



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109561880 A

(43)申请公布日 2019.04.02

(21)申请号 201780047937.6

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2017.07.28

代理人 李光颖 王英

(30)优先权数据

16182365.3 2016.08.02 EP

16201941.8 2016.12.02 EP

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/04(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.01.31

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/069103 2017.07.28

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/024618 EN 2018.02.08

(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 A·范德霍斯特 C·F·希欧

M·P·J·屈嫩

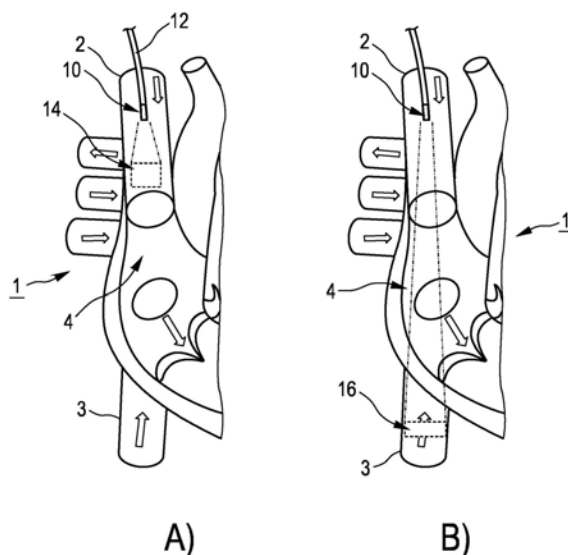
权利要求书3页 说明书9页 附图2页

(54)发明名称

用于确定心输出量的系统和方法

(57)摘要

本发明涉及确定患者中的心输出量的表示。提供了用于使用被插入到中心静脉导管(CVC)或外周插入中心导管(PICC)线路中的单个设备来监测心输出量的方法和系统。在实施例中,所述设备包含适配中心静脉导管或外周插入中心导管的管腔并且在端部处具有超声换能器的细长主体。通过操作所述设备使得上腔静脉和下腔静脉两者中的速度能够被连续地采样,CO得以监测。



1. 一种用于确定患者中的心输出量的表示的系统 (5), 包括:
换能器单元 (10), 其用于向所述患者的上腔静脉 (2) 或下腔静脉 (3) 发射超声信号并从所述患者的上腔静脉 (2) 或下腔静脉 (3) 接收超声信号, 以及
处理器 (20), 其被布置为:
控制所述换能器单元 (10), 其中, 所述控制包括相对于对超声信号的发射来控制接收超声信号的第一计时和第二计时, 并且
处理在所述第一计时和所述第二计时处接收到的所述超声信号, 因此确定血液的第一速度和第二速度, 血液的所述第一速度是所述上腔静脉 (2) 中的血液的速度, 并且血液的所述第二速度是所述下腔静脉 (3) 中的血液的速度,
其中, 所述处理器 (20) 还被布置为根据所述第一速度和所述第二速度来确定心输出量的所述表示。
2. 根据权利要求1所述的用于确定心输出量的表示的系统 (5), 其中, 所述处理器 (20) 还被布置为:
基于被输入到所述系统 (5) 的距离信息来确定所述第一计时和所述第二计时, 所述距离信息指示在所述换能器单元 (10) 与所述上腔静脉 (2) 中的感兴趣区域 (14) 之间的距离和在所述换能器单元 (10) 与所述下腔静脉 (3) 中的感兴趣区域 (16) 之间的距离, 并且/或者
基于沿着所述换能器单元 (10) 的视线的速度轮廓来确定所述第一计时和所述第二计时。
3. 根据权利要求1所述的用于确定心输出量的表示的系统 (5),
其中, 所述处理器 (20) 还被布置为以成像模式控制所述换能器单元 (10), 并且
其中, 所述处理器 (20) 还被布置为:
根据超声图像来导出解剖信息, 并且基于所导出的解剖信息来确定所述第一计时和所述第二计时; 并且/或者
根据超声图像来导出解剖信息, 其中, 所述解剖信息包括所述上腔静脉 (2) 和/或所述下腔静脉 (3) 的直径, 其中, 所述直径被用于确定所述心输出量的所述表示。
4. 根据权利要求3所述的用于确定心输出量的表示的系统 (5),
其中, 所述换能器单元 (10) 包括血管内超声换能器。
5. 根据权利要求1所述的用于确定心输出量的表示的系统 (5),
其中, 所述处理器 (20) 被布置为控制所述换能器单元 (10) 以便提供一系列的发射和接收, 并且
其中, 所述处理器 (20) 被布置为根据与所述系列的接收相对应的接收到的超声信号的全体来确定所述第一速度和所述第二速度。
6. 根据权利要求5所述的用于确定心输出量的表示的系统 (5),
其中, 心输出量的所述表示通过在一个或多个心脏周期上求平均来确定。
7. 根据权利要求1所述的用于确定心输出量的表示的系统 (5),
其中, 所述处理器 (20) 被布置为控制所述换能器单元 (10) 使得第一超声信号和第二超声信号被发射, 其中, 接收的所述第一计时是相对于对所述第一超声信号的所述发射的, 并且接收的所述第二计时是相对于对所述第二超声信号的所述发射的。
8. 根据权利要求1所述的用于确定心输出量的表示的系统 (5),

