



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102525463 B

(45) 授权公告日 2015.08.12

(21) 申请号 201110370998.0

(22) 申请日 2011.11.21

(30) 优先权数据

102010061974.4 2010.11.25 DE

(73) 专利权人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 P. 格罗斯

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 谢强

(51) Int. Cl.

A61B 5/055(2006.01)

A61B 19/00(2006.01)

(56) 对比文件

CN 101658422 A, 2010.03.03,

CN 101507603 A, 2009.08.19,

Lin Li et al..High-precision mapping of the magnetic field utilizing the harmonic function mean value property. 《Journal of Magnetic Resonance》. 2001, 第 148 卷 (第 2 期), 442-448.

Viola Rieke et al..Referenceless PRF shift thermometry. 《Magnetic Resonance in Medicine》. 2004, 第 51 卷 (第 6 期), 1223-1231.

审查员 洪虹

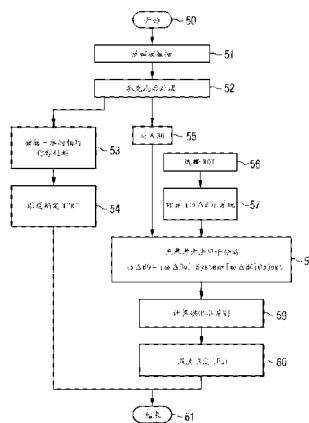
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

在混合组织中的相位校正

(57) 摘要

本发明涉及一种在对检查对象记录的 MR 相位图像数据组的相位值中分离 MR 系统引起的与对象引起的相位影响的方法,其中具有不同谐振频率的两个不同组织种类对相位图像数据组的至少几个相位值提供信号份额,具有步骤:记录 MR 相位图像数据组并确定所记录的相位值,记录的相位值包含对象引起的和系统引起的相位影响;利用如下步骤确定系统引起的相位影响:通过选择围绕待检查区域的轮廓,从在 MR 相位图像数据组中示出的检查对象中选择待检查的区域,借助所选择的轮廓在假定背景相位的空间曲线对应于调和或准调和函数的情况下计算待检查区域中系统引起的相位影响;以及从所记录的相位图像数据组中减去系统引起的相位影响以确定对象引起的相位影响。



1. 一种用于在对检查对象记录的磁共振相位图像数据组的相位值中将磁共振系统引起的相位影响与对象引起的相位影响分离的方法,其中具有不同谐振频率的两个不同的组织种类对相位图像数据组的至少几个相位值提供信号份额,具有如下的步骤:

- 记录所述磁共振相位图像数据组并且确定所记录的相位值,所述记录的相位值包含对象引起的相位影响和系统引起的相位影响,
- 确定所述系统引起的相位影响,具有如下的步骤:
 - 通过选择围绕待检查的区域的轮廓,从在所述磁共振相位图像数据组中示出的检查对象中选择待检查的区域,
 - 借助所选择的轮廓在假定背景相位的空间曲线对应于调和的或准调和的函数的情况下计算待检查的区域中系统引起的相位影响,以及
 - 从所述记录的相位图像数据组中减去所述系统引起的相位影响以确定所述对象引起的相位影响。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,借助狄克逊技术记录所述相位图像数据组,其中记录受检查组织的至少两个回波,其中在第一回波中两种组织种类基本上具有相同的相位,而在第二回波中具有基本上相反的相位,其中借助所述第一回波确定所述相位图像数据组。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述两个不同的组织种类是脂肪和水。

4. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,在加热的检查对象中从所述记录的相位值中减去所述系统引起的相位影响,从而得到所述对象引起的相位影响,其中从所述对象引起的相位影响推断出加热的检查对象的温度变化。

5. 根据权利要求 3 所述的方法,其特征在于,借助狄克逊技术计算脂肪和水之间的化学位移,其中记录至少四个信号回波。

6. 根据权利要求 5 所述的方法,其特征在于,所述对象引起的相位影响基本上由于加热的组织中的磁化率变化引起,其中借助所述四个回波计算所述磁化率变化,其中由所述磁化率变化推断出所述检查对象的温度。

7. 根据权利要求 5 或 6 所述的方法,其特征在于,借助所述四个回波计算参数 ω_2 、 r_1 、 $(T_2^*)_1$ 、 $(T_2^*)_2$ 以及 $\omega_{\Delta B_0}$,其中 ω_2 对应于所述两个组织种类之间的频率差别, r_1 是像素中的脂肪分量, $(T_2^*)_1$ 、 $(T_2^*)_2$ 是所述第一和第二组织的 T_2^* 时间,以及 $\omega_{\Delta B_0}$ 是对应于所述测量的相位值的频率变化,所述频率变化包含对象引起的和系统引起的相位影响。

8. 根据权利要求 5 或 6 所述的方法,其特征在于,使用未加热的相位像素,以便确定在加热的区域中对所述相位图像数据组的测量的相位值的所述系统引起的相位影响。

9. 一种磁共振设备,用于产生对检查对象所记录的相位图像数据组,并且用于在磁共振相位图像数据组的相位值中将磁共振系统引起的相位影响与对象引起的相位影响分离,其中具有不同谐振频率的两个不同的组织种类对相位图像数据组的至少几个相位值提供信号份额,其中所述磁共振设备具有:

- 图像记录单元,用于记录所述磁共振相位图像数据组以及确定所记录的相位值,所述记录的相位值包含所述对象引起的相位影响和所述系统引起的相位影响,
- 计算单元,用于确定所述系统引起的相位影响,其中所述计算单元被这样构造,使得其在通过选择围绕待检查的区域的轮廓从在磁共振相位图像数据组中示出的检查对象中

选择待检查的区域之后,借助所选择的轮廓在假定背景相位的空间曲线对应于调和的或准调和的函数的情况下计算所述待检查的区域中系统引起的相位影响,其中所述计算单元还通过从所记录的相位图像数据组中减去所述系统引起的相位影响确定所述对象引起的相位影响。

