



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106028945 A

(43)申请公布日 2016. 10. 12

(21)申请号 201480076294.4

(22)申请日 2014.11.05

(30)优先权数据

2014-033296 2014.02.24 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.08.24

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/079344 2014.11.05

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/125353 JA 2015.08.27

(71)申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 长野智章

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243

代理人 范胜杰 文志

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/14(2006.01)

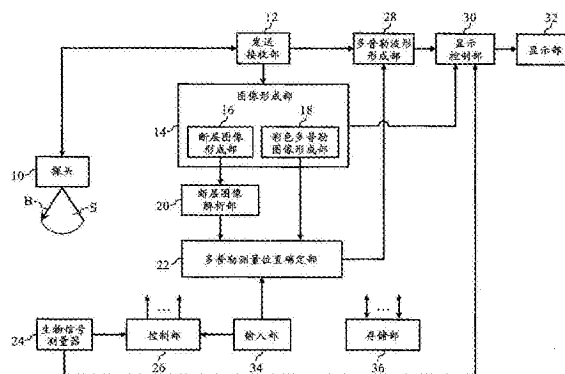
权利要求书1页 说明书11页 附图9页

(54)发明名称

超声波诊断装置

(57)摘要

断层图像形成部基于针对对象组织发送接收超声波而得到的接收信号来形成对象组织的断层图像。断层图像解析部通过图像处理技术来解析所形成的断层图像,抽出对象组织中的基准部位。多普勒测量位置确定部基于抽出的基准部位来确定多普勒测量位置。多普勒波形形成部在确定的多普勒测量位置进行多普勒测量,形成多普勒波形。在显示部中显示形成的断层图像、表示所确定的多普勒测量位置的光标、以及形成的多普勒波形。在确定多普勒测量位置时还可参照彩色多普勒图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

断层图像形成部,其基于通过对包含血液流动的对象组织的波束扫描区域发送接收超声波而得到的接收信号,形成所述对象组织的断层图像;

断层图像解析部,其通过解析所述断层图像,抽出所述对象组织中的基准部位;

位置确定部,其基于所述基准部位在所述对象组织内确定多普勒测量位置;

多普勒波形形成单元,其基于通过对所述多普勒测量位置发送接收超声波而得到的接收信号,形成表示在所述多普勒测量位置的血液运动的多普勒波形。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还包含血流信息生成部,该血流信息生成部基于所述接收信号,生成表示所述对象组织内的血流的空间上的速度分布的血流信息,

所述位置确定部基于所述基准部位以及所述血流信息,确定所述多普勒测量位置。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述断层图像解析部基于所述基准部位划定解析范围,

所述位置确定部基于所述血流的空间上的速度分布中的所述解析范围内的速度分布部分,确定所述多普勒测量位置。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述位置确定部基于所述解析范围内的血流速度最大的位置来确定所述多普勒测量位置。

5. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述位置确定部基于所述基准部位以及在所述对象组织的跳动周期中选择出的特定时间相位的血流信息,确定所述多普勒测量位置。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述特定时间相位是在所述多普勒测量位置发现特定方向的血流的时间相位。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述对象组织是心脏,

所述基准部位是所述心脏的瓣环部。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述对象组织是心脏,

所述基准部位是所述心脏的心腔的轮廓。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述位置特定部基于所述基准部位在所述对象组织内确定多个多普勒测量位置。

10. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述位置确定部基于所述基准部位在所述对象组织内与血流的多个流动方向对应地来确定多个多普勒测量位置。

11. 根据权利要求9或10所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备测量位置选择部,该测量位置选择部从所述多个多普勒测量位置中选择成为多普勒波形的显示对象的特定的多普勒测量位置。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波诊断装置,特别是涉及一种用于自动设定多普勒测量的测量位置的技术。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置是对被检测体发送接收超声波,基于由此得到的接收信号来形成超声波图像的装置。超声波诊断装置具备利用多普勒效应来检测测量对象的移动方向和移动速度的多普勒测量功能。多普勒测量功能例如用于测定血流速度。

[0003] 多普勒测量具有若干方式。例如,具有被称为彩色多普勒,在广阔的范围内进行多普勒测量,得到表示该范围中的血流的流速分布的彩色多普勒图像的方式。另外,具有被称为连续多普勒,跨越某个超声波波束上的广阔范围使用连续波来进行多普勒测量的方式。另外,具有被称为脉冲多普勒,在超声波波束上的某个局部区域中利用脉冲波来进行多普勒测量的方式。无论在哪一种方式中,都必须恰当地设定测量范围或测量位置。用户使用在操作盘上设置的轨迹球等,在画面上移动区域框、线以及光标,来指定测量范围或测量位置。

[0004] 例如在测量心脏的左心室流入血流速度时,用户在二尖瓣附近的血流部上设定脉冲多普勒用测量位置(光标)。另外,在测量右心室流入血流速度时,在三尖瓣附近的血流部上设定测量位置来执行多普勒测量。另外,在测量左心室流出血流速度时,在主动脉瓣附近的血流部上设定测量位置来执行多普勒测量。为了正确测量在各个位置的血流速度,重要的是正确设定多普勒测量位置。因此,对用户要求熟练的指定操作。用户在每次执行多普勒测量时必须进行这样的繁琐的操作。因此,寻求一种自动设定多普勒测量的测量位置的技术。

[0005] 在专利文献1中提出了一种使多普勒模式的方向和深度的指定作业自动化来提高光标(多普勒测量位置)的设定精度的方法。在专利文献1中记载的装置,在彩色多普勒所表示的血流速度分布数据中检测血流速度最大的位置,在该位置设定连续多普勒或脉冲多普勒的测量位置。另外,从一个心拍期间内得到的多帧的彩色图像数据中抽出血流速度最大的点,将该点作为多普勒测量位置。

[0006] 现有技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:日本特开2002-306485号公报

发明内容

[0009] 发明所要解决的课题

[0010] 在专利文献1所记载的发明中,只根据血流速度设定用于多普勒测量的测量位置。但是,一般血流速度会发生激烈的变化,另外还会有折返现象,因此多普勒测量的位置精度有可能存在问题。或者,当在不是用户期望的多普勒测量位置即其他位置存在血流为最大

的位置时,有可能在该位置设定了测量位置,未必在用户期望的位置设定多普勒测量位置。

[0011] 本发明的目的在于提供一种高精度地自动设定多普勒测量位置的超声波诊断装置。

[0012] 解决课题的手段

[0013] 本发明的超声波诊断装置具备:断层图像形成部,其基于通过对包含血液流动的对象组织的波束扫描区域发送接收超声波而得到的接收信号,形成所述对象组织的断层图像;断层图像解析部,其通过解析所述断层图像,抽出所述对象组织中的基准部位;位置确定部,其基于所述基准部位在所述对象组织内确定多普勒测量位置;多普勒波形形成单元,其基于通过对所述多普勒测量位置发送接收超声波而得到的接收信号,形成表示在所述多普勒测量位置的血液运动的多普勒波形。另外,优选所述对象组织是心脏,所述基准部位是所述心脏的瓣环部或心腔的轮廓。

[0014] 通过上述结构,从基于接收信号而形成的断层图像中,抽出作为在断层图像中包含的对象组织中的特定组织影像或特定组织位置的基准部位,其中,上述接收信号是通过发送接收超声波而得到的。抽出的基准部位是为了确定多普勒测量位置而抽出的部位。优选抽出与多普勒测量的目的、对象等对应的基准部位。当抽出了基准部位时,基于该基准部位在对象组织内确定多普勒测量位置。基准部位与多普勒测量位置可以是不同的位置,优选基于表示基准部位与多普勒测量位置之间的位置关系的关系式等,来根据基准部位确定多普勒测量位置。通过在确定的多普勒测量位置进行多普勒测量(连续多普勒测量、脉冲多普勒测量),生成表示在多普勒测量位置的血液运动的多普勒波形。

[0015] 多普勒测量用于测量血流,因此将多普勒测量位置设定在血流流动的位置,即在断层图像中无法描绘出形状的位置。因此,难以从血流的形态上的特征直接设定多普勒测量位置。例如,在心脏所具有的二尖瓣的根部即瓣环位置(基准位置)与测量左心室流入血流时的恰当的多普勒测量位置之间具有预定的位置关系。利用这样的关系,根据容易稳定地抽出位置的瓣环位置来确定多普勒测量位置,由此能够高精度地稳定地设定多普勒测量位置。

[0016] 优选超声波诊断装置还包含血流信息生成部,该血流信息生成部基于所述接收信号,生成表示所述对象组织内的血流的空间上的速度分布的血流信息,所述位置确定部基于所述基准部位以及所述血流信息,确定所述多普勒测量位置。优选所述断层图像解析部基于所述基准部位划定解析范围,所述位置确定部基于所述血流的空间上的速度分布中的所述解析范围内的速度分布部分,确定所述多普勒测量位置。另外,优选所述位置确定部基于所述解析范围内的血流速度最大的位置来确定所述多普勒测量位置。

[0017] 如果不仅考虑基于组织的断层图像的基准部位,而且还考虑对象组织内的血流的速度分布来确定多普勒测量位置,则能够在更恰当的位置正确地设定多普勒测量位置。例如,当在心脏中测量左心室流入血流时,血流的流速为最大的位置成为恰当的多普勒测量位置。如此,很多时候根据血流速度来决定恰当的多普勒测量位置。因此,不仅考虑基准部位,而且还考虑血流的速度分布来确定多普勒测量位置,由此能够提高多普勒测量位置的精度。

