



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104981208 A

(43) 申请公布日 2015. 10. 14

(21) 申请号 201480008021. 6

代理人 舒艳君 李洋

(22) 申请日 2014. 03. 24

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/06(2006. 01)

2013-059793 2013. 03. 22 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 08. 07

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/058114 2014. 03. 24

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/148644 JA 2014. 09. 25

(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 松永智史 贞光俊 中嶋修

藤井友和 渡边正毅

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限

公司 11227

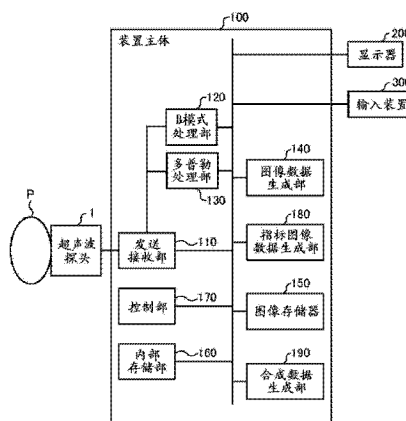
权利要求书2页 说明书19页 附图11页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及其控制程序

(57) 摘要

实施方式的超声波诊断装置具备指标图像数据生成部(180)和控制部(170)。指标图像数据生成部(180)生成对走行信息与表示从超声波探头发送来的超声波的扫描位置的信息的相对位置关系进行表示的指标图像数据,上述走行信息表示根据对包含被检体的血管区域的至少一部分的三维区域进行表示的体数据而生成的血管的走行方向。控制部(170)使上述指标图像数据显示于显示部。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

指标图像数据生成部,生成对走行信息与表示从超声波探头发送来的超声波的扫描位置的信息的相对位置关系进行表示的指标图像数据,上述走行信息表示根据对包含被检体的血管区域的至少一部分的三维区域进行表示的体数据而生成的血管的走行方向;和

控制部,使上述指标图像数据显示于显示部。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置具备图像数据生成部,该图像数据生成部通过基于从上述超声波探头发送来的超声波的扫描来生成上述体数据,

上述指标图像数据生成部根据由上述图像数据生成部依次生成的上述体数据,来依次生成表示三维空间中的血管的走行方向的走行信息,并依次生成对所生成的走行信息和表示上述扫描位置的信息的相对位置关系进行表示的指标图像数据。

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还具备位置传感器,该位置传感器取得上述超声波探头的位置信息,

上述指标图像数据生成部基于上述超声波探头的位置信息,根据与扫描中的超声波图像数据校准后的、过去所取得的体数据来生成表示三维空间中的血管的走行方向的走行信息,并生成对所生成的走行信息与表示上述扫描位置的信息的相对位置关系进行表示的指标图像数据。

4. 根据权利要求 1 ~ 3 中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述指标图像数据生成部根据上述走行信息以及表示上述扫描位置的信息来生成指标图像数据,该指标图像数据还包含用于将从上述超声波探头发送来的超声波的扫描位置和上述走行方向所成的角度校正为大致垂直的辅助信息。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述指标图像数据生成部根据上述走行信息以及表示上述扫描位置的信息,在从上述超声波探头发送来的超声波的扫描位置和上述走行方向成大致垂直的角度时,进行能够取得血流信息的信息的通知。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制部在上述显示部所具有的显示区域的一部分显示上述指标图像数据。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在表示上述扫描位置的信息中,包含表示多个二维的扫描面中作为被定位在大致中央的扫描面的代表扫描面的信息、以及表示向该代表扫描面内发送的多个超声波束中从上述超声波探头的大致中心发送的超声波束的信息的至少一方。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在表示上述扫描位置的信息中,还包含示意性地表示了上述超声波探头的位置的信息。

9. 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还具备血流数据生成部,该血流数据生成部生成表示血流信息的取得位置与血管的位置关系的血流数据,

上述控制部将上述血流数据显示于显示部。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述血流数据生成部通过在示意性地表现的大致圆筒形的血管内,分别对大致圆形或大致椭圆形的划分进行定位表现,来生成上述血流数据。
11. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述血流数据生成部根据各测量位置处的血流速度的值,来生成对与各测量位置对应的上述大致圆形或大致椭圆形的划分进行了着色的上述血流数据。
12. 根据权利要求 9 ~ 11 中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,
当受理了测量位置的选择时,上述控制部将与所选择的测量位置建立对应的血流数据显示于上述显示部。
13. 一种超声波诊断装置的控制程序,其特征在于,上述控制程序使计算机执行以下步骤:
指标图像数据生成步骤,生成对走行信息与表示从超声波探头发送来的超声波的扫描位置的信息的相对位置关系进行表示的指标图像数据,上述走行信息表示根据对包含被检体的血管区域的至少一部分的三维区域进行表示的体数据而生成的血管的走行方向;和
控制步骤,使上述指标图像数据显示于显示部。

超声波诊断装置及其控制程序

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置及其控制程序。

背景技术

[0002] 在血管的狭窄诊断中有时使用超声波诊断装置。例如,超声波诊断装置通过彩色多普勒模式或脉冲多普勒模式来取得血流信息。作为该血流信息之一的血流速度定期地反复变快或变慢,医生等例如将所取得的血流速度的最大值以及最小值的比率与基准值进行比较,来诊断血管是否产生了狭窄的情况。

[0003] 另外,为了提高诊断的精度,需要取得准确的血流信息。为了取得准确的血流信息,例如希望从超声波探头发送来的超声波束的发送方向与血管的走行方向所成的角度 θ (度)为操作者所意图的角度。

[0004] 专利文献1:日本特开2009-28083号公报

发明内容

[0005] 本发明要解决的问题在于,提高超声波诊断的精度。

[0006] 实施方式的超声波诊断装置具备指标图像数据生成部和控制部。指标图像数据生成部生成对走行信息与表示从超声波探头发送来的超声波所扫描的扫描位置的信息的相对位置关系进行表示的指标图像数据,其中,上述走行信息表示根据对包含被检体的血管区域的至少一部分的三维区域进行表示的体数据而生成的血管的走行方向。控制部将上述指标图像数据显示在显示部。

附图说明

[0007] 图1是表示第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的框图。

[0008] 图2A是表示血管的走行方向与基于超声波扫描的扫描位置的位置关系的图。

[0009] 图2B是表示血管的走行方向与基于超声波扫描的扫描位置的位置关系的图。

[0010] 图2C是表示血管的走行方向与基于超声波扫描的扫描位置的位置关系的图。

[0011] 图3A是表示血管的走行方向与基于超声波扫描的扫描位置的位置关系的图。

[0012] 图3B是表示血管的走行方向与基于超声波扫描的扫描位置的位置关系的图。

[0013] 图3C是表示血管的走行方向与基于超声波扫描的扫描位置的位置关系的图。

[0014] 图4A是表示指标图像数据生成部所生成的指标图像数据的一个例子的图。

[0015] 图4B是表示指标图像数据生成部所生成的指标图像数据的一个例子的图。

[0016] 图4C是表示指标图像数据生成部所生成的指标图像数据的一个例子的图。

[0017] 图5A是表示指标图像数据生成部所生成的指标图像数据的一个例子的图。

[0018] 图5B是表示指标图像数据生成部所生成的指标图像数据的一个例子的图。

[0019] 图5C是表示指标图像数据生成部所生成的指标图像数据的一个例子的图。

[0020] 图6A是表示指标图像数据生成部所生成的指标图像数据的一个例子的图。

- [0021] 图 6B 是表示指标图像数据生成部所生成的指标图像数据的一个例子的图。
- [0022] 图 6C 是表示指标图像数据生成部所生成的指标图像数据的一个例子的图。
- [0023] 图 7A 是表示指标图像数据生成部所生成的指标图像数据的一个例子的图。
- [0024] 图 7B 是表示指标图像数据生成部所生成的指标图像数据的一个例子的图。
- [0025] 图 7C 是表示指标图像数据生成部所生成的指标图像数据的一个例子的图。
- [0026] 图 8 是表示通过控制部显示在显示器上的指标图像数据的一个例子的图。
- [0027] 图 9 是表示经由控制部显示在显示器上的合成数据的一个例子的图。
- [0028] 图 10 是表示基于第 1 实施方式所涉及的指标图像数据生成部的处理步骤的流程图。
- [0029] 图 11 是表示基于第 1 实施方式所涉及的合成数据生成部的处理步骤的流程图。
- [0030] 图 12A 是表示还包含辅助信息的指标图像数据的一个例子的图。
- [0031] 图 12B 是表示还包含辅助信息的指标图像数据的一个例子的图。
- [0032] 图 13A 是表示根据倾斜的角度使辅助信息变化后的指标图像数据的一个例子的图。
- [0033] 图 13B 是表示根据倾斜的角度使辅助信息变化后的指标图像数据的一个例子的图。
- [0034] 图 14 是表示当呈近似垂直的角度时,包含能够开始取得血流信息的内容的通知的指标图像数据的一个例子的图。
- [0035] 图 15A 是表示指标图像数据的变形例的一个例子的图。
- [0036] 图 15B 是表示指标图像数据的变形例的一个例子的图。
- [0037] 图 15C 是表示指标图像数据的变形例的一个例子的图。
- [0038] 图 16 是表示包含其他实施方式所涉及的图像处理装置的医用图像处理系统的结构的图。
- [0039] 图 17 是表示拍摄超声波图像时的整体处理的步骤的流程图。
- [0040] 图 18 是表示其他实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的框图。

具体实施方式

- [0041] 以下,参照附图,说明实施方式所涉及的超声波诊断装置及其控制程序。
- [0042] (第 1 实施方式)
- [0043] 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 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的框图。如图 1 所示例那样,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置具有超声波探头 1、装置主体 100、显示器 200、以及输入装置 300。
- [0044] 超声波探头 1 具有多个压电振子,这些多个压电振子根据由后述的装置主体 100 所具有的发送接收部 110 供给的驱动信号来产生超声波。另外,超声波探头 1 所具有的多个压电振子接收来自被检体 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、和防止超声波从压电振子向后方传播的背衬材料等。其中,超声波探头 1 拆卸自由地与装置主体 100 连接。此外,在本实施方式中,针对超声波探头 1 是具有以二维状方式排列的多个压电振子的探头(2D 阵列探头)的情况进行说明。
- [0045] 当从超声波探头 1 向被检体 P 发送了超声波时,所发送的超声波被被检体 P 的体

内组织中的声阻抗的不连续面依次反射,作为反射波信号由超声波探头 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赖于反射超声波的不连续面中的声阻抗之差。其中,所发送的超声波脉冲被正在移动的血流、心脏壁等的表面反射时的反射波信号由于多普勒效应而依赖于移动体相对于超声波发送方向的速度分量,并接受频移。

[0046] 例如,在第 1 实施方式中,超声波探头 1 是以三维方式对被检体 P 进行扫描的机械 4D 探头或 2D 阵列探头。

[0047] 输入装置 300 具有鼠标、键盘、按钮、面板开关、触摸指令屏、脚踏开关、轨迹球、操纵杆等。输入装置 300 接受来自超声波诊断装置的操作者的各种设定要求,对装置主体 100 转送所接受的各种设定要求。

[0048] 显示器 200 显示用于超声波诊断装置的操作者使用输入装置 300 来输入各种设定要求的 GUI (Graphical User Interface), 或者显示在装置主体 100 中生成的超声波图像数据等。

[0049] 装置主体 100 根据超声波探头 1 接收到的反射波信号来生成超声波图像数据。图 1 所示的装置主体 100 能够根据二维的反射波信号来生成二维的超声波图像数据,能够根据三维的反射波信号来生成三维的超声波图像数据。

[0050] 如图 1 所示例那样,装置主体 100 具有发送接收部 110、B 模式处理部 120、多普勒处理部 130、图像数据生成部 140、图像存储器 150、内部存储部 160、控制部 170、指标图像数据生成部 180、以及合成数据生成部 190。

[0051] 发送接收部 110 根据后述的控制部 170 的指示,控制超声波发送接收。发送接收部 110 具有脉冲发生器、发送延迟部、以及触发发生器等,向超声波探头 1 供给驱动信号。脉冲发生器以规定的速率频率,反复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,发送延迟部对脉冲发生器所产生的各速率脉冲赋予将由超声波探头 1 产生的超声波会聚成束状、并决定发送指向性所需的每个压电振子的延迟时间。另外,触发发生器以基于速率脉冲的定时,向超声波探头 1 施加驱动信号(驱动脉冲)。

[0052] 即,发送延迟部通过使对各速率脉冲赋予的延迟时间变化,来任意地调整从压电振子面发送的超声波的发送方向。另外,发送延迟部通过使对各速率脉冲赋予的延迟时间变化,来控制超声波发送在深度方向的会聚点(发送焦点)的位置。

[0053] 其中,发送接收部 110 为了根据后述的控制部 170 的指示来执行规定的扫描序列,而具有能够瞬间变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别是,发送驱动电压的变更通过能够瞬间切换其值的线性放大器型的发送电路或电切换多个电源单元的机构来实现。

[0054] 另外,发送接收部 110 具有放大器电路、A/D(Analog/Digital) 转换器、接收延迟电路、加法器、以及正交检波电路等,对超声波探头 1 接收到的反射波信号进行各种处理来生成反射波数据。放大器电路将反射波信号按每个信道放大,进行增益校正处理。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赋予决定接收指向性所需的接收延迟时间。加法器对被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。通过加法器的加法处理,来自与反射波信号的接收指向性对应的方向的反射分量被强调。而且,正交检波电路将加法器的输出信号转换成基带的同相信号(I 信号, I : In-phase) 和正交信号(Q 信号, Q : Quadrature-phase)。而且,正交检波电路将 I 信号以及 Q 信号(以下,记作 IQ 信号)作为反射波数据保存在未图示的帧缓冲器中。此外,正交检波

