



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110312943 B

(45) 授权公告日 2022.03.29

(21) 申请号 201880012306.5

(22) 申请日 2018.02.09

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110312943 A

(43) 申请公布日 2019.10.08

(30) 优先权数据
17156616.9 2017.02.17 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2019.08.16

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2018/053237 2018.02.09

(87) PCT国际申请的公布数据
W02018/149737 EN 2018.08.23

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 A·J·W·杜杰达姆

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 刘兆君

(51) Int.Cl.

G01R 33/561 (2006.01)

G01R 33/565 (2006.01)

G01R 33/48 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 1289920 A, 2001.04.04

CN 106175766 A, 2016.12.07 (续)

审查员 杨渊

权利要求书3页 说明书14页 附图7页

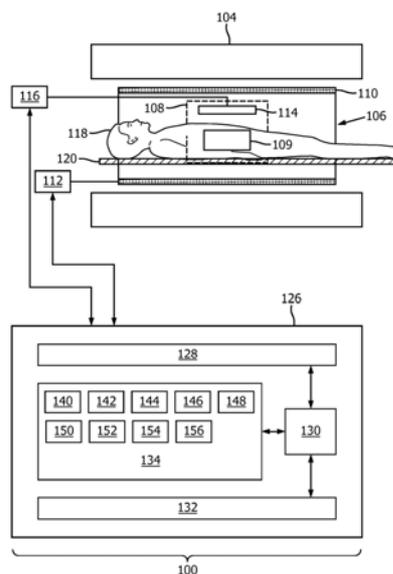
(54) 发明名称

针对双极读出梯度的相位误差校正

(57) 摘要

本发明提供了一种用于从成像区(108)采集初步磁共振数据(144、146)的磁共振成像系统(100)。所述磁共振成像系统包括用于存储机器可执行指令(140)和准备脉冲序列命令(142)的存储器(134)。所述准备脉冲序列命令被配置用于控制所述磁共振成像系统以采集所述初步磁共振数据,作为第一数据部分(144)和第二数据部分(146)。所述准备脉冲序列命令被配置用于控制所述磁共振成像系统在采集所述第一部分期间生成第一双极读出梯度。所述准备脉冲序列命令被配置用于控制所述磁共振成像系统在采集所述第二部分期间生成第二双极读出梯度。所述第一双极读出梯度的极性与所述第二双极读出梯度的极性相反。所述磁共振成像系统还包括用于控制所述磁共振成像系统的处理器(130)。所述机器可执行指令的执行使所述处理器:利用所述准备脉冲序列命令来控制(200)所述磁共振成像系统以采集所述第一数据部分和所述第二

数据部分;使用所述第一数据部分和所述第二数据部分来计算(202)图像空间中的测量的标准化相位校正量(152);并且将建模的相位校正(154)适配(204)到测量的相位误差,其中,所述建模的相位校正是复数值的指数乘以相位误差函数(156),其中,所述相位误差函数是空间依赖的。



CN 110312943 B

[接上页]

(56) 对比文件

CN 101843483 A,2010.09.29
CN 102193076 A,2011.09.21
CN 103597370 A,2014.02.19
CN 105929350 A,2016.09.07
US 5689186 A,1997.11.18
US 6285187 B1,2001.09.04
EP 0844491 B1,2004.10.27
CN 106133546 A,2016.11.16
US 2014232393 A1,2014.08.21
US 2016187447 A1,2016.06.30

WO 2016207035 A1,2016.12.29

CN 1234508 A,1999.11.10

娄亚先.基于自旋标记下T2弛豫时间测量与相位对比技术的代谢功能研究.《中国优秀硕士学位论文全文数据库 医药卫生科技辑》.2016,

G.Costanzo etc.State selection in a bipolar gradient magnet for a high C-field cesium beam resonator.《Tenth European Frequency and Time-Forum EFTF96》.2002,

1. 一种用于从成像区 (108) 采集初步磁共振数据 (144、146) 的磁共振成像系统 (100), 其中, 所述磁共振成像系统包括:

- 存储器 (134), 其用于存储机器可执行指令 (140) 和准备脉冲序列命令 (142), 其中, 所述准备脉冲序列命令被配置用于采集所述初步磁共振数据, 作为第一数据部分 (144) 和第二数据部分 (146), 其中, 所述准备脉冲序列命令被配置用于控制所述磁共振成像系统在采集所述第一数据部分期间生成第一双极读出梯度, 其中, 所述准备脉冲序列命令被配置用于控制所述磁共振成像系统在采集所述第二数据部分期间生成第二双极读出梯度, 其中, 所述第一双极读出梯度的极性与所述第二双极读出梯度的极性相反; 以及

- 处理器 (130), 其用于控制所述磁共振成像系统, 其中, 所述机器可执行指令的执行使所述处理器:

- 利用所述准备脉冲序列命令来控制 (200) 所述磁共振成像系统以采集所述第一数据部分和所述第二数据部分;

- 使用所述第一数据部分和所述第二数据部分来计算 (202) 表示图像空间中的数据部分 (152) 中的相位误差的测量的标准化相位校正量; 并且

- 将建模的相位校正 (154) 适配 (204) 到所述测量的标准化相位校正量, 其中, 所述建模的相位校正是预定的空间依赖的相位误差函数的相量。

2. 根据权利要求1所述的磁共振成像系统, 其中, 所述机器可执行指令的执行还使所述处理器:

- 使用所述第一数据部分来重建测量的第一相位图像数据 (148), 并且

- 使用所述第二数据部分来重建测量的第二相位图像数据 (150);

其中, 所述测量的第一相位图像数据等于校正的第一相位图像数据乘以测量的相位误差, 其中, 所述测量的第二相位图像数据等于校正的第二相位图像数据乘以所述测量的相位误差的复共轭, 其中, 测量的标准化相位校正量是根据所述测量的第一相位图像数据和所述测量的第二相位图像数据以及通过所述适配得到的相位校正来计算的。

3. 根据权利要求2所述的磁共振成像系统, 其中, 所述磁共振成像系统包括多通道射频系统, 所述多通道射频系统包括用于接收所述初步磁共振数据的多个通道, 其中, 所述测量的标准化相位校正量是根据所述多个通道中的每个通道的平均值来计算的。

4. 根据权利要求1所述的磁共振成像系统, 其中, 所述机器可执行指令的执行还使所述处理器:

- 使用所述第一数据部分来重建第一相位图像数据 (148), 并且

- 使用所述第二数据部分来重建第二相位图像数据 (150);

其中, 所述测量的标准化相位校正量是使用所述第一相位图像数据和所述第二相位图像数据来计算的。

5. 根据权利要求1所述的磁共振成像系统, 其中, 所述磁共振成像系统包括多通道射频系统, 所述多通道射频系统包括用于使用多个接收通道来接收所述磁共振成像系统的多个通道, 其中, 所述机器可执行指令的执行还使所述处理器:

- 使用针对所述多个通道中的每个通道的所述第一数据部分来重建第一相位图像数据 (148);

- 使用针对所述多个通道中的每个通道的所述第二数据部分来重建第二相位图像数据

(150);并且

-使用针对所述多个通道中的每个通道的所述第一相位图像数据和所述第二相位图像数据来计算通道标准化相位校正量;

其中,所述测量的标准化相位校正量是使用来自所述多个通道中的每个通道的所述通道标准化相位校正量的平均值来计算的。

6.根据前述权利要求中的任一项所述的磁共振成像系统,其中,所述存储器还包括成像脉冲序列命令,其中,所述成像脉冲序列命令被配置用于根据Dixon磁共振成像协议来采集成像磁共振数据,其中,所述机器可执行指令的运行还使所述处理器使用所述成像脉冲序列命令来采集成像磁共振数据,其中,所述机器可执行指令的执行还使所述处理器使用所述成像磁共振数据根据所述Dixon磁共振成像协议来重建至少水图像和脂肪图像,其中,重建所述水图像和所述脂肪图像包括使用所述相位误差函数来计算相位校正。

7.根据权利要求1至5中的任一项所述的磁共振成像系统,其中,所述存储器还包括成像脉冲序列命令,其中,所述成像脉冲序列命令被配置用于根据回波平面成像磁共振成像协议或扩散加权成像磁共振成像协议来采集成像磁共振数据,其中,所述机器可执行指令的执行还使所述处理器使用所述成像磁共振数据来重建磁共振图像,其中,重建所述磁共振图像包括使用所述相位误差函数来计算相位校正。

8.根据权利要求1-5中的任一项所述的磁共振成像系统,其中,所述双极读出梯度包括多次包括所述读出梯度的第一极性部分和所述读出梯度的第二极性部分的脉冲串,其中,所述相位误差函数被计算为所述脉冲串上的平均值。

9.根据权利要求1-5中的任一项所述的磁共振成像系统,其中,相位误差函数是实值的,并且其中,所述相位误差函数是连续的。

10.根据权利要求9所述的磁共振成像系统,其中,所述相位误差函数具有连续的一阶导数。

11.根据权利要求1-5中的任一项所述的磁共振成像系统,其中,所述相位误差函数是多项式函数。

12.根据权利要求1-5中的任一项所述的磁共振成像系统,其中,所述准备脉冲序列命令被配置用于使所述磁共振成像系统在读出方向上生成所述双极读出梯度,其中,所述相位误差函数至少被计算为所述读出方向的函数。

13.根据权利要求1-5中的任一项所述的磁共振成像系统,其中,所述相位误差函数是多维函数。

14.一种操作用于从成像区(108)采集初步磁共振数据(144、146)的磁共振成像系统(100)的方法,其中,所述方法包括:

