



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105266813 B

(45)授权公告日 2018.10.12

(21)申请号 201510855793.X

A61B 5/00(2006.01)

(22)申请日 2015.11.30

(56)对比文件

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105266813 A

CN 102077108 A,2011.05.25,
CN 102078196 A,2011.06.01,
US 2015/0192653 A1,2015.07.09,

(43)申请公布日 2016.01.27

jingliu等.Respiratory and Cardiac Self-Gated Free-Breathing Cardiac CINE imaging with multi-echo 3D Hybrid radial SSFP Acquisition.《magnetic resonance medical》.2010,第63卷(第5期),1230-1237.

(73)专利权人 中国科学院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
学城学苑大道1068号

王志康等.基于TrueFisp序列的心脏自门控信号提取方法.《中国医疗器械杂志》.2006,第30卷(第1期),1-3页.

(72)发明人 谢国喜 张晓咏 史彩云 苏适
陈中舟 刘新 郑海荣

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

审查员 胡琴明

代理人 王涛

(51)Int.Cl.

A61B 5/055(2006.01)

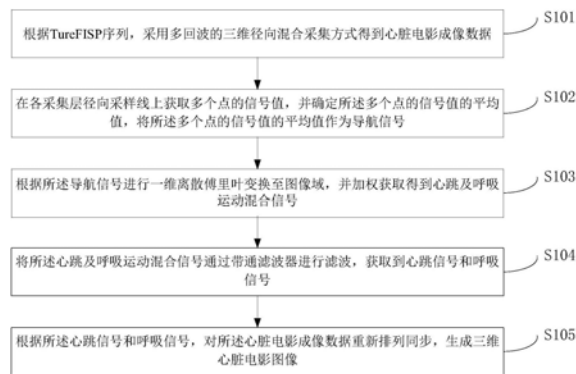
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

一种自门控三维心脏成像的运动信号提取方法及装置

(57)摘要

本发明提供了一种自门控三维心脏成像的运动信号提取方法及装置,涉及三维心脏成像技术领域。该方法包括:根据TureFISP序列,采用多回波的三维径向混合采集方式得到心脏电影成像数据;在心脏电影成像数据中的各采集层径向采样线上获取多个点的信号值,并确定多个点的信号值的平均值,作为导航信号;根据导航信号进行一维离散傅里叶变换至图像域,并加权获取得到心跳及呼吸运动混合信号;将心跳及呼吸运动混合信号通过带通滤波器进行滤波,获取到心跳信号和呼吸信号;根据心跳信号和呼吸信号,对心脏电影成像数据重新排列同步,生成三维心脏电影图像。本发明解决了现有技术所获取的运动信号不准确,影响重建心脏电影图像的质量的问题。



1. 一种自门控三维心脏成像的运动信号提取方法,其特征在于,包括:

根据TureFISP序列,采用多回波的三维径向混合采集方式得到心脏电影成像数据;所述心脏电影成像数据包括各采集层径向采样线;

在各采集层径向采样线上获取多个点的信号值,并确定所述多个点的信号值的平均值,将所述多个点的信号值的平均值作为导航信号;

根据所述导航信号进行一维离散傅里叶变换至图像域,并加权获取得到心跳及呼吸运动混合信号;

将所述心跳及呼吸运动混合信号通过带通滤波器进行滤波,获取到心跳信号和呼吸信号;

根据所述心跳信号和呼吸信号,对所述心脏电影成像数据重新排列同步,生成三维心脏电影图像;

所述根据TureFISP序列,采用多回波的三维径向混合采集方式得到心脏电影成像数据,包括:

获取与心脏电影成像数据相关的第一坐标系;所述第一坐标系包括三个相互垂直的采集方向,分别为kz方向,kx方向、ky方向;

沿所述kz方向进行笛卡尔采样,获取得到多个采集层径向采样线;

将所述多个采集层径向采样线在kx方向与ky方向组成的平面内旋转一预设角度,并继续在kz方向进行笛卡尔采样,直至获取全部心脏电影成像数据;

在各采集层径向采样线上获取多个点的信号值,并确定所述多个点的信号值的平均值,将所述多个点的信号值的平均值作为导航信号,包括:

在第一坐标系中,包括kz方向,kx方向、ky方向,其随着时间变化,多个采集层径向采样线在kx方向与ky方向组成的平面内旋转一预设角度,在各采集层径向采样线上获取5个点的信号值,在获取到5个点的信号值S1、S2、S3、S4、S5之后,将导航信号确定为:

$S_{nav} = \frac{S1+S2+S3+S4+S5}{5}$,得到的导航信号更接近于导航信号的真实值。

2. 根据权利要求1所述的自门控三维心脏成像的运动信号提取方法,其特征在于,根据所述导航信号进行一维离散傅里叶变换至图像域,并加权获取得到心跳及呼吸运动混合信号,包括:

根据公式:

$$S = \sum_{n=1}^N m(z) \cdot z$$

获取得到心跳及呼吸运动混合信号S;其中,z为所述导航信号在kz方向上的坐标;m(z)为所述导航信号在图像域上的幅值;N为所述kz方向上笛卡尔采集层数。

3. 根据权利要求2所述的自门控三维心脏成像的运动信号提取方法,其特征在于,将所述心跳及呼吸运动混合信号通过带通滤波器进行滤波,获取到心跳信号和呼吸信号,包括:

根据人体正常心跳频率范围0.1HZ至0.5HZ,人体正常呼吸频率0.6HZ至3HZ对所述心跳及呼吸运动混合信号进行滤波,获取所述心跳信号和呼吸信号。

4. 一种自门控三维心脏成像的运动信号提取装置,其特征在于,包括:

心脏电影成像数据获取单元,用于根据TureFISP序列,采用多回波的三维径向混合采

集方式得到心脏电影成像数据;所述心脏电影成像数据包括各采集层径向采样线;

导航信号确定单元,用于在各采集层径向采样线上获取多个点的信号值,并确定所述多个点的信号值的平均值,将所述多个点的信号值的平均值作为导航信号;

混合信号确定单元,用于根据所述导航信号进行一维离散傅里叶变换至图像域,并加权获取得到心跳及呼吸运动混合信号;

