



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103781425 B

(45) 授权公告日 2016. 01. 20

(21) 申请号 201280043377. 4

(22) 申请日 2012. 08. 01

(30) 优先权数据

2011-231066 2011. 10. 20 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 03. 06

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/069599 2012. 08. 01

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/057999 JA 2013. 04. 25

(73) 专利权人 日立阿洛卡医疗株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 田中智彦 桥场邦夫

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 李逸雪

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006. 01)

(56) 对比文件

US 4913159 , 1990. 04. 03, 说明书第 7 栏第 4 行至第 13 栏第 45 行, 附图 1-4.

JP 特开平 9-131346 A, 1997. 05. 20, 全文 .

WO 03/060553 A2, 2003. 07. 24, 全文 .

JP 特开 2006-75426 A, 2006. 03. 23, 全文 .

CN 1662793 A, 2005. 08. 31, 说明书第 3 页第 12 行至第 4 页第 4 行、第 13 页第 1 行至第 14 页第 7 行, 附图 6.

审查员 方炜园

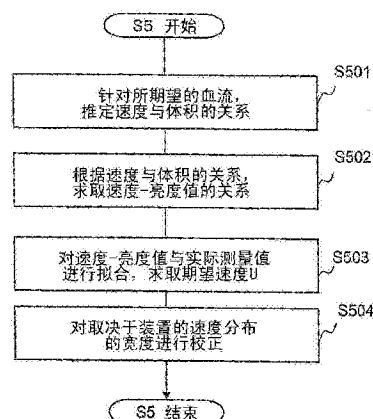
权利要求书2页 说明书13页 附图12页

(54) 发明名称

超声波摄像装置以及方法

(57) 摘要

在超声波摄像中,作为生物体组织附近的血流速度,对在物理上具有一致性的值进行测定。超声波摄像装置具备:形状提取部,其使用从照射了超声波的检查对象反射的回声信号,对生物体组织的形状数据进行识别;流速分布取得部,其根据回声信号对组织附近的血流速度进行检测;和速度决定部,其提取检查者所期望的速度信息(目标速度信息)。速度决定部设定作为目标的血流的模型,并决定与根据该模型而推定的速度分布相匹配的速度分布实际测量值的速度。



1. 一种超声波摄像装置,具备:

超声波探头,其对检查对象发送超声波并且接收从所述检查对象反射的回声信号;

信号处理部,其对由所述超声波探头接收到的回声信号进行处理;和

显示部,其对所述信号处理部的处理结果进行显示,

所述超声波摄像装置的特征在于,

所述信号处理部具备:速度分布取得部,其根据所述回声信号来取得在所述检查对象中包含的流体的速度分布;和速度决定部,其根据由所述速度分布取得部取得的速度分布来决定速度信息,

所述速度决定部设定所述速度信息的模型,并决定所述速度信息使得所述模型与所述速度分布取得部所取得的速度分布相匹配,

所述速度决定部,作为所述模型对流体的速度的空间分布进行推定,决定所推定的速度的空间分布使其与所述速度分布取得部所取得的速度分布相匹配,并根据所决定的速度的空间分布来算出所述速度信息。

2. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述速度信息是心脏的瓣逆流的速度信息,所述速度决定部使用喷流模型来作为所述模型。

3. 根据权利要求2所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述速度决定部通过喷流的扩展区域的模型与喷流的未扩展区域的模型的卷积运算,来作成所述喷流模型。

4. 根据权利要求3所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述速度决定部使用 Goertler 式、Schlichting 式、Tollmien 式中的任意一者来作为所述喷流的扩展区域的模型。

5. 根据权利要求3所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述速度决定部使用指数函数、阶跃函数、误差函数、 δ 函数中的任意一者、或者对它们进行了组合的函数来作为所述喷流的未扩展区域的模型。

6. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述速度决定部,设定用阶跃函数与 δ 函数的和来表示的模型作为所述速度信息的模型,并使用所述速度分布取得部所取得的速度分布的特殊点的值来算出所述速度信息。

7. 根据权利要求6所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述速度决定部所使用的所述特殊点包含所述速度分布取得部所取得的速度分布的极小值、极大值、拐点中的任意一者。

8. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

具备周期信息取得部,所述周期信息取得部取得所述检查对象的心动周期信息,

所述速度分布取得部基于所述周期信息取得部所取得的心动周期信息,按照每个心动周期来取得所述速度分布。

9. 根据权利要求8所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述信号处理部具备加法部,所述加法部对所述速度分布取得部按照每个心动周期而取得的速度分布进行加法运算,

所述速度决定部使用加法运算后的所述速度分布来决定所述速度信息。

10. 根据权利要求 2 所述的超声波摄像装置,其特征在于,
所述信号处理部具备压力差计算部,该压力差计算部使用所述速度决定部所决定的瓣逆流的速度信息来算出瓣内外的压力差。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波摄像装置,其特征在于,
所述信号处理部具备绝对压计算部,该绝对压计算部根据所述压力差计算部所算出的所述压力差和预先设定或外部输入的基准压来算出绝对压。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波摄像装置,其特征在于,
所述信号处理部具备根据所述绝对压计算部所算出的左心室的绝对压来算出时间微分值以及 / 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 的单元,其中所述时间微分值是 dp/dt 。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波摄像装置,其特征在于,
所述信号处理部具备精度计算部,该精度计算部对所述速度决定部所算出的速度信息以及 / 或者根据该速度信息而算出的诊断信息的精度进行计算。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波摄像装置,其特征在于,
所述精度计算部使用所述速度分布取得部所取得的速度分布的极大值与极小值的差来算出所述精度。

15. 根据权利要求 11 所述的超声波摄像装置,其特征在于,
所述信号处理部具备根据形状提取部所提取的左心室形状来算出该左心室的容积的容积计算部,使用所述容积计算部所算出的左心室容积和所述绝对压计算部所算出的所述左心室的绝对压来作成压力 - 容积关系图并使其显示于所述显示部。

16. 根据权利要求 15 所述的超声波摄像装置,其特征在于,
所述容积计算部作成多个不同条件下的所述压力 - 容积关系图,使用多个所述压力 - 容积关系图来作成收缩期末期的压力 - 容积关系图的倾斜度 $E_{\max}$ 以及 / 或者舒张末期压 - 容积关系曲线并使其显示于所述显示部。

17. 一种超声波摄像方法,使用从照射了超声波的检查对象反射的回声信号,取得所述检查对象的诊断信息,

所述超声波摄像方法的特征在于,具有:

使用回声信号取得在所述检查对象中包含的流体的速度分布的步骤;和

根据所述流体的速度分布来决定作为目标的速度信息的步骤,

所述速度信息决定步骤包括:

设定所述作为目标的速度信息的模型的步骤;

根据所述流体的速度分布,检索并决定与所述模型相匹配的速度的步骤;和

对所决定的速度以及 / 或者根据该速度算出的诊断信息进行显示的步骤,

在所述速度信息决定步骤中,作为所述模型对流体的速度的空间分布进行推定,决定所推定的速度的空间分布使其与通过速度分布取得步骤所取得的速度分布相匹配,并根据所决定的速度的空间分布来算出所述速度信息。

超声波摄像装置以及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗用的超声波摄像装置以及方法,特别是涉及一种高精度地测量检查者所期望的血流速度的超声波摄像装置。

背景技术

[0002] 在使血液在体内循环的循环系统中,血液循环的效率、形态与循环器官疾患具有密切的关联。例如,低效率的循环系统对心脏造成负担,导致心力衰竭的风险增加。为了调查该血流动态,需要正确求取心脏内的血流速度。特别是作为对于诊断来说重要的信息的生物体内的二点间的压力差,使用瓣逆流速度来求取,因而需要瓣逆流中心的正确的流速信息。

[0003] 在利用超声波求取血流速度的方法中存在利用了多普勒效应的多普勒测量法。在多普勒测量法中由于照射了超声波的所有区域中的血流速度都被检测出来,因而所得到的速度信息(血流速度分布、血流速度)会具有宽度。因此,需要从所得到的分布中,提取检查者认为适当的速度信息,但在速度的提取上存有含糊性。该含糊性导致诊断的含糊性。

[0004] 在专利文献 1、专利文献 2 中,公开了一种在基于多普勒波形来决定速度时,防止噪声、信号混叠所引起的误差进入到多普勒波形的迹线(trace line)中的技术。此外在专利文献 3 中,公开了一种作为多普勒波形的跟踪的基准,将相对于最大亮度级而言低规定量的多个亮度级作为跟踪级(trace level)来自动跟踪的技术。

[0005] 在先技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献 1 :JP 特开平 7-241289 号公报

[0008] 专利文献 2 :JP 特开平 7-241291 号公报

[0009] 专利文献 3 :JP 特开平 7-303641 号公报

发明内容

[0010] 发明要解决的课题

[0011] 在这些技术中,虽然速度决定的再现性得到改善,但由于决定速度的迹线的跟踪级任意地决定,因而无法保证作为速度而被算出的值在物理上是适当的。因此,使用血流速度而求取的压力差等的高次的各数据成为更加不确定的数据。

[0012] 因此,本发明的目的在于排除通过多普勒测量而得到的速度分布信息所具有的含糊性,高精度地决定检查者所期望的流速值。

[0013] 解决课题的手段

[0014] 解决上述课题的本发明的超声波摄像装置,对于作为检查者所期望的速度信息的对象的血流,对记述包含速度在内的物理现象的模型进行推定,并根据实际测量的测量区域的速度分布信息来决定与所推定的血流的模型相匹配的速度信息。

[0015] 即,本发明的超声波摄像装置具备:超声波探头,其对检查对象发送超声波并且接

收从所述检查对象反射的回声信号；信号处理部，其对由所述超声波探头接收到的回声信号进行处理；和显示部，其对所述信号处理部的处理结果进行显示，所述信号处理部具备：速度分布取得部，其根据所述回声信号来取得在所述检查对象中包含的流体的速度分布；和速度决定部，其根据由所述速度分布取得部取得的速度分布来决定速度信息，所述速度决定部设定所述速度信息的模型，并决定所述速度信息使得所述模型与所述速度分布取得部所取得的速度分布相匹配。

[0016] 在本发明的超声波摄像装置中，例如，所述速度决定部，作为所述模型对流体的速度的空间分布进行推定，决定所推定的速度的空间分布使其与所述速度分布取得部所取得的速度分布相匹配，并根据所决定的速度的空间分布来算出所述速度信息。或者，所述速度决定部，设定用阶跃函数与 δ 函数的和来表示的模型作为流体的速度信息的模型，并使用所述速度分布取得部所取得的速度分布的特殊点的值来算出所述速度信息。

[0017] 此外，本发明的超声波摄像方法，使用从照射了超声波的检查对象反射的回声信号来取得所述检查对象的诊断信息，所述超声波摄像方法具有：使用回声信号取得在所述检查对象中包含的流体的速度分布的步骤；和根据所述流体的速度分布来决定速度信息的步骤，所述速度信息决定步骤包括：设定所述速度信息的模型的步骤；根据所述流体的速度分布，检索并决定与所述模型相匹配的速度的步骤；和对所决定的速度以及 / 或者根据该速度算出的诊断信息进行显示的步骤。

