



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108283505 A

(43)申请公布日 2018.07.17

(21)申请号 201810021593.8

A61B 8/06(2006.01)

(22)申请日 2018.01.10

(30)优先权数据

2017-002058 2017.01.10 JP

2017-251159 2017.12.27 JP

(71)申请人 佳能医疗系统株式会社

地址 日本栃木县

(72)发明人 小林丰 小林幸史 松永智史

岭喜隆 中井淳 樋口治郎

手塚和男 中屋重光

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 戚宏梅

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

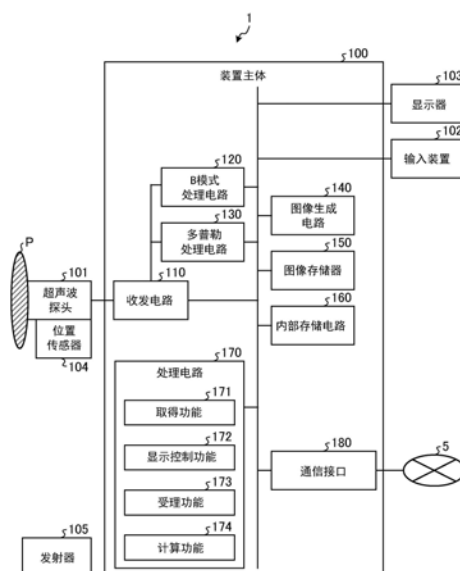
权利要求书4页 说明书23页 附图17页

(54)发明名称

超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理
方法

(57)摘要

本发明提供能够使血流信息的正确性及定量性提高的超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理装置。实施方式的超声波诊断装置具备超声波探头、取得部、受理部及显示控制部。超声波探头对被检体的三维区域进行超声波扫描,从上述被检体接收反射波。取得部取得基于上述反射波的上述三维区域的超声波图像数据中的位置与通过其他医用图像诊断装置对上述被检体进行摄像而得到的体数据中的位置之间的对应关系。受理部从操作者受理在上述超声波图像数据的扫描区域中设定对提取血流信息的位置进行表示的位置标记的操作。显示控制部基于上述对应关系,至少使上述位置标记显示在基于上述体数据的显示图像上的对应的位置。



1. 一种超声波诊断装置,其中,具备:

超声波探头,对被检体的三维区域进行超声波扫描,从上述被检体接收反射波;

取得部,取得基于上述反射波的上述三维区域的超声波图像数据中的位置与通过其他医用图像诊断装置对上述被检体进行摄像而得到的体数据中的位置之间的对应关系;

受理部,从操作者受理在上述超声波图像数据的扫描区域中设定对提取血流信息的位置进行表示的位置标记的操作;以及

显示控制部,基于上述对应关系,至少使上述位置标记显示在基于上述体数据的显示图像上的对应的位置。

2. 一种超声波诊断装置,其中,具备:

超声波探头,对被检体进行超声波扫描,从上述被检体接收反射波;

取得部,取得基于上述反射波的超声波图像数据中的位置与通过其他医用图像诊断装置对上述被检体进行摄像而得到的体数据中的位置之间的对应关系;

心脏时相取得部,取得上述被检体的心脏时相;

受理部,从操作者受理在上述超声波图像数据的扫描区域中设定对提取血流信息的位置进行表示的位置标记的操作;以及

显示控制部,基于上述心脏时相,使与上述体数据的心脏时相为大致相同的心脏时相的超声波图像进行显示,并且,基于上述对应关系,至少使上述位置标记显示在基于上述体数据的显示图像上的对应的位置。

3. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述受理部受理在上述显示图像上设定上述位置标记的位置的操作。

4. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述显示控制部使在通过上述操作而设定的上述位置标记的位置提取到的血流信息进行显示。

5. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述显示控制部进而基于上述对应关系,使用于进行上述血流信息的角度校正的角度标记显示在上述显示图像上的对应的位置。

6. 如权利要求5所述的超声波诊断装置,其中,

上述受理部进而受理在上述显示图像上变更上述角度标记的角度的角度变更操作,

上述显示控制部进而根据上述角度变更操作来变更上述角度标记的角度。

7. 如权利要求5所述的超声波诊断装置,其中,

上述显示控制部每当上述角度标记的角度被变更时,使按照变更后的角度进行了角度校正的上述血流信息的计测值进行显示。

8. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

还具备:

计算部,使用根据上述超声波图像数据或上述血流信息计测出的第一计测值、以及根据上述体数据计测出的第二计测值,计算与上述被检体相关的指标值。

9. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述显示控制部为,

使与被进行上述超声波扫描的扫描截面对应的第一截面像进行显示,

作为上述显示图像,使与上述第一截面像对应的位置的第二截面像进行显示。

10. 如权利要求9所述的超声波诊断装置,其中,

上述显示控制部为,

进而使通过对上述体数据的绘制处理而生成的绘制图像进行显示,

在上述绘制图像上使与上述第一截面像对应的截面位置、以及与上述第二截面像对应的截面位置进行显示。

11. 如权利要求10所述的超声波诊断装置,其中,

上述显示控制部进而在上述绘制图像上使上述位置标记、以及用于进行上述血流信息
的角度校正的角度标记进行显示。

12. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述超声波探头对上述被检体的包含冠状动脉的区域进行超声波扫描,

上述显示控制部使描绘出有上述冠状动脉的超声波图像进行显示。

13. 如权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,

上述显示控制部除了与上述体数据的心脏时相为大致相同的心脏时相的超声波图像
之外,还使大致实时地生成的超声波图像进行显示。

14. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

还具备:

控制部,进行变更由作为二维阵列探头的上述超声波探头扫描的扫描截面的方向的控制,

上述显示控制部使通过对上述体数据的绘制处理而生成的绘制图像进行显示,

上述受理部受理在上述绘制图像上变更上述位置标记的位置的操作,

上述控制部以使通过上述操作变更后的上述位置标记的位置被包含于上述扫描截面
的方式进行变更上述扫描截面的方向的控制。

15. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述超声波探头对上述被检体的包含脑的区域进行超声波扫描,

上述显示控制部使描绘出有上述脑的超声波图像与上述显示图像一起显示。

16. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述显示控制部作为上述显示图像,使基于在第一时相摄像到的体数据的第一显示图
像、基于在与上述第一时相不同的第二时相摄像到的体数据的第二显示图像同时显示。

17. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述受理部进而在从操作者受理了对上述位置标记的位置进行确定的确定操作的
情况下,将对进行了上述确定操作的时刻的上述位置标记的位置进行表示的确定位置储存于
存储电路,

上述显示控制部在取得了与上述超声波图像数据不同的新的超声波图像数据的情况
下,使基于上述确定位置的新的位置标记显示在基于上述新的超声波图像数据及上述体数
据中的至少一方的显示图像上。

18. 如权利要求17所述的超声波诊断装置,其中,

上述受理部进而在从操作者受理了上述确定操作的情况下,将对进行了上述确定操
作的时刻的角度标记的角度进行表示的确定角度储存于存储电路,

上述显示控制部在取得了与上述超声波图像数据不同的新的超声波图像数据的情况下,使基于上述确定角度的新的角度标记显示在基于上述新的超声波图像数据及上述体数据中的至少一方的显示图像上。

19. 一种图像处理装置,其中,具备:

取得部,取得基于使用超声波探头从被检体的三维区域接收到的反射波的上述三维区域的超声波图像数据中的位置与通过与超声波诊断装置不同的其他医用图像诊断装置对上述被检体进行摄像而得到的体数据中的位置之间的对应关系;

受理部,从操作者受理在上述超声波图像数据的扫描区域中设定对提取血流信息的位置进行表示的位置标记的操作;以及

显示控制部,基于上述对应关系,至少使上述位置标记显示在基于上述体数据的显示图像上的对应的位置。

20. 一种图像处理方法,其中,包括如下步骤:

取得基于使用超声波探头从被检体的三维区域接收到的反射波的上述三维区域的超声波图像数据中的位置与通过与超声波诊断装置不同的其他医用图像诊断装置对上述被检体进行摄像而得到的体数据中的位置之间的对应关系,

从操作者受理在上述超声波图像数据的扫描区域中设定对提取血流信息的位置进行表示的位置标记的操作,

基于上述对应关系,至少使上述位置标记显示在基于上述体数据的显示图像上的对应的位置。

21. 一种图像处理装置,其中,具备:

取得部,取得基于使用超声波探头从被检体接收到的反射波的超声波图像数据中的位置与通过与超声波诊断装置不同的其他医用图像诊断装置对上述被检体进行摄像而得到的体数据中的位置之间的对应关系;

心脏时相取得部,取得上述被检体的心脏时相;

受理部,从操作者受理在上述超声波图像数据的扫描区域中设定对提取血流信息的位置进行表示的位置标记的操作;以及

显示控制部,基于上述心脏时相,使与上述体数据的心脏时相为大致相同的心脏时相的超声波图像进行显示,并且,基于上述对应关系,至少使上述位置标记显示在基于上述体数据的显示图像上的对应的位置。

22. 一种图像处理方法,其中,包括如下步骤:

取得基于使用超声波探头从被检体接收到的反射波的超声波图像数据中的位置与通过与超声波诊断装置不同的其他医用图像诊断装置对上述被检体进行摄像而得到的体数据中的位置之间的对应关系,

取得上述被检体的心脏时相,

从操作者受理在上述超声波图像数据的扫描区域中设定对提取血流信息的位置进行表示的位置标记的操作,

基于上述心脏时相,使与上述体数据的心脏时相为大致相同的心脏时相的超声波图像进行显示,

基于上述对应关系,至少使上述位置标记显示在基于上述体数据的显示图像上的对应

的位置。

超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理方法

[0001] 本申请享受2017年1月10日申请的日本特许申请号2017-002058及2017年12月27日申请的日本特许申请号2017-251159的优先权利益,该日本专利申请的全部内容被援用于本申请。

技术领域

[0002] 实施方式涉及超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理方法。

背景技术

[0003] 以往,在超声波诊断装置中,使用从超声波的反射波中提取的多普勒信息(多普勒信号)对表示血流信息的多普勒频谱(多普勒波形)进行显示。多普勒波形是将由操作者设定为观察部位的位置的血流速度沿着时间序列进行绘制而成的波形。例如,操作者在二维的超声波图像(二维B模式图像或者二维彩色多普勒图像)上设定提取血流信息的位置。

[0004] 例如,在通过脉冲波多普勒(PWD:Pulsed Wave Doppler)法对多普勒波形进行收集的PWD模式中,操作者与在二维超声波图像中描绘出的血管的走向相应地,在血管内的特定部位配置对样本体(或者采样门)的位置进行表示的位置标记。在PWD模式中,显示有对样本体内的血流信息进行表示的多普勒波形。此外,例如,在通过连续波多普勒(CWD:Continuous Wave Doppler)法对多普勒波形进行收集的CWD模式中,操作者以穿过在二维超声波图像中描绘出的血管的方式,配置对线状的采样位置进行表示的位置标记。在CWD模式中,显示有对设定于采样位置的扫描线(束线)上的全部血流信息进行表示的多普勒波形。

发明内容

[0005] 本发明要解决的课题在于,提供能够使血流信息的正确性及定量性提高的超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理方法。

[0006] 实施方式的超声波诊断装置具备超声波探头、取得部、受理部、以及显示控制部。超声波探头对被检体的三维区域进行超声波扫描,从上述被检体接收反射波。取得部取得基于上述反射波的上述三维区域的超声波图像数据中的位置与通过其他医用图像诊断装置对上述被检体进行摄像而得到的体数据中位置之间的对应关系。受理部从操作者受理在上述超声波图像数据的扫描区域中设定对提取血流信息的位置进行表示的位置标记的操作。显示控制部基于上述对应关系,至少使上述位置标记显示在基于上述体数据的显示图像上的对应的位置。

[0007] 根据实施方式的超声波诊断装置,能够使血流信息的正确性及定量性提高。

附图说明

[0008] 图1是表示第一实施方式所涉及的超声波诊断装置的构成例的框图。

[0009] 图2是用于说明第一实施方式所涉及的取得功能的处理的图。

- [0010] 图3A及图3B是用于说明第一实施方式所涉及的受理功能的处理的图。
- [0011] 图4是表示第一实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理顺序的流程图。
- [0012] 图5是用于说明第一实施方式的变形例1所涉及的受理功能的处理的图。
- [0013] 图6是用于说明第一实施方式的变形例2所涉及的显示控制功能的处理的图。
- [0014] 图7是用于说明第二实施方式所涉及的显示控制功能的处理的图。
- [0015] 图8是用于说明第二实施方式所涉及的显示控制功能的处理的图。
- [0016] 图9是用于说明第三实施方式所涉及的显示控制功能的处理的图。
- [0017] 图10是表示第四实施方式所涉及的超声波诊断装置的构成例的框图。
- [0018] 图11是用于说明第四实施方式所涉及的显示控制功能的处理的图。
- [0019] 图12是表示第五实施方式所涉及的超声波诊断装置的构成例的框图。
- [0020] 图13A及图13B是用于说明第五实施方式所涉及的受理功能的处理的图。
- [0021] 图14是用于说明第六实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的图。
- [0022] 图15是用于说明其他实施方式所涉及的显示控制功能的处理的图。
- [0023] 图16是用于说明其他实施方式所涉及的显示控制功能的处理的图。

具体实施方式

[0024] 以下,参照附图,对实施方式所涉及的超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理方法进行说明。此外,以下说明的实施方式为一个例子,本实施方式所涉及的超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理方法不限于以下的说明。

[0025] (第一实施方式)

[0026] 图1是表示第一实施方式所涉及的超声波诊断装置1的构成例的框图。如图1所示那样,第一实施方式所涉及的超声波诊断装置1具有装置主体100、超声波探头101、输入装置102、显示器103、位置传感器104、以及发射器105。超声波探头101、输入装置102、显示器103及发射器105与装置主体100能够通信地连接。

[0027] 超声波探头101具有多个压电振子,这多个压电振子基于从装置主体100所具有的收发电路110供给的驱动信号产生超声波。此外,超声波探头101对来自被检体P的反射波进行接收而转换为电信号。即,超声波探头101对被检体P进行超声波扫描,从被检体P接收反射波。此外,超声波探头101具有设置于压电振子的匹配层、以及防止超声波从压电振子向后方传播的衬垫材料等。此外,超声波探头101与装置主体100装卸自如地连接。

[0028] 当从超声波探头101向被检体P发送了超声波时,所发送的超声波在被检体P的体内组织中的声学阻抗的不连续面上不断被反射,并由超声波探头101具有的多个压电振子接收为反射波信号。所接收到的反射波信号的振幅依存于超声波被反射的不连续面上的声学阻抗之差。此外,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的情况下的反射波信号,根据多普勒效应,依存于移动体相对于超声波发送方向的速度成分,受到频率偏移。

[0029] 在第一实施方式中,使用通过超声波对被检体P二维地进行扫描的超声波探头101。例如,超声波探头101是多个压电振子排列为一列的1D阵列探头。1D阵列探头例如是扇型超声波探头、线型超声波探头、以及凸型超声波探头等。但是,在第一实施方式中,超声波探头101例如可以是通过超声波能够对被检体P二维地进行扫描且能够对被检体P三维地进

行扫描的机械式4D探头、2D阵列探头。机械式4D探头能够通过排列为一系列的多个压电振子进行二维扫描,并且,能够通过使排列为一系列的多个压电振子以规定的角度(摆动角度)摆动来进行三维扫描。此外,2D阵列探头能够通过配置为矩阵状的多个压电振子进行三维扫描,并且,能够通过使超声波集束而进行收发来进行二维扫描。此外,2D阵列探头还能够同时进行多个截面的二维扫描。

[0030] 此外,如后述那样,本实施方式所涉及的超声波诊断装置1通过脉冲波多普勒(PWD:Pulsed Wave Doppler)法、或者连续波多普勒(CWD:Continuous Wave Doppler)法,进行多普勒波形的收集。在本实施方式中,与装置主体100连接的超声波探头101,是能够执行B模式图像数据及彩色多普勒图像数据摄影用的超声波收发、并且能够执行基于PW多普勒法的PW模式下或者基于CW多普勒法的CW模式下的多普勒波形收集用的超声波收发的超声波探头。

[0031] 输入装置102具有鼠标、键盘、按钮、面板开关、触摸指令屏幕、转轮、拨盘、脚踏开关、轨迹球、以及操纵杆等,从超声波诊断装置1的操作者的各种设定请求,对装置主体100传送所受理的各种设定请求。

[0032] 显示器103对供超声波诊断装置1的操作者使用输入装置102输入各种设定请求的GUI(Graphical User Interface)进行显示,或者对在装置主体100中生成的超声波图像数据等进行显示。此外,为了将装置主体100的处理状况向操作者进行通知,显示器103对各种消息进行显示。此外,显示器103具有扬声器,还能够输出声音。例如,为了将装置主体100的处理状况向操作者进行通知,显示器103的扬声器输出嘟嘟音等规定的声音。

[0033] 位置传感器104及发射器105是用于取得超声波探头101的位置信息的装置(位置检测系统)。例如,位置传感器104是安装于超声波探头101的磁传感器。此外,例如,发射器105是配置于任意位置、以自装置为中心而朝向外侧形成磁场的装置。

[0034] 位置传感器104对由发射器105形成的三维的磁场进行检测。然后,位置传感器104基于检测到的磁场的信息,对以发射器105为原点的空间中的自装置的位置(坐标)及方向(角度)进行计算,并将计算出的位置及方向向后述的处理电路170发送。向处理电路170发送的位置传感器104的三维的位置信息(位置及方向),被适当地转换为超声波探头101的位置信息、或者由超声波探头101扫描的扫描范围的位置信息而利用。例如,位置传感器104的位置信息根据位置传感器104与超声波探头101之间的位置关系而被转换为超声波探头101的位置信息。此外,超声波探头101的位置信息根据超声波探头101与扫描范围之间的位置关系而被转换为扫描范围的位置信息。此外,扫描范围的位置信息还能够根据扫描范围与扫描线上的样本点之间的位置关系而被转换为各像素位置。即,位置传感器104的三维的位置信息能够转换为由超声波探头101摄像的超声波图像数据的各像素位置。

[0035] 此外,在通过上述位置检测系统以外的系统来取得超声波探头101的位置信息的情况下,也能够应用本实施方式。例如,本实施方式也可以是使用陀螺仪传感器、加速度传感器等来取得超声波探头101的位置信息的情况。

[0036] 装置主体100是基于超声波探头101接收到的反射波信号来生成超声波图像数据的装置。图1所示的装置主体100是能够基于超声波探头101接收到的二维的反射波数据来生成二维的超声波图像数据的装置。

[0037] 如图1所示那样,装置主体100具有收发电路110、B模式处理电路120、多普勒处理

电路130、图像生成电路140、图像存储器150、内部存储电路160、以及处理电路170。收发电路110、B模式处理电路120、多普勒处理电路130、图像生成电路140、图像存储器150、内部存储电路160、以及处理电路170以能够相互通信的方式连接。此外,装置主体100与医院内的网络5连接。

