



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110037734 A

(43)申请公布日 2019.07.23

(21)申请号 201910025883.4

(22)申请日 2019.01.11

(30)优先权数据

2018-004409 2018.01.15 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 福田省吾 阿部康彦 栗田康一郎

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 房永峰

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

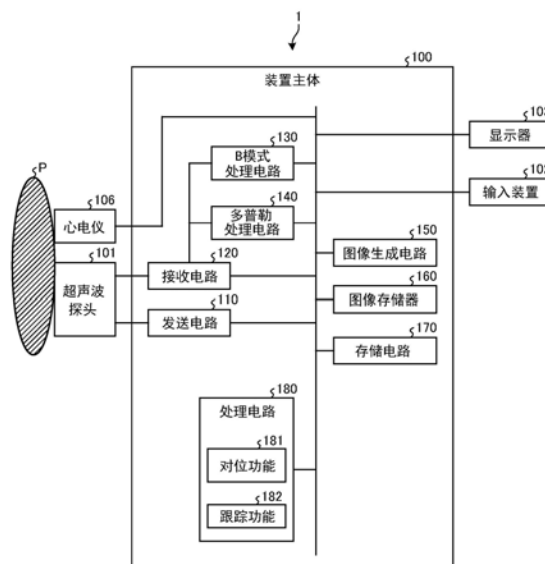
权利要求书1页 说明书12页 附图9页

(54)发明名称

超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法

(57)摘要

一种超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法。实施方式涉及超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法,能够正确地显示伴随着运动的观察对象。实施方式的超声波诊断装置具备图像生成部、对位部以及区域跟踪部。图像生成部基于通过超声波的收发收集到的数据生成时间序列的超声波图像。每当生成满足规定的条件的超声波图像时,对位部对满足规定的条件的超声波图像和预先取得的参照图像进行对位。区域跟踪部基于所述对位的结果,在满足规定的条件的超声波图像中确定设定于参照图像的感兴趣区域,在对位以后新生成的时间序列的超声波图像中,跟踪感兴趣区域。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

图像生成部,基于通过超声波的收发而收集到的数据,生成时间序列的超声波图像;

对位部,每当满足规定的条件的超声波图像被生成时,对满足所述规定的条件的超声波图像和预先取得的参照图像进行对位;以及

区域跟踪部,基于所述对位的结果,在满足所述规定的条件的超声波图像中确定在所述参照图像上设定的感兴趣区域,在所述对位以后新生成的时间序列的超声波图像中跟踪所述感兴趣区域。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述对位部在满足所述规定的条件的超声波图像中搜索所述参照图像中所含的基准构造物,由此对满足所述规定的条件的超声波图像与所述参照图像进行对位。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,

在不能搜索到所述基准构造物的情况下,所述区域跟踪部在所述对位以后新生成的时间序列的超声波图像中继续所述感兴趣区域的跟踪。

4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,

在不能搜索到所述基准构造物的情况下,所述区域跟踪部使用所述感兴趣区域,对满足所述规定的条件的超声波图像与所述参照图像进行对位。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其中,

所述感兴趣区域设定有多个,

所述对位部使用多个所述感兴趣区域,对满足所述规定的条件的超声波图像与所述参照图像进行对位。

6. 根据权利要求1~5中任一项所述的超声波诊断装置,其中,

还具备取得超声波探头的位置信息的位置传感器,

所述对位部使用从所述位置传感器取得的所述超声波探头的位置信息,对满足所述规定的条件的超声波图像与所述参照图像进行对位。

7. 根据权利要求1~6中任一项所述的超声波诊断装置,其中,

满足所述规定的条件的超声波图像是与周期性的基准时相对应的超声波图像。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其中,

所述周期性的基准时相是所述参照图像被拍摄的时相。

9. 一种超声波诊断装置的控制方法,包括如下步骤:

基于通过超声波的收发而收集到的数据,生成时间序列的超声波图像,

每当满足规定的条件的超声波图像被生成时,对满足所述规定的条件的超声波图像和预先取得的参照图像进行对位,

基于所述对位的结果,在满足所述规定的条件的超声波图像中确定在所述参照图像上设定的感兴趣区域,在最近的所述对位以后新生成的时间序列的超声波图像中的、除满足所述规定的条件的超声波图像以外的超声波图像中,跟踪所述感兴趣区域。

超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法

[0001] 本申请享受2018年1月15日申请的日本特许申请号2018-004409的优先权利益，该日本专利申请的全部内容被援引于本申请。

技术领域

[0002] 实施方式涉及超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法。

背景技术

[0003] 以往，已知有使通过超声波诊断装置拍摄到的超声波图像和通过X射线CT (Computed Tomography: 计算机断层扫描) 装置等的医用图像诊断装置拍摄到的参照图像对位的技术。在该技术中，例如使用磁传感器取得超声波探头的位置信息，从而进行超声波图像与参照图像的对位。

发明内容

[0004] 本发明要解决的课题是正确地显示伴随着运动的观察对象。

[0005] 一种超声波诊断装置，具备：图像生成部，基于通过超声波的收发而收集到的数据，生成时间序列的超声波图像；对位部，每当满足规定的条件的超声波图像被生成时，对满足所述规定的条件的超声波图像和预先取得的参照图像进行对位；以及区域跟踪部，基于所述对位的结果，在满足所述规定的条件的超声波图像中确定在所述参照图像上设定的感兴趣区域，在所述对位以后新生成的时间序列的超声波图像中跟踪所述感兴趣区域。

[0006] 一种超声波诊断装置的控制方法，包括如下步骤：基于通过超声波的收发而收集到的数据，生成时间序列的超声波图像，每当生成满足规定的条件的超声波图像时，对满足所述规定的条件的超声波图像和预先取得的参照图像进行对位，基于所述对位的结果，在满足所述规定的条件的超声波图像中确定在所述参照图像上设定的感兴趣区域，在最近的所述对位以后新生成的时间序列的超声波图像中的、除满足所述规定的条件的超声波图像以外的超声波图像中，跟踪所述感兴趣区域。

[0007] 根据实施方式的超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法，能够正确地显示伴随着运动的观察对象。

附图说明

[0008] 图1是表示第一实施方式的超声波诊断装置的构成例的框图。

[0009] 图2是用于说明通过磁传感器法进行的超声波图像与参照图像的对位的图。

[0010] 图3是表示基于第一实施方式的超声波诊断装置的处理顺序的流程图。

[0011] 图4A是用于说明第一实施方式的图。

[0012] 图4B是用于说明第一实施方式的图。

[0013] 图4C是用于说明第一实施方式的图。

[0014] 图4D是用于说明第一实施方式的图。

- [0015] 图5是表示通过第二实施方式的超声波诊断装置进行的处理顺序的流程图。
- [0016] 图6是用于说明第二实施方式的图。
- [0017] 图7是表示第三实施方式的超声波诊断装置的构成例的框图。
- [0018] 图8是表示通过第三实施方式的超声波诊断装置进行的处理顺序的流程图。

具体实施方式

[0019] 实施方式的超声波诊断装置具备图像生成部、对位部以及区域跟踪部。图像生成部基于通过超声波的收发收集到的数据生成时间序列的超声波图像。每当生成满足规定的条件的超声波图像时,对位部对满足规定的条件的超声波图像和预先取得的参照图像进行对位。区域跟踪部基于所述对位的结果,在满足规定的条件的超声波图像中确定在所述参照图像上设定的感兴趣区域,在对位以后新生成的时间序列的超声波图像中,跟踪感兴趣区域。

[0020] 以下,参照附图,对实施方式的超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法进行说明。另外,实施方式并不限于以下的实施方式。另外,一个实施方式所记载的内容作为原则也同样可应用于其他实施方式。

[0021] (第一实施方式)

[0022] 图1是表示第一实施方式的超声波诊断装置1的构成例的框图。如图1所示,第一实施方式的超声波诊断装置1具备装置主体100、超声波探头101、输入装置102、显示器103。超声波探头101、输入装置102、以及显示器103分别连接于装置主体100。

[0023] 超声波探头101具有多个振动元件(压电振子)。超声波探头101接触于被检体P的体表面而进行超声波的收发(超声波扫描)。多个振动元件基于从后述的装置主体100所具有的发送电路110供给的驱动信号使超声波产生。产生的超声波在被检体P内的声学阻抗的失配面反射,作为包含被组织内的散射体散射后的成分等的反射波信号(接收回波)被多个振动元件接收。超声波探头101将由多个振动元件接收到的反射波信号送向接收电路120。

[0024] 另外,在本实施方式中,说明超声波探头101是具有以矩阵状(格子状)排列的多个振动元件的二维超声波探头(也表述为“2D阵列探头”)的情况,但并不限于此。例如,超声波探头101也可以是具有沿规定方向以一维排列的多个振动元件的一维超声波探头(也表述为“1D阵列探头”)。

[0025] 输入装置102具有鼠标、键盘、按钮、面板开关,触摸指令屏幕、脚踏开关、跟踪球、操纵杆等,接收来自超声波诊断装置1的操作者的各种设定要求,对装置主体100传送接收到的各种设定要求。例如,输入装置102从操作者接收对显示于显示器103的图像设定感兴趣区域(ROI:Region of Interest)的指示。

[0026] 显示器103对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,该GUI供超声波诊断装置1的操作者使用输入装置102输入各种设定要求。例如,显示器103由液晶显示器、CRT(Cathode Ray Tube)显示器等构成。另外,将显示器103适当地称作监视器。

