



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107106015 A

(43)申请公布日 2017.08.29

(21)申请号 201580053996.5

(22)申请日 2015.07.03

(30)优先权数据

1450923-6 2014.08.05 SE

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.04.05

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/SE2015/050784 2015.07.03

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/022052 EN 2016.02.11

(71)申请人 英诺瓦科公司

地址 瑞典瓦克斯霍尔姆

(72)发明人 S.伦德贝克 J.约翰逊

F.伯格霍尔姆

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 孙鹏 杜荔南

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/055(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 6/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

G06F 19/00(2011.01)

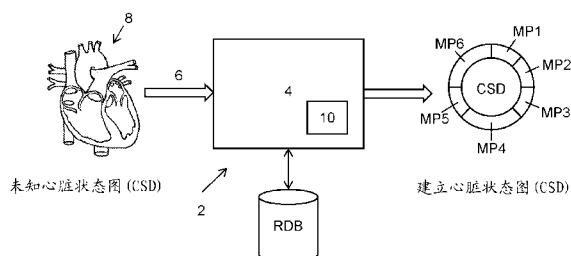
权利要求书3页 说明书28页 附图12页

(54)发明名称

心脏状态监视系统

(57)摘要

一种心脏状态系统,包括被配置成接收包括来自在心脏(8)内部或外面的一个或许多登记点或区域或者与之有关的参数的输入信号(6)的处理单元(4)以及在该处存储一个或许多搜索工具的存储单元(10)。处理单元(4)被配置成通过应用所述搜索工具来处理输入信号(6)以识别兴趣点(POI),其是特征点、模式和/或群组模式。处理单元(4)进一步被配置成搜索并识别所述POI之中的全局和/或区域性事件标志以评估心脏的流体力学和/或流体动力功能。优选地,所述已识别事件标志中的至少某些被关联到根据动态自适应活塞泵(DAPP)技术定义的AV活塞。



1. 一种心脏状态系统,包括

处理单元(4),其被配置成接收输入信号(6),该输入信号(6)包括来自心脏(8)内部或外面的一个或许多登记点或区域或者与之有关的参数,并且所述输入信号是在至少一个心脏循环的时间长度期间获得的;以及存储单元(10),在该处存储了一个或许多搜索工具,

其特征在于处理单元(4)被配置成通过应用所述搜索工具来处理输入信号(6)以识别兴趣点(POI),其中,根据心脏和循环系统中的不同组织和/或流体力学力之间的相互作用在一个心脏循环中的力学事件链期间如何改变的基于规则的模型来将所述POI分类,以评估心脏的流体力学和/或流体动力功能,其中所述基于规则的模型是基于事件和定时功能规则的模型。

2. 根据权利要求2所述的心脏状态系统,其中所述基于规则的模型基于动态自适应活塞泵(DAPP)技术。

3. 根据权利要求1或2所述的心脏状态系统,其中所述处理单元(4)使用一个/多个搜索工具,其被配置成识别表示容易地可识别的心脏事件的来自所述POI的输入信号(6)中的简单特征点(SLM)。

4. 根据权利要求1—3中的任一项所述的心脏状态系统,其中所述一个/多个搜索工具进一步被配置成识别至少一个心脏循环和在时间上划分所述心脏循环的六个主要阶段(MP1—MP6)中的一个或多个主要阶段以建立心脏状态图(CSD)。

5. 根据权利要求1—4中的任一项所述的心脏状态系统,其中所述一个/多个搜索工具进一步被配置成在所述POI之中搜索和识别全局和/或区域性事件标志、模式和/或群组模式以评估心脏的流体力学和/或流体动力功能。

6. 根据权利要求1—5中的任一项所述的心脏状态系统,其中,所述一个/多个搜索工具进一步被配置成搜索被关联到AV活塞和/或心室间隔(IVS)的运动的事件标志、模式和/或群组模式。

7. 根据权利要求1—6中的任一项所述的心脏状态系统,其中所述处理单元(4)被通过使用所述基于规则的模型而进一步配置成从被关联到AV活塞运动的两个或更多登记点搜索并分析在心脏肌肉内的张力已经校平AV活塞的运动模式中的任何不平衡之前和/或之后的局部/区域性/分段差异。

8. 根据权利要求1—7中的任一项所述的心脏状态系统,其中所述处理单元(4)被通过使用所述基于规则的模型而进一步配置成用来自在心脏外面的一个或多个登记点的输入信号来搜索并分析全局流体力学/动力功能。

9. 根据权利要求1—8中的任一项所述的心脏状态系统,其中所述处理单元(4)被通过使用所述基于规则的模型而进一步配置成通过使用来自在心脏外面的登记点的或多或少地反映可以用来确认事件的定时和模式的反作用力的两个或更多输入信号来搜索和分析心脏的全局流体力学/动力功能。

10. 根据权利要求1—9中的任一项所述的心脏状态系统,其中所述处理单元(4)被通过使用所述基于规则的模型而进一步配置成通过使用来自包括被关联到IVS运动的登记点的外部 and 内部登记点的两个或更多输入信号来搜索和分析心脏的全局/局部流体力学/动力功能。

11. 根据权利要求1—10中的任一项所述的心脏状态系统,其中如果并非心脏状态图

(CSD)的全部六个主要阶段都已被识别,则基于规则的模型和处理单元(4)进一步被配置成迭代地连接到参考数据库(RDB)以识别遗漏的一个或多个主要阶段,其中所述参考数据库(RDB)包括已分类数据,其表示具有全局和局部事件标志、模式、群组模式及其它心脏相关数据和信息的完整心脏状态图(CSD)。

12.根据权利要求1—11中的任一项所述的的心脏状态系统,其中如果全部六个主要阶段都已被识别,则处理单元(4)被通过使用所述基于规则的模型而进一步配置成将根据预定分类方案及其它心脏相关数据和信息在有或没有分数指数的情况下分类的全局和局部事件标志、模式和群组模式传输到所述参考数据库(RDB)。

13.根据权利要求1—12中的任一项所述的的心脏状态系统,其中所述心脏状态系统包括模拟器系统,其被配置成将新建立的CSD与存储在参考数据库(RDB)中的先前分类CSD及其它心脏相关信息相比较,以便调制和模拟不同种类的化学、电或流体力学/动力参数及其它心脏相关信息具有什么影响,以在例如评估治疗选项时提供决策支持。

14.根据权利要求1—13中的任一项所述的的心脏状态系统,其中所述心脏状态系统包括模拟器系统,其被配置成应用心脏和循环系统的数学模型以便调制和模拟不同种类的化学、电或流体力学/动力参数及其它心脏相关信息的影响,以在例如评估治疗选项时提供决策支持。

15.根据权利要求1—14中的任一项所述的的心脏状态系统,其中所述输入信号(6)是从提供有至少一个天线的至少一个雷达传感器单元获得的。

16.一种包括处理单元和其中存储一个或许多搜索工具的存储单元的的心脏状态系统中的方法,其中所述方法包括:

—由处理单元接收输入信号,其包括来自心脏内部或外面的一个或许多登记点或区域或者与之相关的参数,

—在所述处理单元中通过应用所述搜索工具来处理输入信号(6),以识别兴趣点(POI),

其中,根据心脏和循环系统中的不同组织和/或流体力学力之间的相互作用在一个心脏循环中的力学事件链期间如何改变的基于规则的模型来将所述POI分类,以评估心脏的流体力学和/或流体动力功能,其中所述基于规则的模型是基于事件和定时功能规则的模型。

17.根据权利要求16所述的方法,其中所述基于规则的模型基于动态自适应活塞泵(DAPP)技术。

18.根据权利要求16或17所述的方法,其中所述方法包括使用一个/多个搜索工具,其被配置成识别表示容易地可识别的心脏事件的来自所述POI的输入信号(6)中的简单特征点(SLM)。

19.根据权利要求16—18中的任一项所述的方法,其中所述一个/多个搜索工具进一步被配置成识别至少一个心脏循环和在时间上划分所述心脏循环的六个主要阶段(MP1—MP6)中的一个或多个主要阶段以建立心脏状态图(CSD)。

20.根据权利要求16—19中的任一项所述的方法,其中所述一个/多个搜索工具进一步被配置成在所述POI之中搜索和识别全局和/或区域性事件标志、模式和/或群组模式以评估心脏的流体力学和/或流体动力功能。

21. 根据权利要求16—20中的任一项所述的方法,其中所述一个/多个搜索工具进一步被配置成搜索被关联到AV活塞和/或心室间隔(IVS)的运动的事件标志、模式和/或群组模式。

22. 根据权利要求16—21中的任一项所述的方法,其中所述方法包括通过使用所述基于规则的模型而从被关联到AV活塞运动的两个或更多登记点搜索并分析在心脏肌肉内的张力已经校平AV活塞的运动模式中的任何不平衡之前和/或之后的局部/区域性/分段差异。

23. 根据权利要求16—22中的任一项所述的方法,其中方法包括通过使用所述基于规则的模型而用输入信号从在心脏外面的一个或多个登记点中搜索并分析全局流体力学/动力功能。

24. 根据权利要求16—23中的任一项所述的方法,其中,所述方法包括通过使用所述基于规则的模型而通过使用来自在心脏外面的登记点的或多或少地反映可以用来确认事件的定时和模式的反作用力的两个或更多输入信号来搜索和分析心脏的全局流体力学/动力功能。

25. 根据权利要求16—24中的任一项所述的方法,其中,所述方法包括通过使用所述基于规则的模型而通过使用来自包括被关联到IVS运动的登记点的外部登记点的两个或更多输入信号来搜索和分析心脏的全局/局部流体力学/动力功能。

26. 根据权利要求16—25中的任一项所述的方法,其中如果并非心脏状态图(CSD)的全部六个主要阶段都已被识别,则所述方法包括迭代地连接到参考数据库(RDB)以识别遗漏的一个或多个主要阶段,其中所述参考数据库(RDB)包括已分类数据,其表示具有全局和局部事件标志、模式、群组模式及其它心脏相关数据和信息的完整心脏状态图(CSD)。

27. 根据权利要求16—26中的任一项所述的方法,其中如果全部六个主要阶段都已被识别,则所述方法包括通过使用所述基于规则的模型而将根据预定分类方案及其它心脏相关数据和信息在有或没有分数指数的情况下分类的全局和局部事件标志、模式和群组模式传输到所述参考数据库(RDB)。

28. 根据权利要求16—27中的任一项所述的方法,其中所述心脏状态系统包括模拟器系统,其被配置成将新建立的CSD与存储在参考数据库(RDB)中的先前分类CSD及其它心脏相关信息相比较,以便调制和模拟不同种类的化学、电或流体力学/动力参数及其它心脏相关信息具有什么影响,以在例如评估治疗选项时提供决策支持。

心脏状态监视系统

技术领域

[0001] 本发明涉及根据独立权利要求的前序的心脏状态系统以及心脏状态系统中的方法,其特别地适于量化流体力学和/或流体动力心脏定时和/或模式。

背景技术

[0002] 存在用于监视心脏和循环系统的活动的不同医疗设备,其可以基于例如大型且高级的系统,诸如磁共振成像(MRI)、超声波或心电图学。

[0003] 最近,还已引入了更简单且更不昂贵的诊断设备,其适用于供医生或者被监视人自己使用。被监视人可以是患者或者也可以是执行各种练习活动(例如,骑自行车、滑雪、跑步)的人。

[0004] 社会中的卫生保健由于增加的成本和增长的老年人口而面对大的调整,增长的老年人口充满活力且博学,这对输送的卫生保健的质量以及例如关于诊断和疾病进展的卫生保健相关信息的可访问性两者设定了高需求。

[0005] 为了在不激增费用的情况下满足增加的卫生保健的需要,诊断、治疗和监视最近已经越来越集中围绕于在家中或者在初级保健中执行的卫生保健,并且还集中于预防性的措施,诸如健康和生活方式介入。在这些情况下,当越来越多地必须在卫生保健系统的边缘部分中且用较少的专家资源来执行卫生保健时,期望的是存在用以在例如患者家庭处检测和监视疾病的测试和研究,并且这些测试可以容易地且高效地与在专家中心处执行的先前的研究相关和比较,使得个体、医生或个人教练可以容易地评估和跟随例如不同的医疗介入的结果。

[0006] 作为今天被用于例如“个人卫生保健”的更简单的研究方法的示例的是血压、心音、呼吸率、脉搏血氧定量法和简单的ECG单元的登记。

[0007] 这些研究方法中没有一个能够获得心脏和循环系统的当前状态的全貌以例如诊断或监视心肌缺血或心力衰竭,并且可能并未与在专业化卫生保健内应用的更高级的研究和诊断方法完全相关。

[0008] 不断发展的传感器技术已导致现在存在比早先的明显更小且更加功率高效的尖端监视设备。一个示例是脉冲超宽带雷达。通过为此类雷达芯片组提供适于检测心脏移动的小型天线,获得与心脏的移动或者其它内部器官或血流的移动有关的测量结果来评估生理参数是可能的。

[0009] 此类监视系统基于例如雷达或小型手持式超声波扫描仪而可以用所获得信号的适当处理和分析来证明是在新的上下文中评估心脏和循环功能的有价值的工具。它们可以是容易搬运以及客观的两者,适用于不仅被专家从业者在大范围的卫生保健组织中使用,而且用于例如急诊部、初级保健诊所中或者甚至由患者自己进行的心血管症状的快速且容易的筛查。

[0010] 本发明是基于且应用在论文“心室间隔的心脏泵血和功能”(Lundback 1986)中提出的心脏的泵血生理的先前未知方面的发现。此发现示出心脏(与主导信念相反)并未作为

挤压活塞泵、而是根据具有与任何早先已知的泵类型不同的性质的新类别的泵工作。这已显现成新的泵浦技术,其现今称为动态自适应活塞泵(DAPP)技术,其特征在于操作为主泵浦单元的唯一活塞构造,其中,所述活塞具有在流入物和流出物隔室之间的中央和外围差动面积(area)(ΔV 面积),对泵给予了不能用现有技术泵浦技术实现的唯一性质。

[0011] US-7239987覆盖了这种技术的一般实施方式。在专利EP-1841354、US-8244510中和在专利申请EP-2217137和W0-2007/142594中,已经通过将心脏表示为由许多小单元机器、心肌细胞(其一起创建根据DAPP技术的泵机械原理工作的复合式泵)构成的“集群状态机”使用DAPP技术来对心脏的泵浦和血液动力控制功能进行建模。复合式泵的机械特征被描述为状态图。

[0012] 因此,基于心脏的真实力学的知识,例如其泵浦和控制功能,建立所谓的“心脏状态图”(CSD)是可能的。此图使得举例说明按照时间相关顺序控制心脏的力学的机构是可能的。DAPP技术可以经由CSD按照正确的时间顺序且在没有特定起始点的情况下将高级和简单研究方法两者可以生成的值解码并可可视化。

[0013] 另外,可以应用CSD来建立高级研究方法与更简单的方法之间的桥或连接。

[0014] 已经开发了传感器技术,并且过去非常消耗能量且大的监视设备现在显著更小且消耗更少的能量。一个示例是雷达传感器芯片。通过为芯片提供适于检测心脏移动的小型天线,获得与心脏的活动并且还有呼吸频率等有关的测量值是可能的。

[0015] 在上文中提及的专利和专利申请中,已描述了可以根据从内部传感器(在身体内)和外部传感器两者获得的信号中的信息建立CSD。由于内部传感器具有登记与心脏机械活动有关的绝对值(诸如压力)的更好的可能性,所以这些信号可以用来相关并确认从外部传感器量化的CSD中的参数。

[0016] 被用于解码程序的算法当然应导致本质上相同的心脏状态图,无论其是用诸如超声波设备、MR、CT之类的高级研究方法建立的还是其是用诸如小型雷达传感器、加速度计、压力传感器等更简单的方法建立的。

[0017] 在上文中提及的专利/专利申请中,已描述了基于DAPP技术,建立心脏状态图(CSD)是可能的。CSD与参考数据库组合可以针对专家用户(例如医生)和针对心脏卫生保健内的较不有经验的用户两者形成用于关于诊断、治疗和跟踪的决策的基础。

[0018] 在这方面,宣布除相互串联连接的心脏自己的循环系统之外整体心脏正服务于两个循环系统是重要的。这意味着用CSD描述的心脏的全局功能必须反映这两个循环系统之间的相互作用(虽然有高的压差)如何可以保持循环平衡,并且保持低充填压力,虽然处理宽范围的流量和频率。

[0019] 存在许多干扰因素,诸如破坏信号和误导运动伪像,其两者都妨害被关联到心脏活动的信号中的全局和局部流体力学和/或流体动力定时的发现。

[0020] 非常常见的误导移动伪像是心脏在至少五个运动轴上的完全正常的运动模式。这些移动伪像是在检测程序期间被用于检测的一个或多个点纵贯整个程序并不是相同的(多个)点且其另外被最肯定地从不同的视角看到的结果。

[0021] 可以在第一眼看去被假设为伪像的运动/速度变化也可以是真实变化。其取决于心肌细胞被弹性地缚在一起,导致被研究点/区域处的心肌细胞的功能障碍通过有其弹性链路支配而掩蔽、延迟或者提前可能并不表示用来设立所研究点/区域处的CSD的寻求事件

的事件标志。

[0022] 当实现用于建立心脏状态图的DAPP技术时,有时(例如由于上述原因),要识别并确定事件标志的精确定时以便建立CSD并进一步判定各种登记点/区域中的什么种类的影响区域性活动施加到CSD上是困难且耗时的两者。

