



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113498542 A

(43) 申请公布日 2021. 10. 12

(21) 申请号 201980092632.6

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所
11256

(22) 申请日 2019.12.19

代理人 李春辉

(30) 优先权数据

62/782,418 2018.12.20 US

(51) Int.Cl.

G16H 50/20 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/00 (2006.01)

2021.08.20

A61B 8/00 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

G16H 50/50 (2006.01)

PCT/EP2019/086182 2019.12.19

(87) PCT国际申请的公布数据

W02020/127646 EN 2020.06.25

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬市

(72) 发明人 R·T·H·梅森 M·巴拉格纳

K·D·S·H·刘

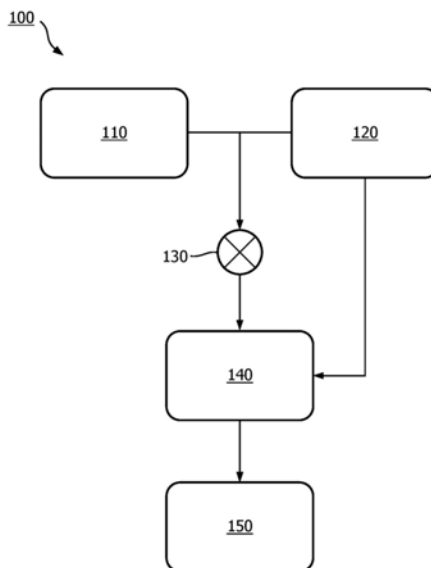
权利要求书2页 说明书13页 附图5页

(54) 发明名称

用于从受试者获得生理测量结果的方法和系统

(57) 摘要

本发明提供了一种用于从受试者获得生理测量结果(特别是P-V环)的方法。该方法包括获得心脏系统的数值模型,并且以非侵入性方式从受试者获得生理数据。然后基于生理数据更新数值模型。然后向更新后的数值模型提供生理数据,并且基于更新后的数值模型的输出,导出生理测量结果,其中生理测量结果包括P-V环。



1. 一种用于从受试者获得生理测量结果的方法(100),所述方法包括:
获得(110)心脏系统的数值模型;
以非侵入性方式从所述受试者获得(120)生理数据;
基于所述生理数据,更新(130)所述数值模型;
向更新后的所述数值模型提供(140)所述生理数据;以及
基于更新后的所述数值模型的输出,导出(150)生理测量结果,所述生理测量结果包括压力-容积P-V环。
2. 根据权利要求1所述的方法(100),其中所述生理数据包括以下中的一项或多项:
超声数据;
心电图数据;以及
血压。
3. 根据权利要求2所述的方法(100),其中所述超声数据包括以下中的一项或多项:
2D超声图像数据;
3D超声图像数据;以及
多普勒超声数据。
4. 根据权利要求2至3中任一项所述的方法(100),其中所述血压包括以下中的一项或多项:
动脉压力波形;以及
袖带压力值。
5. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法(100),其中所述数值模型基于:
压力-容积关系;
所述心脏系统的硬度;
能量守恒;
质量守恒;以及
动量守恒。
6. 根据权利要求1至5中任一项所述的方法(100),其中所述心脏系统包括左心室和全身动脉。
7. 根据权利要求1至6中任一项所述的方法(100),其中所述心脏系统包括心脏。
8. 根据权利要求1至7中任一项所述的方法(100),其中所述数值模型的所述更新(130)包括:
基于所述生理数据,标识模型参数;以及
向所述数值模型提供所述模型参数。
9. 根据权利要求8所述的方法(100),其中所述模型参数包括以下中的一项或多项:
体循环参数;
充盈参数;
射血参数;以及
硬度参数。
10. 根据权利要求1至9中任一项所述的方法(100),其中所述生理测量结果还包括压力-应变关系。

11. 根据权利要求1至10中任一项所述的方法(100), 其中所述生理测量结果还包括流体响应性。

12. 根据权利要求1至11中任一项所述的方法(100), 其中所述方法还包括向用户显示所述生理测量结果。

13. 一种计算机程序, 包括计算机程序代码装置, 当所述计算机程序在计算机上运行时, 所述计算机程序代码装置适于实现根据权利要求1至12中任一项所述的方法。

14. 一种用于从受试者获得生理测量结果的处理单元, 其中所述处理单元适于:

获得心脏系统的数值模型;

基于所述生理数据, 更新所述数值模型;

向更新后的所述数值模型提供所述生理数据; 以及

基于更新后的所述数值模型的输出, 导出生理测量结果, 其中所述生理测量结果包括压力-容积P-V环。

15. 一种用于从受试者获得生理测量结果的系统, 所述系统包括:

生理传感器, 适于以非侵入性方式从所述受试者获得生理数据, 其中所述生理传感器包括以下中的一项或多项:

超声换能器, 其中所述生理数据包括超声数据;

心电图传感器, 其中所述生理数据包括心电图数据; 以及

血压测量设备, 其中所述生理数据包括血压数据; 以及

根据权利要求14所述的处理器。

用于从受试者获得生理测量结果的方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及生理测量领域,并且更具体地,涉及使用生理测量来对生理系统进行建模的领域。

背景技术

[0002] 心脏的泵送功能可以通过射血期和充盈期来表征。在射血期间,心脏的肌肉收缩,从而生成力,该力将血液从心脏射入循环中。相反,在充盈期间,心脏的肌肉松弛,从而使得血液能够从循环中重新填充到心脏中。心脏肌肉的收缩或松弛的损伤可能导致收缩性或舒张性心力衰竭。

[0003] 由于在临床环境中通常不可能直接测量肌肉收缩和松弛,因此通常利用替代测量来表征心脏功能,诸如血流动力学和心室运动。

[0004] 一种关键的替代测量是心室血压-容积曲线(称为P-V环),这是因为它与心脏在收缩、松弛、心肌能量学等期间生成和维持的力有直接关系。然而,通常仅仅可以经由导管插入术来侵入性地测量P-V环的心室压力分量。由于这是一种高度侵入性的手术,因此这样的基于导管的心室压力测量在临床实践中并不常见。

[0005] 存在各种各样的针对心室压力的非侵入性估计。这样的估计通常是基于群体的,其中经验关系用于将压力与非侵入性测量的变量相关,非侵入性测量的变量诸如为:用于收缩末期压力估计的袖带压力和超声测量的每搏量、或者用于充盈压力估计的多普勒组织成像。

[0006] 由于这些估计的间接性质,利用这样的技术可能高估或低估个体患者的压力。此外,这些估计仅关注收缩压或舒张压估计;然而,心力衰竭的发展越来越多地被视为收缩性和舒张性功能障碍的耦合。

[0007] 因此,需要一种非侵入性方法,用于估计在心脏的收缩和松弛两者期间的心脏功能。

发明内容

[0008] 本发明由权利要求限定。

[0009] 根据依照本发明的一个方面的示例,提供了一种用于从受试者获得生理测量结果的方法,该方法包括:

[0010] 获得心脏系统的数值模型;

[0011] 以非侵入性方式从受试者获得生理数据;

[0012] 基于生理数据,更新数值模型;

[0013] 向更新后的数值模型提供生理数据;以及

[0014] 基于更新后的数值模型的输出,导出生理测量结果,该生理测量结果包括压力-容积P-V环。

[0015] 该方法提供了:通过数值模型的方式非侵入性地导出P-V环,该数值模型可以针对

用户和可用生理数据被个性化,从而提高所导出的生理测量结果的准确性。

[0016] 以这种方式,在导出最终测量结果之前,将测量数据提供给心脏系统的用户特定数值模拟。这避免了通常对侵入性测量的需要,同时克服了当前非侵入性替代方案中存在的准确性问题。