[0027] 装置主体100是基于超声波探头101接收到的反射波信号生成超声波图像数据的装置。如图1所示,装置主体100例如具有发送电路110、接收电路120、B模式处理电路130、多普勒处理电路140、图像生成电路150、图像存储器160、存储电路170、以及处理电路180。发

送电路110、接收电路120、B模式处理电路130、多普勒处理电路140、图像生成电路150、图像存储器160、存储电路170、以及处理电路180以能够相互通信的方式连接。

[0028] 发送电路110具有脉冲发生器电路等。脉冲发生器电路以规定的比率频率(PRF: Pulse Repetition Frequency)重复产生用于形成发送超声波的比率脉冲,并将产生的比率脉冲向超声波探头101输出。另外,脉冲发生器电路在基于比率脉冲的定时向超声波探头101施加驱动信号(驱动脉冲)。

[0029] 另外,发送电路110接收基于处理电路180的控制,输出脉冲发生器电路所输出的驱动信号的振幅的值。另外,发送电路110接收基于处理电路180的控制,向超声波探头101发送从超声波探头101发送的超声波所对应的延迟量。

[0030] 接收电路120具有A/D转换器以及接收波束生成器。接收电路120若接收从超声波探头101输出的反射波信号,则首先由A/D转换器将反射波信号转换为数字数据,并由接收波束生成器对这些来自各频道的数字数据进行调相加法处理而生成反射波数据,将生成的反射波数据向B模式处理电路130以及多普勒处理电路140发送。

[0031] B模式处理电路130接收从接收电路120输出的反射波数据,对接收的反射波数据进行对数放大、包络线检波处理等,生成通过亮度的明亮度表现信号强度的数据(B模式数据)。

[0032] 多普勒处理电路140接收从接收电路120输出的反射波数据,根据接收到的反射波数据对速度信息进行频率分析,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平均速度、分散、能量等移动体信息的数据(多普勒数据)。

[0033] 图像生成电路150根据B模式处理电路130以及多普勒处理电路140生成的数据生成超声波图像数据。例如,图像生成电路150根据B模式处理电路130所生成的B模式数据生成用亮度来表示反射波的强度的B模式图像数据。另外,例如,图像生成电路150根据多普勒处理电路140所生成的多普勒数据生成表示移动体信息的多普勒图像数据。多普勒图像数据是速度图像数据、分散图像数据、能量图像数据、或者将这些组合而成的图像数据。图像生成电路150是图像生成部的一个例子。

[0034] 这里,在一般情况下,图像生成电路150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。具体而言,图像生成电路150根据超声波探头101的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。另外,图像生成电路150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)等。另外,图像生成电路150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。

[0035] 图像存储器160是对图像生成电路150所生成的图像数据(B模式图像数据、多普勒图像数据等)进行存储的存储器。另外,图像存储器160还能够对B模式处理电路130以及多普勒处理电路140所生成的数据进行存储。图像存储器160存储的B模式数据以及多普勒数据例如能够由操作者调出,经由图像生成电路150而成为显示用的超声波图像数据。

[0036] 存储电路170存储用于进行超声波收发、图像处理以及显示处理等的控制程序、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。另外,存储电

路170根据需要还被用于图像存储器160所存储的图像数据的保管等。另外,存储电路170所存储的数据能够经由未图示的通信接口向外部装置传送。

[0037] 处理电路180控制超声波诊断装置1的处理整体。具体而言,处理电路180基于经由输入装置102由操作者输入的各种设定要求、从存储电路170读入的各种控制程序以及各种数据,控制发送电路110、接收电路120、B模式处理电路130、多普勒处理电路140、图像生成电路150等的处理。另外,处理电路180使图像存储器160所存储的超声波图像数据显示于显示器103。

[0038] 另外,如图1所示,处理电路180执行对位功能181以及跟踪功能182。这里,例如作为图1所示的处理电路180的构成要素的对位功能181和跟踪功能182所执行的各处理功能,以能够由计算机执行的程序的形态记录于存储电路170。处理电路180是从存储电路170读出各程序并执行、从而实现与各程序对应的功能的处理器。换言之,读出了各程序的状态的处理电路180具有图1的处理电路180内所示的各功能。另外,之后叙述对位功能181以及跟踪功能182的处理。

[0039] 另外,内置于装置主体100的发送电路110、接收电路120、B模式处理电路130、多普勒处理电路140、图像生成电路150、以及处理电路180由处理器(CPU(Central Processing Unit)、MPU(Micro-Processing Unit),集成电路等)的硬件构成。

[0040] 另外,如图1所示,第一实施方式的超声波诊断装置1连接于心电仪106。心电仪106是检测被检体P的心电信号的装置。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将取得的心电波形向装置主体100发送。另外,由心电仪106检测到的心电信号与超声波图像数据的拍摄时间(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)建立对应地储存于存储电路170。由此,拍摄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。

[0041] 这样构成的超声波诊断装置1使通过超声波扫描实时地生成的超声波图像和通过X射线CT(Computed Tomography)装置等医用图像诊断装置拍摄到的参照图像对位。这里,超声波诊断装置1例如有通过识别心脏的构造物而使超声波图像与参照图像对位的情况。在该情况下,考虑通过使用磁传感器取得超声波探头101的位置信息来进行超声波图像与参照图像的对位的方法(以下,称作磁传感器法)。图2是用于说明通过磁传感器法进行的超声波图像与参照图像的对位的图。

[0042] 在图2中,左侧示出通过X射线CT装置拍摄到的参照图像10,右侧示出通过超声波诊断装置1拍摄到的超声波图像20。另外,图2所示的参照图像10是在周期性的基准时相中拍摄到的图像。另外,在图2所示的例子中,示出拍摄到参照图像10的时相与以不同的时相拍摄到的超声波图像20。即,在图2所示的例子中,拍摄到参照图像10的时相与拍摄到超声波图像20的时相不一致。另外,也将拍摄到参照图像10的时相称作CT时相。

[0043] 如图2所示,在参照图像10对观察对象设定了观察用的感兴趣区域10a。这里,在图2所示的磁传感器法中,通过使用磁传感器取得超声波探头101的位置信息,进行以与参照图像10相同的时相拍摄到的超声波图像20与参照图像10的对位。然后,在以与参照图像10相同的时相拍摄到的超声波图像20上,设定与观察用的感兴趣区域10a对应的观察用的感兴趣区域20a。

[0044] 然而,在该方法中,参照图像10上设定的观察用的感兴趣区域10a所对应的观察用

的兴趣区域20a由于心脏的跳动会在超声波图像20上引发位置偏移。例如,如图2的右侧的超声波图像20所示,观察用的兴趣区域20a在与参照图像10相同的时相拍摄到的超声波图像20上的位置不移动。因此,观察用兴趣区域20a所设定的位置将会偏离实际上成为观察对象的位置。

[0045] 另外,在经食道心回波(Transesophageal Echocardiography:TEE)探头中,未实现使用了磁传感器的对位。即,在TEE探头中,不能应用磁传感器法。因此,在利用TEE探头拍摄到的超声波图像中识别心脏的构造物并进行对位的情况下,成为对位的基准的心脏的构造物若超出拍摄区域外则对位自身不能成立。在该情况下,所感兴趣的观察对象也不再能够显示于超声波图像上。

[0046] 因此,第一实施方式的超声波诊断装置1在参照图像与超声波图像中识别心脏的构造物,由此对位参照图像与超声波图像。接着,第一实施方式的超声波诊断装置1根据距心脏的构造物的相对的位置关系,在超声波图像上设定在被指定于参照图像上的观察用的兴趣区域。然后,第一实施方式的超声波诊断装置1进行一次对位之后,在超声波图像上实时地跟踪观察用的兴趣区域而作为动态图像来显示。

[0047] 然后,第一实施方式的超声波诊断装置1通过心电同步,在CT时相中在超声波图像上识别心脏的构造物,再次进行对位和观察用的兴趣区域的设定。例如,第一实施方式的超声波诊断装置1每一次心跳生成CT时相的超声波图像时,就在超声波图像上识别心脏的构造物,将超声波图像与参照图像对位。

[0048] 另外,第一实施方式的超声波诊断装置1不能在CT时相进行超声波图像的构造物识别的情况下,不进行观察用的兴趣区域的再次设定,而是继续观察用的兴趣区域的跟踪。

[0049] 这种处理通过由处理电路180执行对位功能181以及跟踪功能182来实现。例如,对位功能181每当通过图像生成电路150生成满足规定的条件的超声波图像时,对满足规定的条件的超声波图像和预先取得的参照图像进行对位。这里,满足规定的条件的超声波图像是周期性的基准时相对应超声波图像。另外,周期性的基准时相是拍摄到参照图像的时相。对位功能181是对位部的一个例子。

[0050] 跟踪功能182基于对位的结果,在满足规定的条件的超声波图像中确定被设定于参照图像的观察用的兴趣区域,在对位以后由图像生成电路150新生成的时间序列的超声波图像中跟踪观察用的兴趣区域。跟踪功能182是区域跟踪部的一个例子。

[0051] 图3是表示基于第一实施方式的超声波诊断装置1的处理顺序的流程图,图4A~图4D是用于说明第一实施方式的图。在图3中,示出说明超声波诊断装置1整体的动作的流程图,并对各构成要素与流程图的哪个步骤对应进行说明。

[0052] 步骤S1以及步骤S2是由输入装置102实现的步骤。在步骤S1中,输入装置102接收观察用的兴趣区域的设定。这里,将在X射线CT装置中以基准时相拍摄到的X射线CT图像设为参照图像。例如,作为参照图像的X射线CT图像是根据通过X射线CT装置获得的三维的体积数据生成的二维图像。如图4A的左侧所示,在显示器103显示有参照图像30。而且,输入装置102在显示于显示器103的参照图像30上从操作者接受观察用的兴趣区域30a的设定。

