



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105997121 B

(45)授权公告日 2020.08.18

(21)申请号 201610187172.3

(51)Int.CI.

A61B 6/03(2006.01)

(22)申请日 2016.03.29

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105997121 A

(43)申请公布日 2016.10.12

(56)对比文件

CN 102793551 A, 2012.11.28

CN 103083030 A, 2013.05.08

JP 特开2004-509686 A, 2004.04.02

(30)优先权数据

审查员 王静

2015-069710 2015.03.30 JP

(73)专利权人 株式会社理学

地址 日本国东京都

(72)发明人 小池崇文 前泽稔 原幸宽

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 朴英淑

权利要求书1页 说明书8页 附图13页

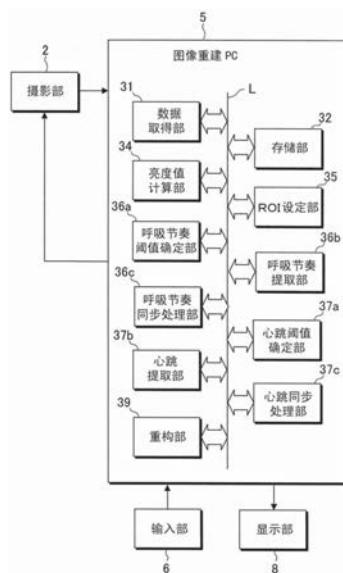
(54)发明名称

CT图像处理装置及方法

(57)摘要

提供一种能去除因心跳以及呼吸节奏当中的一方引起的噪声后容易地仅提取另一方的正确的周期运动的CT图像处理装置以及方法。对以动物作为被检测体且通过X射线CT装置在各时间拍摄到的投影数据进行处理的CT图像处理装置

(5)具备:呼吸节奏阈值确定部(36a),根据一系列投影数据中的呼吸节奏同步用ROI内的特征量的波形,确定呼吸节奏频率的下限阈值;心跳阈值确定部(37a),根据一系列投影数据中的心跳同步用ROI内的特征量的波形,确定心跳频率的下限阈值;和呼吸节奏提取部(36b),通过利用呼吸节奏频率的下限阈值和心跳频率的下限阈值定义的带通滤波器,提取呼吸节奏的波形。



B

CN 105997121

1. 一种CT图像处理装置,对以动物作为被检测体且通过X射线CT装置在各时间拍摄到的投影数据进行处理,该CT图像处理装置的特征在于,具备:

呼吸节奏阈值确定部,根据一系列投影数据中的呼吸节奏同步用ROI内的特征量的波形,确定呼吸节奏频率的下限阈值;

心跳阈值确定部,根据所述一系列投影数据中的心跳同步用ROI内的特征量的波形,确定心跳频率的下限阈值;和

呼吸节奏提取部,通过利用所述呼吸节奏频率的下限阈值和心跳频率的下限阈值定义的带通滤波器,提取呼吸节奏的波形。

2. 根据权利要求1所述的CT图像处理装置,其特征在于,还具备:

心跳提取部,通过利用所述心跳频率的下限阈值定义的高通滤波器,提取心跳的波形。

3. 根据权利要求1所述的CT图像处理装置,其特征在于,

所述呼吸节奏同步用ROI在投影数据上包含横膈膜。

4. 根据权利要求1所述的CT图像处理装置,其特征在于,

在根据所述呼吸节奏同步用ROI内的特征量的波形而得到的傅里叶变换波形中,在除了直流分量以外频率最小的峰值位置处确定所述呼吸节奏频率的下限阈值。

5. 根据权利要求1所述的CT图像处理装置,其特征在于,还具备:

重构部,基于根据提取到的所述呼吸节奏的波形而确定的一定的呼吸节奏相位的投影数据,重构CT图像。

6. 根据权利要求2所述的CT图像处理装置,其特征在于,还具备:

重构部,基于根据提取到的所述呼吸节奏的波形而确定的一定的呼吸节奏相位以及根据提取到的所述心跳的波形而确定的一定的心跳相位的投影数据,重构CT图像。

7. 根据权利要求1所述的CT图像处理装置,其特征在于,

所述心跳同步用ROI在投影数据上包含心室,并且包含心脏的从横膈膜侧端部起的1/4以上且1/3以下的范围。

8. 根据权利要求1所述的CT图像处理装置,其特征在于,

在根据所述心跳同步用ROI内的特征量的波形而得到的傅里叶变换波形中,在除了直流分量的峰值以外最大的峰值的位置处确定所述心跳频率的下限阈值。

9. 根据权利要求5所述的CT图像处理装置,其特征在于,

所述重构部针对至少3个不同的相位,基于所述一定的呼吸节奏相位的投影数据,重构CT图像。

10. 一种通过使计算机工作来对以动物作为被检测体且通过X射线CT装置在各时间拍摄到的投影数据进行处理的方法,其特征在于,包括:

根据一系列投影数据中的呼吸节奏同步用ROI内的特征量的波形,确定呼吸节奏频率的下限阈值的步骤;

根据所述一系列投影数据中的心跳同步用ROI内的特征量的波形,确定心跳频率的下限阈值的步骤;和

通过利用所述呼吸节奏频率的下限阈值和心跳频率的下限阈值定义的带通滤波器,提取呼吸节奏的波形的步骤。

CT图像处理装置及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及以动物作为被检测体,对通过X射线CT装置在各时间拍摄到的投影数据进行处理的CT图像处理装置及方法。

背景技术

[0002] 对于老鼠、似鼠动物等动物的体内观察来说,X射线CT成像是比较有效的。但是,动物不能像人类那样按照操作者的指示在CT成像中屏气。此外,在生物体成像中不能使心脏停止跳动。因此,心脏、肺以及外围的肝脏等脏器的图像会因心跳、呼吸的影响而变模糊,从而不适于细致部位的观察、检查。

[0003] 相对于此,已知以下方法:使用ECG(心电图仪)得到心跳信号来进行呼吸节奏同步的方法;用摄像机来拍摄小动物的胸部,根据胸部的振动来求取呼吸节奏而进行呼吸节奏同步的方法。但是,这些方法需要专业的机器或设备,因而会在成本、作业方面造成负担。

[0004] 专利文献1记载的CT图像处理装置为了追踪作为对象的被检测体的部位,针对各拍摄角度计算出同步用ROI的确定信息,得到强同步信号来测定充分表现了呼吸节奏或心跳的特征量,由此使用投影数据就能进行简单的同步处理。

[0005] 专利文献1:JP专利第5545881号公报

[0006] 专利文献2:JP特开2009-225850号公报

[0007] 专利文献3:JP特表2010-515477号公报

[0008] 但是,在上述这样的方法中,在所得到的心跳、呼吸节奏中会有噪声残留,无法准确地捕捉到心跳波形、呼吸节奏波形的各相位的位置。例如,虽然重构肺的收缩期、舒张期的CT图像很容易,但很难得到它们的中间期的CT图像。此外,在专利文献1记载的CT图像处理装置中,用于追踪ROI的设定、特别的计算是必需的。

发明内容

[0009] 本发明鉴于这样的情况而完成,其目的在于,提供一种能去除因心跳以及呼吸节奏当中的一方引起的噪声后容易地仅提取另一方的正确的周期运动的CT图像处理装置以及方法。

[0010] (1)为了上述的目的,本发明的CT图像处理装置对以动物作为被检测体且通过X射线CT装置在各时间拍摄到的投影数据进行处理,该CT图像处理装置的特征在于,具备:呼吸节奏阈值确定部,根据一系列投影数据中的呼吸节奏同步用ROI内的特征量的波形,确定呼吸节奏频率的下限阈值;心跳阈值确定部,根据所述一系列投影数据中的心跳同步用ROI内的特征量的波形,确定心跳频率的下限阈值;和呼吸节奏提取部,通过利用所述呼吸节奏频率的下限阈值和心跳频率的下限阈值定义的带通滤波器,提取呼吸节奏的波形。由此,能去除因心跳引起的噪声后容易地仅提取正确的呼吸节奏。其结果,能得到用户希望的呼吸节奏相位的正确的CT图像。

[0011] (2)此外,本发明的CT图像处理装置的特征在于,还具备:心跳提取部,通过利用所

述心跳频率的下限阈值定义的高通滤波器,提取心跳的波形。由此,能够去除因呼吸节奏引起的噪声后容易地仅提取正确的心跳。

[0012] (3) 此外,本发明的CT图像处理装置的特征在于,所述呼吸节奏同步用ROI在投影数据上包含横膈膜。由此,使呼吸节奏同步用ROI包含横膈膜的区域,能够较强地检测到呼吸节奏的波形。

[0013] (4) 此外,本发明的CT图像处理装置的特征在于,在根据所述呼吸节奏同步用ROI内的特征量的波形而得到的傅里叶变换波形中,在除了直流分量以外频率最小的峰值位置处确定所述呼吸节奏频率的下限阈值。由此,能够设定能适当地去除噪声的下限阈值,并能够采用基于该阈值的带通滤波器仅提取呼吸节奏。另外,所谓下限阈值是指截止频率。

[0014] (5) 此外,本发明的CT图像处理装置的特征在于,还具备:重构部,基于根据提取到的所述呼吸节奏的波形而确定的一定的呼吸节奏相位的投影数据,重构CT图像。由此,能够得到一定的呼吸节奏相位下的CT图像。

[0015] (6) 此外,本发明的CT图像处理装置的特征在于,还具备:重构部,基于根据提取到的所述呼吸节奏的波形而确定的一定的呼吸节奏相位以及根据提取到的所述心跳的波形而确定的一定的心跳相位的投影数据,重构CT图像。由此,能够得到一定的呼吸节奏相位以及心跳相位的CT图像,能够得到心脏、肺的外围脏器的清楚的CT图像。

[0016] (7) 此外,本发明的CT图像处理装置对以动物作为被检测体且通过X射线CT装置在各时间拍摄到的投影数据进行处理,该CT图像处理装置的特征在于,具备:心跳阈值确定部,根据一系列投影数据中的心跳同步用ROI内的特征量的波形,确定心跳频率的下限阈值;和心跳提取部,通过利用所述心跳频率的下限阈值定义的高通滤波器,提取心跳的波形。由此,能够去除因呼吸节奏引起的噪声后容易地仅提取正确的心跳。其结果,能得到用户希望的心跳相位的正确的CT图像。