滤波处理单元,用于将所述心跳及呼吸运动混合信号通过带通滤波器进行滤波,获取到心跳信号和呼吸信号;

三维心脏电影图像生成单元,用于根据所述心跳信号和呼吸信号,对所述心脏电影成像数据重新排列同步,生成三维心脏电影图像;

所述心脏电影成像数据获取单元,包括:

坐标系获取模块,用于获取与心脏电影成像数据相关的第一坐标系;所述第一坐标系包括三个相互垂直的采集方向,分别为kz方向,kx方向、ky方向;

三维径向混合采样模块,用于沿所述kz方向进行笛卡尔采样,获取得到多个采集层径向采样线;将所述多个采集层径向采样线在kx方向与ky方向组成的平面内旋转一预设角度,并继续在kz方向进行笛卡尔采样,直至获取全部心脏电影成像数据;

导航信号确定单元中,在各采集层径向采样线上获取多个点的信号值,并确定所述多个点的信号值的平均值,将所述多个点的信号值的平均值作为导航信号,包括:

在第一坐标系中,包括kz方向,kx方向、ky方向,其随着时间变化,多个采集层径向采样线在kx方向与ky方向组成的平面内旋转一预设角度,在各采集层径向采样线上获取5个点的信号值,在获取到5个点的信号值S1、S2、S3、S4、S5之后,将导航信号确定为:

$$S_{nav} = \frac{S1 + S2 + S3 + S4 + S5}{5}, \text{得到的导航信号更接近于导航信号的真实值。}$$

5. 根据权利要求4所述的自门控三维心脏成像的运动信号提取装置,其特征在于,所述混合信号确定单元,具体用于:

根据公式:

$$S = \sum_{n=1}^N m(z) \cdot z$$

获取得到心跳及呼吸运动混合信号S;其中,z为所述导航信号在kz方向上的坐标;m(z)为所述导航信号在图像域上的幅值;N为所述kz方向上笛卡尔采集层数。

6. 根据权利要求5所述的自门控三维心脏成像的运动信号提取装置,其特征在于,所述滤波处理单元,具体用于:

根据人体正常心跳频率范围0.1HZ至0.5HZ,人体正常呼吸频率0.6HZ至3HZ对所述心跳及呼吸运动混合信号进行滤波,获取所述心跳信号和呼吸信号。

一种自门控三维心脏成像的运动信号提取方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及三维心脏成像技术领域,尤其涉及一种自门控三维心脏成像的运动信号提取方法及装置。

背景技术

[0002] 目前,得益于磁共振成像具有软组织的分辨率极佳、任意角度成像及无损检测等众多优势,心脏磁共振成像(cardiac magnetic resonance imaging,CMRI)为评价心脏的结构和功能提供了有力手段,已被应用于心脏形态、功能、灌注、心肌缺血及活性等的科学研究。然而传统的磁共振成像速度较慢,成像所需时间过长,容易受到被检者心脏搏动及呼吸运动的影响,致使成像过程引入运动伪影,限制了CMRI技术在心脏、心血管等疾病临床诊断中的作用。因此,如何抑制运动伪影,保证图像质量已成为CMRI进一步发展和应用的关键。

[0003] 而当前,磁共振抑制运动伪影成像方法大致可分为两类。第一类是基于快速采样的磁共振成像技术,包括:基于物理的快速成像序列(回波平面成像序列EPI、稳态自由进动序列SSFP、单激发自旋回波序列HASTE等);基于系统硬件的多通道并行成像方法;基于信息学理论的稀疏成像方法。这些快速成像技术的出现促进了心脏电影成像的发展,但是这类方法依然达不到三维心脏电影成像对于时间分辨率的要求,仍需要克服技术上的难点和瓶颈。第二类是基于门控导航技术在成像过程中施加心电和呼吸门控,消除运动对于CMRI的影响。目前,临床采用的CMRI技术需要被检者多次屏住呼吸或者对心电图(Electrocardiogram,ECG)和呼吸信号与CMRI数据采集同步进行,这就延长了扫描时间,并且增加了脉冲序列的复杂性。另外,ECG信号一般通过心脏导联得到,梯度的快速切换和射频脉冲会严重干扰ECG信号,场强越高,干扰就越强,导致难以获得稳定的ECG信号。

[0004] 如何获取可靠的ECG信号对CMRI进一步应用于临床研究至关重要。近年来,CMRI领域出现了一种新的自门控电影成像技术——心脏及呼吸自门控成像技术,该方法利用采集的CMRI数据获取心脏和呼吸运动信号,然后根据提取的心跳呼吸信号将CMRI数据重新排列至不同的运动时相中,以得到心脏电影图像。这种自门控的成像技术,既不需要心电触发,也无需被检者屏住呼吸,极大的提高了扫描效率。另外,有人进一步发展了该技术,提出了基于三维径向混合采集的心脏自门控成像方法,在层选方向采用笛卡尔采样,相位及频率编码方向采用径向采样,利用层选方向导航信号加权值作为运动信号滤波后以获取心跳及呼吸信号。该方法成功实现了三维全心动态电影成像,然而由于受涡流效应影响,每一层的导航信号位置发生偏移,致使获取的运动信号并不准确可靠,最终影响重建的心脏电影图像。

发明内容

[0005] 本发明的实施例提供一种自门控三维心脏成像的运动信号提取方法及装置,以解决当前的三维全心动态电影成像受涡流效应影响,每一层的导航信号位置发生偏移,致使

获取的运动信号不准确,影响心脏电影图像的重建的问题。

[0006] 为达到上述目的,本发明采用如下技术方案:

[0007] 一种自门控三维心脏成像的运动信号提取方法,包括:

[0008] 根据TureFISP序列,采用多回波的三维径向混合采集方式得到心脏电影成像数据;所述心脏电影成像数据包括各采集层径向采样线;

[0009] 在各采集层径向采样线上获取多个点的信号值,并确定所述多个点的信号值的平均值,将所述多个点的信号值的平均值作为导航信号;

[0010] 根据所述导航信号进行一维离散傅里叶变换至图像域,并加权获取得到心跳及呼吸运动混合信号;

[0011] 将所述心跳及呼吸运动混合信号通过带通滤波器进行滤波,获取到心跳信号和呼吸信号;

