



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105662413 A

(43) 申请公布日 2016. 06. 15

(21) 申请号 201511033083. 5

(22) 申请日 2015. 12. 31

(71) 申请人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学
城学苑大道 1068 号

(72) 发明人 朱燕杰 钟耀祖 刘新 郑海荣

(74) 专利代理机构 深圳鼎合诚知识产权代理有
限公司 44281

代理人 任葵 彭家恩

(51) Int. Cl.

A61B 5/055(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

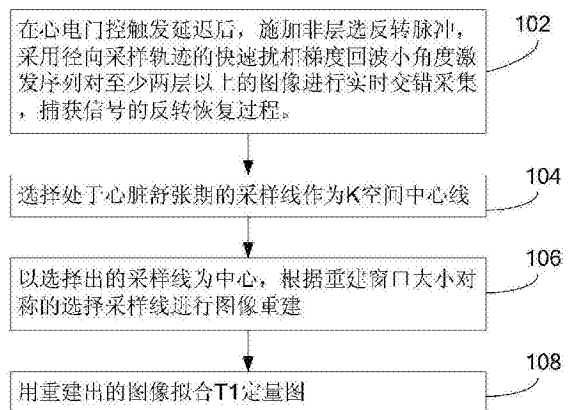
权利要求书2页 说明书5页 附图4页

(54) 发明名称

一种心肌 T1 定量的方法和装置

(57) 摘要

本申请公开了一种心肌 T1 定量的方法, 包括: 在心电门控触发延迟后, 施加非层选反转脉冲; 采用径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列对至少两层以上的图像进行实时交错采集, 捕获信号的反转恢复过程; 选择处于心脏舒张期的采样线作为 K 空间中心线; 以选择出的采样线为中心, 根据重建窗口大小对称的选择采样线进行图像重建; 用重建出的图像拟合 T1 定量图。本申请还公开了一种基于该方法的装置。本申请可实现在一次屏气中采集多层 T1 定量图像, 可在 2-3 次屏气中覆盖全心, 减少了屏气带来的时间浪费和患者的不适。



1. 一种心肌T1定量的方法,其特征在于,包括:

在心电门控触发延迟后,施加非层选反转脉冲,采用径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列对至少两层以上的图像进行实时交错采集,捕获信号的反转恢复过程;
选择处于心脏舒张期的采样线作为K空间中心线;
以所述选择出的采样线为中心,根据重建窗口大小对称的选择采样线进行图像重建;
用所述重建出的图像拟合T1定量图。

2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述在心电门控触发延迟后,施加非层选反转脉冲,采用径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列对至少两层以上的图像进行实时交错采集,捕获信号的反转恢复过程,包括:

施加非层选的反转脉冲,用径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列进行实时采集,对信号的反转恢复过程进行采样,所述径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列采用多层交错采集模式,一次反转脉冲后可采集至少两层以上的图像。

3. 如权利要求2所述的方法,其特征在于,其中所述径向采样轨迹采用小黄金角度采样模式,第*i*条采样线的方位角为(*i*-1) Ψ_N 度,即每条采样线的方位角增加一个固定角度 Ψ_N ,其中

$$\Psi_N = \frac{\pi}{\tau + N - 1}, \tau = (1 + \sqrt{5})/2, N \text{ 决定了 } \Psi_N \text{ 的大小, } N \text{ 由经验确定,采样线数目须大于 } N.$$

4. 如权利要求2所述的方法,其特征在于,所述用径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列进行实时采集在呼吸屏气过程中进行,采用最短TE和TR。

5. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述选择处于心脏舒张期的采样线作为K空间中心线包括:

根据滑动窗口大小,回顾性地选择出采集时间位于心脏舒张期的采样线作为重建的K空间中心线。

6. 如权利要求5所述的方法,其特征在于,其中以所述选择出的采样线为中心,根据重建窗口大小对称的选择采样线进行图像重建包括:

采用所述采集时间位于心脏舒张期的采样线作为重建的K空间中心线来确定重建窗的位置,对所述重建窗口,采用KWIC方法对K空间数据进行加权,使用快速重建算法对数据进行重建。

7. 一种心肌T1定量的装置,其特征在于,包括:

数据采集模块,用于在心电门控触发延迟后,施加非层选反转脉冲,,采用径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列对至少两层以上的图像进行实时交错采集,捕获信号的反转恢复过程;

