



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105229663 A

(43) 申请公布日 2016. 01. 06

(21) 申请号 201480018446. 5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 03. 13

G06G 7/60(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/782, 597 2013. 03. 14 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 09. 25

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/000331 2014. 03. 13

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/162181 EN 2014. 10. 09

(71) 申请人 心脏技术有限公司

地址 以色列奥尔耶胡达

(72) 发明人 莱瓦·阿迪罗维奇

亚历山大·罗伊特瓦尔夫

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限

公司 11227

代理人 王萍 李春晖

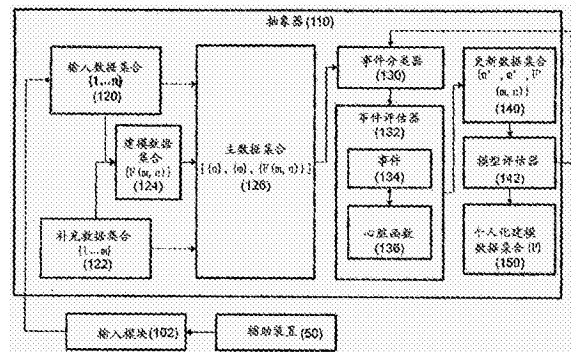
权利要求书3页 说明书44页 附图12页

(54) 发明名称

用于个人化血液动力学建模和监控的系统和
方法

(57) 摘要

本发明涉及用于评估心脏参数并且形成个人
化心脏模型的系统和方法, 并且具体地, 涉及其中
抽象个人化心脏模型并且利用其监控心脏参数的
这样的系统和方法。



1. 一种用于抽象心脏的个人化心脏血液动力学模型的方法,所述方法包括:
 - a. 获得多个测量的心脏参数的输入数据集合;
 - b. 生成补充随机化数据集合以补充所述输入数据集合,以及生成建模数据集合;
 - c. 整理包括所述输入数据集合、所述补充数据集合和所述建模数据集合的主数据集合;
 - d. 通过心脏模型抽象器对所述主数据集合进行仿真以抽象个人化心脏血液动力学模型;所述心脏模型抽象器的特征在于:通过对多个心动周期进行仿真以获得所述个人化心脏模型来评估并调整所述主数据集合;其中每个心动周期被分成 15 个心动周期事件,每个事件反映心动周期期间的心脏腔室状态的快照;以及其中每个心动周期事件由多个心脏函数表示并且与多个心脏函数相关联,所述多个心脏函数对所述各个心动周期事件建模;
 - e. 其中通过所述多个心脏函数针对所述多个所述心动周期事件依次评估所述主数据,使得在每个心动周期事件之后,所述主数据集合被更新和调整,形成更新数据集合;
 - f. 针对多个心动周期执行所述仿真,直到达到稳定状态标准为止;以及
 - g. 相对于错误阈值根据所述输入数据集合评估所述更新数据集合。
2. 根据权利要求 1 所述的方法,进一步包括,在两个连续的心动周期之间,通过多个周期间心脏函数来评估所述主数据集合,其中所述周期间心脏函数是调节心脏函数。
3. 根据权利要求 2 所述的方法,其中所述周期间心脏函数与周期间事件相关联并且当心脏左侧或右侧的心脏腔室的状态是在充盈之后和心房收缩之前或者在心房收缩之后在等容收缩之前时进行评估。
4. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述 15 个心动周期内事件选自:心脏两侧均处于心房收缩;心脏左侧处于心房收缩,心脏右侧处于等容收缩;心脏右侧处于心房收缩,心脏左侧处于等容收缩;心脏两侧均处于等容收缩;心脏左侧处于等容收缩,心脏右侧处于射血阶段;右侧处于等容收缩,心脏左侧处于射血阶段;心脏两侧均处于射血阶段;心脏左侧处于射血阶段,心脏右侧处于等容舒张;心脏右侧处于射血阶段,心脏左侧处于等容舒张;心脏两侧均处于等容舒张;心脏左侧处于等容舒张,心脏右侧处于充盈阶段;心脏右侧处于等容舒张,心脏左侧处于充盈阶段;心脏两侧均处于充盈阶段;心脏左侧处于充盈阶段,心脏右侧处于心房收缩;心脏右侧处于充盈阶段,心脏左侧处于心房收缩。
5. 根据权利要求 1 所述的方法,其中每个心动周期事件与反映特定心动周期事件并且重复特定心脏活动的多个心脏函数相关联。
6. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述输入数据集合借助于至少一个或更多个影像信号的图像处理来获得,所述影像信号选自:超声、多普勒超声、超声波心动图、血管造影片、CT、MRI、PET 等或它们的任何组合。
7. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述输入数据集合包括通过选自以下装置中的至少一个或更多个装置获得的测量结果:血压测量计、血压装置、导管插入、植入装置、心电电流描记器 (ECG 或 EKG)、实验室测试、血液工作、超声、多普勒超声、超声波心动图、血管造影片、CT、MRI、PET,或者它们的任何组合。
8. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述输入数据集合包括选自以下参数中的至少一个或更多个选定超声波心动图参数:心动周期期间的主动脉管腔、Ao 瓣膜打开和关闭时间、主动脉中的血液流速、Ao 瓣膜上的血液流速、心动周期期间的肺动脉管腔、肺动脉中的

血液流速、pa 瓣膜上的血液流速、收缩和舒张左心室直径、二尖瓣打开和关闭时间；心动周期期间的左心室容积；左心房直径；左心房面积最大值；左心房面积最小值；左心室收缩壁厚度；左心室舒张壁厚度；通过二尖瓣的血液流速；心动周期定时；收缩右心室长径；舒张右心室长径；收缩右心室短径；舒张右心室短径；右心房直径；右心房最大面积；右心房最小面积；通过三尖瓣的血液流速；或者它们的任何组合。

9. 一种用于通过根据权利要求 1 抽象的个人化心脏血液动力学模型来监控心脏参数的方法，其中通过所述个人化心脏模型对至少一个并且高达七个监控输入心脏参数进行仿真以产生监控输出心脏参数集合。

10. 根据权利要求 8 所述的方法，其中所述输出心脏参数集合选自：左心室压力；右心室压力；左心房压力；右心房压力；主动脉中的压力；肺动脉中的压力；全身循环中的压力下降；动脉全身循环中的压力下降；毛细血管全身循环中的压力下降；全身循环的静脉分量中的压力下降；肺循环中的压力下降；动脉肺循环中的压力下降；毛细血管肺循环中的压力下降；肺循环的静脉分量中的压力下降；左心室容积；右心室容积；左心房容积；右心房容积；主动脉管腔；pa 管腔；左心室壁厚度；右心室壁厚度；左心室心肌内张力和应力；右心室心肌内张力和应力；主动脉中的血液流速；肺动脉中的血液流速；通过主动脉瓣的血液流量；通过 pa 瓣膜的血液流量；通过二尖瓣的血液流量；通过三尖瓣的血液流量；全身循环阻力；肺循环阻力；右心室压力 - 容积关系；左心室压力 - 容积关系；心包压力；心包容积，它们的任何组合。

11. 根据权利要求 1 所述的方法，其中通过评估所述主数据集合以确定容积流量增量和心脏腔室之间的压力比来确定初始心动周期阶段，从而对所述仿真进行初始化。

12. 根据权利要求 11 所述的方法，其中所述容积流量增量和心脏腔室之间的压力比由选自以下方程中的心脏方程提供：PLA/PLV；PRA/PRV；PLV/PAo；PRV/PPa；Ipred_LA；Ipred_LV；Ipred_RA；Ipred_RV。

13. 根据权利要求 1 所述的方法，其中所述个人化心脏血液动力学模型由所述建模数据集合表示。

14. 根据权利要求 1 所述的方法，其中所述多个仿真心动周期是至少 3 个并且高达约 30 个周期。

15. 一种用于抽象用户心脏的个人化心脏血液动力学模型的系统，所述系统包括：输入模块、心脏血液动力学模型抽象器和输出模块，所述系统的特征在于：所述抽象器基于包括多个心脏参数的主数据集合抽象个人化心脏模型，其中所述心脏参数的至少一部分由所述输入模块提供；通过所述抽象器利用被设置成识别所述主数据表示的心动周期事件的事件分类器模块来处理所述主数据集合，其中所述心动周期事件选自至少 15 个周期内事件的群组，其中每个事件反映心动周期期间的心脏腔室状态的快照，并且其中每个心动周期事件与对所述各个心动周期事件建模的多个心脏函数相关联；所述心动周期事件和所述相关联的心脏函数允许通过事件评估器模块评估所述主数据集合的参数以抽象所述个人化心脏血液动力学模型；以及模型评估模块，用于评估所述抽象的个人化心脏血液动力学模型。

16. 根据权利要求 15 所述的系统，其中所述事件分类器进一步对在两个连续的心动周期之间出现的周期间心脏调节事件进行分类。

17. 根据权利要求 15 所述的系统,其中所述事件分类器模块和所述事件评估器模块允许从包括至少一个心脏参数的输入数据集合和提供监控输出数据集合的所述个人化心脏血液动力学模型推断多个心脏参数。

18. 根据权利要求 17 所述的系统,其中所述推断的多个心脏参数被处理或者通过所述输出模块传递到辅助装置。

19. 根据权利要求 15 所述的系统,其中所述输入模块包括用于处理心脏影像数据以产生多个心脏参数的图像处理器,其中所述心脏影像数据选自以下中的至少一个或更多个:超声、多普勒超声、超声波心动图、血管造影片、CT、MRI、PET 等或它们的任何组合。

20. 根据权利要求 17 所述的系统,其中所述监控输出数据集合包括选自以下的心脏参数的输出集合:左心室压力;右心室压力;左心房压力;右心房压力;主动脉中的压力;肺动脉中的压力;全身循环中的压力下降;动脉全身循环中的压力下降;毛细血管全身循环中的压力下降;全身循环的静脉分量中的压力下降;肺循环中的压力下降;动脉肺循环中的压力下降;毛细血管肺循环中的压力下降;肺循环的静脉分量中的压力下降;左心室容积;右心室容积;左心房容积;右心房容积;主动脉管腔;pa 管腔;左心室壁厚度;右心室壁厚度;左心室心肌内张力和应力;右心室心肌内张力和应力;主动脉中的血液流速;肺动脉中的血液流速;通过主动脉瓣的血液流量;通过 pa 瓣膜的血液流量;通过二尖瓣的血液流量;通过三尖瓣的血液流量;全身循环阻力;肺循环阻力;右心室压力-容积关系;左心室压力-容积关系;心包压力;心包容积,它们的任何组合。

21. 根据权利要求 18 所述的系统,其中所述输出被传递到处理中心或辅助装置。

22. 根据权利要求 22 所述的系统,其中所述辅助装置选自计算机、移动通信装置、服务器、超声系统、心动电流描记器、导管插入、影像数据、影像装置、MRI、CT、PET。

23. 一种机器可读介质,包括用于通过执行权利要求 1 的方法来抽象个人化心脏血液动力学模型的指令。

24. 一种由可编程计算机执行的方法,用于通过执行权利要求 1 的方法来抽象个人化心脏血液动力学模型。

用于个人化血液动力学建模和监控的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于 2013 年 3 月 14 日提交的题为“SYSTEM AND METHOD FOR PERSONALIZED HEMODYNAMICS MODELING AND MONITORING”的美国临时专利申请 No. 61/782, 597 的优先权, 其整体内容通过引用合并于此。

技术领域

[0003] 本发明涉及用于评估心脏参数和形成个人化心脏模型的系统和方法, 并且具体地, 涉及其中抽象个人化心脏模型并且利用其监控心脏参数的这样的系统和方法。

背景技术

[0004] 多年来科学家尝试预测心血管系统的功能并且具体地预测心脏的功能。这些尝试跨越各种科学领域而在方法上有所变化。数学建模是已尝试预测作为各个部分以及作为整体系统二者的心脏的功能的一种方法。然而对心脏建模是复杂的, 因为存在动态且相关的大量变量。大部分心脏变量是难于预测的, 并且由于极大地依赖于诸如人类行为、各种非心脏疾病、环境条件、心脏重新建模和非预测事件的各种因素, 因而更加复杂。

[0005] 心血管系统和 / 或循环系统作为封闭系统工作, 因此系统的一个部分的作用转而影响系统的所有其他部分, 导致其复杂性和动态本质。例如, 如果人的血压上升 (高血压), 则在静脉系统中存在相应的血压降低, 由于静脉管比动脉管更屈从, 因此该降低比动脉侧的增加小得多。在循环系统中, 关键分量是心脏。对心脏的任何分量的任何改变将具有遍及整个系统感受的影响。

[0006] 心脏的主要功能是将充氧血液递送到遍及身体的组织。该功能在若干连续步骤中完成, 每个步骤与心脏解剖的特定腔室相关。最初在心脏的右心房中接收去氧血液。该去氧血液通过心脏的右心室泵浦到肺, 其中血液被充氧。最初在心脏的左心房中接收充氧血液并且充氧血液最终被心脏的左心室泵浦遍及身体。在该过程中心脏的左心室具有特别的重要性, 因为其负责通过主动脉瓣泵浦充氧血液并且最终遍及整个血管系统。

[0007] 心血管系统的建模需要同时考虑心脏的每个腔室以及协同行为。特别地, 心血管系统的适当建模应解释和 / 或考虑心血管系统的不同的异常, 例如高血压和心力衰竭。

[0008] 现今报道的最常见的心血管异常保持高血压和充血性心力衰竭。这些公知的血液动力学失调反映了循环系统中牵涉的力和物理机制之间的平衡的改变和 / 或异常, 并且可以指示与心脏的腔室和 / 或整体解剖相关联的改变。

[0009] 为了解决与心脏功能相关联的问题并且为了理解导致它们的起因和 / 或准确地监控诸如高血压的心血管改变, 许多研究人员将问题分解成更多的可管理的问题, 仅将他们的关注和注意放在心血管系统的特定方面并且对其建模, 例如左心室。

[0010] 例如, 一些研究人员对大的人动脉的血液动力学建模, 其他研究人员仅对心脏的几何特征和肌肉纤维组织建模并且一些研究人员研究细胞生理学和心肌细胞内部的生物过程。

[0011] 为了对整个心血管系统建模,调查人员通常使用集中参数方法,其中通过电位和电流分别对平均压力和流量建模。通过使用阻抗描述动脉血管,阻抗由电阻器、电容器和电感器的适当组合表示。

[0012] 尽管有 W. Harvey、L. Euler、D. Bernoulli、J. Poiseuille 和其他科学家的初创工作,但是描述完整的心血管系统的特征并且实现基于基础物理(流体动力学和弹性)定律的计算机化数值解的综合模型仍没有被充分开发用于医疗实践或其他现实生活应用。

[0013] 大部分数学模型通常对疾病或其他健康生物过程的特定方面进行仿真,并不详尽提供全局的一体化过程。例如,在本领域中用于心输出量、血压、射血分数等心脏生理过程的数学建模分别是已知的。然而,已寻求在诸如器官的特定生物层级处使这些表面上个体的模型组合并且相关成为综合模型以能够分析、预测或解释生物现象的能力,但该问题仍然是突出的。

[0014] 整体内容通过引用合并于此的授予 Adirovich 的美国专利公布 No. 2011/0144967 教导了一种集成建模系统,其对整个心脏建模,但是其没有提供能够产生可以识别不易于测量的血液动力学参数的稳定化和个人化的血液动力学监控。

发明内容

[0015] 本发明通过提供用于评估血液动力学和 / 或心脏参数并且形成随后被用于监控心脏参数的个人化心脏模型的系统和方法而克服了背景技术的缺陷。本发明的心脏建模的特征在于,按心动周期的事件抽象模型,其中心动周期的每个事件被单独建模以形成整个心脏的个人血液动力学模型。最优选地,各个心动周期被分成 15 个情况和 / 或事件的集合。最优选地,通过多个心脏函数对 15 个心动周期事件中的每个建模。

[0016] 本发明的实施例提供了一种用于在两阶段处理中监控多个心脏参数的方法。该两阶段处理包括第一阶段和第二阶段,在第一阶段中针对包括多个心脏参数的主数据集抽象个人化血液动力学模型,而在第二阶段中使用个人化心脏模型监控多个所监控的心脏参数。可选地并且最优选地,所监控的心脏参数提供了在心动周期期间动态改变的血液动力学和 / 或心脏参数的洞察,而这些参数通过非侵入手段是难于获得和 / 或达成的。最优选地,输出的所监控的心脏参数基于监控输入集合,其包括至少一个用于推断多个所监控的血液动力学参数的输入监控心脏参数。可选地,监控输入参数可以包括例如,但不限于,任何动力学心脏参数压力、血管直径、腔室内部的速度、心室容积、血管中的速度、通过瓣膜的速度、在循环期间改变的参数等,或者它们的任何组合。可选地,监控输入参数可以例如获得自直接测量参数、推断参数、曲线图等。

[0017] 可选地,可以利用多个输入监控心脏参数。

[0018] 在本申请的上下文中,术语“辅助装置”指的是可以与本发明的系统通信(接收或发送)和 / 或交换数据的任何装置。辅助装置可以包括例如,但不限于,图像处理装置、计算机、服务器、移动通信装置、智能电话、植入装置、健康护理者系统、健康护理者数据库、决策支持系统、超声波心动描记器、超声、CT、MRI、PET、图像处理器、非影像测量装置、传感器、植入传感器、数据存储装置、在线监控装置、血压测量计、血压装置、直接导管插入装置、电子装置、植入装置、心动电流描记器(ECG 或 EKG)、实验室测试装置、血液工作参数。

[0019] 在本申请的上下文中,术语“心脏函数”指的是重复心血管生理学的至少一个方面

的任何函数和 / 或数学模型。

[0020] 在本申请的上下文中,术语“主集合”指的是用于抽象模型的集合,包括输入测量集合、补充随机化数据集合、模型集合部分。

[0021] 在本申请的上下文中,术语“输入测量集合”指的是最优选地来自影像数据、超声波心动描记器的测量参数集合。

[0022] 在本申请的上下文中,术语“补充随机化数据集合”指的是补充到输入集合用于(填充)使从输入集合不能获得的任何心脏数据完整的数据集合。

[0023] 在本申请的上下文中,术语“建模数据集合”指的是在初始化进程期间(在仿真之前)确定的系数、常数的数据集合,用于基于输入集合和补充集合确定提供系统数据。

[0024] 在本申请的上下文中,术语“监控输入数据集合”指的是包括至少一个或更多个并且高达约七个心脏参数的参数数据集合。最优选地,监控输入数据集合优选地用于推断多个所监控的心脏参数。

[0025] 在本申请的上下文中,术语“所监控的心脏参数数据集合”指的是心脏参数的数据集合,其包括通过基于监控输入集合抽象 / 推断 / 计算 / 确定的个性化心脏模型确定的多个参数。

[0026] 在本申请的上下文中,术语“心脏函数”指的是描述心血管系统的血液动力学、心脏功能和生理学的数学函数或其推导,其得自多个数学建模函数,包括例如,但不限于,从广义胡克定律得到的弹性方程;被动杨氏模量;主动杨氏模量;欧拉方程;Moens 方程;质量守恒定律和能量守恒定律。

[0027] 在本申请的上下文中,术语“心动周期内事件”指的是共同描述单个心动周期的 15 个事件和 / 或情况,这 15 个事件和 / 或情况中的每个描述心动周期的快照(snapshot)。

[0028] 在本申请的上下文中,术语“功能心脏 workflow”指的是被描述用于确定 15 个心动周期事件中的哪个代表可用数据集合的 workflow。

[0029] 在本申请的上下文中,术语“右心脏”指的是心脏的右侧,包括右心室和右心房。

[0030] 在本申请的上下文中,术语“左心脏”指的是心脏的左侧,包括左心室和左心房。

[0031] 在本申请的上下文中,以下符号和 / 或缩写可以在本申请通篇中使用;

