



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107997763 A

(43)申请公布日 2018.05.08

(21)申请号 201711429634.9

(22)申请日 2017.12.26

(71)申请人 中国科学院生物物理研究所
地址 100101 北京市朝阳区大屯路15号

(72)发明人 孙开宝 薛蓉 左真涛 王炯炯
卓彦

(74)专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245

代理人 徐宁 孙楠

(51)Int.Cl.

A61B 5/055(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

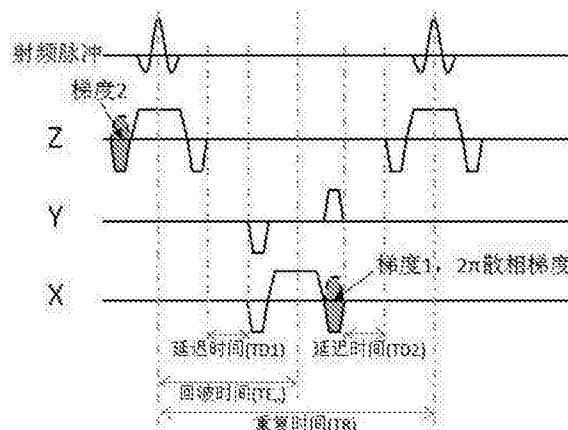
权利要求书2页 说明书5页 附图4页

(54)发明名称

一种水脂分离磁共振成像方法

(57)摘要

本发明涉及一种水脂分离磁共振成像方法,尤其适用于高场和超高场磁共振系统,其包括以下步骤:1)设置能够调节多个回波时间的集成式稳态自由进动成像序列;2)对同一成像区域进行成像,采集每个回波时间所对应的磁共振信号;3)将采集到的磁共振信号进行傅里叶图像重建,获得每个回波时间对应的磁共振复数图像。4)综合多个回波时间对应的磁共振复数图像信息,包括幅度和相位,采用水脂分离算法求解获得分离的水和脂肪图像。本发明可以广泛应用于各种磁共振高场成像系统,尤其是超高场成像系统。



1. 一种水脂分离磁共振成像方法, 尤其适用于高场和超高场磁共振系统, 其特征在于包括以下步骤:

- 1) 设置能够调节多个回波时间的集成式稳态自由进动成像序列;
- 2) 对同一成像区域进行成像, 采集每个回波时间所对应的磁共振信号;
- 3) 将采集到的磁共振信号进行傅里叶图像重建, 获得每个回波时间对应的磁共振复数图像;
- 4) 综合多个回波时间对应的磁共振复数图像信息, 包括幅度和相位, 采用水脂分离算法求解获得分离的水和脂肪图像。

2. 如权利要求1所述的一种水脂分离磁共振成像方法, 其特征在于: 所述集成式稳态自由进动序列是在平衡态稳态自由进动序列基础上施加一个散相梯度G得到的非平衡态序列, 使得一个像素中散相达到 2π 弧度角:

$$\gamma\Delta L \int_0^{TR} G dt = 2\pi,$$

式中, γ 为氢质子旋磁比, ΔL 为像素在散相梯度方向上的大小, TR为脉冲重复时间, t 为散相梯度G施加的时间。

3. 如权利要求2所述的一种水脂分离磁共振成像方法, 其特征在于: 所述梯度G, 对于磁共振二维激发采集方式, 施加在读出梯度之后或者选层梯度之前; 对于磁共振三维激发采集方式, 施加在读出梯度之后。

4. 如权利要求2所述的一种水脂分离磁共振成像方法, 其特征在于: 所述集成式稳态自由进动序列的磁共振信号 $M_T(TE)$ 为:

$$M_T(TE) = \exp(-TE/T_2) \left| \int_V p(\theta) (M_x^+(\theta) + iM_y^+(\theta)) \exp(i\theta TE/TR) d\theta \right|$$

式中, $M_x^+(\theta)$ 和 $M_y^+(\theta)$ 为横向磁化量, T_2 为横向弛豫时间, TR为成像激发脉冲重复时间, TE为回波时间, $p(\theta)$ 为一个成像体素V中相位分布函数, 呈现从0到 2π 均匀分布。

5. 如权利要求1所述的一种水脂分离磁共振成像方法, 其特征在于: 所述集成式稳态自由进动序列在成像激发脉冲之前使用10个预扫描脉冲; 所述预扫描脉冲翻转角大小在0到成像激发脉冲翻转角度之间, 并呈线性增加, 使得磁共振信号快速达到稳态。

6. 如权利要求1所述的一种水脂分离磁共振成像方法, 其特征在于: 所述集成式稳态自由进动序列的回波时间设置为可调状态, 调节多个回波时间是在成像激发脉冲和读出梯度之间施加延迟时间获得的, 同时在读出梯度之后和下一个成像激发脉冲之间施加另外一个延迟时间, 对于不同回波时间TE, 保持脉冲重复时间TR不变。