在混合组织中的相位校正

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于在 MR 相位图像数据组的相位值中将 MR 系统引起的相位影响与对象引起的相位影响分离的方法以及为此的一种 MR 设备。

背景技术

[0002] 描述垂直于 B_0 场方向的磁化位置的磁共振信号的相位信息可以用于磁共振断层造影 (MRT) 的各种各样的方面。包含在 MR 信号中的相位信息例如可以用于分离脂肪组织和水组织、用于流测量、用在磁化率加权的 MRT 中以及用于温度确定。在公知为温热疗法的方法中有针对性地提高肿瘤细胞中的温度,以便杀死肿瘤细胞或者使其对于伴随的治疗方法更敏感。在此组织加热例如可以通过聚焦的超声波或借助激光实现。为了使健康的组织不被提高的温度破坏,需要对加热组织进行温度监视。除了通过置于加热组织中的温度探针进行介入的温度测量之外,对于非介入的温度测量还可以采用一些 MR 参数诸如化学位移、T1 弛豫时间或扩散常数。

[0003] 在基于化学位移 (PRF) 与温度的依赖关系的温度监视中,在像素中的改变的相位中探测由于温度变化而改变的谐振频率。在基于化学位移的温度成像中能仅示出温度变化,例如通过由两个在不同的温度下记录的相位图像数据组形成差。在此,在已知的初始温度时记录的相位图像数据组用作参考数据组,从该参考数据组中减去随后的相位图像数据组。该利用参考数据组工作的方法具有如下的缺陷,即检查对象在记录两个数据组之间的移动或其它外部干扰导致相位变化,该相位变化被错误地解释为温度变化。此外,此外在时间上 B_0 场常数和匀场线圈中的电流漂移也起作用,因为这些也导致探测信号中的相位变化,该相位变化能同样错误地被识别为温度变化。除了这些利用参考图像数据组的方法之外还有所谓的无参考方法,在该方法中仅由测量的相位值推断出温度。该方法具有如下的缺陷,必须提供关于如下的信息:由 MR 系统引起的背景相位在空间上在图像上如何改变。因为像素中的相位不仅通过该像素中的磁化频率,而且通过系统组件来影响,例如 HF 接收器或解调器。

[0004] 在 DE 102009058510.9 中描述了如下的方法,怎样能以简单的方式无需使用参考数据组确定 MR 相位图像数据组的相位值中的背景相位。但是在这种方法中记录的相位图像数据组仅包含唯一的组织种类的信号。在具有不同频率的多个组织种类(在此例如脂肪和水)的组织中的应用情况下另一种组织种类(大多为脂肪)被如下地抑制:或者通过仅一种组织种类被激励、或者通过两种组织种类都被激励,并且在信号探测之前就破坏一种组织种类的信号,由此其不能再为 MR 信号提供信号份额。在包含未抑制信号分量的少的组织分量的像素中,在 DE 102009058510.9 中所描述的方法仅提供低的信噪比。此外,通常难以完全抑制不期望的组织分量的信号。

[0005] 另一个问题在于,在借助质子谐振频率 (PRF) 方法进行非介入的温度成像时在加热的脂肪组织中磁化率改变,这又影响直接相邻的位置上的相位值,从而歪曲温度信息。该对象引起的相位影响通常不能与系统引起的相位影响(例如由于 B_0 场波动)分离。

发明内容

[0006] 因此,本发明要解决的技术问题是,在混合组织(例如具有脂肪和水的组织)中也能给出关于相位值的结论。此外,期望在加热的混合组织中借助 PRF 得到温度信息,该温度信息不受加热时的脂肪的磁化率变化所影响。

[0007] 按照本发明的第一方面,提供一种用于在对检查对象记录的 MR 相位图像数据组的相位值中将 MR 系统引起的相位影响与对象引起的相位影响分离的方法,在该对象中存在具有不同谐振的两个不同的组织种类并且至少在几个像素中提供信号份额。在一个步骤中记录 MR 相位图像数据组并且确定记录的相位值,其中该记录的相位值包含对象引起的相位影响和系统引起的相位影响。系统引起的相位影响指的是对所记录的相位值的影响,该影响由于 MR 设备引起,例如由于 B_0 偏移或通过用于记录 MR 信号的记录组件引起。对象引起的相位影响描述了内部的相位效应或由于检查对象引起的相位效应,例如由于磁化率效应。系统引起的相位影响通过从 MR 相位图像数据组中示出的检查对象中选择待检查的区域来确定,其中围绕待检查的区域选择轮廓。然后借助所选择的轮廓在如下假定的情况下计算待检查的区域中系统引起的相位影响,即,背景相位的空间的相位曲线对应于调和的或准调和的函数。这意味着,系统引起的相位影响通过在 DE 102009058510.9 中详细描述的方法来确定。由此通过获知系统引起的相位影响可以通过从记录的相位图像数据组中减去系统引起的相位影响确定对记录的 MR 相位的由对象引起的相位影响。这点优选逐像素地实现,因为对于单个像素的由系统引起的相位影响和记录的相位图像数据组逐像素地存在,从而可以逐像素地确定由对象引起的相位影响。通过这种方法例如也可以计算像素中的相位信息,所述相位信息包含具有不同谐波频率的组织的信号分量。

[0008] 按照一种优选的实施方式,借助狄克逊技术记录相位图像,其中记录受检查组织的至少两个回波。在第一回波中两种组织种类基本上具有相同的相位,而在第二回波中两种组织具有基本上相反的相位。在此,借助第一回波确定记录的相位值,其中两个组织具有相同的相位。理想地,出现在该时刻的相位为零。在该第一回波中测量的相位值是包含系统引起的和对象引起的相位影响的相位值。为了将这两个相位影响分离,可以采用 DE 102009058510.9 中所描述的方法。

[0009] 该方法也可以结合温度成像来使用。在一种优选的实施方式中,在加热的检查对象中从记录的相位值中减去系统引起的相位影响,从而得到对象引起的相位影响。由此在减去该系统引起的影响之后可以将对象引起的相位变化换算为温度变化。