[0018] 优选所述位置确定部基于所述基准部位以及在所述对象组织的跳动周期中选择出的特定时间相位的血流信息,确定所述多普勒测量位置。另外,优选所述特定时间相位是

在所述多普勒测量位置发现特定方向的血流的时间相位。

[0019] 通过上述结构,能够在对象组织的跳动周期,在恰当的时间相位确定多普勒测量位置。对象组织中的血流的速度分布具有由于对象组织的跳动周期中的时间相位而不同的情况。例如,在心脏中收缩期和扩张期相比,心脏内部的血流的速度分布大为不同。因此,例如在测量左心室流入血流时,有时优选在左心室流入血流的血流速度为最大的时间相位进行测量。在这样的情况下,优选在该时间相位在血流速度为最大的位置确定多普勒测量位置。因此,通过考虑时间相位来确定多普勒测量位置,能够在更加确切的位置设定多普勒测量位置。

[0020] 优选所述位置特定部确定多个多普勒测量位置。另外,优选所述位置确定部确定与血流的流动方向对应的多个多普勒测量位置。另外,优选超声波诊断装置还具备测量位置选择部,该测量位置选择部从所述多个多普勒测量位置中选择成为多普勒波形的显示对象的特定的多普勒测量位置,所述多普勒波形形成单元基于对选择出的所述特定的多普勒测量位置发送接收超声波而得到的接收信号来形成多普勒波形。

[0021] 发明的效果

[0022] 通过本发明,能够高精度地自动设定多普勒测量位置。

附图说明

[0023] 图1是本实施方式的超声波诊断装置的结构概要图。

[0024] 图2表示基于基准部位确定的多普勒测量位置的例子。

[0025] 图3表示基于血流的速度分布确定的多普勒测量位置的例子。

[0026] 图4表示基于基准部位以及血流的速度分布确定的多普勒测量位置的例子。

[0027] 图5表示基于基准部位确定的多个多普勒测量位置的例子。

[0028] 图6表示在逆流位置的多普勒测量从脉冲多普勒模式切换到连续多普勒模式的情况。

[0029] 图7表示基于基准部位而确定的彩色多普勒的测量范围的例子。

[0030] 图8表示基于基准部位而确定的组织多普勒的测量位置的例子。

[0031] 图9是表示本实施方式的超声波诊断装置的动作流程的流程图。

具体实施方式

[0032] 以下,对本发明的超声波诊断装置的实施方式进行说明。此外,本发明并不限定于以下的实施方式。图1是本实施方式的超声波诊断装置的结构概要图。

[0033] 探头10是向对象组织进行超声波的发送接收的超声波探头。对象组织是血液流动的生物组织,在本实施方式中为心脏。也可以将血管等其他的循环器官组织作为对象。探头10具有由多个振动元件组成的阵列振子,通过该阵列振子形成超声波波束B。另外,通过将超声波波束B进行电子扫描而形成扫描面S。作为电子扫描方式,例如具有电子扇形扫描方式或电子线性扫描方式等。探头10可以具有所谓的2D阵列振子从而能够取得三维数据。如后所述,根据通过使用探头10扫描超声波波束而得到的接收信号,取得对象组织的断层图像、表示对象组织内的血流分布的彩色多普勒图像。另外,通过针对特定的方位(以及深度)进行多普勒观测,形成表示血流的速度谱的时间变化的多普勒波形等。

[0034] 发送接收部12通过向探头10发送用于对探头10所具备的多个振动元件进行激振的多个发送信号,在探头10中产生超声波。另外,发送接收部12对从探头10所具备的多个振动元件得到的多个接收信号进行相位调整加法处理来形成接收波束即相位调整加法处理后的接收信号(波束数据)。如此,发送接收部12具备发送波束成型以及接收波束成型的功能。

[0035] 图像形成部14基于来自发送接收部12的接收信号来形成各种图像。图像形成部14通过包含断层图像形成部16以及彩色多普勒图像形成部18来构成。

[0036] 断层图像形成部16基于用户设定的拍摄设定,例如超声波波束的扫描范围、增益设定等,基于来自发送接收部12的接收信号生成作为超声波图像的断层图像。断层图像在本实施方式中是将对象组织的断面表现为图像的B模式图像。断层图像可以是二维或三维的图像。将断层图像存储在存储部36中,并且通过显示控制部30在显示部32中进行显示。

[0037] 彩色多普勒图像形成部18基于通过在用户设定的区域中进行的多普勒测量而得到的接收信号,计算对象组织内的血流的速度分布。然后,基于计算出的速度分布来进行速度向亮度(Luminance)值的变换以及着色等。由此生成表示血流的颜色相重叠的彩色多普勒图像。后述的显示控制部30具有图像合成功能,在断层图像形成部16所形成的断层图像上合成彩色多普勒图像。由此形成彩色血流成像(CFM)图像。

[0038] 在彩色多普勒图像中,对应于血流的流动方向以及流速通过不同的色相(Hue)和明度(Lightness)进行着色。例如,向探头10方向的血流流动(顺流)着色为红色,其相反方向的流动(逆流)着色为蓝色。通过在红色或蓝色中添加绿色来表现分散(流速的波动)。关于流速,例如流速越快该位置的颜色明度越高等,通过与流速对应地改变明度和色相来表现流速。根据来自发送接收部12的接收信号始终更新彩色多普勒图像。将彩色多普勒图像存储在存储部36中,并且通过显示控制部30在显示部32中进行显示。

[0039] 断层图像解析部20通过图像处理技术解析由断层图像形成部16形成的断层图像,抽出对象组织中的基准部位。基准部位是指在断层图像中表示预定的特征的部位,是在通过后述的多普勒测量位置确定部22确定多普勒测量位置时参照的部位。例如,当对象组织为心脏时,基准部位为心脏的轮廓或瓣环位置等。通过在断层图像中应用图案匹配或动态轮廓模型来抽出心脏的轮廓。另外,关于瓣环位置、即心脏内的瓣(二尖瓣或三尖瓣等)根部的预定区域,利用在断层图像中成为高亮度的现象,通过亮度检测将亮度为预定值以上的位置确定为瓣环位置。作为基准部位的抽出方法,除此以外还能够使用主动外观模型(Active Appearance Model)或学习法。

[0040] 根据用户设定的断面种类、测量项目来决定断层图像解析部20抽出什么样的基准部位。断面种类例如是“心尖部4腔断面”,即为表示在断层图像中包含的对象组织及其断面的信息。另外,测量项目例如是“左心室流入血流”,即为表示多普勒测量的测量对象的信息。例如,在断面种类为“心尖部4腔断面”,测量项目为“左心室流入血流”时,断层图像解析部20判断为应该在二尖瓣之间确定多普勒测量位置,并将接近二尖瓣的二尖瓣瓣环位置作为基准部位而抽出。

[0041] 多普勒测量位置确定部22基于断层图像解析部20抽出的基准部位来确定多普勒测量位置。作为确定方法,例如采用对基准部位与多普勒测量位置之间的位置关系进行定义的关系式。能够在关系式的导出中使用回归分析。回归分析是指根据过去的确定基

准部位与多普勒测量位置之间的位置关系的方法。例如为以下的方法：积蓄数据，该数据将用于表示过去所设定的多普勒测量位置的坐标与设定了该多普勒测量位置时的基准部位的坐标关联起来，从该积蓄的数据导出用于表示基准部位与多普勒测量位置之间的关系。

[0042] 另外，例如在基于对象组织的轮廓来确定多普勒测量位置时，使用图案匹配法。在存储部36中存储图案数据，该图案数据将对象组织的多个轮廓形状图案与用于表示与各个图案相对的恰当的多普勒测量位置的信息关联起来。然后，从多个轮廓形状图案中确定与断层图像解析部20抽出的对象组织的轮廓形状相近的轮廓形状图案，将与该图案相关联的位置确定为多普勒测量位置。优选针对每个断面种类设置多个图案数据。

[0043] 对象组织(特别是心脏等)进行跳动，所以有时由于其跳动周期的时间相位的不同导致基准部位与恰当的多普勒测量位置之间的位置关系不同。因此，优选针对每个时间相位(在为心脏时，例如扩张早期、扩张中期、扩张末期、收缩早期、收缩中期、收缩末期等)设置上述关系式、图案数据，并且优选使用与测量时的时间相位相对应的关系式、图案数据。测定时的时间相位例如可以根据测量项目来自动地进行设定。控制部26通过根据后述的生物信号测量器24测量的生物信号来控制多普勒测量位置确定部22，由此考虑对象组织的时间相位来确定多普勒测量位置。

[0044] 多普勒测量位置确定部22可以使用彩色多普勒图像形成部18形成的彩色多普勒图像来确定多普勒测量位置。多普勒测量位置确定部22参照的是彩色多普勒图像所具有的对象组织内的血流的速度分布。例如，在连续多普勒或脉冲多普勒的测量中，优选在血流稳定的位置确定多普勒测量位置。血流稳定的位置是指在血流的速度分布中流速的变化小，且血流速度的分散小的位置。在这样的情况下，在彩色多普勒图像中，例如色相的梯度小，并且在色相中绿色成份少的位置上确定多普勒测量位置。另外，在将逆流的检测作为目的时，优选在血流的速度表示逆流并且速度为最大的位置确定多普勒测量位置。此时，在彩色多普勒图像中，例如在色相为蓝色，其明度为最大的位置确定多普勒测量位置。