7. 如权利要求1所述的一种水脂分离磁共振成像方法, 其特征在于: 所述步骤2) 中, 具体包括以下步骤:

2.1) 按照采集时序图, 设置一个脉冲重复时间TR和多个回波时间 TE_n , 要求在任意两个回波时间上水和脂肪的相位差不同; 其中, $n \geq 2$;

2.2) 在磁共振系统上, 使用周期性的成像激发脉冲作用于成像区域, 采集不同回波时间点对应的磁共振信号。

8. 如权利要求1所述的一种水脂分离磁共振成像方法, 其特征在于: 所述傅里叶图像重建包括对采集到的不同回波时间点对应的磁共振信号进行部分傅里叶重建和傅里叶变换,

重建磁共振复数图像,包含幅度和相位信息。

9. 如权利要求1或8所述的一种水脂分离磁共振成像方法,其特征在于:所述综合多个回波时间对应的磁共振复数图像信息,每个回波时间点采集对应的磁共振信号 $S(t)$,采用IDEAL算法、Dixon或GraghCut算法,获得分离的水和脂肪图像;其中,磁共振信号 $S(t)$ 为:

$$S(t) = [W+F \cdot \exp(i \cdot 2\pi \cdot \gamma \cdot \delta_{wf}B_0t)] \exp(i \cdot 2\pi \cdot \Phi \cdot t),$$

其中, t 为回波时间, $S(t)$ 为回波时间 t 对应的磁共振信号, W 为水信号值, F 为脂肪信号值, δ_{wf} 为水脂共振频率差, γ 为氢质子旋磁比, B_0 为主磁场强度, Φ 为磁场偏移值。

一种水脂分离磁共振成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种成像方法,特别是关于一种适用于磁共振高场和超高场的水脂分离成像方法。

背景技术

[0002] 磁共振水脂分离成像在腹部、乳房和四肢关节等部位的疾病诊断具有重要意义。水脂分离成像能够定量分离脂肪信号和水信号,避免脂肪对病灶区的干扰,更加清晰地显示正常组织和病灶结构。同时,脂肪成分的定量信息也可以用于骨髓病和脂肪肝等疾病的评估。水脂分离成像还可以去除脂肪带来的磁共振图像伪影,改善图像质量。

[0003] 由于具有成像速度快和信噪比高等优点,平衡态稳态自由进动序列(bSSFP)近年来逐渐成为多点Dixon水脂分离成像比较流行的新方法。但bSSFP的信号幅度随着频率偏移呈现周期性变化,在图像上呈现暗带伪影。该方法对磁场的均匀性有较高的要求,而高场(一般为3T)或者超高场(7T及以上)磁共振成像环境下腹部和四肢关节成像很难保证磁场均匀性,带状伪影将更为严重。目前采用的方法是:在同一个回波时间采集多次bSSFP图像信号,调节相位循环(phase-cycling)使它们的周期信号等距偏移,然后实行复数图像信号相加,从而减轻暗带伪影的影响。但是该方法仍然存在诸多缺点:第一、扫描时间随着同一个回波时间点采集次数的增多呈现线性增加;第二、即使扫描时间增加了,信号幅度仍然随频率偏移而波动,合理扫描时间内不能完全消除图像伪影。

发明内容

[0004] 针对上述问题,本发明的目的是提供一种水脂分离磁共振成像方法,该方法能快速完成多个回波时间的图像信号采集,去除bSSFP信号幅度的周期性波动,得到分离的水图像和脂肪图像。

[0005] 为实现上述目的,本发明采取以下技术方案:一种水脂分离磁共振成像方法,尤其适用于高场和超高场磁共振系统,其特征在于包括以下步骤:1)设置能够调节多个回波时间的集成式稳态自由进动成像序列;2)对同一成像区域进行成像,采集每个回波时间所对应的磁共振信号;3)将采集到的磁共振信号进行傅里叶图像重建,获得每个回波时间对应的磁共振复数图像;4)综合多个回波时间对应的磁共振复数图像信息,包括幅度和相位,采用水脂分离算法求解获得分离的水和脂肪图像。

[0006] 进一步,所述集成式稳态自由进动序列是在平衡态稳态自由进动序列基础上施加一个散相梯度G得到的非平衡态序列,使得一个像素中散相达到 2π 弧度角:

$$[0007] \quad \gamma \Delta L \int_0^{TR} G dt = 2\pi,$$

[0008] 式中, γ 为氢质子旋磁比, ΔL 为像素在散相梯度方向上的大小,TR为脉冲重复时间,t为散相梯度G施加的时间。

[0009] 进一步,所述梯度G,对于磁共振二维激发采集方式,施加在读出梯度之后或者选层梯度之前;对于磁共振三维激发采集方式,施加在读出梯度之后。

[0010] 进一步,所述集成式稳态自由进动序列的磁共振信号 $M_T(TE)$ 为:

$$[0011] \quad M_T(TE) = \exp(-TE/T_2) \left| \int_V p(\theta) (M_x^+(\theta) + iM_y^+(\theta)) \exp(i\theta TE/TR) d\theta \right|$$