[0017] (8) 此外,本发明的CT图像处理装置的特征在于,所述心跳同步用ROI在投影数据上包含心室,并且包含心脏的从横膈膜侧端部起的1/4以上且1/3以下的范围。由此,使心跳同步用ROI包含心室以及心脏的横膈膜侧的1/3以上且1/4以下的范围,从而能够较强地检测到心跳以及呼吸节奏的波形。

[0018] (9) 此外,本发明的CT图像处理装置的特征在于,在根据所述心跳同步用ROI内的特征量的波形而得到的傅里叶变换波形中,在除了直流分量的峰值以外最大的峰值的位置处确定所述心跳频率的下限阈值。由此,能够设定能适当去除噪声的下限阈值,能够采用基于该阈值的带通或高通滤波器仅提取呼吸节奏或心跳。另外,所谓下限阈值是指截止频率。

[0019] (10) 此外,本发明的CT图像处理装置的特征在于,还具备:重构部,基于根据提取到的所述心跳的波形而确定的一定的心跳相位的投影数据,重构CT图像。由此,能够得到一定的心跳相位的CT图像。

[0020] (11) 此外,本发明的CT图像处理装置的特征在于,所述重构部针对至少3个不同的相位,基于所述一定的呼吸节奏相位或所述一定的心跳相位的投影数据,重构CT图像。由此,例如,能重构肺或心脏各自的收缩期、舒张期以及中间期的CT图像。

[0021] (12) 此外,本发明的方法是通过使计算机动作,来对以动物作为被检测体通过X射线CT装置在各时间拍摄到的投影数据进行处理的方法,其特征在于,包括:根据一系列投影数据中的呼吸节奏同步用ROI内的特征量的波形,确定呼吸节奏频率的下限阈值的步骤;根

据所述一系列投影数据中的心跳同步用ROI内的特征量的波形,确定心跳频率的下限阈值的步骤;和通过利用所述呼吸节奏频率的下限阈值和心跳频率的下限阈值定义的带通滤波器,提取呼吸节奏的波形的步骤。

[0022] (13) 此外,本发明的方法是通过使计算机动作,来对以动物作为被检测体通过X射线CT装置在各时间拍摄到的投影数据进行处理的方法,其特征在于,包括:根据一系列投影数据中的心跳同步用ROI内的特征量的波形,确定心跳频率的下限阈值的步骤;和通过利用所述心跳频率的下限阈值定义的高通滤波器,提取心跳的波形的步骤。

[0023] 根据本发明,能够去除因心跳以及呼吸节奏当中的一方引起的噪声后容易地仅提取另一方的正确的周期运动。

附图说明

- [0024] 图1是表示本发明的X射线CT装置的示意图。
- [0025] 图2是表示本发明的X射线CT装置的框图。
- [0026] 图3是表示本发明的X射线CT装置的动作的流程图。
- [0027] 图4是表示ROI的设定画面的图。
- [0028] 图5是表示心跳同步用ROI内的特征量的波形的曲线图。
- [0029] 图6是对特征量的波形进行傅里叶变换而得到的曲线图。
- [0030] 图7是表示提取到的心跳波形的曲线图。
- [0031] 图8是表示呼吸节奏同步用ROI内的特征量的波形的曲线图。
- [0032] 图9是对特征量的波形进行傅里叶变换而得到的曲线图。
- [0033] 图10是表示提取到的呼吸节奏的波形的曲线图。
- [0034] 图11是表示提取到的心跳波形的各相位的曲线图。
- [0035] 图12是利用心脏收缩期的投影数据重构的三维CT图像。
- [0036] 图13是表示心脏舒张期的CT剖视图的示意图。
- [0037] 图14是表示心脏收缩期的CT剖视图的示意图。
- [0038] 图15是表示各ROI的设定位置的图。
- [0039] 图16是表示ROI的每个设定位置的亮度的累计值的波形的曲线图。
- [0040] 图17是表示ECG波形与所提取的心跳波形之间的对比的曲线图。

具体实施方式

[0041] 接着,参照附图说明本发明的实施方式。为了容易理解说明,在各附图中对同一构成要素赋予同一参照符号,并省略重复的说明。

[0042] (X射线CT装置的结构)

[0043] 图1是表示X射线CT装置1的示意图。如图1所示,X射线CT装置1具备:摄影部2、图像重建PC5(CT图像处理装置)、输入部6和显示部8。摄影部2具备托台控制单元11、托台12,使托台12相对于保持的被检测体旋转,由此进行X射线CT成像。摄影部2在计算出的CT成像开始时刻进行CT成像,拍摄被检测体的投影数据。向图像重建PC5发送拍摄到的CT数据。此外,摄影部2能拍摄被检测体的投影数据。另外,X射线CT装置1能应用于以老鼠、似鼠动物等小型动物作为被检测体的情况,也适用于以猴子、狗等中型动物作为被检测体的情况。

[0044] 托台12为了在规定的旋转角度下得到被检测体的透视数据或者通过旋转拍摄而得到投影数据,被设置成能够围绕被检测体的周围旋转。托台12具备:旋转臂15、X射线管16、检测器17以及臂旋转电机18。在旋转臂15上固定X射线管16以及检测器17。旋转臂15被设置在托台12内,能够以X射线管16与检测器17之间的点为中心进行旋转。

[0045] X射线管16产生X射线并将其射向检测器17。检测器17具有接受X射线的受光面,形成为面板状。从X射线管16照射出X射线,该X射线经过被检测体后被检测器17检测。臂旋转电机18通过使旋转臂15旋转,从而使托台12整体旋转。臂旋转电机18能在CT成像时使托台12以设定的速度旋转。此外,在拍摄结束后,能使托台12逆旋转到原本的位置。另外,在以上说明中,以X射线CT装置1作为机械臂型装置进行了说明,但本发明的应用并不一定限于该类型。

[0046] X射线CT装置1能够使用高速检测器17来高速地收集大量的数据,并能够缩短摄影时间。此外,能够通过高速的数据收集来减少体动的影响。帧速率优选为30fps以上,更优选为100fps以上。

[0047] 图像重建PC5(CT图像处理装置)取得拍摄到的投影数据,基于投影数据,计算出特征量作为呼吸节奏或心跳的同步信号。并且,使用该呼吸节奏或心跳同步信号来进行三维CT图像数据的重构。此外,图像重建PC5还具备向摄影部2发送摄影条件等来控制摄影部2的动作的功能。键盘、鼠标等输入部6接受来自用户的输入,并将输入信号传送至图像重建PC5。

[0048] 显示器等显示部8进行透视图像、所得到的同步信号的显示。此外,在CT成像中显示投影数据,并在图像重构之后显示CT图像数据。托台控制单元11接受来自图像重建PC5的指示,以所指示的速度,控制托台12的旋转,并控制基于X射线管16以及检测器17进行的CT成像。

[0049] (图像重建PC的结构)

[0050] 接着,进一步详细说明图像处理的功能。图2是表示X射线CT装置1的框图。如图2所示,图像重建PC5从键盘、鼠标等输入部6接受用户的输入。另一方面,图像重建PC5在显示器等显示部8中显示透视图像、输入画面等。在进行拍摄时,图像重建PC5将用户输入的控制信息发送到摄影部2。

[0051] 此外,图像重建PC5具备数据取得部31、存储部32、亮度值计算部34(特征量计算部)、ROI设定部35、呼吸节奏阈值确定部36a、呼吸节奏提取部36b、呼吸节奏同步处理部36c、心跳阈值确定部37a、心跳提取部37b、心跳同步处理部37c和重构部39,提取被检测体的心脏或肺的周期运动来处理投影数据。各部分能够通过控制总线L来收发信息。另外,图像重建PC5实际上由CPU以及存储器或硬盘等构成。

[0052] 数据取得部31从摄影部2取得被检测体的透视数据、投影数据。存储部32存储所取得的被检测体的投影数据。此外,存储部32存储由亮度值计算部34计算出的亮度值以及亮度值的平均值,亮度值的平均值就是特征量。

[0053] 亮度值计算部34在设定在所取得的投影数据中的同步用ROI(Region of Interest;关心区域)的整个范围内,对亮度值进行累计,并用该同步用ROI的像素数除以累计的值。由此,能够计算出亮度值的平均值(特征量),作为呼吸节奏或心跳同步信号。另外,特征量不一定必须是亮度值,只要是与一定区域的累计值对应的值即可。另外,同步用ROI

的计算是在数据收集中或收集之后进行的。另外，同步用ROI的用途与观察用ROI的用途不同，是用于掌握周期性运动的强信号的ROI。

[0054] ROI设定部35在透视时使同步用ROI被存储。优选预先对多个角度的透视数据确认在相同的同步用ROI的设定下是否没有问题。用户从输入部6输入呼吸节奏同步用ROI。多个拍摄角度优选是所构成的角度为60°以上且120°以下的2个拍摄角度，更优选是彼此正交的2个角度。

[0055] 这样，根据投影数据的同步用ROI得到心跳信号以及呼吸节奏信号。并且，能够排除因心跳或呼吸节奏引起的图像的模糊，将画质提升几个量级。并且，不仅是能够得到舒张期、收缩期的心脏同步图像，还能够得到其中间相位的心脏同步图像，因此能够利用于心功能检查。

[0056] 呼吸节奏阈值确定部36a根据一系列投影数据中的呼吸节奏同步用ROI内的特征量的波形来确定呼吸节奏频率的下限阈值。下限阈值的确定的详细情况将后述。呼吸节奏提取部36b通过根据呼吸节奏频率的下限阈值和心跳频率的下限阈值定义的带通滤波器，提取呼吸节奏的波形。具体来说，进行如下处理：使上述两个阈值之间的频率通过，使其以外的频率截止。由此，能够去除因心跳引起的噪声，能够容易地仅提取正确的呼吸节奏。

[0057] 呼吸节奏同步处理部36c在呼吸节奏波形中，基于拍摄角度与同步用ROI的特征量之间的关系，按规定的相位区分来分类选出各投影数据。规定的呼吸节奏的相位区分是指，例如肺的收缩期、舒张期、它们的中间相位。这样的同步处理不需要特别的硬件，可以仅由软件来进行。