[0023] 原因是应变换、解码(例如,如上文表明的)的大量数据经受失真以及错误投影,其在例如用于到心脏的输入和/或输出流动的频率的增加或减小期间并且还有在所有种类的心力衰竭期间常常大大地改变。

[0024] 仅仅通过使用详细的时间标志来构建并建立可靠的参考数据库是困难的。原因是被认为将心脏的全局函数解码的CSD并不总是用正确的时间标志建立以准确地表示全局函数;其可能仅仅是局部活动和或扰动的表示。

[0025] 以上讨论导致这样的结论,即仍存在用于进一步改善用来找到用来将局部和全局流体力学或流体动力活动分类以便建立心脏状态图并评估其机械背景的局部和全局时间标志和模式的程序的空间。

[0026] 因此,本发明的目的是实现一种用于与心脏的活动有关的信号的改善处理以便找到局部和全局时间标志和模式以建立局部和全局流体力学和流体动力活动的分类的系统。从而,可能进一步增加CSD的实用性和使用并评估其底层局部活动以便改善例如诊断和治疗方法。

发明内容

[0027] 用根据独立权利要求的本发明来实现上述目的。

[0028] 用从属权利要求来阐述优选实施例。

[0029] 本发明涉及一种心脏状态系统,其被配置成基于来自心脏内部或外面的一个或许多登记点或区域或者与其相关的感测参数而将一个或许多心脏循环期间的心脏的机械功能解码、确定以及分类,以识别在心脏及其血管内部/外面的不同点/区域、区处的局部/子活动,并根据作为基于事件和定时函数规则的模型的基于规则的模型而将全局心脏机械功能中的这些活动参与分类。优选地,基于规则的模型是根据DAPP技术。

[0030] 这改善了用以对CSD进行验证、区别和分类且还根据实际和/或预期全局函数来验证不同区域中具有什么种类的偏差活动的可能性。

[0031] 更具体地,系统被配置成接收并处理从高级研究方法获得的输入信号,其中,可以从复杂的图像系列(例如,超声波、计算机断层成像或MRI)和/或从较不高级的研究方法(例如,压力和流量传感器、加速度计、或雷达传感器)导出心脏功能。

[0032] 特别地,本发明包括涉及一种系统的实施例,该系统被配置成例如通过使用模式识别和/或定时框架来检测并评估表示为局部函数参数(LFP)的局部机械性能和/或表示为动态因数(DF)的局部机械性能。包括被配置成确定状态指数(SI)以便进一步突出心脏机械性能中的偏差的另外的实施例。

[0033] 本发明涉及解决三个不同的问题。

[0034] 第一问题是要正确地定义被用来建立CSD并检查其底层机械活动的时间标志和模式。此问题由将用于寻求的心脏机械事件的纯粹生理定义公式化以及定义在捕捉信号中如何反应这些泵生理或机械事件两者组成。本问题的显著方面已被示出是难以确定已识别事

件标志或模式是全局还是局部特征的。

[0035] 第二问题由如何实现用于通过使用例如搜索算法来识别捕捉信号中的定义事件标志和模式的稳健程序组成。

[0036] 第三问题涉及所获得参数的分析和解释。例如,如何将定时参数和/或非定时参数组合和/或相关以实现用于进一步突出心脏机械性能中的偏差的状态指数(SI)以便例如使用以检测心脏病理的灵敏度最大化。

附图说明

[0037] 图 1a—d示出了心脏的长轴视图,分别地图示出AV活塞运动、赤道线、 ΔV 面积及RsA变化及 ΔV 和RsA体积变化。

[0038] 图2a—d示出了心脏的短轴视图,分别地图示出AV活塞运动、 ΔV 面积和RsA变化及 ΔV 和RsA体积变化。

[0039] 图3是根据本发明的心脏状态系统的示意图。

[0040] 图4是图示出根据本发明的心脏状态系统中的方法的流程图。

[0041] 图5是图示出根据本发明的实施例的不同处理步骤的详细流程图。

[0042] 图6图示出用于检测心脏的不同移动模式的检测方法的各种示例(表示为A—D)。

[0043] 图7是GrippingHeart平台(GFIP)的高级示意图。

[0044] 在图8中示出了一个心脏循环期间的测量速度和加速度的输入信号形式的示例。

[0045] 图9图示出其中已经指示POI的一个曲线段。

[0046] 图10图示出计算状态指数的示例。

[0047] 图11是图示出建立CSD的方法的流程图。

[0048] 图12示出了其中由小型雷达传感器单元进行测量的一个实施例的示意图。

[0049] 图13是心脏状态系统如何可与GrippingHeart平台(GHP)中的其它系统相互作用以支持模拟的图示。

具体实施方式

[0050] 现在将参考附图来详细地描述本发明。

[0051] 遍及各图,相同或类似的项目和/或功能将具有相同的参考符号。

[0052] 为了完全覆盖本发明的所有方面且意图使得其被最好地理解,将本描述划分成两个部分。

[0053] 第一部分涉及如何根据DAPP技术来分析心脏力学并将其分类以用作用于实现可以用来找到用于心脏的局部和/或全局流体力学/动力功能的事件标志和模式(例如以便建立CSD)的在部分2中描述的结构化定时和模式识别框架的指南的基于规则模型。

[0054] 因此,第二部分是结构化根据DAPP技术根据具有AV活塞结构的心脏的模型对心脏的力学进行分析和分类的模式和定时识别系统。

[0055] 用于与部分2的模式识别框架相组合地分析和分类心脏力学的部分1的结构模型将是平台、即可以执行以下各项中的一个或许多的GrippingHeart平台(GHP)的一部分:

对局部流体力学定时和模式进行检测、将其分类并与从心脏相关信号出来的全局定时和模式区别开。

[0056] 连接到参考数据库以存储并利用生成的数据和信息以进一步支持从心脏相关信号出来的定时和/或模式识别。

[0057] 在心脏的局部和/或全局流体力学/动力功能的评估中提供决策支持。

[0058] 为心脏疾病的治疗和监视提供支持。

[0059] 支持医药和手术治疗及其结果的模拟。支持用于例如健康活动的总体循环性能的监视和优化。

[0060] 支持并增加用于研究心脏的力学的其它系统和方法的适用性,例如心脏、主动脉和肺动脉的外部扭转或心肌中的内部扭转等。

[0061] 支持并增加被关联到研究中央和/或外围循环系统的其它系统和方法的适用性,例如血管中的拉动和传播强度/速度,使得可以将这些相比较并与心脏的力学相关。

[0062] 支持并增加用来对心脏和循环系统进行建模和模拟的其它系统和方法的适用性。

[0063] 第一部分:背景

CSD意图描述心脏的总体、全局机械功能/流体动力学,但是已经证明要在将当前指南用于心脏的例行研究时准确地找到全局心脏事件的时间标志以设立CSD是相当困难的。当前研究程序最常见的是仅仅涉及左心室和局部肌肉活动的功能。这意味着用来评定心脏功能的肌肉活动并未直接地与心脏的全局机械性能有关系。

[0064] 已经证明当心脏正在正常生理条件下工作时,通过计算来自心脏的不同局部点和/或区域的平均值来确立CSD以评估心脏的全局功能是可能的。但是一旦心脏不在正常地工作,导致受干扰的流体力学,如当心脏经受心脏疾病时,平均值就将不再准确地表示全局函数。

[0065] 在这些情况下,已经示出比较心动周期射血前阶段(如根据DAPP技术定义的)期间的局部流体力学事件的定时的差与用相同局部事件的平均值计算的全局CSD时间间隔相比对识别心律失常更加敏感。

[0066] 对这些发现的一个可能流体力学说明是由于射血前阶段期间的压力并未高到足以使心室和AV平面几何结构的形状稳定,所研究扇区之间的流体力学性能的偏差将不会被带到相对且相邻的扇区上,并且因此使得在此阶段期间经历的时间标志和模式对于评估局部功能而言非常稳健(进一步参见下文)。这是可以如何使用具有心脏机械事件的规则和定义的模型来发现、确认信号中的局部和全局事件标志并将其分类的示例。

[0067] 在用计算平均值确立的CSD中,局部偏差按照定义将在一定程度上被中和,并且对评估局部流体力学功能的敏感度因此可以是低的。

[0068] 第一部分:概要

第一部分描述了心脏和循环系统中的不同组织和/或流体力学力如何相互作用以及此相互作用在心动周期中的整个机械事件链中如何随时间而变的模型。为了实现这个,将心脏建模为根据DAPP技术操作的活塞泵,以给出用于心脏的局部和全局功能的检测、确认和分类的指南。

[0069] 以DAPP技术作为心脏力学的模型,可能例如更好地找到心脏内部和/或外部的运动与反作用力之间的关系并将其分类以准确地识别并区别局部和全局事件标志和模式。

[0070] 这将增加找到描绘其中不存在使心脏几何结构稳定的高压(其将使力均匀地散布在心脏中)的时间间隔期间的心脏的局部机械性能的事件标志的机会。在具有高压的时间

间隔期间(诸如在心室射血期间)其还将促进反映心脏的概括性全局性能的模式发现。

[0071] AV活塞、IVS以及心脏的内部和外面的其它结构(包括大血管以及进入、通过和从心脏出来的血流)的运动全部取决于由心肌细胞中的收缩要素生成的力。通过肌肉组织中的弹性连接传输的这些主要力还将根据牛顿第三运动定律创建辅助反作用力。这些力将对可以用来找到并确认信号中的事件标志的平衡模式有所贡献,其具有找到局部流体力学功能并将其与全局流体力学/动力功能区别开的可能性。

[0072] 通过使用第一部分来形成用于在第二部分中描述的搜索工具的规则、条件、和定义,将可能稳健地且准确地搜索例如通过AV活塞的结构和运动生成反作用平衡力的点/区域中的事件标志和模式。

[0073] 可以针对从在心脏内部和外面两者的点获取的信号来建立这些条件。

[0074] 在心脏内部,可以例如使这些条件与例如通过心包膜内部的滑动和旋转而针对在其上面施加的力来调整其运动的AV活塞的平衡运动有关。

[0075] 在心脏外面,可以例如随着在心脏以上和以下发生的体积变化而找到这些平衡功能,结果得到外部张力,其将创建更多地定向到心脏的全局功能的事件标志和模式。

[0076] 与心脏的全局功能相关联的其它时间事件是与IVS(心室内间隔)且当然还有进入或离开心脏的血流的运动有关系的那些。

[0077] 第一部分还可以提供用于如何优化配准点(感兴趣区域ROI)的放置以获取包含反映心脏的局部和全局功能两者的事件标志和移动模式的丰富信号的基础。

[0078] 用此模型,在有或没有参考数据库的情况下,将更容易理解例如从左心室收集的局部活动的影响将如何影响心脏的全局功能、CSD或者相反并将其分类。

[0079] 第二部分:概要

第二部分是可以用来找到用于表示为CSD的心脏的局部和/或全局流体力学/动力功能的事件标志和模式的定时和模式识别框架的示例。

[0080] 基于来自第一部分的指南的第二部分描述如何检测、确认和分析心脏的局部和全局流体力学和流体动力功能的概念。另外,该概念支持用局部功能参数将局部心脏功能分类和/或用动力因数将全局心脏功能分类,并且还支持确定状态指数(SI)以便进一步突出心脏机械性能中的偏差。

[0081] 第二部分和第一部分在平台中被集成,该平台被配置成在参考数据库中获取、区别、组织局部和全局事件标志和模式并将其分类,该参考数据库可以迭代地用来将心脏相关信号解码并作为用于心脏相关诊断和治疗的决策支持工具。

[0082] 为了支持用以通过例如平衡反作用力来检测心脏的局部和全局功能并将其分类的上述宽范的可能性,必须更详细地解释根据DAPP技术建模的心脏的流体力学/动力功能。

[0083] 第一部分:详细描述

第一部分是作为具有根据DAPP技术工作以给出用于建立用以对心脏的局部和全局功能进行检测、确认和分类的规则、条件和定义的指南的活塞结构的心脏模型。

[0084] 心脏根据DAPP技术被描述为泵。

[0085] 现在将接着是根据DAPP技术的心脏作为泵的详细描述,还可以将其视为在实现本发明时适用的详细指南。

[0086] 可以根据DAPP技术将心脏的结构和功能建模为活塞泵,除其它事物之外,其解释

在低的、或多或少恒定的静态充填压力下的血液到心脏的流入如何在心脏的收缩和舒张阶段下被分布到心脏中,并创建心脏的流入控制自动调节性质。

[0087] 以下各点从机械观点出发定义必须满足关于心脏的解剖机构和功能的哪些条件以便使其被根据DAPP技术被描述。

[0088] 必须存在具有生成外部 ΔV 体积的 ΔV 面积的AV活塞。

[0089] AV活塞必须能够在心包内部自由地滑动,类似于“圆筒功能”。

[0090] 心脏肌肉系统组成作为泵的心脏中的结构和动力源两者。

[0091] 心脏肌肉系统可以通过在一个方向上逐渐产生力而向心脏的流入物和流出物两者传输能量。

[0092] AV活塞的几何结构允许其除了创建通过心脏的流动之外还向其周围环境传输能量,除其它事物之外,其是在其中活塞开始改变方向的时段期间以及在其返回期间创建不间断流入所必要的。

[0093] AV活塞将借助于储存的能量具有变得适应于流入物的液压控制返回。

[0094] 肌细胞在收缩状态下使其肌肉结构不稳定稳定(心脏收缩)且在松弛状态下使其不稳定(心脏舒张)的方式意味着作为左和右心室之间的分隔壁的IVS原则上变得被溶解,并且从而可以将AV活塞视为用于心脏的右侧和左侧两者的一个公共活塞,具有平衡来自体循环和肺循环两者的心脏充填的可能性。

[0095] 现在将更详细地解释上述各点。

[0096] 必须满足以便使心脏能够作为根据DAPP技术构造的泵操作的解剖条件

心包

心包是略微可折叠(柔性/可变形)但并不非常可拉伸的纤维性膜袋(sack),其将心肌层的最外层、心外膜朝着周围组织划定界限。作为其性质的结果,心包在正常静态充填压力下将界定用于心脏组织及其血液含量的或多或少预定的最大体积。

[0097] 其类似于蛋的形状和此形状的改变将在很大程度上由到周围环境的三个固定点、具有心房和心室体积以及作为室间隔(IVS)的中央稳定单元的AV活塞的结构确定。通过这些结构和心包的移动,将在心脏以上和以下创建体积变化,这继而导致张力和外部顺应性体积,其将包围心包膜。

[0098] 在心外膜与浆膜心包的外围层之间,存在薄层的流体,其促进这两个层彼此抵靠着的移动,使得正常条件下的心脏可以以非常低的摩擦力在心包膜内部滑动。

[0099] 心包的三个固定点

可以将心包的周围环境说成是形成三个固定区域,其适应心包的用于全局运动的可能性。

[0100] 固定区域1:

心包具有上部基座半球帽形状的外形,其通过进入右心房的流入血管下腔和上腔静脉及进入左心房的肺静脉被适度地附着到周围环境。心包的基座外形此外毗接处在紧密连接到脊柱的肺动脉。心包及因此还有心脏的基面从而形成到其周围环境的适当牢固的附着。主动脉以由心包生成的类似于滚动隔膜的功能的形式离开心包膜。

[0101] 固定区域2和3:

心包膜确实在其半球帽形状基座之后延伸而形成包围整个心脏的蛋形体积。除其它事

物之外,由AV活塞的活动确定的此蛋形具有邻近于隔膜的表面,心包通过该隔膜被牢固地附着到隔膜腱膜。此连接在某些解剖文献中被称为“膈心包韧带(phrenopericardial ligament)”。心包还具有遵循胸壁的表面,用该表面,其或多或少地被液压锁定,使得心包和胸壁在正常情况下是不可分离的。这赋予的是心包膜只能随着隔膜的共同移动而平行于胸壁移动。当心包和心脏可以容易地跟随隔膜的上下呼吸运动时,这在呼气和吸气下很适用。然而在侧面看,心包到隔膜的附着将强烈地限制心脏沿着胸壁侧向移动的可能性。

[0102] 在所有其它区域中,心包膜或多或少地被肺组织围绕。

[0103] 上文所述的来自心包膜及其周围结构的三个固定点和支撑对于AV活塞的往复运动及其对心脏的周围环境的影响而言是至关重要的。

[0104] 心脏到心包的液压附着

心室和心房肌肉系统两者具有或多或少地相同(无论肌肉处于收缩还是伸张状态)的体积。因此,可以将由肌肉组织构成的所有心脏的体积视为包围肌肉和血液体积两者的外轮廓(图1b、2b—d)。AV活塞的结构及心脏到心房体积和心室体积的其划分以及其运动及其对心包的蛋形的影响通过此举例说明将变得更容易理解。

[0105] 心房肌肉系统的上部半球帽形状基座外形像同一区域中的心包一样被牢固地附着到流入血管下腔和下腔静脉,其到心脏的附着组成右心房的上界定表面和体积的一部分。

[0106] 肺动脉干位于心包膜内部,并且确实连同来自AV活塞的主动脉的外出(其也位于心包内部)一起形成左心房和右心房之间的划分的一大部分。

[0107] 两个外出血管被属于左心房和右心房两者的折痕和瓣膜围绕。

[0108] 在心包在心房体积上的进一步延伸之后,四个肺静脉到左心房中的进入将进一步将心脏和心包的基座半球帽形状外形固定到周围环境。

[0109] 除了其中流入血管进入心脏的那些区域之外,心房体积被液压固定到心包。

[0110] 与心包相结合的心脏的基面因此组成到并不非常有弹性的周围环境的牢固附着。

[0111] 心包膜在其半球帽形状基座之后确实延伸而形成包围整个心脏的蛋形体积,进一步参见下文。心脏被液压附着到心包,意味着除被连接到心脏的基座中的流入血管之外的那些之外,所有心脏体积都可以沿着心包的形状滑动和旋转,但是不与其分离。

