



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104981208 B

(45)授权公告日 2018.04.13

(21)申请号 201480008021.6

(22)申请日 2014.03.24

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104981208 A

(43)申请公布日 2015.10.14

(30)优先权数据
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

(73)专利权人 东芝医疗系统株式会社

地址 日本栃木县大田原市

(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

代理人 舒艳君 李洋

(51)Int.Cl.
A61B 8/06(2006.01)

(56)对比文件
CN 101606853 A,2009.12.23,

审查员 桂叶晨

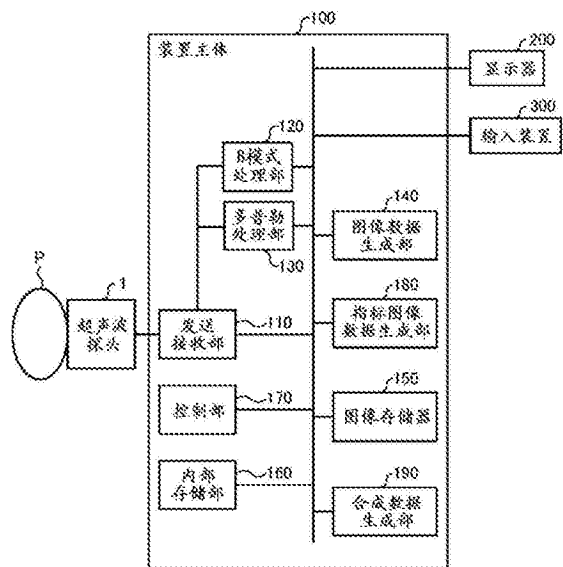
权利要求书2页 说明书19页 附图15页

(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;

控制部,使上述指标图像数据显示于显示部;和

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,并根据各测量位置处的血流速度的值,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而表现,来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,

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上述血流数据显示于上述显示部。

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。

9.一种超声波诊断装置的控制方法,其特征在于,包括以下处理: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,

使上述指标图像数据显示于显示部,

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,并根据各测量位置处的血流速度的值,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而表现,来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,

当受理了测量位置的选择时,将与所选择的测量位置建立对应的上述血流数据显示于上述显示部。

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。根据上述构成的超声波诊断装置,能够准确地测量出血流的速度,能够提高超声波诊断的精度。

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的信息。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相交的位置关系。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相交的位置关系。

[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交错的位置关系。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交错的位置关系。

[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结束(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使合成数据显现在显示器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的结构的图。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

的地区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所具有的地区下部左侧显示从Z轴方向观察到的指标图像数据8d,在显示器200所具有的地区下部中央侧显示从X轴方向观察到的指标图像数据8e,使显示器200所具有的地区下部右侧显示从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、内部存储部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。内部存储部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,内部存储部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部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内。