[0012] 根据所述心跳信号和呼吸信号,对所述心脏电影成像数据重新排列同步,生成三维心脏电影图像。

[0013] 此处,所述根据TureFISP序列,采用多回波的三维径向混合采集方式得到心脏电影成像数据,包括:

[0014] 获取与心脏电影成像数据相关的第一坐标系;所述第一坐标系包括三个相互垂直的采集方向,分别为kz方向,kx方向、ky方向;

[0015] 沿所述kz方向进行笛卡尔采样,获取得到多个采集层径向采样线;

[0016] 将所述多个采集层径向采样线在kx方向与ky方向组成的平面内旋转一预设角度,并继续在kz方向进行笛卡尔采样,直至获取全部心脏电影成像数据。

[0017] 具体的,根据所述导航信号进行一维离散傅里叶变换至图像域,并加权获取得到心跳及呼吸运动混合信号,包括:

[0018] 根据公式:

$$[0019] \quad S = \sum_{n=1}^N m(z) \cdot z$$

[0020] 获取得到心跳及呼吸运动混合信号S;其中,z为所述导航信号在kz方向上的坐标;m(z)为所述导航信号在图像域上的幅值;N为所述kz方向上笛卡尔采集层数。

[0021] 具体的,将所述心跳及呼吸运动混合信号通过带通滤波器进行滤波,获取到心跳信号和呼吸信号,包括:

[0022] 根据人体正常心跳频率范围0.1HZ至0.5HZ,人体正常呼吸频率0.6HZ至3HZ对所述心跳及呼吸运动混合信号进行滤波,获取所述心跳信号和呼吸信号。

[0023] 一种自门控三维心脏成像的运动信号提取装置,包括:

[0024] 心脏电影成像数据获取单元,用于根据TureFISP序列,采用多回波的三维径向混合采集方式得到心脏电影成像数据;所述心脏电影成像数据包括各采集层径向采样线;

[0025] 导航信号确定单元,用于在各采集层径向采样线上获取多个点的信号值,并确定所述多个点的信号值的平均值,将所述多个点的信号值的平均值作为导航信号;

[0026] 混合信号确定单元,用于根据所述导航信号进行一维离散傅里叶变换至图像域,并加权获取得到心跳及呼吸运动混合信号;

[0027] 滤波处理单元,用于将所述心跳及呼吸运动混合信号通过带通滤波器进行滤波,

获取到心跳信号和呼吸信号；

[0028] 三维心脏电影图像生成单元,用于根据所述心跳信号和呼吸信号,对所述心脏电影成像数据重新排列同步,生成三维心脏电影图像。

[0029] 具体的,所述心脏电影成像数据获取单元,包括:

[0030] 坐标系获取模块,用于获取与心脏电影成像数据相关的第一坐标系;所述第一坐标系包括三个相互垂直的采集方向,分别为kz方向,kx方向、ky方向;

[0031] 三维径向混合采样模块,用于沿所述kz方向进行笛卡尔采样,获取得到多个采集层径向采样线;将所述多个采集层径向采样线在kx方向与ky方向组成的平面内旋转一预设角度,并继续在kz方向进行笛卡尔采样,直至获取全部心脏电影成像数据。

[0032] 此外,所述混合信号确定单元,具体用于:

[0033] 根据公式:

$$[0034] \quad S = \sum_{n=1}^N m(z) \cdot z$$

[0035] 获取得到心跳及呼吸运动混合信号S;其中,z为所述导航信号在kz方向上的坐标;m(z)为所述导航信号在图像域上的幅值;N为所述kz方向上笛卡尔采集层数。

[0036] 此外,所述滤波处理单元,具体用于:

[0037] 根据人体正常心跳频率范围0.1HZ至0.5HZ,人体正常呼吸频率0.6HZ至3HZ对所述心跳及呼吸运动混合信号进行滤波,获取所述心跳信号和呼吸信号。

[0038] 本发明实施例提供一种自门控三维心脏成像的运动信号提取方法及装置,根据TureFISP序列,采用多回波的三维径向混合采集方式得到心脏电影成像数据;在各采集层径向采样线上获取多个点的信号值,并确定多个点的信号值的平均值,将多个点的信号值的平均值作为导航信号;根据导航信号进行一维离散傅里叶变换至图像域,并加权获取得到心跳及呼吸运动混合信号;将心跳及呼吸运动混合信号通过带通滤波器进行滤波,获取到心跳信号和呼吸信号;根据心跳信号和呼吸信号,对心脏电影成像数据重新排列同步,生成三维心脏电影图像。本发明在获取导航信号时,并非仅将各采集层径向采样线的中间值作为导航信号,而是在各采集层径向采样线上获取多个点的信号值,并确定多个点的信号值的平均值作为导航信号,这是因为受到涡流效应的影响,每一条径向采样线信号最大值位置可能发生偏移,各采集层径向采样线的中间值与实际导航信号可能不相同,致使滤波得出的运动信号不准确,严重影响重建心脏电影图像质量。可见,本发明相对于现有技术所获得运动信号较为准确,所重建的心脏电影图像质量得以提高。

附图说明

[0039] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0040] 图1为本发明实施例提供一种自门控三维心脏成像的运动信号提取方法的流程图一;

[0041] 图2为本发明实施例提供一种自门控三维心脏成像的运动信号提取方法的流程图二;

图二；

[0042] 图3为本发明实施例提供的心脏电影成像数据相关的第一坐标系的示意图；

[0043] 图4为现有技术中的心脏电影成像数据相关的坐标系的示意图；

[0044] 图5为本发明实施例所产生的结果与现有技术产生的结果相比的示意图；

[0045] 图6为本发明实施例提供一种自门控三维心脏成像的运动信号提取装置的结构示意图一；

[0046] 图7为本发明实施例提供一种自门控三维心脏成像的运动信号提取装置的结构示意图二。

具体实施方式

[0047] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0048] 如图1所示,本发明实施例提供一种自门控三维心脏成像的运动信号提取方法,包括:

