frac{1}{4}, \frac{2}{4}]\tau_B$ 并且 $[t'_{1(1)}, t'_{2(1)}, t'_{3(1)}] = [\frac{1}{6}, \frac{3}{6}, \frac{5}{6}]\tau_B$ 。可以看出,对于X轴和Y轴, m_0 、 m_1 和 m_2 中的每一者在每个编码块的结尾处(即,在 $t=0.5$ 和 $t=1$ 处)变为零。然而,对于Z轴,仅有 m_0 和 m_1 在第一编码块的结尾处变为零,而 m_0 、 m_1 和 m_2 中的每一者在第二编码块的结尾处都变为零。在第二编码块的结尾处使 m_2 归零是通过沿Z轴的有效梯度分量的极性切换来实现的,如图8c可见。梯度大小被调整为产生球形b-张量,即,实现各向同性弥散加权。

[0140] 图9示出了针对图8中所示的经速度和加速度补偿波形的q轨迹。

[0141] 尽管上述示例波形的梯度大小被调整为产生球形b-张量,但从上述分析可以理解,对于非球形b-张量也可以获得速度和加速度补偿。此外,尽管上述示例涉及3D编码,但对于2D编码(即,其中b-张量仅包括两个非零本征值)也可以实现速度和加速度补偿。

[0142] 应该进一步注意的是,强制梯度矩变为零可能是优选的,但不是必需的。而是,可以根据测量要求为要补偿的高达 $m-1$ 的每个运动阶建立阈值 T_n ,该阈值表示第二编码块的结尾处的最大可接受梯度矩大小 $|M_{n1}(t)|$ 。

[0143] 相应地,在第一编码块的结尾处的条件可以被定义为:

[0144] 沿着所述方向 x :对于每个 $0 \leq n \leq m$, $|M_{nx}(t)| \leq T_n$

[0145] 沿着所述方向 y :对于每个 $0 \leq n \leq m$, $|M_{ny}(t)| \leq T_n$,以及

[0146] 沿着所述方向 z :对于每个 $0 \leq n \leq m-1$, $|M_{nz}(t)| \leq T_n$,并且对于 $n=m$, $|M_{nz}(t)| > T_n$ 。

[0147] 在第二编码块的结尾处的条件可以被定义为:

[0148] 沿着方向 $l \in (x, y, z)$ 中的每一个方向:对于每个 $0 \leq n \leq m$, $|M_{nl}(t)| \leq T_n$ 。

[0149] 事实上,在假设阈值 T_n 设为0或基本上为0的情况下,上述示例的波形满足这些条件。

[0150] 可以为2D编码方案建立一组类似的条件。

[0151] 图10以高度示意性的方式示出了磁共振扫描仪100(比如MRI扫描仪)的示例功能块,所述磁共振扫描仪可以被操作以对位于扫描仪100中的样品S执行磁共振测量。例如,样品S可以对应于患者的感兴趣区域,包括例如患者的器官,比如心脏、肾脏或肝脏。更具体地,扫描仪100可以被操作以对样品S施加包括弥散编码时间相关磁场梯度 $g_{lab}(t)$ 的弥散编码序列,该弥散编码时间相关磁场梯度与该编码序列的任何RF脉冲一起提供具有上述特性的有效梯度 $g(t)$ 。

[0152] 磁梯度可以由扫描仪100的梯度线圈120来生成。梯度线圈120可以包括用于生成梯度 $g_{lab}(t)$ 的每个相应分量的线圈部分。梯度 $g_{lab}(t)$ 的取向可以通过磁梯度分量的相对取向和由扫描仪100的主磁体110生成的静态主磁场 B_0 来控制。扫描仪100可以包括控制器240,该控制器用于控制扫描仪100的操作,特别是控制磁体110、梯度线圈120、RF发射系统140和RF接收系统160以及信号采集等的操作。控制器240可以在扫描仪100的一个或多个处理器上实施,其中,用于生成编码序列的磁梯度和RF序列的控制数据可以使用软件指令来实施,这些软件指令可以被存储在计算机可读介质上(例如,在非暂态计算机可读存储介质上)并且由所述一个或多个处理器执行。例如,这些软件指令可以被存储在控制器240的存储器的程序/控制部分中,所述一个或多个处理器可以访问该程序/控制部分。然而,也可以以专用电路系统的形式实施控制器240的功能,比如在一个或多个集成电路中、在一个或多个专用集成电路(ASIC)或现场可编程门阵列(FPGA)中,举几个示例。