[0018] 在本发明的超声波摄像方法中，根据所述速度而算出的诊断信息，例如，包含压力差、绝对压、压力的时间微分值、时间常数、以及压力 - 容积关系图中的任意一者。

[0019] 发明效果

[0020] 根据本发明，多普勒测量的精度提高，随之，以往精度不高的与压力相关的计算精度提高。

附图说明

[0021] 图 1 是表示本发明的实施方式的超声波摄像装置的装置构成的框图，(a) 是整体的框图，(b) 是诊断信息计算部的框图。

[0022] 图 2 是表示第一实施方式的信号处理部的动作的流程图。

[0023] 图 3 是对摄像对象进行说明的图。

[0024] 图 4 的 (a) 以及 (b) 是分别对摄像区域进行说明的图。

[0025] 图 5 是对速度测量的概念进行说明的图，(a) 表示区域内的速度恒定的情况，(b) 表示在区域内包含各种速度的情况。

[0026] 图 6 是对速度分布取得部所取得的摄像图像进行说明的图，(a) 表示多普勒波形图，(b) 表示亮度值速度分布图，(c) 表示超声波照射区域。

[0027] 图 7 是对同步摄像的情况下的同步信号进行说明的图。

[0028] 图 8 是表示图 2 的步骤 S5 的详情的流程图。

[0029] 图 9 是对作为摄像对象的喷流进行说明的图。

[0030] 图 10 是对第一实施方式中的拟合进行说明的图，(a) 表示亮度值速度分布的计算值，(b) 表示实际测量值。

[0031] 图 11 是表示信号处理部的运算结果的一个示例的图。

[0032] 图 12 是表示第二实施方式的信号处理部的动作的流程图。

[0033] 图 13 是对第二实施方式的概念进行说明的图, (a) 表示存在多个速度的情况, (b) 表示速度恒定的情况。

[0034] 图 14 的 (a) ~ (d) 是分别表示显示的示例的图。

[0035] 图 15 是表示使用第二实施方式的方法对压力差进行测定后的结果的图。

具体实施方式

[0036] 本发明的超声波摄像装置具备:超声波探头,其对检查对象发送超声波并且接收从检查对象反射的回声信号;信号处理部,其对由超声波探头接收的回声信号进行处理;和显示部,其对信号处理部的处理结果进行显示。信号处理部具备:速度分布取得部,其根据回声信号取得在检查对象中包含的流体的速度分布;和速度决定部,其根据由速度分布取得部取得的速度分布来决定速度信息。速度决定部设定速度信息的模型,并决定速度信息使得模型与所述速度分布取得部所取得的速度分布相匹配。

[0037] 具体来说,速度决定部,作为模型对流体的速度的空间分布进行推定,决定所推定的速度的空间分布以使其与速度分布取得部所取得的速度分布相匹配,并根据所决定的速度的空间分布来算出速度信息。或者,速度决定部,作为流体的速度信息的模型而设定用阶跃函数与 δ 函数的和表示的模型,并使用流体速度分布取得部所取得的速度分布的特殊点的值来算出速度信息。

[0038] 以下,基于附图对本发明的实施方式进行说明。

[0039] 图 1 是表示本发明的超声波摄像装置的装置构成例的框图,图 1(a) 是表示装置整体的图, (b) 是表示作为信号处理部的一部分的诊断信息计算部的详情的图。如图 1(a) 所示,本实施方式的超声波摄像装置具有装置主体 1 和超声波探头 2。

[0040] 装置主体 1 对超声波探头 2 进行控制,同时用于超声波图像的生成,具备输入部 10、控制部 11、超声波信号发生器 12、超声波接收电路 13、显示部 14 以及信号处理部 15。

[0041] 超声波探头 2 与生物体(被检查者)3 相接触,按照由超声波信号发生器 12 生成的信号对照射区域 30 照射超声波,同时接收照射区域 30 的反射波回声信号。超声波探头 2 根据扫描方式产生连续波或者脉冲波。

[0042] 对装置主体 1 的各构成要素进行说明。输入部 10 具备操纵超声波摄像装置的检查者对控制部 11 设定超声波摄像装置的动作条件的键盘、指向装置(pointing device),并且在使用心电图的情况下,也作为心电图信号输入部而发挥作用。

[0043] 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对超声波信号发生器 12、超声波接收电路 13、显示部 14 以及信号处理部 15 进行控制,例如是计算机系统的 CPU。

[0044] 超声波信号发生器 12 具备产生规定频率的信号的振荡器,并将驱动信号发送给超声波探头 2。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等信号处理。超声波接收电路 13 包含接收电路、包络线检波单元、进行 Log 压缩的单元。显示部 14 对由信号处理部 15 得到的信息进行输出。信号处理部 15 具有根据来自超声波探头 2 的反射回声信号生成超声波图像的功能。详情后面叙述。

[0045] 虽然并未图示,但是装置主体 1 具备扫描转换器、A / D 转换器。扫描转换器既可

以包含在超声波接收电路 13 中,也可以设置于信号处理部 15 的后级。在超声波接收电路 13 包含扫描转换器的情况下,具有信号处理部 15 所处理的数据量减少这样的优点。此外,在超声波接收电路 13 中未包含扫描转换器的情况下,能够通过信号处理部 15 来处理大量的数据,并能够实现高精度的测量装置。A / D 转换器设置于信号处理部 15 的前级。其采样频率通常设为 20MHz 至 50MHz 之间。

[0046] 接着,对信号处理部 15 的详细构成要素进行说明。作为与本发明相关的主要要素,信号处理部 15 具有形状提取部 151、流速分布取得部 152、进行速度信息的计算的诊断信息计算部 153、存储器 154、加法部 155。诊断信息计算部 153 如图 1(b) 所示,具备:速度决定部 156,其进行速度决定;精度计算部 157,其对诊断信息计算部 153 的处理结果的精度进行计算;和计算部 158 ~ 160,其基于速度算出压力差、绝对压、压力-容积曲线等的各种诊断信息。

[0047] 形状提取部 151 根据从超声波接收电路 13 输出的反射回声信号,例如形成 B 模式像、即超声波照射对象的利用了平面摄像法的二维组织形状图像或者利用了立体摄像法的三维组织形状图像。此外,形状提取部 151 根据组织形状图像,提取组织位置信息。流速分布取得部 152 对从组织形状信息得到的规定位置的血流信息进行提取。速度决定部 156 根据所述血流信息来决定检查者所期望的速度信息。存储器 154 对反射回声信号、以及由形状提取部 151、流速分布取得部 152、诊断信息计算部 153 保持的信息进行存储。

[0048] 此外本实施方式的超声波摄像装置具备取得检查对象的心动周期信息(心电图、心音图)的周期信息取得部(输入部 10),速度分布取得部 152 基于周期信息取得部所取得的心动周期信息,按照每个心动周期取得速度分布。加法部 155 对速度分布取得部 152 按照每个心动周期取得的速度分布进行加法运算。速度决定部 156 能够使用加法运算后的速度分布来决定速度信息。

[0049] 精度计算部 157 对速度决定部 156 所算出的速度信息以及 / 或者根据该速度信息算出的诊断信息的精度进行计算。精度计算部 157 例如使用速度分布取得部所取得的速度分布的极大值和极小值的差来算出精度(指标)。压力差计算部 158 使用速度决定部 156 所决定的瓣逆流的速度信息,来算出瓣内外的压力差。绝对压计算部 159 根据压力差计算部 158 所算出的所述压力差和预先设定或外部输入的基准压,算出绝对压。容积计算部 160 例如根据形状提取部 151 所形成的形状图像在多个时刻对期望脏器例如左心室的容积进行计算。信号处理部 15 还可以具备根据绝对压计算部 159 所算出的左心室的绝对压,来算出时间微分值(dP / dt)以及 / 或者用指数函数近似了左心室的舒张状态时的时间常数 τ 的单元。

[0050] 根据以上说明的装置构成,对超声波摄像装置的动作的实施方式进行说明。在以下的实施方式中,速度信息是心脏的瓣逆流的速度信息,速度决定部利用喷流模型来作为速度信息的模型。速度决定部通过喷流的扩展(発達)区域的模型和喷流的未扩展区域的模型的卷积运算来作成该喷流模型。

[0051] 本实施方式的处理流程如图 2 所示。在图 2 中,作为具体的示例,对将包含主动脉瓣和左心室在内的部位作为图 1 中的照射区域 30 的情况进行说明,但照射区域 30 也可以是检查者所期望的血管或其他的心腔。

[0052] < 第一实施方式 >

[0053] < 步骤 S1>

[0054] 首先,为了得到照射区域的形态信息(B 模式图像)而进行摄像。B 模式像的超声波频率设为能摄像的 1MHz 至 20MHz 的范围。此外,随着心跳而变动的组织摄像时的帧速率设为能够捕捉心脏的活动的范围、即 20Hz 以上。形状提取部 151 根据从超声波接收电路 13 输出的反射回声,例如形成 B 模式像、即超声波照射对象的利用了平面摄像法的二维超声波生物体图像或者利用了立体摄像法的三维超声波生物体图像。此时,按时间序列取得超声波生物体图像用的数据。

[0055] 通过步骤 S1 得到的形状信息的一个示例如图 3 所示。图 3 示出了通过二维的 B 模式进行摄像而得到的心脏的左心室 31、左心房 32、右心室 33、二尖瓣 34、左心室后壁 35、心尖部 36、主动脉瓣 37。

[0056] < 步骤 S2>

[0057] 在形状提取部 151 中,根据在步骤 S1 形成的超声波生物体图像取得组织位置信息。组织位置的决定既可以通过图像处理对组织内壁进行检测,也可以通过检查者经由输入部 10 对组织内壁进行指定来取得位置信息。具体来说由于在超声波图像中组织被识别为高亮度值,因此将高亮度值部作为心脏组织来取得二维或者三维的心脏组织位置。或者,也可以通过检查者经由输入部 10 所具备的指向装置对血液和组织的边界面即组织内壁进行指定,来给出位置。

[0058] < 步骤 S3>

[0059] 接着,流速分布取得部 152 关注由形状提取部 151 取得的超声波生物体图像中的血流部分,并取得血流部位(超声波照射部分内的全部或者一部分)的速度分布信息(多普勒波形)。

[0060] 血流部分只要是血管流经的部位即可,可以根据诊断目的进行选择。作为血流部分,例如在经过左心室的路径中,可以举出从肺静脉向左心房流入的血流、从左心房向左心室的流入血流、或者二尖瓣中的逆流、从左心室向主动脉的喷射流、或主动脉瓣逆流等,同样在经过右心室的路径中,可以举出从大静脉向右心房的流入、从右心房向右心室的流入、三尖瓣逆流、从右心室向肺动脉的喷射流、肺动脉瓣逆流等。在本实施方式中,作为血流部分,选择血流信息显著的主动脉瓣逆流。血流部分的位置能够基于在步骤 S2 得到的组织图像,通过图像处理来检测,并设定上述所期望的血流部位。

[0061] 设定部位后,对于所设定的测量对象部位,通过连续波多普勒法或者脉冲多普勒法来进行测量。虽然测量能够采用连续波多普勒以及脉冲多普勒中的任意一者,但是由于在本实施方式中将二尖瓣作为对象,因而采用了速度范围广的连续波多普勒法。如图 4(a) 所示,连续波多普勒法的测量区域 41 为整个波束,图 4(b) 所示的脉冲多普勒法的测量区域 42 为更小的区域。