[0010] 因为对象引起的相位变化大部分由于磁化率的温度变化引起,所以由磁化率的温度变化可以推断出组织的温度变化。

[0011] 优选地,借助狄克逊技术计算脂肪和水之间的化学位移,其中记录至少四个信号回波。

[0012] 借助对象引起的相位影响以及其确定也可以考虑加热组织时磁化率的变化。通过附加的回波利用狄克逊技术明确地计算脂肪和水之间的、取决于温度的相对化学位移。在狄克逊技术中确定脂肪和水之间的相对化学位移。因为脂肪与水相比具有化学位移与温度的基本上可忽略的依赖关系,所以脂肪和水之间的相对化学位移允许直接测量温度。在正常体温下脂肪和水之间的化学位移大约是 3.5ppm。由此每次附加的变化都可以归因于水

的由温度引起的改变的化学位移。在此,成立 $d\sigma_{\text{fat}}/dT = 0.00018\text{ppm}/^\circ\text{C}$ (其被忽略),以及 $d\sigma_{\text{water}}/dT = 0.098\text{ppm}/^\circ\text{C}$ 。由此可以计算仅由温度引起的相位影响。如果此时从测量的相位中减去系统引起的相位,则可以得到对象引起的相位。这点基本上通过脂肪的磁化率变化来确定。由此借助已知的磁化率与温度的依赖关系可以由对象引起的相位变化推断出相关组织的温度变化,也就是推断出脂肪的温度变化。这点导致关于加热组织的其它温度信息,因为加热的脂肪呈现与周围不是由脂肪组成的其它组织相同的温度。

[0013] 在一种优选的实施方式中,借助四个回波计算参数 ω_2 、 r_1 、 $(T_2^*)_1$ 和 $(T_2^*)_2$ 以及 $\omega_{\Delta B_0}$ 。在此 ω_2 是两个组织种类之间的频率差别, r_1 对应于像素中的脂肪分量, $(T_2^*)_1$ 和 $(T_2^*)_2$ 是第一以及第二组织的 T_2^* 时间以及 $\omega_{\Delta B_0}$ 是对应于测量的相位值的频率变化,该频率变化包含对象引起的和系统引起的相位影响。

[0014] 优选地,使用未加热的相位像素,以便确定对加热区域中的相位图像数据组的测量的相位值的由系统引起的相位影响。

[0015] 本发明还涉及一种具有图像记录单元的磁共振设备,用于记录 MR 相位图像数据组,并且涉及一种计算单元,该计算单元如上面描述的那样能够将系统引起的相位影响与对象引起的相位影响分离。

附图说明

[0016] 本发明下面参考附图作进一步说明。

[0017] 附图中:

[0018] 图 1 示意性示出了 MR 设备,利用该 MR 设备可以将系统引起的相位影响与对象引起的相位影响分离,

[0019] 图 2 示出了具有用于将系统引起的相位信息与对象引起的相位信息分离的步骤的流程图,

[0020] 图 3 示出了检查对象的相位图像以及待检查的区域,对于该区域应当确定背景相位,

[0021] 图 4 示出了具有平面轮廓的相位图像数据组的局部截面,以及应用滤波器核心(Filterkernel)从相位图像数据组中分离系统引起的相位和对象引起的相位,

[0022] 图 5 示出了具有用于计算系统引起的相位的空间曲线的主步骤的流程图,

[0023] 图 6 示出了流程图,该流程图详细地示出了应用滤波器核心之时所描述的方法步骤,以及

[0024] 图 7 示出了在对加热的组织应用本发明的情况下的流程图,其中通过在脂肪和水之间的化学位移以及通过对象引起的磁化率变化独立地确定温度变化。

具体实施方式

[0025] 图 1 示意性示出了 MR 设备 10,利用该 MR 设备可以将系统引起的相位信息与对象引起的相位信息分离,并且利用该 MR 设备在加热待检查的组织的情况下例如除了温度信息之外在加热时还可以计算脂肪的磁化率变化。

[0026] MR 设置具有用于产生 B_0 场的磁体 11,可以将安放在卧榻 13 上的受检人员 12 插入该 B_0 场。所示的 MR 设备例如可以结合温热疗法来使用,其中例如利用超声波来加热受检

查的身体的各个区域,以便破坏定位在加热区域中的肿瘤组织。通过记录梯度回波序列的 MR 相位图像以及通过显示相位图像可以非介入地多维地检查所显示的组织中的温度演变。MR 设备具有中央控制单元 14,利用该中央控制单元可以控制 MR 设备。因为用于产生 MR 图像的基本工作原理被专业人员所公知,所以下面仅示意性地介绍几个系统组件。HF 控制单元 15 控制将 HF 脉冲入射到检查对象,梯度单元 16 控制接通用于位置编码所需的梯度。图像记录单元 18 控制 HF 脉冲入射的和梯度接通的时间顺序并且依据所选择的成像序列探测 MR 信号。如下面详细说明的那样,计算单元 17 可以根据计算出的 MR 相位图像数据组计算背景相位,该背景相位具有系统引起的和对象引起的相位影响。在显示单元 19 上可以显示产生的 MR 图像数据,其中例如通过输入单元 20 可以标出相位图像数据组中的围绕局部区域的平面轮廓,在该局部区域中期望关于背景相位的信息。下面描述的方法可以在非介入的温度成像的情况下使用,然而计算背景相位对其它应用领域也是有意义的,例如在磁化率加权的 MRT 时、在流量测量时、在确定组织中的脂肪含量时等。用于加热受检查的组织的装置示意性地通过附图标记 9 示出。

