



(45) 授权公告日 2014.04.16

审查员 李伟博

权利要求书2页 说明书9页 附图12页

1. 一种超声波摄像装置,其特征在于,
具备:

超声波探头,其对被检者发送接收超声波;压力传感器,其非侵入性地检测动脉压力;信号处理部,其对由所述超声波探头接收到的超声波信号以及由所述压力传感器得到的压力信号进行处理;显示部,其将所述信号处理结果显示为图像;和输入部,其在显示于所述显示部的图像上设定规定点,

所述信号处理部具备:基准压运算部,其将所述动脉压力变换为心脏内部或心脏附近的基准点上的任意时相的绝对基准压;空间压力差计算部,其计算所述基准点和心脏内的压力计算位置之间的空间压力差;和绝对压运算部,其利用所述基准压以及所述空间压力差,来计算心内绝对压,

所述空间压力差计算部具备检测心律时相的心律时相检测部,根据所述心律时相检测部所检测出的时相,用不同的计算方法来计算所述空间压力差。

2. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述空间压力差计算部具有:血流速度运算部,其基于所述超声波信号来检测所述基准点和指定的压力计算位置之间的血流速度;和血流-压力差运算部,其根据所述血流速度来计算所述基准点和所述压力计算位置之间的空间压力差。

3. 一种超声波摄像装置,其特征在于,
具备:

超声波探头,其发送接收超声波;压力传感器,其非侵入性地检测动脉压力;信号处理部,其对由所述超声波探头接收到的超声波信号以及由所述压力传感器得到的压力信号进行处理;和显示部,其显示所述信号处理结果,

所述信号处理部具备:形状图像形成部,其根据所述超声波信号来形成组织形状图像;基准压运算部,其将所述动脉压力变换为心脏内部或心脏附近的基准点上的任意时相的绝对基准压;空间压力差计算部,其计算所述基准点和心脏内的压力计算位置之间的空间压力差;和绝对压运算部,其利用所述基准压以及所述空间压力差,来计算心内绝对压,

所述空间压力差计算部具备:心律时相检测部,其检测心律时相;血流速度运算部,其根据所述超声波信号来检测血流速度;和血流-压力差运算部,其根据所述血流速度来计算压力差。

4. 根据权利要求3所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述血流-压力差运算部根据主动脉瓣或二尖瓣逆流速度,利用伯努利定律,来计算主动脉-左心室间或者左心室-左心房间的压力差。

5. 根据权利要求3所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述血流速度运算部检测心腔内的血流速度,所述血流-压力差运算部利用流体的动量守恒定律来计算心腔内的位置上的压力梯度。

6. 根据权利要求3所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述血流-压力差运算部,将心腔内的压力梯度设为 -1mmHg/cm 以上 1mmHg/cm 以下的常数来计算主动脉-左心室间或者左心室-左心房间的压力差。

7. 根据权利要求3所述的超声波摄像装置,其特征在于,

利用伯努利定律,根据主动脉瓣顺流速度来计算主动脉-左心室间的压力差,并根据

二尖瓣顺流速度来计算左心室 - 左心房间的压力差。

8. 根据权利要求 3 所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述血流 - 压力差运算部在所述基准点与所述压力计算位置之间存在瓣且瓣关闭的情况下,和在所述基准点与所述压力计算位置之间不存在瓣,或者虽然存在瓣但瓣敞开着的情况下,对处理方法进行切换。

9. 根据权利要求 8 所述的超声波摄像装置,其特征在于,

切换所述处理方法的时刻是成为等容收缩期、射血期、等容舒张期、充盈期的边界的时刻中的 1 个时刻或多个时刻。

10. 根据权利要求 3 所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述基准点位于主动脉内或左心室内,所述压力计算位置位于左心室或左心房。

11. 根据权利要求 9 所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述心律时相检测部检测所述处理的切换时刻。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述显示部显示所述绝对压运算部所算出的所述压力计算位置上的规定时刻的压力、或者压力的经时性变化。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波摄像装置,其特征在于,

具备指标解析部,所述指标解析部根据所述绝对压运算部所算出的绝对压,来计算表示时间上的微分值的物理量即 (dP/dt) 以及 / 或者用指数函数来近似了左心室的舒张状态时的时间常数 τ ,且所述显示部显示所述物理量 (dP/dt) 以及 / 或者时间常数 τ 。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述指标解析部,根据所述形状图像形成部所形成的形状图像,在多个时刻,检测左心室的体积即左心室容积,并显示压力 - 容积关系图以及 / 或者 $E_{\max}$,其中所述压力 - 容积关系图是将所述多个时刻的左心室容积、和所述绝对压运算部所算出的多个时刻的绝对压,绘制在具有表示心脏体积的轴和表示绝对压的轴的二维空间中而得到的图,所述 $E_{\max}$ 是在所述压力 - 容积关系图上的收缩期末期的压力 - 容积关系的倾斜度。

超声波摄像装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗用的超声波摄像装置,特别涉及按照时间序列来测量检测者所期望的心内绝对压的超声波摄像装置。

背景技术

[0002] 心脏疾患在很多发达国家是 3 大死因之一。在进行心脏疾患的早期诊断和过程观察方面,左心房或左心室的经时性的压力信息作为对诊断直接有用的指标而使用。此处的压力信息是指与大气压之间的差压,以下称作绝对压。

[0003] 在进行心内绝对压测量时,采用了将心脏导管插入到体内的方法。通过导管得到的信息主要是主动脉、左心室、左心房中的绝对压,和根据搏动而变化的绝对压的变化、即绝对压波形。该方法是将心脏导管插入到体内,直接对心脏内压力进行测量的侵入性的手法。

[0004] 此外,作为与非侵入性的的心内压测定相关的技术,设计了对心脏内的血流速度进行测定,根据测定出的血流速度,利用物理方程式来计算心内压力差的手法。在此,压力差表示某两点间的压力的差。在根据血流速度来求取压力差的方法中详细来说报告了流速的检测方法不同的以下方法。专利文献 1 的方法通过利用超声波多普勒效应,对具有三维运动的流体的一个方向分量进行测量,并利用数值计算来推测三维流体的动作。此外,非专利文献 1 的方法,通过利用超声波多普勒效应,来对具有三维运动的流体的一个方向分量进行测量,并通过假定二维动作,来算出二维的流速向量。专利文献 1 以及非专利文献 1 的方法只测量流体的一个方向速度分量,并推定其他方向分量,根据推定出的流速向量而算出的压力差在三维性的影响较少的流场中很有效。此外,在专利文献 2 中,通过经时性地追踪来自被称作 EchoPIV 的造影剂的反射信号,来检测高精度的二维血流速度向量。

[0005] 作为绝对压波形的测定方法,存在通过利用传递函数,来从桡骨主动脉搏波波形变换为中心主动脉搏波波形的手法。在非专利文献 2、非专利文献 3 中,根据桡骨主动脉搏波波形推定出的中心主动脉搏波波形与实测的中心主动脉搏波波形进行比较,显示出了良好的一致性。

[0006] 在先技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献 1 :JP 特开 2004-121735 号公报

[0009] 专利文献 2 :W02007/136554A1

[0010] 非专利文献

[0011] 非专利文献 1 :Tanaka, M. et al., Journal of Cardiology, 52, 86-101 (2008)

[0012] 非专利文献 2 :Pauca, A. L., et al., Hypertension 38 :932-937 (2006)

[0013] 非专利文献 3 :Millasseau S. C., et al., Hypertension 41 :1016-1020 (2003)

[0014] 但是,在利用了心脏导管的情况下,虽然能够按照时间序列来测量心内绝对压,但由于是侵入性的测量,因此给患者带来的负担非常大。此外,在根据血流速度利用物理方

程式来计算心内压力差的手法中,能够根据物理方程式算出的量是任意 2 点间的相对压力差,而无法测量绝对压。利用了传递函数的压力波形测量手法,虽然能够按照时间序列来测量绝对压,但限于主动脉压。传递函数手法向心脏内压的应用误差较大,不具有能够进行诊断的精度。

发明内容

[0015] 本发明的目的在于,非 / 低侵入性地对心律时相中的期望位置的心脏内部的绝对压进行测定。

[0016] 在本发明中,通过压力传感器来对动脉压力非侵入性地按照时间序列进行检测,并通过传递函数将动脉压力变换为心脏内部或附近的基准点上的任意时相的绝对基准压。此外,根据超声波摄像信号来检测血流速度,并根据血流速度利用物理定律来计算基准点和设定于心脏内的压力计算位置之间的空间压力差。并且,利用基准压和空间压力差来计算心内绝对压。此时,通过根据心律时相来切换压力差计算方法,能够显示任意心律时相的连续的绝对压、即、比现有技术精度更好地检测出心内绝对压的压力波形。

[0017] 发明的效果

[0018] 根据本发明,相对于根据流体行迹来测量心内压力差的现有例,通过高精度地计算基准部的绝对压,能够提供对诊断有效的绝对压。此外,通过压力传感器的时间序列测量,能够检测出心律的时间序列上的压力变化。并且,能够提供按照时间序列非 / 低侵入性地对心内绝对压进行测量的超声波摄像装置。

附图说明

[0019] 图 1A 是表示本发明的实施方式的超声波摄像装置的装置结构的框图。

[0020] 图 1B 是表示本发明的实施方式的超声波摄像装置的装置结构的框图。

[0021] 图 2 是表示信号处理部的动作的流程图。

[0022] 图 3 是表示步骤 S12 的详细内容的流程图。

[0023] 图 4 是表示步骤 S13 的详细内容的流程图。

[0024] 图 5 是心内绝对压以及主动脉压的心律时相的说明图。

[0025] 图 6 是心脏瓣在心律时相中的开闭的说明图。

[0026] 图 7(a) 是瓣闭锁时的伯努利定律的说明图,(b) 是瓣敞开时的伯努利定律的说明图。

[0027] 图 8 是表示在心脏内混入了示踪剂(tracer)的样态的说明图。

[0028] 图 9(a) 是将示踪剂图像划分为格子状的说明图,(b) 是示踪剂图像的经时性变化追踪的说明图,(c) 是通过示踪剂求出的速度向量的说明图。

[0029] 图 10 是根据速度向量求出的压力差的计算的说明图。

[0030] 图 11 是根据流入传播速度来求取压力差的说明图。

[0031] 图 12 是引入了心律时相的压力差计算方法切换的说明图。

[0032] 图 13 是瓣流速检测的 ROI 设定的说明图。

[0033] 图 14(a) 是表示心内绝对压以及主动脉压的心律时相变化的显示画面的图,(b) 是表示心内压以及主动脉压的等高线显示画面的图,(c) 是表示压力 - 容积关系图的显示