-利用准备脉冲序列命令(142)来控制(200)所述磁共振成像系统以采集所述初步磁共振数据的第一数据部分(144)和所述初步磁共振数据的第二数据部分(146),其中,所述准备脉冲序列命令被配置用于控制所述磁共振成像系统在采集所述第一数据部分期间生成第一双极读出梯度,其中,所述准备脉冲序列命令被配置用于控制所述磁共振成像系统在采集所述第一数据部分期间生成第二双极读出梯度,其中,所述第一双极读出梯度的极性与所述第二双极读出梯度的极性相反;

-使用所述第一数据部分和所述第二数据部分来计算(202)图像空间中的测量的标准

化相位校正量(152);并且

-将建模的标准化相位校正量(154)适配(204)到测量的相位误差,其中,所述建模的标准化相位校正量是复数值的指数乘以相位误差函数,其中,所述相位误差函数是空间依赖的。

15.一种包括用于由处理器(130)执行的机器可执行指令(140)的计算机程序产品,所述机器可执行指令被配置用于控制磁共振成像系统(100)从成像区(108)采集初步磁共振数据(144、146),其中,所述机器可执行指令的执行使所述处理器:

-利用准备脉冲序列命令来控制(200)所述磁共振成像系统以采集所述初步磁共振数据的第一数据部分(144)和所述初步磁共振数据的第二数据部分(146),其中,所述准备脉冲序列命令被配置用于控制所述磁共振成像系统在采集所述第一数据部分期间生成第一双极读出梯度,其中,所述准备脉冲序列命令被配置用于控制所述磁共振成像系统在采集所述第二数据部分期间生成第二双极读出梯度,其中,所述第一双极读出梯度的极性与所述第二双极读出梯度的极性相反;

-使用所述第一数据部分和所述第二数据部分来计算(202)图像空间中的测量的标准化相位校正量(152);并且

-将建模的相位校正(154)适配(204)到测量的相位误差,其中,所述建模的相位校正是复数值的指数乘以相位误差函数(156),其中,所述相位误差函数是空间依赖的。

针对双极读出梯度的相位误差校正

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振成像,具体涉及磁共振成像中的相位误差的校正。

背景技术

[0002] 磁共振成像(MRI)扫描器使用大的静态磁场来对准原子的核自旋,作为产生患者体内的图像的流程的部分。这个大的静态磁场被称为 B_0 场。

[0003] 在MRI扫描期间,由发射器线圈生成的射频(RF)脉冲引起对局部磁场的扰动,并且由核自旋发射的RF信号由接收器线圈进行检测。这些RF信号用于构建MRI图像。这些线圈也能够被称为天线。另外,发射器线圈和接收器线圈也能够被集成到执行两种功能的单个收发器线圈中。应当理解,所使用的术语“收发器线圈”还指使用单独的发射器线圈和接收器线圈的系统。所发射的RF场被称为 B_1 场。

[0004] MRI扫描器能够构建切片或体积的图像。切片是仅一个体素厚的薄体积。体素是MRI信号在其上被平均化的小体积,并且表示MRI图像的分辨率。体素在本文中也可以被称为像素。

[0005] 磁共振成像Dixon方法包括用于产生单独的水图像和脂质(脂肪)图像的一系列技术。各种Dixon技术(例如,但不限于,两点Dixon方法、三点Dixon方法、四点Dixon方法和六点Dixon方法)在本文中被统称为Dixon技术或方法。水图像和脂肪图像的重建依赖于对相位误差的准确确定以防止相位卷绕。

[0006] Yu等人的期刊文章“Phase and Amplitude Correction for Multi-Echo Water-Fat Separation With Bipolar Acquisitions”(磁共振成像期刊,第31期,第1264-1271页,2010年)公开了一种使用利用双极梯度采集的初步磁共振数据来计算二维相位误差的方法。

发明内容

[0007] 本发明在独立权利要求中提供了磁共振成像系统、计算机程序产品和方法。在从属权利要求中给出了实施例。

[0008] 当执行磁共振成像时,可能存在因磁共振成像系统中的感应涡电流和其他缺陷而引入的相位误差。当使用单极性的梯度时,这些相位误差倾向于导致偏移或线性偏移。然而,如果使用双极梯度,则相位误差也可能取决于梯度的极性,从而导致不再是偏移的相位误差。在某些情况下,相位误差可能会加倍。这可能很棘手,因为相位作为 2π 弧度的函数而重复其自身。当执行诸如Dixon磁共振成像协议之类的成像技术时,产生相位错误可能会导致不正确地识别水区域或脂肪区域,从而导致通常被称为脂肪/水交换的图像伪影。

[0009] 本发明关注于校正磁共振信号的相位误差,这种相位误差可能是因涡电流和磁场均匀性缺陷造成的。具体地,本发明的校正适用于其中相位误差不是简单的相位偏移的双极梯度读出。根据与建模的相位校正适配的测量的相位误差来获得校正。本发明的校正可应用于利用双极梯度读出的Dixon水脂分离技术。本发明包括采用初步MR数据。这些初步MR

数据用于获得相位校正。也就是说,本发明使相位校正可用于校正例如在随后采集的MR图像数据中的涡电流效应。通常,在低值相位编码的零处(例如在 $k_y=k_z=0$ 处)或者在 k_y 、 k_z 的小值处(使得 $k_y < k_{y,最大}$, $k_z < k_{z,最大}$,其中,最大值 $k_{y,最大}$ 和 $k_{z,最大}$ 可以是由用户设定的或者可以是预先设定的值)采集测量的初步数据。通过准备脉冲序列来采集初步MR数据,该准备脉冲序列生成双极梯度波瓣的相反极性的双极读出。所测量的正极性梯度波瓣和负极性梯度波瓣的初步数据分别满足 $p_c^\pm(x) = p_c(x)e^{\pm i\phi(x)}$,其中,通常虚数 i 是 -1 的平方根。

[0010] 其中, $\phi(x)$ 是因涡电流效应和磁场不均匀性引起的空间依赖的相位误差,因此标准化相位校正量 $y(x) = \frac{p_{2,corr}(x)}{|p_{2,corr}(x)|}$,其中, $p_{2,corr}(x)$ 是来自正梯度读出波瓣的数据与来自负梯度读出波瓣的数据之间的相关性,并且 $p_{2,corr}(x)$ 以如下的简单方式与相位误差相关:

$$[0011] \quad p_{2,corr}(x) \equiv \frac{p_x^-(x)p_x^+(x)^*}{|p_x^+(x)|} = p_c(x)e^{-2i\phi(x)}$$

[0012] 因此,标准化相位校正量 $y(x)$ 表示相位误差,这是因为标准化相位校正量实际上是两倍相位误差的相量: $y(x) = e^{-2i\phi(x)}$ 。标准化相位校正量 $y(x)$ 是从测量的数据获得的并且可以与预定的相位误差函数 $\Phi(a;x)$ 相适配,其中,向量 a 包含可调参数 a_1, \dots, a_N ,其表征预定的相位误差函数。现在可以根据最小化问题 $\tilde{a} = \min_a \left[\sum_i |y(x_i) - e^{-2i\Phi(a;x_i)}|^2 \right]$

来估计相位误差,其中,求和在一组空间位置上运行。这实现了对相位误差的空间缓慢变化分量的滤波,并且滤除了相位卷绕误差。也可以使用与二次形式不同的度量来执行最小化。

[0013] 另外,对于多通道RF接收器系统,所测量的相位误差(理想地)对于所有通道是相等的。因此,可以通过对通道求平均值来改善相位误差量 $y(x)$ 的信噪比。

[0014] 在实际的实施方式中,预定相位误差函数是 N 次多项式:

$$[0015] \quad \Phi(a;x) = \sum_{k=0}^N a_k x^k$$

[0016] 因此,根据具有来自具有相反极性的相应的双极读出的第一数据部分和第二数据部分的初步磁共振数据来计算针对预定的相位误差函数的最优参数。然后,这用于计算相位误差的估计值,该估计值可以用于随后的MR图像数据采集中的相位校正,这可能涉及Dixon型水脂分离。参数化的预定的相位误差函数表示针对相位误差的模型。

[0017] 相位误差函数是对所采集的数据的相位值的整个($> 2\pi$)相位范围内的数据的(参数化的)平滑适配函数。参数化的相位误差函数的(任选的)其他方面是: C^n -可微性($n > 2$)、 N 次(> 2)多项式或角度测量函数的叠加。

[0018] 本发明使得能够成功地进行水脂分离而不易受到错误的相位卷绕的影响。因此,即使在例如以左-右读出方向对腹部进行冠状扫描和以足-头读出方向对头颈区域进行冠状扫描中的例如悬垂胸壁中的悬垂脂肪厚片的困难情况下,本发明依然能够避免错误的水脂交换。

[0019] 实施例可以提供通过将测量的标准化相位校正量适配到建模的相位误差函数来

计算相位误差的改进方法。建模的相位校正被表示为相位误差函数的相量。在适配过程中，修改相位误差函数的值，使得建模的相位校正与标准化相位校正量（即，测量的相位误差）相适配。由于相位误差函数在指数范围内，因此自动选择适当的相位。在执行Dixon成像时，它可以自动减少或消除脂肪/水交换。例如，本发明使得能够成功地进行水脂分离而不易受到错误的相位卷绕的影响。因此，即使在例如以左-右读出方向对腹部进行冠状扫描和以足-头读出方向对头颈区域进行冠状扫描中的例如悬垂胸壁中的悬垂脂肪厚片的困难情况下，本发明依然能够避免错误的水脂交换。

[0020] 在一个方面中，本发明提供了一种用于从成像区采集初步磁共振数据的磁共振成像系统。所述磁共振成像系统包括用于存储机器可执行指令和脉冲序列命令的存储器。本文中使用的“脉冲序列命令”包括命令或可以被转换成命令的数据，该命令用于控制磁共振成像系统的操作和功能以采集磁共振数据。准备脉冲序列命令是脉冲序列命令。成像脉冲序列命令是脉冲序列命令。“准备”和“成像”是用于区分不同的脉冲序列命令组的标签。