[0045] 血流的速度分布也根据对象组织的跳动周期中的时间相位而发生变化。例如，在二尖瓣之间血流速度也根据时间相位而不同。然后，在测量项目为“左心室流入血流”时，优选在二尖瓣间的血流速度为最大的时间相位以及位置上进行测量。多普勒测量位置确定部22在二尖瓣间的血流速度为最大的时间相位的血流速度为最大的位置上确定多普勒测量位置。关于二尖瓣间的血流速度为最大的时间相位，例如可以根据在多个时间相位取得的彩色多普勒图像来确定二尖瓣间的血流速度为最大的时间相位，也可以针对每个测量项目关联预定的时间相位。如此，即使在基于血流分布信息来确定多普勒测量位置时，也优选考虑时间相位来确定多普勒测量位置。

[0046] 多普勒测量位置确定部22可以基于断层图像解析部20抽出的基准部位以及血流的速度分布这两方来确定多普勒测量位置。例如，也可以将基于基准部位确定的位置和基于血流的速度分布确定的位置之间的中点确定为多普勒测量位置。或者在基于基准部位确定的位置与基于血流的速度分布确定的位置为不同的位置时，可以基于其他时间相位的基准部位以及彩色多普勒图像来再次确定多普勒测量位置等，均等地考虑基准部位和彩色多普勒信息来确定多普勒测量位置。

[0047] 另外，也可以阶段性地使用基准部位和血流的速度分布来确定多普勒测量位置。例如，可以基于形态信息来划定具有某种广度的解析范围，通过解析血流的速度分布来从

划定的解析范围内确定多普勒测量位置。例如,在解析范围内将血流速度最快的位置确定为多普勒测量位置。

[0048] 多普勒测量位置确定部22能够确定多个多普勒测量位置。例如,抽出二尖瓣的瓣环位置以及三尖瓣的瓣环位置来作为基准部位,基于这些基准部位,在二尖瓣间和三尖瓣间的两个位置上确定多普勒测量位置。或者,可以基于血流的速度分布,在顺流和逆流各自的血流为最大的位置上确定多普勒测量位置。

[0049] 多普勒测量位置确定部22也可以基于基准部位来确定范围,在该范围进行用于形成彩色多普勒图像的多普勒测量。例如,从心脏的轮廓的端部确定具有预定余量的范围,并将该范围作为多普勒测量的范围。

[0050] 多普勒测量位置确定部22也可以确定组织多普勒测量位置。组织多普勒用于测量组织的预定部位的速度。例如在希望针对心脏内的瓣环部测量组织多普勒时,多普勒测量位置确定部22解析断层图像来抽出瓣环位置,并将该瓣环位置确定为组织多普勒的测量位置。

[0051] 生物信号测量器24接收对象组织的生物信号来生成生物信号数据。生物信号数据例如为心电图波形或心音波形等。如上所述,生物信号数据用于控制多普勒测量位置确定部22进行动作的定时。向显示控制部30发送生物信号数据在显示部32上进行显示,并且将该生物信号数据存储在存储部36中。

[0052] 控制部26例如为CPU,其控制整个系统,并且使用来自生物信号测量器24的生物信号数据来控制彩色多普勒图像形成部18以及多普勒测量位置确定部22的动作定时。另外,进行动作以便基于用户从输入部34输入的指示来进行控制。

[0053] 多普勒波形形成部28根据在多普勒测量位置确定部22所确定的多普勒测量位置进行的连续多普勒或脉冲多普勒等多普勒测量而得到的接收信号,生成作为测量结果的多普勒波形。多普勒波形始终进行更新,将多普勒波形存储在存储部36中,并且通过显示控制部30在显示部32上显示。

[0054] 显示控制部30针对从图像形成部14、生物信号测量器24以及多普勒波形形成部28输出的信号进行处理,向显示部32输出处理后的数据。

[0055] 显示部32例如为CRT、LCD这样的监视器,用于显示图像形成部14形成的断层图像以及彩色多普勒图像、生物信号测量器24测量的生物信号波形、以及多普勒波形形成部28形成的多普勒波形。

[0056] 输入部34是进行装置的各种操作的接口,是键盘、轨迹球、开关、拨号盘等输入设备。另外,也能够使用声音输入。输入部34用于设定进行多普勒测量的断面种类、测量项目。

[0057] 存储部36存储图像形成部14的断层图像以及彩色多普勒图像、多普勒测量位置确定部22确定的多普勒测量位置、生物信号测量器24测量到的生物信号波形、以及多普勒波形形成部28形成的多普勒波形。另外,存储用于使超声波诊断装置具有的各种功能进行动作的程序、测量运算、推定运算的方式。存储部36例如为半导体存储器、光盘、磁盘等存储媒介。或者也可以是通过网络连接的外部存储媒介。

[0058] 以上是本实施方式的超声波诊断装置的机构。此外,图1所示的各结构要素中的发送接收部12、图像形成部14、断层图像解析部20、多普勒测量位置确定部22、控制部28、多普勒波形形成部28以及显示控制部30的各结构要素例如能够利用电气电子电路或处理器等

硬件来实现,也可以在其实现中根据需要来利用存储器等装置。另外,与上述各结构要素对应的功能也可以通过CPU、处理器、存储器等硬件与用于规定CPU或处理器的动作的软件(程序)之间的协同动作来实现。以下,说明在本实施方式的超声波诊断装置中确定的多普勒测量位置的例子。

[0059] 图2表示基于基准部位确定的多普勒测量位置的例子。一边参照图1一边说明图2。图2表示了显示部32上显示的画面,左侧显示由断层图像形成部16形成的B模式图像50,右侧显示由多普勒波形形成部28形成的多普勒波形66以及由生物信号测量器24测量的心电图波形68。

[0060] B模式图像50是作为对象组织的心脏52的断层图像,表示了心脏的左心室、左心房、右心室以及右心房的断面。心脏52具有在右心室与右心房之间存在的三尖瓣54以及在左心室与左心房之间存在的二尖瓣56,并在B模式图像50上表示这些瓣。

[0061] 瓣环位置60是二尖瓣56的根部分,是通过使用断层图像解析部20针对B模式图像50执行亮度检测而确定的位置。图2是将测量项目设定为“左心室流入血流”,通过多普勒测量位置确定部22基于瓣环位置60确定了多普勒测量位置64a的例子。强调显示了成为确定多普勒测量位置64a的基准的瓣环位置60,由此用户能够掌握作为确定多普勒测量位置64a的基准的部位。也可以不强调显示瓣环位置60。另外,可以基于心腔轮廓62来确定多普勒测量位置64a,也可以基于瓣环位置60以及心腔轮廓62两方来进行确定。

[0062] 如血流的多普勒测量位置那样,难以在B模式图像50上自动地直接设定未描绘形状的位置。因此,在本实施方式中,从心脏内部的基准部位确定应进行多普勒测量的位置。例如,通过将多普勒测量位置设为以心腔的轮廓为基准的位置,能够高精度稳定地设定多普勒测量位置。另外,当想要在瓣部分进行多普勒测量时等,根据接近期望的多普勒测量位置,并且位置变动的偏差比较小的瓣环位置来确定多普勒测量位置,由此能够更高精度地设定多普勒测量位置。

[0063] 在多普勒测量位置64a显示用于表示多普勒测量位置的光标。由此,用户能够掌握所确定的多普勒测量位置。在脉冲多普勒模式下,光标表示采样门(Sample gate),该采样门相当于对接收信号进行采样的门。另外,在连续多普勒模式下,光标表示作为发送波束和接收波束的交叉点的采样量(Sample volume)。图2所示的光标是脉冲多普勒模式下的光标。

[0064] 多普勒波形66是表示在光标所示的多普勒测量位置64a的多普勒测量的结果的波形。多普勒波形中的横轴表示时间,纵轴表示血流的流速。心电图波形68是以电的方式表示心脏52的活动情况的波形,根据生物信号测量器24取得的生物信号来生成心电图波形68。心电图波形68的横轴表示时间,纵轴表示电压。通过心电图波形68,用户能够掌握多普勒波形66与心脏52的跳动周期的时间相位之间的关系。

[0065] 断面种类栏70是显示B模式图像50的断面种类的栏。断面种类可以由用户从输入部34进行输入,或者也可以由断层图像解析部20对B模式图像进行图像处理,由此来自动判定断面种类。图2所示的B模式图像50的断面种类为“心尖部4腔断面”。测量项目栏72是显示多普勒测量对象的栏。测量项目由用户从输入部34进行输入。根据测量项目来决定由断层图像解析部20抽出哪个部分来作为基准部位,或者相对于基准部位在哪个位置确定多普勒测量位置。

[0066] 图3表示基于血流的速度分布而确定的多普勒测量位置的例子。在图3中显示了CFM图像80,在CFM图像80中表示了血流的流速分布82。流速分布82在顺流时着色为红色,在逆流时着色为蓝色,流速通过其明度进行表示。例如,在图3所示的左心室扩张期(左心室流入期),在左心室内腔侧描绘流速分布82。因为从瓣尖向左心室内腔侧将流速分布82描绘为喷射图案(Jet pattern),所以优选在喷射图案内的流速稳定的部分进行多普勒测量。在此,在流速分布82的数据中,检测流速快(例如在流速分布82中明度高)且流速的分散小(例如在流速分布82中色相的绿色成份少)的位置。将该检测位置作为详细推定出的多普勒测量位置。