[0112] 心脏到心包的液压附着及其朝着胸壁的固定点意味着心脏正如心包一样具有非常小的全局地侧向移动的可能性。然而对于心包内部的所有种类的滑动和旋转运动而言都存在可能性。此外,在某些条件下存在用于心脏通过心包的外形和体积变化移动的可能性,尽管胸壁和隔膜特别地在右心室的下锥形部分(图2a—d)上具有钳状限制。这意味着特别是包括IVS的左心室具有扩张和或移动进出此钳子限制的某些可能性。

[0113] 心包和心脏的赤道线

为了进一步增强AV活塞的结构、外形、运动及其随时间推移对心脏周围环境的影响,心包膜的蛋形被例如赤道线通过其最大腰直径划分,这从而将心脏划分成一个上部半蛋体积和一个下部半蛋体积(图1a—d)。

[0114] 然而,通过引入动态地改变其圆周的赤道线,其实际上可能难以界定,存在针对根据DAPP技术的的功能的进一步理论描述创建的实践和说明性基础。

[0115] 用赤道线来划分心脏创建AV活塞上的末端,到心室下部锥形体积的圆形肌肉连

接。

[0116] 此外,此划分可以定义上和下蛋形体积,其通过外形和或位置的改变可以创建被连接到心包的生成张力的上和下外部体积变化(图1b—d、图2b—d)。这些将在高的程度上形成用于心脏功能的基础,并且可以是事件标志和运动模式的配准的主体,这将在下面进一步讨论。

[0117] 具有外轮廓的纵向缩短的心脏肌肉系统中的力发展。

[0118] 心脏肌肉系统从力学角度出发在很大程度上由可收缩且弹性的组成部分构成。当心室肌肉系统去极化时,可收缩元素经受钙离子,其触发可收缩元素的缩短,该缩短经由缩短和变厚而向弹性元素施加力,除其它事物之外,其导致机械功。

[0119] 在没有更深入地钻研通过盘旋和螺旋结构的性质如何解决布置肌细胞的逻辑问题,使得其在多个细胞层中的缩短和同时变厚下可以以最佳方式合作的情况下,心室收缩原则上导致心室外轮廓纵向地缩短,其使心室肌肉系统和血液两者在顶点的方向上移位和移动。

[0120] 心脏肌肉系统的力发展在心脏收缩心室射血阶段的前半部期间确实已经达到其最大值(不将在射血前阶段期间发展的力算入),进一步参见下文,并且然后确实开始通过降低细胞内钙浓度而衰退。

[0121] 这导致用以驱动AV活塞且从而还有从心室出来的血液的心室肌肉系统的能量发展减少,从而最终导致AV活塞朝向顶点的已停止拉动。当AV活塞朝向顶点的运动开始减少且最终停止时,到心脏的流入物将也开始减少,这对于心脏的内部充填的总体动态而言具有负面结果。这在高流量和频率期间尤其明显。然而,自然已经用AV活塞的结构和外形以及其对心包的蛋形的适应解决了此问题。

[0122] AV活塞及其运动的结构引起具有上和下外部张力的与上和下顺应性类似功能。

[0123] 心脏的活塞、AV活塞

在医疗文献中常常描述(略微简化)的是心脏被平面、AV平面划分成心房和心室体积,其最常见地被定义为由纤维性骨骼和被紧固到此环结构的二尖瓣和三尖瓣创建的区域。描述的此平面的运动被称为AV平面运动。

[0124] 在本描述中,我们将使用解剖结构的更宽泛定义,其将心脏划分成称为AV活塞的心室和心房。因为心脏根据活塞泵原理工作,所以定义包括在心脏的活塞单元中的所有结构是重要的。

[0125] AV活塞的解剖结构

AV活塞形成用于心脏的右侧和左侧两者的公共活塞,其将心脏划分成心房和心室体积。其由中央的或多或少平坦的表面、形成瓣平面的纤维性骨骼、AV平面组成。其包含心脏的四个瓣、两个流入瓣和两个流出瓣,其被两个外出血管、即来自右心室的肺动脉干和来自左心室的主动脉包围。流出瓣确实与在心室间隔(IVS)的每一侧的其包围血管一起形成遍及心动循环恒定的AV活塞中央 ΔV 面积。

[0126] AV活塞确实还由外围圆形表面组成,其连接到心包和心室肌肉系统的锥形体积。此连接包括心脏的赤道线。未被源自于心房的体积覆盖的AV活塞的圆形表面组成AV活塞外围 ΔV 面积(图1a—d)。IVS将AV活塞划分成一个右心室部分和一个左心室部分,但是其将被视为公共活塞,因为IVS在左和右心室之间传输的交互功能或多或少地促使心室在其流入

控制、自动调节时间间隔下表现为被心包膜包围的一个大的单个体积,进一步参见下文。

[0127] 具有中央 ΔV 面积的AV活塞的中央表面确实通过运动创建中央 ΔV 体积并导致向上外部张力。

[0128] AV活塞具有中央平坦区域,其由容纳两个流入和两个流出瓣的心脏的纤维性骨骼组成,其中,两个流出瓣的总表面及其相关流出血管(在心室间隔(IVS)的每一侧)形成AV活塞中央 ΔV 面积。这些确实通过AV活塞的运动而生成中央 ΔV 体积,并且通过附着血管对张紧和运动的抵抗力而生成所发展的向上外部张力的一部分,进一步参见下文。具有其外出血管的中央 ΔV 面积确实仅在小部分上促进通过其朝向散布在其之间的小心房体积的连接进行的心房充填。

[0129] AV活塞的外围圆形表面的外形组成心室体积肌肉上限的一部分,并且连同AV瓣及其支撑乳突肌一起确实创建经典象征性心脏形状。

[0130] 心室肌肉系统通过也组成心室体积上体积包围的一部分的圆形表面而连接到作为AV活塞的中央平坦表面的纤维性骨骼。AV活塞的外围末端被限定成在由心室体积最大外径形成的此圆形外形的赤道线处。自然想到的是AV活塞的纤维性骨骼产生交叉连接,导致当心室体积随着肌肉系统过渡以形成心室锥形下部分(与扩张降落伞的形状相比较)而同时地经受压力时,AV活塞的肌肉延伸获得圆形形状。

[0131] 为了当整个AV活塞经受压力时使AV活塞进一步保持其圆形形状和宽度,其接收来自自由乳突肌及其到房室瓣的腱索附着形成的桁架结构的支撑。这些结构形成(如果忽视IVS和心房的话)非常类似于心脏形状的象征性图示的配置。

[0132] AV活塞结构和肌肉系统逻辑布置意味着AV活塞的外围肌肉部分两者形成以及跟随其宽度的最大直径,该最大直径是其赤道线。在朝向顶点的AV活塞运动期间,此赤道线也将随着其径向宽度减小而同时地朝着顶点移动(图1a—d)。

[0133] 心包朝着其周围环境的基座半球帽形状固定、其到胸壁的液压附着及其到隔膜的弹性附着(进一步参见下文)连同AV活塞的结构、外形、运动和加压一起给予心包膜了其蛋形外形和体积调整。

[0134] 到AV活塞的心房体积连接。

[0135] 心房肌肉系统还由纤维性骨骼出现。其具有直接地经由心耳且间接地经由脂肪组织形成楔形物的外围延伸,所述楔形物覆盖AV活塞的外围圆形部分的一大部分。具有的此脂肪组织被柔软堆积且形成包含血管的可适应性楔结构。这些类似楔形物的结构被液压附着到AV活塞的圆形表面以及心包的上部蛋状外形两者。

[0136] 脂肪的此楔形物也被液压附着到心房肌肉系统。此结构与心脏的基面的固定相结合确实赋予的是AV活塞朝向顶点的运动创建迫使心房体积在其周界上扩张并在心房收缩期间将AV平面朝着基面拉动的力。

[0137] 心包膜的朝向其周围环境的三个固定点赋予的是AV活塞的外围 ΔV 面积生成上部外围 ΔV 体积,具有结果产生的向上外部张力。

[0138] 直接地或间接地经由脂肪楔形物和来自心房的固体肌肉楔形物毗接心包且从而未被包括心房血液体积的结构覆盖的AV活塞的部分形成AV活塞外围 ΔV 面积(图1a—d)。这些面积在AV活塞朝着顶点运动时且通过基面到周围环境的固定确实创建外围外部 ΔV 体积,导致向上的外部张力。这些迫使楔形外围心房体积扩张,这意味着能量可以被添加到心

房的流入物。外围 ΔV 面积在 AV 活塞朝着顶点的运动期间将连续地创建外围 ΔV 体积, 并且结果产生在动态变化的赤道线之上的外部张力。

[0139] 上外部 ΔV 体积将用其关联的向上外部张力促进在心室收缩以及其中 AV 活塞改变方向的时段期间支持 (uphold) 连续流入物至心房。连同中央 ΔV 体积及其关联外部张力一起迫使具有其关联张力的外围 ΔV 体积将在快速充盈阶段期间添加能量且至 AV 活塞的流入物修改液压返回以及此外接收能量以在缓慢充盈阶段期间支持流入物。进一步参见下文。

[0140] 在 AV 活塞朝向顶点的运动期间创建的向上外部和内部张力的概要

当 AV 活塞被朝着顶点拉动时创建向上外部张力, 并且其包括以下各项:

- 具有结果得到的张力的外围和中央 ΔV 体积。

[0141] · 外出血管的纵向拉动和伸展。

[0142] · 心房肌肉系统的伸展。

[0143] · 到心房体积中的流入物的加速度。

[0144] · 摩擦力。

[0145] 心包膜朝向其周围环境的三个固定点赋予的是由心室肌肉系统的收缩力创建的 AV 活塞的向上张力接收到在赤道线以下的反作用平衡力, 其与 R_sA 体积和关联的结果得到的向下外部张力一起被称为心脏的弹性悬挂 (弹性悬挂区域 RSA)。

[0146] 由于 AV 活塞延伸而形成心室体积锥形体积, 并且这些 (除了心室间隔 (IVS) 之外) 被液压固定到心包, 所以必须存在在赤道面下面创建的下外部张力, 使得心室体积锥形体积在心室收缩阶段期间未被朝着不受限制的 AV 活塞拉动。

[0147] 被固定到 AV 活塞的外出血管在心室体积内部具有非常接近于将两个心室分离的 IVS 的其流出区域。在 AV 活塞朝向顶点的拉动期间, 外出血管的壁将在其连同 AV 活塞一起被朝着顶点拉动时形成阻力。其角度 (肺动脉干) 和螺旋形状 (主动脉) 可以通过心脏在心包膜内部进行轻微的机械旋转来减少拉伸血管壁的需要,。

[0148] 来自心房体积的扩张和充填的阻力与朝向心包膜到胸壁和隔膜的两个固定点的由隔膜肉柱强迫的且由包括 IVS 的心室肌肉系统传输外出血管中的张力在一起。

[0149] 这些固定点在某些条件下可以创建下外部体积, 并且结果产生的外部张力在赤道线下面。这些可以匹配并平衡在赤道线之上的 AV 活塞的运动所创建的张力。在赤道线下面创建的力因此被描述为 R_sA (弹性悬挂区域), 其通过其 R_sA 体积连同 AV 活塞的 ΔV 体积及其关联向上张力一起给予了到心脏中的平衡流入。

[0150] 被固定到 AV 活塞的外出血管及其到 IVS 的紧密连接获得到隔膜的直接连接。血管的有角度退出还影响左心室后横向表面的运动, 其可以是 R_sA 体积看起来在此区域内最大的原因中的一个。

[0151] 心包膜到隔膜的附着不如其朝向周围环境的基础固定那么刚性, 这意味着隔膜可以被朝着活塞被拉起 (pull up) 并减小其在顶点方向上的行程长度, 导致正面和负面效果两者, 进一步参见下文。

[0152] 还可以将具有关联张力的上和下外部体积变化描述为上和下外部顺应性体积。

[0153] 具有其结果得到的张力的上外部 ΔV 体积由于 AV 活塞结构和运动而产生, 并且除了流入血管中的顺应性体积之外也可以被说成是形成类似于心脏的上外部顺应性体积。下外部 R_sA 体积及其结果得到的张力被创建为上部的效果, 并且可以被说成是形成类似于心

脏的下顺应性体积。

[0154] AV活塞运动、上和下外部体积变化及其结果得到的张力之间的相互影响创建平衡的事件标志和运动模式。

[0155] 在上文所述的两个上和下反作用外部张力之间的是心脏肌肉系统。这意味着心脏肌肉系统除了创建内部张力而生成流量和压力之外还必须包含可以在上和下外部张力之间创建桥接的张力。

[0156] 心室肌肉系统可收缩元素将通过心室肌肉系统的收缩和沿着心包膜滑动运动而将心脏的不同区域/段相互连接。并且,这些区域将使创建的上和下外部体积及其结果产生的张力相互连接。

[0157] 心脏的各段的不同区域以及上和下张力之间的平衡创建心动循环的所有阶段下的用于局部和全局活动两者的事件标志和运动模式。可以从在心脏内部和外面两者的多个点/区域配准的这些活动可以形成用于心脏的局部和全局功能两者的评定和分类的稳健基础。

[0158] 上面的评论已描述了需要满足以便使心脏被描述为根据DAPP技术构建的泵的基本解剖条件。

[0159] 现在将用理论上建立的CSD来补充此评论以突出心脏的局部和全局流体力学/动力如何随时间推移而相互影响。

[0160] 如在CSD中定义的心动循环阶段及其相关事件标志和模式的描述。

[0161] 概要

用定义心脏泵浦和调节功能的DAPP技术,定义并找到心脏内部和/或外面的运动与平衡力之间的关系以对局部和全局机械功能进行相互定义、确认、区别和分类是可能的。这将给予找到不仅描绘心脏的局部机械性能而且描绘被描述为CSD的心脏的概括全局性能的事件标志的许多机会。特别感兴趣的是被关联到AV活塞的机械活动的事件标志。

[0162] 心脏且从而还有AV活塞通过在心包膜内部滑动而移动的可能性和此外心包膜在某些条件下相对于其周围环境移动并改变其外形的可能性在理论和实践两者上给予了找到心包膜内部和外面两者的相互平衡地促进AV活塞的最佳移动模式和功能以及补偿以支持到心脏的连续流入和低充填压力的段/区域的良好可能性。

[0163] 可以在局部/区域性和全局水平两者上以反映心脏的局部流体力学和全局流体力学/动态两者的时变信号和/或运动模式中的事件标志的形式找到这些平衡或非平衡运动。

[0164] 理论上确立的完整CSD及其底层机械背景可以组成用于连接到参考数据库以例如支持心脏和循环诊断的有组织的定时和模式识别框架的基础。其此外可以组成用于如何优化测量区域或测量点(ROI)的放置以甚至从相当简单的监视设备和研究方法获得反映例如平衡时间标志和运动模式的丰富信号的基础。

[0165] 心动循环阶段的详细描述

心房收缩及其结果产生的对AV活塞的影响

通过心房收缩中的心房肌肉系统的收缩,心房和位于心包的外卵形与AV平面的半球外围段之间的其楔形心耳将被从AV平面朝着心房体积的中心拉开。通过AV平面与心包之间的心耳的液压固定,AV平面将在心耳缩回时主动地从其自然静止位置移位并朝着心脏的基面拉起。

[0166] 与AV活塞在基础方向上的此移位同时地,心室肌肉系统将拉伸,并且在心房与心室之间将存在血量的重新分配。此外,AV活塞的基础移位将增加其外围AV区域(图1b)以及将其中央AV区域朝着心脏的基面拉动,导致由中央AV区域的移位创建的体积膨胀,导致必须被充填的中央AV体积、心室体积增加。这些体积的充填可以通过心包的外围收缩(即减小心脏的总体积)和或通过增加到心脏的流入来发生。后面的充填机制防止在心房收缩期间从心房出来的回流。

[0167] 心房收缩需要执行以能够将AV活塞朝着心脏的基面拉动的工作越大(如在例如心室肌肉系统的增加硬度方面一样),此工作将引起从心房出来的回流(其干扰心脏的流入物的动态)的风险越达。

[0168] 在低频率和流量下,在正常条件下可以存在从心房出来的小回流,其可以容易地被充填血管(腔静脉和肺静脉)中的顺应性体积吸收。

[0169] AV活塞朝着心脏的基面的移位和血量的再分配用打开的瓣和放松的IVS发生。这正常地在没有或者具有非常低的跨AV活塞的压力梯度的情况下发生。这原则上意味着心房收缩的目的主要是拉伸心室肌肉系统并使AV活塞、其流出血管及其血液含量在心脏基座的方向上移位。

[0170] 因为不存在跨AV活塞生成的压力梯度,所以也可以不存在大到足以促进使心房收缩对AV活塞的影响的任何潜在分段差异稳定的任何压力梯度。

[0171] 由心房肌肉系统施加的局部或区域性净力将取决于心室肌肉系统的相对区域的拉伸创建什么阻力或反作用力。

[0172] 因为不存在跨活塞生成的压力梯度,所以心室肌肉系统中的内部张力不能以与在压力下相同的方式补偿心室肌肉系统的不同段内的偏差张力。

[0173] 因为AV面在心房收缩中朝着心脏基面的移动将不仅受到心房肌肉系统的动作的影响,其也可以反映在心室心肌的弹性方面是否存在任何区域性或分段差异。

[0174] 此时间间隔因此非常好地设置成找到例如AV活塞的事件标志和或移动模式以找到心室心肌对张力的阻力方面的区域性或分段偏差。其还可以是用于进一步突出心脏机械性能方面的偏差的状态指数(SI)的一部分。

