(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 105393132 A
(43)申请公布日 2016.03.09

(21)申请号 201480030629.9

(22)申请日 2014.03.26

(30)优先权数据
13166255.3 2013.05.02 EP
61/806,432 2013.03.29 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.11.27

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2014/056018 2014.03.26

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2014/154728 EN 2014.10.02

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 U·卡切尔 M·I·多内瓦 C·施特宁 J·S·范登布林克 J·库普

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.
G01R 33/48(2006.01)
G01R 33/56(2006.01)

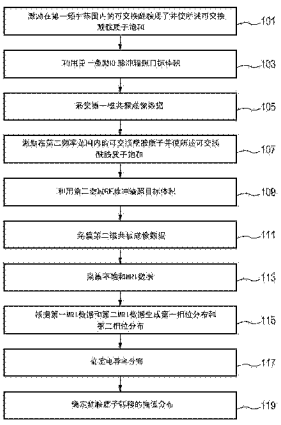
权利要求书3页 说明书10页 附图4页

(54)发明名称

在单个MR采集中的酰胺质子转移(APT)和电性能断层摄影(EPT)成像

(57)摘要

本发明涉及一种用于采集来自对象(218)中的靶体积的磁共振数据的磁共振成像MRI系统(200),所述MRI系统(200)包括:存储器(236),其用于存储机器可执行指令;和处理器(230),其用于控制所述MRI系统(200),其中,所述机器可执行指令的执行令所述处理器(230):使用包含在第一选择性RF脉冲(413)后跟随有第一激励RF脉冲(415)的所述第一选择性RF脉冲的第一MRI序列(401)来控制所述MRI系统(200)以选择性地激励在所述靶体积中的在第一频率范围内的可交换酰胺质子并使所述可交换酰胺质子饱和;利用所述第一激励RF脉冲(415)辐照所述靶体积,所述第一激励RF脉冲适于激励在所述靶体积中的大量水质子;并且响应于所述第一激励RF脉冲(415)而采集来自所述靶体积的第一磁共振成像数据;使用包含在第二选择性RF脉冲(423)后跟随有第二激励RF脉冲(425)的所述第二选择性RF脉冲的第二MRI序列(403)来控制所述MRI系统(200)以选择性地激励在所述靶体积中的在第二频率范围内的所述可交换酰胺质子并使所述可交换酰胺质子饱和;利用所述第二激励RF脉冲(425)辐照所述靶体积,所述第二激励RF脉冲适于激励所述大量水质子;并且响应于所述第二激励RF脉冲(425)而采集来自所述靶体积的第二磁共振成像数据;其中,所述第一MRI序列(401)包括具有与所述第二MRI序列(403)的第二梯度极性(427)相反的第一梯度极性的梯度(417)。



CN 105393132 A

1.一种用于采集来自对象(218)中的靶体积的磁共振数据的磁共振成像MRI系统(200),所述MRI系统(200)包括:存储器(236),其用于存储机器可执行指令;和处理器(230),其用于控制所述MRI系统(200),其中,所述机器可执行指令的执行令所述处理器(230):

a、使用包含在第一选择性RF脉冲(413)后跟随有第一激励RF脉冲(415)的所述第一选择性RF脉冲的第一MRI序列(401)来控制所述MRI系统(200)以选择性地激励在所述靶体积中的在第一频率范围内的(i)引起CEST效应的可交换内源性核或(ii)引起所述CEST效应的可交换外源性核并使(i)所述可交换内源性核或(ii)所述可交换外源性核饱和;利用所述第一激励RF脉冲(415)辐照所述靶体积,所述第一激励RF脉冲适于激励在所述靶体积中的大量水质子;并且响应于所述第一激励RF脉冲(415)而采集来自所述靶体积的第一磁共振成像数据;

b、使用包含在第二选择性RF脉冲(423)后跟随有第二激励RF脉冲(425)的所述第二选择性RF脉冲的第二MRI序列(403)来控制所述MRI系统(200)以选择性地激励在所述靶体积中的在第二频率范围内的(i)引起所述CEST效应的所述可交换内源性核或(ii)引起所述CEST效应的所述可交换外源性核并使(i)所述可交换内源性核或(ii)所述可交换外源性核饱和;利用所述第二激励RF脉冲(425)辐照所述靶体积,所述第二激励RF脉冲适于激励所述大量水质子;并且响应于所述第二激励RF脉冲(425)而采集来自所述靶体积的第二磁共振成像数据;

其中,所述第一MRI序列(401)包括具有与所述第二MRI序列(403)的第二梯度极性(427)相反的第一梯度极性的梯度(417);

c、使用第三MRI序列(405)来控制所述MRI系统(200)以采集所述靶体积的不饱和MRI数据;

d、根据第一MRI数据和第二MRI数据来生成各自的第一相位分布和第二相位分布;

e、使用所述第一相位分布和所述第二相位分布以用于确定所述靶体积的电导率分布;

f、使用所述第一MRI数据、所述第二MRI数据以及所述不饱和MRI数据以用于确定酰胺质子转移APT的幅值分布,所述APT对应于所述酰胺质子与所述水质子之间的饱和的转移。

2.根据权利要求1所述的磁共振成像MRI系统(200),其中,

a、用于控制所述MRI系统(200)的、包含在第一选择性RF脉冲(413)后跟随有第一激励RF脉冲(415)的所述第一选择性RF脉冲的所述第一MRI序列(401)适于选择性地激励在所述靶体积中的在第一频率范围内的可交换酰胺质子并使所述可交换酰胺质子饱和;利用所述第一激励RF脉冲(415)辐照所述靶体积,所述第一激励RF脉冲适于激励在所述靶体积中的大量水质子;并且响应于所述第一激励RF脉冲(415)而采集来自所述靶体积的第一磁共振成像数据;并且

b、用于控制所述MRI系统(200)的、包含在第二选择性RF脉冲(423)后跟随有所述第二激励RF脉冲(425)的所述第二选择性RF脉冲的所述第二MRI序列(403)适于选择性地激励在所述靶体积中的在第二频率范围内的所述可交换酰胺质子并使所述可交换酰胺质子饱和;利用所述第二激励RF脉冲(425)辐照所述靶体积,所述第二激励RF脉冲适于激励

所述大量水质子；并且响应于所述第二激励RF脉冲(425)而采集来自所述靶体积的第二磁共振成像数据；

c、并且所述第一MRI数据、所述第二MRI数据以及所述不饱和MRI数据确定酰胺质子转移APT的幅值分布，所述APT对应于所述酰胺质子与所述水质子之间的饱和的转移。

3.根据权利要求1或2所述的MRI系统，其中，所述电导率分布的所述确定包括：对所述第一相位分布和所述第二相位分布取平均以用于获得平均的相位分布；根据经平均的相位分布来确定B1场相位分布以用于确定所述电导率分布。

4.根据权利要求1或2所述的MRI系统，其中，所述电导率分布的所述确定包括：根据所述不饱和MRI数据来生成第三相位分布；对所述第一相位分布、所述第二相位分布以及所述第三相位分布取平均以用于获得平均的相位分布；根据经平均的相位分布来确定B1场相位分布以用于确定所述电导率分布。