选择模块,用于选择选择处于心脏舒张期的采样线作为K空间中心线;

图像重建模块,用于以所述选择出的采样线为中心,根据重建窗口大小对称的选择采样线进行图像重建;

拟合模块,用于使用所述重建出的图像拟合T1定量图。

8. 如权利要求7所述的装置,其特征在于,所述数据采集模块还用于施加非层选的反转脉冲,用径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列进行实时采集,对信号的反转恢复过程进行采样,所述径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列采用多层交错采集模式,一次反转脉冲后可采集至少两层以上的图像。

9. 如权利要求8所述的装置,其特征在于,其中所述径向采样轨迹采用小黄金角度采样模式,第*i*条采样线的方位角为(*i*-1) ψ_N 度,即每条采样线的方位角增加一个固定角度 ψ_N ,其中 $\psi_N = \frac{\pi}{\tau + N - 1}$, $\tau = (1 + \sqrt{5})/2$, N 决定了 ψ_N 的大小, N 由经验确定,采样线数目须大于 N 。

10. 如权利要求7所述的装置,其特征在于,所述数据采集模块还用于在呼吸屏气过程中进行数据采集,采用最短TE和TR。

11. 如权利要求7所述的装置,其特征在于,所述选择模块还用于根据滑动窗口大小,回顾性地选择出采集时间位于心脏舒张期的采样线作为重建的K空间中心线。

12. 如权利要求11所述的装置,其特征在于,所述图像重建模块还用于采用所述采集时间位于心脏舒张期的采样线作为重建的K空间中心线来确定重建窗的位置,对所述重建窗口,采用KWIC方法对K空间数据进行加权,使用快速重建算法对数据进行重建。

一种心肌T1定量的方法和装置

技术领域

[0001] 本申请心血管成像领域,具体涉及一种心肌T1定量的方法和装置。

背景技术

[0002] 心血管磁共振成像(CMR)是一种非侵入性的成像技术,可对心血管系统的功能、形态和结构等进行评估。心肌T1值的量化可用于心梗、心肌纤维化等多种疾病的诊断中。由于心脏跳动和呼吸运动对采集时间的限制,在体心肌的T1定量仍具有很大的挑战性。

[0003] 常用的测量心肌T1值的方法有以下几种:

[0004] (1)MOLLI(Modified Look-Locker inversion recovery):反转脉冲(IR)后,在不同的延迟(TI)时间用bssfp(balance steady state free precession)序列成像,并将多次采集的数据合并为一组,来拟合T1值。

[0005] (2)SASHA(Saturation recovery single-shot acquisition):用饱和脉冲代替反转脉冲,在饱和脉冲后经不同的延迟时间,用bssfp序列成像,在10个心跳周期内完成采集。

[0006] 上述方法中,每次屏气只能采集单层图像,需要多次屏气才能采集多层图像,屏气次数多,采集时间长,病人舒适度低。

发明内容

[0007] 本申请提供一种心肌T1值定量测量的方法,包括:

[0008] 在心电门控触发延迟后,施加非层选反转脉冲,采用径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列对至少两层以上的图像进行实时交错采集,捕获信号的反转恢复过程;选择处于心脏舒张期的采样线作为K空间中心线;以所述选择出的采样线为中心,根据重建窗口大小对称的选择采样线进行图像重建;用所述重建出的图像拟合T1定量图。

[0009] 上述在心电门控触发延迟后,施加非层选反转脉冲,采用径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列对至少两层以上的图像进行实时交错采集,捕获信号的反转恢复过程,包括:施加非层选的反转脉冲,用径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列进行实时采集,对信号的反转恢复过程进行采样,所述径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列采用多层交错采集模式,一次反转脉冲后可采集至少两层以上的图像。

[0010] 上述径向采样轨迹采用小黄金角度采样模式,第*i*条采样线的方位角为(*i*-1) ψ_N 度,即每条采样线的方位角增加一个固定角度 ψ_N ,其中 $\psi_N = \frac{\pi}{\tau + N - 1}$, $\tau = (1 + \sqrt{5})/2$,*N*决定了

ψ_N 的大小,根据经验确定。采样线数目须大于*N*。

[0011] 上述用径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列进行实时采集在呼吸屏气过程中进行,采用最短TE和TR。

