



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107683112 A

(43)申请公布日 2018.02.09

(21)申请号 201680030985.X

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22)申请日 2016.05.17

代理人 王英 刘炳胜

(30)优先权数据

15169654.9 2015.05.28 EP

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/15(2006.01)

2017.11.28

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/060950 2016.05.17

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/188784 EN 2016.12.01

(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 N·兰贝特 B·克龙 A·F·科伦

D·马修 R·拜泽梅尔

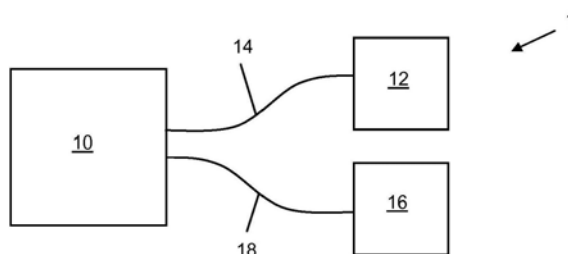
权利要求书3页 说明书9页 附图2页

(54)发明名称

用于确定血流速度的装置和方法

(57)摘要

一种装置和方法,包括:超声发射器,其用于放置在对象的所述身体上的第一位置处以发出超声脉冲;超声接收器,其用于放置在所述身体上的第二位置处以检测发出的超声脉冲;以及控制器,其与所述发射器和接收器通信。所述控制器使:超声脉冲由所述发射器发出;从所述接收器接收测量信号;基于接收到的所述测量信号,确定发出的所述超声脉冲的第一部分在所述接收器处的到达时间 $T_1$ ;基于接收到的所述测量信号,确定所述超声脉冲的第二部分在所述接收器处的到达时间 $T_2$ ;并且使用 $T_1$ 和 $T_2$ 来计算所述第一位置与所述第二位置之间的血管中的血液的流速。



1. 一种用于测量在对象的血管中流动的血液的速度的装置,所述装置包括:  
 超声发射器,其用于放置在对象的身体上的第一位置处并且被布置为发出超声脉冲;  
 超声接收器,其用于放置在所述对象的所述身体上的第二位置处并且被布置为检测由所述发射器发出的超声脉冲;以及  
 控制器,其与所述发射器和所述接收器通信并且被布置为:  
 使超声脉冲由所述发射器发出;  
 从所述接收器接收对应于检测到的超声脉冲的测量信号;  
 基于接收到的所述测量信号来确定发出的所述超声脉冲的第一部分在所述接收器处的到达时间 $T_1$ ;  
 基于接收到的所述测量信号来确定发出的所述超声脉冲的第二部分在所述接收器处的到达时间 $T_2$ ;

使用 $T_1$ 和 $T_2$ 来计算定位于所述第一位置与所述第二位置之间的血管中的血液的流速。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中,发出的所述超声脉冲的所述第一部分对应于接收到的所述测量信号的包络的第一上升沿的至少一部分并且发出的所述超声脉冲的所述第二部分对应于所述包络的主峰的至少一部分。

3. 根据权利要求1或权利要求2所述的装置,其中,确定 $T_1$ 包括确定接收到的所述测量信号的所述包络等于第一预定义阈值幅度的最早时间并且确定 $T_2$ 包括确定所述包络等于第二预定义阈值幅度的最早时间。

4. 根据权利要求3所述的装置,其中,所述第一预定义阈值幅度对应于接收到的所述测量信号的最大幅度的第一百分比并且所述第二预定义阈值幅度对应于所述最大幅度的第二更大百分比。

5. 根据前述权利要求中的任一项所述的装置,其中,所述流速根据下式来计算:

$$\frac{(ToF_2 - ToF_1)c}{ToF_2} = \frac{vc}{(c + v)} \approx v$$

其中, $ToF_1$ 是发出的所述超声脉冲的所述第一部分的飞行时间并且由 $ToF_1 = \frac{L}{c + v}$ 给出, $ToF_2$ 是发出的所述超声脉冲的所述第二部分的飞行时间并且由 $ToF_2 = \frac{L}{c}$ 给出, $L$ 是所述发射器与所述接收器之间的超声路径的长度, $v$ 是所述流速,并且 $c$ 是声音在软组织中的速度;

或者所述流速根据 $(T_2 - T_1) \frac{c^2}{L} = \frac{vc}{(c + v)} \approx v$ 来计算。

6. 根据前述权利要求中的任一项所述的装置,其中,所述控制器被布置为:  
 使超声脉冲由所述发射器以规则的间隔发出;  
 关于每个发出的超声脉冲,从所述接收器接收测量信号,确定 $T_1$ 和 $T_2$ ,并且计算流速;并且  
 基于计算的流速值来生成时间相关的流速信号。

7. 根据权利要求6所述的装置,其中,所述控制器还被布置为:

接收针对所述对象的心跳节律信号;并且

使用带通滤波器对所述流速信号进行滤波以提取与接收到的所述心跳节律信号同步的变化。

8. 根据权利要求6或权利要求7所述的装置,其中,所述控制器还被布置为将所述流速信号拟合到模型。

9. 根据权利要求6-8中的任一项所述的装置,其中,所述控制器还被布置为:

接收所述对象的姿态信息;并且

基于接收到的所述姿态信息来校正所述流速信号。

10. 根据前述权利要求中的任一项所述的装置,其中,所述控制器还被布置为基于计算的血液流速来计算所述对象的心搏量和/或心脏输出。

11. 根据前述权利要求中的任一项所述的装置,其中,所述发射器和/或所述接收器的一个或多个操作参数能够由所述控制器自动地调节,并且其中,所述控制器还被布置为执行校准过程,包括:

调节所述发射器和/或所述接收器的一个或多个操作参数;

