



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105073019 A

(43) 申请公布日 2015. 11. 18

(21) 申请号 201480010531. 7

代理人 金光华

(22) 申请日 2014. 02. 26

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/06(2006. 01)

2013-036021 2013. 02. 26 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 08. 26

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/054707 2014. 02. 26

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/133011 JA 2014. 09. 04

(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 滝本雅夫

(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

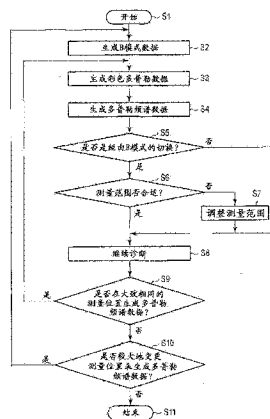
权利要求书1页 说明书9页 附图3页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

提供一种能够简单且准确地显示多普勒频谱的波形整体的超声波诊断装置。上述超声波诊断装置具备：数据处理部，至少生成B模式数据以及多普勒频谱数据；显示部，显示基于由上述数据处理部生成的上述B模式数据、以及上述多普勒频谱数据的图像；输入部，输入向上述多普勒频谱数据模式的转换指示或距离选通的操作；以及系统控制部，以上述输入部中的输入为契机，根据在该输入以后的规定的时间内生成的上述多普勒频谱数据，变更显示于上述显示部的上述多普勒频谱数据的显示方式。



1. 一种超声波诊断装置,具备:  
数据处理部,至少生成 B 模式数据以及多普勒频谱数据;  
显示部,显示基于由上述数据处理部生成的上述 B 模式数据以及上述多普勒频谱数据的图像;  
输入部,输入向上述多普勒频谱数据模式的转换指示或距离选通的操作;以及  
系统控制部,以上述输入部中的输入为契机,根据在该输入以后的规定的时间内生成的上述多普勒频谱数据,变更显示于上述显示部的上述多普勒频谱数据的显示方式。
2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
上述数据处理部还生成彩色多普勒数据,  
上述输入部输入向上述彩色多普勒数据模式的转换指示,  
上述系统控制部以上述输入部中的向上述彩色多普勒数据模式的转换指示输入为契机,根据在该输入以后的规定的时间内生成的上述彩色多普勒数据,变更显示于上述显示部的上述多普勒频谱数据的显示方式。
3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
上述超声波诊断装置具备 ECG 单元,上述 ECG 单元测量患者的心跳,  
上述规定的时间是与由上述 ECG 单元所测量的上述患者的心跳中的至少一次心跳对应的时间。
4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
上述规定的时间是从转换为上述多普勒频谱数据的生成时起开始的时间。
5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
上述系统控制部通过调整测量范围、基准线、放大率/缩小率中的至少一个来变更基于显示于上述显示部的上述多普勒频谱数据的图像的上述显示方式。
6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
当在上述显示方式的变更之后变更了超声波探头或上述距离选通的空间位置时,上述系统控制部以该空间位置的变更为契机,变更显示于上述显示部的上述多普勒频谱数据的显示方式。
7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
在上述显示方式的变更之后转换为 B 模式,进而之后不伴随上述距离选通的操作,向上述多普勒频谱数据模式转换了时,上述系统控制部不变更显示于上述显示部的上述多普勒频谱数据的显示方式。

## 超声波诊断装置

### 技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置。

### 背景技术

[0002] 存在利用超声波的多普勒效应得到患者的血流信息的、所谓的通过超声波多普勒法对患者的血流信息进行图像显示的技术。在该技术中,患者的血流信息显示为纵轴是血流速度、横轴是时间那样的多普勒频谱图像。但是,根据所测量的位置或患者的不同而血流速度不同,因此,为了显示波形整体,需要调整血流速度的测量范围 (Scale) 或血流速度 0 的基准线 (Baseline) 等。在以往技术中,通过由操作者按下设置于超声波诊断装置的自动调整按钮来进行测量范围或基准线的自动调整,显示波形整体。在该技术中,例如,根据直到按下按钮的时间点为止所测量到的血流速度的最大值或最小值来推定波形的最大振幅,进行测量范围或基准线的调整。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献 1 :专利第 4538091 号公报

### 发明内容

[0006] 但是,在上述的以往技术中,操作者必须特意地按下自动调整按钮,所以对于操作者而言比较麻烦。另外,当操作者因为太想尽早确认波形整体而在测量血流速度的真正的最大值和最小值之前、具体而言一次心跳所对应的时间也不等待而按下自动调整按钮时,会根据直到按下该自动调整按钮的时间点为止的血流速度的最大值或最小值来进行测量范围、基准线的调整,因此也有时不显示波形整体。

[0007] 本发明要解决的问题在于,提供一种能够简便且准确地显示多普勒频谱的波形整体的超声波诊断装置。

[0008] 实施方式的超声波诊断装置具备:数据处理部,至少生成 B 模式数据以及多普勒频谱数据;显示部,显示基于由上述数据处理部生成的上述 B 模式数据以及上述多普勒频谱数据的图像;输入部,输入向上述多普勒频谱数据模式的转换指示或距离选通的操作;以及系统控制部,以上述输入部中的输入为契机,根据在该输入以后的规定的时间内生成的上述多普勒频谱数据,变更显示于上述显示部的上述多普勒频谱数据的显示方式。

### 附图说明

[0009] 图 1 是实施方式中的框图。

[0010] 图 2 是实施方式中的流程图。

[0011] 图 3 是没有发生混淆 (aliasing) 时的多普勒频谱图像的概略图。

[0012] 图 4 是发生混淆时的多普勒频谱图像的概略图。

[0013] 图 5 是进行了基准线的调整的多普勒频谱图像的概略图。

- [0014] (符号说明)
- [0015] 1…系统控制部
- [0016] 2…发送部
- [0017] 3…基准信号产生部
- [0018] 4…超声波探头
- [0019] 5…接收部
- [0020] 6…B 模式数据生成部
- [0021] 7…多普勒信号检测部
- [0022] 8…彩色多普勒数据生成部
- [0023] 9…多普勒频谱数据生成部
- [0024] 10…数据处理部
- [0025] 11…数据存储部
- [0026] 13…ECG 单元
- [0027] 14…显示部
- [0028] 15…输入部
- [0029] 101a、101b、101c…多普勒频谱图像
- [0030] 102a、102b、102c…基准线。