其中,所述换能器单元(10)包括第一换能器元件(17)和第二换能器元件(18),并且

其中,所述处理器被布置为独立地控制所述第一换能器元件(17)和所述第二换能器元件(18),其中,接收的所述第一计时是相对于由所述第一换能器元件(17)对超声信号的发射的,并且接收的所述第二计时是相对于由所述第二换能器元件(18)对超声信号的发射的。

9. 根据权利要求1所述的用于确定心输出量的表示的系统(5),

其中,所述换能器单元(10)被提供为使得所述换能器单元(10)、发射的射束和/或接收的射束的取向是能调节的,并且

其中,所述处理器(20)还被布置为调节所述换能器单元(10)、所述发射的射束和/或所述接收的射束的取向,以便在接收的所述第一计时处提供第一取向并且在接收的所述第二计时处提供第二取向。

10. 根据权利要求1所述的用于确定心输出量的表示的系统(5),

其中,所述系统(5)还包括用于检测所述患者的所述上腔静脉(2)或所述下腔静脉(3)中的压力的压力传感器(30),

其中,所述处理器(20)被布置为在对心输出量的所述表示的所述确定中使用检测到的压力。

11. 根据权利要求1所述的用于确定心输出量的表示的系统(5),

其中,所述处理器(20)还被布置为监测所述第一速度与所述第二速度之间的比率随时间的改变,并且在所述改变超过预定阈值的情况下提供通知。

12. 一种用于确定患者中的心输出量的表示的系统的处理器(20),包括:

接口(22),其用于接收由换能器单元(10)接收的超声信号,所述换能器单元被定位在所述患者的上腔静脉(2)或下腔静脉(3)中,其中,所述超声信号在相对于对超声信号的发射的第一计时和第二计时处被接收,以及

处理单元(26),其被布置为处理接收到的超声信号,因此确定血液的第一速度和第二速度,血液的所述第一速度是所述上腔静脉(2)中的血液的速度,并且血液的所述第二速度是所述下腔静脉(3)中的血液的速度,

其中,所述处理单元(26)还被布置为根据所述第一速度和所述第二速度来确定心输出量的所述表示。

13. 根据权利要求12所述的处理器(20),

其中,所述处理单元(26)还被布置为控制所述换能器单元(10),

其中,所述控制包括相对于对超声信号的发射来控制接收超声信号的所述第一计时和第二计时。

14. 一种用于确定患者中的心输出量的表示的方法,所述方法包括:

引起被定位在所述患者的上腔静脉(2)或下腔静脉(3)中的换能器单元(10)发射(101)超声信号并接收(102、103、104)超声信号,其中,对超声信号的所述接收被提供在相对于对超声信号的发射的第一计时和第二计时处;

处理(106)在所述第一计时和所述第二计时处接收到的所述超声信号,因此确定血液的第一速度和第二速度,血液的所述第一速度是所述上腔静脉(2)中的血液的速度,并且血液的所述第二速度是所述下腔静脉(3)中的血液的速度;并且

根据所述第一速度和所述第二速度来确定(107)心输出量的表示。

15.一种用于确定患者中的心输出量的表示的软件产品,所述软件产品包括程序代码单元,当所述软件产品在根据权利要求1所述的系统(5)上运行时,所述程序代码单元用于使处理器(20)执行根据权利要求14所述的方法的步骤。

用于确定心输出量的系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于确定患者中的心输出量的表示的系统、方法和软件产品。

背景技术

[0002] 心输出量(CO)测量是在外科手术期间和在患者停留在重症监护室(ICU)期间监测患者的血液动力学状态中的重要工具。心输出量是由心脏在给定时间内泵送的血液的体积。由于血液循环是封闭系统,因此这能够意指由左心室泵送到主动脉内的血液的体积、而且同样地由右心室泵送到肺动脉内的血液的体积、或流入右心房(静脉回流)或左心房的血液的体积。

[0003] 体外超声不能足够准确地确定CO。需要血管内测量,但是存在涉及主动脉中的延长的血管内血流测量的严重风险。肺动脉导管(PAC)或Swan-Ganz导管仍然是用于CO测量的黄金标准。PAC被插入静脉系统中,并且经由右心房和心室被推进到肺动脉内,这不是没有危险的。PAC经由热稀释方法来实现CO测量。然而,其使用已经与测量流程期间和之后的各种并发症相关联。这已经导致基于热稀释、经胸廓或经食道(多普勒)超声和压力脉冲功率或轮廓分析(的组合)的CO监测的若干微创方法的发展。然而,这些方法全部在实用性(有限的测量频率、实际动手操作、测量所需的时间和/或患者不适)或在大范围的血液动力学状况下的准确性方面具有其缺点。

[0004] 最近,已经提出和/或引入了新的设备以使用装备了US多普勒传感器的中心静脉导管(CVC)和外周插入中心导管(PICC)来测量上腔静脉(SVC)中的流速用于流体响应性监测和导航。这些设备可以潜在地在没有与PAC有关的并发症的情况下实现CO监测。

[0005] 通常,上腔静脉中的流占总静脉回流的35%并且因此占CO的35%。总静脉回流的大约60%通过下腔静脉(IVC),并且5%从冠脉循环直接排入右心房中,主要经由冠状窦(CS)。上腔静脉和下腔静脉中的流的比率在不同患者之间变化,并且可能受疾病影响,但是在大多数情况下是相当稳定的。然而,血液动力学不稳定性(例如在外科手术期间、或在ICU患者中)能够引起这些比率随时间快速地改变。这意味着单独测量上腔静脉中的流不能用作针对CO的替代。

