



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110801245 A

(43)申请公布日 2020.02.18

(21)申请号 201910223495.7

(22)申请日 2019.03.22

(30)优先权数据

2018-147386 2018.08.06 JP

(71)申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 大山诚司

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司

公司 11243

代理人 曾贤伟 范胜杰

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

权利要求书1页 说明书12页 附图14页

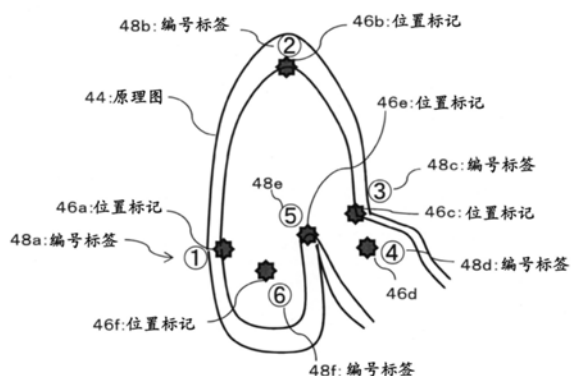
(54)发明名称

超声波图像处理装置以及程序

(57)摘要

本发明提供超声波图像处理装置以及程序，实现将在超声波图像内手动设定的各代表点的设定位置和设定顺序引导给用户的显示。向导图像生成部生成在示意性地表现出超声波图像内包含的脏器图像的示意图上示出了手动设定的各代表点的设定位置信息和设定顺序信息的向导图像(42)。原理图(44)示意性地表示心脏的断层图像。位置标记(46)为设定位置信息的具体例，编号标签(48)为设定顺序信息的具体例。多个位置标记(46)表示与示意性地示出心尖部三腔图像(A3C)的原理图(44)内的多个特征点对应的位置。多个编号标签(48)表示多个特征点的设定顺序。

<42:向导图像(A3C)>



1. 一种超声波图像处理装置,其特征在于,具有:

代表点设定部,其在基于通过收发超声波而得到的数据的超声波图像内,按照用户的操作对多个代表点中的至少一个进行手动设定;以及

图像生成部,其生成在示意性地表现出上述超声波图像内包含的脏器图像的示意图上示出了手动设定的上述各代表点的设定位置信息和设定顺序信息的向导图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述图像生成部生成在上述示意图上示出了作为上述设定位置信息的位置标记和作为上述设定顺序信息的编号标签的上述向导图像。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述图像生成部在根据上述超声波图像内包含的脏器图像的类型而选择的上述示意图上示出与该脏器图像的类型相应的上述设定位置信息和上述设定顺序信息,由此生成与该脏器图像的类型相应的上述向导图像。

4. 根据权利要求1所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述代表点设定部按照用户的操作对与血流的内部对应的一个以上的代表点进行手动设定,作为对封闭区域的外缘进行定义的代表点,

上述图像生成部生成在上述示意图上示出了在血流的内部进行手动设定的上述各代表点的设定位置信息和设定顺序信息的上述向导图像。

5. 根据权利要求4所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

该超声波图像处理装置还具有:

追随点设定部,其根据上述多个代表点在上述封闭区域的外缘设定多个追随点;以及

追随处理部,其对上述各追随点中的每一个应用基于上述超声波图像的图像数据的时态之间的图案匹配处理,由此在多个时态下对上述多个追随点的活动进行追随。

6. 根据权利要求5所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

该超声波图像处理装置还具有:矢量运算部,其根据通过对设定于上述封闭区域的外缘的上述多个追随点的活动进行追随而得到的上述各追随点的运动信息、以及根据经过上述封闭区域内的多个超声波束得到的多普勒信息,得到与上述封闭区域内的一个以上的部位对应的矢量信息。

7. 一种程序,其特征在于,使计算机实现以下功能:

在基于通过收发超声波而得到的数据的超声波图像内,按照用户的操作对多个代表点中的至少一个进行手动设定的功能;以及

生成在示意性地表现出上述超声波图像内的脏器图像的示意图上示出了手动设定的上述各代表点的设定位置信息和设定顺序信息的向导图像的功能。

超声波图像处理装置以及程序

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波图像处理装置以及程序。

背景技术

[0002] 作为超声波图像处理装置的具体例之一的超声波诊断装置使用于诊断生物体内的各种组织,例如在诊断心脏等脏器时起到重要的作用。

[0003] 例如在专利文献1中记载了使用示意图(原理)在显示图像上显示超声波的断层图像与脏器的哪一位置对应的超声波诊断装置。

[0004] 另外,例如在专利文献2中记载了一种超声波摄像装置,其使用体数据,提取计测对象的轮廓,根据轮廓获取作为对诊断有用的解剖学的结构的计测信息。

[0005] 另外,例如在专利文献3中记载了一种超声波诊断装置,其在构成超声波图像内的组织的跟踪线的多个跟踪点中,决定以选择跟踪点为基点的追随处理的对象范围内的追随跟踪点,以追随选择跟踪点的移动的方式使追随跟踪点移动而修正多个跟踪点。

[0006] 在先技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:日本特开2012-100815号公报

[0009] 专利文献2:日本特开2018-51001号公报

[0010] 专利文献3:日本特开2017-196008号公报

发明内容

[0011] 在使用超声波图像的诊断中,有时需要来自医生、检查技师等用户的操作。例如有时按照用户的操作在超声波图像内对多个代表点进行手动设定。对用户而言期望操作负担更小而并非是更大。例如在对各代表点进行手动设定的情况下,如果能够将各代表点的设定位置和设定顺序通知给用户,则能够期望减轻用户的操作负担。

[0012] 另外,专利文献1所记载的超声波诊断装置只不过使用示意图(原理)在显示图像上显示超声波的断层图像与脏器的哪一位置对应。

[0013] 本发明的目的在于,实现将在超声波图像内手动设定的各代表点的设定位置和设定顺序引导给用户的显示。

[0014] 本发明的具体例之一是一种超声波图像处理装置,其特征在于,具有:代表点设定部,其在基于通过收发超声波而得到的数据的超声波图像内,按照用户的操作对多个代表点中的至少一个进行手动设定;以及图像生成部,其生成在示意性地表现出上述超声波图像内包含的脏器图像的示意图上示出了手动设定的上述各代表点的设定位置信息和设定顺序信息的向导图像。

[0015] 通过本发明的具体例之一,实现将在超声波图像内手动设定的各代表点的设定位置和设定顺序引导给用户的显示。另外,在本发明的其它具体例中,生成与脏器图像的类型相应的向导图像,由此能够将适合于其类型的各代表点的设定位置和设定顺序引导给用

户。另外,在本发明的其它具体例中,在示意图上示出在血流的内部进行手动设定的各代表点的设定位置信息和设定顺序信息,由此能够将与血流的内部对应的各代表点的设定位置和设定顺序引导给用户,能够减轻或消除用户的困惑。

附图说明

[0016] 图1是表示超声波图像处理装置的具体例之一的超声波诊断装置的图。

[0017] 图2是表示显示图像的具体例的图。

[0018] 图3是表示心尖部三腔图像(A3C)的向导图像的具体例的图。

[0019] 图4是表示心尖部二室图像(A2C)的向导图像的具体例的图。

[0020] 图5是表示心尖部四室图像(A4C)的向导图像的具体例的图。

[0021] 图6是表示左右反转的心尖部三腔图像的向导图像的具体例的图。

[0022] 图7是表示左右反转的心尖部二室图像的向导图像的具体例的图。

[0023] 图8是表示左右反转的心尖部四室图像的向导图像的具体例的图。

[0024] 图9是表示半自动跟踪的具体例的图。

[0025] 图10是表示显示图像的变形例1的图。

[0026] 图11是表示显示图像的变形例2的图。

[0027] 图12是表示显示图像的变形例3的图。

[0028] 图13是表示显示图像的变形例4的图。

[0029] 图14是表示显示图像的变形例5的图。

[0030] 附图标记说明

[0031] 10:探针;12:收发部;20:超声波图像形成部;22:多普勒处理部;24:数据存储部;26:帧选择部;30:图像类型判断部;40:向导图像生成部;50:代表点设定部;60:追随点设定部;62:追随处理部;70:矢量运算部;80:显示图像形成部;82:显示部;90:操作受理部;100:控制部。

具体实施方式

[0032] 首先,说明用于实施发明的方式(实施方式)的概要。实施方式所涉及的超声波图像处理装置具有:代表点设定部,其在超声波图像内设定各代表点;以及图像生成部,其生成向导图像。代表点设定部在基于通过收发超声波而得到的数据的超声波图像内,按照用户的操作对多个代表点中的至少一个进行手动设定。另外,图像生成部生成在示意性地表现出超声波图像内包含的脏器图像的示意图上示出了手动设定的各代表点的设定位置信息和设定顺序信息的向导图像。

[0033] 在实施方式中,图像生成部生成包含示意性地表现出超声波图像内包含的脏器图像的示意图的图像。例如也可以从与成为诊断对象的多种脏器图像对应的多个示意图中,选择与超声波图像内包含的脏器图像对应的示意图。此外,例如也可以通过对超声波图像的图像处理,生成与该超声波图像内包含的脏器图像对应的示意图。

[0034] 另外,在实施方式中,图像生成部生成在示意图上示出了手动设定的各代表点的设定位置信息和设定顺序信息的向导图像。设定位置信息为与设定各代表点的位置有关的信息。在设定位置信息的具体例中例如包含表示应设定各代表点的位置(推荐位置)的信

息、表示应设定各代表点的区域(推荐区域)的信息等。另外,设定顺序信息为与设定各代表点的顺序有关的信息。在设定顺序信息的具体例中例如包含表示设定各代表点的顺序的数值等的信息。

[0035] 通过实施方式所涉及的超声波图像处理装置,实现将在超声波图像内手动设定的各代表点的设定位置和设定顺序引导给用户的显示。

[0036] 在实施方式中,图像生成部例如也可以生成在示意图上示出了作为设定位置信息的位置标记和作为设定顺序信息的编号标签的向导图像。例如在示意图上,也可以是位置标记表示各代表点的设定位置,编号标签表示各代表点的设定顺序。

[0037] 另外,在实施方式中,图像生成部在与超声波图像内包含的脏器图像的类型相应地选择的示意图上示出与该脏器图像的类型相应的设定位置信息和设定顺序信息,由此也可以生成与该脏器图像的类型相应的向导图像。例如有时对同一脏器使用从相互不同的多个截面中得到的脏器图像。通常,即使是同一脏器,也如果截面不同则脏器图像也不同。也就是说,即使是同一脏器,如果截面不同则有时脏器图像的类型也不同。当然,也可以将与相互不同的脏器有关的脏器图像作为类型不同的图像进行处理。通常,如果脏器图像的类型不同,则各代表点相对于包含脏器图像的超声波图像的设定位置、设定顺序也不同。通过生成与脏器图像的类型相应的向导图像,能够将适合于该类型的各代表点的设定位置和设定顺序引导给用户。

[0038] 另外,在实施方式中,代表点设定部作为用于对封闭区域的外缘进行定义的代表点,可以按照用户的操作对与血流的内部对应的一个以上的代表点进行手动设定,也可以由图像生成部生成在示意图上示出了在血流的内部手动设定的各代表点的设定位置信息和设定顺序信息的向导图像。通常,在血流的内部不存在结构标准,因此即使是用户为医生、检查技师等的诊断专家,有时在与血流的内部对应的代表点的手动设定中也感到困惑。即使在这种情况下,通过在示意图上示出与血流的内部对应的一个以上的代表点的设定位置信息和设定顺序信息,也能够将与血流的内部对应的一个以上的代表点的设定位置和设定顺序引导给用户,从而能够减轻或消除用户的困惑。

