

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103126724 A

(43) 申请公布日 2013.06.05

(21) 申请号 201210497513.9

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012.11.29

A61B 8/06 (2006.01)

(30) 优先权数据

2011-262772 2011.11.30 JP

2012-228789 2012.10.16 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 阿部康彦 桥本新一

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 孙蕾

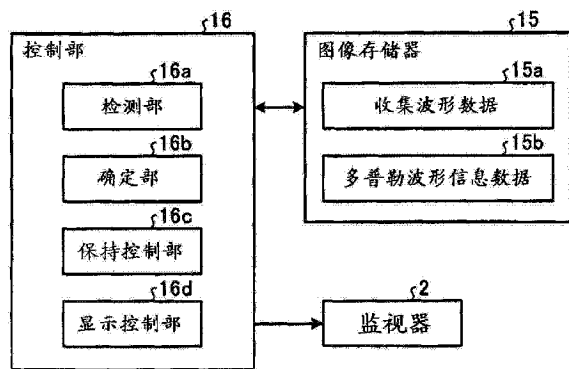
权利要求书3页 说明书23页 附图18页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及图像处理方法

(57) 摘要

实施方式涉及超声波诊断装置及图像处理方法。减轻最高流速为最大的多普勒波形的收集中的操作者负担。超声波诊断装置具备检测部、确定部、保持控制部、显示控制部。检测部将从沿时间序列收集的多普勒波形得到的血流速度最高流速或血流速度平均流速峰值作为代表流速在每个规定期间检测。确定部通过将检测部依次输出的代表流速的值进行比较,确定多个代表流速中的规定极性下的最大值。保持控制部将最大波形信息保持于规定存储部,该最大波形信息是作为与上述多普勒波形相关的信息的多普勒波形信息且是在检测到最大值的期间中的多普勒波形的多普勒波形信息。显示控制部将现在时刻被收集的多普勒波形信息与最大波形信息一起同时显示于规定显示部。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

检测部,将从沿着时间序列收集的多普勒波形得到的血流速度的最高流速、或者血流速度的平均流速的峰值作为代表流速,在每个规定期间进行检测;

确定部,通过将从上述检测部依次输出的代表流速的值进行比较,从而确定多个代表流速中的规定的极性下的最大值;

保持控制部,使最大波形信息保持在规定的存储部中,该最大波形信息是作为与上述多普勒波形相关的信息的多普勒波形信息、并且是在检测到上述最大值的期间中的多普勒波形的多普勒波形信息;以及

显示控制部,使上述最大波形信息与现在时刻被收集的多普勒波形信息一起,同时显示于规定的显示部。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

作为上述最大波形信息的多普勒波形信息包含与该多普勒波形信息对应的多普勒波形的图像数据和从该多普勒波形测量的测量值,

上述测量值包含最大流速值、最大压力梯度、平均压力梯度、平均流速值以及速度的时间积分值中的至少一个。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

当变为规定的条件时,上述保持控制部从上述规定的存储部中删除上述最大波形信息。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,

当规定的输入部从操作者接受了删除请求时,上述保持控制部删除上述最大波形信息。

5. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,

每当经过预先设定的期间,上述保持控制部就删除上述最大波形信息。

6. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述检测部通过检测上述多普勒波形的包络线、或者重心速度来检测上述代表流速,进而使用该检测到的包络线来计算出上述测量值。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述显示控制部使与上述最大波形信息对应的多普勒波形的图像数据的显示标度、和现在时刻被收集的多普勒波形的图像数据的显示标度相同,并使各图像数据并列显示。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述显示控制部使与上述最大波形信息对应的多普勒波形的图像数据的显示标度、与现在时刻被收集的多普勒波形的图像数据的显示标度不同。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

当从操作者接受了上述最大波形信息的保存请求时,上述保持控制部将该最大波形信息设为规定的文件形式输出至规定的存储介质。

10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

当从操作者接受了上述最大波形信息的显示请求时,上述显示控制部使包含与该最大波形信息对应的多普勒波形在内的连续的多普勒波形显示于上述规定的显示部。

11. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述检测部计算出最新的上述规定期间的多普勒波形的代表流速以及紧接在该最新的多普勒波形之前收集到的至少一个上述规定期间的多普勒波形的代表流速的平均值，

上述确定部通过将上述检测部依次输出的平均值进行比较，来确定作为现在时刻的最大的平均值的最大平均值，

上述保持控制部使检测到上述最大平均值的多个上述规定期间量的多普勒波形中最新的多普勒波形的多普勒波形信息作为上述最大波形信息，保持在上述规定的存储部中。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述保持控制部使对计算出上述最大平均值的多个上述规定期间量的多普勒波形信息进行平均后的平均波形信息作为上述最大波形信息，保持在上述规定的存储部中。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述保持控制部使至少一个上述规定期间的多普勒波形信息与上述最大波形信息一起保持在上述规定的存储部中。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述显示控制部使上述规定的存储部所保持的多个多普勒波形信息显示于上述规定的显示部。

15. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述保持控制部使包含上述最大波形信息在内的连续的多个上述规定期间的多普勒波形信息保持在上述规定的存储部中。

16. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述保持控制部与上述最大波形信息一起，至少维持一个过去最大波形信息，并保持在上述规定的存储部中，该过去最大波形信息是该最大波形信息之前为最大波形信息的多普勒波形信息。

17. 根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

当由操作者指定了上述规定的显示部所显示出的上述最大波形信息以及上述过去最大波形信息的某一个的多普勒波形信息时，上述显示控制部使包含与所指定的多普勒波形信息对应的多普勒波形在内的连续的多普勒波形显示于上述规定的显示部。

18. 根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述确定部将从上述检测部依次输出的代表流速、和从与上述规定的存储部所保持的上述最大波形信息以及上述过去最大波形信息对应的各多普勒波形检测到的代表流速的平均值进行比较。

19. 根据权利要求 18 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述检测部计算最新的多普勒波形的代表流速以及在紧接该最新的多普勒波形之前收集到的至少一个上述规定期间的多普勒波形的代表流速的平均值，

上述确定部将从上述检测部依次输出的平均值、和从与上述规定的存储部所保持的上述最大波形信息以及上述过去最大波形信息对应的各多普勒波形检测到的代表流速的平均值进行比较。

20. 一种图像处理方法，其特征在于，包含如下步骤：

检测部将从沿着时间序列收集的多普勒波形得到的血流速度的最高流速、或者血流速

度的平均流速的峰值作为代表流速,在每个规定期间进行检测,

确定部通过将上述检测部依次输出的代表流速的值进行比较,来确定多个代表流速中的规定的极性下的最大值,

保持控制部使最大波形信息保持在规定的存储部中,该最大波形信息是作为与上述多普勒波形相关的信息的多普勒波形信息、并且是在检测到上述最大值的期间中的多普勒波形的多普勒波形信息,

显示控制部使上述最大波形信息与现在时刻被收集的多普勒波形信息一起,同时显示于规定的显示部。

超声波诊断装置以及图像处理方法

[0001] 本申请享有 2011 年 11 月 30 日申请的日本专利申请号 2011-262772 及 2012 年 10 月 16 日申请的日本专利申请号 2012-228789 的优先权的权利,并在本申请中援引该日本专利申请的全部内容。

技术领域

[0002] 实施方式涉及超声波诊断装置以及图像处理方法。

背景技术

[0003] 以往,在超声波诊断装置中,进行使用从超声波的反射波提取出的多普勒(Doppler)信号生成显示血流信息的操作。作为由超声波诊断装置生成显示的血流信息,存在彩色多普勒图像、多普勒频谱(Doppler spectrum)(多普勒波形)等。多普勒波形是沿着时间序列绘制(plot)作为血流信息的观察部位而由操作者所设定的范围中的血流速度的波形。该范围由参照了 B 模式(mode)图像或 M 模式图像、彩色多普勒(color Doppler)图像的操作者来设定。例如,在心脏瓣膜中的逆流或狭窄的严重性判定中,操作者观察彩色多普勒图像,在判定为产生了由于逆流或狭窄导致的射流的部位设定收集范围,通过连续波(CW:Continuous Wave)多普勒法或脉冲波(PW:Pulsed Wave)多普勒法来收集多普勒波形,进行多普勒测量。

[0004] 在使用了多普勒测量的逆流的严重性判定中,多普勒波形的最大部分的检测、即,血流的最高流速(也称为峰值(peak)流速)的检测很重要。在此,在连续波多普勒法中,大多数情况下上述的最大部分的波形的 S/N 比(signal/noise ratio:信噪比)低,波形的边界变得不清晰。另外,产生有逆流的位置不一定是大范围,很多情况下是狭窄的范围。因此,作为超声波诊断装置的操作者的超声波检查技师(超声波扫描师:sonographer)为了一边实时(real time)地观察多普勒波形,一边得到“最大”的最高流速,以使得接收来自逆流部位的反射波的方式,改变超声波探头的接触方,或者口头地控制患者的呼吸。操作者一边进行该操作,一边进行多次心跳的多普勒波形的观察以及记录,判断是否得到了“最大”的最高流速。

[0005] 并且,操作者在识别出收集到最大的最高流速的多普勒波形之后,按下“Freeze(冻结)按钮”,从存储器(memory)中读出收集图像,参照收集图像。此时,如果需要,操作者则将收集图像追溯到过去。并且,操作者显示判断为是“最大”的最高流速的多普勒波形,进行用于进行逆流或狭窄的严重性判定的各种测量。例如,操作者手动地描绘(trace)所显示的多普勒波形的包络线(envelope),超声波诊断装置根据描绘结果进行测量处理。另外,作为逆流或狭窄的严重性判定所使用的测量值,存在作为“最大”的最高流速的最大流速、或 VTI (Velocity Time Integral:速度时间积分)、对于从最大流速值以简易伯努利式转换得到的情况优选的压力梯度等。

[0006] 另外,近年来,存在具有自动地描绘多普勒波形的包络线的功能的超声波诊断装置。另外,还通过该自动描绘功能,进行针对包含成为对象的多普勒波形在内的过去的多次

心跳(例如,从3次心跳到5次心跳)中的最高流速等的测量值计算平均值并输出的处理。另外,自动描绘也可以以连续波多普勒法来进行,但大多数情况下主要在脉冲波多普勒法的解析中被应用。

[0007] 但是,进行判断为收集到最大的最高流速的多普勒波形的判断依存于操作者的存储。因此,实际上有时进行使用了不是最大的最高流速的多普勒波形的多普勒波形的测量。此时,逆流的严重性的诊断精度降低。另外,在多普勒波形的收集中通常设定记录期间,有时由于超过了记录期间,不能显示最大的最高流速的多普勒波形。此时,需要重新收集多普勒波形,检查时间会变长。

发明内容

[0008] 本发明要解决的课题在于,提供一种能够减轻最高流速变为最大的多普勒波形的收集中的操作者的负担的超声波诊断装置以及图像处理方法。

[0009] 实施方式的超声波诊断装置具备检测部、确定部、保持控制部、显示控制部。检测部将从沿着时间序列收集的多普勒波形得到的血流速度的最高流速、或者血流速度的平均流速的峰值作为代表流速,在每个规定期间进行检测。确定部通过将上述检测部依次输出的代表流速的值进行比较,来确定多个代表流速中的规定的极性下的最大值。保持控制部使最大波形信息保持在规定的存储部中,该最大波形信息是作为与上述多普勒波形相关的信息的多普勒波形信息、且是检测到上述最大值期间中的多普勒波形的多普勒波形信息。显示控制部将现在时刻被收集的多普勒波形信息与上述最大波形信息一起,同时显示在规定的显示部上。

[0010] 根据实施方式的超声波诊断装置,能够减轻最高流速为最大的多普勒波形的收集中的操作者的负担。

附图说明

[0011] 图1是用于说明第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的图。

[0012] 图2是表示用于说明以往的多普勒测量的一个例子的图。

[0013] 图3是用于说明第1实施方式所涉及的控制部的结构例的图。

[0014] 图4是用于说明由检测部执行的处理的一个例子的图。

[0015] 图5是用于说明由第1实施方式所涉及的确定的部执行的处理的一个例子的图。

[0016] 图6是用于说明最大波形信息的设定例的图。

[0017] 图7是用于说明由第1实施方式所涉及的保持控制部执行的处理的一个例子的图。

[0018] 图8是用于说明由第1实施方式所涉及的显示控制部执行的显示处理的一个例子的图。

[0019] 图9A、图9B以及图9C是用于说明由第1实施方式所涉及的保持控制部执行的复位(reset)处理以及保存处理的一个例子的图。

[0020] 图10是用于说明由第1实施方式所涉及的显示控制部执行的滚动(scroll)处理的一个例子的图。

[0021] 图11用于说明第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的最大波形信息的保持以

及显示处理的流程图(flowchart)。

[0022] 图 12 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的复位处理的流程图。

[0023] 图 13 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的保存处理的流程图。

[0024] 图 14 是用于说明由第 2 实施方式所涉及的显示控制部执行的显示处理的一个例子的图。

[0025] 图 15 是用于说明第 3 实施方式的图。

[0026] 图 16 是用于说明第 3 实施方式的图。

[0027] 图 17A 以及图 17B 是用于说明第 4 实施方式的图。

[0028] 图 18A、图 18B 是用于说明第 5 实施方式的图。

[0029] 图 19 是用于说明第 5 实施方式的图。

[0030] 图 20 是用于说明第 5 实施方式的图。

[0031] 图 21 是用于说明第 5 实施方式的图。

[0032] 图 22 是用于说明第 5 实施方式的图。

具体实施方式

[0033] 以下,参照附图,详细地说明超声波诊断装置的实施方式。

[0034] (第 1 实施方式)

[0035] 首先,针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构进行说明。图 1 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构图。如图 1 所示,本实施方式所涉及的超声波诊断装置具有:超声波探头(probe) 1、监视器(monitor) 2、输入装置 3、心电图扫描仪 4、装置主体 10。

[0036] 超声波探头 1 具有多个压电振子,这些多个压电振子根据从后述的装置主体 10 所具有的发送接收部 11 供给的驱动信号产生超声波。另外,超声波探头 1 接收来自被检体 P 的反射波并转换成电信号。另外,超声波探头 1 具有设置于压电振子的匹配层以及声透镜(lens)、防止超声波从压电振子向后方传播的背衬(backing)材料等。超声波探头 1 可自由拆卸地与装置主体 10 连接。

[0037] 如果从超声波探头 1 对被检体 P 发送超声波,则所发送的超声波在被检体 P 的体内组织中的声阻抗(impedance)的不连续面被依次反射,作为反射波信号被超声波探头 1 所具有的多个压电振子接收。所接收的反射波信号的振幅依存于反射超声波的不连续面中的声阻抗的差。另外,被发送的超声波脉冲被正在移动的血流、心脏壁等表面反射时的反射波信号由于多普勒效应,依存于移动体相对超声波发送方向的速度分量,遭受频移(多普勒偏移)。

[0038] 另外,第 1 实施方式通过作为一系列地配置多个压电振子的一维超声波探头的超声波探头 1,即使在对被检体 P 二维地进行扫描(scan)的情况下也能够应用,通过使一维超声波探头的多个压电振子机械地摆动的超声波探头 1 或作为二维格子状地配置多个压电振子的二维超声波探头的超声波探头 1,即使在对被检体 P 三维地进行扫描的情况下也能够应用。

[0039] 在此,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置如后述的那样,在进行了彩色多普勒图像的摄影之后,进行设定在彩色多普勒图像上的范围(例如,距离选通(range gate)或

扫描线)中的多普勒波形的收集。因此,在第 1 实施方式中,有时根据所收集的图像的种类,从用于进行彩色血流图(CFM:Color Flow Mapping)法的超声波探头 1,替换为用于进行连续波(CW :Continuous Wave)多普勒法或脉冲波(PW :Pulsed Wave)多普勒法的超声波探头 1。

[0040] 输入装置 3 具有鼠标(mouse)、键盘(keyboard)、按钮(button)、面板开关(panel switch)、触摸指令屏(touch comm and screen)、脚踏开关(foot switch)、轨迹球(trackball)等,接受来自超声波诊断装置的操作者的各种设定请求,对于装置主体 10 传送所接受到的各种设定请求。

[0041] 例如,操作者使用输入装置 3 所具有的轨迹球,来进行距离选通的设定。另外,操作者按下输入装置 3 所具有的“Freeze 按钮”,来暂时停止多普勒波形的收集。另外,操作者设定根据多普勒波形来测量的测量值的种类。另外,针对操作者使用输入装置 3 进行的处理内容,之后进行详述。

[0042] 监视器 2 显示用于超声波诊断装置的操作者使用输入装置 3 输入各种设定请求的 GUI (Graphical User Interface :图形用户界面),或者显示在装置主体 10 中生成的各种图像、基于装置主体 10 的测量结果等。

[0043] 心电图扫描仪 4 与装置主体 10 连接,取得进行超声波扫描的被检体 P 的心电图(ECG :Electrocardiogram)。心电图扫描仪 4 将所取得的心电图发送至装置主体 10。

[0044] 装置主体 10 是根据超声波探头 1 接收到的反射波生成超声波图像的装置。装置主体 10 如图 1 所示,具有发送接收部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13、图像生成部 14、图像存储器 15、控制部 16、内部存储部 17。