[0027] 图 2 示出了用于计算系统引起的和对象引起的相位影响的基本步骤。该方法从步骤 1 开始。在步骤 2 中执行狄克逊测量 (Dixon Messung),以便产生相位图像数据组,其中使用第一回波的相位值,在该第一回波中受检查的组织分量具有相同的相位。该相位值包含对象引起的和系统引起的相位影响。在之后的步骤 3 至步骤 7 中此时将这两个影响彼此分离。为此在步骤 3 中选择在其中例如应当分离两个相位信息的区域。该区域也称为感兴趣区域 (RoI)。在之后的步骤 4 中选择 RoI 之外的像素并且在步骤 5 中计算系统引起的相位影响,如在 DE 102009058510.9 中进一步详细描述的那样。如果在步骤 5 之后已知对图像数据组的相位值的由系统引起的相位影响,则在步骤 6 中可以从测量的相位中减去系统引起的相位影响,从而在步骤 6 之后得到对象引起的相位影响。该方法至步骤 7 结束。以下在参考图 3 至图 6 的情况下再次简要说明在 DE 102009058510.9 中描述的方法。

[0028] 在图 3 左边示出了检查对象的相位图像数据组 21。以灰度值表示的从 -180° 至 $+180^{\circ}$ 的相位值在检查对象中具有一定的相位曲线。例如如果此时假定应当加热检查对象的内部并且应当借助 MR 相位图像非介入地确定温度,则如图像 22 所示的那样,使用者可以标记优选为圆形的区域,在该区域中应当确定温度信息。

[0029] 参考图 5,这意味着,从步骤 40 开始方法之后,以梯度回波序列记录相位图像数据组,其中脂肪信号不被抑制,而是被包含在相位值中,从而得出相位图像数据组,如其例如在图 2 中的图像 21 所示的那样(步骤 41)。然后在下一个步骤 42 中操作人员可以确定围绕相位图像数据组的局部区域 (ROI, 感兴趣区域;图像 22) 的轮廓,如其例如在图 2 中的图像 23 所示的那样。该轮廓是平面轮廓并且在宽度上具有至少一个像素。例如轮廓的宽度可以包含三个像素。该轮廓优选地位于具有均匀磁化率的组织中以及位于未加热的组织中。借助平面轮廓中的像素中的相位值以及借助滤波器核心此时可以计算在轮廓内部的区域中,也就是在局部区域中的相位值。

[0030] 在步骤 43 中检查,标出的轮廓是封闭的轮廓还是未封闭的轮廓。如果标出的轮廓是未完全封闭的轮廓,则在步骤 44 形成完全封闭的轮廓。如果此时是封闭的轮廓,则在步骤 45 中将滤波器核心迭代地应用到相位图像数据组。

[0031] 图 4 示出了优选的滤波器核心 F。利用该滤波器核心此时可以计算轮廓内部的相

位值。在图 4 的左边放大地示出了具有多个像素的图像的局部区域,其中轮廓 31 具有两个像素的宽度并且通过两条线 32 和 33 来表示。图 6 进一步示出了在迭代地应用过滤器核心时所使用的步骤。为了计算局部区域中的相位值,该局部区域被轮廓 31 包围并且在图 4 中以附图标记 34 标出(例如像素 c3、c4、d2、d3 和 d4),将相位值与滤波器核心 F 卷积。因为该卷积可以在图像区域中进行,所以其相当于相位值与滤波器核心的简单相乘。为了通过图 4 所示的滤波器核心计算像素 c3 中的相位值,例如执行以下计算: $1/4 \times b3$ 相位值 $+1/4 \times c4$ 相位值 $+1/4 \times d3$ 相位值 $+1/4 \times c2$ 相位值。在滤波器核心的第一应用的情况下将局部区域 34 中的相位值置为零,而平面轮廓 31 中的相位值包含测量的相位值。在乘以滤波器核心之后,如图 5 中步骤 45a 所示的那样还减去常数 ϵ ,如上面提到的那样该常数描述相位曲线与调和函数的偏差。由此在下一个迭代步骤 45b 中轮廓外部的相位值被设置为零,以图 4 为例,也就是说像素 a1、a2 和 b1 中的相位值为零。由此在能重复步骤 45a 之前,在迭代步骤 45c 中将平面轮廓中的相位值再次复位到乘以滤波器核心之前的原始测量的值。轮廓内部的,即局部区域 34 中的相位值的计算可以持续进行,直到借助滤波器核心计算的相位在空间上在两个迭代步骤之间不再改变或者仅微不足道地改变。参考图 5,这意味着,在步骤 46 中检查是否满足用于中断迭代的停止条件。该停止条件可以取决于执行的迭代的次数,该停止条件也取决于局部区域的大小,或者可以这样设置停止条件,使得如果空间上的相位曲线从一个迭代步骤向下一个迭代步骤基本上不再改变,则迭代中断。以图 3 中的图像 24 为例示出了这样构建的背景相位,该背景相位是在图像 22 的 ROI 检查区域中被计算的。

[0032] 常数 ϵ 能够将三维拉普拉斯条件应用到二维,例如在图 3 所示的区域中。图像 22 标出的 ROI 越小,则该近似越好。在加热之前可以在给定的 ROI 中确定 ϵ 的最佳值,该最佳值使计算出的温度的标准偏差最小。返回到图 5 这意味着,如果在步骤 46 满足停止条件,则在步骤 47 确定系统引起的相位曲线,如其在图 3 的图像 24 中所示的那样。除了在图像中确定,也可以如上面解释的那样计算 ϵ 。用于确定系统引起的相位影响的其它细节参见 DE 102009058510.9。也如此处描述的那样,轮廓不必封闭。

[0033] 在此时如上面描述的那样计算出相位图像数据组的相位值中的系统引起的相位影响之后,从测量的相位值中减去该系统引起的相位影响之后得出对象引起的相位影响。

[0034] 下面通过二个或多个回波简要介绍狄克逊技术。在狄克逊技术中假定,像素中的信号包含两个组织种类,即脂肪和水。脂肪分量是 r ,而水分量因此为 $(1-r)$,其中 r 在 0 和 1 之间变化。每个组织种类具有其特有的谐振频率 ω_{Fat} 和 ω_{Water} 。由于不同的谐振频率,整个信号的去相位和重聚相位 (Rephasierung) 取决于回波时间。除了自旋系统的参数如 r 、 ω_{Fat} 和 ω_{Water} ,在相位图像数据组中记录的信号也取决于系统引起的相位影响,例如取决于局部 B_0 场的非均匀性。这导致具有频率 $\omega_{\Delta B_0}$ 的信号的另一相位变化。在当前情况下该相位调制包括系统引起的和对象引起的相位影响,因为根据测量的相位无法得知所述测量的相位取决于哪种效应。由此在回波时间 $\tau = 0$ 的信号包括具有两个组织种类的自旋系统的效应以及相位影响,该相位影响包含系统引起的和对象引起的相位。此时在回波时间为 τ_n 的情况下具有脂肪和水的体素中的信号如下:

[0035]

$$S_n = B \text{Exp} \left[-\tau_n / T_2^* \right] \text{Exp} \left[i \omega_{\Delta B_0} \tau_n \right] \left((1-r) \text{Exp} \left[i \omega_{\text{water}} \tau_n \right] + r \text{Exp} \left[i \omega_{\text{fat}} \tau_n \right] \right) + n_n, \quad (1)$$

[0036] 其中 B 是在回波时刻 0 的复数信号参数, 而 n_n 是对第 n 个回波的测量中的噪声。在此 T_2^* 衰减在标准狄克逊技术中被忽略。如果利用多个线圈进行记录, 则第 n 个线圈的信号如下:

[0037]

$$S_{m,n} = B_m \text{Exp}[-\tau_n / T_2^*] \left[\text{Exp}[i\omega_{\Delta B0} \tau_n] \left((1-r) \text{Exp}[i\omega_{\text{water}} \tau_n] + r \text{Exp}[i\omega_{\text{fat}} \tau_n] \right) \right] + n_{m,n}, \quad (2)$$

[0038] 其中下标 m, n 表示接收线圈和回波时间。在标准狄克逊技术中在短的回波时间的情况下忽略 T_2^* 衰减。但是, 在用于温度计算的 PRF 方法中采用更长的回波时间, 从而不能忽略 T_2^* 时间。这导致附加的未知量, 如果要在温度成像中使用此处描述的将系统引起的相位效应与对象引起的相位效应分离的方法, 则必须计算该附加的未知量。图 7 此时示出了流程图, 在该流程图中可以通过加热组织时改变的化学位移来确定温度变化, 以及可以根据对象引起的相位曲线推断出磁化率变化或者可以通过脂肪中的磁化率与温度的已知的依赖关系计算反映脂肪中温度上升的参数。

[0039] 该方法从步骤 50 开始, 并且在步骤 51 中记录具有例如四个回波的多回波数据。在步骤 52 中通过狄克逊后处理 (Dixon-Nachverarbeitung) 来计算 $\omega_{\Delta B0}$ 、 ω_2 、 r_1 、 $(T_2^*)_1$ 和 $(T_2^*)_2$ 。通过狄克逊技术计算该参数对于专业人员是公知的, 从而其在此不再进一步详细地描述, 但其中存在多个用于计算的方法 (步骤 52)。

[0040] 一方面, 可以通过 PRF 方法获得温度信息。为此在步骤 53 中确定脂肪和水之间的相对化学位移, 即 ω_2 , 其中 $\omega_{\text{Fat-Water}} = \omega_2$ 。因为脂肪具有化学位移与温度的基本上可忽略的依赖关系而水的化学位移与温度的依赖关系已知为 $0.0098 \text{ ppm}/^\circ\text{C}$, 所以可以根据化学位移在步骤 54 中推断出温度变化。在正常体温的情况下化学位移例如是 3.5 ppm 。在加热组织时该值通过水的化学位移与温度的依赖关系来改变并且由此根据脂肪和水之间改变的化学位移可以推断出温度变化 (步骤 54)。

[0041] 通过图 7 中在右边支路示出的步骤可以获得第二温度信息。在此采用如下的事实, 即所述加热改变脂肪的磁化率但不改变水的磁化率。由此脂肪的磁化率的改变也改变对象引起的相位影响。在步骤 52 中根据狄克逊后处理得出参数 $\omega_{\Delta B0}$, 该参数 $\omega_{\Delta B0}$ 包含对象引起的和系统引起的相位影响 (步骤 55)。如果此时在步骤 56 中选择 ROI 并且如结合图 2 至 6 所描述的那样计算系统引起的相位影响 (步骤 57), 则在步骤 58 中可以通过测量的相位以及减去系统引起的相位确定对象引起的相位影响。在步骤 59 中可以由此计算局部磁化率差别, 如在 Rares 等人所著的 “Concepts in Magnetic Resonance Part B (Magnetic Resonance Engineering)”, Vol. 19B(1) 26-34, 2003 中描述的那样。根据对象引起的相位影响可以通过计算磁化率差别推断出对象 (在此为脂肪) 中的温度 (步骤 60)。

[0042] 根据对象引起的相位变化可以通过脂肪中的磁化率 χ 与温度的已知的依赖关系计算温度变化。

[0043] χ_{Fat} 的温度依赖关系为:

[0044]

$$\frac{d\chi_{\text{fat}}}{dT} = 0.0094 \text{ ppm}/^\circ\text{C}.$$

[0045] 其位于与水质子的化学位移 σ 与温度的依赖关系相同的数量级, 其在 PRF 方法中采用:

[0046]

$$\frac{d\sigma_{water}}{dT} = 0.0098 ppm/^\circ C。$$

[0047] 概括地说,这意味着通过在步骤 51 中附加测量的回波可以明确地计算或测量脂肪和水之间的相对化学位移。由此可以计算温度引起的相位变化。此外,可以分离组合的系统引起的和对象引起的相位影响,如结合图 2 至图 6 所描述的那样。在分离这两个效应之后可以确定对象引起的相位影响。在加热时这基本上通过脂肪的磁化率变化来确定。但温度引起的磁化率的变化提供除了 PRF 方法之外还能采用的用于加热组织中温度变化的另一种指标。该法结束于步骤 61。