[0017] 通常,导出针对患者的完整P-V环的唯一方式是经由导管的高度侵入性使用,这通常不被采用作为标准例程的一部分。当前,非侵入性替代方案通常关注于仅导出压力-容积环的几个点或一部分。此外,这些估计通常是基于群体的经验关系,这些经验关系将压力与非侵入性测量的变量相关。

[0018] 因此,数值模型提供了一种准确模拟受试者的心脏系统的功能的手段,从而允许以个性化方式模拟心脏功能。相应地,数值模型提供了一种非侵入性手段,该非侵入性手段在不牺牲最终测量结果的准确性的情况下,导出包括压力-容积环的这样的度量。

[0019] 心脏功能(诸如心室压力-容积关系)的非侵入性估计提供了:在各种各样的不同临床环境中对心脏功能的评估。此外,该方法可以经常被采用,而不会招致与侵入性手术相关联的风险。

[0020] 在一个实施例中,生理数据包括以下中的一项或多项:

[0021] 超声数据;

[0022] 心电图数据;以及

[0023] 血压。

[0024] 这些数据类型允许导出大范围的生理测量结果。

[0025] 在另一实施例中,超声数据包括以下中的一项或多项:

[0026] 2D超声图像数据;

[0027] 3D超声图像数据;以及

[0028] 多普勒超声数据。

[0029] 在某些临床情况下,给定类型的超声数据的可用性可能会受到限制;然而,任何可用类型都可以用于生成有用测量结果。

[0030] 在一个实施例中,血压包括以下中的一项或多项:

[0031] 动脉压力波形;以及

[0032] 袖带压力值。

[0033] 在某些临床情况下,给定类型的压力数据的可用性可能会受到限制;然而,任何可用类型都可以用于生成有用测量结果。

[0034] 在一种布置中,数值模型基于:

[0035] 压力-容积关系;

[0036] 心脏系统的硬度;

[0037] 能量守恒;

[0038] 质量守恒;以及

[0039] 动量守恒。

[0040] 例如,通过遵守这样的物理守恒定律,可以提高数值模型的准确性,从而提高最终测量结果的准确性。

[0041] 在一个实施例中,心脏系统包括左心室和全身动脉。

- [0042] 例如,心脏系统可以包括左心脏和全身动脉。
- [0043] 在一个实施例中,心脏系统包括心脏。
- [0044] 在一种布置中,数值模型的更新包括:
- [0045] 基于生理数据,标识模型参数;以及
- [0046] 向数值模型提供模型参数。
- [0047] 以这种方式,可以利用用户特定数据来设置用于数值模型的参数,从而针对个体用户来个性化数值模型。
- [0048] 在另一实施例中,模型参数包括以下中的一项或多项:
- [0049] 体循环参数;
- [0050] 充盈参数;
- [0051] 射血参数;以及
- [0052] 硬度参数。
- [0053] 在一种布置中,生理测量结果包括压力-应变关系。
- [0054] 在一个实施例中,生理测量结果包括流体响应性。
- [0055] 在一个实施例中,该方法还包括向用户显示生理测量结果。
- [0056] 根据依照本发明的一个方面的示例,提供了一种计算机程序,其包括计算机程序代码装置,当所述计算机程序在计算机上运行时,该计算机程序代码装置适于实现上述方法。
- [0057] 根据依照本发明的一个方面的示例,提供了一种用于从受试者获得生理测量结果的处理单元,其中该处理单元适于:
- [0058] 获得心脏系统的数值模型;
- [0059] 基于生理数据,更新数值模型;
- [0060] 向更新后的数值模型提供生理数据;以及
- [0061] 基于更新后的数值模型的输出,导出生理测量结果,其中生理测量结果包括压力-容积P-V环。
- [0062] 根据依照本发明的一个方面的示例,提供了一种用于从受试者获得生理测量结果的系统,该系统包括:
- [0063] 生理传感器,适于以非侵入性方式从受试者获得生理数据,其中生理传感器包括以下中的一项或多项:
- [0064] 超声换能器,其中生理数据包括超声数据;
- [0065] 心电图传感器,其中生理数据包括心电图数据;以及
- [0066] 血压测量设备,其中生理数据包括血压数据;以及
- [0067] 如上所述的处理器。
- [0068] 参考下文描述的实施例,本发明的这些和其他方面将显而易见并且被阐明。

附图说明

[0069] 为了更好地理解本发明,并且为了更清楚地示出如何可以实现本发明,现在将仅通过示例的方式来参考附图,在附图中:

[0070] 图1示出了用于解释一般操作的超声诊断成像系统;

- [0071] 图2示出了本发明的方法；
[0072] 图3示出了数值模型的示意图；
[0073] 图4示出了说明压力-容积环的曲线图；
[0074] 图5示出了说明压力-容积关系的曲线图；
[0075] 图6示出了说明流体响应性的曲线图；以及
[0076] 图7示出了说明心室动脉耦合的曲线图。

具体实施方式

[0077] 将参考附图来描述本发明。

[0078] 应当理解,详细描述和特定示例虽然指示装置、系统和方法的示例性实施例,但旨在仅用于说明的目的,而并不旨在限制本发明的范围。本发明的装置、系统和方法的这些和其他特征、方面和优点将从以下描述、所附权利要求和附图中变得更好理解。应当理解,附图仅仅是示意性的,并且不是按比例绘制的。还应当理解,贯穿附图使用相同的附图标记来指示相同或相似的部分。

[0079] 本发明提供了一种用于从受试者获得生理测量结果(特别是P-V环)的方法。该方法包括获得心脏系统的数值模型,并且以非侵入性方式从受试者获得生理数据。然后基于生理数据更新数值模型。然后向更新后的数值模型提供生理数据,并且基于更新后的数值模型的输出,导出生理测量结果,其中生理测量结果包括P-V环。

[0080] 首先将参考图1来描述示例性超声系统的一般操作,并且重点在于系统的信号处理功能,因为本发明涉及对由换能器阵列测量的信号的处理。

[0081] 该系统包括阵列换能器探头4,阵列换能器探头4具有用于发送超声波并且接收回波信息的换能器阵列6。换能器阵列6可以包括:CMUT换能器;由诸如PZT或PVDF的材料形成的压电换能器;或任何其他合适的换能器技术。在该示例中,换能器阵列6是能够扫描感兴趣区域的2D平面或三维容积的换能器8的二维阵列。在另一示例中,换能器阵列可以是1D阵列。

[0082] 换能器阵列6耦合到微波束成形器12,微波束成形器12控制换能器元件对信号的接收。微波束成形器能够对由换能器的子阵列(一般称为“组”或“块”)接收的信号进行至少部分波束成形,如美国专利5,997,479(Savord等人)、6,013,032(Savord)和6,623,432(Powers等人)中描述的。

[0083] 应当注意,微波束成形器完全是可选的。此外,该系统包括发送/接收(T/R)开关16,微波束成形器12可以耦合到该开关,并且该开关将阵列在发送模式与接收模式之间切换,并且在不使用微波束成形器并且换能器阵列由主系统波束成形器直接操作的情况下,保护主波束成形器20免受高能量发送信号的影响。超声波束从换能器阵列6的发送由换能器控制器18指导,换能器控制器18通过T/R开关16耦合到微波束成形器,并且耦合到主发送波束成形器(未示出),换能器控制器18可以从用户对用户接口或控制面板38的操作接收输入。控制器18可以包括发送电路装置,该发送电路装置被布置为在发送模式期间(直接地或经由微波束成形器)驱动阵列6的换能器元件。