5.根据前述权利要求中的任一项所述的MRI系统，其中，所述MRI系统(200)还包括用于并行数据采集的多个RF线圈，所述多个RF线圈具有使用预采集的k-空间数据确定的空间灵敏度图，其中，所述机器可执行指令的所述执行还令所述处理器根据使用所述灵敏度图采集到的第一MRI数据、第二MRI数据以及第三MRI数据来重建图像数据。

6.根据前述权利要求中的任一项所述的MRI系统，其中，分别使用预定义的第一k-空间区域和预定义的第二k-空间区域来采集所述第一MRI数据和所述第二MRI数据，其中，所述第二k-空间区域是所述第一k-空间区域的部分。

7.根据权利要求6所述的MRI系统，其中，所述第二k-空间区域是k-空间的中心区域。

8.根据前述权利要求中的任一项所述的MRI系统，其中，所述第一频率范围和所述第二频率范围在水共振频率的对侧上被对称地移位。

9.根据前述权利要求中的任一项所述的MRI系统，其中，第一频率范围的中心被设定为所述酰胺质子的共振频率。

10.根据前述权利要求中的任一项所述的MRI系统，其中，所述第一梯度极性包括切片选择性梯度极性、读取梯度极性和相位编码梯度极性。

11.根据前述权利要求中的任一项所述的MRI系统，其中，使用在所述第一频率范围处和在所述第二频率范围处的酰胺质子转移比率MTR来确定酰胺质子转移的所述幅值。

12.根据前述权利要求中的任一项所述的MRI系统，其中，所述第一MRI数据和所述第二MRI数据形成第一对MRI数据，其中，所述机器可执行指令的所述执行还令所述处理器重复步骤a)和步骤b)以用于使用具有相互反向的梯度极性的脉冲序列来采集多对MRI数据，其中，所述酰胺质子转移APT的所述幅值的所述确定包括针对每对MRI数据确定各自的APT分布，并且对所确定的APT分布取平均以用于获得平均的APT分布。

13.根据前述权利要求中的任一项所述的MRI系统，其中，所述第一选择性RF脉冲和所述第二选择性RF脉冲包括90度激励脉冲、RF脉冲串或它们的组合中的一个。

14.一种操作磁共振成像系统以用于采集来自对象中的靶体积的磁共振数据的方法，所述方法包括：

a、使用包含在第一选择性RF脉冲(413)后跟随有第一激励RF脉冲(415)的所述第一选择性RF脉冲的第一MRI序列(401)来控制所述MRI系统(200)以选择性地激励在所述靶

体积中的在第一频率范围内的(i)引起CEST效应的可交换内源性核或(ii)引起所述CEST效应的可交换外源性核并使(i)所述可交换内源性核或(ii)所述可交换外源性核饱和;并且响应于所述第一激励RF脉冲(415)而采集来自所述靶体积的第一磁共振成像数据;

b、使用包含在第二选择性RF脉冲(423)后跟随有第二激励RF脉冲(425)的所述第二选择性RF脉冲的第二MRI序列(403)来控制所述MRI系统(200)以选择性地激励在所述靶体积中的在第一频率范围内的(i)引起所述CEST效应的可交换内源性核或(ii)引起所述CEST效应的可交换外源性核并使(i)所述可交换内源性核或(ii)所述可交换外源性核饱和;利用所述第二激励RF脉冲(425)辐照所述靶体积,所述第二激励RF脉冲适于激励所述大量水质子;并且响应于所述第二激励RF脉冲(425)而采集来自所述靶体积的第二磁共振成像数据;

其中,所述第一MRI序列(401)包括具有与所述第二MRI序列(403)的第二梯度极性(427)相反的第一梯度极性的梯度(417);

c、使用第三MRI序列(405)来控制所述MRI系统(200)以采集所述靶体积的不饱和MRI数据;

d、根据所述第一MRI数据和所述第二MRI数据来生成各自的第一相位分布和第二相位分布;

e、使用所述第一相位分布和所述第二相位分布以用于确定所述靶体积的电导率分布;

f、使用所述第一MRI数据、所述第二MRI数据以及所述不饱和MRI数据以用于确定酰胺质子转移APT的幅值分布,所述APT对应于所述酰胺质子与所述水质子之间的饱和的转移。

15.一种计算机程序产品,包括用于执行方法权利要求所述的方法的步骤的计算机可执行指令。

在单个MR采集中的酰胺质子转移(APT)和电性能断层摄影(EPT)成像

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振成像，具体涉及一种用于在单个MR采集中组合APT和EPT的方法。

背景技术

[0002] 酰胺质子转移(APT)和电性能断层摄影(EPT)已经成为定量调查组织的生物化学的新方法。APT是基于相对于水共振频率的磁化转移(MT)频移的不对称性的，并且反映包含蛋白质的酰胺的浓度。EPT是基于TSE或bFFE图像的测量的收发阶段的曲率的，并且反映组织的电导率。

[0003] Voigt T等人的MRM 66(2011)456公开了一种用于使用EPT对人脑的定量电导率和电容率成像的方法。

[0004] J.Zhou等人的MRM 50:1120-1126(2003)公开了一种用于对脑肿瘤进行成像的APT对比方法。

发明内容

[0005] 如由独立权利要求的主题所描述的，各个实施例提供操作磁共振成像MRI系统的改进的方法、改进的计算机程序产品以及改进的磁共振成像MRI系统。在从属权利要求中描述有利实施例。

[0006] 在一个方面中，本发明涉及一种用于采集来自对象中的靶体积的磁共振数据的磁共振成像MRI系统，所述MRI系统包括:存储器，其用于存储机器可执行指令;和处理器，其用于控制所述MRI系统，其中，所述机器可执行指令的执行令所述处理器:

[0007] a、使用包含在第一选择性RF脉冲后跟随有第一激励RF脉冲的所述第一选择性RF脉冲的第一MRI序列来控制所述MRI系统以选择性地激励在所述靶体积中的在第一频率范围内的可交换酰胺质子并使所述可交换酰胺质子饱和;利用所述第一激励RF脉冲辐照所述靶体积，所述第一激励RF脉冲适于激励在所述靶体积中的大量水质子;并且响应于所述第一激励RF脉冲而采集来自所述靶体积的第一磁共振成像数据;

[0008] b、使用包含在第二选择性RF脉冲后跟随有第二激励RF脉冲的所述第二选择性RF脉冲的第二MRI序列来控制所述MRI系统以选择性地激励在所述靶体积中的在第二频率范围内的可交换酰胺质子并使所述可交换酰胺质子饱和;利用第二激励RF脉冲辐照所述靶体积，所述第二激励RF脉冲适于激励所述大量水质子;并且响应于所述第二激励RF脉冲而采集来自所述靶体积的第二磁共振成像数据;

[0009] 其中，所述第一MRI序列包括具有与所述第二MRI序列的第二梯度极性相反的第一梯度极性的梯度;

[0010] c、使用第三MRI序列来控制所述MRI系统以采集所述靶体积的不饱和MRI数据;

[0011] d、根据第一MRI数据和第二MRI数据来生成各自的第一相位分布和第二相位分

布；

[0012] e、使用所述第一相位分布和所述第二相位分布以用于确定所述靶体积的电导率分布；

[0013] f、使用所述第一 MRI 数据、所述第二 MRI 数据以及所述不饱和 MRI 数据以用于确定酰胺质子转移 APT 的幅值分布，所述 APT 对应于所述酰胺质子与所述水质子之间的饱和的转移。