[0038] 收发电路110具有脉冲产生器、发送延迟部、以及脉冲发生器等,向超声波探头101供给驱动信号。脉冲产生器以规定的比率频率(rate frequency)反复产生用于形成发送超声波的比率脉冲(rate pulse)。此外,发送延迟部将从超声波探头101产生的超声波集束为束状,并且将为了决定发送指向性而需要的每个压电振子的延迟时间赋予给脉冲产生器产生的各比率脉冲。此外,脉冲发生器在基于比率脉冲的定时,对超声波探头101施加驱动信号(驱动脉冲)。即,发送延迟部通过使对各比率脉冲赋予的延迟时间变化,由此任意地调整从压电振子面发送的超声波的发送方向。

[0039] 此外,收发电路110为了基于后述的处理电路170的指示来执行规定的扫描序列,而具有能够瞬时地变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别是,发送驱动电压的变更能够通过能够瞬间地切换其值的线性放大器型的振荡电路、或者电气地切换多个电源单元的机构来实现。

[0040] 此外,收发电路110具有前置放大器、A/D(Analog/Digital)转换器、接收延迟部、以及加法器等,对超声波探头101接收到的反射波信号进行各种处理而生成反射波数据。前置放大器按照每个信道来放大反射波信号。A/D转换器对放大后的反射波信号进行A/D转换。接收延迟部赋予为了决定接收指向性而需要的延迟时间。加法器进行由接收延迟部处理后的反射波信号的加法处理而生成反射波数据。通过加法器的加法处理,来自与反射波信号的接收指向性相应的方向的反射成分被强调,根据接收指向性及发送指向性而形成超声波收发的综合性的束。

[0041] 在对被检体P进行二维扫描的情况下,收发电路110使超声波探头101发送二维的超声波束。然后,收发电路110根据超声波探头101接收到的二维的反射波信号生成二维的反射波数据。此外,本实施方式所涉及的收发电路110为,在对被检体P进行三维扫描的情况下,使超声波探头101发送三维的超声波束。然后,收发电路110根据超声波探头101接收到的三维的反射波信号生成三维的反射波数据。

[0042] 在此,来自收发电路110的输出信号的形态为被称为RF(Radio Frequency)信号的含有相位信息的信号时、为包络线检波处理后的振幅信息时等情况下,能够选择各种形态。

[0043] B模式处理电路120从收发电路110接收反射波数据,进行对数放大、包络线检波处理等,而生成用亮度的明亮度来表现信号强度的数据(B模式数据)。

[0044] 多普勒处理电路130根据从收发电路110接收到的反射波数据对速度信息进行频率解析,提取基于多普勒效应的血流、组织、造影剂回波成分,并生成对多个点提取了速度、分散、能量等移动体信息的数据(多普勒数据)。

[0045] 此外,图1所例示的B模式处理电路120及多普勒处理电路130,能够对二维的反射波数据及三维的反射波数据的双方进行处理。即,B模式处理电路120根据二维的反射波数据生成二维的B模式数据,根据三维的反射波数据生成三维的B模式数据。此外,多普勒处理电路130根据二维的反射波数据生成二维的多普勒数据,根据三维的反射波数据生成三维的多普勒数据。

[0046] 图像生成电路140根据B模式处理电路120及多普勒处理电路130所生成的数据生成超声波图像数据。即,图像生成电路140根据B模式处理电路120所生成的二维的B模式数据生成用亮度来表示反射波的强度的二维B模式图像数据。此外,图像生成电路140根据多普勒处理电路130所生成的二维的多普勒数据生成表示移动体信息的二维多普勒图像数据。二维多普勒图像数据是速度图像、分散图像、能量图像或者将这些组合而成的图像。此外,图像生成电路140还能够根据B模式处理电路120所生成的1条扫描线上的B模式数据的时间序列数据,来生成M模式图像数据。此外,图像生成电路140还能够根据多普勒处理电路130所生成的多普勒数据,生成将血流、组织的速度信息沿着时间序列进行绘制而得到的多普勒波形。

[0047] 在此,在一般情况下,图像生成电路140将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换)为以电视机等为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。具体地说,图像生成电路140通过根据超声波探头101对超声波的扫描形态来进行坐标转换,由此生成显示用的超声波图像数据。此外,图像生成电路140为,作为除了扫描转换以外的各种图像处理,例如进行如下处理等:使用扫描转换后的多个图像帧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实施的图像处理(边缘强调处理)。此外,图像生成电路140在超声波图像数据中合成各种参数的文字信息、刻度、以及身体标记等。

[0048] 即,B模式数据及多普勒数据是扫描转换处理前的超声波图像数据,图像生成电路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。此外,B模式数据及多普勒数据也被称为原始数据(Raw Data)。图像生成电路140根据扫描转换处理前的二维超声波图像数据即“二维B模式数据、二维多普勒数据”,生成显示用的二维超声波图像数据即“二维B模式图像数据、二维多普勒图像数据”。

[0049] 并且,图像生成电路140为了生成用于通过显示器103显示超声波体数据的各种二维图像数据,而对超声波体数据进行绘制处理。作为图像生成电路140所进行的绘制处理,存在进行截面重建法(MPR:Multi Planer Reconstruction)而根据超声波体数据生成MPR图像数据的处理。此外,作为图像生成电路140所进行的绘制处理,存在对超声波体数据进行“Curved MPR:曲面MPR”的处理、对超声波体数据进行“Maximum Intensity Projection:最大密度投影”的处理。此外,作为图像生成电路140进行的绘制处理,存在生成反映了三维信息的二维图像数据的体绘制(VR:Volume Rendering)处理及表面绘制(SR:Surface Rendering)处理。

[0050] 图像存储器150是对图像生成电路140所生成的显示用的图像数据进行存储的存储器。此外,图像存储器150还能够对B模式处理电路120、多普勒处理电路130所生成的数据进行存储。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,经由图像生成电路140而成为显示用的超声波图像数据。

[0051] 内部存储电路160存储用于进行超声波收发、图像处理及显示处理的控制程序、以及诊断信息(例如,患者ID、医师的见解等)、诊断协议、各种身体标记等各种数据。此外,根据需要,内部存储电路160还被用于图像存储器150所存储的图像数据的保管等。此外,内部存储电路160所存储的数据,能够经由未图示的接口向外部装置传送。此外,外部装置例如是进行图像诊断的医师所使用的PC(Personal Computer)、CD、DVD等存储介质、以及打印机

等。

[0052] 处理电路170对超声波诊断装置1的处理整体进行控制。具体地说,处理电路170基于经由输入装置102由操作者输入的各种设定请求、从内部存储电路160读入的各种控制程序及各种数据,对收发电路110、B模式处理电路120、多普勒处理电路130及图像生成电路140的处理进行控制。此外,处理电路170进行控制,以便通过显示器103显示图像存储器150、内部存储电路160所存储的显示用的超声波图像数据。

[0053] 通信接口180是用于经由网络5而与医院内的各种装置进行通信的接口。通过通信接口180,处理电路170与外部装置进行通信。例如,处理电路170经由网络5接收通过超声波诊断装置1以外的医用图像诊断装置摄像的医用图像数据(X射线CT(Computed Tomography)图像数据、MRI(Magnetic Resonance Imaging)图像数据等)。然后,处理电路170使所接收到的医用图像数据与自装置所摄像的超声波图像数据一起显示于显示器103。此外,所显示的医用图像数据也可以是由图像生成电路140进行了图像处理(绘制处理)的图像。此外,与超声波图像数据一起显示的医用图像数据也可以是经由CD-ROM、MO、DVD等存储介质取得的情况。

[0054] 此外,处理电路170执行取得功能171、受理功能173、计算功能174、以及显示控制功能172。此外,关于处理电路170所执行的取得功能171、受理功能173、计算功能174及显示控制功能172的处理内容将后述。

[0055] 在此,例如,图1所示的处理电路170的构成要素即受理功能173、计算功能174及显示控制功能172所执行的各处理功能,以能够由计算机执行的程序的方式记录于内部存储电路160。处理电路170是将各程序从内部存储电路160读出并执行、由此实现与各程序对应的功能的处理器。换言之,将各程序读出的状态的处理电路170具有图1的处理电路170内所示的各功能。

[0056] 此外,在本实施方式中,说明了通过单一的处理电路170来实现以下说明的各处理功能的情况,但是也可以将多个独立的处理器组合而构成处理电路,并通过各处理器执行程序来实现功能。

[0057] 在上述说明中使用的“处理器”这个词句,例如,意味着CPU(Central Processing Unit)、GPU(Graphics Processing Unit)、专用集成电路(Application Specific Integrated Circuit:ASIC)、或者可编程逻辑器件(例如,简单可编程逻辑器件(Simple Programmable Logic Device:SPLD)、复杂可编程逻辑器件(Complex Programmable Logic Device:CPLD)、以及现场可编程门阵列(Field Programmable Gate Array:FPGA))等电路。处理器通过将内部存储电路160所保存的程序读出并执行来实现功能。此外,也可以代替在内部存储电路160中保存程序,而构成为在处理器的电路内直接装入程序。在该情况下,处理器通过将电路内所装入的程序读出并执行来实现功能。此外,本实施方式的各处理器不限于按照每个处理器来构成为单一电路的情况,也可以将多个独立的电路组合而构成为一个处理器,来实现其功能。并且,也可以将各图中的多个构成要素综合于一个处理器而实现其功能。

[0058] 以上,对第一实施方式所涉及的超声波诊断装置1的整体构成进行了说明。基于所述的构成,第一实施方式所涉及的超声波诊断装置1为了使血流信息的正确性及定量性提高,而执行以下的各处理功能。

[0059] 以下,使用附图,对第一实施方式所涉及的超声波诊断装置1的各处理功能进行说明。此外,在以下的说明中,作为一个例子,例示超声波图像数据、预先摄像到的X射线CT图像数据同时显示的情况,但是实施方式不限于于此。例如,实施方式还能够应用于超声波图像数据与MRI图像数据被同时显示的情况。此外,在以下的说明中作为一个例子,说明了实施方式被应用于基于PWD法的多普勒波形的收集的情况,但是实施方式不限于于此。例如,实施方式还能够应用于基于CWD法的多普勒波形的收集。

[0060] 取得功能171取得基于被检体P的反射波得到的超声波图像数据中的位置与其他医用图像诊断装置对被检体P进行摄像而得到的体数据中的位置之间的对应关系。例如,取得功能171从位置检测系统(位置传感器104及发射器105)取得三维空间中的B模式图像数据的位置信息。然后,取得功能171进行二维的B模式图像数据与预先摄像到的三维的X射线CT图像数据之间的对位。具体地说,取得功能171作为对应关系而生成三维空间中的B模式图像数据的位置信息与X射线CT图像数据的坐标信息之间的转换函数。此外,取得功能171为取得部的一个例子。

[0061] 图2是用于说明第一实施方式所涉及的取得功能171的处理的图。在图2中,对二维的B模式图像数据与三维的X射线CT图像数据之间的对位进行说明。

[0062] 首先,操作者请求从其他装置接收预先对被检体P的体内进行摄像而得到的X射线CT图像数据。由此,如图2的左图所示那样,取得功能171取得成为对位的对象的X射线CT图像数据(体数据)。此外,操作者进行用于对成为显示对象的被检体P的体内进行摄像的超声波扫描。例如,操作者使用超声波探头101在规定的截面中进行被检体P的二维超声波扫描。

[0063] 然后,操作者一边参照显示器103所显示的超声波图像(图2所示的UL2D图像)一边以在超声波图像内描绘出成为标记的特征部位(地标部位)的方式对安装有位置传感器104的超声波探头101进行操作。此外,操作者经由输入装置102对MPR(Multi Planar Reconstructions)处理用的截面位置进行调整,以便在显示器103中显示描绘出了特征部位的X射线CT图像数据的截面像。

[0064] 然后,当在UL2D图像上描绘出了与在X射线CT图像数据的截面像中描绘出的特征部位相同的部位时,操作者按下确定按钮。由此,显示器103所显示的超声波图像被暂时冻结(静止),并且,基于位置传感器104的三维的位置信息取得所冻结的超声波图像的各像素位置的信息。

[0065] 然后,操作者在固定的UL2D图像及X射线CT图像数据的截面像的各自中,例如使用鼠标来指定特征部位的中心位置。由此,取得功能171确定为在UL2D图像中指定的特征部位与在X射线CT图像数据中指定的特征部位为相同坐标。即,取得功能171将在UL2D图像中指定的特征部位的坐标确定为在X射线CT图像数据中指定的特征部位的坐标。

[0066] 同样,操作者使用其他特征部位,确定X射线CT图像数据中的其他特征部位的坐标。然后,当针对多个(3点以上)特征部位确定了X射线CT图像数据上的坐标时,取得功能171使用所确定的各坐标,生成三维空间中的超声波图像数据的位置信息与X射线CT图像数据的坐标信息之间的转换函数。由此,例如,即使在超声波探头101的位置移动而生成了新的超声波图像数据的情况下,取得功能171也能够将该超声波图像数据与X射线CT图像数据的坐标建立对应。

[0067] 如此,取得功能171进行二维的B模式图像数据与三维的X射线CT图像数据之间的

对位。此外,上述的取得功能171的说明仅为一个例子,不限于于此。例如,取得功能171也可以进行三维的B模式图像数据与三维的X射线CT图像数据之间的对位。此外,取得功能171进行对位的方法不限于上述方法,例如,也可以使用利用了相互相关法的对位等公知的技术来进行。

[0068] 显示控制功能172使得显示与被进行了超声波扫描的扫描截面对应的B模式图像(截面像),并在X射线CT图像数据中显示与B模式图像对应的位置的截面像。例如,显示控制功能172使用通过取得功能171生成的转换函数,在X射线CT图像数据中确定与B模式图像的截面对应的截面位置。然后,显示控制功能172通过MPR处理来生成与所确定的截面位置对应的二维的图像数据(也记载为“2DCT图像”),并使其显示于显示器104。

[0069] 此外,显示控制功能172基于对应关系,使得至少在基于X射线CT图像数据的显示图像上的对应的位置显示距离门(range gate)标记。例如,显示控制功能172使表示样本体的位置的距离门标记显示在超声波图像及2DCT图像上。此外,在没有特别指示的情况下,距离门标记被配置于初始设定的位置(例如,超声波图像的中心的扫描线位置)。距离门标记的位置通过受理功能173的处理来变更,但是关于该处理将使用图3A及图3B后述。

[0070] 此外,显示控制功能172基于对应关系,使用于进行血流信息的角度校正(Angle Correct)的角度校正标记,显示在基于X射线CT图像数据的显示图像上的对应的位置。例如,显示控制功能172使表示相对于扫描线方向的角度校正标记,显示在超声波图像及2DCT图像上。此外,在没有特别指示的情况下,角度校正标记被配置为初始设定的角度(例如,相对于扫描线垂直)。角度校正标记的角度通过受理功能173的处理来变更,但是关于该处理将使用图3A及图3B后述。

[0071] 受理功能173从操作者受理在超声波图像数据的扫描区域中设定对提取血流信息的位置进行表示的距离门标记的操作。此外,受理功能173受理在显示图像上对角度校正标记的角度进行变更的角度变更操作。此外,距离门标记是位置标记的一个例子。此外,角度校正标记是角度标记的一个例子。

[0072] 图3A及图3B是用于说明第一实施方式所涉及的受理功能173的处理的图。图3A例示进行设定距离门标记的操作之前的显示画面的一个例子。此外,图3B例示进行了设定距离门标记的操作之后的显示画面的一个例子。

[0073] 如图3A及图3B所示那样,显示控制功能172使超声波图像10、2DCT图像20、多普勒波形30及计测结果40显示在显示器103上。显示控制功能172使距离门标记11及角度校正标记12显示在超声波图像10上。此外,显示控制功能172使距离门标记21、角度校正标记22及扫描区域标记23显示在2DCT图像20上。此外,扫描区域标记23是对2DCT图像20中的超声波图像10的位置进行表示的框线。此外,多普勒波形30是从在距离门标记11的位置设定的样本体提取到的血流信息的一个例子。此外,计测结果40是基于多普勒波形30的波形计测到的计测值的列表。

[0074] 在此,显示控制功能172将距离门标记11及距离门标记21配置于相互对应的位置(相同位置)。即,显示控制功能172当将距离门标记11配置到超声波图像10上时,使用通过取得功能171取得的对应关系,计算与距离门标记11的配置位置对应的2DCT图像20上的位置。然后,显示控制功能172在计算出的位置上配置距离门标记21。此外,显示控制功能172将角度校正标记12及角度校正标记22以相互对应的位置及角度进行配置。即,显示控制功

能172当将角度校正标记12配置到超声波图像10上时,使用通过取得功能171取得的位置关系,计算与角度校正标记12的配置位置对应的2DCT图像20上的位置。然后,显示控制功能172在计算出的位置上配置角度校正标记22。此外,显示控制功能172以与角度校正标记12相同的角度配置角度校正标记22。

[0075] 在此,受理功能173受理对距离门标记11、21进行设定的操作。例如,距离门标记11、21的位置与操作面板上所设置的转轮的旋转位置被建立对应。在该情况下,当操作者使转轮向左方向旋转时,受理功能173受理为使距离门标记11、21的位置向左方向移动的操作。然后,如图3B所示那样,显示控制功能172根据受理功能173所受理的操作,使距离门标记11、21的位置向左方向移动。另一方面,当操作者使转轮向右方向旋转时,受理功能173受理为使距离门标记11、21的位置向右方向移动的操作。然后,显示控制功能172根据受理功能173所受理的操作,使距离门标记11、21的位置向右方向移动。如此,显示控制功能172根据规定的输入装置102的操作,使2个距离门标记11、21的位置联动地移动。

[0076] 此外,受理功能173受理对角度校正标记12、22的角度进行变更的操作(角度变更操作)。例如,角度校正标记12、22的角度与操作面板上所设置的拨盘的旋转被建立对应。在该情况下,当操作者使拨盘向右方向旋转时,受理功能173受理为使角度校正标记12、22的角度向右旋转的操作。然后,显示控制功能172根据受理功能173所受理的操作,使角度校正标记12、22的角度向右旋转。另一方面,当操作者使拨盘向左方向旋转时,受理功能173受理为使角度校正标记12、22的角度向左旋转的操作。然后,显示控制功能172根据受理功能173所受理的操作,使角度校正标记12、22的角度向左旋转。如此,显示控制功能172根据规定的输入装置102的操作,使2个角度校正标记12、22的角度联动地旋转。

[0077] 如此,受理功能173对距离门标记11、21及角度校正标记12、22进行调整。此外,当距离门标记11、21被调整时,在调整后的位置进行多普勒波形30的收集。此外,当角度校正标记12、22被调整时,重新计算计测结果40。

