



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111225617 A

(43)申请公布日 2020.06.02

(21)申请号 201880067768.7

T·韦克尔 E·科斯滕 A·鲍曼

(22)申请日 2018.10.16

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

(30)优先权数据

代理人 刘兆君

17205318.3 2017.12.05 EP

62/574360 2017.10.19 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

2020.04.17

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/078127 2018.10.16

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/076839 EN 2019.04.25

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 B·I·拉朱 P·宾利

F·M·韦伯 J·T·萨顿

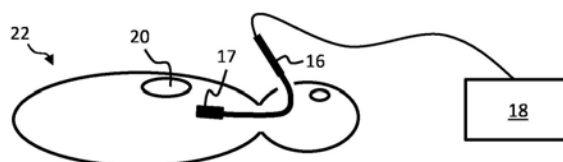
权利要求书3页 说明书19页 附图3页

(54)发明名称

超声成像系统和方法

(57)摘要

一种超声成像系统用于确定搏出量和/或心输出量。所述成像系统可以包括:换能器单元,其用于采集对象的心脏的超声数据(或用于接收所采集的超声数据的输入);以及控制器。所述控制器适于执行两步流程,第一步是初始评估步骤,第二步是具有取决于评估结果两种可能模式的成像步骤。在初始评估流程中,确定是否存在返流性心室流量。这是使用应用于初始超声数据的多普勒处理技术来执行的。如果不存在返流,则使用3D超声图像数据分割来确定搏出量,以识别和测量收缩末期和舒张末期中的每个中左心室或右心室的体积,它们之间的差值可以给出搏出量的量度。如果确实存在返流,则使用多普勒技术确定搏出量,多普勒技术可应用于整个心动周期连续收集的超声数据。



1. 一种用于确定心脏 (20) 的搏出量的超声成像系统, 包括:

输入部, 其用于接收由超声换能器单元 (16) 采集的所述心脏的超声数据; 以及
控制器 (18), 其适于:

执行初始评估流程, 在初始评估流程中, 使用所述换能器单元来采集初始超声数据, 并且将多普勒处理技术应用于所述初始超声数据, 以确定存在还是不存在在所述初始超声数据中所捕获的从心脏的心室到心房的返流血流;

响应于确定不存在返流, 实施第一成像流程, 在所述第一成像流程中, 控制所述换能器单元以仅在所述心脏的心动周期的收缩末期时间点和舒张末期时间点采集3D超声图像数据, 将图像分割流程应用于所述3D超声图像数据以确定在所述时间点中的每个处的所述心脏的心室的体积, 并且通过计算所述时间点之间的所述体积的变化来确定搏出量。

响应于确定存在返流, 实施第二成像流程, 在所述第二成像流程中, 通过以下操作来确定搏出量: 控制所述换能器单元在一个或多个心动周期的整个持续时间内采集超声数据, 并且将另外的多普勒处理技术应用到所述超声数据以识别在所述一个或多个心动周期中的每个心动周期期间从所述心脏的所述心室流出的总血流量; 并且

基于所确定的搏出量来生成输出信息。

2. 根据权利要求1所述的超声成像系统, 还包括用于采集所述心脏的超声数据的所述超声换能器单元 (16)。

3. 根据权利要求1至2所述的超声成像系统, 其中, 所述第二成像流程包括: 识别所述超声换能器单元的视场内被所述心脏的心室流出道占据的区域; 以及控制所述换能器单元以采集仅表示所述区域的超声数据。

4. 根据权利要求3所述的超声成像系统, 其中, 所述的识别区域包括: 捕获表示探头的完整视场的第一3D超声图像数据集, 并且将图像分割技术应用于所述第一3D超声图像数据集以识别被所述心室流出道占据的所述区域。

5. 根据权利要求4所述的超声成像系统, 其中, 所述分割技术是基于模型的分割技术。

6. 根据权利要求4或5所述的超声成像系统, 其中, 所述第二成像流程还包括识别所述心室流出道的尺寸, 并且任选地, 其中, 确定流出所述心室的所述血流包括: 确定流过所述心室流出道的血流的速度, 并且基于所述速度和所确定的所述心室流出道的尺寸来估计总血流量。

7. 根据任一前述权利要求所述的超声成像系统, 其中, 所述第一成像流程的所述图像分割流程是基于模型的图像分割流程。

8. 根据任一前述权利要求所述的超声成像系统, 其中, 所述控制器适于关于所述心脏的左心室和右心室执行所述初始评估流程, 并且

响应于确定不存在来自所述左心室和/或所述右心室的返流, 关于所述左心室和/或所述右心室执行所述第一成像流程; 并且

响应于确定存在来自所述左心室或所述右心室的返流, 关于所述左心室和/或所述右心室执行所述第二成像流程。

9. 根据权利要求1-7中的任一项所述的超声成像系统, 其中, 所述控制器适于关于左心室或右心室中的任一个执行所述初始评估流程。

10. 根据任一前述权利要求所述的超声成像系统, 其中, 所述第一成像流程和/或所述

第二成像流程包括：采集与多个心动周期相对应的超声数据，确定针对每个心动周期的搏出量，并且还确定对在心脏周期之间搏出量的变化的指示。

11. 根据权利要求9所述的超声成像系统，其中，根据所述第一成像流程，所述控制器(18)适于将所生成的输出信息和/或所确定的对搏出量变化的指示传达给与所述控制器(18)具有通信关系的静脉内流体施予设备。

12. 根据任一前述权利要求所述的超声成像系统，其中，所述控制器(18)适于接收表示所述心动周期的心电图信号输入，所述信号输入用于使超声数据采集与所述心动周期同步。

13. 根据任一前述权利要求所述的超声成像系统，其中，所述系统还包括显示单元，所述控制器(18)适于控制所述显示单元以显示所述输出信息的视觉表示。

14. 根据任一前述权利要求所述的超声成像系统，其中，所述控制器与患者监测设备通信地耦合并且适于将所述输出信息传达给所述患者监测设备。

15. 根据任一前述权利要求所述的超声成像系统，其中，所述输出信息指示心输出量，所述心输出量是基于所确定的搏出量和所述心脏的心率来确定的。

16. 根据任一前述权利要求所述的超声成像系统，其中，所述超声换能器单元是经食道超声心动描记探头或经胸超声心动描记探头。

17. 根据任一前述权利要求所述的超声成像系统，其中，所述控制器由所述超声换能器单元所包括。

18. 一种患者监测系统，包括：

患者监测设备；

输入部，其用于从超声换能器单元(16)接收心脏的超声数据，所述超声换能器单元与所述患者监测设备操作性耦合；以及

控制器，其用于控制所述超声换能器单元并且确定所述心脏的搏出量，所述控制器适于：

执行初始评估流程，在所述初始评估流程中，使用所述换能器单元来采集初始超声数据，并且将多普勒处理技术应用于所述初始超声数据，以确定存在还是不存在在所述初始超声数据中所捕获的从心脏的心室到心房的返流血流；

响应于确定不存在返流，实施第一成像流程，在所述第一成像流程中，控制所述换能器单元以仅在所述心脏的心动周期的收缩末期时间点和舒张末期时间点采集3D超声图像数据，将图像分割流程应用于所述3D超声图像数据以确定在所述时间点中的每个处的所述心脏的心室的体积，并且通过计算所述时间点之间的所述体积的变化来确定搏出量。

响应于确定存在返流，实施第二成像流程，在所述第二成像流程中，通过以下操作来确定搏出量：控制所述换能器单元在一个或多个心动周期的整个持续时间内采集超声数据，并且将另外的多普勒处理技术应用于所述超声数据，以识别在所述一个或多个心动周期中的每个心动周期期间从所述心脏的心室流出的总血流量。

19. 根据权利要求18所述的患者监测系统，还包括：超声换能器单元(16)，其用于采集心脏的超声数据，其中，所述换能器单元与所述患者监测设备操作性耦合。

20. 一种用于确定心脏的搏出量的超声成像方法，所述方法利用超声换能器单元采集

心脏的超声数据,所述方法包括:

执行初始评估流程,在所述初始评估流程中,初始超声数据是使用换能器单元采集的,并且多普勒处理技术被应用于所述初始超声数据,以确定存在还是不存在在所述初始超声数据中所捕获的从心脏的心室到心房的返流血流;

响应于确定不存在返流,实施第一成像流程,其中,控制所述换能器单元以仅在所述心脏的心动周期的收缩末期时间点和舒张末期时间点采集3D超声图像数据,将图像分割流程应用于所述3D超声图像数据以确定在所述时间点中的每个处的所述心脏的心室的体积,并且通过计算所述时间点之间的所述体积的变化来确定搏出量。

响应于确定存在返流,实施第二成像流程,在所述第二成像流程中,通过以下操作来确定搏出量:控制所述换能器单元在一个或多个心动周期的整个持续时间内采集超声数据,并且将另外的多普勒处理技术应用于所述超声数据,以识别在所述一个或多个心动周期中的每个心动周期期间从所述心脏的所述心室流出的总血流量;并且

基于所确定的搏出量来生成输出信息。

超声成像系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声成像系统和方法,具体而言,用于确定搏出量。

背景技术

[0002] 从心脏的左心室或右心室流出的血液是临床医师在一系列诊断和治疗应用中使用的参数。单个心动周期(单个心跳)中的总血液流出量称为(左心室)搏出量,每分钟的血液流出量称为心输出量。两者都是在一系列临床应用中使用的关键参数。

[0003] 搏出量的一个重要用途是评估血液动力学流体介入过程中的静脉输液反应。

[0004] 在呼吸时,肺部扩张和收缩。这些体积变化导致胸腔内压力发生变化,吸气时的压力低于呼气时的压力。压力变化对心脏的血液动力学功能有影响;特别是在吸气期间,胸腔内压力对左心室施加的有效力要比呼气期间要低,从而导致舒张体积减小。

[0005] 可以通过收缩压的变化来间接测量这种作用。被称为奇脉的大的血压偏移($>10\text{mmHg}$,即 $>$ 大约1333.22帕斯卡)与诸如心脏压塞和哮喘的状况相关,并且被用于管理急性循环衰竭患者的最佳输液治疗。