[0049] 步骤101、根据TureFISP序列,采用多回波的三维径向混合采集方式得到心脏电影成像数据。

[0050] 其中,所述心脏电影成像数据包括各采集层径向采样线。该TureFISP序列为真实稳态进动快速成像序列。

[0051] 步骤102、在各采集层径向采样线上获取多个点的信号值,并确定所述多个点的信号值的平均值,将所述多个点的信号值的平均值作为导航信号。

[0052] 步骤103、根据所述导航信号进行一维离散傅里叶变换至图像域,并加权获取得到心跳及呼吸运动混合信号。

[0053] 步骤104、将所述心跳及呼吸运动混合信号通过带通滤波器进行滤波,获取到心跳信号和呼吸信号。

[0054] 步骤105、根据所述心跳信号和呼吸信号,对所述心脏电影成像数据重新排列同步,生成三维心脏电影图像。

[0055] 本发明实施例提供了一种自门控三维心脏成像的运动信号提取方法,根据TureFISP序列,采用多回波的三维径向混合采集方式得到心脏电影成像数据;在各采集层径向采样线上获取多个点的信号值,并确定多个点的信号值的平均值,将多个点的信号值的平均值作为导航信号;根据导航信号进行一维离散傅里叶变换至图像域,并加权获取得到心跳及呼吸运动混合信号;将心跳及呼吸运动混合信号通过带通滤波器进行滤波,获取到心跳信号和呼吸信号;根据心跳信号和呼吸信号,对心脏电影成像数据重新排列同步,生成三维心脏电影图像。本发明在获取导航信号时,并非仅将各采集层径向采样线的中间值作为导航信号,而是在各采集层径向采样线上获取多个点的信号值,并确定多个点的信号值的平均值作为导航信号,这是因为受到涡流效应的影响,每一条径向采样线信号最大值位置可能发生偏移,各采集层径向采样线的中间值与实际导航信号可能不相同,致使滤波得出的运动信号不准确,严重影响重建心脏电影图像质量。可见,本发明相对于现有技术所

获得运动信号较为准确,所重建的心脏电影图像质量得以提高。

[0056] 为了使本领域的技术人员更好的了解本发明,下面列举一个更为具体的实施例,如图2所示,本发明实施例提供一种自门控三维心脏成像的运动信号提取方法,包括:

[0057] 步骤201、获取与心脏电影成像数据相关的第一坐标系;所述第一坐标系包括三个相互垂直的采集方向,分别为kz方向,kx方向、ky方向。

[0058] 步骤202、沿所述kz方向进行笛卡尔采样,获取得到多个采集层径向采样线。

[0059] 步骤203、将所述多个采集层径向采样线在kx方向与ky方向组成的平面内旋转一预设角度,并继续在kz方向进行笛卡尔采样,直至获取全部心脏电影成像数据。

[0060] 其中,所述心脏电影成像数据包括各采集层径向采样线。例如,需要在心脏kz方向上采集14层,则径向采样线就有14条。但不仅局限于此,在实际的实例中,一般径向采样线的条数众多,例如4800条。

[0061] 步骤204、在各采集层径向采样线上获取多个点的信号值,并确定所述多个点的信号值的平均值,将所述多个点的信号值的平均值作为导航信号。

[0062] 例如,如图3所示的第一坐标系,包括kz方向,kx方向、ky方向(构成一虚拟的圆柱),其随着时间变化,多个采集层径向采样线在kx方向与ky方向组成的平面内旋转一预设角度(例如 112.2°),其中1DFT表示一维离散傅里叶变换。在现有技术中,如图4所示,一般将采集层径向采样线的中点值作为导航信号。而本发明与现有技术不同,如图3所示,其在各采集层径向采样线上获取多个点的信号值(例如图3中的5个),这样,在获取到多个点的信号值S1、S2、S3、S4、S5之后,可以将导航信号确定为: $Sn_{av} = \frac{S1+S2+S3+S4+S5}{5}$,这样得到

的导航信号更接近于导航信号的真实值。

[0063] 步骤205、根据所述导航信号进行一维离散傅里叶变换至图像域,并加权获取得到心跳及呼吸运动混合信号。

[0064] 在一实施例中,此处可以根据公式:

$$[0065] \quad S = \sum_{n=1}^N m(z) \cdot z$$

[0066] 获取得到心跳及呼吸运动混合信号S;其中,z为所述导航信号在kz方向上的坐标;m(z)为所述导航信号在图像域上的幅值;N为所述kz方向上笛卡尔采集层数。

[0067] 步骤206、根据人体正常心跳频率范围0.1HZ至0.5HZ,人体正常呼吸频率0.6HZ至3HZ对所述心跳及呼吸运动混合信号进行滤波,获取所述心跳信号和呼吸信号。

[0068] 步骤207、根据所述心跳信号和呼吸信号,对所述心脏电影成像数据重新排列同步,生成三维心脏电影图像。

[0069] 由于自门控心脏磁共振成像检查扫描中采集时序是不依赖任何生理信号的触发,仅对图像和门控信号的数据加上相应的时间标记。因此,此处可以根据滤波得到的心跳信号及呼吸信号的时序标记重新排列组织图像采样线,进而重建出不同时相的三维心脏电影图像。比如我们可将心脏心跳周期分为22段,即定义为一个心跳周期中有22个不同的心脏运动状态。这样标记心跳信号周期的两个波峰之间即有22个时间段,然后根据采样线的采集时间将全部采样线重新排列存放在相应的时间段内,进而重建出22个不同时相的三维心脏电影图像。

[0070] 通过上述步骤201至步骤207可以得到的结果与现有技术相比,如图5所示。其中,图5中的a部分为现有技术中的心跳信号波形;b部分为本发明实施例所能得到的心跳信号波形;c部分为ECG心电信号;d部分左侧为现有技术的三维心脏电影图像,可以看出在箭头指向部分存在明显的伪影,而d部分右侧为本发明实施例所产生的三维心脏电影图像,其有效抑制了涡流效应产生的伪影,提高了运动信号的准确度,所重建的三维心脏电影图像质量较好。