[0078] 此外,图3A及图3B所示的内容仅为一个例子,不限于图示的例子。例如,受理功能173受理来自操作者的操作的输入装置102不一定限于转轮、拨盘,能够应用任意的输入装置102。

[0079] 计算功能174根据血流信息来计算计测值。例如,计算功能174通过多普勒波形的自动跟踪功能(或者手动跟踪功能),对最大流速(VP:Velocity Peak)、时间速度积分值(VTI:Velocity Time Integral)进行计算。计算功能174所计算出的计测值通过显示控制功能172而被作为计测结果40显示于显示器103。

[0080] 图4是表示第一实施方式所涉及的超声波诊断装置1的处理顺序的流程图。图4所示的处理顺序例如在受理了使同时显示预先摄像到的X射线CT图像数据和超声波图像数据的同时显示功能开始的含义的指示的情况下开始。

[0081] 在步骤S101中,处理电路170判断是否开始处理。例如,处理电路170为,在从操作者受理了使同时显示功能开始的含义的指示的情况下,判断为开始处理(步骤S101:肯定),开始步骤S102以后的处理。此外,在不开始处理的情况下(步骤S101:否定),不开始步骤S102以后的处理,处理电路170的各处理功能为待机状态。

[0082] 当步骤S101为肯定时,在步骤S102中,处理电路170开始B模式图像的摄像。例如,操作者使超声波探头101抵接于被检体P的体表,进行被检体P体内的超声波扫描。处理电路

170进行收发电路110、B模式处理电路120、多普勒处理电路130及图像生成电路140的控制，进行大致实时的超声波图像的摄像。

[0083] 在步骤S103中，取得功能171进行X射线CT图像与B模式图像之间的对位。例如，取得功能171作为位置关系，生成三维空间中的B模式图像数据的位置信息与X射线CT图像数据的坐标信息之间的转换函数。此外，X射线CT图像作为参照图像而被预先读入，并显示在显示器103上。

[0084] 在步骤S104中，显示控制功能172使得显示与B模式图像的截面对应的位置的2DCT图像。例如，显示控制功能172使用通过取得功能171生成的转换函数，在X射线CT图像数据中确定与B模式图像的截面对应的截面位置。然后，显示控制功能172通过MPR处理生成与所确定的截面位置对应的2DCT图像，并使其显示于显示器103。

[0085] 在步骤S105中，显示控制功能172使距离门标记及角度校正标记显示在B模式图像及2DCT图像上。例如，显示控制功能172使距离门标记及角度校正标记分别显示在B模式图像及2DCT图像的彼此对应的位置上。

[0086] 在步骤S106中，处理电路170将摄像模式切换为PWD模式。例如，操作者进行将摄像模式切换为PWD模式的操作，由此处理电路170开始PWD模式下的血流信息的收集。

[0087] 在步骤S107中，受理功能173对距离门标记及角度校正标记进行调整。例如，当操作面板上设置的转轮被操作者向规定方向进行了旋转时，受理功能173使距离门标记向规定方向移动。此外，当操作面板上设置的拨盘被操作者向规定方向进行了旋转时，受理功能173使角度校正标记旋转规定角度。

[0088] 在步骤S108中，收发电路110及多普勒处理电路130在距离门标记的位置上收集多普勒波形。例如，处理电路170每当距离门标记的位置被调整(变更)时，将调整后的位置向收发电路110及多普勒处理电路130进行通知。然后，收发电路110及多普勒处理电路130对于所通知的位置进行超声波脉冲的收发，从所接收到的反射波数据提取多普勒波形。所提取到的多普勒波形通过显示控制功能172显示在显示器103上。

[0089] 在步骤S109中，计算功能174使用角度校正标记根据多普勒波形来计算任意的指标值(计测值)。例如，计算功能174每当角度校正标记的角度被变更时，使用角度校正标记的角度(角度校正标记相对于扫描线的角度)对多普勒波形进行校正。然后，计算功能174基于校正后的多普勒波形，对成为计测对象的计测值进行重新计算。重新计算后的计测值通过显示控制功能172显示在显示器103上。

[0090] 在步骤S110中，处理电路170判断是否使处理结束。例如，处理电路170在从操作者受理了使同时显示功能结束的含意的指示的情况下，判断为使处理结束(步骤S110:肯定)，使图4的处理顺序结束。此外，在不使处理结束的情况下(步骤S110:否定)，处理电路170向步骤S107的处理转移。即，处理电路170在处理结束之前能够接收距离门标记及角度校正标记的调整。

[0091] 此外，图4所例示的内容仅为一个例子，但是实施方式不限定于此。在上述处理顺序中，表示了开始了PWD模式下的血流信息的收集之后进行距离门标记的调整的情况，但是实施方式不限定于此。例如，也可以在将距离门标记的位置调整到适当的位置之后开始PWD模式下的血流信息的收集。

[0092] 如以上所述的那样，第一实施方式所涉及的超声波诊断装置1具备超声波探头

101、取得功能171、受理功能173、以及显示控制功能172。超声波探头101对被检体P进行超声波扫描，从被检体P接收反射波。取得功能171取得基于反射波的超声波图像数据中的位置与其他医用图像诊断装置对被检体P进行摄像而得到的体数据中的位置之间的对应关系。受理功能173从操作者受理在超声波图像数据的扫描区域中设定对提取血流信息的位置进行表示的位置标记的操作。显示控制功能172基于对应关系，使得至少在基于体数据的显示图像上的对应的位置显示位置标记。据此，第一实施方式所涉及的超声波诊断装置1例如能够使血流信息的正确性及定量性提高。

[0093] 例如，第一实施方式所涉及的超声波诊断装置1能够将超声波图像及2DCT图像上显示的2个距离门标记的位置联动地进行调整。因此，操作者例如能够在2DCT图像上对距离门标记的位置进行确认的同时，对输入装置102进行操作而对距离门标记的位置进行调整。在一般情况下，作为方式信息的正确性，可以说2DCT图像较优良。由此，操作者能够更正确地调整距离门标记的位置，能够正确地收集所希望的位置的血流信息。

[0094] 此外，例如，第一实施方式所涉及的超声波诊断装置1能够将超声波图像及2DCT图像上显示的2个角度校正标记的角度联动地进行调整。因此，操作者例如能够在2DCT图像上对角度校正标记的角度进行确认的同时，对输入装置102进行操作而对角度校正标记的角度进行调整。因此，操作者能够适当地调整角度校正标记的角度，能够得到定量性较高的血流信息。

[0095] 由此，超声波诊断装置1能够在例如僧帽瓣的逆流、心房中隔缺损、大动脉瓣的逆流、冠状动脉的栓塞、以及永存动脉干等病例中提供正确性且定量性优良的血流信息。

[0096] 此外，在第一实施方式中说明的内容仅为一个例子，不一定限定于上述内容。以下，参照附图对第一实施方式的变形例进行说明。

[0097] (第一实施方式的变形例1)

[0098] 在第一实施方式中，说明了根据输入装置102的操作对距离门标记、角度校正标记进行调整的情况，但是实施方式不限定于此。例如，实施方式也可以是具备用于在X射线CT图像数据的显示图像上变更距离门标记、角度校正标记的UI，使用该UI来进行调整的情况。

[0099] 图5是用于说明第一实施方式的变形例1所涉及的受理功能173的处理的图。图5例示使用了用于在2DCT图像上对距离门标记、角度校正标记进行调整的UI的情况。此外，关于图5所示的超声波图像10、多普勒波形30及计测结果40，由于与图3A相同，因此省略说明。

[0100] 如图5所示那样，显示控制功能172使得在2DCT图像20上显示距离门标记21、角度校正标记22、扫描区域标记23、位置调整用标记24、以及角度调整用标记25。在此，关于距离门标记21、角度校正标记22、以及扫描区域标记23，由于与图3A相同，因此省略说明。

[0101] 在此，位置调整用标记24是为了对距离门标记11、21的位置进行调整而使用的标记。此外，角度调整用标记25是为了对角度校正标记12、22的角度进行调整而使用的标记。

[0102] 例如，当操作者输入了对距离门标记11、21的位置或者角度校正标记12、22的角度进行调整的含义的指示时，受理功能173使位置调整用标记24及角度调整用标记25显示在2DCT图像20上。然后，操作者对任意的输入装置102(转轮、拨盘、鼠标、键盘等)进行操作，而对位置调整用标记24的位置、角度调整用标记25的角度进行变更。在该阶段，距离门标记11、21的位置、角度校正标记12、22的角度未被变更，仅位置调整用标记24的位置及角度调整用标记25的角度在2DCT图像20上被变更。操作者在判断为作为距离门标记的位置而在适

当的位置设定了位置调整用标记24、且判断为作为角度校正标记的角度而在适当的角度设定了角度调整用标记25的情况下,按下确定按钮。由此,受理功能173使距离门标记11、21移动到位置调整用标记24的位置,使角度校正标记12、22旋转到角度调整用标记25的角度。

[0103] 如此,受理功能173受理在X射线CT图像数据的显示图像上设定距离门标记的位置的操作。此外,受理功能173受理在X射线CT图像数据的显示图像上设定角度校正标记的角度的操作。因此,操作者例如能够在X射线CT图像数据的显示图像上变更距离门标记、角度校正标记。由此,操作者能够在作为形态信息的、正确性优良的2DCT图像上对距离门标记及角度校正标记进行调整,因此能够正确地收集所希望的位置的血流信息。

[0104] 此外,图5所示的内容仅为一个例子,不限于图示的内容。例如,在图5中说明了位置调整用标记24及角度调整用标记25的双方被同时确定的情况,但并不局限于此,例如,也可以是位置调整用标记24及角度调整用标记25被分别独立地确定(确定按钮被按下)的情况。

[0105] (第一实施方式的变形例2)

[0106] 此外,例如,显示控制功能172也可以为,每当角度校正标记的角度被变更时,使按照变更后的角度进行了角度校正的血流信息的计测值显示于不同的显示区域。

[0107] 图6是用于说明第一实施方式的变形例2所涉及的显示控制功能172的处理的图。图6表示通过显示控制功能172的处理而显示在显示器103上的显示画面的一个例子。此外,关于图6的超声波图像10、2DCT图像20、多普勒波形30及计测结果40,由于与图3B相同,因此省略说明。

[0108] 例如,操作者有时难以判断在角度校正标记12、22的角度为多少度的情况下得到了正确的计测值。在这样的情况下,操作者进行在认为正确的角度保持计测结果的操作。例如,当判断为角度校正标记12、22的角度为20度的情况下得到了正确的计测值时,操作者按下保持按钮(第一次按下)。由此,显示控制功能172使计测结果41显示在显示器103上。计测结果41包含角度校正标记12、22的角度为20度的情况下的计测值、以及角度校正标记12、22的图标。

[0109] 此外,例如,当判断为在角度校正标记12、22的角度为60度的情况下得到了正确的计测值时,操作者按下保持按钮(第二次按下)。由此,显示控制功能172使计测结果42显示在显示器103上。计测结果42包含角度校正标记12、22的角度为60度的情况下的计测值、以及角度校正标记12、22的图标。

[0110] 如此,计算功能174每当角度校正标记的角度被变更时,使按照变更后的角度进行了角度校正的血流信息的计测值显示于不同的显示区域。由此,操作者能够事后进行是否能够得到正确的计测值的判断。

[0111] 此外,图6所示的内容仅为一个例子,不限于图示的内容。例如,在图6中例示了保持2个计测结果的情况,但并不局限于此,所保持的计测结果的数量能够任意地设定。

[0112] (第一实施方式的变形例3)

[0113] 此外,例如,计算功能174也可以使用根据超声波图像数据或者血流信息计测出的第一计测值、以及根据体数据计测出的第二计测值,计算与被检体P相关的指标值。

[0114] 例如,计算功能174使用下述的式(1)对左心室流出路的每搏输出量(stroke volume) LVOT SV[mL]进行计算。此外,在式(1)中, LVOT Diam表示左心室流出路径。此外,

LVOT VTI表示左心室流出路中的血流波形的时间速度积分值。

[0115] 【数1】

$$[0116] \quad LVOTSV = \frac{\pi}{4} (LVOTDiam)^2 \times \frac{|LVOTVTI|}{100} \quad \dots (1)$$

[0117] 在此,计算功能174将根据2DCT图像20计算出的左心室流出路径用作为式(1)的LVOT Diam。此外,计算功能174将根据血流信息计算出的左心室流出路中的血流波形的时间速度积分值用作为式(1)的LVOT VTI。

[0118] 如此,计算功能174通过将根据血流信息计测出的LVOT VTI、以及根据2DCT图像20计测出的LVOT Diam应用于式(1),由此计算出左心室流出路的每搏输出量LVOT SV。例如,在根据超声波图像计测LVOT Diam的情况下,对圆形的截面进行推测而计算。与此相对,在根据2DCT图像计测LVOT Diam的情况下,能够正确地计算图像中的截面积。由此,计算功能174能够更正确地计算左心室流出路的每搏输出量LVOT SV。

[0119] 此外,计算功能174不限于左心室流出路的每搏输出量LVOT SV,也能够对其他指标值进行计算。例如,计算功能174使用下述的式(2)对僧帽瓣的每搏输出量MV SV[mL]进行计算。此外,在式(2)中,MV DistA表示僧帽瓣瓣口径A。MV DistB表示僧帽瓣瓣口径B。此外,MV VTI表示僧帽瓣中的血流波形的时间速度积分值。

[0120] 【数2】

$$[0121] \quad MVSV = \frac{\pi}{4} \times \frac{(MVDistA)}{10} \times \frac{(MVDistB)}{10} \times |MVVTI| \quad \dots (2)$$

[0122] 在此,计算功能174将根据2DCT图像20计算出的僧帽瓣瓣口径A及僧帽瓣瓣口径B用作为式(2)的MV DistA及MV DistB。此外,计算功能174将根据血流信息计算出的僧帽瓣中的血流波形的时间速度积分值用作为式(2)的MV VTI。

[0123] 如此,计算功能174通过将根据血流信息计测出的MV VTI、以及根据2DCT图像20计测出的MV DistA及MV DistB应用于式(2),由此能够对僧帽瓣的每搏输出量MV SV进行计算。

[0124] 此外,在第一实施方式的变形例3中,说明书了作为与被检体P相关的指标值而计测搏出量的情况,但是实施方式不限于于此。

[0125] (第二实施方式)

[0126] 在第一实施方式中,说明了显示二维的X射线CT图像数据即2DCT图像的情况,但是实施方式不限于于此。例如,超声波诊断装置1也可以显示根据三维的X射线CT图像数据即体数据通过绘制处理生成的其他绘制图像。

[0127] 第二实施方式所涉及的超声波诊断装置1具备与图1例示的超声波诊断装置1相同的构成,显示控制功能172的处理的一部分不同。因此,在第二实施方式中,以与第一实施方式不同的点为中心进行说明,关于与在第一实施方式中说明过的构成相同的功能的点省略说明。

[0128] 第二实施方式所涉及的显示控制功能172使得显示通过对三维的X射线CT图像数据即体数据进行绘制处理而生成的绘制图像。此外,显示控制功能172使得在绘制图像上显示与B模式图像对应的截面位置、以及与2DCT图像对应的截面位置。此外,显示控制功能172使得在绘制图像上显示距离门标记及角度校正标记。

[0129] 图7及图8是用于说明第二实施方式所涉及的显示控制功能172的处理的图。图7表示对体数据预先进行的分区数据制作时的处理的一个例子。此外,图8表示显示器103上所显示的显示画面的一个例子。

[0130] 如图7所示那样,图像存储器150所存储的体数据被预先执行分区,生成为根据诊断目的而对各种组织区分了颜色的图像。例如,如图7的左图所示那样,操作者从多个选项中选择所希望的组织被显示的显示形态。由此,如图7的右图所示那样,体数据例如被生成包含心脏及冠状动脉的组织被上色的体绘制图像(或者表面绘制图像)。

[0131] 如图8所示那样,显示控制功能172使超声波图像10、2DCT图像20、以及体绘制图像50显示在显示器103上。在此,显示控制功能172使得在超声波图像10上显示距离门标记11、角度校正标记12、以及彩色ROI (Region Of Interest;注意区域) 13。该彩色ROI13是显示通过彩色多普勒法描绘出的血流图像的区域,在图8的例子中显示有冠状动脉血流。即,超声波探头101对被检体P的包含冠状动脉的区域进行超声波扫描。然后,显示控制功能172使得显示描绘出了冠状动脉的超声波图像。

[0132] 此外,显示控制功能172使得在2DCT图像20上显示距离门标记21及角度校正标记22。此外,2DCT图像20是体数据中与超声波图像10对应的位置的截面像。

[0133] 在此,显示控制功能172使得在体绘制图像50上显示扫描区域标记51及截面位置标记52。扫描区域标记51是对体绘制图像50中的超声波图像10的位置进行表示的框线。此外,截面位置标记52是对体绘制图像50中的2DCT图像20的位置进行表示的框线。此外,如图8所示那样,显示控制功能172还能够使得在体绘制图像50上显示与距离门标记11对应的标记、与角度校正标记12对应的标记。

[0134] 如此,第二实施方式所涉及的超声波诊断装置1能够使得显示根据三维的X射线CT图像数据即体数据生成的体绘制图像,并且能够使得在体绘制图像上显示距离门标记、角度校正标记、扫描区域标记及截面位置标记。由此,操作者能够在立体地显示的图像上掌握距离门标记的位置、角度校正标记的角度、扫描区域的位置、以及2DCT图像的位置。

[0135] 此外,图8所示的内容仅为一个例子,不限于图示的内容。例如,在图8中说明了作为绘制图像而显示描绘出心脏整体的体绘制图像50的情况,但并不局限于此,例如,也可以显示仅描绘出冠状动脉的体绘制图像。此外,显示控制功能172也可以使得在图8所示的图像的基础上还显示多普勒波形30、计测结果40。

[0136] 此外,在第二实施方式中说明的内容,除了显示控制功能172使得显示截面像以外的绘制图像这一点以外,与在第一实施方式中说明的内容相同。即,在第一实施方式中说明的构成及变形例,除了显示控制功能172使得显示截面像以外的绘制图像这一点以外,也能够第二实施方式中应用。

[0137] (第三实施方式)

[0138] 在上述的实施方式中,说明了使得显示二维的超声波图像的情况,但是实施方式不限于此。例如,在对三维区域进行超声波扫描的情况下,超声波诊断装置1能够显示对三维的超声波图像数据进行绘制处理而生成的超声波的绘制图像。

[0139] 第三实施方式所涉及的超声波诊断装置1具备与图1所例示的超声波诊断装置1相同的构成,超声波探头101及显示控制功能172的处理的一部分不同。因此,在第三实施方式中,以与上述实施方式不同点为中心进行说明,关于与在第一实施方式中说明过的构成相

