(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103649782 B
(45)授权公告日 2016.12.28

(21)申请号 201280032969.6
(22)申请日 2012.05.01
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103649782 A
(43)申请公布日 2014.03.19
(30)优先权数据
61/481,687 2011.05.02 US
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2013.12.31
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2012/035989 2012.05.01
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2012/151205 EN 2012.11.08

(73)专利权人 磁共振创新有限公司
地址 美国密歇根州
(72)发明人 马克·E·哈克 冯伟
(74)专利代理机构 北京同达信恒知识产权代理有限公司 11291
代理人 黄志华

(51)Int.Cl.
*G01V 3/175*(2006.01)
审查员 张秀丽

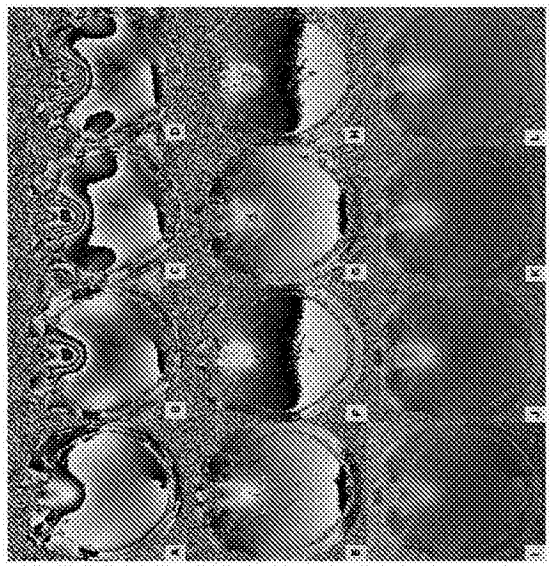
权利要求书2页 说明书12页 附图6页

(54)发明名称

催化多回波相位展开方法

(57)摘要

本发明公开一种对对象进行核磁共振成像的方法，所述方法包括：接收MR数据，所述MR数据包括使用具有不同的回波时间系列的MR扫描生成的幅值信息和相位信息；基于所述MR数据生成一个或多个测量的MR图像；以及处理所测量的MR图像以对于所述图像中的至少一个像素生成不混叠的相位信息或基本上不混叠的相位信息。



CN 103649782 B

1.一种对对象进行核磁共振成像的方法,所述方法包括:

接收MR数据,所述MR数据对应于使用具有n个不同的回波时间系列的MR扫描生成的n个复杂MR图像,其中,n是大于或等于3的整数,每个图像在各自回波时间获得并对应于各自的回波,奇数回波被流动补偿以及偶数回波未被流动补偿;以及

处理所述图像以校正相位混叠,所述处理包括:

i)使用对应于第一回波时间的第一图像与对应于第二回波时间的第二图像以计算第一回波间的相位差图像;

ii)使用所述第二图像与对应于第三回波时间的第三图像以计算第二回波间的相位差图像;

iii)使用所述第一回波间的相位差图像和所述第二回波间的相位差图像估算涡流引起的线性相位项;

iv)使用所述第一回波间的相位差图像和所述第二回波间的相位差图像估算与局部场的变化相关的相位项;

v)使用所述与局部场的变化相关的相位项,所述涡流引起的线性相位项和以下公式来确定所述第一图像中的一个或多个像素的预测相位,

$$\begin{cases}\Delta\varphi_{np}(r,\Delta TE) = -\gamma\Delta B(r)\Delta TE - \gamma vM_1 + (\theta_2(x)-\theta_1(x)) \\ \Delta\varphi_{pn}(r,\Delta TE) = -\gamma\Delta B(r)\Delta TE + \gamma vM_1 - (\theta_2(x)-\theta_1(x))\end{cases}$$

其中,$\Delta\varphi_{np}$和$\Delta\varphi_{pn}$分别代表所述第一回波间的相位差图像和所述第二回波间的相位差图像,$\theta_2(x)-\theta_1(x)$代表所述涡流引起的线性相位项,$\gamma vM_1$代表流动引起的相位超前项,和$\gamma\Delta B(r)\Delta TE$代表所述与局部场的变化$\Delta B(r)$相关的相位项;

vi)对于所述第一图像中的一个或多个像素,将所述预测的相位与测量的相位进行比较,以及

如果所述第一图像的预测相位和所述第一图像的测量的相位之差在阈值范围内,则使所述第一图像的所述第一图像的测量相位保持不变;

如果所述第一图像的预测相位和所述第一图像的测量相位之差在所述阈值范围外,则通过增加或减少2π的倍数来改变所述第一图像的测量相位直到所述第一图像的预测相位和所述第一图像的测量的相位之差落在所述阈值范围内。

2.根据权利要求1所述的方法,其中所述处理还包括:

使用所述与局部场的变化相关的相位项和所述涡流引起的线性相位项来确定所述第二图像中的一个或多个像素的预测相位;

对于所述第二图像中的一个或多个像素,将所述第二图像的预测相位与所述第二图像的测量相位进行比较,以及

如果所述第二图像的预测相位和所述第二图像的测量相位之差在阈值范围内,则使所述第二图像的测量相位保持不变;

如果所述第二图像的预测相位和所述第二图像的测量相位之差在所述阈值范围外,则通过增加或减少2π的倍数来改变所述第二图像的测量相位直到所述第二图像的预测相位和所述第二图像的测量相位之差落在所述阈值范围内。

3.根据权利要求2所述的方法,还包括:重复地继续处理对应于其余的n-2个回波时间

的图像。

4.根据权利要求1所述的方法，其中，对于至少一个像素，所述第一回波间相位差加入到所述第一图像的预测的相位，以生成预测的相位$\varphi_{new}(r,TE2)$。

5.根据权利要求4所述的方法，包括，对于至少一个像素，将所述预测的相位$\varphi_{new}(r,TE2)$与所述第二图像的测量的相位$\varphi(r,TE2)$进行比较，

如果$\varphi_{new}(r,TE2)-\varphi(r,TE2)$小于或等于阈值，则不改变$\varphi(r,TE2)$；

如果$\varphi_{new}(r,TE2)-\varphi(r,TE2)$大于阈值，则加上或减去2π的q倍，直到$(\varphi_{new}(r,TE2)-\varphi(r,TE2)+/-q2\pi)$的绝对值小于给定值ε。

6.根据权利要求5所述的方法，其中，ε为0.1π或更小。

7.根据权利要求5所述的方法，其中，对于每个像素，ε被设定为απ，其中α取决于与至少一个复杂MR图像对应的幅值图像中的信噪比SNR。

8.根据权利要求7所述的方法，其中，α被设定为1/SNR的倍数。

9.根据权利要求8所述的方法，其中，α被设定为3/SNR。

10.根据权利要求1所述的方法，其中，与n个不同的回波时间系列的一个回波时间有关的校正后的相位用作SWI分析的输入。

11.根据权利要求1所述的方法，其中，与n个不同的回波时间系列的一个回波时间有关的校正后的相位用作SWIM分析的输入。

12.根据权利要求1所述的方法，其中，处理所述图像以校正相位混叠包括：

确定MR图像中的信噪比低于信噪比阈值水平的至少一个低信号像素；以及

省略处理所述低信号像素。

13.根据权利要求1所述的方法，其中，所述处理还包括获取对应于每个回波时间的幅值数据$\rho(r)$和相位数据$\varphi(r)$；且

傅立叶变换与所述MR数据相关联的k-空间数据以生成MR图像。

14.根据权利要求13所述的方法，其中，所生成的MR图像包括幅值图像和相位图像或复杂图像。

15.一种磁共振(MR)成像系统，包括：

处理器，所述处理器配置成接收MR数据和使用权利要求1到14中任一项所述的方法处理所述数据。

16.根据权利要求15所述的系统，还包括MR成像器，所述MR成像器与所述处理器通信且被配置成产生所述MR数据。

# 催化多回波相位展开方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2011年5月2日递交的第61/481,687号美国临时申请的权益，该美国临时申请的全部内容通过引入并入本文。

## 背景技术

[0003] 磁共振(MR)成像是用于使大量的对象的内部部分成像的有用的非侵入式方法。其对活体(尤其是人)中组织的非侵入式成像在医疗领域受到高度重视。

[0004] 在MR成像应用中所获得的相位信息可以包括用于许多成像技术中的有价值的信息，该成像技术包括2003年12月2日授权的第6,658,280号美国专利中所述类型的磁敏感加权成像技术，该美国专利的全部内容通过引用并入本文。

[0005] 然而，基于相位的MR成像技术可能受到由相位卷褶或混叠引起的不需要的伪像。例如，SWI通常利用使用具有长回波时间(TE)的梯度回波序列获得的相位信息。然而，由于长TE，发生相位混叠。出于SWI的目的，相位卷褶可以通过常规区域生长方法或零差滤波而除去。然而，区域生长相位展开方法并不总是可靠的，而且常规的零差高通滤波引起不需要的伪像。