测量由所述接收器检测到的信号的一个或多个属性;并且

基于测得的所述一个或多个属性来选择针对所述一个或多个操作参数中的每个的值。

12. 根据任何前述权利要求所述的装置,其中,所述发射器和所述接收器中的每个包括被嵌入在用于附着到所述对象的皮肤的附着贴片中的电路。

13. 一种针对权利要求1-12中的任一项所述的装置的控制器,所述控制器包括:

通信接口,其用于实现所述控制器与超声发射器之间以及所述控制器与超声接收器之间的通信;以及

处理单元,其被布置为:

将控制信号输出到超声发射器以使所述超声发射器发出超声脉冲;

从超声接收器接收测量信号,所述测量信号对应于由所述接收器对发出的所述超声脉冲的检测;

基于接收到的所述测量信号来确定发出的所述超声脉冲的第一部分在所述接收器处的到达时间 $T_1$ ;

基于接收到的所述信号来确定发出的所述超声脉冲的第二部分在所述接收器处的到达时间 $T_2$ ;

使用 $T_1$ 和 $T_2$ 来计算定位于所述发射器与所述接收器之间的血管中的血液的流速。

14. 一种测量在对象的血管中流动的血液的速度的方法,所述方法包括:

使超声脉冲从所述对象的身体上的第一位置处的超声发射器发出;

从所述对象的所述身体上的第二位置处的超声接收器接收测量信号,接收到的信号对应于由所述接收器对发出的所述超声脉冲的检测;

基于接收到的所述测量信号来确定发出的所述超声脉冲的第一部分在所述接收器处的到达时间 $T_1$ ;

基于接收到的所述测量信号来确定发出的所述超声脉冲的第二部分在所述接收器处的到达时间 $T_2$ ;

使用 $T_1$ 和 $T_2$ 来计算定位于所述第一位置与所述第二位置之间的血管中的血液的流速。

15. 根据权利要求11所述的方法,其中,所述血管包括所述降主动脉。

## 用于确定血流速度的装置和方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于确定血流速度的装置和方法,并且具体而言,涉及一种用于测量在对象的血管中流动的血液的速度的装置和方法。

### 背景技术

[0002] 从临床观点,患者的血液动力学状态的最好指示由心脏泵送的血液的量(每搏(心搏量)和每分钟(心脏输出))提供。然而,这些参数难以测量,不管是侵入性地还是非侵入性地,并且不存在广泛接受的“黄金标准”测量技术。

[0003] 心搏量和心脏输出可以侵入性地测量(例如,使用热稀释或示踪剂稀释技术)。然而,这些方法具有若干缺点。其不能连续地使用,这使得它们不适于监测介入对患者的血液动力学状态的影响。而且,其提供作为许多心跳期间的平均的结果,意味着心搏量中的关于从心跳到心跳变化的信息丢失。这样的变化在评估患者的体积状态和流体响应性时是重要的。

[0004] 心脏输出可以使用气体再呼吸技术(其与上文所描述的侵入性方法遭受相同的缺点)、使用胸部生物阻抗(不准确并且对于电极放置和患者移动高度敏感)和/或通过关于(例如组合手指周围的压力带使用光电体积描记(PPG)传感器测得的)外围脉搏压力波的脉搏轮廓分析(对响应于环境温度、姿态和容量状态中的改变的外围血管输出非常敏感)来无创地估计。

[0005] 主动脉中的血液的流速为心搏量和心脏输出提供可靠的代理。随着每个心跳通过主动脉的血流速度中的上升指示所述心脏收缩性和射血心搏量,因为主动脉的硬度在几小时或几天、或甚至几周或几月的测量时段期间不显著地改变(不像外围血管,其可以每分钟改变音调)。然而,用于测量主动脉血流速度的常规技术包含使用主动脉自身内部的导管或食道内的成像超声探头,其二者是高度侵入性的。

[0006] 文档US 6565513描述了一种可以从身体外部测量主动脉血流速度的设备。所述设备包括超声换能器,所述超声换能器被放置在胸部上并且旨在在降主动脉处发出超声。主动脉中的血液的流速是基于由所述换能器检测到的反射超声中的多普勒偏移来确定的。该系统要求所述超声换能器的准确瞄准,其必须由医学专业人员手动地完成。而且,多普勒成像的使用意味着要求复杂的处理能力,这限制所述系统能够有多经济。

[0007] 因此,需要用于确定对象的所述血液动力学状态的非侵入性、经济并且易于使用的系统。优选地,这样的系统将适于连续的监测,并且将能够提供关于心搏量和/或主动脉血流速度中的心跳到心跳变化的信息。

### 发明内容

[0008] 根据本发明的第一方面,提供了一种用于测量在对象的血管中流动的血液的速度的装置。所述装置包括:超声发射器,其用于放置在对象的身体上的第一位置处并且被布置为发出超声脉冲;超声接收器,其用于放置在所述对象的所述身体上的第二位置处并且被

布置为检测由所述发射器发出的超声脉冲;以及控制器,其与所述发射器和所述接收器通信。所述控制器被布置为使:超声脉冲由所述发射器发出;从所述接收器接收对应于检测到的超声脉冲的测量信号;基于接收到的所述测量信号来确定发出的所述超声脉冲的第一部分在所述接收器处的到达时间 $T_1$ ;基于接收到的所述测量信号来确定发出的所述超声脉冲的第二部分在所述接收器处的到达时间 $T_2$ ;并且使用 $T_1$ 和 $T_2$ 来计算定位于所述第一位置与所述第二位置之间的血管中的血液的流速。

[0009] 在一些实施例中,发出的所述超声脉冲的所述第一部分对应于接收到的测量信号的包络的第一上升沿的至少一部分并且发出的所述超声脉冲的所述第二部分对应于所述包络的主峰的至少一部分。

[0010] 在一些实施例中,确定 $T_1$ 包括接收到的所述测量信号的所述包络等于第一预定义阈值幅度的最早时间并且确定 $T_2$ 包括确定所述包络等于第二预定义阈值幅度的最早时间。