[0039] 此外,在实施方式中,作为用于定义封闭区域的外缘的代表点,代表点设定部可以设定包含与组织的轮廓上对应的一个以上的代表点的多个代表点,也可以是由图像生成部生成在示意图上示出了在组织的轮廓上手动设定的各代表点的设定位置信息和设定顺序信息的向导图像。

[0040] 另外,实施方式所涉及的超声波图像处理装置根据多个代表点在封闭区域的外缘处设定多个追随点,对各追随点中的每个追随点应用基于超声波图像的图像数据的时态之间的图案匹配处理,由此也可以在多个时态下追随多个追随点的活动。并且,实施方式所涉及的超声波图像处理装置也可以根据通过对设定于封闭区域的外缘的多个追随点的活动进行追随而得到的各追随点的运动信息、以及从经过封闭区域内的多个超声波束得到的多普勒信息,得到与封闭区域内的一个以上的部位对应的矢量信息。

[0041] 以上是实施方式所涉及的超声波图像处理装置的概要。接着,根据附图说明实施方式所涉及的超声波图像处理装置的具体例。

[0042] 图1是表示实施方式所涉及的超声波图像处理装置的具体例之一的超声波诊断装置的图。图1所例示的超声波诊断装置具备标注附图标记而进行图示的结构要素。

[0043] 探针10为在包含诊断对象的诊断区域内收发超声波的超声波探针。探针10具备收发超声波的多个振动元件,多个振动元件通过收发部12进行收发控制而形成发射波束。另外,多个振动元件从诊断区域接收超声波,由此得到的信号被输出到收发部12,收发部12形成接收波束而得到接收信号(回波数据)。此外,也可以在超声波的收发中使用发送合成孔径等技术。另外,探针10可以是在三维诊断区域内立体地收发超声波的三维超声波探针,也可以是在二维诊断区域内平面地收发超声波的二维超声波探针。

[0044] 收发部12具备作为发射波束形成器的功能,其将发送信号输出到探针10所具备的多个振动元件,控制多个振动元件以形成发射波束。另外,收发部12具备作为接收波束形成器的功能,其根据从探针10所具备的多个振动元件得到的信号,形成接收波束而得到接收信号(回波数据)。收发部12例如能够使用电子电路(收发电路)来实现。另外,在其实现过程中,也可以根据需要使用ASIC、FPGA等硬件。

[0045] 超声波图像形成部20根据从收发部12得到的接收信号(回波数据)来生成超声波图像的图像数据。超声波图像形成部20根据需要对接收信号进行增益校正、对数压缩、检波、轮廓强调、滤波处理等信号处理,由此例如在多个时态下对各时态中的每个时态形成包含诊断对象的断层图像(B原理图像)的帧数据。此外,也可以在超声波被立体地收发而从三维诊断区域收集接收信号的情况下,生成在空间上构成三维诊断区域的多个帧数据。

[0046] 多普勒处理部22计算从超声波束(接收波束)得到的接收信号内包含的多普勒频移。多普勒处理部22通过例如公知的多普勒处理来计算通过运动体(包含血流等)的活动在超声波的接收信号内产生的多普勒频移,得到与运动体有关的超声波束方向的速度信息(多普勒信息)。多普勒处理部22例如能够使用电子电路(包含正交检波电路等)来实现。另外,在其实现过程中,根据需要也可以使用ASIC、FPGA、处理器等硬件。

[0047] 数据存储部24存储由超声波图像形成部20生成的超声波的图像数据(帧数据)。另外,数据存储部24存储由多普勒处理部22计算出的多普勒信息(超声波束方向的速度信息)。数据存储部24例如能够使用半导体存储器、硬盘驱动器等的存储设备来实现。

[0048] 帧选择部26从存储于数据存储部24的多个时态的帧数据中选择用于设定代表点的时态的帧数据(图像数据)。

[0049] 图像类型判断部30判断超声波图像内包含的脏器图像(与脏器对应的图像部分)的类型。图像类型判断部30例如判断由帧选择部26选择出的时态的帧数据内包含的脏器图像的类型(例如截面种类等)。

[0050] 向导图像生成部40生成示意性地表现出超声波图像内包含的脏器图像的示意图以及包含与多个代表点对应的向导要素的向导图像。向导图像生成部40生成在示意图上示出了手动设定的各代表点的设定位置信息和设定顺序信息的向导图像。

[0051] 由向导图像生成部40生成的向导图像经由显示图像形成部80的处理显示在显示部82中,在按照医生、检查技师等用户的操作对各代表点进行手动设定时,用作将各代表点的设定位置和设定顺序引导给用户的显示。

[0052] 代表点设定部50在超声波图像内设定多个代表点。代表点设定部50按照用户的操作对多个代表点中的至少一个进行手动设定。作为多个代表点的具体例,例如也可以设定成为超声波图像内包含的脏器图像的结构标准的特征点。

[0053] 追随点设定部60根据由代表点设定部50设定的多个代表点,在封闭区域的外缘设

定多个追随点。追随点设定部60例如根据多个代表点,形成封闭区域的具体例即与计测区域的外缘对应的跟踪线,在跟踪线上设定多个追随点。

[0054] 追随处理部62对各追随点中的每个追随点应用基于超声波图像的图像数据的时态之间的图案匹配处理,在多个时态下对多个追随点的活动进行追随。追随处理部62例如对各追随点(各循迹点)中的每个追随点执行基于图像数据的追随处理(循迹处理),在多个时态(多个帧)下对各追随点的活动进行循迹。

[0055] 矢量运算部70根据通过对设定于封闭区域的外缘的多个追随点的活动进行追随而得到的各追随点的运动信息以及从经由封闭区域内的多个超声波束得到的多普勒信息,导出与封闭区域内的一个以上的部位对应的矢量信息。矢量运算部70例如根据从追随处理部62得到的多个追随点(多个循迹点)的追随结果以及从数据存储部24得到的多普勒信息,导出封闭区域的具体例即计测区域内的多处速度矢量。

[0056] 矢量运算部70例如通过参考文献1(日本特开2013-192643号公报)所说明的公知的方法,也可以使用从超声波束方向的多普勒信息中得到的速度信息以及从多个追随点的追随结果中得到的运动信息,导出计测区域内的各位置处的二维速度矢量。

[0057] 显示图像形成部80形成在显示部82上显示的显示图像。显示图像形成部80例如形成包含由向导图像生成部40生成的向导图像的显示图像(图像数据)。另外,显示图像形成部80例如可以包含从超声波图像形成部20得到的超声波图像的显示图像,也可以形成包含从矢量运算部70得到的矢量信息的显示图像。

[0058] 显示部82显示由显示图像形成部80形成的显示图像。显示部82例如能够使用液晶显示器、有机EL(电致发光)显示器等显示设备来实现。

[0059] 控制部100整体控制图1的超声波诊断装置内。在控制部100的控制中还反映与从用户经由操作受理部90受理的操作对应的指示。控制部100例如能够通过CPU、处理器、存储器等硬件以及规定其CPU、处理器的动作的软件(程序)的协作来实现。另外,操作受理部90例如能够通过鼠标、键盘、光标、触摸面板、其它开关类等中的至少一个操作设备来实现。

[0060] 此外,图1示出的结构中超声波图像形成部20、帧选择部26、图像类型判断部30、向导图像生成部40、代表点设定部50、追随点设定部60、追随处理部62、矢量运算部70以及显示图像形成部80分别能够通过例如处理器等硬件与规定其处理器等的动作的软件(程序)的协作来实现。在其实现过程中,根据需要也可以使用ASIC、FPGA等硬件。

[0061] 另外,图1示出的具体例的超声波诊断装置例如也可以使用1台以上的计算机来实现。其计算机具备CPU等运算设备、存储器、硬盘等存储设备、使用因特网等通信线路的通信设备、从光盘、半导体存储器、卡存储器等存储介质读写数据的设备、显示器等显示设备、由用户受理操作的操作设备等硬件资源。

[0062] 而且,例如与图1所例示的超声波诊断装置所具备的附加了附图标记的多个部分中的至少一部分的功能对应的程序(软件)被计算机所读取并存储到存储器等,通过该计算机所具备的硬件资源与读取的软件的协作,由计算机实现图1所例示的超声波诊断装置的至少一部分的功能。该程序例如可以经由因特网等通信线路提供给计算机(超声波诊断装置),也可以存储到光盘、半导体存储器、卡存储器等存储介质并提供给计算机(超声波诊断装置)。

[0063] 以上是图1所例示的超声波诊断装置的整体结构。存在各种图1所例示的超声波诊

断装置的诊断对象,在该诊断对象的具体例中包含生物体内的组织(包含血流)、母体内的胎儿等。例如,图1的超声波诊断装置也可以使用于心脏的诊断。因此,说明在作为诊断对象的具体例之一的心脏(包含心脏内的血流)的诊断中通过图1的超声波诊断装置实现的处理的具体例。此外,关于图1示出的结构(附加附图标记的各部),在以下的说明中使用图1的附图标记。

[0064] 图2是表示显示在显示部82中的显示图像84的具体例的图。在图2中例示包含超声波图像28和向导图像42的显示图像84。

[0065] 在图2示出的具体例中,在超声波图像28内包含作为脏器图像的具体例的心脏的断层图像。在超声波图像28内示出的心脏的断层图像中设定多个特征点52(52a~52f)。

[0066] 多个特征点52(52a~52f)为手动设定的一个以上的代表点的具体例。例如医生、检查技师等用户一边观察图2示出的具体例的显示图像84一边对操作受理部90进行操作,由此指示各特征点52的设定位置等。而且,代表点设定部50根据从操作受理部90经由控制部100得到的用户的指示,在心脏的断层图像上设定多个特征点52(52a~52f)。

[0067] 此外,在图2所例示的超声波图像28内设定有多个追随点(循迹点)64。由追随点设定部60设定多个追随点64。追随点设定部60根据由代表点设定部50设定的多个代表点的具体例即多个特征点52(52a~52f),设定多个追随点64。

[0068] 另外,在图2示出的具体例中,在显示图像84内显示超声波图像28以及向导图像42。向导图像42用作在对各特征点52进行手动设定时将各特征点52的设定位置和设定顺序引导给用户的显示。

[0069] 另外,在图2示出的具体例的显示图像84内设置有选择显示截面的菜单画面。医生、检查技师等用户例如通过对选择显示截面的菜单画面进行操作,由此从在下拉菜单中显示的显示截面的一览中选择与超声波图像28内的心脏的断层图像对应的截面。由此,显示与选择的截面对应的向导图像42。例如在图2所例示的具体例中,超声波图像28内的心脏的断层图像为心尖部三腔图像(A3C),作为显示截面而选择A3C,与心尖部三腔图像(A3C)对应的向导图像42显示在显示图像84内。

[0070] 在图3至图8中示出由向导图像生成部40生成的向导图像42的具体例。向导图像生成部40生成在示意性地表现出超声波图像内包含的脏器图像的示意图上示出了手动设定的各代表点的设定位置信息和设定顺序信息的向导图像42。

[0071] 在图3至图8所例示的向导图像42内,原理图44为示意图的具体例之一,示意性地示出心脏的断层图像。另外,位置标记46为设定位置信息的具体例之一,编号标签48为设定顺序信息的具体例之一。