[0048] 概括地说,本发明允许计算加热组织时脂肪中的磁化率变化以及利用 RPF 方法计算磁化率校正的温度信息。

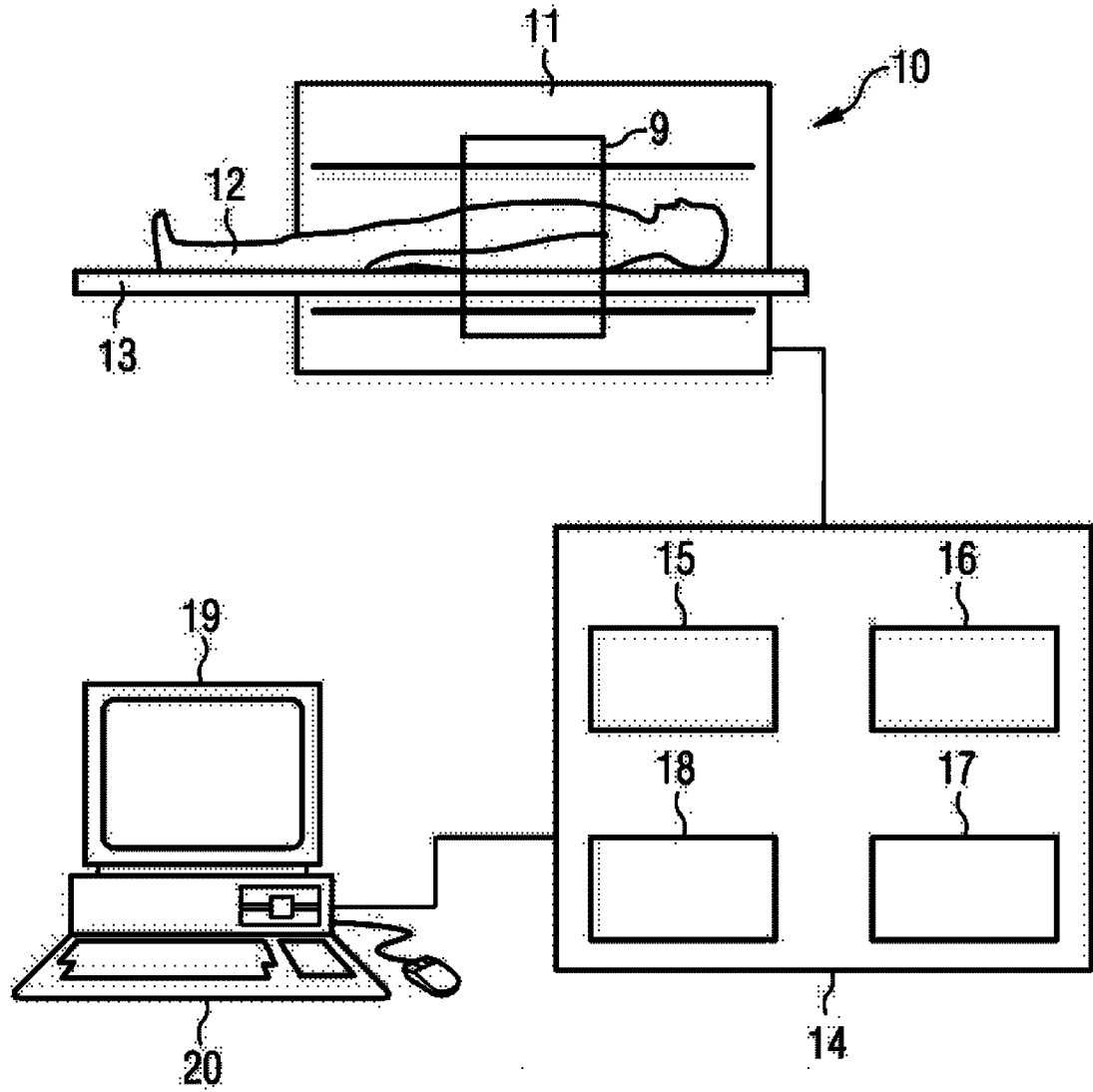


图 1

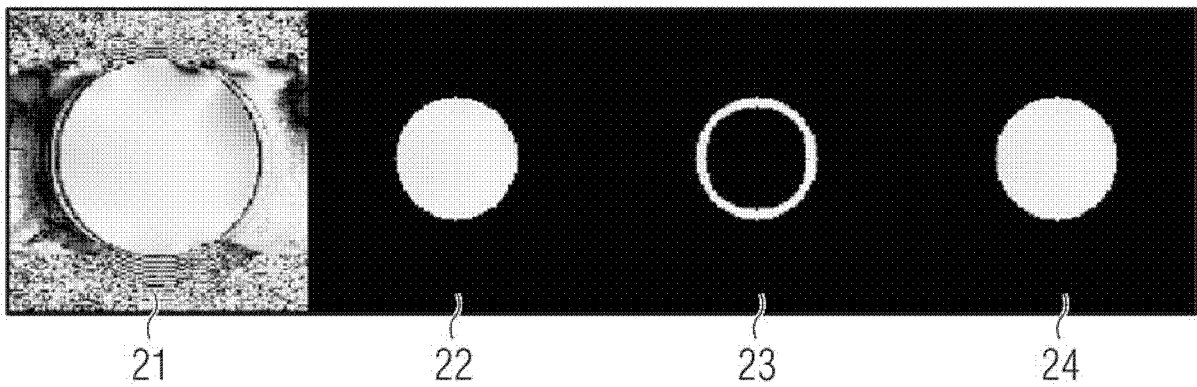