[0053] 在步骤S2中,输入装置102接收超声波扫描的开始。由此,处理电路180控制发送电

路110以及接收电路120而使其执行超声波扫描。另外,在图3中,说明将心脏作为检查部位来执行超声波扫描的情况。

[0054] 步骤S3是由图像生成电路150实现的步骤。在步骤S3中,图像生成电路150生成超声波图像。例如,图像生成电路150基于通过超声波的收发收集到的数据,生成时间序列的超声波图像。另外,以下,说明图像生成电路150生成二维的超声波图像的情况。

[0055] 步骤S4~步骤S7以及步骤S10是与对位功能181对应的步骤。是处理电路180从存储电路170调出与对位功能181对应的规定的程序并执行、从而实现对位功能181的步骤。在步骤S4中,对位功能181取得超声波图像。

[0056] 在步骤S5中,对位功能181判定在步骤S4中取得的超声波图像的时相是否是CT时相。这里,对位功能181取得与在步骤S4中取得的超声波图像建立了对应的时相,判定是否与拍摄到参照图像的心脏时相一致。对位功能181在与超声波图像建立了对应的时相和拍摄到参照图像的心脏时相一致的情况下,判定为超声波图像的时相是CT时相。而且,对位功能181在未判定取得的超声波图像的时相是CT时相的情况下(步骤S5,No),移至步骤S9。

[0057] 另一方面,对位功能181在判定为取得的超声波图像的时相是CT时相的情况下(步骤S5,Yes),进行对位(步骤S6)。在图4B的左侧示出参照图像30。另外,在图4B中,在参照图像30中设定了观察用的感兴趣区域30a。而且,在图4B的右侧示出超声波图像40。与该超声波图像40建立了对应的时相和拍摄到参照图像30的心脏时相一致。这里,例如,对位功能181在CT时相的超声波图像40中搜索参照图像30所含的基准构造物,从而将CT时相的超声波图像40与参照图像30对位。这里,基准构造物是不会受到心脏跳动的影响的部位,例如是瓣环(valve annulus)、左心耳等。

[0058] 更具体而言,对位功能181在图4B的参照图像30中将包含基准构造物的区域设定为对位用的参照区域30b。然后,对位功能181在图4B的超声波图像40中搜索与对位用的参照区域30b对应的区域。在图4B的例子中,示出对位功能181在超声波图像40中确定了与对位用的参照区域30b对应的对位用的参照区域40b的情况。

[0059] 在步骤S7中,对位功能181判定是否能搜索到基准构造物。例如,对位功能181如图4B的右侧所示,在确定了与对位用的参照区域30b对应的对位用的参照区域40b的情况下,判定为能搜索到基准构造物。

[0060] 这里,对位功能181在判定为能搜索到基准构造物的情况下(步骤S7,Yes),移至步骤S8。另一方面,对位功能181在未判定为能搜索到基准构造物的情况下(步骤S7,No),移至步骤S9。

[0061] 步骤S8以及步骤S9是与跟踪功能182对应的步骤。处理电路180是通过从存储电路170调出与跟踪功能182对应的规定的程序并执行、由此实现跟踪功能182的步骤。在步骤S8中,跟踪功能182在超声波图像设定观察用的感兴趣区域。

[0062] 例如,跟踪功能182基于步骤S6的对位的结果,在CT时相的超声波图像中确定并设定被设定于参照图像的观察用的感兴趣区域。更具体而言,跟踪功能182如图4B的右侧所示,根据距心脏的构造物的相对的位置关系,在超声波图像40上确定并设定与在参照图像30中设定出的观察用的感兴趣区域30a对应的观察用的感兴趣区域40a。

[0063] 这里,跟踪功能182每当生成2CT时相的超声波图像时,在超声波图像40上确定与在

参照图像30中设定的观察用的感兴趣区域30a对应的观察用的感兴趣区域40a。在图4C中,示出以时间序列生成的多个超声波图像40和心电波形50。另外,在图4C中,示出CT时相中的参照图像30。例如,如图4C所示,跟踪功能182在作为CT时相的时间T1,根据距心脏的构造物的相对的位置关系在超声波图像40上设定观察用的感兴趣区域40a。然后,跟踪功能182在作为CT时相的时间T2,根据距心脏的构造物的相对的位置关系,在超声波图像40上再次设定观察用的感兴趣区域40a。

[0064] 在步骤S9中,跟踪功能182跟踪观察用的感兴趣区域。例如,跟踪功能182在对位以后由图像生成电路150新生成的时间序列的超声波图像中跟踪观察用的感兴趣区域。这里,跟踪功能182例如通过散斑跟踪法等跟踪观察用的感兴趣区域。

[0065] 这样,跟踪功能182在步骤S5中判定为不是CT时相的情况下、或在步骤S7中未能搜索到基准构造物的情况下,跟踪观察用的感兴趣区域。例如,跟踪功能182在步骤S5中判定为不是CT时相的情况下,在图4C所示的作为CT时相的时间T1~作为CT时相的时间T2的期间,跟踪观察用的感兴趣区域。另外,同样,跟踪功能182在图4C所示的作为CT时相的时间T2~作为接下来的CT时相的时间的期间,跟踪观察用的感兴趣区域。

[0066] 另外,例如,跟踪功能182在步骤S7中未能搜索到基准构造物的情况下,继续观察用的感兴趣区域的跟踪。在图4D中,示出以时间序列生成的多个超声波图像40和心电波形50。另外,在图4D中,示出CT时相中的参照图像30。例如,如图4D所示,跟踪功能182在作为CT时相的时间T1,根据距心脏的构造物的相对的位置关系在超声波图像40上设定观察用的感兴趣区域40a。然后,跟踪功能182在作为CT时相的时间T2,在再次设定观察用的感兴趣区域40a时,未能搜索到基准构造物而对位失败的情况下,跟踪观察用的感兴趣区域40a。即,跟踪功能182在不能搜索基准构造物的情况下,在对位以后在由图像生成电路150新生成的时间序列的超声波图像中继续观察用的感兴趣区域的跟踪。

[0067] 在步骤S10中,对位功能181判定是否接收到结束。这里,对位功能181例如在经由输入装置102从操作者接收到超声波扫描的结束的情况下(步骤S10、Yes),结束处理。另一方面,对位功能181在判定为未接收到结束的情况下(步骤S10、No),移至步骤S4,取得新生成的超声波图像。

[0068] 如上述那样,第一实施方式的超声波诊断装置1在CT时相中使参照图像与超声波图像对位,设定观察用的感兴趣区域,在CT时相以外时跟踪观察用的感兴趣区域。由此,根据第一实施方式,即使在与CT时相不同的时相中,也能够与心脏的跳动同步地实时观察手术前设定的观察用的感兴趣区域。

[0069] 另外,第一实施方式的超声波诊断装置1在CT时相中再次设定观察用的感兴趣区域。由此,根据第一实施方式,能够将跟踪观察用的感兴趣区域而产生的位置误差复位。

[0070] 而且,第一实施方式的超声波诊断装置1在CT时相中成为对位的基准的基准构造物脱离超声波图像的拍摄范围而不能将参照图像与超声波图像对位的情况下,也跟踪观察用的感兴趣区域。由此,根据第一实施方式,能够显示观察用的感兴趣区域。

[0071] (第二实施方式)

[0072] 在上述第一实施方式中,说明了如下情况:在CT时相的超声波图像中不能搜索心脏的构造物的情况下,在新生成的时间序列的超声波图像中继续观察用的感兴趣区域的跟踪。在第二实施方式中,说明如下情况:在CT时相的超声波图像中不能搜索心脏的构造物的

情况下,使用观察用的感兴趣区域,对CT时相的超声波图像与参照图像进行对位。

[0073] 第二实施方式的超声波诊断装置1的构成例除了对位功能181的一部分功能不同的点之外,与图1所示的第一实施方式的超声波诊断装置1相同。第二实施方式的对位功能181在不能搜索基准构造物的情况下,使用观察用的感兴趣区域,对CT时相的超声波图像与参照图像进行对位。

[0074] 图5是表示基于第二实施方式的超声波诊断装置1的处理顺序的流程图,图6是用于说明第二实施方式的图。在图5中,示出对超声波诊断装置1整体的动作进行说明的流程图,并对各构成要素与流程图的哪个步骤对应进行说明。另外,在图5所示的处理顺序中,对于与图3所示的处理顺序中的步骤相同的步骤赋予同一附图标记而省略详细的说明。图5所示的步骤S11~步骤S19与图3所示的步骤S1~步骤S9相同,图5所示的步骤S21与图3所示的步骤S10相同。另外,在步骤S11中,输入装置102接收多个观察用的感兴趣区域的设定。即,在步骤S11中,观察用的感兴趣区域被设定多个。

[0075] 步骤S20是与跟踪功能182对应的步骤。是处理电路180从存储电路170调出与跟踪功能182对应的规定的程序并执行、从而实现跟踪功能182的步骤。在步骤S17中,在判定为未能通过对位功能181搜索到基准构造物的情况下(步骤S17,No),在步骤S20中,跟踪功能182将观察用的感兴趣区域作为基准进行对位。

[0076] 在图6中,示出以时间序列生成的多个超声波图像40和心电波形50。另外,在图6中,示出CT时相中的参照图像30。例如,如图6所示,跟踪功能182在作为CT时相的时间T1,根据距心脏的构造物的相对的位置关系在超声波图像40上设定观察用的感兴趣区域40a。然后,跟踪功能182在作为CT时相的时间T2,在再次设定观察用的感兴趣区域40a时,未能搜索到基准构造物而对位失败了的情况下,使用观察用的感兴趣区域40a,对CT时相的超声波图像40与参照图像30进行对位。这里,跟踪功能182使用多个观察用的感兴趣区域40a将CT时相的超声波图像40与参照图像30对位。