画面的图。

具体实施方式

[0034] 以下,基于附图对本发明的实施方式进行说明。

[0035] 图 1A 是表示本发明的超声波摄像装置的装置结构例的框图。本发明的超声波摄像装置具有装置本体 1、超声波探头 2、和压力传感器 3。

[0036] 装置本体 1 对超声波探头 2 进行控制,并且将来自压力传感器 3 的血压信号使用于超声波图像的生成。超声波探头 2 按照由超声波信号产生器 12 生成的信号,接触生物体(被检者)41,对照射区域 42 照射超声波,并且接收照射区域 42 的反射波回声信号。压力传感器 3 对生物体的任意部位 43 处的动脉 44 的血压进行测量。

[0037] 接下来,对装置本体 1 的详细构成要素进行说明。装置本体 1 具备:输入部 10、控制部 11、超声波信号产生器 12、超声波接收电路 13、压力传感器接收电路 14、信号处理部 15、存储器 16、以及显示部 17。

[0038] 输入部 10 是操纵超声波摄像装置的检测者对控制部 11 设定超声波摄像装置的动作条件的键盘或指示设备(pointing device),而且,是使用心电图的情况下的心电图信号输入部。控制部 11 基于通过输入部 10 设定的超声波摄像装置的动作条件来对超声波信号产生器 12、超声波接收电路 13、压力传感器接收电路 14、信号处理部 15、存储器 16、以及显示部 17 进行控制,例如是计算机系统的 CPU。超声波接收电路 13 对由超声波探头 2 接收到的反射回声信号进行放大或相位调整(phasing)等信号处理。压力传感器接收电路 14 将从压力传感器 3 得到的信号变换为压力信息,并传递给信号处理部 15。信号处理部 15 具有根据来自超声波探头 2 的反射回声信号和来自压力传感器 3 的血压信号来生成超声波图像的功能。存储器 16 存储反射回声信号、由信号处理部 15 得到的超声波图像、血压信号的各种信息。存储器 16 还存储由绝对压运算部 154、血流速度运算部 1522 保持的信息。显示部 17 输出存储在存储器 16 中的信息。

[0039] 接下来,对信号处理部 15 的详细构成要素进行说明。信号处理部 15 具有:形状图像形成部 151、空间压力差计算部 152、基准压运算部 153、绝对压运算部 154。形状图像形成部 151 根据从超声波接收电路 13 输出的反射回声信号来形成例如 B 型像、即被检者的组织形状。

[0040] 空间压力差计算部 152 具有:心律时相检测部 1521、血流速度运算部 1522、血流压力差运算部 1523。血流速度运算部 1522 根据从超声波接收电路 13 输出的反射回声来计算血流速度。血流压力差运算部 1523 根据由基准点设定部 1531 得到的基准点以及由形状图像形成部 151 形成的组织形状来计算任意空间点上的、与基准点之间的压力差。并且,心律时相检测部 1521 根据从超声波接收电路 13 输出的反射回声来检测心律时相。心律时相的检测例如可以通过由血流速度运算部 1522 进行的通过瓣的流速方向的识别、或者基于流速的方向形状图像的瓣开闭的识别、或者基于从输入部 10 取入的心电图信号的心律时相的识别等来进行。

[0041] 基准压运算部 153 具有基准点设定部 1531、传递函数输入部 1532、基准点压变换部 1533。基准点设定部 1531 根据由形状图像形成部 151 得到的组织形状来设定基准点。传递函数输入部 1532 从存储器 16 中读出与由基准点设定部 1531 设定的基准点对应的传

递函数。基准点压变换部 1533 根据由压力传感器接收电路 14 传递来的动脉压力信息和传递函数来计算基准点上的绝对压。

[0042] 绝对压运算部 154 根据由基准压运算部 153 得到的基准点绝对压、和由空间压力差计算部 152 得到的任意位置上的与基准点之间的空间压力差来计算任意位置的绝对压。

[0043] 在图 2 中示出本实施方式的处理流程。在图 2 中,作为具体例,假设图 1A 中的照射区域 42 为包括心脏和上行主动脉的部位,任意部位 43 为前腕部,动脉 44 为桡骨动脉。首先,形状图像形成部 151 根据超声波信号将例如心脏以及主动脉那样的生物体形状变换为形状图像 (S11),并将形状图像发送到基准压运算部 153 以及绝对压运算部 154。接着,基准压运算部 153 将由压力传感器 3 取得的压力变换为基准点 X_0 的基准压 P_0 (S12)。接着,空间压力差计算部 152 计算基准点 X_0 与位置 X_1 之间的压力差 (S13)。最后,绝对压运算部 154 根据基准压 P_0 、空间压力差来计算心内绝对压 (S14)。如上这样,通过基准压运算部 153、空间压力差计算部 152、以及绝对压运算部 154 中的处理,能够根据桡骨动脉压和心内血流速度场来取得心内绝对压。另外,步骤 12 和步骤 13 的顺序既可以颠倒,也可以同时执行。

[0044] 接下来,利用图 3 对步骤 12 中的基准压运算部的详细的处理进行说明。从形状图像形成部 151 取得心脏以及主动脉图像 (S121)。接着,在基准点设定部 1531 中用户根据上述取得图像,将基准点 X_0 设定为例如表示上行主动脉的代表的上行主动脉的中心部。在此, X_0 表示了主动脉内,但也可以为左心室内的代表点。将基准点设定于左心室还是设于主动脉由用户决定。另外, X_0 的设定也可以自动地检测由形状图像形成部 151 计算出的作为基准的组织形状来进行设定 (S122)。传递函数输入部 1532 从存储器 16 中读出与由基准点设定部 1531 设定的基准点对应的传递函数。基准点压变换部 1533 根据由压力传感器接收电路 14 传递来的动脉压力信息和传递函数来计算基准点上的绝对压。

[0045] 传递函数输入部 1532 从保存有传递函数的存储器 16 中读出上述设定的基准点以及由压力传感器测量的部位所对应的传递函数 (S123)。传递函数是对桡骨动脉压和主动脉压的经时性变化即桡骨动脉压波形和主动脉压波形分别进行了傅里叶变换的、表示频率空间中的桡骨动脉压波形与主动脉压波形的相位和增益的关系的函数。传递函数是每个频率下的相位、增益信息,相位、增益信息保存在存储器中。此外,传递函数的具体例在非专利文献 3 中也有记载。接着,输入由压力传感器 3 测量出的桡骨动脉的压力 (S124),基准点压变换部 1533 将上述输入的压力信息根据上述取得的传递函数变换为被设定为基准点的上行主动脉压 P_0 (S125)。在此,压力传感器通过利用张力测量法 (tonometry method),来算出高精度的桡骨动脉的压力。传递函数是表示桡骨动脉与主动脉的相位和增益的关系的函数。

[0046] 此外,设定为所述基准点的上行主动脉压等的基准压 P_0 也可以通过外部输入来输入。在图 1B 中示出了该情况的结构图。基准压输入部 155 输入上行主动脉压等的基准压 P_0 ,并将基准压 P_0 的信息传达给空间压力差计算部 152 和绝对压运算部 154。

[0047] 接下来,利用图 4 对步骤 13 中的空间压力差计算部的详细处理进行说明。首先,输入上述设定的基准点 X_0 (S131)。输入来自形状图像形成部 151 的心脏以及主动脉图像 (S132)。接着,用户根据上述取得图像来设定任意位置 X_1 (S133)。在此, X_1 被设定为心脏内部的任意点。另外, X_1 的设定既可以将心脏内部的中心部等作为代表性的部位,也可以通过图像处理自动地进行。此外,也可以使 X_1 为多个点,采用二维以上的空间。并且,心律时相检测部 1521 根据从超声波接收电路 13 得到的超声波信号来检测心律时相 (S134),并决定

压力差的计算手法 (S135)。根据位于心脏的瓣敞开或瓣闭锁的状态来决定心脏内的压力差计算方法。在瓣闭锁的情况下,检测瓣的位置上的逆流速度,并选择伯努利定律作为压力差计算方法 (S136)。此外,在瓣敞开的情况下,检测瓣位置上的流速,并选择纳维-斯托克斯式 (S137)。在步骤 138 中,利用在步骤 136 或步骤 137 中选择的手法来计算在步骤 131、S133 中设定的基准点 X_0 以及位置 X_1 之间的压力差 ΔP 。

[0048] 在此,利用图 5 来对在步骤 135 中进行的压力差计算方法的决定手法的详细内容进行说明。图 5(a) 的曲线图是心脏一次心跳附近的经时性的压力变化的例子。511 表示主动脉的压力变化,512 表示左心室的压力变化,513 表示左心房的压力变化。此外,在图 6 中表示心脏的一次心跳中的变化的示意图。61 表示主动脉,62 表示左心房,63 表示左心室,64 表示主动脉瓣,65 表示二尖瓣。

[0049] 将从二尖瓣闭锁的时刻 T1 到主动脉瓣敞开的时刻 T2 为止的时间称作等容收缩期 525,此时间内的的心脏如图 6(a) 所示那样,主动脉瓣 64 以及二尖瓣 65 闭锁。此时,在主动脉瓣 64、二尖瓣 65 上产生从闭锁的主动脉瓣的间隙的泄露即主动脉瓣逆流 641 以及从闭锁的二尖瓣的间隙的泄露即二尖瓣逆流 651。将从 T2 到主动脉瓣闭锁的时刻 T3 为止的时间称作射血期 526,此时间内的的心脏如图 6(b) 所示那样,主动脉瓣 64 敞开,二尖瓣 65 闭锁。此时,在主动脉瓣 64、二尖瓣 65 产生主动脉瓣顺流 642 和二尖瓣逆流 651。将从 T3 到二尖瓣敞开的时刻 T4 为止的时间称作等容舒张期 527,如图 6(c) 所示,主动脉瓣 64 以及二尖瓣 65 闭锁着。此时,在主动脉瓣 64、二尖瓣 65 产生主动脉瓣逆流 641 以及二尖瓣逆流 651。并且,将从 T4 到下一次心跳的 T1 为止的时间称作充盈期 528,如图 6(d) 所示,主动脉瓣 64 闭锁,二尖瓣 65 敞开着。此时,在主动脉瓣 64、二尖瓣 65 产生主动脉瓣逆流 641 和二尖瓣顺流 652。