### 具体实施方式

[0031] 以下,参照附图说明本发明的实施方式。

[0032] 首先,使用图 1 的框图说明本实施方式中的超声波诊断装置的结构。

[0033] 本实施方式中的超声波诊断装置具备:系统控制部 1、发送部 2、基准信号产生部 3、超声波探头 4、接收部 5、数据处理部 10、数据存储部 11、ECG (Electrocardiograph :心电图机) 单元 13、显示部 14、以及输入部 15。数据处理部 10 具备:B 模式数据生成部 6、多普勒信号检测部 7、彩色多普勒数据生成部 8、以及多普勒频谱数据生成部 9。

[0034] 当经由输入部 15 由操作者指示生成 B 模式数据时,系统控制部 1 制成 B 模式数据生成用的控制数据,并将所制成的 B 模式数据生成用的控制数据向发送部 2 转送。此时,系统控制部 1 指示接收部 5 将回波信号向 B 模式数据生成部供给。

[0035] 当经由输入部 15 由操作者指示生成彩色多普勒数据时,系统控制部 1 制成彩色多普勒数据生成用的控制数据,并将所制成的彩色多普勒数据生成用的控制数据向发送部 2 转送。此时,系统控制部 1 指示接收部 5 将回波信号向多普勒信号检测部 7 供给,并指示多普勒信号检测部 7 将检测到的多普勒信号向彩色多普勒数据生成部 8 供给。

[0036] 当经由输入部 15 由操作者指示生成多普勒频谱数据时,系统控制部 1 制成多普勒频谱数据生成用的控制数据,并将所制成的多普勒频谱数据生成用的控制数据向发送部 2 转送。此时,系统控制部 1 指示接收部 5 将回波信号向多普勒信号处理部 7 供给,并指示多普勒信号检测部 7 将检测到的多普勒信号向多普勒频谱数据生成部 9 供给。另外,在本实施方式中,针对通过脉冲多普勒法进行采样从而生成多普勒频谱数据的情况进行了说明,但也可以是通过连续波多普勒法进行采样的方式。

[0037] 系统控制部 1 将基于存储于数据存储部 11 的 B 模式数据的图像 (B 模式图像)、基

于存储于数据存储部 11 的彩色多普勒数据的图像（彩色多普勒图像、彩色条）、以及基于存储于数据存储部 11 的多普勒频谱数据的图像（多普勒频谱图像）显示在显示部 14 上。

[0038] 系统控制部 1 设定基准信号产生部 3 所产生的基准信号的重复频率（Pulse Repetition Frequency（脉冲重复频率）：PRF）。

[0039] 在按照 B 模式数据、彩色多普勒数据、多普勒频谱数据的顺序、或按照 B 模式数据、多普勒频谱数据的顺序对数据的生成进行转换时，并且在显示部 14 上显示的多普勒频谱图像发生“混淆”时，系统控制部 1 指示基准信号产生部 3 设定为不会发生混淆那样的 PRF。另外，所谓混淆是指基于采样定理的多普勒信号的频率分量的折回现象，在多普勒信号具有比 PRF 的大小的 1/2 大的频率分量时产生。针对不会产生混淆的 PRF 的设定将后述。

[0040] 系统控制部 1 将规定的输入画面显示在显示部 14 上。另外，系统控制部 1 使得用于指定生成彩色多普勒数据的范围、或生成多普勒频谱数据的位置的光标或标记显示。

[0041] 基准信号产生部 3 在基于系统控制部 1 的设定的定时发出基准信号。以后，将在某一时间点发出基准信号到发出下一基准信号的时间设为 1 个差率。

[0042] 发送部 2 具备未图示的存储器，将从系统控制部 1 接收到的控制数据存储于存储器。如果通过基准信号产生部 3 产生基准信号而使差率开始，则发送部 2 从存储器读出该差率所涉及的控制数据，并按照所读出的控制数据，对后述的超声波探头 4 所具备的振子供给驱动脉冲。

[0043] 超声波探头 4 例如是具有一维地排列的多个振子的线性型的超声波探头。另外，超声波探头 4 也可以是凸型、扇型。各振子如果从发送部 2 被供给驱动脉冲则进行振动，根据发送部 2 所读出的控制数据产生发送束。各振子接收通过由患者的体内组织反射而生成的反射波，产生回波信号。超声波探头 4 将各回波信号向接收部 5 供给。

[0044] 接收部 5 通过未图示的放大器来放大从超声波探头 4 供给的回波信号的信号强度，进行基于控制数据的整相相加处理。接收部 5 按照来自系统控制部 1 的指示，将进行了整相相加处理的回波信号向 B 模式数据生成部 6、多普勒信号处理部 7 的某一个供给。

[0045] B 模式数据生成部 6 通过对从接收部 5 以差率单位供给的回波信号实施包络线检波处理或对数压缩处理等处理，来生成与回波的振幅强度对应的接收信号。B 模式数据生成部 6 根据该接收信号生成 B 模式数据。B 模式数据生成部 6 将生成的 B 模式数据向数据存储部 11 发送。

[0046] 多普勒信号检测部 7 根据从接收部 5 供给的回波信号来检测多普勒信号。当经由输入部 15 由操作者对系统控制部 1 指示彩色多普勒数据的生成时，多普勒信号检测部 7 将检测到的多普勒信号向彩色多普勒数据生成部 8 供给。另一方面，当经由输入部 15 由操作者指示生成多普勒频谱数据时，多普勒信号处理部 7 将检测到的多普勒信号向多普勒频谱数据生成部 8 供给。