[0032] RA 右心房;

[0033] RV 右心室;

[0034] LA 左心房;

[0035] LV 左心室;

[0036] P 心包;

[0037] Pa 肺动脉;

[0038] L1 虚拟肺动脉;

[0039] L2 虚拟肺毛细管;

[0040] L3 虚拟肺静脉;

[0041] Pv 肺静脉;

[0042] Ao 主动脉;

[0043] B1 全身动脉;

[0044] B2 全身毛细管;

- [0045] B3 全身静脉；
- [0046] Vc 腔静脉。
- [0047] Tr 三尖瓣；
- [0048] Mt 二尖瓣；
- [0049] PLA 压力左心房；
- [0050] PLV 压力左心室；
- [0051] PRA 压力右心房；
- [0052] PRV 压力右心室；
- [0053] PAo 主动脉内压；
- [0054] PPa 压力肺动脉；
- [0055] Ipred_LA 左心房复极化 - 去极化定时
- [0056] Ipred_LV 左心室复极化 - 去极化定时
- [0057] Ipred_RA 右心房复极化 - 去极化定时
- [0058] Ipred_RV 右心室复极化 - 去极化定时
- [0059] Ea 主动杨氏模量
- [0060] Ep 被动杨氏模量

[0061] 最优选地,在第一阶段中,针对包括多个心脏参数的主集合抽象心脏血液动力学模型,其中抽象心脏血液动力学模型以配合并准确地反映多个心脏参数。最优选地,主数据集合包括测量的心脏参数的输入集合、补充随机化数据集合和建模数据集合。

[0062] 最优选地,通过最优选地尝试构建和 / 或抽象准确的个人化心脏模型的血液动力学模型抽象器和 / 或构建器和 / 或仿真器来抽象个人化心脏模型,其准确地反映和 / 或重建多个心脏参数的输入数据集合。

[0063] 最优选地,基于抽象的心脏血液动力学模型重建多个心脏参数的输入数据集合的坚持和 / 或能力来评估其质量。最优选地,在评估处理中评估心脏血液动力学模型,该评估处理通过确定关于所抽象的心脏模型的损失分值 (penalty score) 来评估所抽象的模型。最优选地,基于模型预测多个心脏参数的输入集合的能力来确定损失。可选地和优选地,针对损失阈值水平来评估损失,如果损失在阈值以下,则所抽象的模型可以被接受,如果损失分值在阈值以上,则拒绝所抽象的模型并且开始抽象新模型的处理。

[0064] 最优选地,通过最初获得测量的心脏参数的输入集合并且在其上构建跟随有建模数据集合的补充随机化数据集合来形成主数据集合。

[0065] 最优选地,输入集合是最优选地借助于图像分析和 / 或直接测量的测量数据集合。可选地,输入数据集合由本领域已知的可选的图像处理技术提供,包括例如,但不限于,超声、多普勒超声、超声波心动图、血管造影片、CT、MRI、PET 等或它们的任何组合。

[0066] 最优选地,补充随机化数据集合是补充到输入数据集合的系统生成的心脏参数的数据集合,包括在输入集合中不能获得的和 / 或找不到的心脏参数。最优选地,补充数据集合包括设置有基于参数类型和预期值的给定 (逻辑) 数据范围内和 / 或给定标准值范围内的随机化值的参数。最优选地,补充数据集合由抽象器生成和 / 或随机化。最优选地,在抽象器对初始值进行随机化之后,系统检查所抽象的补充数据集合的有效性。可选地,根据基于规则的和 / 或相对于所生成的参数的逻辑的层级来提供有效性检查。例如,心脏腔室的

内部直径不大于同一心脏腔室的外部直径。

[0067] 最优选地,建模数据集合包括利用与心动周期的各个 15 个事件相关联的心脏函数所需的参数、系数、常数等数学数据。可选地和最优选地,建模数据集合由心脏血液动力学模型抽象器确定并且在初始化处理期间基于输入数据集合并且最优选地基于输入集合和补充数据集合二者来确定。

[0068] 最优选地,主数据集合包括多个心脏参数,最优选地如下表 1 中所示:

[0069]

描述	数据集合	事件类型
未变形(空)左心室的内径	输入或补充	周期内事件
未变形(空)左心室的外径	输入或补充	周期内事件
未变形(空)右心室的内径	输入或补充	周期内事件
未变形(空)右心室的外径	输入或补充	周期内事件
左心房和肺静脉血液密度	输入或补充	周期内事件
未变形(空)左心房的内径	输入或补充	周期内事件
未变形(空)左心房的外径	输入或补充	周期内事件
右心房和腔静脉血液密度	输入或补充	周期内事件
未变形(空)右心房的内径	输入或补充	周期内事件
未变形(空)右心房的外径	输入或补充	周期内事件
未变形(空)主动脉的(内)半径	输入或补充	周期内事件
未变形(空)主动脉的厚度	输入或补充	周期内事件
主动脉的长度	输入或补充	周期内事件
确定压力的因素-关于主动脉的有效杨氏模量关系	输入或补充	周期内事件
未变形(空)腔静脉的(内)半径	输入或补充	周期内事件
未变形(空)腔静脉的厚度	输入或补充	周期内事件
腔静脉的长度	输入或补充	周期内事件
未变形(空)肺动脉的(内)半径	输入或补充	周期内事件

[0070]

未变形(空)肺动脉的厚度	输入或补充	周期内事件
肺动脉的长度	输入或补充	周期内事件
确定压力的因素-关于 Pa 的有效杨氏模量关系	输入或补充	周期内事件
未变形(空)肺静脉的(内)半径	输入或补充	周期内事件
未变形(空)肺静脉的厚度	输入或补充	周期内事件
肺静脉的长度	输入或补充	周期内事件
未变形(空)L1的(内)半径	输入或补充	周期内事件
未变形(空)L2的(内)半径	输入或补充	周期内事件
未变形(空)L1的厚度	输入或补充	周期内事件
未变形(空)L2的厚度	输入或补充	周期内事件
未变形(空)L3的厚度	输入或补充	周期内事件
L1的长度	输入或补充	周期内事件
L2的长度	输入或补充	周期内事件
L3的长度	输入或补充	周期内事件
L1中的血液密度	输入或补充	周期内事件
L2中的血液密度	输入或补充	周期内事件
L3中的血液密度	输入或补充	周期内事件
L1中的血流的粘度相关阻力系数	输入或补充	周期内事件
L2中的血流的粘度相关阻力系数	输入或补充	周期内事件
L3中的血流的粘度相关阻力系数	输入或补充	周期内事件
未变形(空)全身动脉的平均半径	输入或补充	周期内事件
未变形(空)全身动脉的平均厚度	输入或补充	周期内事件
全身动脉的平均长度	输入或补充	周期内事件
全身动脉中的血液密度	输入或补充	周期内事件
全身动脉中的血流的粘度相关阻力系数	输入或补充	周期内事件

[0071]

未变形(空)全身毛细管的平均半径	输入或补充	周期内事件
未变形(空)全身毛细管的平均厚度	输入或补充	周期内事件
全身毛细管的平均长度	输入或补充	周期内事件
全身毛细管中的血液密度	输入或补充	周期内事件
全身毛细管中的血流的粘度相关阻力系数	输入或补充	周期内事件
未变形(空)全身静脉的平均厚度	输入或补充	周期内事件
全身静脉的平均长度	输入或补充	周期内事件
全身静脉中的血液密度	输入或补充	周期内事件
全身静脉中的血流的粘度相关阻力系数	建模	周期内事件
左心房主动杨氏模量的幅度和最小可能值	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
右心房主动杨氏模量的幅度和最小可能值	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
左心室主动杨氏模量的幅度和最小可能值	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
右心室主动杨氏模量的幅度和最小可能值	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
左心房被动杨氏模量相对于内部容积、壁厚度和压力的指数增长系数、幅度和最小可能值	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
右心房被动杨氏模量相对于内部容积、壁厚度和压力的指数增长系数、幅度和最小可能值	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
	建模	周期内事件

[0072]

	建模	周期内事件
左心室被动杨氏模量相对于内部容积、壁厚度和压力的指数增长系数、幅度和最小可能值	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
右心室被动杨氏模量相对于内部容积、壁厚度和压力的指数增长系数、幅度和最小可能值	建模	周期内事件
右心房壁材料的泊松系数	建模	周期内事件
左心房壁材料的泊松系数	建模	周期内事件
右心室壁材料的泊松系数	建模	周期内事件
左心室壁材料的泊松系数	建模	周期内事件
二尖瓣半径	建模	周期内事件
三尖瓣半径	建模	周期内事件
二尖瓣打开半径	建模	周期内事件
三尖瓣打开半径	建模	周期内事件
右心房的收缩峰移相关系数 E_a	建模	周期内事件
左心房的收缩峰移相关系数 E_a	建模	周期内事件
右心室的收缩峰移相关系数 E_a	建模	周期内事件
左心室的收缩峰移相关系数 E_a	建模	周期内事件
右心房的舒张谷移相关系数 E_a	建模	周期内事件
左心房的舒张谷移相关系数 E_a	建模	周期内事件
右心室的舒张谷移相关系数 E_a	建模	周期内事件
左心室的舒张谷移相关系数 E_a	建模	周期内事件
右心房的收缩上升相关系数 E_a	建模	周期内事件

[0073]

左心房的收缩上升相关系数 E_a	建模	周期内事件
右心室的收缩上升相关系数 E_a	建模	周期内事件
左心室的收缩上升相关系数 E_a	建模	周期内事件
右心房的舒张下降相关系数 E_a	建模	周期内事件
左心房的舒张下降相关系数 E_a	建模	周期内事件
右心室的舒张下降相关系数 E_a	建模	周期内事件
左心室的舒张下降相关系数 E_a	建模	周期内事件
无变形(空)心包腔的壁厚度	建模	周期内事件
心包壁材料的杨氏模量	建模	周期内事件
确定 p_{L1} 的初始值的参数	建模	周期内事件
确定 p_{L2} 的初始值的参数	建模	周期内事件
确定 p_{L3} 的初始值的参数	建模	周期内事件
确定 p_{B1} 的初始值的参数	建模	周期内事件
确定 p_{B2} 的初始值的参数	建模	周期内事件
确定 p_{B3} 的初始值的参数	建模	周期内事件
无变形(空)左心室的外径与内径的比: $k = R_2/R_1$	建模	周期内事件
连接的弹性矩阵元素 (k 的函数):	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
无变形(空)右心室的外径与内径的比: $k = R_2/R_1$	建模	周期内事件
连接的弹性矩阵元素 (k 的函数):	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
	建模	周期内事件

[0074]

	建模	周期内事件
无变形(空)左心房的外径与内径的比: $k = R_2/R_1$	建模	周期内事件
连接的弹性矩阵元素(k的函数):	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
无变形(空)右心房的外径与内径的比: $k = R_2/R_1$	建模	周期内事件
连接的弹性矩阵元素(k的函数):	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
无变形(空)心包腔的内径:	建模	周期内事件
无变形(空)心包腔的外径: $R_2 = R_1 + h$	建模	周期内事件
无变形(空)心包腔的外径与内径的比: $k = R_2/R_1$	建模	周期内事件
连接的弹性矩阵元素(k的函数):	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
左心室壁的值	建模	周期内事件
右心室壁的值	建模	周期内事件
左心房壁的值	建模	周期内事件
右心房壁的值	建模	周期内事件
LA 幅度	建模	周期内事件
RA 幅度	建模	周期内事件

[0075]

LV 幅度	建模	周期内事件
RV 幅度	建模	周期内事件
$D_1(RA)$	建模	周期内事件
$D_1(LA)$	建模	周期内事件
$D_1(RV)$	建模	周期内事件
$D_1(LV)$	建模	周期内事件
$E_{a2}(LA)$	建模	周期内事件
$E_{a4}(LA)$	建模	周期内事件
$E_{a2}(RA)$	建模	周期内事件
$E_{a4}(RA)$	建模	周期内事件
$E_{a2}(LV)$	建模	周期内事件
$E_{a4}(LV)$	建模	周期内事件
$E_{a2}(RV)$	建模	周期内事件
$E_{a4}(RV)$	建模	周期内事件
参照零压力的主动脉壁的杨氏模量	建模	周期内事件
腔静脉壁的有效杨氏模量:	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
腔静脉绝对压力波传播速度:	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
参照零压力的肺动脉壁的杨氏模量	建模	周期内事件
肺静脉壁的有效杨氏模量:	建模	周期内事件
肺静脉绝对压力波传播速度:	建模	周期内事件
全身毛细血管壁的平均有效杨氏模量:	建模	周期内事件
全身静脉壁的平均有效杨氏模量:	建模	周期内事件
L2 壁的平均有效杨氏模量:	建模	周期内事件
	建模	周期内事件

[0076]

L3 壁的平均有效杨氏模量:	建模	周期内事件
右心房常数	建模	周期内事件
左心房常数	建模	周期内事件
右心室常数	建模	周期内事件
左心室常数	建模	周期内事件
左心室收缩结束的力矩	建模	周期内事件
左心室舒张结束的力矩	建模	周期内事件
左心室下一次舒张结束的力矩	建模	周期内事件
右心室收缩结束的力矩	建模	周期内事件
右心室舒张结束的力矩	建模	周期内事件
右心室下一次舒张结束的力矩	建模	周期内事件
左心房收缩结束的力矩	建模	周期内事件
左心室充盈开始的力矩	建模	周期内事件
左心房下一次收缩开始的力矩	建模	周期内事件
左心房下一次收缩结束的力矩	建模	周期内事件
右心房收缩结束的力矩	建模	周期内事件
右心室充盈开始的力矩	建模	周期内事件
右心房下一次收缩开始的力矩	建模	周期内事件
右心房下一次收缩结束的力矩	建模	周期内事件
RV 的阶段的结束索引的向量	建模	周期内事件
LV 的阶段的结束索引的向量	建模	周期内事件
RA 的阶段的结束索引的向量	建模	周期内事件
LA 的阶段的结束索引的向量	建模	周期内事件
用于确定 Ea_RA 的定时点基础的索引的向量	建模	周期内事件
用于确定 Ea_LA 的定时点基础的索引的向量	建模	周期内事件

[0077]

量		
用于确定 Ea_RV 的定时点基础的索引的向量	建模	周期内事件
用于确定 Ea_LV 的定时点基础的索引的向量	建模	周期内事件
左心室血压	建模	周期内事件
左心室壁的主动杨氏模量:	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
左心室壁的被动杨氏模量:	建模	周期内事件
左心室壁的有效杨氏模量: $E = E_a + E_p$	建模	周期内事件
左心室内径的绝对变形相关增量	建模	周期内事件
左心室外径的绝对变形相关增量	建模	周期内事件
右心室血压	建模	周期内事件
右心室壁的主动杨氏模量:	建模	周期内事件
右心室壁的被动杨氏模量:	建模	周期内事件
右心室壁的有效杨氏模量: $E = E_a + E_p$	建模	周期内事件
右心室内径的绝对变形相关增量	建模	周期内事件
右心室外径的绝对变形相关增量	建模	周期内事件
左心房血压	建模	周期内事件
左心房壁的主动杨氏模量:	建模	周期内事件
左心房壁的被动杨氏模量:	建模	周期内事件
左心房壁的有效杨氏模量: $E = E_a + E_p$	建模	周期内事件
左心房内径的绝对变形相关增量	建模	周期内事件
左心室外径的绝对变形相关增量	建模	周期内事件
二尖瓣上的流速	建模	周期内事件
绝对左心房压力波传播速度	建模	周期内事件

[0078]

右心房血压	建模	周期内事件
右心房壁的主动杨氏模量:	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
右心房壁的被动杨氏模量:	建模	周期内事件
右心房壁的有效杨氏模量: $E = E_a + E_p$	建模	周期内事件
右心房内径的绝对变形相关增量	建模	周期内事件
右心室外径的绝对变形相关增量	建模	周期内事件
三尖瓣上的流速	建模	周期内事件
绝对右心房压力波传播速度	建模	周期内事件
主动脉血压	建模	周期内事件
主动脉中的血液密度	建模	周期内事件
主动脉中的轴向血液流速	建模	周期内事件
从主动脉到 B1 的容积流量的增量	建模	周期内事件
主动脉绝对压力波传播速度:	建模	周期内事件
主动脉壁的有效杨氏模量:	建模	周期内事件
主动脉半径的绝对变形相关增量	建模	周期内事件
腔静脉血压	建模	周期内事件
腔静脉中的轴向血液流速	建模	周期内事件
腔静脉半径的绝对变形相关增量	建模	周期内事件
从 B3 到腔静脉的容积流量的增量	建模	周期内事件
肺动脉血压	建模	周期内事件
肺动脉中的血液密度	建模	周期内事件
肺动脉中的轴向血液流速	建模	周期内事件
肺静脉中的轴向血液流速	建模	周期内事件
从 RV 到 Pa 的容积流量的增量	建模	周期内事件
从 Pa 到 L1 的容积流量的增量	建模	周期内事件

[0079]

从 L1 到 L2 的容积流量的增量		
从 L2 到 L3 的容积流量的增量	建模	周期内事件
从 L3 到 Pv 的容积流量的增量	建模	周期内事件
从 Pv 到 LA 的容积流量的增量	建模	周期内事件
Pa 绝对压力波传播速度:	建模	周期内事件
	建模	周期内事件
Pa 壁的有效杨氏模量:	建模	周期内事件
肺动脉半径的绝对变形相关增量	建模	周期内事件
肺静脉血压	建模	周期内事件
肺静脉半径的绝对变形相关增量	建模	周期内事件
L1 中的血压	建模	周期内事件
L1 壁的平均有效杨氏模量	建模	周期内事件
L1 半径的绝对变形相关增量	建模	周期内事件
L1 阻力:	建模	周期内事件
L2 中的血压	建模	周期内事件
L2 半径的绝对变形相关增量	建模	周期内事件
L2 阻力:	建模	周期内事件
L3 中的血压	建模	周期内事件
无变形 (空) L3 的 (内) 半径	建模	周期内事件
L3 半径的绝对变形相关增量	建模	周期内事件
L3 阻力:	建模	周期内事件
从 LV 到 Ao 的容积流量的增量	建模	周期内事件
从 Ao 到 B1 的容积流量的增量	建模	周期内事件
平均全身动脉血压	建模	周期内事件
全身动脉壁的平均有效杨氏模量	建模	周期内事件
全身动脉的平均绝对变形相关增量	建模	周期内事件

[0080]

全身动脉的平均阻力:	建模	周期内事件
从全身动脉到毛细管的容积流量的增量	建模	周期内事件
平均全身毛细血管血压	建模	周期内事件
全身毛细管的平均绝对变形相关增量	建模	周期内事件
全身动脉的平均阻力:	建模	周期内事件
从全身毛细血管到静脉的容积流量的增量	建模	周期内事件
平均全身静脉血压	建模	周期内事件
无变形(空)全身静脉的平均半径	建模	周期内事件
全身静脉的平均绝对变形相关增量	建模	周期内事件
全身静脉的平均阻力:	建模	周期内事件
从 B3 到 Vc 的容积流量的增量	建模	周期内事件
从 Vc 到 RA 的容积流量的增量	建模	周期内事件
心包内压力	建模	周期内事件
心包内径的绝对变形相关增量	建模	周期内事件
心包外径的绝对变形相关增量	建模	周期内事件
(变形)左心室的内部容积	建模	周期内事件
(变形)右心室的内部容积	建模	周期内事件
(变形)左心房的内部容积	建模	周期内事件
(变形)右心房的内部容积	建模	周期内事件
(变形)主动脉的内部容积	建模	周期内事件
(变形)腔静脉的内部容积	建模	周期内事件
(变形)肺动脉的内部容积	建模	周期内事件
(变形)肺静脉的内部容积	建模	周期内事件
(变形)L1的内部容积	建模	周期内事件
(变形)L2的内部容积	建模	周期内事件
(变形)L3的内部容积	建模	周期内事件