[0050] 虽然在瓣逆流时能够通过伯努利定律来计算出压力差,但在瓣顺流时,伯努利定律不成立,需要切换压力差的运算方法。详细内容将在以下说明,但运算手法切换时刻是位于基准点 X_0 与位置 X_1 之间的路径中的瓣的状态从闭锁变为敞开、或者从敞开变为闭锁的定时 (timing)、即是 T1、T2、T3、T4 中的一个以上,成为切换部位的基准点 X_0 与位置 X_1 的组合,是基准点 X_0 位于主动脉 61 内或左心室 63 内,位置 X_1 为左心室 63、左心房 62、主动脉 61 内的任意一者。

[0051] 切换时刻的检测可以检测为产生了如下时刻中的至少一个的时刻:由形状图像形成部 151 检测出的 B 型图像中的瓣敞开或闭锁的时刻;以及左心室体积或面积成为最小或最大的时刻,还有,最大、最小状态持续的时间的开始或结束的时刻;以及 M 型图像中的瓣敞开或闭锁的时刻;以及血流速度运算部 1522 所检测出的瓣血流速度的符号逆转的时刻。在此,B 型图像是指,用超声波拍摄到的表示组织形状的图像,M 型图像是指,经时性地追踪任意超声波扫描线上的组织的运动,是纵轴表示扫描线上的组织的位置,横轴表示时间,经时性地表示了组织的运动的图像。

[0052] 接下来,对压力差计算方法的详细内容进行说明。首先,对瓣闭锁时的瓣逆流检测时的压力差计算方法进行说明。在瓣逆流检测时,可以利用伯努利定律来计算压力差。瓣的逆流可以通过利用了多普勒效应的检测手法来检测,或者也可以通过利用图像识别来追踪逆流血中的血球或预先投放的造影剂等示踪剂的手法来检测。作为利用了逆流速度的、伯努利定律的简易方法,存在简易伯努利式。假设逆流速度为 V 时,瓣的内外的压力差 ΔP

可以用下式来表示。

$$[0053] \quad \Delta P = A \times V^2 \quad \dots (1)$$

[0054] A 是具有 $[\text{sec}^2 \cdot \text{mmHg}]$ 的单位的 3.5 以上 4.5 以下的常数。

[0055] 由于此式含有稳定状态的假定,所以也可以为考虑了非稳定的影响的、下面所示的非稳定伯努利式。B 是对压力差产生非稳定的影响的项,利用 Δt 期间的速度变化量 ΔV 和瓣的厚度 L, B 可以写为 $\Delta V \times L / \Delta t$ 。

$$[0056] \quad \Delta P = A \times V^2 + 2 \times A \times B \quad \dots (2)$$

[0057] 接下来,对瓣敞开时的计算方法进行说明。在瓣敞开时,将瓣顺流速度代入到式(1)中的简易伯努利定律不成立。利用图 7 来说明其理由。在对瓣逆流应用伯努利定律的情况下,可以用图 7(a) 这样的简易模型来表示。在此,设 81a 为主动脉部,82a 为主动脉瓣逆流流出部,83a 为左心室。若假设各个部位的压强 P 与流速 V 以及各部位的剖面积 A 的组合为 (P_{a1}, V_{a1}, A_{a1}) 、 (P_{a2}, V_{a2}, A_{a2}) 、 (P_{a3}, V_{a3}, A_{a3}) , 设 ρ 为表示血液密度的常数,则在伯努利定律中,下式成立。

$$[0058] \quad P_{a1} / \rho + V_{a1}^2 = P_{a2} / \rho + V_{a2}^2 = P_{a3} / \rho + V_{a3}^2 \quad \dots (3)$$

[0059] 若利用作为速度与剖面积的积的流量 Qa 与位置无关地保持固定、这一质量守恒定律,则下式成立。

$$[0060] \quad Qa = V_{a1} \times A_{a1} = V_{a2} \times A_{a2} = V_{a3} \times A_{a3} \quad \dots (4)$$

[0061] 在此,为了根据瓣逆流来求取主动脉 - 左心室间的压力差、 $P_{a1} - P_{a3}$, 需要假定主动脉瓣逆流流出部 82a 的出口面积 A_{a2} 与主动脉剖面积 A_{a1} 、或者左心室剖面积 A_{a3} 相比足够小。

[0062] 通过加以该假定,根据上述流量固定的条件,主动脉部以及左心室中的速度可以无视。

$$[0063] \quad V_{a1} = V_{a3} = 0 \quad \dots (5)$$

[0064] 并且,在流速为音速的 30% 以下的情况下的喷流中,存在流路出口的压力与外压相等这一性质,通过将图 7(a) 的逆流 84a 看作向左心室的喷流,能够看作主动脉瓣逆流流出部 P_{a2} 和 P_{a3} 相等。

$$[0065] \quad P_{a2} = P_{a3} \quad \dots (6)$$

[0066] 如上所述,伯努利定律如下这样来适用,这是根据瓣逆流利用伯努利定律来计算压力差的方法。

$$[0067] \quad P_{a1} - P_{a3} = \rho \times (V_{a2}^2) / 2 \quad \dots (7)$$

[0068] 此外,式(7)是假定了稳定状态的式子,在考虑到非稳定的影响的情况下,若利用离散化后的非稳定伯努利式,则可以如下式这样计算压力差。

[0069] 【数 1】

$$[0070] \quad P_{a1} - P_{a3} = \rho \int_{a2}^{a1} \frac{\partial V}{\partial t} dx + \rho \frac{V_{a2}^2}{2} \quad \dots (8)$$

[0071] 但是,在瓣敞开时,上述主动脉瓣逆流流出部 82a 的出口面积 A_{a2} 与主动脉剖面积 A_{a1} 、或者左心室剖面积 A_{a3} 相比足够小这一假定不适用,而设想了图 7(b) 这种模型。在此,设 81b 为主动脉部,82b 为主动脉瓣逆流流出部,83b 为左心室。若假设各个部位的压强 P 和流速 V 以及各部位的剖面积 A 的组合为 (P_{b1}, V_{b1}, A_{b1}) 、 (P_{b2}, V_{b2}, A_{b2}) 、 (P_{b3}, V_{b3}, A_{b3}) , 则伯努利定律以及流量 Qb 守恒定律如下。

$$[0072] \quad P_{b1}/\rho + V_{b1}^2 = P_{b2}/\rho + V_{b2}^2 = P_{b3}/\rho + V_{b3}^2 \quad \cdots (9)$$

$$[0073] \quad Qb = V_{b1} \times A_{b1} = V_{b2} \times A_{b2} = V_{b3} \times A_{b3} \quad \cdots (10)$$

[0074] 特别是,因为瓣上的压力 P_{b2} 未知,所以根据以上守恒定律,无法利用瓣顺流速度 V_{b2} 来求出压力差 $P_{b1}-P_{b3}$ 。

[0075] 因此,通过利用在瓣敞开时也成立的流体的动量方程式,可以求出瓣敞开时的压力差。作为运动方程式,可以使用设 V_i 为心腔内的任意位置 X 的血流速度向量 V 的 i 方向分量, ∇P 为所述位置 X 的压力梯度, ρ 为表示血液密度的 1000kg/m^3 以上 1100kg/m^3 以下的常数, μ 为表示血液粘性的常数 3500Kg/m/s 以上 $5,500\text{Kg/m/s}$ 以下的常数时、表示流体的动量守恒定律的 Navier-Stokes 式:

$$[0076] \quad \nabla P = -\rho \times (\partial V_i / \partial t + V_j \times \partial V_i / \partial x_j) + \mu \times \partial^2 V_i / \partial x_i \partial x_j \quad \cdots (11)$$

[0077] 或者,也可以使用将 Navier-Stokes 式简化后的下面的 Euler 式。

$$[0078] \quad \nabla P = -\rho \times (\partial V_i / \partial t + V_j \times \partial V_i / \partial x_j) \quad \cdots (12)$$

[0079] 为了根据上式来计算压力梯度 ∇P ,需要流体的速度空间分布。作为空间上的流速的取得方法,优选取得三维流速分布的手法。这通过利用能够进行三维摄像的探头能够实现。通过三维地取得血中的血球或预先投放的造影剂等示踪剂图像,并经时性地对此图像进行追踪,能够三维地取得流场。该手法中的三维性是指,在计算压力差的两点间的直线或者曲线上的点,在独立的 3 个方向上分别求出两点以上的速度信息。即,在某平面上设定了基准点 X_0 以及位置 X_1 的情况下,也可以是使该平面具有厚度的切片 (slice) 上的摄像区域。在将造影剂投放到了生物体中的情况下,对生物体的侵入性不再是非侵入而成为低侵入。

[0080] 此外,关于利用了示踪剂的速度取得手法的详细内容,在图 8、图 9 中示出简化后的二维的说明图。图 8 表示在包括左心房 63 在内的肝脏内拍摄到了示踪剂 71 的样态。作为想要计算流速的摄像区域 (Region of interest: ROI) 72 的放大图,在图 9(a) 中示出某时刻 t 的摄像图,在图 9(b) 中示出微小时间 Δt 后的时刻 $t + \Delta t$ 的摄像图。为了取得空间的速度信息,也可以追踪示踪剂各自的动作,但在此,关于格子 721,说明通过将某时刻的摄像区域的 ROI 划分为格子状,并追踪各格子内的示踪剂图像图案,来求出流速的手法。通过在图 9(b) 内的图像来搜索图 9(a) 的格子 721 的图像图案并找出对应的格子 722,能够算出格子 721 的移动量。设该移动量为 R 时,格子 721 的速度可以用 $R / \Delta t$ 来求出。同样地对所有的格子求出速度,由此来算出图 9(c) 那样的空间的速度向量。此外,除了上述格子状的粒子图像的图案匹配 (pattern matching) 以外,也可以进行各个粒子的图案匹配,并算出空间速度向量。