[0067] 图4表示基于基准部位以及血流的速度分布而确定的多普勒测量位置的例子。首先,基于瓣环位置60或心脏轮廓62来划定解析范围84。解析范围84是可能成为恰当的多普勒测量位置的范围。在划定解析范围84时也可以考虑测量项目。在图4中解析范围84为矩形,但是也可以将其设为圆形或椭圆形等形状、或者离散的范围。接着,基于血流的速度分布82来从所划定的解析范围84内确定多普勒测量位置64c。例如在解析范围84内将血流速度最大的位置确定为多普勒测量位置64c。

[0068] 如图4的例子那样,通过基于基准部位和血流的速度分布两方来确定多普勒测量位置,能够进一步提高其精度。例如,在只基于基准部位来确定多普勒测量位置时,因为通过回归分析或图案匹配等统计方法来确定多普勒测量位置,所以有可能在确定的多普勒测量位置与正确的多普勒测量位置(例如血流速度最大的位置)之间产生微小的差异。另一方面,在只基于血流的速度分布来确定多普勒测量位置的情况下,当在流速分布82上在用户希望的位置(例如二尖瓣间)以外存在血流速度为最大的位置(例如三尖瓣间)时,有可能违背用户的意图,在三尖瓣间确定了多普勒测量位置。但是,通过基于基准部位以及测量项目来划定解析范围84,能够防止向用户不希望的位置确定多普勒测量位置,并且通过在解析范围内考虑血流的速度分布,能够针对每个测量将多普勒测量位置确定在恰当的位置。

[0069] 图5表示基于基准部位而确定的多个多普勒测量位置的例子。能够确定多个多普勒测量位置。例如,在将测量项目设定为“二尖瓣顺流以及逆流”时,首先与图2所示的例子同样地,基于瓣环位置60或心腔轮廓62来确定与二尖瓣顺流相对应的多普勒测量位置64a。接着,基于瓣环位置60或心腔轮廓62,在发生二尖瓣逆流的位置确定多普勒测量位置64d。当然,使用不同的关系式或图案来确定多普勒测量位置64a和64d。当然,也可以如图3所示那样,基于血流的速度分布来确定多普勒测量位置64a以及64d,还可以如图4所示那样基于基准部位以及血流的速度分布两方来确定多普勒测量位置64a以及64d。另外,也可以不是与一个瓣相对的顺流和逆流,而是确定例如与左心室流入血流(二尖瓣)和右心室流入血流(三尖瓣)等不同的瓣相对的多个多普勒测量位置。

[0070] 顺流多普勒波形90是表示在多普勒测量位置64a的多普勒测量的结果的波形,逆流多普勒波形92是表示在多普勒测量位置64d的多普勒测量的结果的波形。这两个波形能够同时进行显示。另外,通过用户点击复选框100等,能够消除顺流多普勒波形90或逆流多普勒波形92的显示。此时,优选通过虚线或者以不同的颜色来显示用于表示与不显示的多普勒波形对应的多普勒测量位置的光标。也可以基于生物信号,将测量期间限定为心脏的跳动周期的收缩期。根据被检测者有时不存在逆流,在这种情况下,可以在画面中显示用于表示“没有逆流”的信息来替代逆流多普勒波形92。

[0071] 通过同时显示用于表示多个多普勒测量位置的多个光标,用户能够同时确认已确定的多个多普勒测量位置。另外,能够通过简单的操作来切换与多个多普勒测量位置相对应的多普勒波形的显示。并且,例如通过使时间相位与心电图波形68相一致来显示顺流和逆流的多普勒波形,能够容易地掌握顺流多普勒波形90、逆流多普勒波形92以及心电图波形68之间的对应关系。

[0072] 图6表示逆流位置的多普勒测量从脉冲多普勒模式切换到连续多普勒模式的情况。一般地,在逆流位置血流的速度快的情况较多。因此,在逆流位置中,优选通过适合于高速流动的测定的连续多普勒模式来进行测量。在图6的例子中,例如在测量项目为“二尖瓣逆流”,并且确定了用于测量逆流的多普勒测量位置100时,在该多普勒测量位置的多普勒测量的模式自动地从脉冲多普勒模式切换为连续多普勒模式。然后,显示通过连续多普勒模式测量到的逆流连续多普勒波形112。优选连续多普勒模式的光标形状与脉冲多普勒模式的光标不同。在图6的例子中,表示连续多普勒模式的多普勒测量位置110的光标为圆形。另外,还可以考虑血流的速度分布,仅在逆流位置的血流速度为预定值以上时,将多普勒模式变更为连续多普勒模式。通过将逆流位置的多普勒模式自动变更为连续多普勒模式,能够节省用户的操作劳力,并且能够选择恰当的多普勒模式。

[0073] 图7表示基于基准部位而确定的彩色多普勒的测量范围的例子。图7所示的例子中,断面种类为“心尖部4腔断面”,测量项目为“左心室流入血流”,以包围整个左心室的方式划定了彩色多普勒测量范围120。彩色多普勒是在预定范围内测量血流而得到的,所以基于左心室的轮廓即心腔轮廓62来划定彩色多普勒测量范围120。基体来说,把从心腔轮廓62的端部开始具有预定余量的范围作为彩色多普勒测量范围120。另外,也可以将包含左右的瓣环位置60的扇形作为彩色多普勒测量范围120。通过自动地确定彩色多普勒测量范围,能够将彩色多普勒测量范围设为恰当的范围,并且减轻用户的劳力。

[0074] 图8表示基于基准部位确定的组织多普勒的测量位置的例子。图8是将测量项目设定为“左心室流入血流以及二尖瓣轮速度”的例子。与图2的例子同样地确定与左心室流入血流相对的多普勒测量位置64a,但是在图8中自动地确定用于测量二尖瓣轮速度的组织多普勒模式的多普勒测量位置130。基于基准部位来确定多普勒测量位置130。例如,与图2等的例子相同地,从断层图像中抽出瓣环位置,将抽出的瓣环位置确定为多普勒测量位置130。如图8所示那样,并列显示左心室流入血流的多普勒波形66、在多普勒测量位置130的多普勒测量结果即组织多普勒波形132、心电图波形68。通过自动地确定组织多普勒测量位置,能够将组织多普勒测量位置确定在恰当的位置,并且减轻用户的劳力。

[0075] 以下,说明本实施方式的超声波诊断装置的处理流程。图9是表示本实施方式的超声波诊断装置的动作流程的流程图。一边参照图1,一边对图9的流程图进行说明。

[0076] 在步骤S10中,断层图像形成部16基于来自发送接收部12的信号来形成作为断层图像的B模式图像。

[0077] 在步骤S12中,断层图像解析部20使用图像识别技术来判别在步骤S10中形成的B模式图像的断面种类。作为图像识别技术,例如能够使用图案匹配法、部分空间法、特征包(Bag of Features)法等既有的图像识别技术。作为断面的种类,在为心脏的情况下,具有心尖部2腔断面、心尖部3腔断面、心尖部4腔断面、胸骨旁长轴断面、胸骨旁短轴断面等。

[0078] 在步骤S14中,多普勒测量位置确定部22取得由用户设定的测量项目。作为测量项

目,具有左心室流入血流、二尖瓣逆流等。

[0079] 在步骤S16中,基于在步骤S14中取得的测量项目,来确定最适合于测量该测量项目所示的测量对象的时间相位。例如,在测量项目为“二尖瓣逆流”时,将时间相位确定为收缩期。

[0080] 在步骤S18中,断层图像解析部20基于在步骤S14取得的测量项目,从在步骤S16确定的时间相位的B模式图像中抽出用于确定多普勒测量位置的基准部位。

[0081] 在步骤S20中,控制部26判定彩色多普勒模式是否已启动。

[0082] 当在步骤S20中判定为彩色多普勒模式不是已启动时,在步骤S22中,多普勒测量位置确定部22基于在步骤S18抽出的基准部位来确定多普勒测量位置。

[0083] 当在步骤S16中判定为彩色多普勒模式已启动时,在步骤S24中,多普勒测量位置确定部22基于在步骤S18抽出的基准部位,来划定成为多普勒测量位置的候补的解析范围。

[0084] 在步骤S26中,多普勒测量位置确定部22在通过步骤S24划定的解析范围内,基于血流的速度分布来将血流速度最高的位置确定为多普勒测量位置。

[0085] 当在步骤S22或S26中确定了多普勒测量位置时,在步骤S28中,多普勒波形形成部28自动开始多普勒测量。在开始进行多普勒测量前,在显示器32上定格B模式图像。

[0086] 在步骤S30中,多普勒波形形成部28在步骤S22或S26中确定的多普勒测量位置进行多普勒测量,生成多普勒波形。

[0087] 在步骤S32中,显示控制部30将在步骤S30中生成的多普勒波形显示在显示部32上。在显示多普勒波形的同时,并列显示B模式图像或彩色多普勒图像、用于表示在这些图像上显示的多普勒测量位置的光标、还有与多普勒波形并列显示的由生物信号测量器24测量到的心电图波形。