[0006] 在血液动力学不稳定患者的呼吸支持期间,通常在麻醉下使用机械通气。正压从外部设备施加到肺中,引起体积膨胀和通气的吸气阶段。但是,呼吸性细支气管和肺泡所经历的绝对气压与常规呼吸期间所遇到的绝对气压有所不同,在常规呼吸期间,隔膜的运动产生了在正压力梯度下被大气填充的体积。结果,在机械通气期间血流动力学效应被逆转,从而导致奇脉逆转。

[0007] 由于缺乏实时的方法来跟踪左心室或右心室的收缩和舒张体积,临床医师只能跟踪呼吸周期中的血压变化,以评估其他液体对心脏功能的潜在影响。尽管这种间接方法是可行的,但获得心脏附近血压的时间跟踪记录的过程仅限于装有侵入性径向设备或心脏内导管的患者。此外,血压记录是调查左心室和心房负载前和负载后压力的间接方法。

[0008] 当前,在血液动力学管理期间预测对静脉输液反应的方法依赖于实时血压追踪分析。Reuter等人在“Optimizing fluid therapy in mechanically ventilated patients after cardiac surgery by on-line monitoring of left ventricular stroke volume variations. Comparison with aortic systolic pressure variations,” Br. J. Anaesth., vol. 88, no. 1, 第124-126页, 2002年1月,描述了一种使用连续动脉脉搏轮廓分析(使用脉搏轮廓心输出量(PiCCO)监测器)来实时估计搏出量的方法。与标准的收缩压变化方法($\pm 8\%$)相比,所述方法的效果相对较好,但仍需要使用侵入性股导管。此外,脉冲轮廓分析在估计搏出量方面有其自身的局限性,例如压力传感器相对于静脉静力学的轴的位置的变化。

[0009] 心输出量也是用于通知血流动力学状况处置的关键临床参数,并经由心率而与搏出量有关,即:心输出量=搏出量 \times 心率。

[0010] 直接测量搏出量(或心输出量)的一种方法是使用超声成像方法。

[0011] 例如,已知的是,左心室流出道(LVOT)的二维多普勒(经食道(TEE))超声可通过监

测心动周期内流经该道的流量来连续提供估计的搏出量。

[0012] 此方法需要经过训练的超声检查医师或心脏病专家对左心室流出道进行两次检查以测量CO。首先,通常执行m模式超声成像以测量LVOT的直径,由此可以根据圆形假设来估计平均横截面积。接下来,执行频谱多普勒成像以估计整个心动周期的最大血流速度。这些参数一起提供了对CO的相对准确的估计,但需要经过训练的用户,并且难以重复。

[0013] 另外,由于需要在多个心动周期中保持探头位置不变以及需要进行LVOT直径的估计,因此它具有很大的可变性。如果没有经过训练的超声医师或心脏科医师,执行此方法是不可能的。

[0014] 另外,这种方法需要在整个心动周期期间连续收集数据。

[0015] 寻求一种用于确定搏出量的改进的基于超声的方法,所述方法可以纠正以上提到的缺陷中的一个或多个。

发明内容

[0016] 本发明由权利要求所定义。

[0017] 根据本发明的一个方面,提供了一种用于确定心脏的搏出量的超声成像系统,包括:输入部,其用于接收由超声换能器单元采集的心脏超声数据;以及控制器,其适于:

[0018] 执行初始评估流程,其中,使用换能器单元采集初始超声数据,并且将多普勒处理技术应用于所述初始超声数据,以确定存在还是不存在在所述初始超声数据中所捕获的从心脏的心室到心房的返流血流;

[0019] 响应于确定不存在返流,实施第一成像流程,其中,控制换能器单元以仅在心脏的心动周期的收缩末期时间点和舒张末期时间点采集3D超声图像数据,将图像分割流程应用于所述3D超声图像数据以确定在所述时间点中的每个处的所述心脏的心室的体积,并且通过计算所述时间点之间的所述体积的变化来确定搏出量。

[0020] 响应于确定存在返流,实施第二成像流程,在所述第二成像流程中,通过以下操作来确定搏出量:控制所述换能器单元在一个或多个心动周期的整个持续时间内采集超声数据,并将另外的多普勒处理技术应用到所述超声数据,以识别在所述一个或多个心动周期中的每个心动周期期间从所述心脏的所述心室流出的总血流量;并且

[0021] 基于所确定的搏出量来生成输出信息。

[0022] 本发明基于发明人的如下认识,即,3D超声图像数据可用于直接在收缩末期和舒张末期阶段中的每个观察左心室(LV)或右心室(RV)的体积边界的尺寸。通过计算这些体积之间的差异,可以确定搏出量的估计值。左心室或右心室均可用于估计搏出量。

[0023] 分割技术提供了一种在两个阶段中的每个阶段识别和测量LV或RV体积的高度准确的手段。另外,由于可以直接观察体积,因此仅需要在两个时间点收集数据:在收缩末期和舒张末期各一次,与需要连续数据收集的基于多普勒血流的方法不同。这样可以节省资源、时间,并且可以提高帧率。

[0024] 然而,发明人还认识到,当存在返流时(收缩期间从左心室或右心室向左心房或右心房的向后血流),所述方法虽然简单且减少了数据收集,但可能并不准确。在这些情况下,LV或RV的简单体积变化可能无法产生对真实搏出量的准确估计。

[0025] 因此,本发明提出执行初始评估流程,其中确定是否存在返流。这是使用应用于初

始超声数据的多普勒技术来执行的。如果不存在返流,则使用所讨论的对在心脏收缩末期和心脏舒张末期的每个的3D超声图像数据的分割来确定搏出量,它们之间的差给出搏出量的量度。但是,如果确实存在返流,则使用替代的方法来确定搏出量,在该方法中,将多普勒技术应用于贯穿整个心动周期连续收集的超声数据。

[0026] 通过这种方式,提供了一种用于搏出量确定的独特的经优化的方法,其中,在没有返流的情况下,应用了基于3D超声直接分割的方法,其只需要最少的数据收集,并且在有返流的情况下,采用了备用多普勒方法来确保在所有情况下的准确性。

[0027] 返流是指从左心室或右心室“向后”流入左心房或右心房,特别是在收缩期,此时血液主要是从左心室排空。返流性心室流意味着心室体积的简单差异可能不准确,因为假定由于体积变化而已经排出的一些血液可能实际上已返回相应的心房,从而减少了该心动周期期间从心脏流出的总体积。

[0028] 搏出量可以通过左心室或右心室(左室或右室)的体积变化或血液流出来估计。在示例中,可以仅针对LV或RV之一执行该方法。在替代示例中,可以关于LV和RV两者执行该方法。在一些示例中,可以比较针对LV和RV中的每个确定的估计的搏出量的差异,因为任何差异都可以指示心脏病理。

[0029] 在一些示例中,可以对LV和RV两者进行评估以确定返流流量的存在或不存在。可以基于结果针对一个或两者来确定搏出量。取决于返流流量的存在或不存在,第一成像流程和第二成像流程可以分别使用不同的成像流程。

[0030] 可以通过将多普勒分析应用于所采集的二尖瓣区域(在左心室的情况下)和/或三尖瓣区域(在右心室的情况下)的超声数据来确定存在还是不存在返流。二尖瓣和三尖瓣分别介导左心房与左心室以及右心房与右心室之间的血流。

[0031] 根据一个或多个实施例,二尖瓣和/或三尖瓣的位置可以首先通过采集初步超声数据集(例如,通过使用B模式成像)并分割数据集以识别相应的瓣膜的位置来识别。

[0032] 收缩末期和舒张末期时间点是指心脏的收缩末期(收缩)和心脏的舒张末期(充盈/扩张)的时间点。

[0033] 在实施例之一中,用于确定心脏的搏出量的超声成像系统可以还包括超声换能器单元,其被控制为采集心脏的超声数据。

[0034] 可以在整个或部分心脏心动周期中采集初始超声数据。例如,可以仅在心动周期的收缩期期间,当血液从左心室或右心室流出时,采集初始超声数据。

[0035] “确定体积”可以意指确定外部体积,即确定由左心室或右心室的识别出的外部界限定的体积。因此,在收缩末期和舒张末期的每个阶段确定心室的体积可能意味着识别心室的外部边界并估计由所识别的外部界限定的体积。

[0036] 总血流量可以表示在每个心动周期期间从心室流出的血液总量。总血流量可以指净血流量。通常,血液仅在收缩期从左心室或右心室流出。因此,从心室流出的总血液可以是在收缩期期间从心室流出的总血液。

[0037] 在给定的周期内,所识别的从心脏流出的总血流可以等于搏出量。

[0038] 在示例中,输出信息可以指示心输出量或搏出量,前者可以通过简单地乘以对象的心率来确定。例如,可以使用到控制器的ECG输入来获得心率,其是根据从对象收集的心电图数据导出的。

[0039] 进一步的多普勒处理技术可以包括确定通过心脏的心室流出道流出心脏的总血液。当心室是左心室时,流出道是左心室流出道(LVOT)。当心室是右心室时,流出道是右心室流出道(RVOT)。左心室流出道是左心室的主流出血管。右心室流出道是右心室的主流出血管。

[0040] 进一步的多普勒处理技术可以包括:确定对贯穿整个周期从心室流出的血液速度的指示;并且随后基于速度指示和相应心室流出道的几何尺寸来确定流出心室的总血流。几何尺寸可以由系统(在下面更详细地描述)确定,或者可以被存储或例如由用户手动输入。

[0041] 在一组有利的实施例中,根据独特的方法来优化第二成像流程,以减少或消除对数据收集方法中的专家临床干预的需要。

[0042] 具体地,根据一个或多个实施例,所述第二成像流程可以包括:识别超声换能器单元的视场内被心脏的心室流出道(LVOT或RVOT)占据的区域,并且控制所述换能器单元来采集表示或对应于仅所述区域的超声数据。

[0043] 一旦知道了视场内的心室流出道的位置,控制器就可以指示换能器单元(例如,包括阵列换能器)将超声波束转向或指向到心室流出道上,从而使得该解剖区域被有效分离以进行检查。这样就不需要临床医师或经过训练的操作者来物理地控制换能器单元的位置从而保持超声波束指向心室流出道。

[0044] 换能器单元只需手动定位一次,其位置使得LVOT或RVOT(以及更宽的LV或RV)在其宽视场内(即,要由换能器单元操纵的超声波束能够在其内的场)。例如,这种方法可以在重症监护室或手术室等场所进行连续、自主的搏出量或心输出量监测。