[0012] 式中, $M_x^+(\theta)$ 和 $M_y^+(\theta)$ 为横向磁化量, T_2 为横向弛豫时间,TR为成像激发脉冲重复时间,TE为回波时间,p(θ)为一个成像体素V中相位分布函数,呈现从0到 2π 均匀分布。

[0013] 进一步,所述集成式稳态自由进动序列在成像激发脉冲之前使用10个预扫描脉冲;所述预扫描脉冲翻转角大小在0到成像激发脉冲翻转角度之间,并呈线性增加,使得磁共振信号快速达到稳态。

[0014] 进一步,所述集成式稳态自由进动序列的回波时间设置为可调状态,调节多个回波时间是在成像激发脉冲和读出梯度之间施加延迟时间获得的,同时在读出梯度之后和下一个成像激发脉冲之间施加另外一个延迟时间,对于不同回波时间TE,保持脉冲重复时间TR不变。

[0015] 进一步,所述步骤2)中,具体包括以下步骤:2.1)按照采集时序图,设置一个脉冲重复时间TR和多个回波时间 TE_n ,要求在任意两个回波时间上水和脂肪的相位差不同;其中, $n \geq 2$;2.2)在磁共振系统上,使用周期性的成像激发脉冲作用于成像区域,采集不同回波时间点对应的磁共振信号。

[0016] 进一步,所述傅里叶图像重建包括对采集到的不同回波时间点对应的磁共振信号进行部分傅里叶重建和傅里叶变换,重建磁共振复数图像,包含幅度和相位信息。

[0017] 进一步,所述综合多个回波时间对应的磁共振复数图像信息,每个回波时间点采集对应的磁共振信号 $S(t)$,采用IDEAL算法、Dixon或GraphCut算法,获得分离的水和脂肪图像;其中,磁共振信号 $S(t)$ 为:

$$[0018] \quad S(t) = [W + F \cdot \exp(i \cdot 2\pi \cdot \gamma \cdot \delta_{wf} B_0 t)] \exp(i \cdot 2\pi \cdot \Phi \cdot t),$$

[0019] 其中,t为回波时间, $S(t)$ 为回波时间t对应的磁共振信号,W为水信号值,F为脂肪信号值, δ_{wf} 为水脂共振频率差, γ 为氢质子旋磁比, B_0 为主磁场强度, Φ 为磁场偏移值。

[0020] 本发明由于采取以上技术方案,其具有以下优点:1、本发明采用的是一种特殊的非平衡稳态自由进动序列,特定的散相梯度能够使得一个体素中的相位在0到 2π 之前均匀分布,从而将bSSFP的一个信号周期压缩到一个体素中,能有效去除bSSFP信号幅度的周期性波动,对高场和超高场磁场不均匀不敏感,去除图像带状伪影。2、本发明由于不受暗带伪影影响,对于每个回波时间(TE)图像,只需使用 180° phase-cycle的集成式稳态自由进动成像序列(iSSFP)进行单次扫描,不需要和 0° phase-cycle图像进行复数相加,可以缩短一半以上的水脂分离扫描时间。3、本发明采用的散相梯度对单个像素只产生 2π 的散相,未对信号幅度产生较大影响,仍保持了较高的信噪比。4、本发明采用的散相梯度低于目前各厂家磁共振系统梯度的最大值,实施过程中不需要额外延长时间来获得预定散相效果。5、本发明产生的信号仍然保留了 T_2 加权的信号特征,保持了对关节液等呈现高亮信号的特征。本发明可以广泛应用于各种磁共振成像系统,尤其是超高场成像系统。

附图说明

[0021] 图1是集成式稳态自由进动成像序列(iSSFP)原理图;

[0022] 图2是bSSFP和iSSFP的信号Bloch仿真图;

- [0023] 图3是bSSFP和iSSFP两点Dixon水脂分离成像方法流程对比示意图；
- [0024] 图4是一个实施例中的iSSFP三点水脂分离流程图；
- [0025] 图5是一个实施例中的bSSFP和iSSFP对水模和油模的成像和水脂分离效果对比图
- [0026] 图6a是一个实施例中人体膝盖部通过磁共振成像得到回波时间TE为2.42ms时水和脂肪图像的结果示意图；
- [0027] 图6b是一个实施例中人体膝盖部通过磁共振成像得到回波时间TE为2.75ms时水和脂肪图像的结果示意图；
- [0028] 图6c是一个实施例中人体膝盖部通过磁共振成像得到回波时间TE为3.08ms时水和脂肪图像的结果示意图；
- [0029] 图6d是一个实施例中人体膝盖部综合三个回波时间的图像通过graph cut算法计算得到的分离的水图像的结果示意图；
- [0030] 图6e是一个实施例中人体膝盖部综合三个回波时间的图像通过graph cut算法计算得到的分离的脂肪图像的结果示意图。