[0011] 在一些实施例中,所述第一预定义阈值幅度对应于接收到的所述测量信号的所述最大幅度的第一百分比并且所述第二预定义阈值幅度对应于所述最大幅度的第二更大的百分比。

[0012] 在一些实施例中,所述流速根据下式来计算:

$$[0013] \quad \frac{(ToF_2 - ToF_1)c}{ToF_2} = \frac{vc}{(c + v)} \approx v$$

[0014] 其中, $ToF_1$ 是超声脉冲的第一部分的飞行时间并且由 $ToF_1 = \frac{L}{c + v}$ 给出, $ToF_2$ 是所述超声脉冲的第二部分的飞行时间并且由 $ToF_2 = \frac{L}{c}$ 给定, $L$ 是所述发射器与所述接收器之间的超声路径的长度, $v$ 是流速,并且 $c$ 是软组织中的声速。在一些实施例中,所述流速根据下式来计算:

[0015]  $(T_2 - T_1) \frac{c^2}{L} = \frac{vc}{(c + v)} \approx v$

[0016] 在一些实施例中,所述控制器被布置为使:超声脉冲由所述发射器以规则的间隔发出;从所述接收器接收测量信号,确定 $T_1$ 和 $T_2$ ,并且关于每个发出的超声脉冲计算流速;并且基于所计算的流速值来生成时间相关的流速。

[0017] 在一些实施例中,所述控制器还被布置为接收针对所述对象的心跳节律信号;并且使用带通滤波器对所述流速信号进行滤波以提取与接收到的心跳节律同步的变化。

[0018] 在一些实施例中,所述控制器还被布置为将所述流速信号拟合到模型。

[0019] 在一些实施例中,所述控制器还被布置为接收针对所述对象的姿态信息;并且基于接收到的所述姿态信息来校正所述流速信号。

[0020] 在一些实施例中,所述控制器还被布置为基于所计算的血液流速来计算所述对象的心搏量和/或心脏输出。

[0021] 在一些实施例中,所述发射器和/或接收器的一个或多个操作参数能够由所述控制器自动地调节。在一些这样的实施例中,所述控制器还被布置为执行校准过程,包括:调节所述发射器和/或所述接收器的一个或多个操作参数;测量由所述接收器检测到的所述

信号的一个或多个属性;并且基于测得的所述一个或多个属性来选择针对所述一个或多个操作参数中的每个操作参数的值。

[0022] 在一些实施例中,所述发射器和所述接收器中的每个包括被嵌入在用于附着到所述对象的所述皮肤的附着贴片中的电路。

[0023] 根据本发明的第二方面,还提供了一种用于根据第一方面的所述装置的控制器的。所述控制器包括:通信接口,其用于实现所述控制器与超声发射器之间和所述控制器与超声接收器之间的通信;以及处理单元。所述处理单元被布置为:将控制信号输出到超声发射器以使所述超声发射器发出超声脉冲;从超声接收器接收测量信号,所述测量信号对应于由所述接收器进行的对发出的超声脉冲的检测;基于接收到的所述测量信号来确定发出的所述超声脉冲的第一部分在所述接收器处的到达时间 $T_1$ ;基于接收到的所述信号来确定发出的所述超声脉冲的第二部分在所述接收器处的到达时间 $T_2$ ;并且使用 $T_1$ 和 $T_2$ 来计算定位于所述发射器与所述接收器之间的血管中的血液的流速。

[0024] 根据本发明的第三方面,还提供了一种测量对象的血管中流动的血液的所述速度的方法。所述方法包括:使超声脉冲从所述对象的身体上的第一位置处的超声发射器发出;从所述对象的所述身体上的第二位置处的超声接收器接收测量信号,接收到的信号对应于由所述接收器进行的对所述超声脉冲的检测;基于接收到的所述测量信号来确定发出的所述超声脉冲的第一部分在所述接收器处的到达时间 $T_1$ ;基于接收到的所述测量信号来确定发出的所述超声脉冲的第二部分在所述接收器处的到达时间 $T_2$ ;并且使用 $T_1$ 和 $T_2$ 来计算定位于所述第一位置与所述第二位置之间的血管中的血液的流速。

[0025] 在一些实施例中,所述血管包括降主动脉。

## 附图说明

[0026] 为了更好地理解本发明并且更清楚地示出其可以如何实施,现在将仅以范例的方式对附图进行参考,其中,

[0027] 图1是对根据实施例的用于测量对象的血管中流动的血液的速度的装置的图示;

[0028] 图2示出了根据实施例的检测到的超声脉冲;并且

[0029] 图3是根据实施例的测量对象的血管中流动的血液的速度的方法的流程图。

## 具体实施方式

[0030] 图1示出了根据本发明的实施例的用于测量在对象的血管中流动的血液的速度的装置1。装置1包括控制器10,控制器10经由通信链路14与发射器12通信并且经由通信链路18与接收器16通信。通信链路14、16可以是有线或无线的任何组合。在这两个通信链路有线的实施例中,接线的长度为有效地允许发射器12和接收器16被布置在对象上,使得期望在其中测量血液流速的血管被定位在发射器12与接收器16之间。例如,在装置1用于测量在降主动脉中流动的血液的速度的实施例中,发射器12被配置用于放置在对象的颈部上或其附近并且接收器16被配置用于放置在对象的背部或其附近。

[0031] 发射器12被布置为发出脉冲的超声,例如,响应于从控制器10接收到的控制信号。与周围的软组织(0.54dB/(MHz·cm))和肌肉(1.1dB/(MHz·cm))相比较,血液具有相对低的阻尼系数(0.2dB/(MHz·cm)),而骨骼具有显著更高的阻尼系数。这意味着对于具有几