[0062] 由于无论哪种情况,在测量区域 41、42 内流动的血流也都不一样而具有各种流速,因而超声波探头 2 所照射的超声波根据血流速度而超声波频率发生变化,超声探头 2 所检测的超声波频率根据测量区域内的血流速度而混合了各种调制。流速分布取得部 152 基于超声探头 2 所检测出的超声波频率的变化量来算出血流速度。血流速度算出的概要如图 5 所示。图 5(a) 表示了测量区域 41 中血流以均匀的速度流动的情况。在该情况下,通过对超声波探头 2 所接收到的调制信号 50 进行傅里叶变换等的频率解析来求取速度。图

5(b) 是在测量区域 41 中存在各种速度的血流的情况,超声波探头 2 所接收到的调制信号 50 为反映了每个血中散射体速度的调制信号 51 的总和。若对调制信号 50 进行频率解析,则可以取得表示速度与信号强度的关系的速度分布 53。在此信号强度与具有相同速度的散射体的量相对应。

[0063] 由流速分布取得部 152 生成的实际的速度分布信息的示例如图 6 所示。图 6(a) 是利用连续波多普勒取得的瓣逆流波形(多普勒波形),是实际使用电动机来驱动食用猪的主动脉瓣进行了开闭时取得的实验结果。纵轴表示瓣逆流的速度,横轴表示时相。图 6(b) 是对表示多普勒波形 61 的规定时刻 T 的速度与亮度值的关系的曲线图(亮度值速度分布)62 进行表示的图,纵轴为亮度值而横轴与速度相对应。该曲线图 62 相当于图 5(b) 所示的速度的信号强度分布 53 的实际数据。图 6(c) 对将主动脉瓣 37 的瓣流作为对象的超声波照射区域 41 进行了表示。

[0064] <步骤 S4>

[0065] 优选流速分布取得部 152 在取得速度分布信息时,进行多普勒波形的算术平均。由此,能够进行精度的提高。算术平均既可以从输入部 10 输入心电图、心音图的时刻,也可以通过图像处理对多普勒波形进行互相关。为了心时相的检测,能够使用图 7 所示的那样的各种物理量。图 7 从上面起按顺序对心电图信号波形 71、二尖瓣流入速度波形 72、肺动脉瓣逆流波形 73、心壁速度波形 74、心壁运动波形 75 的变化进行了表示。在利用了心电图信号的情况下,能够识别从输入部 10 取入的心电图信号波形 71 的心律时相。对于其他的波形 72 ~ 75,能够从多普勒测量或经时性地测量出的 M 模式图像而得到,通过使用波形的极大值、极小值、最大值、最小值、倾斜度、过零点(zero cross)等,能够检测特定的时相 76。

[0066] <步骤 S5>

[0067] 速度决定部 156 基于在步骤 S2 中形状提取部 151 所取得的组织位置信息和在步骤 S3 中流速分布取得部 152 所取得的速度分布信息,考虑物理一致性地决定检查者所期望的血流速度(S5)。

[0068] 具体来说,图 6(b) 所示的亮度值和速度分布的关系对具有某速度的血液在测量区域中存在多少进行了表示,所以首先,针对瓣逆流设想速度的空间分布模型,根据该速度空间分布对具有某速度 u 的流速的体积进行推定,并推定速度 u 与该体积 $V(u)$ 的关系即速度体积关系。接着,利用信号强度与体积相关这一情况,根据速度体积关系对亮度值速度关系进行推定。最后,使实际测量的亮度值速度关系与推定的亮度值速度关系相匹配,实际求取所期望的速度 U 。

[0069] 以下,参照图 8 所示的流程对步骤 S5 的详情进行说明。

[0070] 《步骤 S501》

[0071] 首先,对于作为目标的血流,根据速度的空间分布的模型,对具有某速度 u 的流速的体积进行推定,并对速度 u 与该体积 $V(u)$ 的关系进行推定。在此因为将主动脉瓣逆流作为了对象,所以将主动脉瓣逆流视为喷流,对速度分布进行预测。主动脉瓣喷流的速度分布如图 9 所示,在主动脉瓣 37 的附近,中心部分(芯(core))的速度突出,在与其周边的边界具有不连续的变化,但在远离主动脉瓣 37 的地方,芯的周围变得平滑且与周边连续地连接。将芯区域(平坦的部分)变得平滑的区域称为喷流扩展的区域。在本实施方式中,将芯扩展的区域与未扩展的区域划分开,分别建立不同的模型公式,对它们进行累计。

[0072] 喷流的扩展区域例如能够用作为 Goertler 式而被熟知的下式 (1) 来表示 (非专利文献 1)。

[0073] 【式 1】

$$[0074] \quad u = \frac{3K}{(8\pi\epsilon x) \left(1 + \frac{3K}{64\pi\epsilon^2} \frac{y^2}{x^2} \right)} \quad (1)$$

[0075] 式中, u 是速度, K 是取决于与喷流的运动量相关联的喷流种类的常数, ϵ 是 K 的函数。 x 是在喷流方向上距喷流虚拟原点的距离, y 是在喷流垂直方向上距喷流中心的距离。

[0076] 非专利文献 1: 社河内, 喷流工学 (2004) 森北出版

[0077] 也可以取代式 (1) 而使用 Schlichting 式或 Tollmien 式 (全都是非专利文献 1 记载)。

[0078] 因为上述式 (1) 等有效仅限于喷流扩展的情况, 所以在喷流未扩展区域, 使用式 (2) 所表示的模型。

[0079] 【式 2】

$$[0080] \quad u = U \exp \left(- \left(\frac{y}{B} \right)^n \right) \quad (2)$$

[0081] 式中, U 是喷流中心的速度, 这是在本实施方式中应求取的速度。特别是, 在对主动脉和左心室间的压力差进行计算时, 理想情况下需要主动脉瓣逆流中心附近的速度。 B 是表示芯区域的平滑度的常数。

[0082] 也可以取代式 (2) 而使用指数函数、阶跃函数、误差函数、 δ 函数 (Delta function) 中的任意一者、或者它们的组合。

[0083] 若使用上述式 (1) 和式 (2) 来求取体积的关系式, 则体积的分布能够记述为式 (3)。

[0084] 【式 3】

$$[0085] \quad I(u) = \frac{A}{u} \left(\frac{(CR)^2}{5D} \left(\frac{u}{U} \right)^{-3} + \left(\frac{2B^2}{3n} \right) \left(-\log \frac{u}{U} \right)^{2/n-1} \right) \quad (3)$$

[0086] 式中, R 是芯区域的半径, CR 是表示芯区域的宽度的指标, C 是 10 至 15 之间的常数。 D 是通过运算自动导出的常数且取 40 ~ 70 的值。

[0087] 《步骤 S502》

[0088] 基于在步骤 S501 算出的速度与体积的关系式, 来求取速度与亮度值的关系。该计算能够通过对于式 (3) 的体积, 取对数并施以 γ 函数等的调整来实现。使用式 (3) 再现了的速度分布 (速度与亮度值的关系) 如图 10(a) 所示。该结果与在图 10(b) 中再次示出的实际测量值 (亮度值速度分布) 62 的虚线部相比较, 可以说是良好的再现。在上述式 (3) 中, A 、 n 、 R 、 σ 、 U 是未知数, 通过下面的步骤中根据实际测量值进行拟合来算出。

[0089] 《步骤 S503》

[0090] 对在步骤 S502 求取的速度分布的式 (式 (3)) 与实际测量值 62 (图 6(b)) 进行拟合, 求取式 (3) 的未知数, 并算出所期望的速度即 U 。拟合方法能够使用最小平方法、差分绝对值最小法、通过互相关进行的模式匹配 (pattern matching) 等的公知方法。另外拟合既可以在对式 (3) 进行卷积积分之后进行, 在不考虑卷积积分效果的拟合的情况下, 也可以通过式 (5) 校正卷积效果。

[0091] 《步骤 S504》

[0092] 一般在生成多普勒波形时, 无论测量了多么均匀的速度分布, 都会像图 5 所示的速度分布 53 那样, 具有取决于装置的宽度。在本步骤中, 对取决于装置的速度分布的宽度进行校正。具体来说, 例如, 宽度的特性函数 G 是式 (4) 所示的高斯分布 (Gaussian distribution), 在其分散值为 S 的情况下, 校正后的速度能够用式 (5) 来表示。

[0093] 【式 4】

$$[0094] \quad G = \exp\left(-\left(\frac{u}{S}\right)^2\right) \quad (4)$$

[0095] 【式 5】

$$[0096] \quad U_c = U + S \quad (5)$$

[0097] 式中, U_c 是校正后的速度。

[0098] 上述步骤 S504 在本实施方式中并非必须, 但能够通过步骤 S504 的处理来提高速度决定的精度。

[0099] 以上说明的步骤 S501 ~ S504 是由速度决定部 156 处理的步骤。通过这些步骤, 来决定所期望的速度 U (校正后为 U_c)。

[0100] 诊断信息计算部 153 能够使用如上所述速度决定部 156 所算出的速度 U , 来进行以下的步骤 S6 ~ S9 (图 2), 并算出速度以外的诊断信息。这些步骤也可以由检查者根据需要选择来进行。

[0101] < 步骤 S6 >

[0102] 基于所算出的主动脉瓣逆流的中心速度 U , 根据式 (6) 所示的简易伯努利 (Bernoulli) 式来求取压力差 dP (压力差计算部 158 的处理)。通过按照每个时相来求取压力差, 能够得到其时间变化的信息。

[0103] 【式 6】

$$[0104] \quad dP = 4U^2 \quad (6)$$

[0105] 因为上述压力差是压力的差分而并非绝对压, 所以进一步基于基准压来计算绝对压 (绝对压计算部 159 的处理)。基准压也可以基于从输入部 10 输入的基准压 P , 换算为左心室绝对压 P_{LV} 。此外, 也可以对基准压的基准点选择主动脉, 对基准压选择主动脉压 P_{A0} 。在该情况下, 主动脉压 P_{A0} 能够使用由主动脉血压计取得的值, 左心室绝对压 P_{LV} 可以用下式 (7) 来表示。

[0106] 【式 7】

$$[0107] \quad P_{LV} = P_{A0} - dP \quad (7)$$

[0108] < 步骤 S7 >

[0109] 容积计算部 160 根据形状提取部 151 所形成的形状图像在多个时刻对左心室的容

积进行计算。为了左心室容积的算出,可以使用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取的 Pombo 法或 Teichholz 法等。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。作成表示所算出的多个时刻的左心室容积 V 与在步骤 S5 算出的多个时刻的绝对压 P 的关系的压力 - 容积关系图。压力 - 容积关系图的一个示例如图 11 所示。图中,多个环状的曲线是对于检查对象在不同的身体条件下进行了测定时的压力 - 容积关系曲线 C_{pv} , 1 次心跳表示了一个环。所谓不同的身体条件例如是对下肢施加负荷的前后,药物的使用前后等。也可以基于这些压力 - 容积关系曲线 C_{pv} , 显示收缩期末期的压力 - 容积关系的倾斜度 $E_{\max}$ 或表示舒张末期压与容积的关系的舒张末期压 - 容积关系曲线 C_{pv}^{ED} 。