## 发明内容

[0006] 申请人意识到，在一些以多回波为特征的MR成像应用中，例如，基于逐个像素，通过利用从多回波获取的信息，可以减少或消除相位卷褶。例如，使用MR图像的对应于每个回波的复杂分割，可以计算两个回波之间产生的相位超前。计算出的相位超前可以与在前的回波时间处测量的相位相结合，以预测在后的回波时间的相位。所预测的相位可以与在后的回波时间处测量的相位进行比较。如果预测的相位和测量的相位相差超过阈值量，则已检测到相位卷褶。然后，可以改变所测量的相位(例如，通过加上或减去2π的倍数，直到所预测的相位和改变后的测量的相位与阈值水平相匹配)。对于多回波序列，该技术可以被重复地应用到在连续的回波所获取的图像，以减少或消除整个成像序列的所有相位卷褶。

[0007] 一方面，公开了一种对对象进行核磁共振成像方法，该方法包括：接收MR数据，该MR数据对应于使用具有n个不同的回波时间系列的MR扫描生成的n个复杂MR图像，其中，n是大于或等于2的整数，每个图像对应于各自的回波时间。该方法还包括处理图像以校正相位卷褶混叠，该处理包括：i)复杂分割对应于第二回波时间的第二图像与对应于第一回波时间的第一图像以生成分割的复杂图像；ii)使用来自分割的复杂图像的相位的缩放来确定第二图像中的一个或多个像素的预测的相位；iii)对于第二图像中的一个或多个像素，将预测的相位与测量的相位进行比较，如果预测的相位和测量的相位之差在第一阈值范围内，则使第二图像的测量的相位保持不变；如果预测的相位和测量的相位之差在第一阈值范围外，则通过增加2π的倍数来改变测量的相位值直到该差落在阈值范围内。

[0008] 在一些实施方式中，该处理还包括：vi)使用来自分割的复杂图像的相位的缩放，通过对第一图像的相应的相位或第二图像的相应的相位增加所述相位的缩放，来确定第三

图像中的一个或多个像素的预测的相位；v)对于第三图像中的一个或多个像素，将预测的相位与测量的相位进行比较，如果差值在第一阈值范围内，则使第二图像的测量的相位保持不变；如果差值在第一阈值范围外，通过增加2π的倍数来改变测量的相位值直到该差值落在阈值范围内。

[0009] 一些实施方式包括重复地继续处理对应于其余的n-3个回波时间的图像。

[0010] 在一些实施方式中，对于至少一个像素，将基于复杂分割计算的第一图像和第二图像之间的相位差$\Delta\varphi(r)$加入到第一图像的相位，以生成预测的相位$\varphi_{new}(r,TE2)$。

[0011] 一些实施方式包括，对于至少一个像素，将预测的相位$\varphi_{new}(r,TE2)$与第二图像的测量的相位$\varphi(r,TE2)$进行比较，如果$\varphi_{new}(r,TE2)-\varphi(r,TE2)$小于或等于阈值，则不改变$\varphi(r,TE2)$；如果$\varphi_{new}(r,TE2)-\varphi(r,TE2)$大于阈值，则加上或减去2π的q倍，直到$(\varphi_{new}(r,TE2)-\varphi(r,TE2)+/-q2\pi)$的绝对值小于给定值ε。

[0012] 在一些实施方式中，ε约为0.1π或更小。在一些实施方式中，对于每个像素，ε设定为απ，其中α取决于对应于至少一个复杂图像的幅值图像中的信噪比(SNR)。在一些实施方式中，α设定为1/SNR的倍数。在一些实施方式中，α设定为约3/SNR。

[0013] 在一些实施方式中，将来自第n个回波的校正后的相位用作SWI分析或SWIM分析的输入，其中n可以为1和p之间的任何整数，其中p是在扫描中所收集的回波的总数。

[0014] 在一些实施方式中，处理图像以校正相位卷褶混叠包括确定MR图像中的信噪比低于阈值水平的至少一个低信号像素；以及省略处理该低信号像素。

[0015] 一些实施方式包括获取MR数据。在一些实施方式中，获取MR数据包括获取对应于每个回波时间的幅值数据ρ(r)和相位数据$\varphi(r)$。一些实施方式包括傅立叶变换k-空间数据以生成幅值数据ρ(r)和相位数据$\varphi(r)$(这些是MR图像)。

[0016] 在一些实施方式中，所生成的MR图像包括幅值图像和相位图像或复杂图像。

[0017] 另一方面，公开了一种对对象进行核磁共振成像的方法，该方法包括：接收(来自一个或多个RF线圈的)MR数据，该MR数据包括利用具有不同的回波时间系列的MR扫描生成的幅值信息和相位信息；基于MR数据生成一个或多个测量的MR图像；以及处理测量的MR图像，以对于图像中的至少一个像素生成不混叠的或基本上不混叠的相位信息。一些实施方式包括处理测量的MR图像，以对于图像中的基本上所有像素生成不混叠的或基本上不混叠的信息。

[0018] 在一些实施方式中，对每个回波时间生成至少一个图像(例如，二维图像或三维图像)。

[0019] 一些实施方式包括基于对应于第一回波时间的MR数据生成第一复杂图像；基于对应于第二回波时间的MR数据生成第二复杂图像；以及基于第一复杂图像和第二复杂图像生成相位差图像。

[0020] 在一些实施方式中，通过第一复杂图像与第二复杂图像的复杂分割生成相位差图像。在一些实施方式中，测量的MR图像包括对应于第一组回波时间的第一组图像和对应于不同于第一组回波时间的第二组回波时间的第二组图像。

[0021] 一些实施方式包括基于来自第一组图像中的至少一个图像的复杂分割来改变第一组图像中的所述图像。一些实施方式包括在进行复杂分割时生成两个相位图像的差。

[0022] 一些实施方式包括基于来自第二组图像中的至少一个图像的复杂分割来改变第二组图像中的所述图像，例如以生成改变后的图像。

[0023] 在一些实施方式，改变第一组图像中的所述图像包括：根据基于复杂分割产生的第一相位差信息，改变第一组图像，以生成第一组改变后的MR图像。

[0024] 在一些实施方式，改变第二组图像中的所述图像包括：根据基于复杂分割产生的第二相位差信息，改变第二组图像，以生成第二组改变后的MR图像。

[0025] 一些实施方式包括基于第二相位差信息进一步改变第一组改变后的图像。

[0026] 一些实施方式包括，对于至少一个像素，基于至少两个回波时间的MR数据计算在相应的回波时间的预测的相位值。

[0027] 一些实施方式包括将预测的相位与相应的测量的相位进行比较，如果预测的相位与测量的相位之差在阈值范围内，通过加上或减去2π的倍数来改变测量的相位，以使所述差在阈值范围内。

[0028] 一些实施方式包括基于改变后的测量的相位生成改变后的图像。

[0029] 在一些实施方式中，至少一些MR数据对应于梯度回波扫描。

[0030] 在一些实施方式中，至少一些MR数据对应于梯度回波平面扫描。

[0031] 一些实施方式包括：对于偶数相位图像和/或奇数相位图像，通过减去图像的中心的相位值或接近图像的中心的相位值来校正涡流梯度引起的相位效应，且在生成抗混叠图像后加回偏移值。在一些实施方式中，该偏移值对于偶数图像和奇数图像可以是不同的。

[0032] 另一方面，一种系统包括：处理器，该处理器配置成接收MR数据和使用上述和本文所述的方法处理数据。一些实施方式包括与处理器通信的MR成像器，且该MR成像器配置成产生MR数据。

[0033] 另一方面，公开了一种计算机程序产品，其包括计算机可用的永久介质，该计算机可用的永久介质中具有计算机可读程序代码，该计算机可读程序代码适于被执行以实现上述或本文描述的任一方法。

[0034] 应该理解，下文将更详细讨论的上述构思和附加构思的所有组合(假定这些构思不互相矛盾)被考虑作为本文中所公开的发明主题的一部分。尤其是，出现在本公开内容的结尾的所要求保护的主题的所有组合被考虑作为本文中所公开的发明主题的一部分。还应该理解，本文中所明确采用的、也可出现在通过引用并入本文的任何公开内容中的术语应当被赋予与在本文中所公开的特定构思最一致的含义。