具体实施方式

- [0031] 下面结合附图和实施例对本发明进行详细的描述。
- [0032] 本发明提供一种水脂分离磁共振成像方法,该方法可以去除平衡态稳态自由进动成像序列的带状伪影,简化水脂分离流程,缩短扫描时间,尤其适用于高场和超高场磁共振系统。该方法包括以下步骤:
- [0033] 1) 如图1所示,设置可以调节多个回波时间的集成式稳态自由进动成像序列(iSSFP),信号幅度不随频率偏移而改变,可以去除bSSFP序列带状伪影。
- [0034] 具体过程为:
- [0035] 集成式稳态自由进动序列是在平衡态稳态自由进动序列基础上施加一个散相梯度G,得到非平衡态序列,使得一个像素中散相达到 2π 弧度角:

$$[0036] \quad \gamma \Delta L \int_0^{TR} G dt = 2\pi,$$

[0037] 式中, γ 为氢质子旋磁比, ΔL 为一个像素在散相梯度方向上的大小,TR为脉冲重复时间,t为散相梯度G施加的时间;

[0038] 其中梯度G,对于磁共振二维激发采集方式,可以施加在读出梯度之后(梯度1)或者选层梯度之前(梯度2);对于磁共振三维激发采集方式,施加在读出梯度之后(梯度1)。该梯度G的大小低于目前各厂商磁共振梯度系统的最大值,无需增加额外时间来获得散相效果。

[0039] iSSFP序列的磁共振信号 $M_T(TE)$ 为:

$$[0040] \quad M_T(TE) = \exp(-TE/T_2) \left| \int_V p(\theta) (M_x^+(\theta) + iM_y^+(\theta)) \exp(i\theta TE/TR) d\theta \right|$$

[0041] 式中, $M_x^+(\theta)$ 和 $M_y^+(\theta)$ 为横向磁化量, T_2 为横向弛豫时间,TR为成像激发脉冲重复时间,TE为回波时间,p(θ)为成像体素V中相位分布函数,在一个体素中的相位理论上呈现从0到 2π 均匀分布,从而将bSSFP幅度的一个周期压缩到一个像素中,如图2仿真所示,iSSFP信号幅度不随频率偏移而改变,有效去除带状伪影。如图3所示,使用iSSFP序列在水脂分离

信号采集过程中可以简化流程,缩短扫描时间。图4展示了iSSFP三点水脂分离流程图,对于每一个回波时间只需采集一次磁共振信号。

[0042] iSSFP序列在成像激发脉冲之前使用10个预扫描脉冲(图一未示出)。预扫描脉冲翻转角大小在0到成像激发脉冲翻转角度之间,并呈线性增加,使得磁共振信号快速达到稳态。

[0043] 将iSSFP序列的回波时间设置为可调状态,调节多个回波时间是在成像激发脉冲和读出梯度之间施加延迟时间获得的,同时在读出梯度之后和下一个成像激发脉冲之间施加另外一个延迟时间。将延迟时间TD1和TD2的调节框置于序列参数调节控制面板,扫描时按需调整。超高场磁共振系统下,水和脂肪的频率差异较大,积累相应相位差时间较短,在实施例中对不同回波时间信号采用分开依次扫描。改变延迟时间TD1可以获得不同回波时间TE,并同时改变TD2,保持TD1和TD2的总和不变。因此对于不同回波时间TE,可以保持成像激发脉冲重复时间TR不变。

[0044] 2) 对同一成像区域进行成像,采集每个回波时间所对应的磁共振信号;

[0045] 2.1) 采集时序图如图1所示,设置一个脉冲重复时间TR和多个回波时间 TE_n ($n \geq 2$),要求在任意两个回波时间上水和脂肪的相位差不同;

[0046] 2.2) 在磁共振系统上,使用周期性的成像激发脉冲作用于成像区域,采集不同回波时间点对应的磁共振信号;例如,在7T超高场磁共振系统上,对不同的回波时间点采集对应的磁共振信号,包含幅度和相位信息。

[0047] 在一个实施例中,在7T超高场磁共振系统下,采用三维采集方式,散相梯度G施加在读出方向上,脉冲重复时间TR为7.08ms,回波时间TE分别为3.42ms、3.75ms和4.08ms,如图5所示,对水模和油模进行成像,相比较于bSSFP,iSSFP信号幅度不随频率偏移而改变,无需针对不同phase cycle进行多次采集,有效缩短扫描时间。

[0048] 在另一个实施例中,在7T超高场磁共振系统下,采用二维采集方式,散相梯度G施加在读出方向上,脉冲重复时间TR为5.08ms,回波时间TE分别为2.42ms、2.75ms和3.08ms,如图6a至图6c所示,分别是三个回波时间对应的人体膝盖部的幅度图像。