[0153] 正如本领域本身已知的那样,弥散编码磁梯度可以被补充有非弥散编码磁梯度(即,用于除弥散编码之外的目的的梯度),比如破碎梯度、用于切片选择的梯度、成像校正梯度等。

[0154] 编码序列之后可以是检测块,在检测块期间,扫描仪100可以被操作以从样品S中获取一个或多个回波信号。更具体地,回波信号可以是由先前的弥散编码序列产生的经弥散衰减的回波信号。检测块可以使用任何传统的信号采集技术来实施,回波平面成像(EPI)就是一个示例。回波信号可以由扫描仪100的RF接收系统160获取。所获取的回波信号可以被采样和数字化并作为测量数据被存储在扫描仪100的存储器180中。例如,测量数据可以由扫描仪100的处理设备200来处理。在dMRI应用中,处理可以例如包括生成样品S的数字图像,该数字图像例如可以被显示在连接到扫描仪100的监视器220上。还可以与扫描仪100远程地处理所获取的回波信号。例如,扫描仪100可以被配置为经由比如LAN/WLAN等通信网络或者经由一些其他串行或并行通信接口与计算机进行通信,其中,计算机可以根据需要来处理接收到的测量数据。

[0155] 如可以理解的,对于不同强度的弥散加权和/或静磁场和弥散编码梯度 $g_{lab}(t)$ 的不同相对取向、不同形状和/或尺寸的b-张量等,样品S的准确表征(比如通过生成dMRI图像)可以基于在多个后续测量期间获取的回波信号数据。

[0156] 在上文中,已经主要参考有限数量的示例描述了本发明构思。然而,如本领域技术人员容易理解的,在由所附权利要求限定的本发明构思的范围内,除以上披露的示例之外的其他示例同样是可能的。

