



(10) 申请公布号 CN 104486998 A

(43) 申请公布日 2015.04.01

(21) 申请号 201380038615.7

A61B 5/00(2006.01)

(22) 申请日 2013.07.08

A61B 5/0452(2006.01)

(30) 优先权数据

13/553,861 2012.07.20 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 01. 20

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/TB2013/055573 2013. 07. 08

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/013384 EN 2014. 01. 23

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 G·L·T·F·豪特瓦斯特

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

(51) Int. Cl.

A61B 6/00(2006.01)

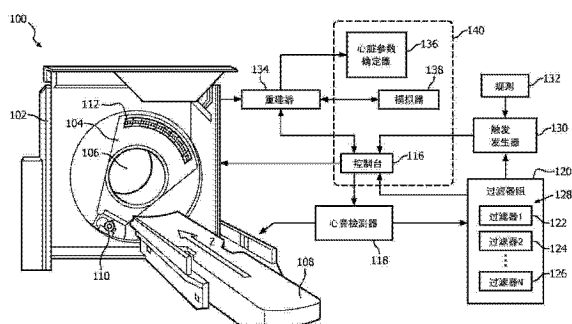
权利要求书3页 说明书6页 附图5页

(54) 发明名称

多心音选通成像和对基于心音的成像数据 的后处理

(57) 摘要

一种方法图像包括：确定收缩末期成像触发；采集包括第一成像数据的心脏成像数据，所述第一成像数据对应于在收缩末期周围的第一预定数据采集间隔；并且至少基于所述收缩末期成像触发来对所述心脏成像数据进行后处理。



1. 一种方法,包括:
确定收缩末期成像触发;
采集包括第一成像数据的心脏成像数据,所述第一成像数据对应于在收缩末期周围的第一预定数据采集间隔;并且
至少基于所述收缩末期成像触发来对所述心脏成像数据进行后处理。
2. 如权利要求 1 所述的方法,还包括:
确定舒张末期成像触发;
采集包括第二成像数据的心脏成像数据,所述第二成像数据对应于在舒张末期周围的第二预定数据采集间隔;并且
还基于所述舒张末期成像触发来对所述心脏成像数据进行后处理。
3. 如权利要求 2 所述的方法,其中,仅采集所述第一成像数据和所述第二成像数据。
4. 如权利要求 2 至 3 中的任一项所述的方法,还包括:
在心脏周期上采集指示心脏声学的数据;
识别对应于收缩末期的心音;
基于所述心音来生成所述收缩末期成像触发;并且
采用所述收缩末期成像触发来采集所述第一成像数据。
5. 如权利要求 4 所述的方法,还包括:
识别对应于舒张末期的另一心音;
基于所述另一心音来生成所述舒张末期成像触发;并且
采用所述舒张末期成像触发来采集所述第二成像数据。
6. 如权利要求 2 至 5 中的任一项所述的方法,还包括:
基于心脏的解剖模型以及边界条件来模拟在所述第一成像数据与第二成像数据之间的成像数据,所述边界条件是基于所述收缩末期成像触发和所述舒张末期成像触发确定的。
7. 如权利要求 2 所述的方法,还包括:
针对所述心脏周期中的至少三个相位,采集心脏成像数据,所述至少三个相位包括舒张末期和收缩末期;
基于所述收缩末期成像触发来提取对应于收缩末期的所述第一成像数据;并且
重建所提取的第一成像数据,由此生成对应于收缩末期的所述成像数据。
8. 如权利要求 7 所述的方法,还包括:
重建所采集的成像数据,由此生成所述三个或更多个心脏相位的图像数据;并且
基于所述收缩末期成像触发来突出显示对应于收缩末期的成像数据。
9. 如权利要求 7 至 8 中的任一项所述的方法,还包括:
基于所述舒张末期成像触发来提取对应于舒张末期的所述第二成像数据;并且
重建所提取的第二成像数据,由此生成对应于舒张末期的所述成像数据。
10. 如权利要求 9 所述的方法,还包括:
重建所采集的成像数据,由此生成所述三个或更多个心脏相位的成像数据;以及
基于所述舒张末期成像触发来突出显示对应于舒张末期的成像数据。
11. 如权利要求 2 至 10 中的任一项所述的方法,其中,所述后处理包括基于所述收缩末

期成像触发来自动地视觉呈现对应于收缩末期的成像数据。

12. 如权利要求 2 至 11 中的任一项所述的方法, 其中, 所述后处理包括基于所述舒张末期成像触发来自动地视觉呈现对应于舒张末期的成像数据。

13. 如权利要求 2 至 12 中的任一项所述的方法, 其中, 所述后处理包括基于所述舒张末期成像触发和所述收缩末期成像触发, 使用对应于舒张末期和收缩末期的所述成像数据, 来生成并显示电影。

14. 如权利要求 1 至 13 中的任一项所述的方法, 其中, 所述后处理包括基于所重建的成像数据来确定心搏量、心输出量、射血分数、舒张末期体积或收缩末期体积中的一个或多个。

15. 一种系统 (100), 包括:

心音检测器 (118), 其在成像检查流程期间检测针对心脏周期的心音, 所述心音包括对应于舒张末期的第一声音和对应于收缩末期的第二声音;

过滤器组 (120), 其包括用于在包括所述第一声音与所述第二声音的不同心音之间进行区分的过滤器 (128);

触发发生器 (130), 其生成选通成像流程的触发, 所述触发包括至少舒张末期触发和收缩末期触发; 以及

后处理系统 (140、116、136、138), 其基于至少所述舒张末期触发和所述收缩末期触发来处理来自成像系统的成像数据。

16. 如权利要求 15 所述的系统, 还包括:

控制台 (116), 其使用所述成像触发来前瞻性地选通所述成像流程, 以仅针对在舒张末期和收缩末期周围的数据采集间隔采集数据;

重建器 (134), 其重建所采集的数据, 生成对应于舒张末期和收缩末期的成像数据; 以及

模拟器 (138), 其基于心脏的解剖模型以及至少所述舒张末期触发和所述收缩末期触发, 来模拟在对应于舒张末期与收缩末期的所述成像数据之间的成像数据。

17. 如权利要求 15 所述的系统, 还包括:

控制台, 其选通成像流程, 以针对至少三个心脏相位采集数据, 所述至少三个心脏相位包括舒张末期和收缩末期; 以及

重建器, 其重建所采集的数据, 以及以下中的至少一项: 基于所述舒张末期触发和所述收缩末期触发来提取对应于舒张末期和收缩末期的成像数据, 或者基于所述舒张末期触发和所述收缩末期触发来突出显示对应于舒张末期和收缩末期的成像数据。

18. 如权利要求 15 至 17 中的任一项所述的系统, 还包括:

心脏参数确定器 (136), 其基于所述成像数据以及至少所述舒张末期触发和所述收缩末期触发, 来确定心搏量、心输出量、射血分数、舒张末期体积或收缩末期体积中的至少一个。

19. 如权利要求 15 至 18 中的任一项所述的系统, 其中, 对对应于舒张末期和收缩末期的所述成像数据进行以下中的至少一项: 基于所述舒张末期和所述收缩末期触发自动地被视觉呈现, 或自动地被视觉呈现为电影中的至少一项。

20. 一种编码有计算机可读指令的计算机可读存储介质, 所述计算机可读指令在由处

理器运行时,令所述处理器:

基于在成像流程期间检测到的心音来确定收缩末期成像触发和舒张末期成像触发;并且

基于所述收缩末期成像触发和所述舒张末期成像触发来对图像数据进行后处理,其中,所述后处理包括以下中的至少一项:

1) 自动地视觉呈现对应于所述收缩末期触发和所述舒张末期触发中的至少一个的图像数据;

2) 基于所述图像数据以及所述收缩末期成像触发和所述舒张末期成像触发中的所述至少一个来生成至少一个心脏参数;

3) 基于所述图像数据以及所述收缩末期成像触发和所述舒张末期成像触发中的所述至少一个来生成并显示基于图像数据的电影;或者

4) 基于所述图像数据以及边界条件来模拟在对应于所述收缩末期成像触发的所述图像数据与对应于所述舒张末期成像触发的所述图像数据之间的图像数据,所述边界条件是
基于所述收缩末期成像触发和所述舒张末期成像触发而确定的。

多心音选通成像和对基于心音的成像数据的后处理

技术领域

[0001] 下文总体上涉及选通成像,并且更具体地涉及基于对应于心脏周期的多个已知相位的心脏声学的选通成像以及对基于心脏声学的成像数据进行后处理,并且下文参考对计算机断层摄影(CT)的具体应用加以描述。然而,下文也适用于其他成像模态,例如磁共振成像(MRI)、正电子发射断层摄影(PET)、单光子发射计算机断层摄影(SPECT)、超声(US)和/或其他成像模态。

背景技术

[0002] 心脏CT是对心脏的CT扫描并且已经被用于评估冠状动脉中闭塞的程度,例如以诊断冠状动脉疾病。对于心脏CT,一般地,将造影剂施予向患者并且之后扫描他们的心脏以评估到他们的心肌的血流。能够通过利用患者的心电图(ECG)信号前瞻性地选通CT扫描来减少剂量。为此,动态分析ECG信号并且当检测到QRS波群的R峰时,激活CT扫描器以针对预定子百分数的R-R间隔采集数据,以对心脏周期的特定相位(例如,“静止”相位,或具有相对较少运动的相位)进行成像。

[0003] 脉搏血氧饱和度仪(POX)也已经被用于触发心脏CT扫描。总体上,POX波形不受电磁场和磁流体动力效应干扰,并且比ECG信号对MR环境更稳健。然而,POX描记线在幅度和宽度上变化,并且相对于ECG中的R波具有大约为三百五十毫秒(350ms)的延迟。利用心脏MR,通常使用矢量心电图(VCG)触发来执行心脏运动同步。在VCG信号中,在四(4)个维度(x、y、z和时间)上表示心脏的电活动。对VCG数据中固有的时间和空间信息两者的使用改进了MR环境中的心脏触发。

[0004] 使用心音图(PCG)的声学心脏触发(ACT)已经被用于在高和超高场(大于或等于三特斯拉, $\geq 3T$)的MR中对心脏进行成像,由此克服ECG和/或VCG触发在这样的环境中的难点。PCG是对心脏的声音的记录,包括在收缩期的开始房室瓣关闭时的独特声音。在MR环境中,能够使用基于压力换能器的MR听诊器或者使用光声扩音器来获得PCG。通过检测由A-V瓣的关闭引起并且与舒张末期符合的第一心音来生成触发。

[0005] 在以上讨论的技术中,仅相对于舒张末期触发来执行心脏成像。通过相对于该触发的延迟(例如,在时间上为R-R间隔的百分数等)来定义心脏周期的其他相位。结果,收缩末期的时间在成像时是未知的。因此,需要在后处理期间确定收缩末期的时间,这对于后处理计算是必须的,该后处理计算例如对取决于收缩末期体积或壁厚的功能参数的量化,所述功能参数例如心输出量(CO)、射血分数(EJ)、壁增厚率等。遗憾的是,目前的后处理方法使用对收缩末期的估计,这可能取决于该估计距实际收缩末期相差多远,而将误差引入到计算中。

发明内容

[0006] 本文描述的方面解决以上提及的问题和其他问题。

[0007] 在一个方面中,一种方法图像包括:确定收缩末期成像触发;采集包括第一成像

数据的心脏成像数据,所述第一成像数据对应于在收缩末期周围的第一预定数据采集间隔;并且至少基于所述收缩末期成像触发来对所述心脏成像数据进行后处理。

[0008] 在另一方面中,一种系统包括心音检测器,所述心音检测器在成像检查流程期间检测针对心脏周期的心音,所述心音包括对应于舒张末期的第一声音和对应于收缩末期的第二声音。所述系统还包括过滤器组,所述过滤器组包括用于在包括所述第一声音与所述第二声音的不同心音之间进行区分的过滤器。所述系统还包括触发发生器,所述触发发生器生成选通成像流程的触发,所述触发包括至少舒张末期触发和收缩末期触发。所述系统还包括后处理系统,所述后处理系统基于至少所述舒张末期触发和所述收缩末期触发来处理来自成像系统的成像数据。