[0072] 图3示出心尖部三腔图像(A3C)的向导图像42的具体例。在心尖部三腔图像(A3C)中,例如心脏瓣膜环和心脏心尖部被用作特征点,另外,例如在主动脉流出道内和左心房内也设定特征点。在图3示出的具体例中,使用示意性地示出心尖部三腔图像(A3C)的原理图44。

[0073] 在图3示出的具体例中,多个位置标记46(46a~46f)表示与示意性地示出了心尖部三腔图像(A3C)的原理图44内的多个特征点对应的位置。例如位置标记46a表示瓣膜环(左)的位置,位置标记46b表示心脏心尖部的位

记46f表示左心房内的位置。

[0074] 另外,在图3示出的具体例中,多个编号标签48(48a~48f)表示多个特征点的设定顺序。例如、编号标签48a表示与瓣膜环(左)对应的特征点的设定顺序为第一个的情况,编号标签48b表示与心脏心尖部对应的特征点的设定顺序为第二个的情况,编号标签48c表示与瓣膜环(右)对应的特征点的设定顺序为第三个的情况。另外,编号标签48d表示主动脉流出道内的特征点的设定顺序为第四个的情况,编号标签48e表示与瓣膜环(中)对应的特征点的设定顺序为第五个的情况,编号标签48f表示左心房内的特征点的设定顺序为第六个的情况。

[0075] 在图3示出的具体例的向导图像42中,例如超声波图像内包含的脏器图像为心尖部三腔图像(A3C),在超声波图像内将多个特征点进行手动设定时,用作将各特征点的设定位置和设定顺序引导给医生、检查技师等用户的显示。例如图2所例示的具体例所示,形成示出了超声波图像28和向导图像42的显示图像84并显示在显示部82中。

[0076] 由此,例如根据超声波图像28内包含的心尖部三腔图像(A3C)的脏器图像与向导图像42内包含的心尖部三腔图像(A3C)的原理图44的对应关系,用户能够直观自然地掌握在超声波图像28内要设定各特征点的位置,另外,设定多个特征点的顺序也能够自然地理解。

[0077] 在超声波图像内包含的脏器图像的类型为心尖部三腔图像(A3C)的情况下,使用图3示出的具体例的向导图像42。在图4至图8中示出在脏器图像的类型与心尖部三腔图像(A3C)不同的情况下使用的向导图像42的具体例。

[0078] 图4示出心尖部二室图像(A2C)的向导图像42的具体例。在心尖部二室图像(A2C)中,例如心脏瓣膜环和心脏心尖部被用作特征点,另外,例如在左心房内也设定特征点。

[0079] 在图4示出的具体例中,使用示意性地示出心尖部二室图像(A2C)的原理图44。另外,多个位置标记46(46a~46d)表示与示意性地示出了心尖部二室图像(A2C)的原理图44内的多个特征点对应的位置。例如位置标记46a表示瓣膜环(左)的位置,位置标记46b表示心脏心尖部的的位置,位置标记46c表示瓣膜环(右)的位置,位置标记46d表示左心房内的位置。另外,多个编号标签48(48a~48d)表示多个特征点的设定顺序。例如编号标签48a表示与瓣膜环(左)对应的特征点的设定顺序为第一个的情况,编号标签48b表示与心脏心尖部对应的特征点的设定顺序为第二个的情况,编号标签48c表示与瓣膜环(右)对应的特征点的设定顺序为第三个的情况,编号标签48d表示左心房内的特征点的设定顺序为第四个的情况。

[0080] 在图4示出的具体例的向导图像42中,例如超声波图像内包含的脏器图像为心尖部二室图像(A2C),在该超声波图像内对多个特征点进行手动设定时,用作将各特征点的设定位置和设定顺序引导给医生、检查技师等用户的显示。例如形成示出了包含心尖部二室图像(A2C)的超声波图像和图4的向导图像42的显示图像并显示在显示部82中。

[0081] 图5示出心尖部四室图像(A4C)的向导图像42的具体例。在心尖部四室图像(A4C)中,例如心脏瓣膜环和心脏心尖部被用作特征点,另外,例如在左心房内也设定特征点。

[0082] 在图5示出的具体例中,使用示意性地示出了心尖部四室图像(A4C)的原理图44。另外,多个位置标记46(46a~46d)表示与示意性地示出了心尖部四室图像(A4C)的原理图44内的多个特征点对应的位置。例如位置标记46a表示瓣膜环(左)的位置,位置标记46b表

示心脏心尖部的位置,位置标记46c表示瓣膜环(右)的位置,位置标记46d表示左心房内的位置。另外,多个编号标签48(48a~48d)表示多个特征点的设定顺序。例如编号标签48a表示与瓣膜环(左)对应的特征点的设定顺序为第一个的情况,编号标签48b表示与心脏心尖部对应的特征点的设定顺序为第二个的情况,编号标签48c表示与瓣膜环(右)对应的特征点的设定顺序为第三个的情况,编号标签48d表示左心房内的特征点的设定顺序为第四个的情况。

[0083] 在图5示出的具体例的向导图像42中,例如超声波图像内包含的脏器图像为心尖部四室图像(A4C),在该超声波图像内对多个特征点进行手动设定时,用作将各特征点的设定位置和设定顺序引导给医生、检查技师等用户的显示。例如形成示出了包含心尖部四室图像(A4C)的超声波图像和图5的向导图像42的显示图像并显示在显示部82中。

[0084] 图6示出左右反转的心尖部三腔图像(A3C_Inv)的向导图像42的具体例。在图6示出的具体例的向导图像42中,例如超声波图像内包含的脏器图像为左右反转的心尖部三腔图像(A3C_Inv),在该超声波图像内对多个特征点进行手动设定时,用作将各特征点的设定位置和设定顺序引导给医生、检查技师等用户的显示。

[0085] 在图6示出的具体例中,使用示意性地示出左右反转的心尖部三腔图像(A3C_Inv)的原理图44。另外,多个位置标记46(46a~46f)表示与示意性地示出了左右反转的心尖部三腔图像(A3C_Inv)的原理图44内的多个特征点对应的位置。例如位置标记46a表示瓣膜环(右)的位置,位置标记46b表示心脏心尖部的的位置,位置标记46c表示瓣膜环(左)的位置,位置标记46d表示主动脉流出道内的位置,位置标记46e表示瓣膜环(中)的位置,位置标记46f表示左心房内的位置。

[0086] 另外,在图6示出的具体例中,多个编号标签48(48a~48f)表示多个特征点的设定顺序。例如编号标签48a表示与瓣膜环(右)对应的特征点的设定顺序为第一个的情况,编号标签48b表示与心脏心尖部对应的特征点的设定顺序为第二个的情况,编号标签48c表示与瓣膜环(左)对应的特征点的设定顺序为第三个的情况,编号标签48d表示与主动脉流出道内对应的特征点的设定顺序为第四个的情况,编号标签48e表示与瓣膜环(中)对应的特征点的设定顺序为第五个的情况,编号标签48f表示左心房内的特征点的设定顺序为第六个的情况。

[0087] 图7表示左右反转的心尖部二室图像(A2C_Inv)的向导图像42的具体例。在图7所示的具体例的向导图像42中,例如超声波图像内包含的脏器图像为左右反转的心尖部二室图像(A2C_Inv),在该超声波图像内对多个特征点进行手动设定时,用作将各特征点的设定位置和设定顺序引导给医生、检查技师等用户的显示。

[0088] 在图7所示的具体例中,使用示意性地示出了左右反转的心尖部二室图像(A2C_Inv)的原理图44。另外,多个位置标记46(46a~46d)表示与示意性地示出了左右反转的心尖部二室图像(A2C_Inv)的原理图44内的多个特征点对应的位置。例如位置标记46a表示瓣膜环(右)的位置,位置标记46b表示心脏心尖部的的位置,位置标记46c表示瓣膜环(左)的位置,位置标记46d表示左心房内的位置。另外,多个编号标签48(48a~48d)表示多个特征点的设定顺序。例如,编号标签48a表示与瓣膜环(右)对应的特征点的设定顺序为第一个的情况,编号标签48b表示与心脏心尖部对应的特征点的设定顺序为第二个的情况,编号标签48c表示与瓣膜环(左)对应的特征点的设定顺序为第三个的情况,编号标签48d表示左心房

内的特征点的设定顺序为第四个的情况。

[0089] 图8表示左右反转的心尖部四室图像(A4C_Inv)的向导图像42的具体例。就图8所示的具体例的向导图像42而言,例如超声波图像内包含的脏器图像为左右反转的心尖部四室图像(A4C_Inv),在该超声波图像内对多个特征点进行手动设定时,用作将各特征点的设定位置和设定顺序引导给医生、检查技师等用户的显示。

[0090] 在图8示出的具体例中,使用示意性地示出了左右反转的心尖部四室图像(A4C_Inv)的原理图44。另外,多个位置标记46(46a~46d)表示与示意性地示出了左右反转的心尖部四室图像(A4C_Inv)的原理图44内的多个特征点对应的位置。例如位置标记46a表示瓣膜环(右)的位置,位置标记46b表示心脏心尖部的位罝,位置标记46c表示瓣膜环(左)的位置,位置标记46d表示左心房内的位置。另外,多个编号标签48(48a~48d)表示多个特征点的设定顺序。例如编号标签48a表示与瓣膜环(右)对应的特征点的设定顺序为第一个的情况,编号标签48b表示与心脏心尖部对应的特征点的设定顺序为第二个的情况,编号标签48c表示与瓣膜环(左)对应的特征点的设定顺序为第三个的情况,编号标签48d表示左心房内的特征点的设定顺序为第三个的情况。

[0091] 图9是表示由图1的超声波诊断装置执行的处理的具体例的图(流程图)。图9示出由图1的超声波诊断装置执行的半自动跟踪(半自动化的跟踪线的形成处理)的具体例。例如当选择到需要半自动跟踪的诊断原理时,开始图9所示的流程图的处理。

[0092] 当开始图9所示的流程图时,首先,生成超声波图像(S901)。在关于心脏的诊断中,检查者(医生、检查技师等用户)例如使探针10的收发波面与被检者的体表进行接触,将探针10的位置、朝向调整为与该被检者的心脏有关的超声波图像(断层图像)映出在显示部82中。而且,在得到期望的断层图像的状态下,收集与心脏有关的多个时态的图像数据(帧数据)。收集到的多个时态的图像数据被存储到数据存储部24。

[0093] 接着,选择帧(时态)(S902)。例如从存储于数据存储部24的多个时态的图像数据中选择使用于跟踪线的形成处理的时态的图像数据(帧数据)。例如,将表示存储于数据存储部24的多个时态的图像数据的内容的显示图像显示在显示部82中,检查者一边观察该显示图像一边对操作受理部90进行操作并指定期望时态的图像数据。而且,帧选择部26选择由检查者指定的时态的图像数据(帧数据)。此外,帧选择部26例如也可以自动选择(不需要来自检查者的指示的选择)与扩展末期等的特征性时态对应的时态的帧数据。

[0094] 接着,判断图像类型(S903)。图像类型判断部30例如判断由帧选择部26选择的时态的图像数据(帧数据)内包含的脏器图像的类型。例如如果是心脏的诊断,则从心尖部三腔图像(A3C)、心尖部二室图像(A2C)、心尖部四室图像(A4C)等的代表脏器图像的类型中,图像类型判断部30选择由检查者指定的类型。