[0077] 如上述那样,第二实施方式的超声波诊断装置1在CT时相中使参照图像与超声波图像对位,设定观察用的感兴趣区域,在CT时相以外跟踪观察用的感兴趣区域。由此,根据第二实施方式,即使在与CT时相不同的时相中,也能够与心脏的跳动同步地实时观察手术前设定的观察用的感兴趣区域。

[0078] 另外,第二实施方式的超声波诊断装置1在CT时相中再次设定观察用的感兴趣区域。由此,根据第二实施方式,能够将跟踪观察用的感兴趣区域而产生的位置误差复位。

[0079] 而且,第二实施方式的超声波诊断装置1即使在CT时相中成为对位的基准的基准构造物脱离超声波图像的拍摄范围,也使用观察用的感兴趣区域对CT时相的超声波图像与参照图像进行对位。由此,根据第二实施方式,即使成为对位的基准的基准构造物脱离超声波图像的拍摄范围,也能够对CT时相的超声波图像与参照图像进行对位。

[0080] (第三实施方式)

[0081] 在第一实施方式以及第二实施方式中,说明了在参照图像与超声波图像中识别心脏的构造物而将参照图像与超声波图像对位的情况。然而,在超声波探头101安装有位置传感器的情况下,也可以使用通过位置传感器取得的超声波探头101的位置信息而将参照图像与超声波图像对位。因此,在第三实施方式中,对使用通过位置传感器取得的超声波探头101的位置信息将参照图像与超声波图像对位的情况进行说明。另外,在TEE探头中实现位

置传感器的安装的情况下,第三实施方式也能够应用于使用了TEE探头的超声波扫描。

[0082] 首先,对第三实施方式的超声波诊断装置1a的构成进行说明。另外,在第三实施方式的超声波诊断装置1a中,对与图1所示的第一实施方式的超声波诊断装置1相同的构成赋予同一附图标记,省略详细的说明。

[0083] 图7是表示第三实施方式的超声波诊断装置1a的构成例的框图。如图7所示,第三实施方式的超声波诊断装置1a具有装置主体100a、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、以及发射器105与装置主体100a能够通信地连接。另外,第三实施方式的超声波诊断装置1a连接于心电仪106。

[0084] 位置传感器104以及发射器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。另外,例如,发射器105是配置于任意的位置、并以自装置为中心朝向外侧形成磁场的装置。

[0085] 位置传感器104对由发射器105形成的三维的磁场进行检测。而且,位置传感器104基于检测出的磁场的信息,计算以发射器105为原点的空间中的自装置的位置(坐标)以及方向(角度),将计算出的位置以及方向向处理电路180a发送。发送到处理电路180a的位置传感器104的三维的位置信息(位置以及方向)适当地转换为超声波探头101的位置信息或由超声波探头101扫描的扫描范围的位置信息而被利用。例如,位置传感器104的位置信息通过位置传感器104与超声波探头101的位置关系转换为超声波探头101的位置信息。另外,超声波探头101的位置信息通过超声波探头101与扫描范围的位置关系转换为扫描范围的位置信息。另外,扫描范围的位置信息也能够通过扫描范围与扫描线上的样品点的位置关系转换为各像素位置。换句话说,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拍摄的超声波图像数据的各像素位置。

[0086] 另外,本实施方式即使在利用上述的位置检测系统以外的系统取得超声波探头101的位置信息的情况下,也能够应用。例如,本实施方式也可以是使用陀螺仪传感器、加速度传感器等取得超声波探头101的位置信息的情况。

[0087] 装置主体100a如图7所示,具有发送电路110、接收电路120、B模式处理电路130、多普勒处理电路140、图像生成电路150、图像存储器160、存储电路170、处理电路180a、以及通信接口190。发送电路110、接收电路120、B模式处理电路130、多普勒处理电路140、图像生成电路150、图像存储器160、存储电路170、处理电路180a、以及通信接口190以能够相互通信的方式连接。另外,装置主体100a连接于网络5。

[0088] 通信接口190是用于经由网络5与医院内的各种装置进行通信的接口。通过通信接口190,处理电路180a与外部装置进行通信。例如,处理电路180a经由网络5接收利用超声波诊断装置1a以外的医用图像诊断装置拍摄到的医用图像数据(X射线CT(Computed Tomography)图像数据、MRI(Magnetic Resonance Imaging)图像数据等)。

[0089] 第三实施方式的对位功能181a每当通过图像生成电路150生成满足规定的条件的超声波图像时,将满足规定的条件的超声波图像和预先取得的参照图像对位。这里,第三实施方式的对位功能181a使用从位置传感器104取得的超声波探头101的位置信息,将满足规定的条件的超声波图像与参照图像对位。

[0090] 第三实施方式的跟踪功能182a基于对位的结果,在满足规定的条件的超声波图像

中确定设定于参照图像的观察用的感兴趣区域。而且,第三实施方式的跟踪功能182a在对位以后在由图像生成电路150新生成的时间序列的超声波图像中跟踪观察用的感兴趣区域。

[0091] 接着,对基于第三实施方式的超声波诊断装置1a的处理的顺序进行说明。图8是表示基于第三实施方式的超声波诊断装置1a的处理顺序的流程图。在图8中,示出对超声波诊断装置1a整体的动作进行说明的流程图,并对各构成要素与流程图的哪个步骤对应进行说明。另外,在图8所示的处理顺序中,对与图3所示的处理顺序中的步骤相同的步骤赋予同一附图标记而省略详细的说明。图8所示的步骤S31~步骤S35与图3所示的步骤S1~步骤S5相同,图8所示的步骤S38~步骤S40与图3所示的步骤S8~步骤S10相同。

[0092] 步骤S36以及步骤S37是与对位功能181a对应的步骤。是处理电路180a从存储电路170调出与对位功能181a对应的规定的程序并执行、从而实现对位功能181a的步骤。对位功能181a在判定为在步骤S34中取得的超声波图像的时相是CT时相的情况下,在步骤S36中取得位置信息。例如,对位功能181a取得利用位置传感器104计算出的三维的位置信息。

[0093] 在步骤S37中,对位功能181a将超声波图像与参照图像对位。例如,对位功能181a使用在步骤S36中取得的位置信息,将超声波图像与参照图像对位。对位功能181a将在步骤S36中取得的位置信息转换为由超声波探头101拍摄的超声波图像的各像素位置。接着,对位功能181a在参照图像中设定对位用的参照区域,将参照图像中的对位用的参照区域的各像素位置和超声波图像的各像素位置对位。

[0094] 这样,第三实施方式的超声波诊断装置1a在CT时相中使参照图像与超声波图像对位,设定观察用的感兴趣区域(步骤S38),在CT时相以外跟踪观察用的感兴趣区域(步骤S39)。由此,根据第三实施方式,即使在与CT时相不同的时相中,也能够与心脏的跳动同步地实时观察手术前设定的观察用的感兴趣区域。

[0095] 另外,第三实施方式的超声波诊断装置1a在CT时相中再次设定观察用的感兴趣区域。由此,根据第三实施方式,能够将跟踪观察用的感兴趣区域而产生的位置误差复位。

[0096] 另外,第三实施方式的超声波诊断装置1a也可以在CT时相中成为对位的基准的基准构造物脱离超声波图像的拍摄范围的情况下,不进行对位而跟踪观察用的感兴趣区域。

[0097] 另外,第三实施方式的超声波诊断装置1a也可以在CT时相中成为对位的基准的基准构造物脱离超声波图像的拍摄范围而不能将参照图像与超声波图像对位的情况下,使用观察用的感兴趣区域将超声波图像与参照图像对位。

[0098] (其他实施方式)

[0099] 实施方式并不限于上述实施方式。

[0100] 在上述实施方式中,说明了对位功能181每当按每一次心跳生成CT时相的超声波图像时,将超声波图像与预先取得的参照图像对位,但实施方式并不限于此。例如,对位功能181也可以将多个心跳作为1个周期而将超声波图像与参照图像对位。若举一个例子,对位功能181每2次心跳生成CT时相的超声波图像时,将超声波图像与参照图像对位。

[0101] 另外,在上述实施方式中,以作为观察用的感兴趣区域使用生物体中包含感兴趣的1点的圆形状来表现的情况为例进行了说明,但实施方式并不限于此。例如,观察用的感兴趣区域可以由基于测量等的直线、圆形状来表现,另外,也可以由在手术前规划的、成为表示穿过导管的路径的向导的线等来表现。

[0102] 另外,在上述实施方式中,说明了将对位用的参照区域和观察用的感兴趣区域分别设定为不同的区域的情况,但实施方式并不限于此。例如,在观察用的感兴趣区域是构造物的情况下,也可以将对位用的参照区域与观察用的感兴趣区域设定为相同的区域。

[0103] 另外,在上述实施方式中,说明了对位功能181为设定对位用的参照区域,但实施方式并不限于此。例如,对位功能181也可以经由输入装置102在参照图像上中从操作者接收对位用的参照区域的设定。在该情况下,对位功能181使用从操作者接收的对位用的参照区域,将超声波图像与参照图像对位。

[0104] 另外,由上述超声波诊断装置1以及1a设定的观察用的感兴趣区域的数量、对位用的参照区域的数量能够任意地变更。另外,在设定多个对位用的参照区域的情况下,也可以是,超声波诊断装置1以及1a使用多个对位用的参照区域对位,另一方面,在显示器103显示多个对位用的参照区域中的某一个。