电路也可以将加法器的输出信号转换成 RF (Radio Frequency) 信号,并保存在未图示的帧缓冲器中。

[0055] 当对被检体 P 进行二维扫描时,发送接收部 110 使超声波探头 1 发送二维的超声波。而且,发送接收部 110 根据超声波探头 1 接收到的二维的反射波信号来生成二维的反射波数据。另外,当对被检体 P 进行三维扫描时,发送接收部 110 使超声波探头 1 发送三维的超声波。而且,发送接收部 110 根据超声波探头 1 接收到的三维的反射波信号来生成三维的反射波数据。

[0056] B 模式处理部 120 以及多普勒处理部 130 是对发送接收部 110 根据反射波信号生成的反射波数据进行各种信号处理的信号处理部。B 模式处理部 120 从发送接收部 110 接收反射波数据,进行对数放大、包络线检波处理等,来生成信号强度由亮度的明暗来表现的数据 (B 模式数据)。另外,多普勒处理部 130 通过对从发送接收部 110 接收到的反射波数据进行频析来检测多普勒频移,根据该检测结果生成生物体内的移动体的信息 (多普勒数据)。在此,移动体例如是指血流、心壁等组织、造影剂。多普勒处理部 130 例如具备:对基于与生物体内的单个或多个测量位置对应的多普勒频移的检测结果的波形图像进行显示的功能 (脉冲多普勒模式)、和对基于与生物体内的规定区域内的多个测量位置对应的多普勒频移的检测结果的彩色图像进行显示的功能 (彩色多普勒模式)。B 模式处理部 120、多普勒处理部 130 经由上述的帧缓冲器来取得反射波数据。

[0057] 其中,图 1 所示例的 B 模式处理部 120 以及多普勒处理部 130 能够针对与二维空间内的多个位置对应的反射波数据以及与三维空间内的多个位置对应的反射波数据双方进行处理。即,B 模式处理部 120 根据与二维空间内的多个位置对应的反射波数据生成与二维空间内的多个位置对应的 B 模式数据,根据与三维空间内的多个位置对应的反射波数据生成与三维空间内的多个位置对应的 B 模式数据。另外,多普勒处理部 130 根据与二维空间内的多个位置对应的反射波数据生成与二维空间内的多个位置对应的多普勒数据,根据与三维空间内的多个位置对应的反射波数据生成与三维空间内的多个位置对应的多普勒数据。

[0058] 图像数据生成部 140 根据 B 模式处理部 120 以及多普勒处理部 130 所生成的数据来生成超声波图像数据。图像数据生成部 140 根据 B 模式处理部 120 所生成的与二维空间内的多个位置对应的 B 模式数据来生成显示用的二维 B 模式图像数据。另外,图像数据生成部 140 根据多普勒处理部 130 所生成的与二维空间内的多个位置对应的多普勒数据来生成显示用的二维多普勒图像数据。二维多普勒图像数据是速度图像数据、方差图像数据、能量图像数据、或对这些进行组合而得到的图像数据。

[0059] 在此,图像数据生成部 140 一般将超声波扫描的扫描线信号列转换 (扫描转换) 成由电视等所代表的视频格式的扫描线信号列,生成显示用的超声波图像数据。具体而言,图像数据生成部 140 通过根据由超声波探头 1 对超声波的扫描方式进行坐标转换,来生成显示用的超声波图像数据。另外,除了扫描转换以外,作为各种图像处理,例如,图像数据生成部 140 进行使用扫描转换后的多个图像帧来重新生成亮度的平均值图像的图像处理 (平滑化处理)、在图像内使用微分滤波器的图像处理 (边缘强调处理) 等。另外,图像数据生成部 140 对超声波图像数据合成各种参数的文字信息、刻度、体位标记等。

[0060] B 模式数据以及多普勒数据是扫描转换处理前的超声波图像数据,图像数据生成

部 140 所生成的数据是扫描转换处理后的显示用的超声波图像数据。其中, B 模式数据以及多普勒数据还被称为原始数据 (Raw Data)。图像数据生成部 140 根据扫描转换处理前的二维超声波图像数据来生成显示用的二维超声波图像数据。

[0061] 并且, 图像数据生成部 140 通过对 B 模式处理部 120 所生成的与三维空间内的多个位置对应的 B 模式数据进行坐标转换, 来生成显示用的三维 B 模式图像数据。另外, 图像数据生成部 140 通过对多普勒处理部 130 所生成的与三维空间内的多个位置对应的多普勒数据进行坐标变换, 来生成显示用的三维多普勒图像数据。其中, 将“三维 B 模式图像数据、三维多普勒图像数据”称为“三维超声波图像数据 (体数据)”。

[0062] 并且, 图像数据生成部 140 为了生成用于由显示器 200 显示体数据的二维图像数据, 而对体数据进行各种绘制处理。作为图像数据生成部 140 进行的绘制处理, 例如有进行剖面重建法 (MPR:Multi Planar Reconstruction) 来根据体数据生成 MPR 图像数据的处理。另外, 作为图像数据生成部 140 进行的绘制处理, 例如有生成反映了三维的信息的二维图像数据的体绘制 (VR:Volume Rendering) 处理。

[0063] 图像存储器 150 是存储图像数据生成部 140 所生成的显示用的图像数据的存储器。另外, 图像存储器 150 还能够存储 B 模式处理部 120、多普勒处理部 130 所生成的数据。该多普勒处理部 130 所生成的数据中包含血流信息。图像存储器 150 所存储的 B 模式数据、多普勒数据例如在诊断之后能够由操作者调出, 经由图像数据生成部 140 成为显示用的超声波图像数据。另外, 图像存储器 150 存储血管上的扫描位置与该扫描位置处的血流信息建立了对应的信息。扫描位置中也可以包含取得血流信息时扫描线相对于血管的走行方向的角度信息。另外, 图像存储器 150 存储图像数据生成部 140 所生成的体数据。另外, 图像存储器 150 还能够存储发送接收部 110 所输出的反射波数据。

[0064] 内部存储部 160 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、诊断信息 (例如, 患者 ID、医生的意见等)、诊断协议、各种体位标记等各种数据。另外, 内部存储部 160 根据需要, 还被用于图像存储器 150 所存储的图像数据的保管等。另外, 内部存储部 160 所存储的数据能够经由未图示的接口向外部装置转送。另外, 内部存储部 160 还能够存储从外部装置经由未图示的接口转送来的数据。

[0065] 控制部 170 控制超声波诊断装置的处理整体。具体而言, 控制部 170 根据经由输入装置 300 由操作者输入的各种设定要求或从内部存储部 160 读入的各种控制程序以及各种数据, 来控制发送接收部 110、B 模式处理部 120、多普勒处理部 130 以及图像数据生成部 140 的处理。另外, 控制部 170 进行控制, 以便由显示器 200 显示图像存储器 150 或内部存储部 160 所存储的显示用的超声波图像数据。另外, 控制部 170 使显示器 200 所具有的区域的一部分显示由后述的指标图像数据生成部 180 生成的指标图像数据。另外, 控制部 170 使由后述的合成数据生成部 190 生成的合成数据显示于显示器 200。

[0066] 指标图像数据生成部 180 生成对走行信息与表示从超声波探头 1 发送来的超声波扫描的扫描位置的信息的相对位置关系进行表示的指标图像数据, 其中, 上述走行信息表示根据对包含被检体的血管区域的至少一部分的三维区域进行表示的体数据而生成的血管的走行方向。其中, 针对指标图像数据生成部 180 之后将详述。

[0067] 合成数据生成部 190 (还称为血流信息数据生成部) 生成对血流信息的取得位置与血管的位置关系进行表示的合成数据 (还称为血流信息数据)。其中, 针对合成数据生成

部 190 之后将详述。

[0068] 此外,内置于装置主体 100 的发送接收部 110 等有时由集成电路等硬件构成,也有时是以软件方式进行模块化而得到的程序。

[0069] 接着,图 2A 至图 2C 以及图 3A 至图 3C 是表示血管的走行方向与基于超声波扫描的扫描位置的位置关系的图。其中,以下为了便于说明,使用由相互正交的 X 轴、Y 轴、以及 Z 轴定义的三维空间,来说明血管的走行方向与基于超声波扫描的扫描位置的位置关系。具体而言,将关注区域中的血管的芯线定义为 X 轴。此时, X 轴方向是血管的走行方向,即成为与血管的长轴方向一致的方向。另外, Y 轴方向是与血管的走行方向正交的方向,即成为与血管的短轴方向一致的方向。

[0070] 在此,“基于超声波扫描的扫描位置”存在是指二维的扫描面整体的情况和是指一条超声波束的情况。以下,假设从超声波探头 1 发送三维的超声波束的情况,将多个二维的扫描面中定位于大致中央的扫描面记作“代表扫描面”。另外,将向代表扫描面内发送的多条超声波束中从超声波探头 1 的大致中心发送的超声波束记作“中心束”。

[0071] 首先,在图 2A 所示的例子中,超声波探头 1 被定位成针对血管来扫描短轴观。一般而言,为了提高对血管的狭窄进行诊断的精度,希望取得准确的血流信息。如果在与血管的走行方向正交的剖面中,向与血管的短轴剖面对应的剖面内发送了超声波的中心束,则超声波诊断装置描绘出准确的短轴观。超声波诊断装置通过在该状态下以包含血管的走行方向的分量的方式改变超声波束的发送方向,能够取得准确的血流信息。即,当在与血管的走行方向正交的剖面中,向与血管的短轴方向对应的剖面内发送超声波的中心束时,由于例如能够使超声波束的发送方向相对于血管的走行方向的角度为已知,因此可以说超声波探头 1 被定位在取得血流信息所希望的位置。其中,以下在与血管的走行方向正交的剖面中,将与血管的短轴方向对应的剖面记作“短轴观扫描时的垂直面”或简单地记作“垂直面”等。

[0072] 图 2B 是用于说明短轴观扫描时的扫描面的倾斜的图。在图 2B 所示的例子中,基于从超声波探头 1 发送来的超声波扫描的扫描位置是指代表扫描面 2c 以及中心束 2d。例如,当对血管的短轴观进行扫描时,如图 2B 所示,希望以代表扫描面 2c 与短轴观扫描时的垂直面重合的方式来发送超声波。

[0073] 然而,操作者所操作的超声波探头 1 有时没有被定位成向所希望的位置发送超声波。例如,当图 2A 所示的超声波探头 1 向双箭头 2a 的方向倾斜地定位时,由于代表扫描面 2c 向图 2B 所示的双箭头 2e 的方向倾斜,因此代表扫描面 2c 与垂直面不重合而成为交差的位置关系。另外,例如当图 2A 所示的超声波探头 1 向双箭头 2b 的方向倾斜地定位时,由于代表扫描面 2c 向图 2B 所示的双箭头 2f 的方向倾斜,因此代表扫描面 2c 和垂直面同样不重合而成为交差的位置关系。

[0074] 因此,当对血管的短轴观进行扫描时,医生等操作者通过一边移动超声波探头 1 一边目视显示在显示器 200 上的超声波图像,来确认是否以代表扫描面与血管的走行方向正交的方式定位了超声波探头 1。图 2C 表示血管的短轴观的一个例子。当超声波探头 1 向垂直面发送超声波时,如图 2C 所示,对短轴观进行扫描时的血管 2i 成为正圆形。此外,当超声波探头 1 没有向垂直面发送超声波时,对短轴观进行扫描时的血管成为椭圆形。鉴于此,例如,操作者通过目视来确认超声波图像所描绘出的血管是否成为正圆形。

[0075] 其中,例如当图 2A 所示的超声波探头 1 向双箭头 2g 的方向倾斜地定位时,代表扫描面 2c 向图 2B 所示的双箭头 2h 的方向倾斜的结果是,代表扫描面 2c 内的中心束 2d 不通过 X 轴。虽然可认为对血流信息的取得没有大的影响,但在这样的情况下,短轴观内描绘出的血管在超声波图像内可能被显示在偏离中心的位置。

[0076] 接着,在图 3A 所示的例子中,超声波探头 1 被定位成针对血管扫描长轴观。如果在与血管的走行方向正交的剖面中,向与血管的长轴剖面对应的剖面内发送超声波的中心束,则超声波诊断装置描绘出准确的长轴观。超声波诊断装置通过在该状态下以包含血管的走行方向的分量的方式改变超声波束的发送方向,能够取得准确的血流信息。即,当在与血管的走行方向正交的剖面中,向与血管的长轴方向对应的剖面内发送超声波的中心束时,由于例如能够使超声波束的发送方向相对于血管的走行方向的角度为已知,因此可以说将超声波探头 1 定位在取得血流信息所希望的位置。其中,以下,在与血管的走行方向正交的剖面中,将与血管的长轴方向对应的剖面记作“长轴观扫描时的垂直面”或简单地记作“垂直面”等。

[0077] 图 3B 是用于说明长轴观扫描时的扫描面的倾斜的图。在图 3B 所示的例子中,基于从超声波探头 1 发送来的超声波扫描的扫描位置是指代表扫描面 3d 以及中心束 3e。例如,当对血管的长轴观进行扫描时,如图 3B 所示,希望以代表扫描面 3d 和长轴观扫描时的垂直面重合的方式来发送超声波。另外,希望该中心束 3e 向与 X 轴正交的方向发送。

[0078] 然而,操作者所操作的超声波探头 1 有时没有被定位成向所希望的位置发送超声波。例如,当图 3A 所示的超声波探头 1 朝向双箭头 3a 的方向倾斜地定位时,代表扫描面 3d 向图 3B 所示的双箭头 3f 的方向倾斜。此时,中心束 3e 不向与 X 轴正交的方向发送。

[0079] 另外,例如当图 3A 所示的超声波探头 1 向双箭头 3b 的方向倾斜地定位时,由于代表扫描面 3d 向图 3B 所示的双箭头 3g 的方向倾斜,因此代表扫描面 3d 与垂直面不重合而成为相交的位置关系。另外,例如当图 3A 所示的超声波探头 1 向双箭头 3c 的方向倾斜地定位时,由于代表扫描面 3d 向图 3B 所示的双箭头 3h 的方向倾斜,因此代表扫描面 3d 与垂直面不重合而成为相交的位置关系。