[0095] 此外,例如通过对由帧选择部26选择的时态的图像数据进行图像识别处理,图像类型判断部30也可以自动判断(不需要来自检查者的指示的判断)脏器图像的类型。图像类型判断部30例如也可以使用与在参考文献2(日本专利第5242163号公报)中说明的图像识别处理有关的技术来自动判断脏器图像的类型。

[0096] 以下是使用参考文献2的技术的自动判断的概要。例如按照脏器图像的类型来预先准备作为基准的模板(基准模板)。例如按照心尖部三腔图像(A3C)、心尖部二室图像(A2C)、心尖部四室图像(A4C)等代表脏器图像的类型来准备基准模板。图像类型判断部30

针对对象图像数据(由帧选择部26选择的时态的图像数据)应用参考文献2中详细说明了的处理,并使该对象图像数据模板化。而且,图像类型判断部30对模板化后的对象图像数据以及预先准备的基准模板,实施应用了在参考文献2中详细说明了的处理的对照,判断对象图像数据对应于哪一基准模板(与哪一基准模板之间的对照结果的差成为阈值以下),由此也可以决定对象图像数据内包含的脏器图像的类型。

[0097] 当判断出图像类型时,选择并显示原理图(S904)。例如如果是心脏的诊断,则按照心尖部三腔图像(A3C)、心尖部二室图像(A2C)、心尖部四室图像(A4C)等代表脏器图像的类型,预先准备示意性地表现了脏器图像的多个原理图。图像类型判断部30例如从预先准备的多个原理图中,选择与在S903中判断出的脏器图像的类型对应的原理图。而且,将由图像类型判断部30选择出的原理图显示在显示部82中。

[0098] 接着,设定特征点(S905)。代表点设定部50例如按照检查者(医生、检查技师等用户)的操作对作为多个代表点的具体例的多个特征点中的至少一个进行手动设定。在该手动设定中,使用于与在S904中选择出的原理图对应的向导图像42(例如参照图3至图8)。例如包含与在S904中选择出的原理图对应的向导图像42和与在S902中选择出的时态的图像数据对应的超声波图像28的显示图像84(例如参照图2)显示在显示部82中,检查者一边观察显示图像84一边按照由向导图像42引导的各特征点的设定位置和设定顺序在超声波图像28内依次指定多个特征点的设定位置。

[0099] 此外,代表点设定部50也可以检测超声波图像28内的多个特征点的至少一个设定位置。代表点设定部50例如通过对在S902中选择的时态的图像数据内的图像(脏器图像)进行分析,也可以在与该图像数据对应的超声波图像28内,检测与一个以上的特征点对应的位置。例如如果是心脏的断层图像,则代表点设定部50也可以将在图像内成为较高亮度的瓣膜环部的图像位置检测为与瓣膜环部对应的特征点的位置。

[0100] 当设定特征点时形成跟踪线(S906)。追随点设定部60根据在S905中设定的多个特征点来形成跟踪线。

[0101] 例如图2所例示那样,如果超声波图像28内的心脏的断层图像为心尖部三腔图像(A3C),则追随点设定部60根据与三个瓣膜环部对应的特征点52a、52c、52e以及与心尖部对应的特征点52b,提取左心室、左心房、主动脉的轮廓。此外,在追随点设定部60对轮廓的提取中例如也可以使用在参考文献3(国际公开第2011/083789号小册)中说明的动态轮廓模型等的公知方法。并且,追随点设定部60例如设定以从左心房的一侧轮廓经由特征点52f到达左心房的另一侧轮廓的方式分割心房内的外缘,设定以从主动脉的一侧轮廓经由特征点d到达主动脉的另一侧轮廓的方式分割主动脉内的外缘。这样,例如在图2所例示的具体例中,形成由将左心室的轮廓与左心房的轮廓与主动脉的轮廓与心房内进行分割的外缘以及将主动脉进行分割的外缘构成的跟踪线。

[0102] 此外,在超声波图像28内的脏器图像的类型为心尖部二室图像(A2C)、心尖部四室图像(A4C)等情况下,形成与脏器图像的类型相应的跟踪线。

[0103] 当形成跟踪线时,形成的跟踪线被显示在显示部82中(S907),检查者(医生、检查技师等用户)确认是否形成了正确的跟踪线(S908)。如果跟踪线并不正确,则检查者例如对操作受理部90进行操作而修正显示在显示部82中的跟踪线的位置、形状(S909)。然后,当形成正确的跟踪线时,结束图9所例示的处理(半自动跟踪)。

[0104] 例如当通过图9所例示的处理来形成跟踪线时,追随点设定部60在跟踪线上设定多个追随点。追随点设定部60在跟踪线上例如设定100个左右的追随点(循迹点)。由此,例如如图2示出的具体例那样,在超声波图像28内沿着跟踪线设定多个追随点(循迹点)64。

[0105] 当设定多个追随点时,追随处理部62在各追随点的每个追随点上执行例如基于图像数据的追随处理(循迹处理)。追随处理部62例如将存储于数据存储部24的多个时态的图像数据作为处理对象,在多个时态下对各追随点的活动进行追随(循迹)。追随处理部62例如对各追随点的追随点应用基于图像数据的时态之间的图案匹配处理,在多个时态下对多个追随点的活动进行追随。这样,例如如果是心脏的诊断,则从多个追随点得到心脏壁的运动信息。

[0106] 而且,矢量运算部70例如通过在参考文献1(日本特开2013-192643号公报)中说明的公知方法,使用从超声波束方向的多普勒信息得到的速度信息以及从多个追随点的追随结果得到的运动信息,导出计测区域内的各位置的二维速度矢量。例如,矢量运算部70也可以在与收发超声波的空间对应的运算用坐标系中,针对多个采样点,在各采样点中的每个采样点上得到速度矢量,由此执行用于形成二维速度矢量的分布的处理(VFM:矢量流程映射)。

[0107] 例如显示图像形成部80形成包含由矢量运算部70形成的速度矢量的分布的显示图像,将该显示图像显示在显示部82中。由此,例如如果诊断对象为心脏,则检查者能够在视觉上确认心脏内的血流状态。

[0108] 图10至图14是表示显示在显示部82中的显示图像84的变形例的图。图10至图14示出了包含超声波图像28和向导图像42的显示图像84的变形例。

[0109] 在图10示出的变形例1中,强调显示在手动设定中医生、检查技师等用户接着应设定的特征点的位置和顺序。例如在向导图像42内,强调显示与接着要设定的特征点对应的位置标记和编号标签。例如图10所例示的具体例那样,当设定第一个特征点52a的位置时,在向导图像42内,以放大的方式强调与接着要设定的第二个特征点对应的位置标记和编号标签。此外,例如也可以执行改变了颜色、亮度等的强调显示。

[0110] 而且,医生、检查技师等用户例如对操作受理部90进行操作而使显示在显示图像84内的箭头状的光标AC移动至期望位置,从而指定接着要设定的特征点的位置。

[0111] 在图11示出的变形例2中,代表点设定部50检测超声波图像28内的多个特征点的设定位置。而且,根据其检测结果,显示在手动设定中医生、检查技师等用户接着要设定的特征点的位置的推荐区域。例如在超声波图像28内显示应设定下一特征点的位置的推荐区域。例如图11所例示的具体例那样,当设定第一个特征点52a的位置时,在超声波图像28内,以虚线圆显示与接着要设定的第二个特征点对应的位置的推荐区域。当然,也可以通过圆以外的形状来显示推荐区域。

[0112] 而且,医生、检查技师等用户例如对操作受理部90进行操作而将显示在显示图像84内的箭头状的光标AC例如移动至推荐区域内的期望位置,从而指定接着要设定的特征点的位置。

[0113] 在图12示出的变形例3中,代表点设定部50检测超声波图像28内的多个特征点的设定位置。而且,根据其检测结果,例如显示图像形成部80使设定用光标移动至在手动设定中医生、检查技师等用户接着应设定的特征点的预期位置。例如图12所例示的具体例那样,

当设定第一个特征点52a的位置时,将箭头状的光标AC移动至用于设定接着应设定的第二个特征点的预期位置。医生、检查技师等用户例如对操作受理部90进行操作,根据需要对箭头状的光标AC的位置进行微调,从而指定接着应设定的特征点的位置。

[0114] 在图13示出的变形例4中,图像类型判断部30自动判断脏器图像的类型,显示与由图像类型判断部30自动判断的类型对应的向导图像42。例如如果是心脏的诊断,则从心尖部三腔图像(A3C)、心尖部二室图像(A2C)、心尖部四室图像(A4C)等的代表断层图像的类型中,图像类型判断部30判断与超声波图像28对应的类型。而且,向导图像生成部40选择与由图像类型判断部30判断的类型对应的原理图而生成向导图像42。

[0115] 此外,也可以由用户修正(变更)由图像类型判断部30自动判断的脏器图像的类型。例如在图13所示的变形例4中,医生、检查技师等用户对选择显示截面的菜单画面进行操作,由此也可以从在下拉菜单(参照图2)中显示的显示截面的一览中选择与超声波图像28内的心脏的断层图像对应的截面而能够变更截面的类型。

[0116] 在图14所示的变形例5中,代表点设定部50检测超声波图像28内的多个特征点的设定位置。而且,代表点设定部50的多个特征点的检测结果显示在超声波图像28内。例如图14所例示的具体例那样,与由代表点设定部50检测出的多个特征点52a~52f对应的位置显示在超声波图像28内。

[0117] 此外,也可以由用户修正(变更)由代表点设定部50检测出的特征点的位置。例如在图14示出的变形例5中,也可以是,用户对操作受理部90进行操作而修正显示在超声波图像28内的各特征点52的位置,从而能够指定修正后的特征点的位置。