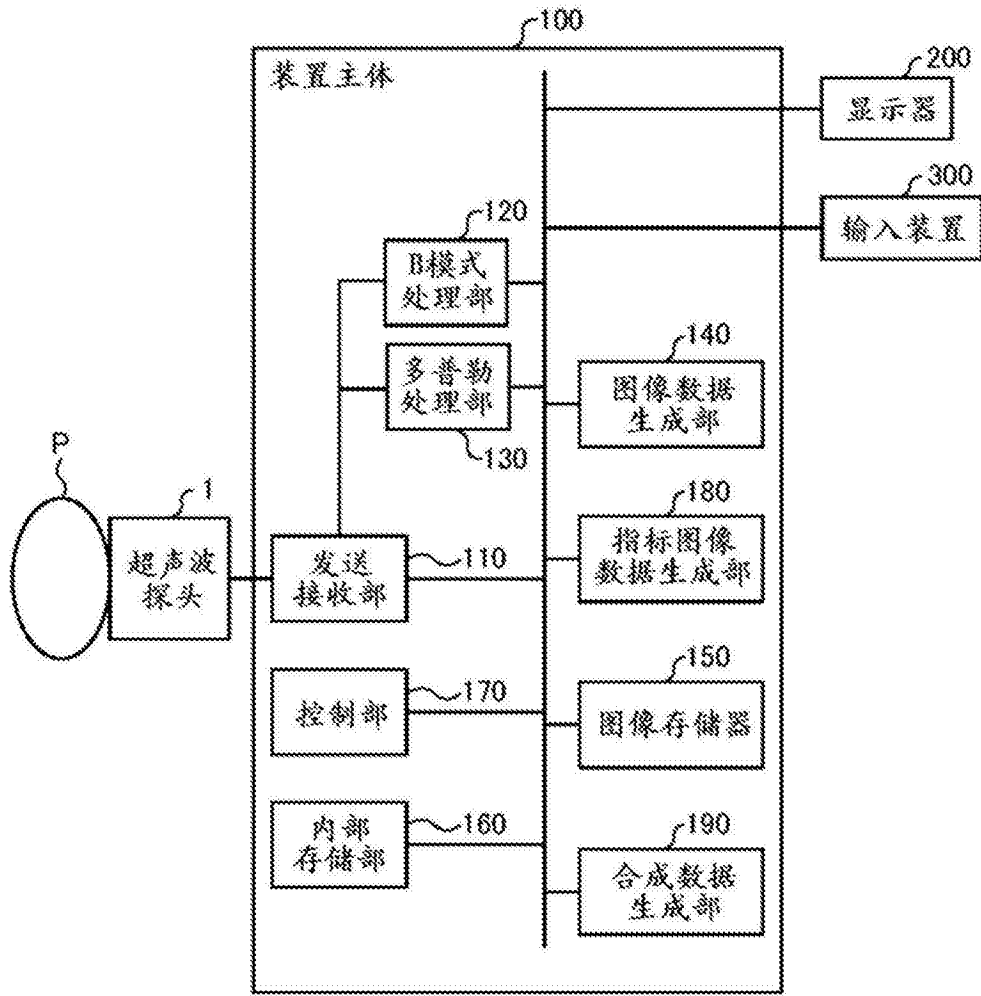


图1

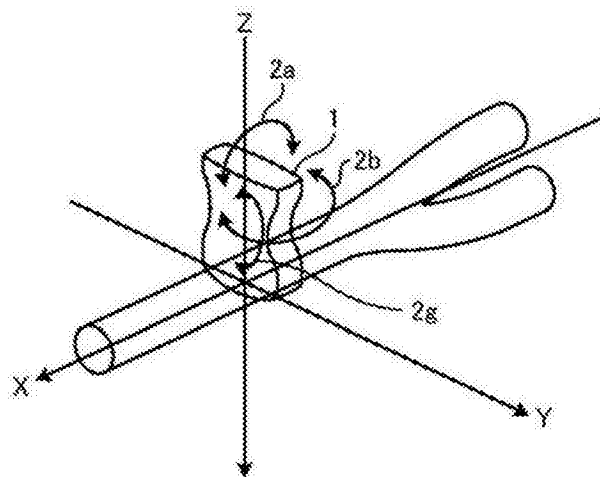


图2A

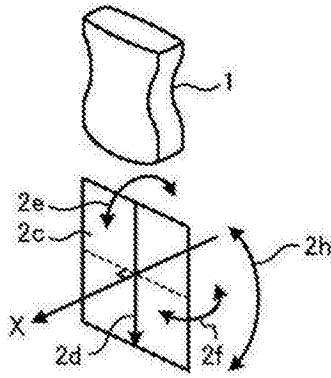


图2B

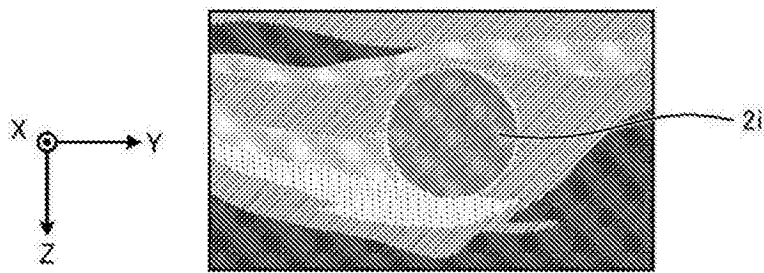


图2C

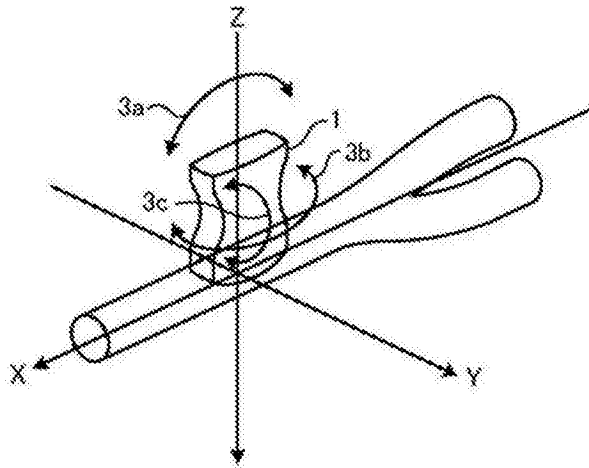


图3A

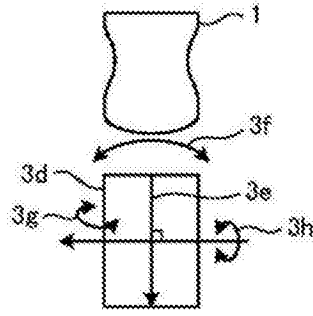


图3B