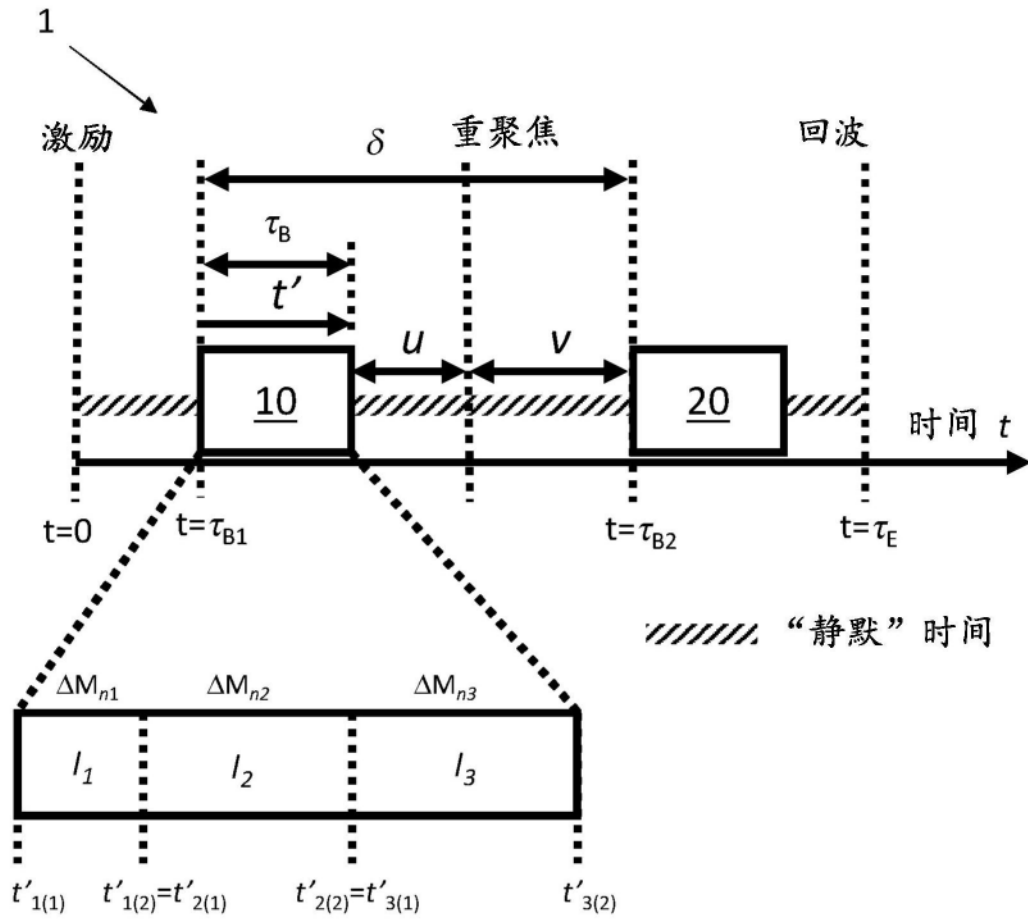


图1

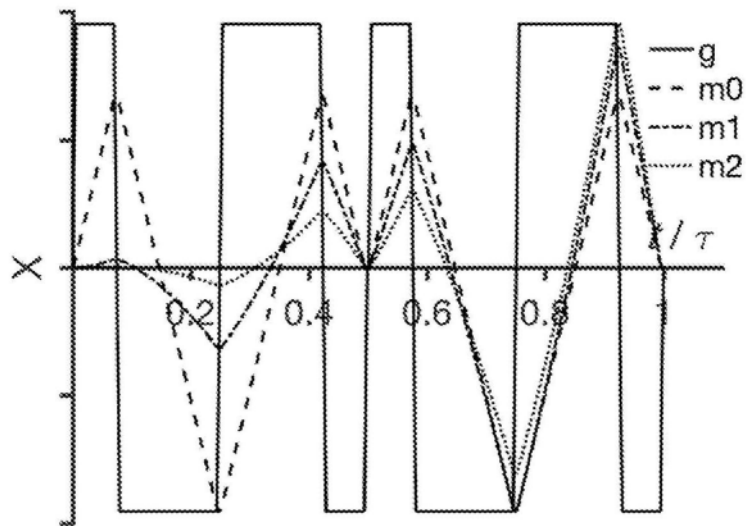


图2a

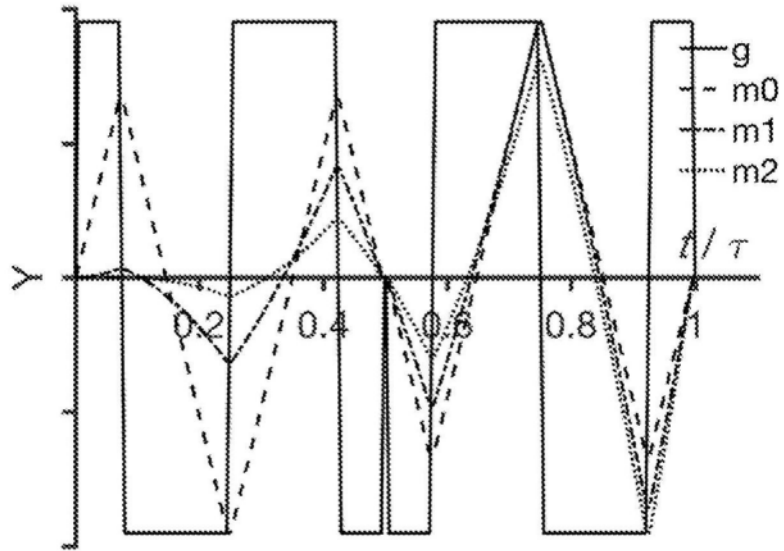


图2b