[0080] 不管是否向所希望的位置发送超声波,对长轴观进行扫描时的血管都成为长方形。因此,操作者难以通过一边移动超声波探头 1 一边目视显示在显示器 200 上的超声波图像来确认是否向所希望的位置发送超声波。因此,当对血管的长轴观进行扫描时,有时操作者首先将超声波探头 1 定位在对短轴观进行扫描的位置,在通过目视确认了在短轴观中描绘出的血管是否成为正圆状之后,通过使超声波探头 1 旋转 90 度,来对长轴观进行扫描。图 3C 表示长轴观的一个例子。如图 3C 所示,对长轴观进行扫描时的血管 3i 成为长方形。

[0081] 在此,如上述那样,当对血管的短轴观进行扫描时,操作者通过一边移动超声波探头 1 一边目视显示在显示器 200 上的超声波图像,来确认是否将超声波探头 1 定位在开始取得血流信息的取得信息所希望的位置。即,该判断基于操作者的主观。因此,即使在操作者判断为将超声波探头 1 定位在开始取得血流信息所希望的位置时,实际上有时也不能向垂直面内发送超声波。在这样的情况下,超声波诊断装置在该状态下即使改变超声波束的发送方向也不能取得准确的血流信息。另外,如上述那样,当对血管的长轴观进行扫描时,操作者通过从对短轴观进行扫描的位置使超声波探头 1 旋转 90 度来对血管的长轴观进行扫描。此时,由于操作者也同样根据主观来定位超声波探头 1,因此有时不能向垂直面内且

与 X 轴正交的方向发送超声波。在这样的情况下,超声波诊断装置即使在该状态下改变超声波束的发送方向,也不能取得准确的血流信息。鉴于此,在第 1 实施方式中,显示超声波图像,同时显示包含表示血管的走行方向的走行信息和表示基于从超声波探头发送的超声波扫描的扫描位置的信息的指标图像。

[0082] 以下,针对指标图像数据生成部 180 的动作详细进行说明。指标图像数据生成部 180 根据通过超声波的三维扫描而取得的体数据,生成表示三维空间中的血管的走行方向的走行信息,并生成包含所生成的走行信息和表示扫描位置的信息的指标图像数据。

[0083] 例如,指标图像数据生成部 180 从图像存储器 150 取得体数据。而且,指标图像数据生成部 180 从体数据中提取出血管区域,计算出血管的走行方向。而且,指标图像数据生成部 180 生成在示意地示出的血管上叠加了表示基于从超声波探头 1 发送的超声波扫描的扫描位置的信息和血管的走行方向的指标图像数据。其中,表示扫描位置的信息由表示中心束的箭头或表示代表扫描面的直线或矩形来表示。另外,操作者也能够根据超声波探头 1 的位置来判断中心束或指示代表扫描面的扫描位置。因此,在表示扫描位置的信息中,作为表示超声波探头 1 的位置的信息,包含示意性地表示的超声波探头。另外,由于表示基于超声波扫描的扫描位置的信息在发送接收部 110 中被设定,由图像数据生成部 140 利用该信息,因此,指标图像数据生成部 180 从发送接收部 110 或图像数据生成部 140 取得该信息。

[0084] 接着,对由指标图像数据生成部 180 生成的指标图像数据进行说明。在此,使用图 4A 至图 4C 以及图 5A 至图 5C,来说明取得对短轴观进行扫描时的血流信息的情况,使用图 6A 至图 6C 以及图 7A 至图 7C,来说明取得对长轴观进行扫描时的血流信息的情况。其中,当在图 4A 至图 7C 中表示方向时,使用在图 2A 至图 2C 以及图 3A 至图 3C 中定义的三维空间。

[0085] 首先,针对当在对血管的短轴观进行扫描之际取得血流信息时,以向与血管的走行方向正交的面内发送超声波的方式来定位超声波探头 1 的情况进行说明。其中,该情况是指将超声波探头 1 定位在开始血流信息的取得所希望的位置的情况。图 4A 至图 4C 是表示指标图像数据生成部 180 生成的指标图像数据的一个例子的图。

[0086] 图 4A 是表示当从 X 轴方向观察图 2A 所示例的血管时指标图像数据生成部 180 所生成的指标图像数据的一个例子的图。在图 4A 所示的例子中,指标图像数据生成部 180 生成使走行方向 4a、中心束 4b、以及示意性地表示的超声波探头 4d 叠加于示意性地表示的血管 4c 的指标图像数据。在此,图 4A 所示的走行方向 4a 被显示为点。当将超声波探头 1 定位在所希望的位置时,由指标图像数据生成部 180 生成的指标图像数据如图 4A 所示,中心束 4b 通过 X 轴,示意性地示出的超声波探头 4d 相对于 Y 轴被垂直定位。

[0087] 另外,图 4B 是表示从 Z 轴方向观察图 2A 所示例的血管时指标图像数据生成部 180 所生成的指标图像数据的一个例子的图。在图 4B 所示的例子中,指标图像数据生成部 180 生成将走行方向 4e、示意性地表示的超声波探头 4f 以及代表扫描面 4g 叠加于示意性地表示的血管 4h 的指标图像数据。在此,图 4B 所示的代表扫描面 4g 被显示为直线。当超声波探头 1 被定位在所希望的位置时,通过指标图像数据生成部 180 生成的指标图像数据如图 4B 所示,走行方向 4e 和示意性地表示的超声波探头 4f 大致正交,走行方向 4e 与代表扫描面 4g 大致正交。

[0088] 另外,图 4C 是表示从 Y 轴方向观察图 2A 所示例的血管时指标图像数据生成部 180

所生成的指标图像数据的一个例子的图。在图 4C 所示的例子中, 指标图像数据生成部 180 生成将走行方向 4i、中心束 4j 以及示意性地表示的超声波探头 4l 叠加于示意性地表示的血管 4k 的指标图像数据。在此, 在图 4C 中, 示出了中心束 4j, 代表扫描面也与中心束 4j 同样地示出。当将超声波探头 1 定位在所希望的位置时, 由指标图像数据生成部 180 生成的指标图像数据如图 4C 所示, 走行方向 4i 与中心束 (代表扫描面) 4j 大致正交, 示意性地表示的超声波探头相对于 X 轴被垂直地定位。

[0089] 接着, 针对当在对血管的短轴观进行扫描之际取得血流信息时, 没有以向与血管的走行方向正交的面内发送超声波的方式来定位超声波探头 1 的情况进行说明。其中, 该情况是指没有将超声波探头 1 定位在开始血流信息的取得所希望的位置的情况。图 5A 至图 5C 是表示指标图像数据生成部 180 所生成的指标图像数据的一个例子的图。

[0090] 图 5A 是表示从 X 轴方向观察图 2A 所示例的超声波探头 1 向 2g 方向倾斜的情况的指标图像数据的一个例子的图。在图 5A 所示的例子中, 指标图像数据生成部 180 生成将走行方向 5a、中心束 5b 以及示意性地表示的超声波探头 5d 叠加于示意性地表示的血管 5c 的指标图像数据。在此, 图 5A 所示的走行方向 5a 被显示为点。当没有将超声波探头 1 定位在所希望的位置时, 由指标图像数据生成部 180 生成的指标图像数据如图 5A 所示, 中心束 5b 不通过 X 轴, 示意性地表示的超声波探头 5d 相对于 Y 轴没有被垂直地定位。由此, 在从 X 轴方向观察到的指标图像数据中, 当中心束 5b 没有通过 X 轴时或当示意性地表示的超声波探头 5d 没有相对于 Y 轴被垂直地定位时, 操作者能够判断为短轴观内描绘出的血管在超声波图像内被显示在偏离中心的位置。

[0091] 另外, 图 5B 是表示从 Z 轴方向观察图 2A 所示例的超声波探头 1 向 2b 方向倾斜的情况的指标图像数据的一个例子的图。在图 5B 所示的例子中, 指标图像数据生成部 180 生成将走行方向 5e、示意性地表示的超声波探头 5f 以及代表扫描面 5g 叠加于示意性地表示的血管 5h 的指标图像数据。在此, 图 5B 所示的代表扫描面 5g 被显示为直线。当没有将超声波探头 1 定位在所希望的位置时, 由指标图像数据生成部 180 生成的指标图像数据如图 5B 所示, 走行方向 5e 与示意性地表示的超声波探头 5f 不正交, 走行方向 5e 与代表扫描面 5g 没有大致正交。由此, 在从 Z 轴方向观察到的指标图像数据中, 当走行方向与示意性地表示的超声波探头没有大致正交时或走行方向与代表扫描面没有大致正交时, 操作者能够判断为没有将超声波探头 1 定位在所希望的位置。

[0092] 另外, 图 5C 是表示从 Y 轴方向观察图 2A 所示例的超声波探头 1 向 2a 方向倾斜的情况的指标图像数据的一个例子的图。在图 5C 所示的例子中, 指标图像数据生成部 180 生成将走行方向 5i、中心束 5j 以及示意性地表示的超声波探头 5l 叠加于示意性地表示的血管 5k 的指标图像数据。在此, 在图 5C 中, 示出了中心束 5j, 代表扫描面也与中心束 5j 同样地示出。当没有将超声波探头 1 定位在所希望的位置时, 由指标图像数据生成部 180 生成的指标图像数据如图 5C 所示, 走行方向 5i 与中心束 (代表扫描面) 5j 不正交, 示意性地表示的超声波探头相对于 X 轴未被垂直地定位。由此, 在从 Y 轴方向观察到的指标图像数据中, 当走行方向与中心束 (或代表扫描面) 没有大致正交时或示意性地表示的超声波探头相对于 X 轴没有被垂直地定位时, 操作者能够判断为没有将超声波探头 1 定位在所希望的位置。

[0093] 接着, 对当在对血管的长轴观进行扫描之际取得血流信息时, 以向与血管的短轴

正交的面内且与血管的走行方向正交的方向发送超声波的方式来定位超声波探头 1 的情况进行说明。其中,该情况是指将超声波探头 1 定位在开始血流信息的取得所希望的位置的情况。图 6A 至图 6C 是表示指标图像数据生成部 180 所生成的指标图像数据的一个例子的图。

[0094] 图 6A 是表示当从 X 轴方向观察图 3A 所示例的血管时指标图像数据生成部 180 所生成的指标图像数据的一个例子的图。在图 6A 所示的例子中,指标图像数据生成部 180 生成将走行方向 6a、中心束 6b、以及示意性地表示的超声波探头 6d 叠加于示意性地表示的血管 6c 的指标图像数据。在此,图 6A 所示的走行方向 6a 被显示为点。另外,在图 6A 中,示出了中心束 6b,代表扫描面也与中心束 6b 同样地示出。当将超声波探头 1 定位在所希望的位置时,由指标图像数据生成部 180 生成的指标图像数据如图 6A 所示,中心束(代表扫描面)6b 通过 X 轴,示意性地表示的超声波探头 6d 相对于 Y 轴被垂直地定位。

[0095] 另外,图 6B 是表示当从 Z 轴方向观察图 3A 所示例的血管时指标图像数据生成部 180 所生成的指标图像数据的一个例子的图。在图 6B 所示的例子中,指标图像数据生成部 180 生成将走行方向 6e、示意性地表示的超声波探头 6f 以及代表扫描面 6g 叠加于示意性地表示的血管 6h 的指标图像数据。在此,图 6B 所示的代表扫描面 6g 被显示为直线。当超声波探头 1 被定位在所希望的位置时,由指标图像数据生成部 180 生成的指标图像数据如图 6B 所示,走行方向 6e 与示意性地表示的超声波探头 6f 重合,走行方向 6e 与代表扫描面 6g 重合。

[0096] 另外,图 6C 是表示当从 Y 轴方向观察图 3A 所示例的血管时指标图像数据生成部 180 所生成的指标图像数据的一个例子的图。在图 6C 所示的例子中,指标图像数据生成部 180 生成将走行方向 6i、中心束 6j 以及示意性地表示的超声波探头 6l 叠加于示意性地表示的血管 6k 的指标图像数据。当将超声波探头 1 定位在所希望的位置时,由指标图像数据生成部 180 生成的指标图像数据如图 6C 所示,走行方向 6i 与中心束 6j 大致正交,示意性地表示的超声波探头相对于 X 轴被垂直地定位。

[0097] 接着,对当在血管的长轴观中取得血流信息时,没有以向与血管的短轴正交的面内且与血管的走行方向正交的方向发送超声波的方式来定位超声波探头 1 的情况进行说明。其中,该情况是指没有将当将超声波探头 1 定位在开始血流信息的取得所希望的位置的情况。图 7A 至图 7C 是表示指标图像数据生成部 180 所生成的指标图像数据的一个例子的图。

[0098] 图 7A 是表示当从 X 轴方向观察图 3A 所示例的超声波探头 1 向 3c 方向倾斜的情况的指标图像数据的一个例子的图。在图 7A 所示的例子中,指标图像数据生成部 180 生成将走行方向 7a、中心束 7b 以及示意性地表示的超声波探头 7d 叠加于示意性地表示的血管 7c 的指标图像数据。在此,图 7A 所示的走行方向 7a 被显示为点。另外,在图 7A 中,示出了中心束 7b,代表扫描面也与中心束 7b 同样地示出。当没有将超声波探头 1 定位在所希望的位置时,由指标图像数据生成部 180 生成的指标图像数据如图 7A 所示,中心束(代表扫描面)7b 没有通过 X 轴,示意性地表示的超声波探头 7d 没有相对于 Y 轴被垂直地定位。由此,在从 X 轴方向观察到的指标图像数据中,当中心束或代表扫描面没有通过 X 轴时或示意性地表示的超声波探头没有相对于 Y 轴被垂直地定位时,操作者能够判断为没有将超声波探头 1 定位在所希望的位置。