[0110] 另外,舒张末期压 P_{LV}^{ED} 能够通过下式 (8) 来算出。

[0111] 【式 8】

$$P_{LV}^{ED} = P_{A0} - dP^{Op} \quad (8)$$

[0113] 式中, P_{A0} 是从舒张末期到主动脉瓣敞开时的主动脉压。因为从舒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_{A0} 也可以取从舒张末期到主动脉瓣敞开时的主动脉压的任意值或者平均值。此外, dP^{Op} 是主动脉瓣敞开时的左心室 - 左心房的压力差。

[0114] < 步骤 S8 >

[0115] 诊断信息计算部 153 也能够根据在步骤 S6 算出的绝对压,算出表示时间微分值的物理量即 dP / dt 以及 / 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 。在步骤 S6 ~ S8 得到的值成为表示检查对象的心脏状态的重要诊断指标。

[0116] < 步骤 S9 >

[0117] 精度计算部 157 也可以对于在上述各步骤算出的诊断信息,特别是由速度决定部 156 决定的速度,算出其精度。精度的指标例如能够使用图 6(b) 的曲线图 62 的亮度值极值 $P_{\max}(Pp1)$ 的值 I1 和亮度下部极值 $P_{\min}(Pp2)$ 的值 I2,通过下式 (9) 来算出。

[0118] 【式 9】

$$a = (I1 - I2) / I1 \quad (9)$$

[0120] 在该数值小于某阈值时,表示在步骤 S503 或者 S504 决定的速度、以及根据该速度在步骤 S6 ~ S8 算出的各信息的精度较低。能够使所算出的指标 a 显示于显示部 14,由此检查者能够判断是否需要重新测量等。

[0121] 另外,上述的各步骤 S501 ~ S504 以及步骤 S6 ~ S9 的计算式 (算法) 预先保存于存储器部 154,速度决定部 156 等的诊断信息运算部 153 在上述数值的计算时读出并进行计算。

[0122] < 步骤 S10 >

[0123] 由上述诊断信息运算部 153 算出的诊断信息显示于显示部 14。显示的详情在后面叙述。

[0124] 以上,如所说明的那样,在本实施方式的超声波诊断装置中,对于主动脉瓣逆流的扩展部分和未扩展部分,分别建立模型公式,并对其卷积运算后的结果即速度 - 亮度值关系式与实际测量值进行拟合。由此,能够正确地决定在物理上具有一致性的速度。

[0125] 另外在本实施方式中,对作为所期望的血流部分将主动脉瓣逆流作为对象的情况进行了说明,但本实施方式不仅能够应用于主动脉瓣逆流,只要是喷流模型适用的血流部

分就能够同样地应用。

[0126] < 第二实施方式 >

[0127] 在本实施方式中,装置的构成(图1)也与第一实施方式相同,而且,首先取得B模式像、设定测量对象区域、并对所设定的测量对象区域进行多普勒测量也与第一实施方式的步骤S1~S4相同。此外在本实施方式中,速度决定部156也基于形状提取部151所取得的组织位置信息和流速分布取得部152所取得的速度分布信息,考虑物理一致性地决定检查者所期望的血流速度。但是,在本实施方式中,速度决定部156在存在多个不同速度的血流的系统的亮度值速度分布曲线图中,建立对所期望的速度的位置进行推定的公式,并将该公式适用于实际测量的亮度值速度分布,来求取所期望的速度。

[0128] 例如,在本实施方式中,速度决定部,作为速度信息的模型而设定用阶跃函数与 δ 函数的和表示的模型,并使用速度分布取得部所取得的速度分布的特殊点的值来算出速度信息。速度决定部所使用的特殊点包含速度分布取得部所取得的速度分布的极小值、极大值、拐点中的任意一者。

[0129] 以下,以与第一实施方式不同的步骤为中心对第二实施方式的动作进行说明。图12是表示第二实施方式的速度决定部156的处理流程的图,步骤S1~S4以及步骤S6~S10与第一实施方式相同所以省略说明。以下对本实施方式的特征即步骤S5的详情进行说明。

[0130] 《步骤S511》

[0131] 速度决定部156对流速分布取得部152所取得的速度分布信息(图6(b)所示的亮度值速度分布62)的特殊点进行检测。特殊点具体来说,是亮度值减少拐点P1、亮度值增加拐点P2、亮度值极值Pp(Pp1、Pp2)、亮度下端部P3等。这些特殊点能够根据曲线图或通过取其微分来检测。根据曲线图求取特殊点的速度,进入到下一步骤S512,对速度进行计算。此时,在亮度值极值Pp没有显著出现的情况下,喷流的信号强度下降了的可能性很高,进入到步骤S513。

[0132] 《步骤S512》

[0133] 虽然在亮度值速度分布曲线图中,存在在步骤S511检测出的亮度下端部P3、亮度值减少拐点P1、亮度值极值Pp、亮度值增加拐点P2等若干特征点但是瓣逆流的速度的真值不明。因此在本步骤中,假定为用阶跃函数与 δ 函数的和来表示亮度值速度分布,并对可以得到波峰位置的速度的真值的位置进行推定。

[0134] 使用图13对速度-亮度值曲线图中的速度位置的推定的概念进行说明。图中,(a)是存在多个速度的情况,(b)是速度恒定的情况,都是横轴为速度而纵轴为亮度值。如图13(b)所示,在测量区域的血流速度恒定的情况下,亮度值速度分布101在测量速度内的速度U示出较大值,但被装置的特性函数G平缓。但是,在平缓后的亮度值速度分布102中,亮度值的峰值仍然位于速度U。另一方面,喷流的中心附近在某种程度上示出了恒定速度,但在包含与其反方向的成分在内的其他速度成分介于其中的情况下,成为图13(a)所示那样的亮度值速度分布103。若进一步被装置的特性函数G平缓则得到平缓后的亮度值速度分布104。该亮度值速度分布104在存在亮度值的峰值这样的意义上,与亮度值速度分布102在定性上一致,但该峰值的位置104p移动到与区域内的最大速度U相比低速的一侧。这是由于被周围速度拖曳而导致的。由此,可以说亮度值的峰值未必一定示出喷流中心速

度。

[0135] 在此,在亮度值速度分布 103 由阶跃函数与 δ 函数的和来表示的情况下,波峰位置的速度的真值 U 能够用下式 (10) 来表示。

[0136] 【式 10】

$$[0137] \quad U = U_1 + U_2 - U_p \quad (10)$$

[0138] 式中, U_1 是亮度值减少拐点 $P1$ 的速度值, U_2 是亮度值增加拐点 $P2$ 的速度值, U_p 是亮度值极值 Pp 的速度值。

[0139] 《步骤 S513》

[0140] 另一方面,虽然在亮度值极值 Pp 没有显著出现的情况下,喷流的信号强度下降了的可能性很高,但视为速度分布能够用阶跃函数来假定的情况,通过下式 (11) 来求取真值 U 。

[0141] 【式 11】

$$[0142] \quad U = U_1 \quad (11)$$

[0143] 由式 (11) 记载的公式不仅能够应用于主动脉瓣逆流,只要速度分布能够用阶跃函数等来假定就能够应用于各处。例如,理想的血管内的流动由式 (12) 来记述,其概率密度函数为一种阶跃函数。

[0144] 【式 12】

$$[0145] \quad u = U \left(1 - \left(\frac{r}{R} \right)^2 \right) \quad (12)$$

[0146] 对于一般的血管的流动,在高精度地测量血管的流动的情况下,也能够用相同的阶跃函数来记述,并能够应用式 (11)。

[0147] 另外,上述的式 (10)、(11) 是设想了亮度值速度分布 103 由阶跃函数与 δ 函数的和来表示的情况的简便的方法,也可以取代阶跃函数和 δ 函数而使用式 (1)、式 (2)。在此情况下,能够使用在所述步骤 S503 记载了的实施例。

[0148] 在本实施方式中,与速度决定相关的运算信息(式 (10)、(11))也保存在存储器部 154 中,速度决定部 156 在速度决定时进行调用。

[0149] 《步骤 S514》

[0150] 精度计算部 157 也可以与在第一实施方式中说明的步骤 S9 同样地,使用亮度值极值 Pp 的信息来算出在上述步骤 S512、S513 决定的速度的精度。能够使所算出的精度显示于显示部 14,由此检查者能够判断是否需要重新测量。此外也可以与第一实施方式同样地使用所决定的速度在步骤 S6 ~ S10 算出各种诊断信息。

[0151] 根据本实施方式,与通过拟合对期望速度进行计算的第一实施方式相比,能够用简单的方法来决定真正的期望速度。此外本实施方式能够应用于能用阶跃函数表示血流的流动的所有的对象。而且在本实施方式中,由于具备对所求取的结果的精度进行计算的功能,因而检查者能够确认决定结果的精度。

[0152] < 显示的实施方式 >

[0153] 在上述的实施方式中,主要对期望速度的决定和利用了所求取的速度的压力信息的计算进行了说明,但下面,对这些实施方式通用的显示的的实施方式进行说明。

[0154] 在图 14 中表示显示于显示部 14 的曲线图的示例。

[0155] 图 14(a) 是表示在显示流速分布取得部 152 所作成的多普勒波形的画面 140 上显示了检查者所期望的时相 T 的速度 U 的示例的图,在图示的示例中,速度 U 在方框 141 内显示为数值。此外也可以在该多普勒波形上将全部时相或者一部分时相的亮度值减少拐点 P1、亮度值增加拐点 P2、亮度值极值 Pp、所算出的速度 U 中的一个或者多个在时间序列上连接起来作为线 142、或者作为点 143 而重叠显示在多普勒波形上。此外在方框 141 中,既可以显示速度检索结果的精度 a,也可以对精度 a 设定阈值,并在 a 为阈值以下的情况下,显示测量精度较低的意旨。

[0156] 图 14(b) 是对在步骤 S6 求取的压力差 dP 的时相的一部分或者全部进行了显示的示例。也可以与表示压力差的时间变化的曲线图 144 一起,将 1 个或多个时刻的压力差显示在方框 145 中。

[0157] 图 14(c) 表示在步骤 S7 求取的各部位的绝对压的时间变化,在图示的示例中,实线表示左心室的绝对压,虚线表示主动脉的绝对压,双点划线表示左心房的绝对压。此外,在速度决定部 156 算出了将绝对压用时间微分后的值即 dP / dt 以及 / 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 的情况下,在方框 146、147 中,也可以显示一次心跳全部或者一部分的时刻的 dP / dt 、 τ 的任意一者或两者。而且也可以在框 148 中,显示各步骤等处理的进展状况。

[0158] 图 14(d) 显示了在步骤 S8 求取的压力 - 容积关系图。在压力 - 容积关系图上,除了压力容积关系曲线 C_{pv} 之外,还可以显示收缩期末期的压力 - 容积关系的倾斜度即 E_{max} 、表示舒张末期压与容积的关系的舒张末期压 - 容积关系曲线 C_{pv}^{ED} 。