[0081]

(变形) B1 的内部容积	建模	周期内事件
(变形) B2 的内部容积	建模	周期内事件
(变形) B3 的内部容积	建模	周期内事件
经由左心室 EDV 确定 $b_ampl(LV)$ 的函数的参数	建模	周期间事件
经由右心室 EDV 确定 $b_ampl(RV)$ 的函数的参数	建模	周期间事件
经由左心房收缩前容积确定 $b_ampl(LA)$ 的函数的参数	建模	周期间事件
经由右心房收缩前容积确定 $b_ampl(RA)$ 的函数的参数	建模	周期间事件
经由左心室 EDV 确定 $b_D1(LV)$ 的函数的参数	建模	周期间事件
经由右心室 EDV 确定 $b_D1(RV)$ 的函数的参数	建模	周期间事件
经由左心房 EDV 确定 $b_D1(LA)$ 的函数的参数	建模	周期间事件
经由右心房 EDV 确定 $b_D1(RA)$ 的函数的参数	建模	周期间事件
经由 Ao 或 Pa 中的血压确定 $b_R(B3)$ 的函数的参数	建模	周期间事件
经由 Ao 或 Pa 中的血压确定 $b_R(L3)$ 的函数的参数	建模	周期间事件
经由 B2 中的血压确定 $b_E(B1)$ 的函数的参数	建模	周期间事件
经由 L2 中的血压确定 $b_E(L1)$ 的函数的参数	建模	周期间事件
经由 L2 中的血压确定 $b_dt(LV)$ 的函数的参数	建模	周期间事件

[0082]

经由 B2 中的血压确定 $b_dt(RV)$ 的函数的参数	建模	周期间事件
经由左心室 EDV 调节 $ampl(LV)$ 的系数	建模	周期间事件
经由右心室 EDV 调节 $ampl(RV)$ 的系数	建模	周期间事件
经由左心房收缩前容积调节 $ampl(LA)$ 的系数	建模	周期间事件
经由右心房收缩前容积调节 $ampl(RA)$ 的系数	建模	周期间事件
经由左心室 EDV 调节 $D_1(LV)$ 的系数	建模	周期间事件
经由右心室 EDV 调节 $D_1(RV)$ 的系数	建模	周期间事件
经由左心房 EDV 调节 $D_1(LA)$ 的系数	建模	周期间事件
经由右心房 EDV 调节 $D_1(RA)$ 的系数	建模	周期间事件
经由 A0 或 Pa 中的血压调节 R_{B3} 的系数	建模	周期间事件
经由 A0 或 Pa 中的血压调节 R_{L3} 的系数	建模	周期间事件
经由 B2 中的血压调节 E_{B1} 的系数	建模	周期间事件
经由 L2 中的血压调节 E_{L1} 的系数	建模	周期间事件
经由 L2 中的血压调节 LV 的系数	建模	周期间事件
经由 B2 中的血压调节 RV 的系数	建模	周期间事件
心率	ECG 输入	监控
PQ 时长	ECG 输入	监控
QRS 时长	ECG 输入	监控
ST 时长	ECG 输入	监控
T 波时长	ECG 输入	监控
P 波时长	ECG 输入	监控
RA 的收缩和 RA 之间的事实延迟	ECG 输入	监控
RA 的收缩和 RA 之间的最小可能延迟	ECG 输入	监控
RA 的收缩和 RA 之间的延迟	ECG 输入	监控

[0083]

标准 P 波时长

ECG 输入

监控

[0084] 表 1 :心脏参数描述、数据集合和相关联的事件

[0085] 最优选地,输入集合包括多个测量心脏参数。可选地和优选地,可以借助于心脏影像和 / 或数据的图像处理 and / 或分析来获得至少形成输入集合的一部分的多个心脏参数。例如,基于图像处理的参数可以由成像装置提供,其包括例如,但不限于,超声、多普勒超声、超声波心动图、血管造影片、CT、MRI、PET 等或它们的任何组合。

[0086] 可选地,可以从可选的非影像医疗装置获得关于输入集合的多个心脏参数,包括例如,但不限于,血压测量计、血压装置、直接导管插入、植入装置、心动电流描记器 (ECG 或 EKG)、实验室测试、血液工作参数等,或者它们的任何组合。

[0087] 在本申请的上下文中,术语“植入装置”指的是提供关于心血管系统的任何结构和 / 或解剖的数据的任何植入。可选地,植入装置可以在心血管系统的任何结构和 / 或解剖周围植入,与其耦接和 / 或与其相关联,不论是直接的和 / 或间接的、有线的和 / 或无线的,心血管系统的任何结构和 / 或解剖包括例如,心脏、肺、任何细胞、任何神经元、任何动脉、任何静脉、任何血管、神经节等解剖结构。

[0088] 可选地和优选地,图像处理技术提供的多个心脏参数的输入集合,例如包括,但不限于,与主动脉、肺动脉、心脏左侧 (心室和心房)、心脏右侧 (心室和心房) 相关的超声波心动图参数。可选地和优选地,输入集合包括从超声波心动图得到的如下数据参数:心动周期期间的主动脉管腔、Ao 瓣膜打开和关闭时间、主动脉中的血液流速、Ao 瓣膜上的血液流速、心动周期期间的肺动脉管腔、肺动脉中的血液流速、PA 瓣膜上的血液流速、收缩和舒张左心室直径、二尖瓣打开和关闭时间;心动周期期间的左心室容积;左心房直径;左心房面积最大值;左心房面积最小值;左心室收缩壁厚度;左心室舒张壁厚度;通过二尖瓣的血液流速;心动周期定时;收缩右心室长径;舒张右心室长径;收缩右心室短径;舒张右心室短径;右心房直径;右心房最大面积;右心房最小面积;通过三尖瓣的血液流速等,或者它们的任何组合。

[0089] 最优选地,在形成主数据集合之后,心脏模型抽象器开始用于基于主数据集合抽象个人化心脏模型的处理。最优选地,通过按事件 (逐个情况地) 描绘事件中的各个心动周期的多个心脏函数的多次迭代和评估,其中评估各个心脏事件,来抽象血液动力学模型。最优选地,出于心动周期事件的观点,多个心脏参数的评估提供了以增加的解析度对个人化心脏血液动力学模型的抽象,因此提供了个人的心脏血液动力学的更准确的考量,其优选地与心脏的功能高度相关。

[0090] 最优选地,通过经由函数心脏 workflow 来评估主数据集合心脏血液动力学模型,该函数心脏 workflow 相对于单个心动周期上的心动周期的 workflow 反映 (mirror) 其中封闭建模的单个心动周期的事件,而非迄今为止利用的通用化的整体心脏解剖模型。

[0091] 最优选地,抽象器评估主数据集合中可用的数据以确定主数据集合值表示并且反映 15 个心动周期事件中的哪个。

[0092] 最优选地,单个心动周期的心脏 workflow 包括反映单个心动周期中的各种事件的 15 个情况和 / 或心脏事件。最优选地,15 个心动周期事件中的每个分别识别心动周期的瞬时快照。15 个心动周期情况共同考虑单个完整的心动周期。

[0093] 最优选地,形成工作流的 15 个心脏情况中的每个与对特定心动周期事件建模的多个心脏函数相关联。其中最优选地,15 个心脏事件中的每个与在心动周期内在特定和 / 或瞬时事件处描述心脏功能的多个心脏函数相关联。

[0094] 最优选地,15 个心动周期事件包括并且考虑如下表 2 中示出的心动周期的如下事件 :

[0095]

右侧 / 左侧	心房收缩	等容收缩	射血	等容舒张	充盈
心房收缩	事件 1	事件 3	拒绝	拒绝	事件 14
等容收缩	事件 2	事件 4	事件 6	拒绝	拒绝
射血	拒绝	事件 5	事件 7	事件 9	拒绝
等容舒张	拒绝	拒绝	事件 8	事件 10	事件 12
充盈	事件 15	拒绝	拒绝	事件 11	事件 13

[0096] 表 2 :心动周期内事件

[0097] 最优选地,以下描绘 15 个心动周期事件和 / 或情况 :心脏两侧 (左侧和右侧) 处于心房收缩 ;心脏左侧处于心房收缩,心脏右侧处于等容收缩 ;心脏右侧处于心房收缩,心脏左侧处于等容收缩 ;心脏两侧处于等容收缩 ;心脏左侧处于等容收缩,心脏右侧处于射血阶段 ;右侧处于等容收缩,心脏左侧处于射血阶段 ;心脏两侧处于射血阶段 ;心脏左侧处于射血阶段,心脏右侧处于等容舒张 ;心脏右侧处于射血阶段,心脏左侧处于等容舒张 ;心脏两侧处于等容舒张 ;心脏左侧处于等容舒张,心脏右侧处于充盈阶段 ;心脏右侧处于等容舒张,心脏左侧处于充盈阶段 ;心脏两侧处于充盈阶段 ;心脏左侧处于充盈阶段,心脏右侧处于心房收缩 ;心脏右侧处于充盈阶段,心脏左侧处于心房收缩。

[0098] 最优选地,反映心动周期事件的 15 个情况中的每个与重复特定心脏活动的特定的心脏函数集合相关联并且对其进行评估。可选地和优选地,15 个情况中的每个可以与从本领域已知的下式得到的和 / 或包括本领域已知的下式的多个心脏函数相关联 :从广义胡克定律得到的弹性方程 ;被动杨氏模量 ;主动杨氏模量 ;欧拉方程 ;Moen 方程 ;质量守恒定律和能量守恒定律,它们的推导等,或者它们的任何组合。

[0099] 可选地和优选地,在下表 3 中概述了与特定情况和 / 或事件相关联的心脏方程 :

[0100]

事件/情况	函数描述
1-15	确定杨氏模量
6-8	确定与链 $RV \rightarrow Pa$ 和 $LV \rightarrow Ao$ 对应的参数
3-5	确定等容收缩的心室参数
9-11	确定等容舒张的心室参数
12-14	确定在快速或减少心室充盈时与链 $Vc \rightarrow RA \rightarrow RV$ 和 $Pv \rightarrow LA \rightarrow LV$ 对应的参数
1	应用于特定阶段 1 中利用的参数和方程之间的合并/平衡的牛顿方法
2	应用于特定阶段 2 中利用的参数和方程之间的合并/平衡的牛顿方法

[0101]

3	应用于特定阶段 3 中利用的参数和方程之间的合并/平衡的牛顿方法
4, 10	应用于特定阶段 4 和 10 中利用的参数和方程之间的合并/平衡的牛顿方法
5, 9	应用于特定阶段 5 和 9 中利用的参数和方程之间的合并/平衡的牛顿方法
6, 8	应用于特定阶段 6 和 8 中利用的参数和方程之间的合并/平衡的牛顿方法
7	应用于特定阶段 7 中利用的参数和方程之间的合并/平衡的牛顿方法
12	应用于特定阶段 12 中利用的参数和方程之间的合并/平衡的牛顿方法
14	应用于特定阶段 14 中利用的参数和方程之间的合并/平衡的牛顿方法
11	应用于特定阶段 11 中利用的参数和方程之间的合并/平衡的牛顿方法
15	应用于特定阶段 15 中利用的参数和方程之间的合并/平衡的牛顿方法
13	应用于特定阶段 13 中利用的参数和方程之间的合并/平衡的牛顿方法
1-15	确定与血液循环 PA 和 AO 对应的参数
5-7	确定与链 $V_c \rightarrow RA$ 和 $P_v \rightarrow LV$ 对应的参数
8	确定与链 $V_c \rightarrow RA$ 和 $P_v \rightarrow LV$ 对应的参数
1, 2, 15	确定在心房收缩时与链 $P_v \rightarrow LA \rightarrow LV$ 对应的参数
2, 4, 6	确定在等容收缩和等容舒张时的心室参数
8, 10, 12	确定在等容收缩和等容舒张时的心室参数
5, 7, 9	确定与链 $P_v \rightarrow Pa$ 和 $LV \rightarrow Ao$ 对应的参数
11, 13, 15	确定在快速或减少心室充盈时与链 $V_c \rightarrow RA \rightarrow RV$ 和 $P_v \rightarrow LA \rightarrow LV$ 对应的参数

[0102]

2, 8, 10, 12	确定与链 $V_c \rightarrow RA$ 和 $P_v \rightarrow LV$ 对应的参数
1, 3, 14	确定在心房收缩时与链 $V_c \rightarrow RA \rightarrow RV$ 对应的参数
1-15	确定与血液循环 $Pa \rightarrow L1 \rightarrow L2 \rightarrow L3 \rightarrow Pv$ 对应的参数
1-15	确定与血液循环 $Ao \rightarrow B1 \rightarrow B2 \rightarrow B3 \rightarrow Vc$ 对应的参数
周期间	关于 Ao 和 PA 的压力相关调节
周期间	收缩前容积相关调节
周期间	心脏腔室的复极化-去极化定时

[0103] 表 3

[0104] 最优选地,可以通过在不同的心脏腔室中针对心脏压力评估主数据集合来确定初始心动周期事件 ($S_n = 1..15, n = 0$)。最优选地,初始化处理评估相对于彼此的心脏腔室压力。最优选地,在初始化期间,抽象器确定容积流量增量以及心脏腔室之间的压力比,其包括例如,但不限于,PLA/PLV、PRA/PRV、PLV/PAo、PRV/PPa、Ipred_LA、Ipred_LV、Ipred_RA、Ipred_RV。基于相对压力评估,抽象器确定主数据集合限定哪个心动周期事件 (1-15)。

[0105] 最优选地,在初始心动周期事件评估 ($S = S_n, n = \{1..15\}$) 之后,抽象器基于主数据集合评估与给定心动周期事件 ($S = S_n$) 相关联的各个心脏函数。最优选地,在评估与给定心动周期事件 ($S = S_n$) 相关联的心脏函数之后,更新形成主参数集合的参数。

[0106] 接下来,评估更新的主参数集合以确定下一个心动周期事件 (S_{n+1}),其可以是相同的事件 ($n = n$)、前一事件 ($n = n-1$) 或下一事件 ($n = n+1$)。可选地,评估处理可以揭示心动周期事件保持不变,其中 ($S = S_n$),或者主集合参数指示参数前往下一心动周期事件 ($S = S_{n+1} = S_n + 1, n = \{1..15\}$) 或者退回前一心动周期事件。例如,如果初始事件是事件 1 ($n = 1$),则下一事件可以由 $n = 15$ 、 $n = 1$ 或 $n = 2$ 限定的任何事件。

[0107] 最优选地,如上文所述,心动周期事件 (1-15) 的重复评估处理以及根据与状态关联的心脏参数更新主参数集合从初始阶段起以连续的方式持续至少单个心动周期,通过经由所有 15 个事件循环至少一次来识别单个心动周期,其中确保至少一个完整的周期。最优选地,心动周期事件的评估可以按 10ms 的频率进行。

[0108] 接下来,一旦完整的周期已被执行,通过附加的周期间心脏函数来评估主集合。最优选地,周期间心脏函数对血液动力学调节过程建模。可选地和优选地,这些周期间心脏函数被提供用于针对每搏量参数重新评估和按照需要调整主集合,最优选地考虑最优选地针对各个 4 个心脏腔室评估的压力相关调节。心动周期间函数优选地基于心脏腔室的状态与心动周期间事件相关联,其包括例如,但不限于,在左侧或右侧中的任一侧在充盈之后和在心房收缩之前和 / 或在心房收缩之后在等容收缩之前。

[0109] 在评估周期间心脏函数和据此更新和 / 或调整主数据集合之后,评估心动周期状态并且继续如上文所述进行调整。

[0110] 最优选地,这种针对 15 个心动周期事件的心脏函数的重复评估持续多个周期。可选地和优选地,周期仿真的次数可以由用户和 / 或系统根据资源等或其任何组合来限定。

[0111] 可选地和最优选地,在进行初始模型稳定性评估之前对至少 3 个周期进行仿真,以检查稳定状态。可选地和最优选地,通过比较与所有心脏腔室,尤其是左心室和右心室相关联的所有压力血液动力学参数特性以及结束舒张压力心血管参数来确定稳定状态。可选地,如果未决模型未达到稳定状态,则系统回返并且继续仿真高达约 30 个心动周期,直到模型达到稳定状态为止。

[0112] 可选地,如果在 30 个周期时段中没有达到稳定状态,则系统回返到初始化阶段,其中重置主参数集合。最优选地,通过形成新的补充数据集合对重置的主数据集合进行重置并且随后重新评估形成新的主数据集合的建模数据集合以抽象新模型。

[0113] 最优选地,在多个周期的仿真之后,相对于处罚分值来评估所抽象的模型的准确性。可选地和最优选地,相对于主数据集合和尤其是输入参数集合以及它们随时间相对于预期和逻辑规范的行为来确定处罚分值。

[0114] 最优选地,通过每次迭代,针对其随机化数据集合部分调整主数据集合以便使结果最优化。例如,可以利用交叉熵方法来使主数据集合的随机化数据集合部分最优化,依次提高系统性能以减小处罚分值。该处理持续直到抽象器获得在阈值以下的可接受的处罚分值为止。

[0115] 最优选地,一旦个人化心脏模型被抽象,则可以利用其用于监控心脏参数。最优选地,监控心脏参数提供了利用至少一个和高达七个监控输入参数来通过心脏血液动力学模型推断多个心脏参数。

[0116] 心脏血液动力学模型优选地包括并限定多个参数,包括例如,但不限于下表 4 中概述的参数。

[0117]

参数名称	数据集合来源	描述
LV_EDV	输入或补充	估计的左心室结束舒张容积
LV_ESV	输入或补充	估计的左心室结束收缩容积
Septal_wall_thickness_LV_S	输入或补充	估计的收缩中的左心室壁厚度
Estim_RV_EDV	输入或补充	估计的右心室结束舒张容积
Lateral_wall_thickness_RV_max	输入或补充	估计的收缩中的右心室壁厚度
RA_diam	输入或补充	右心房直径
Lateral_wall_thickness_RA_S	输入或补充	估计的收缩中的右心房壁厚度
Lateral_wall_thickness_RA_D	输入或补充	估计的舒张中的右心房壁厚度
LA_diam	输入或补充	左心房直径
Septal_wall_thickness_LA_min	输入或补充	估计的最小左心房壁厚度
Septal_wall_thickness_LA_max	输入或补充	估计的收缩中的最大左心房壁厚度
Ascending_Ao	输入或补充	上升主动脉的直径
PA_dimension	输入或补充	肺动脉尺寸
p_Ao1	输入或补充	主动脉压力（舒张）
p_Ao2	输入或补充	主动脉压力（收缩）
R_(LV)1[1]	输入或补充	无变形（空）左心室的内径

[0118]

R_2(LV)	补充	无变形(空)左心室的外径
R_1(RV)	补充	无变形(空)右心室的内径
R_2(RV)	补充	无变形(空)右心室的外径
R_1(LA)	补充	无变形(空)左心房的内径
R_2(LA)	补充	无变形(空)左心房的外径
R_1(RA)	补充	无变形(空)右心房的内径
R_2(RA)	补充	无变形(空)右心房的外径
R_Ao	补充	无变形(空)主动脉的(内)半径
R_(Vc)	补充	无变形(空)腔静脉的(内)半径
R_Pa	补充	无变形(空)肺动脉的(内)半径
R_(Pv)	补充	无变形(空)肺静脉的(内)半径
R_L1	补充	无变形(空)L1的(内)半径
R_L2	补充	无变形(空)L2的(内)半径
R_L3	补充	无变形(空)L3的(内)半径
mu_L1	补充	L1中血液流量的粘度相关阻力系数
mu_L2	补充	L2中血液流量的粘度相关阻力系数
mu_L3	补充	L3中血液流量的粘度相关阻力系数
R_B1	补充	无变形(空)全身动脉的平均半径
mu_B1	补充	全身动脉中血液流量的粘度相关阻力系数
R_B2	补充	无变形(空)全身毛细血管的平均半径
mu_B2	补充	全身毛细血管中血液流量的粘度相关阻力系数
R_B3	补充	无变形(空)全身静脉的平均半径
mu_B3	补充	全身静脉中血液流量的粘度相关阻力系数
E0_(LA)	补充	左心房主动杨氏模量的最小可能值