[0047] 彩色多普勒数据生成部 8 根据由多普勒信号检测部 7 供给的多普勒信号生成彩色多普勒数据。在此，所谓彩色多普勒数据例如是指在与 B 模式图像相同的剖面中测量经由输入部 15 由操作者指定的范围内的血流速度的分布得到的数据。彩色多普勒数据生成部 8 将所生成的彩色多普勒数据向数据存储部 11 发送。

[0048] 多普勒频谱数据生成部 9 生成基于从多普勒信号生成部 7 供给的多普勒信号的多普勒频谱数据。在此，所谓多普勒频谱数据例如是指在与 B 模式图像的剖面中测量经由输入

部 15 由操作者指定的位置的血流速度的时间经过而得到的数据。多普勒频谱生成部 9 将所生成的多普勒频谱数据向数据存储部 11 发送。

[0049] 数据存储部 11 例如具备未图示的硬盘等存储装置, 存储从 B 模式数据生成部 6 接收到的 B 模式数据、从彩色多普勒生成部 8 接收到的彩色多普勒数据、以及从多普勒频谱数据生成部 9 接收到的多普勒频谱数据。数据存储部 11 按照来自系统控制部 1 的指示, 将 B 模式数据、彩色多普勒数据、多普勒频谱数据显示在显示部 14 上。

[0050] ECG 单元 13 对患者的心跳进行计数, 并将心跳的情况依次通知给系统控制部 1。

[0051] 显示部 14 按照来自系统控制部 1 的指示, 将 B 模式数据、彩色多普勒数据、多普勒频谱数据显示为图像。显示部 14 按照来自系统控制部 1 的指示, 显示规定的输入画面。另外, 显示部 14 按照来自系统控制部 1 的指示, 显示用于指定生成彩色多普勒数据的范围、或生成多普勒频谱数据的位置的光标或标记。

[0052] 输入部 15 例如具备鼠标、键盘等输入装置, 操作者通过鼠标、键盘来操作在显示部 14 上显示的光标或标记, 指定生成彩色多普勒数据的范围或生成多普勒频谱数据的位置。

[0053] 接着, 使用图 2 的流程图说明本实施方式中的超声波诊断装置的动作。

[0054] 在步骤 S1 中, 操作者开始诊断。

[0055] 在步骤 S2 中, 操作者经由输入部 15 对系统控制部 1 指示 B 模式数据的生成。如果经由输入部 15 由操作者指示生成 B 模式数据, 则系统控制部 1 生成 B 模式数据生成用的控制数据, 并将所生成的 B 模式数据生成用的控制数据向发送部 2 转送。发送部 2 将从系统控制部 1 转送来的 B 模式数据生成用的控制数据存储于存储器。如果存储器存储所有的 B 模式数据生成用的控制数据, 则基准信号产生部 3 发出由系统控制部 1 设定的 PRF 的基准信号。如果通过基准信号产生部 3 产生基准信号而开始差率, 则发送部 2 从存储器读出该差率所涉及的控制数据, 并按照读出的控制数据, 向超声波探头 4 的振子供给驱动脉冲。各振子如果从发送部 2 被供给驱动脉冲则进行振动, 产生基于该差率所涉及的控制数据的发送束。各振子接收通过由患者的体内组织反射而生成的反射波, 并产生回波信号。超声波探头 4 将各回波信号向接收部 5 供给。系统控制部 1 指示接收部 5 将回波信号向 B 模式数据生成部 6 供给。接收部 5 通过未图示的放大器放大从超声波探头 4 供给的回波信号的信号强度, 进行基于控制数据的整相相加处理。接收部 5 按照来自系统控制部 1 的指示, 将进行了整相相加处理的回波信号向 B 模式数据生成部 6 供给。B 模式数据生成部 6 通过对从接收部 5 供给的回波信号实施包络线检波处理或对数压缩处理等处理, 来生成与回波的振幅强度对应的接收信号。针对发送部 2 的存储器所存储的所有的 B 模式数据生成用的控制数据实施以上的处理直到完成, B 模式数据生成部 6 根据在此得到的所有的接收信号生成 B 模式数据。B 模式数据生成部 6 将所生成的 B 模式数据向数据存储部 11 发送。数据存储部 11 存储从 B 模式数据生成部 6 接收到的 B 模式数据。系统控制部 1 根据存储于数据存储部 11 的 B 模式数据, 将 B 模式图像显示在显示部 14 上。显示部 14 显示 B 模式图像。

[0056] 在步骤 S3 中, 操作者经由输入部 15, 从在显示部 14 上显示的 B 模式图像中指定生成彩色多普勒数据的范围, 对系统控制部 1 指示彩色多普勒数据的生成。如果经由输入部 15 由操作者指示生成彩色多普勒数据, 则系统控制部 1 生成彩色多普勒数据生成用的控制数据, 并将所生成的彩色多普勒数据生成用的控制数据向发送部 2 转送。发送部 2 将从