[0045] 发送接收部 11 具有触发(trigger)发生电路、发送延迟电路以及脉冲发生器(pulsar)电路等,对超声波探头 1 供给驱动信号。脉冲发生器电路重复发生用于形成规定的重复频率(PRF:Pulse Repetition Frequency :脉冲重复频率)发送超声波的速率脉冲(rate pulse)。另外,PRF 也被称为速率频率。另外,发送延迟电路对于脉冲发生器电路所发生的各速率脉冲赋予将从超声波探头 1 产生的超声波会聚成束(beam)状并为了确定发送指向性而所需的每个压电振子的发送延迟时间。另外,触发发生电路以基于速率脉冲的定时(timing),对超声波探头 1 施加驱动信号(驱动脉冲)。即,发送延迟电路通过使对于各速率脉冲赋予的发送延迟时间发生变化,从而任意地调整来自压电振子面的发送方向。

[0046] 另外,发送接收部 11 为了根据后述的控制部 16 的指示,执行规定的扫描序列(Scan sequence),具有能够瞬间地变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别的,发送驱动电压的变更由能够瞬间地切换该值的线性放大器(linear amplifier)型的发送电路、或者电气地切换多个电源单元(unit)的构造来实现。通过这些功能,发送接收部 11 例如使从超声波探头 1 发送连续波的超声波,或者发送脉冲波的超声波。

[0047] 另外,发送接收部 11 具有放大器(amplifier)电路、A/D (analog/digital)转换器、接收延迟电路、加法器等,对于超声波探头 1 接收到的反射波信号进行各种处理,生成反射波数据(data)。放大器电路将反射波信号针对每个通道(channel)进行放大进行增益(gain)校正处理。A/D 转换器对增益校正后的反射波信号进行 A/D 转换。接收延迟电路对数字数据(digital data)赋予确定接收指向性所需的接收延迟时间。加法器对由接收延迟电路赋予了接收延迟时间的反射波信号进行加法处理生成反射波数据。通过加法器的加

法处理,强调来自与反射波信号的接收指向性对应的方向的反射分量。

[0048] 在此,发送延迟时间以及接收延迟时间由超声波束的发送焦点(focus)以及接收焦点距离声透镜的位置(深度)来确定。发送接收部 11 根据发送延迟时间以及接收延迟时间等发送接收条件,控制超声波的发送接收中的发送指向性与接收指向性。另外,发送接收部 11 能够根据发送接收条件,变更超声波探头 1 的发送接收中所使用的压电振子(发送用口径以及接收用口径)。

[0049] B 模式处理部 12 从发送接收部 11 接收反射波数据,进行对数放大、包络线检波处理等,生成信号强度由亮度的明暗来表现的数据(B 模式数据)。

[0050] 多普勒处理部 13 通过根据从发送接收部 11 接收到的反射波数据对速度信息进行频率解析来提取多普勒偏移,并通过使用多普勒偏移,来提取基于多普勒效应的血流、组织、造影剂回波分量,生成针对多点提取出平均速度、分散、能量(power)等的移动体信息的数据(多普勒数据)。

[0051] 另外,本实施方式所涉及的 B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 也可以是针对二维的反射波数据以及三维的反射波数据的双方都能够进行处理的情况。

[0052] 图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 所生成的数据生成超声波图像。即,图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 所生成的 B 模式数据来生成由亮度来表示反射波的强度的 B 模式图像。另外,图像生成部 14 根据多普勒处理部 13 生成的多普勒数据,生成表示移动体信息(血流信息或组织的移动信息)的平均速度图像、分散图像、能量图像、或者作为这些的组合图像的彩色多普勒图像。

[0053] 在此,图像生成部 14 一般的情况是将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换(scan convert))成以电视(television)等为代表的视频格式(video format)的扫描线信号列,生成作为显示用图像的超声波图像。具体而言,图像生成部 14 通过根据基于超声波探头 1 的超声波的扫描方式进行坐标转换,来生成作为显示用图像的超声波图像。另外,图像生成部 14 除了扫描转换以外,作为各种图像处理,例如,进行使用扫描转换后的多个图像帧(frame),重新生成亮度的平均值图像的图像处理(平滑处理)、在图像内使用微分滤波器(filter)的图像处理(边缘(edge)强调处理)等。

[0054] 另外,图像生成部 14 根据多普勒处理部 13 生成的多普勒数据,生成沿着时间序列描绘出血流的速度信息的多普勒波形。

[0055] 另外,图像生成部 14 还能够生成对超声波图像(B 模式图像、彩色多普勒图像、多普勒波形等),合成了各种参数(parameter)的文字信息、刻度、体位标记(body mark)等的合成图像。

[0056] 图像存储器 15 是存储图像生成部 14 生成的各种图像的存储器。另外,图像存储器 15 还能够存储 B 模式处理部 12、多普勒处理部 13 生成的数据。

[0057] 内部存储部 17 存储用于进行超声波发送接收、图像处理以及显示处理的控制程序(program)、诊断信息(例如,患者 ID、医师的意见等)、诊断协议(protocol)、以及各种体位标记等各种数据。另外,内部存储部 17 根据需要,也用于保管图像存储器 15 所存储的图像等。另外,内部存储部 17 所存储的数据能够经由未图示的接口(interface),向外部的周边装置传送。

[0058] 控制部 16 控制超声波诊断装置的处理整体。具体而言,控制部 16 根据经由输入装

置 3 由操作者输入的各种设定请求、从内部存储部 17 读取的各种控制程序以及各种数据, 控制发送接收部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13、图像生成部 14 的处理。另外, 控制部 16 进行控制, 使得将图像存储器 15 所存储的超声波图像、用于指定由图像生成部 14 进行的各种处理的 GUI 等显示在显示器 2 上。另外, 控制部 16 使用从内部存储部 17 读取的测量用的程序, 进行使用了图像生成部 14 所生成的各种图像的测量处理等。

[0059] 以上, 针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的整体结构进行了说明。在该结构下, 第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置生成操作者所设定的范围中的多普勒波形, 并显示所生成的多普勒波形。操作者根据显示出的多普勒波形, 使用所希望的多普勒波形, 进行用于各种测量处理的设定。

[0060] 例如, 在心脏瓣膜中的逆流或狭窄的严重性判定中, 操作者观察彩色多普勒图像, 在判定为生成由逆流或狭窄导致的射流的部位设定距离选通, 通过连续波多普勒法或脉冲波多普勒法收集多普勒波形, 进行多普勒测量。以下, 使用图 2 针对使用以往的超声波诊断装置进行的多普勒测量的一个例子进行说明, 之后, 针对使用第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的多普勒测量进行说明。图 2 是用于说明以往的多普勒测量的一个例子的图。

[0061] 例如, 操作者在图像生成部 14 生成的 B 模式图像上设定进行 CFM 法的范围。由此, 控制部 16 通过控制各处理部, 从而在操作者设定的范围中执行 CFM 法。并且, 控制部 16 使图像生成部 14 生成在 B 模式图像上重叠了设定范围的彩色多普勒图像的重叠图像 A。并且, 控制部 16 如图 2 所示, 使重叠图像 A 显示于监视器 2。操作者参照重叠图像 A 的彩色多普勒图像, 在判定为生成了由逆流或狭窄导致的射流的心脏瓣膜(主动脉瓣或二尖瓣)附近设定距离选通 a。并且, 操作者例如通过 CW 法, 进行收集距离选通 a 中的多普勒波形的指示。在 CW 法中, 例如, 在距离选通 a 中设定聚焦点(focus point), 被收集的多普勒波形变为基于通过距离选通 a 的全部扫描线的反射波信号的波形。

[0062] 控制部 16 根据由多普勒处理部 13 生成的多普勒数据使图像生成部 14 生成多普勒波形。并且, 控制部 16 使图像生成部 14 沿着时间序列生成的多普勒波形显示于监视器 2。例如, 控制部 16 沿着将现在的收集时刻设为“0”, 过去的收集时刻由负(minus)来表示的时间轴来显示多普勒波形, 以使得更新显示重新计算出的血流速度。另外, 控制部 16 与多普勒波形一起, 在使多普勒波形和时间轴匹配的状态下, 还显示 ECG。

[0063] 在此, 在使用了多普勒测量的逆流或狭窄的严重性判定中, 多普勒波形的最大部分的检测、即血流的最高流速(也称为峰值流速)的检测很重要。在此, 在 CW 法中, 大多数情况下上述的最大部分的波形的 S/N 比低, 波形的边界变得不清晰。另外, 生成了由于逆流或狭窄导致的射流的位置不一定是大范围, 大多数情况是狭窄的范围。因此, 操作者为了一边实时地观察多普勒波形, 一边得到“最大”的最高流速, 以使得接收来自逆流部位的反射波的方式, 改变超声波探头 1 的接触方, 或者口头地控制患者的呼吸。操作者一边进行该操作, 一边进行多次心跳的多普勒波形的观察以及记录, 判定是否得到了“最大”的最高流速。

[0064] 并且, 在操作者确认了收集到最大的最高流速的多普勒波形之后, 按下“Freeze 按钮”, 从图像存储器 15 读出收集图像, 例如, 操作轨迹球, 将收集图像追溯到过去。并且, 操作者将包含判定为是“最大”的最高流速的多普勒波形在内的连续心跳期间的多普勒波形、即, 图 2 所示的多普勒波形的图像数据 B 显示于监视器 2。在图 2 所示的一个例子中, 在图

像数据 B 中,假设距按下“Freeze 按钮”时大约 3 秒前,即,时间“-3 秒”附近的心跳期间的多普勒波形 b 是操作者判定为“最大”的最高流速的多普勒波形。

[0065] 操作者例如通过使用输入装置 3 的鼠标手动地描绘多普勒波形 b 的波形的边界,来设定多普勒波形 b 的包络线。并且,操作者使用输入装置 3 指定测量值的类别,执行基于控制部 16 的测量处理。控制部 16 使由测量结果得到的测量值例如以表 (table) 的形式显示于图 2 所示的测量值显示区域 C。

[0066] 例如,当将作为“最大”的最高流速值的最大流速值 (VP、单位 :cm/s) 设定为测量值时,控制部 16 根据多普勒波形 b 的包络线测量最大流速值为“-274.9”。并且,控制部 16 如图 2 所示,将测量值“VP : -274.9”显示于测量值显示区域 C。

[0067] 另外,例如,当将作为血流速度的时间积分值的 VTI (Velocity Time Integral :速度时间积分、单位 :cm) 设定为测量值时,控制部 16 根据多普勒波形 b 的包络线测量 VTI 为“-83.40”。并且,控制部 16 如图 2 所示,使测量值“VTI : -83.40”显示于测量值显示区域 C。

[0068] 另外,例如,当将作为由最高流速使用简易伯努利式计算出的压力梯度 (PG : Pressure Gradient)、并且是最大流速的压力梯度的值的最大压力梯度值 (PPG : Peak Pressure Gradient、单位 :mmHg) 设定为测量值时,控制部 16 根据最大流速值 (多普勒波形 b 的最高流速) 测量 PPG 为“30.2”。并且,控制部 16 如图 2 所示,使测量值“PPG : 30.2”显示于测量值显示区域 C。

[0069] 另外,例如,当将作为 3 次心跳期间的压力梯度的平均值的平均压力梯度 (MPG : Mean Pressure Gradient、单位 :mmHg) 设定为测量值时,控制部 16 计算出多普勒波形 b 的压力梯度 (最大压力梯度)、和多普勒波形 b 之前的 2 个多普勒波形的压力梯度的平均值为“18.8”。并且,控制部 16 如图 2 所示,使测量值“MPG : 18.8”显示于测量值显示区域 C。另外,虽然在图 2 中没有示出,但当将平均流速值 (时间平均速度 :VM、单位 :cm/s) 设定为测量值时,计算出多普勒波形 b 的最高流速 (最大流速值)、与多普勒波形 b 之前的 2 个多普勒波形的最高流速的平均值,并使平均流速值显示于测量值显示区域 C。

[0070] 另外,在图 2 所示的一个例子中,除了上述的测量之外,控制部 16 进行基于 PISA (Proximal Isovelocity Surface Area :近端等速表面积) 法的各种测量,并使测量结果显示于测量值显示区域 C。在图 2 所示的一个例子中,PISA 半球的半径 (Radius)、PISA 半球表面的流速 (Alias Velocity)、PISA 半球上的每单位时间的面流量 (Flow Rate)、PISA 半球上的面流量 (Flow Volume)、有效瓣口面积 (EOArea) 等由控制部 16 来测量,并显示在测量值显示区域 C 中。

[0071] 但是,在按照使用图 2 说明了的工作流程 (work flow) 进行的以往的多普勒测量中,收集了最大的最高流速的多普勒波形的判断依存于操作者的存储。因此,以往,实际上有时进行使用了不是最大的最高流速的多普勒波形的多普勒波形的测量。另外,在多普勒波形的收集通常设定了记录期间,也存在由于超过记录期间,从而不能够显示最大的最高流速的多普勒波形的情况。此时,需要重新收集多普勒波形,检查时间会变长。即使在将近年来正在进行开发的多普勒波形的包络线自动描绘功能搭载在控制部 16 上的情况下,也同样产生该问题。

[0072] 因此,在第 1 实施方式中,为了减轻最高流速变为最大的多普勒波形的收集中的操作者的负担,控制部 16 进行以下的处理。另外,以下说明的处理为例如通过 CW 法开始了

操作者设定的扫描线上的多普勒波形的收集之后的处理。另外,本实施方式即使在通过PW法进行操作者设定的距离距离中的多普勒波形的收集情况下也能够适用。

[0073] 图3是用于说明第1实施方式所涉及的控制部的结构例的图。例如,第1实施方式所涉及的控制部16如图3所示,具有检测部16a、确定部16b、保持控制部16c、显示控制部16d。另外,在第1实施方式中,在图像存储器15中,如图3所示,设定收集波形数据15a以及多普勒波形信息数据15b这2个存储区域。收集波形数据15a是暂时地存储所收集的多普勒波形的区域。另外,多普勒波形信息数据15b是用于通过之后详述的保持控制部16c的控制,暂时地保持作为与多普勒波形相关的信息的多普勒波形信息的存储区域。

[0074] 检测部16a将与由沿着时间序列收集的多普勒波形得到的血流速度的最高流速(频谱的包络线)、或者血流速度的平均流速(频谱的重心)相关的规定期间的峰值作为代表流速,针对每个规定期间进行检测。在进行CW法的本实施方式中,检测部16a根据沿着时间序列收集的多普勒波形,将血流速度的最高流速的峰值作为代表流速针对每个规定期间进行检测。在本实施方式中,将规定期间设定为1次心跳期间。即,检测部16a根据沿着时间序列收集的多普勒波形,针对每1次心跳期间检测与血流速度的最高流速相关的1次心跳中的峰值。具体而言,检测部16a通过检测多普勒波形的包络线、或者重心来检测代表流速。在本实施方式中,检测部16a通过检测多普勒波形的包络线来检测最高流速。图4是用于说明由检测部执行的处理的一个例子的图。

[0075] 在图3所示的收集波形数据15a中,通过控制部16的控制,由图像生成部14生成的多普勒波形沿着时间序列被依存保存。另外,与多普勒波形一起,控制部16将由心电图扫描仪4取得的ECG保存在收集波形数据15a中。

[0076] 检测部16a由ECG取得心跳的参照(reference)时相。例如,检测部16a得到相当于ECG的R波的舒张末期时相,识别心跳期间的分割点。由此,检测部16a如图4所示,通过识别作为1次心跳期间的多普勒波形的“多普勒波形D1”,对“多普勒波形D1”的包络线进行自动描绘(auto trace),从而检测“多普勒波形D1”的最高流速的峰值“V1”。同样地,检测部16a如图4所示,通过识别作为“多普勒波形D1”之后下一个收集到的1次心跳期间的多普勒波形的“多普勒波形D2”,自动描绘“多普勒波形D2”的包络线,从而检测“多普勒波形D2”的最高流速的峰值“V2”。重复该处理,检测部16a如图4所示,依次检测“多普勒波形D3”的最高流速的峰值“V3”、“多普勒波形D4”的最高流速的峰值“V4”。

[0077] 另外,也可以是检测部16a对依次保存在收集波形数据15a中的多普勒波形的包络线进行自动描绘,根据描绘结果,识别心跳期间的分割点的情况。另外,由PW法来收集的多普勒波形将距离选通中的速度分量的分布表现为频谱的宽度。因此,当进行PW法时,检测部16a针对由多普勒波形得到的最高流速、或者作为宽度的重心的平均流速,针对每个规定期间检测峰值并作为代表流速。在PW法中,是将代表流速设为最高流速还是设为平均流速例如能够由操作者任意地变更。

[0078] 图3所示的确定部16b通过对从检测部16a依次输出的代表流速的值进行比较,来确定多个代表流速中的规定的极性中的最大值。在本实施方式中,确定部16b通过对从检测部16a依次输出的最高流速的值进行比较,来确定多个最高流速中的最大值。具体而言,确定部16b确定规定的极性中的现在时刻的最高流速的最大值(最大流速值)。另外,在PW法中,当检测部16a将平均流速作为代表流速来检测时,确定部16b确定多个平均流速中

的规定的极性中的最大值。例如,关于代表流速的极性,将朝向超声波探头 1 的方向的血流定义为正的极性,将远离超声波探头 1 的方向的血流定位为负的极性。例如,当将规定的极性设定为“正”时,确定部 16b 确定正的极性中的代表流速的最大值。或者,例如,当将规定的极性设定为“负”时,确定部 16b 确定负的极性中的代表流速的最大值。或者,例如,当规定的极性设定为“正以及负”时,确定部 16b 确定代表流速的绝对值的最大值。规定的极性的设定例如由操作者来设定,或者初始地设定。图 5 是用于说明由第 1 实施方式所涉及的确部执行的处理的一个例子的图。