[0119]

ampl0(LA)	补充	左心房主动杨氏模量的最小可能幅度
E0_(RA)	补充	右心房主动杨氏模量的最小可能值
ampl0(RA)	补充	右心房主动杨氏模量的最小可能幅度
E0_(LV)	补充	左心室主动杨氏模量的最小可能值
ampl0(LV)	补充	左心室主动杨氏模量的最小可能幅度
E0_(RV)	补充	右心室主动杨氏模量的最小可能值
ampl0(RV)	补充	右心室主动杨氏模量的最小可能幅度
ampl_p(LA)	补充	左心房被动杨氏模量的最小可能幅度
regul_flow(LA)	补充	由于左心室非球状引起的充盈阶段期间的流量的校正因子
Ch_Ep(LA)	补充	针对壁厚度的左心房被动杨氏模量的系数
ampl_p(RA)	补充	右心房被动杨氏模量的最小可能幅度
regul_flow(RA)	补充	由于右心室非球状引起的充盈阶段期间的流量的校正因子
Ch_Ep(RA)	补充	针对壁厚度的右心房被动杨氏模量的系数
ampl_p(LV)	补充	左心室被动杨氏模量的最小可能幅度
regul_veloc(LA)	补充	由于左心室非球状引起的心房收缩阶段期间的流量的校正因子
Ch_Ep(LV)	补充	针对壁厚度的左心室被动杨氏模量的系数
ampl_p(RV)	补充	右心室被动杨氏模量的最小可能幅度
regul_veloc(RA)	补充	由于右心室非球状引起的心房收缩阶段期间的流量的校正因子
Ch_Ep(RV)	补充	针对壁厚度的右心室被动杨氏模量的系数
n1_Ea(RA)	补充	右心房的收缩峰移相关系数 Ea

[0120]

n1_Ea(LA)	补充	左心房的收缩峰移相关系数 Ea
n1_Ea(RV)	补充	右心室的收缩峰移相关系数 Ea
n1_Ea(LV)	补充	左心室的收缩峰移相关系数 Ea
n2_Ea(RA)	补充	右心房的舒张谷移相关系数 Ea
n2_Ea(LA)	补充	左心房的舒张谷移相关系数 Ea
n2_Ea(LV)	补充	右心室的舒张谷移相关系数 Ea
n2_Ea(RV)	补充	左心室的舒张谷移相关系数 Ea
D1_Ea0(RA)	补充	右心房的收缩上升相关系数 Ea
D1_Ea0(LA)	补充	左心房的收缩上升相关系数 Ea
D1_Ea0(RV)	补充	右心室的收缩上升相关系数 Ea
D1_Ea0(LV)	补充	左心室的收缩上升相关系数 Ea
D2_Ea(RA)	补充	右心房的舒张下降相关系数 Ea
D2_Ea(LA)	补充	左心房的舒张下降相关系数 Ea
D2_Ea(LV)	补充	右心室的舒张下降相关系数 Ea
D2_Ea(RV)	补充	左心室的舒张下降相关系数 Ea
dp_L1	补充	确定 p_L1 的初始值的参数
dp_L2	补充	确定 p_L2 的初始值的参数
dp_L3	补充	确定 p_L3 的初始值的参数
dp_B1	补充	确定 p_B1 的初始值的参数
dp_B2	补充	确定 p_B2 的初始值的参数
dp_B3	补充	确定 p_B3 的初始值的参数
R_valve(LA)	补充	充盈期间的二尖瓣最大半径
R_valve(RA)	补充	充盈期间的三尖瓣最大半径
R_Tr_AS	补充	心房收缩期间的三尖瓣最大打开半径
R_Mt_AS	补充	心房收缩期间的二尖瓣最大打开半径
h_P	补充	无变形(空)心包腔的壁厚度

[0121]

E_P	补充	心包壁材料的杨氏模量
del_L1	补充	“0” 点的肺动脉的平均变形
del_L2	补充	“0” 点的肺毛细管的平均变形
del_L3	补充	“0” 点的肺静脉的平均变形
del_B1	补充	“0” 点的全身动脉的平均变形
del_B2	补充	“0” 点的全身毛细管的平均变形
del_B3	补充	“0” 点的全身静脉的平均变形
VBC	补充	血液循环容积
length_L1	补充	L1 的长度
length_L2	补充	L2 的长度
length_L3	补充	L3 的长度
length_B1	补充	全身动脉的平均长度
length_B2	补充	全身毛细管的平均长度
length_B3	补充	全身静脉的平均长度
length_Ao	补充	主动脉的长度
length_Vc	补充	腔静脉的长度
length_Pa	补充	肺动脉的长度
length_Pv	补充	肺静脉的长度
Vc_dimension	补充	腔静脉尺寸
Pv_dimention	补充	肺静脉尺寸
St_p(RA)	补充	被动杨氏模量相对于 RA 壁肥大的依赖系数
St_p(LA)	补充	被动杨氏模量相对于 LA 壁肥大的依赖系数
St_p(RV)	补充	被动杨氏模量相对于 RV 壁肥大的依赖系数
St_p(LV)	补充	被动杨氏模量相对于 LV 壁肥大的依

[0122]

		赖系数
Ten(RA)	补充	RA 心肌内张力相对于 RA 壁肥大的依赖系数
Ten(LA)	补充	LA 心肌内张力相对于 LA 壁肥大的依赖系数
Ten(RV)	补充	RV 心肌内张力相对于 RV 壁肥大的依赖系数
Ten(LV)	补充	LV 心肌内张力相对于 LV 壁肥大的依赖系数
k_gam(RA)	补充	RA 心肌内张力相对于 RA 主动杨氏模量幅度的依赖系数
k_gam(LA)	补充	LA 心肌内张力相对于 LA 主动杨氏模量幅度的依赖系数
k_gam(RV)	补充	RV 心肌内张力相对于 RV 主动杨氏模量幅度的依赖系数
k_gam(LV)	补充	LV 心肌内张力相对于 LV 主动杨氏模量幅度的依赖系数
dt_es_RV	补充	右心室心肌细胞复极化的结束和开始等容舒张之间的时间延迟
dt_es_LV	补充	左心室心肌细胞复极化的结束和开始等容舒张之间的时间延迟
del_Ao	初始计算	在“0”点的主动脉的平均变形
del_Pa	初始计算	在“0”点的肺动脉的平均变形
del_LA_1	初始计算	在“0”点的左心房的平均变形
del_LV_1	初始计算	在“0”点的左心室的平均变形
p_LV	初始计算	估计的“0”点的左心室压力
p_RV	初始计算	估计的“0”点的右心室压力
p_LA	初始计算	估计的“0”点的左心房压力

[0123]

p_RA	初始计算	估计的“0”点的右心房压力
p_Ao	初始计算	估计的“0”点的主动脉压力
p_Pa	初始计算	估计的“0”点的肺动脉压力

[0124] 表 4 :限定心脏血液动力学模型的参数

[0125] 最优选地,在第二阶段期间,基于至少一个或更多个并且高达约七个输入监控心脏参数利用在阶段 1 中抽象的个人化心脏模型来监控心脏参数。可选地和优选地,例如在监控心脏参数的最小集合的输入期间,可以使用至少一个并且高达约七个心脏参数来生成心脏参数的完整集合作为输出监控数据集合。

[0126] 可选地和优选地,监控心脏输入参数的最小集合的输入可以例如选自:左心室容积、左心室容积和 PA 流速监控、主动脉流速和三尖瓣流速监控、主动脉流速和二尖瓣流速监控、右心室压力监控、肺动脉压力监控、左心室压力监控。

[0127] 最优选地,作为监控结果输出的血液动力学参数可以包括例如,但不限于至少一个并且更优选地多个输出参数,所述输出参数选自如下群组,该群组包括例如,但不限于:左心室压力;右心室压力;左心房压力;右心房压力;主动脉中的压力;肺动脉中的压力;全身循环的动脉、毛细管和静脉分量中的压力下降;肺循环的动脉、毛细管和静脉分量中的压力下降;左心室容积;右心室容积;左心房容积;右心房容积;主动脉管腔;PA 管腔;左心室壁厚度;右心室壁厚度;左心室心肌内张力和应力;右心室心肌内张力和应力;主动脉中的血液流速;肺动脉中的血液流速;通过主动脉瓣的血液流量;通过 PA 瓣膜的血液流量;通过二尖瓣的血液流量;通过三尖瓣的血液流量;全身循环阻力;肺循环阻力;右心室压力-容积关系;左心室压力-容积关系;心包压力;心包容积等,或者它们的任何组合。

[0128] 最优选地,在监控期间,通过所抽象的模型对输入监控数据集合进行仿真,其中最优选地,限定监控主数据集合,其包括监控输入数据集合和限定在阶段 1 中抽象和识别的个人化心脏模型的建模参数常数。

[0129] 最优选地,随后以与抽象处理期间利用的方式相似的方式对监控数据集合进行仿真,其中最优选地,将主数据集合馈送到其中如前文所述针对 15 个心脏事件评估各个心脏模块的模型。最优选地,在仿真处理期间,更新主监控数据集合,其中添加参数和数据以提供并非监控输入集合的一部分的多个心脏参数以形成输出监控数据集合。

[0130] 可选地和优选地,监控仿真处理持续在监控输入集合中可用的数据的长度。因此,最优选地,在监控期间可用的仿真心动周期的数目由监控输入数据集合中可用的心动周期的数目直接确定。

[0131] 可选地和优选地,如前文所述,可以针对所记录的输入影像监控数据离线地执行监控。可选地,可以通过影像数据在个人的主动实时监控期间基本上实时地在线执行监控,最优选地基本上实时地提供输出监控参数数据集合。

[0132] 本发明的可选的实施例提供了抽象和监控个人化心脏模型中的另外的第三阶段,最优选地,可选的第三阶段被提供用于考虑解剖心脏重新建模,其中以给定时间间隔更新所抽象的模型,和/或在心脏事件之后考虑随时间出现的和/或由于心脏事件出现的任何心脏重新建模。

[0133] 可选地,如上文所述,在第一阶段期间抽象的个人化心脏模型可以随时间被更新,例如以给定的和可控的时间间隔被更新。可选地,重新评估时间间隔可以例如从抽象模型结束起约三个月到高达约一年。可选地,重新评估时间间隔可以约为三个月,更优选地约为六个月,可选地和优选地约为九个月,并且最优选地约为十二个月。可选地和优选地,提供该重新评估以考虑给定时间段中可能出现的任何解剖心脏重新建模。

[0134] 可选地,包括模型重新评估的第三阶段可以在任何一个或更多个事件之后提供,包括例如,但不限于,医疗干预,个人化药物简档、患者简档、疾病简档的改变,生理事件,生物事件,解剖事件,直接或间接影响心血管功能的事件等事件,或者它们的任何组合。例如,可以在如下心脏事件之后重新评估模型,其包括例如,但不限于,梗塞、中风、癫痫、心脏病发作、手术、安装支架、血管重建术、微创手术、瓣膜更换手术、例如壁变厚的任何感测的解剖改变等,或者它们的任何组合。

[0135] 除非另外限定,否则本发明的各种实施例可以以多种形式、平台提供给终端用户,并且可以被输出到计算机可读存储器、计算机显示装置、打印输出、网络上的计算机或用户中的至少之一。

[0136] 与一些实施例相关联的处理可以由可编程设备执行,诸如计算机。可以使可编程设备执行处理的软件可以存储在任何存储装置中,诸如例如,计算机系统(非易失性)存储器、随身碟(disk-on-key)、闪速存储器装置、光盘、磁带或磁盘。此外,一些处理可以在制造计算机系统时被编程或者在以后经由计算机可读介质被编程。这种介质可以包括以上针对存储装置列出的形式中的任何形式,并且还可以包括例如,经调制的或者另外被操纵的载波,以传递可以被计算机读取、解调/解码并执行的指令。

[0137] 可以认识到,例如,在特定实施例中,可以使用存储在计算机可读介质或媒介上的指令来执行这里描述的一些处理方面,其引导计算机系统执行这些处理方面。计算机可读介质可以包括例如存储器装置,诸如磁盘、只读和读/取种类二者的致密盘、光盘驱动器和硬盘驱动器,闪速存储器装置,随身碟等。计算机可读介质还可以包括存储器存储部,其可以是物理的、虚拟的、永久的、临时的、半永久的和/或半临时的。计算机可读介质还可以包括在一个或更多个载波上传送的一个或更多个数据信号。

[0138] “计算机”或“计算机系统”可以是例如无线或有线种类的微型计算机、小型计算机、膝上型计算机、个人数据助理(PDA)、无线电子邮件装置、蜂窝电话、寻呼机、处理器或任何其他可编程装置,这些装置能够被配置成通过网络传送和接收数据。这里公开的计算机装置可以包括用于存储在获得、处理和传递数据时使用的特定软件应用的存储器。可以认识到,这种存储器可以是内部的或外部的。存储器还可以包括用于存储软件的任何部件,包括硬盘、光盘、软盘、ROM(只读存储器)、RAM(随机存取存储器)、PROM(可编程ROM)、EEPROM(电可擦除PROM)、闪速存储器和其他计算机可读介质。

[0139] 将理解,本发明的实施例的附图和描述已被简化以说明与清楚理解本发明相关的元素,同时为了清楚的目的消除了其他元素。本领域普通技术人员将认识到,这些和其他元素可能是所期望的。然而,由于这些元素在本领域中是公知的,并且由于它们不利于更好地理解本发明,因此这里不提供这些元素的讨论。

[0140] 除非另外限定,否则这里使用的所有技术和科学术语具有与本发明所属领域的普通技术人员通常理解的含义相同的含义。这里提供的材料、方法和示例仅是说明性的而非

意在成为限制。

附图说明

[0141] 这里参照附图仅借助于示例描述了本发明。对于现在具体参照的详细附图,应强调所示出的细节仅作为示例,并且出于本发明的实施例的说明性讨论的目的,并且被呈现以便提供被认为是最有用的和易于理解的本发明的原理和概念方面的描述。在这一点上,不会以超出对本发明的基础理解所需的详细程度来尝试示出本发明的结构细节,结合附图的描述使得本领域技术人员明了在实践中如何实施本发明的若干形式。

[0142] 在附图中:

[0143] 图 1 是根据本发明的示例性系统的示意性框图;

[0144] 图 2 是用于抽象个人化心脏模型并且基于个人化心脏模型监控多个心脏参数的根据本发明的示例性方法;

[0145] 图 3 是示出用于仿真和抽象个人化心脏模型的步骤的根据本发明的示例性方法;

[0146] 图 4A 是图示当根据本发明的可选实施例抽象基于事件的个人化心脏血液动力学模型时的根据本发明的系统的示意性框图;

[0147] 图 4B 是图示当根据本发明的可选实施例通过所抽象的个人化心脏血液动力学模型监控血液动力学和心脏参数时的根据本发明的系统的示意性框图;

[0148] 图 5 是示出在抽象和监控血液动力学心脏参数时心动周期事件和心脏函数之间的相关的更多细节的示意性框图;

[0149] 图 6 是根据本发明的可选实施例的事件评估器的说明性框图;

[0150] 图 7 是根据本发明的可选实施例的事件分类器的流程图;以及

[0151] 图 8A 至图 8D 是图 7 中所示的流程图的扩展部分。

具体实施方式

[0152] 参照附图和所附的描述可以更好地理解本发明的原理和操作。

[0153] 现在参照附图,图 1 是用于抽象可用于监控多个心脏参数的个人化心脏模型的根据本发明的示例性系统 100 的示意性框图。最优选地,系统 100 包括输入模块 102、输出模块 104 和抽象器 110。

[0154] 可选地,系统 100 可以关联至少一个或更多个辅助装置 50 和 / 或通过至少一个或更多个辅助装置 50 起作用。可选地,辅助装置可以与输入模块 102 和 / 或输出模块 104 接驳和 / 或通信。

[0155] 最优选地,输入模块 102 提供了心脏参数的输入集合的接收和 / 或处理以及将输入集合传递到抽象器 110 用于进一步处理。

[0156] 可选地,输入模块 102 可以从至少一个或更多个外部和 / 或辅助装置 50 接收心脏参数的输入集合。可选地,辅助装置 50 可以是用于传送数据的离线装置,包括例如,但不限于,计算机和 / 或服务器等。

[0157] 可选地,辅助装置 50 可以是在线监控装置,包括例如,但不限于,超声系统、心动电流图、导管插入、影像数据、影像装置、MRI、CT、PET 等。

[0158] 可选地,辅助装置 50 可以设置成能够与输入模块 102 通信的装置的形式。例如,

根据本发明的可选方法,通信可以包括辅助装置 50 向输入模块 102 发送原始的和 / 或经处理的数据用于进一步处理。例如,辅助装置 50 可以提供原始的和 / 或经处理的图像处理数据,其经由输入模块 102 被提供给系统 100,用于抽象血液动力学心脏模型 150。可选地,辅助装置 50 可以向系统 100 提供用于监控血液动力学模型 150 的数据集合(输入数据集合)。可选地,辅助装置 50 可以向系统 100 提供用于监控多个心脏参数的输入数据集合和心脏模式数据集合。可选地,辅助装置 50 可以传递根据本发明的用于监控和 / 或评估的心脏血液动力学模型 150。

[0159] 可选地,辅助装置 50 可以包括例如,但不限于,图像处理装置、计算机、服务器、移动通信装置、智能电话、植入装置、健康护理者系统、健康护理者数据库、决策支持系统、超声波心动描记器、超声、CT、MRI、PET、图像处理器、非影像测量装置、传感器、数据存储装置、在线监控装置、血压测量计、血压装置、直接导管插入装置、电子装置、植入装置、心动电流描记器(ECG 或 EKG)、实验室测试装置、血液工作参数等。

[0160] 最优选地,抽象器 110 提供了基于通过输入模块 102 产生的主心脏参数集合的个人化心脏模型的生成和 / 或抽象。最优选地,抽象器 110 的特征在于其利于基于多个心动周期事件的评估来生成个人化心脏模型,其中每个心动周期阶段与对各个心动周期状态建模的多个心脏函数相关联。最优选地,心动周期状态反映了心动周期期间的各种事件。

[0161] 最优选地,抽象器 110 利用从以下选出的 15 个心动周期状态:心脏两侧均处于心房收缩;心脏左侧处于心房收缩,心脏右侧处于等容收缩;心脏右侧处于心房收缩,心脏左侧处于等容收缩;心脏两侧均处于等容收缩;心脏左侧处于等容收缩,心脏右侧处于射血阶段;右侧处于等容收缩,心脏左侧处于射血阶段;心脏两侧均处于射血阶段;心脏左侧处于射血阶段,心脏右侧处于等容舒张;心脏右侧处于射血阶段,心脏左侧处于等容舒张;心脏两侧均处于等容舒张;心脏左侧处于等容舒张,心脏右侧处于充盈阶段;心脏右侧处于等容舒张,心脏左侧处于充盈阶段;心脏两侧均处于充盈阶段;心脏左侧处于充盈阶段,心脏右侧处于心房收缩;心脏右侧处于充盈阶段,心脏左侧处于心房收缩。

[0162] 最优选地,每个心动周期阶段可以与选自如下群组的多个心脏函数相关联,该群组包括从以下基本方程得到的和 / 或基于以下基本方程的方程:从广义胡克定律得到的弹性方程;被动杨氏模量;主动杨氏模量;欧拉方程;Moens 方程;质量守恒定律和能量守恒定律。