[0021] 所述准备脉冲序列命令被配置用于控制所述磁共振成像系统在采集所述初步磁共振数据期间生成两个双极读出梯度。在读出所述初步磁共振数据的第一数据部分期间使用第一双极读出梯度，并且在读出所述初步磁共振数据的第二数据部分期间使用第二双极读出梯度。在许多情况下，所述第一双极读出梯度和所述第二双极读出梯度是相等的，但是具有相反的值或极性。

[0022] 所述磁共振成像系统还包括用于控制所述磁共振成像系统的处理器。所述机器可执行指令的执行使所述处理器利用所述准备脉冲序列命令来控制所述磁共振成像系统以采集所述第一数据部分和所述第二数据部分。所述机器可执行指令的执行还使所述处理器使用所述第一数据部分和所述第二数据部分来计算图像空间中的测量的相位误差。在图像空间中，将存在空间依赖的相位误差。对于相反的梯度极性，相位误差将具有相反的值。因此，可以基于根据第一数据部分和第二数据部分生成的图像来计算测量的相位误差。

[0023] 所述机器可执行指令的执行还使所述处理器将模型相位误差函数适配到所述测量的相位误差。在适配流程中，模型相位误差函数的相量与标准化相位校正量相适配。相位误差函数是空间依赖的。

[0024] 该实施例可以具有以下优点：它提供了正确计算相位误差的自动有效方式。通常使用相当复杂的算法来确定图像处于哪个相位区域。通过使相位误差作为指数乘以复数值的函数，在适配过程中自动计算这种相位差。

[0025] 关于三点Dixon方法详细描述了上述实施例。从两个双极序列获得的这些数据（第一数据部分和第二数据部分）可以包括：

[0026] - 第一数据部分：具有3个回波 ($p+$ (回波=1), $p-$ (回波=2) 和 $p+$ (回波=3) (+号和一号指示梯度方向)) 的双极序列

[0027] - 第二数据部分：具有3个回波 ($p-$ (回波=1), $p+$ (回波=2) 和 $p-$ (回波=3)) 的双极序列。注意，该第二部分中的极性相对于第一数据部分的极性是相反的。

[0028] 现在对于每个回波使用所描述的技术分别使用+号和一号（例如对于回波2：来自第一数据部分的 $p-$ (回波=2) 和来自第二数据部分的 $p+$ (回波=2)）来导出相位误差。

[0029] 作为侧点：通常仅针对 $k_y = k_z = 0$ 来测量这些数据，并且相位校正仅是 x （读出方向）的函数。

[0030] 在采集正常(诊断)数据期间,仅有一个双极读出梯度,在这种情况下针对三个回波: $p+$ (回波=1), $p-$ (回波=2)和 $p+$ (回波=3)。利用这些回波“自己的”校正信号来校正这些回波中的每个回波。这可以针对所有 k_y 值和 k_z 值进行重复。

[0031] 在另一实施例中,所述机器可执行指令的执行还使所述处理器:使用所述第一数据部分来重建测量的第一相位图像数据,并且使用所述第二数据部分来重建测量的第二相位图像数据。测量的第一相位图像数据和测量的第二相位图像数据可以是空间依赖的相位的图像或者是描述作为二维或三维位置的函数的相位的数据。所述测量的第一相位图像数据等于校正的第一相位图像数据乘以所述测量的相位误差的相量。所述测量的第二相位图像数据等于校正的第二相位图像数据乘以所述测量的相位误差的复共轭的相量。通过对测量的相位误差求解测量的第一相位图像数据和测量的第二相位图像数据来计算测量的标准化相位校正量。该实施例可以是有益的,因为它提供了一种根据测量的第一相位图像数据和测量的第二相位图像数据来确定测量的相位误差校正的手段。

[0032] 可以以若干不同的方式来完成对测量的相位误差的求解。在一个示例中,通过将测量的第一相位图像数据的复共轭与测量的第二相位图像数据的乘积除以测量的第一相位图像或测量的第二相位图像的幅值来计算测量的相位误差,从而形成标准化相位校正量。

[0033] 计算测量的相位误差的另一种方法是对测量的第一相位图像数据和测量的第二相位图像数据的相位的幅值求几何平均数。

[0034] 在另一实施例中,所述磁共振成像系统包括多通道射频系统,所述多通道射频系统包括用于接收所述初步磁共振数据的多个通道。所述测量的相位误差是根据所述多个通道中的每个通道的平均值来计算的。在该实施例中,针对每个通道来校正相位图像或数据,然后将这些经校正的相位图像或数据用于求解空间依赖的每个独立通道的相位误差函数。然后,一旦确定了所有多个通道的空间依赖的相位误差,就对这些相位误差求平均值。该实施例可以是有益的,因为它可以提供一种根据测量的MR数据来准确计算测量的相位误差的手段。

[0035] 在另一实施例中,所述机器可执行指令的执行还使所述处理器使用所述第一数据部分来重建第一相位图像。所述机器可执行指令的执行还使所述处理器使用所述第二数据部分来重建第二相位图像。所述测量的标准化相位校正量是使用所述第一相位图像和所述第二相位图像来计算的。

[0036] 在另一实施例中,所述磁共振成像系统包括多通道射频系统,所述多通道射频系统包括用于使用多个接收通道来接收所述磁共振成像系统的多个通道。所述机器可执行指令的执行还使所述处理器使用针对所述多个通道中的每个通道的所述第一数据部分来重建第一相位图像。所述机器可执行指令的执行还使所述处理器使用针对所述多个通道中的每个通道的所述第二数据部分来重建第二相位图像。所述机器可执行指令的执行还使所述处理器使用针对所述多个通道中的每个通道的所述第一相位图像和所述第二相位图像来计算通道标准化相位校正量。所述测量的标准化相位校正量是使用来自所述多个通道中的每个通道的所述通道标准化相位校正量的平均值来计算的。该实施例可以是有益的,因为它提供了一种用于通过所有各种接收通道上对通道标准化相位校正量求平均值来更准确且以更高信噪比计算测量的标准化相位校正量的手段。

[0037] 在另一实施例中,所述存储器还包括成像磁共振命令。所述成像脉冲序列命令还被配置用于根据Dixon磁共振成像协议来采集成像磁共振数据。Dixon磁共振成像协议可以使用双极梯度来采集成像磁共振数据。在Dixon磁共振成像协议中,在各个相位处采集磁共振数据以将图像的主要来自脂肪的部分与主要来自水的部分相分离。所述机器可执行指令的执行还使所述处理器使用所述初步成像磁共振数据根据所述Dixon磁共振成像协议来计算至少水图像和脂肪图像。计算水图像和脂肪图像包括使用相位误差函数来计算相位校正。该实施例可以是非常有益的,因为当执行各种Dixon方法时,正确计算相位校正对于将区域正确识别为脂肪或水是很重要的。如果未能正确计算相位校正,则可能会有可怕的伪影被引入到水图像和/或脂肪图像中。作为针对如上面的实施例所述的预定的参数化相位误差函数的适配过程的相位误差的校正消除或者可以减少在Dixon图像中形成这种伪影的机会。

[0038] 在另一实施例中,所述存储器还包括成像磁共振命令。所述成像脉冲序列命令还被配置用于根据回波平面成像磁共振协议来采集所述成像磁共振数据。所述机器可执行指令的执行还使所述处理器使用所述成像磁共振数据来重建磁共振图像。重建磁共振图像包括使用相位误差函数来计算相位校正。

[0039] 在另一实施例中,所述存储器还包括成像磁共振命令。所述脉冲序列命令还被配置用于根据扩散加权成像磁共振协议来采集所述成像磁共振数据。所述机器可执行指令的执行还使所述处理器使用所述成像磁共振数据来重建磁共振图像。重建磁共振图像包括使用相位误差函数来计算相位校正。

[0040] 在扩散加权成像协议中,双极梯度用于在自旋移动之前编码自旋的位置。这可以例如用于对液体通过对象的流动或扩散进行成像。该实施例可以提供一种执行扩散加权成像的改进方式。

[0041] 可以使用与初步磁共振数据的采集的双极梯度读出相等的双极梯度读出来采集各种类型的磁共振成像数据。然后,通过适配流程从初步磁共振数据中找到的相位校正可以直接用于磁共振成像数据的相位校正。当在准备脉冲序列中和在成像磁共振数据的采集采用不同的双极梯度读出强度或不同的梯度脉冲率时,需要将在适配流程中根据初步磁共振数据获得的相位校正进行转换以应用于成像磁共振数据。该转换可以基于相位误差在双极读出的波形方面(包括梯度强度和脉冲率)的缩放属性。替代地,该转换可以基于相位校正取决于这些波形方面的方式的单独校准。

[0042] 在另一实施例中,所述双极读出梯度包括多次包括所述读出梯度的第一极性部分和所述读出梯度的第二极性部分的脉冲串。所述相位误差函数被计算为所述脉冲串上的平均值。该实施例可以是有益的,因为它可以提供对模型相位误差函数的更加准确的确定。

[0043] 在另一实施例中,所述相位误差函数是实值,并且所述相位误差函数是连续的。这可以是有益的,因为它可以提供一种有效适配相位误差函数的手段。

[0044] 在另一实施例中,所述相位误差函数具有连续的一阶导数。

[0045] 在另一实施例中,所述相位误差函数是多项式函数。在实验中已经证明使用多项式函数是非常有用的。多项式函数可以对正确的相位误差进行有效建模,同时提供在适配过程中需要修改的有限数量的值。它提供了一种有效计算模型相位误差函数的准确且计算高效的手段。

[0046] 在另一实施例中,所述准备脉冲序列命令被配置用于使所述磁共振成像系统在读出方向上生成所述双极读出梯度。所述相位误差函数至少被计算为所述读出方向的函数。

[0047] 在另一实施例中,所述相位误差函数是多维函数。相位误差可能是因涡电流和其他效应引起的,这些效应可能不一定在读出方向上。因此,将相位误差函数计算为超过一个维度的函数可以是有益的。