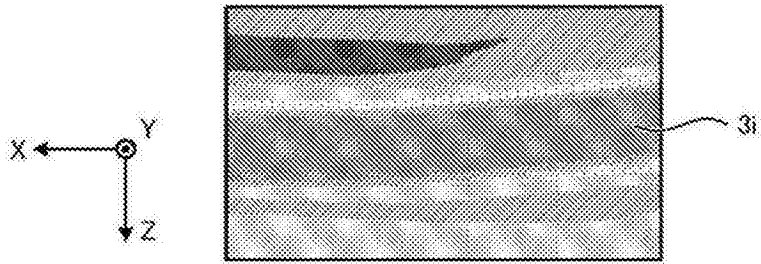


图3C

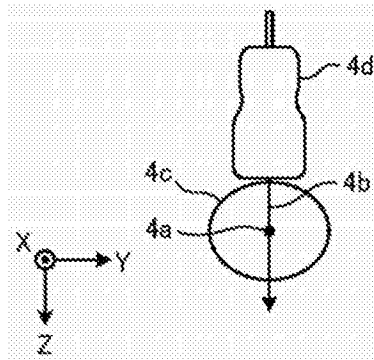


图4A

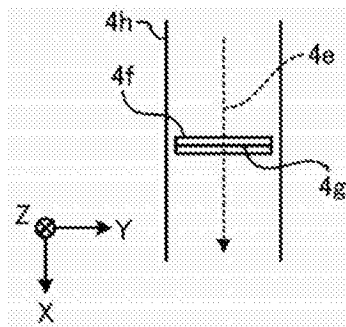


图4B

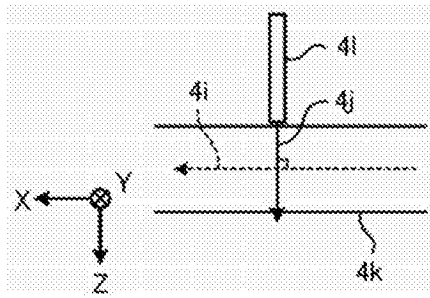


图4C

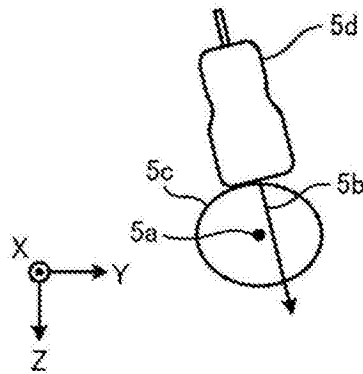


图5A

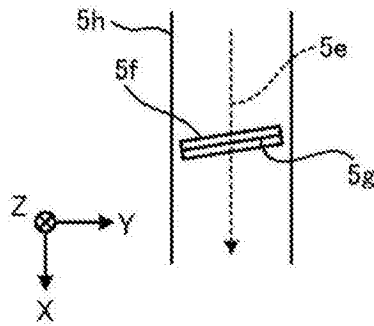


图5B

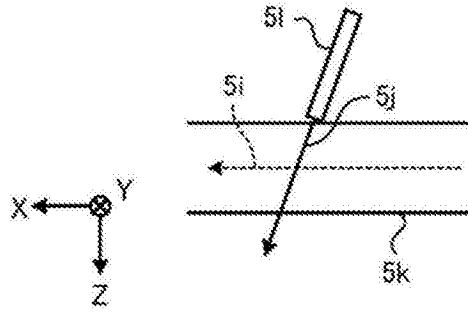