同的功能的点省略说明。

[0140] 第三实施方式所涉及的超声波探头101对被检体P的三维区域进行超声波扫描。在该情况下,收发电路110使超声波探头101发送三维的超声波束。然后,收发电路110根据超声波探头101接收到的三维的反射波信号生成三维的反射波数据。然后,B模式处理电路120根据三维的反射波数据生成三维的B模式数据。此外,多普勒处理电路130根据三维的反射波数据生成三维的多普勒数据。然后,图像生成电路140根据三维的B模式数据生成三维的B模式图像数据,并根据三维的多普勒数据生成三维的多普勒图像数据。

[0141] 第三实施方式所涉及的显示控制功能172使得显示通过对三维区域的超声波图像数据进行绘制处理而生成的超声波的绘制图像。例如,显示控制功能172作为超声波的绘制图像而使体绘制图像、表面绘制图像显示在显示器103上。

[0142] 图9是用于说明第三实施方式所涉及的显示控制功能172的处理的图。图9表示显示器103上所显示的显示画面的一个例子。此外,图9的多普勒波形30与图3A等相同,因此省略说明。

[0143] 如图9所示那样,显示控制功能172使超声波图像10及2DCT图像20显示在显示器103上。作为一个例子,显示控制功能172作为超声波图像10,显示对肝脏的门静脉进行摄像而得到的彩色多普勒图像的体绘制图像、以及A面、B面及C面的截面像。此外,在A面、B面及C面的截面像中,作为背景图像而描绘出B模式图像。此外,显示控制功能172使得在A面的截面像中显示距离门标记11及角度校正标记12。

[0144] 此外,显示控制功能172使得在2DCT图像20上显示距离门标记21、角度校正标记22及扫描区域标记23。此外,距离门标记21及角度校正标记22是在2DCT图像20中与距离门标记11及角度校正标记12的位置及角度对应的标记。此外,扫描区域标记23是对2DCT图像20中的A面的截面像的位置进行表示的框线。

[0145] 如此,第三实施方式所涉及的超声波诊断装置1还能够显示通过对三维的超声波图像数据进行绘制处理而生成的超声波的绘制图像。

[0146] 此外,图9所例示的内容仅为一个例子,不限于图示的内容。例如,显示控制功能172也可以使得在体绘制图像(或者表面绘制图像)上显示距离门标记11及角度校正标记12。在该情况下,体绘制图像是对通过任意截面切断的生物体组织进行表示的体绘制图像(或者表面绘制图像),在该截面上显示距离门标记11及角度校正标记12较适合。

[0147] 此外,在第三实施方式中说明过的内容除了显示控制功能172使得显示超声波的绘制图像这一点以外,与在上述的实施方式中说明过的内容相同。即,在上述的实施方式中说明的构成及变形例,除了显示控制功能172使得显示超声波的绘制图像这一点以外,在第三实施方式也能够应用。

[0148] (第四实施方式)

[0149] 在上述的实施方式中说明了显示大致实时的超声波图像的情况,但是实施方式不限于此。例如,在能够对被检体P的心电信号进行检测的情况下,超声波诊断装置1能够使得显示与X射线CT图像数据的心脏时相为大致相同的心脏时相的超声波图像。

[0150] 图10是表示第四实施方式所涉及的超声波诊断装置1的构成例的框图。如图10所示那样,第四实施方式所涉及的超声波诊断装置1在与图1所例示的超声波诊断装置1相同的构成的基础上,还具备心电仪106。在第四实施方式中,与上述的实施方式的不同点为

中心进行说明,关于与在第一实施方式中说明了的构成相同的功能的点省略说明。

[0151] 第四实施方式所涉及的心电仪106是对被检体P的心电信号进行检测的装置。例如,心电仪106作为被进行超声波扫描的被检体P的生物体信号,取得被检体P的心电波形(Electrocardiogram:ECG)。心电仪106将所取得的心电波形向装置主体100发送。此外,由心电仪106检测到的心电信号与超声波图像数据的摄像时间(为了生成该超声波图像数据而进行的超声波扫描的实施时刻)建立对应地储存于内部存储电路160。由此,所摄像的超声波图像数据的各帧与被检体P的心脏时相建立对应。

[0152] 此外,在本实施方式中说明了作为取得与被检体P的心脏的心脏时相相关的信息的手段之一而使用心电仪106的情况,但是实施方式不限于于此。例如,超声波诊断装置1也可以取得心音图的第II音(第二音)的时间或者通过频谱多普勒对心脏的排出血流的计测而求出的大动脉瓣关闭(Aortic Valve Close:AVC)时间,来取得与被检体P的心脏的心脏时相相关的信息。此外,例如,超声波诊断装置1也可以通过针对所摄像的超声波图像数据的图像处理来提取心脏瓣的开闭的定时,并基于该定时取得被检体的心脏时相。换言之,超声波诊断装置1的处理电路170能够执行取得被检体的心脏时相的心脏时相取得功能。此外,心脏时相取得功能是心脏时相取得部的一个例子。此外,心电仪106是检测部的一个例子。

[0153] 第四实施方式所涉及的显示控制功能172基于心电信号,使得显示与通过其他医用图像诊断装置摄像到的医用图像数据的心脏时相为大致相同的心脏时相的超声波图像。例如,显示控制功能172使得显示大致实时地生成的B模式图像,并且,显示与X射线CT图像数据的心脏时相(例如,舒张末期等)为大致相同的心脏时相的B模式图像。

[0154] 图11是用于说明第四实施方式所涉及的显示控制功能172的处理的图。图11表示通过显示控制功能172的处理而显示在显示器103上的显示画面的一个例子。此外,在图11中例示X射线CT图像数据的心脏时相为舒张末期(ED:End Diastole)的情况。

[0155] 如图11所示那样,显示控制功能172使得显示超声波图像10、2DCT图像20、以及多普勒波形30。在此,超声波图像10为大致实时的图像,2DCT图像20为舒张末期(ED)的图像。此外,关于超声波图像10、2DCT图像20及多普勒波形30的详细情况,由于与图3A相同,因此省略说明。

[0156] 在此,在X射线CT图像数据的心脏时相为舒张末期(ED)的情况下,显示控制功能172基于心电信号,使得显示心脏时相为舒张末期(ED)的超声波图像60。例如,显示控制功能172参照由心电仪106检测到的心电信号(心电波形),确定与舒张末期对应的时刻。然后,显示控制功能172使用与所确定的时刻对应的超声波图像数据,生成显示用的超声波图像60,并使其显示在显示器103上。以后,显示控制功能172每当检测到表示舒张末期的心电信号时,生成与所检测到的时刻对应的超声波图像60,对显示器103上所显示的超声波图像60进行更新。

[0157] 此外,显示控制功能172使得在舒张末期(ED)的超声波图像60上显示距离门标记61及角度校正标记62。具体地说,显示控制功能172使距离门标记61显示在与距离门标记11、21对应的位置,以与角度校正标记12、22对应的角度使角度校正标记62显示。

[0158] 如此,显示控制功能172使得显示与通过同时显示功能显示的其他医用图像数据的心脏时相为大致相同的心脏时相的超声波图像。据此,例如,操作者能够在同时参照心脏

时相对齐的2DCT图像及超声波图像的同时进行距离门标记及角度校正标记的调整。

[0159] 此外,图11所例示的内容仅为一个例子,不限于图示的内容。例如,显示控制功能172不一定使大致实时的超声波图像10显示。即使不显示大致实时的超声波图像10的情况下,操作者也能够同时在参照心脏时相对齐的2DCT图像及超声波图像的同时进行距离门标记及角度校正标记的调整。此外,显示控制功能172还能够代替舒张末期(ED)的超声波图像60而显示收缩末期(ES:End Systole)的超声波图像,还能够使3个以上的不同时相的超声波图像同时显示在显示器103上。

[0160] 此外,在第四实施方式中说明过的内容除了显示控制功能172使与X射线CT图像数据的的心脏时相为大致相同的的心脏时相的超声波图像显示这一点以外,与在上述的实施方式中说明的内容相同。即,在上述的实施方式中说明的构成及变形例,除了显示控制功能172使与X射线CT图像数据的的心脏时相为大致相同的的心脏时相的超声波图像显示这一点以外,在第四实施方式也能够应用。

[0161] (第五实施方式)

[0162] 在上述的实施方式中说明了在截面像(超声波图像或者2DCT图像)上进行距离门标记及角度校正标记的调整的情况,但是实施方式不限于此。例如,超声波诊断装置1能够受理用于在立体地显示的绘制图像上对距离门标记进行调整的操作。

[0163] 图12是表示第五实施方式所涉及的超声波诊断装置1的构成例的框图。如图12所示那样,第五实施方式所涉及的超声波诊断装置1在与图1所例示的超声波诊断装置1相同的构成的基础上,处理电路170还具有收发控制功能175。因此,在第五实施方式中,与上述实施方式的不同点为中心进行说明,关于与在第一实施方式中说明了的构成相同的功能的点省略说明。

[0164] 第五实施方式所涉及的超声波探头101为二维阵列探头。超声波探头101例如在对二维的扫描截面进行扫描的情况下,能够变更相对于超声波探头101而言的扫描截面的方向。即,操作者不改变与被检体P的体表抵接的超声波探头101的位置、方向,就能够使扫描截面的方向变更(偏转)。

[0165] 第五实施方式所涉及的收发控制功能175进行使通过超声波探头101扫描的扫描截面的方向变更的控制。例如,当操作者进行使扫描截面向仰角方向倾斜5度的含义的指示时,收发控制功能175向超声波探头101发送使扫描截面向仰角方向倾斜5度的含义的指示。由此,超声波探头101使扫描截面向仰角方向倾斜5度。

[0166] 第五实施方式所涉及的显示控制功能172使得显示通过对三维的X射线CT图像数据即体数据进行绘制处理而生成的绘制图像。此外,第五实施方式所涉及的显示控制功能172与第二实施方式所涉及的显示控制功能172的处理相同,因此省略说明。

[0167] 第五实施方式所涉及的受理功能173受理在绘制图像上对位置标记的位置进行变更的操作。例如,受理功能173受理在通过显示控制功能172生成的绘制图像上设定距离门标记的设定操作。

[0168] 图13A及图13B是用于说明第五实施方式所涉及的受理功能173的处理的图。图13A例示操作者进行设定操作之前的显示画面的一个例子。此外,图13B例示操作者进行了设定操作之后的显示画面的一个例子。

[0169] 如图13A所示那样,显示控制功能172使得显示超声波图像10、2DCT图像20及体绘

制图像50。此外,关于超声波图像10及2DCT图像20的详细情况,由于与图8相同,因此省略说明。

[0170] 在此,显示控制功能172作为用于在体绘制图像50上对距离门标记进行调整的UI,使位置调整用标记53显示。

[0171] 例如,当操作者输入对距离门标记11、21的位置进行调整的含义的指示时,受理功能173使位置调整用标记53显示在体绘制图像50上。然后,操作者对任意的输入装置102(转轮、拨盘、鼠标、键盘等)进行操作,而对位置调整用标记53的位置进行变更。例如,通过用鼠标光标对体绘制图像50上的任意坐标进行指定,由此对位置调整用标记53的前端的坐标进行指定。在该阶段,距离门标记11、21的位置不被变更,而仅位置调整用标记53的位置在体绘制图像50上被变更。在操作者判断为作为距离门标记11、21的位置而在适当的位置设定了位置调整用标记53的情况下,按下确定按钮。当确定按钮被按下时,受理功能173受理为在由操作者指定的坐标(以下,还记载为“指定坐标”)设定距离门标记11、21的操作。

[0172] 然后,受理功能173判断指定坐标是否存在于扫描截面上(超声波图像10上)。在指定坐标不存在于扫描截面上的情况下,受理功能173将指定坐标向收发控制功能175进行通知。

[0173] 当通过受理功能173通知了指定坐标时,收发控制功能175以所通知的指定坐标包含于扫描截面的方式对扫描截面的方向进行变更。例如,收发控制功能175对从指定坐标穿过的扫描截面的角度(仰角或者俯角)进行计算。然后,收发控制功能175进行使扫描截面倾斜到计算出的角度的控制。由此,超声波探头101使扫描截面倾斜为扫描截面穿过指定坐标。然后,如图13B所示那样,受理功能173在倾斜后的扫描截面(超声波图像10)上,使距离门标记11、21移动到穿过指定坐标的位置。

[0174] 另一方面,在指定坐标存在于扫描截面上(超声波图像10上)的情况下,受理功能173在扫描截面上使距离门标记11、21移动到穿过指定坐标的位置。在该情况下,收发控制功能175不进行对扫描截面的方向进行变更的控制。

[0175] 如此,受理功能173受理在体绘制图像50上对距离门标记11、21的位置进行变更的操作。然后,收发控制功能175以使通过操作而变更后的距离门标记11、21的位置包含于扫描截面的方式进行对扫描截面的方向进行变更的控制。然后,受理功能173在方向被变更后的扫描截面上,使距离门标记11、21移动到穿过指定坐标的位置。由此,操作者能够在作为形态信息的、正确性优良的体绘制图像50上对距离门标记进行调整,因此能够正确且容易地收集所希望的位置的血流信息。

[0176] 此外,图13A及图13B所示的内容仅为一个例子,不限于图示的内容。例如,在图13A及图13B中说明了作为绘制图像而显示描绘出心脏整体的体绘制图像50的情况,但并不局限于此,例如,也可以显示仅描绘出冠状动脉的体绘制图像。此外,显示控制功能172也可以在图13A及图13B所示的图像的基础上还使多普勒波形30、计测结果40显示。

[0177] 此外,在第五实施方式中说明过的内容除了受理功能173受理用于在绘制图像上调整距离门标记的操作这一点以外,与在上述的实施方式中说明过的内容相同。即,在上述的实施方式中说明了的构成及变形例,除了受理功能173受理用于在绘制图像上调整距离门标记的操作这一点以外,在第五实施方式中也能够应用。

[0178] (第六实施方式)

[0179] 在上述的实施方式中,说明了基于超声波检查进行一次血流测定的情况,但是例如,实施方式也能够应用于分别独立地进行两次以上超声波检查的情况。在该情况下,能够将在第一次的超声波检查中使用的距离门标记及角度校正标记在第二次以后的超声波检查中进行利用。因此,在第六实施方式中,说明将在第一次的超声波检查中使用的距离门标记及角度校正标记在第二次以后的超声波检查中进行利用的情况。

[0180] 图14是用于说明第六实施方式所涉及的超声波诊断装置1的处理的图。图14例示依次进行X射线CT图像数据的摄影(S11)、第一次的超声波检查(S12)、以及第二次的超声波检查(S13)的情况。

[0181] 此外,作为如图14那样进行多次超声波检查的情况下,能够列举进行通过支架使冠状动脉的狭窄部位扩张的冠状动脉支架置入术的情况。在该情况下,在置入支架的前后合计进行两次超声波检查,由此进行冠状动脉支架置入术对血流改善效果的评价。此外,冠状动脉支架置入术仅为一个例子,不限于于此。本实施方式能够在2个以上的不同时刻对相同血管位置中的血流信息进行评价的情况下广泛应用。

[0182] 如图14所示那样,在S11中,进行X射线CT图像数据的摄影。此外,X射线CT图像数据的摄影为,只要在第一次超声波检查之前,则能够在任意时刻执行。例如,X射线CT图像数据的摄影可以在第一次超声波检查紧前执行,也可以在数日前、数周前等任意时刻执行。

[0183] 在S12中,进行第一次的超声波检查。例如,显示控制功能172通过与在第一实施方式中说明过的处理相同的处理,使超声波图像10及2DCT图像20显示在显示器103上。在此,超声波图像10与在S12的第一次超声波检查中摄像的B模式图像对应。此外,2DCT图像20与在S11中摄影的X射线CT图像数据对应。此外,显示控制功能172使得在超声波图像10上显示距离门标记11及角度校正标记12。此外,显示控制功能172使得在2DCT图像20上显示距离门标记21及角度校正标记22。

[0184] 此外,通过与在第一实施方式中说明过的处理相同的处理,距离门标记11及距离门标记21的位置相互联动。此外,通过与在第一实施方式中说明过的处理相同的处理,角度校正标记12及角度校正标记22的角度相互联动。因此,操作者例如能够在2DCT图像20上对距离门标记21的位置及角度校正标记22的角度进行调整,由此对超声波图像10上的距离门标记11的位置及角度校正标记12的角度进行调整。由此,操作者能够将距离门标记11及角度校正标记12调整为所希望的位置及角度,对第一次超声波检查中的血流信息进行收集。

[0185] 在此,第六实施方式所涉及的受理功能173为,在进一步从操作者受理了对显示图像上的位置标记的位置进行确定的确定操作的情况下,将对进行了确定操作的时刻的位置标记的位置进行表示的确定位置储存于内部存储电路160。即,在S12中,在操作者执行了在2DCT图像20上确定距离门标记21的位置的操作(确定操作)的情况下,受理功能173将S12中的距离门标记21的位置作为“确定位置”而储存于内部存储电路160。

[0186] 此外,第六实施方式所涉及的受理功能173为,在进一步从操作者受理了确定操作的情况下,将对进行了确定操作的时刻的角度标记的角度进行表示的确定角度储存于内部存储电路160。即,在S12中,在由操作者执行了在2DCT图像20上确定角度校正标记22的角度的操作(确定操作)的情况下,受理功能173将S12中的角度校正标记22的角度作为“确定角度”而储存于内部存储电路160。

[0187] 在S13中,进行第二次超声波检查。此外,第二次的超声波检查只要在第一次超声

波检查之后即可,能够在任意时刻执行。例如,在进行了冠状动脉支架置入术的情况下,在其之后进行第二次的超声波检查较适合,但不限于此。例如,在定期地评价血流信息的情况下,第二次的超声波检查能够在数日后、数周后、数月后等任意时刻执行。

[0188] 例如,显示控制功能172通过与在第一实施方式中说明过的处理相同的处理,使超声波图像90及2DCT图像20显示在显示器103上。在此,超声波图像90与通过S13的第二超声波检查摄像到的B模式图像对应。此外,2DCT图像20与在S11中摄影到的X射线CT图像数据对应。此外,显示控制功能172使得在超声波图像90上显示距离门标记91及角度校正标记92。此外,显示控制功能172使得在2DCT图像20上显示距离门标记21及角度校正标记22。

[0189] 在此,第六实施方式所涉及的显示控制功能172在进一步取得了与第一次超声波检查中的超声波图像数据不同的新的超声波图像数据的情况下,使基于新的超声波图像数据及体数据中的至少一方的显示图像上,显示基于确定位置的新的位置标记。

[0190] 例如,显示控制功能172从内部存储电路160读出确定位置。该确定位置是在S12中储存于内部存储电路160的信息。然后,显示控制功能172使得在超声波图像90上显示基于确定位置的新的距离门标记93。此外,显示控制功能172使得在2DCT图像20上显示基于确定位置的新的距离门标记26。