[0049] 3) 将采集到的磁共振信号进行傅里叶图像重建,获得每个回波时间对应的磁共振图像。

[0050] 磁共振图像重建包括部分傅里叶重建和傅里叶变换等步骤,重建磁共振复数图像,以获取所对应的磁共振信号幅度和相位信息。如图6所示,在一个实施例中,设置了三个回波时间TE,分别为2.42ms、2.75ms和3.08ms,图6a至图6c分别为3个回波时间对应的人体膝盖部幅度图像(相位图像未示出)。

[0051] 4) 综合多个回波时间对应的磁共振复数图像信息,包括幅度和相位,计算获得分离的水和脂肪图像;

[0052] 在本实施例中,获得三个回波时间对应的磁共振图像的幅度和相位信息,通过水脂分离算法计算得到分离的水图像和脂肪图像。上述步骤3)中,每个回波时间点采集对应的磁共振信号为:

[0053] $S(t) = [W + F \cdot \exp(i \cdot 2\pi \cdot \gamma \cdot \delta_{wf} B_0 t)] \exp(i \cdot 2\pi \cdot \Phi \cdot t)$,

[0054] 其中,t为回波时间,S(t)为回波时间t对应的磁共振信号,W为水信号值,F为脂肪信号值, δ_{wf} 为水脂共振频率差, γ 为氢质子旋磁比, B_0 为主磁场强度, Φ 为磁场偏移值。

[0055] 根据重建出的磁共振信号 $S(t)$,可以采用IDEAL算法或Dixon算法或GraphCut算法,计算出分离的水信号 W 和脂肪信号 F ,依据水信号值 W 和脂肪信号值 F 得到分离的水图像和脂肪图像。如图5右半部分所示,为一个实施例中的iSSFP三点模型水脂分离效果图。图6d和图6e分别是另外一个实施例中采用graph cut算法得到的人体膝盖部的分离的水和脂肪图。

[0056] 上述各实施例仅用于说明本发明,各部件的结构、尺寸、设置位置及形状都是可以有所变化的,在本发明技术方案的基础上,凡根据本发明原理对个别部件进行的改进和等同变换,均不应排除在本发明的保护范围之外。