[0105] 另外,在上述实施方式中,说明了将二维的参照图像和二维的超声波图像对位而设定感兴趣区域的情况,但实施方式并不限于此。例如,实施方式的超声波诊断装置1以及1a也可以将三维的参照图像和三维的超声波图像对位来设定观察用的感兴趣区域。

[0106] 另外,在上述实施方式中,以心脏的超声波扫描为例,但实施方式并不限于此。例如,上述实施方式除了心脏以外,也能够头部、胸部、以及腹部等的超声波扫描中应用。

[0107] 另外,在上述实施方式中,以心脏等伴随着周期性的运动的观察对象为例进行了说明,但实施方式并不限于此。例如,上述实施方式也能够应用于肠管的蠕动等伴随着非周期性的运动的观察对象。在该情况下,实施方式的超声波诊断装置1以及1a将以规定时相拍摄到的参照图像和在非周期性地出现的规定时相中拍摄的超声波图像对位,设定观察用的感兴趣区域。而且,实施方式的超声波诊断装置1以及1a在规定的时相以外对观察用的感兴趣区域进行跟踪。

[0108] 上述说明中使用的“处理器”这一词语例如指的是CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphics Processing Unit)、或面向特定用途的集成电路 (Application Specific Integrated Circuit:ASIC)、可编程逻辑器件 (例如简易可编程逻辑器件 (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。处理器通过读出并执行在存储电路中保存的程序来实现功能。另外,也可以取代在存储电路中保存程序,而是以在处理器的电路内直接编入程序的方式构成。在该情况下,处理器通过读出并执行编入电路内的程序而实现功能。另外,本实施方式的各处理器并不局限于按照每个处理器作为单一的电路而构成的情况,也可以将多个独立的电路组合而构成一个处理器并实现其功能。而且,也可以将图1中的多个构成要素向一个处理器统合来实现其功能。

[0109] 在上述的实施方式的说明中,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。而且,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以及由该CPU分析执行的程序来实现,或作为基于布线逻辑的硬件来实现。

[0110] 另外,在上述的实施方式中说明的控制方法能够通过由个人计算机、工作站等计

计算机执行预先准备的控制程序来实现。该控制程序能够经由互联网等网络来发布。另外,该控制程序能够记录到硬盘、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。

[0111] 根据以上说明的至少一个实施方式,能够准确地显示伴随着运动的观察对象。

[0112] 虽然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。这些实施方式能够以其他各种方式来实施,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。