[0191] 即,距离门标记93及距离门标记26是表示在S12(第一次超声波检查)中确定的距离门标记11、21的位置的标记。因此,操作者仅通过确认距离门标记93、26的位置,就能够容易地掌握上次超声波检查中的距离门标记的位置。因此,操作者通过在S13(第二次的超声波检查)中将距离门标记91、21的位置调整为与距离门标记93、26的位置一致,由此能够容易地使这次的距离门标记的位置与上次的距离门标记的位置一致。

[0192] 此外,第六实施方式所涉及的显示控制功能172在进一步取得了与第一次超声波检查中的超声波图像数据不同的新的超声波图像数据的情况下,使得在基于新的超声波图像数据及体数据中的至少一方的显示图像上显示基于确定角度的新的角度标记。

[0193] 例如,显示控制功能172从内部存储电路160读出确定角度。该确定角度是在S12中储存于内部存储电路160的信息。然后,显示控制功能172使得在超声波图像90上显示基于确定角度的新的角度校正标记94。此外,显示控制功能172使得在2DCT图像20上显示基于确定角度的新的角度校正标记27。

[0194] 即,角度校正标记94及角度校正标记27是对在S12(第一次超声波检查)中确定的角度校正标记12、22的角度进行表示的标记。因此,操作者仅通过确认角度校正标记94、27的角度,就能够容易地掌握上次的超声波检查中的角度校正标记的角度。因此,操作者通过在S13(第二次超声波检查)中将角度校正标记92、22的角度调整为与角度校正标记94、27的角度一致,由此能够容易地使这次的角度校正标记的角度与前次的角度校正标记的角度一致。

[0195] 如此,第六实施方式所涉及的超声波诊断装置1能够在第二次超声波检查中利用在第一次超声波检查中使用过的距离门标记及角度校正标记。此外,在图14中说明了进行两次超声波检查的情况,但是在进行3次以上的超声波检查的情况下也相同。即,在进行3次以上的超声波检查的情况下,超声波诊断装置1还能够将在第一次超声波检查中使用过的距离门标记及角度校正标记在第3次以后的超声波检查中进行利用。

[0196] 此外,为了便于图示,在图14中仅例示了超声波图像及2DCT图像,但是实施方式不

限定于此。例如,如图3A等所图示的那样,显示控制功能172还能够使多普勒波形30、计测结果40显示在显示器103上。

[0197] 此外,在图14中说明了对已确定的距离门标记及角度校正标记进行显示的情况,但是实施方式不限于此。例如,显示控制功能172也可以基于已确定的距离门标记的位置与这次设定中的距离门标记的位置之间的差分,对导引用的信息进行显示。在该情况下,显示控制功能172能够显示表示对距离门标记应该调整的方向的图像(箭头形状的图像等)、表示调整量的信息(表示距离的数值等)。此外,显示控制功能172对于角度校正标记也能够同样地显示基于差分的导引用的信息。

[0198] (其他实施方式)

[0199] 除了上述的实施方式以外,也可以通过各种不同方式来实施。

[0200] (向CWD法的应用)

[0201] 例如,在上述的实施方式及变形例中说明了应用于基于PWD法的血流信息(多普勒波形)的收集的情况,但是实施方式不限于此。例如,上述的实施方式及变形例还能够应用于基于CWD法的血流信息的收集。例如,在CWD模式中,受理功能173从操作者受理对表示线状的采样位置的位置标记进行设定的操作。此外,显示控制功能172基于对应关系,使得至少在基于通过其他医用图像诊断装置摄像而得到的体数据的显示图像上的对应的位置显示位置标记。

[0202] (与其他医用图像诊断装置的医用图像数据的同时显示)

[0203] 此外,例如,在上述的实施方式及变形例中,作为通过与超声波诊断装置1不同的医用图像诊断装置摄像而得到的医用图像数据的例子,说明了应用X射线CT图像数据的情况,但是实施方式不限于此。例如,超声波诊断装置1也能够应用于MRI图像数据与B模式图像数据被同时显示的情况。

[0204] 图15是用于说明其他实施方式所涉及的显示控制功能172的处理的图。如图15所示那样,显示控制功能172使超声波图像10、MRI图像70、以及多普勒波形30显示。此外,关于多普勒波形30,由于与图3A相同,因此省略说明。

[0205] 例如,显示控制功能172使对被检体P的包含脑的区域进行摄像而得到的MRI图像70显示。在图15所示的例子中,在MRI图像70中描绘出威利斯动脉环。此外,显示控制功能172使得在MRI图像70上显示距离门标记71、角度校正标记72、以及扫描区域标记73。此外,距离门标记71及角度校正标记72是在MRI图像70中与距离门标记11及角度校正标记12的位置及角度对应的标记。此外,扫描区域标记73是表示MRI图像70中的超声波图像10的位置的框线。

[0206] 此外,显示控制功能172使描绘出被检体P的脑的超声波图像10与MRI图像70一起显示。该超声波图像10是通过超声波探头101对被检体P的包含脑的区域进行超声波扫描而摄像得到的。

[0207] 如此,超声波诊断装置1即使在使超声波图像数据与X射线CT图像数据以外的医用图像数据同时显示的情况下,也能够应用上述的实施方式及变形例。

[0208] (基于其他医用图像诊断装置的医用图像数据的2个时相显示)

[0209] 此外,例如,在图11中说明了使不同的2个时相的超声波图像数据同时显示的情况,但是实施方式不限于此。例如,超声波诊断装置1能够使与超声波诊断装置1不同的其

他医用图像诊断装置的医用图像数据在相互不同的2个时相显示。

[0210] 图16是用于说明其他实施方式所涉及的显示控制功能172的处理的图。图16表示通过显示控制功能172的处理而显示在显示器103上的显示画面的一个例子。此外,在图16中,X射线CT图像数据是以规定的帧率(体率)对三维的体数据进行多次摄影而得到的动态体数据(4DCT图像数据)。

[0211] 如图16所示那样,显示控制功能172使舒张末期(ED)的2DCT图像20与收缩末期(ES)的2DCT图像80同时显示。此外,关于超声波图像10及多普勒波形30,由于与图3A相同,因此省略说明。

[0212] 如此,显示控制功能172使不同的2个时相(2个定时)的2DCT图像20、80显示。据此,操作者能够选择对距离门标记、角度校正标记的调整适合的时相的2DCT图像。例如,在心动过快、心率不齐的患者中,不一定确定出适当定时的图像。此外,在图像模糊较剧烈的情况下,也难以区分哪个定时的图像较适合。因此,超声波诊断装置1通过使不同的2个时相(2个定时)的2DCT图像20、80显示,由此能够向操作者以可选择的方式提示适当时相的2DCT图像。因此,即使在心动过快、心率不齐的患者、图像模糊较剧烈的情况下,操作者也能够选择适合时相的2DCT图像。此外,例如,操作者通过一方面保持认为适合的时相的2DCT图像、另一方面手动或者自动地切换时相使2DCT图像显示,由此能够选择更适当的时相。

[0213] 此外,图16所示的内容仅为一个例子,不限于图示的内容。例如,图16所示的内容也可以与使不同的2个时相的超声波图像数据同时显示的情况(图11)组合来实现。

[0214] (医用图像处理装置)

[0215] 例如,在上述的实施方式及变形例中说明了处理电路170的构成要素即取得功能171、显示控制功能172及受理功能173所执行的各处理功能在超声波诊断装置1中执行的情况,但是实施方式不限于于此。例如,上述的各处理功能也可以在工作站等医用图像处理装置中执行。此外,在该情况下,取得功能171能够从位置检测系统不是取得超声波图像数据的位置信息,而是取得预先与超声波图像数据建立对应地存储的位置信息。此外,取得功能171在超声波图像数据中的位置与通过与超声波诊断装置1不同的其他医用图像诊断装置进行摄像而得到的体数据中位置之间的对应关系既已生成、被存储于规定的存储电路的情况下,也能够取得该对应关系。

[0216] 此外,图示的各装置各构成要素为功能概念性的要素,不一定需要在物理上如图示那样构成。即,各装置的分散・统合的具体方式不限于图示的情况,能够将其全部或者一部分根据各种负荷、使用状况等按照任意的单位在功能上或者物理上分散・统合地构成。并且,在各装置中进行的各处理功能的全部或者任意的一部分,能够通过CPU及由该CPU解析执行的程序来实现,或者,作为基于布线逻辑的硬件来实现。

[0217] 此外,在上述的实施方式及变形例中说明的各处理之中,作为自动地进行的处理而说明的处理的全部或者一部分能够手动地进行,或者,作为手动地进行的处理而说明的处理的全部或者一部分也能够通过公知的方法来自动地进行。此外,关于上述说明中、附图中表示的处理步骤、控制步骤、具体的名称、各种数据、包含参数的信息,除了特别记载的情况以外能够任意地变更。

[0218] 此外,在上述的实施方式及变形例中说明的图像处理方法能够通过由个人计算机、工作站等计算机执行预先准备的图像处理程序来实现。该图像处理方法能够经由互联

网等网络来发布。此外,该超声波成像方法能够记录到硬盘、软盘(FD)、CD-ROM、MO、DVD等能够由计算机读取的记录介质,并通过由计算机从记录介质读出而执行。

[0219] 此外,在上述的实施方式及变形例中,所谓大致实时意味着每当产生成为处理对象的各数据时就即时进行各处理。例如,大致实时地显示图像的处理并不局限于被检体被摄像的时刻与图像被显示的时刻完全一致的情况,还包括由于图像处理等各处理所需的时间而导致图像稍微延迟地显示的情况的概念。

[0220] 此外,在上述的实施方式及变形例中,所谓大致相同的心脏时相,不仅是与某个心脏时相完全一致的心脏时相,还包括在对实施方式无影响的范围内偏离的心脏时相、由于心电波形的检测误差而偏离的心脏时相的概念。例如,在获得所希望的心脏时相(例如R波)的B模式图像的情况下,根据超声波诊断装置1的帧率而有时是不存在与R波完全一致的B模式图像的。在该情况下,通过使用R波前后的帧的B模式图像来进行插补处理,由此可以生成推测为R波的B模式图像,也可以选择接近于R波的时刻的B模式图像作为R波的B模式图像。此外,在此选择的B模式图像优选为最接近R波的图像,但只要是对实施方式无影响的范围即可,也能够选择不是最接近的图像。

[0221] 根据以上说明的至少一个实施方式,能够使血流信息的正确性及定量性提高。

[0222] 对本发明的几个实施方式进行了说明,但这些实施方式是作为例子提示的,不意图限定发明的范围。这些新的实施方式能够以其他方式来实施,在不脱离发明的主旨的范围内能够进行各种省略、置换、变更。这些实施方式及其变形被包含于发明的范围及主旨,并且被包含于权利要求书所记载的发明及其等同的范围。