[0006] 美国专利申请US2016/000403描述了一种测量心输出量的方法。该方法使用超声发射器和一个或多个接收器,所述一个或多个接收器被放置在心脏的右心房正上方的上腔静脉中,使得超声装置能够在该位置处发射通过上腔静脉的壁和主动脉的并置壁。通过由其反向散射的多普勒频移测量血液的速度,心输出量能够被确定。

发明内容

[0007] 本发明的目的是提供一种用于确定患者中的心输出量的表示的改进的系统、方法和软件产品,其缓解已知的系统和方法的问题。

[0008] 在本发明的第一方面中,呈现了一种用于确定患者中的心输出量的表示的系统,包括:换能器单元,其用于向所述患者的上腔静脉或下腔静脉发射超声信号并从所述患者

的上腔静脉或下腔静脉接收超声信号;以及处理器,其被布置为控制所述换能器单元,其中,所述控制包括相对于对超声信号的发射来控制接收超声信号的第一计时和第二计时,并且处理在所述第一计时和所述第二计时处接收到的所述超声信号,因此确定血液的第一速度和第二速度,血液的所述第一速度是所述上腔静脉中的血液的速度,并且血液的所述第二速度是所述下腔静脉中的血液的速度,其中,所述处理器还被布置为根据所述第一速度和所述第二速度来确定心输出量的所述表示。

[0009] 在本发明的第二方面中,呈现了一种用于确定患者中的心输出量的表示的方法,所述方法包括:引起被定位在所述患者的上腔静脉或下腔静脉中的换能器单元发射超声信号并接收超声信号,其中,对超声信号的所述接收被提供在相对于对超声信号的发射的第一计时和第二计时处;处理在所述第一计时和所述第二计时处接收到的所述超声信号,因此确定血液的第一速度和第二速度,血液的所述第一速度是所述上腔静脉中的血液的速度,并且血液的所述第二速度是所述下腔静脉中的血液的速度;并且根据所述第一速度和所述第二速度来确定心输出量的表示。

[0010] 根据本发明,已知的系统和方法的问题通过在上腔静脉(或下腔静脉)中使用能够确定上腔静脉和下腔静脉中的血液的速度两者的单个设备来缓解。这实现了在没有与PAC有关的并发症的情况下对心输出量的连续监测。

[0011] 本发明人意识到,当仅仅关于上腔静脉(或下腔静脉)中的流速的信息单独实际上不足以用于可靠地推断出患者的心输出量时,使用相同超声换能器单元(可能包括多个换能器元件)用于确定在两个不同位置(一个在上腔静脉中并且另一个在下腔静脉中)处的血液速度允许确定心输出量的贴切表示,其基本上对应于除了来自冠脉循环的血液的一小部分外的通过上腔静脉和下腔静脉的组合流。

[0012] 在本发明的实施例中,提供了一种用于患者中的心输出量的基于超声的监测系统,其中,所述系统包括:用于连接到超声换能器的连接,所述超声换能器被布置为被定位在患者中用于发射超声信号并接收超声信号,以便确定在相距所述超声换能器的一定距离处的流体的速度;以及处理器,其被布置为:控制所述超声换能器在开始时间(t_0)处发射超声信号,控制所述超声换能器在所述开始时间之后的第一时间($t_0 + \Delta t_1$)处接收超声信号,并且确定在相距所述超声换能器的第一距离处的流体的第一速度,控制所述超声换能器在所述第一时间之后的第二时间($t_0 + \Delta t_2$)接收超声信号,并且确定在相距所述超声换能器的第二距离处的流体的第二速度,并且将所述第一速度和所述第二速度组合为所述心输出量的表示。

[0013] 在本发明的又一实施例中,提供了一种用于患者中的心输出量的基于超声的监测的方法,所述方法包括:将超声换能器定位在患者的上腔静脉中用于发射超声信号并接收超声信号,以便确定在相距所述超声换能器的一定距离处的血液的速度,控制所述超声换能器在开始时间(t_0)处发射超声信号,控制所述超声换能器在所述开始时间之后的第一时间($t_0 + \Delta t_1$)处接收超声信号,并且确定所述上腔静脉中的血液的速度,控制所述超声换能器在所述第一时间之后的第二时间($t_0 + \Delta t_2$)接收超声信号,并且确定所述下腔静脉中的血液的速度,并且将所述上腔静脉中的血液的速度和所述下腔静脉中的血液的速度组合为所述心输出量的表示。

[0014] 在优选实施例中,所述处理器还被布置为基于被输入到所述系统的距离信息来确

定所述第一计时和所述第二计时,所述距离信息指示在所述换能器单元与所述上腔静脉中的感兴趣区域之间的距离和在所述换能器单元与所述下腔静脉中的感兴趣区域之间的距离,并且/或者基于沿着所述换能器单元的视线的速度轮廓来确定所述第一计时和所述第二计时。

[0015] 对超声信号的发射和接收的计时与在换能器与感兴趣区域之间的距离以及超声在患者的身体内部(即在血液和/或组织中)的传播速度有关。根据患者的相关解剖结构的图像并且鉴于换能器在患者的身体中的位置的知识,距离信息能够获得并被输入到该系统中。备选地,该系统能够在确定沿着视线的血液的速度后分别使用上腔静脉和下腔静脉中的血液的相反流动方向来确定计时。这些方法能够例如以使用输入的距离信息用于定义用于确定上腔静脉和下腔静脉中的血液速度的位置范围的形式进行组合,所述位置范围然后借助于速度轮廓来确认。