[0058] 心跳阈值确定部37a根据一系列投影数据的心跳同步用ROI内的特征量的波形来确定心跳频率的下限阈值。下限阈值的确定的详细情况将后述。心跳提取部37b通过根据心跳频率的下限阈值定义的高通滤波器，提取心跳的波形。由此，去除因呼吸节奏导致的噪声，能够容易地仅提取正确的心跳。

[0059] 在心跳波形中，心跳同步处理部37c基于拍摄角度与同步用ROI的特征量之间的关系，按规定的相位区分，分类选出各投影数据。规定的心跳的相位区分是指，例如心脏的舒张期、收缩期、它们的中间相位。这样的同步处理不需要特别的硬件，可以仅由软件来进行。

[0060] 针对在呼吸节奏同步处理部36c中按规定的呼吸节奏的相位区分而分类的投影数据，心跳同步处理部37c基于该投影数据的拍摄角度与同步用ROI的特征量之间的关系，按规定的心跳的相位区分，分类选出该投影数据。

[0061] 这样，能够按呼吸节奏的相位区分以及心跳的相位区分来分类提取投影数据。例如，能够按肺的舒张期以外的区分对投影数据进行分类，并进一步按心跳的舒张期的区分对分类好的数据进行分类。

[0062] 重构部39利用同步处理的结果、即利用按规定的呼吸节奏或心跳的相位区分而分分类好的投影数据，重构三维CT图像数据。由此，使用按特定的呼吸节奏的相位区分以及心跳的相位区分而分类的投影数据，即使是周期性运动的部位，也能够得到鲜明的CT重构图像。重构部39利用完成了同步处理的托台的1周旋转量的数据来提取所需的投影数据，重构CT图像数据。

[0063] 另外，重构部39可以基于从提取到的呼吸节奏的波形中确定的一定的呼吸节奏相位、和从提取到的心跳的波形中确定的一定的心跳相位的投影数据，重构CT图像。由此，能

够得到一定的呼吸节奏相位以及心跳相位的CT图像,能够得到心脏、肺的外围脏器的鲜明的CT图像。

[0064] 在进行重构处理时,对于因投影数据的分类而遗漏的投影数据来说,优选利用其拍摄角度附近的投影数据来对其进行插值,从而重构CT图像数据。由此,能够高效地得到鲜明的CT图像数据。

[0065] (使用步骤以及装置动作)

[0066] 接着,说明这样构成的X射线CT装置1的使用步骤以及装置的动作的一例。图3是表示X射线CT装置1的动作的流程图。

[0067] 首先,用户将猴子、狗等中型动物被检测体设置在摄影部2所具备的床上(步骤S1)。然后,通过事前摄影对被检测体照射X射线,取得透视数据。事前摄影只要进行5秒左右就够了,且不用旋转托台。此时,进行即时处理,计算出呼吸节奏以及心跳同步信号并显示曲线图。在表示包含所得到的透视数据的横膈膜的部位以及心脏部位的区域,设定同步用ROI(步骤S2)。

[0068] 基于手动的指定能通过X射线CT装置1从用户受理对同步用ROI进行确定的位置、形状的信息来进行。例如,借助鼠标进行拖放(drag and drop)操作来设定对角线,从而能设定长方形的同步用ROI。进一步地,优选以与设定了同步用ROI的拍摄角度正交的角度,进行X射线照射,并确认同步用ROI覆盖所得到的投影数据的横膈膜部位以及心脏部位的情况。另外,同步用ROI的形状不需要是严格的长方形。

[0069] 然后,进行被检测体的X射线CT成像,取得投影数据(步骤S3)。即,X射线CT装置1接受来自用户的摄影开始的输入,使托台旋转,开始进行摄影,并按照触发信号来拍摄被检测体的投影数据。

[0070] 然后,X射线CT装置1计算出计数值(亮度值)的同步用ROI内的平均值作为特征量(步骤S4)。可通过在ROI内对计数值进行累计,并除以像素数,从而来计算出计数值的平均值。对这样针对各ROI得到的每帧(每个角度、时间)的特征量的波形进行傅里叶变换,根据得到的波形的特征来分别确定用于呼吸节奏提取以及心跳提取的下限阈值(步骤S5)。下限阈值的确定的详细情况将后述。

[0071] 接着,基于得到的下限阈值,通过带通滤波器仅提取呼吸节奏波形,并通过高通滤波器仅提取心跳波形(步骤S6)。X射线CT装置1从用户接受指示,并在接受了求取位于肺的收缩期与舒张期之间的中间相位的图像的指示时,为了进行三维CT图像数据的重构而确定作为同步处理通过呼吸节奏同步被分类成肺的指定的中间相位的投影数据(步骤S7),并通过确定出的投影数据,重构三维CT图像数据(步骤S8),结束处理。

[0072] 另外,上述说明了使用呼吸节奏的同步处理的例子,但在心跳同步的情况下,能够针对步骤S6~S8利用所提取到的心跳波形,为了进行三维CT图像数据的重构而确定心脏的收缩期、舒张期或中间相位的投影数据,并通过确定出的投影数据来重构三维CT图像数据。以上说明了整体的动作,接下来说明具体的各处理。

[0073] (同步用ROI的设定)

[0074] 具体说明同步用ROI的设定的方法。图4是表示ROI的设定画面的图。在图4所示的画面中央显示成黑色圆形形状的区域是表示心脏部位的区域H1,在其正下方(尾侧的与心脏相接的位置)存在表示横膈膜部位的区域。用户容易确定该位置。

[0075] 呼吸节奏同步用ROI (R1) 优选设定在包含横膈膜部位的区域中。由此,能够较强地检测到呼吸节奏的波形。优选心跳同步用ROI (R2) 被设定为在投影数据上包含心室的同时包含心脏的从横膈膜侧端部起1/4以上且1/3以下的范围。另外,也可以将心跳同步用ROI (R2) 设定成仅覆盖心房。

[0076] 优选手动进行呼吸节奏同步用ROI (R1), 优选自动进行心跳同步用ROI (R2)。此外, 虽然与同步用ROI的体轴垂直的方向可设为所希望的大小, 但优选设为与作为对象的脏器的部位的体轴垂直的方向的大小以上。此外, 虽然为了减少噪声而优选设为被检测体的躯体宽度以下, 但也可以设为遍及画面整体的宽度的大小。另外, 在上述的例子中, 虽然设定了两种同步用ROI, 但也可以设定多于2种的同步用ROI。

[0077] (心跳波形的提取)

[0078] 接着, 具体说明提取心跳波形的一系列处理。图5是表示心跳同步用ROI内的特征量的波形的曲线图。心跳同步用ROI内的特征量的波形是通过以下方式得到的: 按照帧数, 画出将遍及心跳同步用ROI的整个范围内对亮度值进行累计后除以该同步用ROI的像素数而得到的值。曲线图的横轴表示帧数, 帧数与时间等价。曲线图的纵轴表示作为特征量的计数。在波形中出现了大周期(直流分量)的峰值、小周期的峰值(呼吸节奏分量)以及小周期的峰值(心跳分量)。

[0079] 图6是对特征量的波形进行傅里叶变换而得到的曲线图。在图6中, 除0Hz(直流分量)的峰值以外最大的峰值的位置是2Hz。因此, 能够将用于提取心跳波形的下限阈值设为2Hz。另外, 下限阈值是指截止频率。

[0080] 使用这样得到的下限阈值定义的高通滤波器, 提取根据特征量得到的心跳波形。具体来说, 在图6的曲线图中, 将小于2Hz的频率分量截止, 仅对2Hz以上的频率分量进行逆傅里叶变换。图7是表示提取到的心跳波形的曲线图。如上述那样应用高通滤波器的结果是, 除帧数0附近的峰值以外, 仅将以大致相同周期具有相同程度的振幅的跳动提取为心跳波形。

[0081] (呼吸节奏波形的提取)

[0082] 接着, 具体说明提取呼吸节奏波形的一系列处理。图8是表示呼吸节奏同步用ROI内的特征量的波形的曲线图。呼吸节奏同步用ROI内的特征量的波形是通过以下方式得到的: 按照帧数, 画出将遍及呼吸节奏同步用ROI的整个范围内对亮度值进行累计后除以该同步用ROI的像素数而得到的值。曲线图的横轴表示帧数。曲线图的纵轴表示作为特征量的计数。在波形中出现大周期(直流分量)的峰值和小周期的峰值。

[0083] 图9是对特征量的波形进行傅里叶变换而得到的曲线图。在图9中, 除0Hz(直流分量)的峰值和直流分量以外, 频率最小的峰值的位置是0.2Hz。因此, 能够将用于提取呼吸节奏波形的下限阈值设为0.2Hz。

[0084] 使用根据如上述那样用于提取所得到的心跳波形的下限阈值和用于提取呼吸节奏波形的下限阈值定义的带通滤波器, 从根据特征量得到的波形中提取呼吸节奏波形。具体来说, 在图9的曲线图中, 将小于0.2Hz的频率分量和大于2Hz的频率分量截止, 仅对0.2Hz ~ 2Hz频带的频率分量进行逆傅里叶变换。图10是表示提取到的呼吸节奏的波形的曲线图。如上述那样应用高通滤波器的结果是, 除帧数0附近的峰值以外, 仅将以大致相同的周期具有相同程度的振幅的跳动提取为呼吸节奏波形。

[0085] (同步处理)

[0086] 接着,具体说明同步处理。能够对以规定的计数段来划分上述那样提取的波形后包含在该段中的区间的帧进行处理,作为该相位的投影数据。图11是表示提取到的心跳波形的各相位的曲线图。例如,处于心脏收缩期的相位区分的投影数据是通过在图11所示的曲线图中选出振幅的1/4的段之中特征量最大的段所包含的帧而得到的。此外,处于作为心脏舒张期的相位区分的投影数据是通过在图11所示的曲线图中选出振幅的1/4的段之中特征量最小的段所包含的帧而得到的。

[0087] 此外,如图11所示,选择6个区分之中的一个区分作为心脏收缩期与心脏舒张期之间的中间期,以包含在该相位区分内的方式选出投影数据。另外,在设为波形振幅A、帧速率fs、心跳频率fc时,各相位的期间可由 $4 \cdot A \cdot fc/fs$ 来计算出。这样,能够进行很多相位区间之中的期望的相位的同步处理。另外,在上述的例子中,虽然基于提取到的心跳波形来选出心脏的收缩期、舒张期或中间期的帧并进行了同步处理,但同样也可以基于提取到的呼吸波形来选出肺的收缩期、舒张期或中间期的帧并进行同步处理。