[0014] 第一 MRI 脉冲序列、第二 MRI 脉冲序列以及第三 MRI 脉冲序列可以是快速自旋回波 TSE 序列。所述第三 MRI 脉冲序列不包含选择性（饱和）RF 脉冲。在相同的扫描中可以采集所述第一 MRI 数据、所述第二 MRI 数据以及所述第三 MRI 数据。第一选择性 RF 脉冲和第二选择性 RF 脉冲用于使关于水质子频率在某个化学位移（偏移）位置处的自旋饱和。

[0015] 除了酰胺质子转移 (APT)MR 成像与电性能断层摄影的所公开的组合以外，本发明的另外的方面是应用具有电性能断层摄影的化学交换饱和转移 (CEST) 磁共振成像。CEST 利用核磁共振 (NMR) 的能力来解析来源于在不同分子上的质子的不同信号。通过选择性地使与周围的水分子交换的（与特定分子或外源性 CEST 药剂相关联的）特定质子信号饱和，也使来自周围的大量水分子的 MRI 信号衰减。利用和不利用 RF 饱和脉冲获得的图像揭露 CEST 药剂的定位。化学交换必须处在中间段 (intermediate regime)，其中，交换足够快以使大量水信号有效地饱和，而足够慢使得存在可交换质子共振与水质子共振之间的化学位移差。因此，CEST 效应的幅值取决于可交换质子的交换速率和数目两者。CEST 技术的变型（其被称为 PARACEST）可以比传统分子成像技术敏感的多，并且应当能够探测到纳摩尔浓度。PARACEST 通常依赖于大量水与结合到顺磁性镧系络合物 (paramagnetic Lanthanide complex) 的水之间的水交换。镧系离子结合水共振的饱和导致经由水交换的大量水信号的衰减。结合水分子的巨大顺磁性化学位移允许它们忍受与大量水的快的多的交换速率，而仍然保持处于中间交换段，从而提供大量水信号的有效得多的饱和和大的多的 CEST 灵敏度。

[0016] 本发明的见解是要求对 CEST MR 数据采集序列的仅仅微小调整，以使得能够提取关于正被检查的组织的电性能的信息。尤其地，CEST MR 数据采集涉及具有和不具有对 CEST 造影剂的选择性饱和的若干（通常大约为七个）扫描。从这些采集到的 MR 数据，能够导出谱不对称性和空间主磁场不均匀性。在这些 CEST MR 数据采集之中，经由图像幅值实质上仅仅谱内容变化，但是具有共同的图像相位内容。因此，从这些 CEST MR 数据的平均结果，类似于电性能断层摄影方法能够重建电性能的空间分布，从“IEEE Trans.Med.Imag”（卷 28，2009 年，第 1365 页）本身已知所述电性能断层摄影方法。另外，对 CEST MRI 数据取平均引起重建的电性能断层摄影图像的提高的信噪比。CEST MR 图像和电性能断层摄影图像提供补充性诊断相关信息，尤其在肿瘤学中。

[0017] 根据一个实施例，使用基于场回波的序列，代替基于自旋回波的序列。应用不同回波时间采集针对不同饱和频率的 MRI 数据，允许 B_0- 图的固有估计，所述 B_0- 图的固有估计表示不具有额外扫描时间的静止主磁场的空间变化。从由 Jochen Keupp、Holger Eggers 的“Intrinsic Field Homogeneity Correction in Fast Spin Echo Based Amide Proton Transfer MRI”(ISMRM 20，2012 年，第 4185 页）本身已知在酰胺质子转移 MRI 途径中对 B_0- 图的这样的固有估计。该 B_0- 图能够用于去除来源于 B0 不均匀性的相位贡献，其对于

EPT 重建是不想要的，并且如果使用基于场回波的序列代替基于自旋回波的序列，则其发生在相位图中。切换梯度极性以从涡流中去除不想要的相位贡献的前述概念对于基于场回波的序列和基于自旋回波的序列是相同的。优选地，相同的回波时间用于不同的梯度极性。备选地，为了该目的，能够使用（针对 APT 共同采集的）单独的 B_0- 图。

[0018] 第一频率范围和第二频率范围不可以与大量水质子的共振频率重叠。

[0019] 由于这些特征可以减少执行 APT 和电性能断层摄影 EPT 测量两者的医学设备的扫描时间，因此这些特征可以是有利的。

[0020] 另一优点可以是当在多个采集的 MRI 数据上对 EPT 测量结果取平均时，增强了针对 EPT 测量结果的 SNR。

[0021] 另一优点可以是通过重复具有反向梯度极性的相同序列并对结果得到的相位分布取平均可以去除归因于涡流的不对称相位效应。

[0022] 根据一个实施例，所述电导率分布的所述确定包括：对所述第一相位分布和所述第二相位分布取平均以用于获得平均的相位分布；根据经平均的相位分布来确定 B1 场相位分布以用于确定所述电导率分布。由于基于平均值其可以提供对 EPT 分布的准确估计，因此这可以是有利的。跨两个分布在逐体素的基础上计算均值 B1 相位值。

[0023] 根据一个实施例，所述电导率分布的所述确定包括：根据所述不饱和 MRI 数据来生成第三相位分布；对所述第一相位分布、所述第二相位分布以及所述第三相位分布取平均以用于获得平均的相位分布；根据经平均的相位分布来确定 B1 场相位分布以用于确定所述电导率分布。由于这是使用额外的序列（即，第三 MRI 数据）来确定的，因此这还可以增加 EPT 分布的 SNR。

[0024] 根据一个实施例，所述 MRI 系统还包括用于并行数据采集的多个 RF 线圈，所述多个 RF 线圈具有使用预采集的 k- 空间数据确定的空间灵敏度图，其中，所述机器可执行指令的执行还令所述处理器根据使用所述灵敏度图采集到的第一 MRI 数据、第二 MRI 数据以及第三 MRI 数据来重建图像数据。由于这还可以减少扫描时间，因此这可以是有利的。

[0025] 根据一个实施例，分别使用预定义的第一 k- 空间区域和第二 k- 空间区域来采集所述第一 MRI 数据和所述第二 MRI 数据，其中，所述第二 k- 空间区域是所述第一 k- 空间区域的部分。例如，可以使用匙孔成像 (keyhole imaging)。

[0026] 根据一个实施例，所述第二 k- 空间区域是 k- 空间的中心区域。由于这些实施例还可以通过有限的数据采集减少扫描时间而不损失空间分辨率，因此这些实施例可以是有利的。通过 k- 空间中心确定对比度的大部分的事实可以激发该局部采集。而且，k- 空间的高空间频率内容可以为时间恒定的事实使得其不必被更新。例如，使用第一 MRI 序列可以立即采集高空间频率数据。

[0027] 根据一个实施例，所述第一频率范围和所述第二频率范围在水共振频率的对侧上被对称地移位。

[0028] 根据一个实施例，第一频率范围的中心被设定为所述酰胺质子的共振频率。例如，所述第一频率范围和所述第二频率范围可以分别集中在距所述水共振频率的约 +3.5ppm 和 -3.5ppm。