[0159] 图 14 表示显示例,并不限于图 14 的显示例而能够进行各种变更。例如,与绝对压相关的信息,也可以根据由形状提取部 151 形成的图像,使其与组织图像相重合。

[0160] 使用模仿了猪的主动脉瓣的装置来进行逆流速度测量,并通过本发明的第二实施方式的方法来算出了压力差。对该结果与利用了压力传感器的压力差结果进行了比较而得出的结果如图 15 所示。图中,曲线图的实线是利用压力传感器进行测量的结果,○是利用第二实施方式的方法算出的压力。根据图 15 可知,利用本发明的方法而得到的结果与利用压力传感器得到的测定结果非常一致,通过本方法能够达成数 mmHg 以内的精度。

[0161] 工业实用性

[0162] 根据本发明,在超声波摄像中,能够高精度地测量检查者所期望的血流速度,并能够使用该速度将压力差、绝对压等对诊断有用的信息作为高精度的信息而提供。

[0163] 符号说明

[0164] 1 装置主体

[0165] 2 超声波探头

[0166] 10 输入部

[0167] 11 控制部

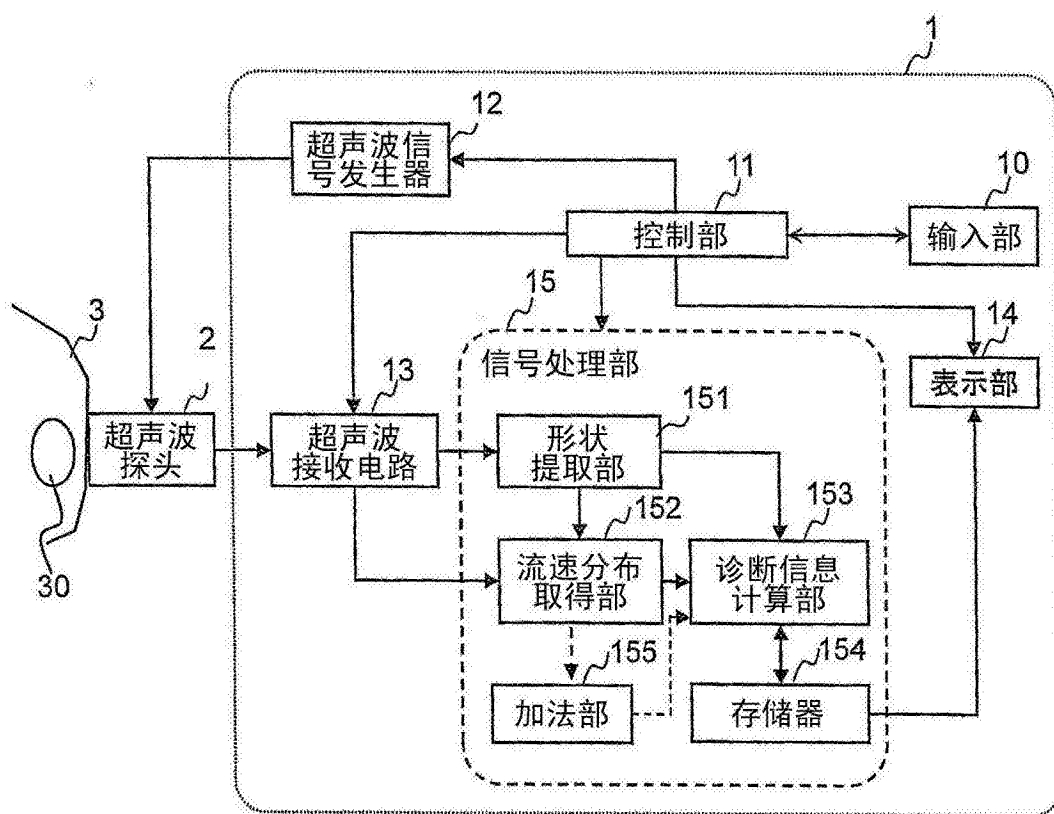
[0168] 12 超声波信号发生器

[0169] 13 超声波接收电路

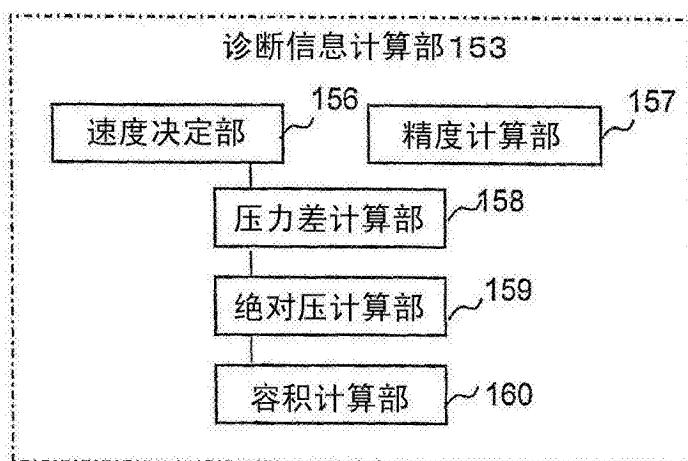
[0170] 14 显示部

[0171] 15 信号处理部

- [0172] 151 形状提取部
- [0173] 152 速度分布取得部
- [0174] 153 诊断信息计算部
- [0175] 155 加法部
- [0176] 156 速度决定部
- [0177] 157 精度计算部
- [0178] 158 压力差计算部
- [0179] 159 绝对压计算部
- [0180] 160 容积计算部。



(a)



(b)