[0175] 射血前阶段

早先,尚未从流体力学观点清楚地定义射血前阶段,并且因此其起始和终点也是不明确的。该阶段已被称为“等容阶段”,但是当考虑在心房收缩的结束与心室射血阶段的开始之间发生的整个时间间隔的流体力学性质时,这是不明确的定义,因为当其被正确地在流体力学上定义时,其涉及到输入流量与心包膜内的体积之间的多功能相互作用。这使得术语“射血前阶段”是更适当的通用名称。

[0176] 心脏是弹性单元,其中心脏肌肉系统经由可收缩元素来启动心脏内部和外面两者的整个系列的相互作用的张紧弹性部件。AV活塞在心房收缩期间朝向心脏基面的移位意味着在心室肌肉系统中将形成内部张力,其从而也影响RsA。此张力意味着AV活塞在没有来自自己启动心室心肌收缩的任何帮助的情况下被动地可以开始朝着顶点移动并开始闭合其入流瓣。

[0177] 从而,在此阶段开始时可以看到事件标志和运动模式,其如同心房收缩阶段期间的事件标志一样描绘了心室肌肉系统的张力方面的分段偏差。

[0178] 初始心室收缩将通过继续使AV活塞朝着顶点移动而向心室肌肉系统增加附加张力。AV活塞外围肌肉表面与心室肌肉系统的继续相结合地将在最初调解朝向AV活塞的中央表面、即纤维性骨骼的力和压力,以使其入流瓣的类似于帆的叶片张紧。最初,这在低压力下发生,并且可以经由IVS的调解功能如同心房收缩一样被视为包含心包膜内部的所有血量和肌肉块,并且结果是此阶段具有与“等容阶段”的典型描述不同的事件标志及起始和终点。

[0179] AV活塞朝着顶点的移位意味着具有结果得到的力的上和下外部 ΔV 体积和RsA体积开始形成。此阶段期间的事件标志和运动模式反映心脏结构的机械压力稳定化如何发生。在此上下文中,与IVS有关的事件标志和运动模式传达关于心脏的全局功能的必需信息。

[0180] 由心室肌肉系统引起的增加的张力和力发展赋予的是最初具有大的总表面的整个AV活塞被朝着顶点拉动。心室中的增加的压力导致增加入流瓣的张力,并且心室间隔(IVS)采取将保留左心室压力的收缩位置和形状。这给予了IVS双重调节功能,进一步参见下文。

[0181] 逐渐地,创建了几足以打开出流瓣的压力梯度。此时间点定义射血前阶段的结束和心室收缩射血的开始。

[0182] 仅仅朝着此阶段的结束才跨AV活塞到右心室和左心室的连接而形成压力梯度。从而,采取盘旋和螺旋构造的肌细胞逻辑取向可以向AV活塞运动再分配动力,使得由心室肌肉系统产生的拉力中的任何偏差被校平(even out)。

[0183] 在可以视为心房的弛豫周期的继续的此时段期间,存在找到可以用来分析心室肌肉系统的不同区域何时和如何达到生成AV活塞运动的传输动力被补偿(即平衡)时的状态的事件标志和/或运动模式的机会。

[0184] 此时段非常适合于分析对心脏的全局流体力学/动态的区域性/分段影响,并且可以是进一步突出心脏机械性能方面的偏差的状态指数计算中的一部分。通过登记IVS如何在左和右心室之间相互作用,获取关于心脏的全局功能的基本思想是可能的。

[0185] 心脏收缩射血阶段

此阶段原则上是其中产生被传输到循环系统的所有能量的时间间隔,并且因此其主要是在心室通过心肌细胞的收缩力移位一定体积的上下文中研究的。

[0186] 同样用DAPP技术作为背景,组成用于心脏的流体力学/动态的基础的是此阶段的强度和长度。然而,大量的心脏研究并未集中于测量心脏有多好地运行,而是是否存在明显或迫切的心肌梗死的任何征兆。此类征兆最初可能是局部、暂态的运动功能减退/运动不能,其在发生梗死时可以发展成永久性功能障碍。

[0187] 心脏收缩射血阶段是有力的并产生受到外出压力和流量的影响的在多达5个运动轴上的大的运动,其甚至用非常高级的研究方法来使得非常难以检测到局部运动不能。

[0188] 因此,CSD中的心脏收缩射血阶段本质上将反映净力从左心室和右心室传递至循环系统的能量增加。此能量增加对于前面和后续的阶段保持心脏的众所周知的正常性质而言也是必不可少的。

[0189] 在使血管张紧中涉及到离开心室的第一小体积,其由于被加速的小质量而不需要非常大的协调肌肉工作。在第一张紧之后,很快需要协调的较大肌肉工作以传递用于继续

增加增长的血液质量的压力和加速度的能量。这实际上在AV活塞的心脏收缩排驱阶段的前20—40%期间发生,这意味着AV活塞将受到以下内部和外部动态事件序列的影响:

1. 通过心室肌肉系统的外轮廓的前述纵向缩短,AV活塞朝向顶点的运动将使肌肉块和血液两者朝着心室容积的中心移位,这赋予的是产生将加速通过心室并从心室出来的血液的压力。同时,心房容积和流入血液经受吸力。这些作为AV活塞远离心脏基面的运动的直接后果且作为由AV活塞的外围 ΔV 面积(图1a—d)产生的心房宽度的增加的间接后果而形成。也减小AV活塞的外围 ΔV 面积的心房容积的扩张产生压力梯度,其添加用以增加并支持到心房容积的流入物的能量。外出血管中的增加的压力赋予的是其径向张力增加,并且其同时地经受来自AV活塞的朝向顶点的运动的纵向拉伸。

[0190] 上述力连同使心房肌肉系统向外张紧并克服摩擦力所需的力一起根据先前的描述被表示为上外部张力。这些通过心室肌肉系统的内部张力和沿着心包的滑动运动以及IVS到RsA和RsA容积的直接连接及其结果得到的使AV活塞被朝着顶点拉动(图1a、2a—d)所需的较低外部张力被调解。

[0191] 在心室容积与心包之间的低摩擦期间,上和下外部张力将通过心室肌肉系统的沿着心包的内部力和运动而在心室收缩阶段期间相互平衡,进一步参见下文。

[0192] 2. AV活塞确定心包膜的形状以及在心包膜朝着顶点的下降期间在心包膜内部滑动两者。这意味着AV活塞在其朝向顶点的运动期间获得越来越小的圆周,即赤道线获得越来越小的圆周和越来越小的外围 ΔV 区域以及心房容积的扩张(图1a—d)。AV活塞外围表面的减小很好地与心脏的收缩力早在心脏收缩射血阶段的20—40%之后就开始在强度方面减小很好地相配合。AV活塞的表面的减小确实除其它事物之外还使得心室可能维持保持通过流出血管的流动所需的心脏收缩心室压力,即使其净动力开始减小。

[0193] 到心房的峰值流入正常地比从心室的峰值流出更晚发生。这对于心脏的左侧而言更明显,取决于心房的流入物具有哪个容量以填充如前所述地经由外围 ΔV 容积的产生间接地形成的扩张心房容积。

[0194] 3. 由于心房扩张的连续填充而引起的减小的上外部张力以及作为减小的收缩压的原因的外出血管中的较低张力还导致较低的反作用平衡张力的需要减小。这意味着AV活塞获得朝着顶点移动而不是反过来的更好的可能性,这继而改善了维持到心房的流入的可能性。

[0195] 当心室肌肉系统中的动力和张力变得太弱而不能维持任何流出时,射血后阶段开始。

[0196] 在先前的阶段下可以使AV活塞的移动中的局部改变可视化的区域性流体力学改变在此阶段期间将通过AV活塞和心室肌肉系统的弹性部件的加压而被校平。然而,不同区域将以时间和运动模式的方式反映其如何相互作用以作为净力将AV活塞朝着RsA拉动。

[0197] 可以将这些时间和运动模式分类并与先前的阶段和后续阶段相比较以组成识别局部/区域性流体力学功能的牢固基础。用将上和下张力如何影响心脏周围环境以及VIS的运动可视化的ROI,这些ROI可以提供关于心脏的全局流体力学和流体动力功能的基本信息。

[0198] 还可以在与心脏的流入和流出血管有关的信息中反映心脏的全局功能。全局分类可以进一步基于在时间和运动模式方面的局部/区域性事件标志的分类。

[0199] 射血后阶段

射血后阶段在不再存在来自心室的任何流出时开始。其因此在出流瓣已有时间闭合之前开始。

[0200] 在可收缩元素进一步变弱时,这导致(类似于射血前阶段但按照相反顺序)张力为舒张压让步,并且轻微的回流可以使出流瓣闭合。

[0201] 如前所述,心室肌肉系统的总张力除维持压力和流量所需的张力之外还需要用以平衡上和下反作用外部张力的张力。

[0202] 只要心室肌肉系统中的内部张力强到足以平衡上和下外部反作用张力,心室容积将在出流瓣闭合之后或多或少地包括被液压附着到心包的心室实体,其由AV活塞、心室肌肉系统、及其包含的血量组成。

[0203] 在出流瓣闭合之后,存在外出血管中的压力的进一步减小。这给予了减小的张力和因此的用于纵向拉伸的减小阻力。并且,进入心房中的流量中的任何剩余动能将使这些加宽,使得AV活塞的外围 ΔV 区域可以被完全消除(图1a—d)。这导致朝向AV活塞的顶侧的压力的增加。此压力增加与流出血管中的减小的张力相结合意味着可以减小下外部张力。这可以导致心室实体和周围心包可以开始朝着RsA容积移动。心室实体相对于心脏的基面的定位意味着整个实体朝着RsA容积的移动将给出用于血液进一步流入到心房容积的空间。

[0204] 原则上减小AV活塞的潜在行程长度的RsA容积可以以上述方式用来增加AV活塞与心脏基面之间的距离,并且为到心房容积的持续流入让步,尽管AV活塞朝向顶点的实际移动已停下来。

[0205] 这样,还可以使用较低外部能量储存来在使重极化过程达到其中可以开始快速充填阶段所需的时间期间支持到心房的流入。

[0206] 当心室肌肉系统中的内部张力不再能将剩余的上和下外部张力相互连接时,这导致入流瓣开始打开且快速填充阶段开始。

[0207] 可以将此阶段期间的局部/区域性流体力学功能视为从右和左心室进行的心脏收缩射血阶段的直接延续,其中一个区别是心室肌肉系统中的组合张力不能使容积移位以支持任何流出。此阶段通常在左心室中更早开始。

[0208] 局部/区域性流体力学活动的分类可以例如在此阶段期间基于与出流瓣的闭合有关的事件标志和模式识别。

[0209] 如前所述,加压AV活塞和心室肌肉系统的弹性部件将使得区域性/扇区肌肉工作被校平。在射血阶段结束时和此阶段开始时且尤其是在此阶段结束时,心室内压将变低。区域性性能的差异将再次地清楚地显现。在射血后阶段期间可以将运动模式和事件标志分类并将其与先前的阶段相比较以查看某个分段是如何活动或不活动的。可以进一步将这些局部/区域性运动模式和事件标志链接到下面的快速填充阶段并与之相关联地分类。

[0210] 可以与在心脏收缩射血阶段期间描述的那些类似地执行全局功能及其分类。

[0211] 快速填充阶段以及AV活塞的返回运动

当弛豫过程已经达到其中剩余上和下外部张力可以将可收缩元素分离的水平时,所有储能被释放,这导致快速填充阶段和AV活塞的返回运动。

[0212] 在赤道线以上的上外围 ΔV 容积示出除了产生心房的被迫扩张之外它们还在很大

程度上包围上心室容积(图1a—d、2a—d)。

[0213] 在心室收缩期间形成的上外围 ΔV 容积与下RsA容积相结合地产生上和下顺应性容积,其包围心脏,除了朝向胸壁和心脏的基面之外。当心室肌肉系统不再能抵抗上和下外部形成张力时,最初产生吸力,其可以增加能量并为进入和通过心脏的持续流动让出空间。

[0214] 最初,上和下外部张力一起工作,使得在运动方向上产生流入物的有力加速度,其可能已在心脏收缩射血后阶段期间朝着RsA容积开始。流入物被快速地朝着再填充在中心形成的 ΔV 容积引导并将通过再填充上和下顺应性容积来恢复外围 ΔV 区域。从而形成从顶点抵制AV活塞的压力梯度。AV活塞的重新建立 ΔV 区域将经受朝向心脏周围环境的最大压力梯度,这意味着AV活塞的返回如同从纤维性骨骼向下朝着顶点的心室肌肉系统的连续扩展一样发生。从而可以恢复外围 ΔV 区域。中央 ΔV 区域在整个心动循环期间或多或少地保持恒定。

[0215] 中央 ΔV 容积和外围 ΔV 区域的恢复被关联到AV活塞的返回运动。

[0216] AV活塞的返回被关联到中央 ΔV 容积的再填充和外围 ΔV 区域的恢复。从而,AV活塞具有流体力学流入控制返回。

[0217] AV活塞的返回速度将在很大程度上取决于 ΔV 面积及上和下顺应性容积相对于心脏的流入物而言有多大。自然已经为AV活塞装配中央的牢固且外围可修改的 ΔV 区域,其中,后者在心室收缩和舒张两者下取决于心脏的流入物。AV活塞的外围 ΔV 区域在心室收缩结束时被赤道线的减小圆周和心房的加宽及其向外超过AV活塞的圆形、外围表面的扩张而减小。从而,随着对较小流入物的需要,存在用于使AV活塞在外出血管中的张力的充分利用的情况下在心包膜的较薄蛋状形状的约束内返回至其起始位置的可能性。

[0218] 通过AV活塞像具有较小 ΔV 区域的活塞一样返回,其返回可以更快速地发生,并且同时在心包膜内存在节省空间以允许心包膜周围的剩余上和下顺应性容积的继续填充。此填充变得更加依赖于心脏流入物中的动态和静态填充压力。

[0219] AV活塞和顶点相互的排斥在较高流量和频率期间变得更快且更强烈两者,这取决于剩余上和下外部张力以及通过和进入心脏的流动中的动能比在较低流量和频率期间明显更加有力,进一步参见下文。

[0220] 在AV活塞的返回运动期间,在心房与心室容积之间还存在血流的再分配。亦即,AV活塞的返回将把心包膜内部的总容积划分成较小心房容积和较大心室容积。

[0221] 如果在心脏收缩后阶段期间的定时和运动模式方面存在持续偏差,则将进一步确认心室肌肉系统中的朝向心脏收缩后阶段结束的局部/区域性偏差。

[0222] 如果存在任何局部流体力学偏差,则此阶段期间的定时和运动模式方面的局部/区域性差异将进一步确认。

[0223] 快速填充阶段开始心动循环的时间间隔,其通过IVS原则上可以被视为由或多或少的可移动肌肉量和包含在心包膜中的血量组成的一个大的单容积。

[0224] 在此时段期间,IVS还起被动的作用,这意味着AV活塞和心脏总体上被视为被DAPP技术控制的一个单个泵。

[0225] 通过放置可以检测由上和下外部张力产生的运动模式以及(如果可能的话)还有心室间隔的运动模式的ROI,可以获得客观的定时信息,其间接地示出来自左和右心室的净力是否提供最佳流体动力和自动调节功能。还可以用这种方式将左和右心房和心室的局部

流体力学功能可视化。

[0226] 为了改善用稳健的信号呈现此信息的可能性,可以修改监视设备和/或研究方法,使得其手动地和/或自动地(例如通过协调功能)将最佳地使该心脏的局部/区域性和全局功能可视化的ROI局部化。

[0227] 缓慢的填充阶段—AV平面的剩余位置

与快速填充阶段期间到心脏的流入物的加速度相关联且尤其是在其之后,心包膜内部的容积形成一个大的单个顺应性容积,在那里弛豫心室间隔划分心室容积。这意味着AV活塞以及由此还有的心包可以加宽,恢复外围 ΔV 区域并采取适于到心脏的实际流入物的静止(resting)形式和位置。

[0228] AV活塞的位置以及因此还有的赤道线的位置由作用到恢复的外围 ΔV 区域上的压力梯度所提供的平衡来确定。

[0229] 在快速和缓慢填充阶段两者期间,除到心脏的流入之外,在心房与心室之间还存在血液的再分配。后者当AV活塞经由作用到中央和外围 ΔV 区域上的力迫使AV活塞朝着心脏基座时发生。因此,AV活塞用其大的进口阀将在流入物上滑动至心室,类似于在流入血液的“柱”上滑动的圆筒。

[0230] 在此阶段期间,可以用反映心包的形状的变化和持续扩张、以及IVS的运动模式的时间标志和运动模式来检测事件的全局过程。

[0231] 心室间隔的双重调节功能。

[0232] 如前所述,心脏的四个腔体结合快速填充阶段并在其之后将被接合成被心包膜及其外部上和下顺应性容积包围的一个大的单个容积,其中弛豫心室间隔(IVS)通过其移动而可以间接地在心室之间传输填充压力和流量两者。从而,AV活塞的形状和运动将受到到心脏的右侧和左侧两者的流入物的影响。