[0084] 在典型的逐行成像顺序中,探头内的波束成形系统可以如下操作。在发送期间,波束成形器(根据实现方式,其可以是微波束成形器或主系统波束成形器)激活换能器阵列或

换能器阵列的子孔径。子孔径可以是较大阵列内的换能器的一维行或换能器的二维块。在发送模式中,由阵列或阵列的子孔径生成的超声波束的聚焦和转向如下面所述的那样被控制。

[0085] 在从受试者接收到反向散射回波信号时,所接收的信号经历接收波束成形(如下所述),以便对准所接收的信号,并且在正在使用子孔径的情况下,子孔径然后移位,例如移位一个换能器元件。然后激活移位后的子孔径,并且重复该过程,直到已经激活换能器阵列的所有换能器元件。

[0086] 对于每一行(或子孔径),用于形成最终超声图像的相关联行的总接收信号将是在接收时段期间由给定子孔径的换能器元件测量的电压信号的总和。在下面的波束成形过程之后得到的行信号通常称为射频(RF)数据。由各种子孔径生成的每个行信号(RF数据集合)然后经历附加处理,以生成最终超声图像的行。行信号的幅度随时间的变化将贡献于超声图像的亮度随深度的变化,其中高幅度峰值将对应于最终图像中的亮像素(或像素集)。行信号的开头附近出现的峰值将表示来自浅层结构的回波,而在行信号中较晚逐渐出现的峰值将表示来自受试者内增加深度处的结构的回波。

[0087] 由换能器控制器18控制的功能之一是波束被转向和聚焦的方向。波束可以被转向成从换能器阵列笔直向前(正交于换能器阵列),或者为了更宽视场,被转向在不同角度。发送波束的转向和聚焦可以作为换能器元件致动时间的函数被控制。

[0088] 在一般超声数据采集中可以区分两种方法:平面波成像和“波束转向”成像。通过在发送模式(“波束转向”成像)和/或接收模式(平面波成像和“波束转向”成像)中波束成形的存在,来区分这两种方法。

[0089] 首先来看聚焦功能,通过同时激活所有换能器元件,换能器阵列生成平面波,该平面波在其行进穿过受试者时发散。在这种情况下,超声波的波束保持未聚焦。通过将位置依赖时间延迟引入到换能器的激活,可以使得波束的波前会聚在期望点(称为聚焦区)处。聚焦区被限定为如下点:在该点处,横向波束宽度小于发送波束宽度的一半。以这种方式,提高了最终超声图像的横向分辨率。

[0090] 例如,如果时间延迟使得换能器元件按序列(从最外面的元件开始并且在换能器阵列的中心元件处结束)激活,则将在远离探头给定距离处形成聚焦区(依据中心元件)。聚焦区距探头的距离将根据后续每轮换能器元件激活之间的时间延迟而改变。在波束通过聚焦区之后,它将开始发散,从而形成远场成像区域。应当注意,对于靠近换能器阵列的聚焦区,超声波束将在远场中快速发散,导致最终图像中的波束宽度伪影。通常,位于换能器阵列与聚焦区之间的近场由于超声波束中的大重叠而示出很少的细节。因此,改变聚焦区的位置可以导致最终图像质量的显著变化。

[0091] 应当注意,在发送模式中,除非超声图像被划分为多个聚焦区(该多个聚焦区中的每个聚焦区可以具有不同发送焦点),否则只可以限定一个焦点。

[0092] 此外,在接收到来自受试者内部的回波信号时,可以执行上述过程的逆过程,以便执行接收聚焦。换言之,传入信号可以由换能器元件接收,并且在被传递到系统中以进行信号处理之前,经受电子时间延迟。其最简单示例称为延迟和求和波束成形。可以作为时间的函数来动态调整换能器阵列的接收聚焦。

[0093] 现在来看波束转向的功能,通过向换能器元件正确施加时间延迟,可以在超声波

束离开换能器阵列时,在超声波束上赋予期望角度。例如,通过激活在换能器阵列的第一侧的换能器、其后按照在阵列的相反侧结束的顺序激活其余换能器,波束的波前将朝向第二侧成角度。相对于换能器阵列的法线而言的转向角的大小依赖于后续换能器元件激活之间的时间延迟的大小。

[0094] 此外,可以聚焦转向波束,其中施加到每个换能器元件的总时间延迟是聚焦和转向时间延迟两者的总和。在这种情况下,换能器阵列被称为相控阵列。

[0095] 在需要DC偏置电压以用于其激活的CMUT换能器情况下,换能器控制器18可以被耦合,以控制用于换能器阵列的DC偏置控件45。DC偏置控件45设置施加到CMUT换能器元件的DC偏置电压。

[0096] 对于换能器阵列的每个换能器元件,模拟超声信号(通常称为通道数据)通过接收通道的方式进入系统。在接收通道中,通过微波束成形器12从通道数据产生部分波束成形信号,并且然后,该部分波束成形信号被传递到主接收波束成形器20,在主接收波束成形器20处,来自换能器的个体块的部分波束成形信号被组合成完全波束成形信号(称为射频(RF)数据)。在每个阶段执行的波束成形可以如上面所述的那样来实行,或者可以包括附加功能。例如,主波束成形器20可以具有128个通道,该128个通道中的每个通道从几十个或数百个换能器元件的块接收部分波束成形信号。以这种方式,由换能器阵列的数千个换能器接收的信号可以高效地贡献于单个波束成形信号。

[0097] 波束成形接收信号耦合到信号处理器22。信号处理器22可以以各种方式处理所接收的回波信号,诸如:带通滤波;抽取;I和Q分量分离;以及谐波信号分离,谐波信号分离用于分离线性和非线性信号,以使得能够标识从组织和微泡返回的非线性(基频的高次谐波)回波信号。信号处理器还可以执行附加信号增强,诸如斑点减少、信号复合和噪声消除。信号处理器中的带通滤波器可以是追踪滤波器,其中随着从增加的深度接收回波信号,追踪滤波器的通带从较高频带滑到较低频带,从而拒绝来自较大深度的较高频率处的噪声,较大深度通常缺乏解剖信息。

[0098] 用于发送和用于接收的波束成形器在不同硬件中实现,并且可以具有不同功能。当然,接收器波束成形器被设计为考虑发送波束成形器的特性。在图1中,为简单起见,仅示出了接收器波束成形器12、20。在完整的系统中,还将存在发送链,该发送链具有发送微波束成形器和主发送波束成形器。

[0099] 微波束成形器12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目。这通常在模拟域中执行。

[0100] 最终波束成形在主波束成形器20中完成,并且通常在数字化之后。

[0101] 发送和接收通道使用具有固定频带的相同换能器阵列6。然而,发送脉冲占用的带宽可以依赖于所使用的发送波束成形而改变。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,它可以仅提取包含期望信息(例如,主谐波的谐波)的带宽。

[0102] RF信号然后可以耦合到B模式(即,亮度模式或2D成像模式)处理器26和多普勒处理器28。B模式处理器26对所接收的超声信号执行幅度检测,以用于身体中的结构(诸如器官组织和血管)的成像。在逐行成像的情况下,每一行(波束)由相关联的RF信号表示,该RF信号的幅度用于生成要分配给B模式图像中的像素的亮度值。图像内的像素的确切位置通

过相关联幅度测量结果沿RF信号的位置和RF信号的行(波束)数目来确定。这样的结构的B模式图像可以以谐波或基本图像模式或这两者的组合来形成,如美国专利6,283,919(Roundhill等人)和美国专利6,458,083(Jago等人)中描述的。多普勒处理器28处理由组织移动和血流产生的时间上不同的信号,以用于检测移动物质,诸如像场中的血细胞流。多普勒处理器28通常包括壁滤波器,该壁滤波器的参数被设置为传递或拒绝从身体中的被选择类型的材料返回的回波。