[0045] 在有利的示例中,识别区域包括捕获表示换能器单元的整个视场的第一3D超声图像数据集,并将图像分割技术应用于数据集以识别由心室流出道占据的区域。

[0046] 该方法有利地将3D超声分割方法与多普勒超声的方法相组合,以允许在高采样频率下准确测量心室流出,而无需临床医师连续保持超声换能器单元的位置。另外,通过使用本实施例的分割方法,根据示例,可以通过反复重复捕获和分割3D图像数据并识别心室流出道的校准过程,以快速和直接的方式重复检查换能器的位置。替代地,可以通过对多普勒超声数据进行滤波以识别组织运动部分来执行换能器单元的运动检测。因此,通过重新执行3D图像数据收集和分段以识别心室流出道位置,可以快速校正超声换能器单元位置的任何偏移。

[0047] 在有利的示例中,分割技术可以是基于模型的分割(MBS)技术。MBS通常使心脏的完整模型适应采集的B模式超声图像数据。这使得能够解析解剖结构的位置,例如左心室流出道(LVOT)或右心室流出道(RVOT),例如通过相邻的可分辨结构的位置以及整个心脏的解剖结构进行引导。

[0048] 第二成像流程可以还包括识别心室流出道的尺寸。这可以基于对所捕获的3D图像数据的分割来完成。分割可以用于估计解剖体的尺寸。优选地,所述尺寸是心室流出道的横截面面积,或者可以是心室流出道的直径或宽度。该尺寸可以在每个单个心动周期中与直接测量的流速谱结合使用,以计算出搏出量的估计值。

[0049] 特别地,确定流出心室的总血流的步骤可包括确定流过心室流出道的血流的速度,并基于所述速度和所确定的流出道尺寸来估计总血流量。

[0050] 在特定示例中,可以计算平均流速并将其乘以横截面积以导出总血流。替代地,在其他示例中,可以计算出整个心动周期的积分 $\int v(t) \cdot A dt$,其中 $v(t)$ 是随时间变化的血流速度,并且 A 是心室流出道的横截面积。因此,这在产生的单个周期期间的总的体积流出,即搏出量。

[0051] 根据一组实施例,可以关于左心室和右心室两者来估计或确定搏出量。

[0052] 因此,根据一个或多个实施例,控制器可以适于针对心脏的左心室和右心室两者来执行初始评估流程,并且

[0053] 响应于确定不存在来自左心室和/或右心室的返流,对左心室和/或右心室执行第一成像流程;并且

[0054] 响应于确定存在来自左心室或右心室的返流,对左心室和/或右心室执行第二成像流程。

[0055] 为此,可以关于左心室和右心室两者执行包括初始评估流程和第一成像流程或第二成像流程在内的整个流程。

[0056] 在示例中,可以比较针对左心室和右心室导出的每搏输出量估计值,因为两者之间的差异可能表示心脏病理。

[0057] 在替代示例中,控制器可以适于仅针对左心室或右心室中的一个执行初始评估流程。在此,仅针对左心室或仅针对右心室确定搏出量。

[0058] 因此,初始评估流程可以包括确定存在还是不存在从左心室到左心房或从右心室到右心房的返流,

[0059] 如上所述,搏出量的变化是评估对静脉流体介入的血液动力学反应的关键参数。

[0060] 因此,根据一个或多个实施例,第一成像流程和/或第二成像流程可以包括采集与多个心动周期相对应的超声图像数据,确定针对每个心动周期的搏出量并且还确定对在心动周期之间搏出量的变化的指示。

[0061] 在示例中,对搏出量变化的所述指示可以是列出在多个不同心动周期中的每个心动周期中确定的搏出量的数据集。在示例中,变化的指示可以是搏出量随时间的趋势的指示,例如,搏出量作为时间的函数的梯度。变化的指示可以是最后两个测量的心动周期之间的搏出量的绝对或相对变化的指示。也可以使用任何其他变化指示。

[0062] 可以额外地或替代地确定心输出量的变化的指示。

[0063] 根据第一成像流程,控制器在示例中可以适于将所生成的输出信息和/或所确定的对搏出量变化的指示传送给与控制器具有通信关系的静脉内流体施予设备。

[0064] 流体施予设备可以在本发明的超声成像系统的外部,或者在示例中可以是成像系统的一部分。流体施予系统可以适于基于输出信息中表示的搏出量或心脏输出值,或者基于对这些值中的一个或两者的变化的指示来调节流体施予方案。

[0065] 在优选的示例中,超声换能器单元可以包括换能器阵列,所述换能器阵列能生成超声波束,所述波束具有可控的方向性。在这种情况下,所述波束优选地是可转向的。控制超声换能器阵列以形成能够在不同方向之间转向的聚焦束在本领域中是众所周知的。控制器可以包括微波束形成器功能,以控制或指导波束形成和波束控制。替代地,可以提供执行该功能的单独的微波束形成器单元。

[0066] 例如,这可以允许根据第二成像流程将超声波束局部地引导到仅心室流出道(左

或右)上。可以允许在两个成像流程之间以及在超声检查的不同的所需要的场之间直接切换。

[0067] 在示例中,控制器可以适于接收表示心动周期的心电图(ECG)信号输入,并且使用该信号输入来使超声数据采集与心动周期同步。这称为ECG门控。ECG信号输入可以源自应用于被检查对象的传感器。

[0068] ECG信号允许在时间上跟踪心动周期的各个阶段,因此可以对数据收集进行计时,使其与每个心动周期的开始和结束相一致。对于第一成像流程,ECG输入信号允许例如识别收缩末期和舒张末期,因此可以对超声数据采集进行计时,使其仅与这些时间点重合。对于第二成像流程,可以识别每个心动周期的开始和结束,以便可以对数据收集进行定时,以在每个给定周期内连续扩展。

[0069] 在超声数据的体积帧率很高(例如25Hz)的情况下,可能不需要ECG门控。在这种情况下,可以合理地确信,整个周期内心室的最小测量体积实际上是该周期内心室达到的最小体积。特别是,如果以大于或等于其频率内容两倍的体积率测量左心室或右心室的体积,则可以仅使用超声数据以良好的置信度重建最小和最大的体积点。

[0070] 但是,ECG门控在体积帧率较低的情况下特别有用,并且因此在没有额外工具的情况下无法确定心脏收缩末期和心脏舒张末期的时间点。

[0071] 所确定的与搏出量有关的输出信息可以由系统以不同方式处理或使用。输出信息可以存储在本地存储器中,或者可以通信以存储在远程存储器或数据存储中。在示例中,可以将输出信息传送到显示设备以显示给用户。

[0072] 根据一个或多个实施例,所述系统可以还包括显示单元,所述控制器适于控制该显示单元以显示输出信息的视觉表示。

[0073] 可以将输出信息传送到另一系统或设备,以用于监测或指导对象的护理或处置。在示例中,控制器可以与患者监测设备通信地耦合,并且适于将输出信息传递给患者监测设备。

[0074] 在示例中,通信性耦合可以是有线或无线的。

[0075] 如上所述,根据任何实施例,输出信息可以指示心输出量,所述心输出量是基于所确定的搏出量并且基于心脏的心率来确定的。例如,可以从任何合适的心率或脉搏率传感器或相关传感器(例如PPG传感器)提供的到输入系统的信号中采集心率。例如,可以从来自ECG传感器输入的信号获得心率。

[0076] 输出信息可以是数据输出的形式。

[0077] 根据一个或多个实施例,超声换能器单元可以例如是经食道超声心动图(TEE)探头或经胸超声心动图(TTE)探头。此类探头均允许放置在对象体内或对象的身体上,以提供允许检查心脏的换能器视场。

[0078] 在一个或多个示例中,控制器可以由超声换能器单元包括。例如,控制器可以被并入到换能器单元中或与换能器单元一体。

[0079] 在示例中,换能器单元可以是智能探头,所述智能探头包括用于采集超声数据的换能器阵列并且包括集成的控制器。

[0080] 根据替代示例,控制器可以与换能器单元分离。例如,超声成像系统可以是基于推车的系统(即移动系统),其中,推车的基本单元包括控制器,并且换能器单元(例如探头)可

通信地连接到控制器。

[0081] 根据本发明的另一方面的示例提供了一种患者监测系统,包括:

[0082] 患者监测设备;

[0083] 超声换能器单元,其与所述患者监测设备操作性地耦合,用于采集心脏的超声数据;以及

[0084] 控制器,其用于控制所述超声换能器单元并且确定所述心脏的搏出量,所述控制器适于:

[0085] 执行初始评估流程,其中,使用换能器单元采集初始超声数据,并且将多普勒处理技术应用于所述初始超声数据,以确定存在还是不存在在所述初始超声数据中所捕获的从心脏的心室到心房的返流血流;

[0086] 响应于确定不存在返流,实施第一成像流程,其中,控制换能器单元以仅在心脏的心动周期的收缩末期时间点和舒张末期时间点采集3D超声图像数据,将图像分割流程应用于所述3D超声图像数据以确定在所述时间点中的每个处的所述心脏的心室的体积,并且通过计算所述时间点之间的所述体积的变化来确定搏出量。

[0087] 响应于确定存在返流,实施第二成像流程,在所述第二成像流程中,通过以下操作来确定搏出量:控制所述换能器单元在一个或多个心动周期的整个持续时间内采集超声数据,并将另外的多普勒处理技术应用到所述超声数据,以识别在一个或多个心动周期中的每个心动周期期间从所述心室流出的总血流量。

[0088] 在示例中,所述换能器单元可以包括控制器。所述换能器单元可以是包括控制器的智能探头。

[0089] 在其他示例中,所述患者监测设备可以包括控制器。

[0090] 在示例中,通信性耦合可以是有线或无线的。

[0091] 根据本发明的另一方面的示例提供了一种超声成像方法,所述方法利用超声换能器单元来采集心脏的超声数据,所述方法包括:

[0092] 执行初始评估流程,其中,初始超声数据是使用换能器单元采集的,并且多普勒处理技术被应用于所述初始超声数据,以确定存在还是不存在在所述初始超声数据中所捕获的从心脏的心室到心房的返流血流;