[0029] 根据一个实施例，所述第一梯度极性包括切片选择性梯度极性，读取梯度极性和相位编码梯度极性。所述第二梯度极性也包括切片选择性梯度极性，读取梯度极性和相位

编码梯度极性。

[0030] 根据一个实施例，使用在所述第一频率范围处和在所述第二频率范围处的酰胺质子转移比率 MTR 来确定酰胺质子转移的幅值。

[0031] 根据一个实施例，所述第一 MRI 数据和所述第二 MRI 数据形成第一对 MRI 数据，其中，所述机器可执行指令的所述执行还令所述处理器重复步骤 a) 和步骤 b) 以用于使用具有相互反向极性的脉冲序列采集多对 MRI 数据，其中，酰胺质子转移 APT 的幅值的所述确定包括针对每对确定各自的 APT 分布，并且对所确定的 APT 分布取平均以用于获得平均的 APT 分布。

[0032] 例如，所述多对包括使用三对脉冲序列采集的三对 MRI 数据，每对 MRI 数据包含在选择性 RF 脉冲后跟随有激励 RF 脉冲的所述选择性 RF 脉冲来控制所述 MRI 系统以选择性地激励分别集中在距所述水共振频率约 ±3、±3.5 和 ±4ppm 的频率范围内的可交换酰胺质子并使所述可交换酰胺质子饱和。

[0033] 约 ±3.5ppm 的四个额外偏移被采集并且可以用于对可以由 B0 不均匀性引起的伪影进行校正。

[0034] 使用平均的相位分布可以获得电导率分布，其中，经平均的分布是从序列中的每个获得的多个相位分布的平均结果。

[0035] 根据一个实施例，所述第一选择性 RF 脉冲和所述第二选择性 RF 脉冲包括 90 度激励脉冲、RF 脉冲串或它们的组合中的一个。

[0036] 在另一方面中，本发明涉及一种操作磁共振成像系统以用于采集来自对象中的靶体积的磁共振数据的方法，所述方法包括：使用包含在第一选择性 RF 脉冲后跟随有第一激励 RF 脉冲的所述第一选择性 RF 脉冲的第一 MRI 序列来控制所述 MRI 系统以选择性地激励在所述靶体积中的在第一频率范围内的可交换酰胺质子并使所述可交换酰胺质子饱和；利用激励 RF 脉冲辐照所述靶体积，所述激励 RF 脉冲适于激励在所述靶体积中的大量水质子；并且响应于所述第一激励 RF 脉冲而采集来自所述靶体积的第一磁共振成像数据；使用包含在第二选择性 RF 脉冲后跟随有第二激励 RF 脉冲的所述第二选择性 RF 脉冲的第二 MRI 序列来控制所述 MRI 系统以选择性地激励在所述靶体积中的在第二频率范围内的可交换酰胺质子并使所述可交换酰胺质子饱和；利用所述第二激励 RF 脉冲辐照所述靶体积，所述第二激励 RF 脉冲适于激励所述大量水质子；并且响应于所述第二激励 RF 脉冲而采集来自所述靶体积的第二磁共振成像数据；其中，所述第一 MRI 序列包括具有与所述第二 MRI 序列的第二梯度极性相反的第一梯度极性的梯度；使用第三 MRI 序列来控制所述 MRI 系统以采集所述靶体积的不饱和 MRI 数据；根据所述第一 MRI 数据和所述第二 MRI 数据来生成各自的第一相位分布和第二相位分布；使用所述第一相位分布和所述第二相位分布以用于确定所述靶体积的电导率分布；使用所述第一 MRI 数据、所述第二 MRI 数据以及所述不饱和 MRI 数据以用于确定酰胺质子转移 APT 的幅值分布，所述 APT 对应于所述酰胺质子与所述水质子之间的饱和的转移。

[0037] 在另一方面中，本发明涉及一种计算机程序产品，所述计算机程序产品包括用于执行先前实施例的方法的步骤的计算机可执行指令。

[0038] 本领域的技术人员将认识到，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。响应地，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。

[0039] 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方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／或方框图的方框的每个方框或部分。还应当理解，当互不排斥时，可以对不同的流程图、图示和／或方框图中的方框进行组合。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／或方框图的一个或多个方框中指定的功能／动作的单元。

[0040] 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。如在本文中所使用的“计算机可读存储介质”涵盖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。计算机可读存储媒介的范例包括但不限于：软盘、磁硬盘驱动器、固态硬盘、闪盘存储器、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。光盘的范例包括压缩盘 (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、在互联特网上或在局域网上检索数据。可以使用任何适当的介质来发射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，或前面的任何合适的组合。

[0041] 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。这样的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这样的任何计算机可读介质：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。

[0042] “计算机存储器”或“存储器”是计算机可读存储介质的范例。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范例。计算机存储设备是任何非易失性计算机可读存储介质。在一些实施例中，计算机存储设备还可以是计算机存储器，或者反之亦然。

[0043] 如在本文中所使用的“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“人类接口设备”。用户接口可以向操作者提供信息或数据和／或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范例。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、头戴式受话器、变速杆、方向盘、脚踏板、有线手套、跳舞毯、遥控器以及加速度器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范例。

[0044] 如在本文中所使用的“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/或装置交互和/或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。硬件接口的范例包括但不限于: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。

[0045] 如在本文中所使用的“处理器”涵盖能够执行程序或机器可执行指令的电子部件。对包括“处理器”的计算设备的引用应当被解读为可能包含超过一个处理器或处理核。处理器例如可以是多核处理器。处理器还可以指在单个计算机系统内或分布于多个计算机系统当中的处理器的集合。术语计算设备还应当被解读为可能指每个包括一个或多个处理器的计算设备的集合或网络。许多程序具有其由多个处理器执行的指令,所述多个处理器可以在相同的计算设备内或者所述多个处理器甚至可以跨多个计算设备分布。

[0046] 在本文中的磁共振图像数据被定义为在磁共振成像扫描期间通过磁共振装置的天线对由对象/目标的原子自旋发出的射频信号的记录下的测量结果。在本文中的磁共振成像(MRI)图像被定义为对包含在磁共振成像数据内的解剖数据的经重建的二维或三维可视化。能够使用计算机来执行所述可视化。

[0047] 应当理解,可以组合本发明的前述实施例中的一个或多个,只要组合的实施例不相互排斥。

附图说明

[0048] 以下将仅以范例的方式,并参考附图来描述本发明的优选实施例,其中:

[0049] 图1示出了用于组合APT和EPT的方法的流程图;

[0050] 图2图示了磁共振成像系统;

[0051] 图3示出了针对不同频率偏移的EPT值和APT值的曲线图,并且

[0052] 图4图示了脉冲序列时间曲线图。

[0053] 附图标记列表

[0054] 200 磁共振成像系统

[0055] 204 磁体

[0056] 206 磁体的膛

[0057] 208 成像区

[0058] 210 磁场梯度线圈

[0059] 212 磁场梯度线圈电源

[0060] 214 射频线圈

[0061] 216 收发器

[0062] 218 对象

[0063] 220 对象支撑物

[0064] 226 计算机系统

[0065] 228 硬件接口

[0066] 230 处理器

[0067] 232 用户接口

[0068] 234 计算机存储设备

[0069] 236 计算机存储器

[0070] 260 控制模块

[0071] 264 程序

[0072] 301 图形

[0073] 303 图形

[0074] 401-405 脉冲序列

[0075] 413、423 饱和脉冲

[0076] 415、425 激励脉冲

[0077] 417、427 梯度脉冲

具体实施方式

[0078] 在以下中，附图中的相同的附图标记要么是相似的元件要么执行等价的功能。如果功能是等价的，则先前已经讨论的元件将不必在稍后的附图中进行讨论。

[0079] 仅出于解释的目的而在附图中示意性地描绘了各种结构、系统和设备，并且以便不使具有对于本领域技术人员而言公知的细节的本发明难以理解。尽管如此，附图被包括以描述并解释所公开的主题的图示性范例。