## 附图说明

[0035] 附图不一定是按比例绘制的，而重点通常是放在说明本发明的原理上。

[0036] 图1示出用于减少或消除相位混叠的示例性过程；

[0037] 图2示出用于校正相位卷褶的示例性过程；

[0038] 图3是MR成像系统的框图；

[0039] 图4是应用于11个回波梯度回波脉冲序列的CAMPUS处理方案的流程图；

[0040] 图5示出在CAMPUS展开过程中，利用3T，11回波扫描获得的正常志愿者中脑切片的

MR相位图像。最上面一行示出在回波1(图片A)、回波4(图片B)、回波7(图片C)和回波10(图片D)的原始相位图像。中间一行示出来自成对回波(1,2)(图片E)、成对回波(4,5)(图片F)、成对回波(7,8)(图片G)和成对回波(10,11)(图片H)的相邻回波的复杂分割的相位超前$\Delta\varphi_{i,i+1}(\mathbf{r},\Delta TE)$,i=1,4,7,10。最后一行示出对应于最上面一行的原始相位图像(图片A至图片D)的展开的相位图像(图片I至图片L)。注意,为了示出展开的相位图像的更多细节,每个展开的相位图像利用其最小相位值和最大相位值缩放为整个灰度范围;

[0041] 图6示出利用11个回波序列中的回波5至回波9的多回波SWI图像。最上面一行(图片A至图片C)示出了利用传统的相位图像的零差滤波方法生成的SWI图像。最下面一行(图片D至图片F)示出了通过常规高通滤波CAMPUS展开相位图像生成的SWI图像。由左到右,各列示出了受局部场严重影响的中脑切片(图片A和图片D)、略微高但仍处于中脑的切片(图片B和图片E)、和连接丘脑和纹状体的区域(图片C和图片F)。注意,利用CAMPUS,场效应显著减少。

## 具体实施方式

[0042] 参照图1,说明用于生成具有减少或消除的相位混叠的MR图像的过程100。在步骤101中,在一系列不同的回波时间,例如利用多回波梯度回波(GRE)或梯度回波平面扫描获得MR成像数据。每次扫描获得的成像数据可以包括幅值信息$\rho(r)$和相位信息$\varphi(r)$(如本文所用,r是范围在成像区域的空间变量)。成像数据可以表示为对于每一回波时间、具有1、2、3或更多维度的矩阵。

[0043] 在步骤103中,MR数据被处理(例如,通过应用傅立叶变换)以产生每一回波时间的幅值图像和相位图像(和/或组合的复杂图像)。该图像可以为一维图像、二维图像或三维图像。该图像可以是由像素(或三维情况下的体素)构成的数字图像。应当理解,如本文所用,如果适当的话,术语像素可以与术语体素互换使用。

[0044] 在步骤105中,使用本文所描述的类型的处理技术处理MR图像,以减少、基本上消除或消除相位混叠。在步骤107中,校正相位混叠后的图像被输出,例如,用于显示、存储、进一步处理等。

[0045] 参照图2,说明适用于图1的过程100的步骤105的、用于减少或消除相位混叠的过程200。在步骤201中,两个回波时间(例如,第一回波时间和第二回波时间、相邻的回波时间、或任意选择的回波时间)之间的相位超前被计算。在一些实施方式中,利用对应于两个回波时间的测量的复杂MR图像来计算相位超前。复杂图像被复杂分割,基于该分割,基于逐个像素计算该相位超前。

[0046] 在步骤203中,计算出的相位超前用于与两个回波时间中在先回波时间处测量的相位结合,以生成在后回波时间处的预测的相位(再次以逐个像素为基础)。在一些实施方式中,附加的处理用于生成预测的相位。例如,如在下面的示例中详细描述的,校正可被应用于补偿例如由涡流相关的影响引起的不需要的线性相位项。

[0047] 在步骤205中,将预测的相位与在后回波时间处实际测量的相位进行比较。在一些实施方式中,基于逐个像素计算预测的相位和测量的相位之差的绝对值。

[0048] 在步骤207中,步骤205中的比较用于确定预测的相位和测量的相位之差是否在阈

值范围内(例如,小于或等于阈值)。如果在阈值范围内,则测量的相位不需要任何相位展开,且因此保持不变并在步骤209中输出。

[0049] 如果预测的相位和测量的相位之差超出阈值范围(例如,大于阈值),则指示存在相位混叠。例如,在步骤211中,测量的相位通过增加2π或减去2π被改变。然后,过程200返回到步骤205,且步骤205、步骤207和步骤211重复直到改变后的测量的相位和预测的相位之差在阈值范围内,此刻,该过程跳转到步骤209,并输出改变后的测量的相位。

[0050] 在不同的实施方式中,预测的相位和测量的相位之差的阈值水平可以被设置为任意值。在一些实施方式中,阈值ε等于απ,其中α小于或等于0.5、小于或等于0.2、小于或等于0.1等,例如,约为0.1。在一些实施方式中,α可以基于与像素相关的参数以逐个像素为基础进行确定。例如,α可以基于信噪比(SNR)来确定。例如,SNR可以基于在像素中的MR信号幅值来确定。在一些实施方式中,α被设置为约等于1/SNR、约等于2/SNR、约等于3/SNR或任何其它合适的值。

[0051] 如本领域的技术人员可以理解的,上述过程可以重复用于多个像素以在在后回波时间处基于逐个像素生成校正相位混叠后的相位图像。然后,该校正的相位图像可以被用作进行进一步处理的基础,重复上述步骤以校正在后回波时间的另一图像。这种迭代或"自举"方法可以根据需要重复多次以校正在MR成像扫描中对应于每个回波时间的图像。可用的相位信息也可以用于校正对应于第一回波时间的图像。

[0052] 在一些实施方式中,上述自举方法可以连续地应用于在相邻回波时间的图像。在其它实施方式中,图像序列可以被分为(例如,对应于偶数回波时间和奇数回波时间的)子序列,自举方法首先被应用于各个子序列内,然后被应用于子序列间。在不同的实施方式中,可以使用其它合适的处理顺序。

[0053] 在不同的实施方式中,一个或多个对应于不同的回波时间的校正的相位图可以被用作用于进一步处理的输入,该进一步处理例如为通过可从440East Ferry St.Detroit,MI的Magnetic Resonance Innovation,Inc.购买的分析技术执行的类型的SWI分析或SWI磁敏感映射(SWIM)分析。

[0054] 参考图3,示例性MRI系统500包括MRI成像器501(例如,可从德国埃尔朗根的西门子购买的3T VERIO MRI系统),其生成MR图像数据。成像器501通信地联接到处理器503,该处理器接收来自成像器501的数据并使用本文所描述的技术处理数据。在一些实施方式中,成像器501可以省略,并且处理器503可以接收来自其它源(例如,存储器)的数据。处理器503可通信地联接到显示器505,该显示器显示处理器输出的信息。

[0055] 在一些实施方式中,处理器503不直接从成像器501接收MR数据,而是从其它合适的源,例如,计算机存储器(如,硬盘驱动器)接收图像。

[0056] 示例-CAMPUS处理方案

[0057] 在下面的示例中,应用上述技术以提供被称为催化多回波相位展开方案(CAtalytic Multiecho Phase Unwrapping Scheme:CAMPUS)的逐个像素的反相位混叠处理方案。在一些实施方式中,该方案被应用于具有短的回波间的间隔的双极梯度回波序列。在一些实施方式中,该方法不需要二维或三维分割之类的算法,并结合正向磁敏感映射方法来降低对高通滤波的相位数据的严重依赖。

[0058] 在以下示例中,具有短的回波间的间隔的多回波梯度回波序列被用来收集幅值和

相位数据。如下所述，利用共计11个具有不同的初始回波和回波间的间隔的回波。然而，应当理解，本技术可以应用到具有任何其它合适的数目的回波的序列。

[0059] 在当前示例中，第一回波在所有3个方向被流动补偿。该序列中的其余奇数回波仅在读出方向上被流动补偿。偶数回波未被流动补偿。

[0060] 忽略流动引起的分量，在体素位置r处在时间t的相位可以表示为：

[0061] $$\varphi(\mathbf{r},TE_i)=\varphi_0-\gamma\Delta B(\mathbf{r})TE_i+\theta_{1(i)}(x) \qquad (1)$$

[0062] 其中，$\varphi_0$是初始相位偏移，γ是旋磁比，x是体素沿读出方向的坐标，$\Delta B_{LF}(r)$是由磁敏感效应所引起的局部场的变化，$\theta_{1(i)}(x)$是由涡流和梯度延迟所引起的沿读出方向的线性相位，当i是奇数时，1(i)等于1；当i是偶数时，1(i)等于2。假定该涡流行为达到稳定状态，使得所有正(负)梯度引起相同的线性相位。在等式(1)中，由磁敏感效应引起的局部场的变化对于成像的组织是固有的，并且是为了实现相位展开而想估计的量。另一方面，涡流梯度引起的相位项由梯度切换的缺陷引入且需要提取和去除。

[0063] 序列中的回波是紧密间隔的回波，使得在逐个像素的基础上抗混叠更容易。使用短回波间隔、以及在这些间隔或多个这些间隔和起始回波时间之差的结合，可以得到很短的回波时间差的等同量，以展开甚至较快的混叠。为了进行抗混叠或展开，回波间的相位超前利用相邻回波图像的复杂分割来计算。考虑到流动引起的分量，从正回波到负回波的相位超前($\Delta\varphi_{pn}$)和从负回波到正回波的相位超前($\Delta\varphi_{np}$)可写为：