[0088] (CT重构)

[0089] 如上所述,能够从心跳波形或呼吸节奏波形中提取一定相位的投影数据,构成三维CT图像。在该情况下,能够进一步从所得到的三维CT图像得到CT剖视图像。图12是利用心脏收缩期的投影数据而重构的三维CT图像。图13是表示心脏舒张期的CT剖视图的示意图。图14是表示心脏收缩期的CT剖视图的示意图。

[0090] 在图13以及图14中,以与三维CT图像的体轴垂直的剖面来显示了被检测体La1。如图所示,可知,在体表的内侧有躯体(肌肉部)M1,在其内侧有肺L1。并且可知,在它们的边界有脊柱B1以及肋骨RB1,在中央有被肺L1包围的心脏H1。此外,在心脏H1的尾侧有横膈膜D1,在横膈膜D1中基于呼吸节奏的周期运动显现得最明显。这些脏器之中,由于心脏H1在跳动,所以在不与心跳波形进行同步处理的情况下,图像会模糊。但是,在如上述那样进行了同步处理的情况下,心脏H1在表示舒张期的图13中以变大了的状态被鲜明地显示,在表示收缩期的图12、图14中以变小了的状态被鲜明地显示。

[0091] (ROI设定的验证)

[0092] 呼吸节奏同步用ROI虽然只要设置成包含横膈膜即可,但针对心跳同步用ROI,在心脏之中也存在适于设定ROI的位置。图15是表示各ROI的设定位置的图。如图15所示,在心脏的上侧(头侧)的1/3、中央的1/3、下侧(横膈膜侧)的1/3以及整体,分别设定矩形的ROI(R21,R22,R23,R24),并在各个ROI中计算出特征量的波形。

[0093] 图16是表示ROI的每个设定位置的特征量的波形的曲线图。如图16所示,可知,在设定于横膈膜侧的1/3处的ROI(R23)的曲线图中,心跳波形显现得最清楚。由于在心脏部位的横膈膜侧的1/3~1/4处包含心室,所以认为得到了鲜明的心跳波形。因此可知,优选将心跳同步用ROI配置成包含心脏的从横膈膜侧端部起的1/4以上且1/3以下的范围。

[0094] (ECG与特征量波形的对比)

[0095] 接着,对相同的被检测体,利用ECG得到心电图波形,并且借助X射线CT装置1计算出心跳同步用ROI内的特征量来提取心跳波形,表现在相同的时间轴上。图17是表示ECG波形与提取到的心跳波形的对比的曲线图。如图17所示,可以确认ECG波形的峰值与提取到的心跳波形的峰值一致。