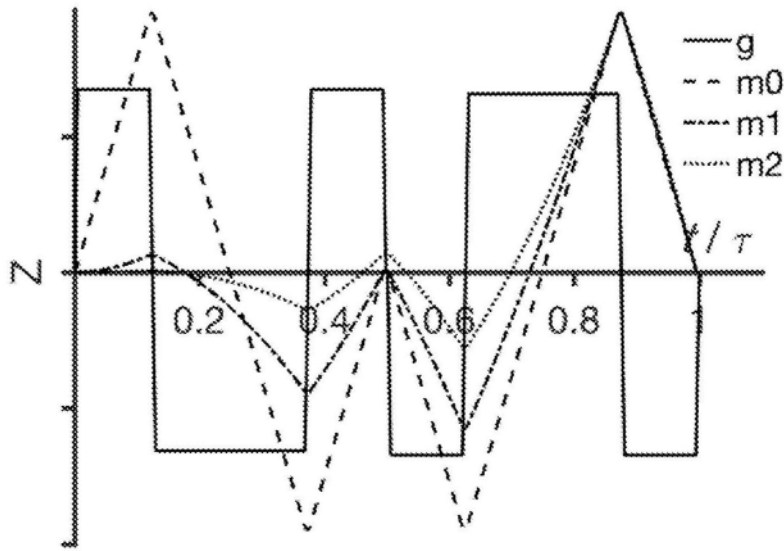


图2c

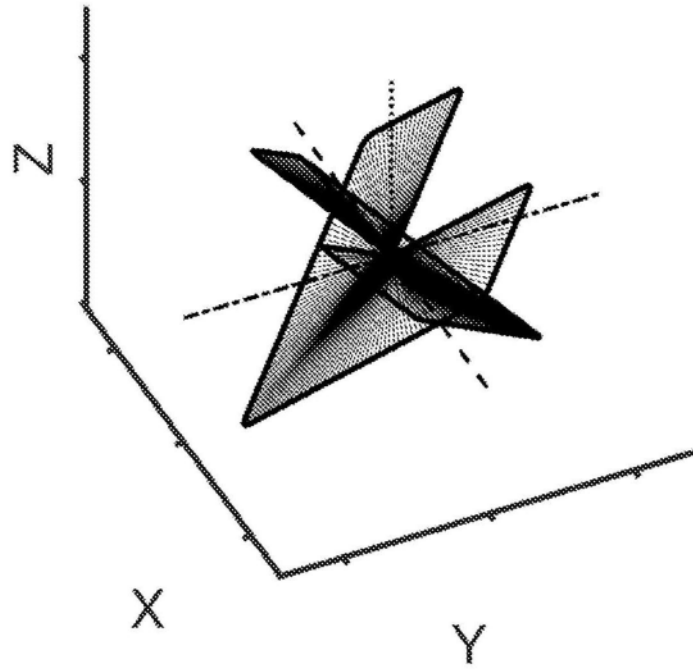


图3a

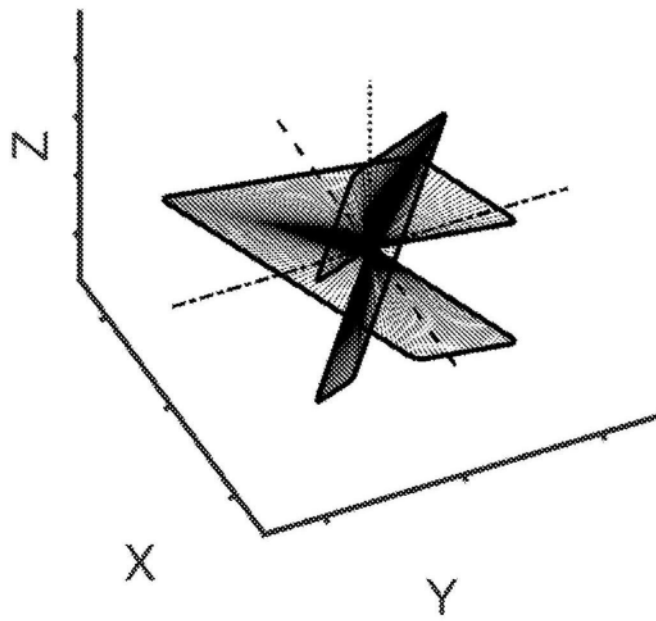


图3b