[0099] 另外,图 7B 是表示从 Z 轴方向观察图 3A 所示例的超声波探头 1 向 3b 方向倾斜的情况的指标图像数据的一个例子的图。在图 7B 所示的例子中,指标图像数据生成部 180 生成将走行方向 7e、示意性地表示的超声波探头 7f 以及代表扫描面 7g 叠加于示意性地表示的血管 7h 的指标图像数据。在此,图 7B 所示的代表扫描面 7g 被显示为直线。当没有将超声波探头 1 定位在所希望的位置时,由指标图像数据生成部 180 生成的指标图像数据如图 7B 所示,走行方向 7e 与示意性地表示的超声波探头 7f 不重合,走行方向 7e 与代表扫描面 7g 不重合。由此,在从 Z 轴方向观察到的指标图像数据中,当走行方向与示意性地表示的超声波探头不重合时或走行方向与代表扫描面不重合时,操作者能够判断为没有将超声波探头 1 定位在所希望的位置。

[0100] 另外,图 7C 是表示从 Y 轴方向观察图 3A 所示例的超声波探头 1 向 3a 方向倾斜的情况的指标图像数据的一个例子的图。在图 7C 所示的例子中,指标图像数据生成部 180 生成将走行方向 7i、中心束 7j 以及示意性地表示的超声波探头 7l 叠加于示意性地表示的血管 7k 的指标图像数据。当没有将超声波探头 1 定位在所希望的位置时,由指标图像数据生成部 180 生成的指标图像数据如图 7C 所示,走行方向 7i 与中心束 7j 不正交,示意性地表示的超声波探头 7l 没有相对于 X 轴被垂直地定位。由此,在从 Y 轴方向观察到的指标图像数据中,当走行方向与中心束不大致正交时或示意性地表示的超声波探头相对于 X 轴没有被垂直地定位时,操作者能够判断为没有将超声波探头 1 定位在所希望的位置。

[0101] 这样,由指标图像数据生成部 180 生成的指标图像数据通过控制部 170 被显示在显示器 200 上。在此,控制部 170 使显示器 200 所具有的区域的一部分显示指标图像数据。图 8 是表示通过控制部 170 显示在显示器 200 上的指标图像数据的一个例子的图。在图 8 所示的例子中,示出选择了脉冲多普勒模式的情况。如图 8 所示,控制部 170 使显示器 200 所具有的区域的上部左侧显示脉冲多普勒图像 8a,使显示器 200 所具有的区域的上部右侧显示 B 模式图像 8b。另外,控制部 170 使显示器 200 所具有的区域的下部右侧显示开始指标图像数据的显示的开始 (ON) 按钮 8c 和结束指标图像数据的显示的开始 (OFF) 按钮 8g。在选择了脉冲多普勒模式的期间,图 8 所示的脉冲多普勒图像 8a、B 模式图像 8b、开始按钮 8c、以及结束按钮 8g 被显示在显示器 200 上。此外,当选择了彩色多普勒模式时,例如在 B 模式图像上叠加显示彩色图像 (彩色多普勒图像)。

[0102] 而且,例如当接受了按下开始按钮 8c 的操作时,控制部 170 使指标图像数据 8d ~ 8f 进行显示。在图 8 所示的例子中,控制部 170 使显示器 200 所具有的区域的下部左侧显示从 Z 轴方向观察到的指标图像数据 8d,使显示器 200 所具有的区域的下部中央侧显示从 X 轴方向观察到的指标图像数据 8e,在显示器 200 所具有的区域的下部右侧显示从 Y 轴方向观察到的指标图像数据 8f。此外,指标图像数据 8d ~ 8f 被显示的位置并不限定于图示的位置。

[0103] 另外,例如当接受了按下结束按钮 8g 的操作时,控制部 170 使指标图像数据 8d ~ 8f 的显示停止。此时,在选择了脉冲多普勒模式的期间,在显示器 200 上显示脉冲多普勒图像 8a、B 模式图像 8b、开始按钮 8c、以及结束按钮 8g。这样,指标图像数据以独立于多普勒图像数据、B 模式图像数据的定时被控制显示。

[0104] 接着,针对合成数据生成部 190 的动作详细进行说明。合成数据生成部 190 (还称为血流数据生成部) 生成表示血流信息的取得位置与血管的位置关系的合成数据 (还称为

血流数据)。

[0105] 例如,当在扫描结束后从操作者接受到合成数据的生成时,合成数据生成部 190 通过在示意性地表现的大致圆筒形的血管内,分别对大致圆形或大致椭圆形的划分进行定位并描述,来生成合成数据。具体而言,合成数据生成部 190 从图像存储器 150 读出将血管上的扫描位置与该扫描位置处的血流信息建立了对应的信息。然后,合成数据生成部 190 根据读出的信息,生成在示意性地表现的血管上合成了血管上的各扫描位置的位置关系的合成数据。另外,合成数据生成部 190 将在各扫描位置取得的血流信息与各扫描位置建立对应。此外,当扫描位置中包含取得血流信息时扫描线相对于血管的走行方向的角度信息时,也可以根据该角度信息来使该划分倾斜。

[0106] 这样由合成数据生成部 190 生成的合成数据经由控制部 170 被显示在显示器 200 上。图 9 是表示经由控制部 170 显示在显示器 200 上的合成数据的一个例子的图。如图 9 所示,例如当从操作者接受到合成数据的显示时,合成数据生成部 190 经由控制部 170 使合成数据显示在显示器 200 上。在图 9 所示的例子中,示出了四个扫描位置与血管的位置关系被示意性地表现出的合成数据。图 9 所示的圆筒是血管,在圆筒内被着色的圆与各扫描位置对应。

[0107] 另外,如果受理了测量位置的选择,则合成数据生成部 190 将与所选择的测量位置建立对应的血流信息显示在显示器 200 上。例如,当光标与任一扫描位置重合时,合成数据生成部 190 显示被重合了光标的扫描位置处的血流信息。在图 9 所示的例子中,当光标与扫描位置 9a 重合时,合成数据生成部 190 显示扫描位置 9a 处的血流信息 9b。其中,此处显示的血流信息的类别中包含“Vmax”、“Vmin”、“Vmean”、“PI(Pulsatility Index)”、“RI(Resistance Index)”、以及“S/D”。其中,“Vmax”表示收缩期最高血流速度,“Vmin”表示舒张末期血流速度,“Vmean”表示平均血流速度,“PI”表示搏动系数,“RI”表示阻力系数,“S/D”表示收缩期最大流速 / 舒张末期流速比。其中,“RI”通过“(Vmax-Vmin)/Vmax”来计算,“PI”通过“(Vmax-Vmin)/Vmean”来计算。

[0108] 并且,合成数据生成部 190 根据各测量位置处的血流速度的值,生成对与各测量位置对应的上述大致圆形或大致椭圆形的划分进行着色后的合成数据。例如,当选择了任一血流信息的类别时,合成数据生成部 190 根据所选择的类别的血流速度的值来变更显示在显示器 200 上的合成数据的显示方式。在图 9 所示的例子中,当作为类别而选择了“Vmax”时,合成数据生成部 190 显示表示“Vmax”的值的范围与颜色的对应关系的彩色条 9c。另外,合成数据生成部 190 根据各扫描位置的 Vmax 的值,使与各扫描位置对应的显示颜色发生变化。此外,也可以将合成数据中的各扫描位置的位置与实际的血管中的位置建立对应。

[0109] 接着,使用图 10,说明基于指标图像数据生成部 180 的处理步骤。图 10 是表示基于第 1 实施方式所涉及的指标图像数据生成部 180 的处理步骤的流程图。如图 10 所示,指标图像数据生成部 180 判定是否接受到开始指标图像的显示的指示(步骤 S101)。在此,当判定为接受到开始指标图像的显示的指示时(步骤 S101,是),指标图像数据生成部 180 从图像存储器 150 取得体数据(步骤 S102)。另一方面,当判定为没有接受到开始指标图像的显示的指示时(步骤 S101,否),指标图像数据生成部 180 反复进行步骤 S101 的判定处理。

[0110] 指标图像数据生成部 180 根据所取得的体数据,计算走行方向(步骤 S103)。然后,指标图像数据生成部 180 生成包含计算出的走行方向和表示基于超声波扫描的扫描位

置的信息的指标图像数据（步骤 S104）。然后，指标图像数据生成部 180 经由控制部 170 使显示器 200 显示所生成的指标图像数据（步骤 S105）。

[0111] 指标图像数据生成部 180 判定是否接受到结束指标图像的显示的指示（步骤 S106）。在此，当判定为接受到结束指标图像的显示的指示时（步骤 S106，是），指标图像数据生成部 180 结束指标图像的生成处理。另一方面，当判定为没有接受到结束指标图像的显示的指示时（步骤 S106，否），指标图像数据生成部 180 转移到步骤 S102，取得体数据（步骤 S102）。由此，直到接受到显示的结束为止，指标图像数据生成部 180 继续实时地生成指标图像数据。另外，结果在显示器 200 上继续实时地显示与当前的超声波探头 1 的倾斜状态对应的指标图像数据。

[0112] 接着，使用图 11，说明基于合成数据生成部 190 的处理步骤。图 11 是表示基于第 1 实施方式所涉及的合成数据生成部 190 的处理步骤的流程图。如图 11 所示，合成数据生成部 190 判定是否接受到合成数据的显示指示（步骤 S201）。在此，当判定为接受到合成数据的显示指示时（步骤 S201，是），合成数据生成部 190 从图像存储器 150 读出血管上的扫描位置与该扫描位置处的血流信息建立了对应的信息，来生成合成数据（步骤 S202）。另一方面，当判定为没有接受到合成数据的显示指示时（步骤 S201，否），合成数据生成部 190 反复进行步骤 S201 的判定处理。

[0113] 接着，合成数据生成部 190 经由控制部 170 使所生成的合成数据显示在显示器 200 上（步骤 S203）。然后，合成数据生成部 190 判定是否接受到血流信息的类别的指定（步骤 S204）。在此，当判定为接受到血流信息的类别的指定时（步骤 S204，是），合成数据生成部 190 变更合成数据的显示方式（步骤 S205）。另一方面，当判定为没有接受到血流信息的类别的指定时（步骤 S204，否），合成数据生成部 190 反复进行步骤 S204 的判定处理。

[0114] 然后，合成数据生成部 190 判定是否接受到血流信息的类别的切换（步骤 S206）。在此，当判定为接受到血流信息的类别的切换时（步骤 S206，是），合成数据生成部 190 转移到步骤 S205 来变更合成数据的显示方式（步骤 S205）。

[0115] 另一方面，当判定为没有接受到血流信息的类别的切换时（步骤 S206，否），合成数据生成部 190 判定是否接受到显示的结束（步骤 S207）。在此，当判定为没有接受到显示的结束时（步骤 S207，否），合成数据生成部 190 转移到步骤 S206 判定来是否接受到血流信息的类别的切换（步骤 S206）。另一方面，当判定为接受到显示的结束时（步骤 S207，是），合成数据生成部 190 结束合成数据的显示处理。

[0116] 如上述那样，根据第 1 实施方式，生成表示血管的走行方向的走行信息，并生成包含走行信息和对基于从超声波探头 1 发送来的超声波扫描的扫描位置进行表示的信息的指标图像数据，将其显示在显示器 200 上。由此，当在对血管的短轴观进行扫描时取得血流信息时，操作者能够客观地判断是否以向垂直面发送超声波的方式定位了超声波探头 1。结果，由于当在对血管的短轴观进行扫描时取得血流信息时，操作者能够以向垂直面发送超声波的方式来定位超声波探头 1，因此超声波诊断装置能够通过在该状态下改变超声波束的发送方向来取得准确的血流信息。

[0117] 另外，当在对血管的长轴观进行扫描时取得血流信息时，操作者能够客观地判断是否以向与血管的短轴正交的面内且与血管的走行方向正交的方向发送超声波的方式定位了超声波探头 1。结果，由于当在对血管的长轴观进行扫描时取得血流信息时，操作者能

够以向包含 X 轴的面内且与 X 轴正交的方向发送超声波的方式来定位超声波探头 1, 因此超声波诊断装置能够通过在该状态下改变超声波束的发送方向来取得准确的血流信息。

[0118] 另外, 根据第 1 实施方式, 由于显示从多个方向观察到的指标图像数据, 因此操作者能够更准确地将超声波探头 1 定位到所希望的位置。

[0119] 另外, 根据第 1 实施方式, 由于当在对血管的短轴观进行扫描时取得血流信息时, 操作者通过将指标图像数据显示在显示器 200 上, 从而能够简便地高精度识别以向垂直面发送超声波的方式定位超声波探头 1 的位置, 因此能够缩短检查时间。同样, 根据第 1 实施方式, 当在对血管的长轴观进行扫描时取得血流信息时, 操作者通过将指标图像数据显示在显示器 200 上, 从而能够简便地高精度识别以向与血管的短轴正交的面内且与血管的走行方向正交的方向发送超声波的方式定位超声波探头 1 的位置, 因此能够缩短检查时间。

[0120] 另外, 根据第 1 实施方式, 生成示意性地表现了血管上的各扫描位置的位置关系的合成数据, 并将各扫描位置处的血流信息建立对应地显示在显示器 200 上。由此, 操作者例如能够将血管上的各扫描位置处的血流速度同时进行比较。另外, 当合成数据中的各扫描位置的位置与实际的血管中的位置建立对应时, 操作者通过探索血流速度低的扫描位置, 能够容易地检测实际的血管中的狭窄部位。

[0121] 以上, 说明了实施方式, 但实施方式并不限于此。

[0122] (其他实施方式)