[0103] 由B模式和多普勒处理器产生的结构和运动信号耦合到扫描转换器32和多平面重新格式化器44。扫描转换器32按照空间关系来布置回波信号,根据该空间关系,回波信号以期望图像格式被接收。换言之,扫描转换器用于将RF数据从柱坐标系转换到笛卡尔坐标系,笛卡尔坐标系适合于在图像显示器40上显示超声图像。在B模式成像的情况下,给定坐标处的像素的亮度与从该位置接收的RF信号的幅度成比例。例如,扫描转换器可以将回波信号布置成二维(2D)扇形格式、或金字塔形三维(3D)图像。扫描转换器可以用与像场中的点处的运动相对应的颜色来覆盖B模式结构图像,其中多普勒估计速度产生给定颜色。组合的B模式结构图像和着色多普勒图像描绘了结构像场内的组织和血流的运动。多平面重新格式化器将会将从身体的容积区域中的公共平面中的点接收的回波转换为该平面的超声图像,如美国专利6,443,896(Detmer)中描述的。容积渲染器42将3D数据集合的回波信号转换为如从给定参考点观看的投影3D图像,如美国专利6,530,885(Entrekin等人)中描述的。

[0104] 2D或3D图像从扫描转换器32、多平面重新格式化器44和容积渲染器42耦合到图像处理30,图像处理30用于进一步增强、缓冲和临时存储,以用于在图像显示器40上的显示。成像处理器可以适于从最终的超声图像中去除某些成像伪影,诸如:声学阴影,例如由强衰减器或折射引起的;后增强,例如由弱衰减器引起的;混响伪影,例如其中高度反射的组织界面非常靠近;等等。此外,图像处理器可以适于处置某些斑点减少功能,以便提高最终超声图像的对比度。

[0105] 除了用于成像,由多普勒处理器28产生的血流值和由B模式处理器26产生的组织结构信息耦合到量化处理器34。量化处理器产生不同流状况的测量结果,诸如除了结构测量结果(诸如器官大小和胎龄)之外,还有血流的容积比。量化处理器可以从用户控制面板38接收输入,诸如要进行测量的图像解剖学中的点。

[0106] 来自量化处理器的输出数据耦合到图形处理器36,图形处理器36用于在显示器40上与图像一起再现测量图形和值,并且用于从显示设备40进行音频输出。图形处理器36还可以生成用于与超声图像一起显示的图形覆盖物。这些图形覆盖物可以包含标准标识信息,诸如患者名字、图像的日期和时间、成像参数等。出于这些目的,图形处理器从用户接口38接收输入,诸如患者名字。用户接口还耦合到发送控制器18,以控制来自换能器阵列6的超声信号的生成,以及因此控制由换能器阵列和超声系统产生的图像。控制器18的发送控制功能只是所执行的功能之一。控制器18还考虑(由用户给定的)操作模式、以及接收器模数转换器中对应的所需要的发送器配置和带通配置。控制器18可以是具有固定状态的状态机。

[0107] 用户接口还耦合到多平面重新格式化器44,以用于选择和控制多个多平面重新格式化(MPR)图像的平面,这些平面可以用于在MPR图像的像场中执行量化测量。

[0108] 本文中描述的方法可以在处理单元上执行。这样的处理单元可以位于超声系统

(诸如上面参考图1描述的系统)内。例如,上面描述的图像处理器30可以执行下面详述的方法步骤中的一些或所有方法步骤。替代地,处理单元可以位于适于接收与受试者有关的输入的任何合适的系统(诸如监测系统)中。

[0109] 图2示出了用于从受试者获得P-V环的方法100。P-V环可以是受试者的左心室的P-V环。

[0110] 该方法开始于步骤110,其中获得心脏系统的数值模型。数值模型模拟给定心脏系统的功能,给定心脏系统诸如为左心室和全身动脉或心脏。更具体地,心脏系统可以包括左心脏和全身动脉。下面参考图3描述针对心脏系统的数值模型的一个示例。

[0111] 数值模型可以基于各种各样的物理原理来构建。例如,数值模型可以基于以下中的任何一项或多项:压力-容积关系;心脏系统的硬度;能量守恒;质量守恒;以及动量守恒。数值模型还可以包括全身动脉模型,全身动脉模型表示受试者的动脉系统。

[0112] 将物理原理并入数值模型中提供了框架,在该框架内,来自各种来源的数据(诸如:超声数据;外周血压;临床指南;机器学习估计等)可以按照物理原理(诸如质量、动量和能量守恒)融合在一起。相应地,可以使来自数值模型的结果估计(诸如压力估计)更加一致,特别是在使用来自不同成像模态和/或不同时刻的输入的情况下。

[0113] 在步骤120中,以非侵入性方式从受试者获得生理数据。生理数据可以以任何合适的非侵入性方式从受试者获得。

[0114] 例如,生理数据可以包括:超声数据;血压测量结果;心电图数据;脑电图数据;肌电图数据;以及呼吸数据。

[0115] 特别地,超声数据可以包括以下中的一项或多项:2D超声图像数据;3D超声图像数据;以及多普勒超声数据。此外,血压可以包括以下中的一项或多项:动脉压力波形;以及袖带压力值。

[0116] 某些数据类型的可用性可以根据给定情况的资源而改变。例如,在诊断应用中,高时间分辨率超声容积和/或流数据可能可用,而具有有限的血压数据。替代地,在重症监护应用中,高时间分辨率血压数据可能可用,并且超声数据可能不可用或非常有限。在这样的情况下,将非连续容积数据并入数值模型中可以是可能的。

[0117] 在一个示例中,生理数据包括受试者的左心室的超声数据和动脉血压。可以对超声数据进行分割,以提取左心室的容积波形。以这种方式,压力信息和容积信息可以被提供给数值模型。

[0118] 容积波形可以由解析波形的最小二乘拟合来构建。例如,解析波形可以包括主动脉和二尖瓣流波形。流波形可以由以下中的一项或多项表示:对称半正弦波形;非对称半正弦波形;具有E波和A波的充盈波形,其中具有零流量舒张末期;具有E波和A波的充盈波形,其中具有非零流量舒张末期;以及具有E波和A波的充盈波形,其中没有舒张末期。E波是指在左心房收缩之前的左心室的早期填充;而A波是指在心房收缩期间左心室的填充。

[0119] 解析拟合提供了一种更稳健的方法,以用于通过使用约束来重构容积波形,约束保存了可能从具有有限帧速率的超声数据中遗漏的生理事件(诸如等容期)。

[0120] 解析容积波形可以基于附加生理数据(诸如ECG数据或多普勒超声数据)被进一步调整。

[0121] 此外,还可以简化解析容积波形,因为不需要从所有超声图像帧中进行容积分割。

容积拟合可以仅使用收缩末期容积、舒张末期容积和它们相关联的定时来执行。

[0122] 在步骤130中,基于生理数据,更新数值模型。

[0123] 换言之,患者特定数据可以用于针对个体用户调谐数值模型。通过使用患者特定输入(诸如从超声数据或外周压力测量结果取得的超声容积分割),可以针对每个患者对数值模型进行个性化,这转而提供心脏功能(例如心室压力)的患者特定估计。

[0124] 数值模型的更新可以包括:基于生理数据标识模型参数,并且将模型参数提供给数值模型。

[0125] 例如,模型参数可以包括以下中的一项或多项:体循环参数;充盈参数;射血参数;以及硬度参数。

[0126] 例如,动脉血压测量结果可以用于调谐系统动脉模型的参数。动脉血压测量结果可以包括以下中的一项或多项:最大值、最小值和平均血压值。动脉血压测量结果可以用于调整数值模型中全身系统的阻力和顺应性。