[0071] 本发明实施例提供一种自门控三维心脏成像的运动信号提取方法,根据TureFISP序列,采用多回波的三维径向混合采集方式得到心脏电影成像数据;在各采集层径向采样线上获取多个点的信号值,并确定多个点的信号值的平均值,将多个点的信号值的平均值作为导航信号;根据导航信号进行一维离散傅里叶变换至图像域,并加权获取得到心跳及呼吸运动混合信号;将心跳及呼吸运动混合信号通过带通滤波器进行滤波,获取到心跳信号和呼吸信号;根据心跳信号和呼吸信号,对心脏电影成像数据重新排列同步,生成三维心脏电影图像。本发明在获取导航信号时,并非仅将各采集层径向采样线的中间值作为导航信号,而是在各采集层径向采样线上获取多个点的信号值,并确定多个点的信号值的平均值作为导航信号,这是因为受到涡流效应的影响,每一条径向采样线信号最大值位置可能发生偏移,各采集层径向采样线的中间值与实际导航信号可能不相同,致使滤波得出的运动信号不准确,严重影响重建心脏电影图像质量。可见,本发明相对于现有技术所获得运动信号较为准确,所重建的心脏电影图像质量得以提高。

[0072] 对应于上述图1和图2所示的方法实施例,如图6所示,本发明实施例提供一种自门控三维心脏成像的运动信号提取装置,包括:

[0073] 心脏电影成像数据获取单元31,可以根据TureFISP序列,采用多回波的三维径向混合采集方式得到心脏电影成像数据;心脏电影成像数据包括各采集层径向采样线。

[0074] 导航信号确定单元32,可以在各采集层径向采样线上获取多个点的信号值,并确定多个点的信号值的平均值,将多个点的信号值的平均值作为导航信号。

[0075] 混合信号确定单元33,可以根据导航信号进行一维离散傅里叶变换至图像域,并加权获取得到心跳及呼吸运动混合信号。

[0076] 滤波处理单元34,可以将心跳及呼吸运动混合信号通过带通滤波器进行滤波,获取到心跳信号和呼吸信号。

[0077] 三维心脏电影图像生成单元35,可以根据心跳信号和呼吸信号,对心脏电影成像数据重新排列同步,生成三维心脏电影图像。

[0078] 此外,如图7所示,该心脏电影成像数据获取单元31,可以包括:

[0079] 坐标系获取模块311,可以获取与心脏电影成像数据相关的第一坐标系;第一坐标系包括三个相互垂直的采集方向,分别为kz方向,kx方向、ky方向。

[0080] 三维径向混合采样模块312,可以沿kz方向进行笛卡尔采样,获取得到多个采集层径向采样线;将多个采集层径向采样线在kx方向与ky方向组成的平面内旋转一预设角度,并继续在kz方向进行笛卡尔采样,直至获取全部心脏电影成像数据。

[0081] 此外,混合信号确定单元33,具体可以根据公式:

$$[0082] \quad S = \sum_{n=1}^N m(z) \cdot z$$

[0083] 获取得到心跳及呼吸运动混合信号S;其中,z为导航信号在kz方向上的坐标;m(z)为导航信号在图像域上的幅值;N为kz方向上笛卡尔采集层数。

[0084] 此外,滤波处理单元34,具体可以根据人体正常心跳频率范围0.1HZ至0.5HZ,人体正常呼吸频率0.6HZ至3HZ对心跳及呼吸运动混合信号进行滤波,获取心跳信号和呼吸信号。

[0085] 值得说明的是,本发明实施例提供的一种自门控三维心脏成像的运动信号提取装置的具体实现方式可以参见上述图1和图2所对应的方法实施例,此处不再赘述。

[0086] 本发明实施例提供的一种自门控三维心脏成像的运动信号提取装置,根据TureFISP序列,采用多回波的三维径向混合采集方式得到心脏电影成像数据;在各采集层径向采样线上获取多个点的信号值,并确定多个点的信号值的平均值,将多个点的信号值的平均值作为导航信号;根据导航信号进行一维离散傅里叶变换至图像域,并加权获取得到心跳及呼吸运动混合信号;将心跳及呼吸运动混合信号通过带通滤波器进行滤波,获取到心跳信号和呼吸信号;根据心跳信号和呼吸信号,对心脏电影成像数据重新排列同步,生成三维心脏电影图像。本发明在获取导航信号时,并非仅将各采集层径向采样线的中间值作为导航信号,而是在各采集层径向采样线上获取多个点的信号值,并确定多个点的信号值的平均值作为导航信号,这是因为受到涡流效应的影响,每一条径向采样线信号最大值位置可能发生偏移,各采集层径向采样线的中间值与实际导航信号可能不相同,致使滤波得出的运动信号不准确,严重影响重建心脏电影图像质量。可见,本发明相对于现有技术所获得运动信号较为准确,所重建的心脏电影图像质量得以提高。

[0087] 本领域内的技术人员应明白,本发明的实施例可提供为方法、系统、或计算机程序产品。因此,本发明可采用完全硬件实施例、完全软件实施例、或结合软件和硬件方面的实施例的形式。而且,本发明可采用在一个或多个其中包含有计算机可用程序代码的计算机可用存储介质(包括但不限于磁盘存储器、CD-ROM、光学存储器等)上实施的计算机程序产品的形式。

[0088] 本发明是参照根据本发明实施例的方法、设备(系统)、和计算机程序产品的流程图和/或方框图来描述的。应理解可由计算机程序指令实现流程图和/或方框图中的每一流程和/或方框、以及流程图和/或方框图中的流程和/或方框的结合。可提供这些计算机程序指令到通用计算机、专用计算机、嵌入式处理机或其他可编程数据处理设备的处理器以产生一个机器,使得通过计算机或其他可编程数据处理设备的处理器执行的指令产生可以实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的装置。

[0089] 这些计算机程序指令也可存储在能引导计算机或其他可编程数据处理设备以特定方式工作的计算机可读存储器中,使得存储在该计算机可读存储器中的指令产生包括指令装置的制造品,该指令装置实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能。

[0090] 这些计算机程序指令也可装载到计算机或其他可编程数据处理设备上,使得在计算机或其他可编程设备上执行一系列操作步骤以产生计算机实现的处理,从而在计算机或其他可编程设备上执行的指令提供可以实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的步骤。

[0091] 本发明中应用了具体实施例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例

的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本发明的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,综上所述,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