[0233] 心室间隔在正常条件下经受与来自右心室相比更高的来自左心室的心室收缩压(在胎儿发育期间存在相反关系)。这意味着心室间隔(IVS)(不管其在心脏舒张中的形状和位置)在正常条件下在心脏收缩期间从短轴视图看获得接近于圆形的截面。

[0234] 如果心室舒张时间间隔期间的心室间隔的形状和位置偏离在心室收缩的收缩前阶段期间形成的形状和位置,则其可以导致IVS间接地将一定容积从一个室传递至另一个。这意味着IVS的运动具有双向双重调节功能。

[0235] 外出血管在RsA上的影响。

[0236] 附着到AV活塞的外出血管具有紧密接近于将心室分离的IVS的其流出区域。在AV活塞朝向顶点的拉动期间,外出血管的壁将随着其连同AV活塞一起被朝着顶点拉动而产生阻力。其有角度(T. 肺丛(T. Pulmonalis))且螺旋状的形状(主动脉)可以减少心脏在心包内进行轻微的机械旋转所需的张紧。在外出血管纵向运动和张紧中产生的阻力主要地被IVS调解(被隔膜肉柱支撑)到隔膜上且进一步到心包膜朝向周围环境的后侧限制。

[0237] 此拉动以及右心室可能具有较大外围 ΔV 区域并从而朝着其周围环境产生更多力可能是左心室到右心室中的轻微有角度位移发生的原因。

[0238] 此略微移位可以是用于IVS在正常条件下在心室收缩期间获得稳定中心位置、同时可以看到左心室的后外侧极限将产生外部容积位移作为形成的RsA容积的一部分(例如1a—d、2a—d)的原因。

[0239] 开心胸手术损害AV活塞的滑动运动。

[0240] 已经示出开心胸手术导致外部摩擦力和/或结缔组织粘着,其大大地抑制AV活塞的运动且尤其是外出血管朝向顶点的运动。

[0241] 这赋予的是RsA随着左心室到右心室中的明显增加的移位(不应将其与IVS的双重调节功能混淆)而朝着心脏的基面向上的有力拉动,其导致RsA容积的大的增加和 ΔV 容积的大的减小。

[0242] 将AV活塞朝着顶点和远离心脏的基面拉动的阻力将大大地减小AV活塞的行程长度。这导致不产生(直接地经由减少的AV活塞运动且间接地通过大大减小的上外围和中央 ΔV 容积两者)能量或空间以在心室收缩时间间隔期间支持到心房的流入。围绕心房的外部顺应性容积的大大减小导致到心房的停止流入和对流入压力的增加需要。如果心房附属部分被切割并绑扎(这常常在心胸手术中执行),流体力学条件将变得甚至更坏。

[0243] 被关联到外部形成的容积并正常地在心脏收缩和心脏舒张两者期间向流入物添加能量的心室收缩期间的储存能量并未或多或少地会聚以在心脏舒张和大RsA容积的释放期间向流入物添加能量。

[0244] 心脏流入物的一大部分现在将在其舒张时段期间发生,这原则上意味着心脏转变成普通活塞泵,其具有多个流体动力缺点,诸如增加的充填压力、具有回流的瓣闭合等。

[0245] 在新的心胸手术技术的研究中,其中AV活塞及其流出血管可以继续在心包内部在低摩擦力下滑动,用DAPP技术的保留性质,心脏力学将仅一天或几天之后的恢复归一化,并且患者具有非常快速的恢复(与用已确立技术的数月或者甚至数年相比)。

[0246] 这示出了用于AV活塞及其外出血管移动的增加阻力的形式的纯外部力学改变如何显著地改变使AV活塞维持进入和通过心脏的动态流动的平衡功能所需的条件的示例。

[0247] 尽管心脏的动态中的这些非常普遍的变化,其也不能通过常规研究方法来观察。这些方法主要集中于分析心脏的不同区域中的收缩性,即使RsA表面被朝着AV活塞而不是反过来拉动,其也可以是完全正常的。

[0248] 高流量和频率提供进入、通过心脏和从其中出来的高动能水平。

[0249] 在高流量和频率下,存在进入、通过以及离开心脏的高动能。这些能量由可收缩元件对心室肌肉系统的弹性部件的影响添加,正如在低流量和频率下一样。

[0250] 如同针对低流量和频率一样,这些将以类似但更加强烈得多的方式影响上和下外部张力及其关联 ΔV 和RsA容积。

[0251] 在高流量和频率下,心脏的快速填充阶段将桥接缓慢填充阶段。AV活塞在快速填充阶段期间已具有获得可以符合或者甚至超过由心房收缩在正常流量和频率下设定的最高位置的AV活塞的至少中心部分的上部位置所需的理论上流体动力性质。此外,存在用于使RsA被推动超过其静止位置的理论上流体动力可能性。

[0252] 这意味着快速填充阶段结束时的AV活塞与RsA表面之间的距离已超过其正常中立位置,这导致心室肌肉系统的拉伸。心室肌肉系统内的张力可以由于连续流入而进一步增加,该连续流入可以填充其余外部顺应性容积并在心房收缩时间和要发起心室收缩所花费的时间期间产生AV活塞的扩张。

[0253] 这样,心包且因此还有AV活塞获得导致适于当前流入和频率的心脏容积的形状和位置。作用在心脏内部的 ΔV 和RsA区域上的动态和静态力为心室肌细胞提供优化其收缩力

和缩短的预张力。此外,快速填充阶段和底层动能可以在流入瓣后面产生漩涡运动,其主动地促进使这些在射血阶段开始之前闭合。

[0254] 初始收缩前阶段可以由于产生的预张力和较高心脏收缩变力性而缩短,由于更大的力产生其具有更早开始心脏收缩射血阶段的可能性。

[0255] 在心室收缩射血阶段期间,可收缩元件产生更大的力,其经由更大的内部张力而使大的心搏量加压、加速并在几乎一半的射血时间中将其移位到扩张流出血管中。这导致较大的动能转变成流出血管,其意味着血管的脉波传导功能可以在心室肌肉系统中引起低收缩末压和低剩余张力。因此,心室容积将清空至具有低剩余收缩末血量的最大可能程度。

[0256] 在此阶段结束期间,如同早先描述的一样但具有更大的底层力,实体心室容积朝着RsA容积的返回因此可以用随着到心房容积的持续流入而发生。

[0257] 心室肌肉系统的持续去极化最终导致心室肌肉系统的可收缩元件的分离及剩余上和下外部张力的释放。

[0258] 此释放导致相同的事件过程,其在早先已经描述,但在流入和通过心脏的明显更高的能量水平下。该高能量水平赋予的是AV活塞和相应RsA表面在血液在心脏内的像爆炸一样的填充和再分配下相互排斥。快速充填阶段对AV活塞的来回进行的运动给予了类似于锯齿的运动模式,其设定关于上和下外部容积及其关联张力平衡的高需求。

[0259] 可以如前所述地登记并评估在高流量和频率期间的局部和全局活动。

[0260] 第二部分一模式识别框架

心脏状态系统包括处理单元,其被配置成使用接收输入信号中的信息识别根据DAPP技术定义的多达六个主要阶段(MP1—MP6)并将其分类。另外,使用算法根据在心脏内部或外面的所有已识别区域性活动(RA)来构造主要阶段。可以进一步将这些区域性活动划分成一个或多个子区域活动(SRA)和/或曲线段并进行识别和分类以对其对心脏的全局力学功能的影响进行解释、评估和分类。

[0261] 通过心脏状态系统与参考数据库(RDB)相组合,可以将心脏状态图(CSD)中的所有主要阶段(MP1—MP6)分类并确定类型以促进和增强根据失真信息进行的CSD的形成。

[0262] 先导性研究已示出形成包括子区域活动(SRA)的标准偏差和子区域活动的平均值两者的状态指数关于缺血性心脏病(AUC 0.98)具有非常高的灵敏度和特征。

[0263] 从而,区域活动(RA)相对于CSD的分类不仅改善了CSD的形成,而且其还描绘了心脏的任何力学功能障碍的起因,参见下文。可以将此详细信息概括为将被例如用于诊断、预后和治疗的的心脏的全局和/或区域性动态特性或因数(DF、RDF)。

[0264] 另外,此信息还被用来更新和细化参考数据库DAPP-RDB。

[0265] 根据本发明的一个方面,应用搜索工具,其包括被配置成基于基本动态和/或力学关系且通过使用包括理论和真实心脏状态图(CSD)两者的参考数据库(例如DAPP-RDB)中的信息及其它相关信息来解释心脏的动态和/或力学并将其分类。

[0266] 心脏状态系统被使用DAPP-RDB中的信息且通过应用例如不同的算法、模式识别、匹配系统和基于规则的系统而配置成不仅将心脏循环划分成其主要阶段(MP1—MP6),而且图示出例如心脏的动态特性如何在心脏循环期间受到特定肌肉段(即区域性活动)的影响。

[0267] 总体平台(所谓的GrippingHeart平台(GHP))包括心脏状态系统和DAPP技术、算法以及参考数据库,即DAPP-RDB。另外,所述平台可以包括其它相关信息数据库,例如解剖数

据库。

[0268] 在下文中给出了本发明的简要概述。

[0269] 可以使用各种检测装置来收集表示心脏活动的不同方面的输入数据。

[0270] 对该输入数据进行预处理和分析以便识别特定特征点 (LM)。特别地, 识别简单的可识别特征点 (SLM), 其表示心脏循环的容易识别事件, 例如 ECG 曲线的峰值段。

[0271] 使用已识别特征点来识别多个兴趣点 (POI) 并通过应用 DAPP 力学和算法从这些点导出从每个特征点间隔指出的每个时间间隔中的事件标志。然后使用这些事件标志来建立心脏状态图 (CSD) 的阶段。

[0272] 在某些情况下可以识别所有阶段。更常见地, CSD 的某些主要阶段 (MP) 遗漏。

[0273] 针对每个遗漏主要阶段应用搜索程序。来自某些区域的活动将根据心脏力学而对全局心脏功能具有影响, 其中, 使用在参考数据库 (KDB) 中可用的信息来识别遗漏阶段。更具体地, 当访问并搜索/匹配例如来自参考数据库 (RDB) 中的特定区域活动 (RA) 的曲线段时还可以使用存在的心率、年龄、性别以及来自患者的其它相关信息。

[0274] 搜索常常是迭代的, 并且最初 RDB 将基于安全基本 CSD 数据和有关的患者相关信息而在全局和或局部活动形式中提出建议曲线形式。

[0275] 通过使用模式识别/匹配或其它相关算法和基本力学将建议曲线形式与检测到的曲线相比较以便识别类似曲线部分。重复搜索直至所有主要阶段已被识别为止。如果不能识别所有主要阶段, 即一个或许多阶段遗漏, 则系统将仅显示正确的已识别阶段。

[0276] 现在将参考附图来描述本发明。

[0277] 首先, 参考图 3 中所示的示意性框图, 将描述心脏状态系统 2。该心脏状态系统包括处理单元 4, 其被配置成接收输入信号 6, 其包来自心脏 8 内部或外面的一个或许多登记点或区域或与之相关 (例如模拟数据) 的参数。这些参数优选地包括用其中心脏功能被呈现为复杂图像系列 (例如超声波、计算机断层成像或 MRI) 的高级研究方法和/或从较不高级的研究方法 (例如压力和流量传感器、加速度计或雷达传感器) 测量的加速度、速度、位置等中的一个或许多。

[0278] 用具有处理大量数据的足够处理能力的一个或许多计算机来实现处理单元 4。心脏状态系统还包括例如布置在处理单元 4 内的存储单元 10, 在其中存储一个或许多搜索工具。搜索工具包括各种计算工具, 诸如一个或许多模式识别规则。

[0279] 处理单元 4 被配置成通过应用搜索工具来处理输入信号 6 以识别兴趣点 (POI), 是特征点、模式和/或群组模式并且还有例如导出的模式和/或导出群组模式。

[0280] 根据心脏和循环系统中的不同组织和/或流体力学力如何相互作用的基于规则的模型将 POI 分类, 以评估心脏的流体力学和/或流体动力功能。

[0281] 此外, 处理单元 4 被配置成搜索并识别 POI 之中的全局和/或区域性事件标志以评估心脏的流体力学和/或流体动力功能。优选地, 已识别事件标志中的至少某些被关联到根据动态自适应活塞泵 (DAPP) 技术定义的 AV 活塞。

[0282] 表达事件标志应被宽泛地解释成包括表示相关位置、移动、速度、加速度等的任何点、或点的群组、或者其它类似表示。

[0283] 搜索工具包括各种处理工具, 例如数学函数、模式识别/匹配系统、搜索算法、比较规则等。

[0284] POI优选地包括简单标志点(SLM),是表示容易地可识别的心脏事件的输入信号6的容易地可识别的特性。

[0285] 根据一个实施例,搜索工具包括被配置成搜索被关联到AV活塞的事件标志的搜索工具。

[0286] 在另一实施例中,搜索工具包括被配置成搜索反作用事件标志的搜索工具,并且已识别事件标志中的至少某些被关联到描述心脏的流体力学和/或流体动力性能的基本相同事件标志的两个或更多点/区域之间的反作用力。该反作用力优选地或多或少地彼此相反。

[0287] 根据一个实施例,处理单元4还被配置成至少基于已识别事件标志来识别至少一个心脏循环和在时间上划分所述心脏循环的六个主要阶段(MP1—MP6)中的一个或许多主要阶段。根据DAPP技术来定义六个主要阶段(MP1—MP6)并将其用来建立心脏状态图(CSD)。

[0288] 有利地,处理单元4被配置成确定是否全部的六个主要阶段已被识别,并且如果是这样则建立完整CSD。

[0289] 有时并非全部的六个主要阶段都已被识别,在那种情况下,处理单元4被配置成迭代地连接到参考数据库(RDB)以通过应用搜索工具来识别遗漏的一个或多个主要阶段。参考数据库(RDB)包括表示包括六个主要阶段(MP1—MP6)并根据DAPP技术建立的完整心脏状态图(CSD)的已分类数据。参考数据库(RDB)中的数据被根据预定分类方案分类,所述预定分类方案包括年龄、性别、心脏频率、治疗数据(例如心脏频率血压治疗等)中的一个或许多,并且存储数据包括表示主要阶段的曲线形式。

[0290] 处理单元4被进一步配置成确定用于当前确定的CSD的作为来自一个或多个区域活动(RA)的结果的所谓动态因数(DF),其为心脏的总泵浦和控制功能的度量。根据一个替换方案,DF指示相对于用于在类似情况期间确定的正常CSD的正常DF而言的偏差,并且当涉及到更多区域活动(RA)时,还可以将这些活动作为局部功能参数(LFP)与当前确定DF且与用于在类似情况期间确定的正常CSD的正常DF两者相比较。下面将另外讨论DF。

[0291] 现在将参考图4中的流程图来讨论由心脏状态系统的一个实施例执行的方法步骤。

[0292] 如上所述,心脏状态系统包括处理单元和其中存储一个或许多搜索工具的存储单元。所述方法包括:

一由处理单元接收输入信号,其包括来自心脏内部或外面的一个或许多登记点或区域或者与之相关的参数。上文已举例说明了这些参数。

[0293] 所述方法还包括:

一在所述处理单元中通过应用搜索工具来处理输入信号,以识别兴趣点(POI),是特征点、模式和/或群组模式,

一搜索并识别POI之中的全局和/或区域性事件标志以评估心脏的流体力学和/或流体动力功能,其中,所述已识别事件标志中的至少某些被关联到根据动态自适应活塞泵(DAPP)技术定义的AV活塞。

[0294] 优选地,搜索工具包括被配置成搜索被关联到AV活塞的事件标志的搜索工具。

[0295] 另外或者作为补充,搜索工具包括被配置成搜索反作用事件标志的搜索工具,并且已识别事件标志中的至少某些被关联到两个或更多点/区域之间的反作用力,其描述心

脏的流体力学和/或流体动力性能的基本上相同事件标志。该反作用力或多或少地彼此相反。

[0296] 根据一个实施例,所述方法包括:

—由所述处理单元至少基于事件标志来识别至少一个心脏循环和在时间上划分所述心脏循环的六个主要阶段(MP1—MP6)中的一个或许多主要阶段。根据DAPP技术来定义六个主要阶段(MP1—MP6)并将其用来建立心脏状态图(CSD)。

[0297] 此外,如果由处理单元确定已识别了全部的六个主要阶段,则建立完整CSD。

[0298] 替换地,如果并非全部的六个主要阶段都已被识别,则所述方法包括:

—迭代地连接到参考数据库(RDB)以通过应用搜索工具来识别遗漏的一个或多个主要阶段。参考数据库(RDB)包括表示包括六个主要阶段(MP1—MP6)并根据DAPP技术建立的完整心脏状态图(CSD)的已分类数据。

[0299] 参考数据库(RDB)不仅包括表示具有六个主要阶段(MP1—MP6)和动力系数(DF)的完整心脏状态图(CSD)的已分类数据,而且包括根据在GrippingHeart平台(GHP)中建立的AV活塞运动及其对心脏、其周围环境、流入物和流出物的影响建立的不同区域活动(RA)中的曲线段活动数据和分类。

[0300] 图5示出了如何处理输入信号的原始输入数据以便确定兴趣点和事件标志的更详细流程图。可以将该流程图与模式识别或/和匹配组合以用于所有事件或/和子活动的更加准确检测。在流程图中其指的是图8中所示的信号曲线。