[0009] 在另一方面中,一种编码有计算机可读指令的计算机可读存储介质。所述计算机可读指令在由处理器运行时,令所述处理器:基于在成像流程期间检测到的心音来确定收缩末期成像触发和舒张末期成像触发;并且基于所述收缩末期成像触发和所述舒张末期成像触发来对图像数据进行后处理。所述后处理包括以下中的至少一项:1) 自动地视觉呈现对应于所述收缩末期触发和所述舒张末期触发中的至少一个的图像数据;2) 基于所述图像数据以及所述收缩末期成像触发和所述舒张末期成像触发中的所述至少一个来生成至少一个心脏参数;3) 基于所述图像数据以及所述收缩末期成像触发和所述舒张末期成像触发中的所述至少一个来生成并显示基于图像数据的电影;或者4) 基于所述图像数据以及边界条件来模拟在对应于所述收缩末期成像触发的所述图像数据与对应于所述舒张末期成像触发的所述图像数据之间的图像数据,所述边界条件是基于所述收缩末期成像触发和所述舒张末期成像触发而确定的。

附图说明

[0010] 本发明可以采取各种部件和部件的布置,以及各种步骤和步骤的安排的形式。附图仅出于图示优选的实施例的目的,并且不应被解释为对本发明的限制。

[0011] 图1示意性地图示被配置用于心脏扫描的范例成像系统,以及用于识别舒张末期和收缩末期和/或基于其来触发扫描和/或处理采集到的数据的部件。

[0012] 图2示出在整个心脏周期中的生理信号的威格斯图。

[0013] 图3图示用于基于心音进行前瞻性地选通成像以在舒张末期和收缩末期采集数据的范例方法。

[0014] 图4图示用于基于心音进行前瞻性地选通成像以从体积图像数据的集合中提取对应于舒张末期和收缩末期的图像数据的范例方法。

[0015] 图5图示用于基于心音进行前瞻性地选通成像以从体积图像数据的集合中提取对应于舒张末期和收缩末期的图像数据的范例方法。

具体实施方式

[0016] 首先参考图1,图示了成像系统100。成像系统100能够包括CT扫描器、MR扫描器、PET扫描器、SPECT扫描器、US扫描器、组合的混合扫描器(例如,CT/MR扫描器)和/或被配置用于心脏成像的其他扫描器。然而,为简洁起见,下文结合CT扫描器进行讨论。

[0017] 成像系统100包括大体固定机架102和旋转机架104,旋转机架104可旋转地由固

定机架 102 支撑并且关于 z 轴绕检查区域 106 旋转。诸如卧榻的对象支撑体 108 将目标或对象支撑在检查区域 106 中。

[0018] 诸如 X 射线管的辐射源 110 可旋转地由旋转机架 104 支撑,随着旋转机架 104 旋转,并发射贯穿检查区域 106 的辐射。辐射敏感检测器阵列 112 跨检查区域 106 在角度弧上对着辐射源 110。辐射敏感检测器阵列 112 探测贯穿检查区域 106 的辐射并生成指示其的信号。

[0019] 通用计算系统或计算机充当操作者控制台 116。控制台 116 包括诸如监视器的人类可读的输出设备和诸如键盘、鼠标等的输入设备。驻留在控制台 116 上的软件允许操作者经由图形用户接口 (GUI) 或以其他方式与扫描器 100 交互和 / 或操作扫描器 100。这样的交互可以包括选择诸如心音选通成像协议的扫描协议、启动扫描等。控制台 116 能够基于用户输入和 / 或基于触发自动地视觉呈现成像数据,如下文更详细地讨论的。这样的呈现可以包括许多成像数据或对应于至少收缩末期和 / 或舒张末期的单幅图像,和 / 或在电影状 (或电影) 显示中滚动或循环通过的对应于至少收缩末期和 / 或舒张末期的一系列图像。

[0020] 在图示的实例中,成像系统 100 被配置用于心脏扫描。在该实例中,成像系统 100 还包括心音检测器 118。心音检测器 118 的范例包括但不限于,心音图机和 / 或听诊器,心音图机和听诊器两者都能够检测心脏的声音,例如与在舒张的末期 (收缩的开始) 时的二尖瓣关闭和在收缩的末期 (舒张的开始) 时的主动脉瓣关闭相关联的声音。心音检测器 118 可以额外地或备选地包括感测心音的其他设备。

[0021] 过滤器组 120 包括 N 个过滤器,过滤器 122、过滤器 124, ..., 以及过滤器 126 (在本文中统称为过滤器 128), 其中, N 是大于或等于二的整数。过滤器 128 中的每个被配置为使对应于具体心音的信号通过并过滤掉对应于其他心音的其他信号。这样的声音的范围包括但不限于,二尖瓣的关闭、主动脉瓣的关闭、杂音和 / 或其他心音。这样的声音具有独特的特性 (例如,幅度、声音之间的时间等), 所述特性可以被过滤器 128 利用以在各声音之间进行区分。

[0022] 这被图示在图 2 中重制的威格斯图中。如图 2 中所示出的,对应于二尖瓣 204 中的一个的关闭 (即,来自从二尖瓣的突然关闭的血液的混响) 的二尖瓣 (或舒张末期) 信号 202 和对应于主动脉瓣 208 中的一个的关闭 (即,来自从主动脉瓣的突然关闭的血液的混响) 的主动脉 (或收缩末期) 信号 206 相对于对应于心室 212 中的一个的病理和充盈的信号 210 具有更大的峰值幅度。因此,针对信号 202 和 206 的过滤器可以包括幅度阈值。另外,舒张末期与收缩末期之间的 D-S 时间 214 短于收缩末期与舒张末期之间的 S-D 时间 216。因此,针对信号 202 和 206 的过滤器可以包括时间阈值。

[0023] 返回图 1,触发发生器 130 接收由过滤器组 120 输出的信号,并且响应于该信号基于一个或多个规则 132 来生成控制信号并将控制信号发送到控制台 116。例如,在来自过滤器组 120 的信号是来自 N 个过滤器 128 中对应于二尖瓣的关闭的一个并且一个或多个规则 132 指示要在该事件开始针对预定时间间隔采集数据时,触发发生器 130 生成数据采集触发信号并将数据采集触发信号发送到控制台 116。控制台 116 响应于该触发信号针对预定时间间隔采集数据。