图 3

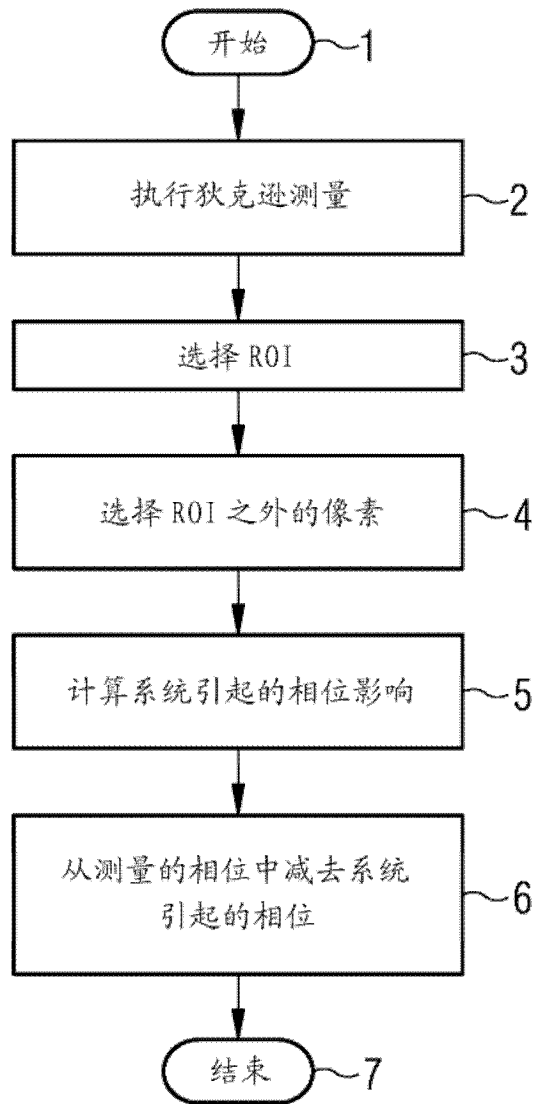


图 2

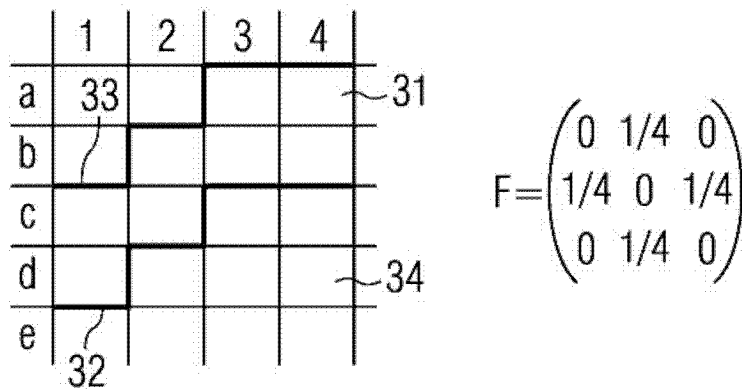


图 4