系统控制部 1 转送来的彩色多普勒数据生成用的控制数据存储在存储器。如果存储器存储所有的彩色多普勒数据生成用的控制数据,则基准信号产生部 3 发出由系统控制部 1 设定的 PRF 的基准信号。如果通过基准信号产生部 3 产生基准信号而开始差率,则发送部从存储器读出该差率所涉及的控制数据,并按照读出的控制数据,向超声波探头 4 的振子供给驱动脉冲。各振子如果从发送部 2 被供给驱动脉冲则进行振动,产生基于该差率所涉及的控制数据的发送束。各振子接收通过由患者的体内组织反射而生成的反射波,产生回波信号。超声波探头 4 将各回波信号向接收部 5 供给。接收部 5 通过未图示的放大器放大从超声波探头 4 供给的回波信号的信号强度,进行基于控制数据的整相相加处理。系统控制部 1 指示接收部 5 将回波信号向多普勒信号检测部 7 供给。接收部 5 按照来自系统控制部 1 的指示,将进行了整相相加处理的回波信号向多普勒信号处理部 7 供给。多普勒信号检测部 7 根据从接收部 5 供给的回波信号来检测多普勒信号。在此,经由输入部 15 由操作者对系统控制部 1 指示彩色多普勒数据的生成,因此,多普勒信号检测部 7 将检测到的多普勒信号向彩色多普勒数据生成部 8 供给。针对发送部 2 的存储器所存储的所有的彩色多普勒数据生成用的控制数据实施以上的处理直到结束,彩色多普勒数据生成部 8 根据在此得到的所有的接收信号生成彩色多普勒数据。彩色多普勒数据生成部 8 将所生成的彩色多普勒数据向数据存储部 11 发送。数据存储部 11 存储从彩色多普勒数据生成部 8 接收到的彩色多普勒数据。系统控制部 1 根据存储于数据存储部 11 的彩色多普勒数据,将彩色多普勒图像以及彩色条显示在显示部 14 上。显示部 14 显示彩色多普勒图像以及彩色条。

[0057] 在步骤 S4 中,操作者经由输入部 15,从在显示部 14 上显示的 B 模式图像中指定生成多普勒频谱数据的位置,并对系统控制部 1 指示多普勒频谱数据的生成。另外,例如通过操作者经由输入部 15 移动在显示部 14 上显示的距离选通 (range gate) 标记的位置,使该距离选通标记与生成多普勒频谱数据的位置相匹配,从而指定生成多普勒频谱数据的位置。如果经由输入部 15 由操作者指示生成多普勒频谱数据,则系统控制部 1 生成上述指定的位置所涉及的多普勒频谱数据生成用的控制数据,并将所生成的多普勒频谱数据生成用的控制数据向发送部 2 转送。发送部 2 将从系统控制部 1 转送来的多普勒频谱数据生成用的控制数据存储在存储器。如果存储器存储所有的多普勒频谱数据生成用的控制数据,则基准信号产生部 3 发出由系统控制部 1 设定的 PRF 的基准信号。如果通过基准信号产生部 3 产生基准信号而开始差率,则发送部 2 从存储器读出该差率所涉及的控制数据,并按照读出的控制数据,向超声波探头 4 的振子供给驱动脉冲。各振子如果从发送部 2 被供给驱动脉冲则进行振动,产生基于该差率所涉及的控制数据的发送束。各振子接收通过由患者的体内组织反射而生成的反射波,产生回波信号。超声波探头 4 将各回波信号向接收部 5 供给。接收部 5 通过未图示的放大器放大从超声波探头 4 供给的回波信号的信号强度,进行基于控制数据的整相相加处理。系统控制部 1 指示接收部 5 将回波信号向多普勒信号检测部 7 供给。接收部 5 按照来自系统控制部 1 的指示,将进行了整相相加处理的回波信号向多普勒信号处理部 7 供给。多普勒信号检测部 7 根据从接收部 5 供给的回波信号来检测多普勒信号。在此,经由输入部 15 由操作者对系统控制部 1 指示多普勒频谱数据的生成,因此,多普勒信号检测部 7 将检测到的多普勒信号向多普勒频谱数据生成部 9 供给。针对发送部 2 的存储器所存储的所有的多普勒频谱数据生成用的控制数据实施以上的处理直到完成,多普勒频谱数据生成部 9 根据在此得到的所有的接收信号生成多普勒频谱数据。多普勒频谱

数据生成部 9 将所生成的多普勒频谱数据向数据存储部 11 发送。数据存储部 11 存储从多普勒频谱数据生成部 9 接收到的多普勒频谱数据。系统控制部 1 根据存储于数据存储部 11 的多普勒频谱数据,将多普勒频谱图像显示在显示部 14 上。显示部 14 显示多普勒频谱图像。

[0058] 在步骤 S5 中,系统控制部 1 确认是否是经由 B 模式数据进行的切换。换言之,系统控制部 1 判断是否按照 B 模式数据、彩色多普勒数据、多普勒频谱数据的顺序、或按照 B 模式数据、多普勒频谱数据的顺序对数据的生成进行转换。当按照 B 模式数据、彩色多普勒数据、多普勒频谱数据的顺序、或按照 B 模式数据、多普勒频谱数据的顺序对数据的生成进行转换时,向步骤 S6 转移。另一方面,当没有按照 B 模式数据、彩色多普勒数据、多普勒频谱数据的顺序、和 B 模式数据、多普勒频谱数据的顺序对数据的生成进行转换时,向步骤 S8 转移。

[0059] 在步骤 S6 中,系统控制部 1 判断在显示部 14 上显示的多普勒频谱图像的测量范围是否合适。在本实施方式中,测量范围是否合适的判断例如以在由 ECG 单元 13 计数得到的一次心跳所对应的时间内的多普勒频谱数据中是否发生混淆为基准。