[0024] 检测到的不对应于感兴趣的心音的信号被过滤掉并且不被用于调用数据采集触

发。在其中要在收缩末期和舒张末期分别针对小于 D-S 时间 214 (图 2) 和 S-D 时间 216 (图 2) 的时间间隔采集数据的实例中,触发发生器 130 在从对应于信号的过滤器组 120 接收该信号后,生成对应的触发信号并将对应的触发信号发送到控制台 116。适当的时间间隔的范例是在二十 (20) 到四十 (40)ms 的范围内的时间间隔。然而,本文预见其他时间间隔,包括更短和更大的时间间隔。

[0025] 应认识到,通过检测分别对应于舒张末期和收缩末期的信号 202 和 206 两者,能够在对应于其的心脏相位附近优化数据采集时间间隔,其中,这些心脏相位是感兴趣的心脏相位,这相对于以下配置可以减少患者剂量并改进基于心脏收缩期的参数确定,在所述配置中仅检测对应于舒张末期的信号,并且数据采集时间间隔近似为足够长以捕获这些相位,并且经由对所采集的数据的后处理来确定收缩末期。另外,(关于舒张末期和收缩末期而被优化的)采集更少的数据,减少存储需求和/或网络负载。当然,信号 202 和 206 和/或其他信号能够被用于触发数据采集并确定针对其他心脏相位的时间间隔。

[0026] 或者,触发被存储用于后续处理(如下文讨论的)并扫描整个心脏周期。

[0027] 重建器 134 重建检测器阵列 112 输出的信号,生成体积图像数据。在一个实例中,这包括重建对应于仅诸如心脏周期的具体相位(例如,舒张末期和收缩末期)的整个心脏周期的子部分和/或整个心脏周期的图像数据。在另一实例中,重建在整个心脏周期上采集的数据,并且所检测的信号 202 和 206 (图 2) 被采用于识别对应于舒张末期和收缩末期的所重建的图像数据。之后所识别的心脏相位能够从许多图像数据中被提取出和/或在许多图像数据中(例如经由颜色、文本标记等)被突出显示和/或以其他方式被强调。

[0028] 任选的心脏参数确定器 136 处理由重建器 134 输出的图像数据,并基于舒张末期信号 202 和/或收缩末期 206 来确定各种心脏参数。这样的参数的范例包括但不限于心输出量(CO)、心搏量(SV)、射血分数(EJ)、舒张末期体积(EDV)和收缩末期体积(ESV)。能够基于已知的和/或其他方法从成像数据计算这些参数。例如,下段中列出的文献讨论了用于分别使用 CT 和 MR、SPECT、PET 和 US 成像数据来计算这些参数中的一个或多个的已知方法。本文也预见在其他文献中讨论的方法。

[0029] Zhang 等人的文章“Assessment of Right Ventricular Function for Patients with Rheumatic Mitral Stenosis by 64-Slice Multi-detector Row Computed Tomography:Comparison with Magnetic Resonance Imaging”(中华医学杂志 2012 年,125(8):第 1469 至 1474 页);Germano 等人的文章“Automatic Quantification of Ejection Fraction from Gated Myocardial Perfusion SPECT”(The Journal of Nuclear Medicine,第 36 卷,第 11 号,1995 年 11 月);Miller 等人的文章“Measurement of Global and Regional Left Ventricular Function by Cardiac PET”(The Journal of Nuclear Medicine,第 35 卷,第 6 号,1994 年 7 月);以及 Simioni 等人的文章“Heart Stroke Volume,Cardiac Output,and Ejection Fraction in 265 Normal Fetus in the Second Half of Gestation Assessed by 4D Ultrasound Using Spatio-Temporal Image Correlation”(The Journal of Maternal-Fetal&Neonatal Medicine,2011 年 9 月,24(9):第 1159 至 1167 页)。

[0030] 任选的模拟器 138 采用对应于舒张末期和收缩末期的接收到的图像数据(例如信号 202 和 206)并针对心脏的其他相位模拟在其间的图像。在一个实例中,模拟器 138 采用

诸如通用的或患者特异性的解剖模型的解剖模型以及所测量的舒张末期和收缩末期的时间。例如,能够基于心肌应变的测量结果来模拟 / 预测在心肌梗死之后的左心室重构。心脏的动态收缩模式在这样的模拟中能够是关键性参数,如果在模拟期间可获得所测量的舒张末期和收缩末期计时,则可以更准确地描述所述动态收缩模式。

[0031] 应当理解,过滤器组 120、触发发生器 130、心脏参数确定器 136 和 / 或模拟器 138 能够通过至少一个处理器被实施,所述至少一个处理器运行在计算机可读存储介质中存储的至少一个计算机可读指令,所述计算机可读存储介质例如物理存储器或其他非暂态存储介质。所述处理器也可以运行由载波、信号或其他暂态介质承载的一个或多个计算机可读指令。如在图 1 中所示出的,至少控制台 116、心脏参数确定器 136 和模拟器 138 能够被视为整体图像数据后处理系统 140 的部分。然而,这些部件可以是相同的计算设备和 / 或不同的计算设备的部分。

[0032] 图 3、图 4 和图 5 图示了用于选通成像的范例方法。应认识到,这些方法中的动作的排序不是限制性的。因此,本文预见其他排序。另外,可以省略一个或多个动作和 / 或可以包括一个或多个额外动作。