[0123] 指标图像数据生成部 180 也可以根据走行信息以及表示扫描位置的信息来生成指标图像数据, 其中, 该指标图像数据还包含用于将基于从超声波探头发送来的超声波扫描的扫描位置和走行方向所成的角度校正为大致垂直的辅助信息。使用图 12A 至 14 针对还包含辅助信息的指标图像数据进行说明。其中, 在图 12A 至图 14 中, 示出从 Y 轴方向观察对血管的长轴观进行扫描的情况下的指标图像数据的一个例子。

[0124] 图 12A 以及图 12B 是表示还包含辅助信息的指标图像数据的一个例子的图。图 12A 以及图 12B 是从 Y 轴方向观察对血管的长轴观进行扫描的情况的图。如图 12A 所示, 指标图像数据生成部 180 生成包含表示血管的走行方向的信息 12a、中心束 12b、以及示意性地表示的超声波探头 12c 的指标图像数据。另外, 指标图像数据生成部 180 使指标图像数据中包含辅助信息 12d, 该辅助信息 12d 表示用于将从超声波探头发送来的超声波的扫描位置与走行方向所成的角度校正为大致垂直的方向。在图 12A 所示的例子中, 指标图像数据生成部 180 生成包含指示将超声波探头 1 向左倾斜的箭头作为辅助信息 12d 的指标图像数据。

[0125] 另外, 指标图像数据生成部 180 也可以在辅助信息中包含倾斜的角度的值。图 12B 是表示在辅助信息中包含角度的值的指标图像数据的一个例子的图。在图 12B 所示的例子中, 指标图像数据生成部 180 将包含指示使超声波探头 1 向左倾斜 20 度的信息的辅助信息 12d 包含在指标图像数据中。

[0126] 另外, 指标图像数据生成部 180 也可以使指示将超声波探头 1 倾斜的箭头的粗细根据倾斜的角度而变化。图 13A 以及图 13B 是表示根据倾斜的角度使辅助信息变化的指标图像数据的一个例子的图。在图 13A 所示的例子中, 示出校正为大致垂直的角度为 20 度的情况, 在图 13B 所示的例子中, 示出校正为大致垂直的角度为 10 度的情况。如图 13A 以及图 13B 所示, 指标图像数据生成部 180 使辅助信息 13a 的箭头的粗细随着校正的角度的值

变小而如辅助信息 13b 所示那样使箭头的粗细变细。

[0127] 另外,当根据走行信息以及表示扫描位置的信息,从超声波探头发送来的超声波的扫描位置和走行方向成大致垂直的角度时,指标图像数据生成部 180 也可以进行能够开始血流信息的取得的内容的通知。图 14 表示当成大致垂直的角度时,包含能够开始血流信息的取得的信息的通知的指标图像数据的一个例子的图。如图 14 所示,当成大致垂直的角度时,作为能够开始血流信息的取得的信息,指标图像数据生成部 180 例如生成包含星型的辅助信息 14a 的指标图像数据。此外,表示能够开始血流信息的取得的信息的辅助信息 14a 并不限于星型。另外,控制部 170 也可以使表示能够开始血流信息的取得的信息的辅助信息 14a 进行闪烁显示。另外,控制部 170 也可以通过输出声音或报知音来向操作者通知能够开始血流信息的取得的信息。

[0128] 另外,只要指标图像数据表示走行方向和对基于超声波扫描的扫描位置进行表示的信息的相对位置关系即可,可以适当地进行变更。图 15A 至图 15C 是表示指标图像数据的变形例的一个例子的图。指标图像数据生成部 180 也可以生成不包含示意性地表示的超声波探头的指标图像数据。例如,如图 15A 所示,指标图像数据生成部 180 可以生成不包含示意性地表示的超声波探头,而将走行方向 15a 和中心束 15b 叠加于示意性地表示的血管 15c 的指标图像数据。另外,例如如图 15B 所示,指标图像数据生成部 180 也可以生成不包含示意性地表示的超声波探头,而将走行方向 15d 和代表扫描面 15e 叠加于示意性地表示的血管 15f 的指标图像数据。另外,指标图像数据生成部 180 也可以生成不包含中心束、代表扫描面的指标图像数据。例如,如图 15C 所示,指标图像数据生成部 180 可以生成不包含中心束、代表扫描面,而将走行方向 15g 和示意性地表示的超声波探头 15h 叠加于示意性地表示的血管 15i 的指标图像数据。另外,指标图像数据生成部 180 也可以生成不包含示意性地表示的血管的指标图像数据。

[0129] 另外,控制部 170 也可以显示从 X 轴方向、Y 轴方向以及 Z 轴方向观察到的三个指标图像数据中的任一个。例如,当操作短轴观时,可以不显示从 X 轴方向观察到的指标图像数据。

[0130] 另外,控制部 170 也可以不将从 X 轴方向、Y 轴方向以及 Z 轴方向观察到的三个指标图像数据同时显示在显示器 200 上。例如,控制部 170 可以根据操作者的选择,将从任一方向观察到的指标图像数据依次显示在显示器 200 上。

[0131] 另外,在上述的实施方式中,说明了超声波诊断装置具备合成数据生成部 190 的情况,但实施方式并不限于此。合成数据生成部 190 的处理不一定由超声波诊断装置执行,也可以由作为独立筐体的图像处理装置 500 来执行。图 16 是表示包含其他实施方式所涉及的图像处理装置 500 的医用图像处理系统 400 的结构图。如图 16 所示,医用图像处理系统 400 具有 PACS(Picture Archiving and Communication System) 的医用图像保管服务器 402、医用图像显示装置 403、超声波诊断装置 404、以及图像处理装置 500。在医用图像处理系统 400 中,医用图像保管服务器 402、医用图像显示装置 403、超声波诊断装置 404、以及图像处理装置 500 能够经由 LAN(Local Area Network) 等网络 401 相互通信地连接。另外,医用图像处理系统 400 也可以具有超声波诊断装置 404 以外的医疗器械。

[0132] 医用图像保管服务器 402 存储由医用图像处理系统 400 取得的医用图像数据等。医用图像显示装置 403 显示由医用图像处理系统 400 取得的医用图像数据。超声波诊断装

置 404 进行基于在上述第 1 实施方式中说明的超声波诊断装置的处理。

[0133] 另外,图像处理装置 500 具备显示器 501、输入装置 502、存储部 503、通信控制部 504、以及控制部 505。显示器 501 显示用于操作者使用输入装置 502 来输入各种设定要求的 GUI,或者显示存储部 503 所存储的超声波图像数据等。输入装置 502 接受来自操作者的输入。存储部 503 例如存储血管上的扫描位置和该扫描位置处的血流信息建立了对应的信息、由超声波诊断装置 404 生成的体数据。通信控制部 504 控制与超声波诊断装置 404、医用图像保管服务器 402 以及医用图像显示装置 403 的数据的发送接收。

[0134] 控制部 505 具有合成数据生成部 506。合成数据生成部 506 例如从存储部 503 读出血管上的扫描位置与该扫描位置处的血流信息建立了对应的信息。而且,合成数据生成部 506 根据读出的信息,生成表示血流信息的取得位置与血管的位置关系的合成数据。此外,合成数据生成部 506 除了从超声波诊断装置 404 取得血管上的扫描位置与该扫描位置处的血流信息建立了对应的信息之外,也可以从医用图像保管服务器 402 取得。另外,图像处理装置 500 例如也可以是图像保管装置、医用图像显示装置、或电子病历系统 (health record system) 各种装置等。

[0135] 另外,例如通过超声波诊断装置取得并生成的体数据等例如以按照 DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine) 标准的数据结构,被保存在医用图像保管服务器 402 中,或者直接向图像处理装置 500 输送。此外,数据结构并不限定于按照 DICOM 标准的数据结构,也可以是私有的数据结构。

[0136] 另外,上述的实施方式中说明的指标图像数据生成部 180 的处理步骤、合成数据生成部 190 的处理步骤可通过由计算机执行预先存储在内部存储部 160 中的“图像处理程序”来实现。该“图像处理程序”能够经由因特网等网络来发布。另外,该“图像处理程序”也能够记录在硬盘、软盘 (FD)、CD(Compact Disk)-ROM(Read Only Memory)、MO(Magneto-Optical Disk)、DVD(Digital Versatile Disc) 等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。

[0137] 另外,在上述的第 1 实施方式中,指标图像数据在对超声波图像进行摄影时被依次更新并显示。使用图 17,针对超声波图像摄影时的处理步骤进行说明。图 17 是表示超声波图像摄影时的整体处理的步骤的流程图。

[0138] 如图 17 所示,超声波诊断装置接受 B 模式的设定(步骤 S301)。然后,超声波诊断装置开始超声波的发送接收(步骤 S302)。接着,超声波诊断装置生成超声波图像数据和指标图像数据(步骤 S303),并在显示器 200 上显示超声波图像数据和指标图像数据(步骤 S304)。例如,超声波诊断装置接收反射波信号来生成超声波图像数据,同时使用从反射波信号取得的体数据来计算血管的走行方向而生成指标图像数据。由此,操作者通过一边参照显示在显示器 200 上的指标图像数据一边移动超声波探头 1,从而将超声波探头 1 定位在开始血流信息的取得所希望的位置。

[0139] 另外,超声波诊断装置判定冻结按钮是否被按下而受理了血流信息的取得(步骤 S305)。例如,当由参照了指标图像数据的操作者将超声波探头 1 定位在测量准确的血流速度所希望的位置时,冻结按钮被按下,超声波诊断装置受理血流信息的取得。在此,当判定为没有受理血流信息的取得时(步骤 S305,否),超声波诊断装置转移到步骤 S302,直到受理血流信息的取得为止,反复执行生成超声波图像数据和指标图像数据并显示的处理。

[0140] 另一方面,当判定为受理了血流信息的取得时(步骤 S305,是),超声波诊断装置开始血流信息的取得(步骤 S306)。此时,操作者参照指标图像数据,判定为将超声波探头 1 定位在开始血流信息的取得所希望的位置,开始血流信息的取得。而且,超声波诊断装置使 B 模式图像冻结,从操作者受理在被冻结的 B 模式图像上测量血流速度的取样容积的位置设定。另外,超声波诊断装置开始多普勒模式下的摄影,测量血流速度。在此,超声波诊断装置在开始血流信息的取得所希望的位置,通过改变超声波束的发送方向来测量血流速度。其中,当受理了血流信息的取得时,超声波诊断装置以适当的间隔交替地执行 B 模式下的摄影和脉冲多普勒模式下的摄影。

[0141] 超声波诊断装置分别生成多普勒图像数据和指标图像数据(步骤 S307),在显示器 200 上显示多普勒图像数据和指标图像数据(步骤 S308)。更具体而言,如图 8 所示,超声波诊断装置使显示器 200 所具有的区域的上部左侧显示脉冲多普勒图像 8a,使显示器 200 所具有的区域的上部右侧显示冻结后的 B 模式图像 8b。另外,超声波诊断装置使显示器 200 所具有的区域的下部左侧显示从 Z 轴方向观察到的指标图像数据 8d,在显示器 200 所具有的区域的下部中央侧显示从 X 轴方向观察到的指标图像数据 8e,使显示器 200 所具有的区域的下部右侧显示从 Y 轴方向观察到的指标图像数据 8f。

[0142] 然后,超声波诊断装置判定是否接受到结束血流信息的取得的指示(步骤 S309)。在此,当判定为接受到结束血流信息的取得的指示时(步骤 S309,是),超声波诊断装置结束处理。另一方面,当判定为没有接受到结束血流信息的取得的指示时(步骤 S309,否),超声波诊断装置反复执行步骤 S309 的判定。

[0143] 此外,当判定为没有接受到结束血流信息的取得的指示时(步骤 S309,否),超声波诊断装置也可以转移到步骤 S307,分别重新生成多普勒图像数据和指标图像数据并显示。或者,当判定为没有接受到结束血流信息的取得的指示时(步骤 S309,否),超声波诊断装置也可以转移到步骤 S302,执行 B 模式下的摄影。

[0144] 另外,图 17 的步骤 S303 以及步骤 S304 所示的指标图像数据的生成处理以及显示处理的细节与图 10 所示的处理步骤相同。其中,在图 10 中,指标图像数据生成部 180 从图像存储器 150 随时取得根据反射波信号随时生成的体数据,使用所取得的体数据随时计算血管的走行方向,并随时生成指标图像数据。即,指标图像数据生成部 180 在 B 模式下的超声波图像数据的摄影时,使用依次生成的体数据来计算血管的走行方向。

[0145] 此外,在图 10 以及图 17 所示的处理步骤中,说明了超声波诊断装置使用依次生成的体数据,来计算血管的走行方向的情况,但实施方式并不限于此。例如,超声波诊断装置也可以使用从其他的医用图像诊断装置得到的体数据,来计算血管的走行方向。此时,超声波诊断装置例如通过使用磁性传感器,来将从其他的医用图像诊断装置得到的体数据与摄影得到的超声波图像数据的位置信息建立关联。使用图 18,针对使用从其他的医用图像诊断装置得到的体数据来计算血管的走行方向的超声波诊断装置进行说明。

[0146] 图 18 是表示其他的实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的框图。其中,在图 18 中,针对与图 1 所示的超声波诊断装置相同的结构部添加同一符号,并省略详细的说明。如图 18 所示,其他的实施方式所涉及的超声波诊断装置具有超声波探头 1、装置主体 100a、显示器 200、输入装置 300、位置传感器 600、以及发射器 700。另外,装置主体 100 经由网络 900 与外部装置 800 连接。

[0147] 位置传感器 600 以及发射器 700 是用于取得超声波探头 1 的位置信息的装置。例如,位置传感器 600 是安装于超声波探头 1 的磁性传感器。另外,例如发射器 700 被配置在任意的位置,是以本装置为中心朝向外侧形成磁场的装置。