[0079] 如图 5 所示,确定部 16b 将最大流速值的初始值设为“0”,将初始值“0”和作为从检测部 16a 最初输入的最高流速(输入最高流速)的“V1”进行比较。另外,在以下的说明中,假设确定部 16b 将从检测部 16a 输入的值的绝对值作为“输入最高流速”来进行最大流速值的确定处理。

[0080] 确定部 16b 如图 5 所示,由于“ $0 < V1$ ”,因此,将最大流速值更新为“V1”。并且,确定部 16b 将“输入最高流速:V2”与“最大流速值:V1”进行比较,如图 5 所示,由于“ $V1 < V2$ ”,因此,将最大流速值更新为“V2”。并且,确定部 16b 将“输入最高流速:V3”与“最大流速值:V2”进行比较,如图 5 所示,由于“ $V2 > V3$ ”,因此,没有更新最大流速值而确定为“V2”。并且,确定部 16b 将“输入最高流速:V4”与“最大流速值:V2”进行比较,如图 5 所示,由于“ $V2 < V4$ ”,因此,将最大流速值更新为“V4”。并且,确定部 16b 将“输入最高流速:V5”与“最大流速值:V4”进行比较。

[0081] 通过依次进行图 5 所示例的比较处理,从而,确定部 16b 确定现在时刻的最大流速值。

[0082] 图 3 所示的保持控制部 16c 使作为是与多普勒波形相关的信息的多普勒波形信息、并且是作为检测出最大值的期间中的多普勒波形的多普勒波形信息的最大波形信息保存在图像存储器 15 (多普勒波形信息数据 15b)中。在本实施方式中,由于规定期间是 1 次心跳期间,因此,保持控制部 16c 使在现在时刻代表流速(在本实施方式中最高流速)为最大的 1 次心跳期间的多普勒波形的多普勒波形信息作为最大波形信息保持在图像存储器 15 (多普勒波形信息数据 15b)中。在此,作为最大波形信息的多普勒波形信息包含与该多普勒波形信息对应的多普勒波形的图像数据和根据该多普勒波形测量的测量值。另外,测量值包含最大流速值(VP)、最大压力梯度(PPG)、平均压力梯度(MPG)、平均流速值(VM)以及速度的时间积分值(VTI)的至少一个。在此,所谓 VP 与 PPG 中的最大意味着 1 次心跳期间的峰值,VP 与 PPG 的“P”意味着“Peak (峰值)”。另外,所谓 MPG 与 VM 中的平均意味着 1 次心跳期间的平均值,MPG 与 VM 的“M”意味着“mean (平均)”。上述的测量值使用检测部 16a 检测到的包络线来计算。例如,在本实施方式中,由检测部 16a 进行测量值的计算处理。另外,本实施方式中,VP 以外的测量值的计算处理既可以是由确定部 16b 来进行的情况,也可以是由另外设置的测量处理部来进行的情况。

[0083] 该最大波形信息的设定例如由操作者在收集多普勒波形之前预先进行设定。图 6 是用于说明最大波形信息的设定例的图。在图 6 所示的一个例子中,作为最大波形信息,与多普勒波形的图像数据一起,操作者选择出“最大流速值、最大压力梯度、VTI”这 3 个作为测量值。当进行了该设定时,保持控制部 16c 将现在时刻测量出最大流速值的多普勒波形的“图像数据”和由该多普勒波形测量出的“VP、PPG、VTI”作为最大波形信息,保持在多普

勒波形信息数据 15b 中。图 7 是用于说明由第 1 实施方式所涉及的保持控制部执行的处理的一个例子的图。

[0084] 图 7 所示的一个例子表示保持控制部 16c 根据图 5 所示例的确定部 16b 的处理结果进行的处理。另外,在图 7 中,将测量出最大流速值的多普勒波形为“D1”时的最大波形信息作为“I (D1)”来示出。

[0085] 首先,从多普勒波形的收集开始到未收集 1 次心跳期间的多普勒波形的时刻为止,多普勒波形信息数据 15b 如图 7 所示,为“No DATA”的状态。接着,当最大流速值被更新为“V1”时,保持控制部 16c 如图 7 所示,将多普勒波形信息数据 15b 所保持的数据从“No DATA”更新为“I (D1)”。接着,当最大流速值被更新为“V2”时,保持控制部 16c 如图 7 所示,将多普勒波形信息数据 15b 所保持的数据从“I (D1)”更新为“I (D2)”。

[0086] 接着,当最大流速值没有从“V2”被更新时,保持控制部 16c 如图 7 所示,将在多普勒波形信息数据 15b 中所保持的数据维持为“I (D2)”。接着,当最大流速值被更新为“V4”时,保持控制部 16c 如图 7 所示,将多普勒波形信息数据 15b 所保持的数据从“I (D2)”更新为“I (D4)”。

[0087] 图 3 所示的显示控制部 16d 与现在时刻被收集的多普勒波形信息一起,将最大波形信息同时显示于监视器 2。在第 1 实施方式中,显示控制部 16d 使与最大波形信息对应的多普勒波形的图像数据的显示标度(scale)、与现在时刻被收集的多普勒波形的图像数据的显示标度相同,并列显示各图像数据。图 8 是用于说明由第 1 实施方式所涉及的显示控制部执行的显示处理的一个例子的图。

[0088] 例如,显示控制部 16d 如图 8 的上图所示,在从多普勒波形的收集开始到未收集到 1 次心跳期间的多普勒波形的时刻为止,在波形显示区域 100 中,作为现在时刻被收集的多普勒波形的图像数据,显示最新的多普勒波形和在紧接该多普勒波形之前收集到的多次心跳期间量的多普勒波形组的图像数据。在图 8 所示的一个例子中,在波形显示区域 100 中,显示与大约 6.5 次心跳期间相应(大约 4.2 秒)的多普勒波形组的图像数据。

[0089] 并且,如果通过保持控制部 16c 的控制将数据保存在多普勒波形信息数据 15b 中,则显示控制部 16d 如图 8 的下图所示,将波形显示区域 100 变更为最新波形显示区域 101 和最大波形显示区域 102 这两个显示区域。在此,最新波形显示区域 101 与最大波形显示区域 102 的纵轴以及横轴的标度如图 8 的下图所示,是相同的。

[0090] 显示控制部 16d 在最新波形显示区域 101 中,作为现在时刻被收集的多普勒波形的图像数据,显示最新的多普勒波形和紧接该多普勒波形之前所收集到的多次心跳期间量的多普勒波形组的图像数据。在图 8 所示的一个例子中,在最新波形显示区域 101 中,显示大约与 6 次心跳期间相应(大约 3.8 秒)的多普勒波形组的图像数据。

[0091] 并且,显示控制部 16d 使最大波形信息的图像数据显示在最大波形显示区域 102 中。即,在最大波形显示区域 102 中,显示有测量到现在时刻的最大流速值的多普勒波形的图像数据。具体而言,每当现在时刻的最大流速值被更新,最大波形显示区域 102 所显示的图像数据就被进行更新。

[0092] 另外,显示控制部 16d 如图 8 的下图所示,重新设定用于显示最大波形信息所包含的测量值的测量值显示区域 103。在测量值显示区域 103 中,显示有根据测量到现在时刻的最大流速值的多普勒波形而测量的测量值。例如,在测量值显示区域 103 中,如图 8 的

下图所示,将根据最大波形显示区域 102 所显示的多普勒波形测量到的“VP : -274.9cm/s、VT1: -83.40cm、PPG :30.2mmHg”以表的形式来显示。另外,每当现在时刻的最大流速值被更新时,最大波形显示区域 102 所显示的测量值就被进行更新。

[0093] 另外,保持控制部 16c 除了进行上述的最大波形信息的更新处理之外,也可以进行以下的处理。图 9A、图 9B 以及图 9C 是用于说明由第 1 实施方式所涉及的保持控制部执行的复位处理以及保存处理的一个例子的图。

[0094] 在通过本实施方式继续更新保持最大波形信息的过程中,由于被检体 P 的身体活动或呼吸、超声波探头 1 的过大的操作、瓣的回波(echo)混入导致的饱和等主要原因,有可能发生混入极端的噪音(noise)波形的最大波形信息的情况。因此,为了避免使用噪音波形的最大波形信息来进行诊断,优选对保持控制部 16c 搭载以下的复位功能。

[0095] 即,当变为规定的条件(复位条件)时,保持控制部 16c 从多普勒波形信息数据 15b 中删除最大波形信息。具体而言,当输入装置 3 从操作者接受了删除请求时,保持控制部 16c 删除最大波形信息。例如,操作者参照“I (D4)”的图像数据,判断为所显示出的多普勒波形是噪音,按下输入装置 3 所具有的复位按钮。由此,保持控制部 16c 如图 9A 所示,删除现在时刻的最大波形信息“I (D4)”,复位到“No DATA”的状态。

[0096] 或者,每当经过预先设定的期间,保持控制部 16c 就删除最大波形信息。例如,为了避免使用噪音波形的最大波形信息来进行诊断,保持控制部 16c 每到一定的设定期间(例如,30 次心跳或 30 秒等)就进行复位处理。

[0097] 在此,当保持控制部 16c 进行复位处理时,检测部 16a 以及确定部 16b 也可以将复位后收集到的多普勒波形作为处理对象。但是,当将除去噪音波形作为目的而更新最大波形信息时,优选检测部 16a 以及确定部 16b 通过保持控制部 16c 的控制,进行以下的处理。以下,针对通过保持控制部 16c 每 20 次心跳进行一次复位处理来更新现在时刻的最大波形信息的处理的一个例子,使用图 9B 进行说明。

[0098] 在图 9B 所示的一个例子中,从第 1 次心跳到第 20 次心跳之间,确定最高流速的最大值为“第 5 次心跳的最高流速”。在此,由于存储容量的限制,假设图像存储器 15 能够存储与 20 次心跳相应的最高流速或多普勒波形。在该状态下,如果输入作为新的心跳的第 21 次心跳的多普勒波形的最高流速,则清除作为最久的心跳的第 1 次心跳的最高流速,清除作为第 1 次心跳到第 20 次心跳的最大值的“第 5 次心跳的最高流速”的信息。并且,确定部 16b 将从第 2 次心跳到第 21 次心跳之间的最高流速进行比较,再次确定最高流速的最大值。在图 9B 所示的一个例子中,确定部 16b 将从第 2 次心跳到第 21 次心跳之间的最高流速的最大值再次确定为“第 5 次心跳的最高流速”。

[0099] 并且,如果输入第 22 次心跳的多普勒波形的最高流速,则确定部 16b 确定从第 3 次心跳到第 22 次心跳之间的最高流速的最大值。在图 9B 所示的一个例子中,确定部 16b 将从第 3 次心跳到第 22 次心跳之间的最高流速的最大值确定为“第 22 次心跳的最高流速”。然后,如果输入第 23 次心跳的多普勒波形的最高流速,则确定部 16b 确定从第 4 次心跳到第 23 次心跳之间的最高流速的最大值。在图 9B 所示的一个例子中,确定部 16b 将从第 4 次心跳到第 23 次心跳之间的最高流速的最大值再次确定为“第 22 次心跳的最高流速”。然后,如果输入第 24 次心跳的多普勒波形的最高流速,则通过保持控制部 16c 的控制,清除第 4 次心跳的最高流速,确定部 16b 确定从第 5 次心跳到第 24 次心跳之间的最高流速的最大

值。在图 9B 所示的一个例子中,确定部 16b 将从第 5 次心跳到第 24 次心跳之间的最高流速的最大值确定为“第 24 次心跳的最高流速”。

[0100] 通过这样的复位处理,确定部 16b 总是确定最新的设定期间的代表流速的最大值。并且,保持控制部 16c 总是保持与最新的设定期间的代表流速的最大值对应的最大波形信息。在图 9B 所示的一个例子中,确定部 16b 总是确定最新的 20 次心跳期间的最高流速的最大值。并且,在图 9B 所示的一个例子中,保持控制部 16c 总是保持最新的 20 次心跳期间中检测到最高流速的最大值的心跳的最大波形信息。

[0101] 在此,在本实施方式中,保持控制部 16c 使用多普勒波形的教导数据,判定作为最大波形信息被保存的多普勒波形是否是噪音波形,当判定为是噪音波形时,也可以进行复位处理。此时,确定部 16b 例如从除去噪音波形的最新的 20 次心跳的最高流速中确定最大值。

[0102] 另外,用于避免采用噪音波形的最大波形信息的处理并不限于复位处理,保持控制部 16c 也可以进行以下的保持控制处理。即,当操作者判定为是噪音波形并按下复位按钮(reset button)时,或者当保持控制部 16c 判定为是噪音波形时,保持控制部 16c 进行控制,使得维持紧接该噪音波形之前所保持的最大波形信息。

[0103] 另外,在本实施方式中,保持控制部 16c 当从操作者接受了最大波形信息的保存请求时,将该最大波形信息以规定的文件(file)形式输出至规定的存储介质。列举一个例子,保持控制部 16c 将由操作者指定的最大波形信息的图像数据转换成 JPEG (Joint Photographic Experts Group:联合图像专家小组)形式输出至规定的存储介质,或者将最大波形信息的测量值转换成 CSV (Comma Separated Values:逗号分隔值)形式输出至规定的存储介质。例如,保持控制部 16c 如图 9C 所示,当按下输入装置 3 所具有的“保存按钮”时,使多普勒波形信息数据 15b 所保持的“I (D8)”保存于内部存储部 17。或者,保持控制部 16c 使多普勒波形信息数据 15b 所保持的最大波形信息输出保存于可携带的存储介质。或者,保持控制部 16c 也可以输出保存在多普勒波形信息数据 15b 所保持的最大波形信息中由操作者指定的数据(例如,图像数据、或全部测量值的数值、一部分的测量值的数值)。另外,也可以是保持控制部 16c 使多普勒波形信息数据 15b 所保持的最大波形信息输出至打印机等外部装置的情况。

[0104] 在此,在正在进行图 8 的下图所示的显示的状态下,操作者在按下了“Freeze 按钮”之后,如果有必要,通过手动地描绘最大波形显示区域 102 所显示出的多普勒波形的包络线,从而能够再次使检测部 16a 测量各种测量值。但是,存在操作者想要判定最大波形信息的多普勒波形是以比较稳定的状态收集了最高流速的值的波形,还是在最高流速的值暂时地上升的时刻收集到的波形的情况。另外,如以往那样,测量或保存时手动地使收集图像返回到过去(滚动)对于操作者而言很不便。因此,本实施方式所涉及的显示控制部 16d 也可以进行以下的显示控制。

[0105] 即,当从操作者接受了最大波形信息的显示请求时,显示控制部 16d 使包含与该最大波形信息对应的多普勒波形在内的连续的多普勒波形显示于监视器 2。具体而言,当从操作者接受了最大波形信息的显示请求时,显示控制部 16d 使包含与该最大波形信息对应的多普勒波形在内的 1 次心跳期间以上的连续的多普勒波形显示于监视器 2。即,显示控制部 16d 自动地进行以往操作者手动地进行的滚动操作。例如,当按下了“Freeze 按钮”

的操作者还使用鼠标等指定了最大波形显示区域 102 或测量值显示区域 103 时,显示控制部 16d 从收集波形数据 15a,使以最大波形信息的多普勒波形为中心连续心跳期间的多普勒波形组显示于显示器 2。或者,例如,在按下了“Freeze 按钮”的时刻,显示控制部 16d 从收集波形数据 15a,使以最大波形信息的多普勒波形为中心连续心跳期间的多普勒波形组显示于显示器 2。图 10 是用于说明由第 1 实施方式所涉及的显示控制部执行的滚动处理的一个例子的图。

[0106] 例如,显示控制部 16d 使显示区域返回到图 8 的上图所示的状态,如图 10 所示,使波形显示区域 100 显示以最大波形信息的多普勒波形为中心的大约 6.5 次心跳期间的多普勒波形组。在图 10 所示的一个例子中,显示出以从按下“Freeze 按钮”时起大约 8 秒前的多普勒波形为中心的大约 6.5 次心跳期间的多普勒波形组。在波形显示区域 100 中,由于在显示标度下显示大约 4.2 秒的连续多普勒波形,因此,在图 10 所示的一个例子中,显示控制部 16d 在大约 4 秒期间自动地进行了追溯到过去的滚动处理。

[0107] 操作者参照图 10 所示的多普勒波形,进行重新测量处理等,或者进行保存请求。另外,在图 10 所示的状态下,当进行了保存请求时,作为最大波形信息,既可以是保存该最大波形信息的图像数据的情况,也可以是保存图 10 所示的所有多普勒波形的图像数据的情况。

[0108] 接着,使用图 11、图 12 以及图 13,针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理进行说明。图 11 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的最大波形信息的保持以及显示处理的流程图。另外,图 12 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的复位处理的流程图。另外,图 13 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的保存处理的流程图。

[0109] 在最大波形信息的保持以及显示处理中,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的检测部 16a 如图 11 所示,判定是否收集到新的 1 次心跳期间的多普勒波形(步骤(step) S101)。在此,当没有收集到新的 1 次心跳期间的多普勒波形时(步骤 S101 否定),检测部 16a 待机,直到收集到新的 1 次心跳期间的多普勒波形。