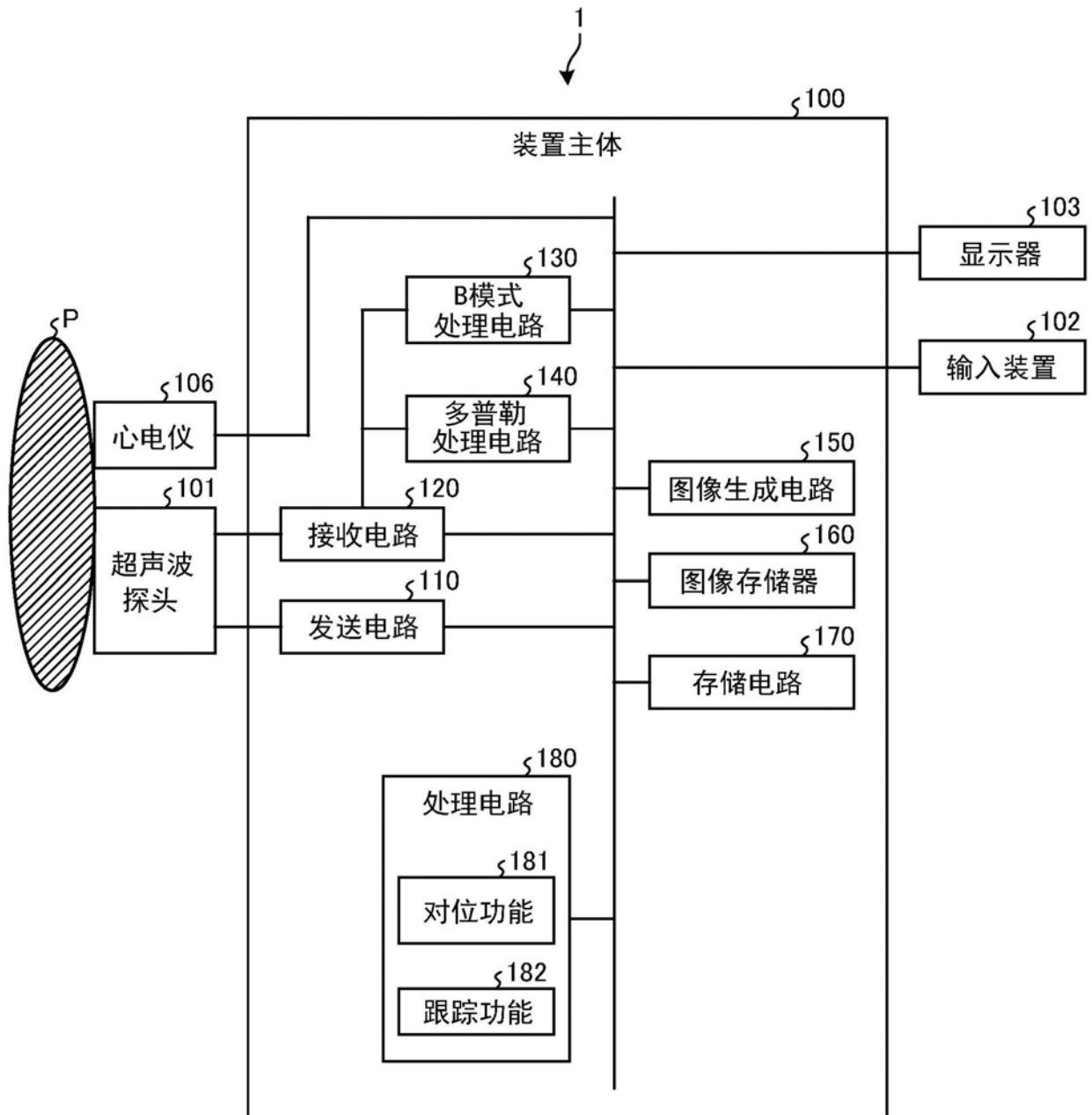


图1

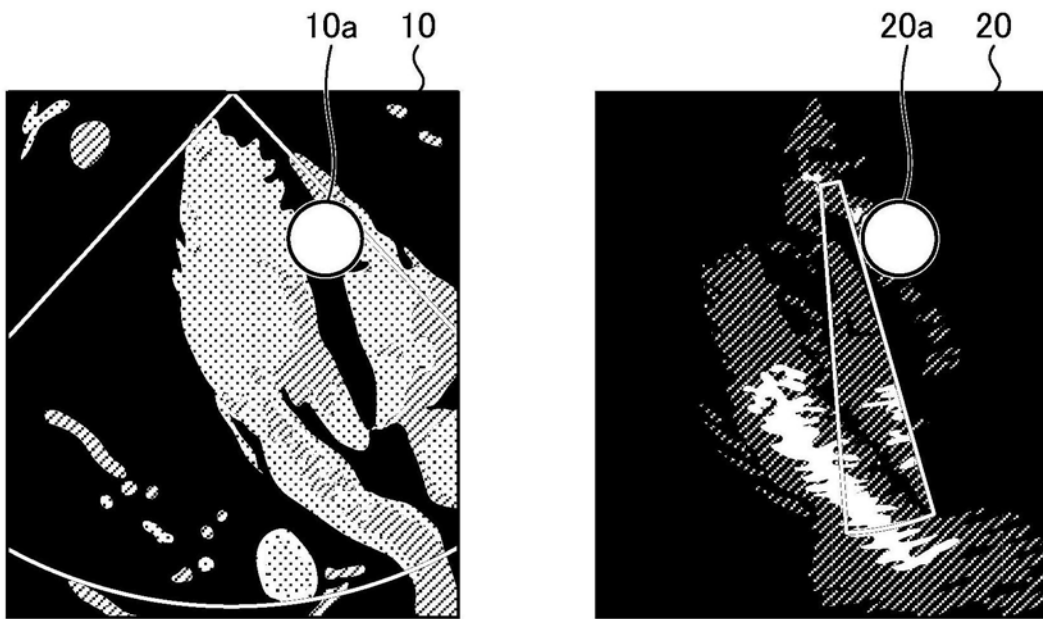


图2

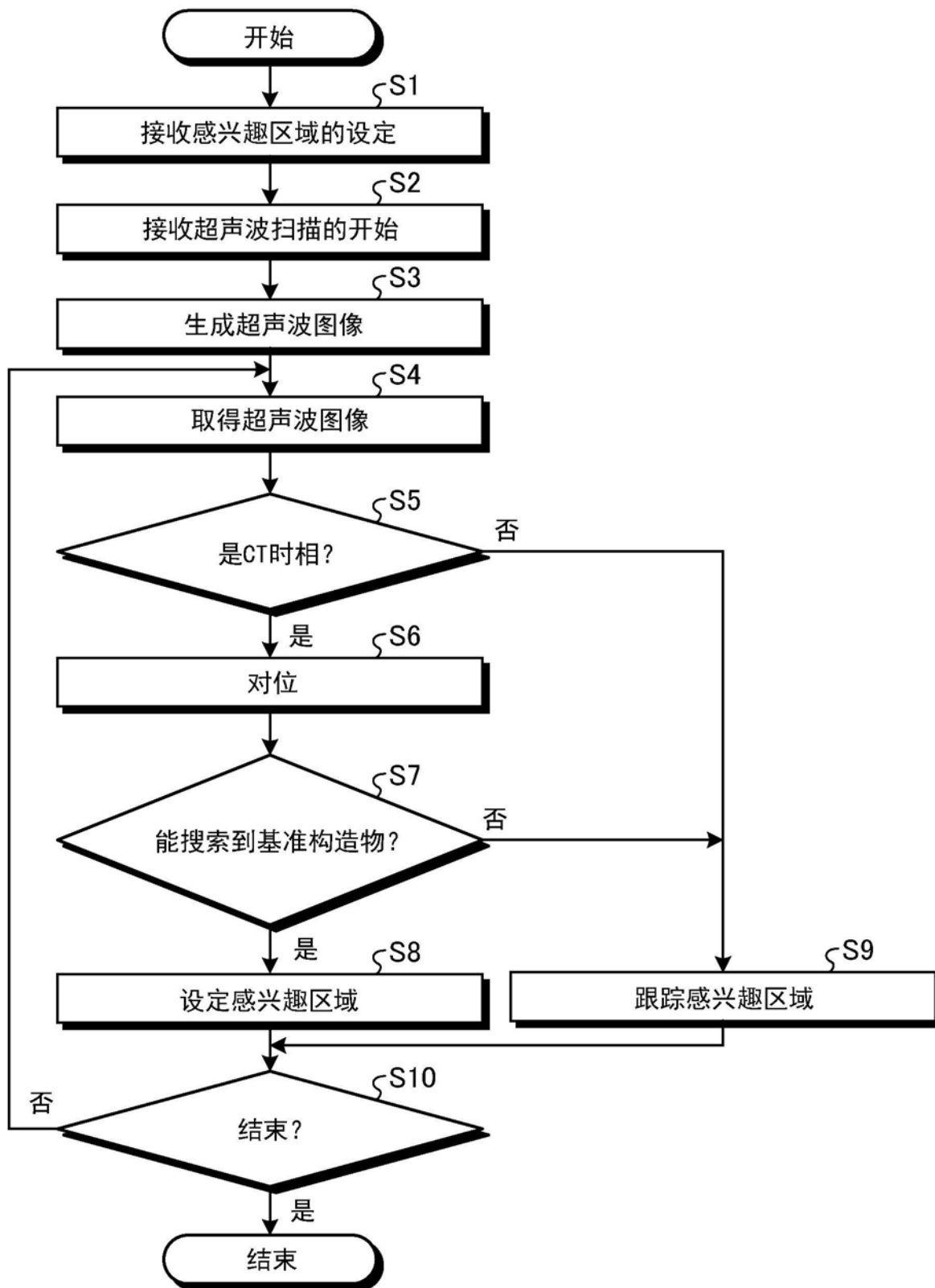


图3

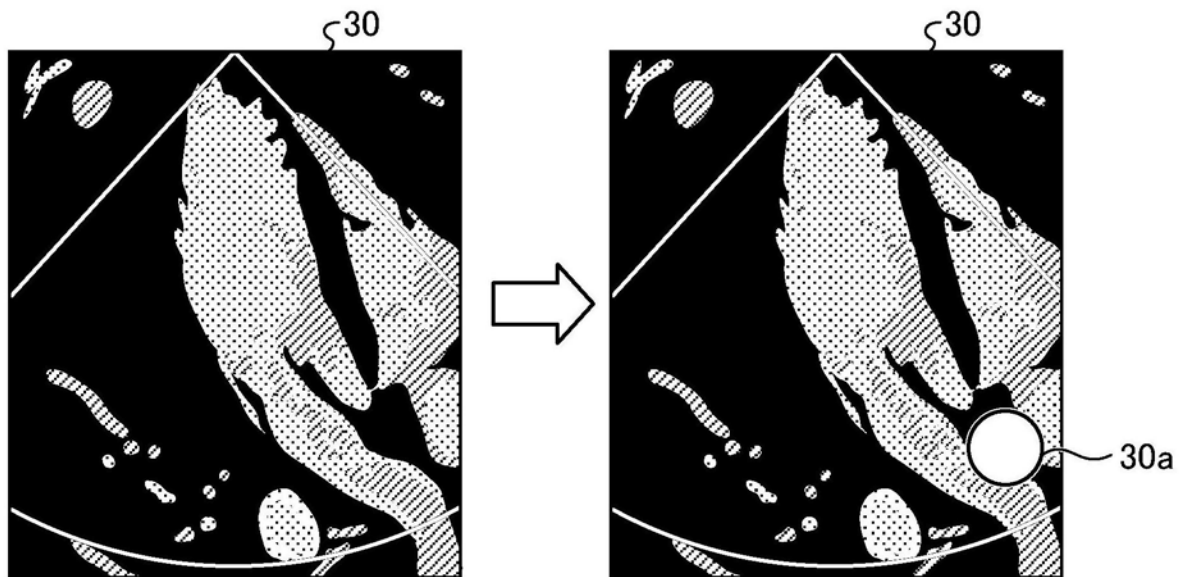


图4A

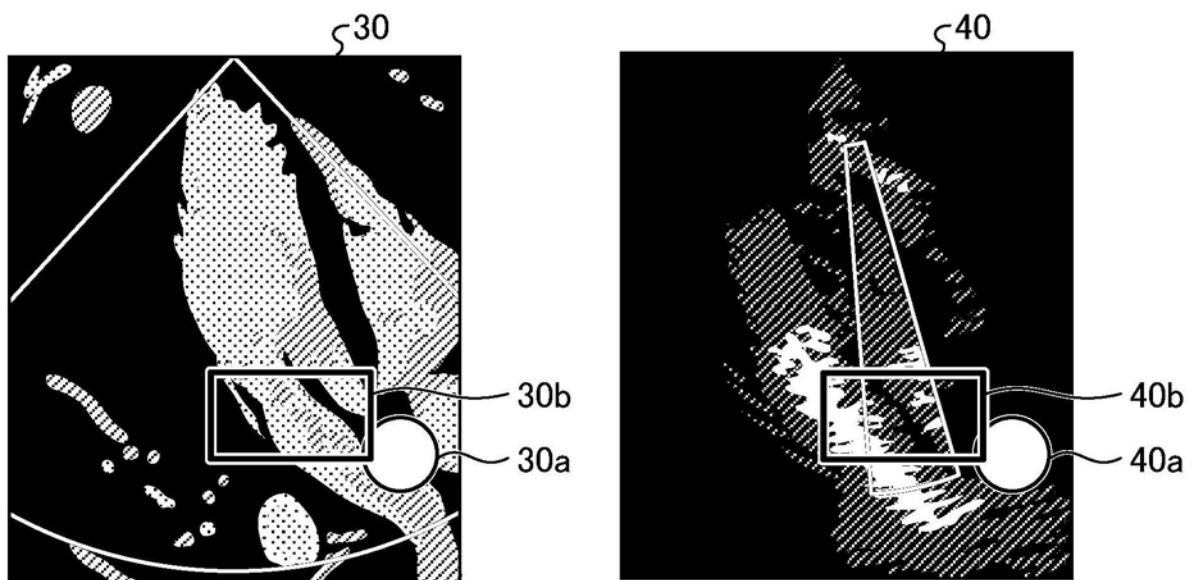


图4B

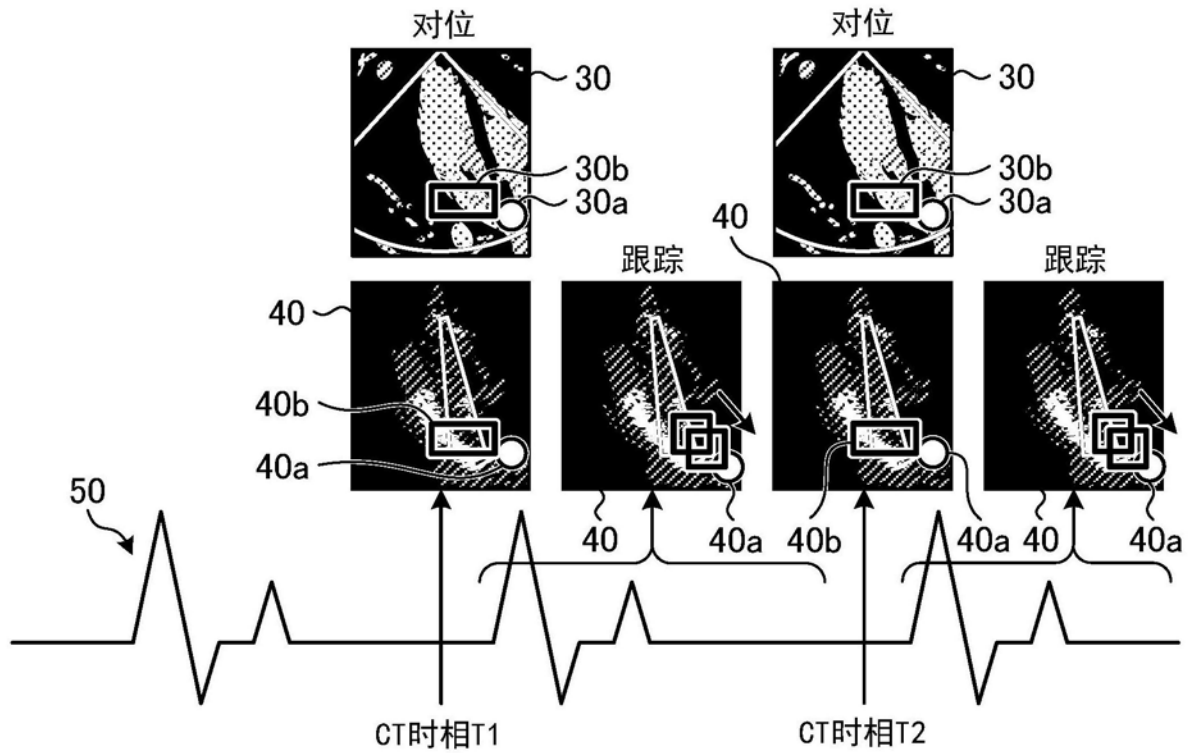


图4C

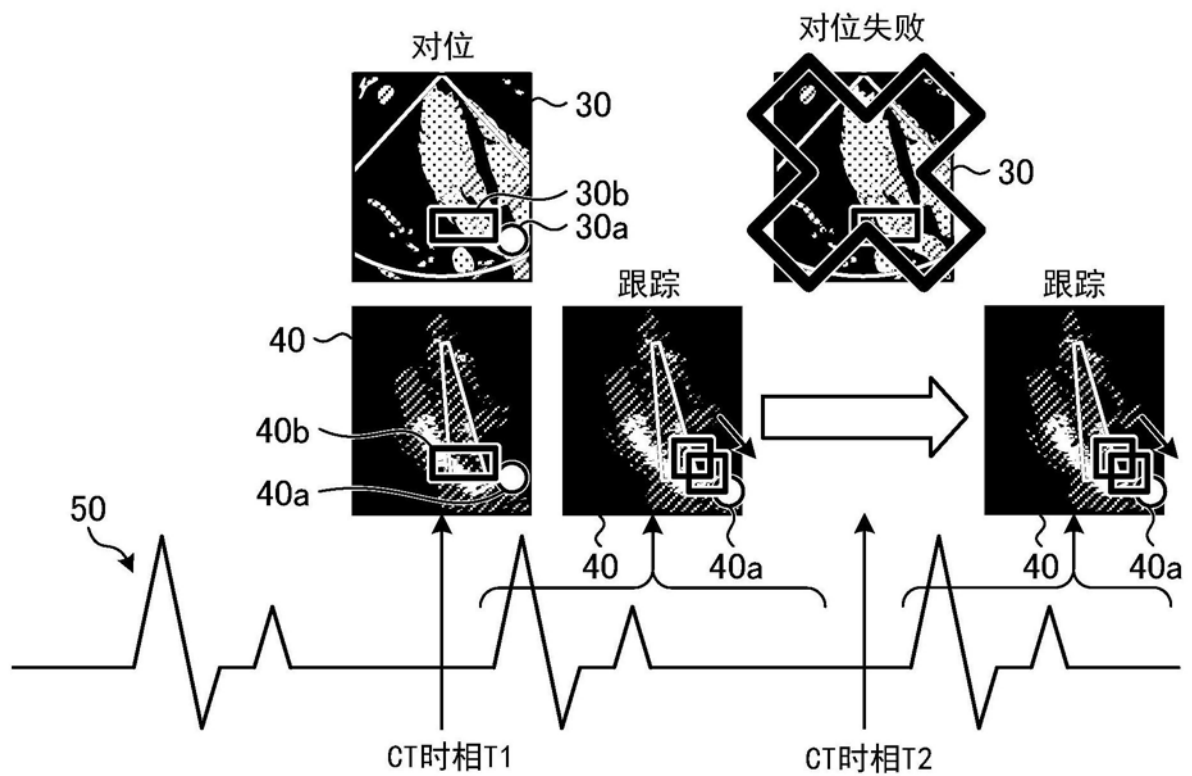


图4D

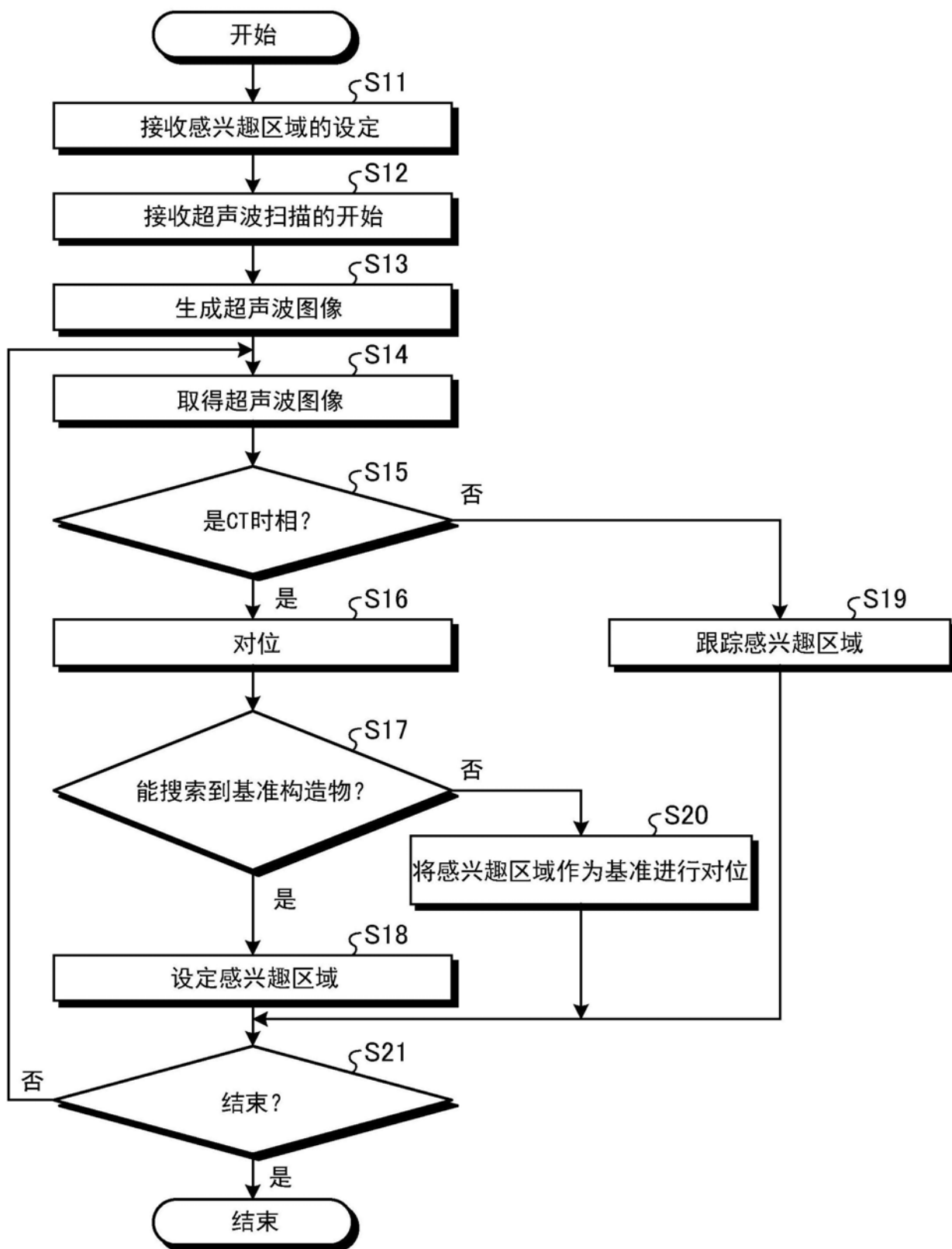


图5

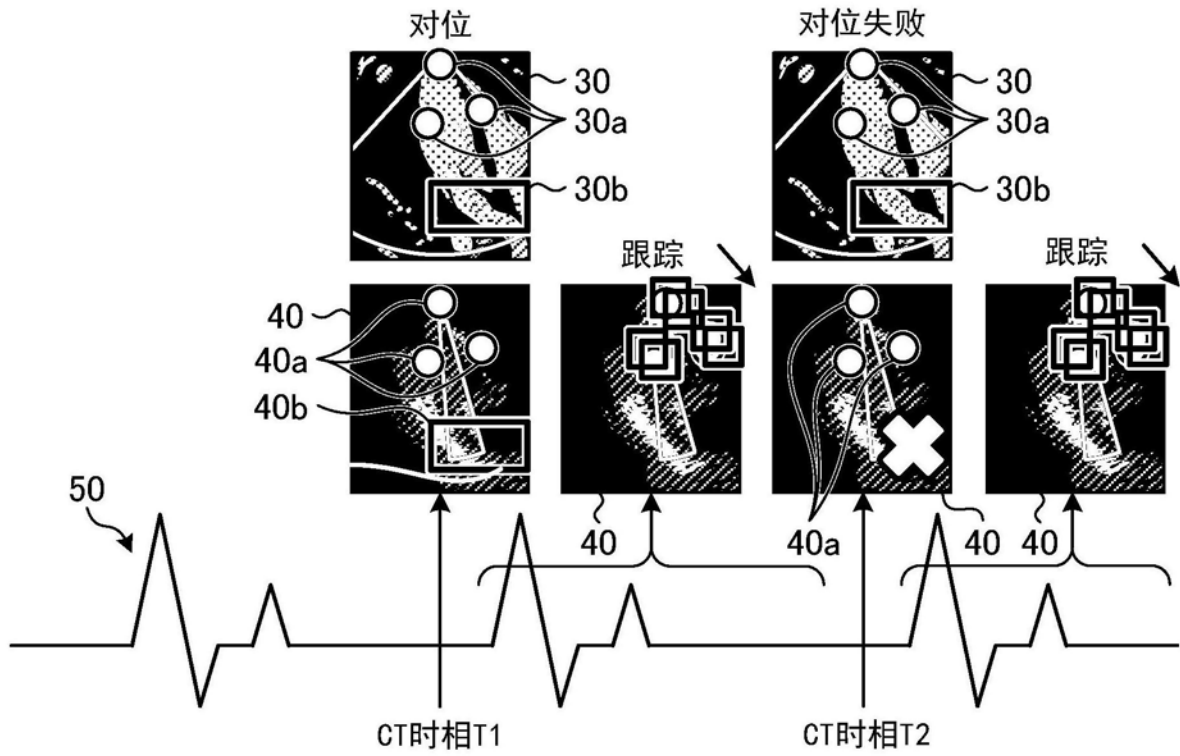