[0016] 在优选实施例中,所述处理器还被布置为以成像模式控制所述换能器单元,并且所述处理器还被布置为根据超声图像来导出解剖信息,并且基于所导出的解剖信息来确定所述第一计时和所述第二计时;并且/或者根据超声图像来导出解剖信息,其中,所述解剖信息包括所述上腔静脉和/或所述下腔静脉的直径,其中,所述直径被用于确定所述心输出量的所述表示。

[0017] 除了或代替上述实施例,该实施例的超声换能器提供图像数据,该图像数据由该系统用于基于原位换能器的情况和位置来确定计时,并且/或者用于获得另外的信息,即讨论中的血管的直径,其结合速度在确定心输出量的背景下是感兴趣的。对成像模式的提供可以与对确定流速的模式提供是间歇的,同时成像模式仅在流程开始时被使用例如一次也是可能的。在多个换能器单元被包括在换能器中的情况下,不同的模式可以被同时提供或以交叠的方式被提供。

[0018] 在上述实施例的优选修改中,所述换能器单元包括用于确定血管的直径的血管内超声换能器,特别是IVUS换能器(优选地侧视)形式的额外的血管内超声换能器。

[0019] 对具有足够低的IVUS频率的血管内超声的提供允许用于可视化血管壁的穿透深度。使用旋转和/或相控阵列IVUS配置是可能的。

[0020] 在优选实施例中,所述处理器被布置为控制所述换能器单元以便提供一系列的发射和接收,并且所述处理器被布置为根据与所述系列的接收相对应的接收到的超声信号的全体来确定所述第一速度和所述第二速度。

[0021] 在其他实施方式(例如傅里叶分析)之中,通过借助于脉冲多普勒速度估计算法分析信号的全体来确定上腔静脉和下腔静脉中的流速是可能的,如例如在Kasai C.等人的“Real-Time Two-Dimensional Blood Flow Imaging Using an Autocorrelation Technique”(IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics,第32(3)卷,第458至464页,1985年)中描述的。

[0022] 在上述实施例的优选修改中,心输出量的所述表示通过在一个或多个心脏周期上求平均来确定。

[0023] 求平均允许关于心输出量的信息的更平滑表示。

[0024] 在优选实施例中,所述处理器被布置为控制所述换能器单元使得第一超声信号和第二超声信号被发射,其中,接收的所述第一计时是相对于对所述第一超声信号的所述发

射的,并且接收的所述第二计时是相对于对所述第二超声信号的所述发射的。

[0025] 第一发射的超声信号和第二发射的超声信号可以具体地在性质上(例如关于中心频率、脉冲长度、射束转向、幅度等中的至少一个或多个)不同。

[0026] 在不同的信号用于确定上腔静脉和下腔静脉中的流速的情况下,针对相应血管(具体地根据中心频率和/或脉冲长度)来优化发射信号是可能的。

[0027] 在优选实施例中,所述换能器单元包括第一换能器元件和第二换能器元件,其中,所述处理器被布置为独立地控制所述第一换能器元件和所述第二换能器元件,其中,接收的所述第一计时是相对于由所述第一换能器元件对超声信号的发射的,并且接收的所述第二计时是相对于由所述第二换能器元件对超声信号的发射的。

[0028] 第一发射的超声信号和第二发射的超声信号可以具体地在性质上(例如关于中心频率、脉冲长度、射束转向、幅度等中的至少一个或多个)不同。例如在对均适于特定距离(范围)的超声透镜的提供中,不同的换能器元件也允许超过或除了对不同信号的使用外的进一步优化,而对技术人员来说已知的其他措施可以用于进一步改进例如信噪比。在换能器元件使用非交叠频带的情况下,上腔静脉和下腔静脉中的不同速度能够在没有串扰或干扰的情况下被同时确定。

[0029] 在优选实施例中,所述换能器单元被提供为使得所述换能器单元、发射的射束和/或接收的射束的取向是能调节的,并且所述处理器还被布置为调节所述换能器单元、所述发射的射束和/或所述接收的射束的取向,以便在接收的所述第一计时处提供第一取向并且在接收的所述第二计时处提供第二取向。

[0030] 取决于换能器单元的性质,在从第一计时到第二计时的时间帧中对换能器单元进行重新取向可能是困难的,因此实施例也包括存在在第一取向下的发射和接收以及在第二取向下的(另一)发射和接收的情况。

[0031] 即使上腔静脉和下腔静脉通常在一定程度上被对齐并且因此能够借助于具有单个视线或换能器轴线的换能器来监测,对心输出量的表示的确定的进一步优化也可以通过引入关于超声发射和接收的方向的一定程度的灵活性(例如通过射束转向或射束形成)来实现。

[0032] 在优选实施例中,所述系统还包括用于检测所述患者的所述上腔静脉或所述下腔静脉中的压力的压力传感器,其中,所述处理器被布置为在对心输出量的所述表示的所述确定中使用检测到的压力。

[0033] 测量例如中心静脉压力是可能的。该信息能够在对心输出量的表示的确定中被使用,特别是因为血管的直径随着血压而变化。压力传感器能够与超声换能器一起被提供。经由具有外部压力换能器的CVC或PICC的管腔来检测压力也是可能的。