[0110] 另一方面,当收集到新的 1 次心跳期间的多普勒波形时(步骤 S101 肯定),检测部 16a 使用包络线的检测功能,来检测该多普勒波形的最高流速(步骤 S102)。然后,确定部 16b 确定现在时刻的最大流速值(步骤 S103)。

[0111] 并且,保持控制部 16c 判定是否更新了最大流速值(步骤 S104)。在此,当更新了最大流速值时(步骤 S104 肯定),检测部 16a 重新根据检测到最大流速值的多普勒波形,计算测量值,保持控制部 16c 更新图像存储器 15 的最大波形信息(步骤 S105)。然后,显示控制部 16d 更新最大波形信息的显示(步骤 S106)。

[0112] 在步骤 S106 的处理之后,或者在步骤 S104 的判定处理中没有更新最大流速值时(步骤 S104 否定),显示控制部 16d 判定是否按下了冻结按钮(步骤 S107)。在此,当没有按下冻结按钮时(步骤 S107 否定),检测部 16a 返回到步骤 S101,判定是否收集到新的 1 次心跳期间的多普勒波形。

[0113] 另一方面,当按下了冻结按钮时(步骤 S107 肯定),显示控制部 16d 使以最大波形信息的多普勒波形为中心连续多普勒波形进行显示(步骤 S108),结束处理。另外,也可以是在按下了冻结按钮之后,当指定了最大波形显示区域 102 或测量值显示区域 103 时,执行

步骤 S108 的自动滚动处理的情况。

[0114] 在复位处理中,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的保持控制部 16c 如图 12 所示,判定是否成为复位条件(步骤 S201)。在此,当不是复位条件时(步骤 S201 否定),保持控制部 16c 待机,直到成为复位条件。

[0115] 另一方面,当成为复位条件时(步骤 S201 肯定),保持控制部 16c 删除图像存储器 15 的最大波形信息(步骤 S202),进行图 9B 所示例的控制处理,保存更新后的最大波形信息。之后,保持控制部 16c 进行步骤 S201 的判定处理。另外,例如,当按下了冻结按钮时,保持控制部 16c 结束复位处理。

[0116] 在保存处理中,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的保持控制部 16c 如图 13 所示,判定是否从操作者接受了保存请求(步骤 S301)。在此,当没有接受保存请求时(步骤 S301 否定),保持控制部 16c 待机,直到接受保存请求。

[0117] 另一方面,当接受了保存请求时(步骤 S301 肯定),保持控制部 16c 将图像存储器 15 的最大波形信息输出至所指定的装置(步骤 S302),结束处理。

[0118] 如上述那样,在第 1 实施方式中,由于总是在最大波形显示区域 102 或测量值显示区域 103 中更新显示最大波形信息,因此,操作者不会寄托于自身的存储,即使一边进行改变超声波探头 1 的接触方,或者口头地控制被检体 P 的呼吸这样的操作,也能够一边把握最大波形信息。另外,以往,多普勒波形的记录期间例如设定为 10 秒。即、图像存储器 15 的收集波形数据 15a 所保持的多普勒波形变为与预先设定的记录区间相应的多普勒波形。但是,由于通过保持控制部 16c 的控制,最大波形信息切实地被保持在多普勒波形信息数据 15b 中,因此,能够避免操作者错过最大波形信息,能够避免进行重新检查。从而,在第 1 实施方式中,能够减轻最高流速变为最大的多普勒波形的收集中的操作者的负担。

[0119] 另外,在第 1 实施方式中,通过由公知的自动描绘进行多普勒波形的边界部分的描绘,从而能够减轻测量处理中的操作者的负担。另外,在第 1 实施方式中,操作者能够任意地选择最大波形信息的测量值。进而,操作者在按下“Freeze 按钮”之后,通过手动地描绘最大波形显示区域 102 所显示的多普勒波形的包络线,从而也能够使检测部 16a 重新测量各种测量值。

[0120] 另外,在第 1 实施方式中,通过进行复位处理,从而能够避免使用噪音波形进行心脏瓣膜的严重性的诊断。另外,在第 1 实施方式中,操作者能够简易地进行最大波形信息的保存处理。另外,在第 1 实施方式中,由于能够自动地进行滚动处理,因此,能够减轻操作者的负担。

[0121] 另外,在第 1 实施方式中,使最大波形显示区域 102 与最新波形显示区域 101 的显示标度相同,进行并列显示。由于最大波形显示区域 102 所显示的图像数据与最新波形显示区域 101 所显示的图像数据的纵轴的标度相同,因此,操作者能够容易地将最大波形信息的多普勒波形的最高流速与最新波形显示区域 101 所显示的多普勒波形的最高流速进行比较。

[0122] 另外,由于通过参照最大波形信息的图像数据,操作者能够把握最高流速为最大的多普勒波形,因此,不一定需要最大波形信息的测量值显示。即使在只显示最大波形信息的图像数据的情况下,如上述那样,通过使最大波形显示区域 102 与最新波形显示区域 101 的显示标度相同,操作者能够容易地估算最高流速,能够提高对于基于波峰值观察的估算

值的可靠度。

[0123] (第 2 实施方式)

[0124] 在第 2 实施方式中,针对以与第 1 实施方式不同的方式显示最大波形信息的情况,使用图 14 进行说明。图 14 是用于说明由第 2 实施方式所涉及的显示控制部执行的显示处理的一个例子的图。另外,即使在本实施方式中,也将规定期间设定为 1 次心跳期间来进行说明。

[0125] 第 2 实施方式所涉及显示控制部 16d 使与最大波形信息对应的多普勒波形的图像数据的显示标度、和在现在时刻被收集的多普勒波形的图像数据的显示标度不同。在第 1 实施方式中,如图 8 的下图所示,最大波形信息的图像数据与在现在时刻被收集的多普勒波形的图像数据以同一显示标度来并列显示。此时,Live (实况)的多普勒波形的显示区域将从波形显示区域 100 缩小到最新波形显示区域 101。因此,在第 2 实施方式中,显示控制部 16d 如图 14 所示,Live (实况)的多普勒波形的显示区域是保持波形显示区域 100 不变,将缩小了最大波形显示区域 102 的尺寸(size)的缩略(thumbnail)显示区域 104 设定在波形显示区域 100 的上层。即,第 2 实施方式所涉及显示控制部 16d 将最大波形信息的多普勒波形的图像数据缩小显示在缩略显示区域 104 中。另外,在图 14 所示的一个例子中,显示控制部 16d 将测量值显示区域 103 设定在缩略显示区域 104 的上层。

[0126] 在第 2 实施方式中,能够在确保了 Live (实况)的多普勒波形的显示区域之后,显示最大波形信息的多普勒波形的图像数据。另外,通过将缩略显示区域 104 设定在与波形显示区域 100 分离的位置,从而,能够对于操作者明示最大波形信息的多普勒波形的显示位置。另外,当监视器 2 的显示尺寸存在富余时,显示控制部 16d 也可以将最大波形信息的多普勒波形的图像数据放大显示。放大处理在操作者想要仔细地观察最大波形信息的多普勒波形时有用。

[0127] 另外,即使在本实施方式中,也能够进行在第 1 实施方式中说明了的复位处理、保存处理以及滚动处理。例如,通过操作者指定缩略显示区域 104,第 2 实施方式所涉及的控制部 16 能够进行保存处理以及滚动处理。另外,即使在本实施方式中,也可以进行控制,使得通过在第 1 实施方式中说明了的手动或者自动进行的噪音判定处理,不保存噪音波形的多普勒波形信息,而维持在紧接该噪音波形之前保持的最大波形信息。另外,即使在本实施方式中,通过参照最大波形信息的图像数据,操作者能够把握最高流速为最大的多普勒波形,因此,不一定需要最大波形信息的测量值显示。另外,即使在本实施方式中,当通过 PW 法收集多普勒波形时,检测部 16a 所检测的代表流速变为最高流速、或者平均流速。

[0128] (第 3 实施方式)

[0129] 在第 3 实施方式中,针对使用多次心跳期间的最高流速的平均值的情况,使用图 15 以及图 16 进行说明。图 15 以及图 16 是用于说明第 3 实施方式的图。另外,即使在本实施方式中,也将规定期间设定为 1 次心跳期间来进行说明。

[0130] 第 3 实施方式所涉及的检测部 16a 计算最新的规定期间的多普勒波形的代表流速以及紧接该最新的多普勒波形之前所收集到的至少一个规定期间的多普勒波形的代表流速的平均值。在本实施方式中,检测部 16a 计算最高流速的平均值。即,检测部 16a 计算最新的 1 次心跳期间的多普勒波形的最高流速以及紧接该最新的多普勒波形之前所收集到

的至少 1 次心跳期间的多普勒波形的最高流速的平均值。并且,第 3 实施方式所涉及的确
定部 16b 通过将检测部 16a 依次输出的平均值进行比较,来确定现在时刻的最大的平均
值(以下,记作最大平均值)。

[0131] 具体而言,在第 3 实施方式中,使用包含现在的心跳在内的连续过去 3 ~ 5 次心
跳左右中的最高流速的平均值。以下,针对作为连续心跳数设定为“3”的情况进行说明。另
外,以下,假设依次收集多普勒波形“D1 ~ D6”,检测部 16a 依次检测各多普勒波形的最高
流速“V1 ~ V6”来进行说明。另外,直到收集三个多普勒波形为止,检测部 16a 将“V1”或
“(V2+V1)/2”作为平均值输出至确定部 16b。另外,当收集到 3 个以上多普勒波形时,检测
部 16a 依次输出“(V3+V2+V1)/3”、“(V4+V3+V2)/3”、“(V5+V4+V3)/3”、“(V6+V5+V4)/3”
至确定部 16b。另外,在本实施方式中,假设确定部 16b 使用从检测部 16a 输入的值的绝对
值。

[0132] 如图 15 所示例的那样,确定部 16b 将最大平均值的初始值设为“0”,将初始值“0”
和作为从检测部 16a 最初输入的平均值(输入平均值)的“V1”进行比较。如图 15 所示,由
于“ $0 < V1$ ”,因此,确定部 16b 将最大平均值更新为“V1”。并且,确定部 16b 将“输入平均
值:(V2+V1)/2”与“最大平均值:V1”进行比较,如图 15 所示,由于“ $V1 < (V2+V1)/2$ ”,因
此,将最大平均值更新为“(V2+V1)/2”。

[0133] 然后,确定部 16b 将“输入平均值:(V3+V2+V1)/3”与“最大平均值:(V2+V1)/2”
进行比较,如图 15 所示,由于“ $(V2+V1)/2 < (V3+V2+V1)/3$ ”,因此,将最大平均值更新为
“(V3+V2+V1)/3”。然后,确定部 16b 将“输入平均值:(V4+V3+V2)/3”与“最大平均值:
(V3+V2+V1)/3”进行比较,如图 15 所示,由于“ $(V3+V2+V1)/3 > (V4+V3+V2)/3$ ”,因此,不
更新最大平均值而确定为“(V3+V2+V1)/3”。

[0134] 然后,确定部 16b 将“输入平均值:(V5+V4+V3)/3”与“最大平均值:(V3+V2+V1)
/3”进行比较,如图 15 所示,由于“ $(V3+V2+V1)/3 < (V5+V4+V3)/3$ ”,因此,将最大平均值
更新为“(V5+V4+V3)/3”。然后,确定部 16b 将“输入平均值:(V6+V5+V4)/3”与“最大平均
值:(V5+V4+V3)/3”进行比较。

[0135] 通过依次进行使用了图 15 所示例的平均值的比较处理,从而,确定部 16b 确定现
在时刻的最大平均值。另外,检测部 16a 也可以对最新的 1 次心跳期间的多普勒波形以及
紧接该最新的多普勒波形之前所收集到的至少 1 次心跳期间的多普勒波形进行平均,将在
平均后的波形中检测到的代表流速作为上述的平均值,输出至确定部 16b。

[0136] 并且,第 3 实施方式所涉及的保持控制部 16c 在检测到最大平均值的多个规定期
间量的多普勒波形中将最新的规定期间的多普勒波形的多普勒波形信息作为最大波形信
息,保持在图像存储器 15 的多普勒波形信息数据 15b 中。具体而言,保持控制部 16c 在检
测到最大平均值的多次心跳量的多普勒波形中将最新的 1 次心跳期间的多普勒波形的多
普勒波形信息作为最大波形信息,保持在图像存储器 15 的多普勒波形信息数据 15b 中。

[0137] 图 16 所示的一个例子表示根据图 15 所示例的确定部 16b 的处理结果,保持控制
部 16c 进行的处理。另外,在图 16 中,将检测到最大平均值的 3 个多普勒波形中最新的多
普勒波形为“D3”时的最大波形信息示出为“I (D3)”。

[0138] 首先,从多普勒波形的收集开始到未收集到 1 次心跳期间的多普勒波形的时刻为
止,多普勒波形信息数据 15b 如图 16 所示,变为“No DATA”的状态。接着,当最大平均值被

更新为“V1”时,保持控制部 16c 如图 16 所示,将多普勒波形信息数据 15b 所保持的数据从“NO DATA”更新为“I (D1)”。接着,当将最大平均值更新为“(V2+V1)/2”时,保持控制部 16c 如图 16 所示,将保持在多普勒波形信息数据 15b 中的数据从“I (D1)”更新为“作为测量到“V2”的 D2 的多普勒波形信息的“I (D2)””。

[0139] 接着,当将最大平均值更新为“(V3+V2+V1)/3”时,保持控制部 16c 如图 16 所示,将多普勒波形信息数据 15b 所保持的数据,从“I (D2)”更新为“作为测量到“V3”的 D3 的多普勒波形信息的“I (D3)””。接着,当最大平均值没有从“(V3+V2+V1)/3”被更新时,保持控制部 16c 如图 16 所示,将多普勒波形信息数据 15b 所保持的数据维持在“I (D3)”。

[0140] 接着,当最大平均值被更新为“(V5+V4+V3)/3”时,保持控制部 16c 如图 16 所示,将多普勒波形信息数据 15b 所保持的数据从“I (D3)”更新为“作为测量到“V5”的 D5 的多普勒波形信息的“I (D5)””。

[0141] 并且,显示控制部 16d 以在第 1 实施方式中说明的显示方式、或者在第 2 实施方式中说明的显示方式,依次更新显示最大波形信息。

[0142] 如上述那样,相对于在第 1 实施方式以及第 2 实施方式说明了的处理是保持由 1 次心跳单位来决定的最高流速的处理,在第 3 实施方式中,进行使用了基于多次心跳的最高流速的平均值的保持处理。第 3 实施方式是在想要使用不是暂时的峰值,而是比较稳定的峰值或比较的稳定的峰值在多次心跳中连续的多普勒波形来进行诊断时有效的处理。另外,即使是在第 3 实施方式中,当通过 PW 法来收集多普勒波形时,检测部 16a 所检测的代表流速为最高流速、或者平均流速。另外,即使是在第 3 实施方式中,也能够进行使用图 9B 说明的复位处理。例如,通过保持控制部 16c 的控制,确定部 16b 总是确定最新的 20 次心跳期间的最大平均值。

[0143] (第 4 实施方式)

[0144] 在第 4 实施方式中,针对以与第 3 实施方式不同的方式进行最大波形信息的保存处理的情况,使用图 17A 以及图 17B 进行说明。图 17A 以及图 17B 是用于说明第 4 实施方式的图。另外,即使在本实施方式中,也将规定期间设定为 1 次心跳期间进行说明。

[0145] 在使用连续多次心跳中的最高流速的平均值更新最大波形信息的第 3 实施方式中,有时针对测量值也要求以平均测量值来显示。此时,例如,代替“最大流速值:V3”显示“(V3+V2+V1)/3”,显示“D3”的图像数据。

[0146] 在此,当将“(V3+V2+V1)/3”与“D3”作为最大波形信息来显示时,将对于操作者带来不舒适感。即,即使参照“D3”,操作者也不能通过估算来确认“(V3+V2+V1)/3”。

[0147] 因此,第 4 实施方式所涉及保持控制部 16c 将对计算出最大平均值的多次规定期间量的多普勒波形信息进行平均后的平均波形信息作为最大波形信息,保持在图像存储器 15 的多普勒波形信息数据 15b 中。具体而言,保持控制部 16c 将对计算出最大平均值的多次心跳量的多普勒波形信息进行平均后的平均波形信息作为最大波形信息,保持在图像存储器 15 的多普勒波形信息数据 15b 中。

[0148] 如图 17A 所示,第 4 实施方式所涉及保持控制部 16c 将最大波形信息的测量值作为分别根据计算出最大平均值的多次心跳量的多普勒波形而测量到的各种测量值的平均值(平均测量值)。例如,“(V3+V2+V1)/3”是最大平均值,当作为测量值指定了 PPG 时,保持控制部 16c 将根据 D1 测量的 PPG、根据 D2 测量的 PPG、根据 D3 测量的 PPG 的平均值作为

最大波形信息的测量值,保持在图像存储器 15 中。

[0149] 另外,第 4 实施方式所涉及的保持控制部 16c 使图像生成部 14 生成将计算出最大平均值的多次心跳量的多普勒波形进行复合(加法平均)后的图像数据。然后,如图 17A 所示,作为最大波形信息的图像数据,第 4 实施方式所涉及的保持控制部 16c 使加法平均图像数据保持在图像存储器 15 中。