[0088] 如上所述,根据本实施方式,基于在断层图像上确定的对象组织中的基准部位来确定多普勒测量位置,由此能够高精度地自动设定多普勒测量位置。另外,通过将血流的速度分布一起进行考虑来确定多普勒测量位置,能够进一步提高多普勒测量位置的精度。

[0089] 符号的说明

[0090] 10:探头

[0091] 12:发送接收部

[0092] 14:图像形成部

[0093] 16:断层图像形成部

[0094] 18:彩色多普勒图像形成部

[0095] 20:断层图像解析部

[0096] 22:多普勒测量位置确定部

[0097] 24:生物信号测量器

[0098] 26:控制部

[0099] 28:多普勒波形形成部

[0100] 30:显示控制部

[0101] 32:显示部

[0102] 34:输入部

[0103] 36:存储部

- [0104] 50:B模式图像
- [0105] 52:心脏
- [0106] 54:三尖瓣
- [0107] 56:二尖瓣
- [0108] 60:瓣环位置
- [0109] 62:心腔轮廓
- [0110] 64a~64d:多普勒测量位置
- [0111] 66:多普勒波形
- [0112] 68:心电图波形
- [0113] 80:CFM图像
- [0114] 82:流速分布
- [0115] 84:解析范围
- [0116] 90:顺流多普勒波形
- [0117] 92:逆流多普勒波形
- [0118] 100:复选框
- [0119] 110:连续多普勒模式的多普勒测量位置
- [0120] 112:逆流连续多普勒波形
- [0121] 120:彩色多普勒测量范围
- [0122] 130:组织多普勒模式的多普勒测量位置
- [0123] 132:组织多普勒波形。