[0034] 在优选实施例中,所述处理器还被布置为监测所述第一速度与所述第二速度之间的比率随时间的改变,并且在所述改变超过预定阈值的情况下提供通知。

[0035] 通常,上腔静脉占总静脉回流的大约35%,而总静脉回流的大约60%经过下腔静脉。总静脉回流的剩余(大约)5%直接从冠脉循环排入右心房,主要经由冠状窦(CS)。精确值在不同患者之间变化,而对于每个患者,在正常情况下该比率大多是稳定的。比率的(特别快的)改变能够由(例如在外科手术期间或在ICU中的)血液动力学不稳定性引起,使得警告从业者这样的改变是有益的,允许合适的措施被采取。

[0036] 在本发明的第三方面中,呈现了一种用于确定患者中的心输出量的表示的系统的处理单元,包括:接口,其用于接收由换能器单元接收的超声信号,所述换能器单元被定位在所述患者的上腔静脉或下腔静脉中,其中,所述超声信号在相对于对超声信号的发射的第一计时和第二计时处被接收;以及处理器,其被布置为处理接收到的超声信号,因此确定血液的第一速度和第二速度,血液的所述第一速度是所述上腔静脉中的血液的速度,并且血液的所述第二速度是所述下腔静脉中的血液的速度,其中,所述处理器还被布置为根据所述第一速度和所述第二速度来确定心输出量的所述表示。

[0037] 本发明也允许单独提供对由超声信号携带的信息的处理,同时可以指出这不一定也包括对信号的生成的控制。

[0038] 在优选实施例中,所述处理单元的所述处理器还被布置为控制所述换能器单元,其中,所述控制包括相对于对超声信号的发射来控制接收超声信号的第一计时和第二计时。

[0039] 在本发明的另一方面中,呈现了一种用于确定患者中的心输出量的表示的软件产品,所述软件产品包括程序代码单元,当所述软件产品在根据权利要求1所述的系统上运行时,所述程序代码单元用于使处理器执行根据权利要求14所述的方法的步骤。

[0040] 应当理解,权利要求1的系统、权利要求12的处理单元、权利要求14的方法和权利要求15的计算机程序或软件产品具有特别地如在从属权利要求中定义的类似的和/或相同的优选实施例。

[0041] 应当理解,本发明的优选实施例也能够是从属权利要求或上述实施例与相应的独立权利要求的任意组合。

[0042] 参考下文描述的实施例,本发明的这些和其他方面将是显而易见的并且得以阐明。

附图说明

[0043] 在以下附图中:

[0044] 图1示出了根据本发明的实施例的设置的示意性图示,

[0045] 图2示意性地示出了根据本发明的另一实施例的系统,并且

[0046] 图3示出了用于图示根据本发明的实施例的方法的示意性流程图。

具体实施方式

[0047] 图1示出了根据本发明的实施例的设置的示意性图示。图1示意性地图示了心脏1的一部分,包括上腔静脉2和下腔静脉3,两者都通向右心房4。

[0048] 根据本发明的图示的设置提供了使用被插入到中心静脉导管(CVC)或外周插入中心导管(PICC)线路中的单个设备来监测心输出量的方法和系统。在本优选实施例中,该设备包含适配中心静脉导管或外周插入中心导管线路的管腔并且在端部处具有超声换能器的细长主体。通过操作该设备使得上腔静脉和下腔静脉两者中的速度能够被连续地采样,C0得以监测。

[0049] 在示范性实施例中,主要元件包括在端部处具有超声换能器的适配CVC 12或PICC的管腔的细长主体10、具有处理算法的控制台(未在图1中示出),所述控制台发射超声数

据、接收超声数据并将超声数据处理成上腔静脉2中的速度图,所述控制台发射超声数据、接收超声数据并将超声数据处理成下腔静脉3中的速度图,并且所述控制台根据这两个速度图来确定针对总静脉回流的度量并且因此确定针对CO的度量。

[0050] 在图1中,示意性地描绘了根据本发明的实施例的设置。具有超声换能器的细长主体10被插入到CVC 12(或PICC)的管腔中,其中,US换能器刚好离开CVC。US换能器能够是单个元件或阵列。它能够由压电元件、单晶体元件、CMUT或PMUT元件组成。超声脉冲从换能器被发射,并且在时间 Δt 之后换能器接收反向散射的US波。通过对接收到的超声信号的分析,血液速度能够如在标准超声脉冲多普勒测量中那样被推断出。根据在对反向散射的超声波的发射与接收之间的时间,在换能器端部与散射物体之间的距离能够被推断出。因此,根据来自一系列超声采集来测量来自不同深度的流速是可能的。由于上腔静脉2和下腔静脉3通常被对齐,CVC中的换能器设备也应当与两个血管对齐:理想地,换能器被定位为使得上腔静脉2和下腔静脉3是沿着换能器轴线的。这在没有射束转向的情况下实现对上腔静脉2和下腔静脉3两者中的血液速度的采样。在两个血管之间的距离通常为10cm,并且最大血液速度为大约50cm/s。

[0051] 例如,具有1mm的孔径和1MHz的中心频率的单元换能器能够被操作为通过选择大约5kHz的脉冲重复频率(PRF)来接收来自远离换能器多达15cm处的信号。在该PRF处,多达1.4m/s的速度能够在没有混淆的情况下被测量。该示范性计算旨在示出之前所述的深度和速度要求的可行性,并且因此,仅用作范例。

[0052] 测量流程例如包括(如在图3的流程图中示出的):