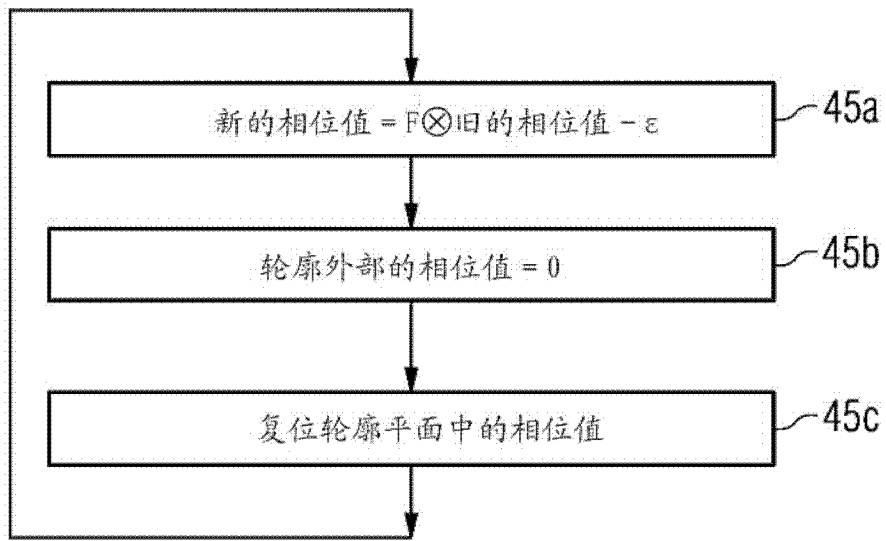


图 6

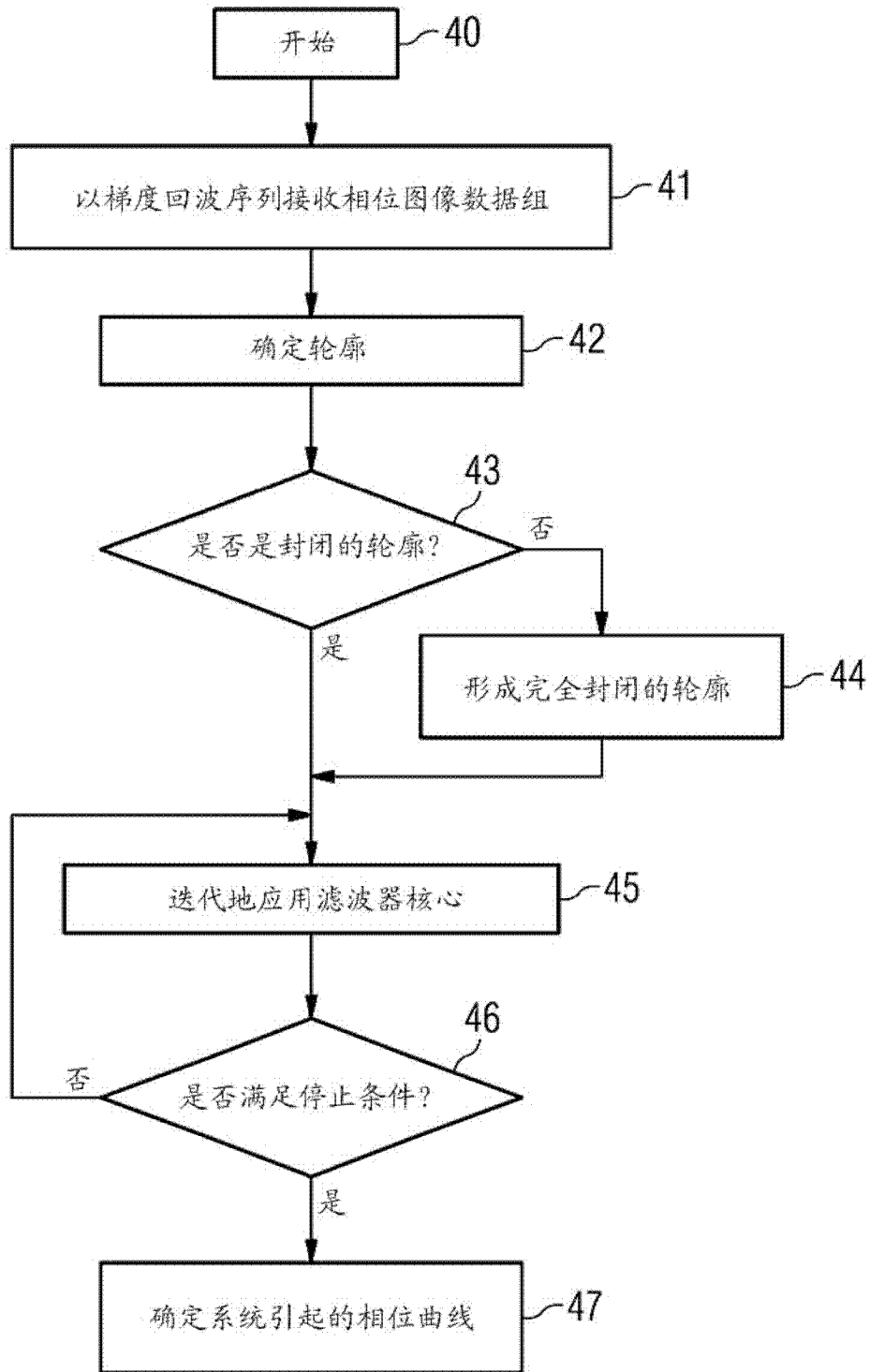


图 5

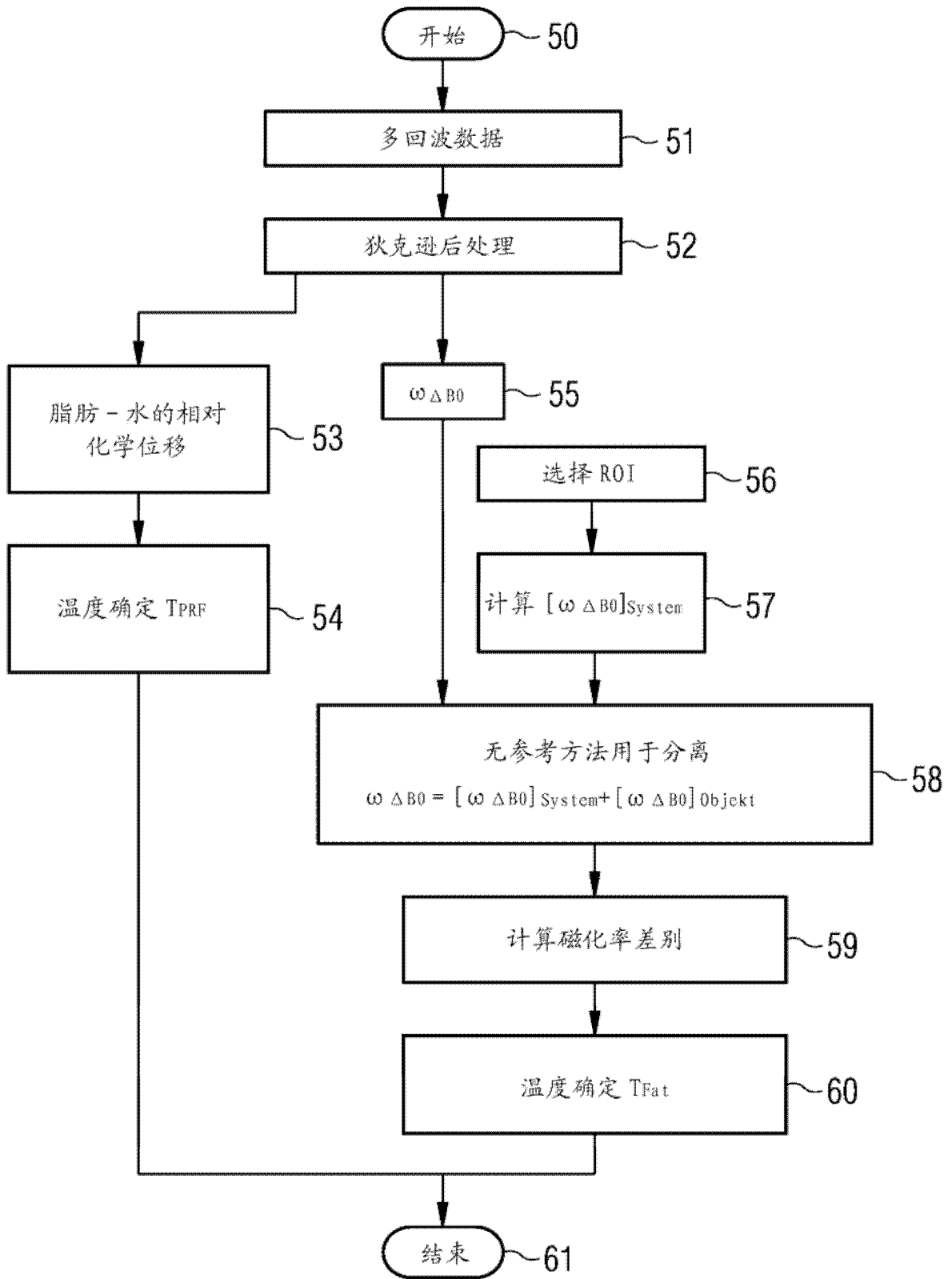


图 7