[0093] 响应于确定不存在返流,实施第一成像流程,其中,控制所述换能器单元以仅在心脏的心动周期的收缩末期时间点和舒张末期时间点采集3D超声图像数据,将图像分割流程应用于所述3D超声图像数据以确定在所述时间点中的每个处的所述心脏的心室的体积,并且通过计算所述时间点之间的所述体积的变化来确定搏出量。

[0094] 响应于确定存在返流,实施第二成像流程,在所述第二成像流程中,通过以下方式确定搏出量:控制所述换能器单元在一个或多个心动周期的整个持续时间内采集超声数据,并将另外的多普勒处理技术应用到所述超声数据,以识别在所述一个或多个心动周期中的每个心动周期期间从所述心脏的所述心室流出的总血流量;以及

[0095] 根据所确定的搏出量来生成输出信息。

[0096] 根据特定实施例,所述超声成像方法可以作为离体成像方法(即,非侵入性地)执行,例如基于使用定位在体外的超声换能器单元。因此,在这种情况下,所述方法可以是利用超声换能器单元进行离体采集心脏超声数据的成像方法。

附图说明

- [0097] 现在将参考附图详细描述本发明的范例,其中;
- [0098] 图1示意性地描绘了根据一个或多个实施例的系统的部件的总体布置;
- [0099] 图2图示左心室的收缩期期间的收缩;
- [0100] 图3图示了回流流动;
- [0101] 图4图示了根据一个实施例生成的实时搏出量迹线;
- [0102] 图5示出了图示系统根据第二成像流程执行的步骤的框图;并且
- [0103] 图6示出了示例性诊断成像系统中的部件的框图。

具体实施方式

[0104] 本发明提供了一种用于确定搏出量和/或心输出量的超声成像系统。所述成像系统包括:换能器单元,其用于采集对象的心脏的超声数据;以及控制器。替代地,所述成像系统可以包括用于通过换能器单元而不是单元本身接收所采集的超声数据的输入。所述控制器适于执行两步流程,第一步是初始评估步骤,第二步是具有取决于评估结果两种可能模式的成像步骤。在初始评估流程中,确定是否存在返流性心室流量。这是使用应用于初始超声数据的多普勒处理技术来执行的。如果不存在返流,则使用3D超声图像数据分割来确定搏出量,以识别和测量收缩末期和舒张末期中的每个中心室的体积,它们之间的差值可以给出搏出量的量度。如果确实存在返流,则使用多普勒技术确定搏出量,多普勒技术可应用于整个心动周期连续收集的超声数据。

[0105] 搏出量的确定在一系列临床应用中很有价值。搏出量的变化可用于评估对血流动力学静脉流体干预的反应。

[0106] 心输出量(等于搏出量与心率的乘积)也是重要的临床参数。

[0107] 超声表示了一种测量这些参数的有利方法。确实存在各种基于非超声的方法,例如使用血压的间接测量,但是如上所述,这些方法存在各种缺陷,包括有限的准确性和可靠性。与测量搏出量变化的相对度量不同,使用血压测量结果来获得搏出量的绝对度量是困难的。

[0108] 下表1中概述了一系列当前可用的方法,可以看出每种方法都有不足。

[0109] 表1

互动模式	设备	模态	测量频率	局限性
手动	TTE (经胸探头)或 TEE(经食管探头)	超声	单次	需要经过训练的用户 非连续 重复性差 精度有限

[0110]

自动	脉冲轮廓心输出量 (PiCCO) 监测器	(血压) 脉冲轮廓分析	~每秒 1 次	不准确 有创
自动	Swan-Ganz 肺动脉导管	热稀释	~每 1-10 秒 1 次	有创 不精确 时间分辨率差
半自动	USCOM	超声心动图	~每秒 1 次	需要经过训练的用户 不准确
半自动	NICOM	生物阻抗	~每秒 1 次	相对测量 有创 干扰

[0112] 超声提供了一种获得搏出量的直接量度的方法。然而,当前实施的超声方法在可靠性、准确性和可再现性方面遭受缺陷。

[0113] 最准确的方法是使用多普勒超声成像来监测和测量在收缩期从左心室流出道(LVOT)——承载从左心室离开的所有血液流的大血管——流出的血液。由于血流随时间变化,因此超声成像提供的时间分辨率使其成为一种有吸引力的方法。基于这种超声成像的心输出量(和/或搏出量)估计技术被广泛使用,特别是用于心输出量的即时检查。

[0114] 但是,如上所述,这种方法需要经过训练的心脏病专家或超声医师在多个心动周期中连续保持聚焦于LVOT的超声成像探头的位置。如果探头在两个周期之间移动或意外移动,则影响结果的准确性。即使是流程的专家,也难以保持探头的绝对静止。对于要上手的医学控制的要求也使该方法不适用于持续的或连续的监测,例如在重症监护室或手术室中。

[0115] 多普勒方法还需要至少在每个心动周期的收缩期连续收集数据(以便可以连续监测和测量血流量)。

[0116] 本发明提出了一种简单的基于3D分割的方法,其中,3D超声数据在心脏的每个收缩和舒张末期仅收集一次,所述数据被分割以识别和量化左心室或右心室在每个点的体积边界,并将搏出量确定为它们之间的差异。

[0117] 特别地,在心动周期中,根据心脏组织的体积图像数据来确定左心室或右心室的形状。根据舒张末期和收缩末期帧计算体积,在逐搏动的基础上产生搏出量。该方法可产生最小侵入的、直接的心室体积评估,临床医师可用来预测和指导液体管理。

[0118] 该方法提高了可靠性和可重复性。当该方法将分段应用于每个收集的图像数据集时,换能器单元位置的变化对测量的准确性影响很小,因为分割在每个数据集中重新识别心室的位置(和尺寸)。

[0119] 该方法可以被应用于左心室或右心室或两者,以确定搏出量。可以针对左心室和

右心室执行此操作,并针对每个心室获得单独的搏出量估计。两者的比较可以提供对特定心脏病理的指示。

[0120] 该方法只有在舒张期中没有返流血液流入心室(分别为左或右)才是完全准确的。如果没有这种情况,简单的心室体积变化可能无法准确反映出真实的搏出量。

[0121] 因此,为了确保在所有情况下的准确性,本发明的系统被配置为检查返流,并不存在返流的情况下实施基于体积变化的方法,并在存在返流的情况下实施基于连续多普勒血流的方法。

[0122] 此外,在优选的示例中,在后一种情况下,采用了一种改进的基于多普勒血流的方法,所述方法有利地并入了图像分割技术,以将超声波束自动聚焦在心室流出道上,从而允许在没有任何医学操作者的情况下实施该系统。因此,这些优选示例改善了用于测量搏出量和心输出量的已知多普勒超声方法的准确性和可靠性。

[0123] 图1示意性地描绘了根据本发明的系统的一个示例的基本硬件配置。该系统包括超声换能器单元16,在该情况下为经食道超声心动图(TEE)探头的形式。该探头在成像端包括超声换能器阵列17,所述超声换能器阵列17可操作以生成具有波束的超声波束,所述波束具有可控方向性。

[0124] 在使用中,由临床医师将探头定位在合适的位置,以使得对象22的心脏20在换能器单元16的换能器阵列17的宽视场内。在这种情况下,由于换能器单元是TEE探头,所以TEE探头位于对象22的食道内的合适位置。

[0125] 探头操作性耦合至控制器18,所述控制器18使用换能器单元16来控制超声图像数据的采集,以确定心脏20的搏出量和/或心脏输出。

[0126] 通过说明的方式,现在将参考仅评估和测量左心室的示例描述由控制器执行的步骤。然而,应理解,相同的流程步骤可以替代地或附加地应用于右心室,并且对左心室的所有引用应被理解为也适用于使用右心室来确定搏出量。

[0127] 控制器18适于首先执行初始评估流程,其中至少在心动周期的收缩期期间采集心脏20的初始超声数据。然后确定是否存在返流。

[0128] 参考图2对此进行了说明,所述图示意性地描绘了在收缩期开始(A)和结束(B)(或等效地在舒张末期(A)和收缩末期(B))的心脏。如图所示,在收缩期,左心室24的体积收缩,迫使血液通过通常以30表示的左心室流出道(LVOT)离开心室,所述道的直径由32表示。

[0129] 在返流的情况下,血液通过二尖瓣33从心室24向左心房25倒流,如图3中的箭头31所示。可以通过在心脏收缩期捕获心脏(或至少二尖瓣33区域)的超声数据并应用多普勒分析来检测反向流动来检测该向后流动。

[0130] 如果要确定右心室而不是左心室的搏出量,则返流是通过三尖瓣从右心室到右心房的逆流。通过在心脏收缩期捕获心脏(或至少三尖瓣区域)的超声数据并应用多普勒分析来检测反向流动,可以检测到该向后流动。

[0131] 仅作为示例,以下解释仅参考左心室的流程进行描述。

[0132] 有利地,初始评估流程利用了上面讨论的改进的多普勒成像技术,其中,图像分割被用于识别由二尖瓣33占据的换能器单元的视场区域。

[0133] 根据该方法,超声换能器探头16最初由临床医师定位在对象的食道内的位置,使得对象的心脏20或至少二尖瓣区域33在换能器探头的宽视场内,例如,被定位在探头的换

能器阵列17的可控波束的角度范围内。

[0134] 然后采集宽视场的初始3D超声图像数据集。

[0135] 随后,由此采集的灰度数据由控制器18处理以应用图像分割。

[0136] 图像分割是图像处理领域中的众所周知的过程,其中,例如根据落在那些区域内的像素所具有的共同特性,将(数字)图像划分或划分为多个扇区或区域。例如,图像分割通常可以应用于识别或定位较宽广图像内的对象并识别图像内的边界(例如,线,曲线,轮廓)。

[0137] 在本申请中,图像分割允许超声图像被处理以识别或定位图像内的解剖体或区域,并定位所述体或区域的边界。

[0138] 图像分割可以优选地是基于模型的图像分割。基于模型的分割利用特定解剖区域或身体的共同结构或几何图案特征来更准确地识别捕获的图像内的解剖体。特别地,采用关于特定解剖特征的可能形状或轮廓的概率模型。然后,当分割图像数据以更准确和精确地识别感兴趣的特定几何特征或区域的边界时,可以将此模型内编码的参数用作约束。