[0012] 上述选择处于心脏舒张期的采样线作为K空间中心线,包括:根据滑动窗口大小,回顾性地选择出采集时间位于心脏舒张期的采样线作为重建的K空间中心线。

[0013] 以所述选择出的采样线为中心,根据重建窗口大小对称的选择采样线进行图像重建包括:采用所述采集时间位于心脏舒张期的采样线作为重建的K空间中心线来确定重建窗的位置,对所述重建窗口,采用KWIC方法对K空间数据进行加权,可采用快速重建算法对数据进行重建。

[0014] 根据本申请的第二方面,提供一种心肌T1定量的装置,包括:数据采集模块,用于在心电门控触发延迟后,施加非层选反转脉冲,采用径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列对至少两层以上的图像进行实时交错采集,捕获信号的反转恢复过程;选择模块,用于选择处于心脏舒张期的采样线作为K空间中心线;图像重建模块,用于以所述选择出的采样线为中心,根据重建窗口大小对称的选择采样线进行图像重建;拟合模块,用于使用所述重建出的图像拟合T1定量图。

[0015] 上述数据采集模块还用于施加非层选的反转脉冲,用径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列进行实时采集,对信号的反转恢复过程进行采样,所述径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列采用多层交错采集模式,一次反转脉冲后可采集至少两层以上的图像。

[0016] 上述径向采样轨迹采用小黄金角度采样模式,第*i*条采样线的方位角为 $(i-1)\psi_N$ 度,即每条采样线的方位角增加一个固定角度 ψ_N ,其中 $\psi_N = \frac{\pi}{\tau+N-1}$, $\tau = (1+\sqrt{5})/2$, N 决定了 ψ_N 的大小, N 由经验确定,采样线数目须大于 N 。

[0017] 上述数据采集模块还用于在呼吸屏气过程中进行数据采集,采用最短TE和TR。

[0018] 上述选择模块还用于根据滑动窗口大小,回顾性地选择出采集时间位于心脏舒张期的采样线作为重建的K空间中心线。

[0019] 上述图像重建模块还用于采用所述采集时间位于心脏舒张期的采样线作为重建的K空间中心线来确定重建窗的位置,对所述重建窗口,采用KWIC方法对K空间数据进行加权,使用快速重建算法对数据进行重建。

[0020] 由于采用了以上技术方案,使本申请具备的有益效果在于:

[0021] 在本申请的具体实施方式中,由于使用采用径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列和小黄金角度采样模式,在非层选反转脉冲后,对至少两层以上的图像进行实时交错采集,可实现在一次屏气中采集多层T1定量图像,可在2-3次屏气中覆盖全心,减少了屏气带来的时间浪费和患者的不适;采用KWIC方法进行对K空间数据进行加权,可以明确采集K空间中心点的时间,可有效防止测量值的偏差。

附图说明

[0022] 图1为根据本申请方法一个实施例的流程图;

[0023] 图2为根据本申请方法一个实施例的采集示意图;

[0024] 图3为根据本申请方法一个实施例的径向采样梯度波形图;

[0025] 图4为根据本申请方法一个实施例的采样轨迹图;

[0026] 图5为根据本申请方法一个实施例的心脏舒张期选取图;

[0027] 图6为根据本申请方法一个实施例的KWIC加权重图;

[0028] 图7为根据本申请装置一个实施例的结构示意图。

具体实施方式

[0029] 下面通过具体实施方式结合附图对本发明作进一步详细说明。

[0030] 实施例一：

[0031] 图1示出根据本申请方法一个实施例的流程图，包括：

[0032] 步骤102：在心电门控触发延迟后，施加非层选反转脉冲，采用径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列对至少两层以上的图像进行实时交错采集，捕获信号的反转恢复过程。

[0033] 施加非层选的反转脉冲(IR)，然后用径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列(turbo-flash)进行实时采集，对信号的反转恢复过程进行采样，turbo-flash采用多层交错采集模式(interleaved acquisition)，一次反转脉冲后可采集多层图像，如图2所示。

[0034] 径向采样梯度波形图如图3所示。径向采样中，每条采样线都会经过K空间中心。小黄金角度的二维径向采样轨迹为每条采样线的方向角增加一个固定角度 ψ_N ，

$\psi_N = \frac{\pi}{\tau + N - 1}$ ， $\tau = (1 + \sqrt{5})/2$ ，用这种采样模式的每条采样线都不会重叠，且当采样线数目 $>$