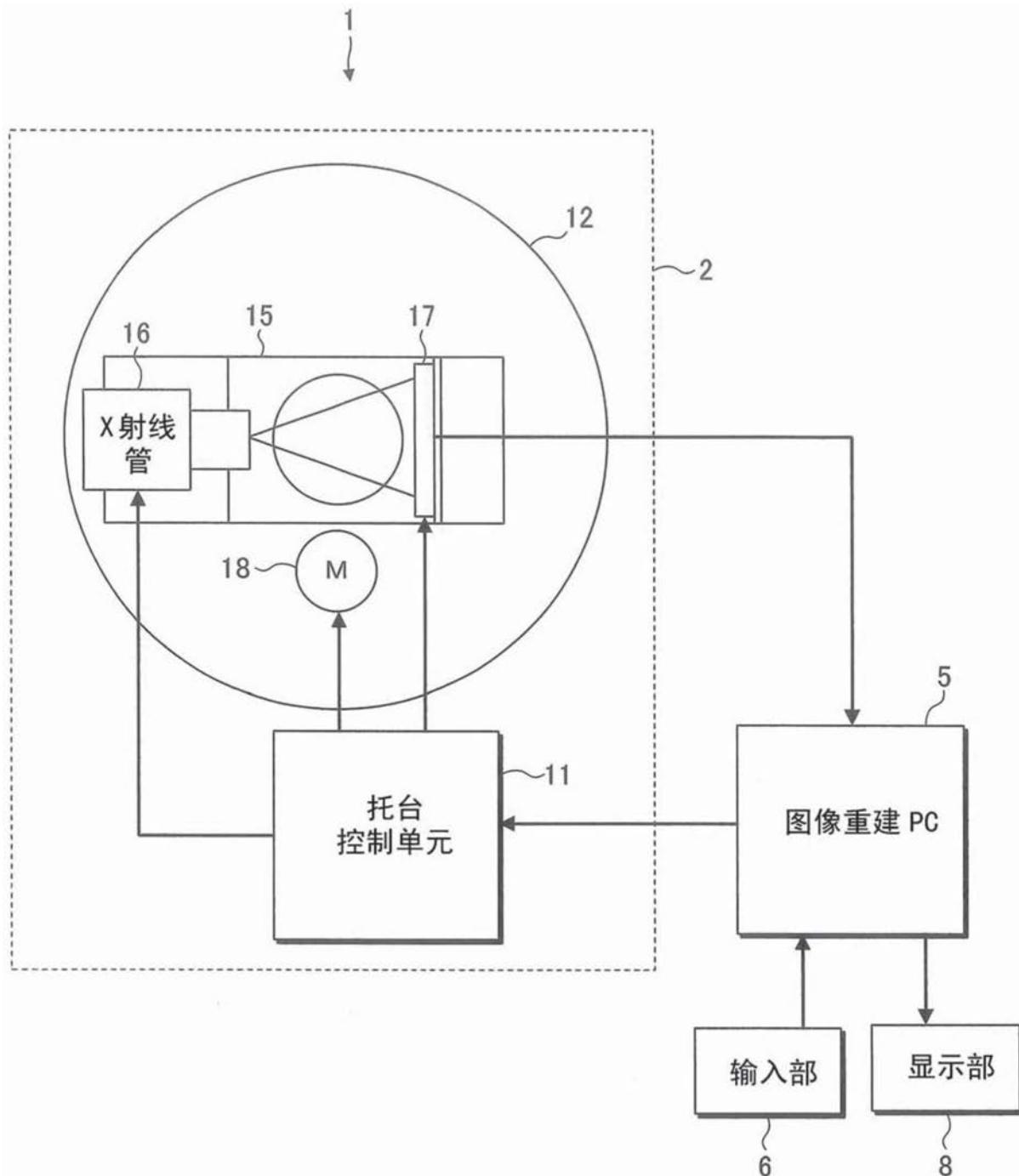


图1

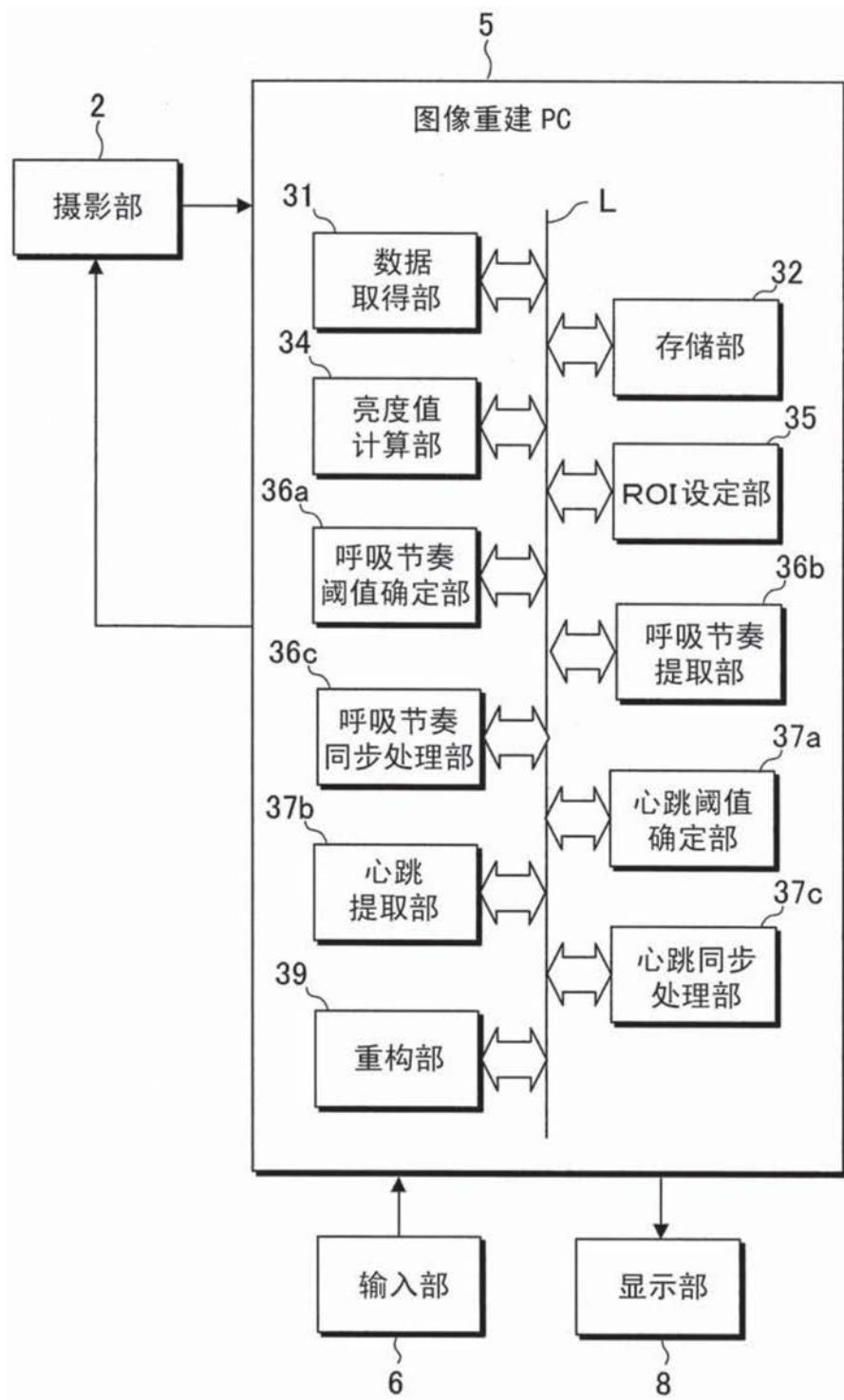


图2

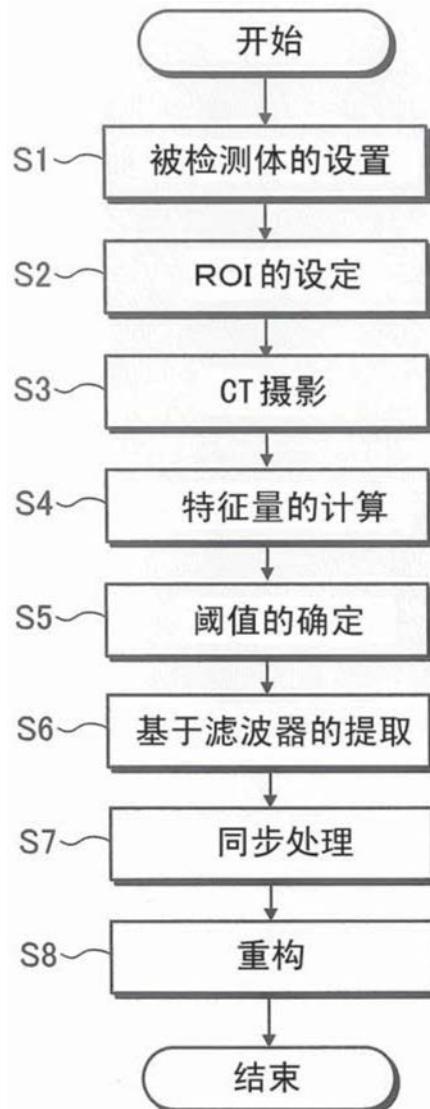


图3

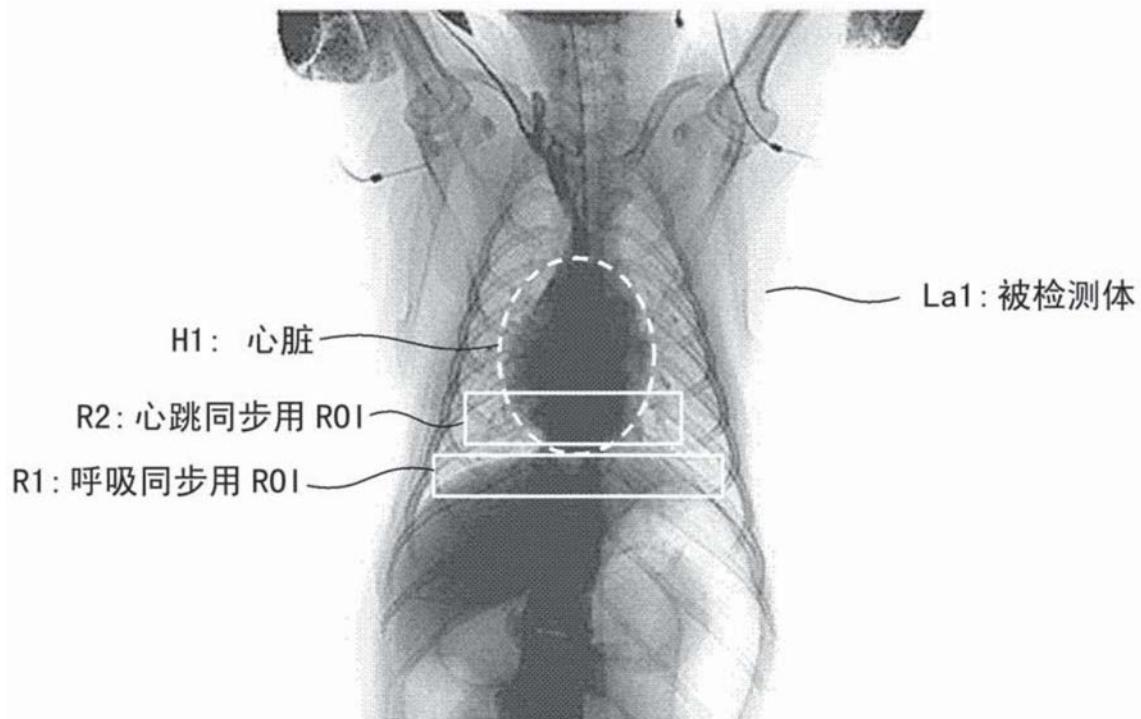


图4