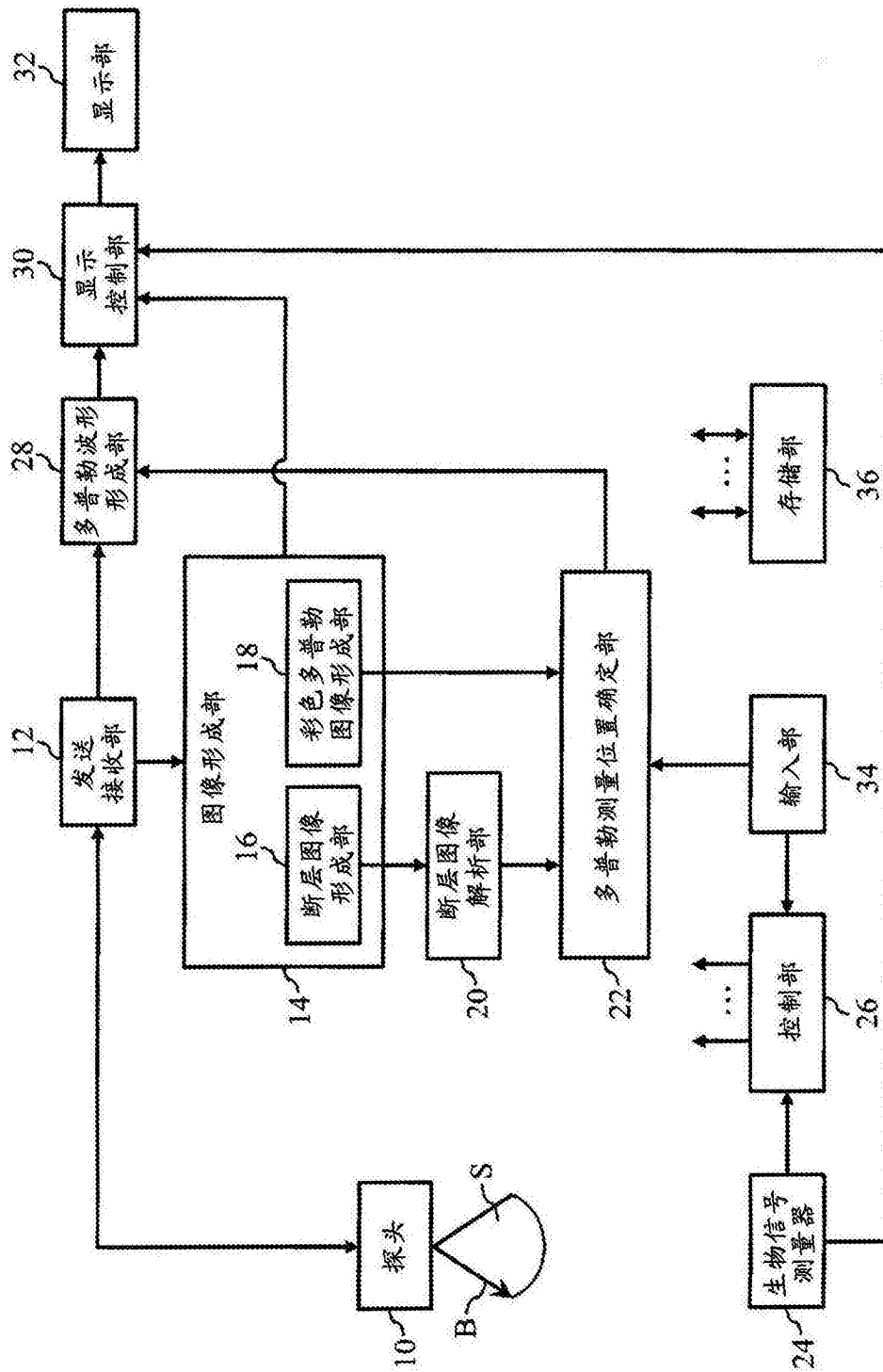


图1

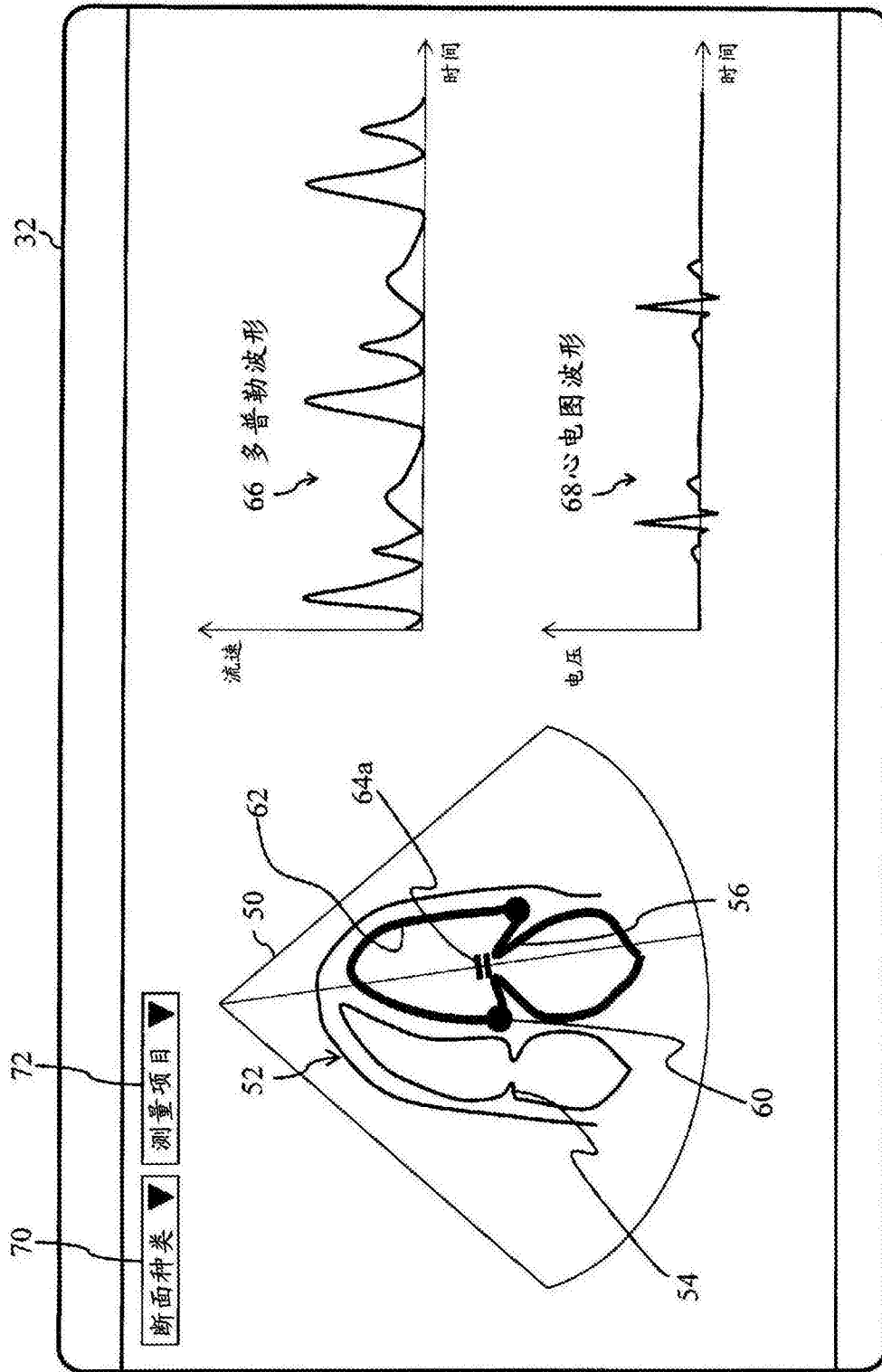


图2

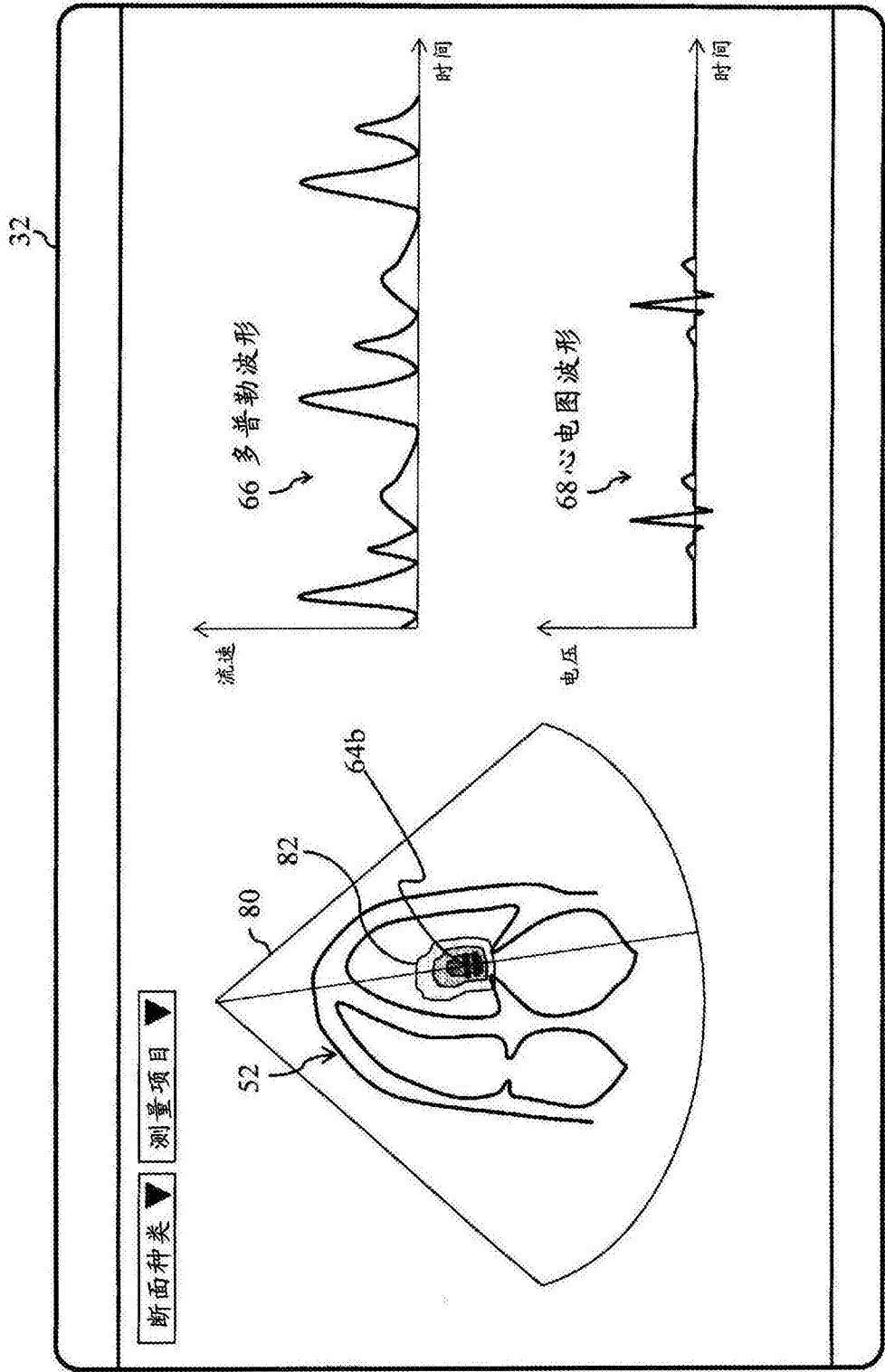


图3

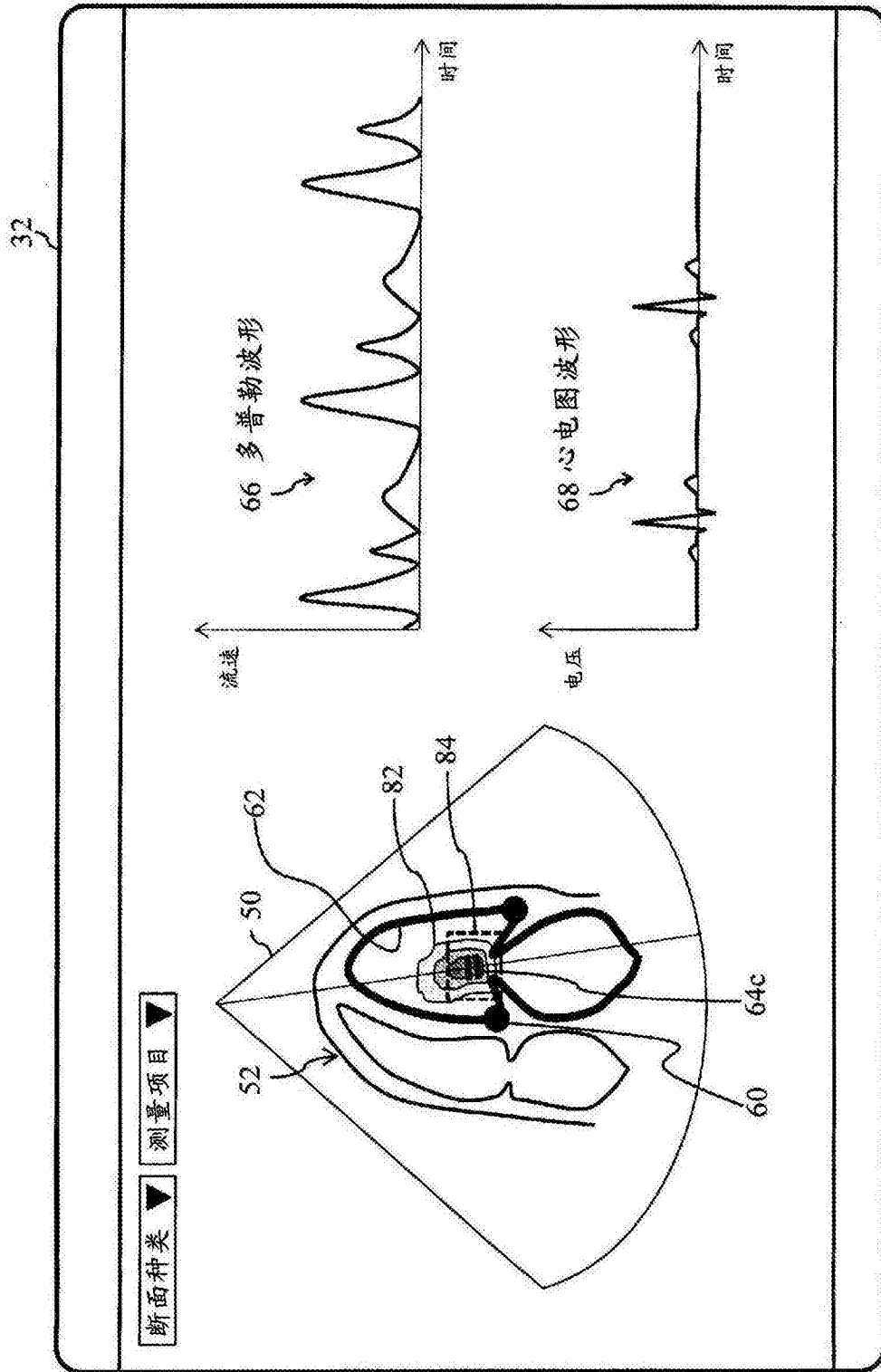


图4

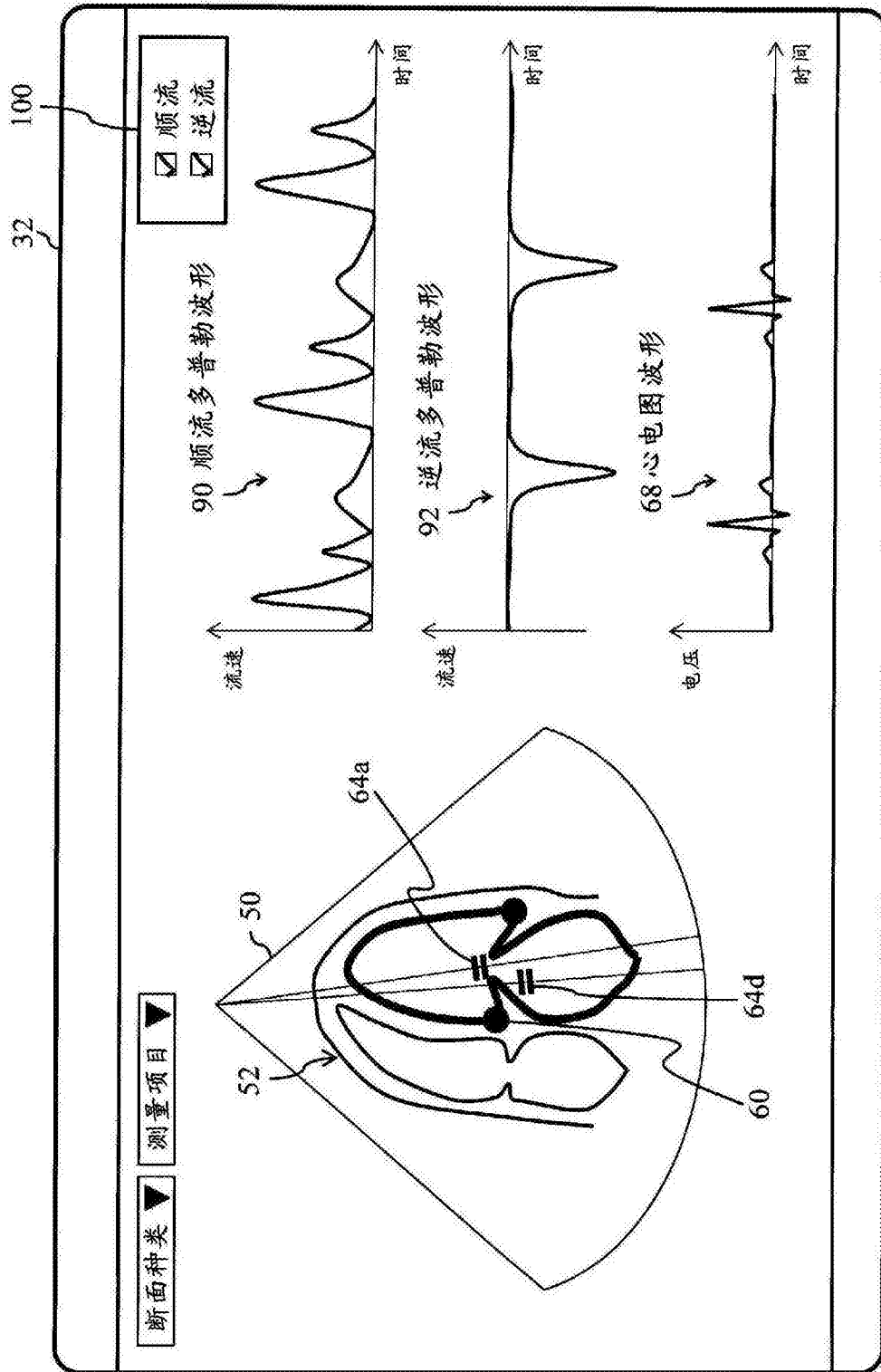


图5

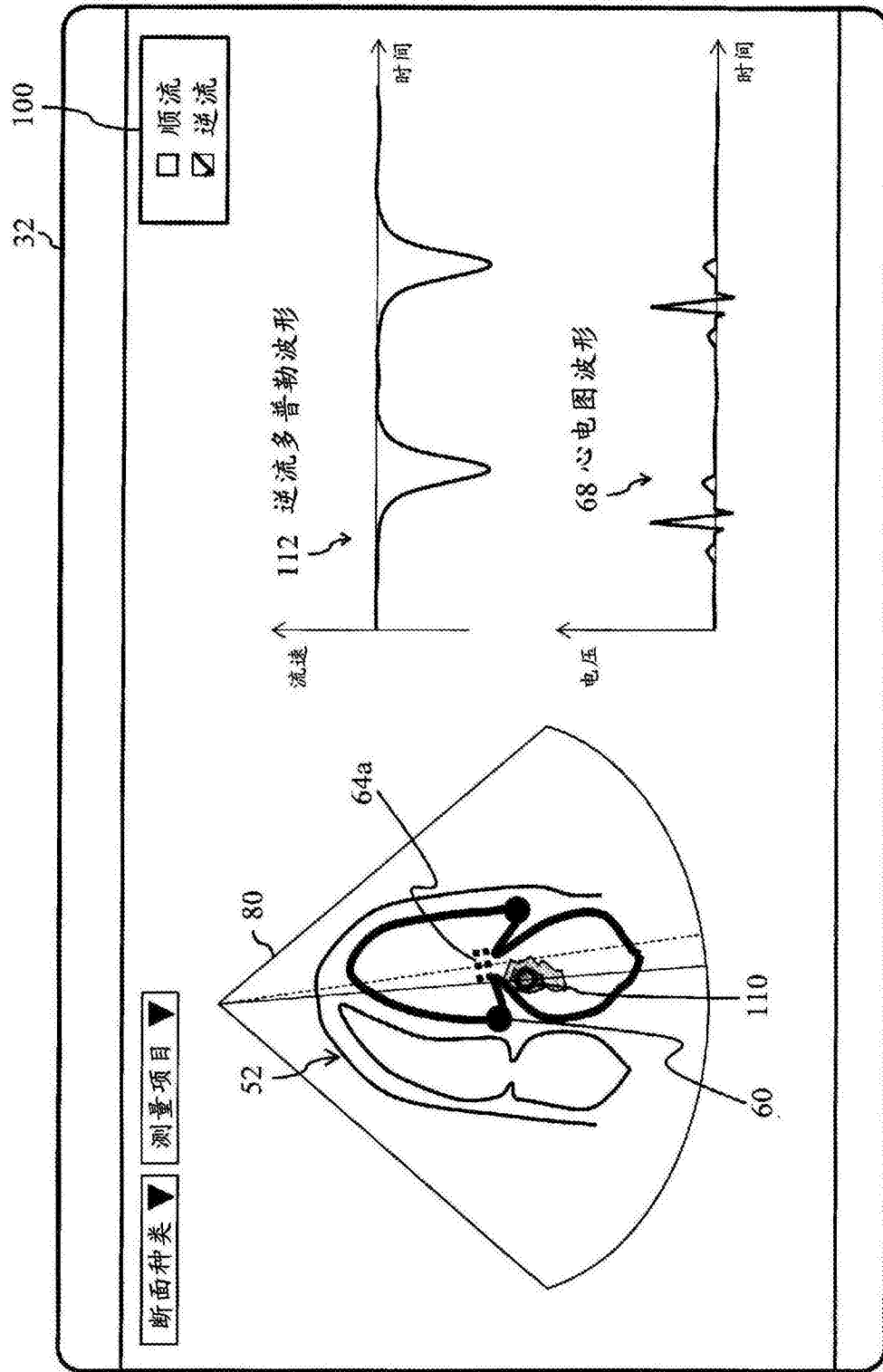


图6

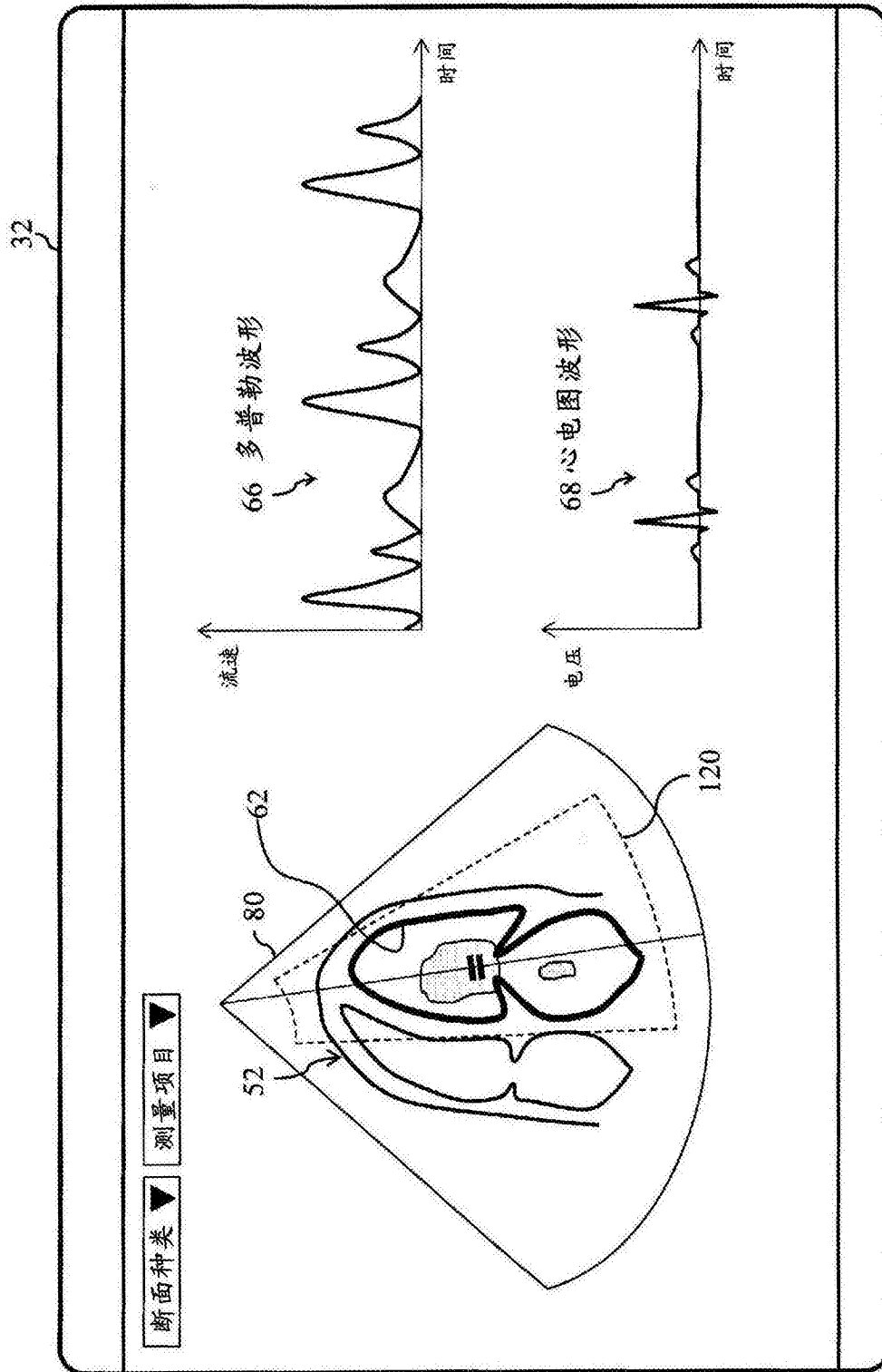


图7

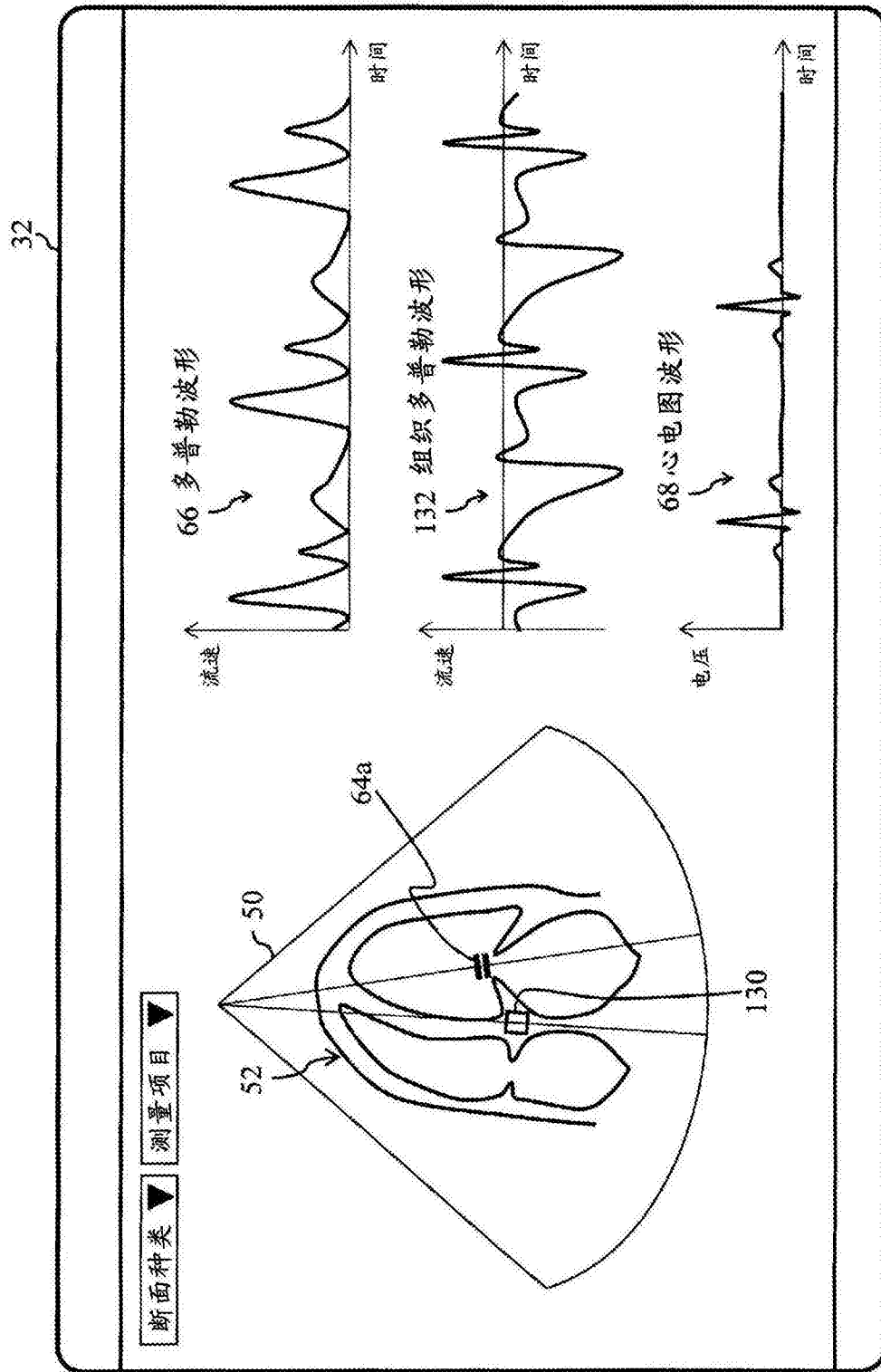