图6

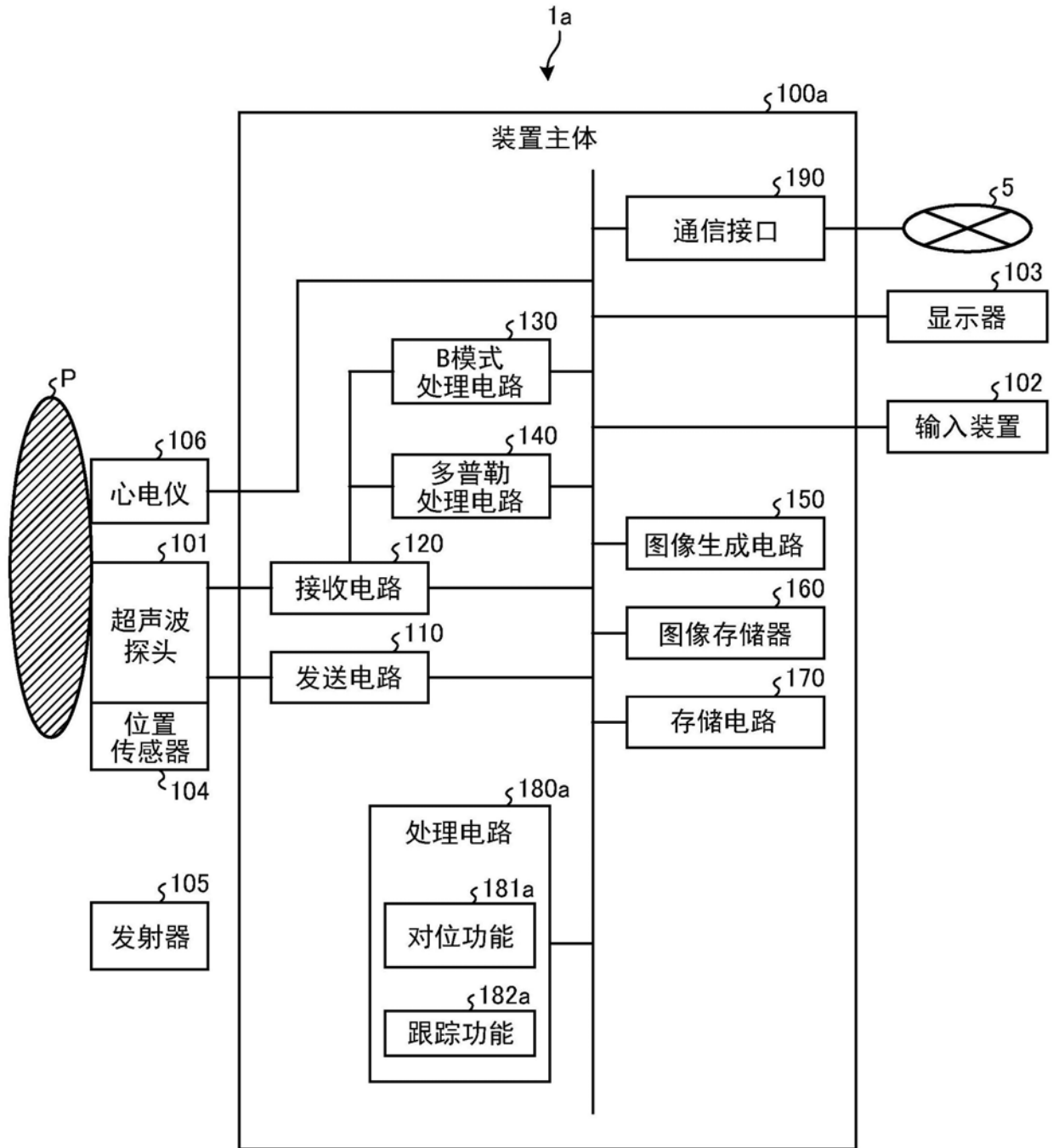


图7

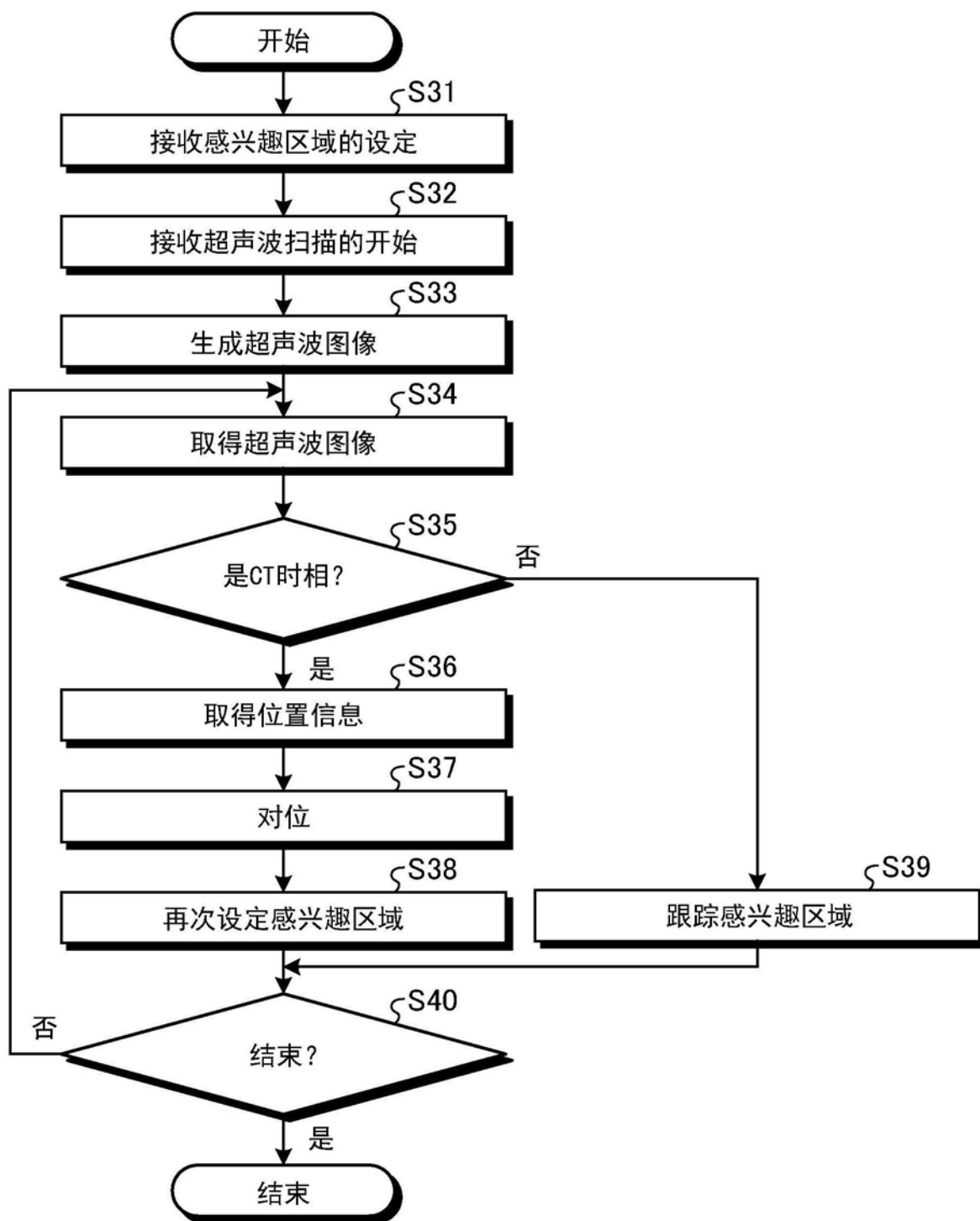


图8

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	CN110037734A	公开(公告)日	2019-07-23
申请号	CN201910025883.4	申请日	2019-01-11
[标]发明人	福田省吾 阿部康彦 栗田康一郎		
发明人	福田省吾 阿部康彦 栗田康一郎		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5238 A61B8/5261 A61B8/54 A61B6/4417 A61B6/503 A61B8/0883 A61B8/4416 A61B8/469 A61B8/5246 A61B8/543 A61B8/14 A61B8/4254 A61B8/481 A61B8/483 A61B8/488		
优先权	2018004409 2018-01-15 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法。实施方式涉及超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法，能够正确地显示伴随着运动的观察对象。实施方式的超声波诊断装置具备图像生成部、对位部以及区域跟踪部。图像生成部基于通过超声波的收发收集到的数据生成时间序列的超声波图像。每当生成满足规定的条件的超声波图像时，对位部对满足规定的条件的超声波图像和预先取得的参照图像进行对位。区域跟踪部基于所述对位的结果，在满足规定的条件的超声波图像中确定设定于参照图像的感兴趣区域，在对位以后新生成的时间序列的超声波图像中，跟踪感兴趣区域。