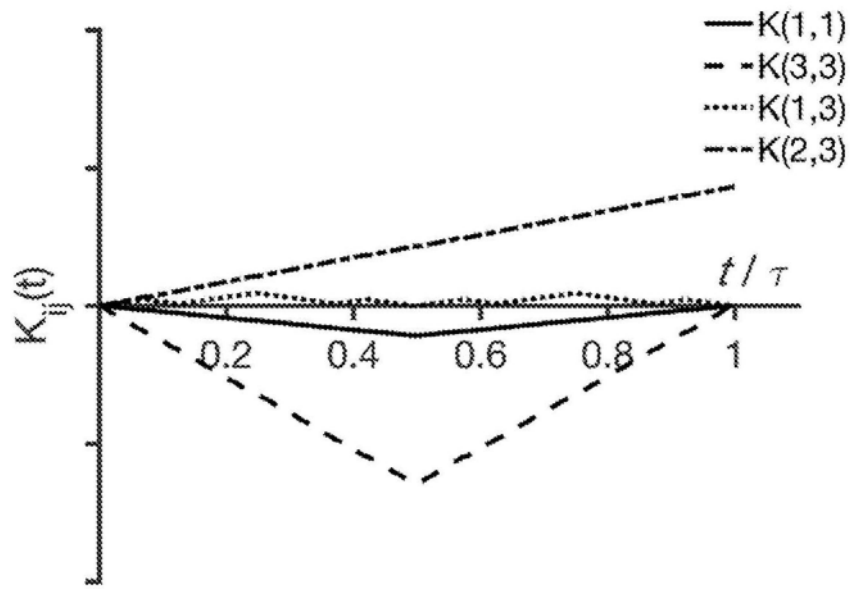


图4a

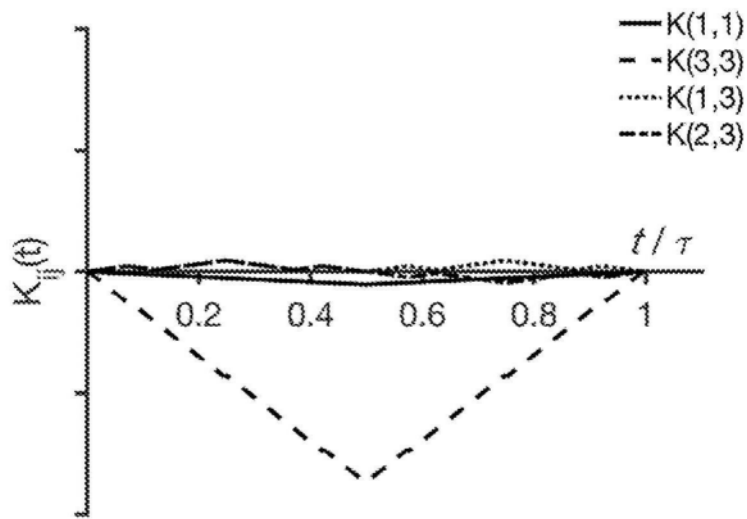


图4b

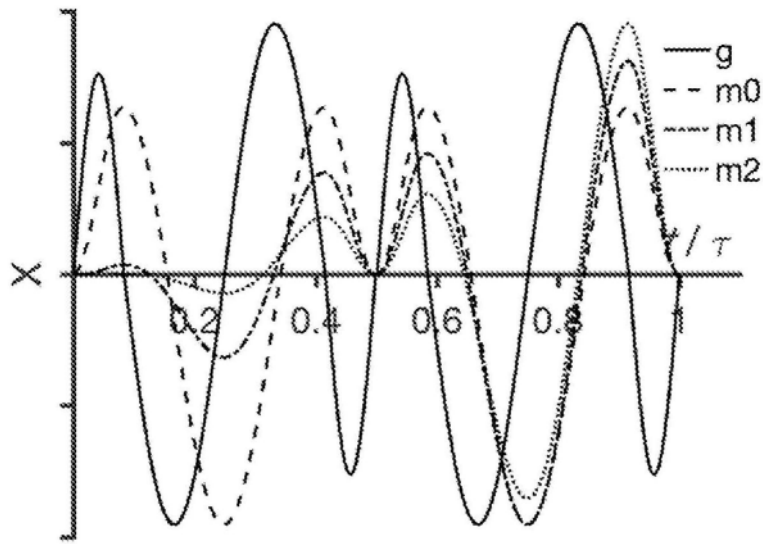


图5a