[0139] 例如,在本申请中,基于模型的分割可以利用与心脏区域相关联的模型,或者可以更具体地利用左心室或右心室区域的模型,包括二尖瓣、三尖瓣和左或右心室流出道。

[0140] 为此目的合适的基于模型的分割算法在本领域中是已知的。参见例如Ecabert等人的“Automatic Model-Based Segmentation of the Heart in CT Images”.IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING,27(9),2008,其描述了可应用于本发明的超声数据采集的基于模型的分割方法。

[0141] 当前情况下的分割被应用以产生对应于二尖瓣33的位置信息,特别是二尖瓣所占据的宽视场区域。例如,可以确定二尖瓣轮廓的坐标,或者位置的任何其他表示。

[0142] 所确定的位置信息然后被馈送到多普勒波束形成单元(例如,其可以是控制器18所包括的单独的单元,或者可以在功能上与控制器成一体,这意味着控制器执行多普勒波束形成单元的功能)。

[0143] 然后,控制换能器探头16的换能器阵列17,以将超声波束聚焦并引导(即转向)到二尖瓣33的识别区域上,以排除其他区域。超声波束至少在心动周期的收缩期的整个过程中都被发射。因此,收集对应于二尖瓣区域的超声数据,并且对返回的回波信号(例如,在脉冲超声的情况下的回波脉冲)进行多普勒处理,以导出作为时间的函数的流经二尖瓣的血液的血流速度函数。可以处理该功能以确定负速度或朝着左心房25的方向上的速度(即返流)的出现。

[0144] 在未识别出返流的情况下,控制器18适于实施第一成像流程,其中,控制换能器探头16的换能器阵列17以在跨心脏20的更宽的视野或者至少涵盖心脏20的左心室区域24采集3D超声图像数据。在替代示例中,宽视场可以至少包括右心室区域。

[0145] 特别地,对于第一成像流程,超声换能器单元(在本示例中为超声探头16)在有利的示例中能够以10Hz或更高的帧频采集三维成像数据,并且能够将所收集的数据串流到控制器18。探头可以物理地保持在适当位置,例如使用机械保持器件。探头优选地被保持在适当的位置,以使得能够获得心脏20的足够的视场。对于经食道使用(例如在图1的示例中),可以通过在食道内正确而稳定地定位来确保探头的稳定性。为了经胸使用,例如可以使用探头保持器或贴片。

[0146] 探头16被控制为仅在对象22的心动周期的舒张末期(图1;A)和收缩末期(图1;B)捕获3D超声数据。控制器18优选地与ECG单元(未示出)通信地耦合,所述ECG单元具有耦合至对象的ECG传感器。在来自ECG单元的控制器的接收到的信号输入被用于识别舒张末期和收缩末期的定时,使得可以控制数据收集以使其与这些相位一致。这有效地最小化了数据收集。

[0147] 控制器18根据图像分割算法对每个收集的超声图像数据帧进行处理。图像分割是本领域中众所周知的流程,并且如上所述,在本发明的示例中存在用于实现分割的合适算法。

[0148] 图像分割从(灰度)超声3D数据导出在每幅图像帧处(例如,在舒张末期(A)和收缩末期(B))左心室24的体积外边界26的形状轮廓。在示例中,分割算法可以利用本领域已知的任何合适的图像处理工具,包括例如机器学习工具。如上所述,所述算法可以利用基于模型的图像分割。

[0149] 然后,由控制器18处理所导出的左心室边界26的形状信息,并且计算在舒张末期和收缩末期的每个处的左心室24的体积或估计体积。从心脏舒张末期减去收缩末期的计算体积以导出体积变化。体积的变化可以等于搏出量,即在心动周期期间血液从左心室24的总流出。

[0150] 可以针对多个心动周期重复该过程,以导出多个心动周期的搏出量值。

[0151] 根据另一个可选步骤,控制器18可以进一步处理多个心动周期的导出的搏出量值,以导出搏出量变化信息。

[0152] 该信息可以有效地与其他患者特定的信息(例如,对象22的ECG读数、静脉内液体剂量信息和临床指南)相组合,然后再传达给用户。通过方便地一起提供相关的临床信息,这可以提高设备的使用效率。

[0153] 根据示例,所述系统可以包括显示单元(未示出),用于向用户显示导出的搏出量和/或搏出量变化信息。该信息可以各种不同格式显示。例如,可以显示搏出量、搏出量变化、静脉内液体剂量历史和对液体剂量的搏出量变化响应的实时轨迹。

[0154] 图4示出了示例实时跟踪,所述实时跟踪可以借助于相关联的显示单元显示给用户。线42显示了心室体积(y轴;毫升)随时间(x轴;秒)的变化,并且线44显示了搏出量(y轴;毫升)随时间(x轴;秒)的变化。

[0155] 显示的数据是在机械通气下从患者那里收集的。但是,如果患者能够进行深呼吸,则所述系统也可用于非机械通气的患者,即使使用TEE探头也是如此。

[0156] 根据示例,导出的搏出量变化信息可以直接通知控制或调整向患者施加的静脉输液,例如调整剂量或时间。例如,这可以基于搏出量变化与静脉内流体剂量反应之间的预先存储的数学关系,或者基于绝对搏出量与理想的静脉内液体剂量之间的关系。

[0157] 上面已经描述了在初始评估过程(如上所述)指示不存在回流到左心室24中的情况下(至少在收缩期期间)控制器18执行的第一成像流程。

[0158] 当在初始评估过程中确定该返流的情况下,所述控制器适于代替地执行第二成像流程,其中,执行基于多普勒的搏出量确定方法。在下面将描述的优选实施例中的这种基于多普勒的方法有利地采用超声成像方法来自动采集左心室流出道的位置信息,从而能够将波束局部聚焦在该区域上,从而避免了经过训练的用户不断地引导探头的定位。

[0159] 在替代示例中,替代地或额外地考虑右心室和右心室流出道。为了简化说明,将仅参考左心室通过示例的方式说明该流程。

[0160] 在图5中以框图形式示意性地表示了第二成像流程的步骤。

[0161] 对于第一成像流程,假设探头16的超声阵列17由操作者预先放置,使得左心室流出道位于换能器探头的宽视场内,即在换能器阵列的可转向波束的转向范围内。示例性有利定位可以例如提供与食道中(ME)主动脉长轴、经胃(TG)短轴或经胃(TG)长轴对准的宽视场。

[0162] 在第二成像流程开始时(响应于初始评估),在步骤52中,控制器18控制超声换能器单元(探头)16采集三维(体积)超声图像数据,将探头预先放置用于捕获对象22的心脏20的图像。B模式体积超声成像可以例如被用来捕获3D超声图像数据。

[0163] 一旦已经采集了体积图像数据,则在步骤54中,根据图像分割算法对(灰度)数据进行分割(关于合适的图像分割算法和装置的更详细的讨论,请参见上文)。图像分割优选地是基于模型的图像分割。分割允许识别成像的心脏区域内的解剖结构或特征的位置,包括左心室流出道。分割还允许识别与解剖特征有关的尺寸信息。特别地,确定左心室流出道(LVOT)32的横截面积。如图2和3中的箭头32所示,确定或导出至少一个特定位置的横截面积,但是可以确定LVOT上的多于一个的位置。

[0164] 请注意,在对右心室执行该过程的情况下,替代地使用图像分割导出右心室流出道(RVOT)的位置和尺寸。

[0165] 可以例如借助于对超声数据的(例如基于模型的)分割来确定LVOT的导出坐标。这些在步骤56中被馈送到系统的多普勒波束形成单元,其基于坐标来控制探头16的换能器阵列17以将超声波束局部地引导或聚焦到LVOT上。

[0166] 多普勒波束形成单元可以由控制器18包括或者可以在功能上与控制器成一体,即,控制器执行超声波束形成单元的功能。备选地,波束形成单元可以与控制器18分开,例如是更广的诊断成像系统或患者监测系统的一部分。

[0167] 基于导出的LVOT横截面面积和已知的束几何形状,控制换能器阵列以引导穿过LVOT的超声波束。为此,基于心动周期上图像坐标的空间范围来设置多普勒门控的位置和长度。由此收集对应于LVOT的超声数据,并且可以从其确定与流过LVOT的血液相对应的速度信息。

[0168] 为了避免疑问,“多普勒门控位置”是本领域的术语,意指要针对其收集超声数据并且要针对其采集多普勒血流测量结果的感兴趣区域。多普勒门控长度是指该感兴趣区域的尺寸。

[0169] 在当前情况下,将多普勒门控位置和长度设置为与LVOT的位置和尺寸相对应。

[0170] 在本优选实施例中,确定和设置门控位置和长度是自动执行的。如上所述,图像分割使得能够确定LVOT存在的图像体积内的位置。可以在心动周期中的多个帧上检查LVOT的位置,由此可以确定整个心动周期中LVOT存在的位置的完整范围(“坐标的空间范围”)。

[0171] 例如,在某些情况下,LVOT可能会在整个周期内在空间中表现出振荡运动。在这种情况下,整个位置范围都大于LVOT的实际尺寸。相反,如果LVOT保持静止(平静的心脏运动),则整个周期的位置范围不会超出LVOT的静态尺寸。

[0172] 一旦知道了LVOT的位置和尺寸,就控制换能器阵列以将超声波束聚焦或引导到该

区域上,从而在心动周期的整个过程中延伸越过确定的LVOT区域。

[0173] 超声“线”从换能器单元发出的量足以覆盖LVOT区域的整个横向和/或海拔范围。此外,为了覆盖轴向尺寸,可以以与LVOT的深度范围相对应的时间延迟来处理数据。

[0174] 在替代示例中,可以将换能器阵列17控制为在穿过LVOT所描述的区域顺序地“发射”波束,而不是将波束束引导穿过LVOT的整个区域。可以基于从分割导出的LVOT几何形状来确定束的目标位置,并且可以基于在LVOT的已知深度处的已知超声波束宽度来志出所需束的数量。这些值通常可以是给定超声换能器的标准已知参数。