[0080] 图 1 示出了图示根据本发明的实施例的方法的流程图。在步骤 101 中，包含在图 4 的第一选择性饱和 RF 脉冲 413 后跟随有第一激励 RF 脉冲 415 的所述第一选择性饱和 RF 脉冲 413 的第一 MRI 序列用于控制 MRI 系统以选择性地激励在对象的靶体积中在第一频率范围内的可交换酰胺质子并使所述可交换酰胺质子饱和。第一 MRI 序列可以是 TSE 序列 401。例如，MRI 系统可以是使用用于 RF 发射的体线圈和用于接收的 13 通道相位阵列线圈的飞利浦 3T MRI 扫描器（飞利浦医学系统，Best，荷兰）。为了饱和，具有 2 个通道的多发射用于实现为 2 秒的更长的饱和脉冲。在步骤 103 中，利用第一激励 RF 脉冲 415 辐照所述靶体积，所述第一激励 RF 脉冲 415 适于激励在靶体积中的大量水质子。在步骤 105 中，响应于第一激励 RF 脉冲 415 而采集来自靶体积的第一磁共振成像数据。在具有多个体素的预定义切片处可以采集第一 MRI 数据。

[0081] 在步骤 107 中，包含在第二选择性饱和 RF 脉冲 423 后跟随有第二激励 RF 脉冲 425 的所述第二选择性饱和 RF 脉冲 423 的第二 MRI 序列用于控制 MRI 系统以选择性地激励在靶体积中的在第二频率范围内的可交换酰胺质子并使所述可交换酰胺质子饱和。第一频率范围和第二频率范围在水共振频率的对侧上被对称地移位。例如，它们可以被集中在关于水共振频率约 ±3.5ppm。在步骤 109 中，利用第二激励 RF 脉冲辐照所述靶体积，所述第二激励 RF 脉冲适于激励所述大量水质子。在步骤 111 中，响应于第二激励 RF 脉冲 425 而采集

来自所述靶体积的第二磁共振成像数据。在相同的预定义切片处可以采集第二 MRI 数据。第一 MRI 序列 401 包括具有与第二 MRI 序列 403 的第二梯度极性 427 相反的第一梯度极性 417 的梯度。这被完成以补偿起源于梯度切换的不想要的相位贡献，所述梯度切换的不想要的相位贡献使获得的电导率分布恶化。在第一选择性 RF 脉冲 413 和第二选择性 RF 脉冲 423 后可以跟随有单独的扰流板梯度 (spoiler gradient)（在图 4 中未示出），其能够关于先前（即，饱和脉冲）和下一 RF 激励脉冲以某些时间偏移被放置。

[0082] 在步骤 113 中，第三 MRI 序列 405 用于控制 MRI 系统以采集靶体积的不饱和 MRI 数据。第三 MRI 序列包括没有应用 RF 饱和脉冲的 TSE 序列，并且可以具有相同的 TR。

[0083] 在步骤 115 中，根据第一 MRI 数据和第二 MRI 数据来分别生成第一相位分布和第二相位分布。所生成的相位可以是 MRI 信号的测量的相位。相位分布可以是在多个体素中的测量的相位值的分布。

[0084] 在步骤 117 中，第一相位分布和第二相位分布用于确定靶体积的电导率分布。电导率估计要求 B1+ 相位的确定，所述 B1+ 相位是 RF 发射场的正旋转部件的相位（即，其负责自旋激励的“主动”部件）。可以使用关系 $\varphi_{B1}=0.5\varphi\pm$ 来根据测量的相位（$\varphi\pm$）确定 B1+ 相位 φ_{B1}，其考虑测量的相位不仅仅包含来自 RF 发射的相位贡献而且还包含来自 RF 接收的（大致相同的）相位贡献。

[0085] 跨第一相位分布和第二相位分布在逐体素的基础上可以执行 B1+ 相位的计算。例如，针对每个体素计算在该体素中的第一测量的相位和第二测量的相位的均值，并且根据均值相位值推断 B1+ 相位。在另一范例中，针对每个体素使用第一分布和第二分布导出 B1+ 相位，以用于获得第一 B1+ 相位值和第二 B1+ 相位值，每个 B1+ 相位值与对应的测量的相位分布相关联。然后要求的 B1+ 相位值可以被获得作为第一 B1+ 相位值和第二 B1+ 相位值的均值。然后也可以使用以下公式 (cf. Katscher U 等人的“IEEE Trans Med Imag”（卷 28，2009 年，第 1365 页）在逐体素的基础上确定电导率：

[0086]

$$\sigma=\frac{\Delta\varphi_{B1}}{\mu\omega}$$

[0087] 其中，Δ 是拉普拉斯算子，μ 是磁导率，并且 ω 是拉莫尔频率。

[0088] 针对具有空间指数 n 的体素，拉普拉斯是基于二阶导数 ∂^2 的，并且例如经由以下能够在数字上进行计算：

[0089]

$$\partial_x^2\varphi_{B1}(x_n)\approx\varphi_{B1}(x_{n-1})-2\varphi_{B1}(x_n)+\varphi_{B1}(x_{n+1})$$

[0090] 在步骤 119 中，第一 MRI 数据、第二 MRI 数据以及不饱和 MRI 数据用于确定酰胺质子转移 APT 的幅值分布，所述 APT 对应于酰胺质子与水质子之间的饱和的转移。在第一频率范围处和在第二频率范围处使用酰胺质子转移比率 MTR 可以确定酰胺质子转移效应的幅值，并且可以将所述酰胺质子转移效应的幅值定义（在逐体素的基础上）如下：

[0091] $MTR_{不对称性}=(S(-偏移)-S(+偏移))/S_0$

[0092] 其中，S_{sat}(- 偏移）和 S_{sat}(+ 偏移）是分别根据第一 MRI 数据和第二 MRI 数据获得的信号幅度。S_0是根据没有选择性饱和 RF 脉冲的第三 MRI 数据获得的信号幅度。为了

校正可以由 B0 不均匀性引起的伪影，针对约 ± 偏移（例如，±3.5ppm）的额外偏移可以采集额外 MRI 数据。例如，四个偏移（±3 和 ±4ppm）可以用于使用具有相互反向梯度极性的 MRI 序列来采集额外的 MRI 数据，使用在 ±3.5ppm 处的信号可以计算 MTR 不对称性。在 B0 不均匀的情况下，就与期望偏移（例如，±3.5ppm）不同的偏移处可以执行测量的意义而言，取决于 B0 值可以对整个谱进行移位。在每侧和 B0 图上具有额外偏移频率的情况下，在 ±3.5ppm 处的实际信号可以被推断并然后用于计算 MTR 不对称性。