[0081] 此外,作为求取速度空间分布的其他方法,存在利用了多普勒效应的方法。并且,也可以为根据利用了多普勒效应的速度场,利用流函数来计算速度向量的手法。能够用多普勒效应来求取的速度信息仅为用向量表示的速度向量的超声波射影方向的投影分量。由此,在利用了多普勒效应的情况下,需要进行角度校正,并且速度向量的超声波射影方向分量成为误差的原因。此外,在流函数中,由于加入了二维流场的假定,因此使用受到限定。因此,可以说追踪示踪剂来三维地计算流场的手法最佳。

[0082] 如上这样,不仅在瓣闭锁时能够算出压力差,而且在瓣敞开时也能够算出压力差,并能够算出任意心律时相中的多点间的压力差。在图 10 中示出压力差的等高线图。图 10

示出了根据图 9(c) 那样的空间的速度向量算出的压力的空间分布。

[0083] 接下来,对血流压力差计算部 1523 中的处理进行说明。在计算心腔内的位置 X 上的压力梯度的情况下,血流-压力差运算部指定连接基准点 X_0 和位置 X_1 的任意的路径 L,设 N 为任意的整数,算出路径 L 上的路径离散位置 $L_1, L_2, L_3, \dots, L_N$ 上的压力梯度,在路径 L 上不存在瓣的情况下,或者,在瓣敞开的情况下,取得计算出了压力梯度的位置 $L_1, L_2, L_3, \dots, L_N$ 上的压力梯度和路径离散位置间的距离之积的和,作为基准点 X_0 和位置 X_1 之间的压力差。此外,在路径 L 上的 L_m 存在瓣,且瓣闭锁的情况下,根据伯努利定律算出压力差,并取得算出的位置 $L_1, L_2, L_3, \dots, L_N$ 的压力梯度和路径离散位置间的距离之积的和,作为基准点 X_0 与位置 X_1 之间的压力差。在此,通过设流量较小的区域的压力梯度为 0,或者为 -1mmHg/cm 以上 1mmHg/cm 以下的常数,也能够算出空间压力差。此外,根据在瓣敞开时计算量递减的优点,通过利用伯努利定律也能够算出压力差。通过以上的血流压力差计算部能够算出心腔间、血管间的任意位置的压力差。

[0084] 并且,可以根据流入血流速度传播速度来计算压力差。流入血流速度传播速度 W 可以根据表示血流速度的经时变化的多普勒 M 型来求出。如图 11 所示,用多普勒 M 型来测量从左心室流入到主动脉的血流,设表示流速的最大值的时刻为 T_m ,设位置的坐标为 X_m ,用 P_{f1} 来表示该点。将表示最大流速的 K% 的区域的等高线 725 的内侧称作高速区域。虽然在本实施例中设 K 为 70,但 K 为 40 到 95 中的任意值。设等高线 725 的另一端的时刻为 T_e ,设该位置为 X_e 。设该点为 P_{f3} 。 P_{f1}, P_{f3} 间的向量的倾斜度为流入血流速度传播速度 W。设坐标位置 $(T_m, X_m), (T_e, X_m), (T_e, X_e)$ 所示的位置 P_{f1}, P_{f2}, P_{f3} 的流速分别为 V_{f1}, V_{f2}, V_{f3} ,则左心室-主动脉间的压力 ΔP 可以如下这样来计算。

$$[0085] \quad \Delta P = -\rho \times (W \times (V_{f2} - V_{f1}) + V_{f2} \times (V_{f3} - V_{f2})) \quad \dots (13)$$

[0086] 引入了切换的定时,并且关于手法的选择,根据时刻和部位而整理后的内容为图 12。

[0087] 此外,步骤 134 的逆流的检测可以通过对瓣附近的血流进行监视来进行。如图 13 那样,在瓣附近设定二尖瓣 ROI654 以及主动脉瓣 ROI644 的任意一者,通过如下手法能够检测瓣逆流,该方法是:利用了多普勒效应的检测手法、或者通过图像识别来追踪逆流血中的血球或预先投放的造影剂等示踪剂的手法。

[0088] 接下来,对图 2 的步骤 14 的详细内容进行说明。通过从在步骤 12 中算出的主动脉压的时相(称作压力波形)中减去在步骤 13 中取得的压力差的经时性变化即压力差波形,来求出位置 X_1 的压力波形(S14)。主动脉-左心室间的压力差波形可以表示为图 5(b) 的曲线 532,左心室-左心房间的压力差波形表示为曲线 531。此外,主动脉-左心房间压力差波形也通过将主动脉-左心室间的压力差以及左心室-左心房间的压力差相加来算出。传送通过传递函数将桡骨动脉的压力波形变换为主动脉压波形 511 后的波形。因为在传递函数中也含有相位信息,所以在运算时若在算出的主动脉压的时相与压力差的时相产生偏差,则时相有可能偏离。通过对此进行校正能够算出高精度的绝对压。时相的校正通过进行波形的图案匹配能够进行。例如,取得主动脉压波形 511 和主动脉-左心房间压力差波形的相互关联,能够检测表示最大值的时相的偏差。通过对时相的偏差进行校正,能够计算位置 X 的高精度的绝对压。

[0089] 以下对显示部 17 的详细内容进行说明。显示部 17 显示绝对压运算部 154 所算出

的、一个以上的空间位置的、或者某时刻的、或者某连续的时刻中的一个以上的绝对压。所述绝对压也可以显示由绝对压运算部 154 算出的、绝对压空间分布中检测者所期望的多个空间位置上的平均值、最大值、最小值。在图 14 中表示显示例。图 14(a) 示出了绝对压的经时性的变化,图 14(b) 示出了任意时相的压力的空间分布。也可以将图 14(b) 的时相变化显示为动态图像。此外,也可以根据由形状图像形成部 151 形成的图像,来使其与组织图像重合。

[0090] 此外,本发明的绝对压运算部 154 还具备指标解析部,指标解析部根据绝对压运算部所算出的绝对压,算出表示经时性的微分值的物理量即 dP/dt 以及 τ 或者将左心室的舒张状态用指数函数近似时的时间常数 τ ,如图 14(a) 所示,也可以在显示部 514、515 上显示一次心跳的全部或者一部分时刻的 dP/dt 、 τ 的任意一者或者两者。此外,也可以在图 14(a) 的框 516 中显示图 2 所示的各步骤等处理的进展状况。

[0091] 并且,指标解析部也可以根据形状图像形成部 151 所形成的形状图像来在多个时刻检测左心室的体积,并在显示部 17 上显示压力 - 容积关系图,该压力 - 容积关系图是将多个时刻的左心室容积、和绝对压运算部 154 所算出的多个时刻的绝对压绘制在具有表示心脏体积的轴和表示绝对压的轴的二维以上的空间中而得到的图。在压力 - 容积关系图中,如图 14(c) 所示,除了压力容积关系曲线 541 之外,也可以显示收缩期末期的压力 - 容积关系的倾斜度即 $E_{\max}$ 、表示扩张末期压与容积的关系的扩张末期压 - 容积关系曲线 543。

[0092] 左心室容积通过将左心室假定为旋转椭圆体,并根据从二维摄像图像得到的左心室的内径来求出左心室容积的 Pombo 法、Teichholz 法来计算,或者,也可以通过对心脏的形状三维地进行摄像,来直接进行测量。

[0093] 扩张末期压 P_{LV}^{ED} 可以如下来计算。

$$[0094] \quad P_{LV}^{ED} = P_{Ao} - \Delta P^{Op} \quad \dots (14)$$

[0095] 在此, P_{Ao} 为从扩张末期到主动脉瓣敞开时的主动脉压,因为从扩张末期到主动脉瓣敞开时的期间,主动脉压的变化较小,所以 P_{Ao} 也可以取从扩张末期到主动脉瓣敞开时的主动脉压的任意值或平均值。此外, ΔP^{Op} 是主动脉瓣敞开时的左心室 - 左心房的压力差,可以根据主动脉瓣敞开时的二尖瓣逆流,利用例如式 (1)、(2)、或 (8) 等所示的动量守恒定律或伯努利定律来算出。

[0096] 符号说明:

[0097] 1... 装置本体、2... 超声波探头、3... 压力传感器

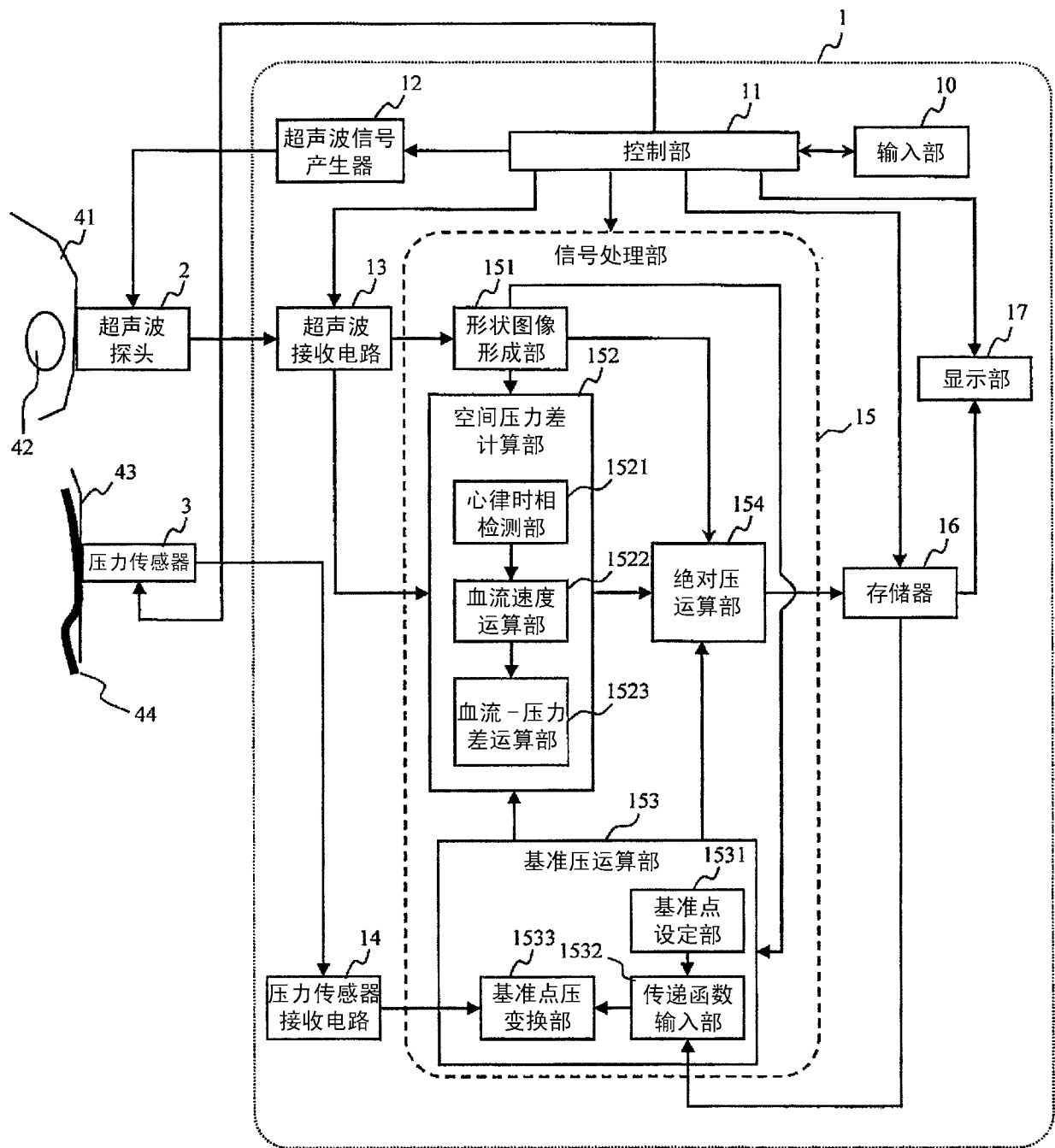


图 1A

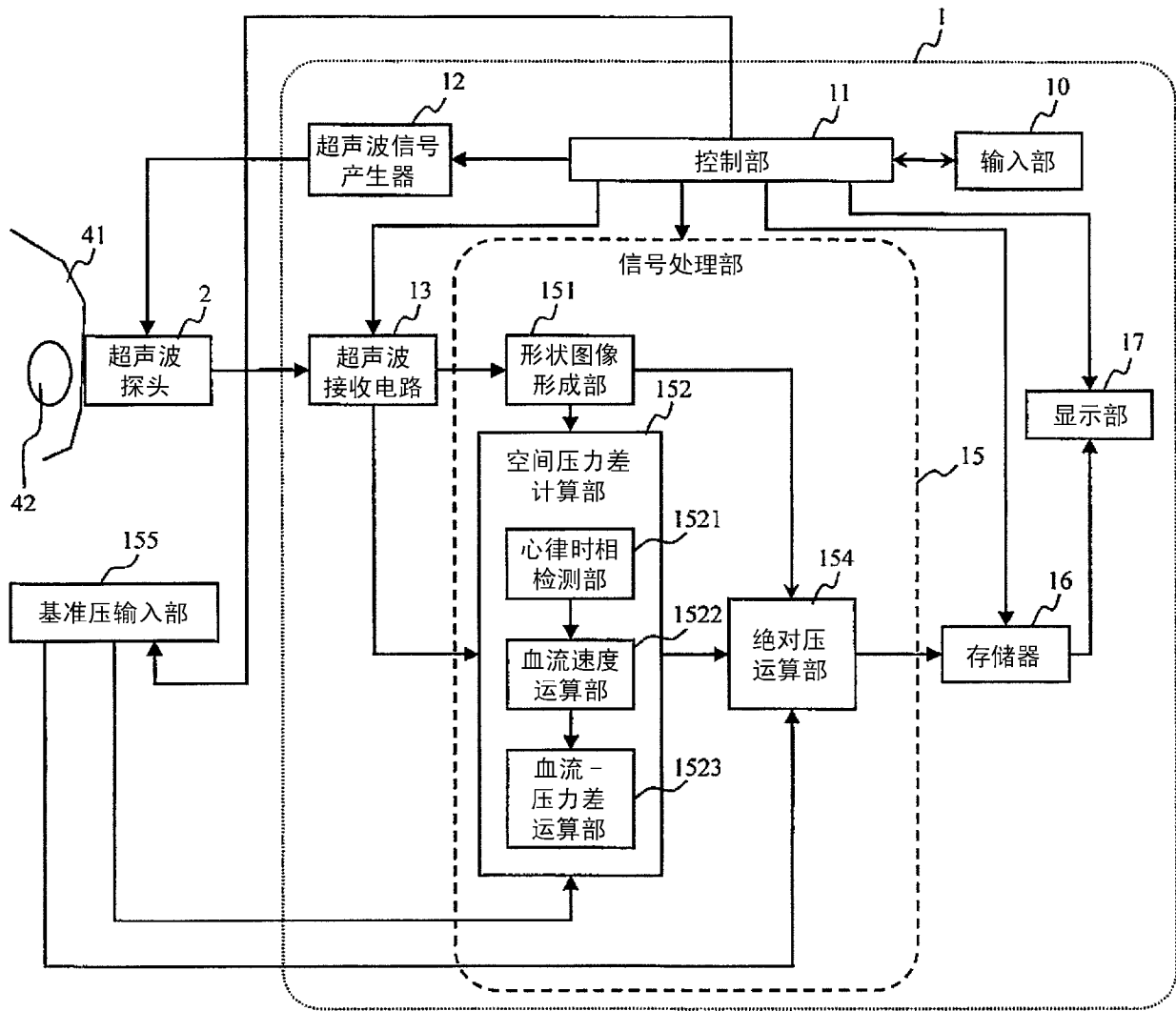


图 1B

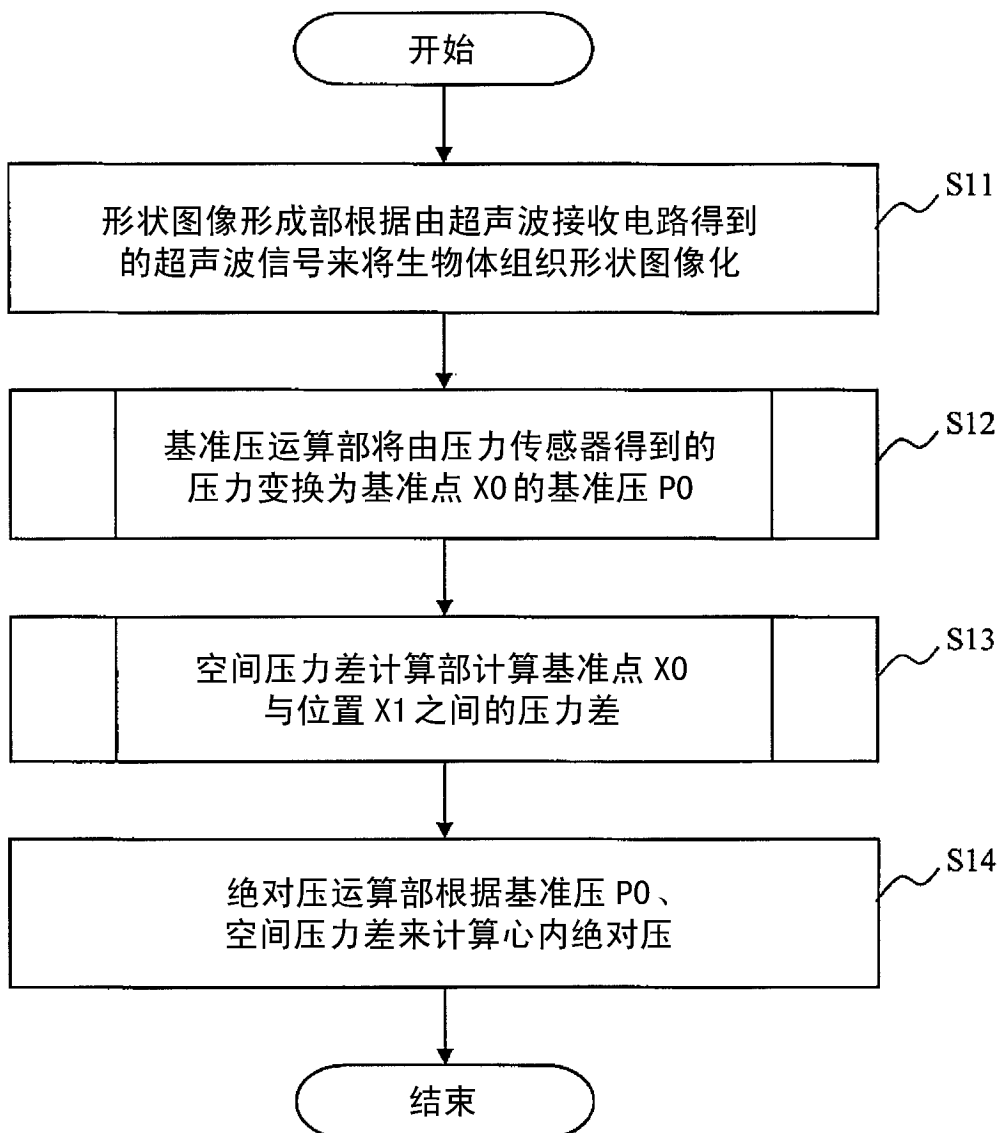


图 2