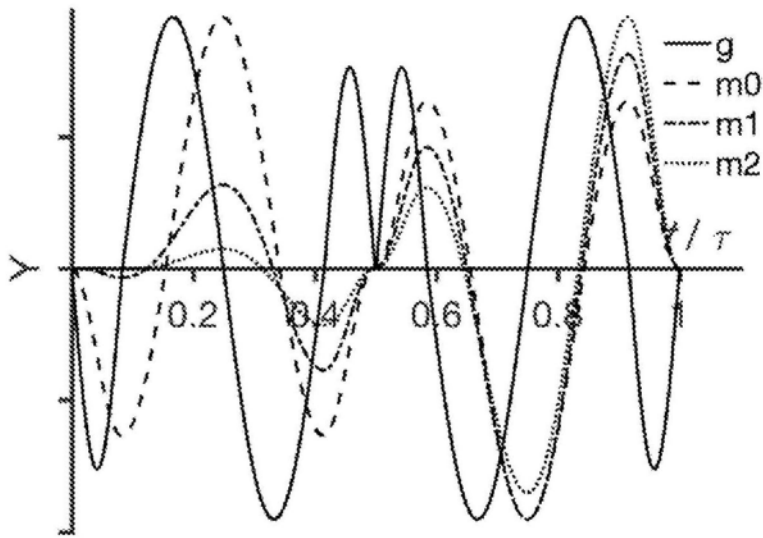


图5b

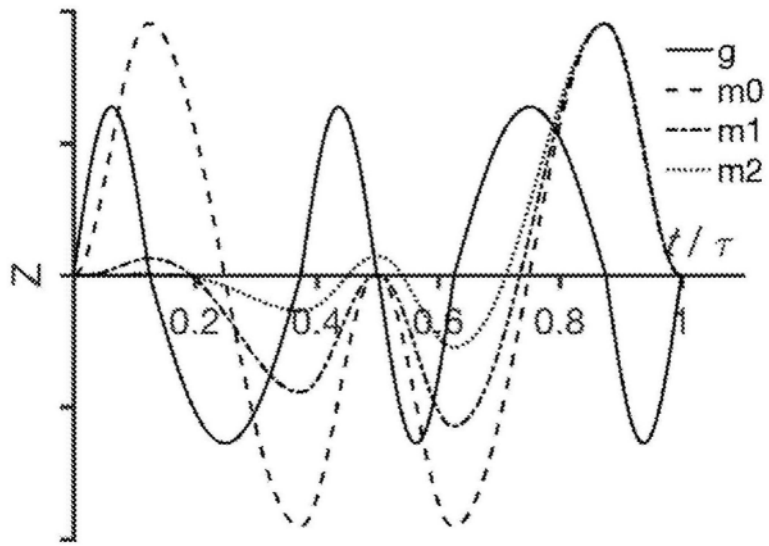


图5c

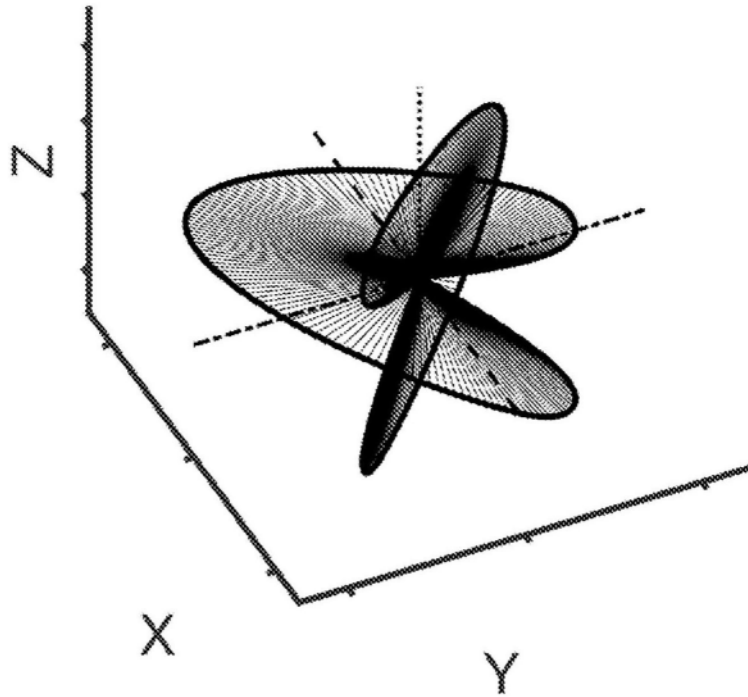