[0093] 图 2 图示了磁共振成像系统 200 的范例。磁共振成像系统 200 包括磁体 104。磁体 204 是具有通过其的膛 206 的超导圆柱型磁体 200。也可能使用不同类型的磁体，例如，也可能使用分裂的圆柱磁体和所谓的开放式磁体两者。分裂的圆柱磁体与标准圆柱磁体相似，除了低温恒温器已经被分裂成两段以允许进入磁体的等平面，例如可以结合带电粒子射束治疗来使用这样的磁体。开放式磁体具有两个磁体段，一个在另一个上面，中间具有足够大以接收对象 218 的空间，对该两段区的布置与亥姆霍兹 (Helmholtz) 线圈的布置类似。由于对象受较少的局限，因此开放式磁体是流行的。在圆柱磁体的低温恒温器内部具有超导线圈的集合。在圆柱磁体 204 的膛 206 内具有成像区 208，在所述成像区 208 中，磁场足够强并且足够均匀以执行磁共振成像。

[0094] 在磁体的膛 206 内还具有磁场梯度线圈组 210，所述磁场梯度线圈组 210 用于采集磁共振数据以对在磁体 204 的成像区 208 内的靶体积的磁自旋在空间上进行编码。磁场梯度线圈 210 被连接到磁场梯度线圈电源 212。磁场梯度线圈 210 旨在是代表性的。通常磁场梯度线圈 210 包含用于在三个正交的空间方向上在空间上进行编码的三个单独的线圈组。磁场梯度电源向磁场梯度线圈供应电流。向磁场梯度线圈 210 供应的电流被控制为时间的函数，并且可以是斜坡变化的和 / 或脉冲的。

[0095] 邻近成像区 208 是射频线圈 214，所述射频线圈 214 用于操纵在成像区 208 内的磁自旋的取向，并且用于接收来自也在成像区 208 内的自旋的无线发射。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 214 被连接到射频收发器 216。射频线圈 214 和射频收发器 216 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 214 和射频收发器 216 是代表性的。射频线圈 214 也旨在表示专用发射天线和专用接收天线。同样地，收发器 216 也可以表示单独的发射器和接收器。

[0096] 磁场梯度线圈电源 212 和收发器 216 被连接到计算机系统 226 的硬件接口 228。计算机系统 226 还包括处理器 230。处理器 230 被连接到硬件接口 228、用户接口 232、计算机存储设备 134 以及计算机存储器 236。

[0097] 计算机存储器 236 被示出为包含控制模块 260。控制模块 260 包含计算机可执行代码，所述计算机可执行代码使得处理器 230 能够控制磁共振成像系统 200 的操作和功能。计算机可执行代码也使得能够进行磁共振成像系统 200 的基本操作，例如，磁共振数据的采集。计算机存储器 236 还被示为包含程序 / 实体 264，所述程序 / 实体 264 具有程序模块组，所述程序模块组包含计算机可执行代码，所述计算机可执行代码使得处理器 230 能够执行如在本文中例如参考图 1 所描述的本发明的实施例的功能和 / 或方法。

[0098] 图 3 示出了在利用混合巴氏杀菌鸡肉蛋白（10％蛋白质）、水和马根维显（拜耳健康护理）在被调节到等于 T1 弛豫的 0.6％直到 7％的蛋白质浓度的情况下填充的六瓶

(30ml)制备的体模上的本方法的结果。例如,体模可以被放置,代替在MRI系统100内部的对象218。

[0099] 针对3特斯拉扫描器确定针对体模的成像参数。利用飞利浦Achieva 3T系统采集图像。为了饱和,利用TE/TR＝6/17440ms、330mm*300mm FOV通过3D TSE序列在3muT的功率处施加非共振RF脉冲3s,并且切片的切片在矢状取向上的厚度＝5mm并且具有0.9×0.9×5mm^{3}体素尺寸。

[0100] 使用六个频率偏移(即,±3、±3.5和±4ppm)采集(使用以上不对称方程确定的)高-SNR APT-加权(APTw)图像。针对该扫描,为了正规化(normalizatioin),采集一个不饱和图像(没有RF饱和,相同的TR)。每个偏移采集一幅图像。如以上所描述的,通过不对称性分析随后识别可交换质子到水的饱和转移的效应。

[0101] 图3的标绘图301示出了比较EPT和APT比率值的六个不同瓶的重建结果。正如预期的,电导率随着APT比率(即,蛋白浓度)而增加。数据点是在属于某个瓶的所有体素上的平均结果。

[0102] 为了确认饱和脉冲的频率不影响测量的相位(并且因此不影响重建的电导率),所描述序列还被应用到均匀的蛋白体模(尺寸～500mL)。正如预期的,所重建的电导率303未示出对饱和频率的任何依赖,其证明了在利用具有反向极性的不同序列获得的多个MRI数据上的所提出的求平均方法。此外,它们与由外部设备(HI8733,Hanna器械)的独立测量结果一致。