[0118] 以上,说明了本发明的优选实施方式,但是上述实施方式在所有方面上仅是例示,并不限定本发明的范围。本发明在不脱离其本质的范围内包含各种变形方式。

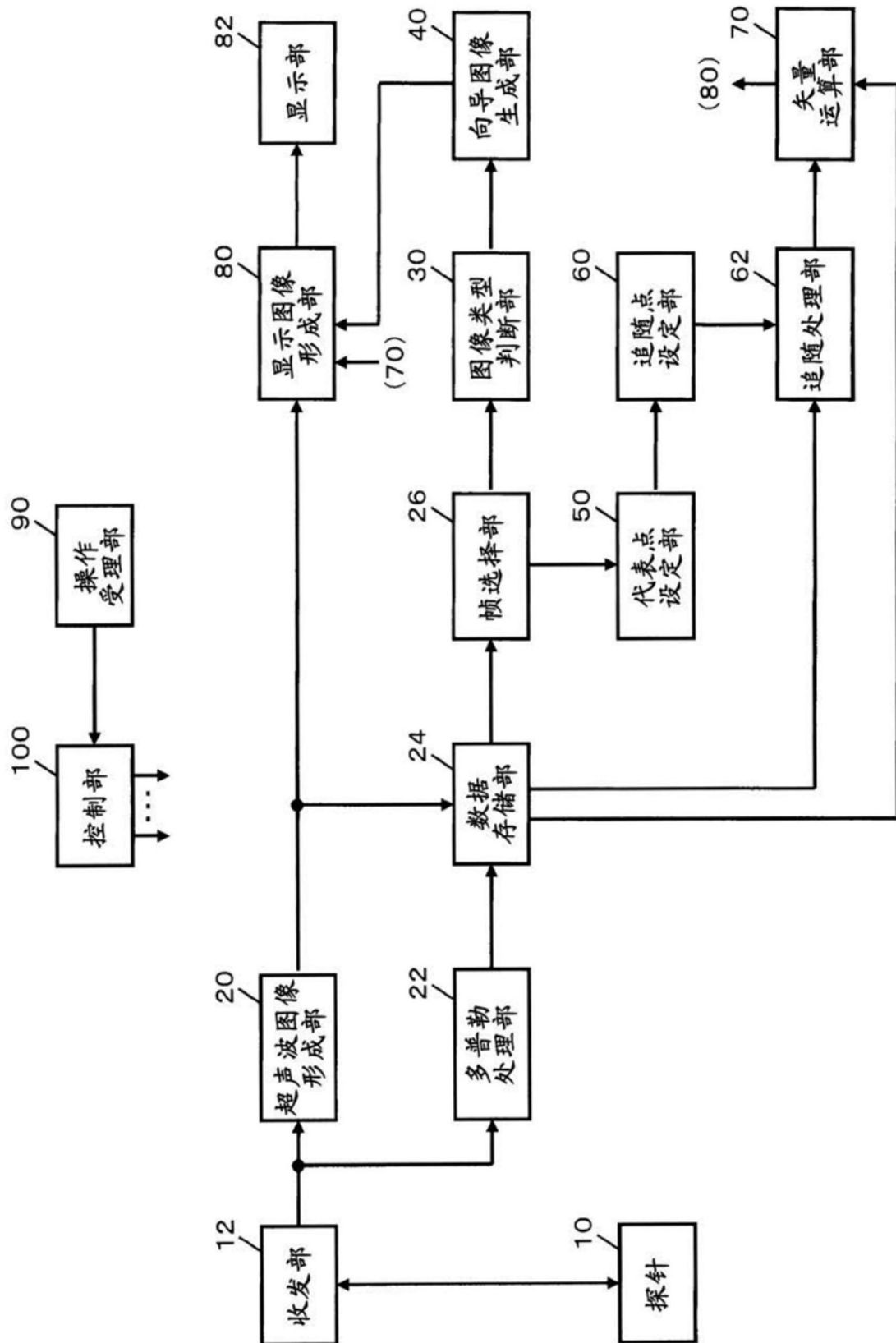


图1

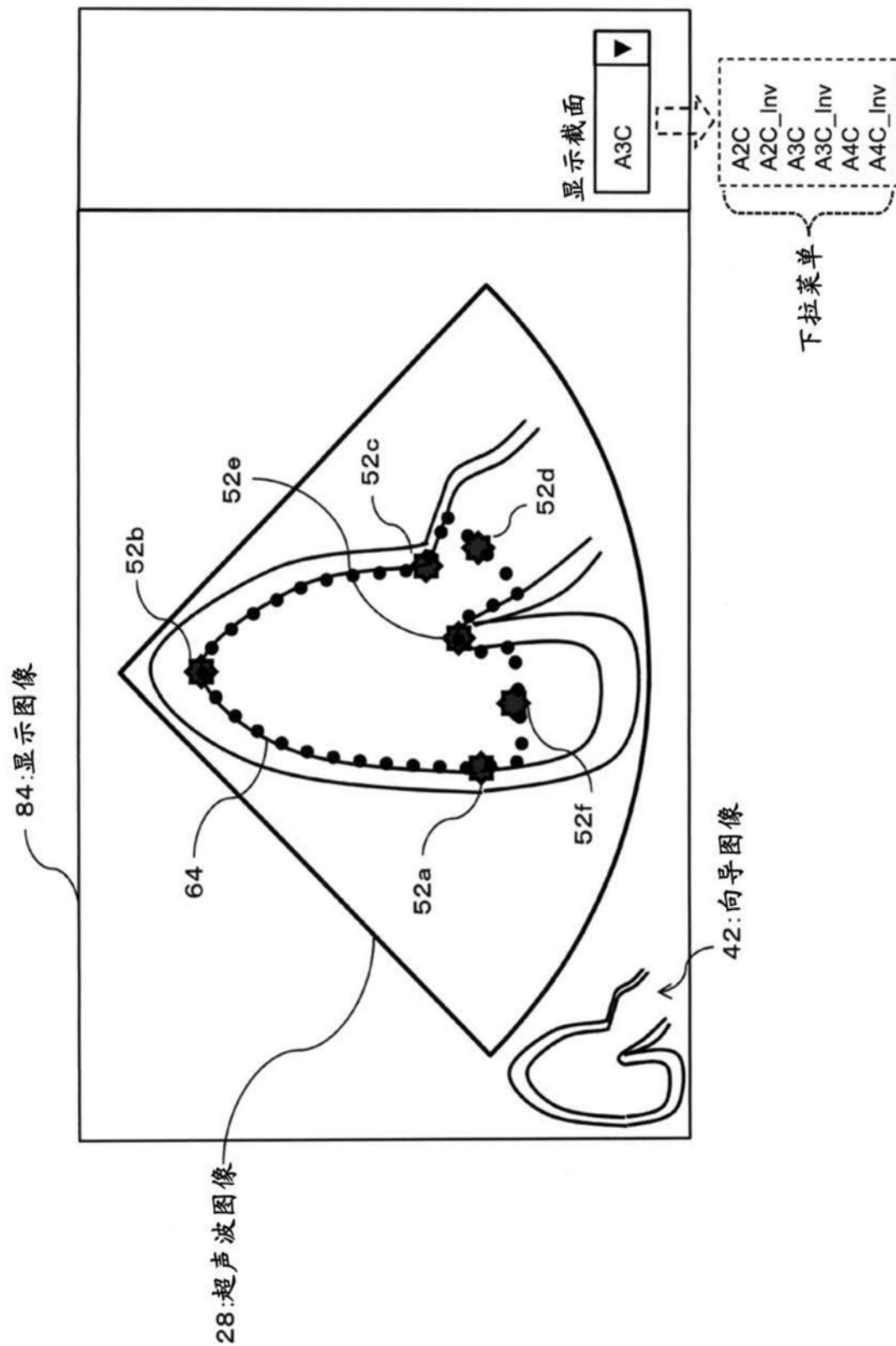


图2

<42:向导图像(A3C)>

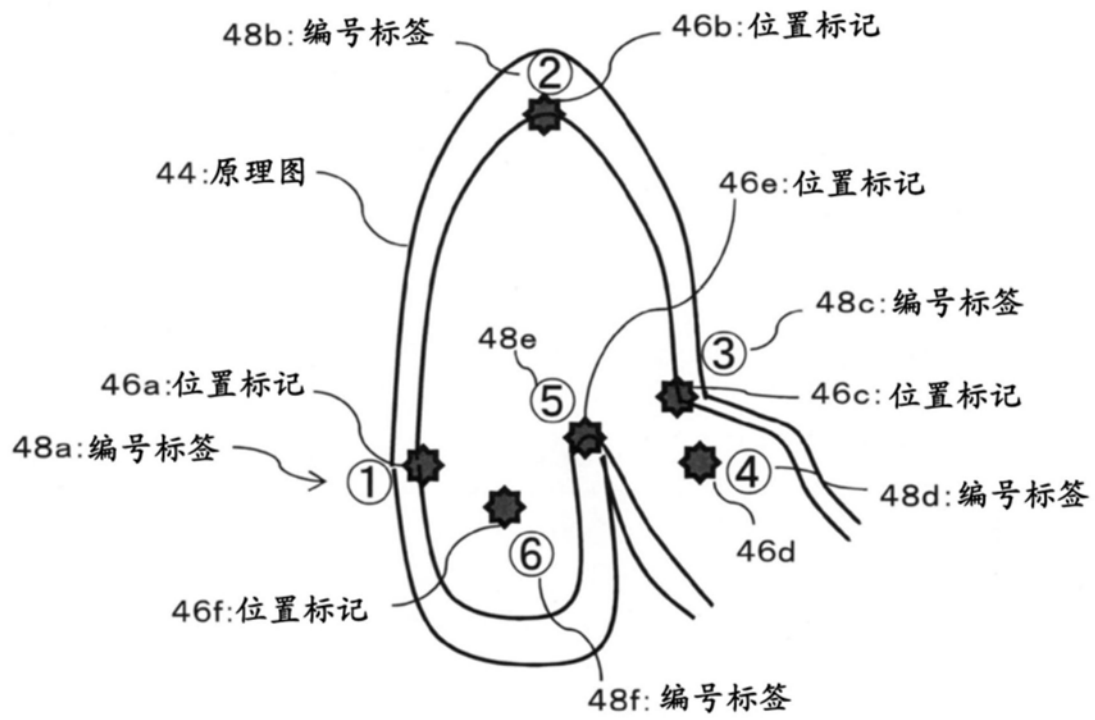


图3

<42:向导图像(A2C)>

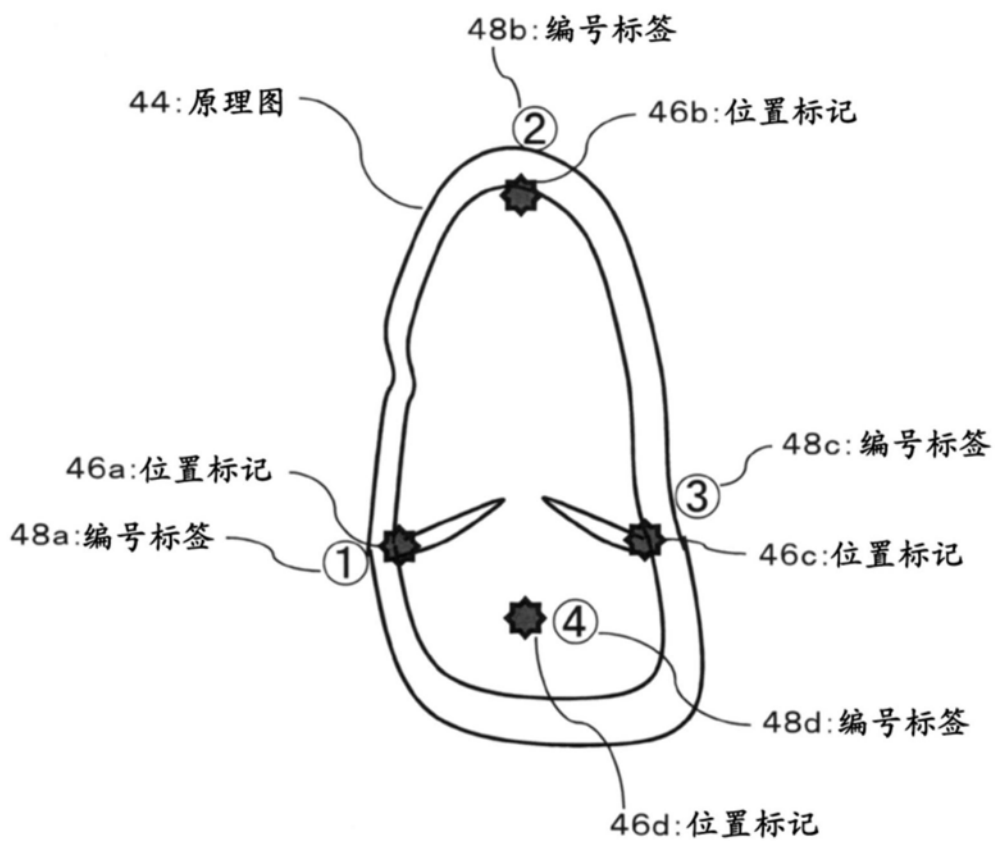


图4

<42:向导图像(A4C)>

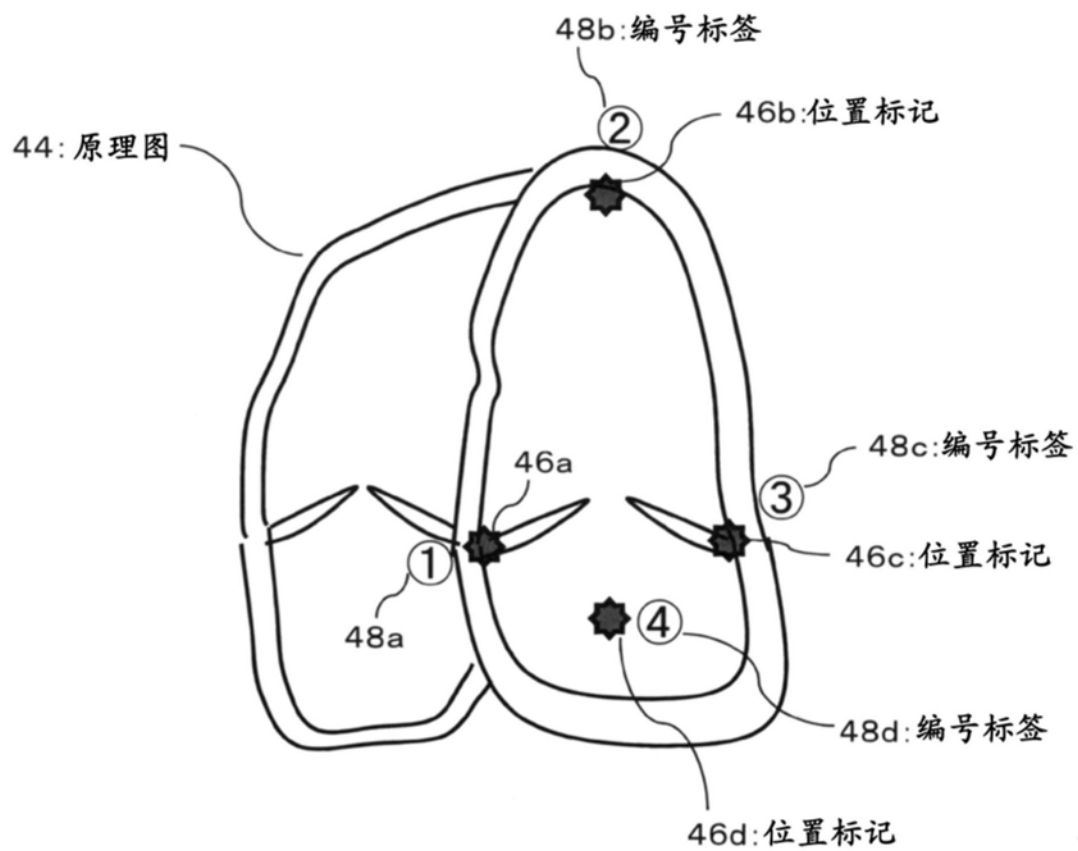


图5

<42:向导图像(A3C_Inv)>