[0033] 首先参考图 3,图示了用于基于心音进行前瞻性地选通成像以在舒张末期和收缩末期采集数据的范例方法。

[0034] 在 302,在患者的成像流程期间检测患者的心音的同时,基于所检测的心音来识别患者的心脏周期中的舒张末期(或收缩末期)。

[0035] 在 304,响应于识别舒张末期,针对第一预定时间间隔选通数据采集,并采集对应于舒张末期的第一数据。

[0036] 在 306,在患者的成像流程期间检测患者的心音的同时,基于所检测的心音来识别患者的心脏周期中的收缩末期(或舒张末期)。

[0037] 在 308,响应于识别收缩末期,针对第二预定时间间隔选通数据采集,并采集对应于收缩末期的第二数据。

[0038] 在 310,确定是否要采集针对另一心脏周期的数据。

[0039] 如果是,则重复动作 302-310。

[0040] 如果不,则在 312 重建所采集的数据,生成对应于舒张末期的第一体积图像数据 and 对应于收缩末期的第二体积图像数据。

[0041] 在 314,任选地,显示至少对应于舒张末期的第一体积图像数据和对应于收缩末期的第二体积图像数据。

[0042] 在 316,任选地,组合至少对应于舒张末期的第一体积图像数据和对应于收缩末期的第二体积图像数据以生成在电影状显示中滚动或循环通过的一系列图像。

[0043] 在 318,任选地,基于至少对应于舒张末期的第一体积图像数据和对应于收缩末期的第二体积图像数据来确定一个或多个心脏参数。

[0044] 在 320,任选地,基于针对心脏周期的其他相位的模型以及第一体积图像数据和第二体积图像数据,来模拟在第一体积图像数据与第二体积图像数据之间的图像数据。

[0045] 转到图 4,图示了用于基于心音进行前瞻性地选通成像以从体积图像数据的集合中提取对应于舒张末期和收缩末期的图像数据的范例方法。

[0046] 在 402,在扫描患者的同时在多个心脏周期上采集心脏成像数据。

- [0047] 在 404, 在扫描患者的同时检测患者的心音。
- [0048] 在 406, 基于所检测的心音来识别舒张末期和收缩末期。
- [0049] 在 408, 提取对应于舒张末期和收缩末期的采集的数据。
- [0050] 在 410, 重建所提取的采集的数据, 由此生成对应于舒张末期和收缩末期的体积图像数据。
- [0051] 在 412, 任选地, 显示至少对应于舒张末期的第一体积图像数据和对应于收缩末期的第二体积图像数据。
- [0052] 在 414, 任选地, 组合至少对应于舒张末期的第一体积图像数据和对应于收缩末期的第二体积图像数据以生成在电影状显示中滚动或循环通过的一系列图像。
- [0053] 在 416, 任选地, 基于至少对应于舒张末期的第一体积图像数据和对应于收缩末期的第二体积图像数据来确定一个或多个心脏参数。
- [0054] 在 418, 任选地, 基于针对心脏周期的其他相位的模型以及第一体积图像数据和第二体积图像数据来模拟在第一体积图像数据与第二体积图像数据之间的图像数据。
- [0055] 接下来在图 5 处, 图示了用于基于心音进行前瞻性地选通成像以突出显示体积图像数据的集合中对应于舒张末期和收缩末期的图像数据的范例方法。
- [0056] 在 502, 在扫描患者的同时在多个心脏周期上采集心脏成像数据。
- [0057] 在 504, 在扫描患者的同时检测患者的心音。
- [0058] 在 506, 基于所检测的心音来识别舒张末期相位和收缩末期相位。
- [0059] 在 508, 重建所采集的数据, 由此生成体积图像数据。
- [0060] 在 510, 在体积图像数据中识别对应于舒张末期相位和收缩末期相位的体积图像数据的子集。
- [0061] 在 512, 突出显示在体积图像数据中所识别的对应于舒张末期和收缩末期的数据。
- [0062] 在 514, 任选地, 显示至少对应于舒张末期的第一体积图像数据和对应于收缩末期的第二体积图像数据。
- [0063] 在 516, 任选地, 组合至少对应于舒张末期的第一体积图像数据和对应于收缩末期的第二体积图像数据以生成在电影状显示中滚动或循环通过的一系列图像。
- [0064] 在 518, 任选地, 基于至少对应于舒张末期的第一体积图像数据和对应于收缩末期的第二体积图像数据来确定一个或多个心脏参数。
- [0065] 在 520, 任选地, 基于针对心脏周期的其他相位的模型以及第一体积图像数据和第二体积图像数据来模拟在第一体积图像数据与第二体积图像数据之间的图像数据。
- [0066] 以上所述可以通过编码于或嵌入于计算机可读存储介质上的计算机可读指令来实施, 所述计算机可读指令在由 (一个或多个) 计算机处理器运行时令所述 (一个或多个) 处理器执行所描述的动作。额外地或备选地, 所述计算机可读指令中的至少一个由信号、载波或其他暂时性介质承载。
- [0067] 已参考优选实施例描述了本发明。他人在阅读和理解前面的详细描述后可以进行修改和变化。本发明旨在被解释为包括所有这样的修改和改变, 只要它们落入权利要求书或其等价要件的范围。