图8

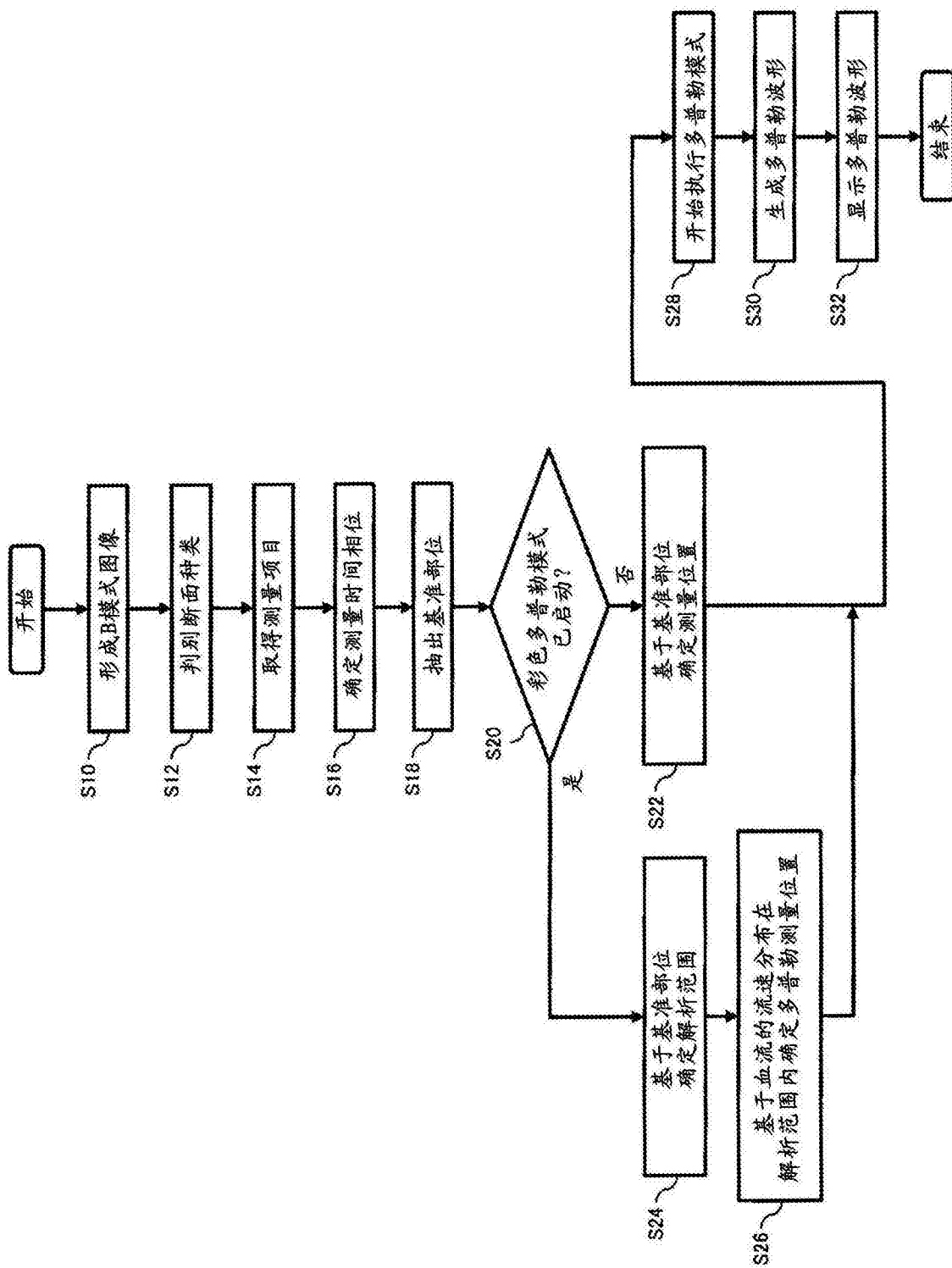


图9

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN106028945A	公开(公告)日	2016-10-12
申请号	CN201480076294.4	申请日	2014-11-05
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	长野智章		
发明人	长野智章		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/4483 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/5207 A61B8/5246		
代理人(译)	文志		
优先权	2014033296 2014-02-24 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

断层图像形成部基于针对对象组织发送接收超声波而得到的接收信号来形成对象组织的断层图像。断层图像解析部通过图像处理技术来解析所形成的断层图像，抽出对象组织中的基准部位。多普勒测量位置确定部基于抽出的基准部位来确定多普勒测量位置。多普勒波形形成部在确定的多普勒测量位置进行多普勒测量，形成多普勒波形。在显示部中显示形成的断层图像、表示所确定的多普勒测量位置的光标、以及形成的多普勒波形。在确定多普勒测量位置时还可参照彩色多普勒图像。