图6

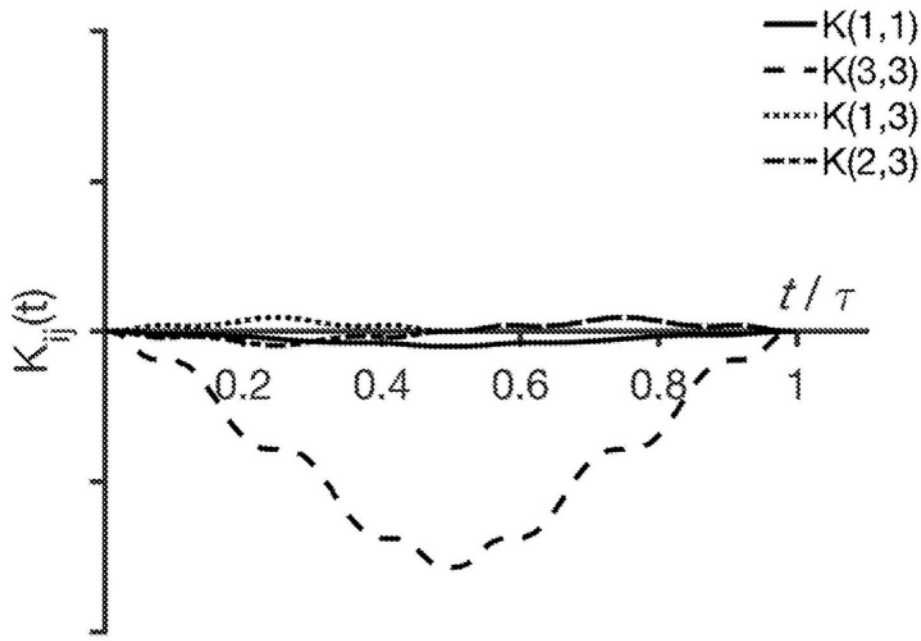


图7

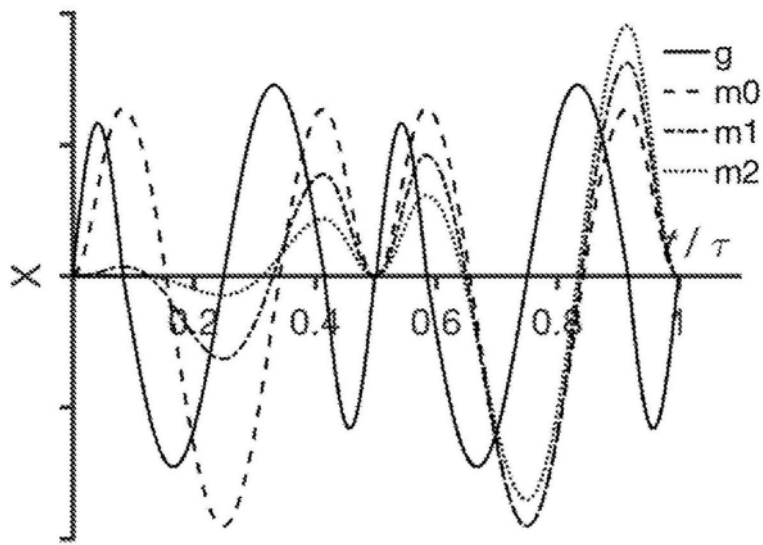


图8a

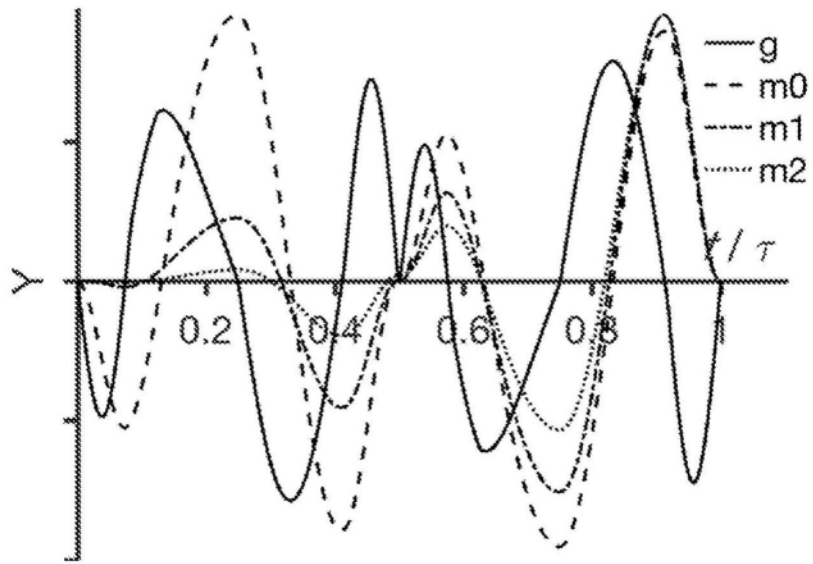


图8b