[0048] 在另一方面中,本发明提供了一种操作用于从成像区采集初步磁共振数据的磁共振成像系统的方法。所述方法包括利用准备脉冲序列命令来控制所述磁共振成像系统以采集所述初步磁共振数据的第一数据部分和第二数据部分。所述准备脉冲序列命令被配置用于控制所述磁共振成像系统在采集所述第一数据部分期间生成第一双极读出梯度。所述准备脉冲序列命令被配置用于控制所述磁共振成像系统在采集所述第二数据部分期间生成第二双极读出梯度。所述第一双极读出梯度的极性与所述第二双极读出梯度的极性相反。

[0049] 所述方法还包括使用所述第一数据部分和所述第二数据部分来计算图像空间中的测量的标准化相位校正量。所述方法还包括将模型相位校正项适配到测量的相位误差。模型相位校正是相位误差函数的相量。相位误差函数是空间依赖的。相位误差函数可以是预定的参数化函数,通过与测量的MR数据中的相位误差进行适配,可以获得参数的最优值。

[0050] 在另一方面中,本发明提供了一种包括用于由处理器执行的机器可执行指令的计算机程序产品,所述机器可执行指令被配置用于控制磁共振成像系统从成像区采集初步磁共振数据。所述机器可执行指令的执行使所述处理器利用准备脉冲序列命令来控制所述磁共振成像系统以采集所述初步磁共振数据的第一数据部分和所述初步磁共振数据的第二数据部分。所述准备脉冲序列命令被配置用于控制所述磁共振成像系统在采集所述第一数据部分期间生成第一双极读出梯度。所述准备脉冲序列命令被配置用于控制所述磁共振成像系统在采集所述第二数据部分期间生成第二双极读出梯度。所述第一双极读出梯度的极性与所述第二双极读出梯度的极性相反。

[0051] 所述机器可执行指令的执行还使所述处理器使用所述第一数据部分和所述第二数据部分来计算图像空间中的测量的标准化相位校正量。所述机器可执行指令的执行还使所述处理器将模型相位误差函数适配到测量的相位误差。模型相位校正是相位误差函数的相量。相位误差函数是空间依赖的。相位误差函数可以是预定的参数化函数,通过与测量的MR数据中的相位误差进行适配,可以获得参数的最优值。

[0052] 应当理解,只要组合的实施例不相互排斥,就可以组合本发明的一个或多个前述实施例。

[0053] 本领域的技术人员将意识到,本发明的各方面可以被实施为装置、方法或计算机程序产品。因此,本发明的各方面可以采用以下形式:完全硬件实施例、完全软件实施例(包括固件、驻留软件、微代码等)或在本文中全部被通称为“电路”、“模块”或“系统”的组合了软件方面和硬件方面的实施例。此外,本发明的各方面可以采用被实施在一个或多个计算机可读介质中的计算机程序产品的形式,所述一个或多个计算机可读介质具有被实施在其上的计算机可执行代码。

[0054] 可以利用一个或多个计算机可读介质的任何组合。计算机可读介质可以是计算机可读信号介质或计算机可读存储介质。本文中使用的“计算机可读存储介质”包括可以存储能由计算设备的处理器执行的指令的任何有形存储介质。计算机可读存储介质可以被称为

计算机可读非瞬态存储介质。计算机可读存储介质还可以被称为有形计算机可读介质。在一些实施例中，计算机可读存储介质还能够存储能够由计算设备的处理器访问的数据。计算机可读存储介质的示例包括但不限于：软盘、磁硬盘驱动器、固态硬盘、闪速存储器、USB 拇指驱动器、随机存取存储器 (RAM)、只读存储器 (ROM)、光盘、磁光盘以及处理器的寄存器文件。光盘的示例包括压缩盘 (CD) 和数字多用盘 (DVD)，例如，CD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW 或 DVD-R 盘。术语“计算机可读存储介质”还指能够由计算机设备经由网络或通信链路进行存取的各种类型的记录媒介。例如，可以在调制解调器上、在互联网上或在局域网上检索数据。可以使用任何适当的介质来传输在计算机可读介质上实施的计算机可执行代码，所述任何适当的介质包括但不限于：无线、有线、光纤缆线、RF 等，或前项的任何合适的组合。

[0055] 计算机可读信号介质可以包括例如在基带中或作为载波的部分的、在其中实施计算机可执行代码的传播的数据信号。这种经传播的信号可以采用各种形式中的任何形式，包括但不限于：电磁、光学或其任何合适的组合。计算机可读信号介质可以是任何这种计算机可读介质；所述计算机可读介质不是计算机可读存储介质并且能够传递、传播或传输用于由指令执行系统、装置或设备使用的程序或与指令执行系统、装置或设备结合使用的程序。

[0056] “计算机存储器”或“存储器”是计算机可读存储介质的示例。计算机存储器是能由处理器直接访问的任何存储器。“计算机存储设备”或“存储设备”是计算机可读存储介质的另外的示例。计算机存储设备是任何非易失性计算机可读存储介质。

[0057] 本文中使用的“处理器”包括能够执行程序或机器可执行指令或计算机可执行代码的电子部件。对包括“处理器”的计算设备的引用应被解读为可能包含多于一个处理器或处理核。处理器例如可以是多核处理器。处理器也可以指在单个计算机系统内的或被分布在多个计算机系统之间的处理器的集合。术语“计算设备”也应被解读为可能指多个计算设备的集合或网络，所述多个计算设备中的每个计算设备均包括一个或多个处理器。计算机可执行代码可以由多个处理器来执行，这些处理器可以处于同一计算设备内，或者甚至可以被分布在多个计算设备上。

[0058] 计算机可执行代码可以包括使处理器执行本发明的一方面的机器可执行指令或程序。用于执行针对本发明的各方面的操作的计算机可执行代码可以被写成一种或多种编程语言的任何组合，包括面向对象的编程语言（例如，Java、Smalltalk、C++ 等）和常规的程序编程语言（例如，C 编程语言或类似的编程语言），并且被编译成机器可执行指令。在一些实例中，计算机可执行代码可以是高级语言的形式或是预编译的形式，并且可以与解释器联合使用，所述解释器在运行中生成机器可执行指令。

[0059] 计算机可执行代码可以完全在用户的计算机上、部分在用户的计算机上、作为独立软件包、部分在用户的计算机上并且部分在远程计算机上，或者完全在远程计算机或服务器上执行。在最后一种情况中，远程计算机可以通过任何类型的网络连接到用户的计算机，所述网络包括局域网 (LAN) 或广域网 (WAN)，或者可以（例如通过使用互联网服务提供商的互联网）连接到外部计算机的连接。

[0060] 参考根据本发明的实施例的流程图图示和/或方法、装置（系统）以及计算机程序产品的框图描述了本发明的各方面。应当理解，在适当时能够由计算机可执行代码形式的

计算机程序指令来实施流程图、图示和/或框图的框的每个框或部分。还应当理解,当互不排斥时,可以对不同的流程图、图示和/或框图中的框进行组合。可以将这些计算机程序指令提供给通用计算机、专用计算机或其它可编程数据处理装置的处理器以产生机器,使得经由计算机或其它可编程数据处理装置的处理器执行的指令创建用于实施流程图和/或框图的一个或多个框中指定的功能/动作的单元。

[0061] 这些计算机程序指令也可以被存储在计算机可读介质中,所述计算机可读介质能够指导计算机、其他可编程数据处理装置或其他设备来以特定方式起作用,使得被存储在计算机可读介质中的指令产生制品,所述制品包括实施在流程图和/或一个或多个框图框中指定的功能/动作的指令。

[0062] 计算机程序指令也可以被加载到计算机、其他可编程数据处理装置或其他设备上,以使得要在计算机、其他可编程装置或其他设备上执行的一系列操作步骤,从而产生计算机实施的过程,使得在计算机或其他可编程装置上执行的指令提供用于实施在流程图和/或一个或多个框图框中指定的功能/动作的过程。

[0063] 本文中使用的“用户接口”是允许用户或操作者与计算机或计算机系统交互的接口。“用户接口”还可以被称为“人机接口设备”。用户接口可以向操作者提供信息或数据并且/或者从操作者接收信息或数据。用户接口可以使得来自操作者的输入能够被所述计算机接收,并且可以从计算机向用户提供输出。换言之,用户接口可以允许操作者控制或操纵计算机,并且接口可以允许计算机指示操作者的控制或操纵的效果。显示器或图形用户接口上对数据或信息的显示是向操作者提供信息的示例。通过键盘、鼠标、跟踪球、触控板、指点杆、图形输入板、操纵杆、游戏手柄、网络摄像头、头戴式设备、脚踏板、有线手套、遥控器以及加速度计来接收数据是使得能够从操作者接收信息或数据的用户接口部件的全部示例。

[0064] 本文中使用的“硬件接口”涵盖使得计算机系统的处理器能够与外部计算设备和/或装置交互并且/或者控制外部计算设备和/或装置的接口。硬件接口可以允许处理器向外部计算设备和/或装置发送控制信号或指令。硬件接口还可以使得处理器能够与外部计算设备和/或装置交换数据。硬件接口的示例包括但不限于:通用串行总线、IEEE 1394端口、并行端口、IEEE 1284端口、串行端口、RS-232端口、IEEE-488端口、蓝牙连接、无线局域网连接、TCP/IP连接、以太网连接、控制电压接口、MIDI接口、模拟输入接口以及数字输入接口。

[0065] 本文中使用的“显示器”或“显示设备”涵盖适于显示图像或数据的输出设备或用户接口。显示器可以输出视觉、听觉和/或触觉的数据。显示器的示例包括,但不限于:计算机监视器、电视屏幕、触摸屏、触觉电子显示器、盲文屏幕、阴极射线管(CRT)、存储管、双稳显示器、电子纸、矢量显示器、平板显示器、真空荧光显示器(VF)、发光二极管(LED)显示器、电致发光显示器(ELD)、等离子显示面板(PDP)、液晶显示器(LCD)、有机发光二极管显示器(OLED)、投影仪以及头戴式显示器。