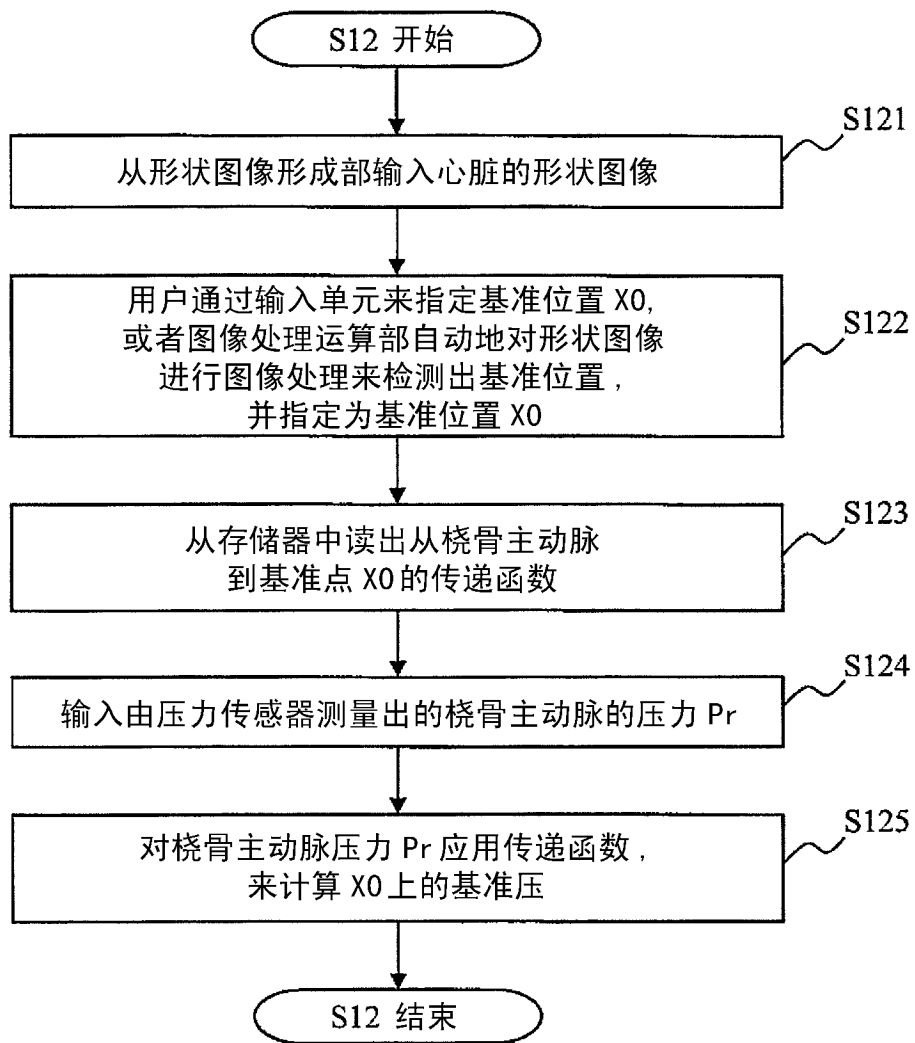


图 3

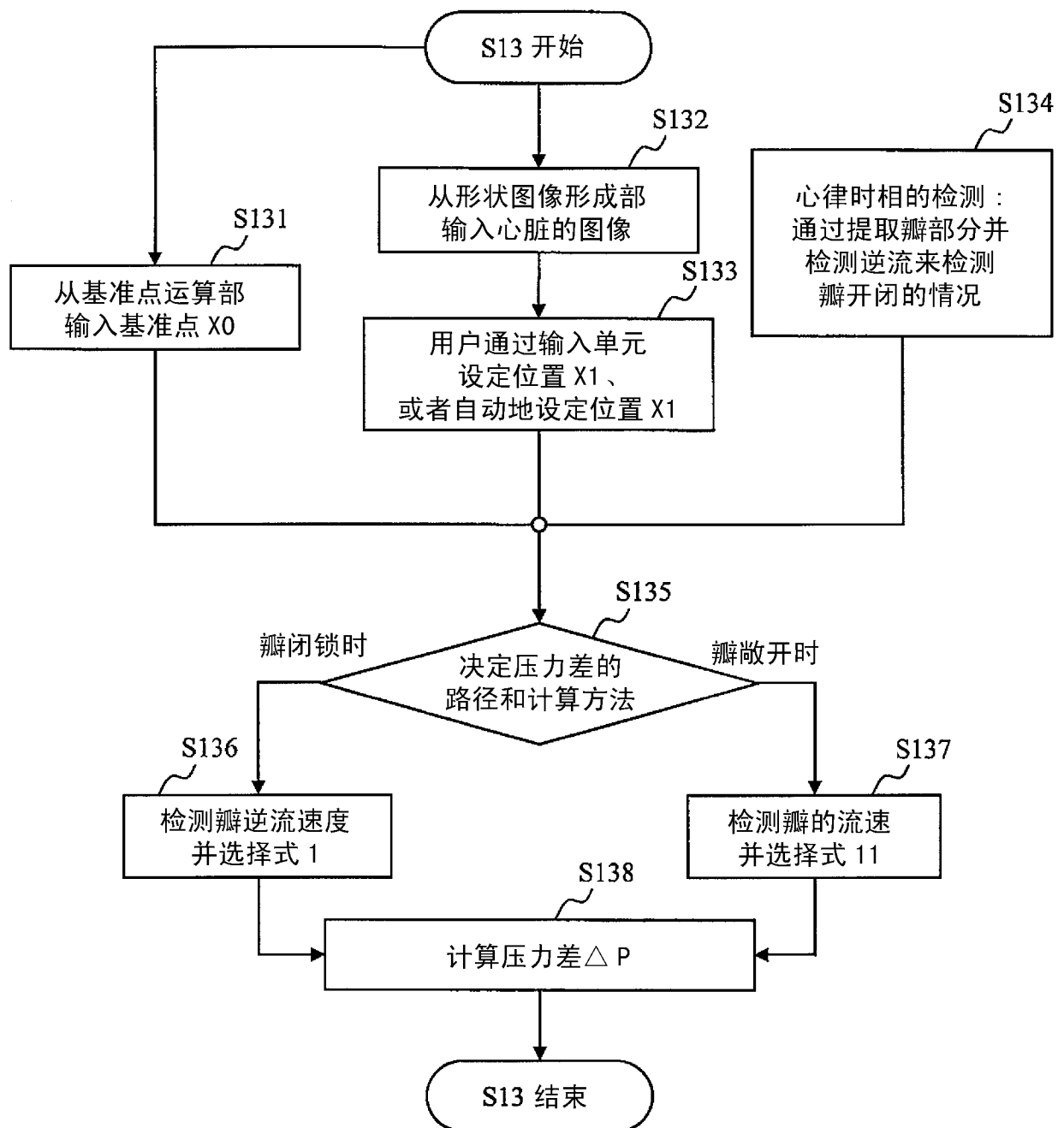


图 4

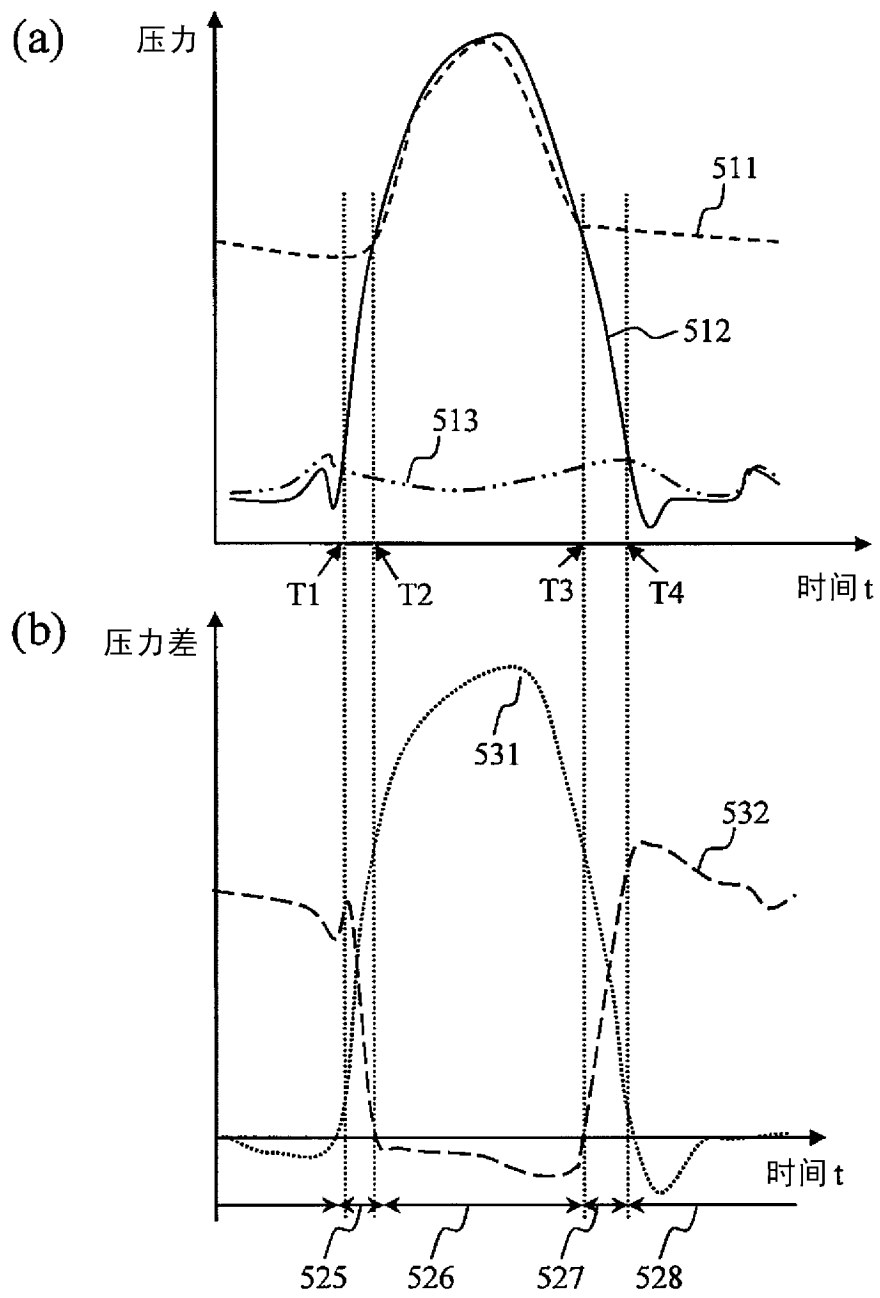


图 5

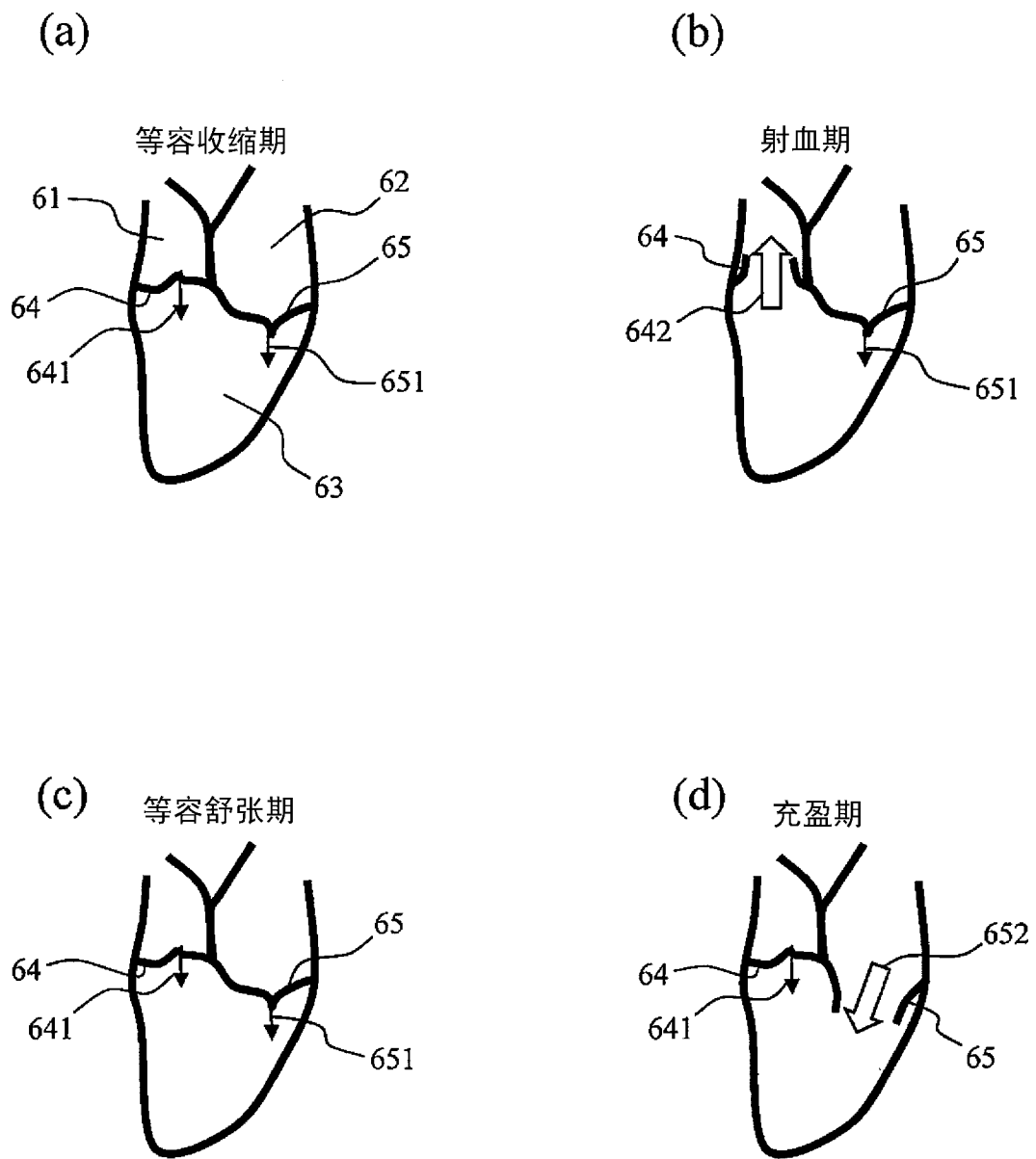


图 6