[0127] 为了导出心室压力测量结果,需要估计主动脉瓣之上的压力梯度。主动脉瓣之上的压力梯度可以使用多普勒超声测量来估计。在最简单的实现方式中,主动脉瓣之上的压力梯度可以假设为0。

[0128] 可以使用全血压波形进一步改进数值模型的校准。以这种方式,例如通过在心脏系统的模拟中包括压力衰减常数,可以针对受试者来进一步个性化数值模型。例如,通过压平眼压计或经由超声成像进行的血管直径测量的方式,全血压波形可以非侵入性地确定。

[0129] 用于校准数值模型的血压信息可以从外周动脉(诸如肱动脉或桡动脉)获得。由于血管直径和硬度的改变,这样的位置中的压力测量结果相对于中心主动脉压力值被放大。这可以通过各种各样的方法来校正,诸如数学传递函数、或基于来自不同人口统计资料(其可以包括性别、年龄、已知血压状况等)的群体数据来应用最小/最大值的缩放。

[0130] 在数值模型中,可以使用多步方法来标识模型参数。例如,在标识表示心脏射血和充盈的参数之前,可以首先标识表示体循环的参数(即,与心脏系统的后负荷相关联的参数)。这些患者特定参数可以使用诸如以下的技术的混合来估计:基于生理学的规则、直接优化方法、顺序滤波方法等。

[0131] 在步骤140中,向更新后的数值模型提供生理数据。

[0132] 因此,数值模型以模仿受试者行为的方式来模拟心脏系统。相应地,数值模型可以提供在受试者的心脏系统的准确表示的上下文内解释从受试者取得的生理数据的手段。

[0133] 例如,上述解析容积波形可以用作数值模型(例如,全身动脉模型)的输入,以重构P-V环的全身部分,该数值模型已经根据动脉压力测量结果被调谐。

[0134] 将物理原理并入数值模型中提供了压力测量结果与心脏超声测量结果的自动对准。

[0135] 在步骤150中,基于更新后的数值模型的输出,导出生理测量结果,并且特别是导出P-V环。

[0136] 例如,除了压力-容积环,生理测量结果可以包括:压力-应变关系;以及流体响应性,在下面参考图6进一步讨论流体响应性。

[0137] P-V环然后可以被显示给用户,诸如与受试者相关联的护理人员或医疗专业人员。

[0138] 在上述示例中,其中生理数据仅包括受试者的左心室的超声数据和动脉血压,P-V

环仅传达收缩信息。换言之,得到的P-V环是与左心室的收缩行为有关的部分P-V环。

[0139] P-V环可以使用舒张压信息来完成。可以使用基于群体的超声压力替代物(诸如E/E'比值,其是早期二尖瓣流入速度与二尖瓣环早期舒张速度之间的比值),非侵入性地获得舒张充盈压力输入。

[0140] 替代压力测量结果与解析容积波形中的对应时间的相关性提供了在充盈期间的压力-容积关系的线性化估计。这使得能够在舒张充盈期间外推压力,并且完成P-V环。

[0141] 图3示出了心脏系统(即,左心脏210和主动脉220)的数值模型200的示意图。

[0142] 在该示例中,表示了一种简化的0D方法,来对心脏周期期间的血流进行建模。然而,还可以在所描述的框架内组合1D/3D建模方法,并且进一步可以包括完整循环系统的模型。

[0143] 例如,在诊断环境中,可能需要数值模型来估计受试者的左心室中的心室压力。图3图示了这样的数字模型200的一个示例,其被表示为电子电路。

[0144] 在图3所示的模型中,电压表示血压,并且电流表示血流量。在这种方法中,动脉系统的不同隔室(诸如心房、心室、大动脉等)被分组在一起,成为与血流动力学类似物有关的电部件,诸如电阻和电容。

[0145] 从左心脏210开始,源(P_{1a})将对可变电容器230充电,从而模仿左心房将血液泵送到左心室。左心房将左心室(可变电容器)填充至其被动极限。

[0146] 可变电容器230的电容表示心室的硬度,即肌肉收缩。容积是可以从用户的生理数据导出的状态变量。

[0147] E_{1v} 是指左心室的弹性。这使心室容积与左心室内的压力有关。尽管它是对硬度(即,心室的肌肉收缩)的测量,但它并不是严格意义上的材料硬度。这种关系已经从同时的心室压力和容积波形中通过实验测量。

[0148] 电荷沿电路行进,其中二极管240充当瓣,以限定流动方向。然后血液(电荷)移动到主动脉220中,并且进入体循环系统。

[0149] 电阻项(二尖瓣电阻 R_{mv} 、主动脉瓣电阻 R_{av} 、近端全身电阻 $R_{sys=p}$ 、远端全身电阻 $R_{sys=d}$)表示血管和瓣对血流的阻力,并且与给定区域中的压力直接有关。 C_{sys} 表示全身顺应性。

[0150] 在该示例中,模型参数使用电类似物来表示。然而,这样的模型确实遵循物理原理,诸如质量守恒,例如进入模型的每个节点中的血流(电流)是守恒的。此外,电类似物可以从针对可变形血管中的血流的质量和动量守恒方程的线性化中导出。

[0151] 将模型的压力估计与心室容积的测量结果(例如,来自从受试者获得的超声数据)组合,可以针对受试者构建压力-容积环。

[0152] 应当注意,图3所示的示例只是左心脏的很多可能模型之一。模型的不同部件可以依赖于特定应用被互换。例如,模型可以适于包括动态左心房、反流二尖瓣等。如上所述,数值模型还可以包括全身动脉模型。

[0153] 在该示例中,假设超声容积信息可用。然而,这样的信息的可用性依赖于特定应用领域,诸如在患者监测应用中,超声容积数据的可用性比在诊断应用中更为有限。模型可以适于并入针对特定应用的附加超声数据,诸如心脏诊断中的多普勒波形;然而,必须定期收集这种附加数据。

[0154] 上述数值模型可以集成到超声分析平台中。这可以使得模型能够利用左心脏的患者特定分割。

[0155] 图4示出了压力P相对于容积V的曲线图300。

[0156] 可以利用关于心脏的压力和容积的同时改变,来构建左心室的压力-容积环310。

[0157] 心室压力和容积的范围提供了对心脏泵送性能的洞察,例如每次心跳消耗的能量或心室-动脉效率。这使得能够表征心力衰竭,其中心力衰竭趋势320可以如D.R.Warriner等人的“Closing the loop:Modelling of heart failure progression from health to end-stage using a meta-analysis of left ventricular pressure-volume loops,” PLoS One, vol.9, no.12, pp.1-19, 2014中所述的那样被标识。

[0158] 图5示出了压力P相对于容积V的曲线图350,曲线图350具有一系列压力-容积环360。

[0159] 除了上述用途,压力-容积环360还可以提供关于心脏对不同状况(诸如锻炼、精神压力和药物)做出响应的能力的信息。通过分析来自不同心跳的多个压力-容积环,可以确定关键生理参数,诸如收缩末期压力-容积关系370和舒张末期压力-容积关系380,如D.Burkhardt的“Assessment of systolic and diastolic ventricular properties via pressure-volume analysis:a guide for clinical,translational,and basic researchers,”AJP Hear.Circ.Physiol., vol.289, no.2, pp.H501-H512, 2005中所讨论的。这样的度量揭示了:心脏有能力或无能力改变其泵送和充盈性能。