[0064] $$\begin{cases}\Delta\varphi_{pn}(\mathbf{r},\Delta TE)=-\gamma\Delta B(\mathbf{r})\Delta TE-\gamma vM_1+(\theta_2(x)-\theta_1(x))\\ \Delta\varphi_{np}(\mathbf{r},\Delta TE)=-\gamma\Delta B(\mathbf{r})\Delta TE+\gamma vM_1-(\theta_2(x)-\theta_1(x))\end{cases} \qquad (2)$$

[0065] 其中$M_1$是在偶数回波处的第一时刻的梯度，γ v$M_1$是在假定恒定速度时在偶数回波处的流动引起的相位超前。

[0066] 在等式(2)中涡流梯度引起的相位项可以由常数相位项和线性相位项来描述，

[0067] $$\theta_2(x)-\theta_1(x)=mx+b \qquad (3)$$

[0068] 为了去除涡流梯度引起的相位项，常数相位项b首先通过减去在图像的中心的用于奇数和偶数相位超前的相位值来去除。这去除了围绕在$\Delta\varphi$图像中心的任意空间相位卷褶。由于斜坡项mx的存在，相位卷褶仍然可能发生在Δ Φ图像的沿读出方向x的两端。本领域已知的估算m的方法包括基于相关性的算法和子空间辨识方法。估算m的简单方法是使用户手动选择沿读出方向的不具有大的局部磁场变化的带。

[0069] 去除涡流引起的相位项后，等式(2)成为：

[0070] $$\begin{cases}\Delta\varphi_{pn}(\mathbf{r},\Delta TE)=\gamma\Delta B(\mathbf{r})\Delta TE+\gamma vM_1\\ \Delta\varphi_{np}(\mathbf{r},\Delta TE)=\gamma\Delta B(\mathbf{r})\Delta TE-\gamma vM_1\end{cases} \qquad (4)$$

[0071] 应当注意：对于足够短的Δ TE，在去除涡流引起的相位项后，且假设缓慢流动，如等式(4)所示的由局部场变化引起的回波间相位超前足够小而没有相位混叠。流动引起的项可以通过等式(4)中的$\Delta\varphi_{np}$和$\Delta\varphi_{pn}$相减来估算。简单相加等式(4)中所示的相邻相位超前得到：

[0072] $$\Delta\varphi_{i,i-2}(\mathbf{r},2\Delta TE)=\gamma\Delta B(\mathbf{r})2\Delta TE \quad (5)$$

[0073] 需要注意，此刻对于在等式(5)中表示的2ΔTE的相位超前没有相位卷褶。然后，固有局部场的变化可以被计算为：

[0074] $$\Delta B(\mathbf{r})=\frac{\Delta\varphi_{i,i-2}(\mathbf{r},2\Delta TE)}{2\gamma\Delta TE} \quad (6)$$

[0075] 根据$\theta_2(x)-\theta_2(x)$(等式(3))，流动引起的项$\gamma vM_1$和$\Delta B(r)$(等式(6))，回波间相位超前$\Delta\varphi_{21}$和$\Delta\varphi_{32}$可以使用等式(2)展开，以得到$\Delta\varphi_{21}^{mm}$和$\Delta\varphi_{43}^{mm}$。其它回波间相位超前可以通过下式展开：

[0076] $$\begin{cases}\Delta\varphi_{21}^{mm}=\Delta\varphi_{43}+2\pi R_d(\Delta\varphi_{21}^{mm}-\Delta\varphi_{43}/(2\pi))\\ \Delta\varphi_{i,i-2}^{mm}=\Delta\varphi_{i,i-2}+2\pi R_d(\Delta\varphi_{i-2,i-4}^{mm}-\Delta\varphi_{i,i-2}/(2\pi)),i=5,6,\ldots,11\end{cases} \quad (7)$$

[0077] 其中，$R_d$是舍入运算符(其对数值进行运算以将该数值舍入到最接近的整数)。注意，在等式(7)，关于回波，奇数回波的展开仅利用先前的展开的奇数回波来完成，而偶数回波的展开仅利用先前的展开的偶数回波来完成。由于奇数回波在读出方向上被流动补偿，而偶数回波未被流动补偿，因此该展开策略设计为减少在读出方向上流动引起的相位变化的影响。

[0078] 第一回波的相位图像可以利用估算的局部场的变化与涡流引起的项进行展开。在第一回波测量的相位可以表示为，

[0079] $$\varphi(\mathbf{r},TE_1)=\varphi_0-\gamma\Delta B(\mathbf{r})TE_1+\theta_1(x)-2\pi N(\mathbf{r}) \quad (8)$$

[0080] 其中，N(r)是在r在$TE_1$相位卷褶的数量。为了展开$\varphi(\mathbf{r},TE_1)$，我们需要估算$\varphi_0$，其被假定为在整个图像中恒定。也可以假定$\varphi_0\in[-\pi,\ \pi)$。如果使

[0081] $$\varphi(\mathbf{r})=\varphi(\mathbf{r},TE_1)-(\gamma\Delta B_{LF}(\mathbf{r})TE_1+\gamma\Delta B_0(x)\Delta TE)$$

[0082] 那么，

[0083] $$\frac{\varphi(\mathbf{r})-\pi}{2\pi}\le N(\mathbf{r})<\frac{\varphi(\mathbf{r})+\pi}{2\pi} \quad (9)$$

[0084] 一旦N(r)被估算，则$\varphi_0$可以用等式(8)计算出来。注意，估算的$\varphi_0$在整个图像可以不是恒定的，并注意避免由$\varphi_0$的估算引入的相位卷褶。利用当前的$\varphi_0$和N(r)，就可以通过等式(8)估算回波1的真实相位。

[0085] 将展开的第一回波和与第一回波有关的展开的回波结合为所有回波提供展开的相位图像。最后，如果混叠仍然存在，就是说存在高铁含量，或例如在ΔTE间隔很短时存在空气/组织界面，那么，如果相对回波差是足够小的，则可以使用第一回波与第二回波和第四回波的差来进一步减少混叠。

[0086] 图4总结了用于实施上述CAMPUS方案的过程300。在步骤301，获取梯度回波扫描相位和幅值数据。在步骤303，对于在11个回波扫描中的相邻回波计算回波间相位超前。在步骤305，沿读出方向进行线性相位校正。在步骤307，估算局部场的变化。在步骤309，估算流

动引起的相位。在步骤311，估算初始相位。在步骤313，基于所估算的初始相位和所估算的局部场的变化对第一回波的相位图像进行展开。在步骤315，基于所估算的局部场变化和所估算的流动引起的相位对前两个回波间时段的回波间的相位超前进行展开。在步骤317，基于前两个回波间时段的展开的回波间的相位超前对剩余的回波间时段的回波间相位超前进行反复展开。在步骤319，基于展开的回波间的相位超前和从对应于第一回波的展开的相位图像对与回波2到回波11相对应的相位图像进行展开。

[0087] 示例-用于SWI的CAMPUS

[0088] 在下面的示例中，脉冲序列和处理方案被应用以进行人类受试者的脑的成像。所有实验在配备有12通道或32通道相控阵列线圈的3T Siemens VERIO扫描仪上进行。

[0089] 对于11个回波序列，使用两组不同的扫描参数。第一组是：视场(FOV)=25.6cm×19.2cm，平面分辨率=0.5mm×0.5mm，切片厚度=2mm，翻转角=15°，11个回波，第一回波在5.68ms，回波间间隔=2.57ms，最后的回波在31.38ms，重复时间TR=37ms，带宽(BW)=465Hz/像素。64个切片被收集以形成512×384×64大小的矩阵。对于第二组回波，回波间间隔改为3.7ms。

[0090] 为了比较，使用双回波梯度回波序列以获得传统的SWI图像。在三个方向上实施流动补偿。扫描参数与11个回波序列相同，不同的是回波时间改变和BW为150Hz/像素。较低的带宽对于双回波SWI是可行的且其增加了SNR。双回波序列的第二回波的回波时间被设定为等于11个回波序列的第九回波的回波时间。

[0091] CAMPUS处理在MATLAB中实现，以处理用于每个序列的11个回波图像。然后，最后5个展开的相位图像经过常规高通滤波器(而不是设计用于缠绕图像的零差滤波器)，且经滤波的相位图像与相应的幅值图像一起使用，以形成每个回波的SWI图像，然后，将其均分以形成单个SWI图像。对从双回波获得的第二回波图像进行处理，以产生SWI图像。然后，将11个回波SWI图像和双回波SWI图像的SNR和CNR进行比较。