N时，采样线分布近似于均匀分布，可将任意采样线作为起始位置进行重建，也在窗口大小 $>=$ N的范围内任意设置重建窗口大小，一种实施方式N=5，如图4所示，其为N=5时的径向小黄金角度的采样轨迹。

[0035] 心电门控的触发延迟设置为病人心跳周期(RR)的60% (约500~650ms)，心电门控的延迟时间是为了保证初始的反转恢复信号在心跳舒张期内采集，因此延迟时间是由成像对象的心跳周期决定的。整个采集过程在呼吸屏气过程中完成。为提高成像的时间分辨率，采用最短TE(time of repetition)和TR(time of echo)，即TR/TE是由磁共振扫描仪的硬件限制(最大梯度幅值，梯度爬升速率等)确定的最短时间，TR随采集层数的增加而增加，具体为TR=采集一层最短TR×采集的层数，翻转角为5度。

[0036] 步骤104：选择处于心脏舒张期的采样线作为K空间中心线。

[0037] 数据采集在整个心跳周期内进行，但由于心脏运动，直接进行图像重建无法直接对图像逐点拟合。心脏在舒张期时运行缓慢，可以回顾性地选择出采集时间位于心脏舒张期的采样线，用于后继的图像重建和数据拟合。选取方法如下：采集数据时，原始数据头文件中会以当前心电触发的时刻为起点，记录当前的采集时间，在下一个心电触发到来时，将该时间置0，则最大时间为心跳周期的时间，心跳周期65%-95%之间为舒张期，选择采集时刻处于该范围内的采集线，作为有效采集线，如图5所示。每个心跳周期的第一条有效采集线作为第一个K空间中心线，根据滑动窗口大小确定后继K空间中心线的位置，即相邻K空间中心线的间距为滑动窗口大小。

[0038] 步骤106：以所述选择出的采样线为中心，根据重建窗口大小对称的选择采样线进行图像重建。

[0039] 选择位于中心线-窗口大小/2~中心线+窗口大小/2的采样线来重建当前图像；一条采样线可用于重建不同中心位置的图像；中心线间距为滑动步长，本领域技术人员应该清楚，重建窗口大小和滑动步长根据经验值来确定。从步骤104中选出的位于心脏舒张期的

有效采集线中选择K空间中心线,中心线间以滑动步长为间距。对每个重建窗口,采用KWIC(k-space weighted image contrast)方法对K空间数据进行加权。KWIC可以明确采集K空间中心线的时间,图6为重建窗口大小=53时的KWIC权重图,图中黑色=0,白色=1。用反转脉冲后用径向采样实时采集来测量T1值时,如果没有采用KWIC加权方法,会导致测量值出现偏差。

[0040] 步骤108:用所述重建出的图像拟合T1定量图。

[0041] 重建后的图像经拟合得到T1值图像。拟合公式为 $S(t) = A - B \cdot \exp(-\frac{t}{T_1^*})$, t为IR模块结束到采集每幅图像k空间中心线的时间,即 $t = TR \times \text{中心线位置}$,得到三个参数 A, B, T_1^* , 则T1值计算公式为 $T_1 = T_1^* [(B/A) - 1]$ 。对图像中空间坐标的每一点进行曲线拟合,得到T1值图像。由于在实际的序列实现中,反转脉冲之后需要加入损毁梯度(Spoiler)来消除由于不完美的反转脉冲引入的残余横向磁化矢量,造成在反转脉冲和数据采集之间有一定的延时,影响测得的T1值,因此需对此延时造成的误差进行校正,公式如下: $T_{1\text{true}} = T_1 + 2 * \Delta t$, Δt 为IR和数据采集间的延时,获得最终测得的T1值图像。

[0042] 目前心脏T1定量测量,均采用一次屏气,采集一层图像的方式。屏气需要操作者和被试者的交互过程,造成时间的浪费,多次屏气也会令被试者/病人感到疲惫。本申请提出的方法单次屏气可采集多层心肌T1定量图像的采集序列和方法,可在2~3次屏气中覆盖全心,减少了多次屏气带来的时间浪费和病人不适。

[0043] 实施例二:

[0044] 图7为根据本申请装置一个实施例的结构示意图,包括:数据采集模块、选择模块、图像重建模块和拟合模块。

[0045] 数据采集模块,用于在心电门控触发延迟后,施加非层选反转脉冲,采用径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列对至少两层以上的图像进行实时交错采集,捕获信号的反转恢复过程。一种实施方式,还用于施加非层选的反转脉冲,用径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列进行实时采集,对信号的反转恢复过程进行采样。径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列采用多层交错采集模式,一次反转脉冲后可采集至少两层以上的图像。一种实施方式,径向采样轨迹为小黄金角度采样模式,第i条采样线的方位角为

$(i-1)\psi_N$ 度,即每条采样线的方位角增加一个固定角度 ψ_N ,其中 $\psi_N = \frac{\pi}{\tau + N - 1}$, $\tau = (1 + \sqrt{5}) / 2$, N

决定了 ψ_N 的大小,N由经验确定,采样线数目须大于N。一种实施方式,数据采集模块还用于在呼吸屏气过程中进行数据采集,采用最短TE和TR。

[0046] 选择模块,用于选择处于心脏舒张期的采样线作为K空间中心线。一种实施方式,回顾性地选择出采集时间位于心脏舒张期的采样线作为重建的K空间中心线。

[0047] 图像重建模块,用于以选择出的采样线为中心,根据重建窗口大小对称的选择采样线进行图像重建。一种实施方式,采用采集时间位于心脏舒张期的采样线作为重建的K空间中心线来确定重建窗的位置,对所述重建窗口,采用KWIC方法对K空间数据进行加权,使用快速重建算法对数据进行重建。在一种实施方式中,本申请可采用cg-SENSE算法进行重建,本申请也可采用其他方法进行重建。

[0048] 拟合模块,用于使用重建出的图像拟合T1定量图。本领域技术人员可用一些成熟的方法来进行拟合。

[0049] 以上内容是结合具体的实施方式对本发明所作的进一步详细说明,不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换。