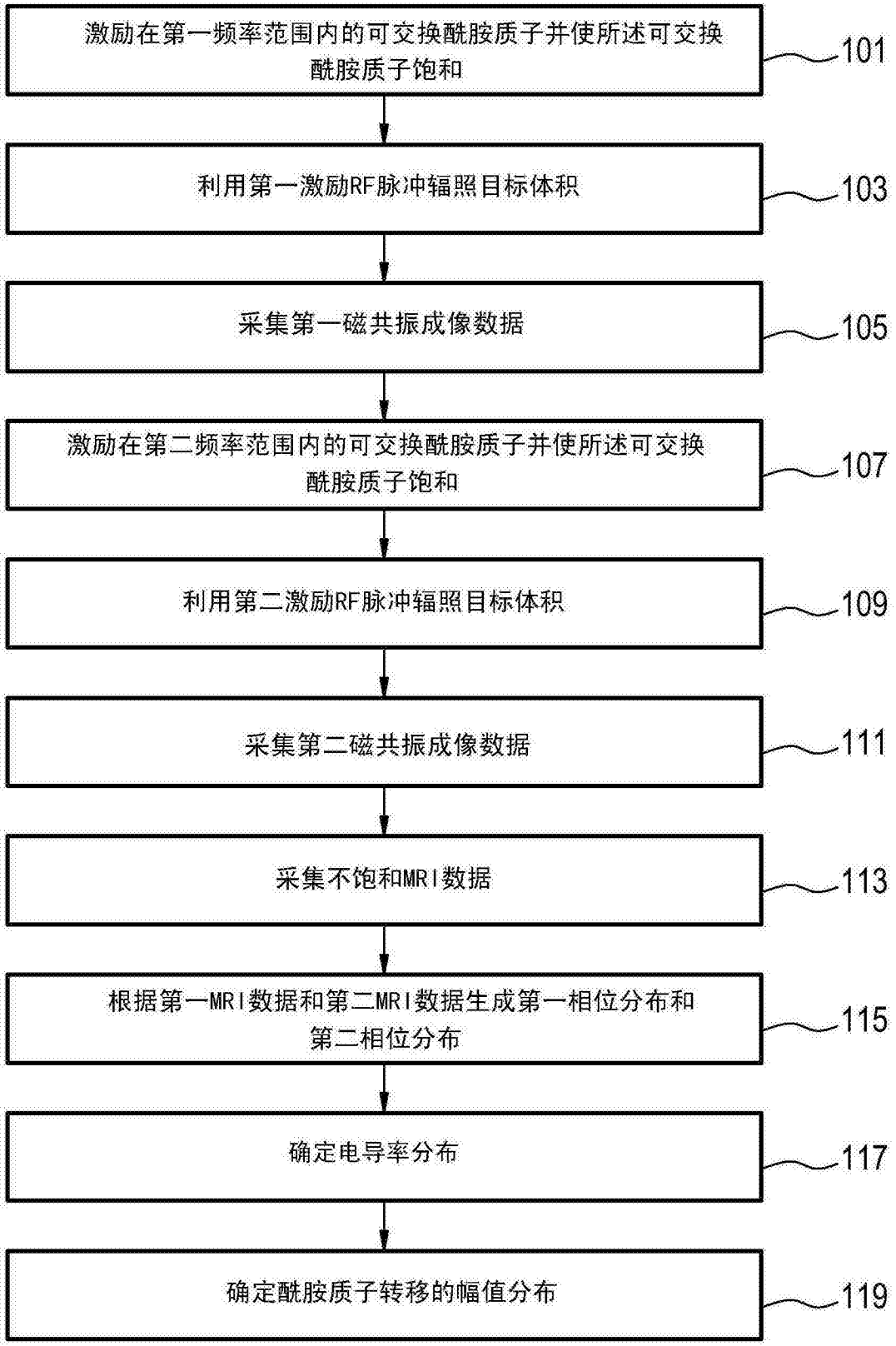

激励在第一频率范围内的可交换酰胺质子并使所述可交换酰胺质子饱和
101
利用第一激励RF脉冲辐照目标体积
103
采集第一磁共振成像数据
105
激励在第二频率范围内的可交换酰胺质子并使所述可交换酰胺质子饱和
107
利用第二激励RF脉冲辐照目标体积
109
采集第二磁共振成像数据
111
采集不饱和MRI数据
113
根据第一MRI数据和第二MRI数据生成第一相位分布和第二相位分布
115
确定电导率分布
117
确定酰胺质子转移的幅值分布
119