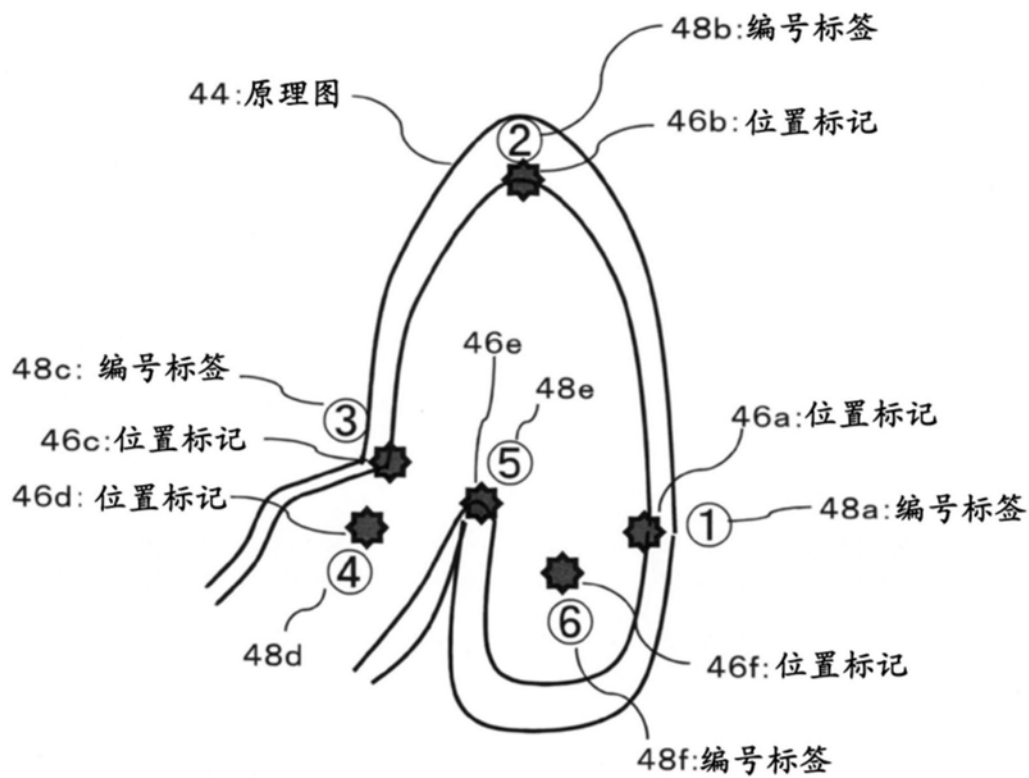


图6

<42:向导图像(A2C_Inv)>

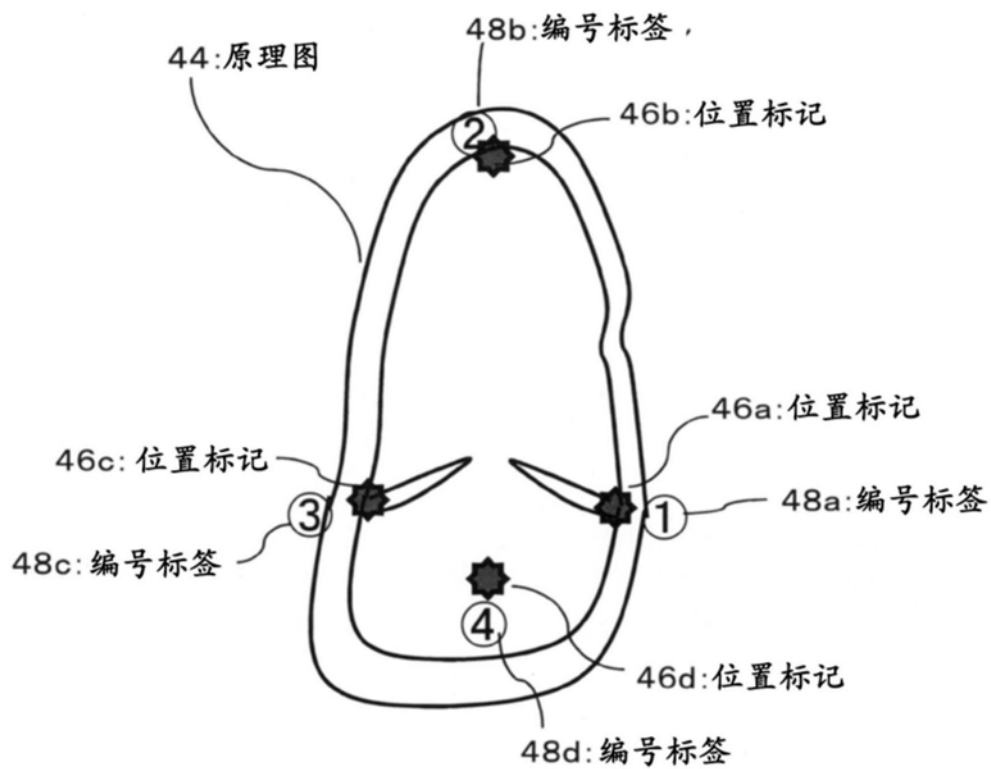


图7

<42:向导图像(A4C_Inv)>

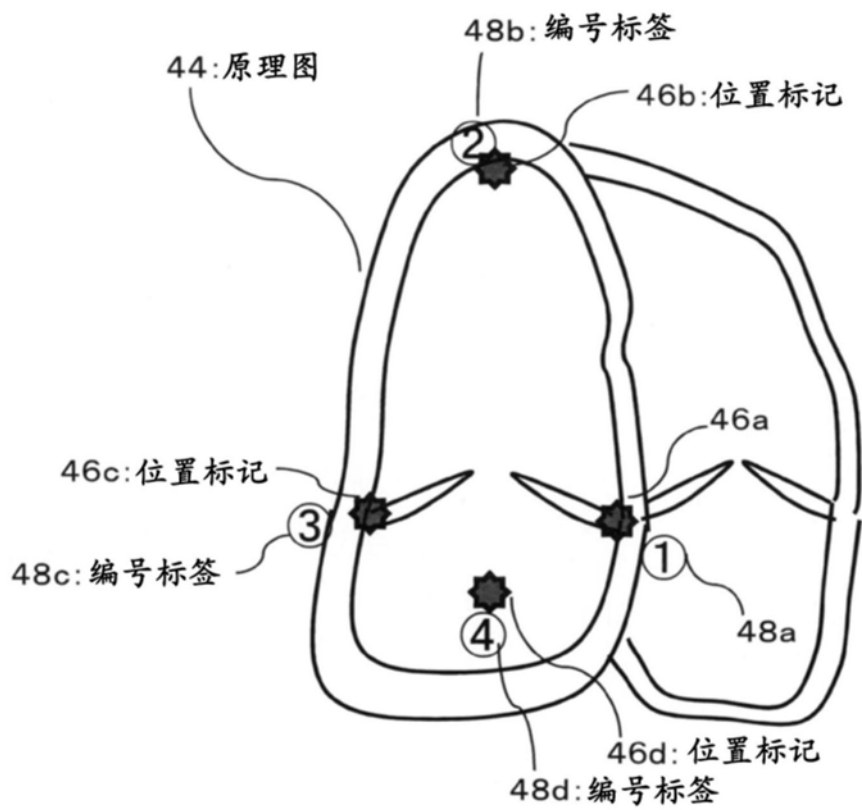


图8

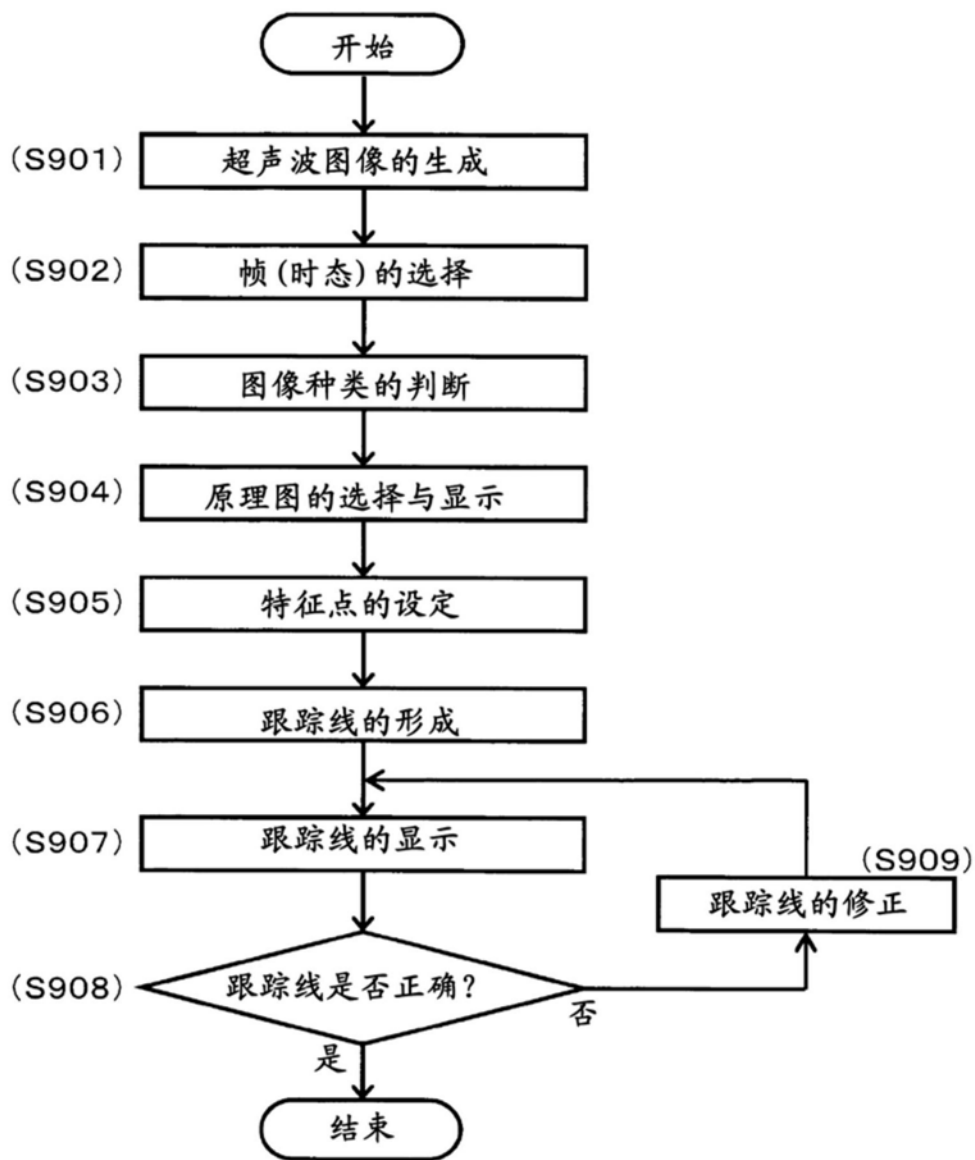


图9

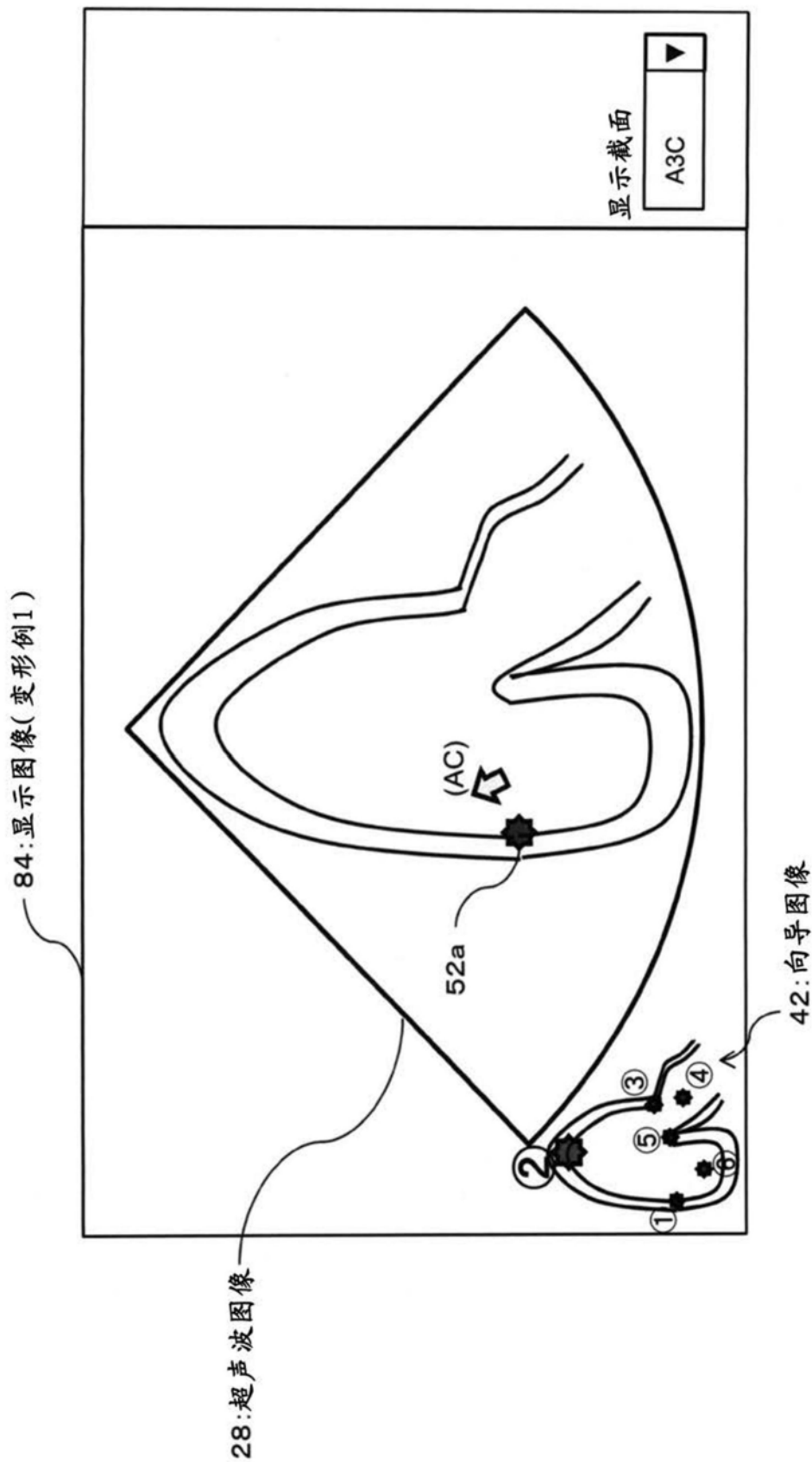


图10

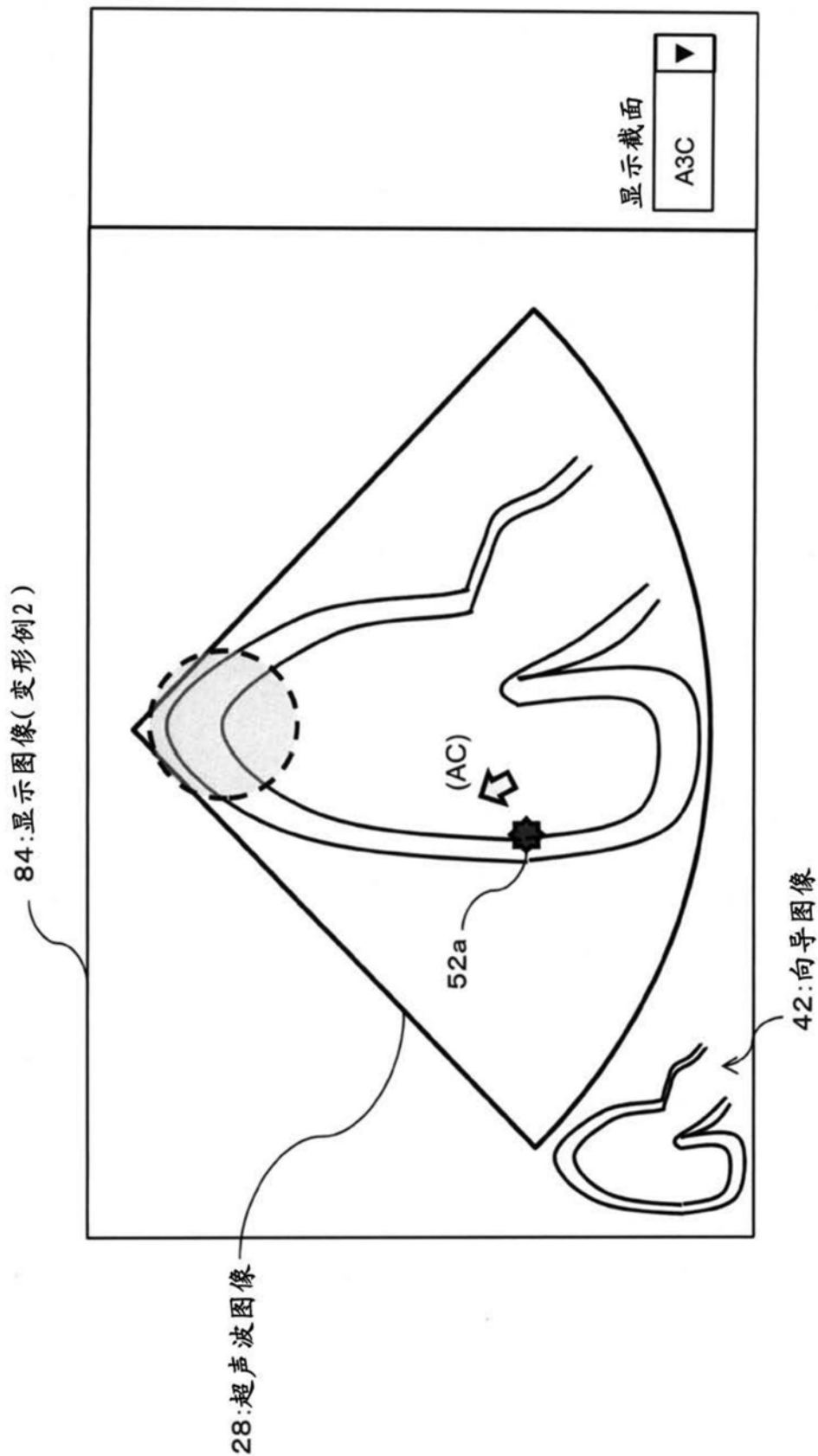


图11

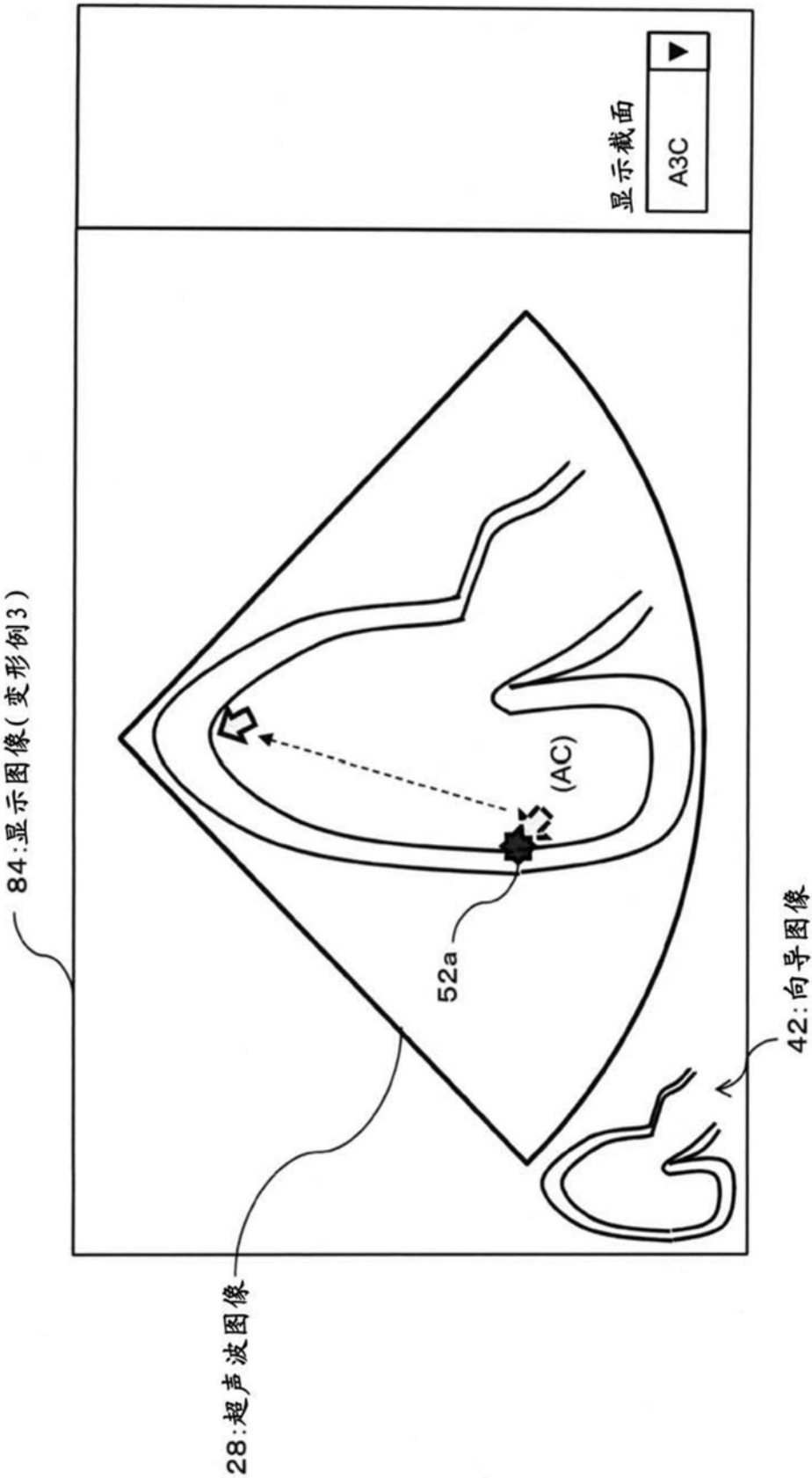


图12