[0060] 图 3 是没有发生混淆时的多普勒频谱图像 101a 与基准线 102a 的概略图。另外,图 4 是发生混淆时的多普勒频谱图像 101b 与基准线 102b 的概略图。如图 3 所示,以一次心跳所对应的时间 T 为周期重复观测多普勒频谱数据中的血流速度的最大值和最小值。可以说该情况在发生混淆时也相同。从而,为了判断是否发生混淆,存在至少一次心跳所对应的多普勒频谱数据即可。如图 3 和图 4 所示,实际上是否发生混淆例如能够根据在一次心跳所对应的多普勒频谱数据中是否存在测量范围的最大值附近的值急剧地变化为测量范围的最小值附近的值、或测量范围的最小值附近的值急剧地变化为测量范围的最大值附近的值的数据来判断。如上所述,当存在测量范围的最大值附近的值急剧地变化为测量范围的最小值附近的值、或测量范围的最小值附近的值急剧地变化为测量范围的最大值附近的值的数据时,多普勒频谱数据发生混淆。另外,系统控制部 1 例如针对一次心跳期间,判断是否有不存在多普勒频谱数据的振幅等级。其结果,如果没有不存在多普勒频谱数据的振幅等级,则在该一次心跳期间的多普勒频谱数据中,例如图 4 所示的那样的发生混淆的可能性高。从而,此时,系统控制部 1 判断为发生混淆。另一方面,当判断为存在不存在多普勒频谱数据的振幅等级时,在该一次心跳期间的多普勒频谱数据中,例如图 3、图 5 所示的那样的没有发生混淆的可能性高。从而,此时,系统控制部 1 判断为没有发生混淆。另外,这样的混淆的判定方法例如在日本特开平 8-308843 号公报中详述。

[0061] 当系统控制部 1 通过上述那样的判断而判断为发生混淆时,即,当判断为在显示部 14 上显示的多普勒频谱图像的测量范围不合适时,作为流程向步骤 S7 转移。另一方面,当系统控制部 1 通过上述那样的判断而判断为没有发生混淆时,即,当判断为在显示部 14 上显示的多普勒频谱图像的测量范围合适时,作为流程向步骤 S8 转移。

[0062] 在步骤 S7 中,系统控制部 1 调整测量范围。首先,系统控制部 1 使用发生混淆的多普勒频谱数据,来推定假设为假如 PRF 足够大而没有发生混淆时的血流速度的最大值(推定最大血流速度)和最小值(推定最小血流速度)。系统控制部 1 根据推定最大血流速度和推定最小血流速度,设定基准信号产生部 3 所产生的基准信号的 PRF。例如,系统控制部 1 以使与推定最大血流速度与推定最小血流速度中绝对值大的血流速度对应的多普勒信号

的频率分量比 PRF 的 1/2 的大小小的方式来调整 PRF 的大小。如果调整 PRF 的大小,则系统控制部 1 开始针对在步骤 S4 中指定的位置的新的多普勒频谱数据的生成。与步骤 S4 时相同,系统控制部 1 生成新的多普勒频谱数据生成用的控制数据,并将所生成的新的多普勒频谱数据生成用的控制数据向发送部 2 转送。发送部 2 将从系统控制部 1 转送来的新的多普勒频谱数据生成用的控制数据存储于存储器。如果存储器存储所有的新的多普勒频谱数据生成用的控制数据,则基准信号产生部 3 发出在步骤 S7 中由系统控制部 1 设定的 PRF 的基准信号。如果通过基准信号产生部 3 产生基准信号而开始差率,则发送部 2 从存储器读出该差率所涉及的控制数据,并按照读出的控制数据,向超声波探头 4 的振子供给驱动脉冲。各振子如果从发送部 2 被供给驱动脉冲则进行振动,产生基于该差率所涉及的控制数据的发送束。各振子接收通过由患者的体内组织反射而生成的反射波,产生回波信号。超声波探头 4 将各回波信号向接收部 5 供给。接收部 5 通过未图示的放大器放大从超声波探头 4 供给的回波信号的信号强度,进行基于控制数据的整相相加处理。系统控制部 1 指示接收部 5 将回波信号向多普勒信号检测 7 供给。接收部 5 按照来自系统控制部 1 的指示,将进行了整相相加处理的回波信号向多普勒信号处理部 7 供给。多普勒信号检测部 7 根据从接收部 5 供给的回波信号来检测多普勒信号。在此,经由输入部 15 由操作者对系统控制部 1 指示多普勒频谱数据的生成,因此,多普勒信号检测部 7 将检测到的多普勒信号向多普勒频谱数据生成部 9 供给。针对发送部 2 的存储器所存储的所有的新的多普勒频谱数据生成用的控制数据实施上述的处理直到完成,多普勒频谱数据生成部 9 根据在此得到的所有的接收信号生成新的多普勒频谱数据。多普勒频谱数据生成部 9 将所生成的新的多普勒频谱数据向数据存储部 11 发送。数据存储部 11 存储从多普勒频谱数据生成部 9 接收到的新的多普勒频谱数据。系统控制部 1 根据存储于数据存储部 11 的新的多普勒频谱数据,将新的多普勒频谱图像显示在显示部 14 上。显示部 14 显示新的多普勒频谱图像,作为流程向步骤 S8 转移。另外,在显示部 14 上显示的新的多普勒频谱图像如图 3 所示,是波形整体没有混淆地显示的图像。

[0063] 在步骤 S8 中,操作者参照进行了测量范围的调整的新的多普勒频谱图像,继续诊断。

[0064] 在步骤 S9 中,在例如对患者进行按压的超声波探头 4 的位置偏移的情况下,或者在变更了距离选通的空间位置的情况下,操作者判断是否在大致相同的测量位置再次生成多普勒频谱数据。当操作者判断为在大致相同的测量位置再次生成多普勒频谱数据时,作为流程向步骤 S3 转移。另外,当在此转移到步骤 S3 时,没有按照 B 模式数据、彩色多普勒数据、多普勒频谱数据的顺序、和 B 模式数据、多普勒频谱数据的顺序对数据的生成进行转换,因此不会进行基于系统控制部 1 的测量范围的调整。另外,在此不需要调整测量范围是由于即使在大致相同的测量位置测量血流速度,血流速度的最大值与最小值也不会较大地变化。另一方面,当操作者判断为不在大致相同的位置再次生成多普勒频谱数据时,作为流程向步骤 S10 转移。