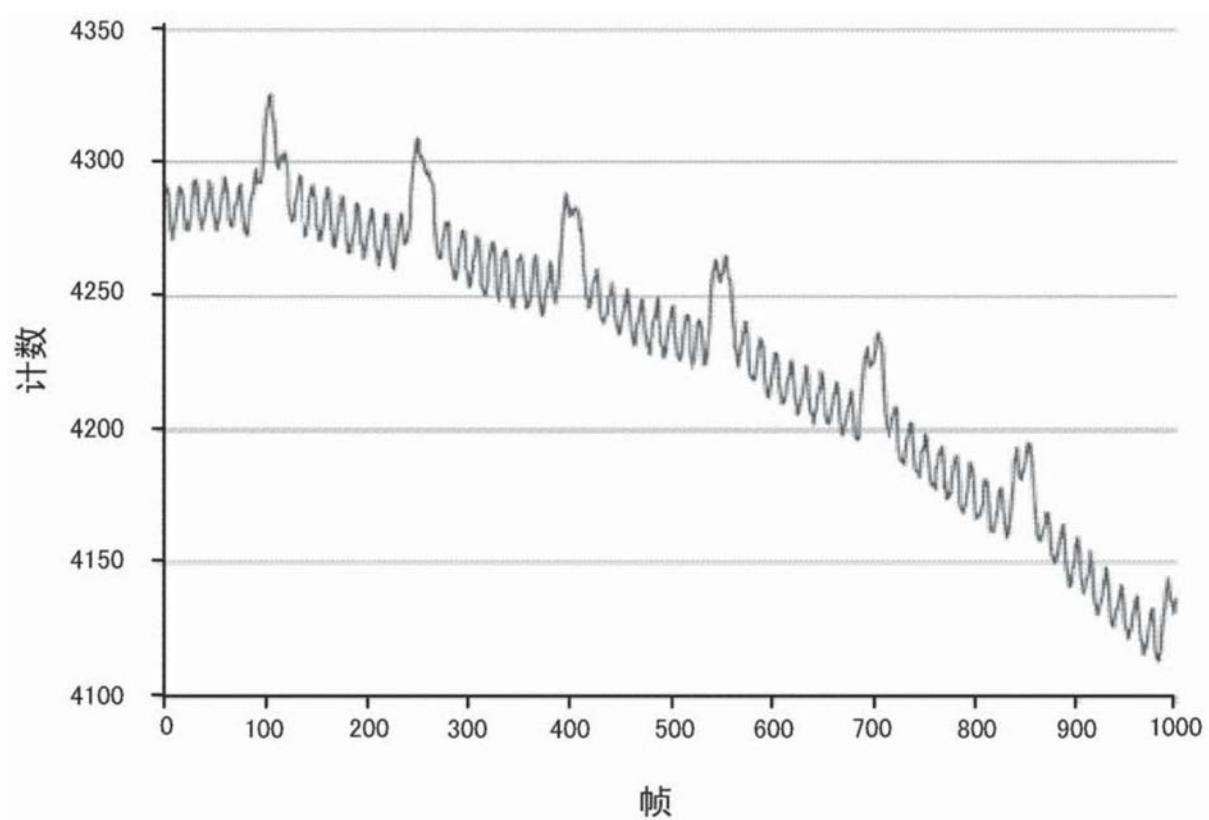


图5

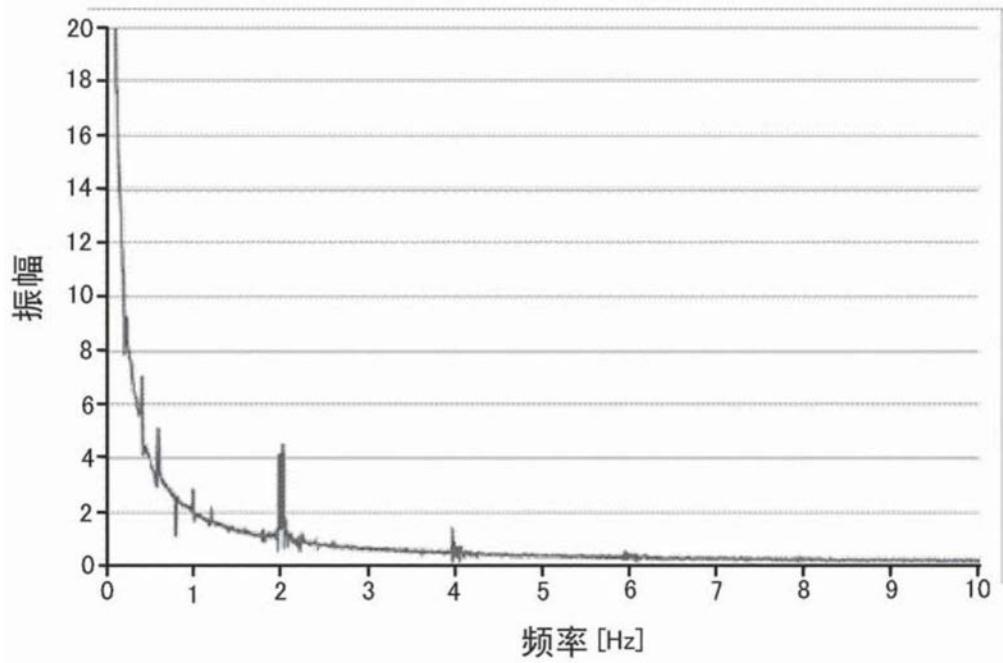


图6

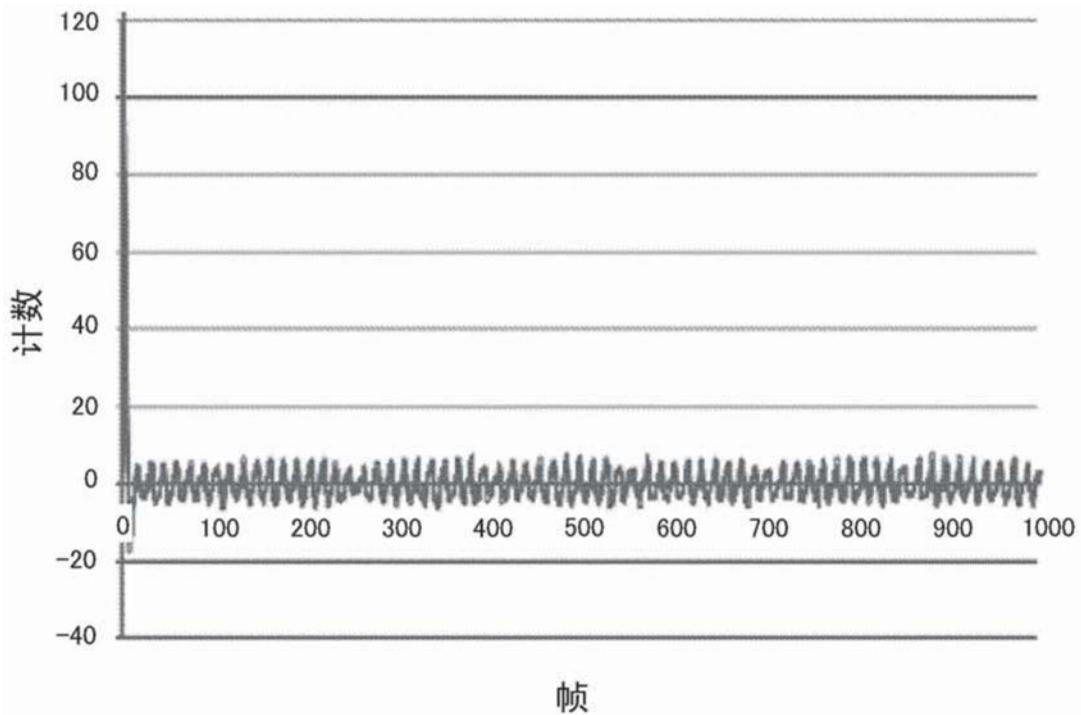


图7

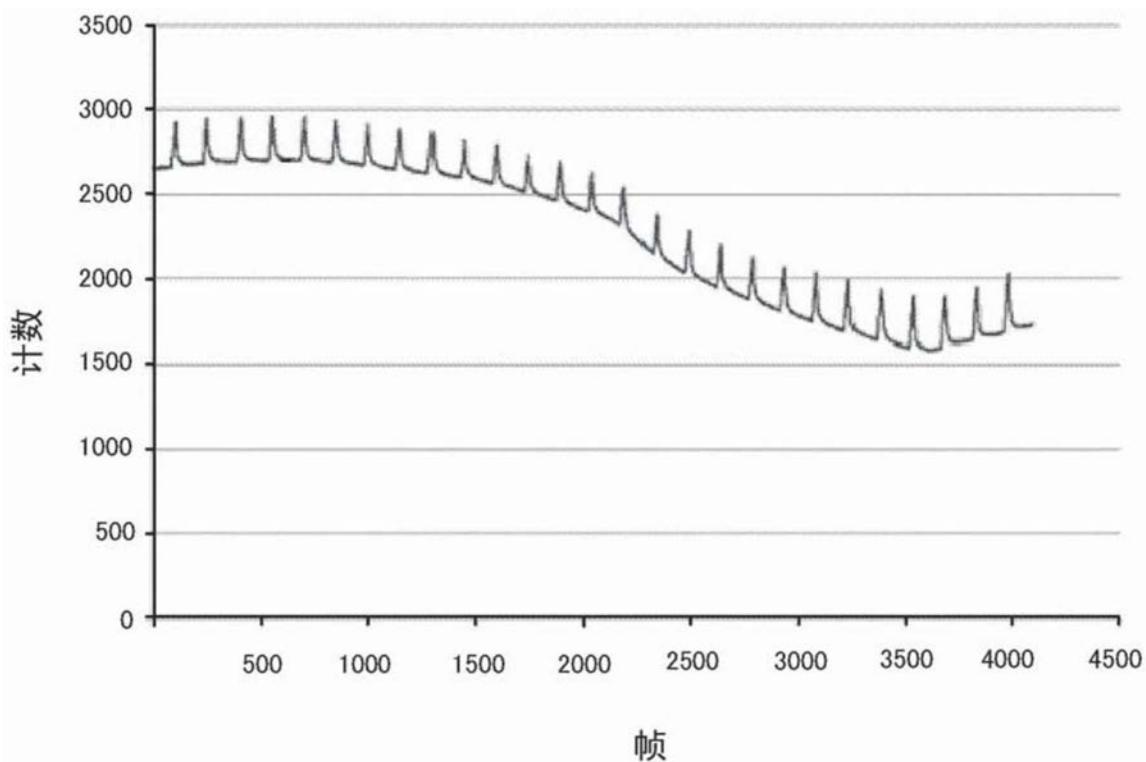


图8

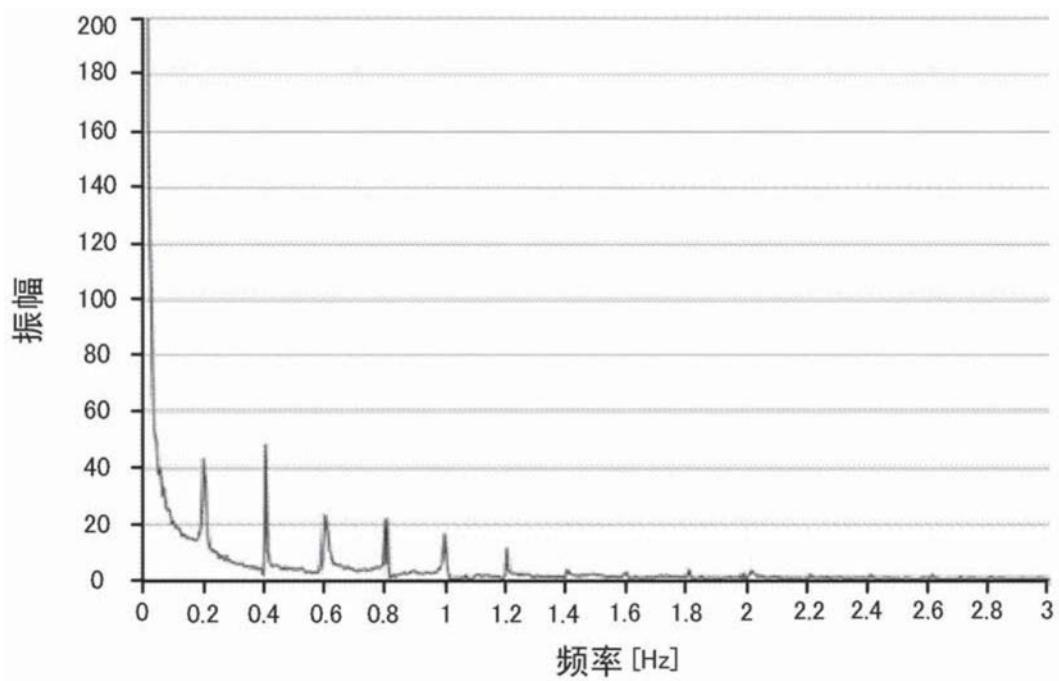