MHz的频率的超声而言,已穿过血液的接收到的信号的一部分与已穿过周围组织的信号的一部分相比较,将显著地增强。这样,在优选的实施例中,所述发射器被布置为发出在1-10MHz的范围内的频率的超声。脉冲被发出的频率(即,脉冲的重复频率)优选地在范围10Hz到10kHz的范围内。脉冲被发出的频率优选地足够高以跟踪由心脏周期所引起的血流变化并且实现好的信噪比平均,但是足够低以避免新接收到的脉冲信号的上升沿与先前接收到的脉冲信号的尾部交叠。如果这样的交叠发生,则准确地确定到达时间是更困难的,但是这可以通过使用适合的脉冲模式和相关技术来部分地克服。

[0032] 在一些实施例中,发射器12是广角发射器。在一些实施例中,发射器12是1-D发射器。在一些实施例中,发射器12的输出是可优化的(例如,借助于具有电子射束转向和/或聚焦能力的发射器)。在一些实施例中,发射器12包括收发器,使得其能够接收超声以及发出超声。接收器16被布置为检测由发射器发出的超声脉冲。在一些实施例中,接收器16被布置为将检测到的信号输出到控制器10。在一些实施例中,接收器16是广角接收器。在一些实施例中,接收器16是1-D接收器。在一些实施例中,接收器16的检测场是可优化的(例如,借助于具有电子转向和/或聚焦能力的接收器)。在一些实施例中,接收器16包括收发器,使得其能够发出超声以及接收超声。在一些实施例中,发射器12和接收器16具有共同电子时间基础(例如,经由到控制器的通信链路14、18建立的)。在一些实施例中,发射器12和接收器16包括被嵌入在用于直接应用到对象的皮肤的附着贴片中的电路。

[0033] 控制器12被布置为使得超声脉冲由发射器12发出,例如,通过经由通信链路14将控制信号发送到发射器12。控制器10还被布置为从接收器接收(例如,经由通信链路18)对应于由接收器检测到的超声脉冲的信号。控制器10还被布置为基于从接收器16接收到的信号来确定由发射器12发出并且随后由接收器16检测到的超声脉冲的第一部分在接收器处的到达时间 $T_1$ 和相同的超声脉冲的第二部分在接收器处的到达时间 $T_2$ 。所述控制器还被布置为使用 $T_1$ 和 $T_2$ 来计算定位于发射器12与接收器16之间的血管中的血液的流速。在一些实施例中,控制器10被布置为对接收到的信号进行滤波。在一些实施例中,控制器10被布置为对接收到的信号执行包络级信号处理。在一些实施例中,控制器10被布置为基于多个所计算的流速值,来生成时间相关的流速信号。在一些实施例中,控制器10被布置为处理流速信号(例如,通过滤波、校正或适配到模型)。

[0034] 在一些实施例中,控制器包括用于实现控制器10与发射器12之间以及控制器10与接收器16之间的通信的通信接口。所述控制器还包括处理单元,所述处理单元被布置为:向超声发射器辐射控制信号以使所述超声发射器发出超声脉冲;从超声接收器接收测量信号,所述测量信号对应于由接收器对发出的超声脉冲的检测;基于接收到的测量信号来确定 $T_1$ 和 $T_2$ ,并且使用 $T_1$ 和 $T_2$ 来计算定位于发射器与接收器之间的血管中的血液的流速。虽然图1将控制器10示出为与发射器12和接收器16分离,但是设想控制器与发射器或接收器集成的实施例。

[0035] 与血流相同的方向上行进的超声波(例如,其已由发射器12发出)在其穿过发射器12与接收器16之间的血管时将比仅穿过固定血液或组织的超声波(其将在时间 $T_2$ 到达)稍微更早地(即,在时间 $T_1$ 处)到达接收器。对于超声的未聚焦脉冲而言,将在检测到的脉冲的形状中反映飞行时间中的该差异。图2示出了由接收器所生成的示例测量信号20,其中,测量信号对应于已在血流的方向上穿过血管以及穿过周围组织的检测到的超声脉冲的包络。

脉冲的最早到达部分(即,在时间 $T_1$ 处到达接收器的部分)对应于已经穿过在超声脉冲的方向上流动的血液的超声波,脉冲的主部分(即,在时间 $T_2$ 附近到达的部分)对应于已穿过静态血液和组织的超声波,并且脉冲的尾部(即,在 $T_2$ 之后到达的部分)对应于已由解剖结构反射和折射的超声波。

[0036] 血流在波前的方向上(即,在与超声波的行进的方向相同的方向上)增加与流速成正比的波前的速度,其意味着在包络的主部分之前的检测到的脉冲的包络的上升沿的第一部分(即,在时间 $T_2$ 之前接收到的脉冲的一部分)时间量与在波前的方向上的速度和血流量成正比。由于血流(以及因此 $T_1$ )根据心动周期变化,而 $T_2$ 不由心动周期影响,因而检测到的脉冲包络的上升沿将随着每个心跳相对于主峰变形。

[0037] 峰流速对应于的完整心动周期期间 $T_1$ 与 $T_2$ 之间的最大差异。该峰流速中的心跳到心跳反映对象的血容量状态。大的变化指示血容量减少(减少的血液体积)并且小变化指示血液体积过多(流体过载)或高血压。监测这些变化将特别地可用于高血压患者和孕妇的家庭监测(例如,因为过度盐摄入增加循环体积以及心跳到心跳血液动力学变化性,而利尿药减小循环体积和心跳到心跳血液动力学变化性)。

[0038] 因此,由最早到达的超声波到达接收器所花费的时间与由超声波的主部分到达接收器所花费的时间之间的差(其等于接收器处的到达时间之间的差,因为传输路径是非常类似的)由血管中的血流引起并且可以被用于导出该血液的流速的时间变化的信号。