[0148] 位置传感器 600 检测由发射器 700 形成的三维的磁场。而且,位置传感器 600 根据检测到的磁场的信息,来计算以发射器 700 为原点的空间中的本装置的位置(坐标以及角度),并将计算出的位置向后述的控制部 170a 发送。在此,位置传感器 600 将本装置所位于的三维的坐标以及角度作为超声波探头 1 的三维位置信息,向后述的控制部 170a 发送。

[0149] 外部装置 800 是与装置主体 100a 连接的装置。例如,外部装置 800 是作为管理各种医用图像的数据的系统的 PACS(Picture Archiving and Communication System) 的数据库、X 射线 CT(Computed Tomography) 装置、MRI(Magnetic Resonance Imaging) 装置等本实施方式所涉及的超声波诊断装置以外的各种医用图像诊断装置。

[0150] 如图 18 所示例那样,装置主体 100a 具有发送接收部 110、B 模式处理部 120、多普勒处理部 130、图像数据生成部 140、图像存储器 150、内部存储器 160、控制部 170a、指标图像数据生成部 180 以及合成数据生成部 190。内部存储器 160 存储从外部装置 800 经由未图示的接口转送来的数据。例如,内部存储器 160 存储由 X 射线 CT 装置进行摄影得到的 CT 图像。

[0151] 控制部 170a 通过使用从位置传感器 600 取得的超声波探头 1 的三维位置信息,来将从其他的医用图像诊断装置得到的体数据与摄影得到的超声波图像数据的位置信息建立关联。以下,作为从其他的医用图像诊断装置得到的体数据,以由 X 射线 CT 装置摄影得到的 CT 图像为例进行说明。

[0152] 首先,控制部 170a 在使用超声波探头 1 对被检体 P 进行超声波检查之前,根据操作者的指示向内部存储器 160 要求传送对被检体 P 的摄影部位(检查部位)进行摄影得到的 X 射线 CT 体数据。在此,X 射线 CT 体数据例如是对包含被检体 P 的摄像部位的三维区域进行摄影得到的数据,例如由 500 个轴向面的 X 射线 CT 图像数据构成。控制部 170a 将这些多个轴向面的 X 射线 CT 图像数据之一显示在显示器 200 上。在此,显示器 200 将显示区域如图 8 那样分割,在上部左侧的显示区域显示 X 射线 CT 图像数据。

[0153] 接着,控制部 170a 使 X 射线 CT 体数据的 3 轴和超声波探头 1 的扫描剖面的坐标系的 3 轴进行轴对准。此时,例如操作者为了对被检体 P 的摄影部位处的轴向面进行扫描,将超声波探头 1 与被检体 P 的体表在垂直方向抵接,并按下输入装置 300 所具有的设置按钮。控制部 170a 将在按下按钮的时间点由位置传感器 600 取得的超声波探头 1 的三维位置信息作为初始位置信息来取得。另外,显示器 200 在按下设置按钮的时间点,显示图像数据生成部 140 所生成的超声波图像数据。在此,显示器 200 在如图 8 所示那样分割的上部右侧的显示区域显示超声波图像数据。由此,显示器 200 在显示区域的上部左侧显示 X 射线 CT 图像,在显示区域的上部右侧显示超声波图像数据。

[0154] 操作者例如操作输入装置 300 的鼠标等,以使得超声波图像数据与大致相同剖面的 X 射线 CT 图像数据被显示在显示器 200 上。而且,操作者在超声波图像数据和大致同一剖面(同一轴向面)的 X 射线 CT 图像数据被显示的时间点,再次按下设置按钮。由此,控制部 170a 在 X 射线 CT 体数据中,取得与初始位置信息所示的超声波探头 1 的扫描剖面大致相同剖面的位置。在该阶段中,即使在由操作者移动了超声波探头 1 的位置的情况下,控

制部 170a 也能够根据由位置传感器 600 取得的超声波探头 1 的三维位置信息,在 X 射线 CT 体数据中确定与超声波探头 1 的扫描剖面相同的剖面。

[0155] 接着,控制部 170a 通过使超声波图像数据的特征点和 X 射线 CT 图像数据的特征点至少一组一致,来校准超声波图像数据和 X 射线 CT 图像数据。例如,作为分别在 X 射线 CT 图像数据以及超声波图像数据中对应的特征点,操作者指定剑状突起。控制部 170a 使用在 X 射线 CT 图像数据中指定的特征点的位置和在超声波图像数据中指定的特征点的位置,来计算用于将超声波图像数据的各点的坐标转换为在 X 射线 CT 图像数据(X 射线 CT 体数据)中对应的各点的坐标的变换矩阵。由此,即使在由操作者移动了超声波探头 1 的位置的情况下,控制部 170a 也能够根据由位置传感器 600 取得的超声波探头 1 的三维位置信息,在 X 射线 CT 体数据中确定与超声波探头 1 的扫描剖面相同的剖面,并且,在所确定的剖面内,使用变换矩阵来计算出与通过超声波探头 1 的扫描而生成的超声波图像数据的各坐标对应的坐标。

[0156] 控制部 170a 向图像数据生成部 140 通知使用变换矩阵而取得的校准信息。图像数据生成部 140 使用该校准信息,根据 X 射线 CT 体数据生成在当前时间点进行扫描而生成的超声波图像数据和校准后的 X 射线 CT 图像数据(MPR 图像数据)。

[0157] 接着,当进行血流信息的取得时,操作者为了判定是否超声波探头 1 被定位在开始血流信息的取得所希望的位置,而指示开始指标图像数据的显示。此时,例如如图 8 所示,指标图像数据生成部 180 使显示器 200 所具有的区域的下部左侧显示从 Z 轴方向观察到的指标图像数据 8d,使显示器 200 所具有的区域的下部中央侧显示从 X 轴方向观察到的指标图像数据 8e,使显示器 200 所具有的区域的下部右侧显示从 Y 轴方向观察到的指标图像数据 8f。在此,指标图像数据生成部 180 确定与超声波图像数据一致的 X 射线 CT 图像数据,从包含该 X 射线 CT 图像数据的 X 射线 CT 体数据中提取血管区域,计算出血管的走行方向。而且,指标图像数据生成部 180 生成在示意性地表示的血管上叠加了表示基于从超声波探头 1 发送来的超声波扫描的扫描位置的信息和血管的走行方向的指标图像数据。指标图像数据生成部 180 使所生成的指标图像数据显示在显示器 200 所具有的区域的下部。由此,操作者通过参照指标图像数据,能够判断是否超声波探头 1 被定位在开始血流信息的取得所希望的位置。

[0158] 根据以上所述的至少一个实施方式的超声波诊断装置及其控制程序,能够准确地测量血流速度,能够提高超声波诊断的精度。

[0159] 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。这些实施方式能够以其他的各种方式进行实施,在不脱离发明主旨的范围内,能够进行各种省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与包含于发明的范围或主旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其等同的范围中。