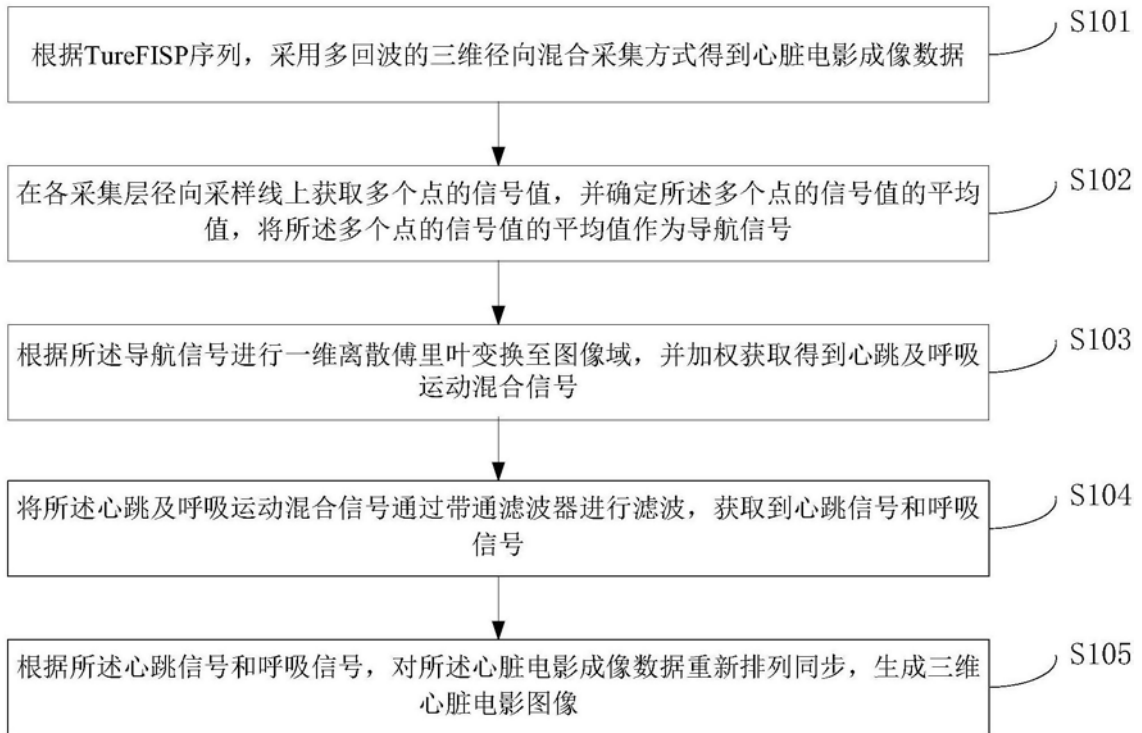


图1

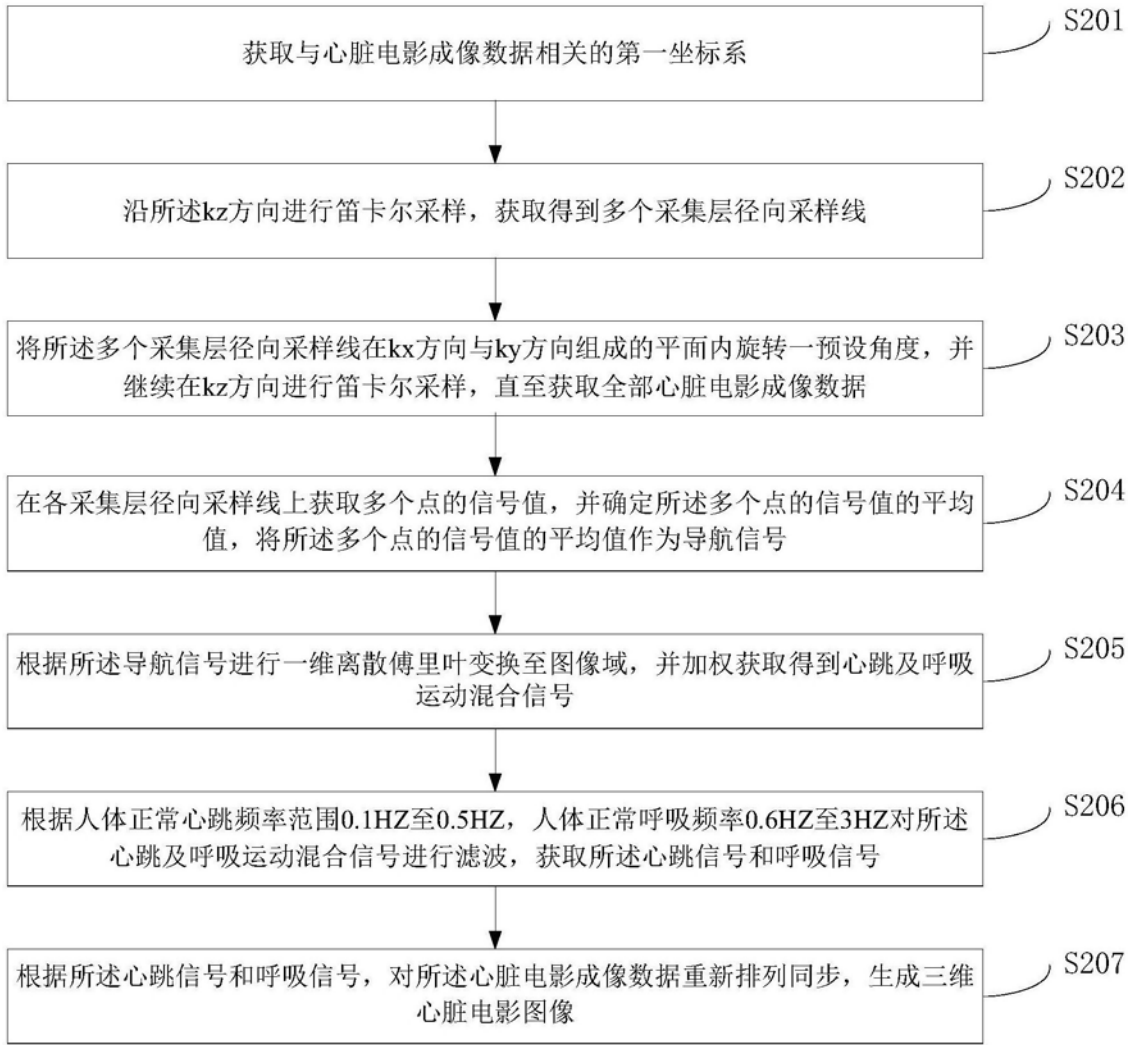


图2

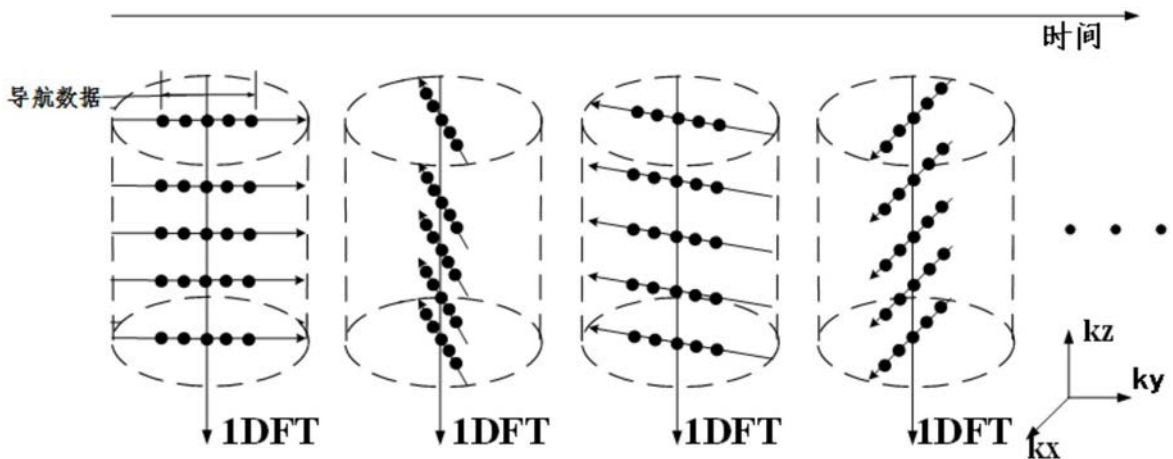


图3

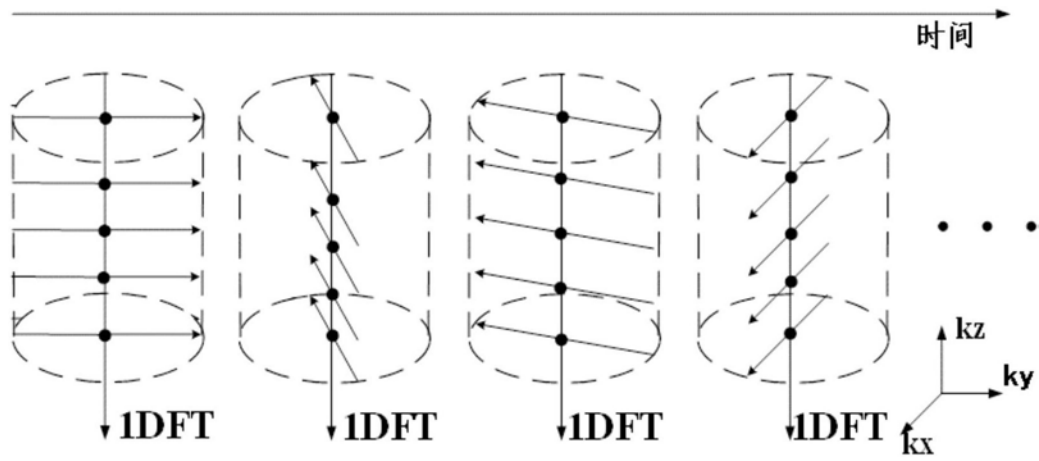


图4

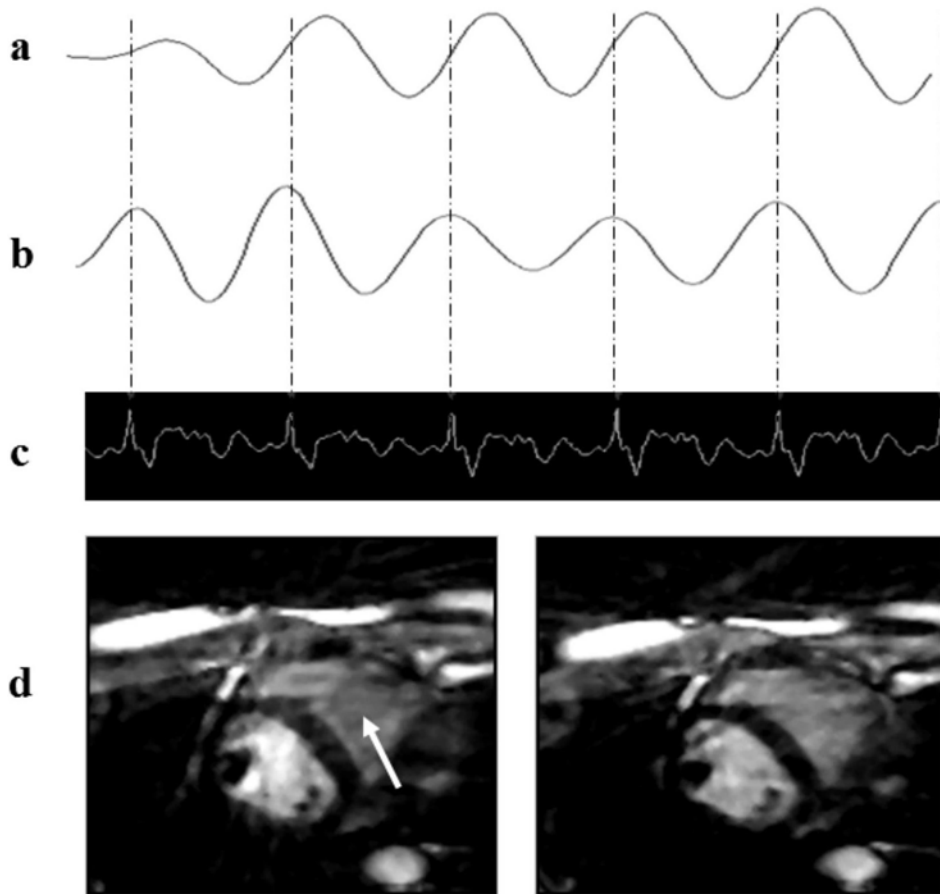


图5

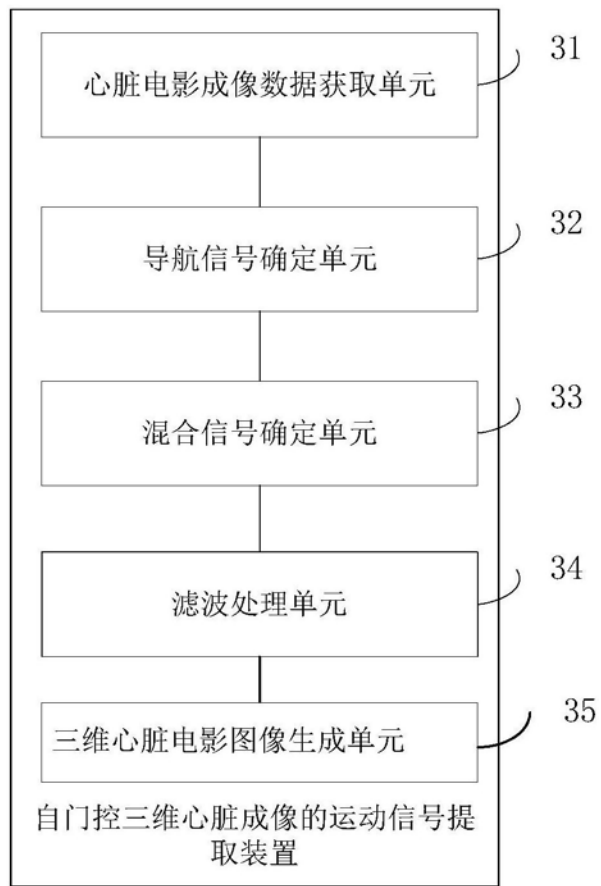


图6

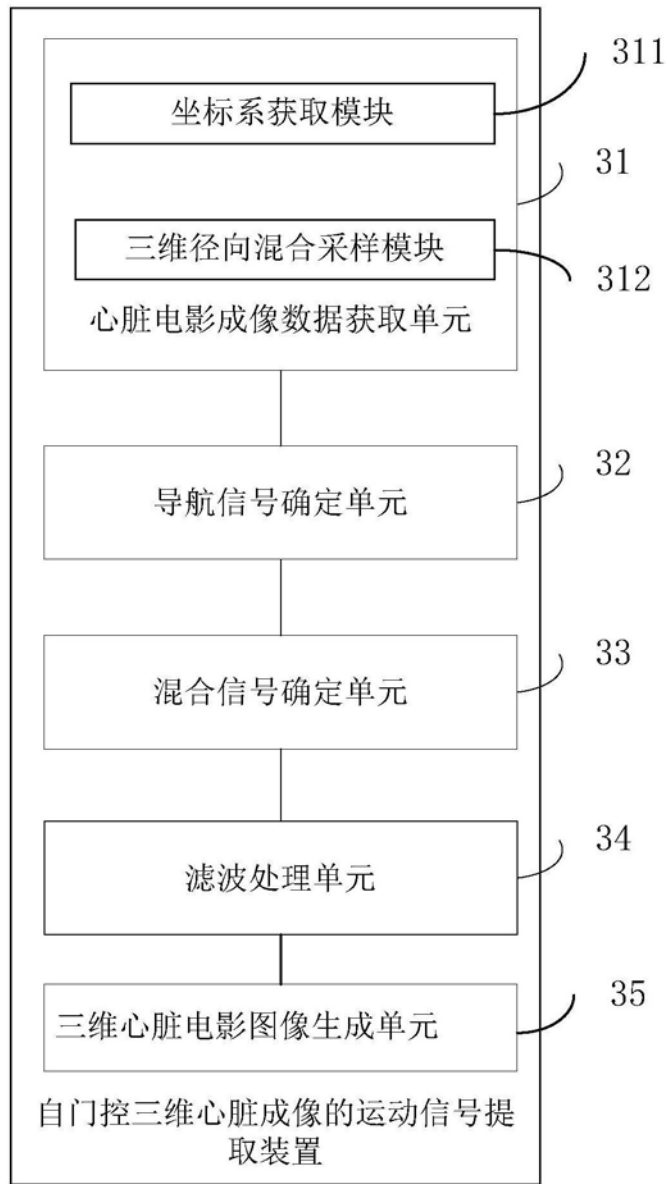