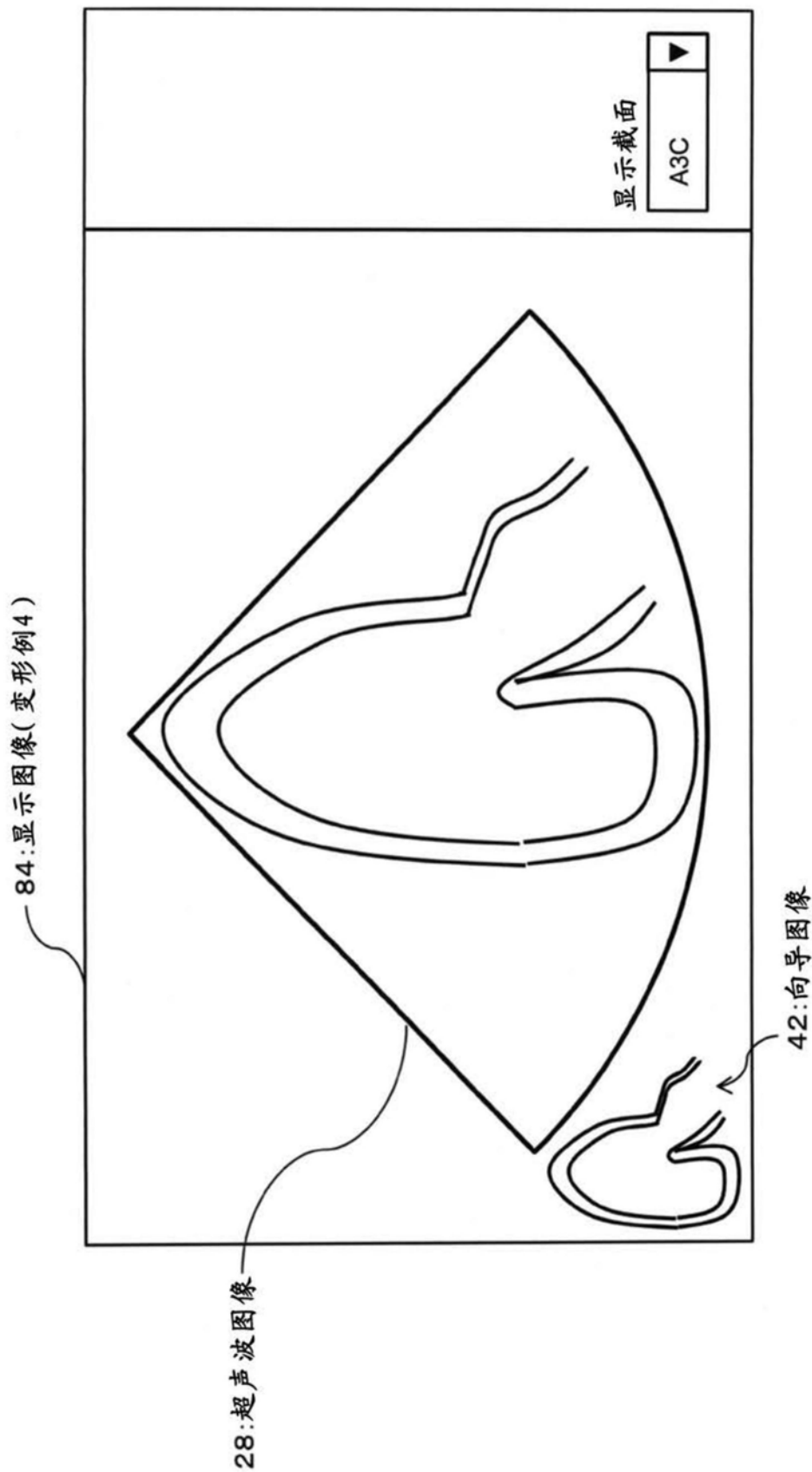


图13

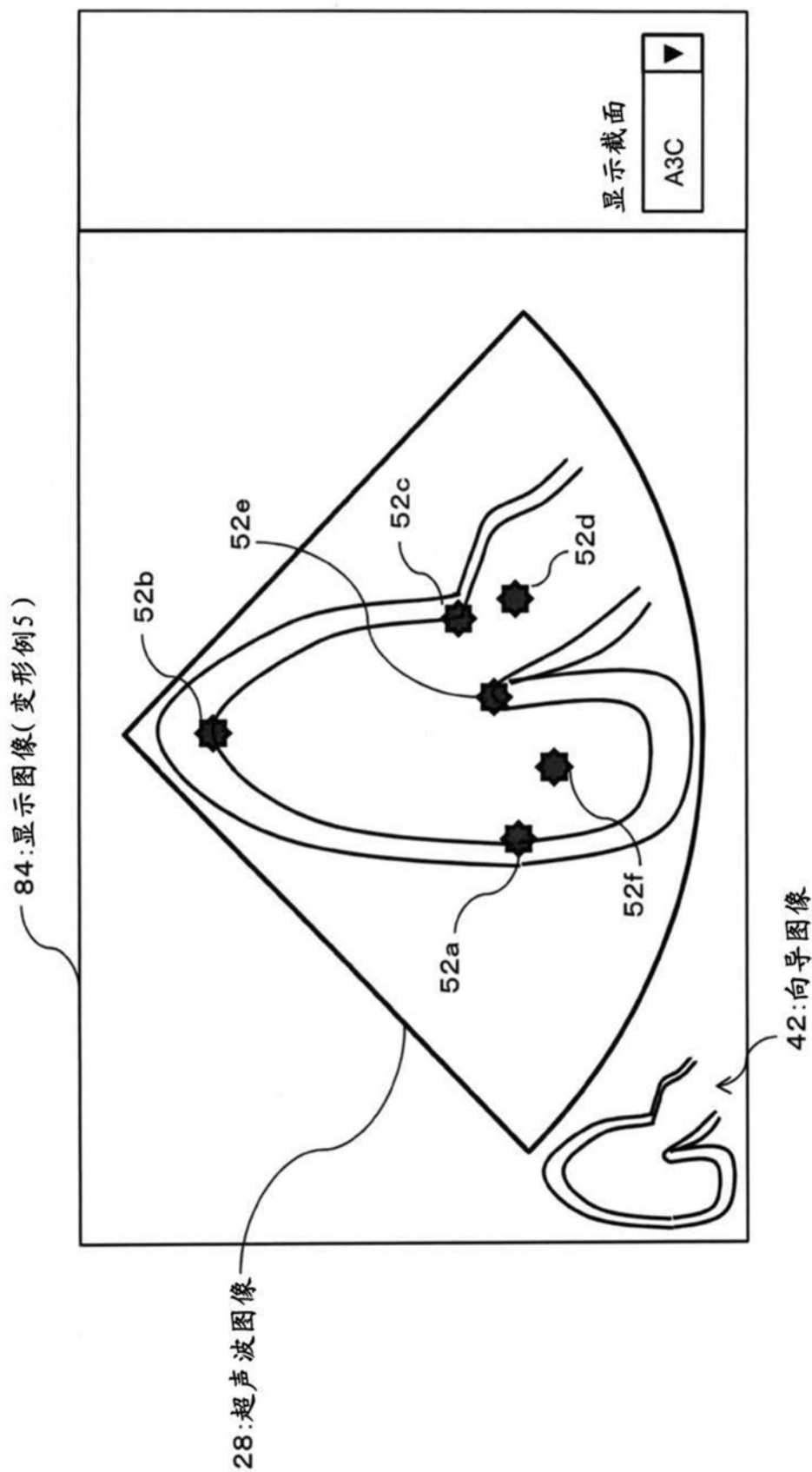


图14

专利名称(译)	超声波图像处理装置以及程序		
公开(公告)号	CN110801245A	公开(公告)日	2020-02-18
申请号	CN201910223495.7	申请日	2019-03-22
[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		
发明人	大山诚司		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/465 A61B8/469 A61B8/5207 A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/463 A61B8/468 A61B8/488 A61B8/5246		
优先权	2018147386 2018-08-06 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供超声波图像处理装置以及程序，实现将在超声波图像内手动设定的各代表点的设定位置和设定顺序引导给用户的显示。向导图像生成部生成在示意性地表现出超声波图像内包含的脏器图像的示意图上示出了手动设定的各代表点的设定位置信息和设定顺序信息的向导图像(42)。原理图(44)示意性地表示心脏的断层图像。位置标记(46)为设定位置信息的具体例，编号标签(48)为设定顺序信息的具体例。多个位置标记(46)表示与示意性地示出心尖部三腔图像(A3C)的原理图(44)内的多个特征点对应的位置。多个编号标签(48)表示多个特征点的设定顺序。

<42:向导图像(A3C)>