图9

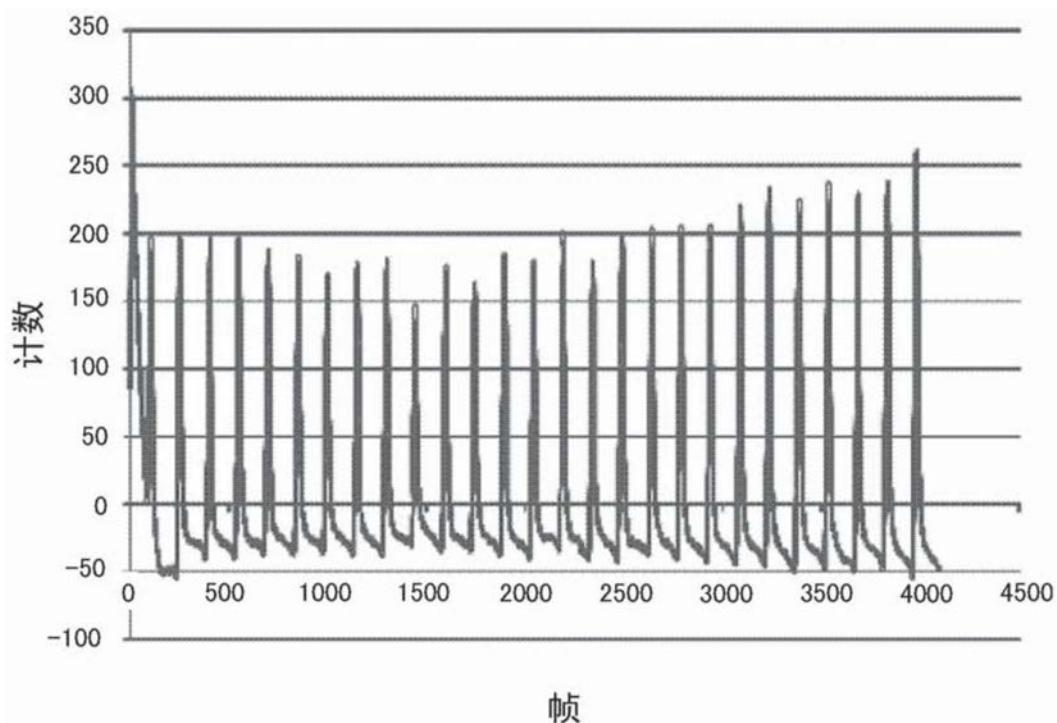


图10

计数

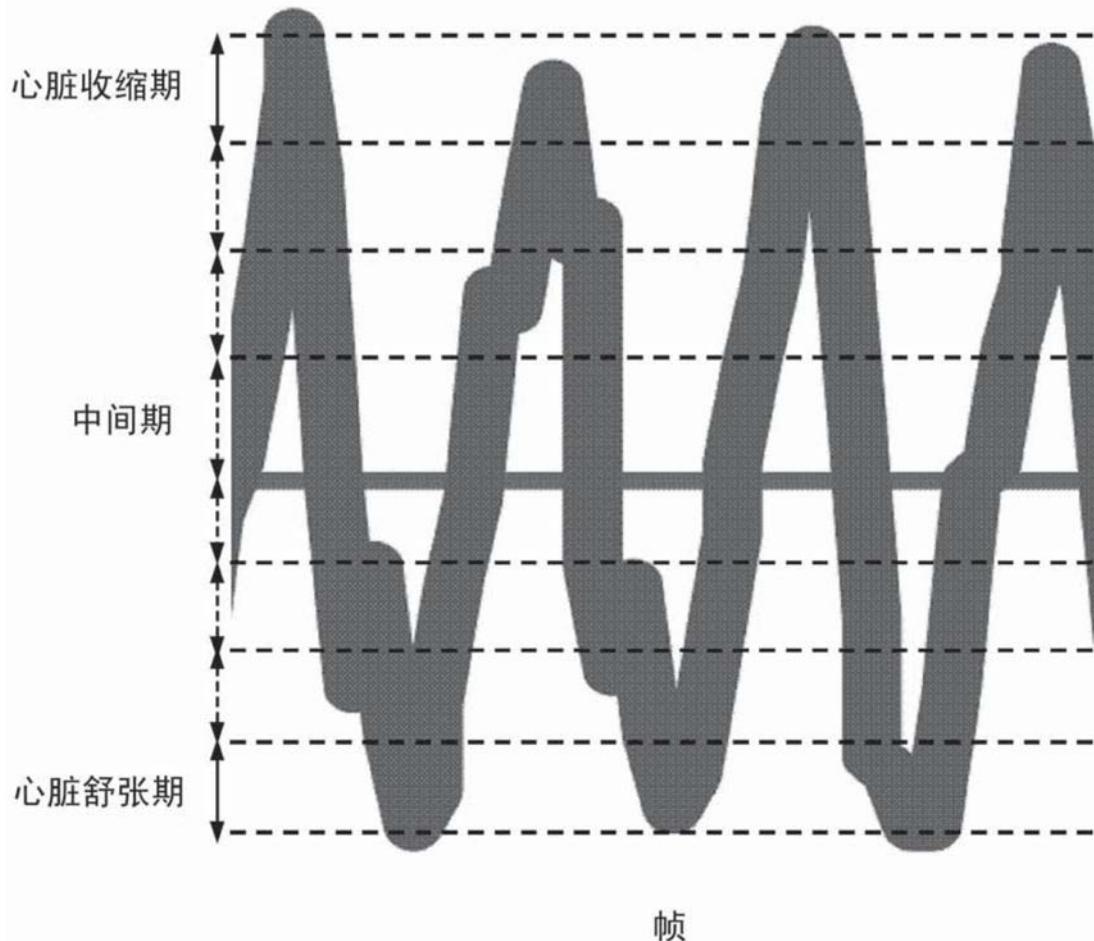


图11

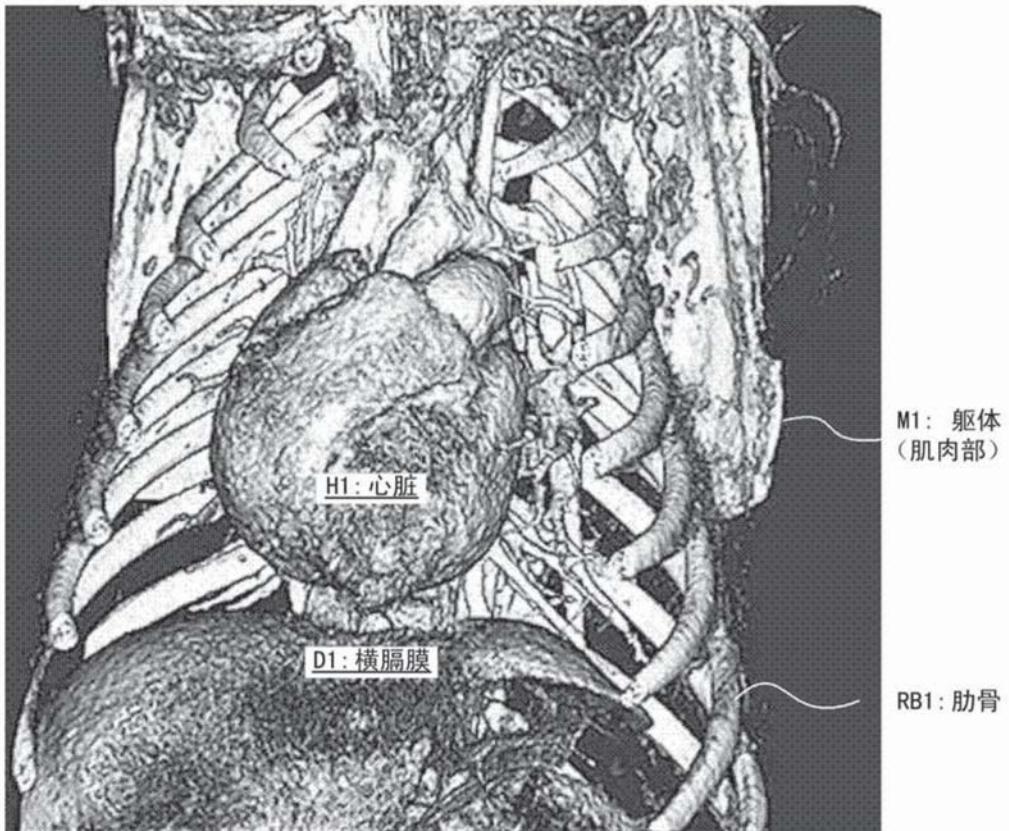


图12

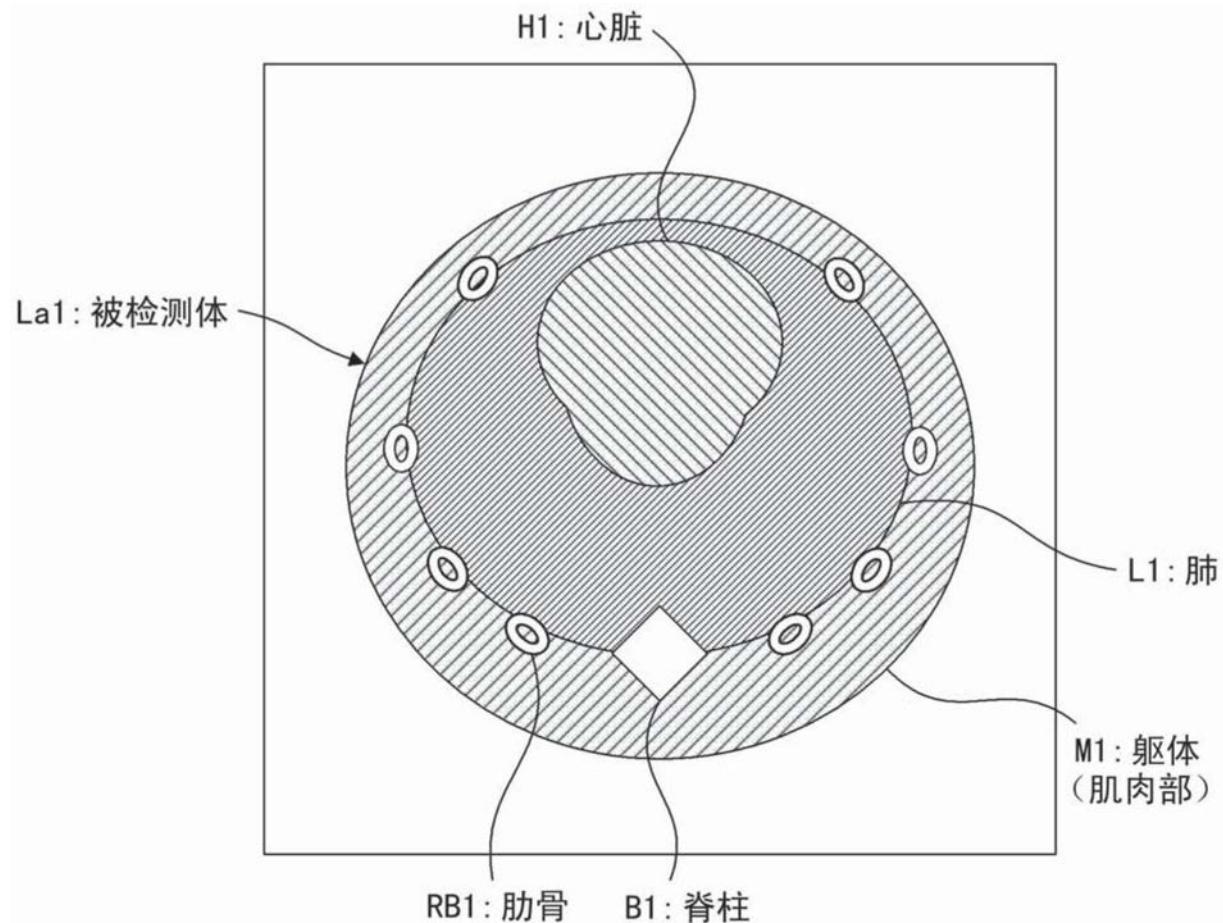