[0039] 各种技术可以例如由控制器10的处理单元来使用确定检测到的超声波的不同的部分的到达时间(例如, $T_1$ 和 $T_2$ )。在一些实施例中,第一部分的到达时间 $T_1$ 被定义为信号包络上升通过第一预定义阈值幅度的时间并且主部分的到达时间 $T_2$ 被定义为信号包络上升通过第二预定义阈值幅度的时间。在一些这样的实施例中,第一预定义阈值幅度对应于峰值包络幅度的第一百分比并且第二预定义阈值幅度对应于峰值包络幅度的第二较大百分比。在一些实施例中,第一百分比在范围1-10%内。在一些实施例中,第二百分比在范围50-100%内。在一些实施例中,使用例如基于恒比鉴别器、形状拟合或模型参数拟合的技术确定 $T_1$ 和 $T_2$ 。

[0040] 由于给定脉冲被发出的时间可以是已知的(例如,因为其是控制器10发送控制信号以使发射器12发出脉冲的时间,其可以由控制器10记录),因而可以根据 $T_1$ 和 $T_2$ 计算脉冲的第一部分的飞行时间( $ToF_1$ )和脉冲的主部分的飞行时间( $ToF_2$ )(即,使用 $ToF_1 = T_1 - T_0$ ,并且 $ToF_2 = T_2 - T_0$ ,其中, $T_0$ 是脉冲被发出的时间)。可以用以下方式根据 $ToF_1$ 和 $ToF_2$ 来确定发射器12与接收器16之间的血管中的血流的速度。

[0041] 如果发射器12与接收器16之间的超声路径具有长度 $L$ 并且声音以已知速度 $c$ (近似地1540m/s)穿过固定血液或组织,则超声脉冲的主部分的飞行时间 $ToF_2$ 对应于:

$$[0042] \quad ToF_2 = \frac{L}{c}. \quad (\text{公式 1})$$

[0043] 对于已经穿过在声音的方向上以速度 $v$ 流动的血液的超声而言,飞行时间 $ToF_1$ 是稍微更短的并且由以式给出:

$$[0044] \quad ToF_1 = \frac{L}{c + v}. \quad (\text{公式 2})$$

[0045]  $L$ 可以使用公式1针对给定对象粗略地估计,其使得未知血液速度 $v$ 根据下式来计

算：

$$[0046] \quad (T_2 - T_1) \frac{c^2}{L} = (ToF_2 - ToF_1) \frac{c^2}{L} = \frac{vc}{(c+v)} \approx v. \quad (\text{公式 3})$$

[0047] (最后的近似适用, 因为  $v \ll c$ )

[0048] 然而; 使用以下表达式在不知道路径长度  $L$  的情况下基于  $ToF_1$  和  $ToF_2$  直接地导出未知的血液速度  $v$  通常是更方便并且更准确的。

$$[0049] \quad \frac{(ToF_2 - ToF_1)c}{ToF_2} = \frac{vc}{(c+v)} \approx v. \quad (\text{公式 4})$$

[0050] 在这两种情况下, 实际的血液速度将比所计算的值稍微更高, 因为声音在其到达流动的血流之前穿过皮肤和一些组织。在一些实施例中, 使用固定的校正系数来补偿该影响。在一些这样的实施例中, 取决于对象的大小和/或对  $L$  的估计来确定校正系数。

[0051] 图3示出了测量在对象的血管中流动的血液的速度的方法。可以完全由控制器10 (例如, 由控制器10的处理单元) 实现该方法。备选地, 控制器10可以将接收到的测量信号传送到包括控制器的另一设备 (诸如智能电话、膝上型计算机、台式计算机或其它处理设备), 所述控制器适于处理接收到的测量信号以产生流速值并且其实施图3中所示的方法的步骤303-307。

[0052] 在第一步骤301中, 使超声脉冲从发射器 (例如, 发射器12) 发出。在一些实施例中, 使超声脉冲被发出包括控制器 (例如, 控制器10) 将控制信号发送到发射器。在一些实施例中, 在先前地发出的超声脉冲的发出之后的预定时间量使超声脉冲被发出。在一些实施例中, 预定时间量在范围0.1ms到0.1s内。超声脉冲可以具有上文关于发射器12所描述的特征的任何或全部。

[0053] 发射器被布置在对象的身体上的第一位置处。第一位置在对象的主血管附近, 其中期望测量血液流速。优选地, 血管是主动脉 (例如, 降主动脉)。例如, 如果期望测量降主动脉中的血流速度, 则适合的第一位置包括颈部、左肩、嘴或食道。优选地, 第一位置与血管在解剖学上尽可能接近。发射器可以使用任何适合的固定机构 (诸如缚带、粘接剂等) 在第一位置处被附接到对象, 或者可以由对象或由医疗保健专业人员保持在适当的位置。在优选的实施例中, 发射器是广角发射器, 使得其不需要准确地瞄准接收器。

[0054] 在第二步骤302中, 从超声接收器 (例如, 接收器16) 接收 (例如, 通过控制器10) 测量信号。测量信号对应于由在步骤301中发出的超声脉冲的接收器造成的检测。在一些实施例中, 测量信号包括幅度值的时间序列。

[0055] 接收器被布置在对象的身体上的第二位置处。所述第二位置被选择为使得期望测量血流的血管在发射器与接收器之间。在使用广角发射器和广角接收器的实施例中, 血管不需要准确地在发射器与接收器之间的视线上。所述第二位置被选择为使得在所述第一位置处由发射器发出并且随后地由接收器检测的超声波中的至少一些在其通过血管时将已经在与血管中的血液的流动相同的方向上行进 (即, 相对于血管中的主血流, 第二位置是来自第一位置的下游)。例如, 如果期望测量降主动脉中的血流速度, 则可以在对象的背部 (优选地在胸腔下面和在脊柱旁边) 找到适合的第二位置。优选地, 第二位置与血管在解剖学上尽可能接近。优选地, 第一位置与第二位置之间的分离是尽可能大的。接收器可以使用任何