[0092] 图5示出在CAMPUS展开过程中，对于3T、11个回波序列的正常志愿者的中脑切片的MR相位图像。最上面一行示出在回波1(图片A)、回波4(图片B)、回波7(图片C)和回波10(图片D)的原始相位图像。中间一行示出成对回波(1,2)(图片E)、成对回波(4,5)(图片F)、成对回波(7,8)(图片G)和成对回波(10,11)(图片H)的相邻回波的复杂分割的相位超前$\Delta\varphi_{i,i+1}(\mathbf{r},\Delta TE)$，i=1,4,7,10。最后一行示出对应于最上面一行(图片A至图片D)的原始相位图像的展开的相位图像(图片I至图片L)。注意，为了示出展开的相位图像的更多细节，每个展开的相位图像利用其最小相位值和最大相位值缩放为整个灰度范围。

[0093] 图5示出在展开过程中的一些相位图像。在最上面一行(图片A至图片D)中，在眶额区，空气-组织界面引起的局部场的变化是显而易见的，在那里，相位卷褶数目随着回波时间的增加明显而增加。在中间一行，图片E和图片G示出从奇数回波到偶数回波的相位超前，以及图片F和图片H示出从奇数回波到下一个偶数回波的相位超前。回波间的相位超前清晰地示出在读出方向上梯度引起的相位变化(作为斜率)。回波1,4,7和10的利用CAMPUS的展开相位在最后一行由图片I至图片L示出。可以看到，在原始相位图像中示出的所有的相位卷褶被展开，除了快速动脉血流引起的相位变化造成的不正确的展开相位的几个像素。

[0094] 图6示出利用11个回波序列中的回波5至回波9的多回波SWI图像。最上面一行(图片A至图片C)示出了利用传统的相位图像的零差滤波方法生成的SWI图像。最下面一行(图

片D至图片F)示出了通过常规高通滤波CAMPUS展开相位图像生成的SWI图像。由左到右，各列示出了受局部场严重影响的中脑切片(图片A和图片D)、略微高但仍处于中脑的切片(图片B和图片E)、和连接丘脑和纹状体的区域(图片C和图片F)。注意，利用CAMPUS，场效应显著减少。

[0095] 图6示出了CAMPUS方案的有利性能。例如，图6(图片D)示出存在于传统SWI(图片A)中的前额区的相位卷褶引起的伪像被从SWI图像中去除。更清楚地示出不具有缠绕伪像的大脑中动脉(MCA)。图片B和图片E示出连接丘脑和纹状体的静脉。在这两个图像，所示静脉具有良好的对比度。

[0096] 虽然上面描述了一些示例性的脉冲序列，但在通常情况下，可以使用任何合适的脉冲序列。在多回波序列中，可以使用各种的初始(第一)回波时间和回波间隔。第一回波时间的选择通常保持尽可能的短，以提高信噪比和载噪比以及使场效应对流动补偿影响最小。但是，在一些实施方式，该回波时间不可以尽可能地短，而其可以选择成产生期望的效果，例如，在所生成的图像中的某些组织类型的取消。例如，在一些实施方式，初始回波时间被选择为分别在同相的水/脂肪回波时间或异相的水/脂肪回波时间，以除去水和脂肪之间的相位差或使水和脂肪之间的抵消最大。也可以对回波间的间隔做类似的选择。例如，在3.0T的回波时间可以选择为在7.8ms的同相，之后进行具有2.6ms回波间隔的一系列回波。然而，由于通常其它信息在两个回波之间被编码使得需要相对于一个回波时间延长(或缩短)另一个回波时间，因此，所有回波间隔不需要相等。

[0097] 为了生成最不容易受到磁场效应和混叠的影响的相位图像，不需要使回波间的间隔尽可能短(虽然这可能是可取的)。例如，如果两个组织类型之间的磁敏感差异是10ppm，则即使回波时间为2.25ms，由 $\gamma \Delta x BoTE$ 定义的相位也会超过2π。很多MR系统无法缩短该时间并保持高清晰度的图像。还有其它关键的方法来生成具有任何所需的有效时间的新的伪回波图像，其可以如下列来实现：选择第一回波时间TE1，使得TEeff=TE1-n ΔTE(其中，ΔTE是回波间的间隔)是在零和2.25这个特定的数之间的任何数，或是在零和任何所需的回波时间差之间的任何数，其中，n是整数。可选地，可以选择第三回波时间，使得TEeff=TE3-TE2-n ΔTEshort(其中，ΔTEshort是最短的回波间的间隔)是在零和ΔTE这个特定的数之间的任何数，或是在零和任何所需的回波时间差之间的任何数，其中，n是整数。可以采取同样的方法，其中，n是非整数。

[0098] 虽然上面给出的示例集中在组织成像和医疗成像应用，应当理解，本文描述的技术可以应用于非医学成像应用。

[0099] 尽管本文中已描述和示出了本发明的各种实施方式，但本领域的普通技术人员会容易地想到各种其它装置和/或结构，用以执行所述功能和/或获得本文中所描述的结果和/或一个或多个优点，并且这种变化和/或变型中的每一个均被视为在本文中所描述的本发明的实施方式的范围内。更一般地说，本领域的技术人员将容易地理解，本文中所描述的所有参数、尺寸、材料和配置是示例性的，以及实际的参数、尺寸、材料和/或配置将取决于本发明的教导的一个或多个具体应用。本领域的技术人员仅使用常规实验将认识到或者能够确定本文中所描述的具体发明实施方式的多个等效实施方式。因此理解到，前述实施方式仅通过示例的方式呈现，以及在所附权利要求及其等效物的范围内，可以以与具体所描述的且所要求保护的方式不同的方式来实行发明实施方式。本发明的实施方式指向本文中

所描述的每个单独的特征、系统、物品、材料、装备和/或方法。此外，如果这些特征、系统、物品、材料、装备和/或方法不互相矛盾，则这些特征、系统、物品、材料、装备和/或方法中的两个或更多个的任一组合被包括在本发明的范围内。

[0100] 上述实施方式可以以多种方法中的任一种方法来实施。例如，这些实施方式可以使用硬件、软件或其组合来实施。当以软件实施时，可以在任一个适当的处理器或处理器的集合上执行软件代码，而不管是在单个计算机中提供或是分配在多个计算机中。

[0101] 此外，应该理解，计算机可以以任何一种形式来呈现，例如，机架式计算机、台式计算机、便携式计算机或平板计算机。此外，计算机可以被嵌入通常不视为计算机但是具有合适的处理能力的设备中，包括个人数字助理(PDA)、智能电话或任何其它合适的便携式电子设备或固定电子设备。

[0102] 另外，计算机可具有一个或多个输入和输出设备。除了其它方面，这些设备还可以用于呈现用户界面。可以用于提供用户界面的输出设备的示例包括：用于输出的视觉显示的打印机或显示屏以及用于输出的听觉显示的扬声器或其它声音生成设备。可以用于用户界面的输入设备的示例包括：键盘、以及定位设备，例如，鼠标、触摸板和数字面板。作为另一个示例，计算机可通过语音识别或以其它可听格式接收输入信息。

[0103] 这类计算机可以通过一个或多个网络以任何合适的形式进行互连，所述网络包括局域网或广域网，例如，企业网、以及智能网(IN)或因特网。这类网络可以基于任一合适的技术并且可以根据任一合适的协议进行操作，而且可以包括无线网络、有线网络或光纤网。

[0104] 用以实施本文中所描述的至少部分功能的计算机可包括：存储器、一个或多个处理单元(本文中也简称为“处理器”)、一个或多个通信接口、一个或多个显示单元、以及一个或多个用户输入设备。存储器可包括任何计算机可读介质，并且可存储用于实现本文中所描述的多个功能的计算机指令(本文中也简称为“处理器可执行指令”)。处理单元可以用来执行这些指令。通信接口可以被联接到有线网络或无线网络、总线或其它通信部件，因此可以允许计算机发送通信到其它设备和/或接收来自其它设备的通信。例如，可以提供显示单元，以允许用户观看与指令的执行有关的各种信息。例如，可以提供用户输入设备，以允许用户进行手动调整、做出选择、输入数据或各种其它信息、和/或在执行指令期间以多种方式中的任一方式与处理器进行交互。

[0105] 本文中所概括的多个方法或过程可以被编码为在一个或多个处理器上可执行的软件，该一个或多个处理器采用多种操作系统或平台中的任一种。此外，这类软件可以使用多种合适的编程语言和/或编程工具或脚本工具中的任一种进行写入，并且还可以被编译为在框架机或虚拟机上执行的可执行机器语言代码或中间代码。

[0106] 在这个方面，各个发明构思可以体现为用一个或多个程序编码的计算机可读存储介质(或多个计算机可读存储介质)(例如，计算机存储器、一个或多个软盘、压缩盘、光盘、磁带、闪存、在现场可编程门阵列或其它半导体设备中的电路配置，或者其它永久性介质或有形的计算机存储介质)，当在一个或多个计算机或其它处理器上执行时，所述一个或多个程序执行实施上文所讨论的本发明的各个实施方式的方法。计算机可读介质或媒介可以是便携式的，使得其上存储的程序可以被加载到一个或多个不同的计算机或其它处理器上以实施如上文所讨论的本发明的多个方面。