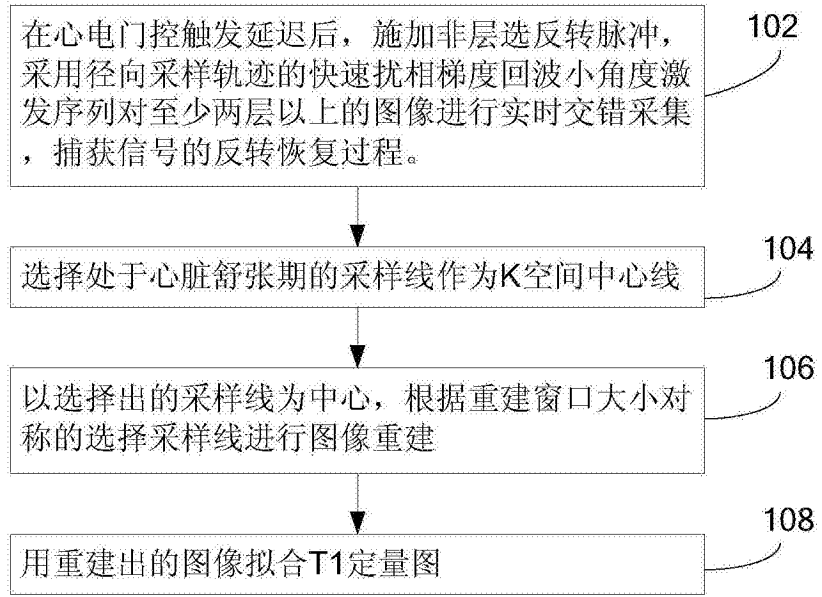


图1

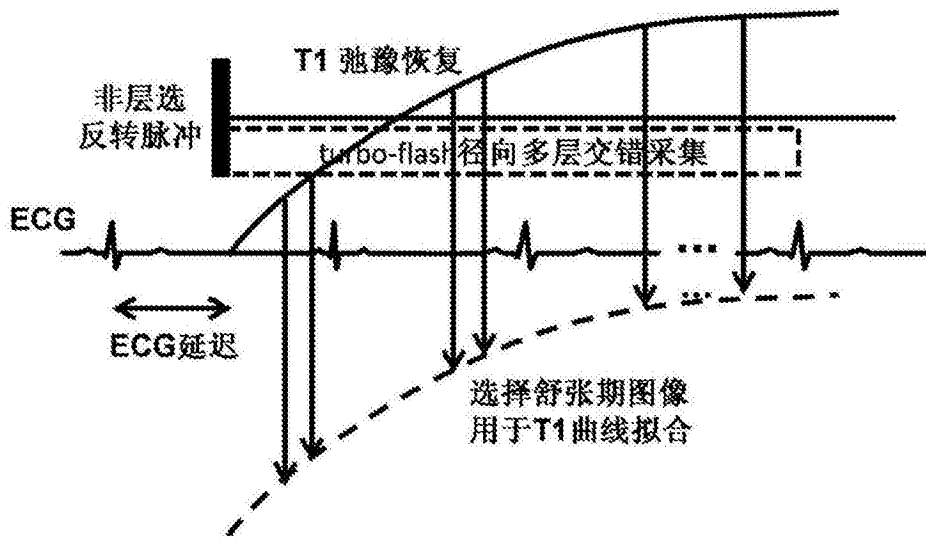
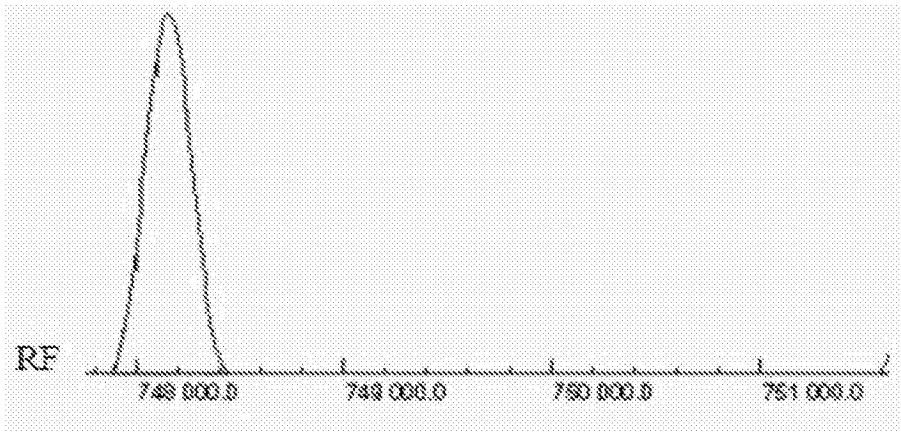
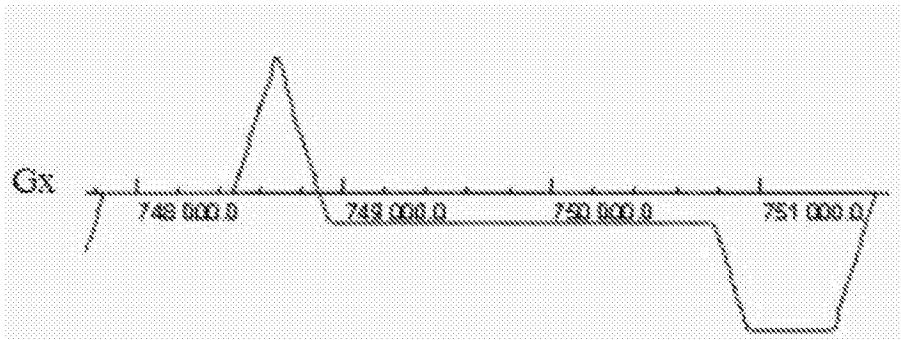