[0066] “磁共振(MR)数据”在本文中被定义为是在磁共振成像扫描期间由磁共振装置的天线所记录的对通过原子自旋发射的射频信号的测量结果。初步磁共振数据是医学图像数据的示例。“磁共振成像(MRI)图像”在本文中被定义为是对在磁共振成像数据内包含的解剖数据所重建的二维可视化或三维可视化。

附图说明

[0067] 在下文中,将仅通过示例的方式并且参考附图来描述本发明的优选实施例,在附图中:

[0068] 图1图示了磁共振成像系统的示例;

[0069] 图2示出了图示操作图1的磁共振成像系统的方法的流程图;

[0070] 图3示出了若干幅相位对位置的标绘图;

[0071] 图4示出了磁共振图像的示例;

[0072] 图5示出了磁共振图像的另外的示例;

[0073] 图6示出了磁共振图像的另外的示例;并且

[0074] 图7示出了显示出根据示例计算的相位误差函数的标绘图。

[0075] 附图标记列表

[0076] 100 磁共振成像系统

[0077] 104 磁体

[0078] 106 磁体的膛

[0079] 108 成像区

[0080] 109 感兴趣区域

[0081] 110 磁场梯度线圈

[0082] 112 磁场梯度线圈电源

[0083] 114 射频线圈

[0084] 116 收发器

[0085] 118 对象

[0086] 120 对象支撑物

[0087] 126 计算机系统

[0088] 128 硬件接口

[0089] 130 处理器

[0090] 132 用户接口

[0091] 134 计算机存储器

[0092] 140 机器可执行指令

[0093] 142 脉冲序列命令

[0094] 144 第一数据部分

[0095] 146 第二数据部分

[0096] 148 测量的第一相位图像数据

[0097] 150 测量的第二相位图像数据

[0098] 152 测量的相位误差

[0099] 154 建模的相位误差函数

[0100] 156 相位误差函数

[0101] 200 利用准备脉冲序列命令来控制磁共振成像系统以采集第一数据部分和第二数据部分

[0102] 202 使用第一数据部分和第二数据部分来计算图像空间中的测量的标准化相位

校正量

[0103] 204 将建模的相位校正适配到测量的相位校正项,其中,建模的相位校正是复数值的指数乘以相位误差函数,其中,相位误差函数是空间依赖的

[0104] 300 位置

[0105] 302 相位

[0106] 304 双相位校正项的标绘图

[0107] 306 在估计和去除线性相位分量之后的相位

[0108] 308 在空间平滑之后的相位数据

[0109] 310 在相位展开之后的相位

[0110] 312 线伪影

[0111] 400 水/脂肪交换区域

[0112] 700 常规的相位误差函数

具体实施方式

[0113] 在这些附图中,相同附图标记的元件是等效的元件或者执行相同的功能。如果功能相同,则在后面的附图中不必讨论先前已经讨论过的元件。

[0114] 图1示出了具有磁体104的磁共振成像系统100的示例。磁体104是超导圆柱型磁体,其具有穿过它的膛106。也可以使用不同类型的磁体;例如,也可以使用分裂式圆柱型磁体和所谓的开放式磁体。分裂式圆柱型磁体类似于标准的圆柱型磁体,但是低温恒温器被分成两个部分以允许进入磁体的等平面,这种磁体可以例如与带电粒子射束治疗结合使用。开放式磁体具有两个磁体部分,一个在另一个之上,其间具有足够大的空间以容纳对象:两个部分的区的布置类似于亥姆霍兹线圈的布置。开放式磁体很受欢迎,因为对象受限制较少。在圆柱型磁体的低温恒温器内部有一组超导线圈。在圆柱型磁体104的膛106内有成像区108,在成像区108中磁场足够强且足够均匀以执行磁共振成像。示出了成像区108内的感兴趣区域109。对象118被示为由对象支撑物120支撑,使得对象118的至少部分处于成像区108和感兴趣区域109内。

[0115] 在磁体的膛106内还有一组磁场梯度线圈110,该组磁场梯度线圈110用于采集初步磁共振数据以对磁体104的成像区108内的磁自旋进行空间编码。磁场梯度线圈110连接到磁场梯度线圈电源112。磁场梯度线圈110旨在是代表性的。通常,磁场梯度线圈110包含三组独立的线圈,这三组独立的线圈用于在三个正交空间方向上进行空间编码。磁场梯度电源向磁场梯度线圈提供电流。提供给磁场梯度线圈110的电流作为时间的函数而被控制并且可以是斜坡变化的或脉冲变化的。

[0116] 与成像区108相邻的是射频线圈114,射频线圈114用于操纵成像区108内的磁自旋的取向并且用于接收也来自成像区108内的自旋的射频发射。射频天线可以包含多个线圈元件。射频天线也可以被称为通道或天线。射频线圈114连接到射频收发器116。射频线圈114和射频收发器116可以由单独的发射线圈和接收线圈以及单独的发射器和接收器来替换。应当理解,射频线圈114和射频收发器116是代表性的。射频线圈114还旨在表示专用发射天线和专用接收天线。同样地,收发器116还可以表示单独的发射器和接收器。射频线圈114还可以具有多个接收/发射元件,并且射频收发器116可以具有多个接收/发射通道。例

如,如果执行诸如SENSE之类的并行成像技术,则射频可以具有多个线圈元件114。

[0117] 收发器116和梯度控制器112被示为连接到计算机系统126的硬件接口128。该计算机系统还包括与硬件系统128、存储器134和用户接口132通信的处理器130。存储器134可以是处理器130可访问的存储器的任何组合。这可以包括例如主存储器、高速缓存存储器以及诸如闪速RAM、硬盘驱动器之类的非易失性存储器或其他存储设备。在一些示例中,存储器130可以被认为非瞬态计算机可读介质。

[0118] 存储器134被示为包含机器可执行指令140,可执行指令140使得处理器130能够发送和接收命令以便控制磁共振系统100的操作和功能。计算机存储器134还被示为包含准备脉冲序列命令142。准备脉冲序列命令是命令或者是可以用于生成用于控制磁共振成像系统100以采集初步磁共振数据的命令的数据或元数据。存储设备134还被示为包含第一数据部分144和第二数据部分146,第一数据部分144和第二数据部分146构成通过使用准备脉冲序列命令142采集的初步磁共振数据。准备脉冲序列命令142被配置用于控制磁共振成像系统在采集第一数据部分144期间生成第一双极读出梯度。准备脉冲序列命令142被配置用于控制磁共振成像系统在采集第二数据部分144期间生成第二双极读出梯度。第一双极读出梯度的极性与第二双极读出梯度的极性相反。

[0119] 存储器134被示为具有根据第一数据部分144重建的测量的第一相位图像数据148。存储器134还被示为包含根据第二数据部分146重建的测量的第二相位图像数据150。存储器134还被示为包含使用相位图像数据148和150中的数据计算的测量的标准化相位校正量152。存储器134还被示为包含模型相位误差函数154。通过与相位误差函数156的相量进行适配来计算模型相位校正154。相位误差函数还被示为被存储在存储器134中。

[0120] 图2示出了图示操作图1的磁共振成像系统100的方法的流程图。首先,在步骤200中,利用准备脉冲序列命令142来控制磁共振成像系统100。准备脉冲序列命令用于控制磁共振成像系统100以采集第一数据部分144和第二数据部分146。接下来,在步骤202中,使用测量的第一相位图像数据148和测量的第二相位图像数据150来计算测量的标准化相位校正量152。最后,在步骤204中,将模型相位校正154适配到测量的标准化相位校正量152。在适配过程中,生成相位误差函数156。

[0121] Dixon方法对于水和脂肪的分离以及脂肪比例的确定变得越来越重要。FFE和TSE方法都在使用,该技术用于各种解剖学。

[0122] 在Dixon扫描中,由于沿着读出方向的涡电流相关相位被错误地补偿,因此具有交替梯度的序列可能出现伪影。这些误差源于对具有快速相位变化(包括相位卷绕)的噪声数据的不完美处理。应当减少或消除这些伪影。

[0123] 目前通过使用针对 $k_y = k_z = 0$ (在x轴上投影体积)采集的准备相位数据的方法来解决上述伪影问题。处理数据包括空间平滑和相位展开算法。在快速相位变化的情况下,这种组合可能会失败。

[0124] 现在给出更详细的背景,以便理解本发明:在Dixon处理中,首先在整个处理序列中应用所谓的1D相位校正。用于导出相位校正的准备相位数据包括两个数据向量,这两个数据向量被测量出具有相反的梯度极性。这是针对每个回波完成的。

[0125] 相位校正的目的是去除因梯度链引起的相位误差的空间平滑分量。数据的一维模型如下:

$$\begin{aligned} [0126] \quad p_c^+(x) &= p_c(x)e^{j\phi(x)} \\ p_c^-(x) &= p_c(x)e^{-j\phi(x)} \end{aligned} \quad (0.1)$$

[0127] 其中, $\phi(x)$ 表示空间依赖的相位误差。对于负梯度, 假设这与正梯度的符号相反。下标 c 表示通道。上标 $+/-$ 表示正读出梯度或负读出梯度。

[0128] 因此, 能够根据下式获得双相位校正项:

$$[0129] \quad \langle p_{2corr}(x) \rangle = \sum_c \frac{p_c^-(x)p_c^{+*}(x)}{|p_c^+(x)|} \quad (0.2)$$