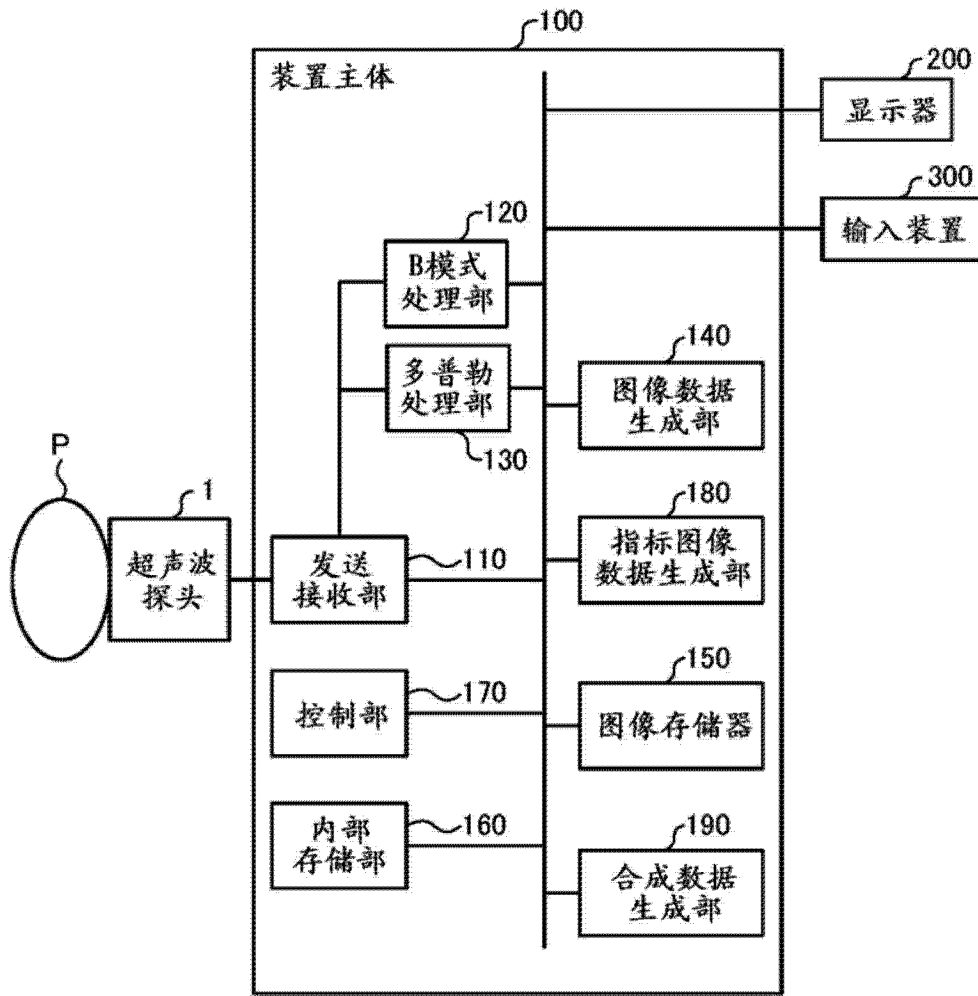


图 1

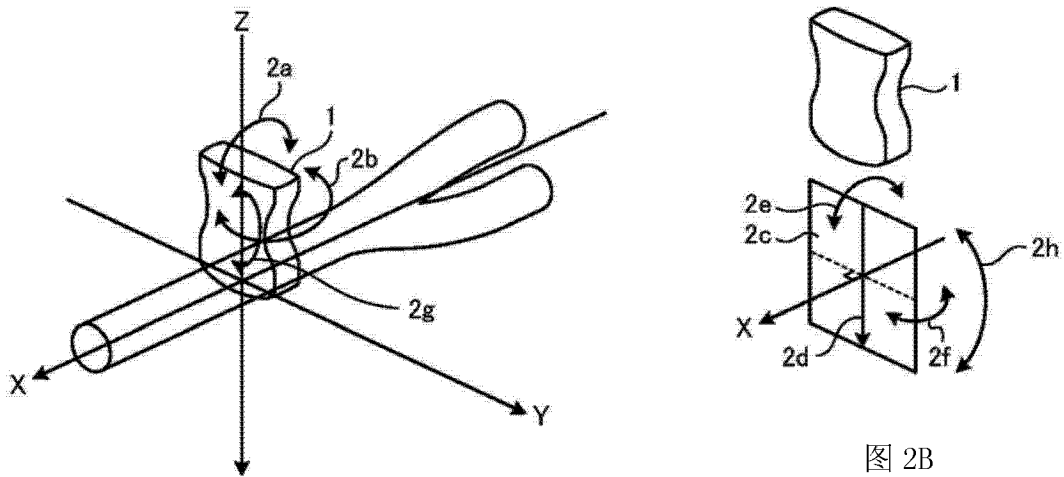


图 2A

图 2B

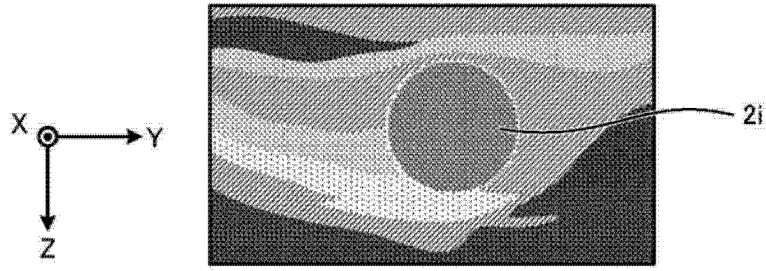


图 2C

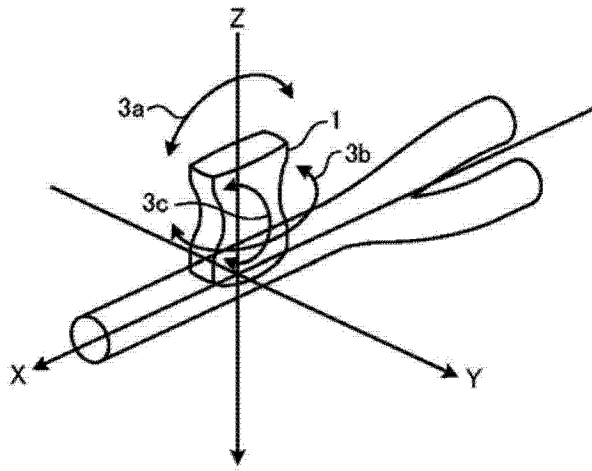


图 3A

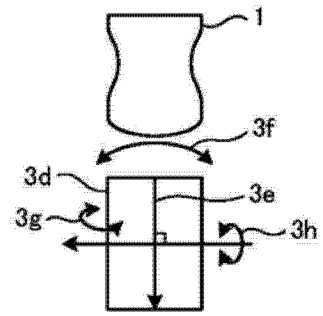


图 3B

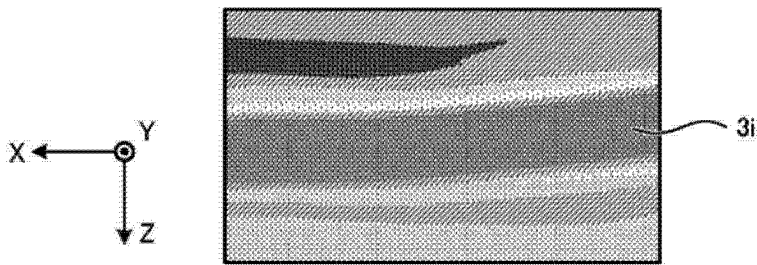


图 3C

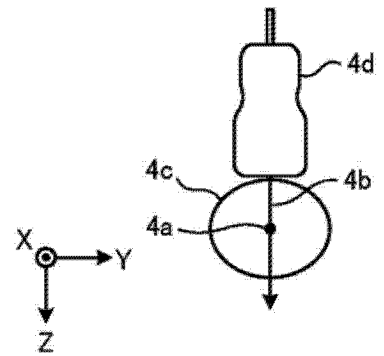


图 4A

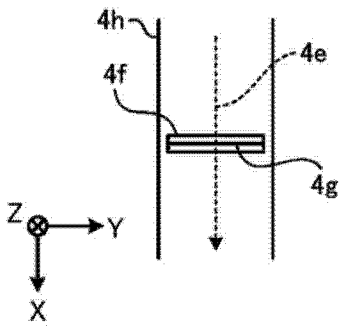


图 4B

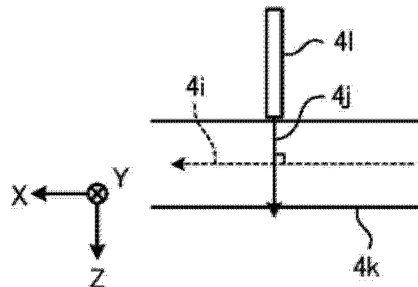


图 4C

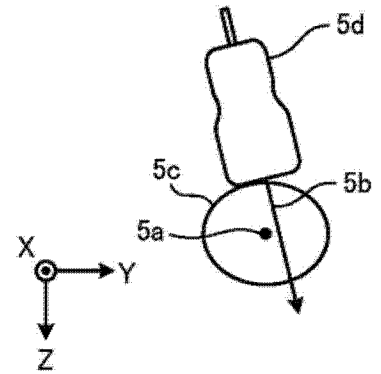


图 5A

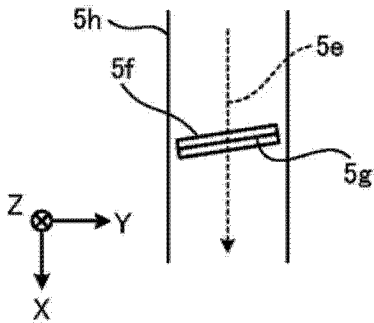


图 5B

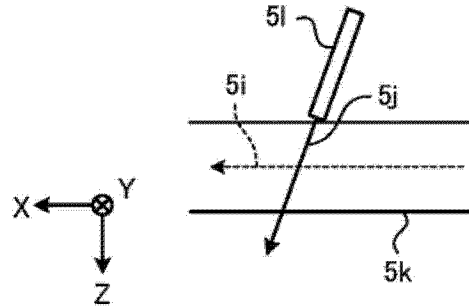


图 5C

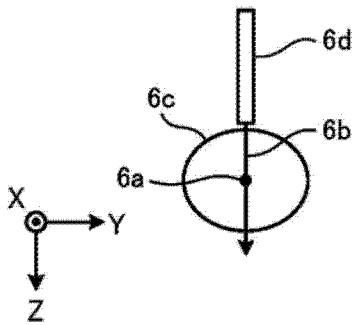


图 6A

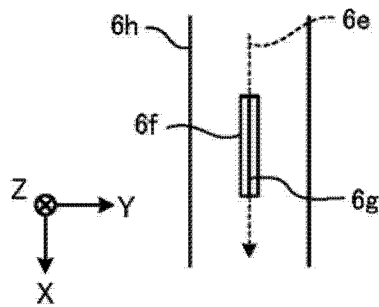


图 6B

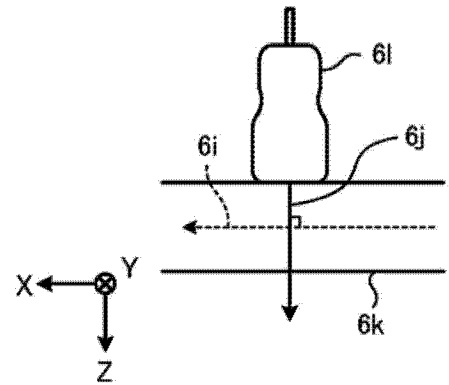


图 6C

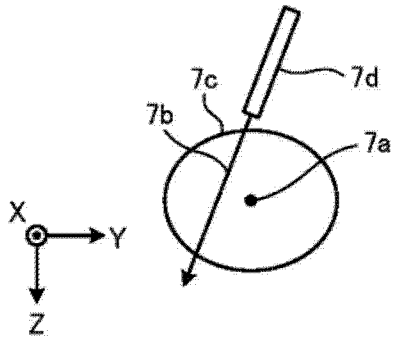


图 7A

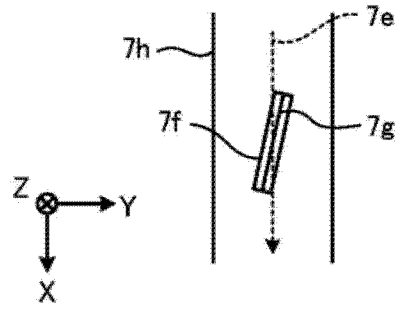


图 7B

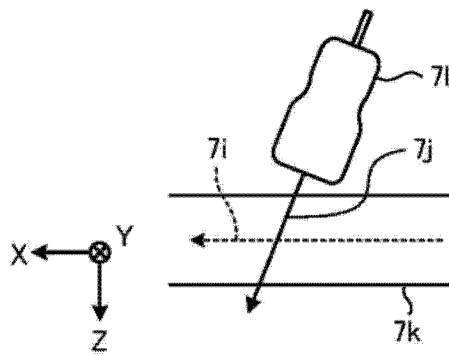


图 7C

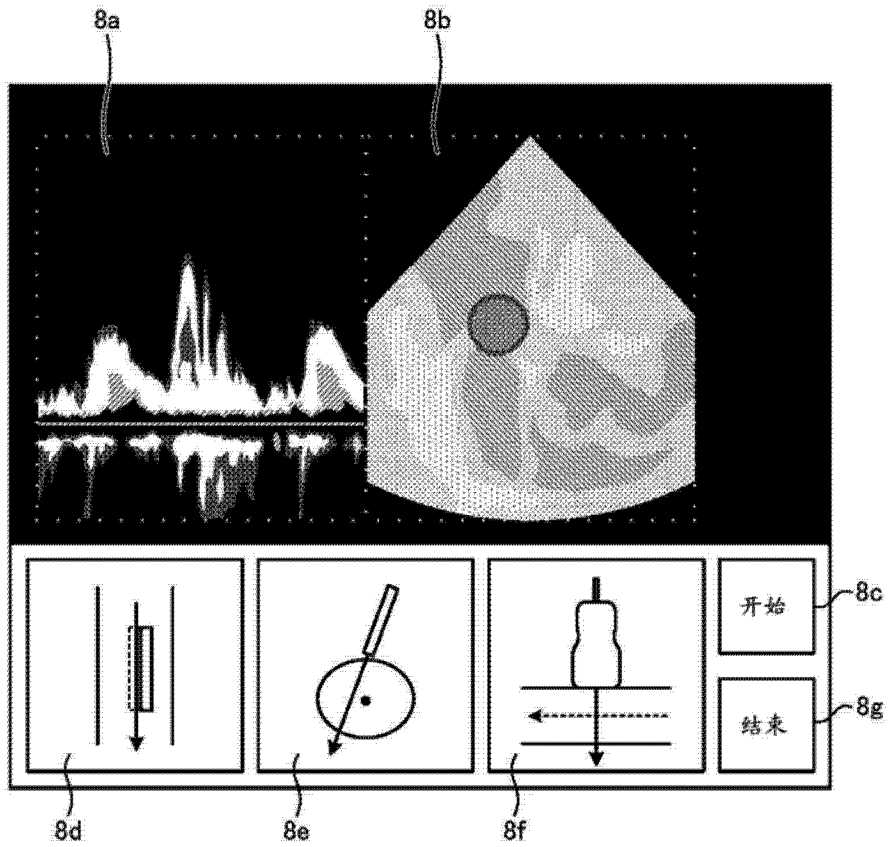


图 8

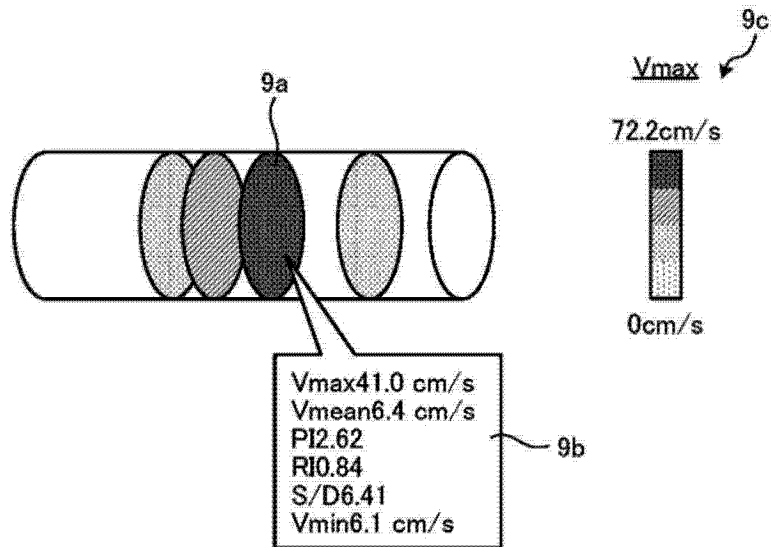


图 9

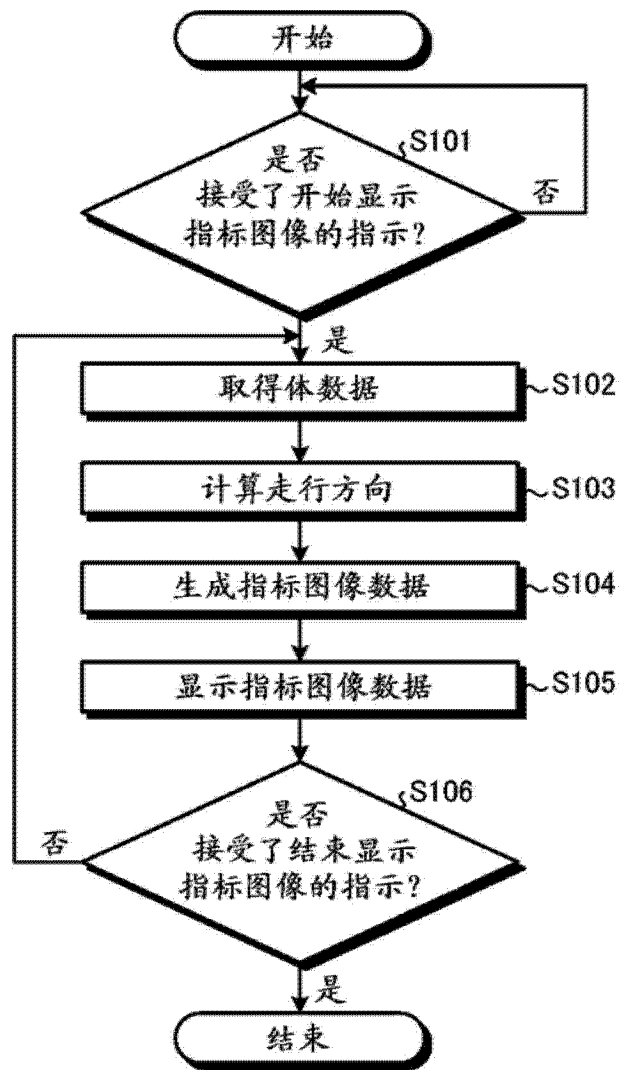


图 10

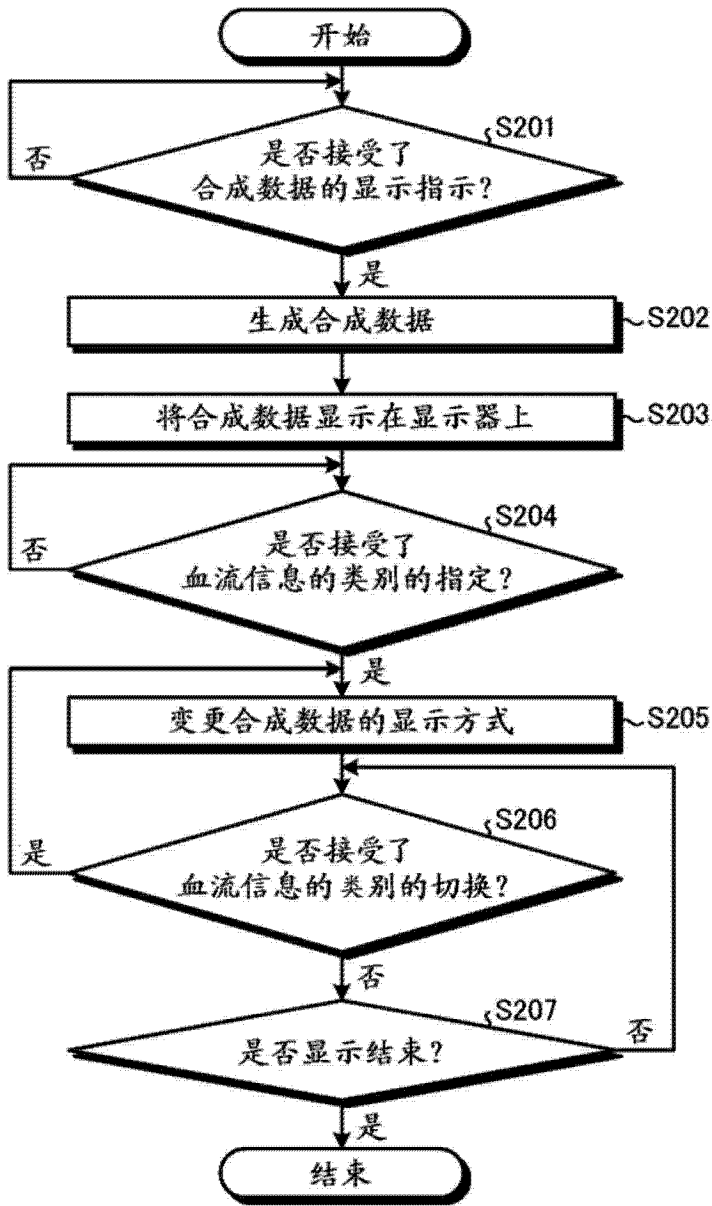


图 11

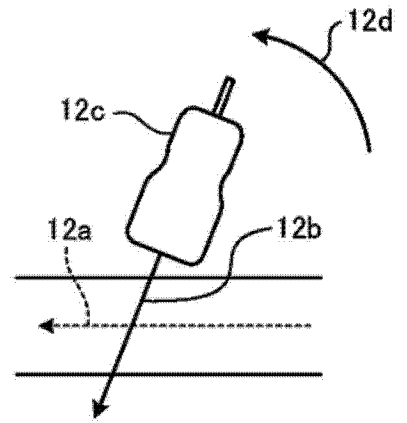


图 12A

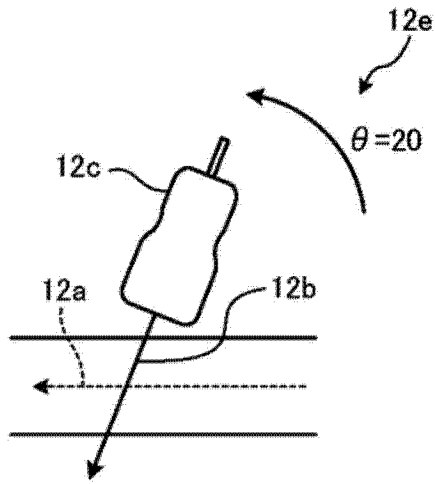


图 12B