[0160] 如上所述,用于压力-容积环重构的当前集成解决方案是侵入性的(例如,Millar Inca系统),其中双导管系统用于同时记录压力和容积。容积的测量通常使用电导导管技术来执行;然而,据报道,这样的设备具有与如下非侵入性超声方法相似的准确性:如C.-H.Chen等人的“Comparison of Continuous Left Ventricular Volumes by Transthoracic Two-Dimensional Digital Echo Quantification with Simultaneous Conductance Catheter Measurements in Patients with Cardiac Diseases,” Am.J.Cardiol., vol.80, no.6, pp.756-761, Sep.1997中展示的非侵入性超声方法。

[0161] 相应地,可以在不损失准确性的情况下,向上述数值模型提供非侵入性测量结果。

[0162] 除了心室容积(其可以通过超声数据的方式获取),在心脏收缩期间心室压力的生成也可以与其他度量(诸如应变)相关。也与容积变化有关,应变是对收缩期间发生的尺寸变化的测量。由于可以局部测量应变,因此可以使用压力-应变图表来表征心室的不同区域的可收缩性能,如E.Samset的“Evaluation of segmental myocardial work in the left ventricle”中所讨论的。

[0163] 换言之,应变可以被测量,并且形成从受试者获取的生理数据的一部分。然后将应变数据提供给数值模型,以便导出受试者的心脏功能的测量结果。如早前所讨论的,压力的估计针对受试者被个性化(例如,经由基于模型的近似或数学变换)。

[0164] 上述数值模型还可以用于执行受试者的流体响应性的实时评估。

[0165] 对于组织灌注不足的危重患者(例如,经历过休克的那些患者),输液通常是恢复灌注的第一步。添加额外的流体会增加心脏的前负荷,其目的是增加每搏量/心脏输出,从而恢复足够的灌注。

[0166] 图6示出了前负荷PL相对于容积V的曲线图400。

[0167] 该曲线图包含多个图表,其中图表410指示正常收缩功能,并且图表420指示不良收缩功能。

[0168] 每搏量的相对增加依赖于心脏的当前前负荷。前负荷与每搏量之间的关系(还称为Frank-Starling机制)是非线性的,如曲线图400所示。当与较高水平的前负荷相比时,在较低水平的前负荷处,心脏能够生成更大的每搏量增加,这是因为心脏的可收缩力达到最大值。

[0169] 此外,心脏本身的功能状态在每搏量生成中也起作用。对于相同前负荷变化,对于收缩功能降低的心脏,每搏量的相对增加明显小于具有正常收缩功能的心脏,如区域430和440所示,其中区域430表示具有降低收缩功能的心脏的每搏量的相对增加,并且区域440表示具有正常收缩功能的心脏的每搏量的相对增加。

[0170] 心脏系统的每搏量可以从如上所述的超声数据来确定。

[0171] 通过增加每搏量来对附加流体做出响应的这种能力通常被称为流体响应性,并且可以从心脏系统的数值模型中导出。临床研究已经表明,只有大约50%的危重患者表现出足够的流体响应性,如P.E.Marik、X.Monnet和J.-L.Teboul的“Hemodynamic parameters to guide fluid therapy,”*Ann.Intensive Care*,vol.1,no.1,p.1,2011中所展示的。

[0172] 因此,数值模型实时评估流体响应性的能力可以提供一种工具,以对将从输液中明确受益的受试者进行分类。

[0173] 受试者在Frank-Starling曲线上的操作点可以通过压力-容积环分析来直接评估。如上所述,通过在逐次心跳的基础上重构压力-容积环,可以直接确定前负荷与每搏量之间的关系。

[0174] 上面描述的数值模型还可以用于执行受试者的感染性休克的实时检测。

[0175] 感染性休克是一种降低血压的(低血压)状态,其会导致缺血、器官功能障碍、并且最终导致死亡。由于感染性休克会影响心脏和循环两者,因此分析(如由数值模型模拟的)心室动脉耦合的变化提供了一种检测感染性休克的方法。

[0176] 图7示出了容积V相对于压力P的曲线图450,其中图表460表示从受试者导出的压力-容积环。

[0177] 心室动脉耦合的一种测量是收缩末期弹性 E_{es} 与动脉弹性 E_a 的比值。在人类中, E_{es}/E_a 的正常比值约为1.0,意味着心脏正在以最佳效率运行。然而,在感染性休克的情况下,F.Guarracino、B.Ferro、A.Morelli、P.Bertini、R.Baldassarri和M.R.Pinsky的“Ventriculoarterial decoupling in human septic shock,”*Crit.Care*,vol.18,no.2,p.R80,2014展示出:该比值上升至超过1.36。这些度量从如图7所示的压力-容积环被确定,并且可以从上述数值模型中导出。

[0178] 针对感染性休克的血流动力学管理的当前建议包括:通过插管来监测动脉压力,以及通过导管插入术或超声心动描记术来评估充盈压力。然而,这样的信息也被包括在压力-容积环内。因此,提供压力-容积环的实时估计将提供目前用于评估感染性休克的度量——除了感染性休克和心室动脉耦合的另一潜在度量。此外,如从数值模型中导出的实时压力-容积环将使得能够观察通过血管加压药的治疗效果,从而提供了一种用于临床医生检测和治疗感染性休克的工具。

[0179] 通过研究附图、公开内容和所附权利要求,本领域技术人员在实践要求保护的发

明时,可以理解和实现所公开的实施例的变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元素或步骤,并且不定冠词“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几个项的功能。在相互不同的从属权利要求中记载某些措施的简单事实,并不指示这些措施的组合不能有利地使用。计算机程序可以被存储/分布在合适的介质上,合适的介质诸如为与其他硬件一起供应或作为其他硬件的一部分供应的光学存储介质或固态介质,但是计算机程序还可以以其他形式分布,诸如经由互联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不应当被解释为限制范围。