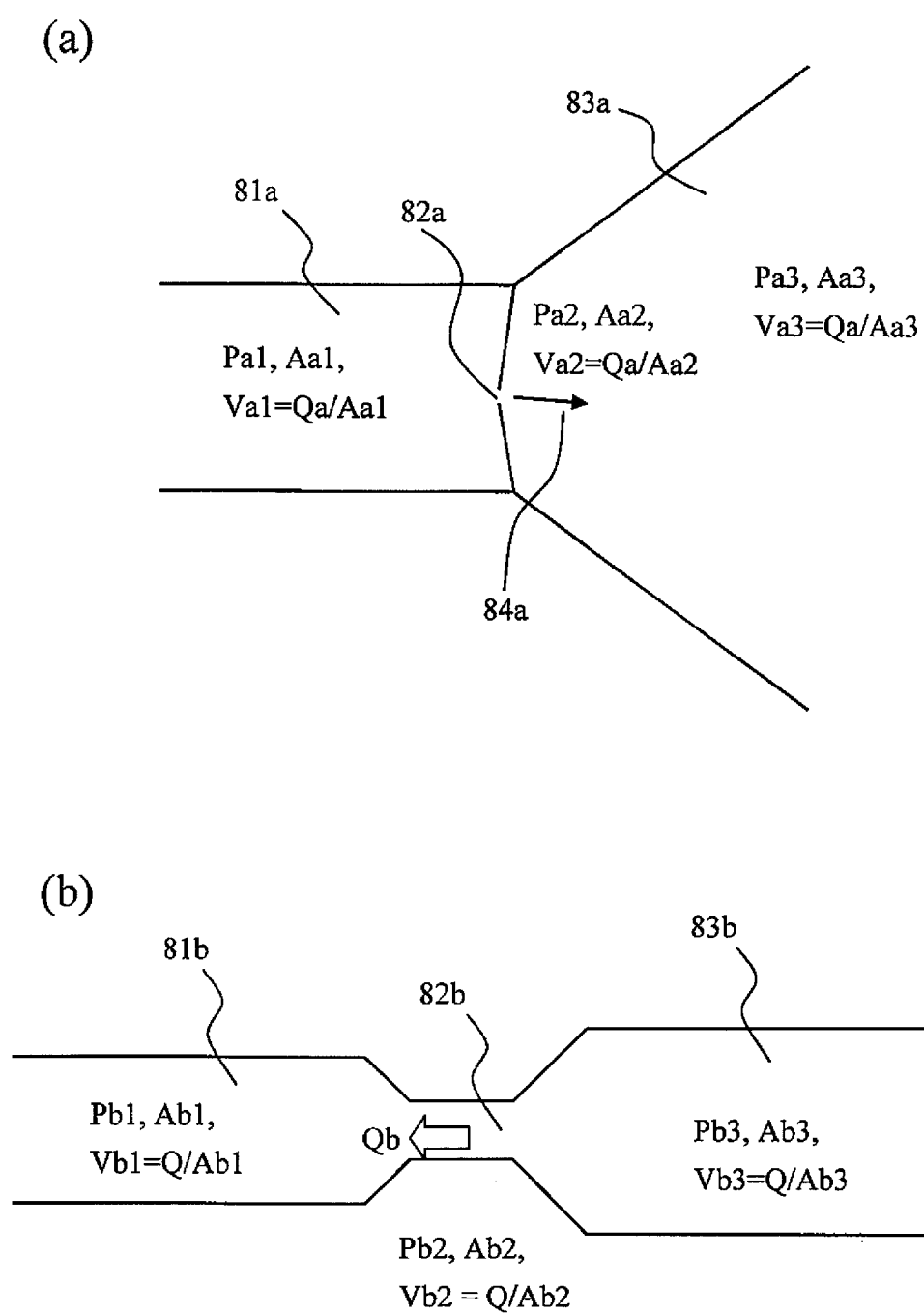


图 7

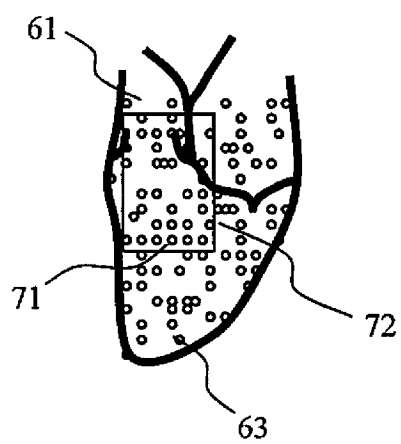


图 8

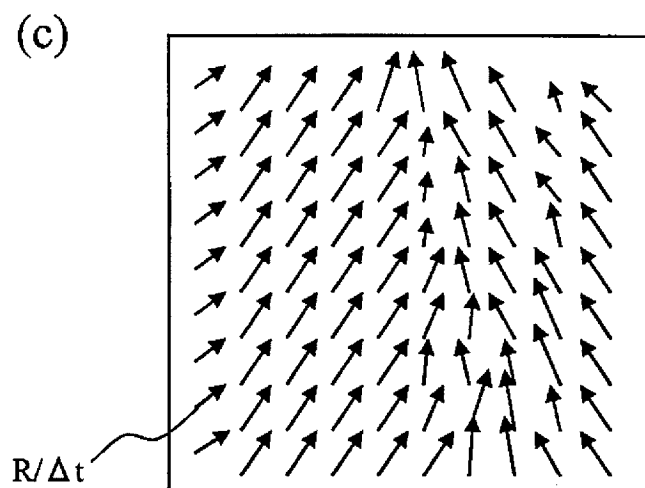
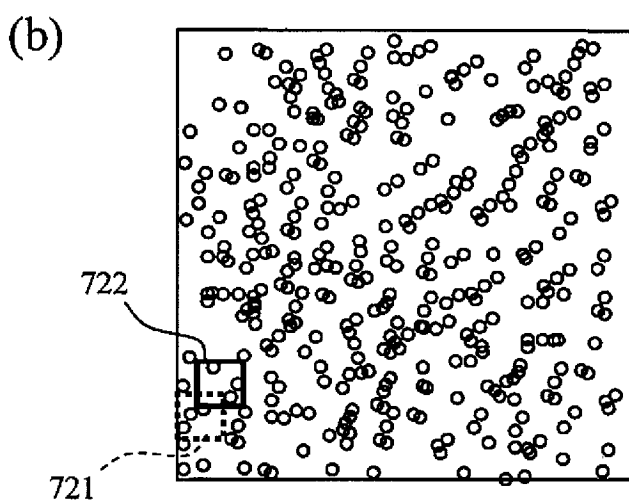
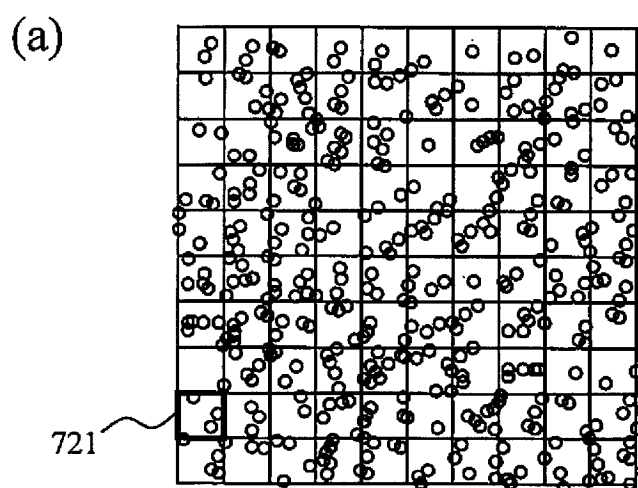