[0053] 换能器在 $t=t_0$ 处发射超声波(图3中的步骤101)。

[0054] 换能器进入接收模式,并且检测被反射的US波(图3中的步骤102)。

[0055] 在时间 $t=t_0+\Delta t_1$ 处,接收来自上腔静脉中的样本区域14的信号(图1的左侧,即图1A),并且确定上腔静脉中的血液速度(图3中的步骤103)。假设例如上腔静脉中的感兴趣区域在相距换能器的2cm处,则能够计算出 $\Delta t_1=26\mu s$ 。在时间 $t=t_0+\Delta t_2$ 处,接收来自下腔静脉中的样本区域16的信号(图1的右侧,即图1B),并且确定下腔静脉中的血液速度(图3中的步骤104)。

[0056] 在时间 $t_1=t_0+\Delta t_{PRF}$ 处,回到步骤1直至N个超声波被发射并且其反向散射的信号被接收(图3中的步骤105)。

[0057] 在接收来自超声发射的全体(1...n...N)的反向散射的信号之后,通过对在时间 $t_0+n\Delta t_{PRF}+\Delta t_1$ 和 $t_0+n\Delta t_{PRF}+\Delta t_2$ 处接收到的信号的分析、通过脉冲多普勒速度估计算法(图3中的步骤106),估计上腔静脉和下腔静脉两者中的流速。这可以基于如在Kasai等人的“Real-Time Two-Dimensional Blood Flow Imaging Using an Autocorrelation Technique”(IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics,第32(3)卷,第458至464页,1985年)中描述的自相关或者基于傅里叶分析。

[0058] 将下腔静脉和上腔静脉中的速度值进行组合以通过在一个或多个心脏周期上求平均来计算表示心输出量的值(图3中的步骤107)。这能够通过对上腔静脉和下腔静脉中的流速的相加来执行,其中,已经考虑到,在图1的配置中,速度将具有不同的符号,使得总速度是在上腔静脉中测量的速度与在下腔静脉中测量的速度之间的差。

[0059] 这些步骤能够被重复以实现于心输出量的连续监测。

[0060] Δt_1 和 Δt_2 与相距换能器的距离直接相关： $\Delta t_1=2z_1/c$ 且 $\Delta t_2=2z_2/c$ ，其中， z_1 是在换能器与上腔静脉中的感兴趣区域之间的距离， z_2 是在换能器与下腔静脉中的感兴趣区域之间的距离，并且 c 是超声在血液中的传播速度，其为1540m/s。

[0061] Δt_1 和 Δt_2 能够通过基于患者的上腔静脉和下腔静脉解剖结构的成像估计 z_1 和 z_2 来选择。备选地，它们能够基于测量的速度轮廓来自动确定，因为下腔静脉中的血液速度具有相反的方向，并且能够容易地与上腔静脉和右心房中的速度区分开。

[0062] 在上述实施例的修改或变型中，超声换能器被直接安装到CVC或PICC上，因此形成完全集成的设备。

[0063] 在上述实施例的修改或变型中，US换能器的中心频率和脉冲长度被优化以分别在上腔静脉和下腔静脉中进行采样。这意味着对于测量的两个部分的发射信号是不同的。在这方面，可能的步骤流可以包括以用于在上腔静脉和下腔静脉中的一个中进行采样的第一方式进行发射或发送，改变为接收模式，并且接收脉冲，以用于在上腔静脉和下腔静脉中的另一个中进行采样的第二方式进行发射或发送，也改变为接收模式，并且接收相应的脉冲，同时该流可以被重复若干次，而步骤的精确分离可以不是强制性的。

[0064] 在上述实施例的修改或变型中，细长主体的部分、包含超声换能器的PICC或CVC能够被转向最佳位置。实现这一点的可能材料是：拉线、形状记忆合金和电活性聚合物。

[0065] 在上述实施例的修改或变型中，在上腔静脉与下腔静脉中的血液速度的比率的改变用于指示血液动力学不稳定性，以便提供进一步相关的信息。

[0066] 在上述实施例的修改或变型中，多普勒超声和成像超声模式被间歇地使用。从超声图像，上腔静脉和下腔静脉能够被自动分割，从而允许对针对血流的采样窗口的自动优化。而且，上腔静脉和下腔静脉的直径能够被自动确定。以这种方式，为了对进入右心房的血流的更准确计算，关于上腔静脉和下腔静脉中的血流的数据与上腔静脉和下腔静脉的直径进行组合。

[0067] 在上述实施例的修改或变型中，上腔静脉或下腔静脉的直径与速度同时被测量，以便允许完全定量的心输出量测量。该测量可以借助于IVUS换能器被集成到设备中。低IVUS频率应当被采用，以允许用于血管壁的可视化的足够的穿透深度；旋转或相控阵列IVUS配置两者都能够被使用。

[0068] 在上述实施例的修改或变型中，中心静脉压力被测量。血管的直径随着血液压力而变化，直径的变化能够经由压力监测来检测。压力能够经由与超声多普勒传感器相同的设备上的压力传感器或经由具有外部压力换能器的CVC或PICC的管腔来测量。

[0069] 在上述实施例的修改或变型中，两个截然不同的换能器元件被安装在导管/导丝上。一个换能器针对上腔静脉中的血液速度测量进行优化，另一个针对下腔静脉进行优化。尽管这是更复杂的设备，但是它具有如下益处：每个换能器能够针对流速应当被测量的距离进行优化，并且最佳信噪比能够针对上腔静脉和下腔静脉流速测量两者被实现。例如，声学透镜能够被采用，以将超声射束聚焦在最佳距离处，例如对于上腔静脉来说2cm并且对于下腔静脉来说12cm。此外，换能器的中心频率和带宽能够被调谐向该目标距离。此外，如果换能器在其频带中没有交叠，则两个元件能够被同时使用而不在两个单独的测量之间引入任何串扰。