[0163] 最优选地,根据本发明,抽象器 110 包括在图 4A 中更详细示出的处理器 112,其利于评估与各个心动周期状态相关联的多个心脏参数,同时抽象个人化心脏模型。

[0164] 最优选地,抽象器 110 还提供了通过所抽象的个人化心脏模型对心脏参数的监控。最优选地,抽象器 110 处理和 / 或评估包括从输入模块 102 传递的至少一个并且高达七个输入心脏参数的输入集合,以产生优选地传递到输出模块 104 的多个输出参数。

[0165] 可选地和优选地,通过抽象器 110 产生的输出心脏参数可以选自:左心室压力;右心室压力;左心房压力;右心房压力;主动脉中的压力;肺动脉中的压力;全身循环中的压力下降;动脉全身循环中的压力下降;毛细血管全身循环中的压力下降;全身循环的静脉分量中的压力下降;肺循环中的压力下降;动脉肺循环中的压力下降;毛细血管肺循环中的压力下降;肺循环的静脉分量中的压力下降;左心室容积;右心室容积;左心房容积;右心房

容积；主动脉管腔；PA 管腔；左心室壁厚度；右心室壁厚度；左心室心肌内张力和应力；右心室心肌内张力和应力；主动脉中的血液流速；肺动脉中的血液流速；通过主动脉瓣的血液流量；通过 PA 瓣膜的血液流量；通过二尖瓣的血液流量；通过三尖瓣的血液流量；全身循环阻力；肺循环阻力；右心室压力-容积关系；左心室压力-容积关系；心包压力；心包容积等，或者它们的任何组合。

[0166] 最优选地，输出模块 104 提供了通过抽象器 110 的处理之后的输出心脏参数数据集合的通信和显示。

[0167] 可选地，输出模块 104 可以与至少一个或多个外部和 / 或辅助装置 50 通信和 / 或交换数据，例如用于进一步处理、显示、打印、分析、传递警报状态等。例如，输出模块可以将输出心脏参数集合传递到可选的辅助装置 50。

[0168] 可选地，输出模块 104 可以与辅助装置 50 通信，其中将警报状态传递到辅助装置 50。可选地，输出模块 104 可以将数据传递到辅助装置 50，其中辅助装置执行进一步处理以识别警报状态。

[0169] 可选地，根据本发明的可选实施例，系统 100 可以由终端用户在家庭设定中使用以抽象他 / 她的个人化心脏血液动力学模型。

[0170] 可选地，系统 100 可以由终端用户在家庭设定中使用以通过个人化心脏血液动力学模型来监控多个心脏参数。

[0171] 可选地，系统 100 可以由终端用户在家庭设定中使用以通过根据本发明的可选实施例抽象的个人化心脏血液动力学模型来监控多个心脏参数。

[0172] 可选地，系统 100 可以由经训练的医疗人员和 / 或技术人员在医院和 / 或临床和 / 或护理设定中使用以根据本发明的可选实施例抽象个人化心脏血液动力学模型。

[0173] 可选地，系统 100 可以由经训练的医疗人员和 / 或技术人员在医院和 / 或临床和 / 或护理设定中使用以通过个人化心脏血液动力学模型来监控多个心脏参数。

[0174] 可选地，系统 100 可以由经训练的医疗人员和 / 或技术人员在医院和 / 或临床和 / 或护理设定中使用以通过根据本发明的可选实施例抽象的个人化心脏血液动力学模型来监控多个心脏参数。

[0175] 可选地，可以基本上实时地提供医院设定中的监控，其中获得输入监控参数并且根据本发明的可选方法提供心脏监控，其中基本上实时地产生多个心脏监控参数。

[0176] 图 2 至图 3 示出了根据本发明的用于抽象个人化心脏血液动力学模型和监控多个心脏参数的示例性方法的流程图。最优选地，该方法可以通过图 1 中所示的系统 100，尤其是抽象器 110 实施，并且在图 4A 至图 4B 中被更详细地说明。可选地和优选地，本发明的方法可以在两阶段处理中实施，第一阶段被设置用于抽象个人化心脏模型并且第二阶段被设置用于通过来自第一阶段的抽象的个人化心脏模型来监控心脏参数。

[0177] 可选地，可以利用第三阶段随时间更新所抽象的模型，例如以给定的时间间隔重新评估模型，或者由于可能引起心脏重新建模的生理事件而重新评估模型。

[0178] 最优选地，抽象个人化心脏模型的方法开始于阶段 200，其中测量包括多个心脏参数的输入参数集合。可选地和最优选地，输入数据集合是最优选地借助于图像分析和 / 或直接测量获得的测量数据集合。可选地，输入数据集合可以通过辅助装置 50 获得，例如影像装置，包括例如，但不限于，超声波心动描记器、CT、MRI、PET 等装置，例如图 4A 中所示的

那样。

[0179] 最优选地,输入集合包括多个测量的心脏参数。可选地和优选地,形成输入集合 120 的至少一部分的多个心脏参数可以借助于例如由图 1 和 4A 中所示的输入模块 102 提供的心脏影像和 / 或数据的图像处理和 / 或分析来获得。例如,基于图像处理的参数可以由具有辅助装置 50 的形式和 / 或作为输入模块 102 的一部分的成像装置提供,其包括例如,但不限于,超声、多普勒超声、超声波心动图、血管造影片、CT、MRI、PET 等或它们的任何组合。

[0180] 可选地,关于输入集合的多个心脏参数可以获得自可选地具有与系统相关联的辅助装置的形式可选的非影像医疗装置,其包括例如,但不限于,血压测量计、血压装置、直接导管插入、植入装置、心动电流描记器 (ECG 或 EKG)、实验室测试、血液工作参数等,或者它们的任何组合。可选地,例如如图 4A 中所示,非影像医疗装置可以设置成辅助装置 50 的形式,输入数据可以经由输入模块 102 进行处理。

[0181] 可选地和优选地,输入集合 120 包括通过图像处理技术提供的多个心脏参数,包括例如,但不限于,与主动脉、肺动脉、心脏左侧(心室和心房)、心脏右侧(心室和心房)相关的超声波心动图参数。可选地,输入集合包括从如下参数选出的多个参数,其包括例如,但不限于:心动周期期间的主动脉管腔、Ao 瓣膜打开和关闭时间、主动脉中的血液流速、Ao 瓣膜上的血液流速、心动周期期间的肺动脉管腔、肺动脉中的血液流速、PA 瓣膜上的血液流速、收缩和舒张左心室直径、二尖瓣打开和关闭时间;心动周期期间的左心室容积;左心房直径;左心房面积最大值;左心房面积最小值;左心室收缩壁厚度;左心室舒张壁厚度;通过二尖瓣的血液流速;心动周期定时;收缩右心室长径;舒张右心室长径;收缩右心室短径;舒张右心室短径;右心房直径;右心房最大面积;右心房最小面积;通过三尖瓣的血液流速。

[0182] 接下来,在阶段 210 中,将输入数据集合 120 用作形成和编译主数据集合 126 的基础。最优选地,主数据集合 126 包括心脏参数输入集合 120(在阶段 200 中获得),补充随机化数据集合 122 和建模数据集合 124。可选地和优选地,如图 4A 中所示并且在表 1 中确认的,主数据集合 126 包括多个心脏参数。

[0183] 最优选地,补充数据集合 122 包括补充到输入数据集合 120 的随机化的系统生成的心脏参数数据集合,其包括在输入集合 120 中不能获得的和 / 或找不到的心脏参数。最优选地,补充数据集合 122 包括设置有基于参数类型和其预期值的给定数据范围内和 / 或相对于特定心脏参数的给定标准值范围内的随机化值的参数。最优选地,抽象器 110 执行检查以确保包括补充随机化数据集合 122 的参数是合理的。例如,心脏腔室的内径不大于同一心脏腔室的外径。可选地,根据基于规则的和 / 或相对于所生成的参数的逻辑的层级来提供有效性检查。

[0184] 最优选地,如表 1 中概述的,建模数据集合 124 包括在仿真处理期间利用心脏函数所需的参数、系数、常数等数学数据。可选地和最优选地,建模数据集合 124 由抽象器 110 确定并且至少基于输入数据集合 120 并且更优选地基于输入集合 120 和补充数据集合 122 二者来确定,例如图 4A 中所示的那样。

[0185] 接下来,在阶段 220 中,心脏模型抽象器 110 开始用于基于主数据集合 126 抽象个人化心脏血液动力学模型的处理。最优选地,如表 4 中所示,通过利用最优选地反映心动周期事件的多个心脏方程 136 评估主数据集合 126 来抽象个人化心脏模型 150,其中对心脏的

更准确的建模形成了实用的个人化心脏血液动力学模型。最优选地,在抽象处理期间,以约每 10ms 的频率来评估心脏方程 136。

[0186] 最优选地,组织多个心脏方程 136 以便反映考虑 15 个心动周期内事件 136a 和多个心动周期期间调节事件 136b 的单个心动周期。最优选地,单个心动周期被分成包括表 2 和图 5 中所示的 15 个心动周期内事件和 / 或情况 134a 以及也在图 4A、图 5 中示出的多个周期期间调节事件 134b 的多个心动周期事件 134。最优选地,15 个心动周期事件 134a 中的每个与多个心脏函数 136a 中的与该特定事件和 / 或情况 134a、136a、图 5 至图 6 相关和对应的子集相关联。最优选地,15 个心动周期事件 134a 中的每个分别识别心动周期的瞬时快照。15 心动周期事件共同考虑单个完整的心动周期。其中最优选地,15 个心脏事件 134a 中的每个与描述在心动周期的特定和 / 或瞬时阶段的多个心脏功能的多个心脏函数 136a 相关联。

[0187] 最优选地,15 个情况和 / 或事件 134a 包括并且考虑分别根据左侧和右侧的状态限定的心动周期的如下事件:

[0188] 事件 1 :心脏两侧均处于心房收缩 ;

[0189] 事件 2 :心脏左侧仍处于心房收缩,心脏右侧处于等容收缩 ;

[0190] 事件 3 :心脏左侧处于等容收缩,心脏右侧处于心房收缩 ;

[0191] 事件 4 :心脏两侧均处于等容收缩 ;

[0192] 事件 5 :心脏左侧处于等容收缩,心脏右侧处于射血阶段 ;

[0193] 事件 6 :心脏左侧处于射血阶段,心脏右侧处于等容收缩 ;

[0194] 事件 7 :心脏两侧均处于射血阶段 ;

[0195] 事件 8 :心脏左侧处于射血阶段,心脏右侧处于等容舒张 ;

[0196] 事件 9 :心脏左侧处于等容舒张,心脏右侧处于射血阶段 ;

[0197] 事件 10 :心脏两侧均处于等容舒张 ;

[0198] 事件 11 :心脏左侧处于等容舒张,心脏右侧处于充盈阶段 ;

[0199] 事件 12 :心脏左侧处于充盈阶段,心脏右侧处于等容舒张 ;

[0200] 事件 13 :心脏两侧均处于充盈阶段 ;

[0201] 事件 14 :心脏左侧处于充盈阶段,心脏右侧处于心房收缩 ;

[0202] 事件 15 :心脏左侧处于心房收缩,心脏右侧处于充盈阶段。

[0203] 最优选地,15 个情况和 / 或事件 134a 中的每个反映相关联的心动周期内事件 134a 并且评估重复特定心脏活动的特定的数学模块和 / 或功能 136a 的集合。

[0204] 可选地,心脏函数 136 提供了血液动力学参数并且最优选地与其相关联,血液动力学参数包括例如,但不限于,流量、循环阻力、流速、流率、壁弹性、腔室容积、压力、变形、血管阻力、血液密度、它们的任何增量或者它们的任何组合等。

[0205] 最优选地,每个心动周期事件 134 及其血液动力学参数可以与选自如下群组的多心脏函数 136 相关联,该群组包括从以下基本建模方程得到的和 / 或基于以下基本建模方程的方程:从广义胡克定律得到的弹性方程;被动杨氏模量;主动杨氏模量;欧拉方程;Moien 方程;质量守恒定律和能量守恒定律。

[0206] 详细查看如描述子阶段 221 至 225 中的仿真处理的图 3 中提供的仿真阶段 220,并且参照图 4A 和图 5 进一步示意性说明。

[0207] 仿真处理优选地开始于阶段 221,其中最优选地,抽象器 110 评估主数据集合 126

中可用的数据以确定主数据集合 126 表示 15 个心动周期事件 134 中的哪个。例如,如图 4A 中所示,该评估优选地由事件分类器 130 执行。

[0208] 如图 4A 至图 4B 和图 7 中所示,事件分类器 130 提供了对心动周期事件 ($S = S_n, n = \{1..15\}$) 的确定,例如如图 7 中更详细示出的,可以通过针对不同心脏腔室中的相对心脏压力评估形成主数据集合 126 的参数来确定心动周期事件。最优选地,事件分类器 130 相对于彼此评估心脏腔室压力。其中,最优选地,抽象器 110 的事件分类器 130 部件确定容积流量增量以及心脏腔室之间的压力比,其包括例如,但不限于, PLA/PLV ;PRA/PRV ;PLV/PAo ;PRV/PPa ;Ipred_LA ;Ipred_LV ;Ipred_RA ;Ipred_RV。基于相对压力评估,抽象器 110,尤其是分类器 130 确定主数据集合限定哪个心动周期事件 (1-15)。

[0209] 接下来,在阶段 222 中,在心动周期事件 ($S = S_n, n = \{1..15\}$) 确定之后,抽象器 110,尤其是事件评估器 132 评估与给定心动周期事件 ($S = S_n$) 相关联的各个心脏函数。例如,如图 4A 至图 4B、图 5 中所示,事件评估器 132 包括与心脏函数模块 136 对应的事件模块 134。一旦被分类器 130 确定和 / 或分类,函数模块 136 提供对具体地与事件模块 134 中限定的各个事件相关联的心脏函数的评估。

[0210] 接下来,在阶段 223 中,在评估与给定心动周期事件 ($S = S_n$) 相关联的心脏函数之后,通过利用函数模块 136 和事件模块 134 的评估器 132,更新形成主参数集合 126 的参数以形成更新数据集合 140,随后通过评估器模块 142 评估更新数据集合 140 用于错误检查和处罚分值分配。可选地,模型评估器模块 142 优选地评估数据集合 140 的形成数据集合 140 的各个参数的完整性、它们随时间的行为、时间趋势和心动周期期间的逻辑发展。

[0211] 接下来,在阶段 224 中,经更新和评估的主数据集合 140 通过形成抽象器 110 的一部分的事件分类器模块 130 进行重新评估以确定下一心动周期事件 (S_{n+1})。可选地,评估处理可以揭示心动周期事件 ($S = S_n$) 保持不变,其中 ($S = S_{n+1} = S_n$),或者更新数据集合 140 指示参数前往下一心动周期事件 ($S = S_{n+1} = S_{n+1}, n = \{1..15\}$) 或者主集合参数指示参数退回前一心动周期事件 ($S = S_{n+1} = S_{n-1}, n = \{1..15\}$)。例如,参数 (数据集合 140) 可以反映当前心脏事件被事件 5 反映,在通过与事件 5 (134,具体地 134a5,图 5 至图 6) 相关联的心脏函数 (136) 进行参数评估 (通过评估器 132) 之后,事件可以演进至保持在同一事件 5 (134a5) 或变为 (+/-1) 紧接之后的事件,即事件 6 (134a6),或者紧接之前的事件 4 (134a4)。

[0212] 最优选地,如上文所述,通过事件模块 134 和心脏函数模块 136 的心动周期事件 (1-15) 的重复评估处理以及更新数据集合 140 从初始阶段起以连续的方式持续至少单个完整的心动周期,通过经由所有 15 个事件循环至少一次来识别单个心动周期,其中确保至少一个完整的周期。可选地和优选地,仿真阶段可以提供对多个心动周期的仿真。

[0213] 接下来,在阶段 225 中,使主集合循环通过至少一个完整的周期 (事件 1-15),随后通过附加的心动周期事件 134b 和函数 136b (图 5) 来评估主集合。最优选地,心动周期事件和函数 134b ;136b 对压力调节处理建模。可选地和优选地,这些心动周期事件和函数 134b ;136b 被提供用于针对每搏量参数按照需要重新评估和调整主集合,并且针对各个 4 个心脏腔室中的每个进行评估。

[0214] 最优选地,在心动周期事件和函数 134b ;136b 的评估之后,据此更新和 / 或调整数据集合 140,提供事件分类器模块 130 评估心动周期状态,并且如阶段 222 至 224 中描述

的进行连续调整,以在新的心动周期中评估与心脏事件 134 相关联的多个心脏函数 136。可选地,可以通过抽象器 110 对多个心动周期进行仿真。

[0215] 最优选地,在进行初始模型稳定性评估处理(阶段 230)之前,该重复评估,即阶段 222 至 225 持续至少三个并且高达约 30 个心动周期。

[0216] 接下来,在阶段 230 中,在可选地和最优选地至少三个心动周期仿真之后,可以通过比较与所有心脏腔室,尤其是左心室、右心室相关联的所有压力血液动力学参数特性以及结束舒张压力心血管参数,以检查它们是否平衡,利用模型评估器 142 来评估稳定状态。

[0217] 在前往阶段 240 之前,如果未决模型未达到稳定状态,则系统回返并且继续仿真阶段 220 高达约 30 个心动周期,直到模型达到稳定状态为止。

[0218] 可选地,如果在 30 个周期的仿真中没有达到稳定状态,则系统回返到初始化阶段 210,其中重置主数据集合。最优选地,通过形成新的补充数据集合 122 对重置的主数据集合进行重置并且随后重新评估形成新的主数据集合 126 的建模数据集合 124 以抽象新模型。可选地,可以利用如本领域已知的最优化技术来抽象改进的补充数据集合 122,例如利用交叉熵方法。

[0219] 可选地,如果达到主数据集合 126 稳定状态,则抽象器 110 和仿真处理前往阶段 240 中的通过模型评估器模块 142 的抽象模型评估。在阶段 240 中,相对于在阶段 200 中获得的输入数据集合 120 评估所抽象的模型的形成主数据集合的各个参数的完整性以及它们随时间的行为、时间趋势和心动周期期间的逻辑发展。

[0220] 例如,模块 142 确定可以基于随时间的参数行为和 / 或相对于形成输入集合的测量参数而提供的处罚分值。例如,可以相对于关于心脏腔室的压力分布和 / 或梯度(确保它们是合理的),心动周期期间的腔室容积;流量参数;相对于输入数据集合的解剖参数来分配处罚分值。可选地,分配给心脏参数和 / 或与其相关联的处罚可以是成比例的。

[0221] 最优选地,相对于阈值评估处罚。可选地,如果处罚分值在阈值以上,则重置抽象处理并且系统回返初始化阶段,即阶段 210,其中重置主参数集合。最优选地,通过形成新的补充数据集合对重置的主数据集合进行重置并且随后确定建模数据集合。随后,对新的抽象处理进行初始化,如前文描述的阶段 210 至 240。

[0222] 可选地,如果处罚分值在阈值以下,则通过设定随后可被用于个人化心脏监控的个人化建模数据集合 150(表 4),在阶段 250 中设定抽象模型。最优选地,在个人化模块 150 提供的阶段 250 中,最优选地通过将建模参数集合 150 限定为系统常数来限定抽象模型,最优选地使得建模参数被存储在抽象器 110 中,其转而确定和限定抽象的个人化心脏模型。

[0223] 最优选地,阶段 200 至 250 限定根据本发明的与心脏模型的仿真和抽象相关联的第一阶段。也在图 4B 中示出,阶段 300 至 350 限定提供通过在阶段 250 中限定的抽象心脏模型来监控多个心脏参数的处理的阶段 2。