图5C

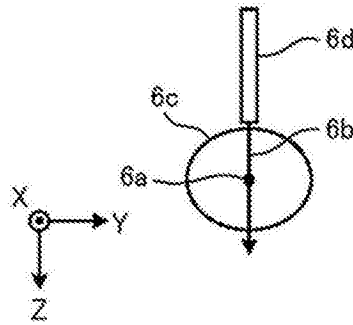


图6A

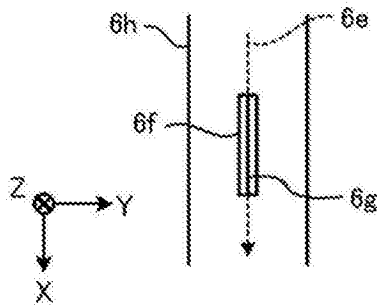


图6B

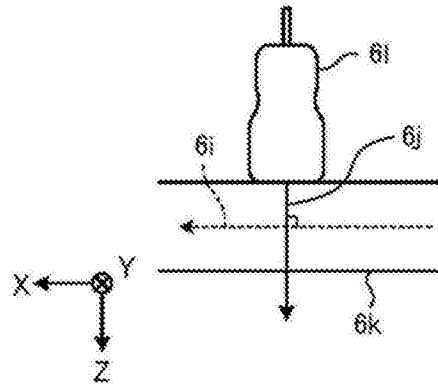


图6C

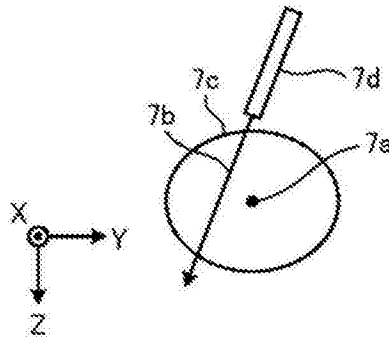


图7A

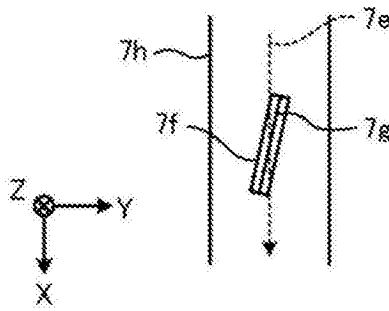


图7B

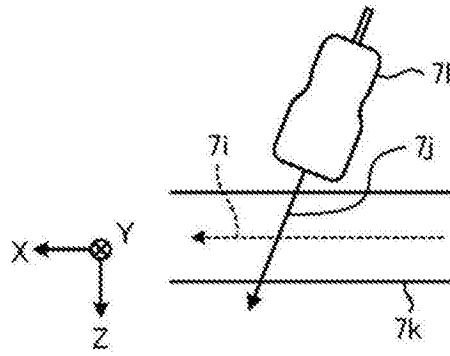


图7C