适合的固定机构(诸如带、粘合剂等)在第二位置处被附接到对象,或者可以通过对象或由医疗保健专业人员保持在适当的位置。在优选的实施例中,所述接收器是广角接收器,使得其不需要准确地瞄准发射器。

[0056] 在步骤303中,基于接收到的测量信号,确定发出的超声脉冲的第一部分在接收器处的到达时间( $T_1$ )。在一些实施例中,第一部分对应于测量信号的包络的上升沿(即,第一上升沿)。在一些实施例中,第一部分对应于最早到达接收器的信号的一部分。在一些实施例中,第一部分不对应于测量信号的包络的主峰。在一些实施例中,在确定 $T_1$ 中使用定义第一部分和/或 $T_1$ 的至少一个准则。至少一个准则可以例如被存储在实施所述方法的控制器的存储器中。在一些实施例中, $T_1$ 被定义为信号包络上升通过第一预定义阈值幅度的时间并且确定 $T_1$ 包括确定信号幅度超过第一预定义阈值的最早时间。在一些这样的实施例中,第一预定义阈值幅度对应于峰值包络幅度的第一百分比。在一些实施例中,所述第一百分比在范围1-10%内。在一些实施例中,使用例如基于恒比鉴别器、形状拟合或模型参数拟合的技术来确定 $T_1$ 。

[0057] 在步骤304中,基于接收到的测量信号,类似地确定发出的超声脉冲的第二部分在接收器处的到达时间( $T_2$ )。在一些实施例中,所述第二部分包括测量信号的包络的主峰。在一些实施例中,所述第二部分包括接收到的信号紧接地在主峰之前的分段。在一些实施例中,在确定 $T_2$ 中使用定义第二部分和/或 $T_2$ 的至少一个准则。所述至少一个准则可以例如被存储在实施所述方法的控制器的存储器中。在一些实施例中, $T_2$ 被定义为信号包络上升通过第二预定义阈值幅度的时间并且确定 $T_2$ 包括确定信号幅度超过第二预定义阈值的最早时间。在一些这样的实施例中,所述第二预定义阈值幅度对应于比第一预定义阈值幅度更大百分比的峰值包络幅度。在一些实施例中,第二百分比在范围50-100%内。在一些实施例中,使用例如基于恒比鉴别器、形状拟合或模型参数拟合的技术确定 $T_2$ 。

[0058] 然后,在步骤305中,计算定位于第一位置与第二位置之间的血管中的血液的流速(即,在发射器与接收器之间)(例如,通过控制器10)。用于导出流速的上文所描述的技术中的任一种可以在步骤305的执行中使用。

[0059] 在一些实施例中,所述方法包括基于所计算的血液流速来计算对象的心搏量和/或心脏输出的额外的任选步骤306。首先,时间相关的速度值使用下式被转换为血液流量值:

$$[0060] \quad F = f v D^2 \left( \frac{\pi}{4} \right) \quad (\text{公式 } 5)$$

[0061] 其中, $F$ 是血液流量, $f$ 是校正速度概况(即,事实是,通常血管的截面的中心的血液速度比血管壁附近的血液速度更高)以及流动通过血管的早期分支的血液的分数的固定常量,并且 $D$ 是血管的直径。常量 $f$ 可以实验确定(例如,通过使用不同的方法测量心脏输出或心搏量)或者在速度概况已知的情況中可以被计算。 $f$ 的值预期对于所有对象是非常类似的,并且因此不需要在逐对象基础上确定。 $D$ 可以根据血管的一次性图像被测量(被获得(例如,使用超声、MRI或CT))或者基于对象的年龄、体重和/或身高来估计。

[0062] 流量 $F$ 可以然后通过将作为时间的函数的 $F$ 在单个心跳上(对于心搏量而言)或在一分钟上(对于心脏输出而言)上积分为而转换为心搏量或心脏输出。然而,设想不要求心搏量或心脏输出的计算的各种临床应用。由于血液速度与流量直接地成正比,因而可以在

其中可以针对一次性心脏测量(例如,使用导管获得的)校准速度信号的情况中直接地使用所计算的速度值。所计算的速度值还可以被用于跟踪趋势,或者测量对象对流体挑战的相对响应。流体挑战包括可以确定对象的流体响应性的测试,诸如抬起对象的腿或者给予对象的大量的盐水的静脉内注入。

[0063] 在一些实施例中,连续地执行所述方法,使得使超声脉冲以规则的间隔发出并且关于每个发出的脉冲计算血液流速值。在这样的实施例中,可以在范围10Hz到10kHz内的频率处发出脉冲。优选地,脉冲的重复频率足够高以许可由心动周期所引起的血液流速的变化被跟踪。在多个心动周期期间连续地执行方法的实施例中,输出包括血液流速值的时间序列,换言之,速度信号(或者如果步骤306被执行,则为心搏量或心脏输出信号)。有利地,这使得(例如,峰值血液流速或心搏量的)心跳到心跳变化能够被检测和跟踪。这样的变型的幅度与若干临床条件有关,如上文所讨论的。

[0064] 在一些这样的实施例中,处理速度信号。在一些实施例中,该处理包括对速度信号进行滤波(例如,使用带通滤波器)。使用带通滤波器来对与对象的心跳节律同步的变化进行滤波促进将血流信息与噪声以及与由身体运动引起的变化进行区分。在一些实施例中,来自独立心跳检测器(诸如心电图扫描器(ECG)或光体积描记器(PPG))的数据被用于使滤波与对象的心跳同步。在一些实施例中,ECG和/或PPG被集成到发射器12或接收器16中。优选地,对覆盖若干心动周期的信号执行与对象的心跳节律同步的变化的滤波。