[0175] 根据任一种方法,可以在整个心动周期或至少在心动周期的收缩期收集超声数据。可以在心动周期或收缩期连续收集数据。

[0176] 在采集对应于LVOT的超声数据时,控制器18或多普勒处理单元可以使用多普勒处理技术来处理导出的数据。这样的技术在本领域中是众所周知的,并且允许在一段时间内针对给定的成像区域导出速度谱。在当前情况下,可以导出在整个心动周期或至少在其心律舒张期(血液从左心室流出时)流经左心室流出道(LVOT)的血液的速度谱。

[0177] 该处理技术允许控制器18(或独立的多普勒处理器)通过LVOT随时间($v(t)$)导出血流速度的函数。

[0178] 在特定示例中,可以将低频滤波流程应用于导出的多普勒超声数据,以消除由探头的(小的)无意运动引起的贡献。在这种情况下,控制器可以设置滤波器的最佳截止频率,以实现理高频血液运动的无伪迹量化,同时还允许足够的低频组织运动内容通过以检测探头运动。

[0179] 在步骤58中,基于在分割期间导出的LVOT的横截面积并且基于所发射的超声波束的特性(特别是所生成的束的已知转向)来计算有效的多普勒角。计算每个透射波束之间的角度和LVOT目标处的平均流量矢量方向(根据超声数据测量)。然后计算这些角度的平均值,以导出有效的多普勒角度。然后,有效多普勒角度用于校正心动周期内的频谱多普勒轨迹,即,导出角度校正的多普勒轨迹,从中可以导出经角度校正的速度-时间函数 $v(t)$,

[0180] 基于图像分割来导出多普勒角度表示了对以前方法的重大改进,在以前的方法中,通常多普勒角度将由操作者(即心脏病专家或超声医师)手动计算。当手动执行时,可能会发生错误。多普勒角度计算中即使是很小的误差也可能直接导致最终速度测量中的重大误差,尤其是在超过 60° 的角度时。

[0181] 可以对多普勒角度校正的速度-时间函数 $v(t)$ 与LVOT的横截面积的乘积进行时间积分(在分割步骤54中导出的,以便导出在心动周期通过LVOT的总的血流量。由于LVOT是从左心室流出的唯一出口路径,因此该总血流量提供了每搏量(SV)的量度。因此,这可以表示如下:

$$[0182] \quad SV = \int_{\text{周期}} v(t)A dt$$

[0183] 其中,A是左心室流出道的横截面积, $v(t)$ 是多普勒角校正的血流速度-时间函数。

[0184] 最终在步骤60中,执行运动检测过程。这里,例如使用低频滤波器来隔离所采集的多普勒信号的低频部分。该部分表示组织多普勒部分,即表示(相对较慢)组织运动而不是血液运动的部分。可以对该信号进行处理以确定组织运动是否超过预定阈值,即,探头的运

动是否超过特定阈值。

[0185] 在没有任何运动超过阈值的情况下,成像流程可以直接循环回到多普勒超声采集步骤56(即,无需重新采集LVOT位置信息),并基于随后的心动周期重新确定搏出量有关LVOT的新位置信息。

[0186] 在已经超过阈值的运动的情况下,流程返回到步骤52,并且再次采集宽视场体积超声数据,并且重新执行分割54以重新采集LVOT的位置坐标。然后,流程可以前进至步骤56,以采集并处理多普勒超声,并为进一步的循环重新确定搏出量。

[0187] 因此,图5的第二成像流程循环地操作以采集连续心动周期的搏出量(和/或任选地,通过将搏出量乘以对象心率而得到的心输出量)测量结果。在每个循环结束时,执行探头移动检测60。

[0188] 尽管在上面概述的示例中,在步骤52和54中,采集并分割了体积B模式图像数据,以便采集LVOT的位置信息,但在替代示例中,可以使用不同的方式采集位置信息。这可能是不同的成像方式。例如,在体积(采集)帧速率较低(例如 $< \sim 10\text{Hz}$)的情况下,可能会优选或采用不同的方法。对特定患者应用高视场或分辨率设置可能会导致低帧速率,从而导致可达到的帧速率之间需要权衡取舍。

[0189] 可以使用LVOT的M模式成像来采集LVOT的尺寸信息,从而可以确定LVOT的横截面积。

[0190] 在传统的2D超声成像中,M模式沿着一条“线”收集连续的回波数据,从而可以观察到结构(例如瓣膜或组织)的振动。根据该信息,可以确定结构的长度。该方法可以扩展到3D成像,从而可以确定结构的横截面积,即在这种情况下为LVOT。

[0191] 根据一个或多个示例,一致的心脏活动(一致的ECG)可使得能够做出关于多个周期内的心脏活动的假设,从而能够实现更高的有效帧频。这些参数可能因患者而异。

[0192] 根据一个或多个示例,其中,在步骤54中进行分割时,控制器18确定或检测到LVOT位于探头16视场的边缘,或者未完全位于视场内,可以使用接口面设备(例如显示器或其他感官输出装置)向操作者警报该事实,以使他们可以调整探头的定位,以确保LVOT位于视场内,理想地,位于视场内的中心。

[0193] 尽管在上述示例中使用了超声探头,特别是TEE证明或TTE探头,但这对于本发明构思不是必需的。可以使用能够采集心脏区域的3D超声图像数据以及多普勒超声数据(脉冲或连续波)的任何超声换能器单元。根据示例,这可以是外部换能器单元或半侵入探头。

[0194] 根据特定实施例,例如可以基于定位在体外的超声换能器单元的使用,以离体方式(即,非侵入性)执行超声数据的采集。在这种情况下,超声换能器单元可以用于离体采集心脏的超声数据。

[0195] 在示例中,预期本发明的实施例可用于其中超声探头可以被放置在固定位置的临床环境中,例如经食道超声或经胸膜贴片探头,用于例如在重症监护室、手术室或救护车中进行心脏监测。

[0196] 根据一组实施例,超声成像系统与患者监测设备通信地耦合,并且适于将基于所确定的搏出量的输出信息传递给患者监测设备。患者监测设备可以包括用于存储接收到的数据的存储器。监测设备可以包括用于向用户(例如,临床医师)显示所采集的信息的显示器。患者监测系统可以与包含有关给定患者的进一步信息的患者数据库链接,所述信息可

以结合采集的搏出量信息而被显示。

[0197] 通信耦合可以是有线或无线的。无线耦合可以通过包括例如蓝牙、射频通信、NFC、ZigBee、Wi-Fi或任何其他无线协议的任何无线通信介质来实现。

[0198] 根据本发明的一个方面,可以提供一种患者监测系统,其包括患者监测设备、超声换能器单元以及用于控制换能器单元并确定搏出量的控制器。

[0199] 如上所述,搏出量测量在静脉输液管理中具有特殊价值,特别是在需要循环辅助和持续观察的通气患者中,例如由败血症、脑外科手术、心脏和肺部干预或重症监护引起的。

[0200] 根据本发明的实施例的超声成像设备可以形成更广的超声诊断成像系统的一部分或被提供为更广的超声诊断成像系统的一部分。

[0201] 现在将参考图6描述示例性超声诊断成像系统的一般操作。

[0202] 该示例性系统包括采取阵列换能器探头60形式的超声换能器单元,所述超声换能器单元具有用于发射超声和接收回声信息的CMUT换能器阵列100。换能器阵列100' 选地包括由诸如PZT或PVDF的材料形成的压电换能器。换能器阵列100是换能器110的二维阵列,其能够在2D平面或者在三维中进行扫描以进行3D成像。在另一个示例中,换能器阵列可以是1D阵列。

[0203] 换能器阵列100被耦合到探头中的微波束形成器62,其控制由CMUT阵列单元或压电元件进行的信号的接收。如美国专利US 5997479 (Savord等),US 6013032 (Savord) 和US 6623432 (Powers等) 中所述,微波束形成器能够对换能器的子阵列(或“组”或“贴片”)接收的信号进行至少部分波束成形。

[0204] 注意,微波束形成器是完全任选的。下面的示例假定没有模拟波束成形。

[0205] 微波束形成器62由探头线缆耦合到发射/接收(T/R) 开关66,其在发射和接收之间进行切换并且在微波束形成器不被使用并且换能器阵列由主波束形成器70直接操作时保护系统波束形成器免受高能量发射信号损坏。从换能器阵列28的超声波束的发射通过T/R开关66耦合到微波束形成器和主发射波束形成器(未示出)的换能器控制器68指示,其从用户对用户接口或控制面板88的操作接收输入。

[0206] 由换能器控制器68控制的功能之一是波束被转向和聚焦的方向。波束可以被操纵为从换能器阵列垂直向前(垂直于换能器阵列),或者以不同的角度用于更宽的视场。换能器阵列68可以被耦合以控制针对CMUT阵列的DC偏置控制器95。DC偏置控制器95设置被应用到CMUT单元的(一个或多个)偏置电压。

[0207] 在接收通道中,由微波束形成器62产生部分波束形成的信号,并将其耦合到主接收波束形成器70,在主接收波束形成器70中,来自换能器的个体贴片的部分波束形成的信号被组合成完全波束形成的信号。例如,主波束形成器70可以具有128个通道,其中的每个接收来自CMUT换能器单元或压电元件的数十或者数百的部分波束形成的信号。以此方式,由换能器阵列的数千个换能器接收到的信号可以有效地贡献于单个波束形成的信号。

[0208] 波束形成的接收信号被耦合到信号处理器72。信号处理器72可以以各种方式处理接收到的回波信号,诸如带通滤波,抽取,I和Q分量分离以及用于分离线性和非线性信号的谐波信号分离,以便能够识别从组织和微泡返回的非线性(基频的高次谐波)回波信号。处理器还可以执行的信号增强,例如纹波降低、信号复合以及噪声消除。信号处理器中的带通

滤波器可以是跟踪滤波器,其中,其通带随着回波信号从增加的深度被接收而从较高的频带滑落到较低的频带,从而拒绝来自更大尝试的较高频率处的噪声,其中,这些频率没有解剖信息。

[0209] 用于发送和用于接收的波束形成器以不同的硬件实现并且可以具有不同的功能。当然,接收器波束形成器被设计为考虑到发射波束形成器的特性。为了简化,在图6中仅示出了接收器波束形成器62、70。在整个系统中,还将有具有发射微波束形成器和主发射波束形成器的发射链。