[0224] 如图 4B 中所示,在第二阶段期间,基于至少一个或更多个测量输入数据集合 152 利用阶段 1 中抽象的个人化心脏血液动力学模型 150 来监控心脏参数。监控优选地开始于阶段 300,可选地通过可选的辅助装置 50,例如前文所述的图像装置、图像处理器或非影像测量装置等装置来获得测量输入数据集合 152。可选地,测量输入数据集合 152 可以在实时监控中通过辅助装置 50 测量,或者通过例如利用设置在计算机可读介质上的存储数据的离线监控提供。

[0225] 可选地和优选地,测量输入数据可以包括心脏参数的最小数据集合 152,例如至少一个或更多个心脏参数。最优选地,这可以用于生成作为输出监控数据集合 158 的完整的心脏参数集合,提供对难于获得的心脏和血液动力学参数的访问。

[0226] 最优选地,输入测量数据集合 152 和抽象的和个人化的建模数据集合 150 组合以形成监控数据集合 154。最优选地,监控提供了对在输入测量数据集合 152 中不能得到的心脏参数的说明,其中监控数据集合 154 提供了数据集合 152 中可用的数据的外推,以监控在不施加侵入式测量的情况下难于测量或获得的心脏和血液动力学参数。

[0227] 接下来,在阶段 320 中,如前文所述,通过利用事件分类器 130、事件评估器 132 的组合效用评估监控数据集合 154 来提供监控,以针对心动周期事件 134 和它们相应的函数 136 评估监控数据集合 154。最优选地,在阶段 320 期间,在通过评估器 132 的评估之后监控仿真,数据更新模块 138 调整形成监控数据集合的参数并且将其更新为更新数据集合 156 以及更新数据集合 140,其包括对在评估心脏方程 136 时利用的参数、系数和常数的更新。如前文所述,如前文参照图 3 的阶段 220 至 225 描述的,通过利用具体地与 15 个心动周期事件 134 相关联的心脏方程 136 来更新和评估监控数据集合 154。如前文所述,优选地以 10ms 的频率评估监控数据集合 154,使得按每 10ms 的数据通过事件分类器 130、事件评估器 32 针对事件 134 和相关联的函数 136 评估新的情况,并且随后通过数据更新模块 138 更新数据集合 154,这针对输入数据 152 的时长来执行,用于在已评估完整的数据集合 154 时形成输出监控数据集合 158。

[0228] 接下来,在阶段 350 中,在提供输入集合 152 的整个时长的仿真之后,系统输出包括作为输入或赠送数据的例如表 1 中确认的参数的多个心脏和 / 或血液动力学监控参数的输出数据集合 158。

[0229] 可选地和优选地,监控心脏输入参数的最小输入集合 152 可以例如选自:通过导管插入的直接压力测量、心动周期期间的主动脉管腔、Ao 瓣膜打开和关闭时间、主动脉中的血液流速、Ao 瓣膜上的血液流速、心动周期期间的肺动脉管腔、肺动脉中的血液流速、PA 瓣膜上的血液流速、收缩和舒张左心室直径、二尖瓣打开和关闭时间;心动周期期间的左心室容积;左心房直径;左心房面积最大值;左心房面积最小值;左心室收缩壁厚度;左心室舒张壁厚度;通过二尖瓣的血液流速;心动周期定时;收缩右心室长径;舒张右心室长径;收缩右心室短径;舒张右心室短径;右心房直径;右心房最大面积;右心房最小面积;通过三尖瓣的血液流速。

[0230] 可选地和优选地,如前文所述,从输入数据集合 152 到监控输出集合 158 的监控处理可以相对于记录的输入影像监控数据离线执行。可选地,监控可以在个人的主动实时监控期间利用影像数据基本上实时地在线执行,以基于基本上实时地获得的输入监控数据集合 152 基本上实时地提供输出监控参数数据集合 158。

[0231] 最优选地,作为监控结果的阶段 350 的心脏参数监控输出 158 可以包括例如,但不限于,选自如下群组的至少一个和更优选地多个输出参数,所述群组包括例如,但不限于:左心室压力;右心室压力;左心房压力;右心房压力;主动脉中的压力;肺动脉中的压力;全身循环的动脉、毛细血管和静脉分量中的压力下降;肺循环的动脉、毛细血管和静脉分量中的压力下降;左心室容积;右心室容积;左心房容积;右心房容积;主动脉管腔;PA 管腔;左心室壁厚度;右心室壁厚度;左心室心肌内张力和应力;右心室心肌内张力和应力;主动

脉中的血液流速；肺动脉中的血液流速；通过主动脉瓣的血液流量；通过 PA 瓣膜的血液流量；通过二尖瓣的血液流量；通过三尖瓣的血液流量；全身循环阻力；肺循环阻力；右心室压力 - 容积关系；左心室压力 - 容积关系；心包压力；心包容积等，或者它们的任何组合。

[0232] 如图 4B 中所示，监控输出数据集合 158 可以经历另外的例如通过模型评估器模块 160 的评估和 / 或分析以评估输出监控数据 158 的质量。

[0233] 评估器模块 160 可以提供对根据本发明的第三阶段的执行，其中重新评估抽象模块以识别在抽象个人化心脏血液动力学模型 150 之后出现的心脏重新建模的任何情况。

[0234] 可选地，可以在任何一个或多个事件之后，提供包括模型 150 重新评估的第三阶段，所述事件包括例如，但不限于，医疗干预，个人化药物简档、患者简档、疾病简档的改变，生理事件，生物事件，解剖事件，直接或间接影响心血管功能的事件等事件，或者它们的任何组合。例如，可以在如下心脏事件之后重新评估模型，其包括例如，但不限于，梗塞、中风、癫痫、心脏病发作、手术、安装支架、血管重建术、微创手术、瓣膜更换手术、例如壁变厚的任何感测的解剖改变等，或者它们的任何组合。

[0235] 可选地，在通过模块 160 评估之后，可以将输出数据集合 158 传递到输出模块 104。可选地，模块 104 可以提供与可选的辅助装置 50 的输出监控数据集合 158 的通信，辅助装置 50 包括例如，但不限于，显示器、打印输出、计算机可读介质、计算机、服务器、智能电话、移动通信装置、健康护理系统、第三方装置、影像装置、专用装置等，或者它们的任何组合。可选地，输出模块 104 可以传递输出监控集合 158，用于进一步处理、显示、打印、分析等，这可由可选的辅助装置 50 执行。

[0236] 图 5 示出了例如如前文所述协同作用以确定当前心动周期事件并且随后应用并评估与特定事件相关联的心脏函数以便更新各个数据集合 126、154、140、138 的事件分类器模块 130 和事件评估器 132 的完整视图。事件分类器 130 评估当前数据集合以确定数据中反映哪个事件。在图 7 中所示的流程图中示出了评估处理。分类器 130 通过左侧和右侧两侧的各个心脏腔室中的相对压力和复极化 - 去极化定时来确定事件。分类器 130 可选地和优选地评估比，其包括例如，但不限于，选自以下中的至少一个或多个：PLA/PLV；PRA/PRV；PLV/PAo；PRV/PPa；Ipred_LA；Ipred_LV；Ipred_RA；Ipred_RV 等，或者它们的任何组合。

[0237] 可选地和优选地，分类器 130 提供了对心动周期内事件 (134a) 或心动周期间事件 (134b) 二者的识别，其中分类器 130 可以识别心脏内事件或心脏间事件二者。

[0238] 现在参照示出了通过分类器 130 描绘不同事件和 / 或情况的方法的图 7 的流程图。如前文所述，在左侧和右侧两侧评估相对压力参数和复极化 - 去极化定时，如 PLA/PLV；PRA/PRV；PLV/PAo；PRV/PPa；Ipred_LA；Ipred_LV；Ipred_RA；Ipred_RV 所提供的，以识别选自以下状态的每个心脏腔室的状态：心房收缩、等容收缩、射血、等容舒张和充盈。随后心脏腔室右侧相对左侧的状态被交叉参考以限定如表 2 中确认的不同的心动周期事件 1 至 15。

[0239] 首先，在阶段 701 中，分别确定左侧 (701L) 的主动脉瓣和右侧 (701R) 的肺动脉瓣的状态。

[0240] 在阶段 701L 中，评估器确定主动脉压力 (PAo) 是否大于左心室压力 (PLV) 以确定主动脉瓣打开还是关闭。如果压力高于 LV 中的压力，则主动脉瓣打开，指示左侧的特征为

处于 LV 射血状态,根据右侧的心脏状态,这可以应用于表 2 中概述的事件 6、7 或 8。最优选地,标志指示符 j_L 被设定为二进制值,其指示射血阶段的开始,例如所示出的 $j_L = 0$ 。最优选地,如将描述的,标志指示符 j_L 被提供用于在以后阶段,即阶段 706 处的心房收缩的正确定时和 / 或开始之间准确解释。最优选地,指示符 j_L 的值不变,直到心脏阶段和 / 或状态是心房收缩的该时间,其中 $j_L = 1$ 。

[0241] 如果主动脉压力大于左心室压力,指示主动脉瓣关闭,则该方法前往下述阶段 702L 以确定二尖瓣的状态。

[0242] 在并行阶段 701R 中,分类器检查肺动脉 (PPa) 压力是否大于右心室压力 (PPV) 以确定肺动脉瓣 (PAV) 的状态。

[0243] 如果压力高于右心室中的压力,指示肺动脉瓣打开,右心室的特征为处于 RV 射血状态,根据左侧的心脏状态,这可以应用于表 2 中概述的事件 5、7 或 9。最优选地,标志指示符 j_R 被设定为二进制值,其指示射血阶段的开始,例如所示出的 $j_R = 0$ 。最优选地,如将描述的,标志指示符 j_R 被提供用于在以后阶段,即阶段 706 处的右心房收缩的正确定时和开始之间准确解释。最优选地,指示符 j_R 的值不变,直到心脏阶段和 / 或状态是心房收缩的该时间,其中 $j_R = 1$ 。

[0244] 如果 PA 压力大于 RV 压力,指示肺动脉瓣关闭,则该方法前往阶段 702R 以进一步解释三尖瓣的状态。

[0245] 接下来,在阶段 702R/L 中,分类器 130 分别确定在左侧通过主动脉的最大血液速度和在右侧通过肺动脉的最大血液速度是否低于或等于零。如果通过各个瓣膜的速度低于或等于零,则右侧的心脏状态是与事件 8、10、12 对应的等容舒张,而左侧的状态也是与事件 9、10、11 对应的等容舒张,如表 2 中概述的那样。

[0246] 然而,如果通过各个瓣膜的最大血液流量是正的,则该方法前往阶段 703 以进一步解释心脏状态。

[0247] 接下来,在阶段 703 中,在两侧 703R、703L 将心室中的压力与心房中的压力进行比较以评估心室中的压力是否大于心房中的压力。该评估提供了对二尖瓣 (左侧) 和三尖瓣 (右侧) 的状态的推断以确定瓣膜打开还是关闭。

[0248] 如果压力高于心房中的压力,则二尖瓣打开,心脏腔室状态是心室充盈或心房收缩,这将通过下文讨论的阶段 706 的评估来确定。

[0249] 如果压力高于心室中的压力,则确定状态处于等容,其中在阶段 704 中确定等容舒张或等容收缩的确切状态。

[0250] 接下来,在阶段 704 中,在左右两侧分别评估通过心房 (二尖瓣或三尖瓣) 的流速。如果流量是正的 (大于零),则确定状态处于与右侧的情况 8、10、12 和左侧的事件 9、10、11 对应的等容舒张。

[0251] 如果确定心房流速是负的,和 / 或等于零,则确定状态处于与右侧的事件 2、4、6 和左侧的事件 3、4、5 对应的等容收缩。

[0252] 接下来,由于心脏状态是等容收缩,阶段 705 提供了对通过各个二尖瓣或三尖瓣的回流的任何情况的识别。

[0253] 接下来,在阶段 703 之后的阶段 706 中,其中如上文所述,分类器确定心房中的压力高于心室中的压力,其中左侧的二尖瓣打开而右侧的三尖瓣关闭,并且因此心脏腔室状

态是心室充盈或心房收缩。为了在心室充盈和心房收缩之间解释,利用指示符 jR/jL 。

[0254] 首先在阶段 706 中,分别检查指示符 jL 和 jR 以识别心房收缩状态。如果 jR/jL 指示心房收缩,则该状态与右侧的事件 1、3、14 和左侧的事件 1、2 和 15 相关联。

[0255] 如果指示符 jR/jL 不指示心房收缩,其中 $jR/jL = 0$,则如所示出的,利用阶段 707 确定心脏状态处于收缩还是充盈。

[0256] 在阶段 707 中,分类器 130 确定心房的复极化 - 去极化定时,评估 I_{pred_RA} 和 I_{pred_LA} 以确定当前时间点去极化之前还是之后。

[0257] 如果当前时间点去极化之前,则确定状态是心室充盈,与表 2 中所示的右侧的事件 11、13、15 和左侧的事件 12、13、14 对应。

[0258] 如果当前时间点等于去极化或在去极化之后,则确定状态是心房收缩,与表 2 中所示的右侧的事件 1、3、14 和左侧的事件 1、2、15 对应。此时,指示符 jR/jL 被更新以向系统指示心房收缩的状态,向其提供值 $jR/jL = 1$ 。

[0259] 回来参照图 5,在通过事件分类器模块 130 确定事件之后,事件评估器 132 提供迭代处理,其使事件模块 134 和心脏函数模块 136 结合并相关。事件模块 134 提供事件的识别以及事件对该特定事件所特有的模块 136 中的多个心脏函数的子集的映射和 / 或相关。事件子模块 134 识别如分类器 130 所描绘的事件类型并且检查数据集需要通过子模块 134b 进行周期间调解处理还是通过模块 134a 应用周期内处理。模块 134 根据相对于整个周期的事件定时来确定所需的子模块 134a、134b,即如果整个心动周期已被处理,例如通过事件 1 至 15 的至少一个循环,则子模块 134b 被激活;而如果显示事件在周期内,例如事件仍未循环通过所有事件 1 至 15,则利用子模块 134a。

[0260] 心脏函数模块 136 包括对心脏血液动力学活动建模的多个心脏函数的库,其包括例如,但不限于,从广义胡克定律得到的弹性方程;被动杨氏模量;主动杨氏模量;欧拉方程;Moynihan 方程;质量守恒定律和能量守恒定律,它们的任何推导或组合。

[0261] 心脏函数模块 136 结合事件模块 134 起作用以通过各个事件评估并更新数据集。因此,心脏函数模块 136 包括用于通过应用例如表 3 中所示的与特定事件相关联的适当的心脏函数集合来评估心动周期内事件的子模块 136a 和评估心动周期间事件的子模块 136b。

[0262] 子模块 136b 可以在已呈现整个周期之后被激活并且最优选地在事件模块 134 识别其中数据集反映心脏状态处于如下状态的情况时被激活:在左侧或右侧的任一侧在充盈之后并且在心房收缩之前和 / 或在心房收缩之后在等容收缩之前。最优选地,子模块 136b 包括关于每个事件和每侧的心动周期期间函数,可以提供例如对 I_{pred_RV} 、 I_{pred_LV} 、 I_{pred_RA} 、 I_{pred_LA} 、 R_EVDreg (右侧收缩前容积相关调节)、 L_EVDreg (左侧收缩前容积相关调节)、 R_regul (右侧压力相关调节)、 L_regul (左侧压力相关调节)的确定。

[0263] 在通过基于事件模块 134 选择的模块 136 中的心脏函数评估数据集之后,评估器 132 根据心脏函数的结果更新并传递数据集的参数。

[0264] 图 6 提供了通过本发明的抽象器 110 控制的事件分类器 130 和事件评估器 132 的协同功能的进一步图示。图 6 相对于每个事件和设置在子模块 136a1-15 中的相应的心脏函数示出了周期内事件 1..15 的类型,周期内事件 1..15 与它们的特定的事件子模块 134a1-15 相关联。相似地,相对于左侧和右侧二者的周期间事件的各个事件子模块