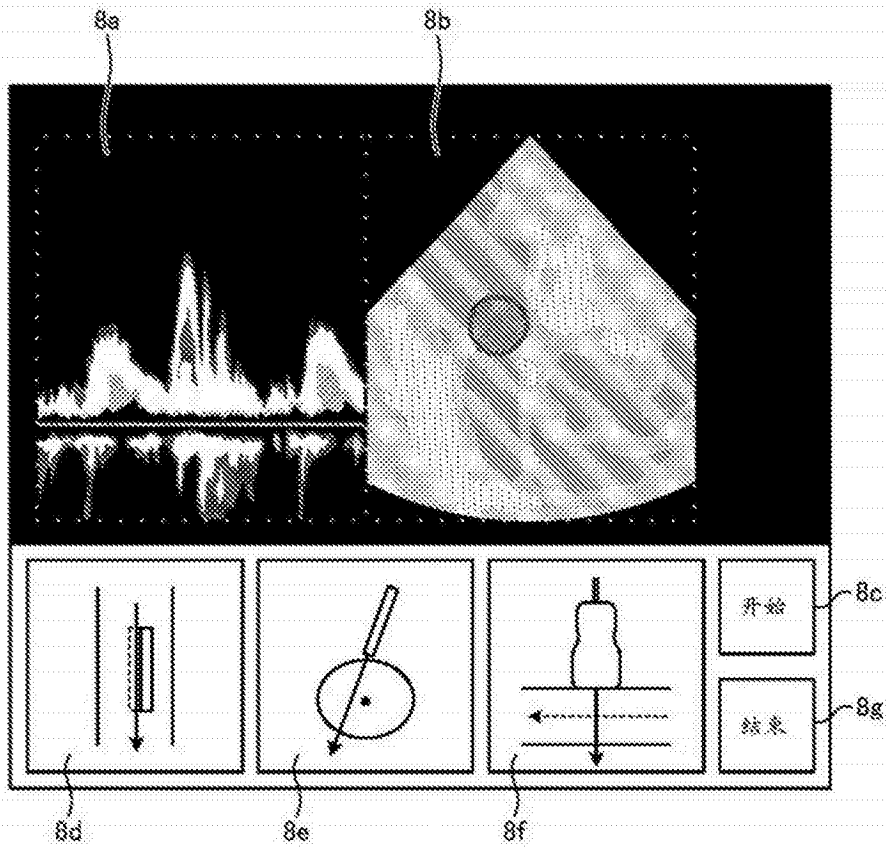


图8

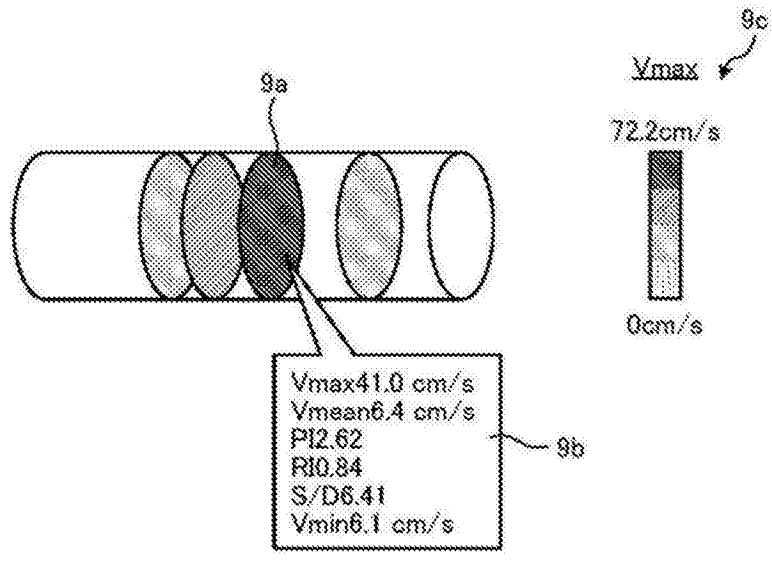


图9

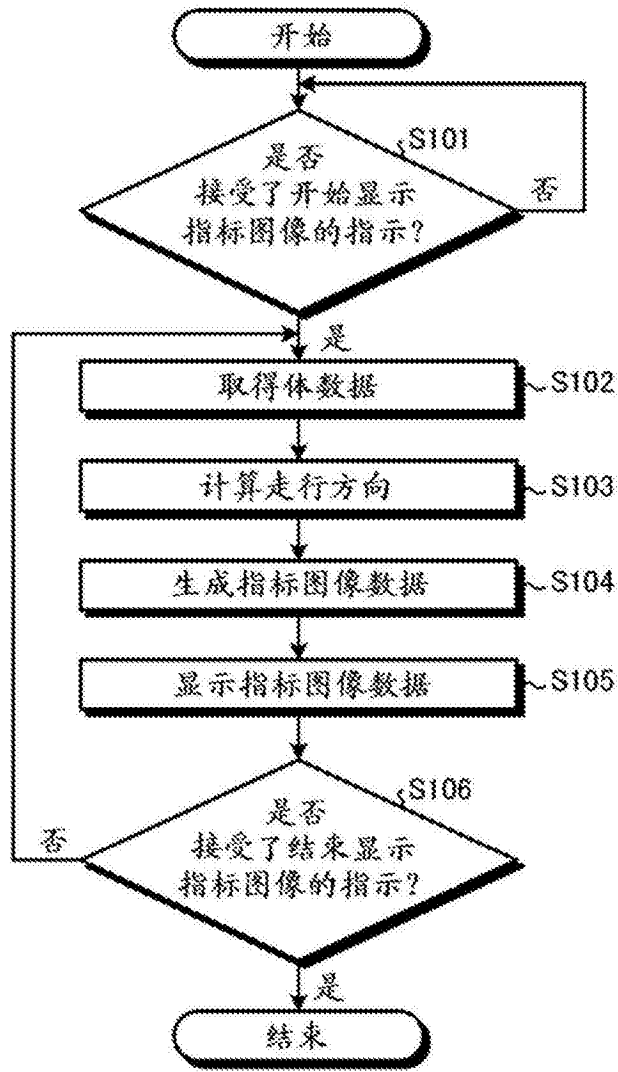


图10

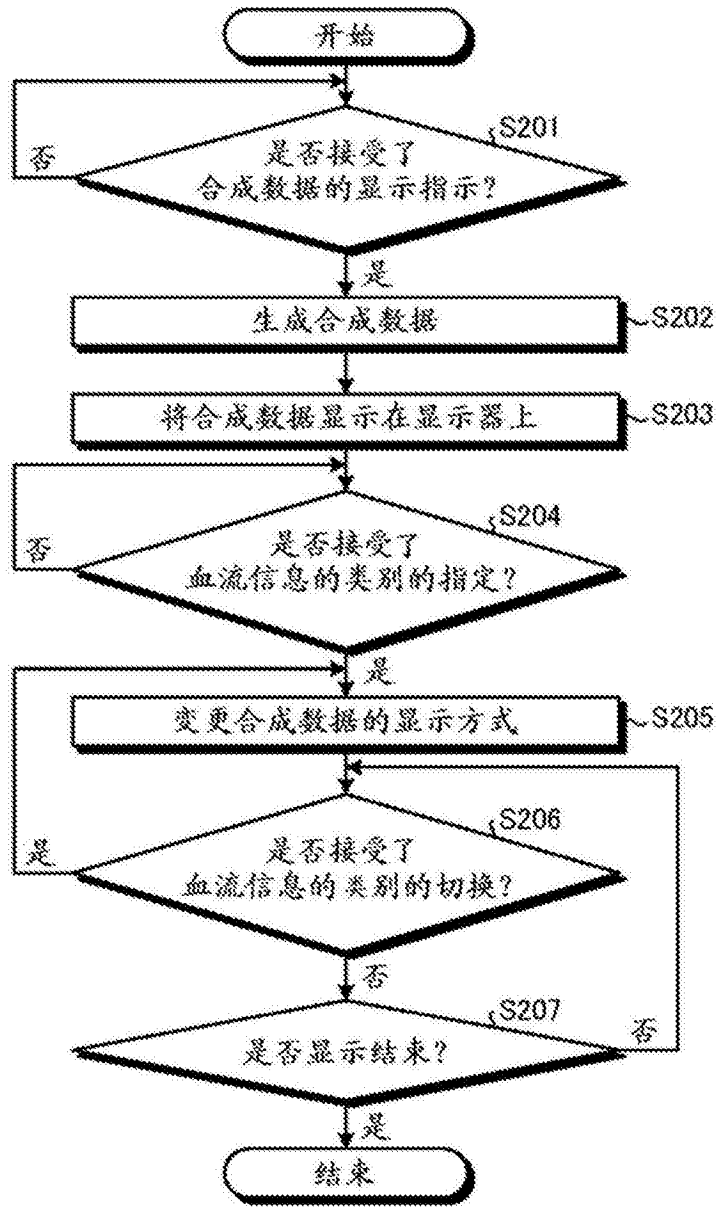


图11

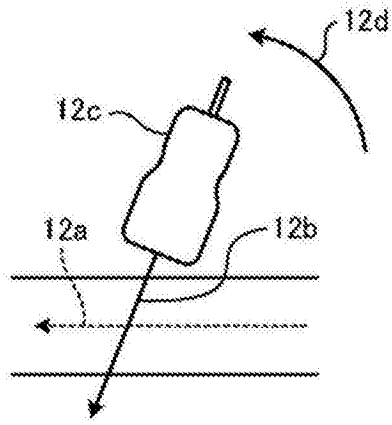


图12A

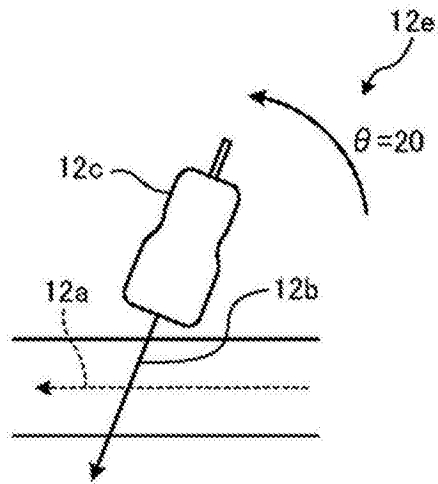


图12B