[0130] 根据该模型, 每个通道的相位估计值应当相同。由于空间变化和噪声, 通过在所有通道上求平均值, 估计值会更加鲁棒。注意, p_{2corr} 包含双相位校正项 $\phi_{corr}(x) = -\phi(x)$ 。为了导出 $\phi_{corr}(x)$ 本身, 需要将相位除以 2。常规算法将应用相位展开算法。它还可能首先去除线性相位分量, 然后在进行展开之前应用空间平滑。然而, 这仅在数据的 SNR 足够好且相位的空间变化足够平滑时才有效。这些假设可能不成立。下面在图 3 至图 6 中示出了示例。

[0131] 图 3 示出了四幅标绘图。这四幅图是位置 300 对相位 302 的标绘图。标绘图 304 示出了将利用公式 0.2 计算的双相位校正的标绘图。下一幅标绘图 306 示出了针对标绘图 304 中的情况在已经执行对线性相位分量的估计去除之后的情况。标绘图 308 示出了在空间平滑之后的相位数据。标绘图 310 示出了在相位展开 310 之后的相位。在该图中能够看出, 可能已经不正确地执行了相位展开并且存在许多线伪影 312。如下面的图 4 和图 5 所示, 经处理的相位中的尖锐转变或线伪影 312 生成难看的线伪影 (以及一些水脂交换)。

[0132] 图 4、图 5 和图 6 示出了来自 Dixon 磁共振成像协议的若干图像。图 4 示出了当应用标准处理方法时的水图像。能够看到线和水脂交换。标示为 400 的区域是相位未得到正确计算的区域, 并且该区域中存在异常明亮的区域。图 5 示出了针对图 4 中的情况在已经对其处理而使得在 1D 相位流程过程中省去了线性相位去除和空间平滑之后的情况。图 6 示出了使用与图 4 和图 5 中相同的数据计算的水图像。在这种情况下, 根据其中相位误差函数是三阶多项式的示例进行该流程。能够看出, 在图 6 中不存在大量的水脂交换区域 400。在图 6 中已经正确计算出相位误差函数。

[0133] 示例可以具有估计平滑相位曲线的算法 (该平滑相位曲线由例如从相同的原始回波相位数据导出的 3 阶多项式来描述), 同时避免了相位卷绕和其他不正确的相位相关伪影。该算法通过将合成相量函数适配到测量的相量函数来工作。使用相量构想本质上覆盖了相位卷绕。不需要明确的相位展开。利用空间平滑函数对相位进行跨越确保了对输入数据的平滑校正。

[0134] 有关如何构建和使用示例的说明:

[0135] 相位被建模为读出方向 x 的多项式函数:

$$[0136] \quad \phi(x) = a_n x^n + \dots + a_2 x^2 + a_1 x + a_0 \quad (0.3)$$

[0137] 对应的合成相量函数是:

$$[0138] \quad z(x) = e^{j\phi(x)} \quad (0.4)$$

[0139] 多项式系数 a 是通过将相量函数 z 适配到测量的相量函数 $y(x)$ 来确定的, 该相位函数 $y(x)$ 是根据 $p_{2corr}(x)$ 导出的, 参见公式 (0.5):

$$[0140] \quad y(x) = \frac{p_{2corr}(x)}{|p_{2corr}(x)|} \quad (0.5)$$

[0141] 因此,系数是通过最小化问题的解而找到的:

$$[0142] \quad a = \arg \min_a \left(\sum_i |y(x_i) - e^{j\phi(x_i)}|^2 \right) \quad (0.6)$$

[0143] 其中, a 是包含系数 a_i 的向量。在其他示例中,能够选择任何期望阶数的多项式函数。通常,阶数会相对较小,比如说三阶。当然,也能够选择由一小组参数描述的任何其他合适的平滑函数。

[0144] 原则上,应当使用全局优化问题来解决最小化问题,以避免目标函数中的局部最小值。出于实际目的,当采取措施以避免局部最小值时,也能够使用局部优化算法。这种措施能够例如包括重复求解优化问题,其中,首先将相位适配在视场的有限(中心)部分上,并且在随后的最小化中将视场逐渐扩展以覆盖整个视场。而且,建模函数的灵活性(多项式的阶数)能够逐渐增加。

[0145] 进一步的细化是在问题(0.6)中使用幅度加权而向给出不可靠相位信息的样本赋予较小的权重。而且,不是一定需要解决最小二乘问题。也能够使用另一种合适的乘方。然后将该问题重新表述为:

$$[0146] \quad a = \arg \min_a \left(b(x_i) \sum_i |y(x_i) - e^{j\phi(x_i)}|^p \right) \quad (0.7)$$

[0147] 其中, $b(x)$ 是幅度函数,并且 p 是乘方。

[0148] 下面,在图7中示出了对应于上述数据集的示例。该示例针对回波2。回波1是利用相同的算法处理的,当经适配的相位用于相位校正时,Dixon处理产生图6的左下部分中的水图像。线伪影全都消失了。对应的 B_0 图(未示出)相当平滑。

[0149] 图7示出了位置对相位302的标绘图。在图7中,将根据示例计算的相位误差函数156的标绘图与常规的相位误差函数700进行比较。例如,这可在Dixon磁共振成像流程中进行计算。通过将模型相位误差函数154适配到与图3中的标绘图304相对应的测量的标准化相位校正量152来获得相位误差函数156。标绘图700是通过直接进行相位展开流程而获得的相位误差。在这种情况下,它被认为是正确的,并且曲线156非常准确地跟随它。边缘处的偏差对应于相位校正数据不可靠的低幅度区。

[0150] 示例也能够应用于如下的任何类似的问题,其中,两个数据集在相位上相互比较,并且最终需要一半的相位差。一个示例是EPI相位校正。

[0151] 虽然已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示例性的,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

[0152] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践中请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。虽然某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。计算机程序可以被存储/被分布在合适的介质上,例如,与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以以其他形式分布,例如,经由互联网或其他有线或无线的电信系统分布。权利要求中的