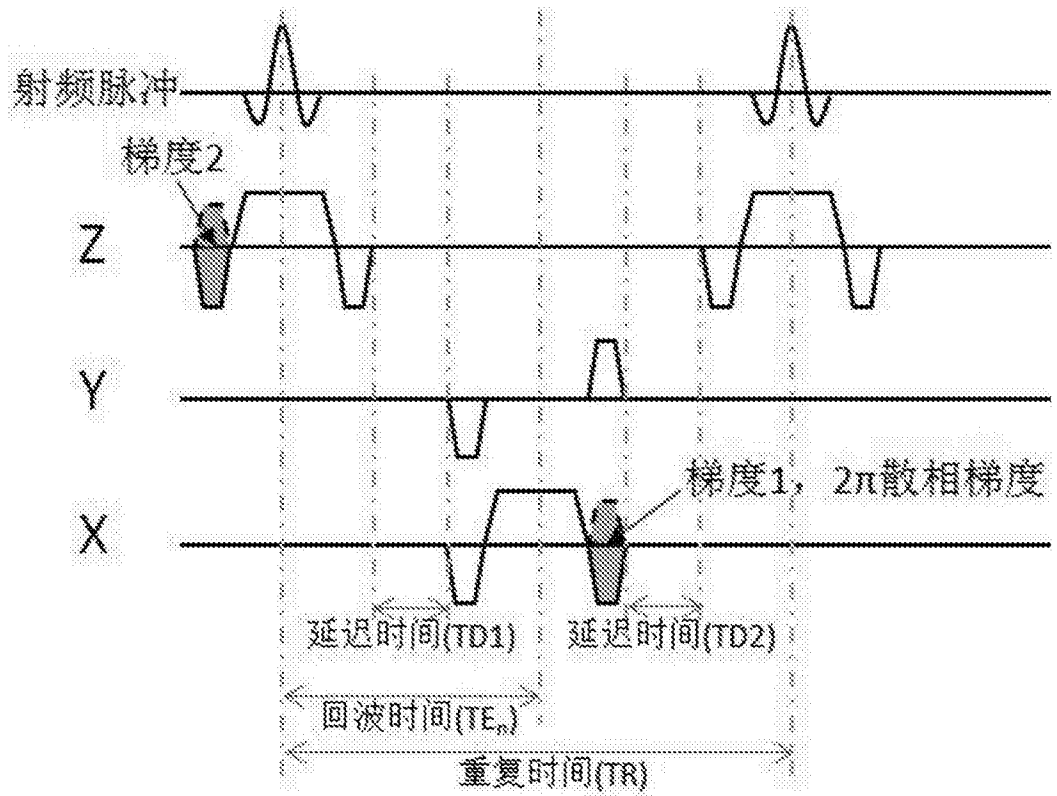


图1

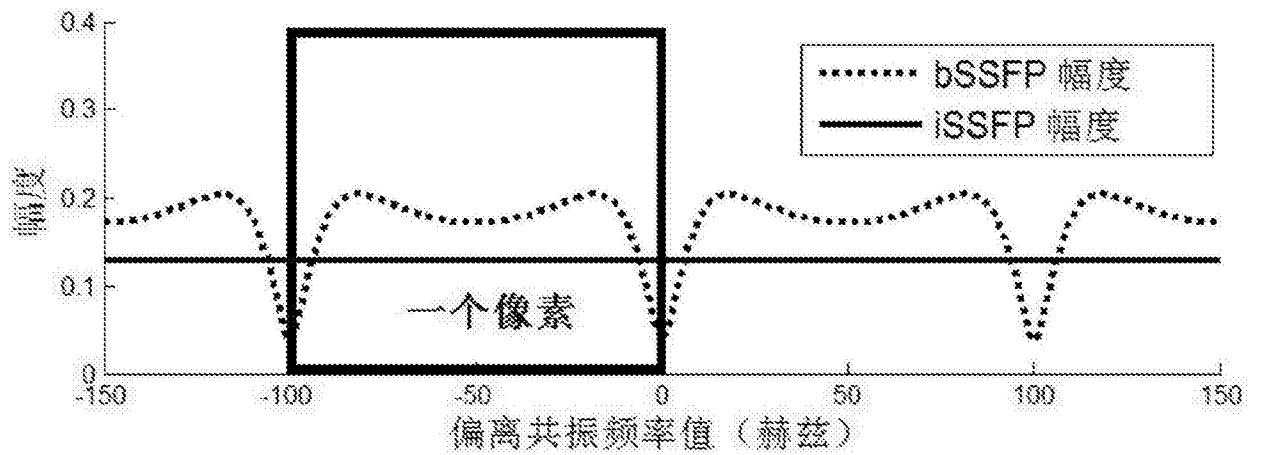


图2

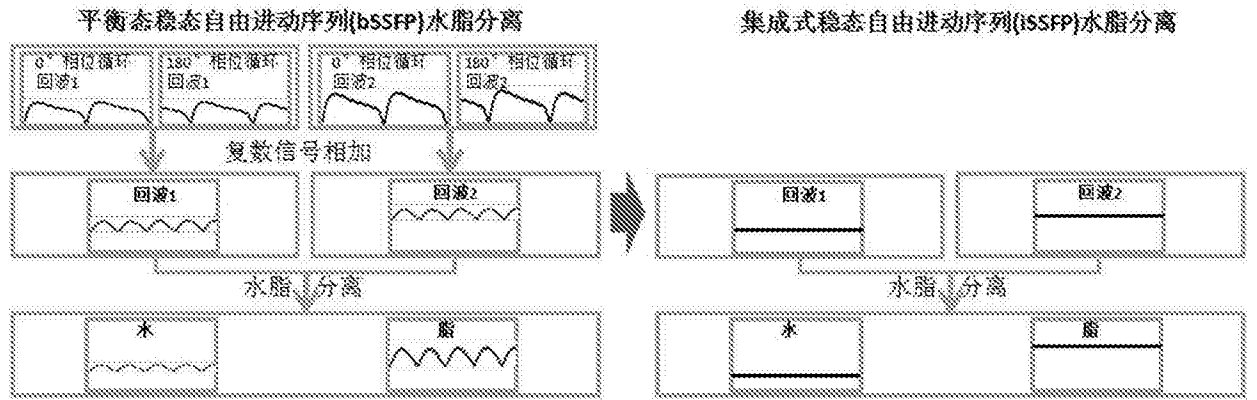


图3