图13

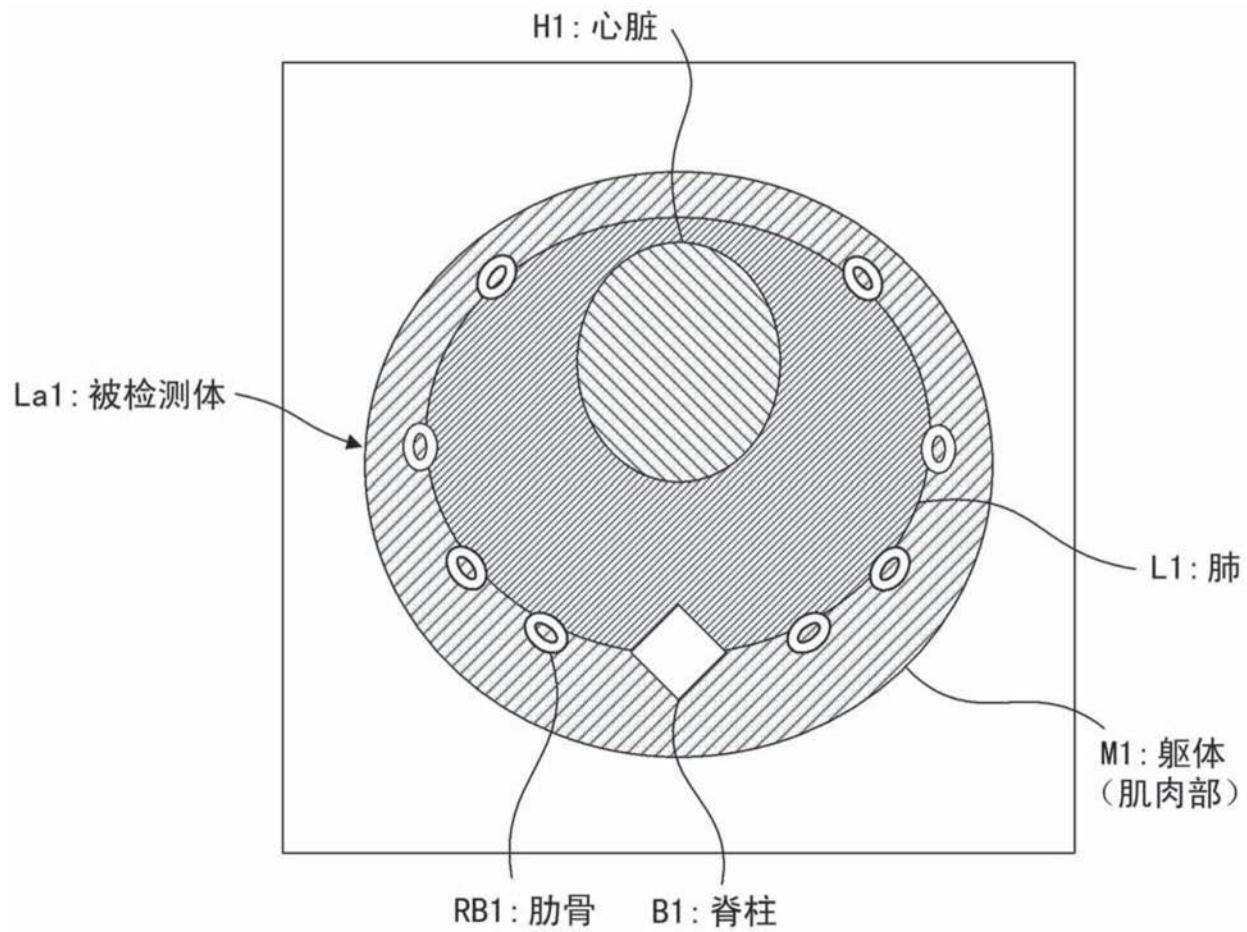


图14

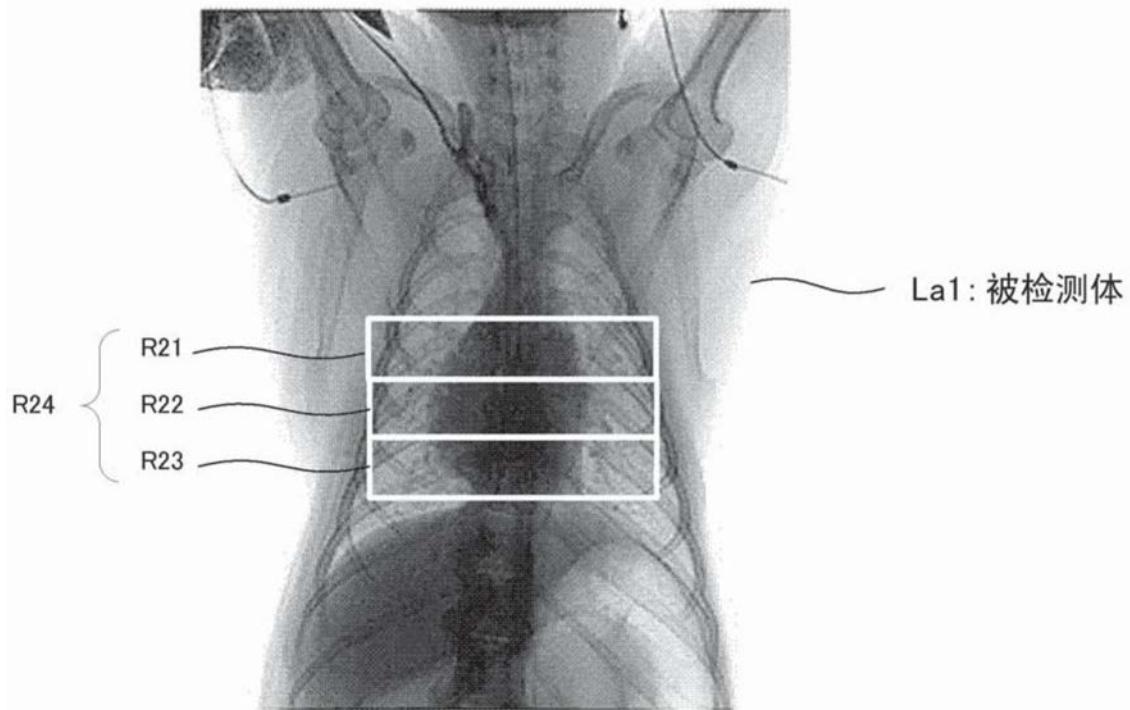


图15

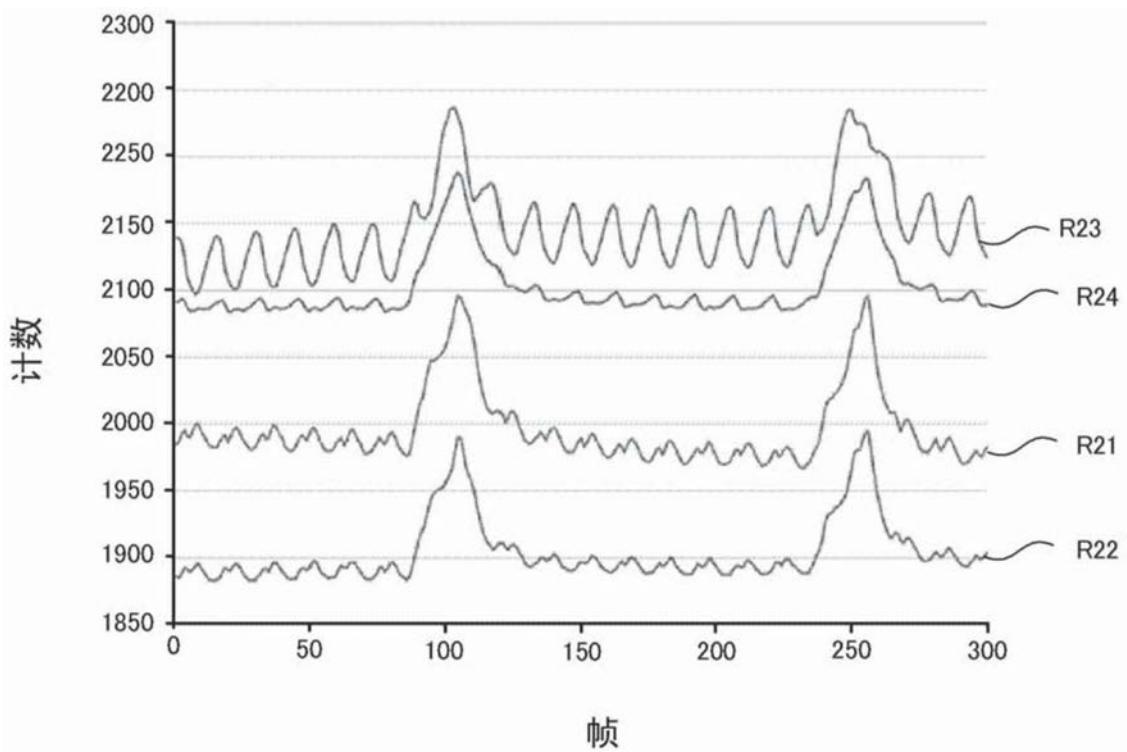


图16

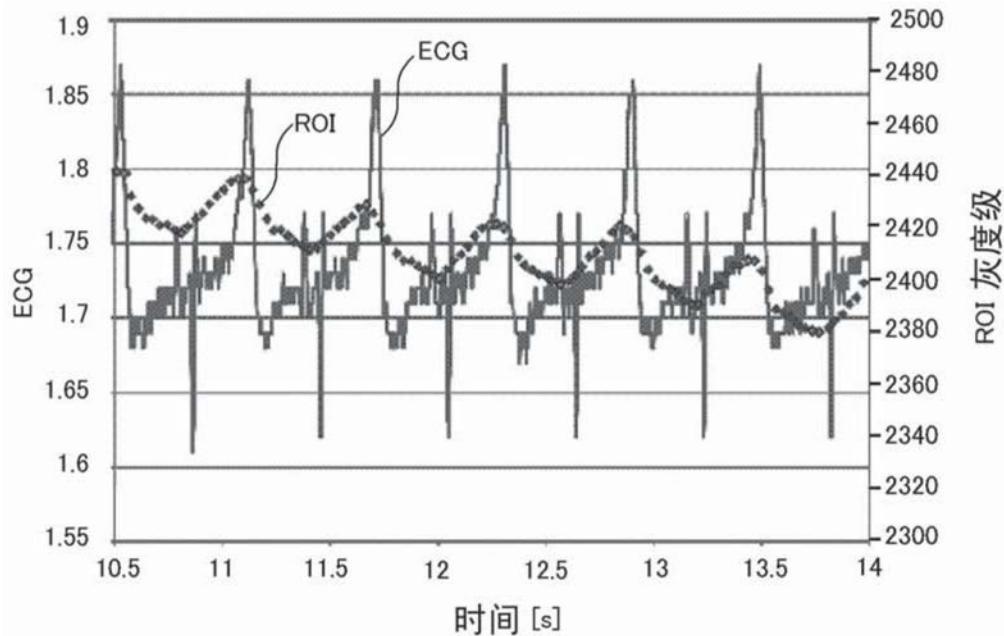


图17