[0070] 图2示出了示意性地根据本发明的另一实施例的系统。

[0071] 系统5包括换能器单元10、处理器20和压力传感器30。

[0072] 处理器20包括接口21、换能器接口22、压力接口23、控制单元24、成像单元25和处理单元26。

[0073] 接口21被提供用于接收来自系统5外部的输入,例如关于从换能器单元10分别到各样本区域的距离的信息(参见图1),并且用于向系统5的外部提供信息,例如关于心输出量的信息。

[0074] 换能器接口22允许信号在处理器20与换能器单元10之间的流动。

[0075] 压力接口23被提供为接收来自压力传感器30的压力信息。

[0076] 控制单元24被耦合到换能器接口22并且因此被耦合到换能器单元10,以便控制换能器单元10的操作。

[0077] 与控制单元24并行地,成像单元25也经由换能器接口22被耦合到换能器10,以便以成像模式操作换能器单元10并且接收信号信息。成像单元25处理从换能器单元10接收的信号信息,并且将信息提供给控制单元24(例如关于解剖比例的信息,补充或重写经由接口21提供的信息)和处理单元26(例如关于血管的尺寸的信息)。

[0078] 处理单元26经由换能器接口22和压力接口23接收超声信号和压力信息,并且从其获得表示心输出量的信息。这些信息经由接口21被输出。

[0079] 换能器单元10包括两个换能器元件17、18,其中,那些元件中的一个被提供并且被优化用于确定上腔静脉中的血液流速,而另一个被提供并且被优化用于确定下腔静脉中的血液流速(参见图1)。应注意,在本发明的其他实施例中,可以只存在一个换能器元件,同时也预见到可以存在多于两个换能器元件。

[0080] 另外,换能器单元10包括转向元件19,其被布置用于共同或独立地改变换能器单元10的操作方向,更具体地是换能器元件17、18的操作方向。

[0081] 在一定程度上不管CVC(或PICC)(参见图1)的取向如何,由于转向元件19,借助于换能器元件17、18的超声发射和接收能够被引导到相应的样本区域(参见图1)。

[0082] 压力传感器30向处理器20提供压力信息。

[0083] 尽管已经在附图和前面的描述中详细说明和描述了本发明,但是这样的说明和描述应当被认为是说明性或示范性的而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

[0084] 本领域技术人员通过研究附图、说明书以及权利要求书,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。

[0085] 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。

[0086] 单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0087] 如控制、处理、确定和计算的操作能够被实施为计算机程序的程序代码单元和/或被实施为专用硬件。

[0088] 计算机程序可以被存储/分布在合适的介质上,例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以被以其他形式分布,例如经由互联网或其他有线或无线的电信系统。