任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

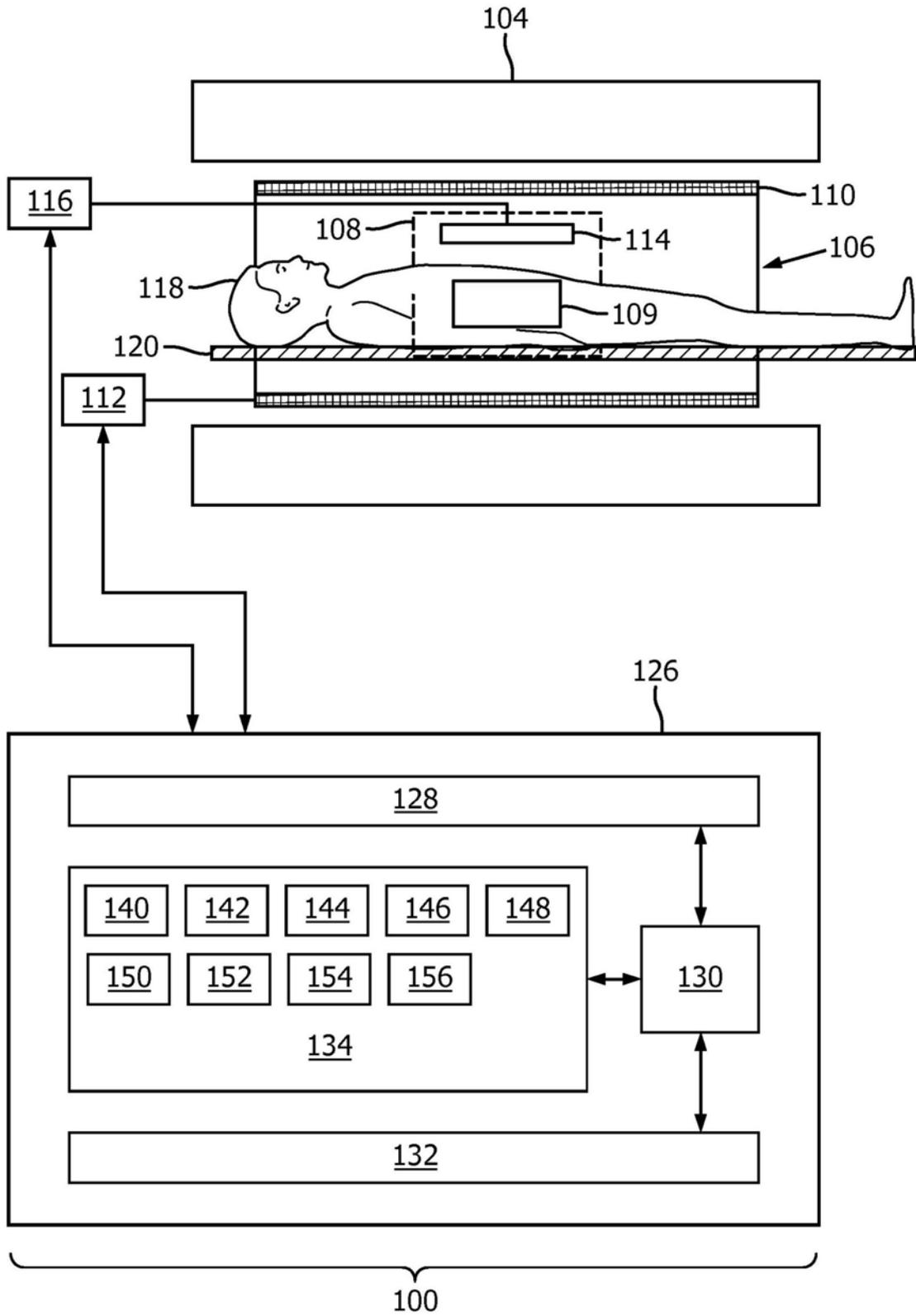


图1

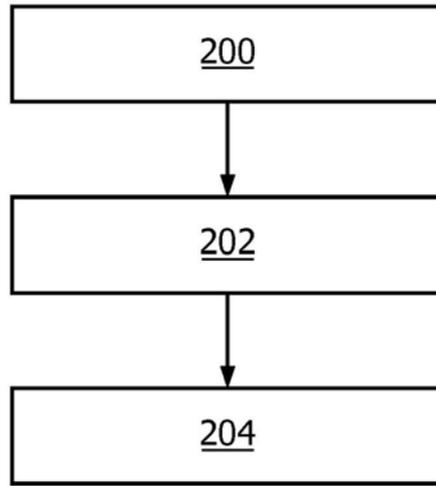


图2

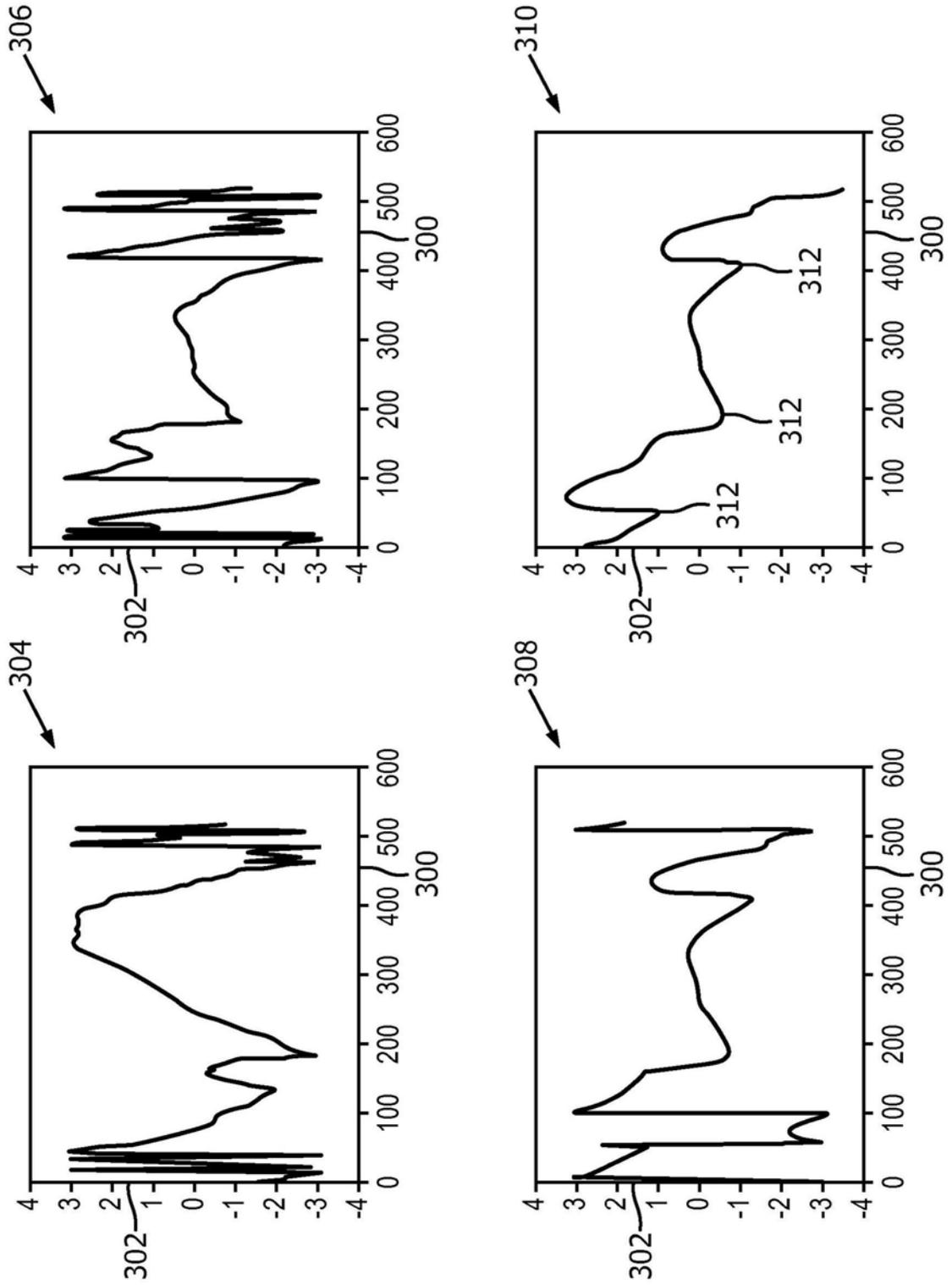