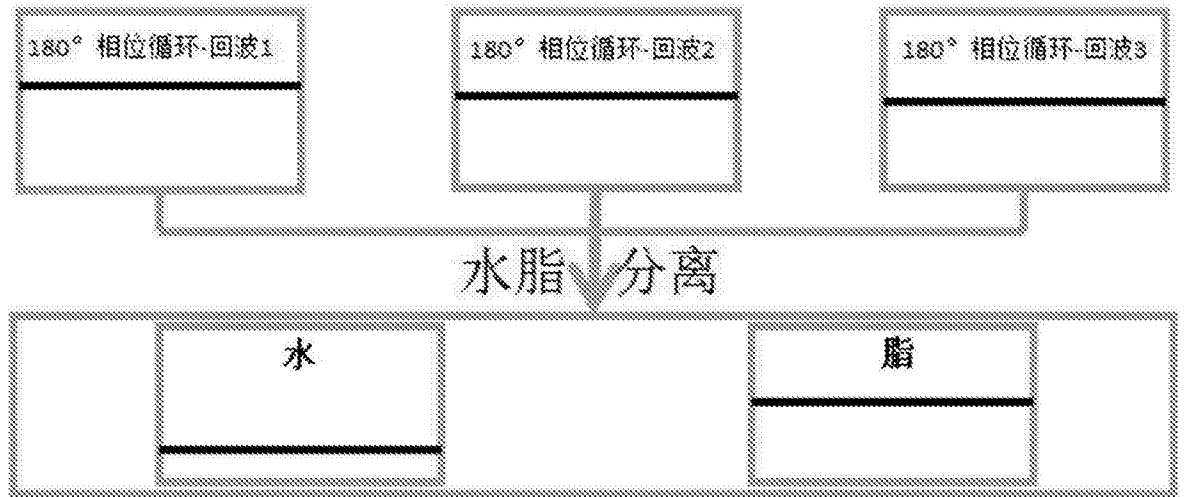


图4

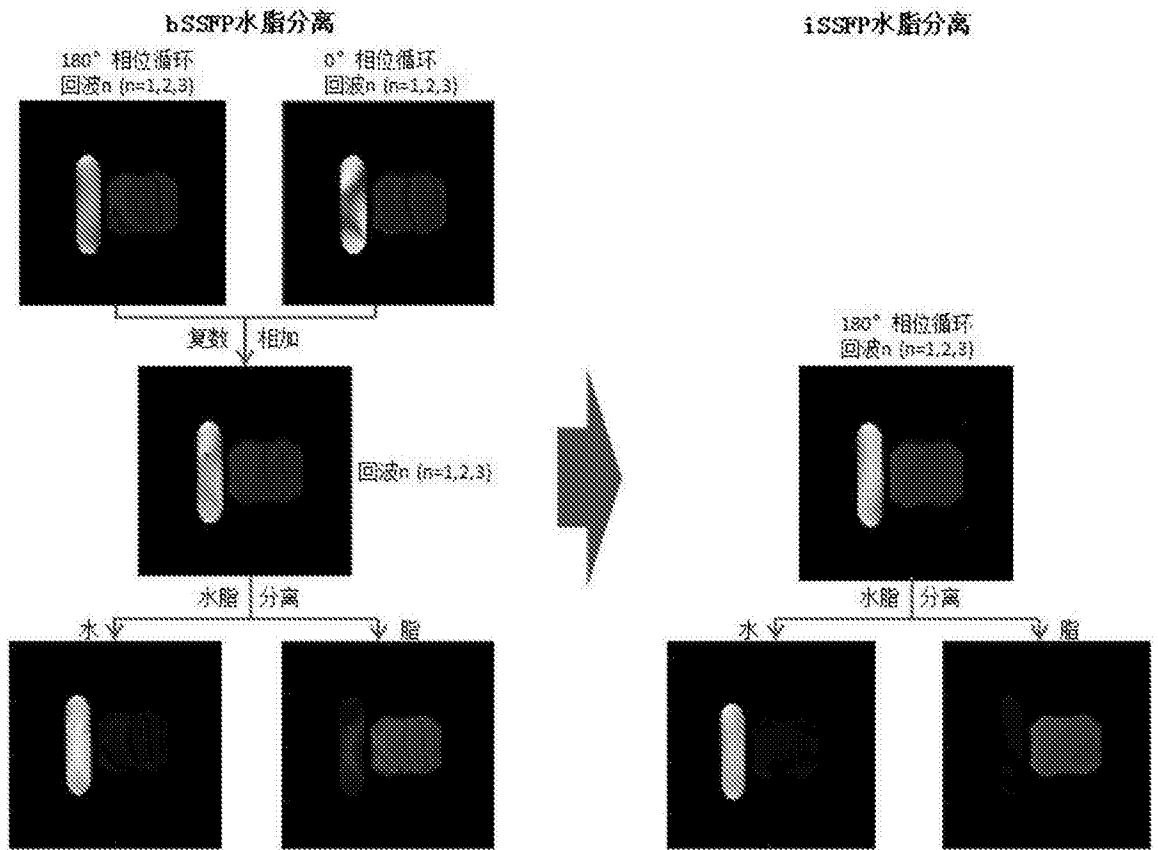


图5

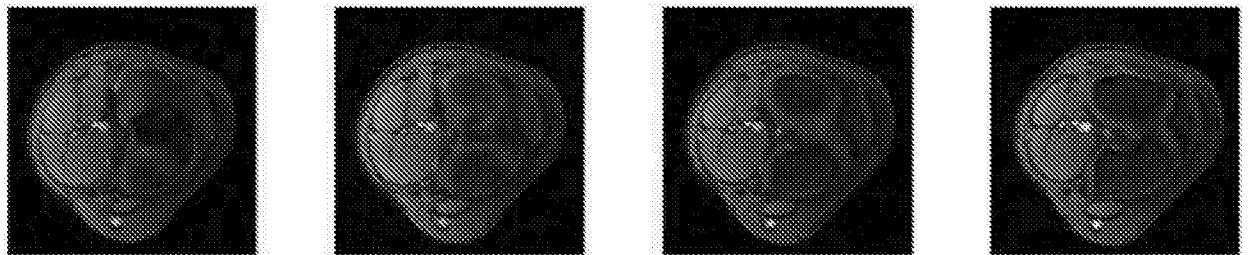


图6a

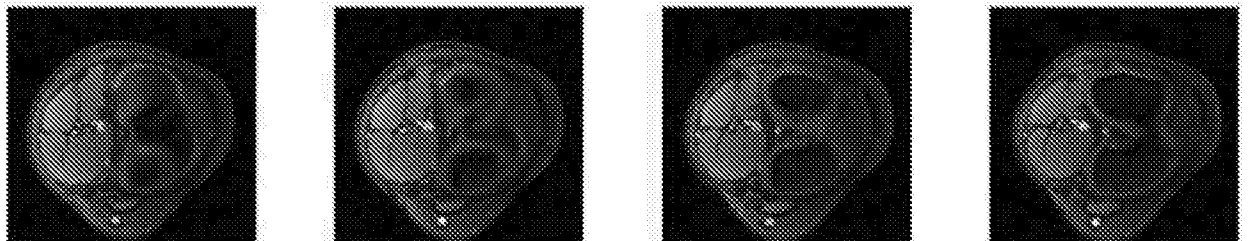