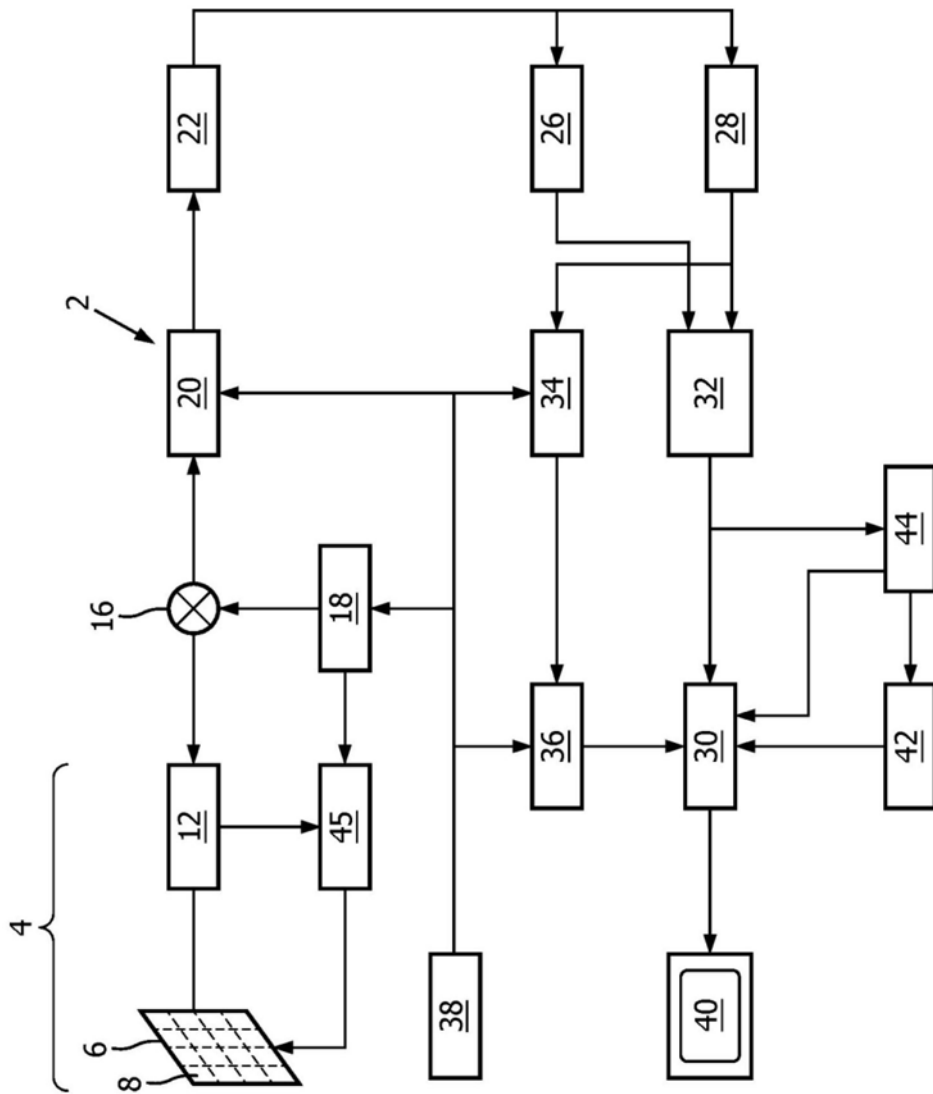


图1

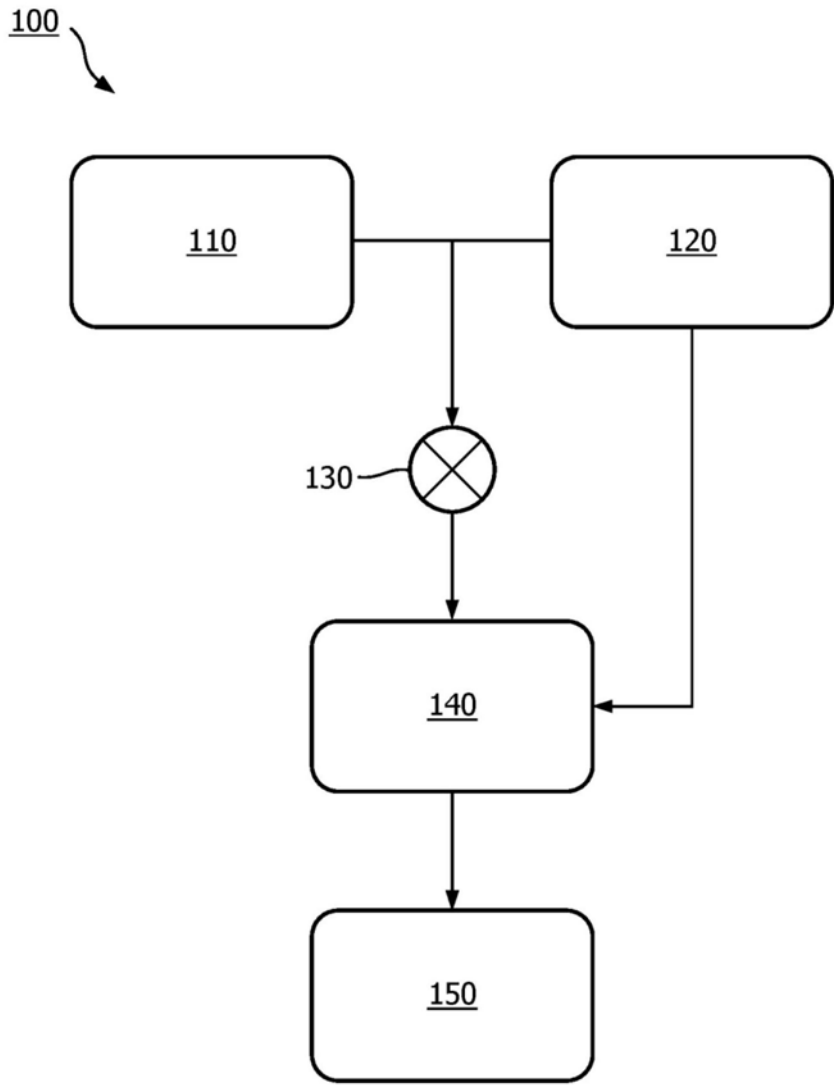


图2

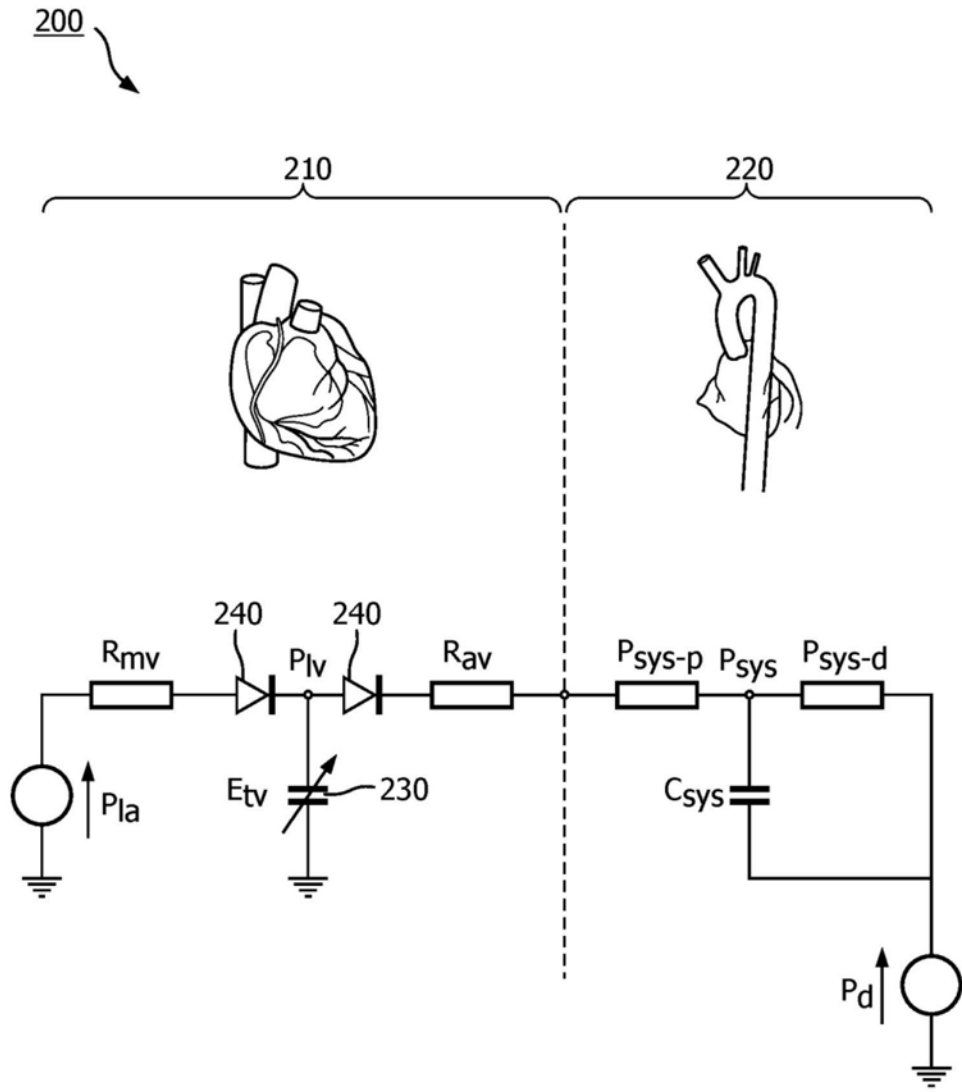


图3

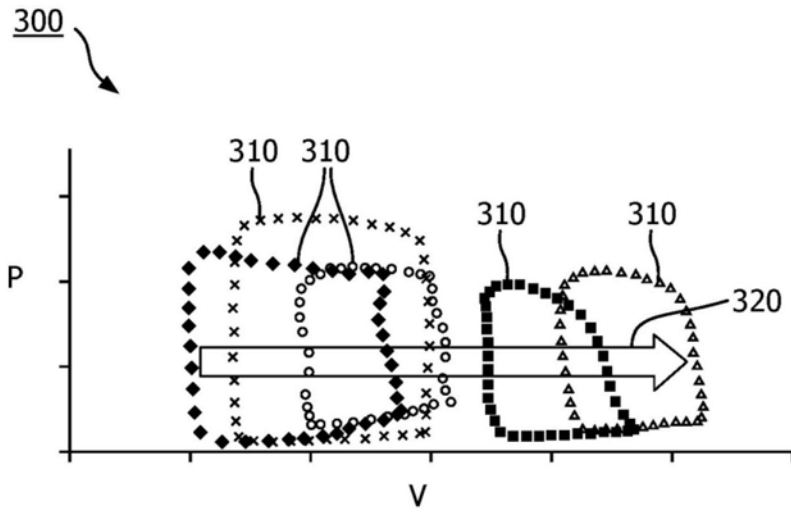