图 1

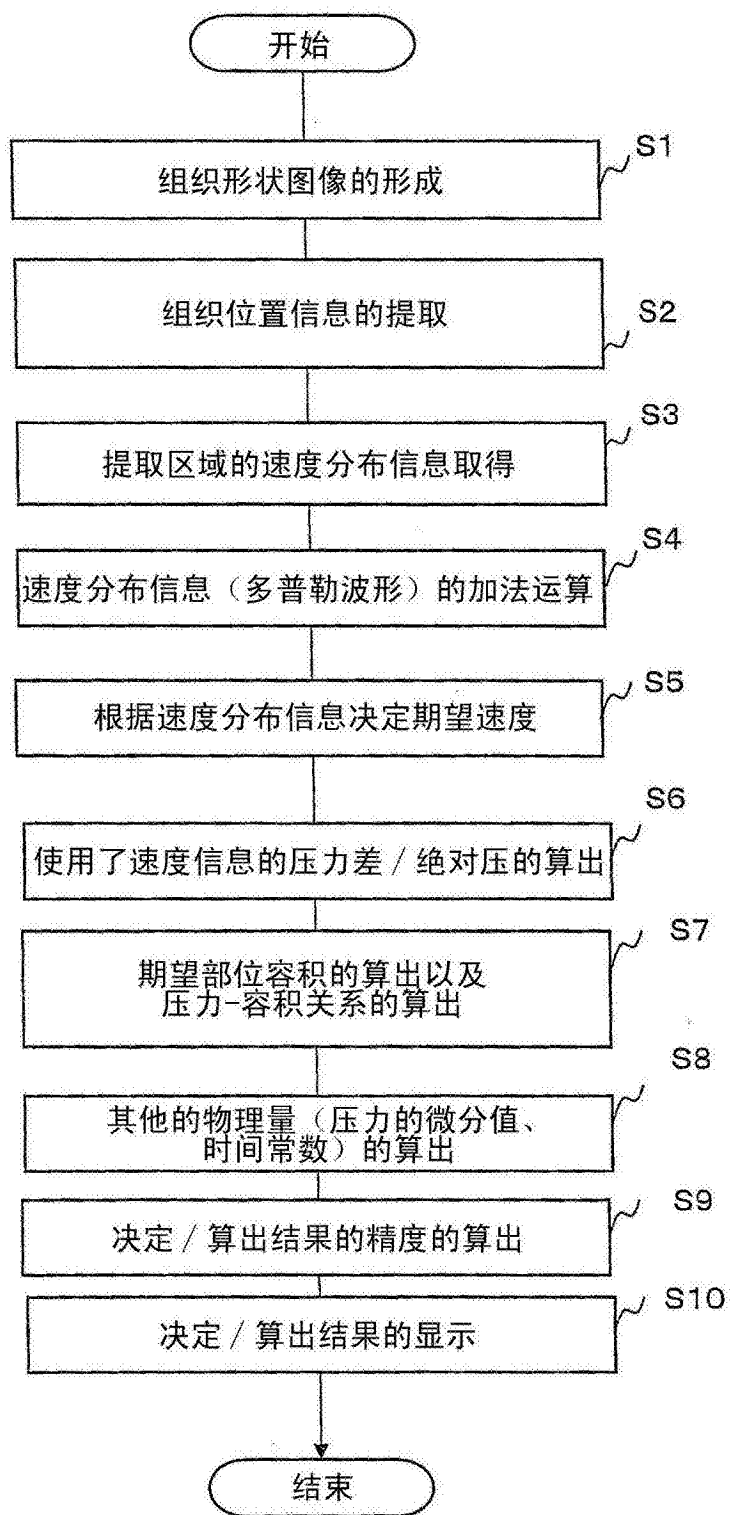


图 2

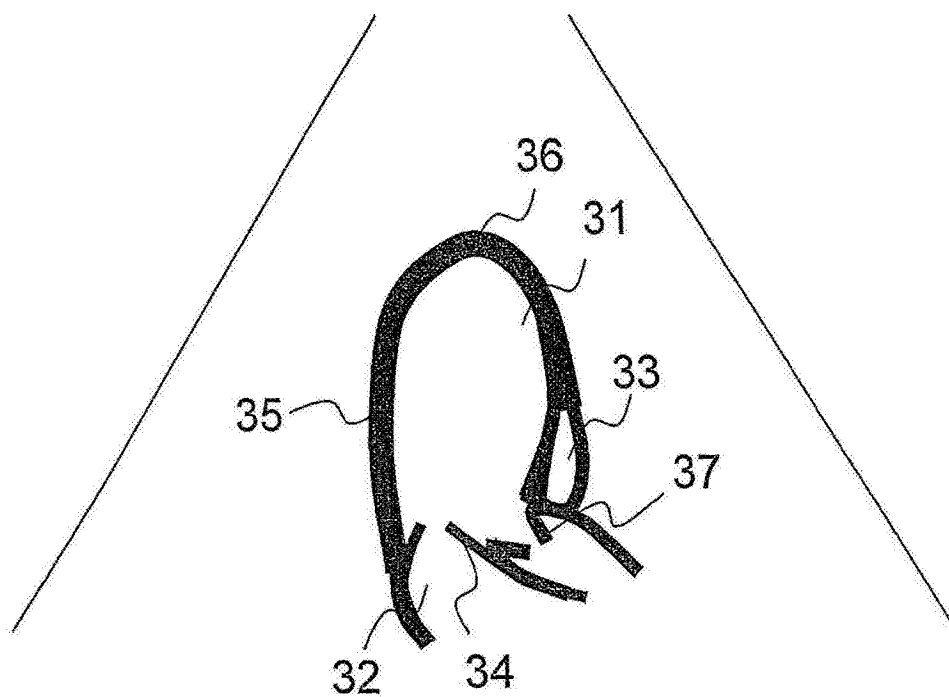


图 3

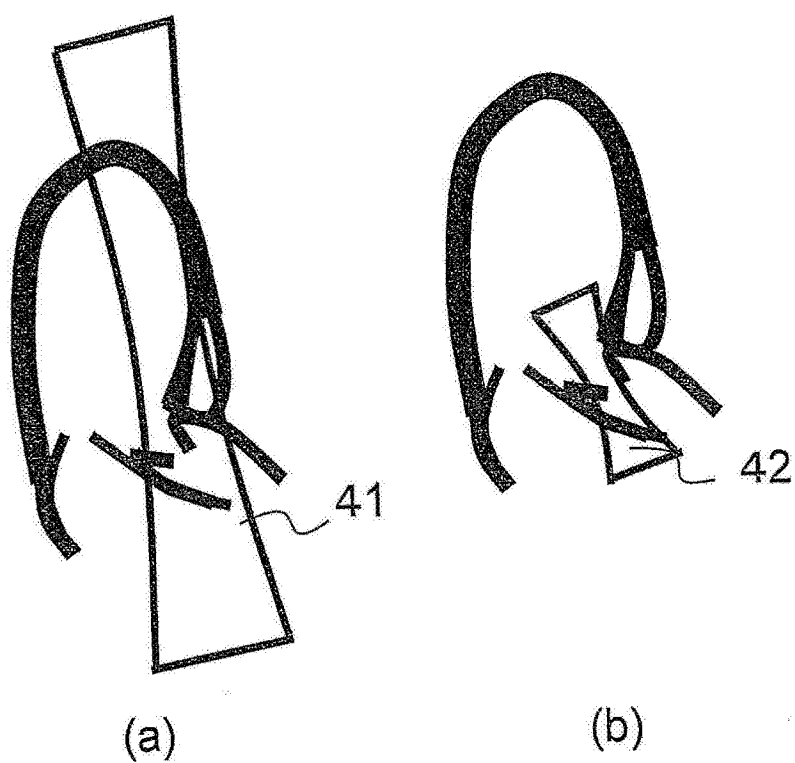


图 4

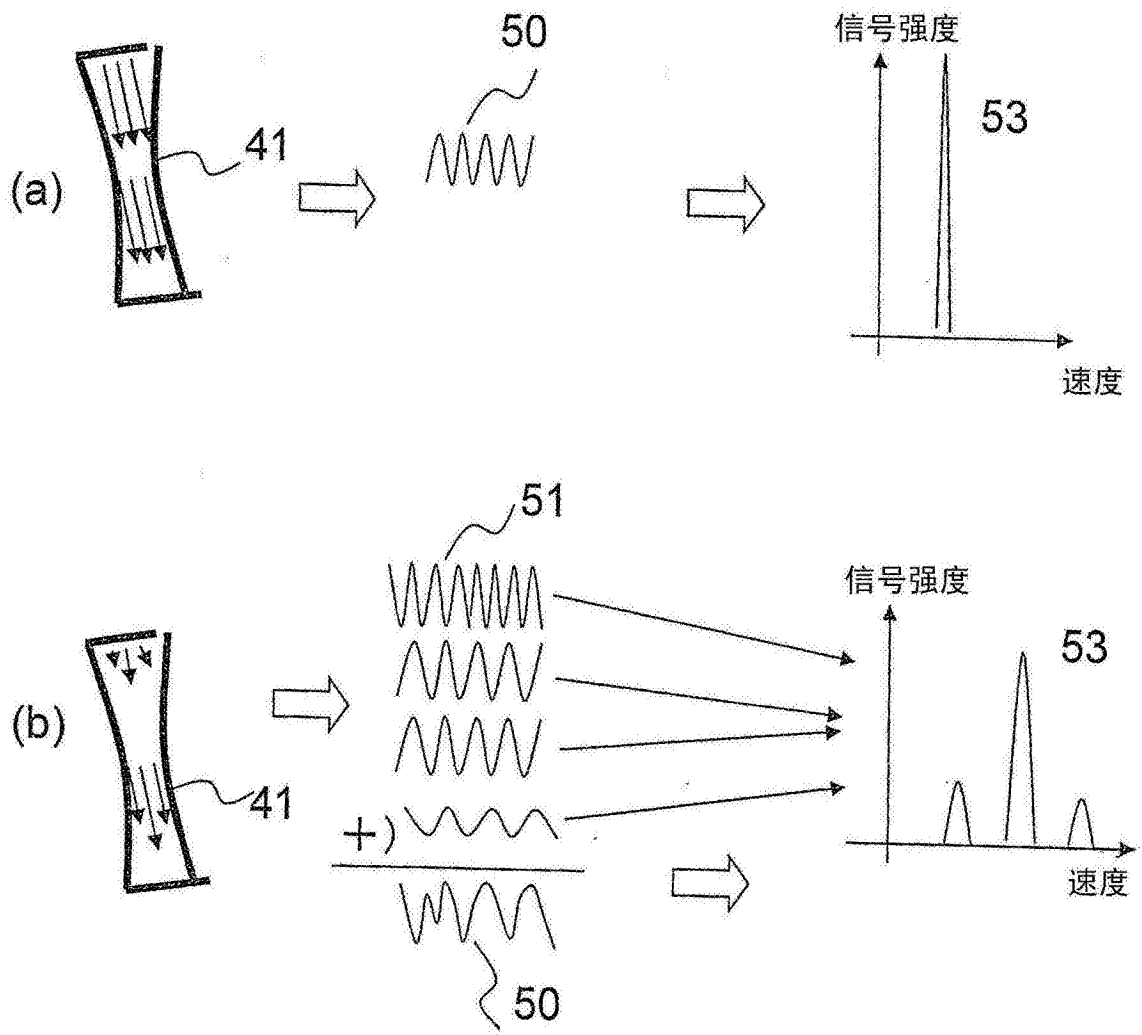


图 5

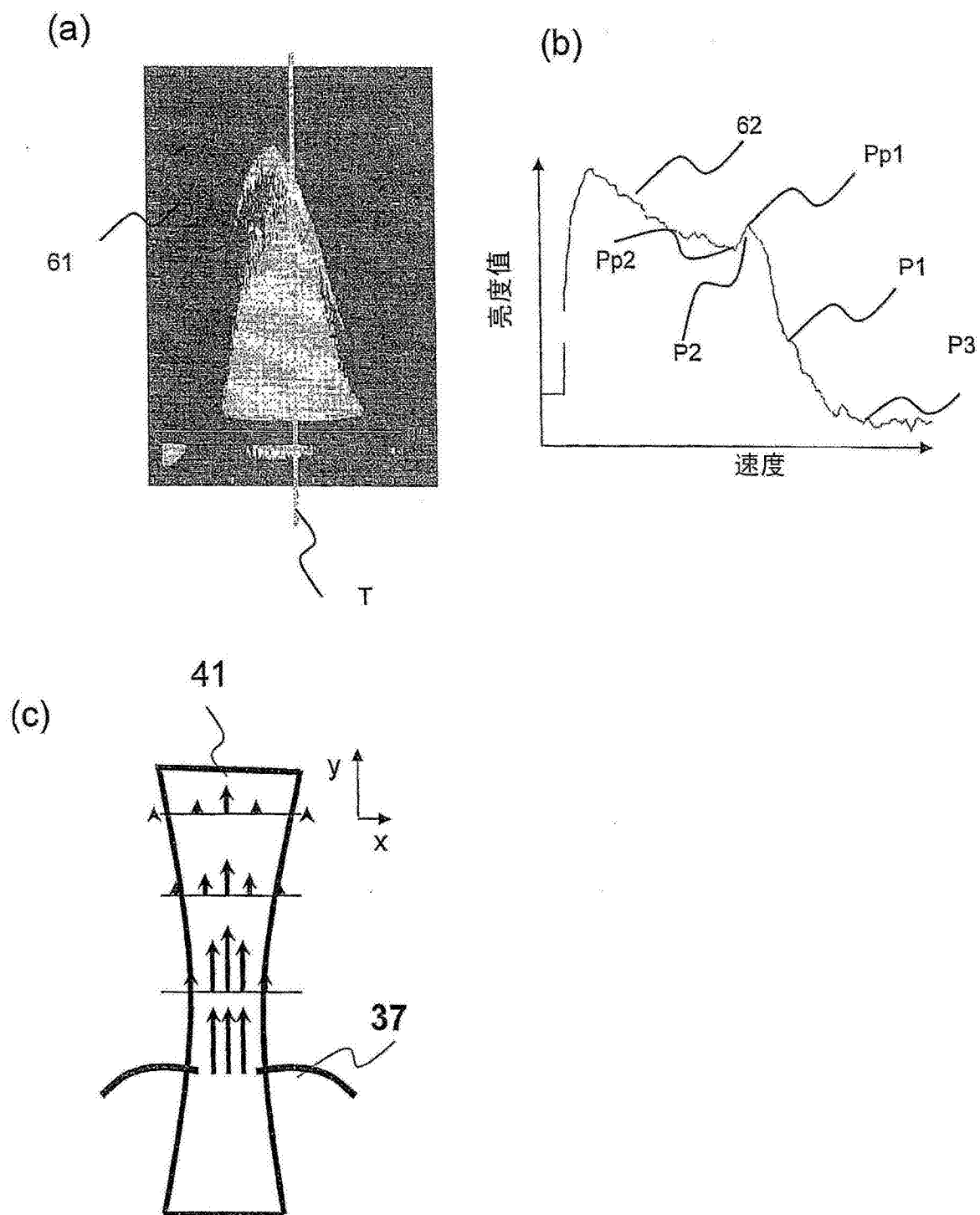


图 6

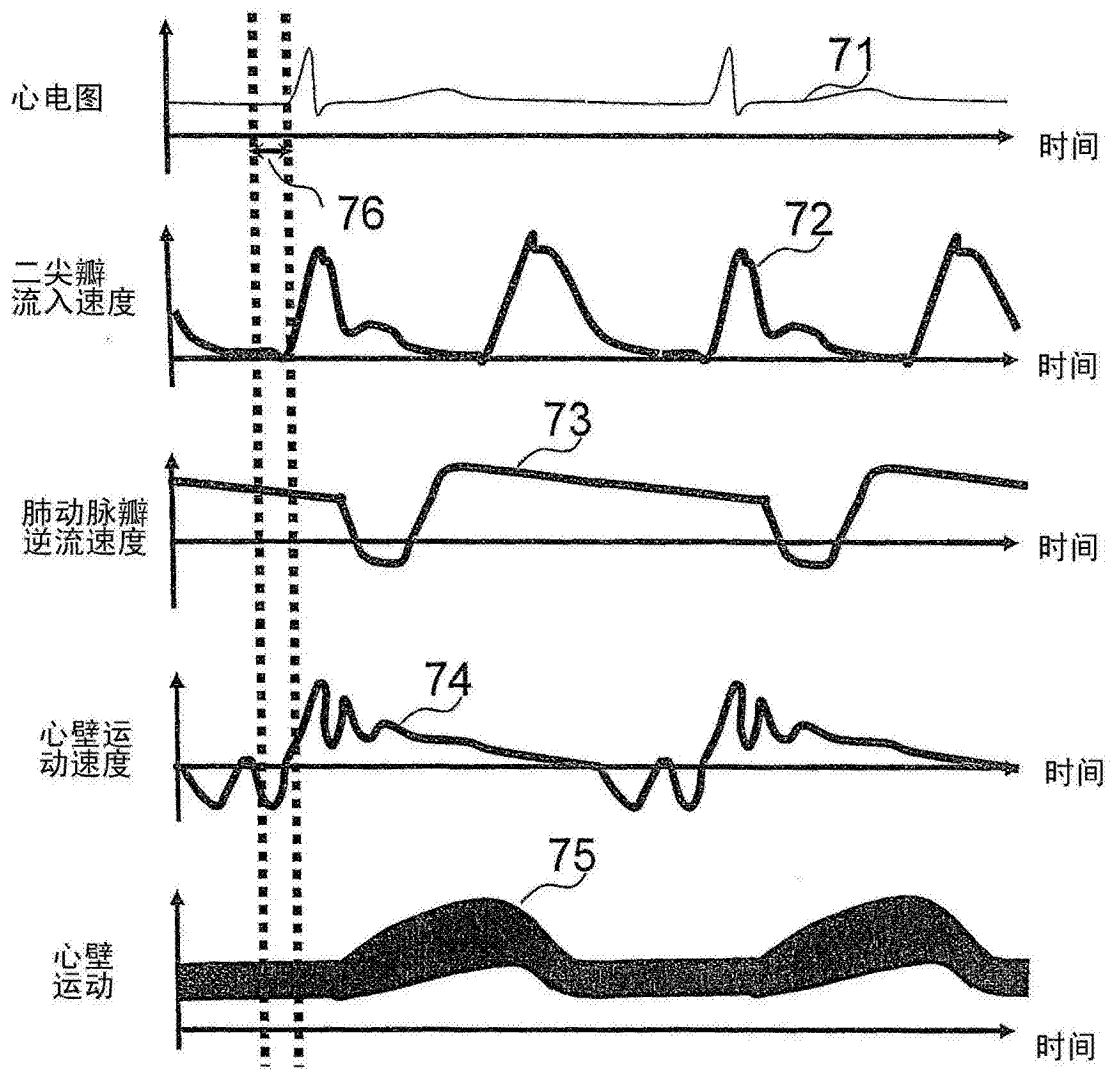


图 7

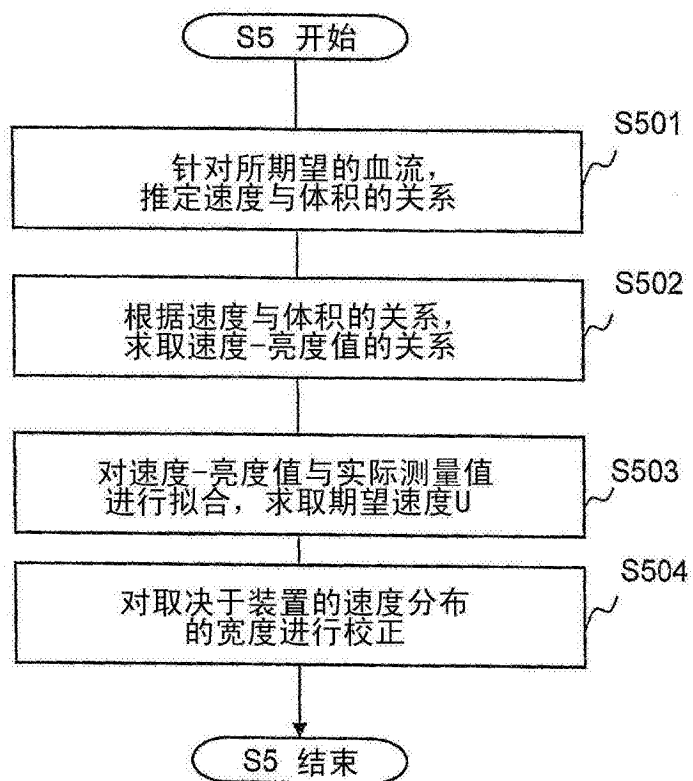


图 8

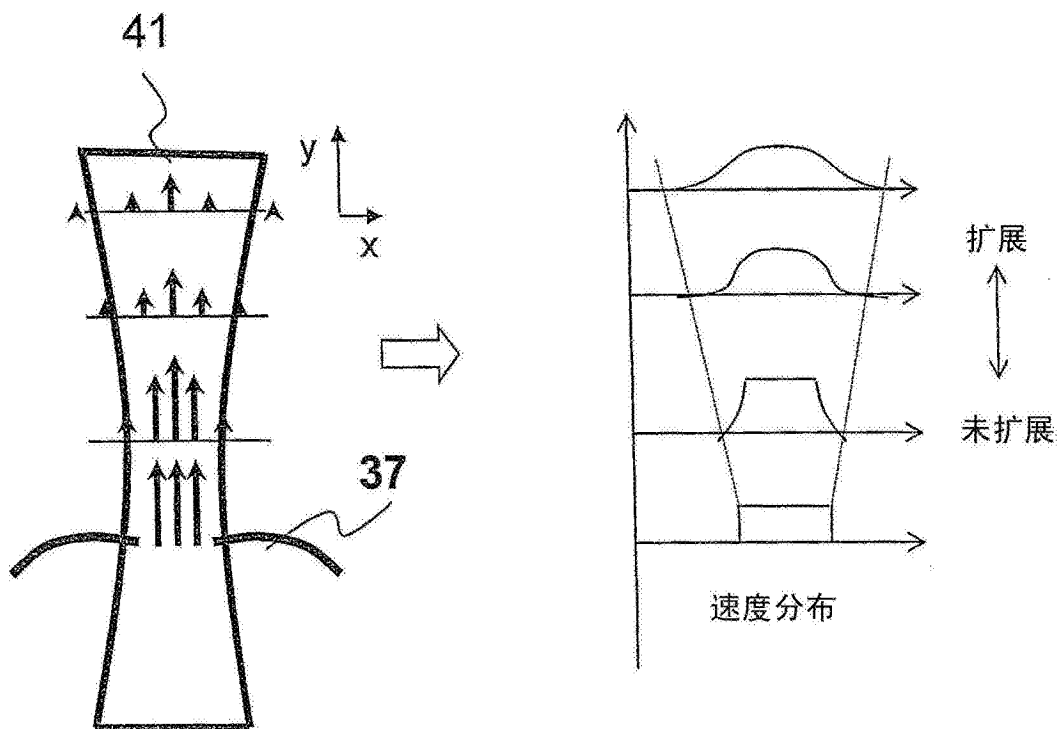


图 9

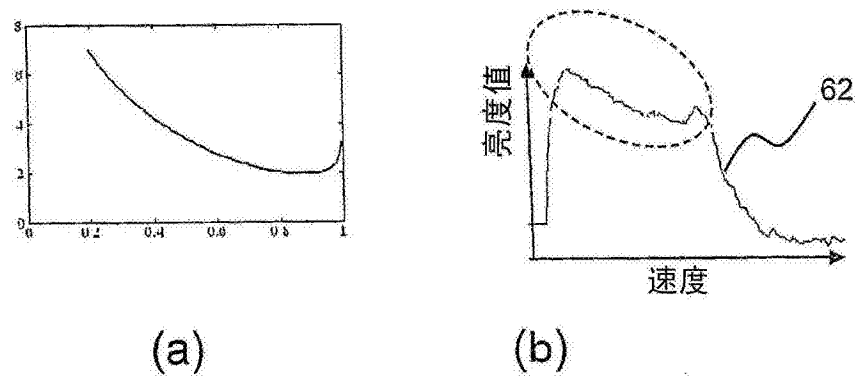


图 10