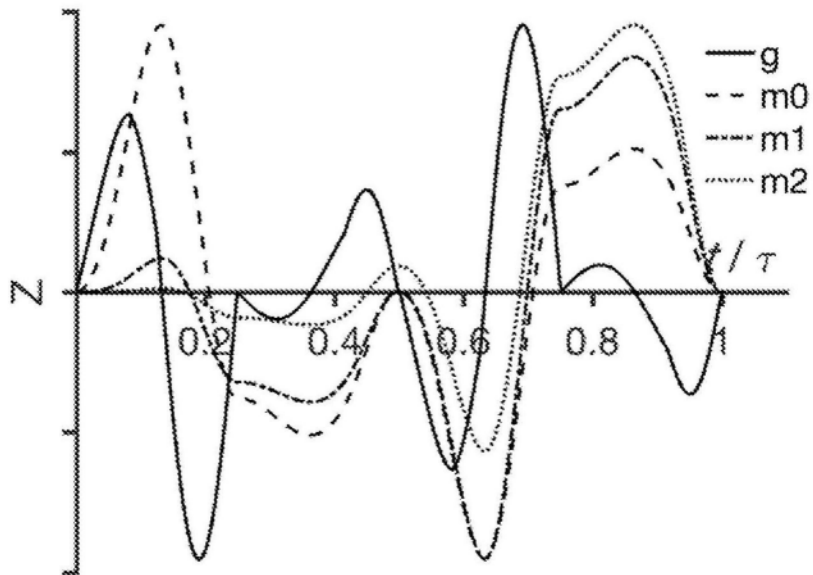


图8c

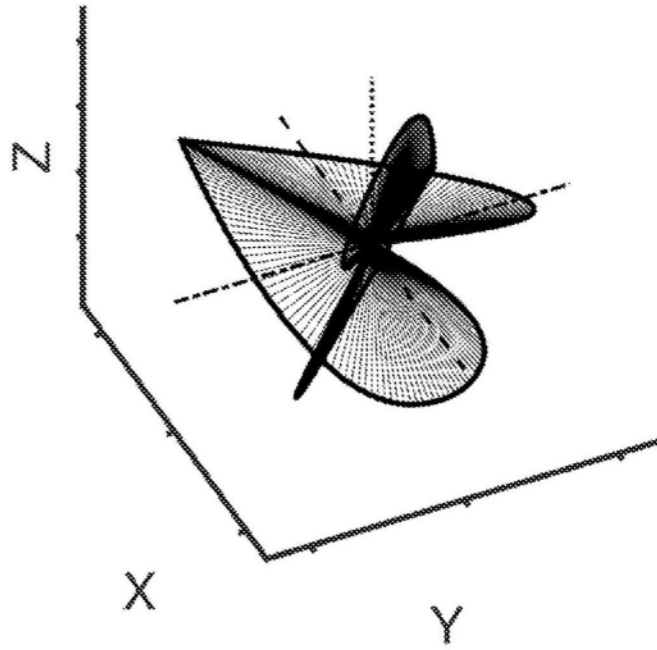


图9

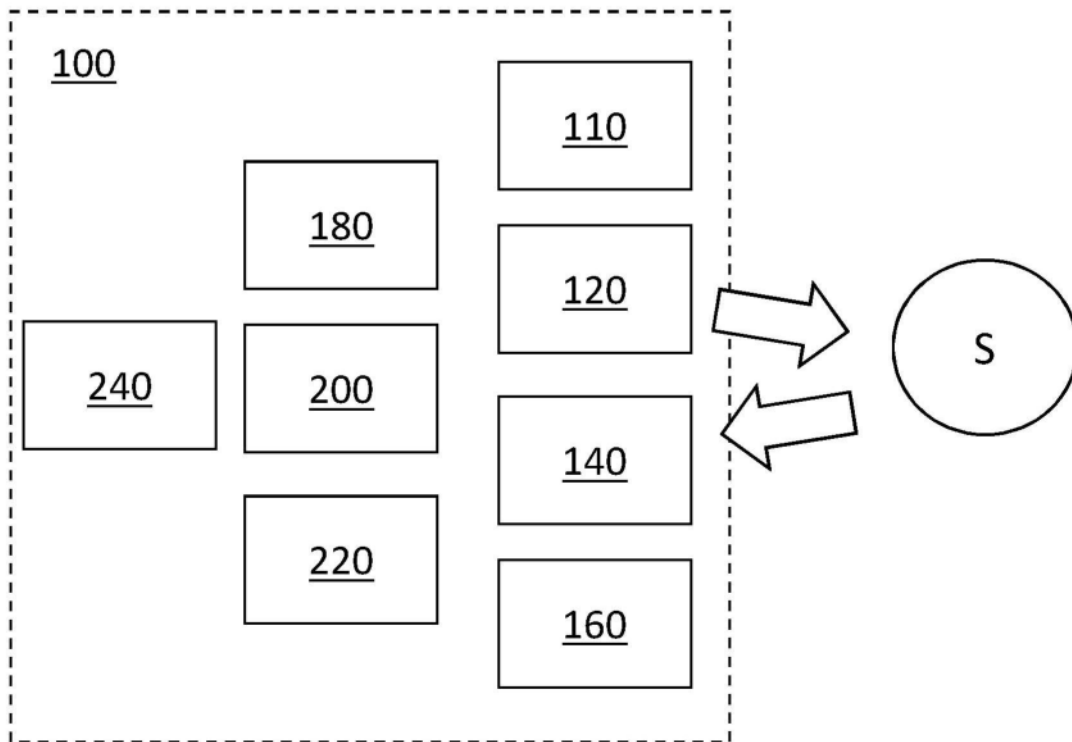


图10