[0107] 术语“程序”或“软件”在本文中具有通用意义，以指任何类型的计算机代码或计算

机可执行的指令集合，这些代码或指令可以用于编程计算机或其它处理器以实施如上文所讨论的实施方式的各个方面。另外，应该理解，根据一个方面，当被执行时实现本发明的方法的一个或多个计算机程序不需要驻留在单个计算机或处理器上，但可以以模块方式分配在多个不同的计算机或处理器中以实施本发明的多个方面。

[0108] 计算机可执行指令可以是多种形式，例如，通过一个或多个计算机或其它设备执行的程序模块。通常，程序模块包括执行特定任务或实现特定抽象数据类型的例程、程序、对象、部件、数据结构等。通常，程序模块的功能可以根据多个实施方式的需求而进行组合或分配。

[0109] 另外，数据结构可以以任何合适的形式存储在计算机可读介质中。为了简化说明，数据结构可以被示出具有通过在数据结构中的位置而关联的字段。这样的关系同样可以通过分配用于字段的存储到计算机可读介质中的位置来实现，该计算机可读介质传达字段之间的关系。然而，任何合适的机构可以用来建立数据结构的字段中的信息之间的关系，包括通过使用建立数据元件之间的关系的指针、标签或其它机构。

[0110] 此外，各种发明构思可以体现为一个或多个方法，已经提供了该方法的示例。可以以任何合适的方式排序作为该方法的一部分而执行的动作。因此，可以构造以与所描述的顺序不同的顺序执行其动作的实施方式，该实施方式可以包括同时执行一些动作，即使这些动作在示例性实施方式中被示出为连续的动作。

[0111] 本文中所限定和所使用的所有定义应该被理解为控制在字典定义上、通过引用并入的文献中的定义、和/或限定的术语的通常含义。

[0112] 除非明确指出相反的含义，否则在本文的说明书和权利要求书中所用的不定冠词“一”应该被理解为指“至少一个”。

[0113] 在本文的说明书和权利要求书中所用的词组“和/或”应该被理解为指所结合的元素的“一个或两个”，即，在一些情况下结合存在的元素以及在其它情况下分离存在的元素。以“和/或”列举的多个元素应该以相同的方式进行理解，即，所结合的元素的“一个或多个”。可选地，存在与通过“和/或”子句明确指出的元素不同的其它元素，而不管与明确指出的那些元素相关或不相关。因此，作为非限制性示例，当“A和/或B”结合开放式的语言（例如“包括”）使用时，“A和/或B”在一个实施方式中可以仅指A（可选地包括除B以外的元素）；在另一实施方式中可以仅指B（可选地包括除A以外的元素）；在又一实施方式中可以指A和B（可选地包括其它元素）等。

[0114] 在本文的说明书和权利要求书中所用的“或”应该被理解为具有与上文所限定的“和/或”的含义相同的含义。例如，当分开列表中的项目时，“或”或“和/或”应该被理解为包含性的，即，包含至少一种，也包含许多元素或一系列元素中的多于一种且可选地包括其它未列出的项目。只有明确指出相反含义的术语，例如“仅一个”或“只有一个”或者“由…组成”（当在权利要求书中使用时）是指仅包括许多元素或一系列元素中的一个元素。通常，当在本文中所用的术语“或”前面加上排它性术语时，例如“任何一个”、“一个”、“仅一个”或者“只有一个”时，术语“或”应解释为仅指排它性的替选元素（即“一个或另一个，但不是两者”）。当在权利要求书中使用“主要由…组成”时，该“主要由…组成”应该具有专利法领域中所用的普通含义。

[0115] 在本文的说明书和权利要求书中所用的短语“至少一个”（结合包括一个或多个元

素的列表)应该被理解为指选自元素列表中的元素中的任何一个或多个元素的至少一个元素,但是不一定包括元素列表内明确列出的每个元素并且不排除在元素列表中的元素的任何组合。该定义还允许可选地存在与短语“至少一个”所涉及的元素列表内明确指出的元素不同的元素,而不管与明确指出的那些元素相关或不相关。因此,作为非限制性示例,“A和B中的至少一个”(或者,等同地,“A或B中的至少一个”或者,等同地,“A和/或B中的至少一个”),在一个实施方式中可以指至少一个A、可选地包括多于一个A,而不存在B(可选地包括除B以外的元素);在另一实施方式中可以指至少一个B、可选地包括多于一个B,而不存在A(可选地包括除A以外的元素);在又一实施方式中可以指至少一个A、可选地包括多于一个A,以及至少一个B、可选地包括多于一个B(可选地包括其它元素)等。

[0116] 在权利要求书和上文的说明书中,所有的连接词,例如“包括”、“包含”、“带有”、“具有”、“含有”、“涉及”、“持有”等应该被理解为是开放式的,即,包括但不限于此。仅连接词“由…组成”和“主要由…组成”分别是封闭的连接词或者半封闭的连接词,如美国专利局专利审查程序手册的第2111.03节所述。