134b1-4 和相应的心脏函数 136b1-4 示出了左侧和右侧二者的周期间事件。

[0265] 尽管参照数目有限的实施例描述了本发明,但是将认识到,可以进行本发明的许多变化、修改和其他应用。

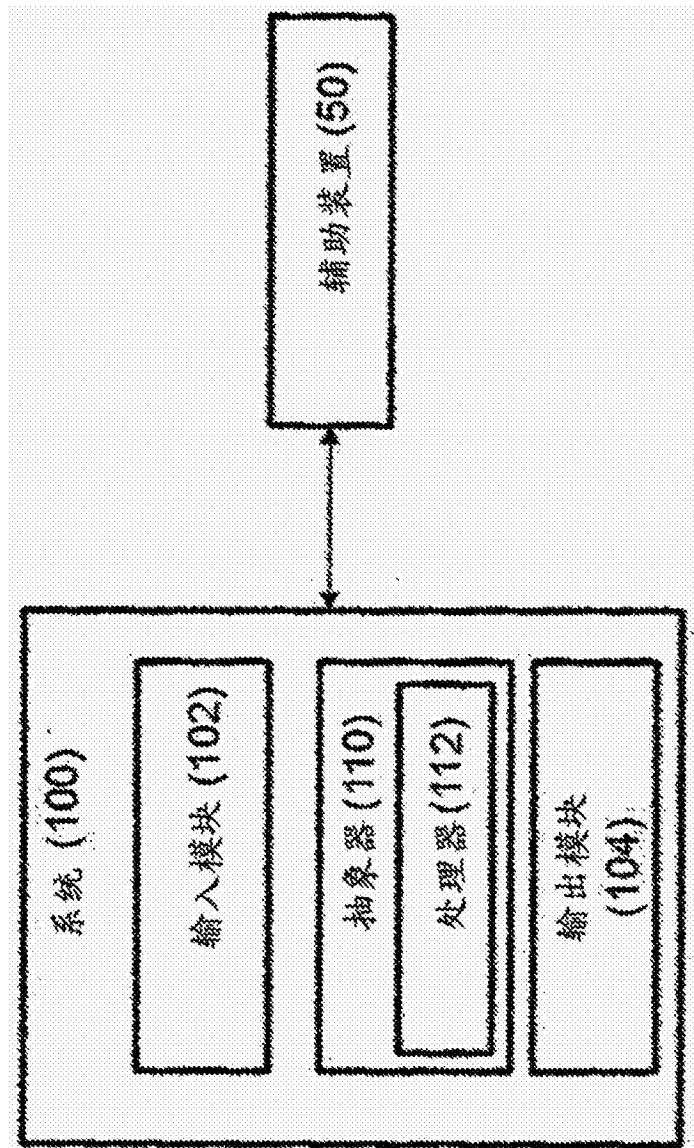


图 1

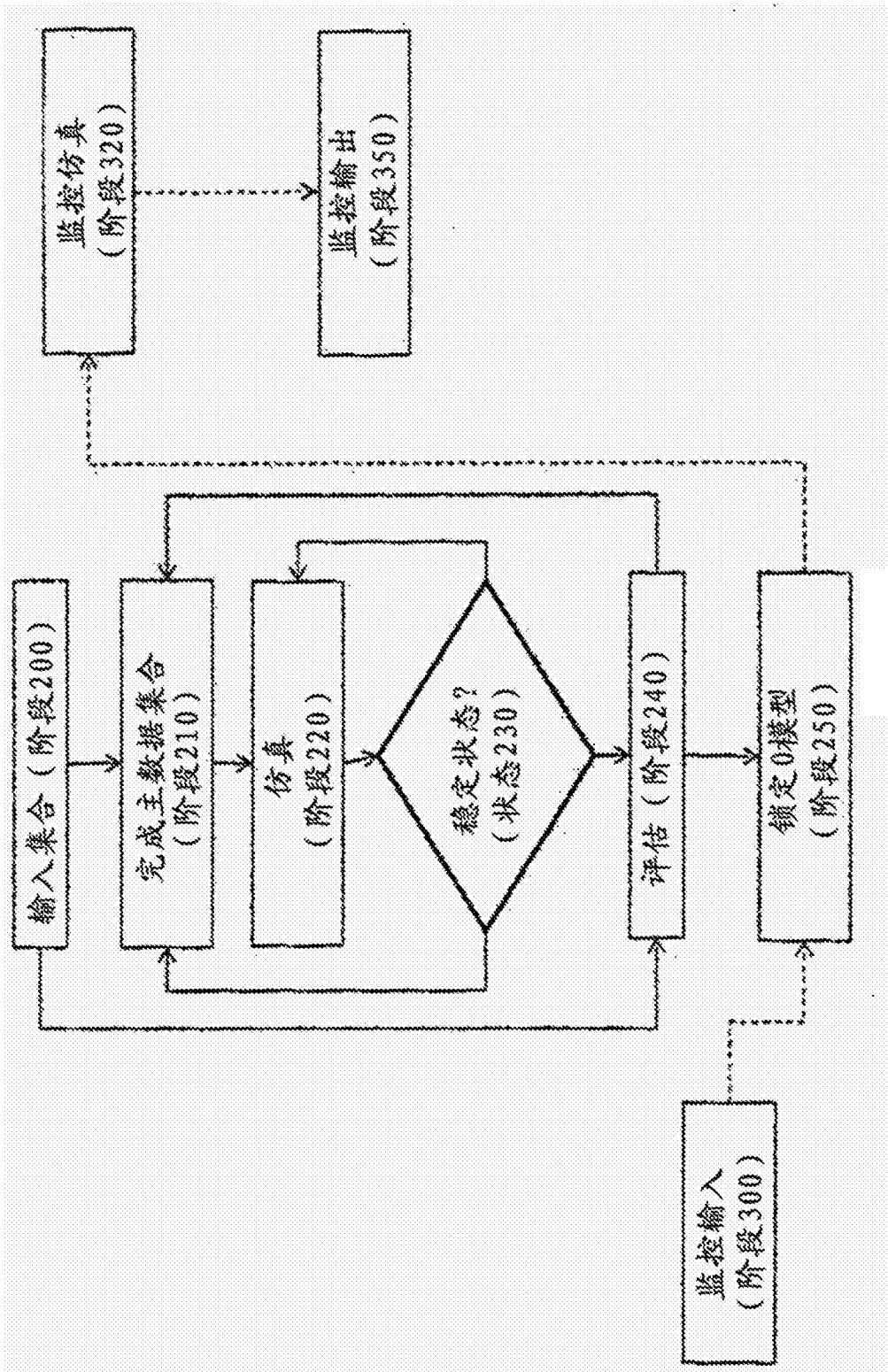


图 2

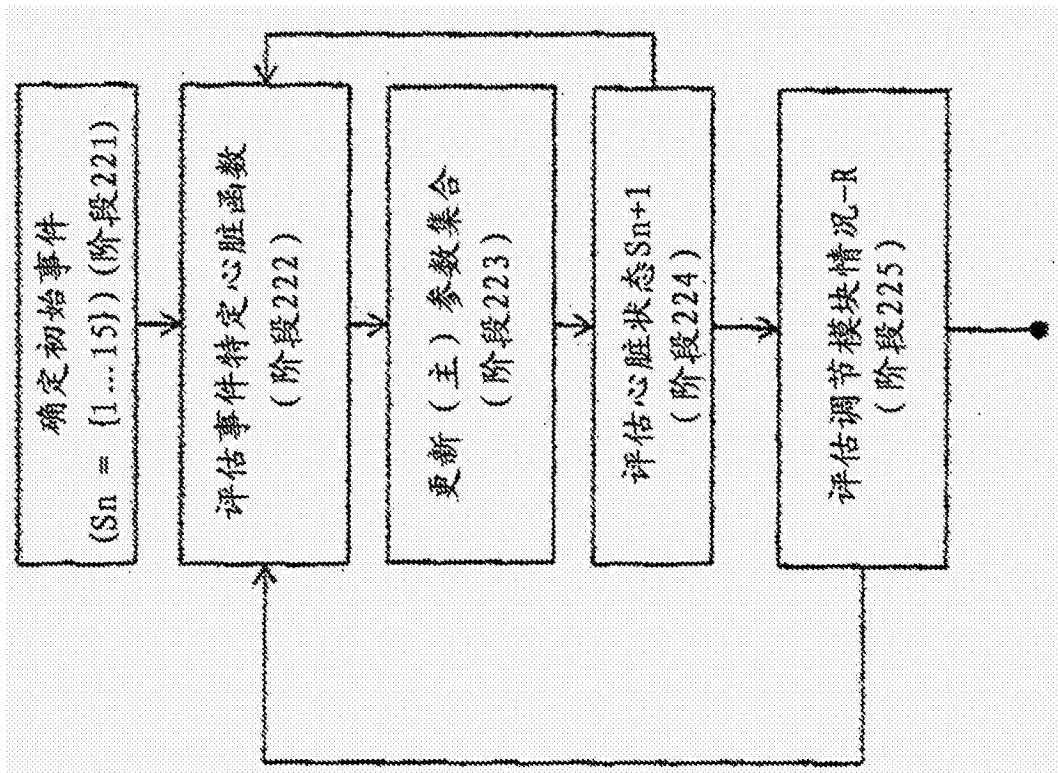


图 3

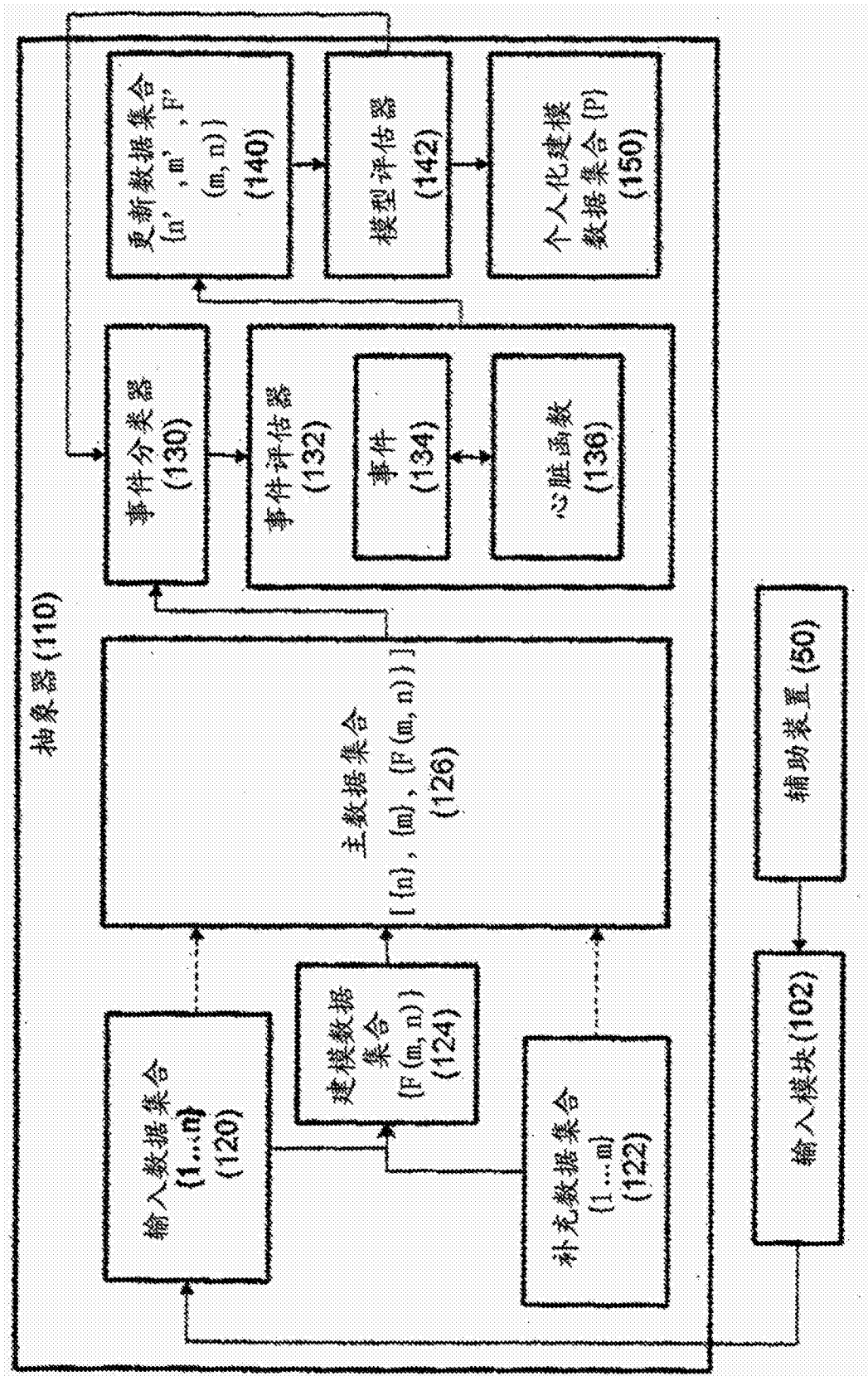


图 4A

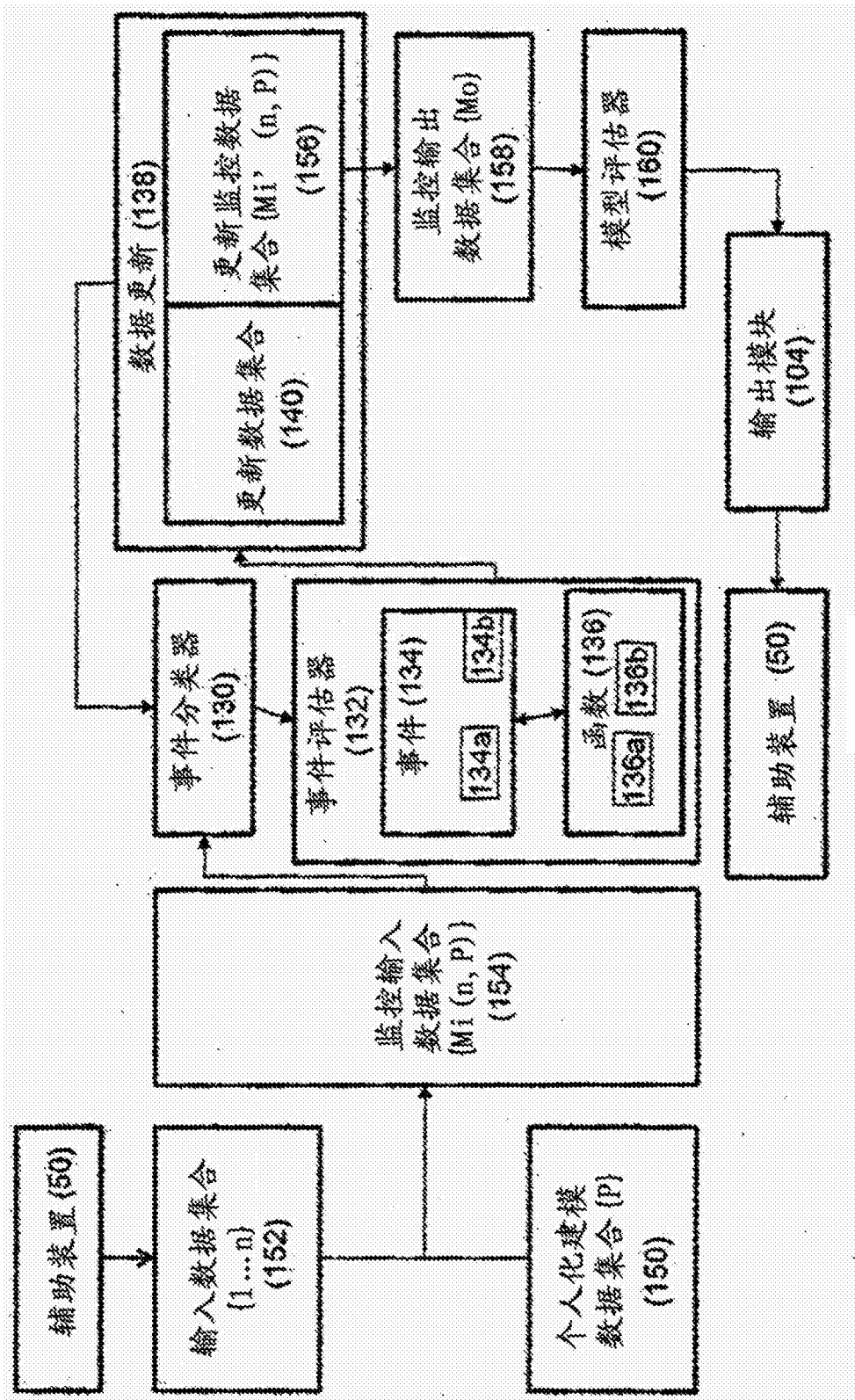


图 4B