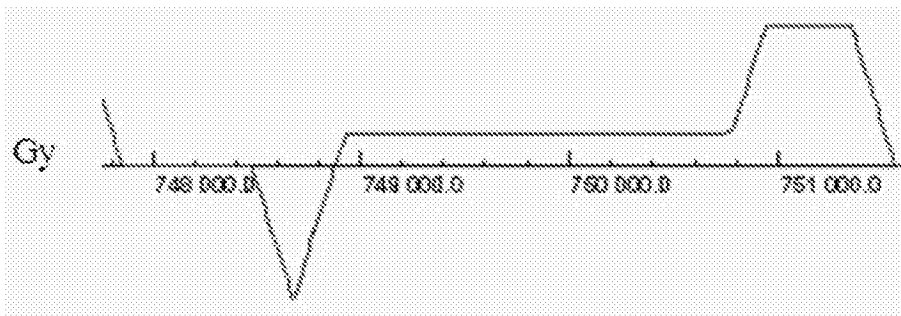
图2



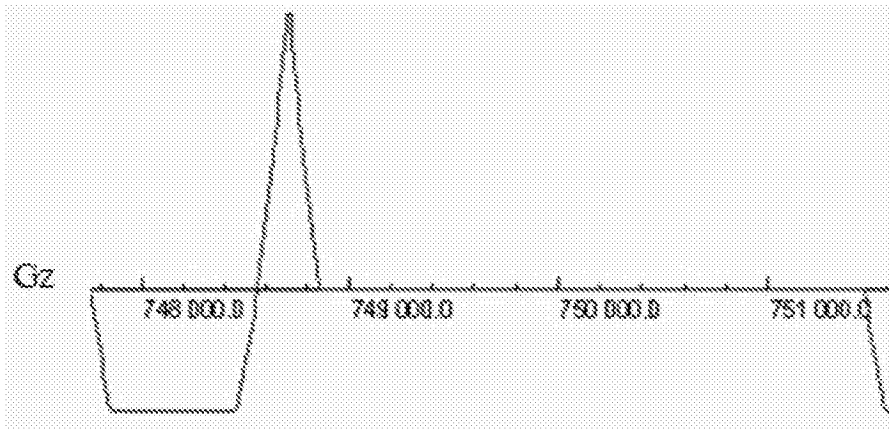
(a)



(b)



(c)



(d)

图3

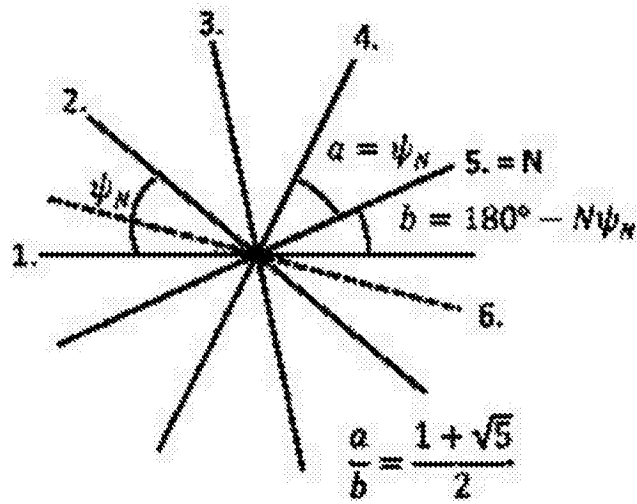


图4

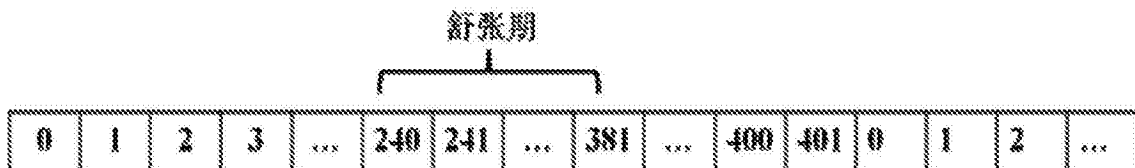


图5



图6

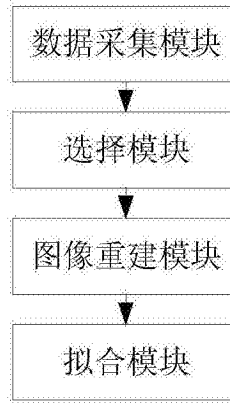


图7

专利名称(译)	一种心肌T1定量的方法和装置		
公开(公告)号	CN105662413A	公开(公告)日	2016-06-15
申请号	CN201511033083.5	申请日	2015-12-31
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	朱燕杰 钟耀祖 刘新 郑海荣		
发明人	朱燕杰 钟耀祖 刘新 郑海荣		
IPC分类号	A61B5/055 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/055 A61B5/7207		
其他公开文献	CN105662413B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请公开了一种心肌T1定量的方法，包括：在心电门控触发延迟后，施加非层选反转脉冲；采用径向采样轨迹的快速扰相梯度回波小角度激发序列对至少两层以上的图像进行实时交错采集，捕获信号的反转恢复过程；选择处于心脏舒张期的采样线作为K空间中心线；以选择出的采样线为中心，根据重建窗口大小对称的选择采样线进行图像重建；用重建出的图像拟合T1定量图。本申请还公开了一种基于该方法的装置。本申请可实现在一次屏气中采集多层T1定量图像，可在2-3次屏气中覆盖全中心，减少了屏气带来的时间浪费和患者的不适。