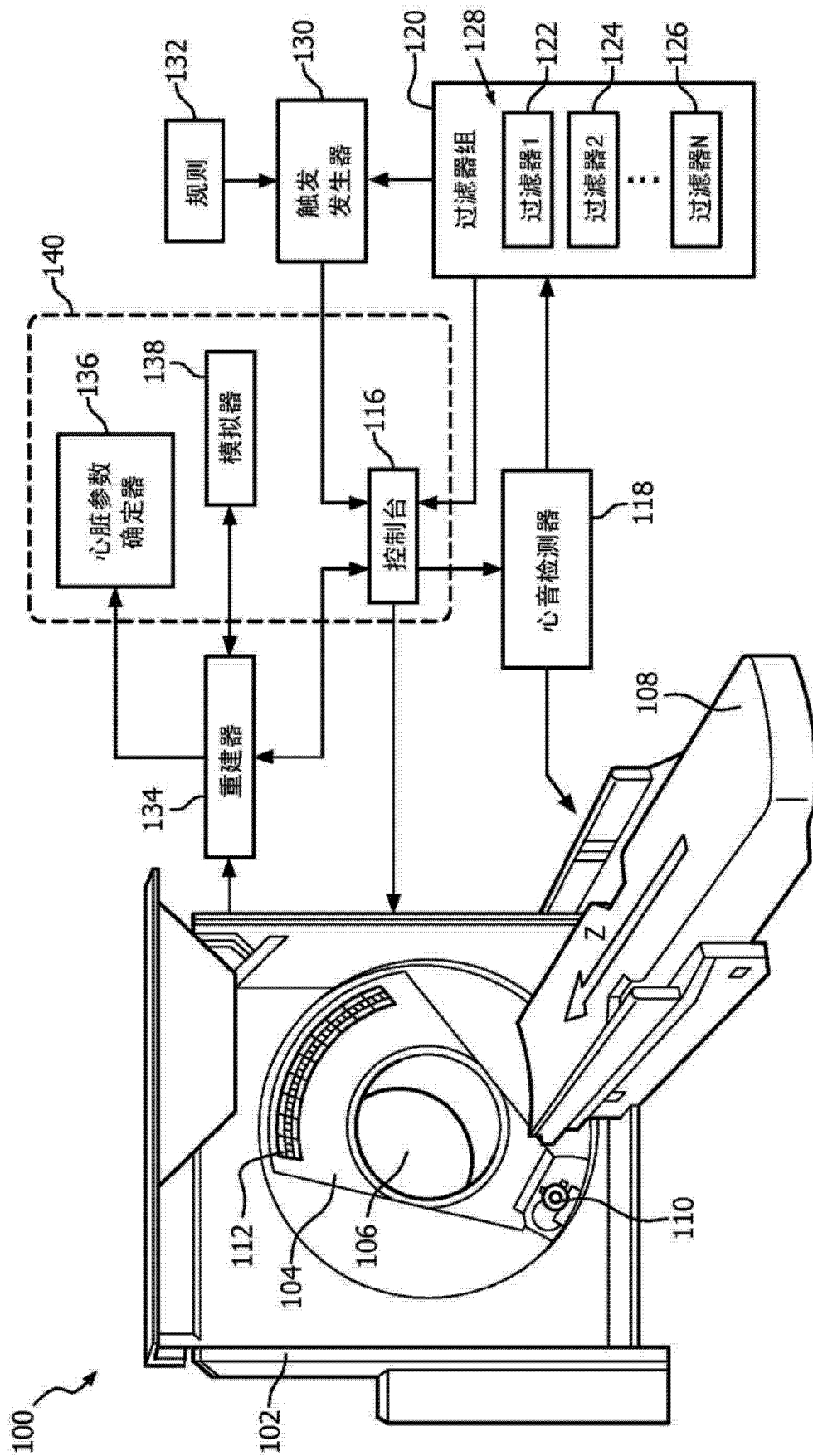


图 1

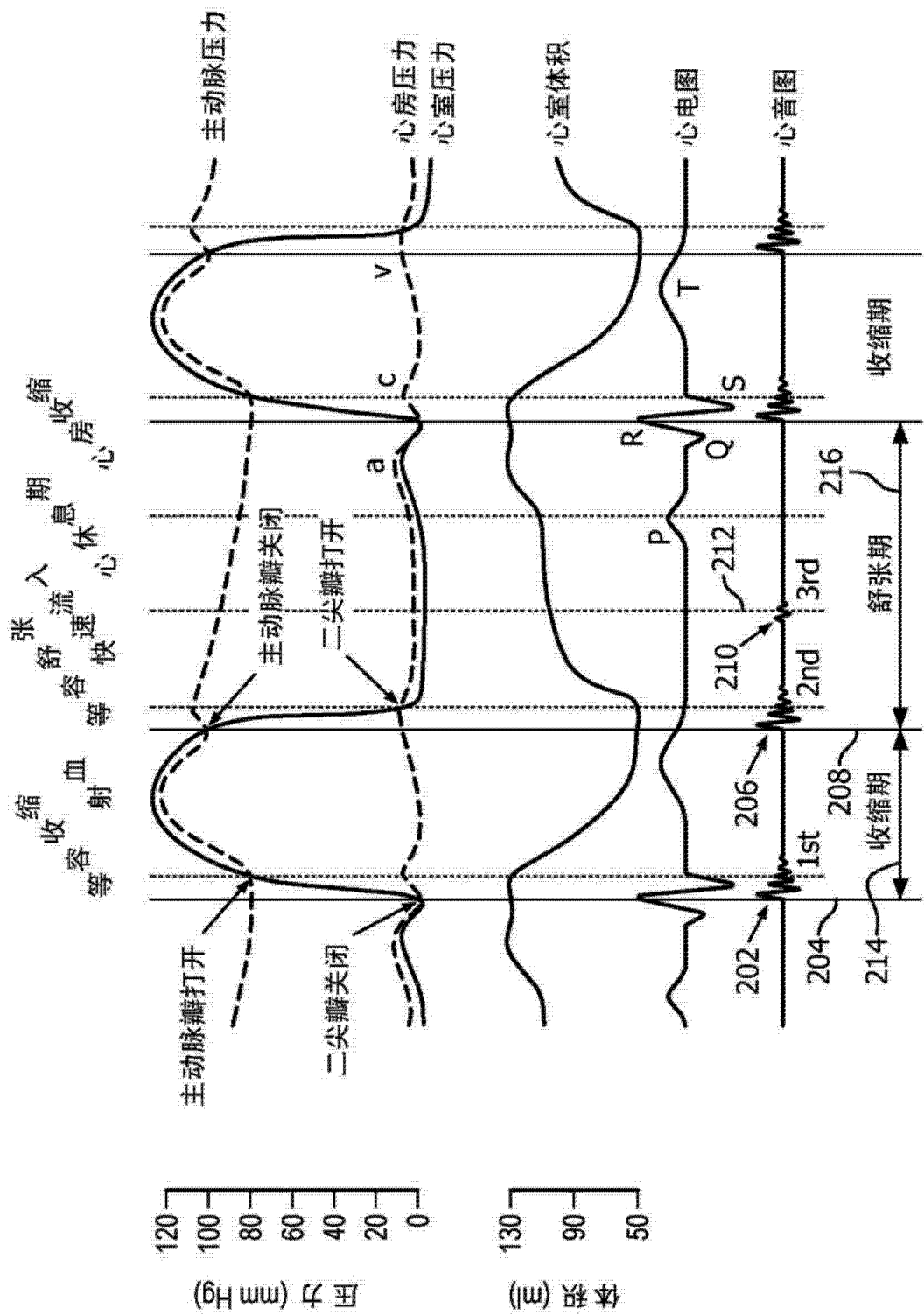


图 2

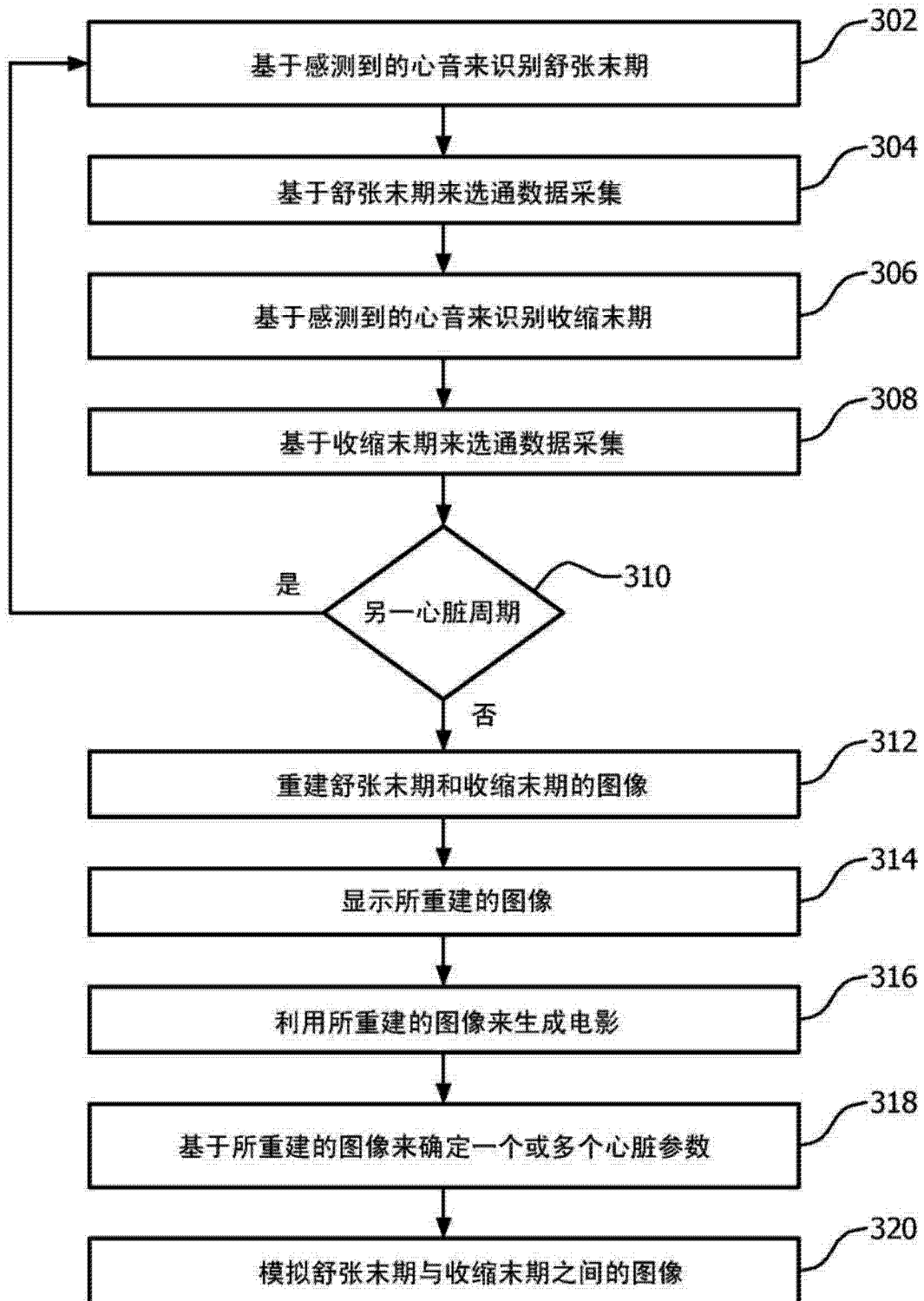


图3

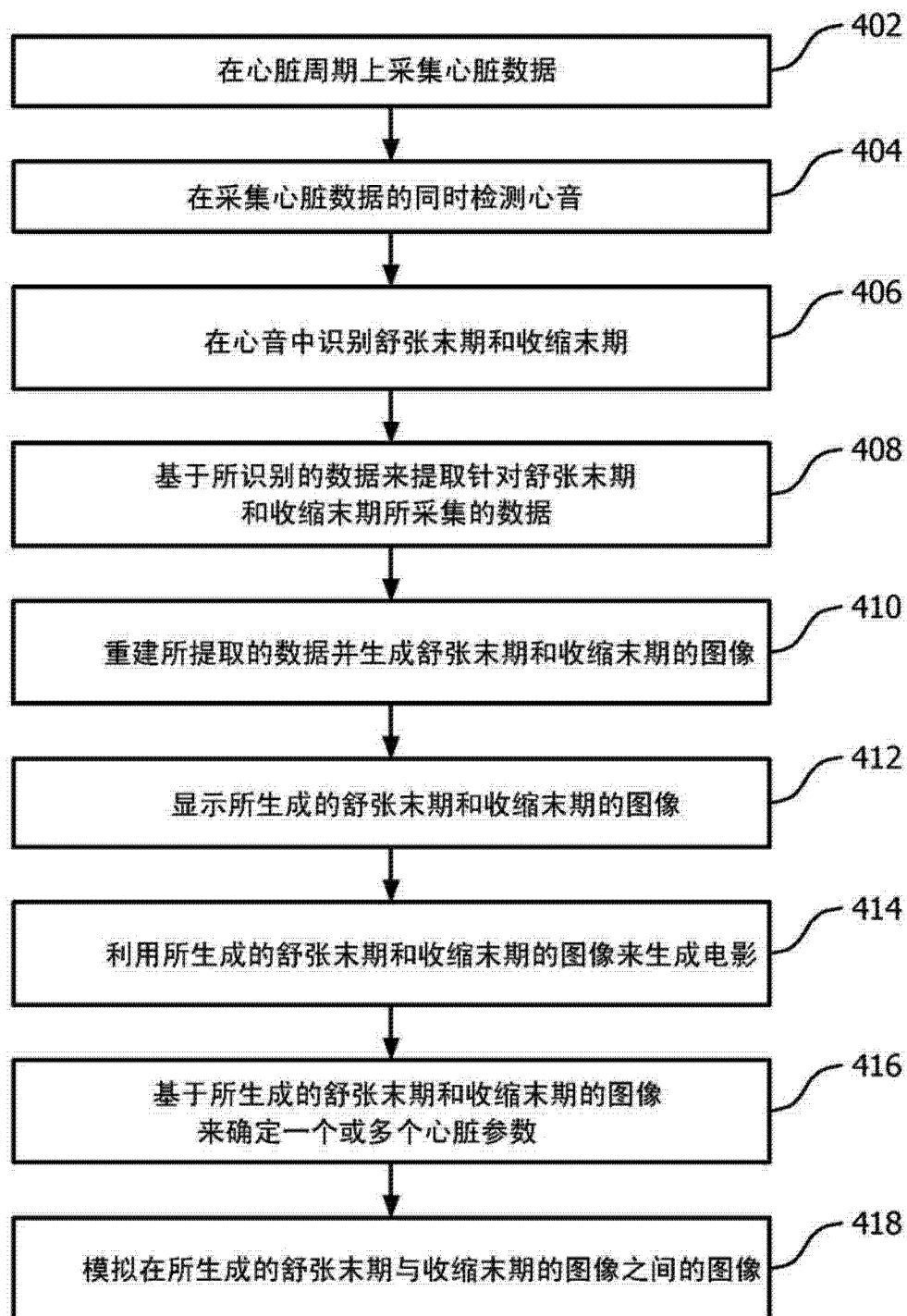


图 4

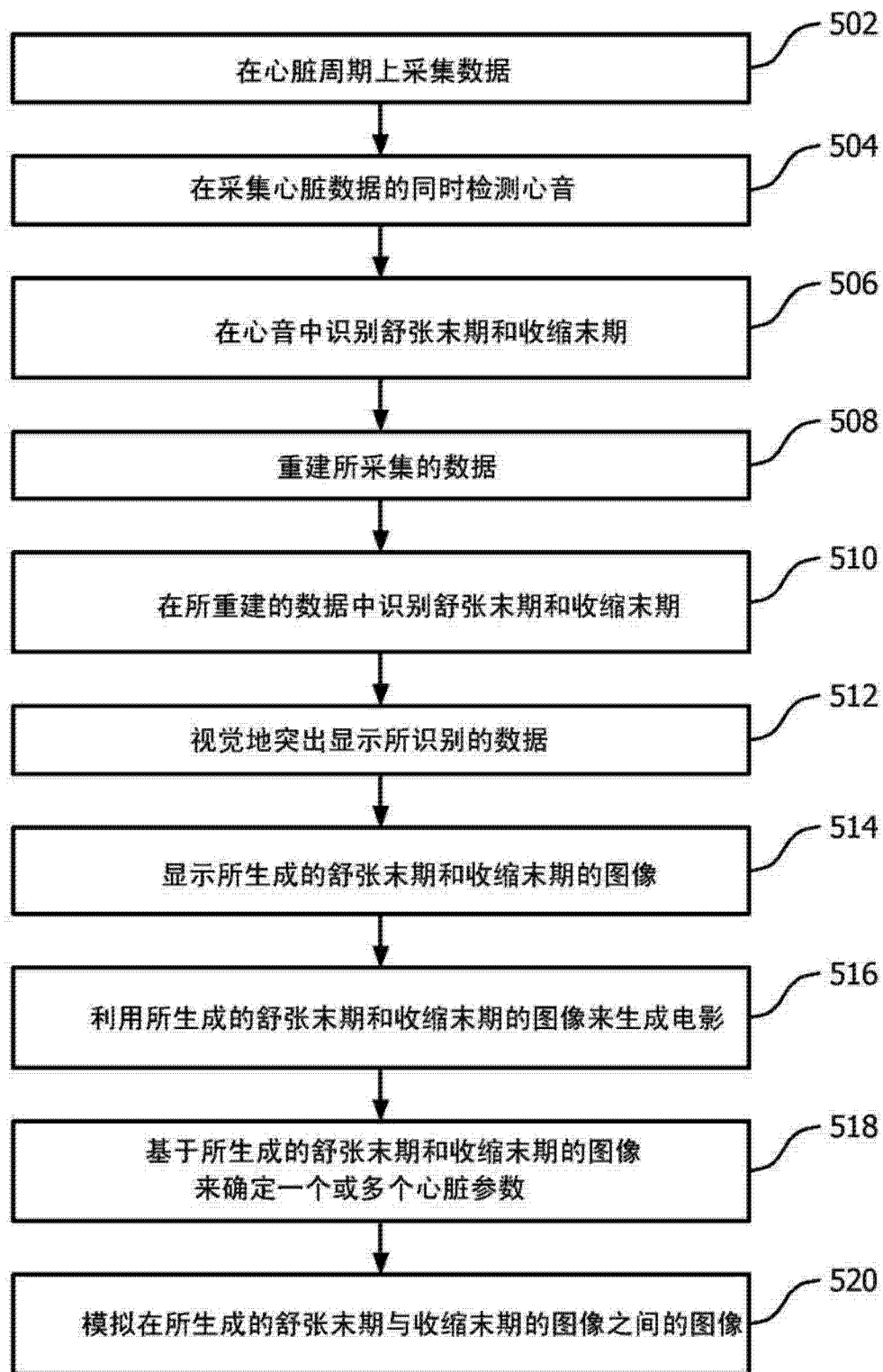


图 5

专利名称(译)	多心音选通成像和对基于心音的成像数据的后处理		
公开(公告)号	CN104486998A	公开(公告)日	2015-04-01
申请号	CN201380038615.7	申请日	2013-07-08
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	GLTF 豪特瓦斯特		
发明人	G·L·T·F·豪特瓦斯特		
IPC分类号	A61B6/00 A61B5/00 A61B5/0452		
CPC分类号	A61B5/0452 A61B5/7285 A61B5/7289 A61B6/032 A61B6/037 A61B6/483 A61B6/5288 A61B6/541 A61B8/00 G01R33/5673		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	13/553861 2012-07-20 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种方法图像包括：确定收缩末期成像触发；采集包括第一成像数据的心脏成像数据，所述第一成像数据对应于在收缩末期周围的第一预定数据采集间隔；并且至少基于所述收缩末期成像触发来对所述心脏成像数据进行后处理。