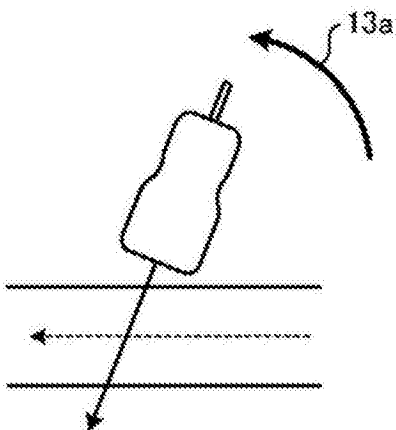


图13A

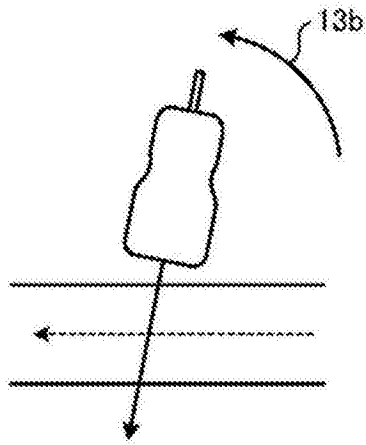


图13B

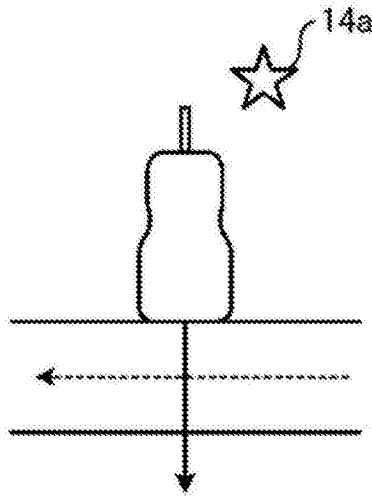


图14

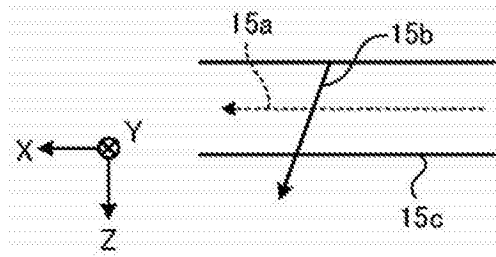


图15A

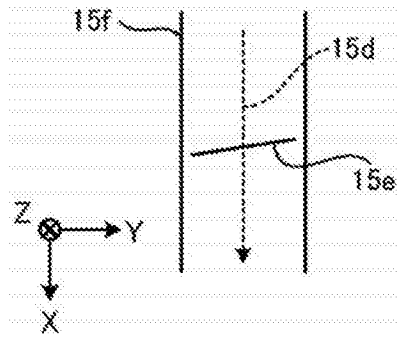


图15B

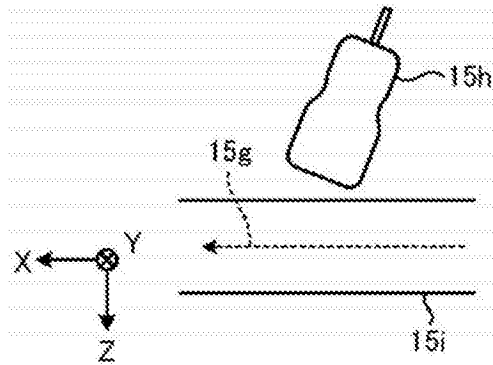


图15C

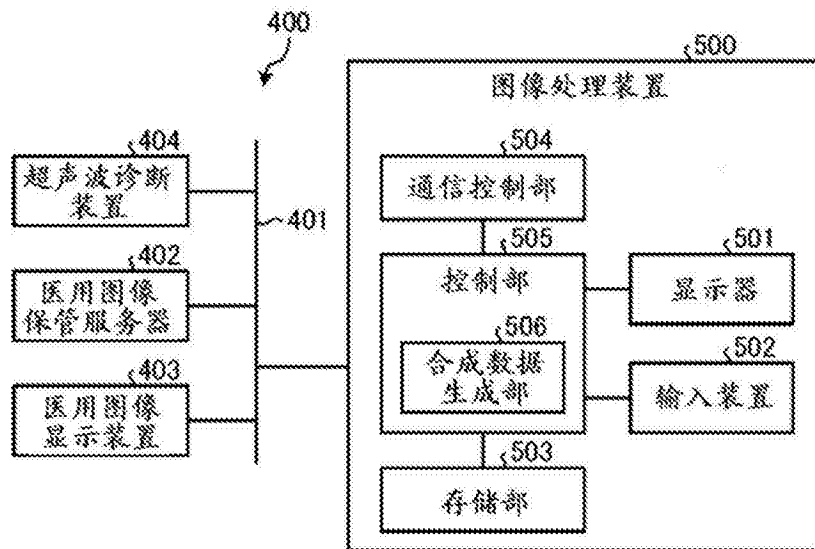