[0065] 在一些实施例中,速度信号的处理包括将速度信号适配到模型(例如,心脏流动信号的模型)。在一些这样的实施例中,适配包括将速度信号的形状适配到模型。在一些这样的实施例中,适配包括将速度信号的频率适配到模型。将接收到的测量信号适配到模型促进噪声消除,并且因此可以改进接收到的信号的信噪比(SNR)。可以通过在速度信号中检测周期中的零流量时刻(即,当流量是零或接近零时心跳之间的短的时段)来估计用于使用在噪声降低中的心脏流动信号的模型。

[0066] 在一些实施例中,处理速度信号包括基于身体姿态信息,将滤波器或校正系数应用到速度信号。可以例如使用一个或多个加速度计来获得这样的身体姿态信息。在一些实施例中,加速度计被集成到发射器和/或接收器中。主动脉血流受重力影响,因此校正针对身体姿态的速度信号可以消除起因于重力效应的伪迹。优选地,对覆盖若干心动周期的速度信号执行姿态相关的伪迹的降低/移除。

[0067] 在其中执行步骤306的实施例中,可以使用以上关于速度信号所描述的那些技术类似的技术来处理心搏量信号或心脏输出信号。

[0068] 有用信息可以通过测量相反方向上的血液流速来获得(例如,利用被布置在第二位置处的发射器和被定位在第一位置处的接收器执行测量)。因此,在一些实施例中,图3的方法包括以下额外的步骤(未示出):使另一超声脉冲在第二位置处从超声发射器发出;在第一位置处从超声接收器接收另一测量信号,接收到的另一信号对应于由接收器对发出的另一超声脉冲的检测;基于所述接收到的另一测量信号,确定发出的另一超声脉冲的第一部分在第一位置处的接收器处的到达时间 $T_{f1}$ ;基于接收到的另一测量信号,确定发出的另一超声脉冲的第二部分在第一位置处的接收器处的到达时间 $T_{f2}$ ;并且使用 $T_{f1}$ 和 $T_{f2}$ 来计算定位于第一位置与第二位置之间的血管中的血液的另一流速,其中,另一流速具有在与所计算的流速相反的方向上流动的血液。例如,如果在步骤301-305中确定降主动脉中的向下

血液流速,则在与上文所描述的相反的方向上的测量将产生针对在主动脉中或附近向上流动的血液的流速信息(即,下腔静脉中的血液和降主动脉中的回流)。

[0069] 在一些实施例中,在执行图3的方法之前,执行校准过程。在一些这样的实施例中,通过预定范围调节发射器的一个或多个参数,同时测量接收到的一个或多个属性(例如,幅度、信噪比等)。产生最好信号幅度的参数或参数的组合然后被选择为发射器的操作参数。所述参数可以包括例如位置、角、波束方向、波束焦点等。在发射器包括电子射束转向能力和/或电子聚焦能力的实施例中,这样的能力可以被用于在校准过程期间更改发射器的参数。关于接收器可以执行等效过程。每次发射器和接收器被布置在对象上,可以校准发射器和/或接收器。在一些实施例(即,在其中发射器和接收器中的至少一个具有电子射束转向和/或聚焦能力的实施例)中,自动地执行校准过程(例如,其由控制器10实现)。

[0070] 因此,本发明的实施例提供用于测量心跳到心跳主动脉或动脉血流速以及其变化性的低成本和无创的方法。这样的测量结果可以被用于评估对象的流体容量状态和流体响应性,并且还可以提供用于血液动力学不稳定性的早期预期。实施例可以因此在各种临床设置中(包括在急诊室、普通病房、重症监护室和手术室中)是高度有用的。本发明的实施例还可以被用于例如对具血容量减少的风险的对象(诸如老年人,其常常通过脱水变得血容量减少)、孕妇和/或高血压对象的家庭监测。

[0071] 虽然已经在附图和前述描述中详细图示和描述本发明,但是这样的图示和描述将被认为是说明性或示范性而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

[0072] 本领域技术人员通过研究附图、说明书和随附的权利要求书,在实践所主张的本发明时能够理解和实现所公开的实施例的变型。在权利要求中,词语“包括”不排除其他元件或者步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以实现权利要求中记载的若干项目的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。计算机程序可以被存储/被分布在适合的介质上(诸如与其他硬件一起或作为其一部分供应的光学存储介质或固态介质),但是也可以以其他形式分布(诸如经由因特网或其他有线或无线电信系统)。权利要求中的任何附图标记都不应当被解释为对范围的限制。