[0065] 在步骤 S10 中,操作者判断是否较大地改变测量位置来生成多普勒频谱数据。当操作者判断为较大地改变测量位置来生成多普勒频谱数据时,作为流程向步骤 S2 转移。此时,按照 B 模式数据、彩色多普勒数据、多普勒频谱数据的顺序、或 B 模式数据、多普勒频谱数据的顺序对数据的生成进行转换,因此,在步骤 S6 中当测量范围不合适时,将进行基于

系统控制部 1 的测量范围的调整。另外,在此需要调整测量范围是由于如果测量位置较大地变化,则血流速度的最大值与最小值会较大地变化。另一方面,当操作者没有判断为较大地改变测量位置来生成多普勒频谱数据时,作为流程向步骤 S11 转移。

[0066] 在步骤 S11 中,操作者结束诊断。

[0067] 如以上说明的那样,本实施方式中的超声波诊断装置根据在一次心跳所对应的时间内测量到的血流速度,操作者不进行任何操作,而使在合适的测量范围下的没有混淆的多普勒频谱显示在显示部上。由此,也可以不如以往技术那样操作者按下按钮,因此消除操作者的麻烦。另外,操作者仅仅通过等待一次心跳所对应的的时间,就能够得到在合适的测量范围下的没有混淆的多普勒频谱,因此不会如以往技术那样,操作者太想要尽早确认波形整体而焦急地按下按钮,结果显示不合适的波形。

[0068] 本实施方式针对根据在一次心跳所对应的时间内测量到的血流速度来自动调整测量范围的情况进行了说明,但也可以代替测量范围的自动调整,或除了测量范围的自动调整以外,针对基准线也同样地进行自动调整。

[0069] 图 5 是通过基准线的调整而合适地显示在显示部 14 上时的多普勒频谱图像 101c 与基准线 102c 的概略图。所谓基准线合适时是指例如如图 5 所示,从血流速度的最大值到纵轴刻度的上限值的差 L1 和从血流速度的最小值到纵轴刻度的下限值的差 L2 相等时。为了这样针对基准线进行自动调整,例如当系统控制部 1 按照 B 模式数据、彩色多普勒数据、多普勒频谱数据的顺序、或 B 模式数据、多普勒频谱数据的顺序进行数据的生成时,并且当多普勒频谱数据没有发生混淆时,求出由 ECG 单元 13 计数出的一次心跳所对应的的时间内的多普勒频谱数据中的血流速度的最大值和最小值,在根据该最大值和最小值以使 L1 和 L2 相等的方式来调整了基准线的状态下,将多普勒频谱图像显示在显示部 14 上。另外,L1 与 L2 的大小优选被调整为在显示部 14 上显示的纵轴的刻度的上限值和下限值的差的 1/2 以下的大小。由此,波形将显示在多普勒频谱图像的中央,因此,操作者更易于观察波形整体。上述基准线的自动调整例如还能够适用于为了即使在基准线处于不合适的位置的状态下也显示波形整体而毅然进行使波形在多普勒频谱图像的上下折回地显示的显示上的操作的情况。

[0070] 另外,当为了不发生混淆而预先较大地设定 PRF 时,也可以通过自动调整显示部 14 中的多普勒频谱图像的显示的放大率 / 缩小率来显示多普勒频谱图像的波形整体。此时,系统控制部 1 求出由 ECG 单元 13 计数出的一次心跳所对应的的时间内的多普勒频谱数据的最大血流速度和最小血流速度,如图 5 所示,以使在波形的上部和下部产生适度的空白的方式来对多普勒频谱图像进行放大或缩小并显示在显示部 14 上。由此,不需要新生成多普勒频谱数据,因此能够期待缩短诊断时间。

[0071] 另外,当按照彩色多普勒数据、多普勒频谱数据的顺序生成各数据时,系统控制部 1 也可以求出彩色多普勒数据中的血流速度的最大值和最小值,根据该最大值和最小值进行测量范围、基准线、或上述缩小的调整并显示在显示部 14 上。另外,在此的血流速度的最大值和最小值例如可以是生成多普勒频谱数据的位置、即距离选通标记的位置中的彩色多普勒数据的最大值和最小值,也可以是从生成多普勒频谱数据的位置的周边的多个位置中的彩色多普勒数据中求出的最大值和最小值。由此,当从彩色多普勒数据的生成向多普勒频谱数据的生成转移时,能够从开始就得到适当的显示的多普勒频谱图像。

[0072] 另外,除了在本实施方式中说明的测量范围或基准线的自动调整功能之外,也可以如以往技术那样通过由操作者按下自动调整按钮来进行自动调整。由此,能够显示操作者更希望的多普勒频谱图像。

[0073] 另外,在上述实施方式中,示例出如下情况:当在步骤 S9 中判定为在大致相同的测量位置生成多普勒频谱数据时,向步骤 S3 的彩色多普勒数据生成转移,不进行基于系统控制部 1 的测量范围的调整。然而,并不拘泥于该例子,例如,当在步骤 S9 中判定为在大致相同的测量位置生成多普勒频谱数据时,向步骤 S2 的 B 模式数据生成转换,之后即使从 B 模式向彩色多普勒模式或多普勒频谱模式转换,也可以不进行基于系统控制部 1 的测量范围的调整。采用这样的结构是由于以下的理由。即,例如,当在多普勒频谱模式下的摄影中超声波探头的位置或距离选通的位置稍微偏移时,有时进行向 B 模式转换而修正了偏移之后返回多普勒频谱模式的操作。这样做的原因是,此时,从用户的观点出发,目的在于修正在同一血管(即,流速大致相同的血管)上稍微偏移了的测量位置,因此无需特意地重新调整测量范围等。根据该结构,能够不进行测量范围等的重新调整,而快速地进行测量处理。另外,还能够根据设定来选择是否采用该结构。

[0074] 以上,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,并不意图限定本发明的范围。这些新的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、其变形包含于发明的范围、要旨中,并且包含于权利要求书记载的发明及其等同的范围内。