[0301] 参考图6—13,将进一步突出本发明的各种方面。

[0302] 图6图示出用于检测心脏的不同移动模式的检测方法的示例(表示为A-D)。用心脏的图像或者用表示各种参数(例如压力、加速度等)的信号来举例说明示例,并且然后识别不同的感兴趣区域(ROI)。作为测量的结果,获得一组原始数据输入,其是用于后续步骤的输入信号。在ROI的识别期间,并且在后续步骤期间,可以使用不同的数据库,例如解剖数据库或参考数据库(RDB)。

[0303] 在A中,使用超声波设备。

[0304] 在B中,将X射线、MR或CT设备用于检测。

[0305] 在C中,使用雷达单元。

[0306] 在D中,使用压力传感器、扩音器、加速度传感器或IR传感器。

[0307] 图7是根据本发明的心脏状态系统的示意性高级图示,包括所谓的GrippingHeart平台(GHP)。

[0308] 根据图7的高级描述,系统被配置成对待并处理采用原始数据输入(raw data entry)的形式的输入信号,以便建立、确认并分析心脏的特性和功能。这是例如基于来自参考数据库及其它相关数据库的理论和/或实际信号模式。在图中示出了在下文中简要地描述的各种功能块。

[0309] —被配置成例如对输入信号进行滤波的预处理系统。

[0310] —在模式识别程序期间使用的信号识别系统。

[0311] —分类和类型确定系统,其被用于将已识别阶段分类,并且还表示已分类阶段的类型和性质。

[0312] —通信块,其用于执行到外部单元的各种通信。

[0313] 一数据库,例如算法和模式参考数据库以及解剖及其它数据库。

[0314] 一模型。

[0315] 一算法以及规则。

[0316] 在图8中示出了来自区域的采用输入信号形式的原始数据输入示例。在本文中其也指的是在图5中阐述的规则。信号表示测量速度和加速度。在第一步骤中,对信号进行后处理以用于例如发出声音、频率/小波分析以便识别简单的特征点、SLM和/或重要模式,使得心脏状态系统将能够建立用于连续分析和模式识别的基础水平,并且是用于识别兴趣点、群组模式和/或模式的基础。

[0317] 在图中用圆来指定SLM。

[0318] 下一步骤是通过使用Gripping Heart平台(GHP)来识别兴趣点(POI)和导出的兴趣点和/或模式(参见图9)而分析模式和/或信号。根据不同的已识别阶段,还可以识别一个或多个曲线段(CSn)并将其分类且可选地存储在参考数据库(RDB)中。在图9中用星号来指定兴趣点。不同输入信号中的这些已识别阶段然后通过使用不同的算法和/或RDB(MP1—MP6)来形成用于建立心脏状态图(CSD)的基础。这些可以在局部层级用来确定特定点如何影响心脏的全局功能。

[0319] 在图10中示出了来自多个输入区域、即区域1—6的多个区域活动(RA)的示例。通过使用来自这些区域的区域性活动,可以计算多个不同指示符;例如,用于特定区域的状态指数、平均值和标准偏差等。下面是基于平均值SRA_MEAN和偏差值SRA_SD来计算状态指数(SI)以用于例如进行临床决策的一个示例。

[0320] 计算状态指数的示例:

$$SRA_MEAN = MEAN(SRA12, SRA22, SRA32, SRA42, SRA52, SRA62)$$

$$SRA_SD = SD(SRA12, SRA22, SRA32, SRA42, SRA52, SRA62)$$

$$STATE\ INDEX = SRA_MEAN \times SRA_SD$$

更具体地,用Gripping Heart平台(GHP)对主要阶段的信号模式进行识别、分类以及确定类型。

[0321] 作为另一步骤,对已识别主要阶段确定类型,例如关于心脏节奏类型(正常、窦性节律),其继而表示为另外特性(例如,振幅、速度、持续时间、加速度)。此信息对于进一步评估和分析而言是必要的。图11示出了用以建立心脏状态图的步骤。

[0322] 图12示出了其中由小型雷达传感器单元进行测量的一个实施例的示意图。雷达传感器单元提供有至少一个天线,优选地两个或更多。天线的数目取决于例如在特定测量中需要的准确度水平。在一个有利示例中,天线的数目在5—10个天线范围内。

[0323] 用可以经由例如移动电话或通信云与心脏状态系统和相关数据库通信的小型雷达传感器单元来测量心脏移动。从而,可以建立包括区域活动(RA)的CSD,其可以被用于分析和诊断的快速且简单的基础。

[0324] 图13示出了心脏状态系统如何可以与GrippingHeart平台中的其它系统相交互以例如模拟不同治疗介入(例如,药物、手术、生活方式、或健身)的效果。根据本实施例,心脏状态系统包括模拟器系统,其被配置成处理虚拟心脏和循环系统并处理根据基于规则的模型分类的虚拟POI(例如基于心脏和循环系统中的不同组织和/或流体力学如何相互作用的DAPP技术)。

[0325] 目的是评估心脏的流体力学和/或流体动力功能,以便调制和模拟不同种类的化学、电或流体力学/动力参数及其它心脏相关信息对基于规则的流体力学分类系统有什么影响。处理单元4进一步被配置成迭代地连接到参考数据库(RDB),其呈现并接收可以在有或者没有分数指数的情况下分类为全局和/或局部事件、模式和/或群组模式的数据及其它心脏相关信息。

[0326] 本发明的一个重要方面是每个主要阶段应本质上在相同的时间点发生,而与已选择了哪些登记点/区域无关。

[0327] 对于用于单个登记点/区域的区域信号而言情况并不是那样,替代地,其产生具有区域活动(RA)的区域模式,说明来自那个单个点/区域的对心脏的时间相关泵和控制功能的贡献。

[0328] 可以将输入信号及其分段与存储在参考数据库(RDB)中的理论 实际事件和移动模式两者相比较。可以在分段程序之前、期间和/或之后两者执行该比较。

[0329] 选择登记点,使得其从许多肌细胞(例如从AV活塞被附着到环状纤维性骨骼的地方周围的区域)或者从心肌到心包的顶点横隔面的液压连接及其到隔膜的固定接收功率和能量。

[0330] 用于选择那些登记点的原因是获得较大的移动模式,从而示出用以执行心脏的泵浦和控制功能的较大的肌肉群组的交互。

[0331] 如果这些清楚且常常明显的移动经由主要阶段(MP1—MP6)与心包和心室间隔(IVS)内部或外面的其它点/区域/区中的其它移动模式(RA)同步,则将实现链接移动模式,其非常详细地反映了心脏的力学。

[0332] 换言之,本发明的重要方面是这样的事实,即我们知道这些明显移动本质上同时地发生,并且因此识别并收集RDB中的其它点中的遗漏信息是可能的。

[0333] 在以下步骤1—4中,公开了一个实施方式,其公开了如何用心脏状态系统以及用应用该心脏状态系统的方法来处理 and 解释输入登记数据的信息。

[0334] 步骤1

接收将被用于分析心脏和循环系统的功能的输入信号。

[0335] 手动地或者通过使用例如边缘搜索算法、解剖数据库、参考数据库等来自动地识别来自具有一个或多个“感兴趣区域”(ROI)的一个或许多登记点/区域的信号。

[0336] 这些信号在心脏的力学中具有其起源,并且可以在有或者没有ECG信息的支持的情况下反映关于移动、压力和流量的变化。

[0337] 该信号还可以是例如具有与心脏和循环系统的连接的声音、振动以及光变化。

[0338] 用来获得这些信号的传感器或检测器可以位于身体表面的内部、上面或外面并覆盖一个或许多测量点或区域。

[0339] 步骤2

心脏状态系统包括处理单元。该处理单元被配置成分析输入信号以与参考数据库(RDB)、框架通信并生成分析的结果。输入信号包括例如速度、加速度、移动、以及尺寸变化。处理单元包括其中存储各种搜索工具(例如模式搜索算法)的存储单元。通过应用那些搜索工具,处理单元最初分析输入信号以便识别一个或许多所谓的特征点和/或模式。简单的特征点是易于认知和识别的曲线形式或模式,例如ECG曲线、QRS-波群等的特定部分。可以使

用SLM来确定心脏频率以及由此还有的心脏循环长度并促进模式和/或兴趣点(POI)的识别。

[0340] 步骤3

在其中已识别容易地识别的特征点的初始分析之后,处理单元已建立经受测量的心脏的基本信息。此基本信息可以包括心脏频率及其它相关信息,其可以被用于使用更特定的算法和搜索规则来基于理论和实践模式识别两者的信号的进一步处理。

[0341] 然后还可以对兴趣点(POI)或/和模式、群组模式进行解码和分类。这些已分类POI然后通过使用规则和模式识别而被用来建立事件标志,其是用于建立一般主要阶段(MP1—MP6)的基础。参见例如图8和9。

[0342] 用于每个登记点/区域的输入信号被六个区域活动(RA)划分,该六个区域活动(RA)在子区域活动(SRA)中被进一步划分。可以在一个或多个曲线段(CSn)中识别这些子区域活动。参见图10和11。曲线段表示能量变化,并且可以被分类并确定类型以建立参考数据库。

[0343] 局部和/或中央参考数据库(RDB)可以用作用于建立心脏的不同功能的单独诊断、预后、治疗和跟踪以及模拟的基础。

[0344] 局部参考数据库是相对于心脏状态系统建立并存储的数据库,而中央数据库被远程地访问。

[0345] 参见图7。

[0346] 来自每个登记区/点/区域的心脏状态图(CSD)及其子活动段反映了动态过程在特定点或区域中如何发展。通过模式识别来跟随此点/区域在心脏循环期间如何产生和接收能量并进行分类是可能的。

[0347] 分析包括其主阶段(MP_n)的CSD。如果分析的结果识别了与预期结果的偏差,则一个或许多曲线段也可能偏离它或它们的预期结果。

[0348] 然后由处理单元执行的曲线段的模式识别不仅可以确认用于主要阶段的事件标志被正确地定义,而且示出与心脏的泵浦和控制力学有关的哪个或哪些区域偏离预期结果。

[0349] 步骤4

心脏状态系统可以用来进一步研究影响心脏功能的不同因素。这些因素可以是内部因素(例如药物、血管收缩、心脏病发作)和外部因素(例如年龄、性别、身体形状)两者。

[0350] 动态因数(DF)

为了整体来看促进心脏的效率的程度的可用度量,定义可以确定的所谓动态因数(DF)。

[0351] 另外,确定用于不同子区域活动(SRA)的局部功能参数(LFP),其表示关于不同区域中的机械泵浦和控制的心脏的效率的程度。

[0352] 这些动态因数(DF和LFP)可以被迅速地确定并可以用作用于建立心脏的不同功能的单独诊断、预后、治疗和跟踪及模拟的容易地可理解的基础。

[0353] 在一个实施方式中,心脏状态系统被配置成快速地生成心脏力学的简单表示。为了减少数据量,执行以下程序步骤。

[0354] 对完整(参见下面的替换方案A)或不完整(参见下面的替换方案B)CSD进行识别、

分类和确定类型。这是通过总体上确定用于心脏的动态因数 (DF) 来实现的。

[0355] 作为替换方案或者另外,许多局部功能参数 (LFP) 由来自心脏内或连接到心脏的一个或许多登记点/区域的每个主要阶段 (MP_n) 内的子区域活动 (SRA) 确定。

[0356] 由此,心脏的效率的容易地且快速地可访问的指示总体上可以由DF来确立并且在其机械泵浦和控制工作期间发生问题的时间和地方由LFP来确立。

[0357] 由此创建两个模式识别替换方案A和B,其两者例如通过应用动态因数DF和LFP可以用作用于关于预期值进行比较的基础。

[0358] 替换方案A

本替换方案促进输入信号中的标志/事件/特性的识别,其可以用来确立完整CSD,即在构建主要阶段 (MP1—MP6) 的最大6+6个时间标志 (右侧+左侧半个心脏) 处进行识别。相对于心脏频率的标记预期数目和辨别能力进行分类和确定类型,并且将心脏的总泵浦和控制功能描述为复合动态因数 (DF),作为与类似情况期间的正常动态因数 (DF) 的偏差。

[0359] 另外,可以将从一个或许多点/区域确定的曲线子段 (CS_n) 描述为局部功能参数 (LFP),作为与类似情况期间的用于对应点/区域的预期正常局部功能参数 (LFP) 的偏差。此分析加强并促进了关于诊断、预后、处理和跟踪的决策。

[0360] 替换方案B

本替换方案促进可以用来建立不完整CSD的输入信号中的标志/事件/特性的识别。在这里,在已经建立的一个或许多主要阶段之间的来自一个或许多点/区域的信号将经受由处理单元进行的模式识别以确定例如LFP_n。

[0361] 因此,将可能通过使用简单的登记传感器在不具有心脏循环的所有主要阶段的情况下确定心脏的动态功能。本替换方案特别地对用于治疗和身体训练的监视和跟踪的更简单登记替换方案有用。

[0362] 最初以及在构建阶段期间和在心脏状态系统和Gripping Heart平台 (GHP) 的持续研究和开发期间,大量的特定登记点/区域用作用于主要段 (MP1—MP6) 和曲线子段 (CS_n) 的分类和类型确定的基础以便通过模式识别来将心脏的动态移动模式解码。

[0363] 用于分类的原因是:

- 减少数据量,
- 促进模式识别,
- 建立参考数据库 (本地和/或中央),其:
- 给出主要阶段和模式识别子阶段的支持识别,

—尽管有缺陷或被损坏的输入数据 (登记),可以用作用于模式识别的模板,其中一个或许多时间标志或者甚至整个阶段不存在以能够仍然使用输入数据以便建立诊断或疗法治疗。

[0364] 第一部分和第二部分的概要和上述权利要求的背景。

[0365] 在第一部分中,描述了作为活塞泵的心脏模型,其指出心脏和循环系统中的不同组织和/或流体力学力如何相互作用以及此相互作用在心动循环的力学事件链期间如何改变。此外已描述了心脏活塞的 ΔV 区域如何根据DAPP技术而产生外部张力,所述外部张力可以给予心脏更多的连续流入,导致即使在高频率下的到心脏的低填充压力。还已描述了在心动循环期间如何和何时可以使用不同的POI来区别表示全局和/或局部流体力学功能的

信号。

[0366] 在第二部分中,模式识别框架描述了可以如何对输入信号进行处理、分类和评估,其中,可以将局部流体力学功能评估为例如局部功能参数(LFP)和具有动态因数(DF)的全局心脏功能。第一部分和第二部分进一步支持确定状态指数(SI)以便进一步突出心脏力学性能中的偏差。

[0367] 第一部分和第二部分一起形成心脏状态系统。此系统可以如上所述地用来对来自不同种类的研究模式生成的输入信号的数据进行解码、分类、评估和存储。其可以进一步(尤其是通过其到参考数据库RDB的迭代式基于规则的分类连接)被用于心脏的流体力学及其与心脏流入和流出的关系的调制和模拟。用模拟器系统(图13),可以使用模拟输入数据并且还有在其明确定义的基于规则的数据库(RDB)中可以找到的问题(例如与刚刚建立的CSD有关)来看到和理解不同种类的化学、电、流体力学/动力参数及其它心脏相关信息对心脏的局部和全局功能具有什么影响。

[0368] 这样,上文声称的发明不仅对于检测心脏流体力学/动力性能中的缺陷而言、而且对于被用作用于药物和手术治疗、这些的跟踪和此外用于健身和训练目的的决策支持而言是重要的。