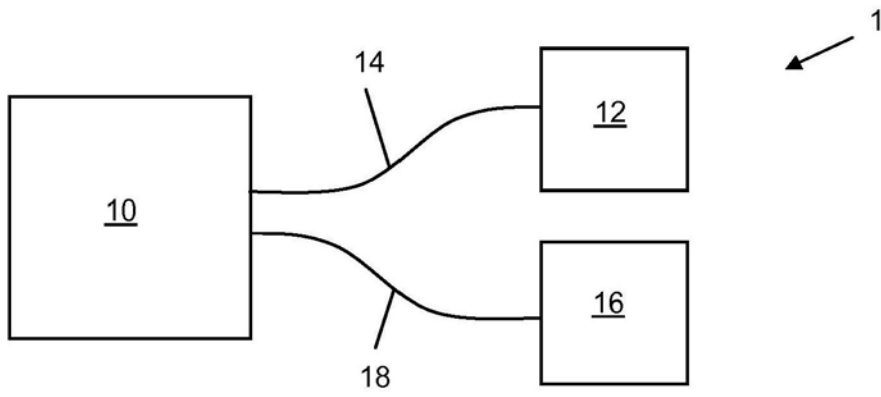


图1

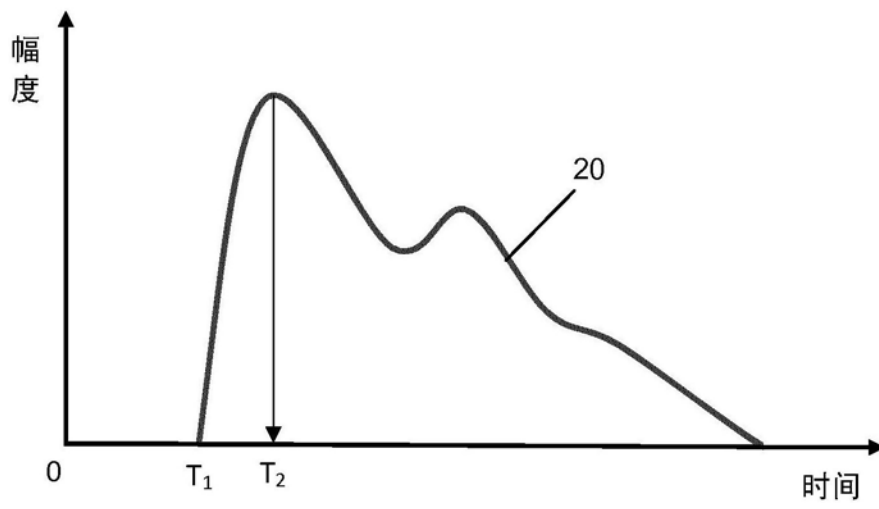


图2

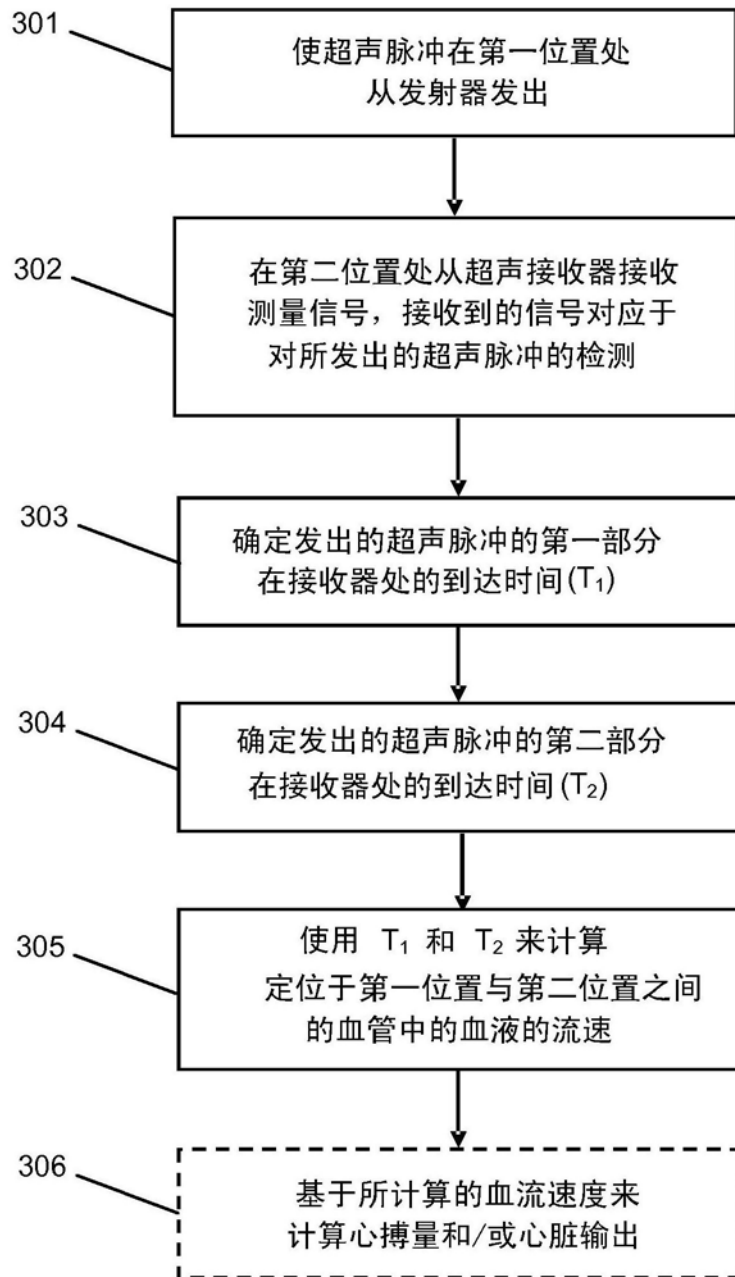


图3

专利名称(译)	用于确定血流速度的装置和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN107683112A</a>	公开(公告)日	2018-02-09
申请号	CN201680030985.X	申请日	2016-05-17
[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	N兰贝特 B克龙 AF科伦 D马修 R拜泽梅尔		
发明人	N·兰贝特 B·克龙 A·F·科伦 D·马修 R·拜泽梅尔		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/15		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/065 A61B8/15 A61B8/4236 A61B8/4477 A61B8/58 A61B5/024 A61B5/725 A61B8/5223 A61B8/54 A61B8/56		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2015169654 2015-05-28 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种装置和方法，包括：超声发射器，其用于放置在对象的所述身体上的第一位置处以发出超声脉冲；超声接收器，其用于放置在所述身体上的第二位置处以检测发出的超声脉冲；以及控制器，其与所述发射器和接收器通信。所述控制器使：超声脉冲由所述发射器发出；从所述接收器接收测量信号；基于接收到的所述测量信号，确定发出的所述超声脉冲的第一部分在所述接收器处的到达时间T1；基于接收到的所述测量信号，确定所述超声脉冲的第二部分在所述接收器处的到达时间T2；并且使用T1和T2来计算所述第一位置与所述第二位置之间的血管中的血液的流速。