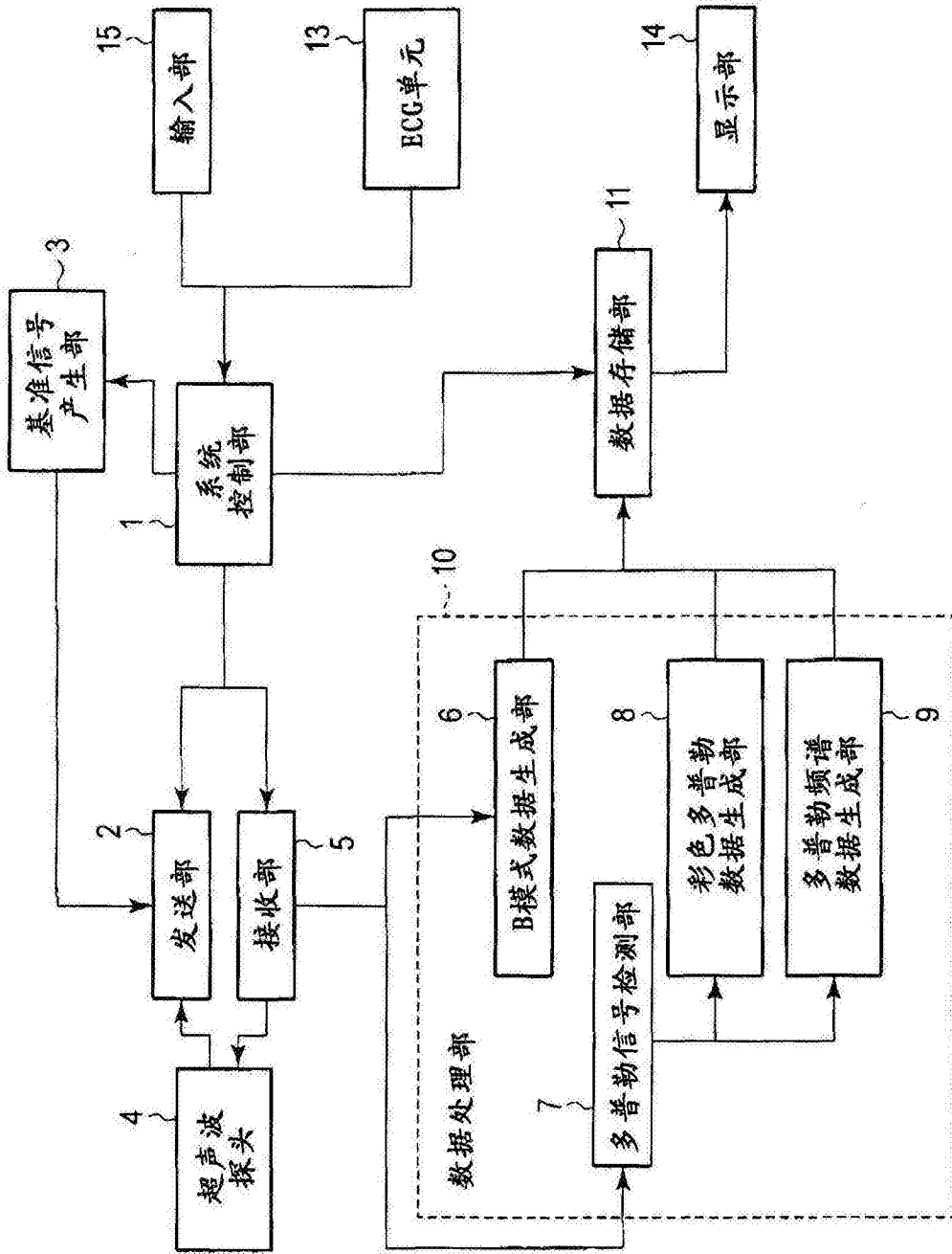


图 1

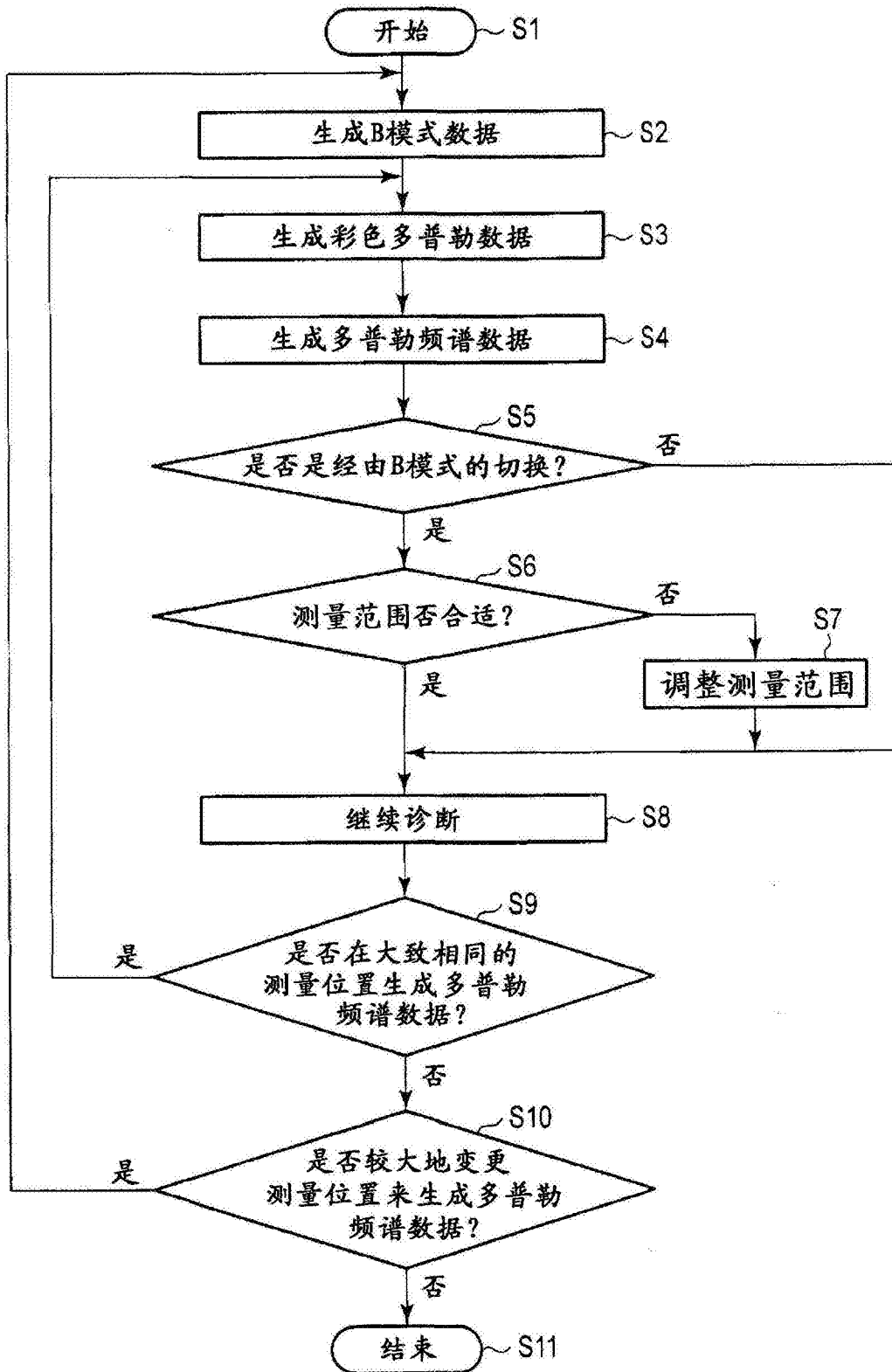


图 2

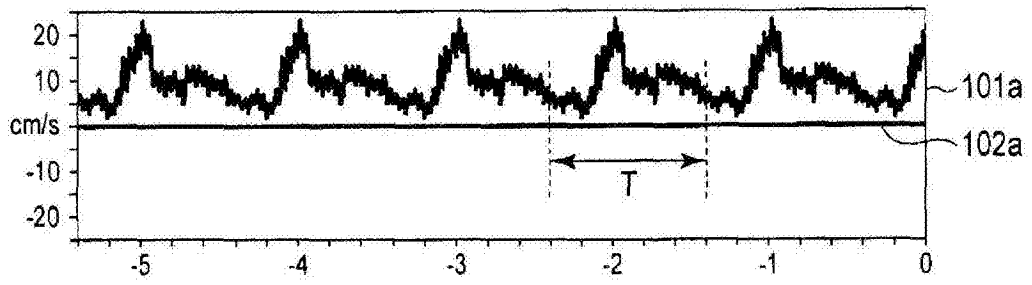


图 3

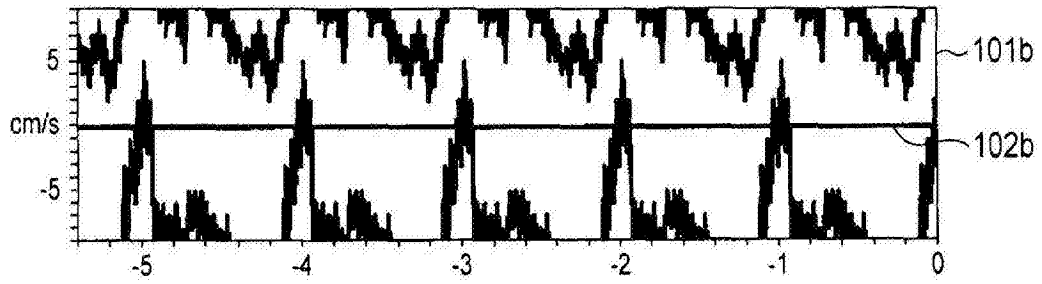


图 4

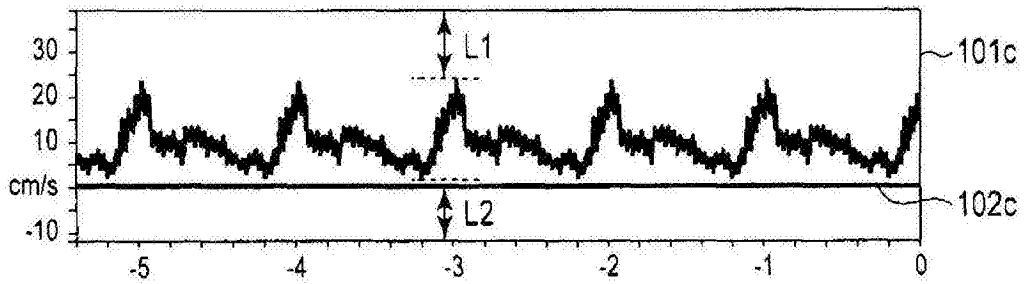


图 5

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN105073019A</a>	公开(公告)日	2015-11-18
申请号	CN201480010531.7	申请日	2014-02-26
[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	滝本雅夫		
发明人	滝本雅夫		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/486 A61B8/488		
优先权	2013036021 2013-02-26 JP		
其他公开文献	CN105073019B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

提供一种能够简单且准确地显示多普勒频谱的波形整体的超声波诊断装置。上述超声波诊断装置具备：数据处理部，至少生成B模式数据以及多普勒频谱数据；显示部，显示基于由上述数据处理部生成的上述B模式数据、以及上述多普勒频谱数据的图像；输入部，输入向上述多普勒频谱数据模式的转换指示或距离选通的操作；以及系统控制部，以上述输入部中的输入为契机，根据在该输入以后的规定的时间内生成的上述多普勒频谱数据，变更显示于上述显示部的上述多普勒频谱数据的显示方式。