[0150] 图 17B 所示的一个例子表示根据图 15 所示例的确定部 16b 的处理结果,第 4 实施方式所涉及的保持控制部 16c 进行的处理。另外,在图 17B 中,将检测到最大平均值的 3 个多普勒波形是“D1、D2、D3”时的平均波形信息示出为“AVE (I (D1)、I (D2)、I (D3))”。

[0151] 首先,从开始收集多普勒波形起到未收集到 1 次心跳期间的多普勒波形的时刻为止,多普勒波形信息数据 15b 如图 17B 所示,变为“No DATA”的状态。接着,当最大平均值被更新为“V1”时,保持控制部 16c 如图 17B 所示,将多普勒波形信息数据 15b 所保持的数据从“No DATA”更新为“I (D1)”。接着,当将最大平均值更新为“(V2+V1)/2”时,保持控制部 16c 如图 17B 所示,将多普勒波形信息数据 15b 所保持的数据从“I (D1)”更新为“AVE (I (D1), I (D2))”。

[0152] 接着,当最大平均值被更新为“(V3+V2+V1)/3”时,保持控制部 16c 如图 17B 所示,将多普勒波形信息数据 15b 所保持的数据,从“AVE (I (D1), I (D2))”更新为“AVE (I (D1), I (D2), I (D3))”。接着,当最大平均值没有从“(V3+V2+V1)/3”被更新时,保持控制部 16c 如图 17B 所示,将多普勒波形信息数据 15b 所保持的数据维持为“AVE (I (D1), I (D2), I (D3))”。

[0153] 接着,当最大平均值被更新为“(V5+V4+V3)/3”时,保持控制部 16c 如图 17B 所示,将多普勒波形信息数据 15b 所保持的数据从“AVE (I (D1), I (D2), I (D3))”更新为“AVE (I (D3), I (D4), I (D5))”。

[0154] 然后,显示控制部 16d 以在第 1 实施方式中说明的显示方式、或者在第 2 实施方式中说明的显示方式,依次更新显示作为平均波形信息的最大波形信息。

[0155] 在第 4 实施方式中,由于保持平均波形信息来显示,因此,在观察比较长的期间的心跳,想要得到平均的最大流速值或测量平均的最大流速值的多普勒波形的信息时是适合的。另外,即使是在第 3 以及第 4 实施方式中,也能够进行在第 1 实施方式中说明了的复位处理、保存处理以及滚动处理。另外,即使是在第 3 以及第 4 实施方式中,也可以进行控制,以使得通过在第 1 实施方式中说明的手动或者自动进行的噪音判定处理,不保持噪音波形的多普勒波形信息,而维持紧接该噪音波形之前保持的最大波形信息。另外,即使是在第 4 实施方式中,当由 PW 法收集多普勒波形时,检测部 16a 所检测的代表流速成为最高流速、或者平均流速。

[0156] (第 5 实施方式)

[0157] 在第 1 ~ 第 4 实施方式中,针对在多普勒波形信息数据 15b 中保持 1 个多普勒波形信息的情况进行了说明。在第 5 实施方式中,针对在多普勒波形信息数据 15b 中保持多个多普勒波形信息的情况,使用图 18A、图 18B、图 19 ~ 图 22 进行说明。图 18A、图 18B、图 19 ~ 图 22 是用于说明第 5 实施方式的图。另外,即使在本实施方式,也将规定期间设定为 1 次心跳期间来进行说明。

[0158] 即,第 5 实施方式所涉及的保持控制部 16c 使至少一个规定期间的多普勒波形信

息与最大波形信息一起,保持在多普勒波形信息数据 15b 中。具体而言,保持控制部 16c 将至少一个 1 次心跳期间的多普勒波形信息与最大波形信息一起,保持在多普勒波形信息数据 15b 中。并且,第 5 实施方式所涉及的显示控制部 16d 使保持在多普勒波形信息数据 15b 中的多个多普勒波形信息显示于监视器 2。

[0159] 以下,将多普勒波形信息数据 15b 所保持的多个多普勒波形信息的模式(pattern)分为第 1 模式以及第 2 模式依次进行说明。另外,以下,以 3 个多普勒波形信息被保持在多普勒波形信息数据 15b 中的情况作为一个例子进行说明。

[0160] 在第 1 模式中,保持控制部 16c 使包含最大波形信息在内的连续的多个规定期间的多普勒波形信息保持在多普勒波形信息数据 15b 中。具体而言,保持控制部 16c 使多普勒波形信息数据 15b 保持包含最大波形信息在内的连续心跳的多普勒波形信息。例如,如图 18A 所示,当保持在现在时刻变为最大流速值的多普勒波形“D8”的最大波形信息“I (D8)”时,保持控制部 16c 同时保持多普勒波形“D8”之前收集到的 2 个多普勒波形的多普勒波形信息“I (D7)”以及“I (D6)”。“I (D7)”是紧接多普勒波形“D8”之前收集到的 1 心跳期间的多普勒波形“D7”的多普勒波形信息,“I (D6)”是紧接多普勒波形“D7”之前收集到的 1 次心跳期间的多普勒波形“D6”的多普勒波形信息。

[0161] 在第 1 模式中,显示控制部 16d 例如如图 18B 所示,使“D6、D7、D8”显示于缩略显示区域 104。另外,关于测量值,显示控制部 16d 也可以是只显示“I (D8)”所包含的测量值的情况,也可以是与“I (D8)”所包含的测量值一起,显示“I (D7)”以及“I (D6)”所包含的测量值的情况。

[0162] 在第 1 模式中,例如,操作者能够一边参照“D6, D7, D8”得到连续 3 次心跳的多普勒波形的信息,一边判断是否按下“Freeze 按钮”。并且,操作者在按下“Freeze 按钮”之后,能够重新详细地观察“D6, D7, D8”。例如,与“D8”相比较虽然最高流速的值较低,但当判断为在“D6”的波形中不包含噪音时,操作者也能够使用“D6”来进行重新测量。另外,此时,操作者能够进行“D6”的保存请求,而不是“D8”的保存请求。

[0163] 进而,在第 1 模式中,通过记录期间,假设即使在收集波形数据 15a 中只存储“D1 ~ D5”的情况下,也能够进行滚动显示。例如,当通过指定“D8”来进行滚动显示请求时,显示控制部 16d 能够至少从多普勒波形信息数据 15b 读入“D6、D7, D8”,进行滚动显示。另外,即使是在第 1 模式中,也能够进行在第 1 实施方式中说明了的复位处理。另外,即使是在第 1 模式中,也可以进行控制,以使得通过在第 1 实施方式中说明了的利用手动或者自动进行的噪音判定处理,不保存噪音波形的多普勒波形信息,而维持紧接该噪音波形之前保持的多个多普勒波形信息。

[0164] 接着,在第 2 模式中,保持控制部 16c 使最大波形信息保持在多普勒波形信息数据 15b 中,并且至少维持一个过去最大波形信息并保持在多普勒波形信息数据 15b 中,该过去最大波形信息是该最大波形信息之前为最大波形信息的多普勒波形信息。例如,在第 2 模式中,保持控制部 16c 如图 19 所示,保持现在时刻的最大波形信息(最新最大波形信息)。进而,在第 2 模式中,保持控制部 16c 如图 19 所示,维持作为在被更新为最新最大波形信息之前是最大波形信息的多普勒波形信息的过去最大波形信息、和作为在被更新为该过去最大波形信息之前是最大波形信息的多普勒波形信息的过去最大波形信息。

[0165] 显示控制部 16d 使图 19 所示的 1 个最新最大波形信息与 2 个过去最大波形信息

显示于监视器 2。由此,操作者能够从 3 个多普勒波形中选择适合诊断的多普勒波形,进行重新测量处理、滚动显示处理、保存处理等。例如,当由操作者指定了在监视器 2 所显示的最大波形信息以及过去最大波形信息的某一个多普勒波形信息时,显示控制部 16d 使包含与所指定的多普勒波形信息对应的多普勒波形在内的连续的多普勒波形(包含与所指定的多普勒波形信息对应的多普勒波形在内的 1 次心跳期间以上的连续的多普勒波形)显示于监视器 2。

[0166] 通过进行上述的第 2 模式,操作者能够切实地得到暂时地生成的最大流速值的多普勒波形。

[0167] 在此,当执行第 2 模式时,通过在第 1 实施方式中说明了的检测部 16a 以及确定部 16b 的处理,来更新最大波形信息。但是,当执行第 2 模式时,检测部 16a 以及确定部 16b 也可以不是执行峰值保持处理,而进行以下的第 1 变形例或者第 2 变形例的处理。

[0168] 在第 2 模式中的第 1 变形例中,确定部 16b 将作为从检测部 16a 依次输出的代表流速的最高流速,与作为由和多普勒波形信息数据 15b 所保持的最大波形信息(最新最大波形信息)以及过去最大波形信息对应的各多普勒波形而检测到的代表流速的最高流速的平均值(最大流速平均值)进行比较。

[0169] 例如,如图 20 所示,确定部 16b 将最大流速平均值的初始值设为“0”,将初始值“0”与作为从检测部 16a 最初输入的最高流速(输入最高流速)的“V1”进行比较。如图 20 所示,由于“ $0 < V1$ ”,因此,确定部 16b 将最大流速平均值更新为“V1”。并且,确定部 16b 将“输入最高流速:V2”与“最大流速平均值:V1”进行比较,如图 20 所示,由于“ $V1 < V2$ ”,因此,将最大流速平均值更新为“ $(V2+V1)/2$ ”。

[0170] 并且,确定部 16b 将“输入最高流速:V3”与“最大流速平均值: $(V2+V1)/2$ ”进行比较,如图 20 所示,由于“ $(V2+V1)/2 > V3$ ”,因此,将最大流速平均值维持在“ $(V2+V1)/2$ ”。然后,确定部 16b 将“输入最高流速:V4”与“最大流速平均值: $(V2+V1)/2$ ”进行比较,如图 20 所示,由于“ $(V2+V1)/2 < V4$ ”,因此,将最大流速平均值更新为“ $(V4+V2+V1)/3$ ”。

[0171] 然后,确定部 16b 将“输入最高流速:V5”与“最大流速平均值: $(V4+V2+V1)/3$ ”进行比较,如图 20 所示,由于“ $(V4+V2+V1)/3 < V5$ ”,因此,将最大流速平均值更新为“ $(V5+V4+V2)/3$ ”。并且,确定部 16b 将“输入最高流速:V6”与“最大流速平均值: $(V5+V4+V2)/3$ ”进行比较。

[0172] 在第 2 模式中的第 1 变形例中,例如,通过依次进行输入最高流速和检测到该输入最高流速的时刻的最大流速平均值的比较处理,确定部 16b 能够确定现在时刻的最大流速平均值。

[0173] 并且,在第 2 模式中的第 1 变形例中,将用于计算出现在时刻的最大流速平均值的多普勒波形的多普勒波形信息作为最新最大波形信息以及过去最大波形信息,保持在多普勒波形信息数据 15b 中。

[0174] 图 21 所示的一个例子表示保持控制部 16c 根据图 20 所示例的确定部 16b 的处理结果进行的处理。另外,在图 21 所示的一个例子中,假设将多普勒波形信息数据 15b 的 3 个存储区域由 3 个方框来表示,右侧的方框的多普勒波形信息最陈旧,朝向左侧保存最新的多普勒波形信息。另外,在图 21 所示的一个例子中,当在多普勒波形信息数据 15b 的 3 个存储区域的全部存储区域中保持有多普勒波形信息的状态下,保持新的多普勒波形信息

时,舍弃最陈旧的多普勒波形信息。

[0175] 首先,从开始收集多普勒波形到未收集到 1 次心跳期间的多普勒波形的时刻为止,多普勒波形信息数据 15b 的 3 个存储区域如图 21 所示,全部为“**No DATA**”的状态。接着,当最大流速平均值被更新为“**V1**”时,保持控制部 16c 如图 20 所示,将多普勒波形信息数据 15b 所保持的数据更新为““**No DATA**”、“**No DATA**”、“**I (D1)**””。

[0176] 接着,当最大平均值被更新为“ $(V2+V1)/2$ ”时,保持控制部 16c 如图 21 所示,将多普勒波形信息数据 15b 所保持的数据更新为““**No DATA**”、“**I (D2)**”、“**I (D1)**””。

[0177] 接着,当最大平均值是“ $(V2+V1)/2$ ”不变时,保持控制部 16c 如图 21 所示,将多普勒波形信息数据 15b 所保持的数据维持为““**No DATA**”、“**I (D2)**”、“**I (D1)**””。

[0178] 接着,当最大平均值被更新为“ $(V4+V2+V1)/3$ ”时,保持控制部 16c 如图 21 所示,将多普勒波形信息数据 15b 所保持的数据更新为““**I (D4)**”、“**I (D2)**”、“**I (D1)**””。接着,当最大平均值被更新为“ $(V5+V4+V2)/3$ ”时,保持控制部 16c 如图 21 所示,将多普勒波形信息数据 15b 所保持的数据更新为““**I (D5)**”、“**I (D4)**”、“**I (D2)**””。即,保持控制部 16c 如图 21 所示,舍弃最陈旧的“**I (D1)**”,新保持“**I (D5)**”。

[0179] 另外,在第 2 模式中的第 1 变形例中,既可以是显示控制部 16d 将最新最大波形信息作为最大波形信息来显示的情况,也可以是显示控制部 16d 将最新最大波形信息以及过去最大波形信息的平均波形信息作为最大波形信息来显示的情况。另外,显示控制部 16d 以在第 1 实施方式中说明了的显示方式、或者以在第 2 实施方式中说明了的显示方式,依次更新显示最大波形信息。

[0180] 在第 2 模式中的第 2 变形例中,执行组合了第 3 实施方式与第 2 模式中的第 1 变形例的处理。即,检测部 16a 计算最新的规定期间(最新的 1 次心跳期间)的多普勒波形的最高流速以及紧接该最新的多普勒波形之前所收集到的至少一个规定期间(至少 1 次心跳期间)的多普勒波形的代表流速的平均值(例如,最高流速的平均值)。然后,在第 2 模式中的第 2 变形例中,确定部 16b 将从检测部 16a 依次输出的平均值、和根据与多普勒波形信息数据 15b 所保持的最大波形信息以及过去最大波形信息对应的各多普勒波形而检测到的代表流速的平均值(例如,最高流速的平均值)进行比较。

[0181] 例如,如图 22 所示,确定部 16b 将最大流速平均值的初始值设为“0”,将初始值“0”和作为从检测部 16a 最初输入的最高流速的平均值(输入平均值)的“**V1**”进行比较。确定部 16b 如图 22 所示,由于“ $0 < V1$ ”,因此,将最大流速平均值更新为“**V1**”。然后,确定部 16b 将“输入平均值: $(V2+V1)/2$ ”与“最大流速平均值:**V1**”进行比较,如图 22 所示,由于“ $V1 < (V2+V1)/2$ ”,因此,将最大流速平均值更新为“ $(V2+V1)/2$ ”。

[0182] 并且,确定部 16b 将“输入平均值: $(V3+V2+V1)/3$ ”与“最大流速平均值: $(V2+V1)/2$ ”进行比较,如图 22 所示,由于“ $(V2+V1)/2 > (V3+V2+V1)/3$ ”,因此,将最大流速平均值维持在“ $(V2+V1)/2$ ”。然后,确定部 16b 将“输入平均值: $(V4+V3+V2)/3$ ”与“最大流速平均值: $(V2+V1)/2$ ”进行比较,如图 22 所示,由于“ $(V2+V1)/2 < (V4+V3+V2)/3$ ”,因此,更新最大流速平均值。例如,确定部 16b 通过探索在“**V1** ~ **V4**”中平均值变为最大的 3 个数值的组合,从而,如图 22 所示,将最大流速平均值更新为“ $(V4+V2+V1)/3$ ”。

[0183] 然后,确定部 16b 将“输入平均值: $(V5+V4+V3)/3$ ”与“最大流速平均值: $(V4+V2+V1)/3$ ”进行比较,如图 22 所示,由于“ $(V4+V2+V1)/3 < (V5+V4+V3)/3$ ”,因此,更

新最大流速平均值。例如,确定部 16b 通过探索“V1 ~ V5”中平均值变为最大的 3 个数值的组合,如图 22 所示,将最大流速平均值更新为“(V5+V4+V2)/3”。然后,确定部 16b 将“输入平均值:(V6+V5+V4)/3”与“最大流速平均值:(V5+V4+V2)/3”进行比较。

[0184] 在第 2 模式中的第 2 变形例中,通过依次进行输入平均值、与检测到该输入最高流速的时刻的最大流速平均值的比较处理,确定部 16b 能够确定现在时刻的最大流速平均值。

[0185] 在此,由于保持控制部 16c 根据图 22 所示例的确定部 16b 的处理结果所进行的保持控制处理是与图 21 相同的模式,因此,省略说明。

[0186] 另外,即使是在第 2 模式中的第 2 变形例中,既可以是显示控制部 16d 将最新最大波形信息作为最大波形信息来显示的情况,也可以是显示控制部 16d 将最新最大波形信息以及过去最大波形信息的平均波形信息作为最大波形信息来显示的情况。另外,显示控制部 16d 以在第 1 实施方式中说明了的显示方式、或者以在第 2 实施方式中说明了的显示方式,依次更新显示最大波形信息。