图 9

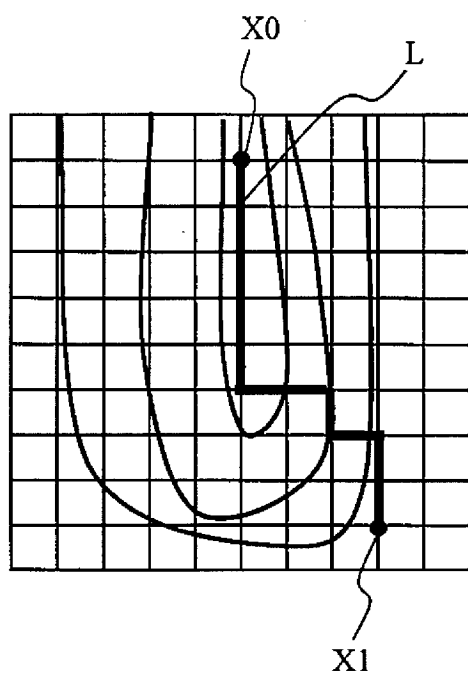


图 10

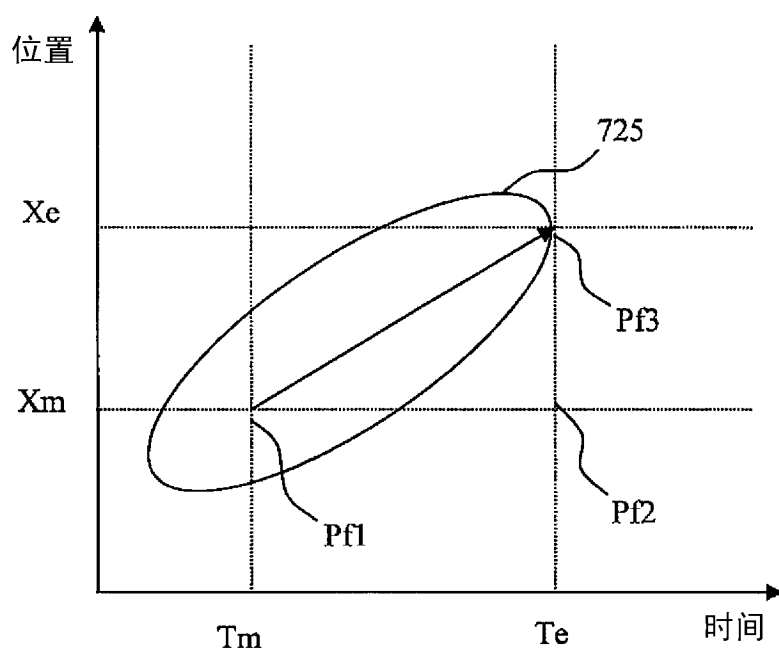


图 11

时刻	大动脉内	大动脉 - 左心室间	左心室内	左心室内 - 左心房间	左心房内
T1→ 等容 收缩期	根据流体的运动 方程式来计算压 力差, 或者将压 力梯度设为常数 来计算压力差	根据 伯努利式, 利用瓣逆流 来计算	根据流体的运动 方程式来计算压 力差, 或者将压 力梯度设为常数 来计算压力差	根据 伯努利式, 利用瓣逆流 来计算	根据流体的运动 方程式来计算压 力差, 或者将压 力梯度设为常数 来计算压力差
T2→ 射血期	根据流体的运动方程式来计算压力差, 或者将压力梯度设为常数来计算压力差			根据 伯努利式, 利用瓣逆流 来计算	根据流体的运动 方程式来计算压 力差, 或者将压 力梯度设为常数 来计算压力差
T3→ 等容 舒张期	根据流体的运动 方程式来计算压 力差, 或者将压 力梯度设为常数 来计算压力差	根据 伯努利式, 利用瓣逆流 来计算	根据流体的运动 方程式来计算压 力差, 或者将压 力梯度设为常数 来计算压力差	根据 伯努利式, 利用瓣逆流 来计算	根据流体的运动 方程式来计算压 力差, 或者将压 力梯度设为常数 来计算压力差
T4→ 充盈期	根据流体的运动 方程式来计算压 力差, 或者将压 力梯度设为常数 来计算压力差	根据 伯努利式, 利用瓣逆流 来计算	根据流体的运动方程式来计算压力差, 或者将压力梯度设为常数来计算压力差		

图 12

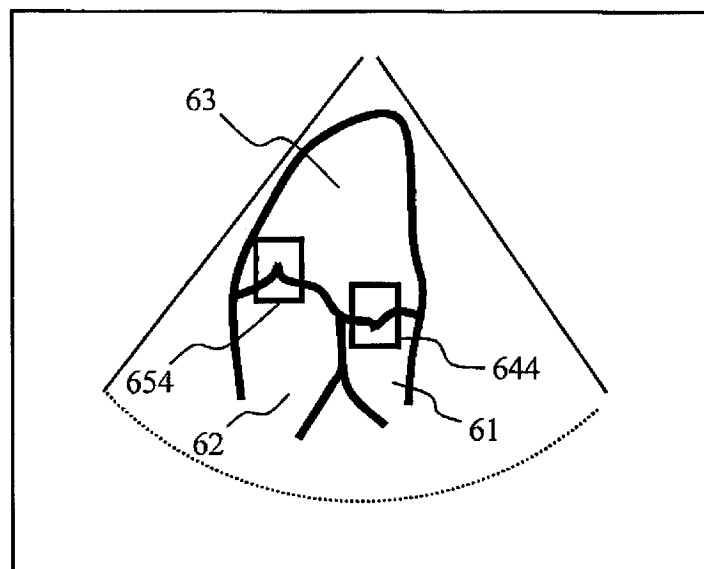


图 13

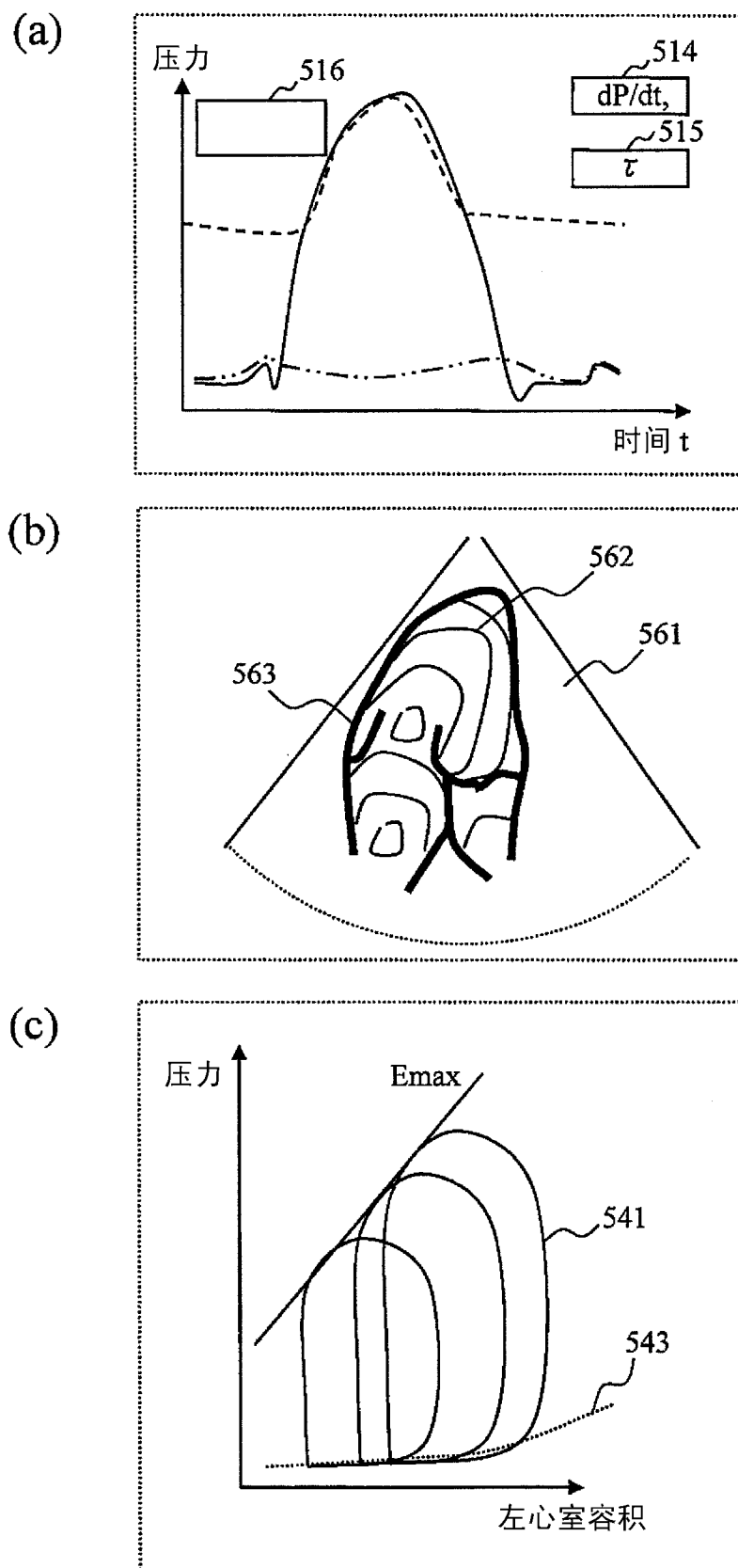


图 14

专利名称(译)	超声波摄像装置		
公开(公告)号	CN102413771B	公开(公告)日	2014-04-16
申请号	CN201080017722.8	申请日	2010-04-23
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
[标]发明人	田中智彦 桥场邦夫 山本真理子 森修		
发明人	田中智彦 桥场邦夫 山本真理子 森修		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/0883 A61B8/04 A61B8/08 A61B8/065 G16H50/30		
审查员(译)	李伟博		
优先权	2009106872 2009-04-24 JP		
其他公开文献	CN102413771A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置具备：对动脉压力非侵入性地进行检测的压力传感器；从所述动脉压力变换为基准点的绝对基准压的基准压运算部；计算所述基准点和与基准点不同的位置之间的空间压力差的空间压力差计算部；和利用所述形状图像、所述基准压、所述空间压力差，来计算心内绝对压的绝对压运算部。根据办法吗的超声波诊断装置，能够对心律时相中的心脏内部的绝对压非/低侵入性地进行测定。