[0369] 本发明不限于上述优选实施例。可以使用各种替换方案、修改和等价物。因此,不应将上述实施例理解为限制由所附权利要求定义的本发明的范围。

心舒张后期阶段

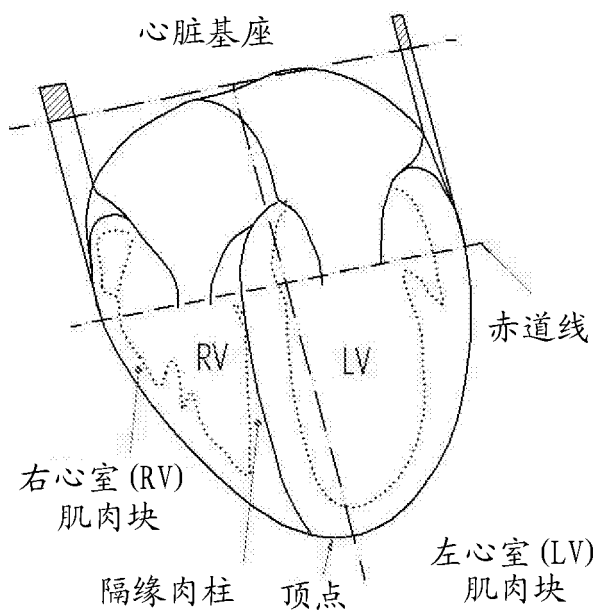


图 1a

心房收缩阶段

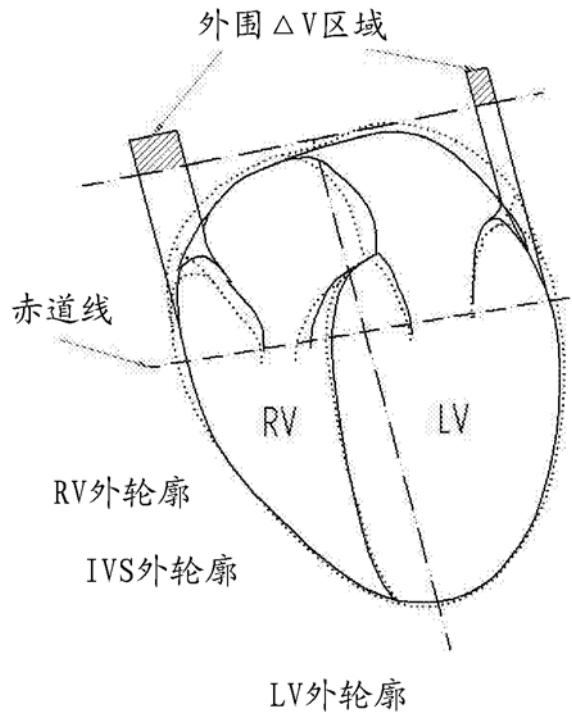


图 1b

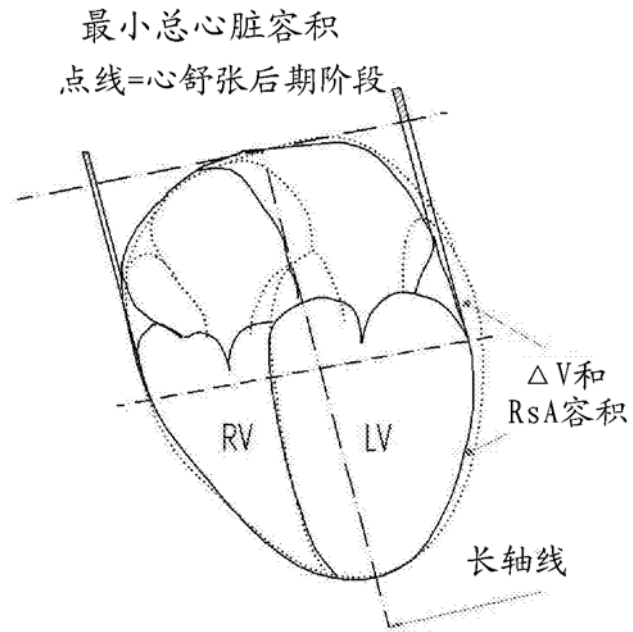


图 1c

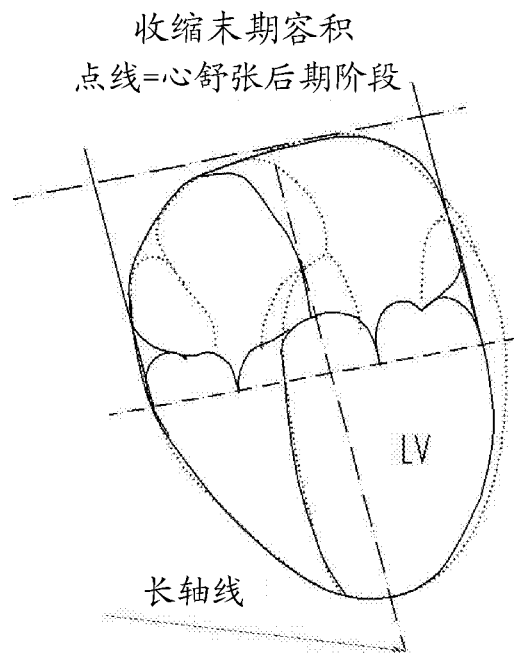


图 1d

心舒张后期阶段

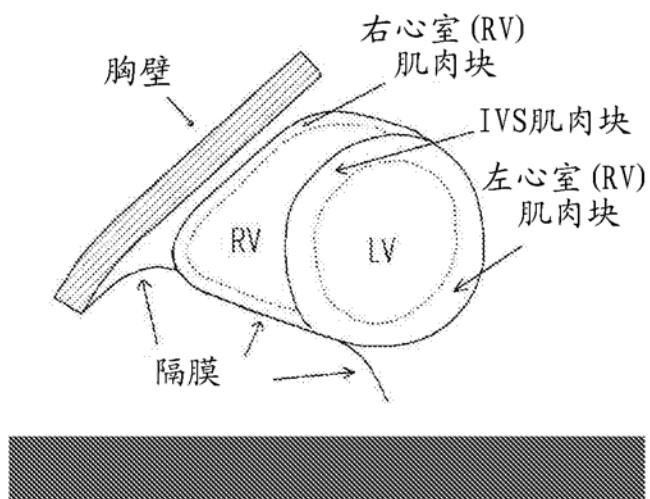


图 2a

心房收缩阶段

点线=心舒张后期阶段

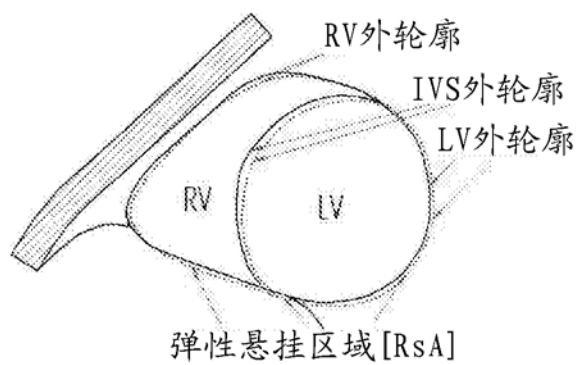


图 2b

最小总心脏容积

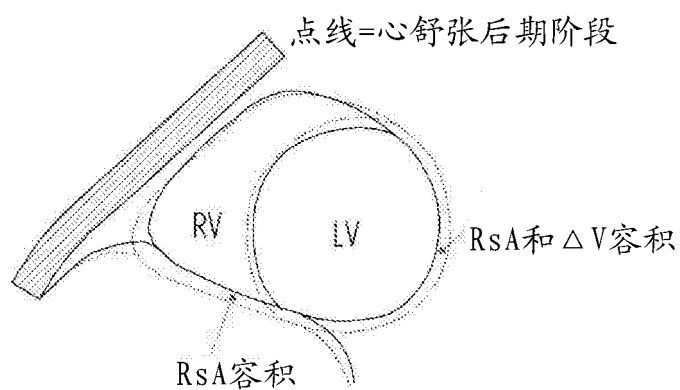


图 2c

收缩末期容积

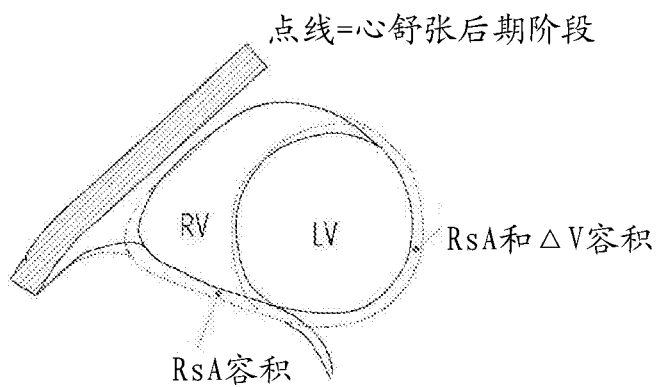


图 2d

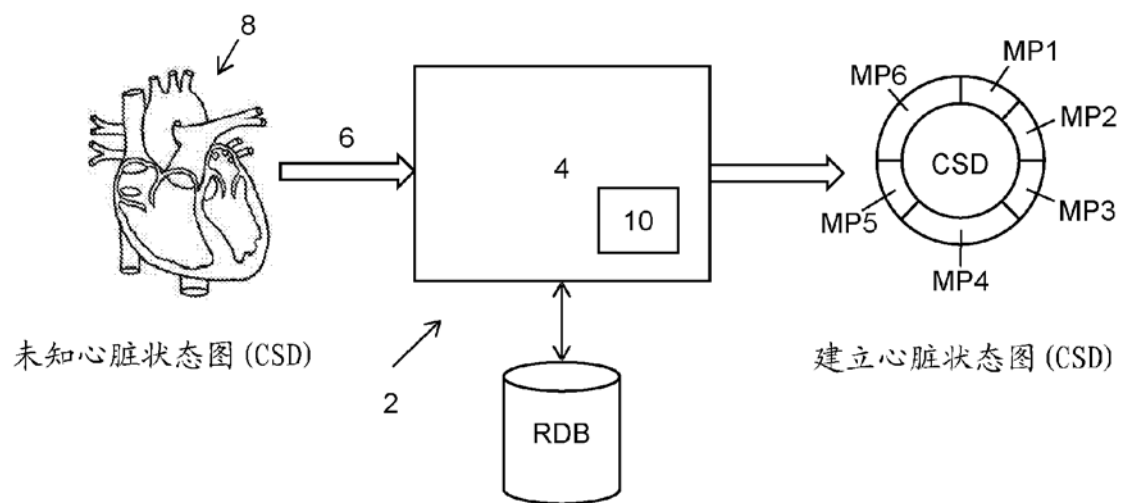


图 3

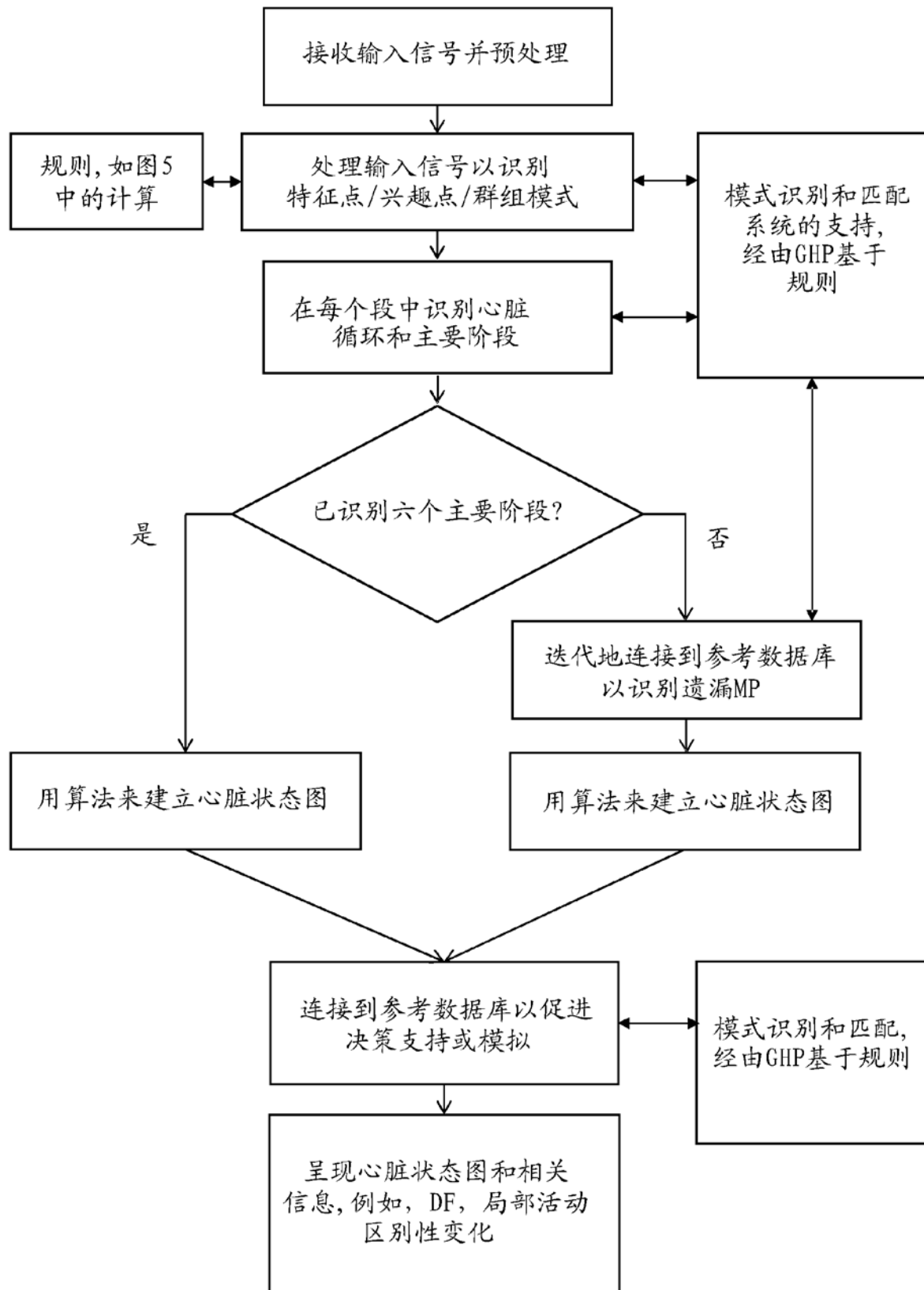


图 4



图 5

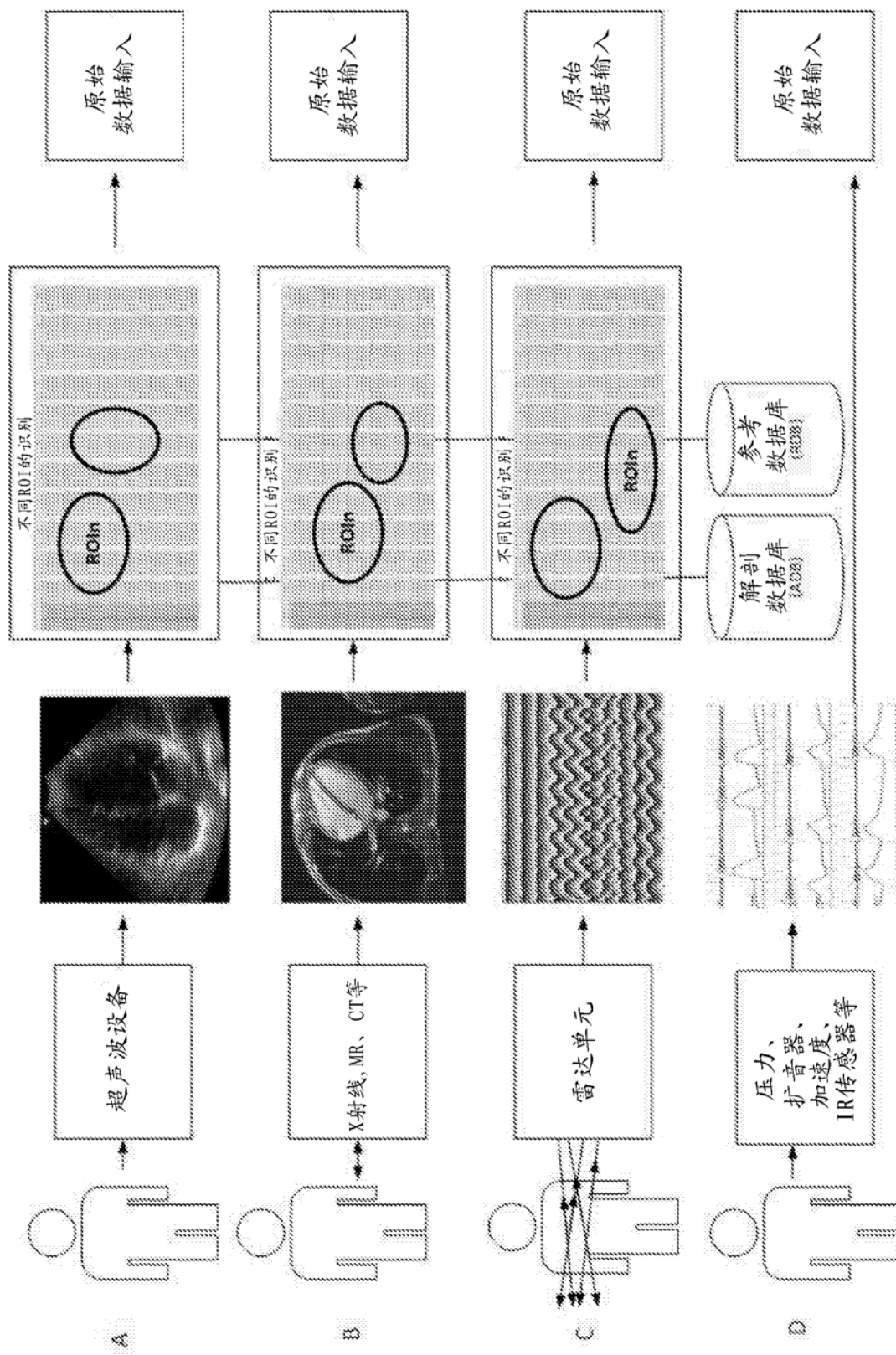


图 6

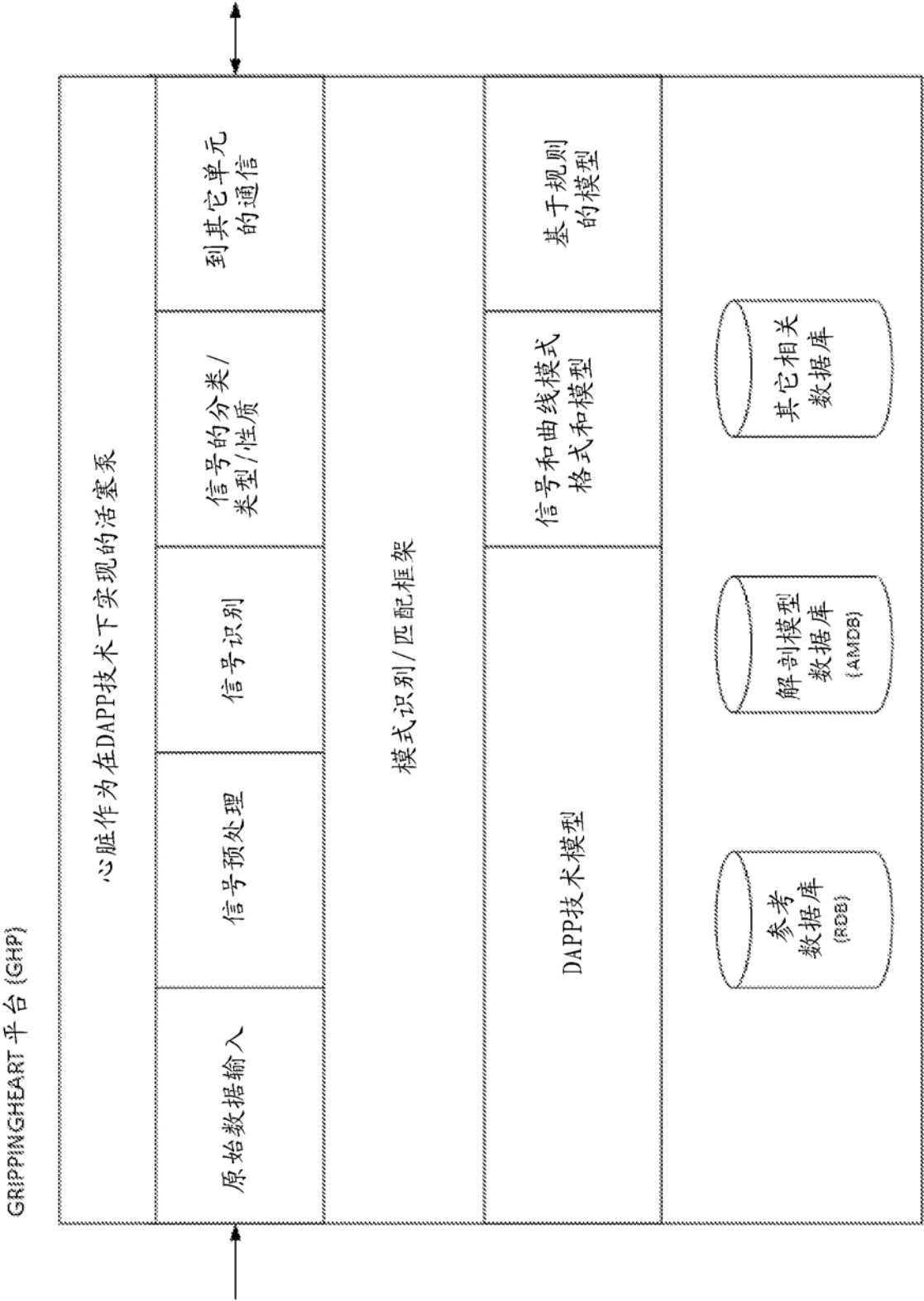


图 7

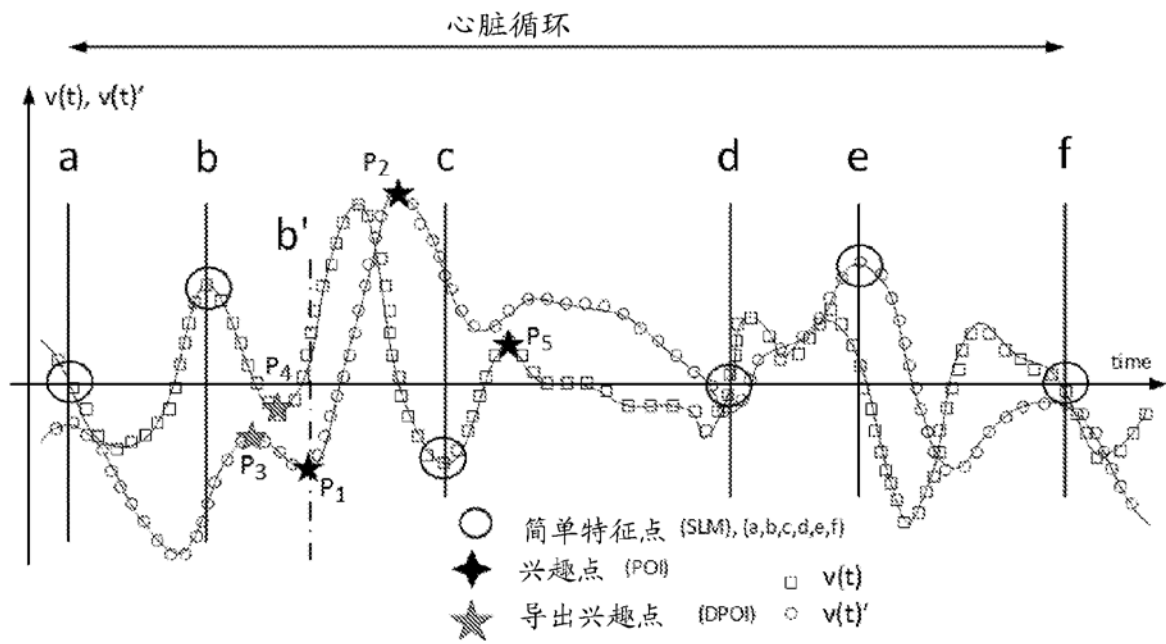


图 8

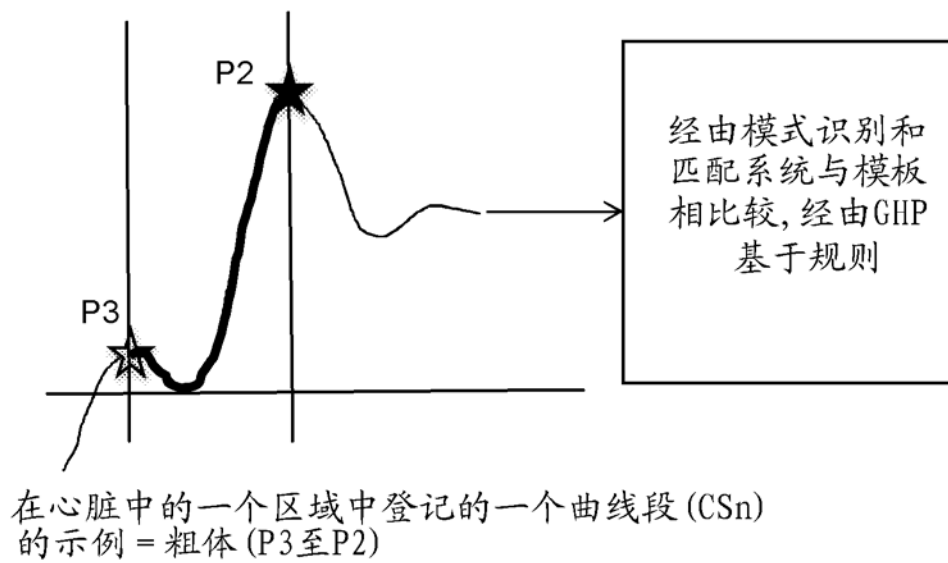


图 9

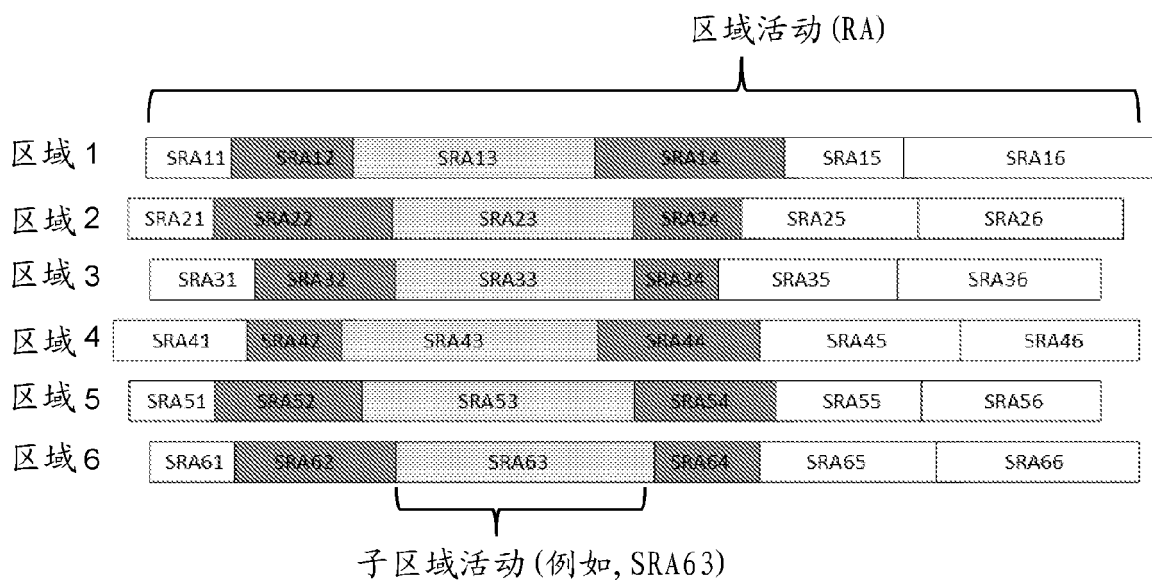


图 10

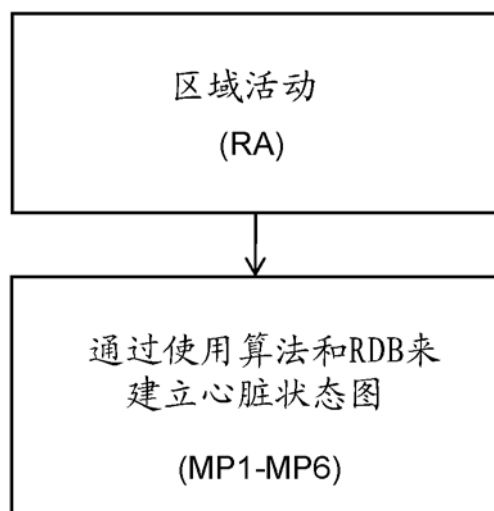


图 11

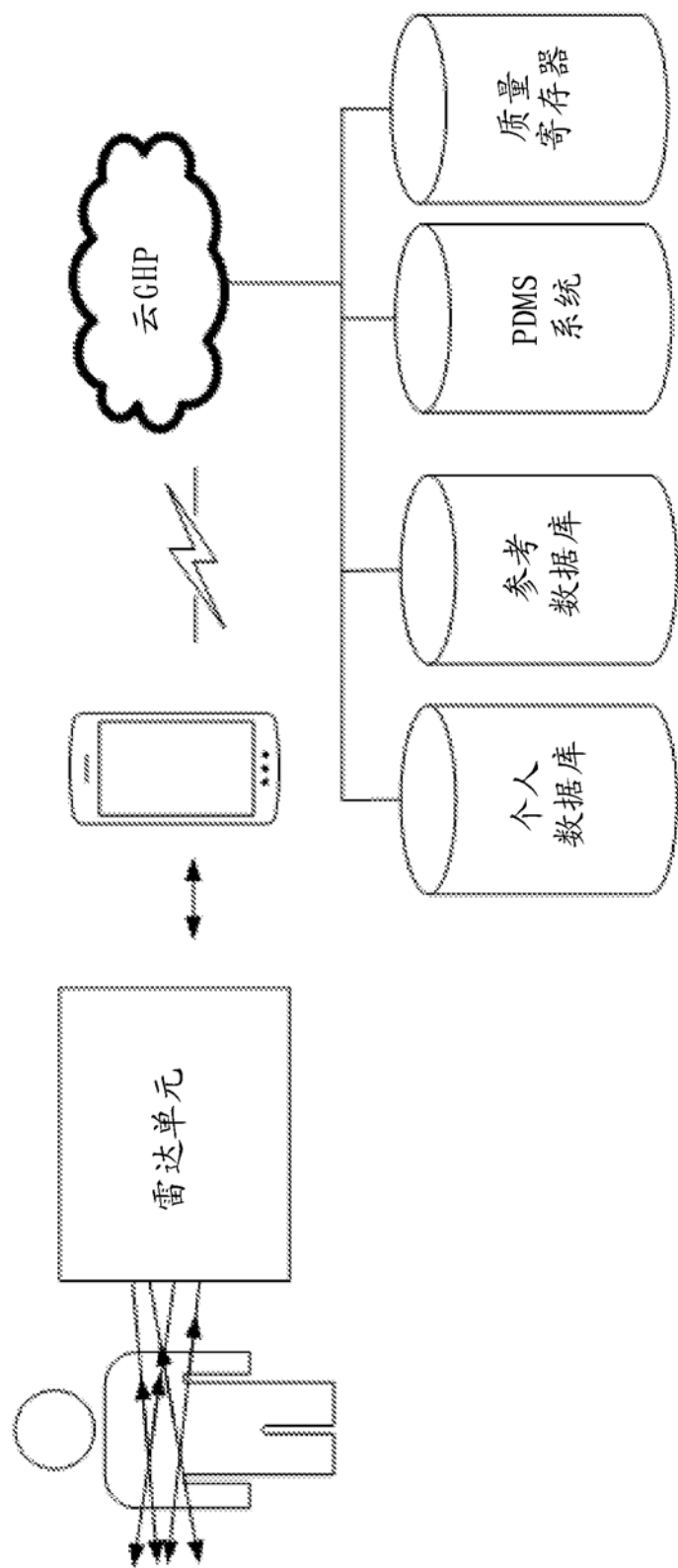


图 12

GRIPPINGHEART 平台 (GHP)