[0210] 微波束形成器62的功能是提供信号的初始组合,以便减少模拟信号路径的数量。这通常在模拟域中执行。

[0211] 最终的波束形成在主波束形成器70中完成,并且通常在数字化之后。

[0212] 发射和接收信道使用具有固定频带的同一换能器阵列60'。但是,发射脉冲占用的带宽可以根据已使用的传输波束成形而变化。接收通道可以捕获整个换能器带宽(这是经典方法),或者通过使用带通处理,它只能提取包含有用信息(例如主谐波的谐波)的带宽。

[0213] 经处理的信号被耦合到B模式(即,亮度模式或2D成像模式)处理器76和多普勒处理器78。B模式处理器76彩对接收到的超声信号的幅度的检测,用于对身体中的结构(例如身体中的器官的组织 and 血管)进行成像。身体的结构的B模式处理器可以以谐波图像模式或者基波图像模式或者两者的组合来形成,如在美国专利US 6283919 (Roundhill等人)和美国专利US 6458083 (Jago等人)中所描述。在示例中,B模式处理器可以执行上述控制器18的图像分割功能,以识别与二尖瓣或三尖瓣和/或左心室或右心室流出道有关的位置或尺寸信息。

[0214] 多普勒处理器78可以处理来自组织运动和血液流动的时间上分立的信号,用于检测物质的运动,例如图像场中的血细胞的流动。多普勒处理器78通常包括壁滤波器,其具有可以被设置为和/或拒绝从身体中的选定类型的材料返回的回波参数。多普勒处理器78可以执行上述控制器18的多普勒处理功能。特别地,多普勒处理器78可以被配置为确定是否存在通过二尖瓣或三尖瓣的反向定向血流(用于识别返流血流)或通过左心室或右心室流出道的血流(以确定总血流)。

[0215] 将由B模式和多普勒处理器生成的结构和运动信号耦合到扫描转换器82和多平面重新格式化器94。扫描转换器82以期望的图像格式来根据回波信号被接收的空间关系来布置回波信号。例如,扫描转换器可以将回波信号布置为二维扇区形格式,或者锥体三维(3D)图像。扫描转换器可以将具有对应于图像场中的点的运动的颜色B模式结构图像与它们的多普勒估计的速度叠加以生成彩色多普勒图像,其描绘图像场中的组织的运动和血液流动。多平面重新格式化器将从身体的体积区域中的共同平面中的点接收到的回波转换为该平面的超声图像,如在美国专利US 6443896 (Detmer)中所描述。体积绘制器92将3D数据集的回波信号转换成如从给定参考点所看到的投影的3D图像,如在美国专利US 6530885 (Entrekin等人)中所描述。

[0216] 2D或3D图像被从扫描转换器82、多平面重新格式化器94、以及体积绘制器92耦合到图像处理器80用于进一步增强、缓存和临时存储,以在图像显示器90上显示。除了用于成像外,由多普勒处理器78生成的血流值以及由B模式处理器76生成的组织结构信息被耦合到量化处理器84。所述量化处理器生成不同流动状况的量度(例如,血流的体积率)以及结

构测量结果(例如,器官的尺寸和孕龄)。量化处理器46可以接收来自用户控制面板88的输出,例如,要进行测量的图像的解剖结构中的点。来自量化处理器的输出数据PUHC耦合到图形处理器86,用于在显示器90上与图像一起再现测量图形和值,以及从显示设备90输出音频。

[0217] 图形处理器86也可以生成图形叠加以用于与超声图像一起显示。这些图形叠加可以包括标准识别信息,例如图像的患者姓名、日期和时间、成像参数等等。出于这些目的,图形处理器从用户接口88接收输入,例如患者姓名。

[0218] 所述用户接口还耦合到发射控制器68以控制来自换能器阵列60的超声信号生成,并因此控制由换能器阵列和超声系统生成的图像。控制器68的发送控制功能仅仅是所执行的功能之一。控制器68还考虑了操作模式(由用户给定)以及接收器模数转换器中的相应所需的发射器配置和带通配置。控制器68可以是具有固定状态的状态机。

[0219] 如上所述,实施例利用了控制器。控制器可以用软件和/或硬件以多种方式实现,以执行所需的各种功能。处理器是控制器的一个示例,其采用可以使用软件(例如,微代码)编程的一个或多个微处理器来执行所需的功能。然而,控制器可以在采用或不采用处理器的情况下实现,并且还可以被实现为用于执行一些功能的专用硬件与用于执行其他功能的处理器(例如,一个或多个编程的微处理器和相关联的电路)的组合。

[0220] 可以在本公开的各种实施例中使用的控制器部件的范例包括但不限于,常规微处理器,专用集成电路(ASIC)和现场可编程门阵列(FPGA)。

[0221] 在各种实现方式中,处理器或控制器可以与一个或多个存储介质相关联,诸如易失性和非易失性计算机存储器,诸如RAM,PROM,EPR0M和EEPROM。存储介质可以编码有一个或多个程序,所述程序当在一个或多个处理器和/或控制器上运行时执行所需的功能。各种存储介质可以固定在处理器或控制器内,或者可以是可转移的,使得存储在其上的一个或多个程序可以加载到处理器或控制器中。

[0222] 根据本发明的另一方面的示例提供了一种用于确定心脏的搏出量的超声成像方法,所述方法利用超声换能器单元来采集心脏的超声数据,所述方法包括:

[0223] 执行初始评估流程,其中,初始超声数据是使用换能器单元采集的,并且多普勒处理技术被应用于所述初始超声数据,以确定存在还是不存在在所述初始超声数据中所捕获的从心脏的心室到心房的返流血流;

[0224] 响应于确定不存在返流,实施第一成像流程,其中,控制所述换能器单元以仅在心脏的心动周期的收缩末期时间点和舒张末期时间点采集3D超声图像数据,将图像分割流程应用于所述3D超声图像数据以确定在所述时间点中的每个处的所述心脏的心室的体积,并且通过计算所述时间点之间的所述体积的变化来确定搏出量。

[0225] 响应于确定存在返流,实施第二成像流程,在所述第二成像流程中,通过以下方式确定搏出量:控制所述换能器单元在一个或多个心动周期的整个持续时间内采集超声数据,并将另外的多普勒处理技术应用到所述超声数据,以识别在所述一个或多个心动周期中的每个心动周期期间从所述心脏的所述心室流出的总血流量;并且

[0226] 根据所确定的搏出量来生成输出信息。

[0227] 根据特定实施例,所述超声成像方法可以作为离体成像方法(即,非侵入性地)执行,例如基于使用定位在体外的超声换能器单元。因此,在这种情况下,所述方法可以是利

用超声换能器单元进行离体采集心脏超声数据的成像方法。

[0228] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书, 在实践请求保护的本发明时能够理解并且实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求中, “包括” 一词不排除其他元件或步骤, 并且词语“一”或“一个”不排除多个。尽管特定措施是在互不相同的从属权利要求中记载的, 但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求书中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