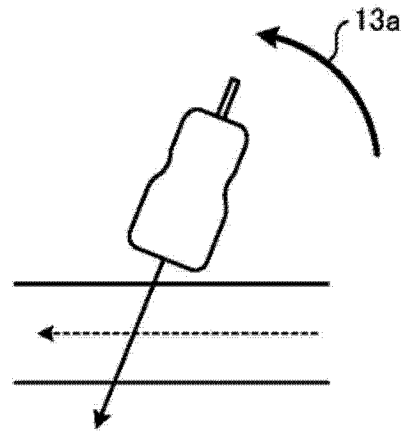


图 13A

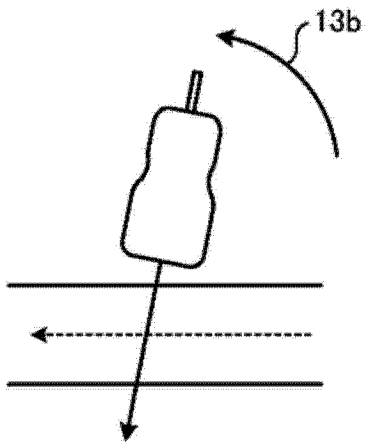


图 13B

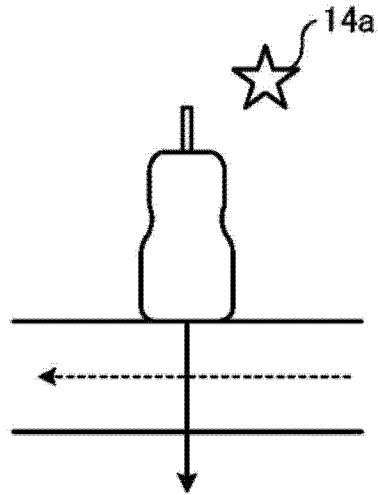


图 14

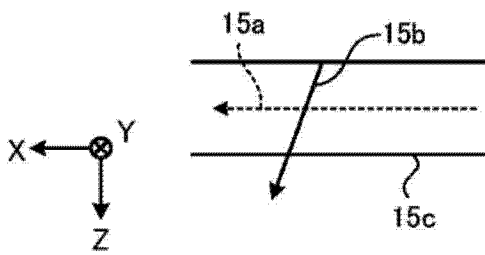


图 15A

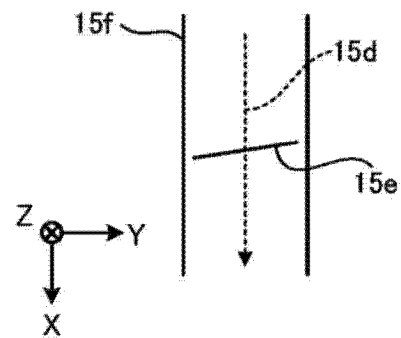


图 15B

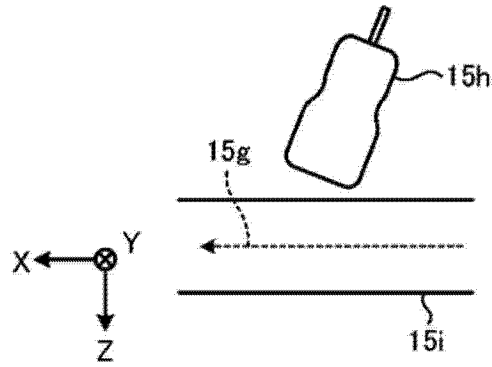


图 15C

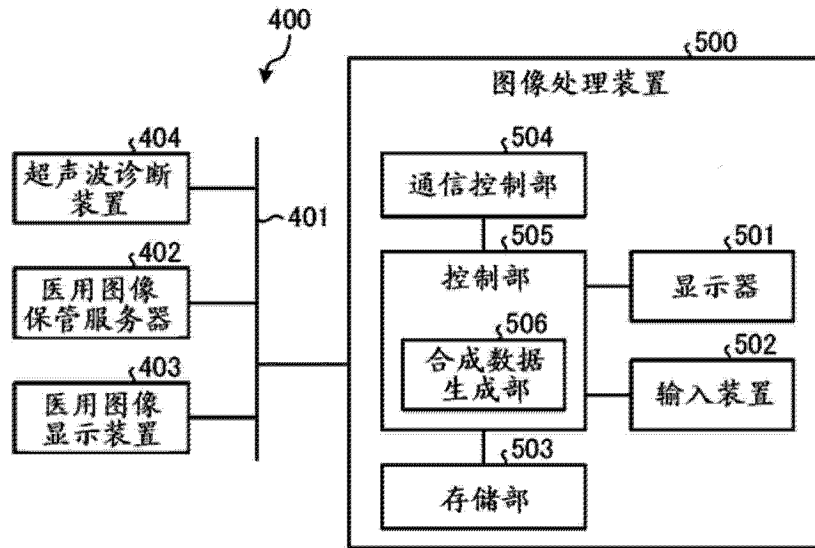


图 16

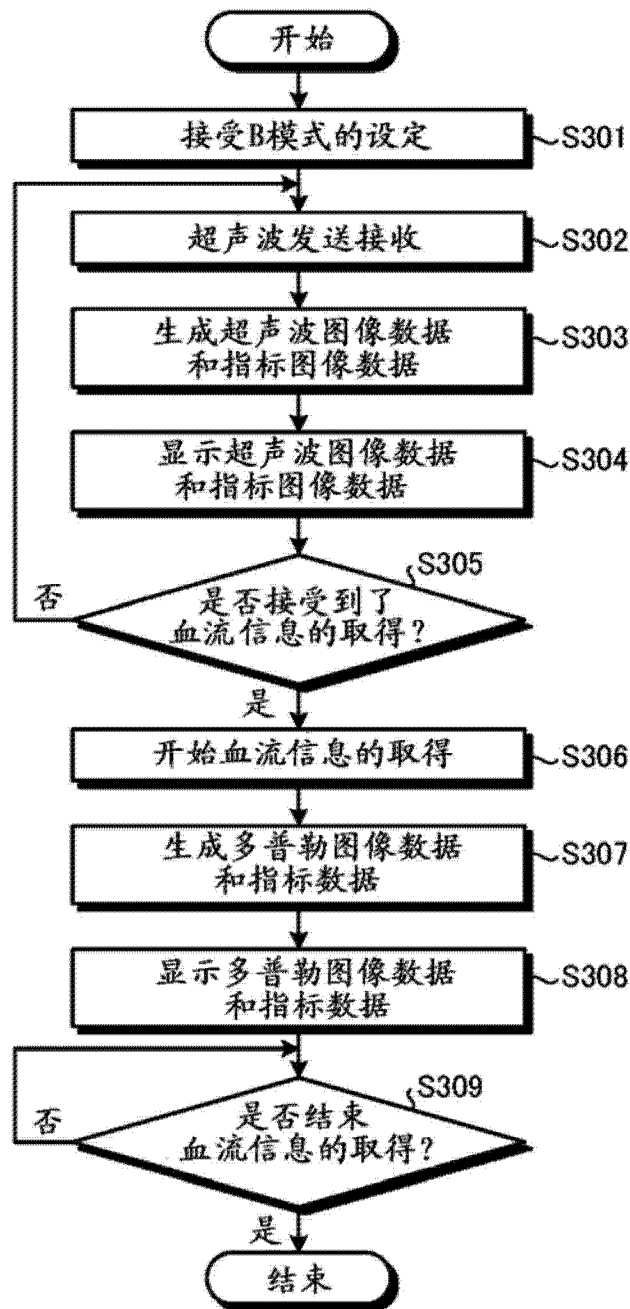


图 17

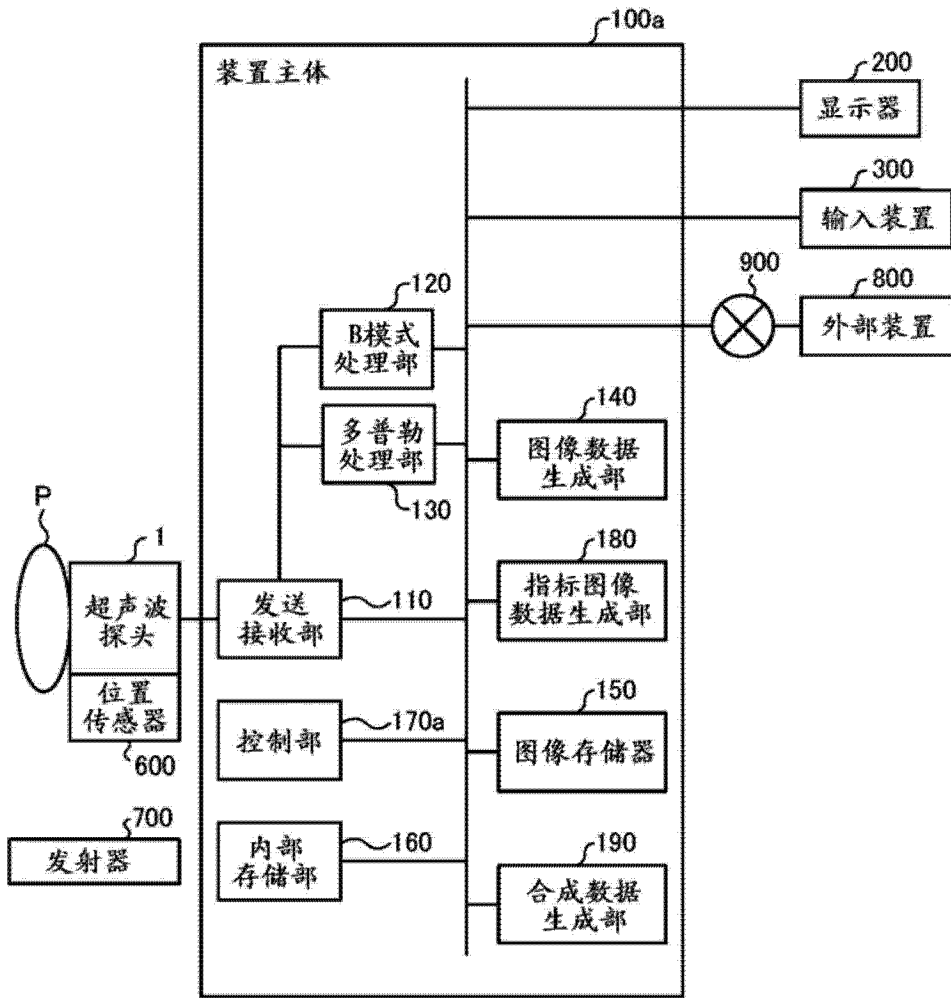


图 18

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	CN104981208A	公开(公告)日	2015-10-14
申请号	CN201480008021.6	申请日	2014-03-24
[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	松永智史 贞光和俊 中嶋修 藤井友和 渡边正毅		
发明人	松永智史 贞光和俊 中嶋修 藤井友和 渡边正毅		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/4245 A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/483 A61B6/5247 A61B8/4254 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5261 A61B8/54 G16H50/30 A61B8/14		
代理人(译)	李洋		
优先权	2013059793 2013-03-22 JP		
其他公开文献	CN104981208B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

实施方式的超声波诊断装置具备指标图像数据生成部(180)和控制部(170)。指标图像数据生成部(180)生成对走行信息与表示从超声波探头发送来的超声波的扫描位置的信息的相对位置关系进行表示的指标图像数据，上述走行信息表示根据对包含被检体的血管区域的至少一部分的三维区域进行表示的体数据而生成的血管的走行方向。控制部(170)使上述指标图像数据显示于显示器。