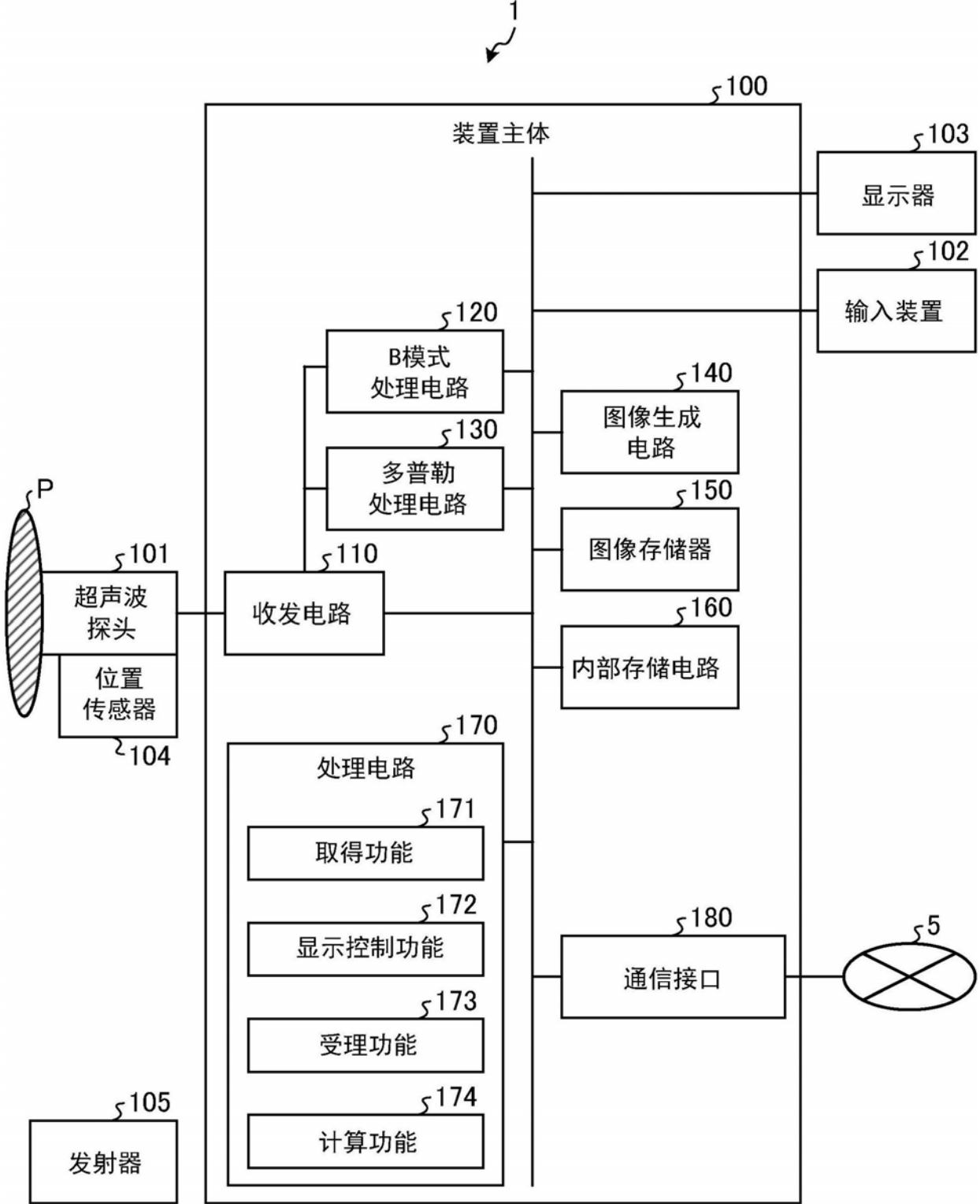


图1

X射线CT图像数据（体数据）

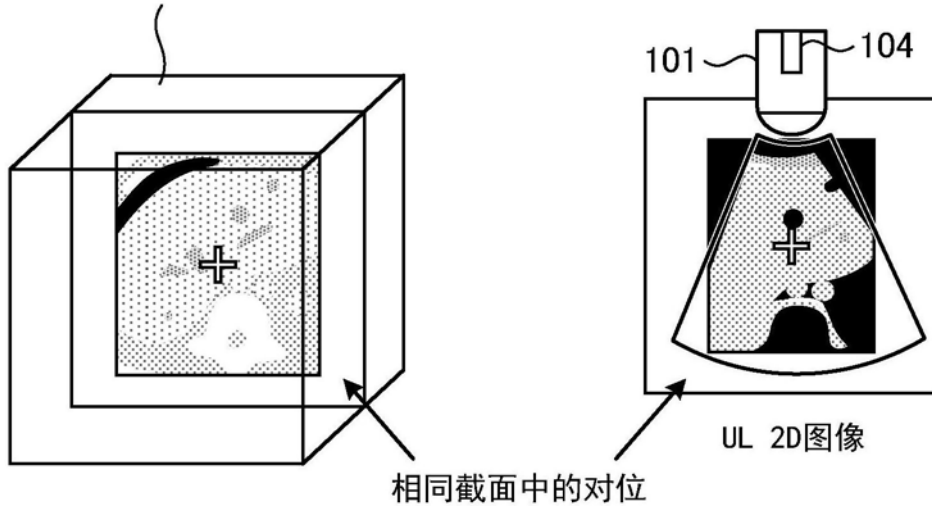


图2

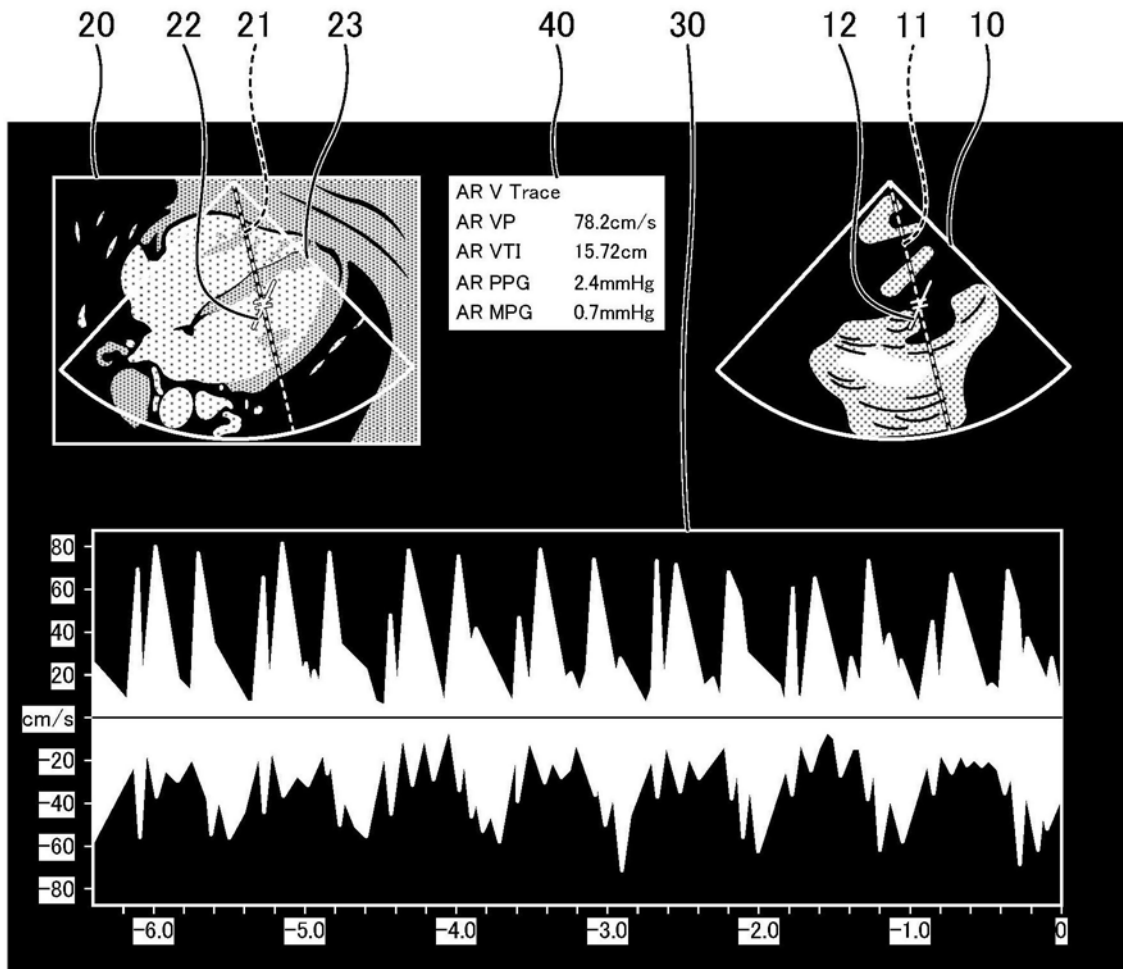


图3A

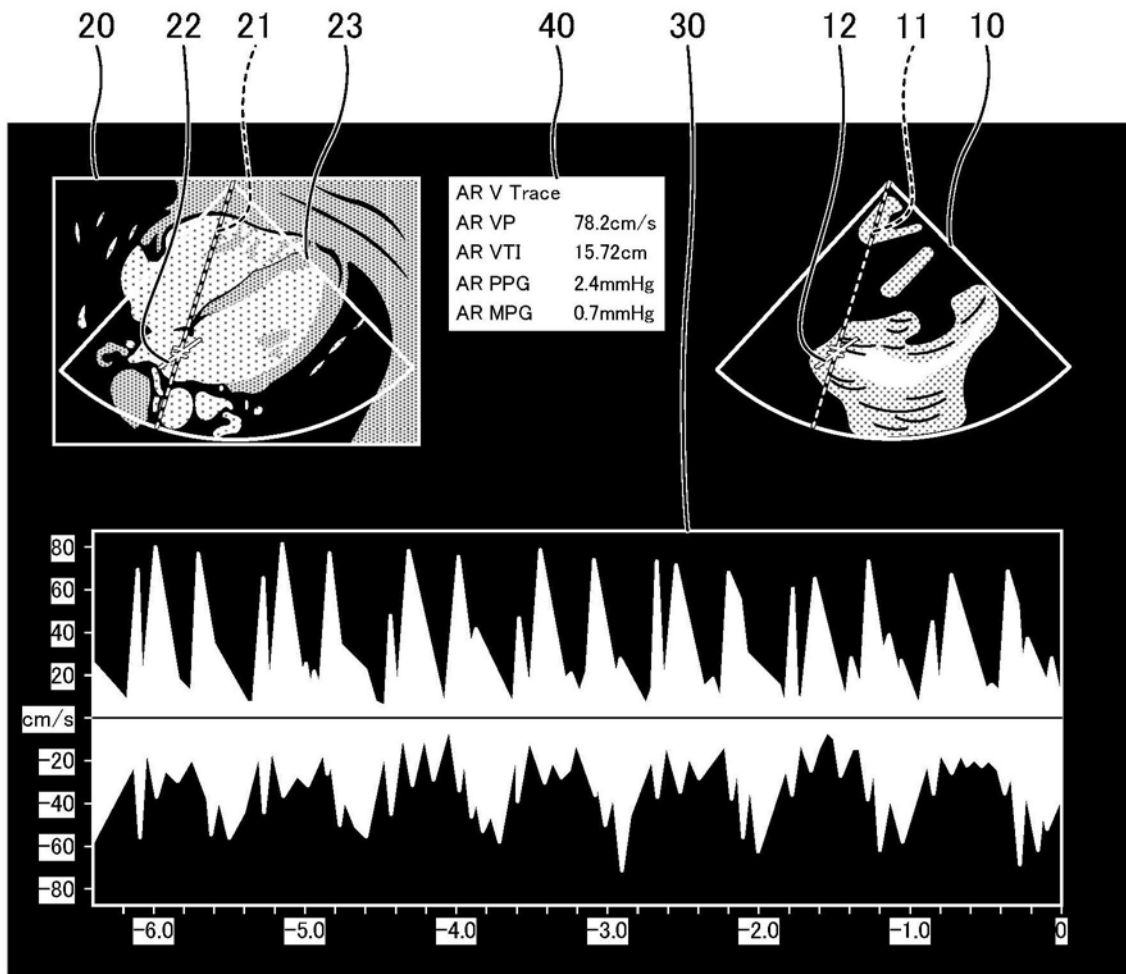


图3B

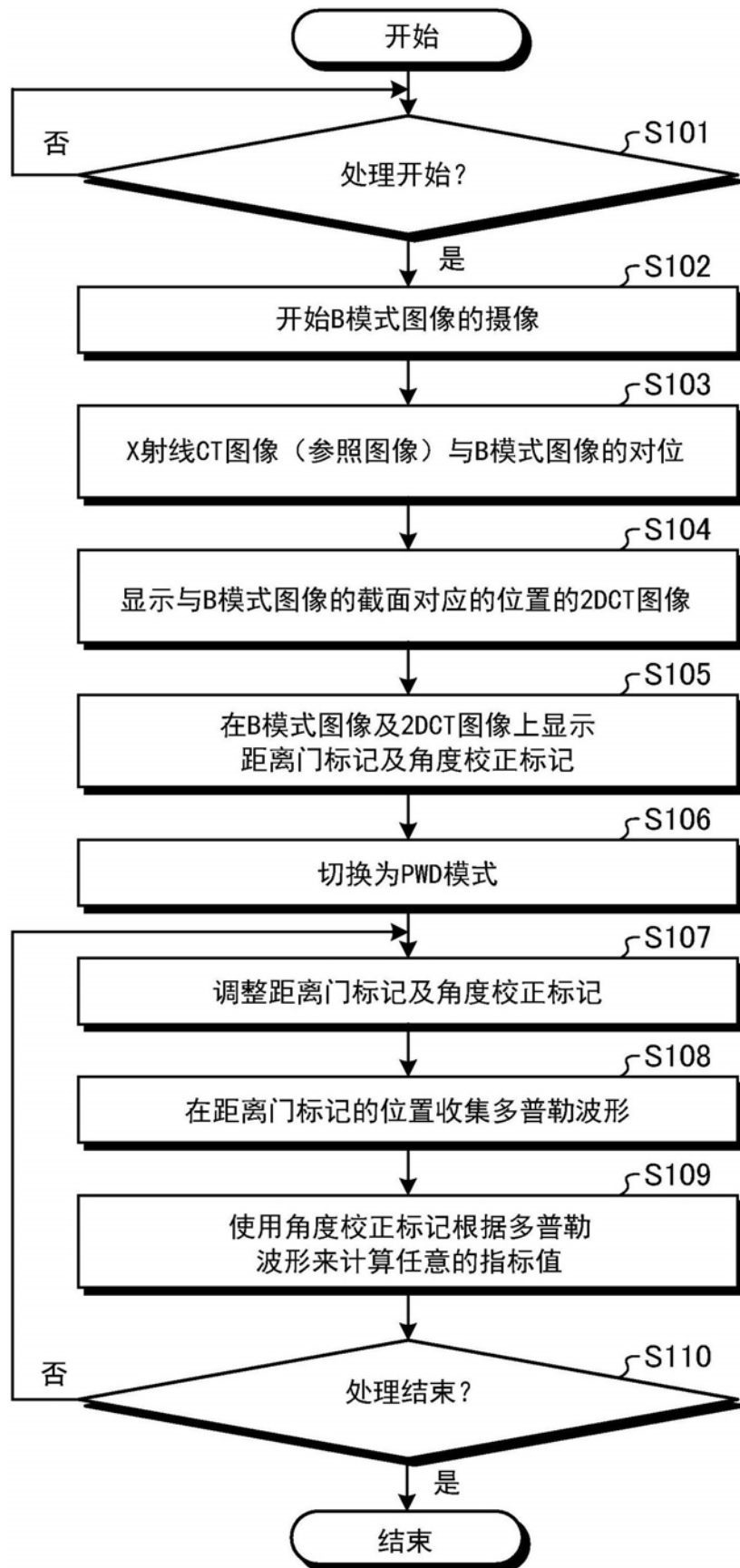


图4

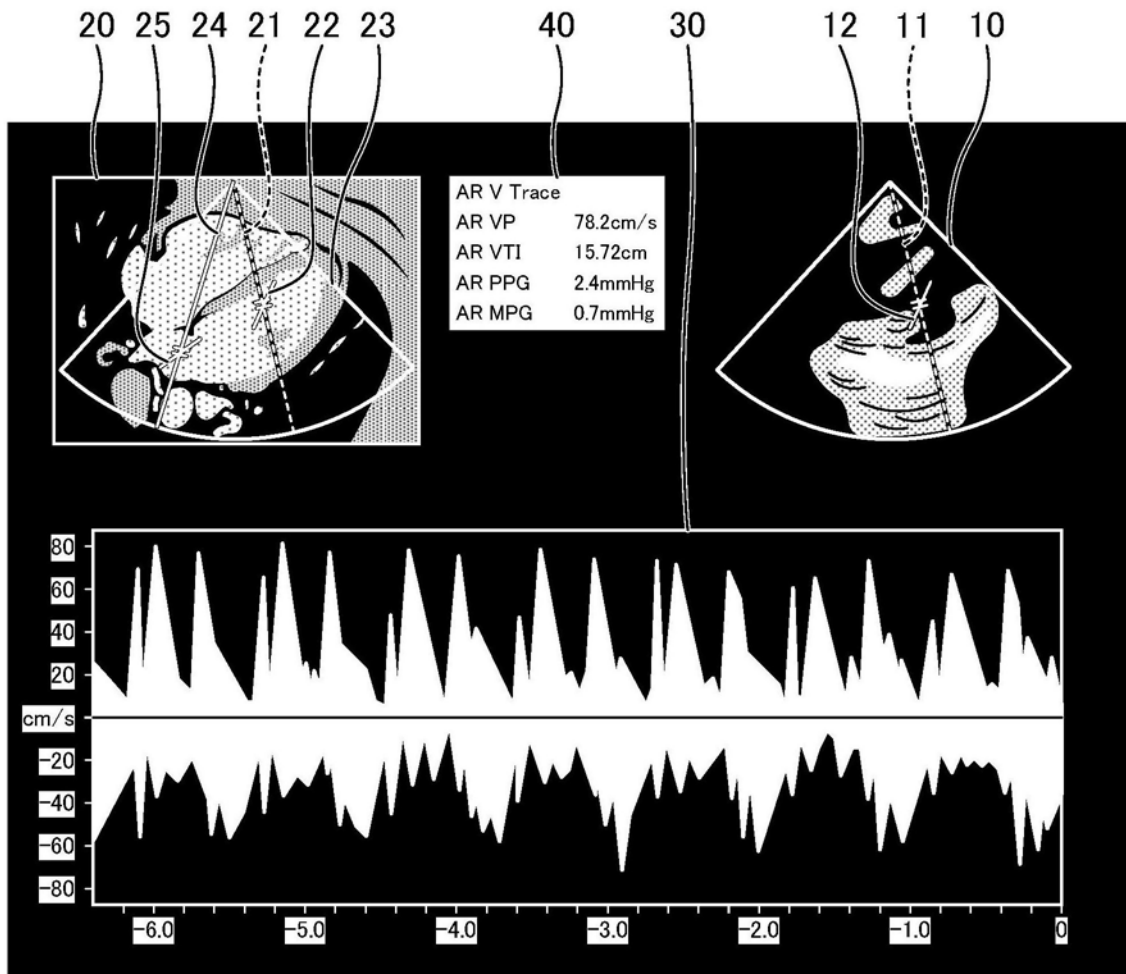


图5

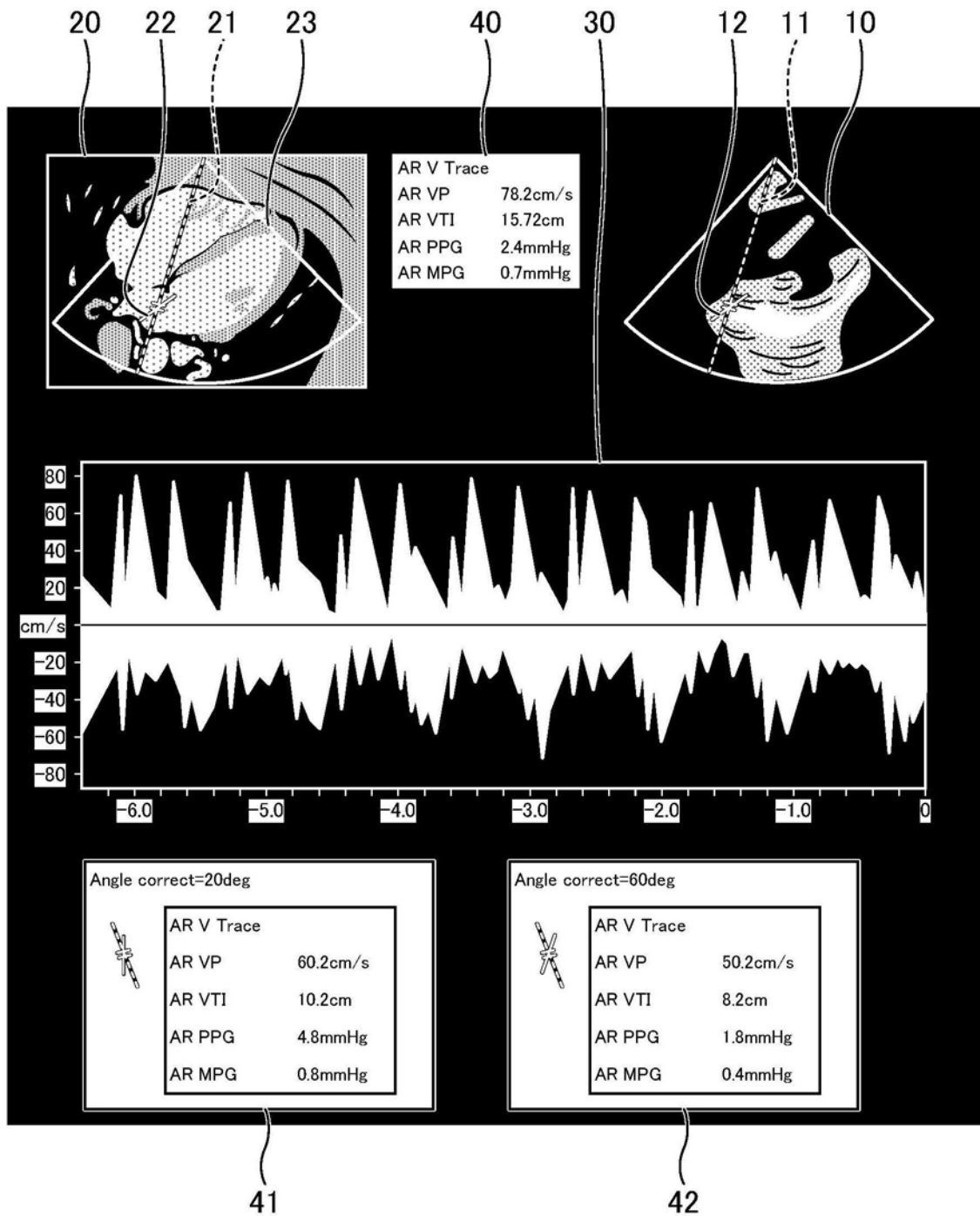


图6

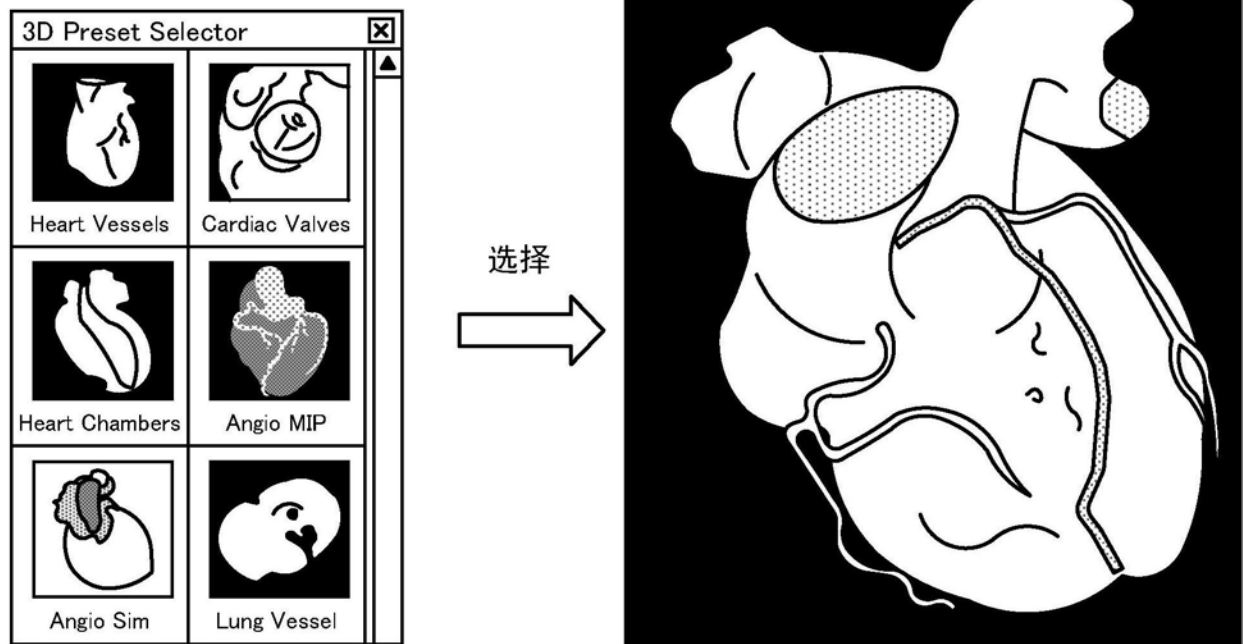


图7

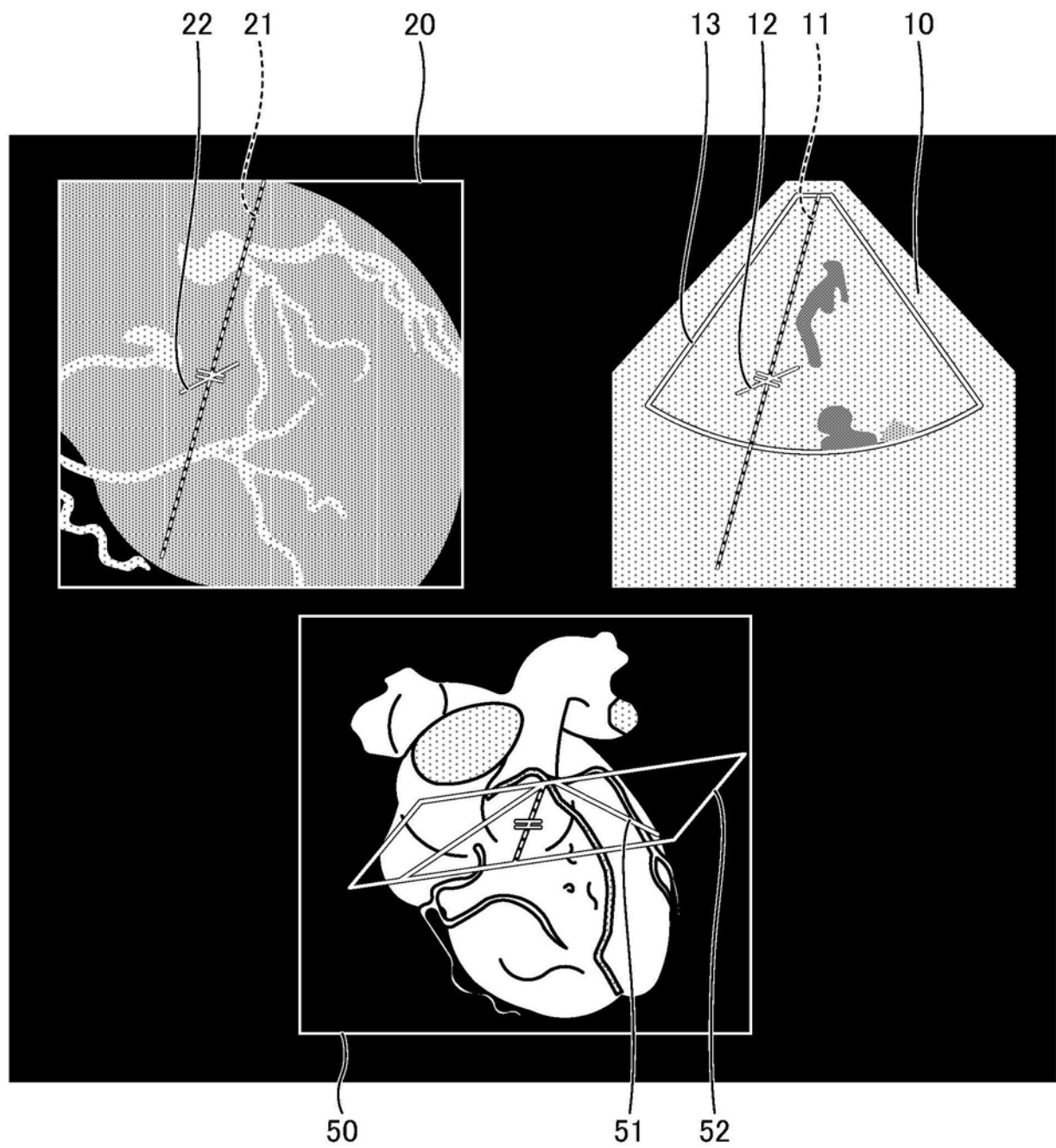


图8

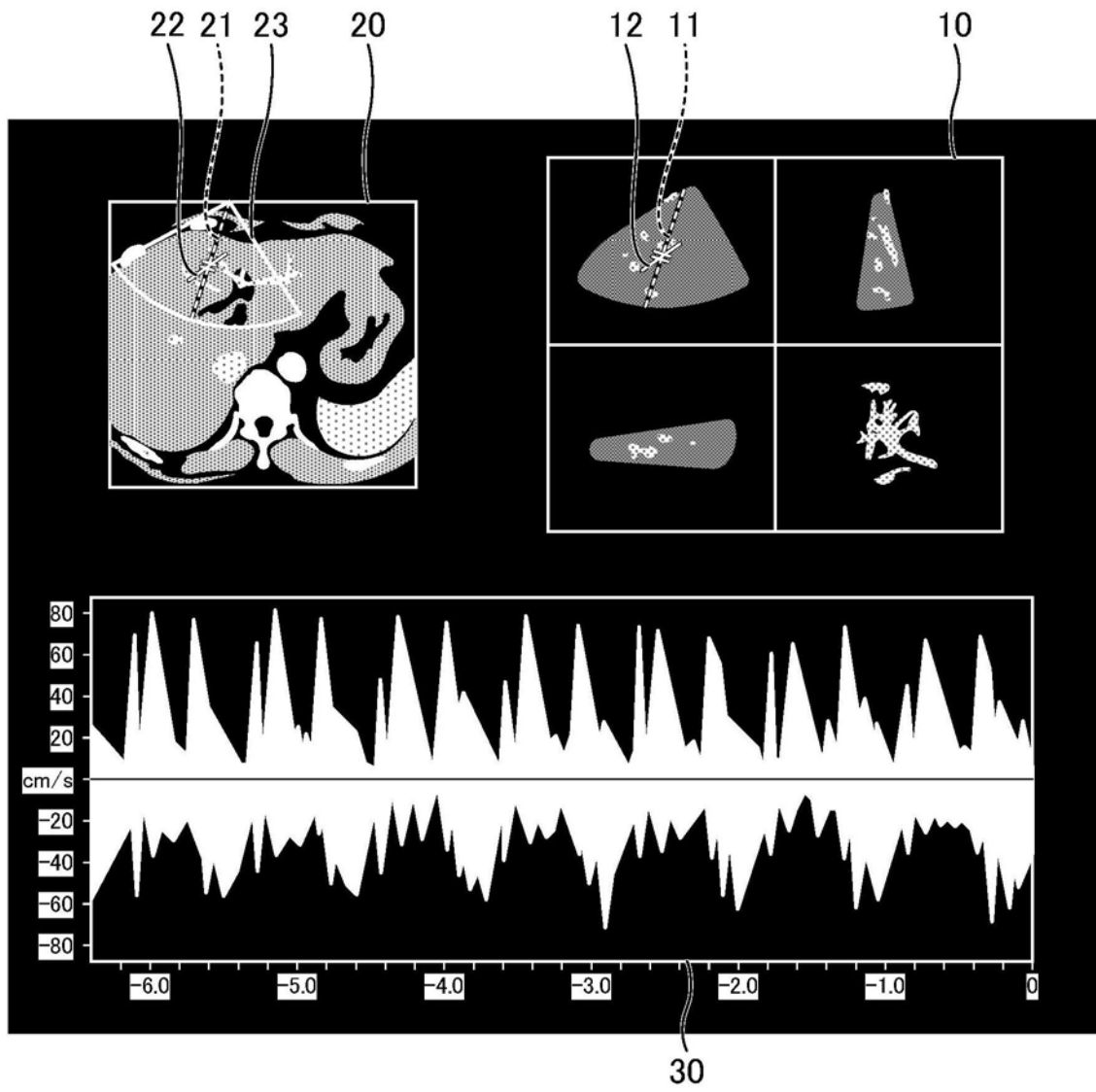


图9

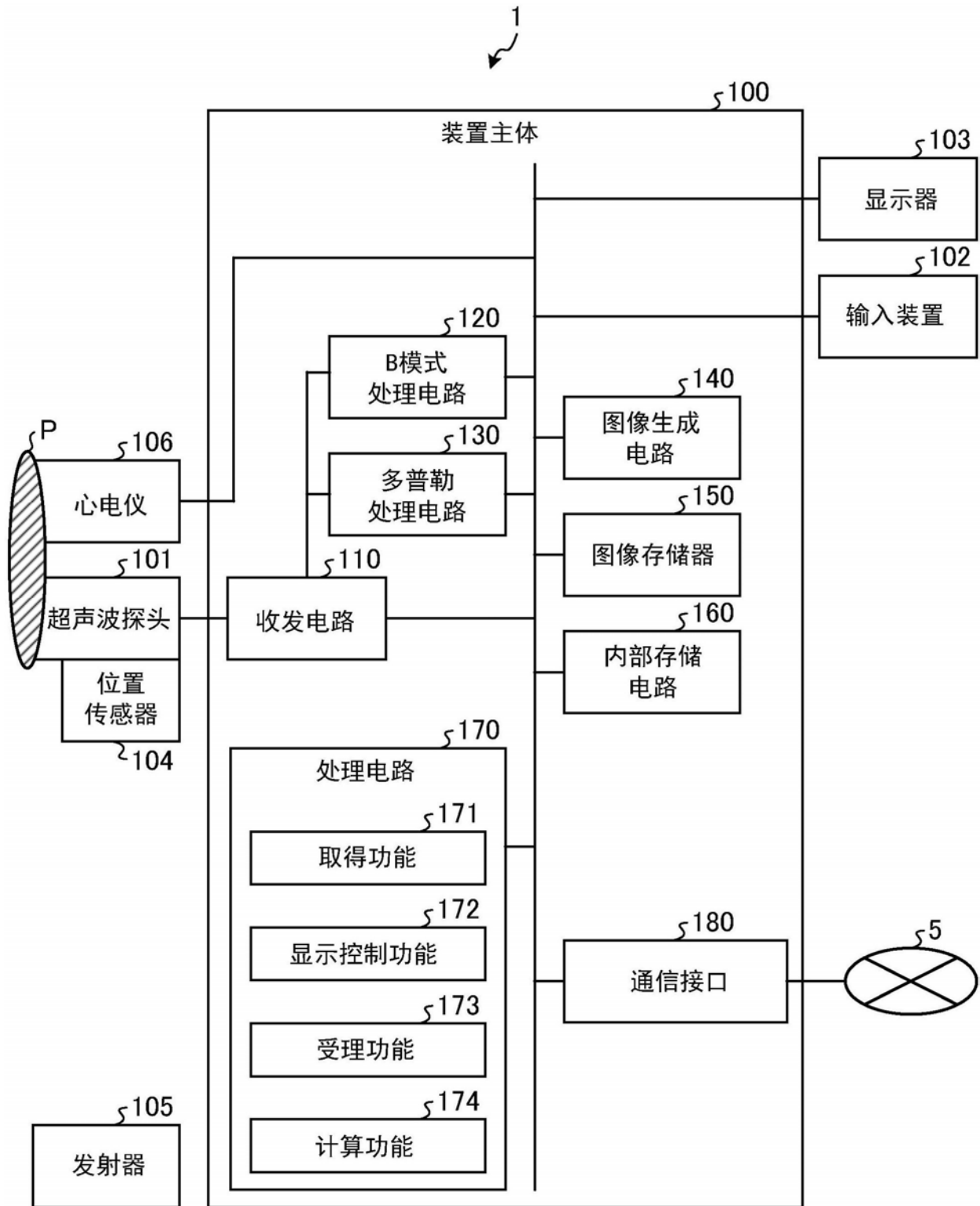


图10

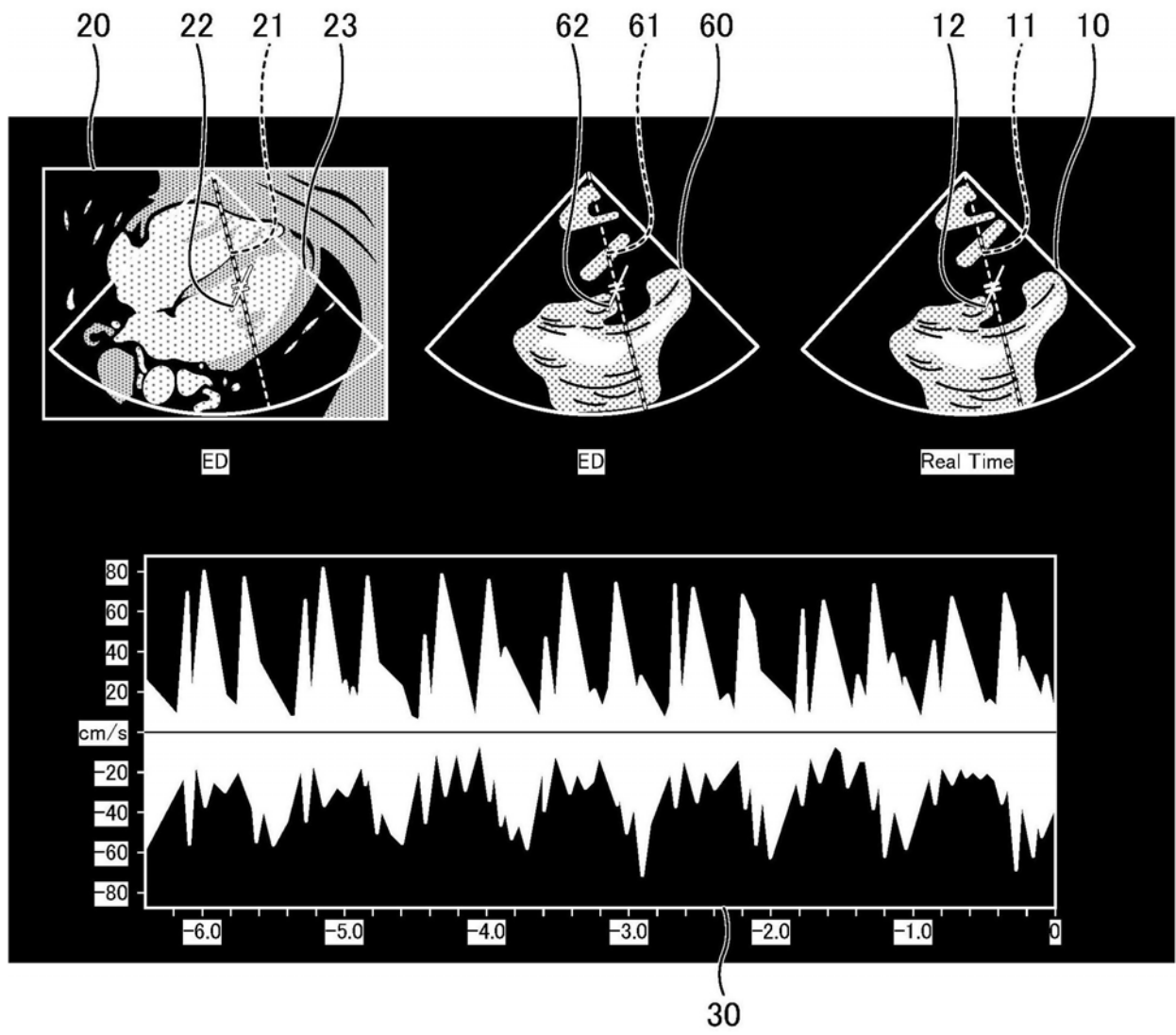


图11