[0187] 通过进行上述第 2 模式的第 1 变形例或者第 2 变形例,操作者能够切实地得到暂时地生成的最大流速值的多普勒波形。另外,即使是在第 5 实施方式中,也通过 PW 法来收集多普勒波形时,检测部 16a 所检测的代表流速为最高流速、或者平均流速。另外,在第 5 实施方式中,当进行图 9B 所示例的复位处理时,多普勒波形信息数据 15b 所保持的数据全部被清除。

[0188] 另外,在第 1 ~ 第 5 实施方式中,针对诊断部位是心脏的情况进行了说明。但是,也可以是在上述的第 1 ~ 第 5 实施方式中说明了的处理适用于心脏以外的诊断部位的情况。另外,此时,规定期间不仅仅是设定为 1 次心跳期间的情况,例如,还可以是设定为呼吸的 1 个周期,或者设定为周期性地升降手腕时的运动的 1 个周期的情况。

[0189] 另外,多普勒波形信息数据 15b 所保持的“最大波形信息”并不限定于在上述的第 1 ~ 第 5 实施方式中说明的信息。例如,“最大波形信息”不仅仅是如 PPG 或 VTI 等那样由得到了最大值的 1 次心跳量的多普勒波形测量的代表值的情况,也可以是包含根据为了生成 1 次心跳量的多普勒波形而提取出的各多普勒信号被测量的血流速度、血流的能量,血流速度的分散值等“1 次心跳量的多普勒信号的测量值的排列”的情况。另外,“最大波形信息”也可以是包含作为多普勒波形的“波的形状”的波形信息的情况。作为这样的波形信息的实例,优选对时间波形进行频率转换而得到的频率轴上的振幅特性的峰值频率值、或峰值频率下的位相值。另外,“最大波形信息”也可以是包含“得到最大值时的时刻信息”的情况。当保持“时刻信息”时,操作者或者显示控制部 16d 使用“时刻信息”,从电影(cine)存储器(图像存储器 15)读出得到了最大值的 1 次心跳量的多普勒波形,例如,能够与现在时刻被收集的多普勒波形并列显示。

[0190] 另外,也能够手动地进行在第 1 ~ 第 5 实施方式中说明的各处理中作为自动地进行的处理来说明的处理的全部或者一部分,也能够以公知的方法来自动地进行在第 1 ~ 第 5 实施方式中说明的各处理中作为手动地进行的处理来说明的处理的全部或者一部分。此外,针对包含上述说明书或附图中所示的处理步骤、控制步骤、具体的名称、各种数据或参数的信息,除了特别标记的情况之外能够任意地变更。

[0191] 另外,图示出的各装置的各构成要素是功能概念性的,不一定需要物理性地如图

示那样构成。即,各装置的分散·合并的具体的方式并不限于图示,能够根据各种负荷、使用状况等,以任意的单位功能性或者物理性地分散·合并其全部或者一部分来构成。另外,由各装置进行的各处理功能其全部或者任意的一部分能够由 CPU 以及通过该 CPU 解析执行的程序来实现,或者,能够作为基于布线逻辑(wired logic)的硬件(hardware)来实现。

[0192] 另外,在第 1~第 5 实施方式中所说明了的图像处理方法能够通过由个人计算机(personal computer)或工作站(workstation)等计算机来执行预先准备好的图像处理程序来实现。该程序能够经由因特网(internet)等网络(network)来发布。另外,该程序也能够记录在硬盘(hard disk)、软盘(flexible disk)(FD)、CD-ROM、MO、DVD 等由计算机可读的记录介质中,通过由计算机从记录介质中读出来执行。

[0193] 以上,如所说明的那样,根据第 1 实施方式~第 5 实施方式,能够减轻最高流速为最大的多普勒波形的收集中的操作者的负担。

[0194] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不意图限定发明的范围。这些实施方式能够以其他的各种方式进行实施,在不脱离发明的要旨的范围内,能够进行各种的省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与包含于发明的范围或要旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