图16

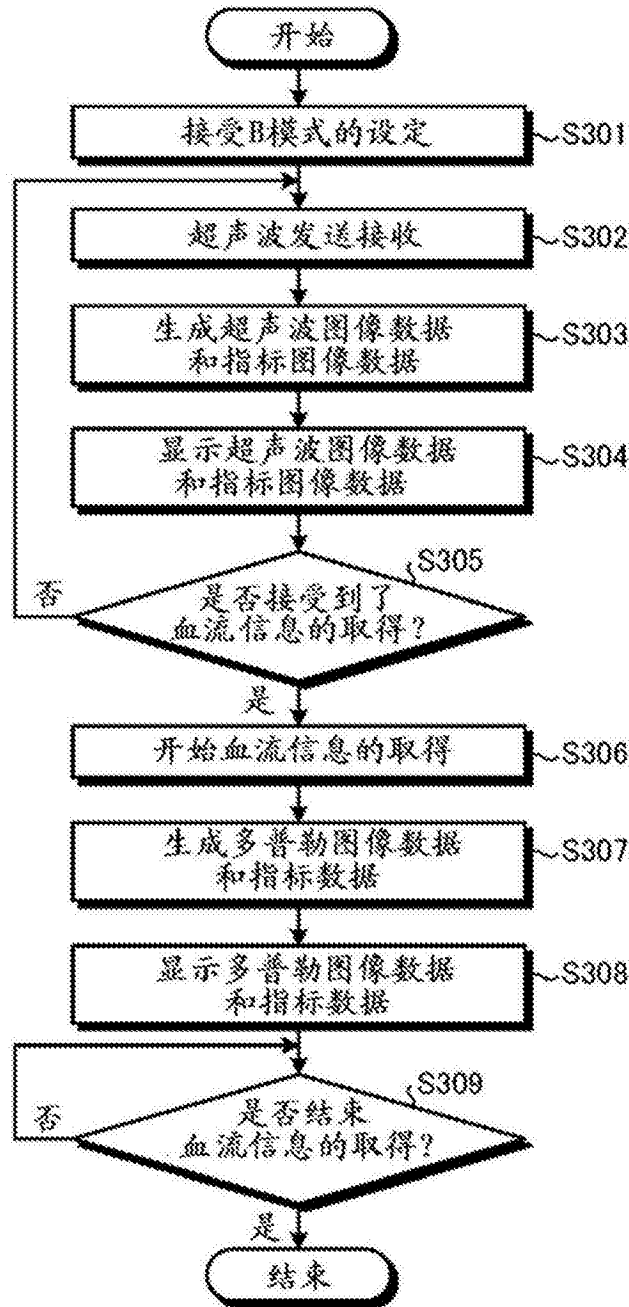


图17

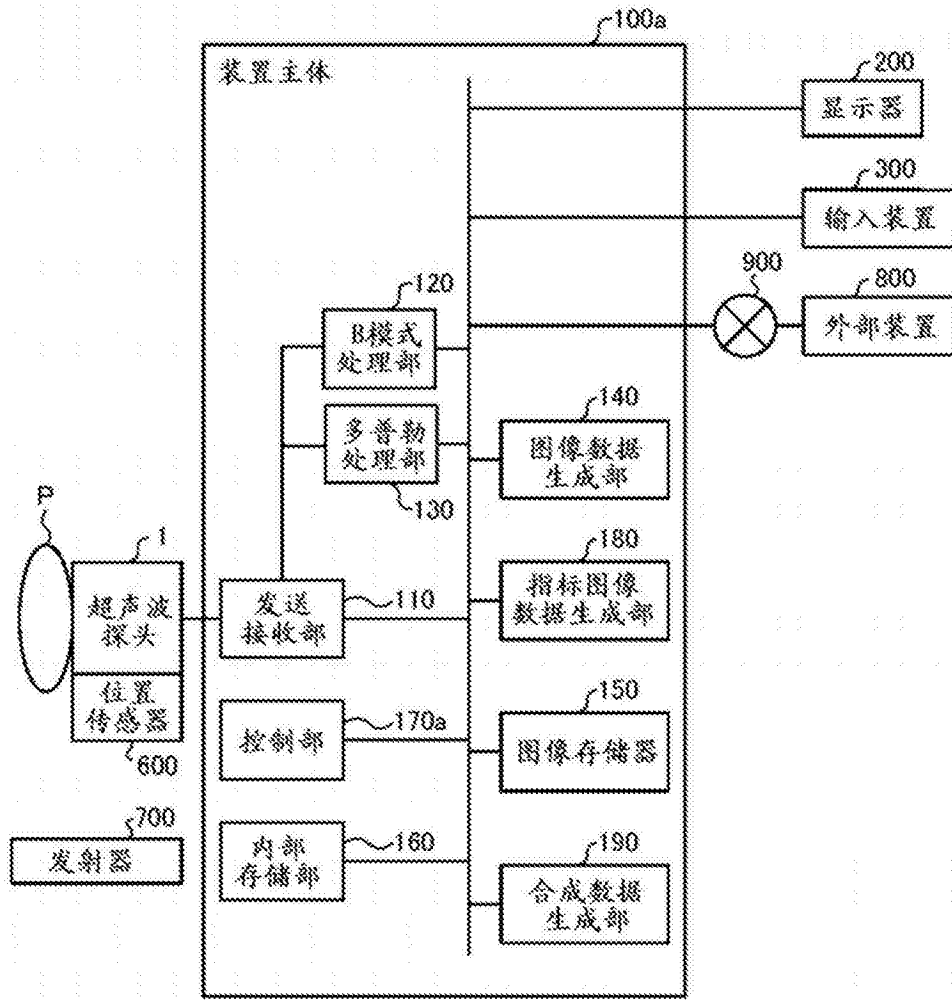


图18

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	CN104981208B	公开(公告)日	2018-04-13
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)	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	A61B8/5207 A61B6/5247 A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/14 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/5261 A61B8/54		
代理人(译)	李洋		
优先权	2013059793 2013-03-22 JP		
其他公开文献	CN104981208A		
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。控制部使上述指标图像数据显示于显示部。