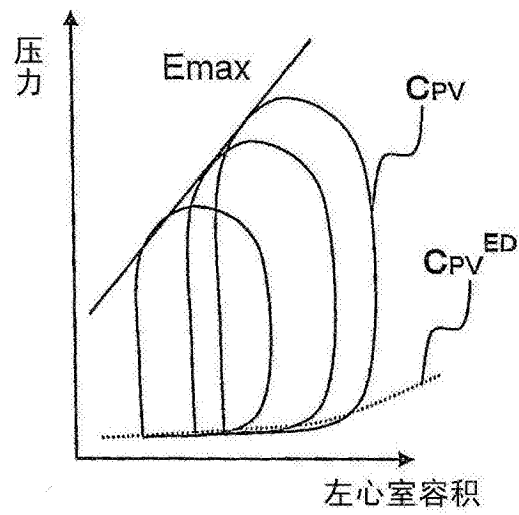


图 11

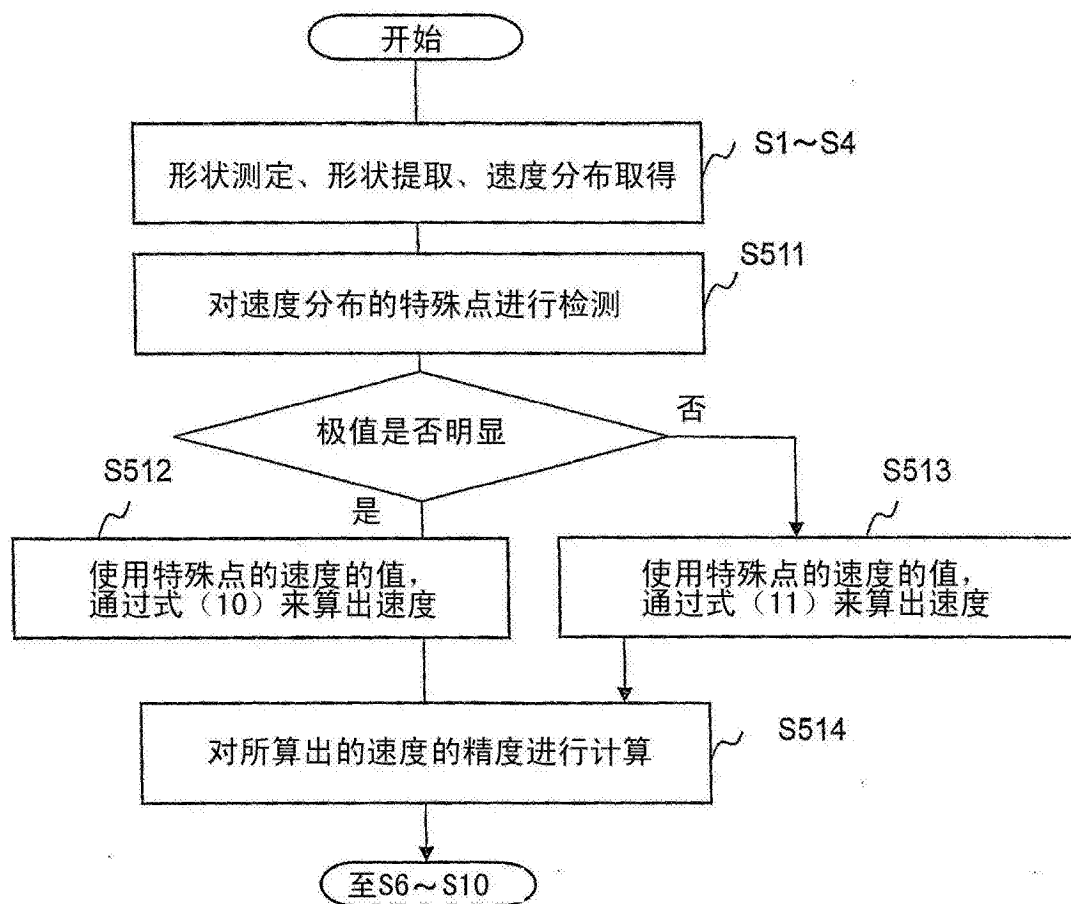


图 12

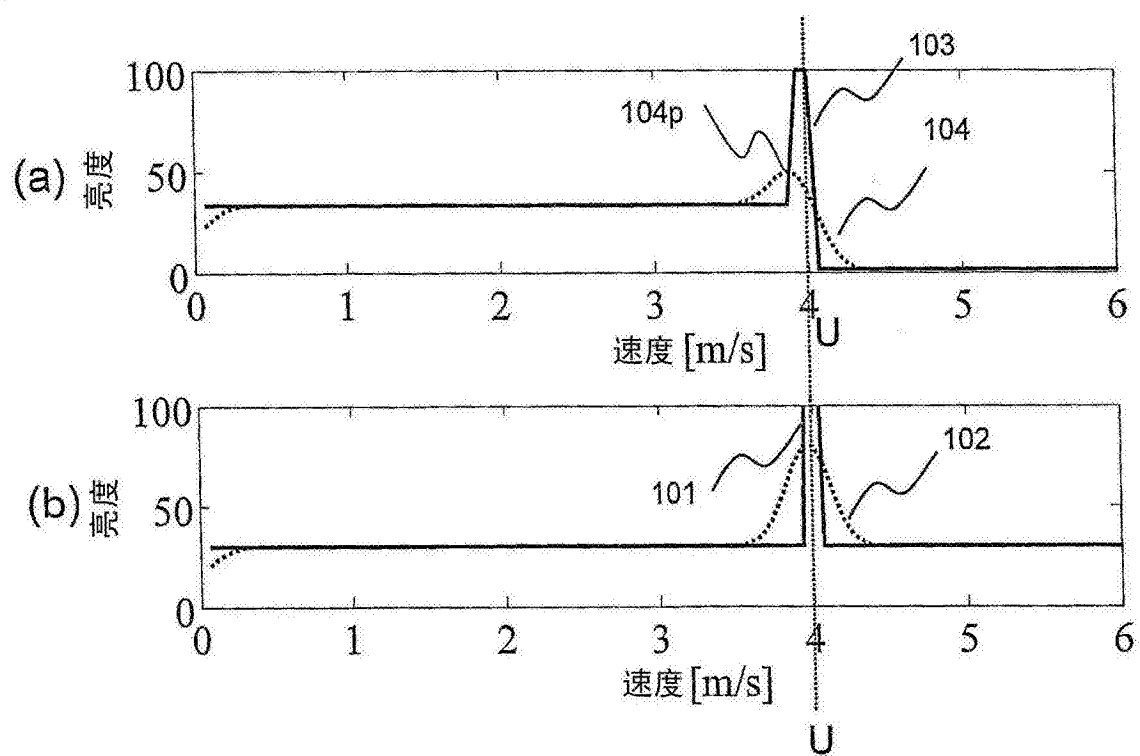


图 13

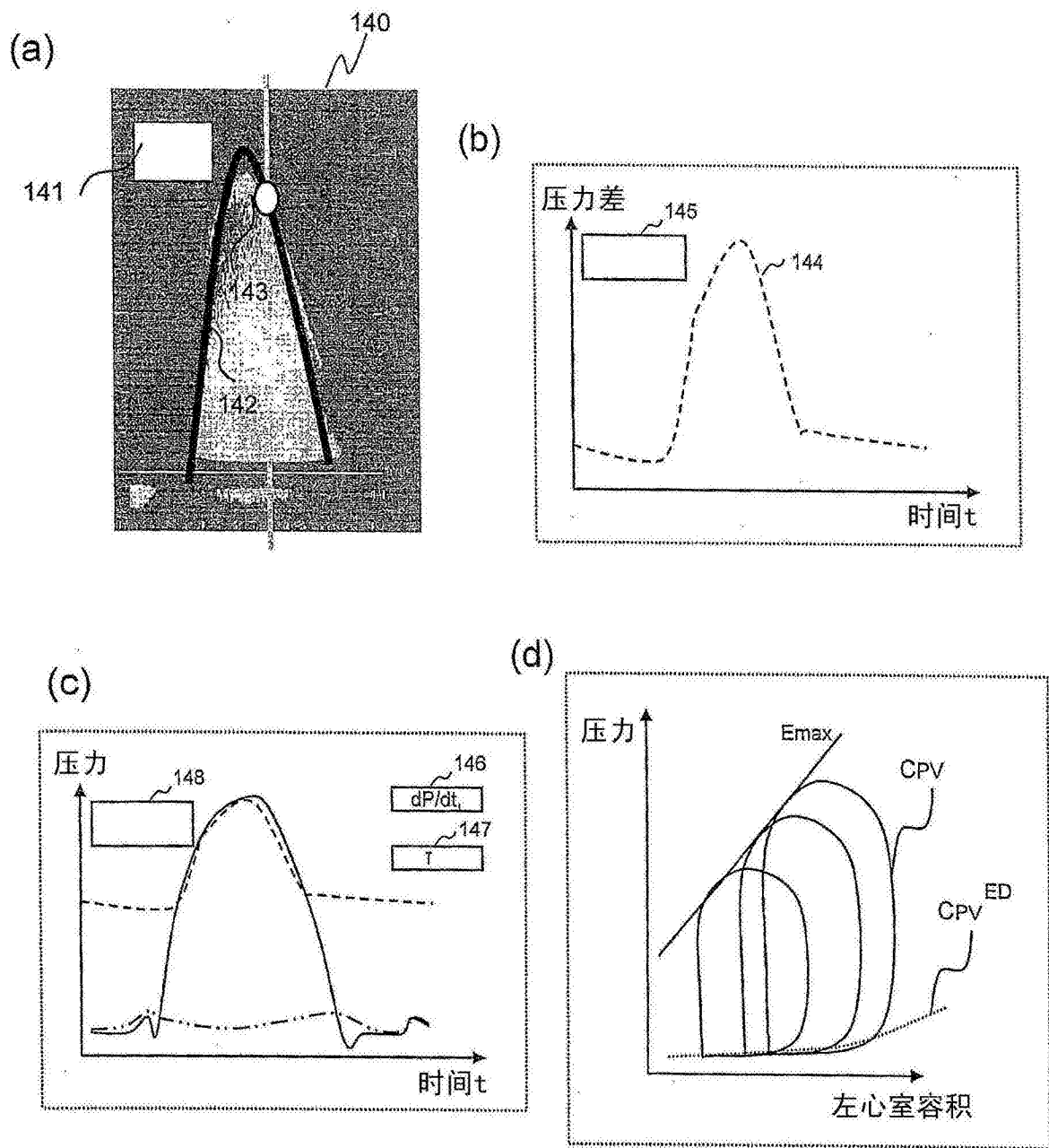


图 14

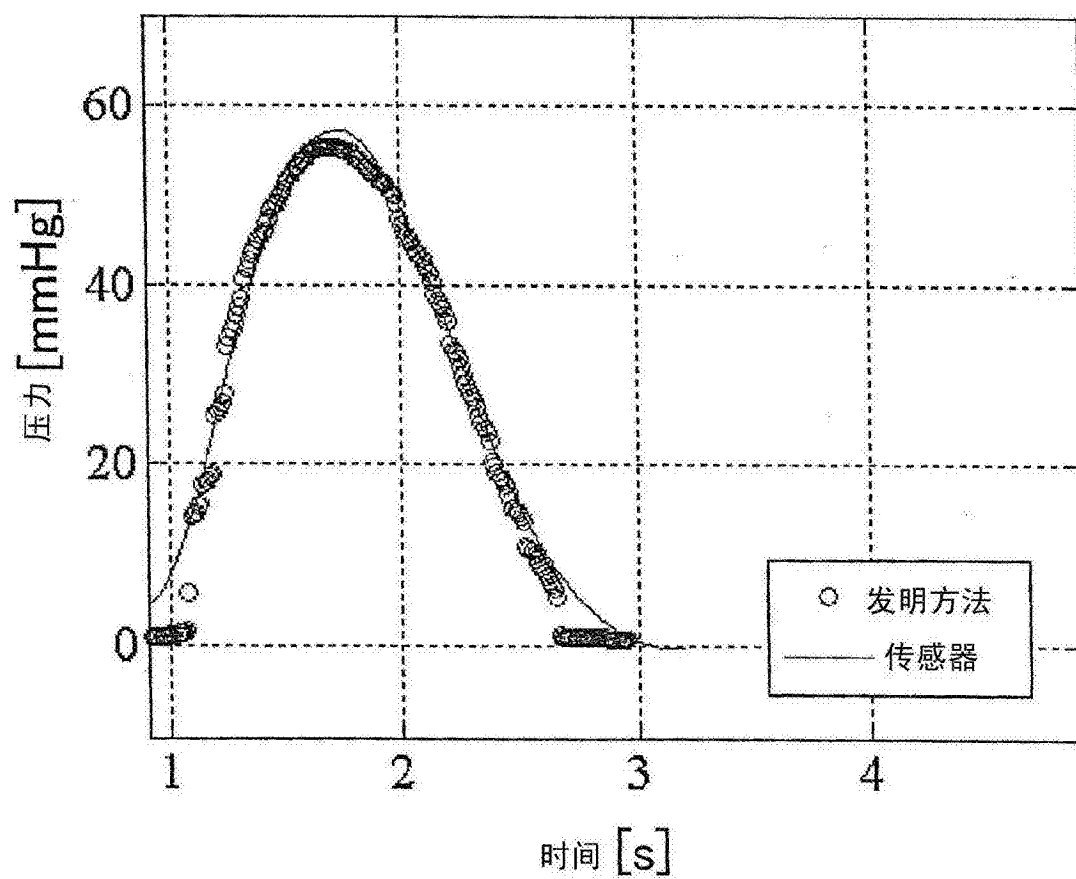


图 15

专利名称(译)	超声波摄像装置以及方法		
公开(公告)号	CN103781425B	公开(公告)日	2016-01-20
申请号	CN201280043377.4	申请日	2012-08-01
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
[标]发明人	田中智彦 桥场邦夫		
发明人	田中智彦 桥场邦夫		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/5223 A61B8/04 A61B8/06 A61B8/065 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/488 A61B8/5207		
优先权	2011231066 2011-10-20 JP		
其他公开文献	CN103781425A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在超声波摄像中，作为生物体组织附近的血流速度，对在物理上具有一致性的值进行测定。超声波摄像装置具备：形状提取部，其使用从照射了超声波的检查对象反射的回声信号，对生物体组织的形状数据进行识别；流速分布取得部，其根据回声信号对组织附近的血流速度进行检测；和速度决定部，其提取检查者所期望的速度信息(目标速度信息)。速度决定部设定作为目标的血流的模型，并决定与根据该模型而推定的速度分布相匹配的速度分布实际测量值的速度。