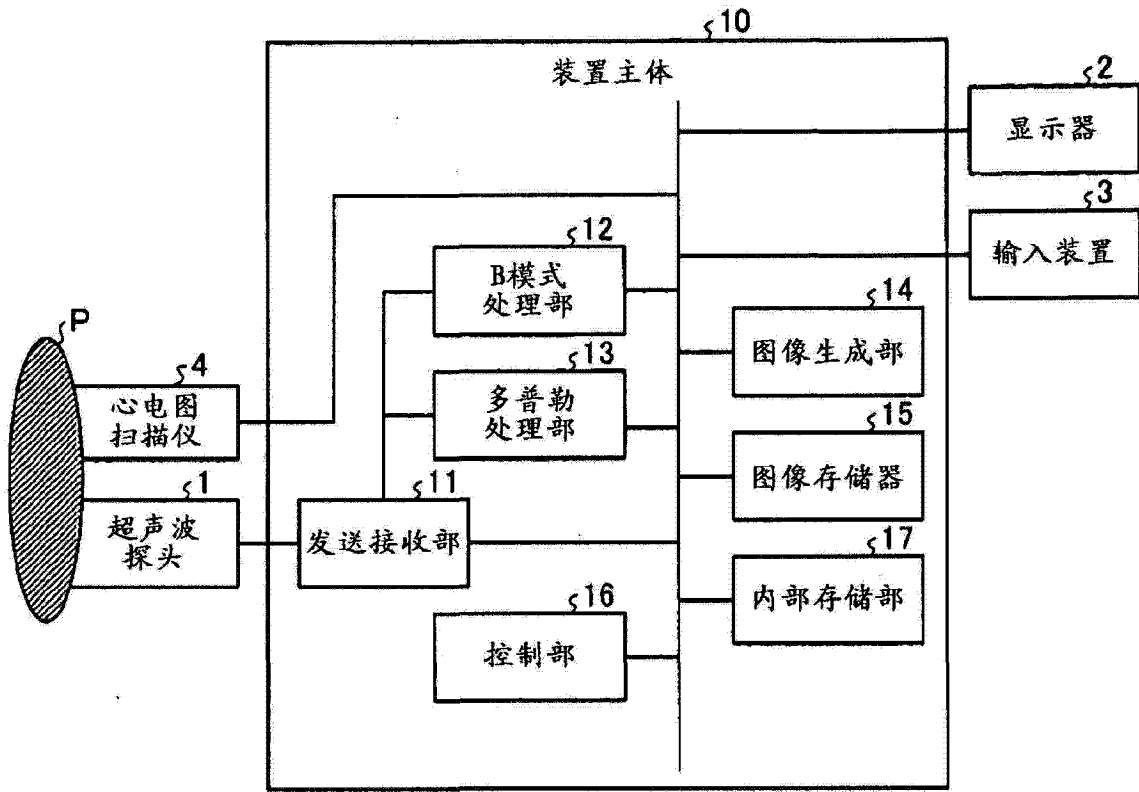


图 1

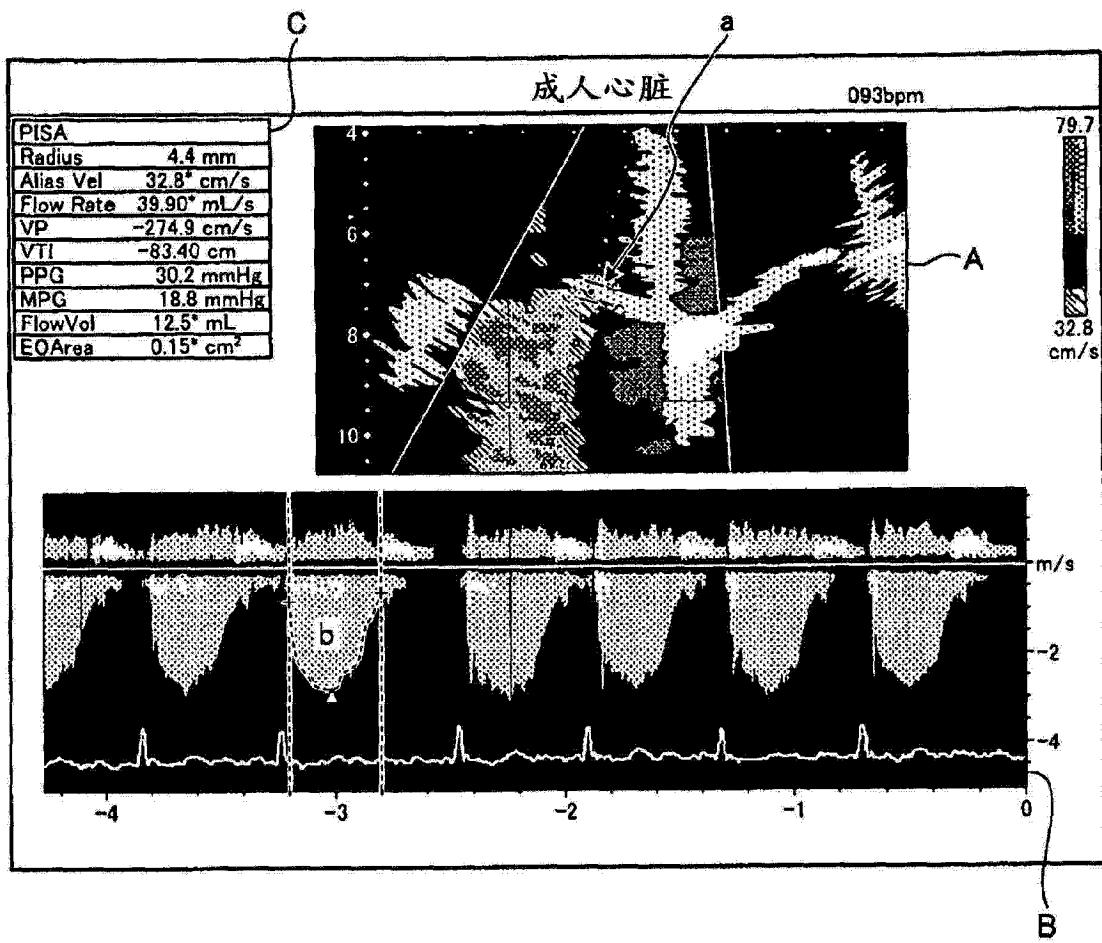


图 2

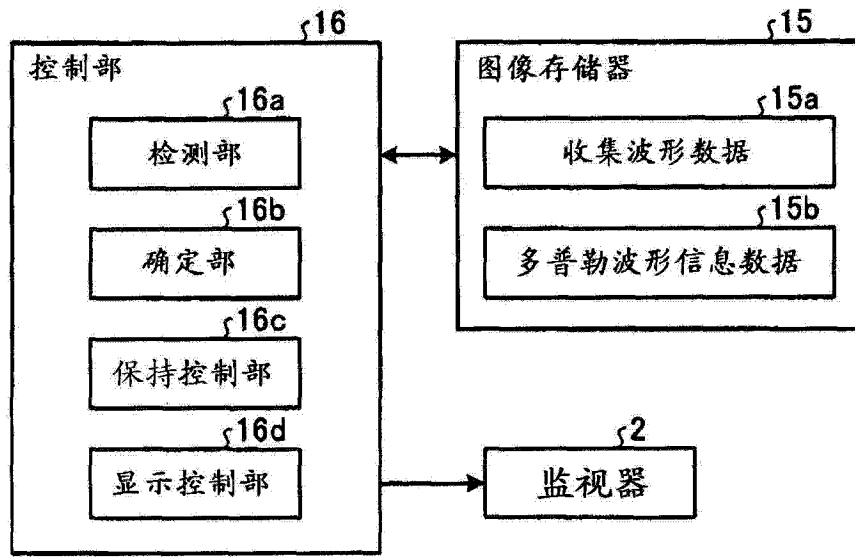


图 3

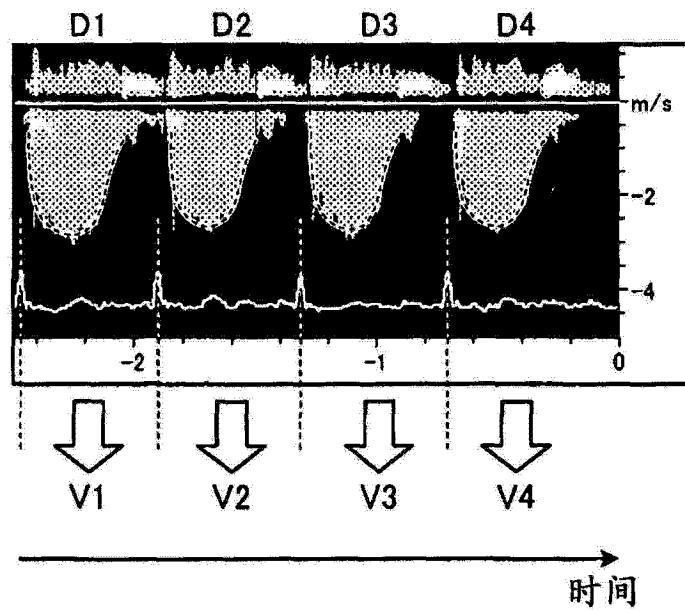


图 4

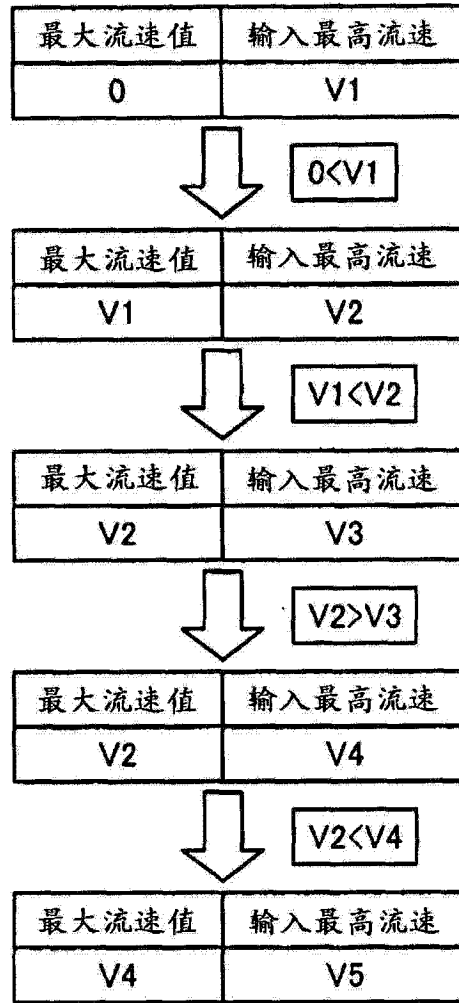


图 5

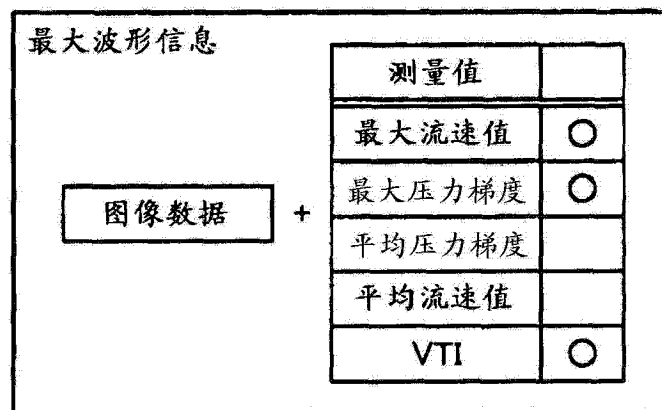


图 6

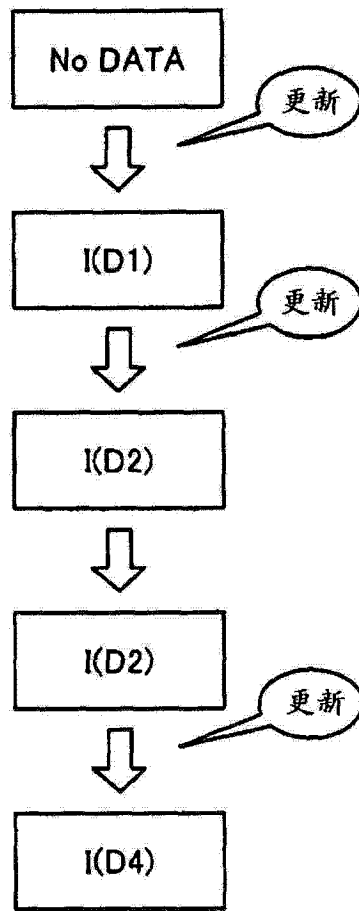


图 7

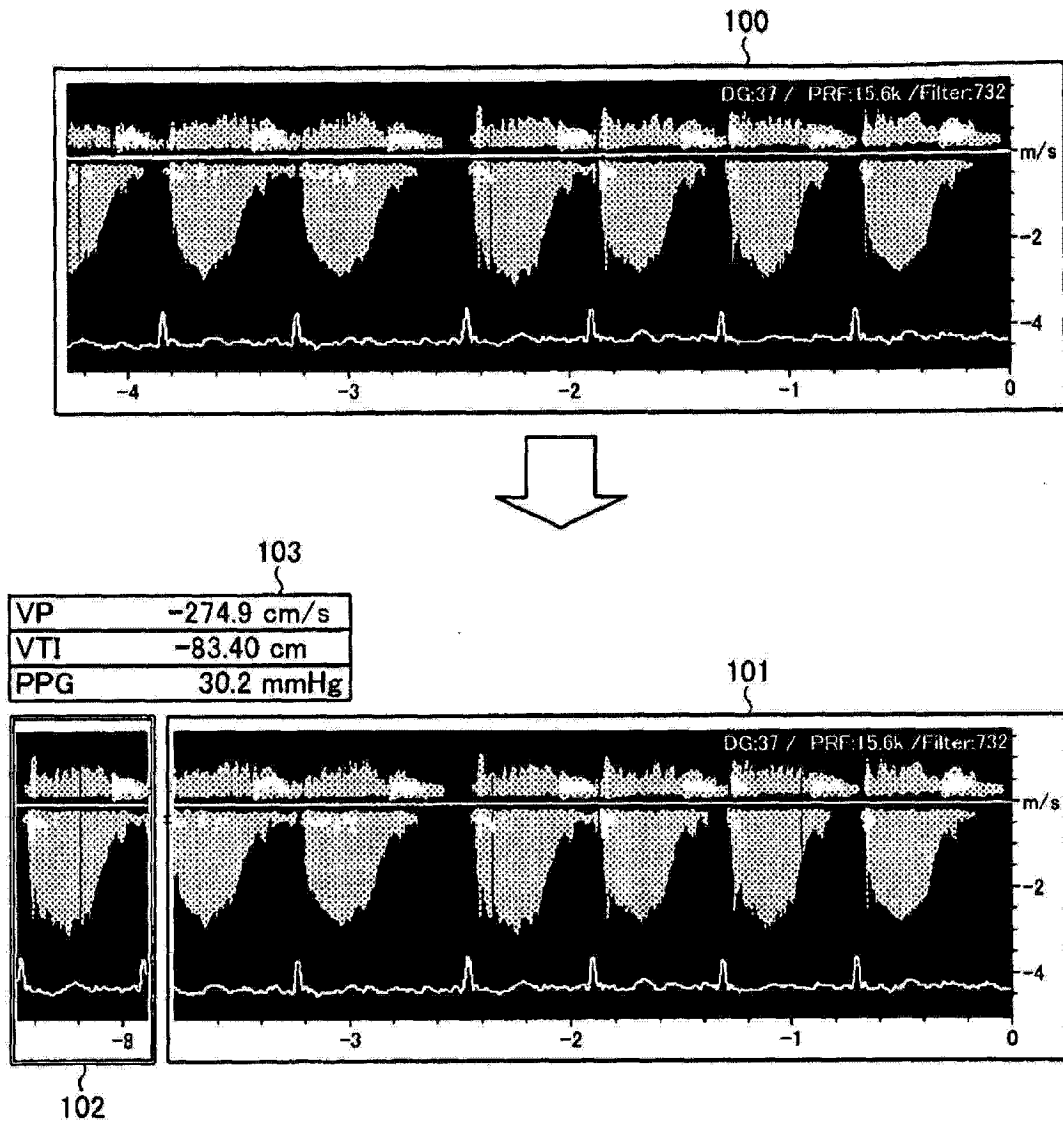


图 8

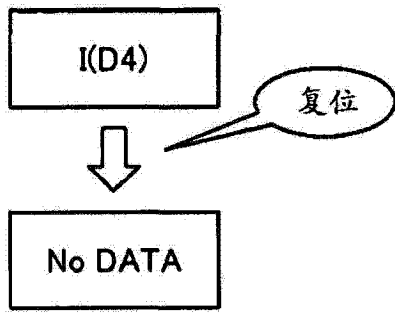


图 9A

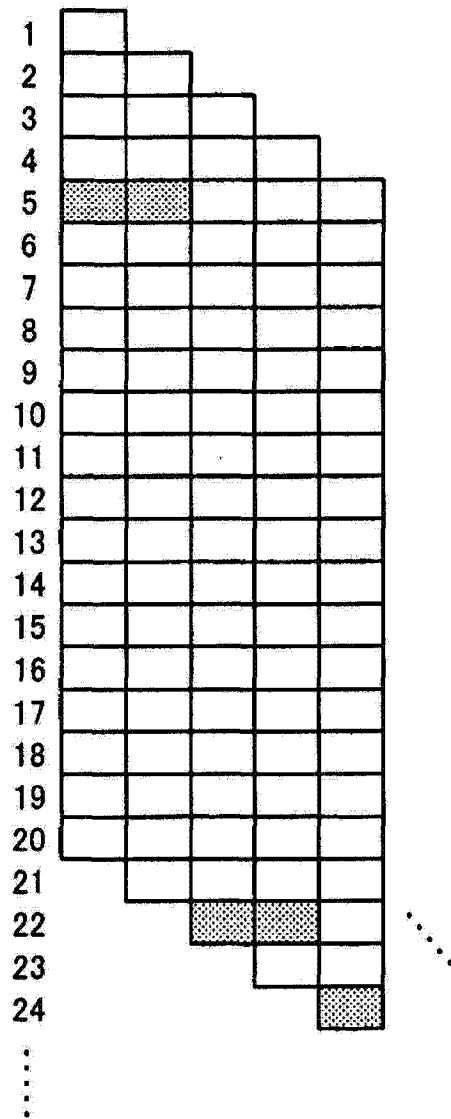


图 9B

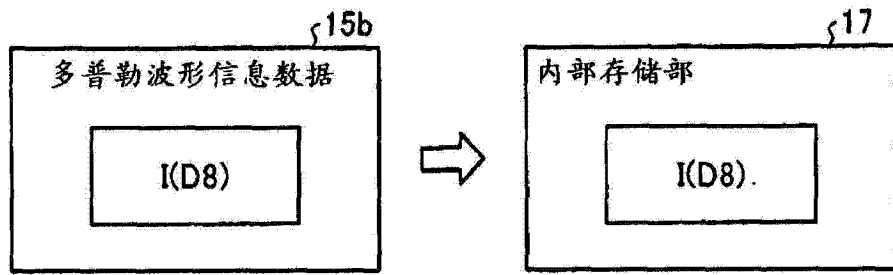


图 9C

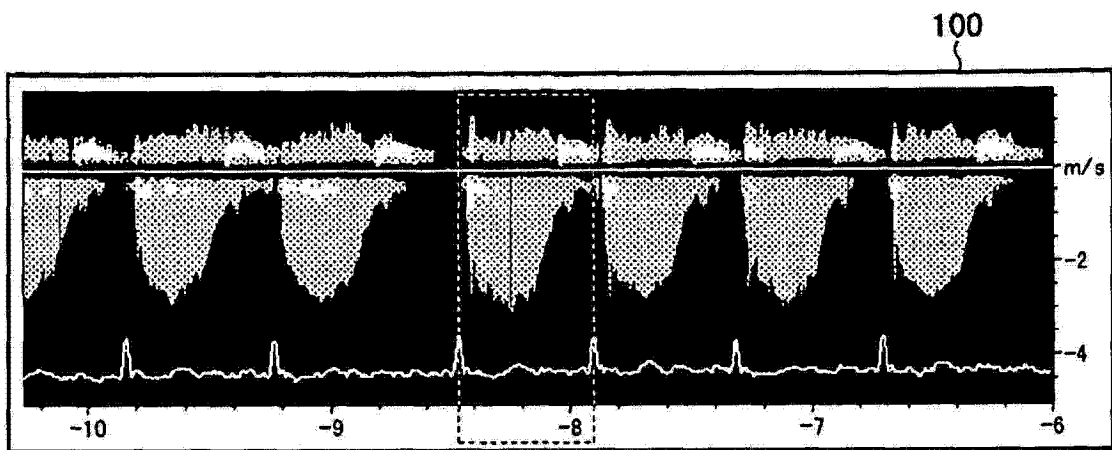


图 10

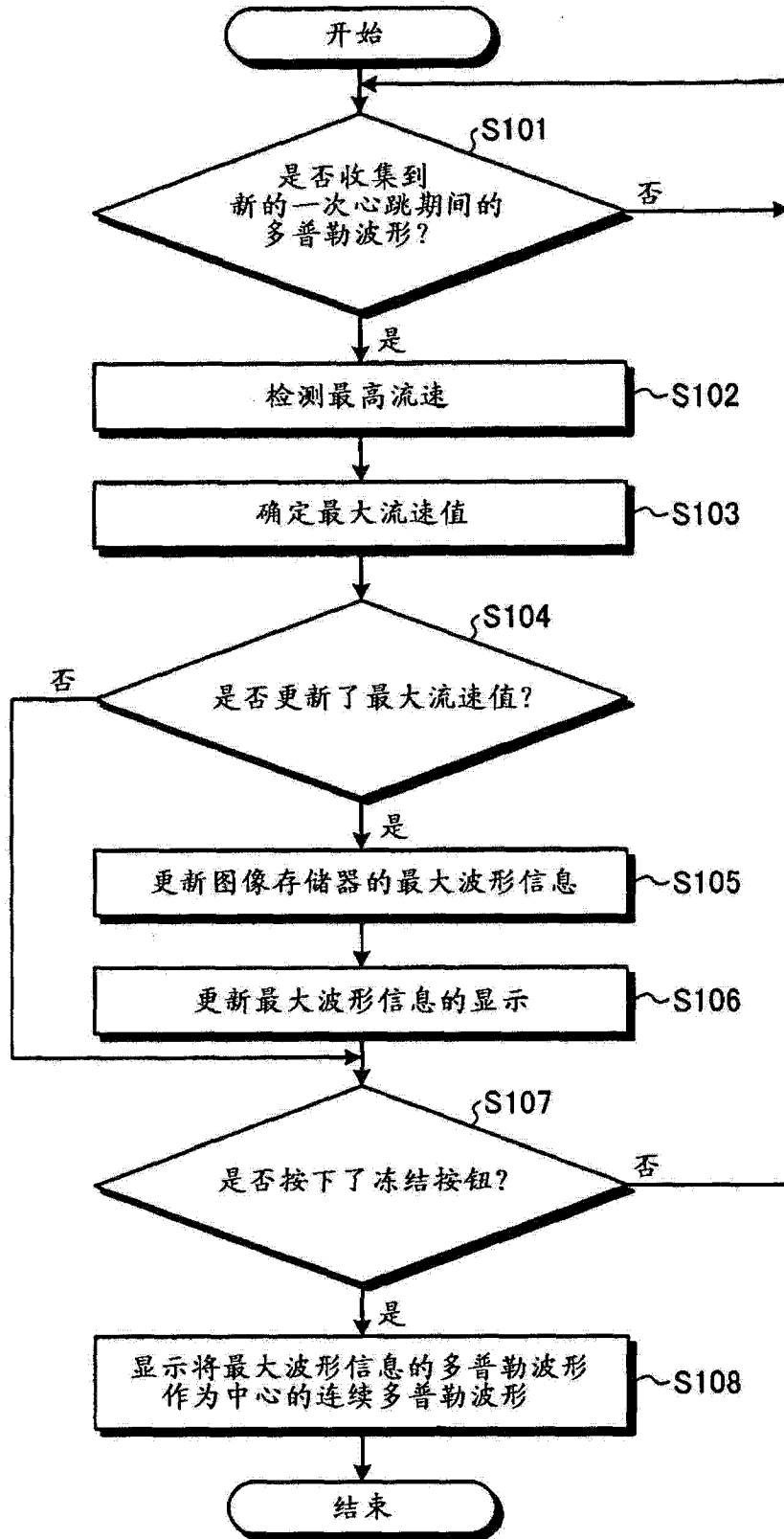


图 11

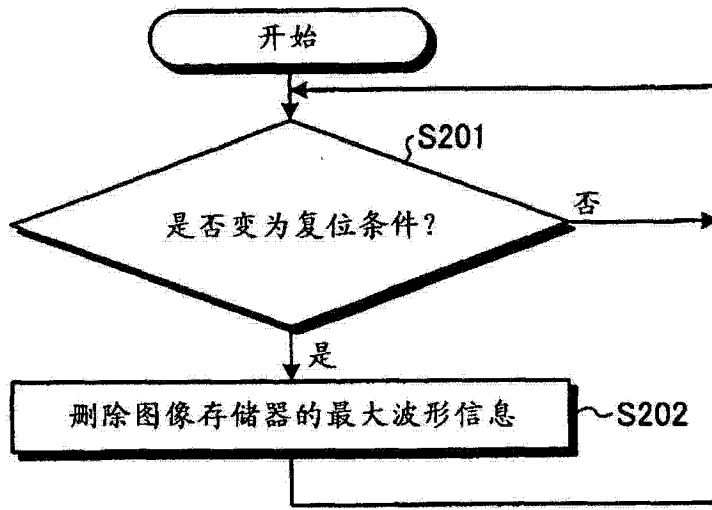


图 12

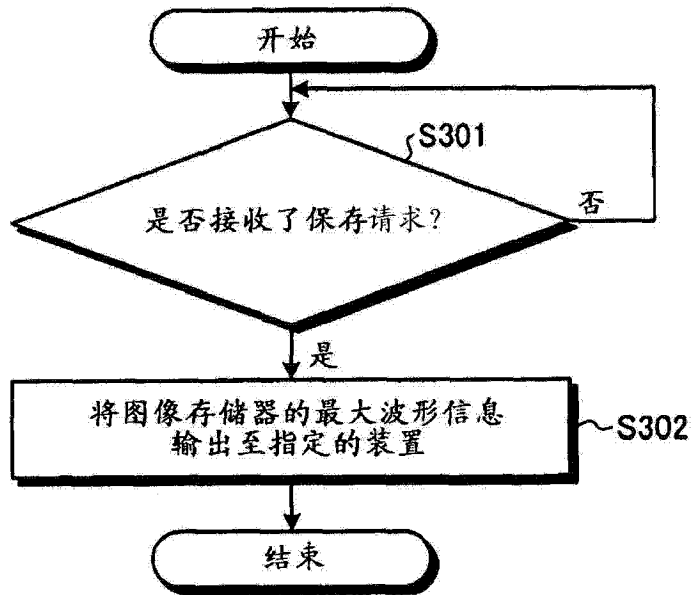


图 13

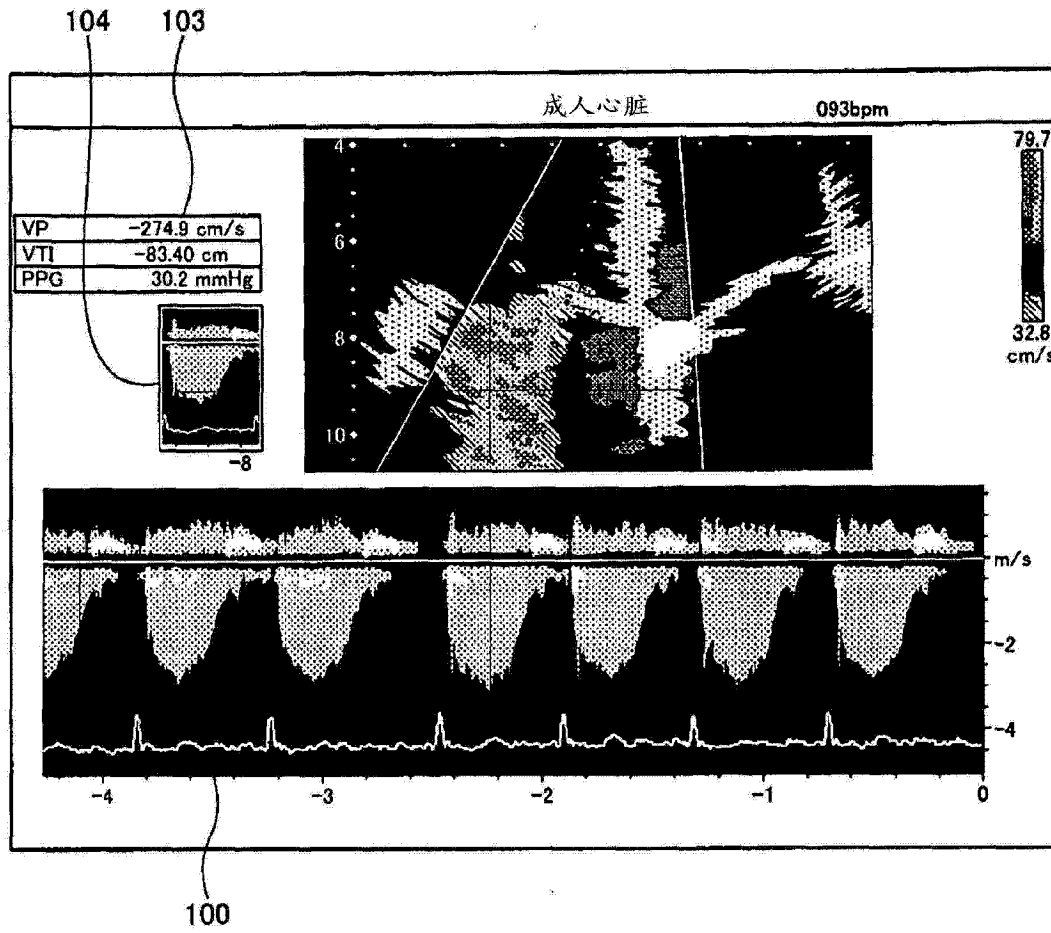


图 14

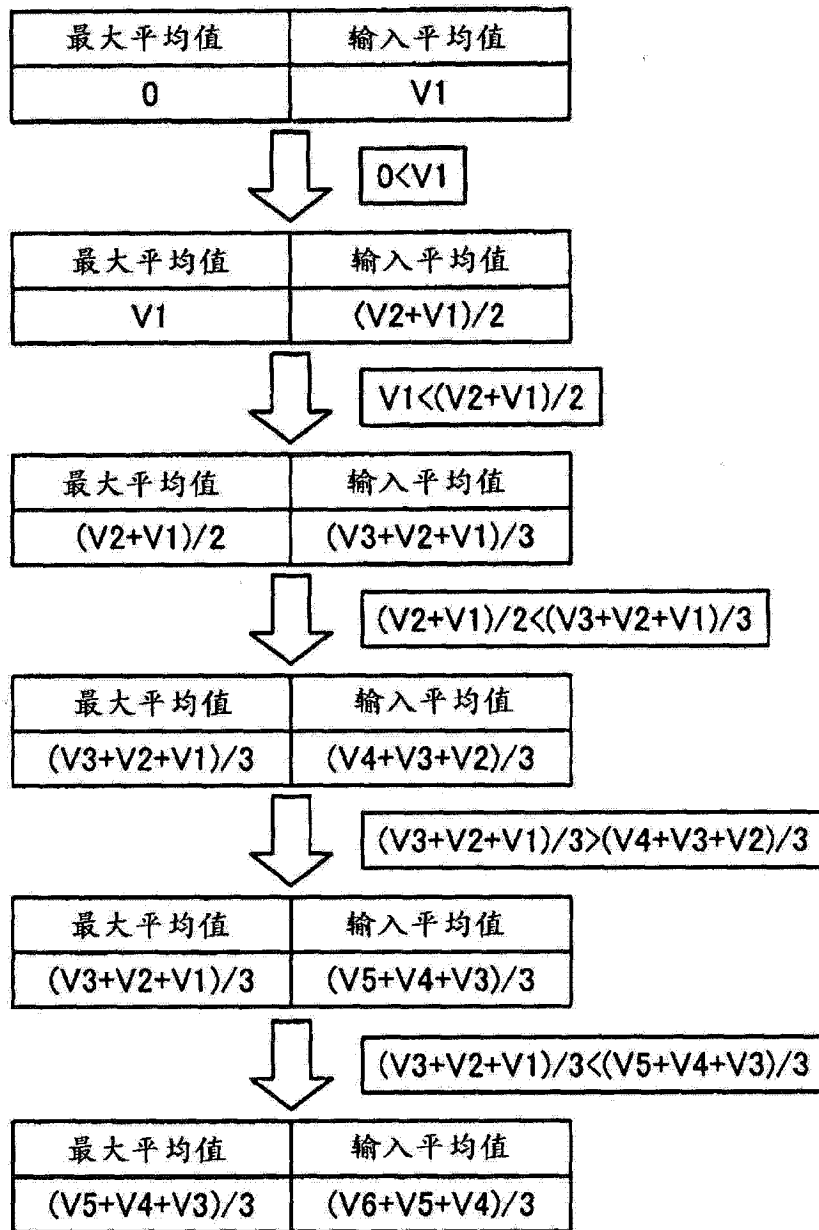


图 15

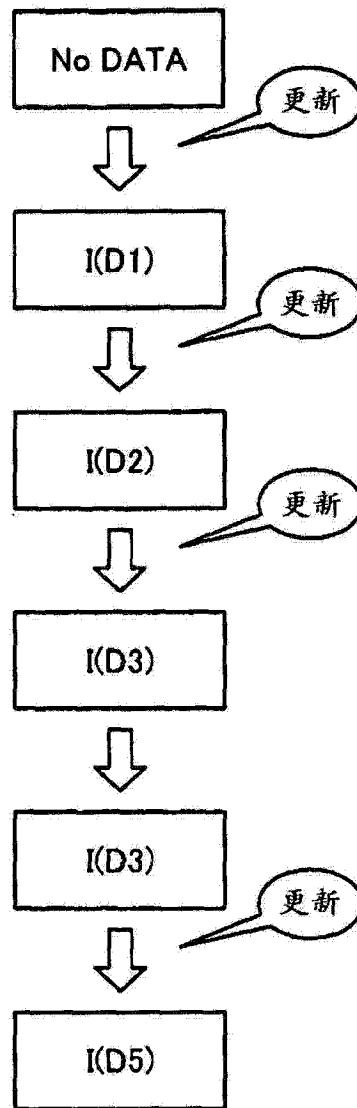


图 16

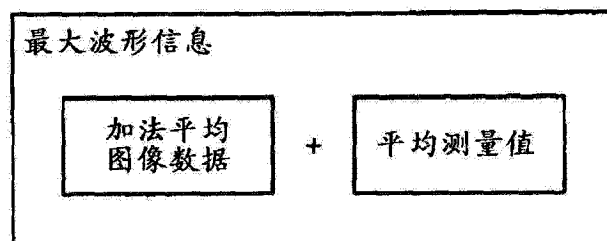


图 17A

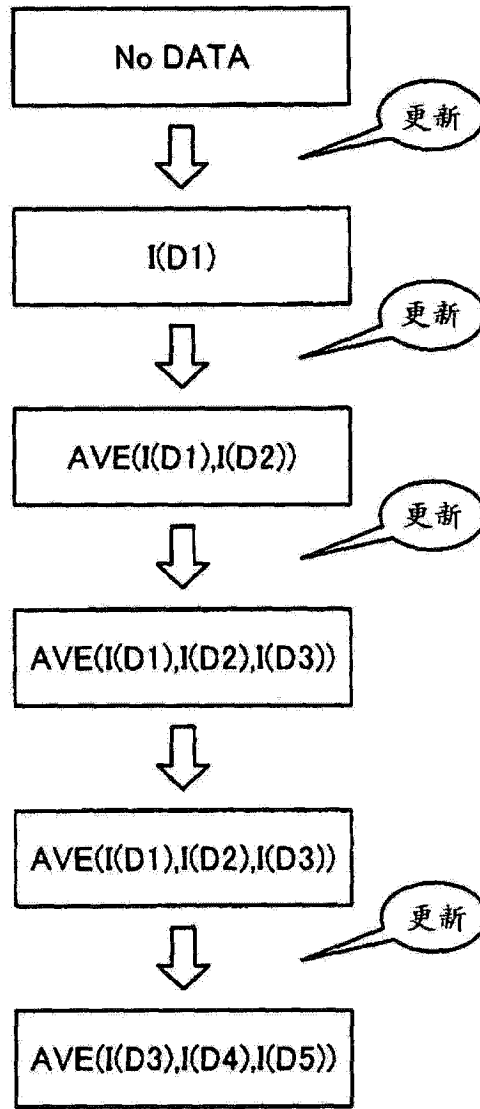


图 17B

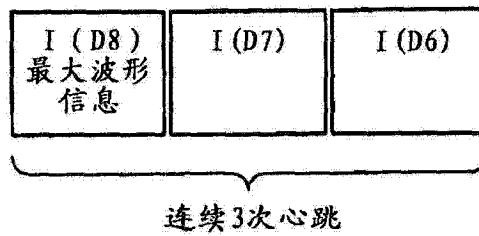


图 18A

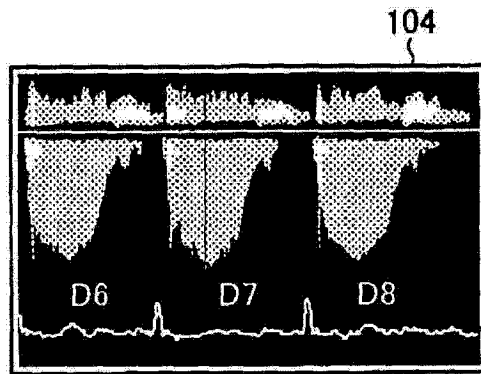