[0089] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

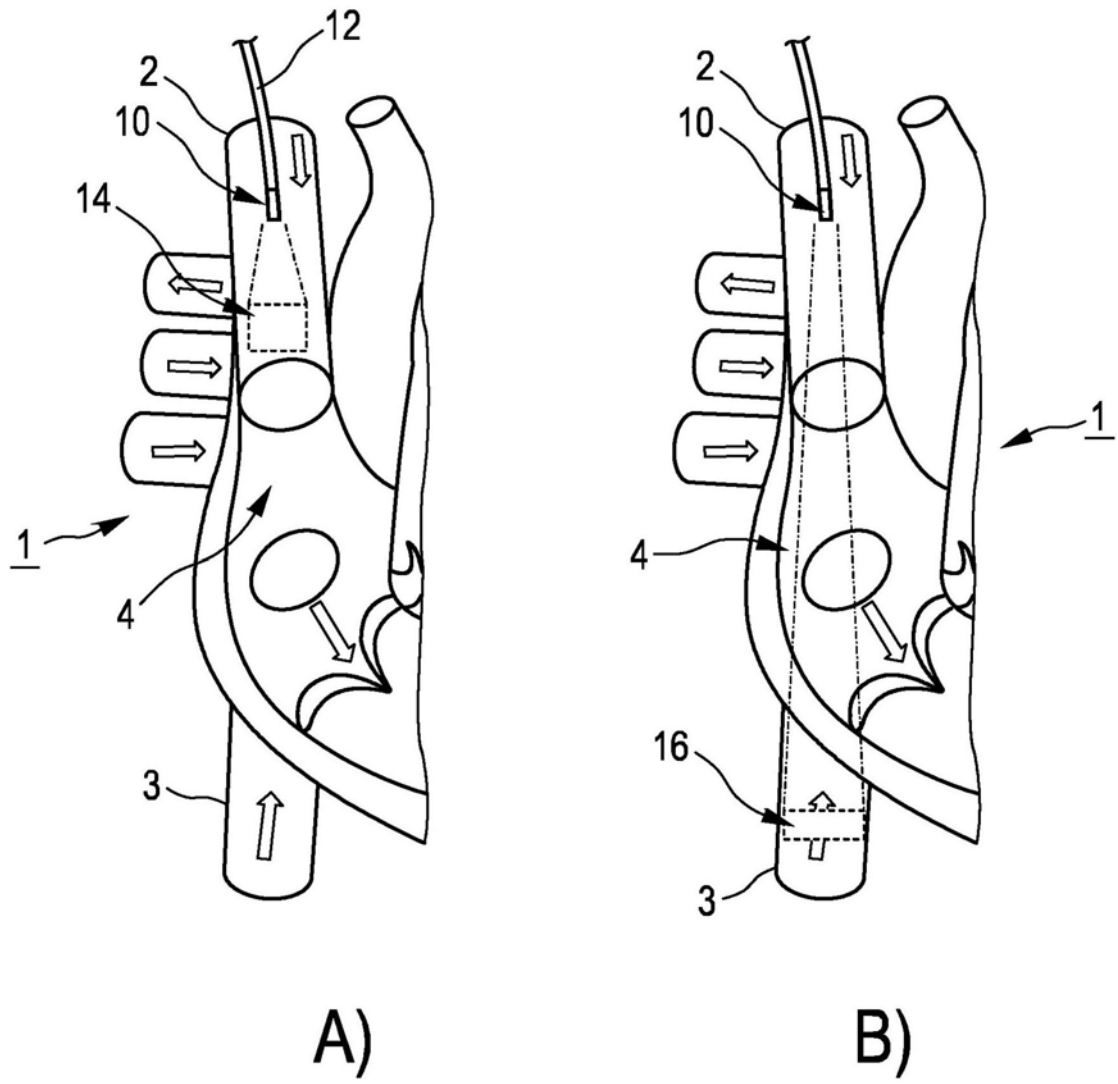


图1

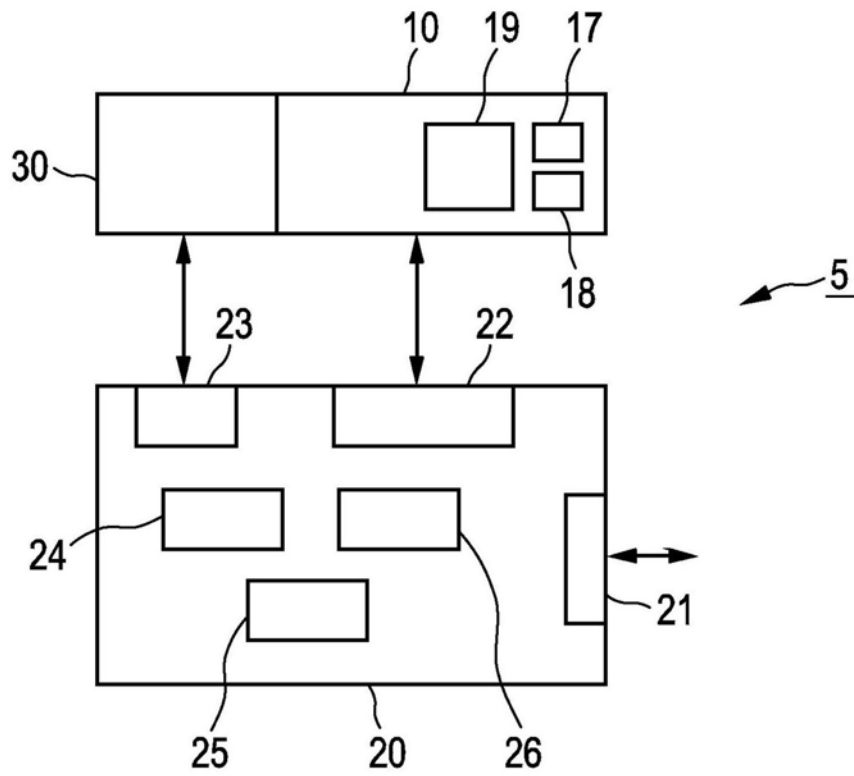


图2

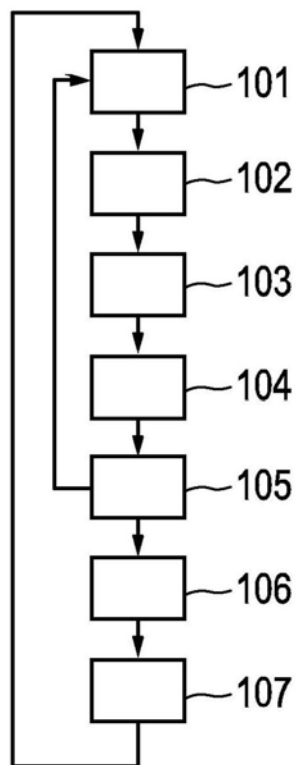


图3

专利名称(译)	用于确定心输出量的系统和方法		
公开(公告)号	CN109561880A	公开(公告)日	2019-04-02
申请号	CN201780047937.6	申请日	2017-07-28
[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	A范德霍斯特 CF希欧 M P J 屈嫩		
发明人	A·范德霍斯特 C·F·希欧 M·P·J·屈嫩		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/12 A61B8/00 A61B8/04		
CPC分类号	A61B8/04 A61B8/065 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4477 A61B8/488 A61B8/5215 G16H50/20		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	2016182365 2016-08-02 EP 2016201941 2016-12-02 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及确定患者中的心输出量的表示。提供了用于使用被插入到中心静脉导管(CVC)或外周插入中心导管(PICC)线路中的单个设备来监测心输出量的方法和系统。在实施例中，所述设备包含适配中心静脉导管或外周插入中心导管线路的管腔并且在端部处具有超声换能器的细长主体。通过操作所述设备使得上腔静脉和下腔静脉两者中的速度能够被连续地采样，CO得以监测。