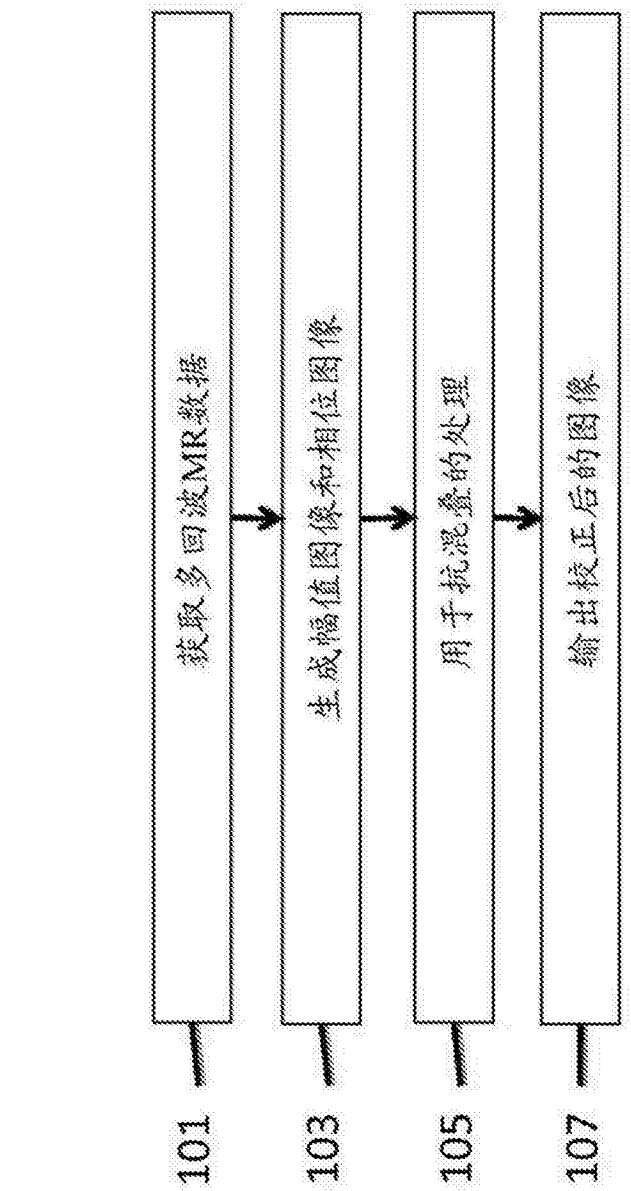

获取多回波MR数据
生成幅值图像和相位图像
用于抗混叠的处理
输出校正后的图像
101
103
105
107
100

图1

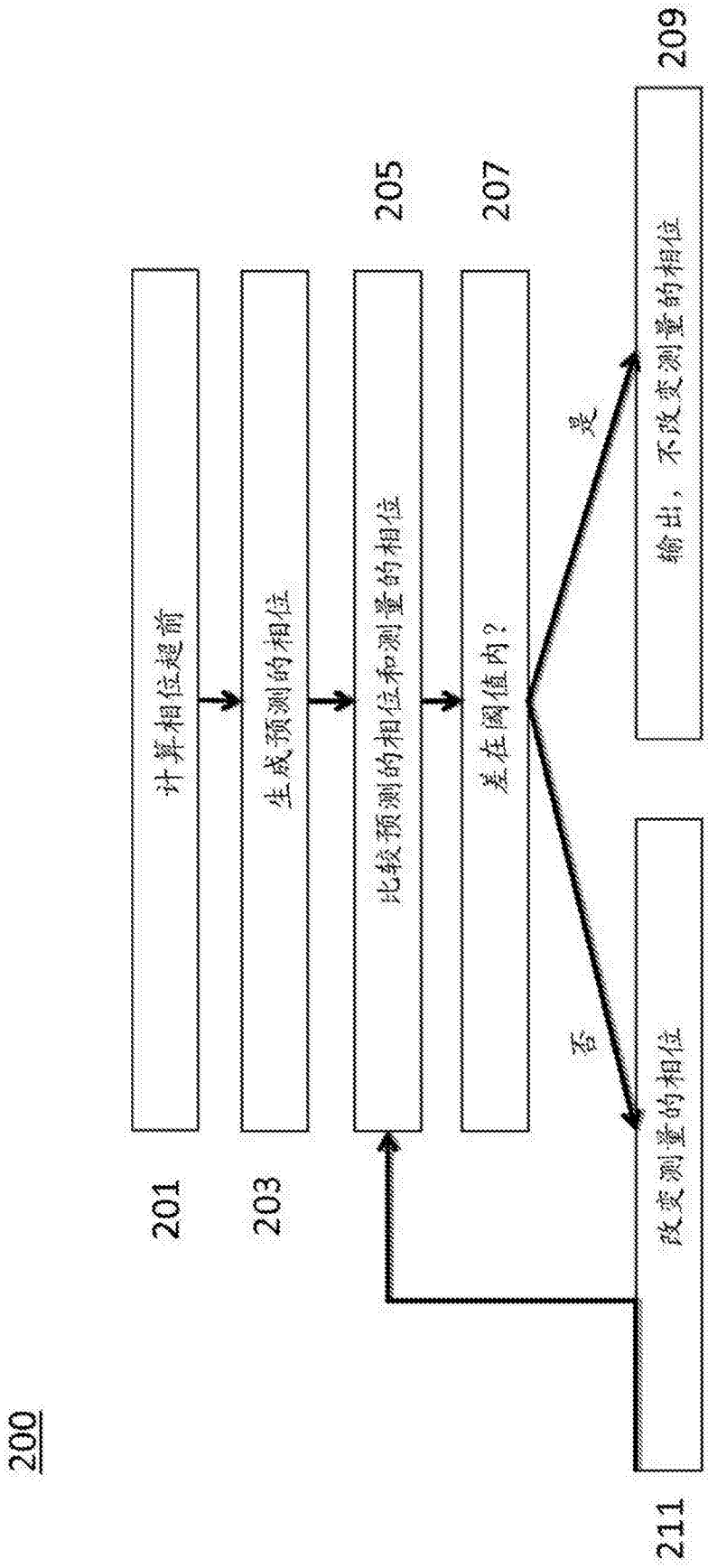

200
201
计算相位超前
203
生成预测的相位
205
比较预测的相位和测量的相位
207
差在阈值内?
是
否
209
输出，不改变测量的相位
211
改变测量的相位