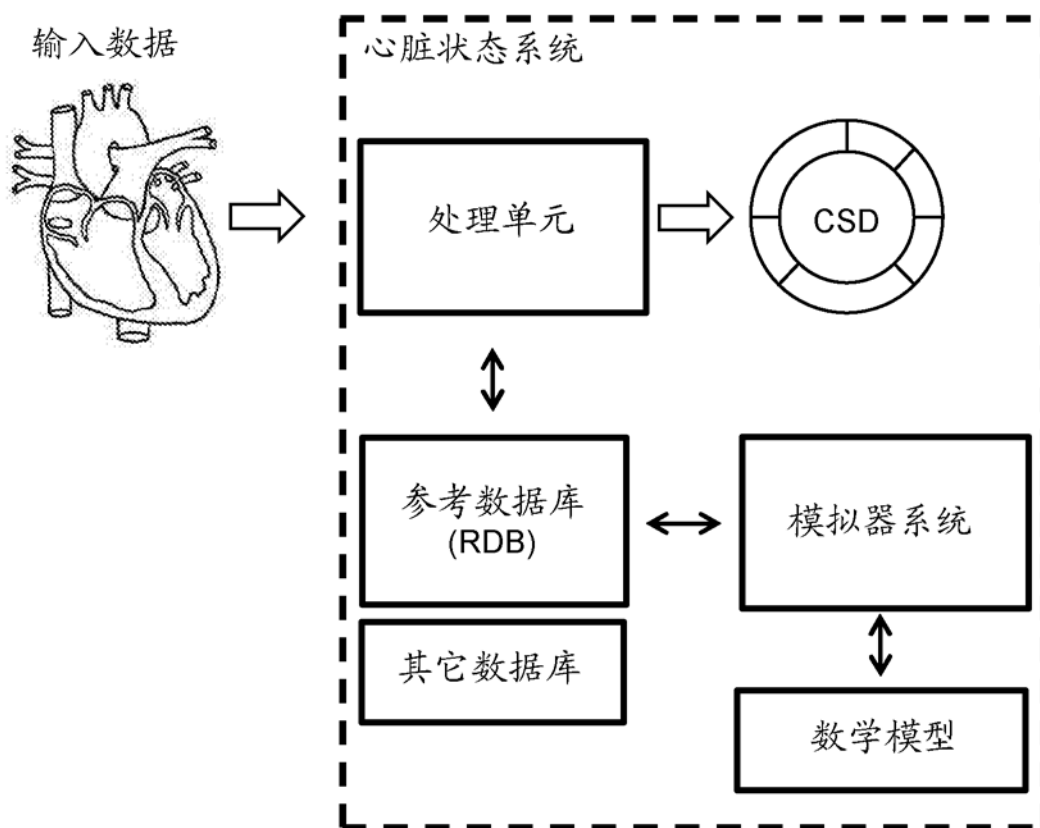


图 13

专利名称(译)	心脏状态监视系统		
公开(公告)号	CN107106015A	公开(公告)日	2017-08-29
申请号	CN201580053996.5	申请日	2015-07-03
[标]申请(专利权)人(译)	英诺瓦科公司		
申请(专利权)人(译)	英诺瓦科公司		
当前申请(专利权)人(译)	英诺瓦科公司		
[标]发明人	S 伦德贝克 J 约翰逊 F 伯格霍尔姆		
发明人	S.伦德贝克 J.约翰逊 F.伯格霍尔姆		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/021 A61B5/055 A61B5/11 A61B6/00 A61B8/08 G06F19/00		
CPC分类号	A61B5/0044 A61B5/0086 A61B5/021 A61B5/055 A61B5/1107 A61B5/7246 A61B5/7264 A61B6/503 A61B6/5217 A61B8/0883 A61B8/5223 A61B2562/0219 A61B2576/023 G16H50/50 G06F19/00 G06F19/321 G06F19/3418 G16H30/20 G16H40/60 G16H50/20 G16H70/20 G06F16/9535 A61B5/0022 A61B5/02028 A61B5/0263 A61B5/7282		
代理人(译)	孙鹏		
优先权	1450923 2014-08-05 SE		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种心脏状态系统，包括被配置成接收包括来自在心脏（8）内部或外面的一个或许多登记点或区域或者与之有关的参数的输入信号（6）的处理单元（4）以及在该处存储一个或许多搜索工具的存储单元（10）。处理单元（4）被配置成通过应用所述搜索工具来处理输入信号（6）以识别兴趣点（POI），其是特征点、模式和/或群组模式。处理单元（4）进一步被配置成搜索并识别所述POI之中的全局和/或区域性事件标志以评估心脏的流体力学和/或流体动力功能。优选地，所述已识别事件标志中的至少某些被关联到根据动态自适应活塞泵（DAPP）技术定义的AV活瓣。