图 1

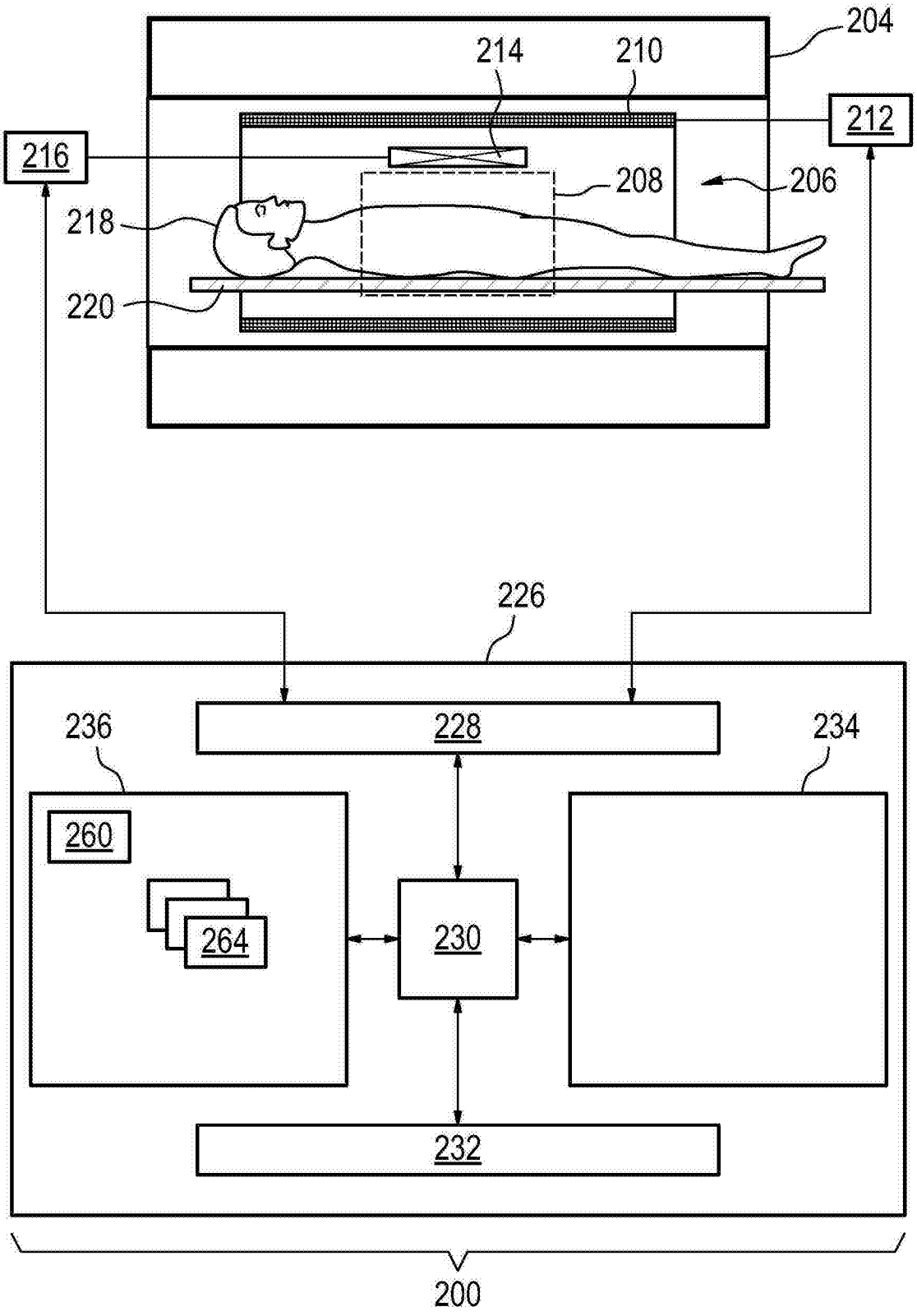

204
214
210
212
216
208
206
218
220
226
236
228
234
260
264
230
232
200

图 2

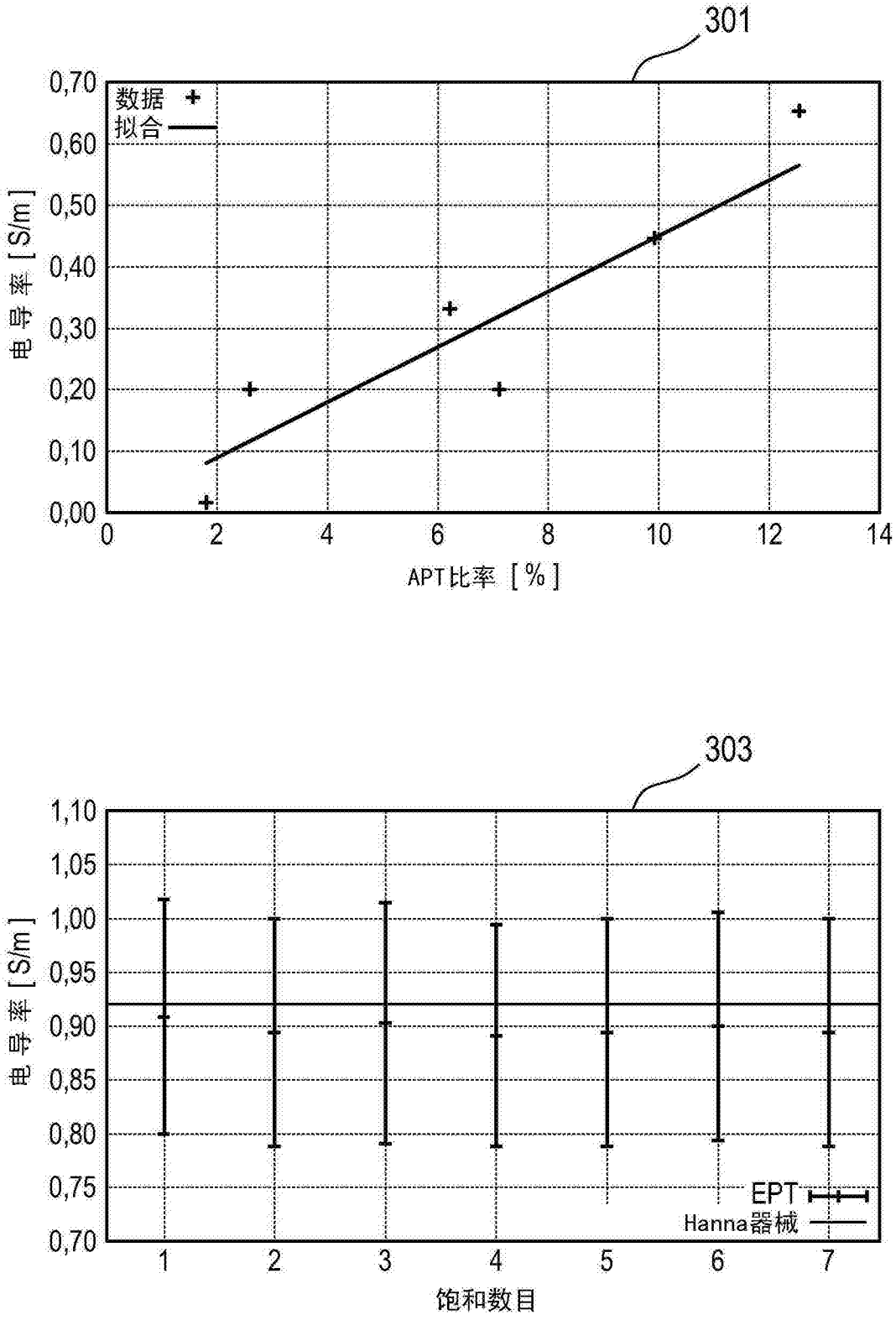

301
0,70
0,60
0,50
0,40
0,30
0,20
0,10
0,00
数据
拟合
电导率 [S/m]
0
2
4
6
8
10
12
14
APT比率 [%]
303
1,10
1,05
1,00
0,95
0,90
0,85
0,80
0,75
0,70
电导率 [S/m]
EPT
Hanna器械
1
2
3
4
5
6
7
饱和数目

图 3

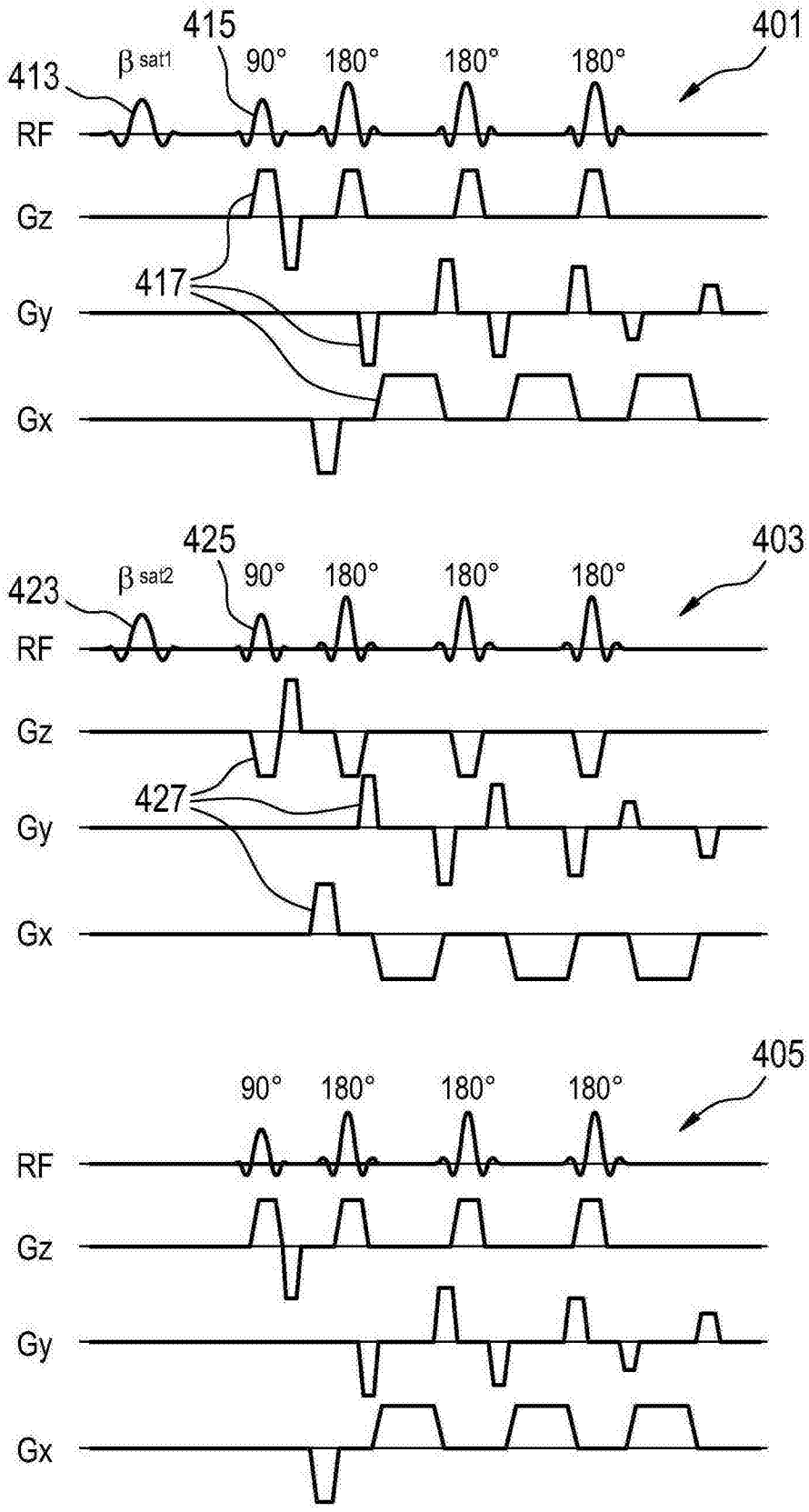

415
401
413
β sat1
90°
180°
180°
180°
RF
Gz
417
Gy
Gx
425
403
423
β sat2
90°
180°
180°
180°
RF
Gz
427
Gy
Gx
405
90°
180°
180°
180°
RF
Gz
Gy
Gx

图 4