图2

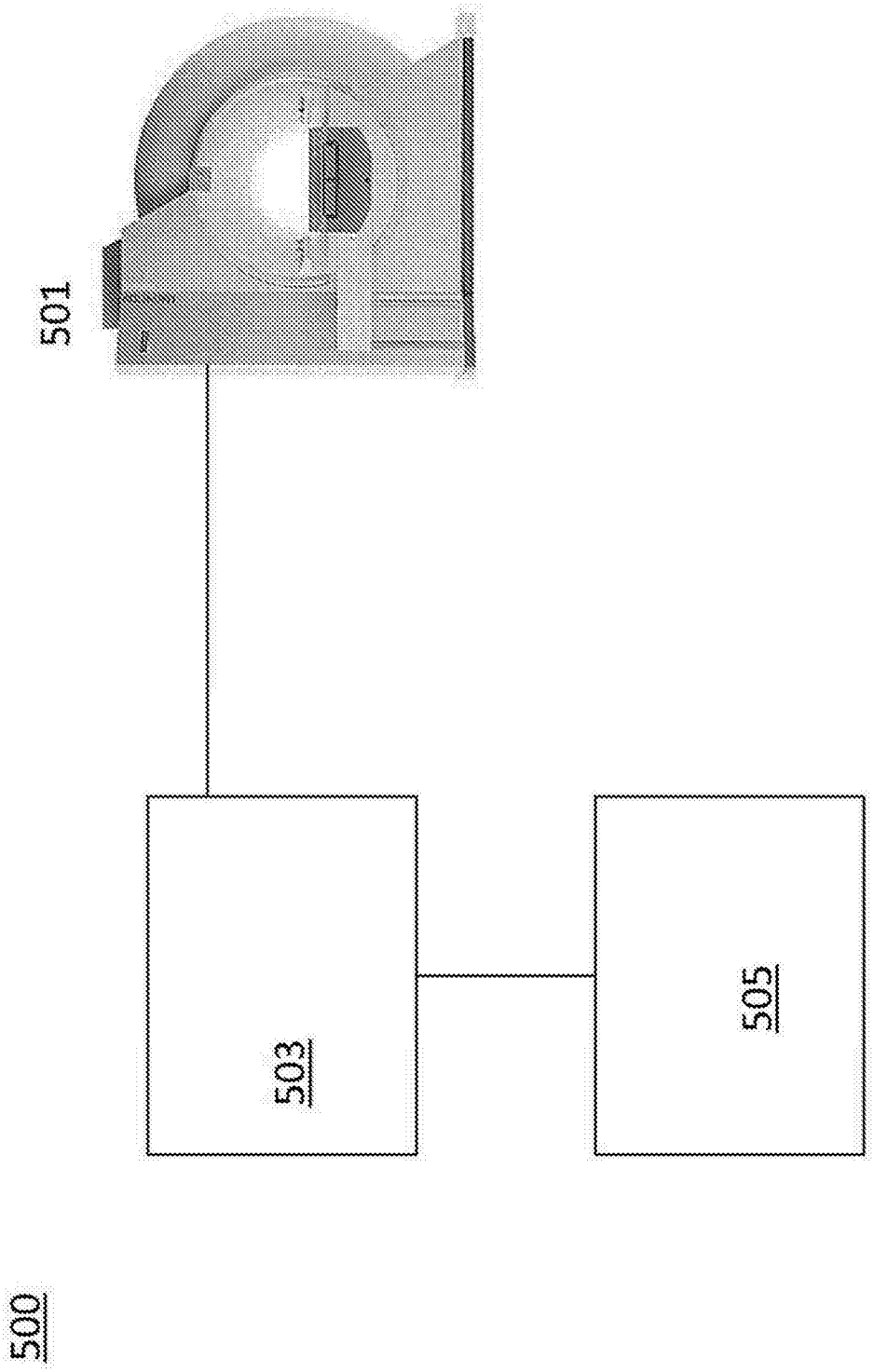



图3

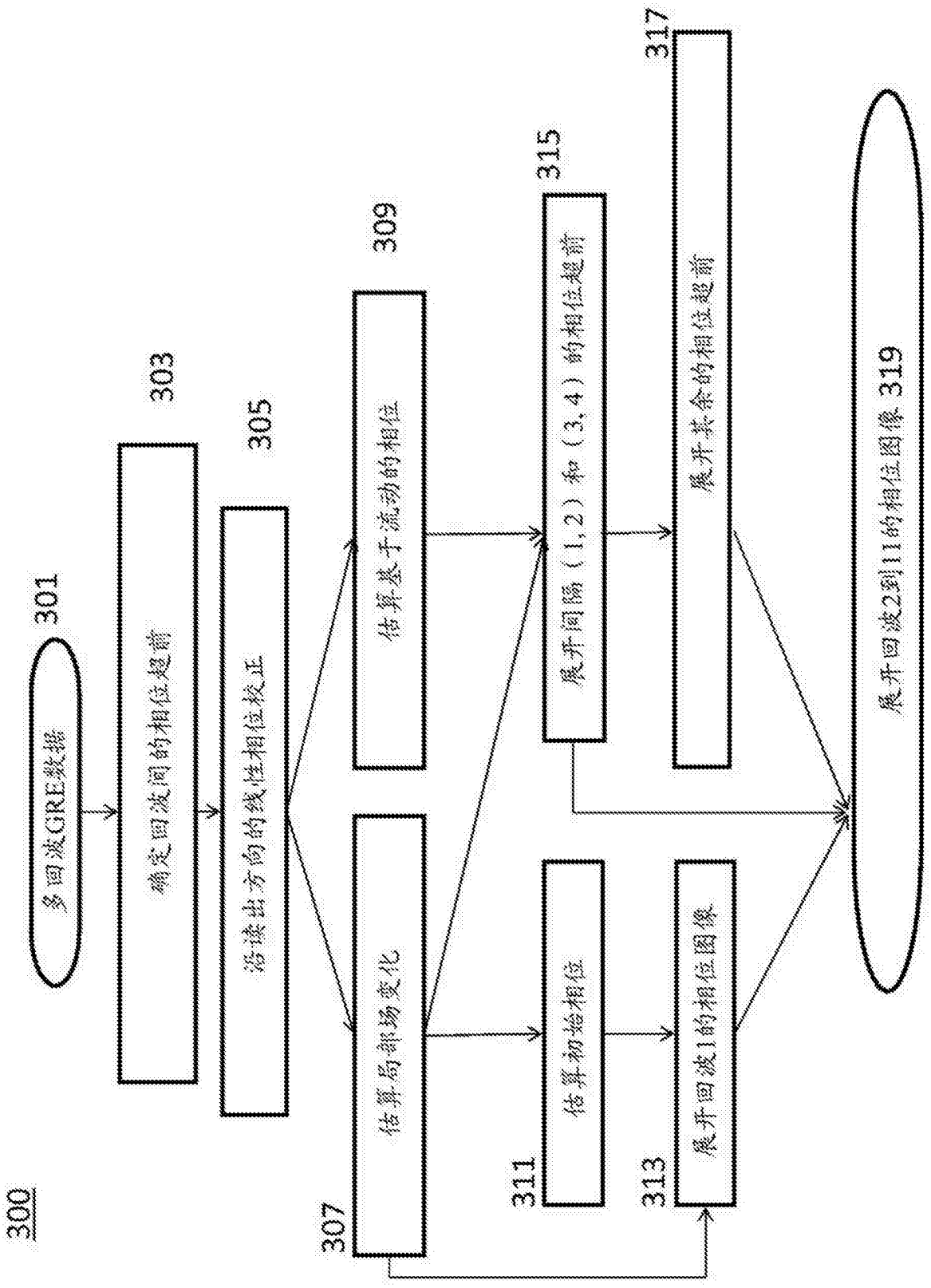

300
301
多回波GRE数据
303
确定回波间的相位超前
305
沿读出方向的线性相位校正
307
估算局部场变化
309
估算基于流动的相位
311
估算初始相位
313
展开回波1的相位图像
315
展开间隔（1,2）和（3,4）的相位超前
317
展开其余的相位超前
319
展开回波2到11的相位图像

图4

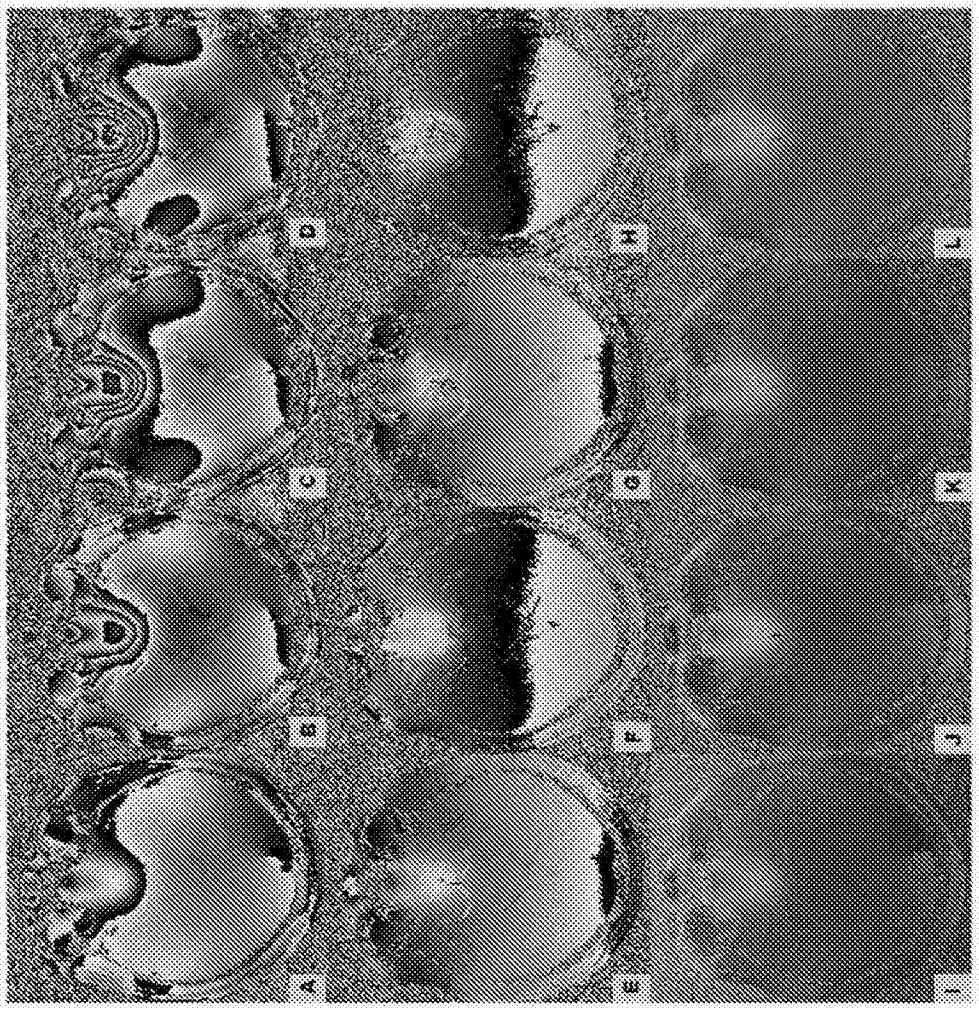


图5

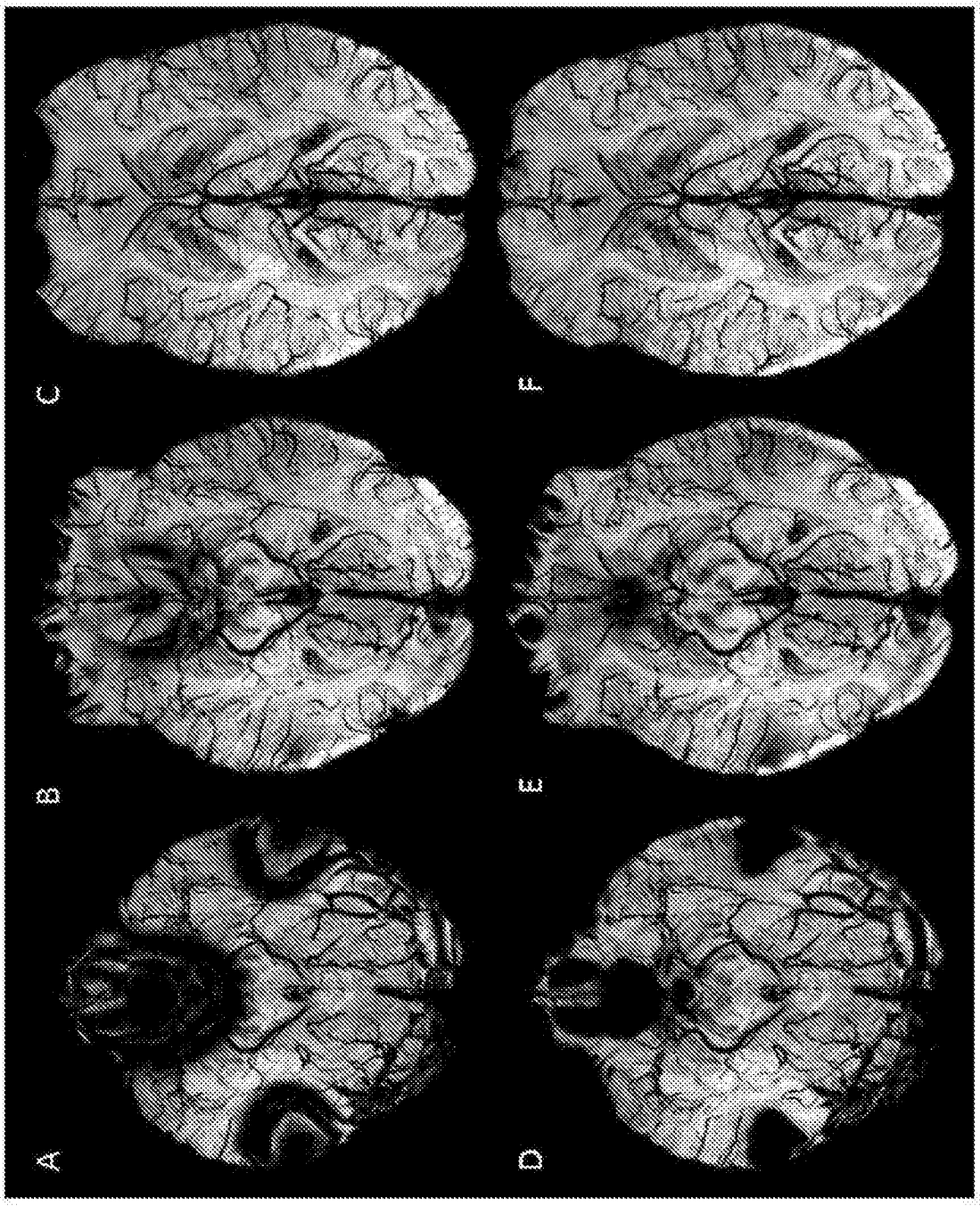



图6