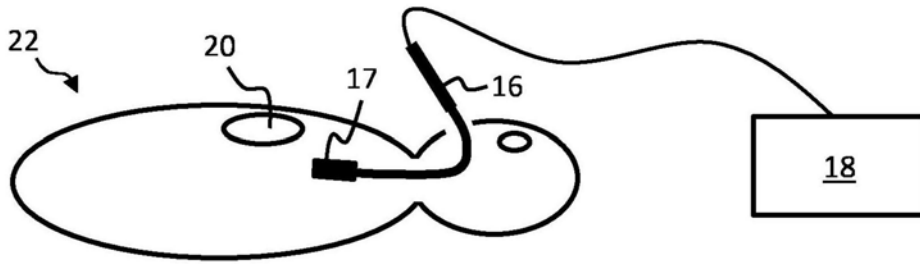


图1

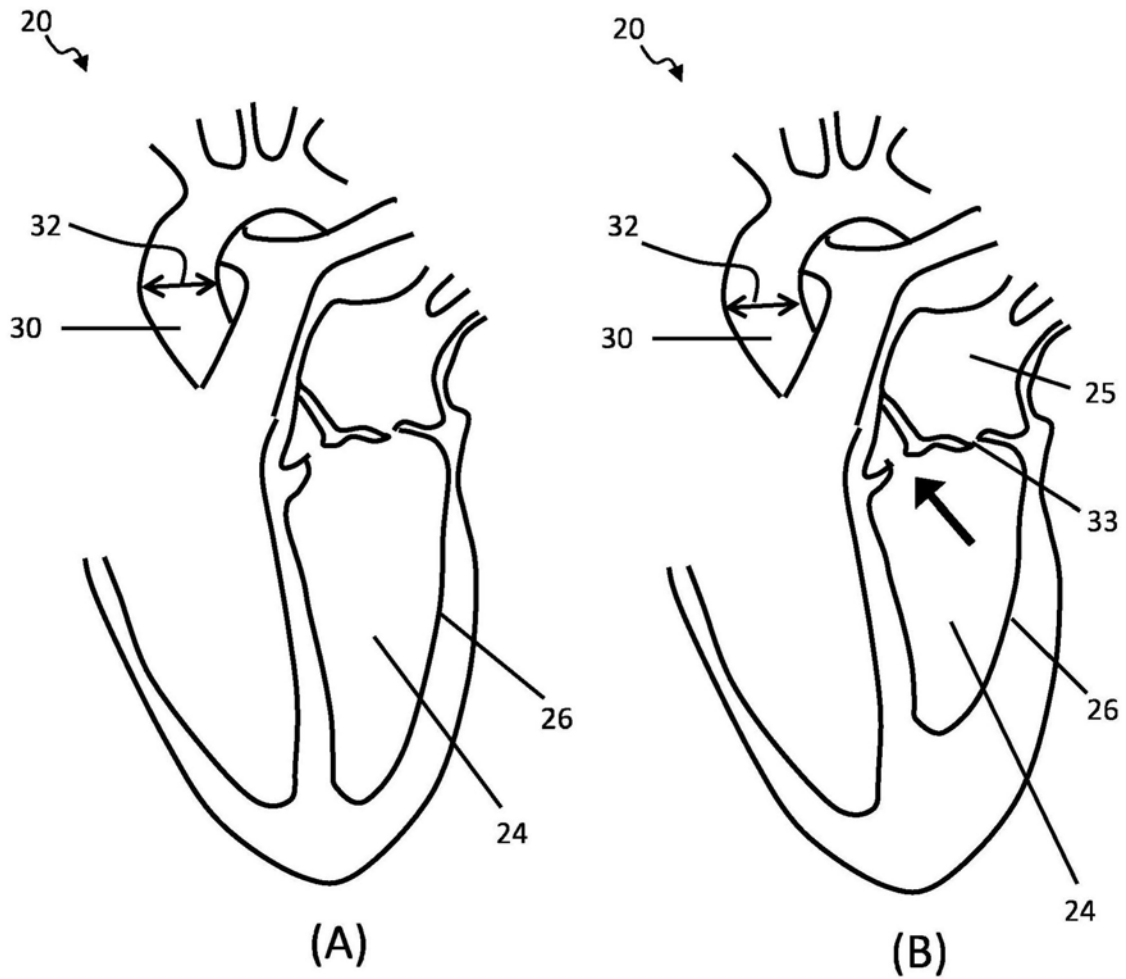


图2

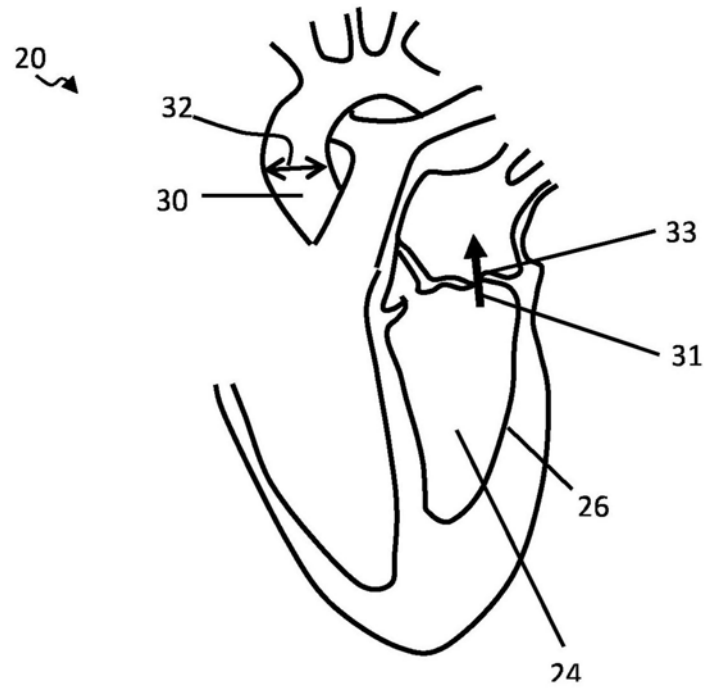


图3

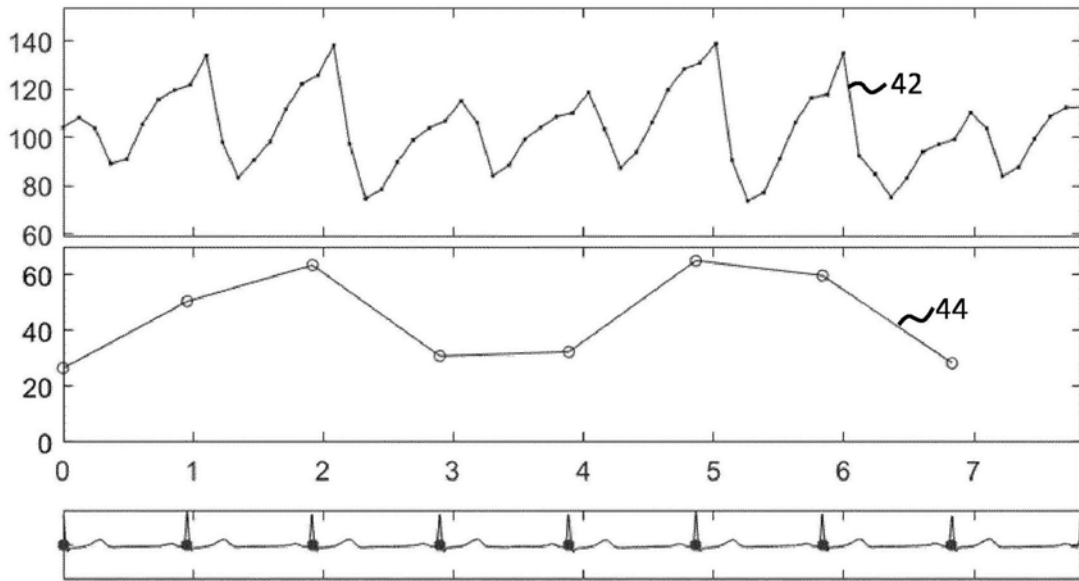


图4

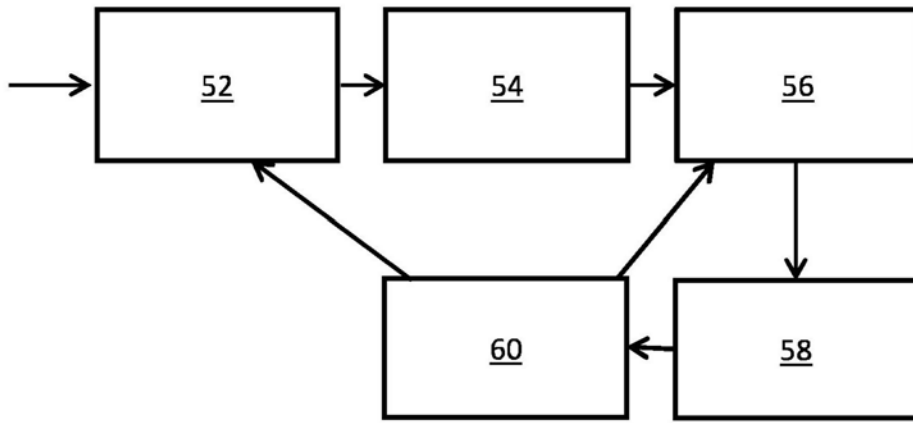


图5

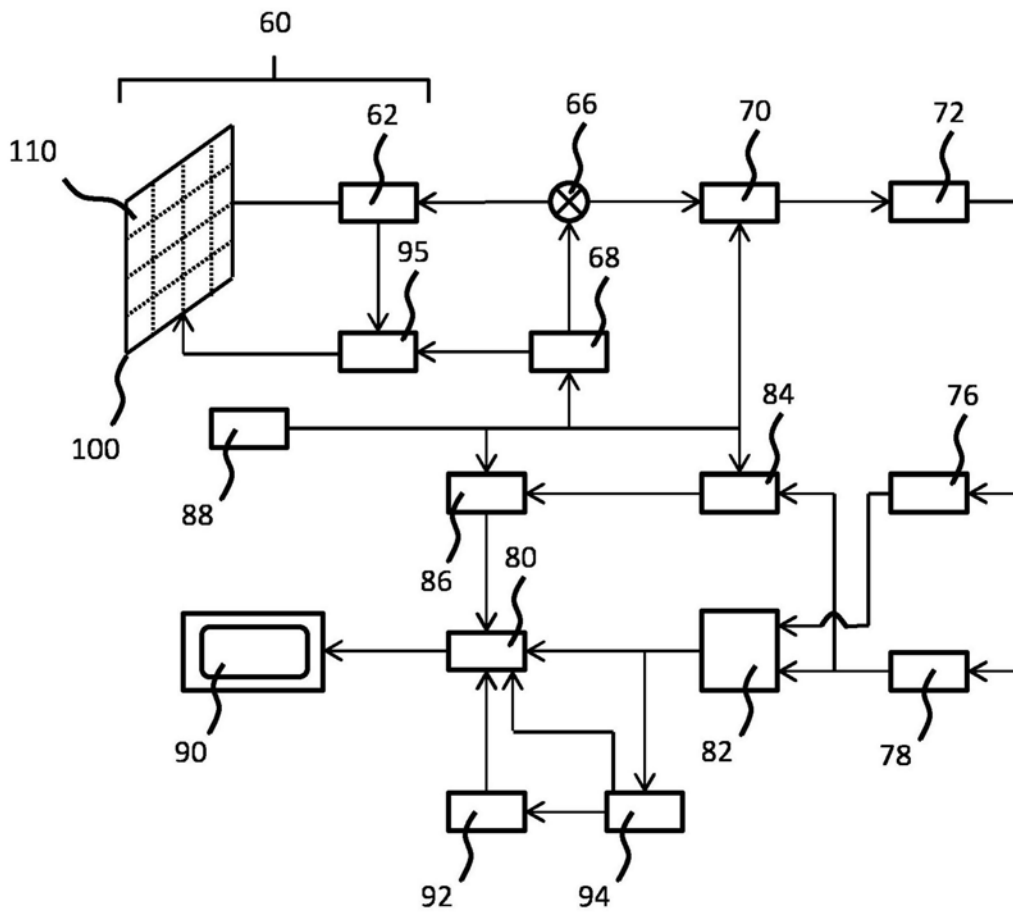


图6

专利名称(译)	超声成像系统和方法		
公开(公告)号	CN111225617A	公开(公告)日	2020-06-02
申请号	CN201880067768.7	申请日	2018-10-16
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	BI拉朱 P宾利 FM韦伯 A鲍曼		
发明人	B·I·拉朱 P·宾利 F·M·韦伯 J·T·萨顿 T·韦克尔 E·科斯滕 A·鲍曼		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/065 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/4405 A61B8/4472 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/486 A61B8/488 A61B8/5276 A61B8/543		
代理人(译)	刘兆君		
优先权	2017205318 2017-12-05 EP 62/574360 2017-10-19 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声成像系统用于确定搏出量/或心输出量。所述成像系统可以包括：换能器单元，其用于采集对象的心脏的超声数据(或用于接收所采集的超声数据的输入)；以及控制器。所述控制器适于执行两步流程，第一步是初始评估步骤，第二步是具有取决于评估结果两种可能模式的成像步骤。在初始评估流程中，确定是否存在返流性心室流量。这是使用应用于初始超声数据的多普勒处理技术来执行的。如果不存在返流，则使用3D超声图像数据分割来确定搏出量，以识别和测量收缩末期和舒张末期中的每个中左心室或右心室的体积，它们之间的差值可以给出搏出量的量度。如果确实存在返流，则使用多普勒技术确定搏出量，多普勒技术可应用于整个心动周期连续收集的超声数据。