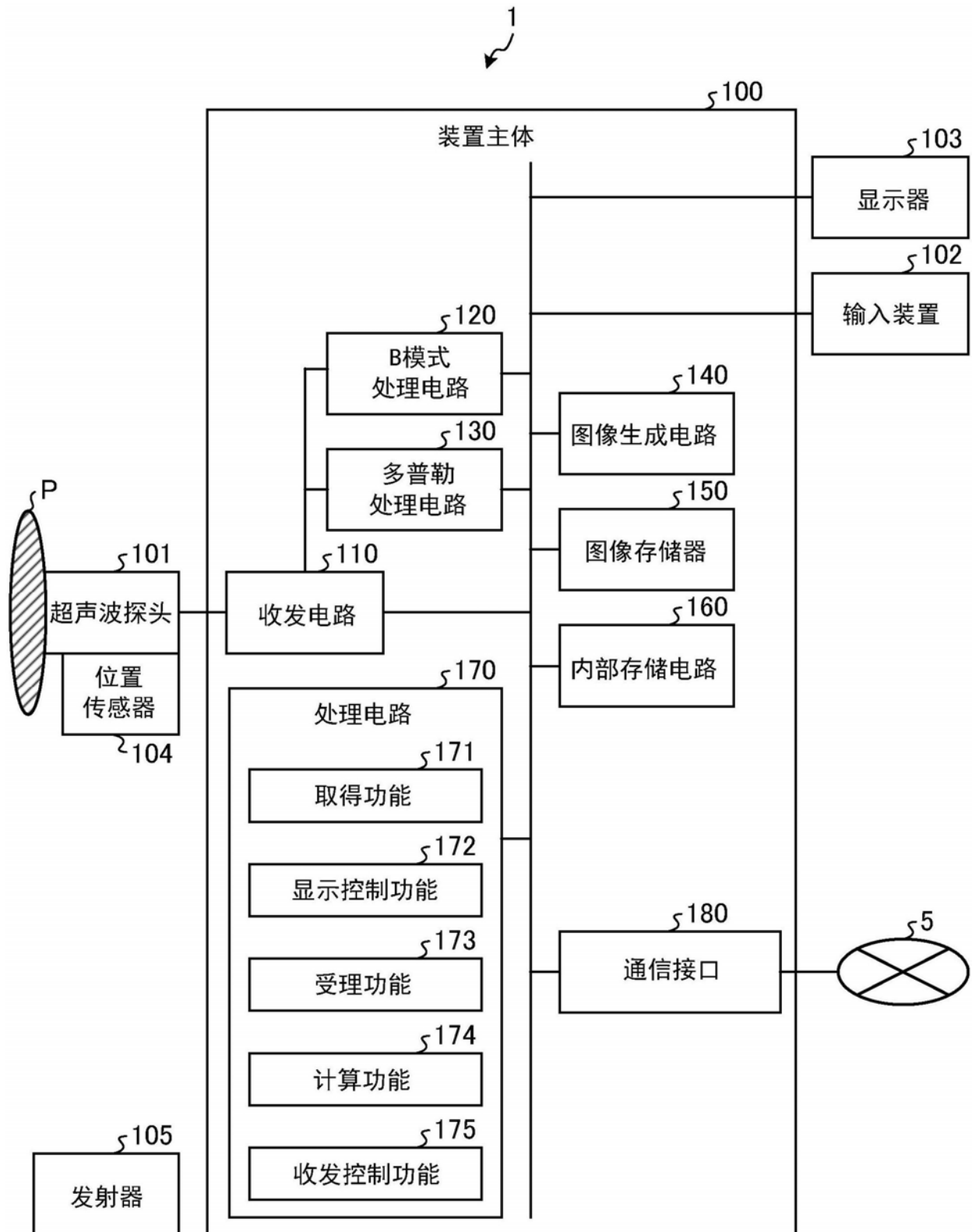


图12

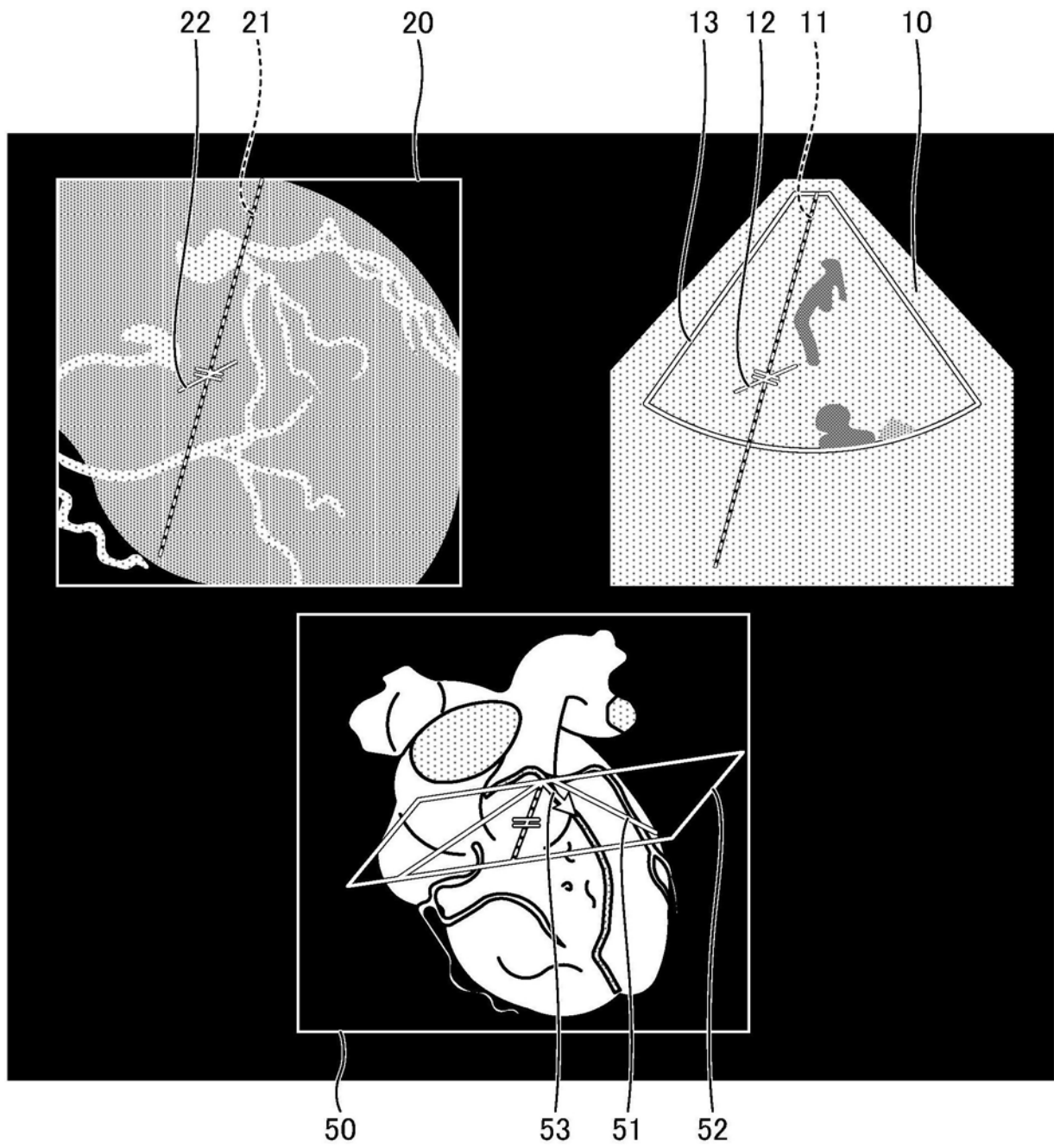


图13A

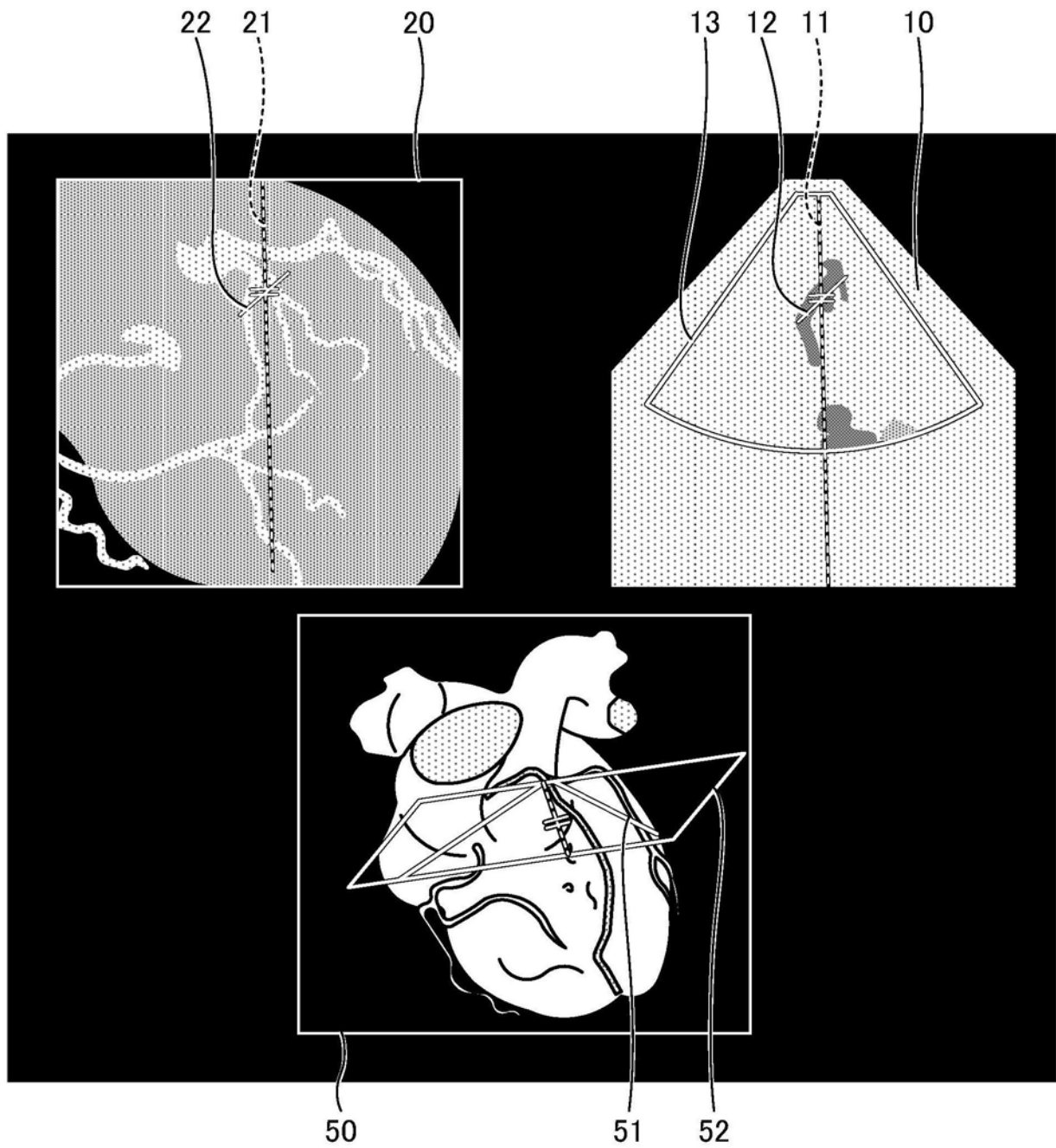


图13B

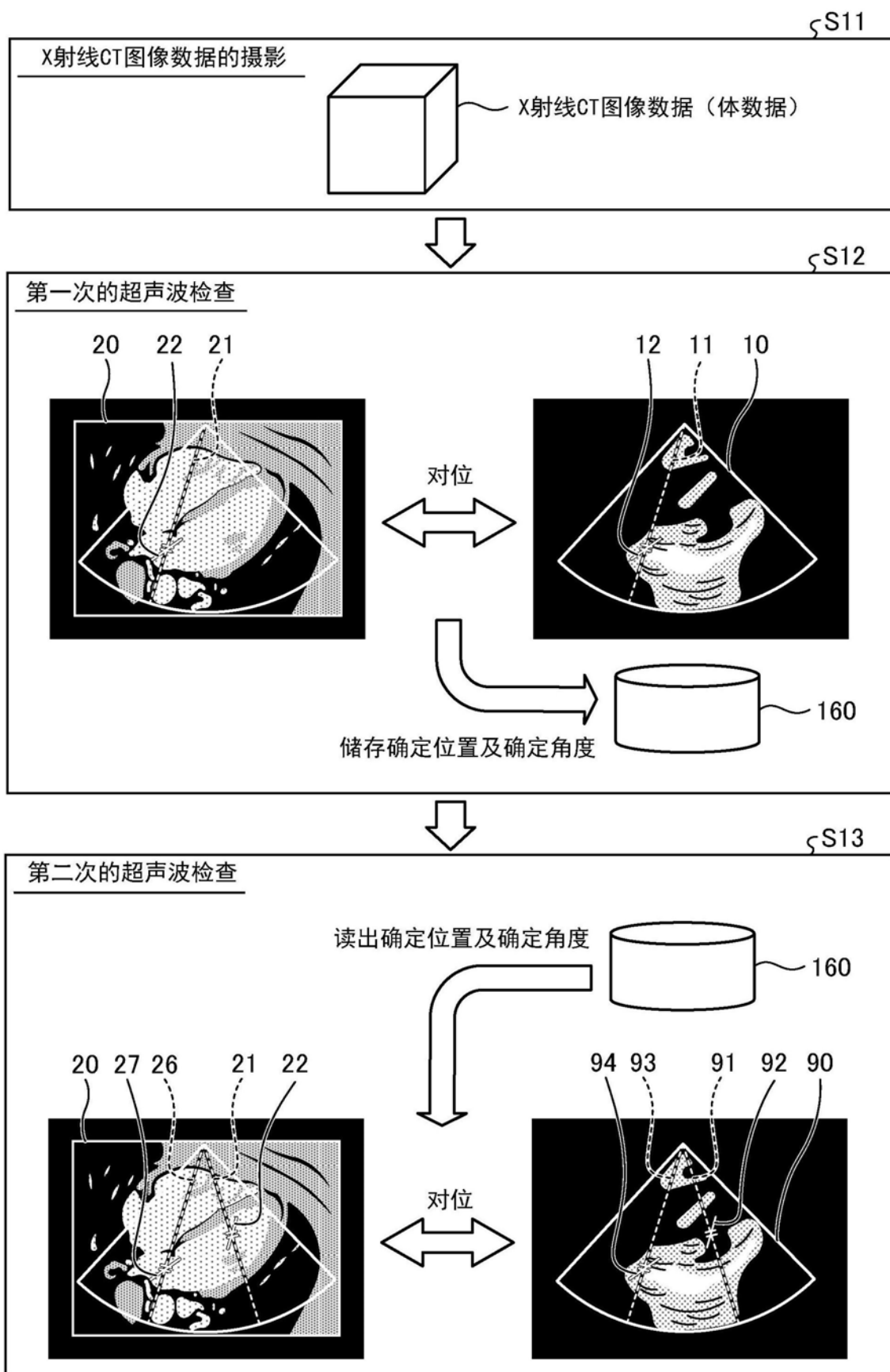


图14

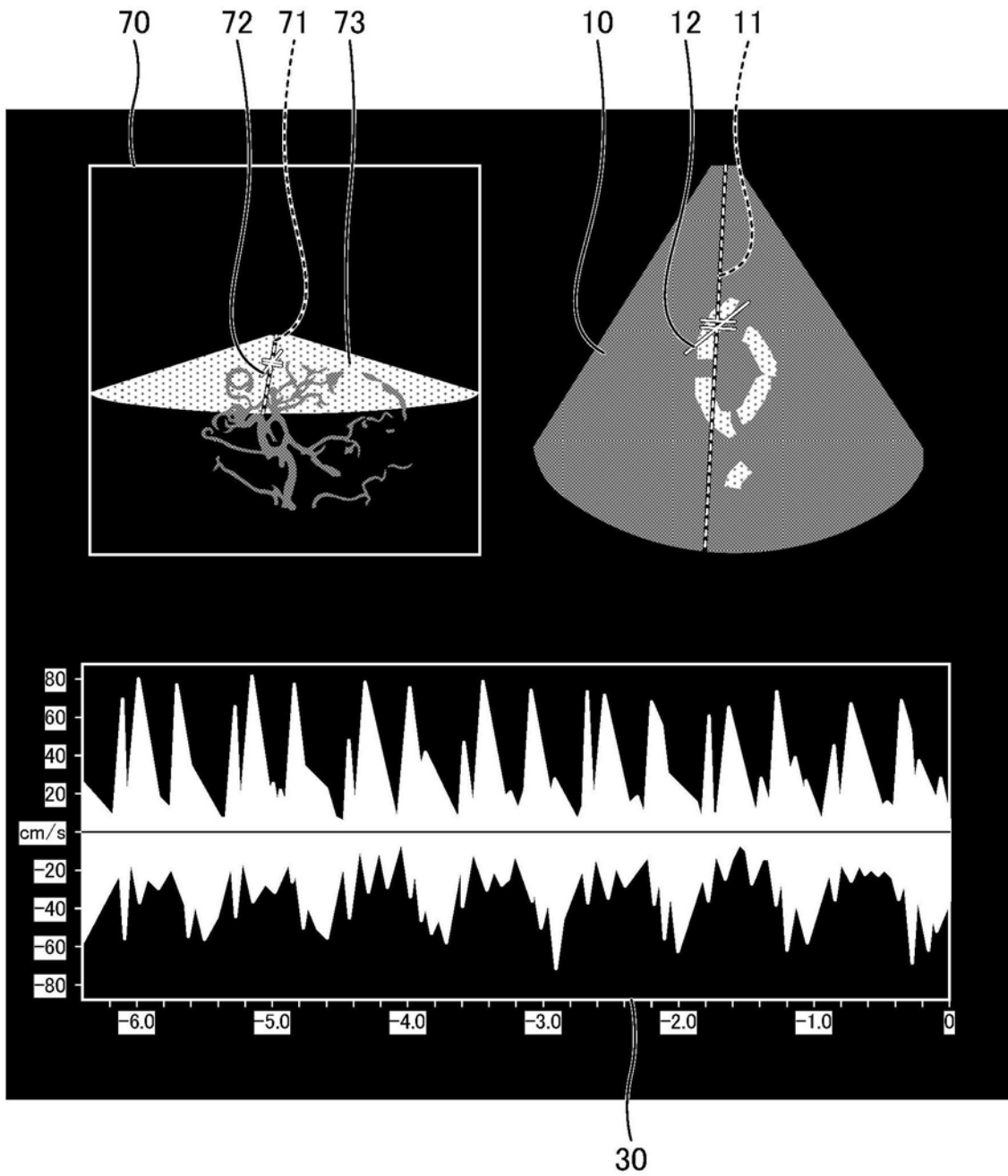


图15

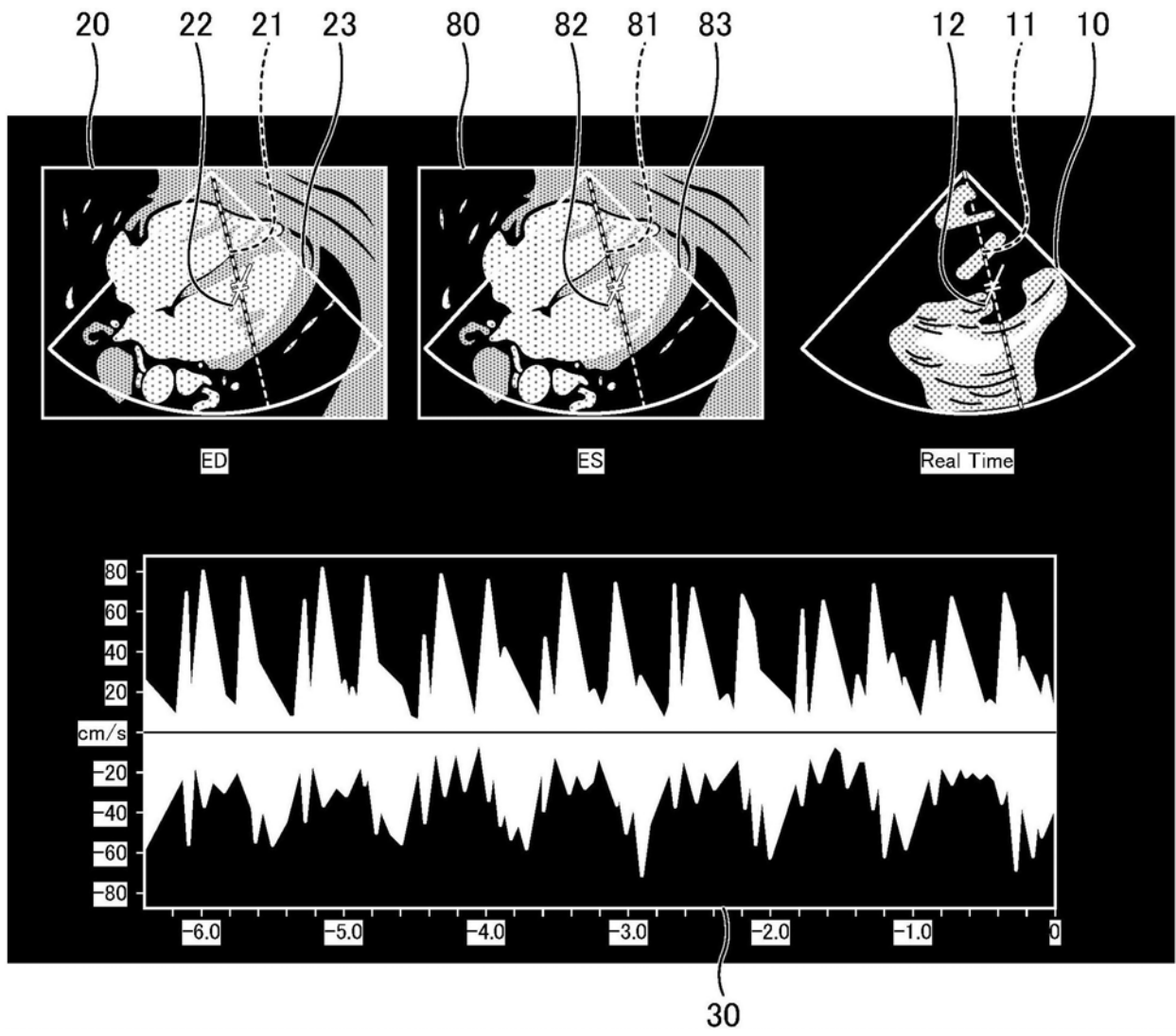


图16

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理方法		
公开(公告)号	CN108283505A	公开(公告)日	2018-07-17
申请号	CN201810021593.8	申请日	2018-01-10
[标]发明人	小林丰 小林幸史 松永智史 岭喜隆 中井淳 樋口治郎 手塚和男 中屋重光		
发明人	小林丰 小林幸史 松永智史 岭喜隆 中井淳 樋口治郎 手塚和男 中屋重光		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/4411 A61B8/4444 A61B8/463 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5215 A61B8/145 A61B8/4254 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/5223 A61B8/54 G16H50/30		
优先权	2017002058 2017-01-10 JP 2017251159 2017-12-27 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供能够使血流信息的正确性及定量性提高的超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理方法。实施方式的超声波诊断装置具备超声波探头、取得部、受理部及显示控制部。超声波探头对被检体的三维区域进行超声波扫描，从上述被检体接收反射波。取得部取得基于上述反射波的上述三维区域的超声波图像数据中的位置与通过其他医用图像诊断装置对上述被检体进行摄像而得到的体数据中的位置之间的对应关系。受理部从操作者受理在上述超声波图像数据的扫描区域中设定对提取血流信息的位置进行表示的位置标记的操作。显示控制部基于上述对应关系，至少使上述位置标记显示在基于上述体数据的显示图像上的对应的位置。