图4

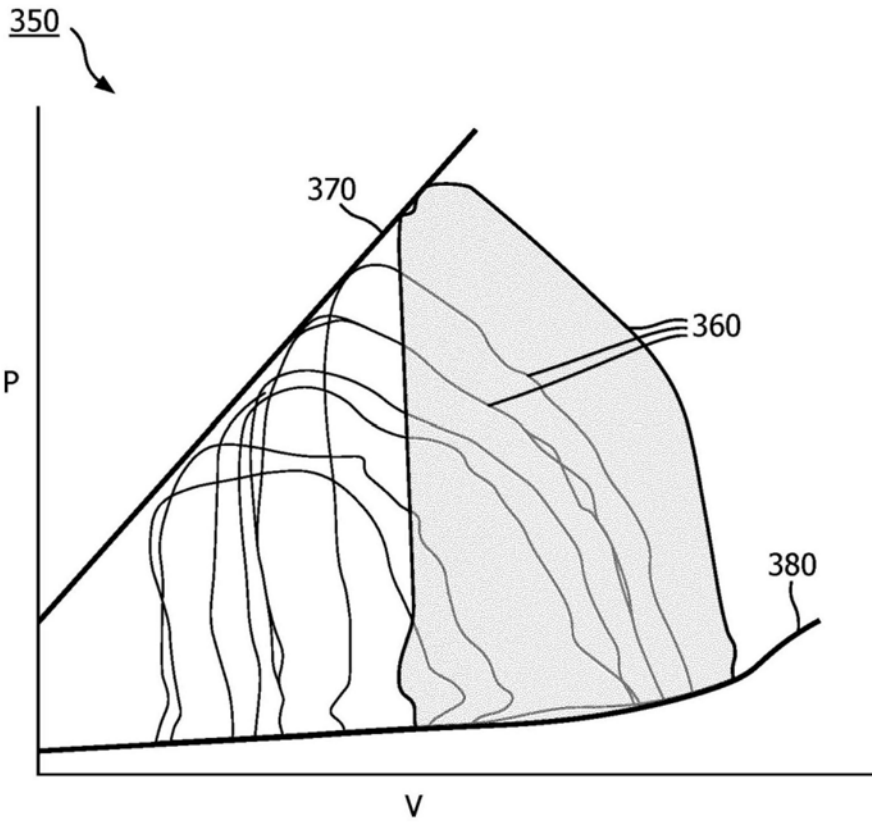


图5

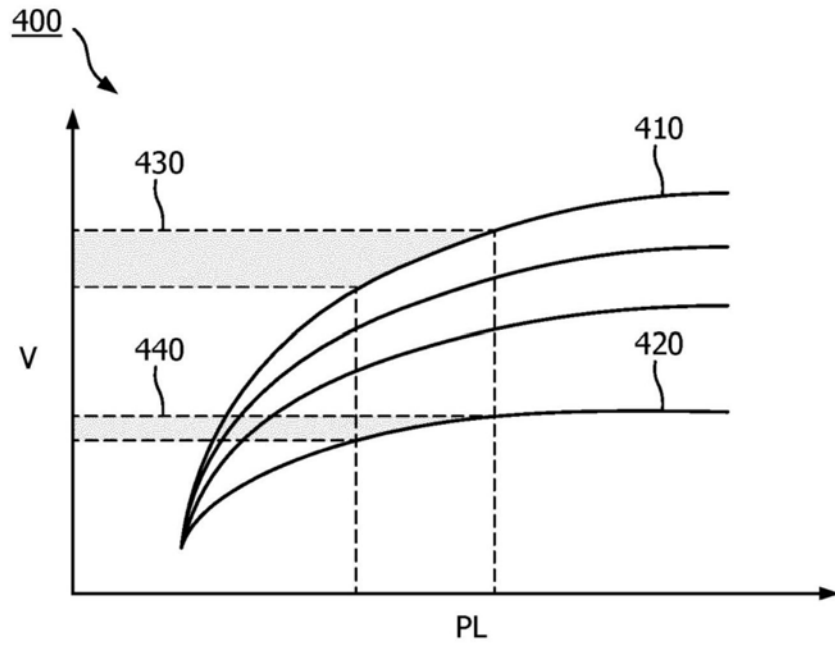


图6

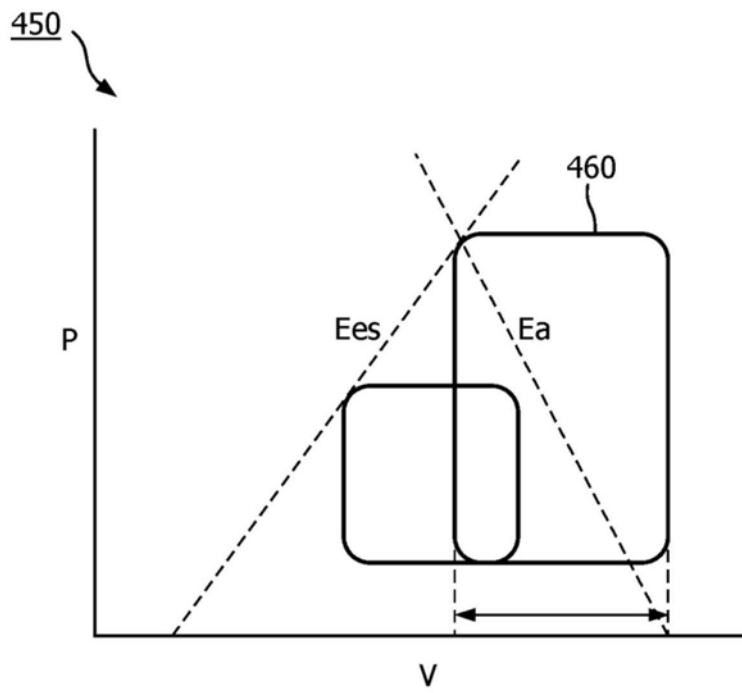


图7