图6b

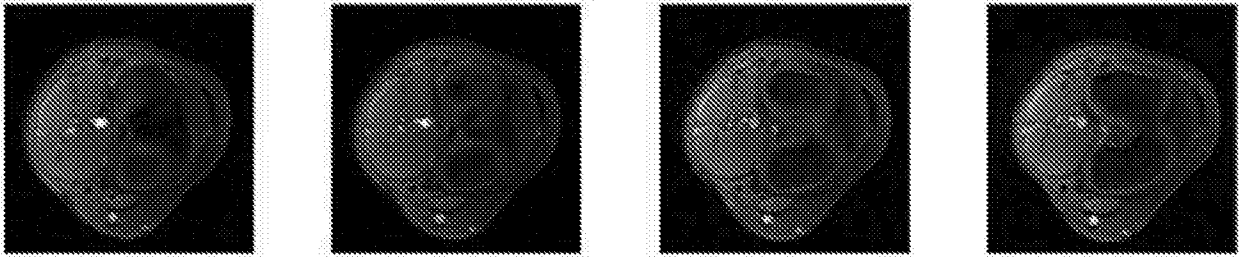


图6c

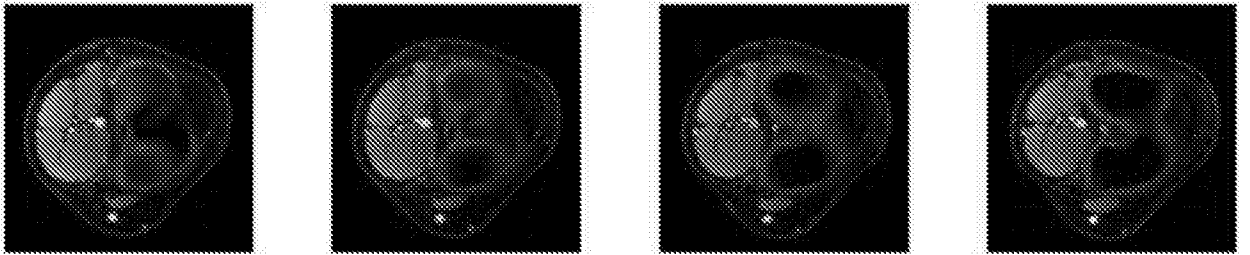


图6d

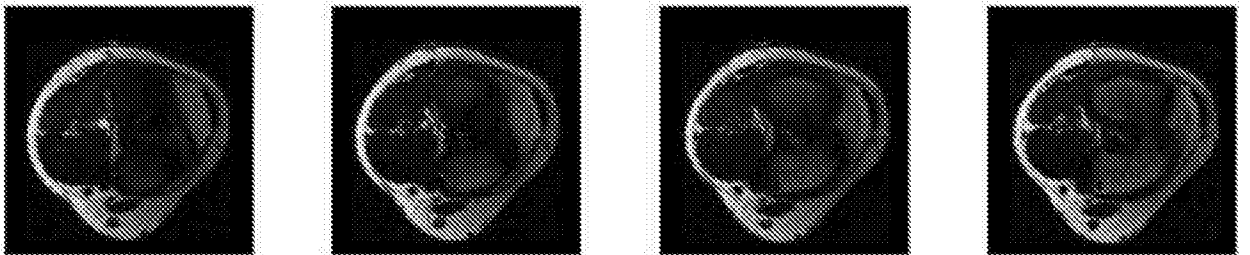


图6e