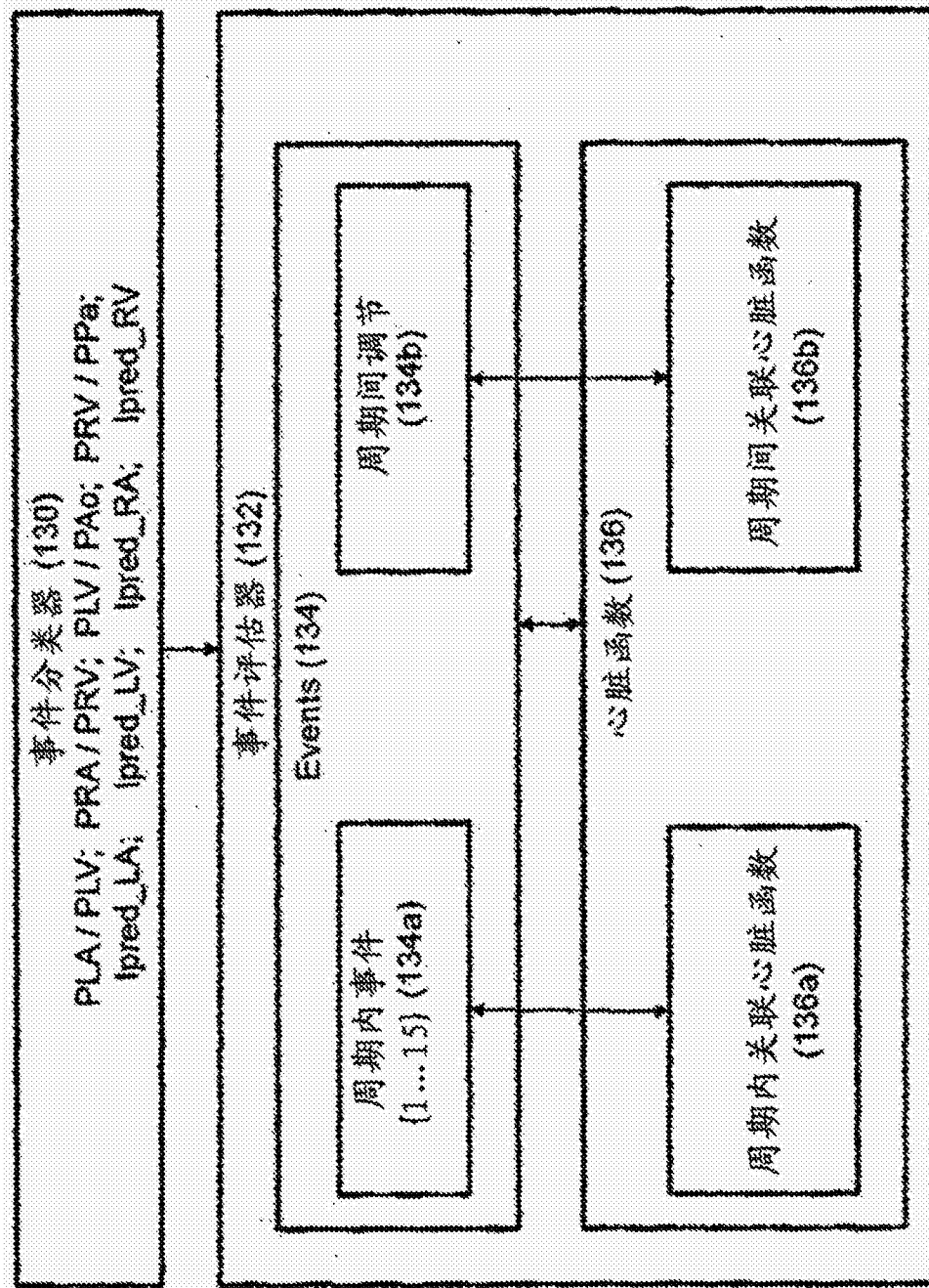


图 5

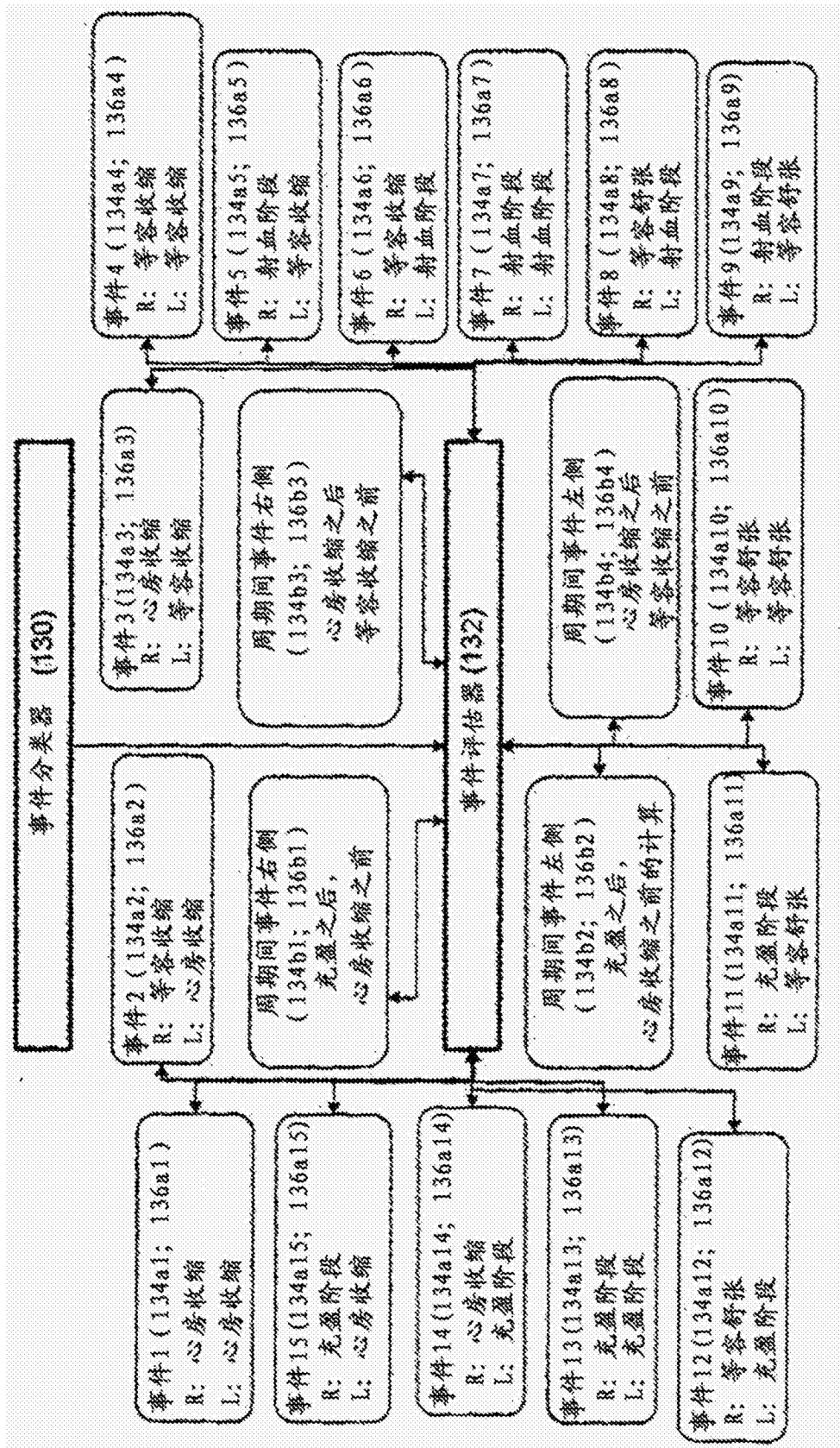


图 6

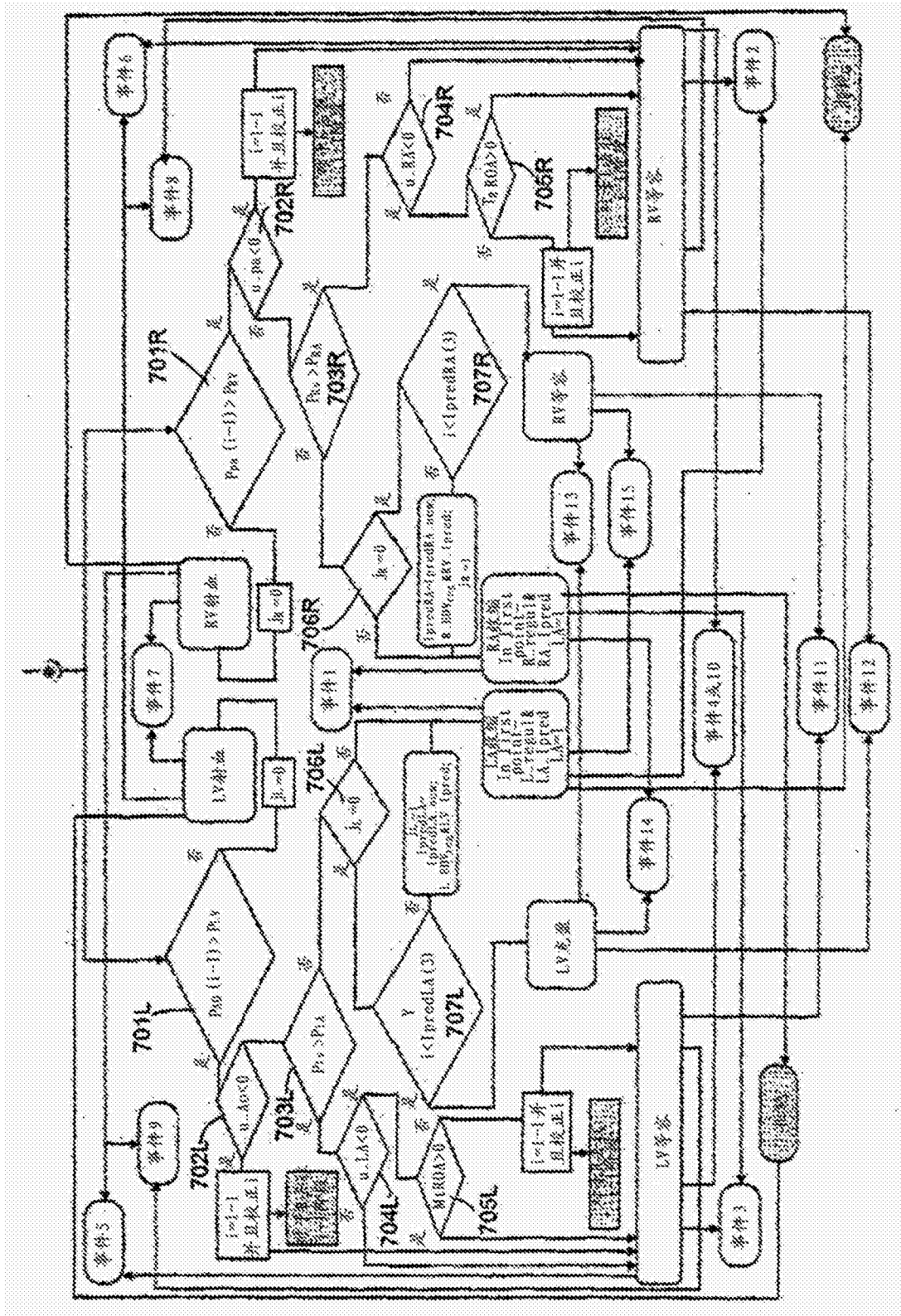


图 7

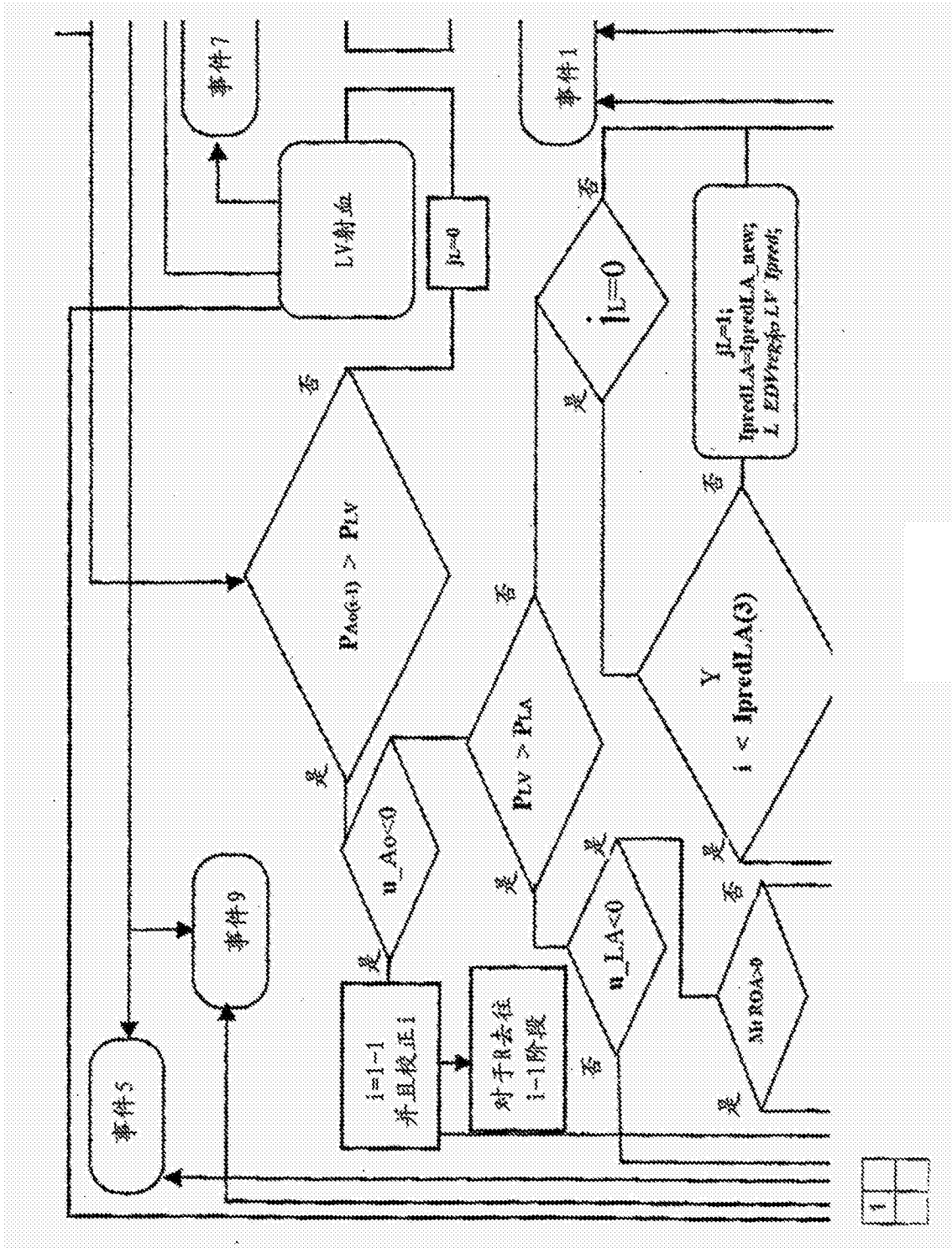


图 8A

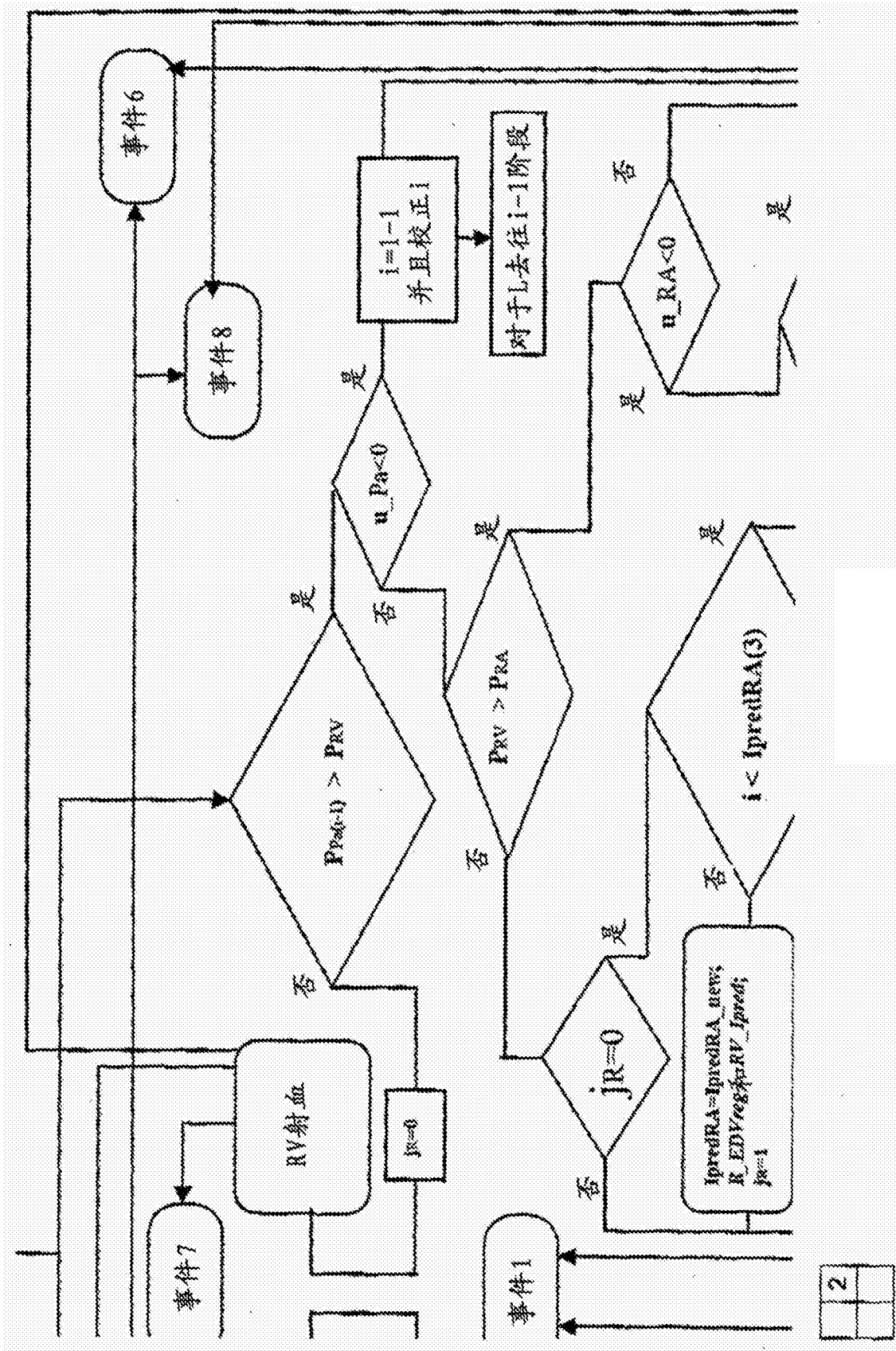


图 8B

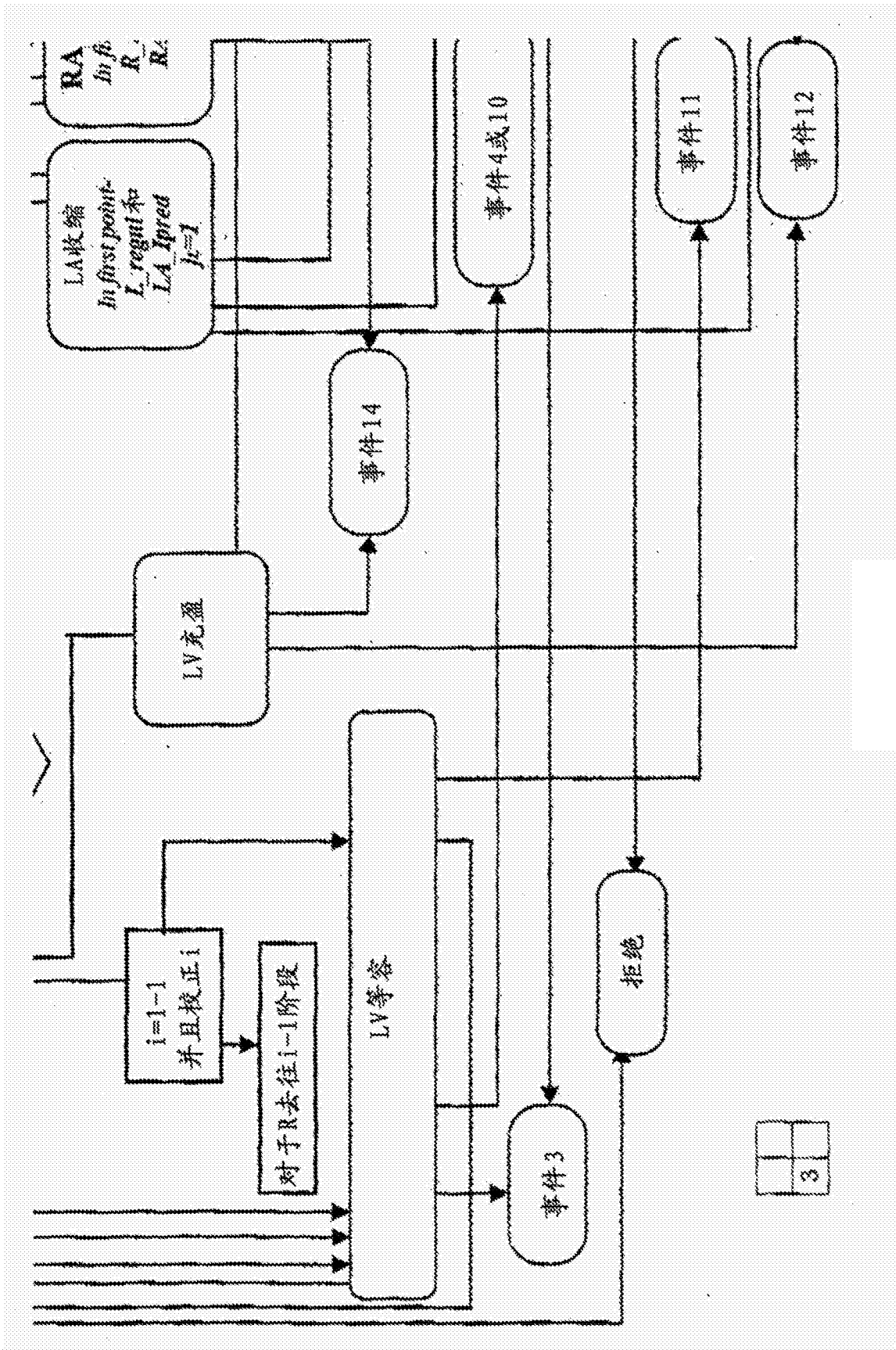


图 8C

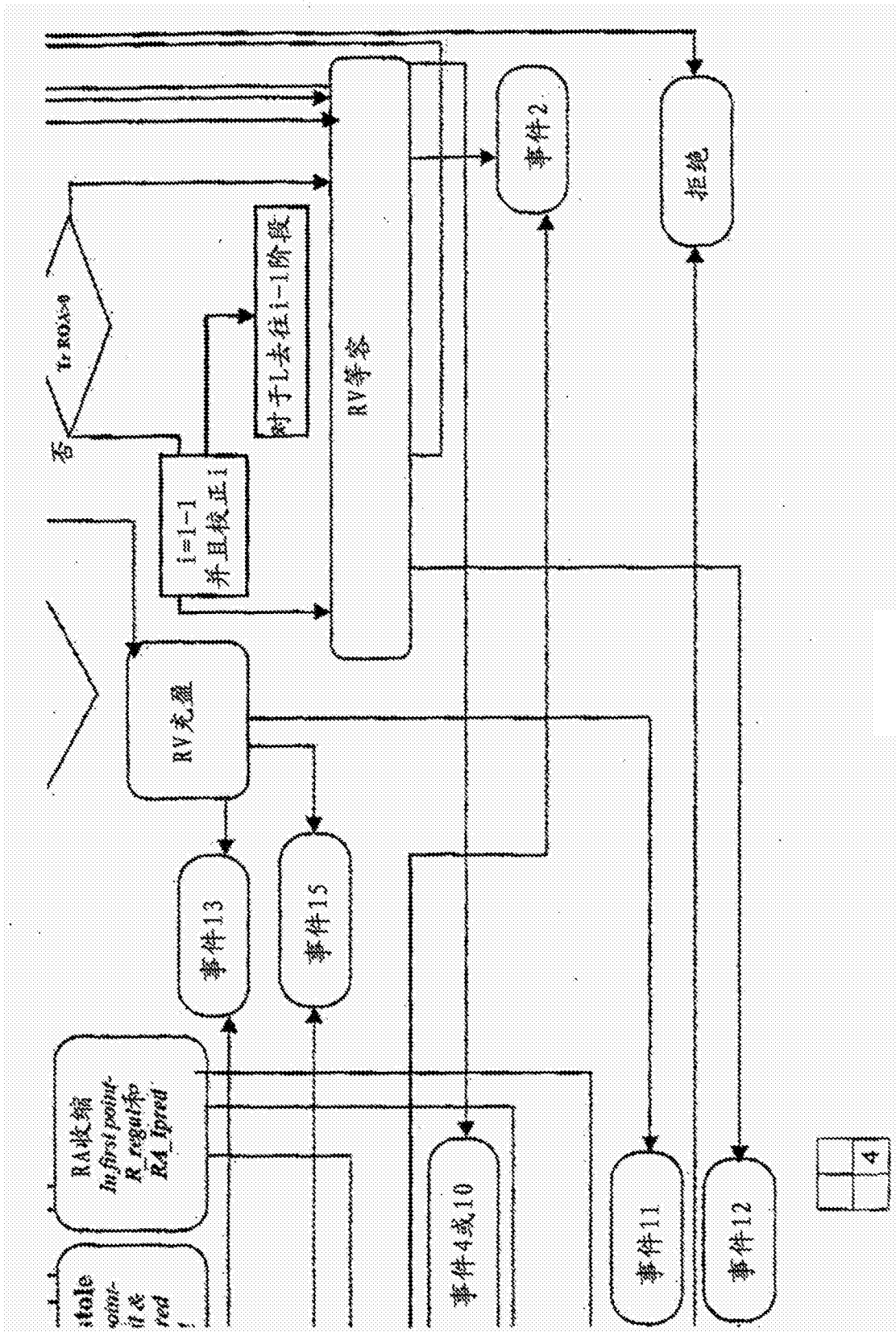


图 8D