图7

专利名称(译)	一种自门控三维心脏成像的运动信号提取方法及装置		
公开(公告)号	CN105266813B	公开(公告)日	2018-10-12
申请号	CN201510855793.X	申请日	2015-11-30
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院		
[标]发明人	谢国喜 张晓咏 史彩云 苏适 陈中舟 刘新 郑海荣		
发明人	谢国喜 张晓咏 史彩云 苏适 陈中舟 刘新 郑海荣		
IPC分类号	A61B5/055 A61B5/00		
代理人(译)	王涛		
其他公开文献	CN105266813A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种自门控三维心脏成像的运动信号提取方法及装置，涉及三维心脏成像技术领域。该方法包括：根据TureFISP序列，采用多回波的三维径向混合采集方式得到心脏电影成像数据；在心脏电影成像数据中的各采集层径向采样线上获取多个点的信号值，并确定多个点的信号值的平均值，作为导航信号；根据导航信号进行一维离散傅里叶变换至图像域，并加权获取得到心跳及呼吸运动混合信号；将心跳及呼吸运动混合信号通过带通滤波器进行滤波，获取到心跳信号和呼吸信号；根据心跳信号和呼吸信号，对心脏电影成像数据重新排列同步，生成三维心脏电影图像。本发明解决了现有技术所获取的运动信号不准确，影响重建心脏电影图像的质量的问题。