图3

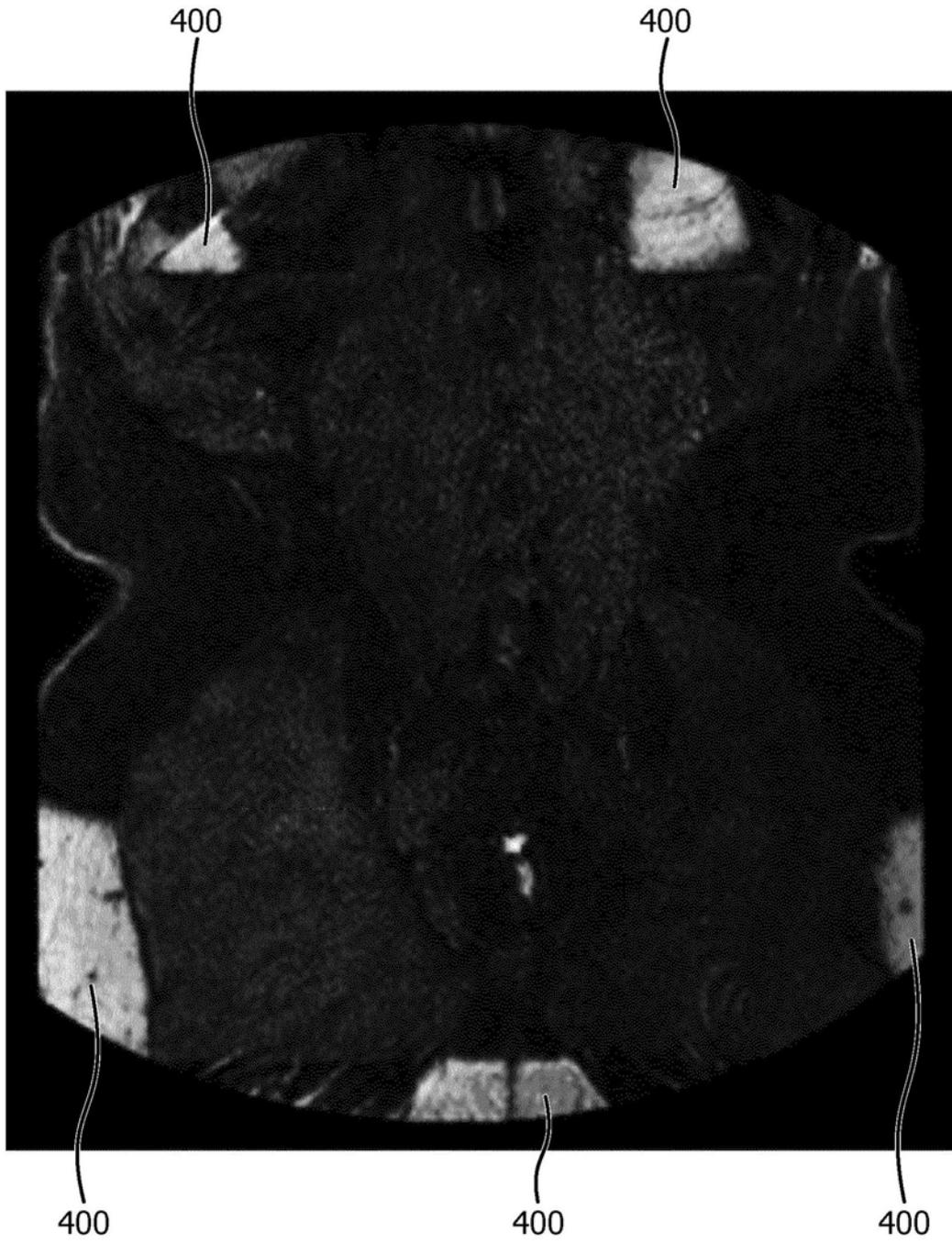


图4

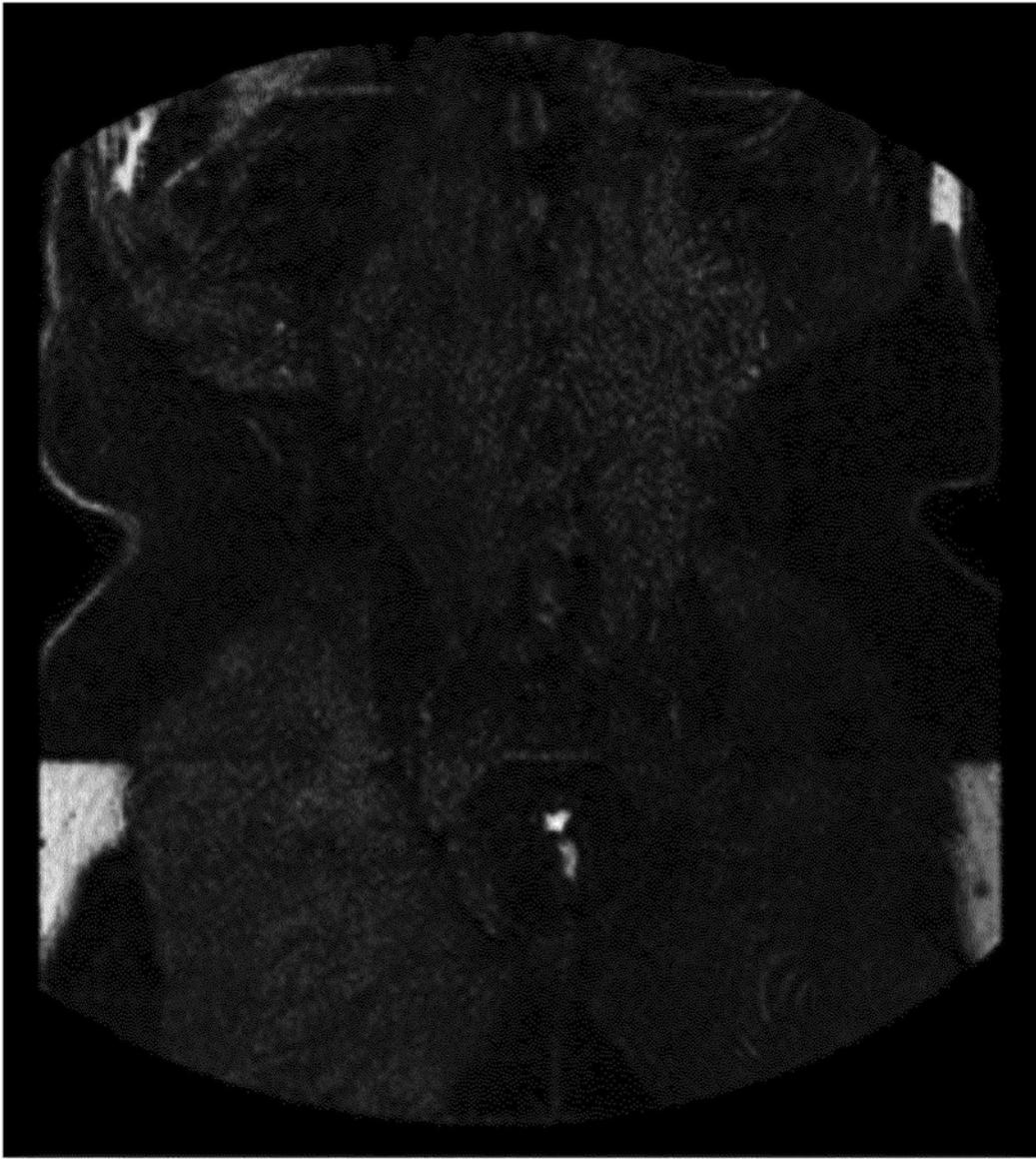


图5

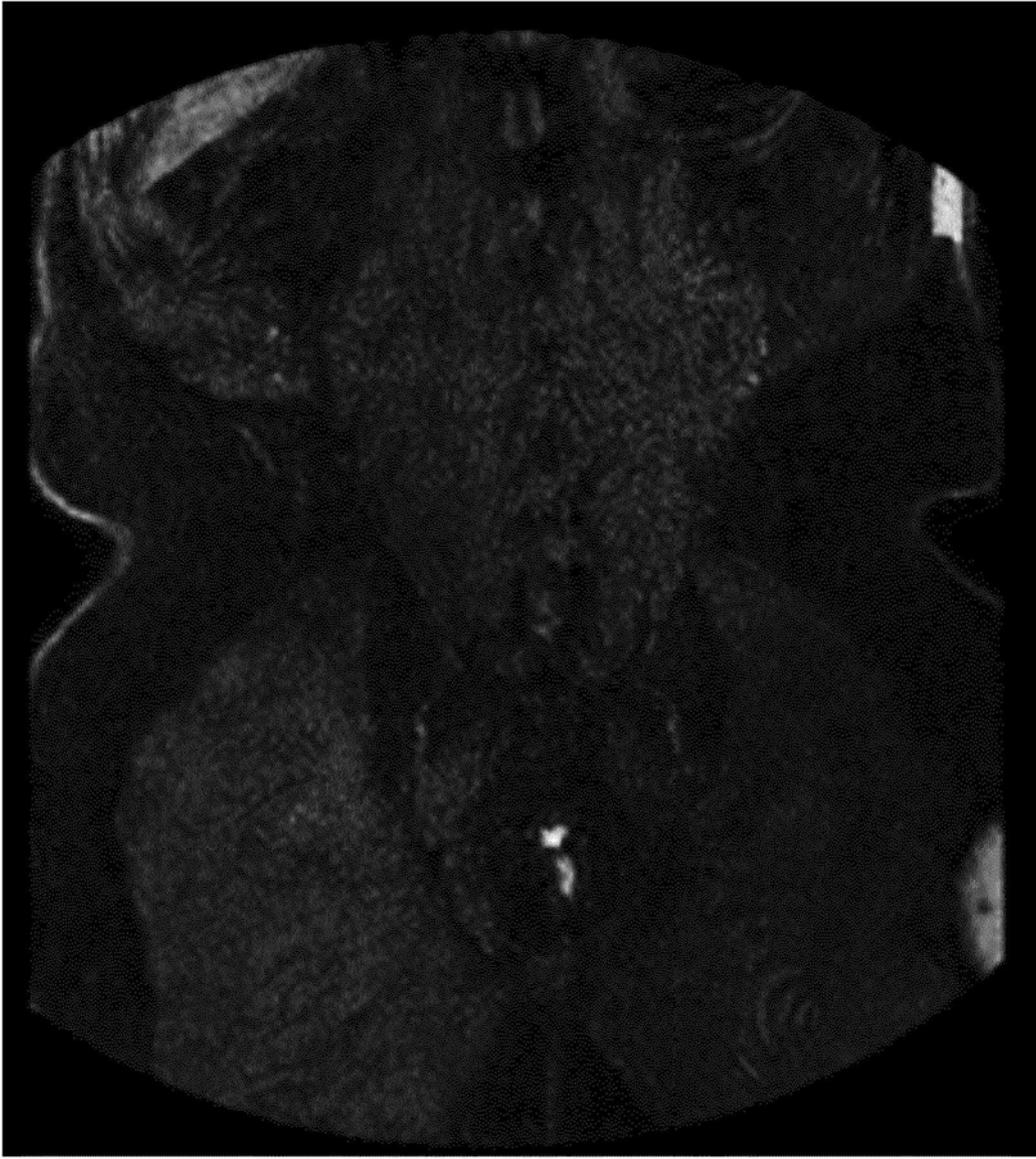


图6

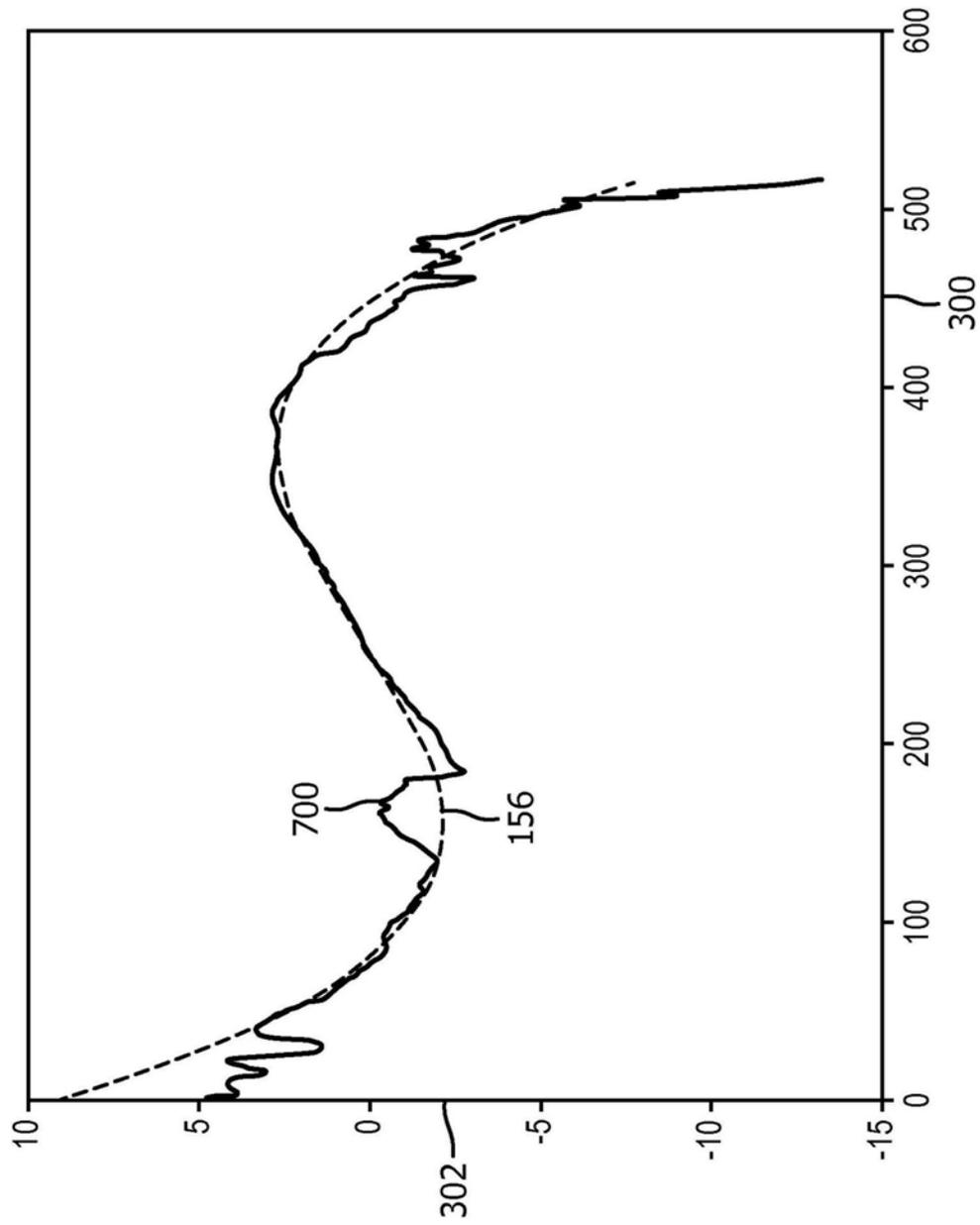


图7