图 18B



图 19

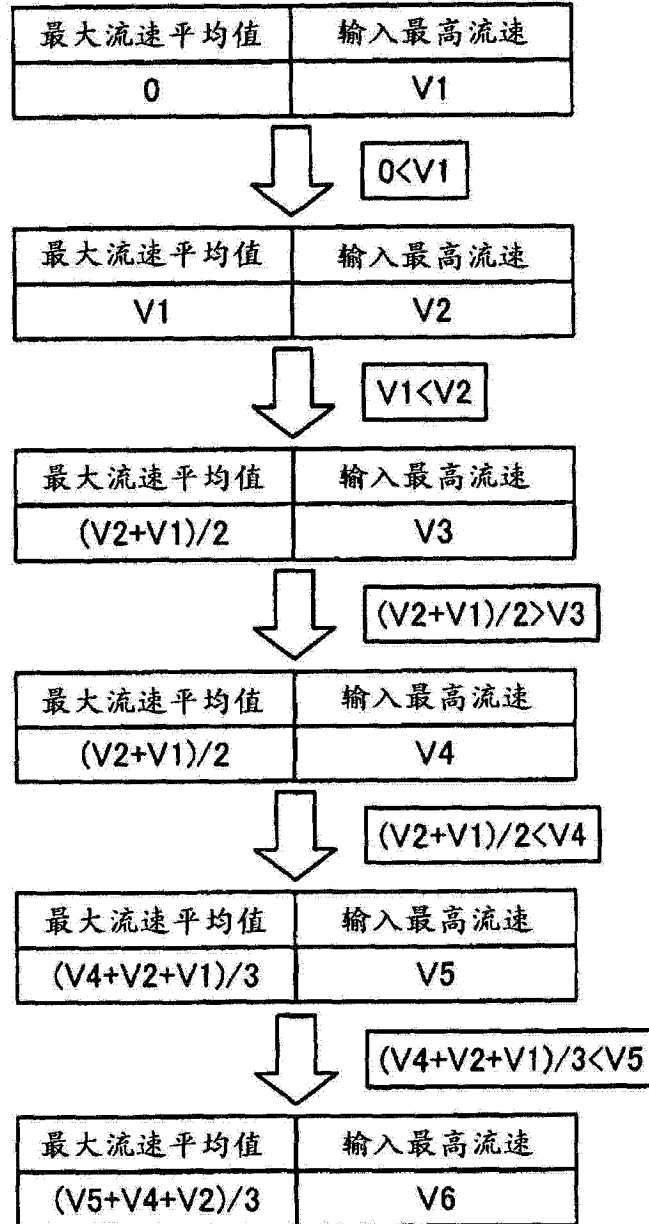


图 20

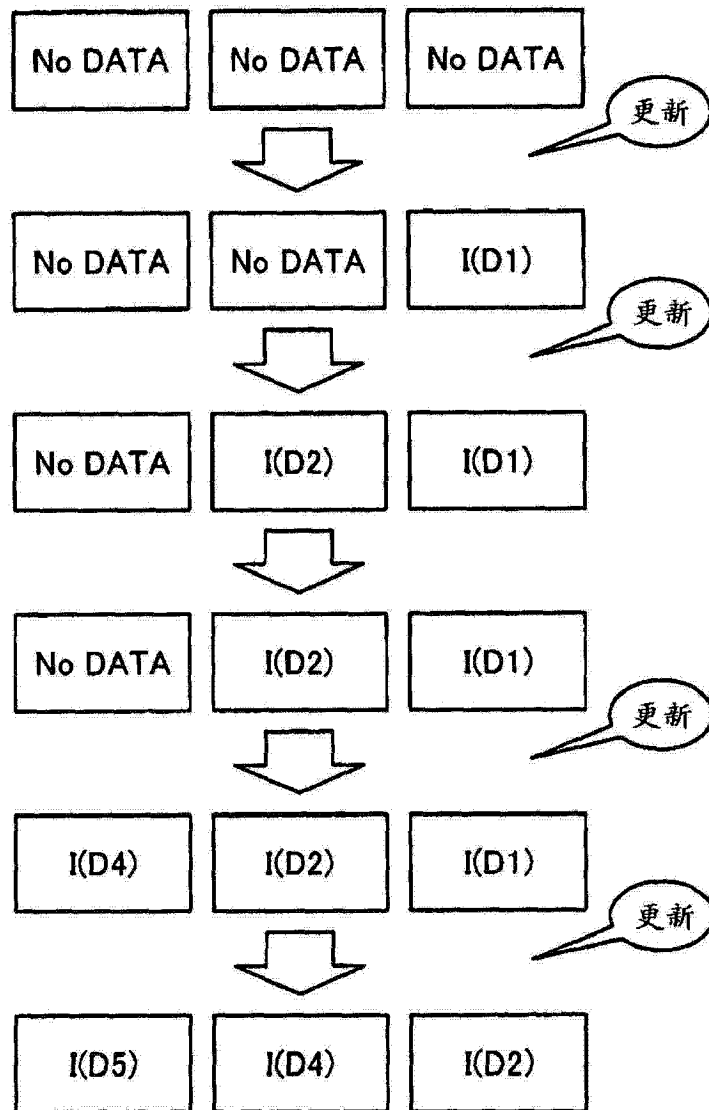


图 21

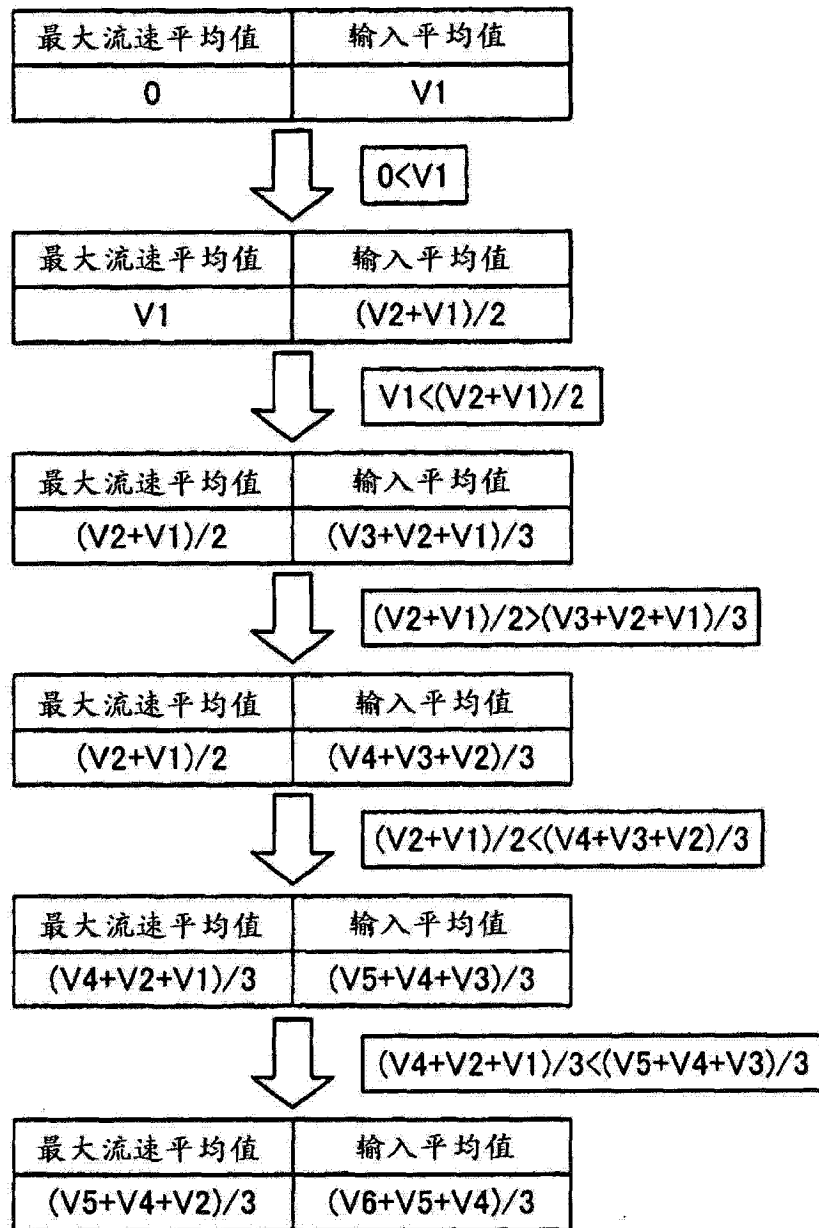


图 22

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波诊断装置以及图像处理方法 | | |
| 公开(公告)号 | CN103126724A | 公开(公告)日 | 2013-06-05 |
| 申请号 | CN201210497513.9 | 申请日 | 2012-11-29 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 | | |
| [标]发明人 | 阿部康彦 桥本新一 | | |
| 发明人 | 阿部康彦 桥本新一 | | |
| IPC分类号 | A61B8/06 | | |
| CPC分类号 | A61B8/461 A61B8/488 A61B8/0883 A61B8/463 A61B8/06 A61B8/5223 A61B8/5284 A61B8/5207 | | |
| 代理人(译) | 孙蕾 | | |
| 优先权 | 2011262772 2011-11-30 JP 2012228789 2012-10-16 JP | | |
| 其他公开文献 | CN103126724B | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

实施方式涉及超声波诊断装置及图像处理方法。减轻最高流速为最大的多普勒波形的收集中的操作者负担。超声波诊断装置具备检测部、确定部、保持控制部、显示控制部。检测部将从沿时间序列收集的多普勒波形得到的血流速度最高流速或血流速度平均流速峰值作为代表流速在每个规定期间检测。确定部通过将检测部依次输出的代表流速的值进行比较，确定多个代表流速中的规定极性下的最大值。保持控制部将最大波形信息保持于规定存储部，该最大波形信息是作为与上述多普勒波形相关的信息的多普勒波形信息且是在检测到最大值的期间中的多普勒波形的多普勒波形信息。显示控制部将现在时刻被收集的多普勒波形信息与最大波形信息一起同时显示于规定显示部。

