



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103781424 A

(43) 申请公布日 2014.05.07

(21) 申请号 201380002044.1

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

(22) 申请日 2013.09.03

代理人 舒艳君 李洋

(30) 优先权数据

2012-193045 2012.09.03 JP

(51) Int. Cl.

2013-182482 2013.09.03 JP

A61B 8/00 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014.01.03

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/073706 2013.09.03

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/034948 JA 2014.03.06

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 桥本新一 武口智行 野田玲子

盐寺太一郎

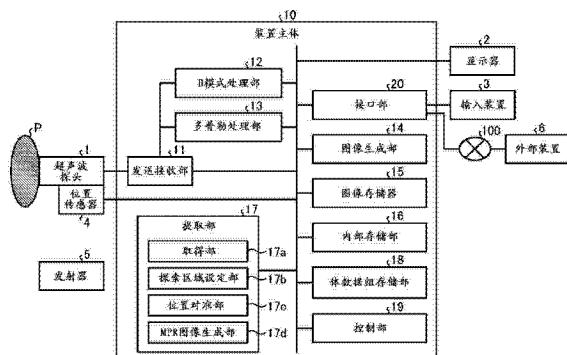
权利要求书2页 说明书20页 附图17页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及图像处理方法

(57) 摘要

一种超声波诊断装置以及图像处理方法，实施方式的超声波诊断装置具备提取部(17)和控制部(19)。提取部(17)从体数据组中，提取与显示部(2)所显示的超声波图像数据对应的参照图像数据。控制部(19)使上述显示部(2)显示上述超声波图像数据和上述参照图像数据。上述提取部(17)取得上述显示部(2)所显示的超声波图像数据的与摄像部位相关的信息，根据该信息，设定从上述体数据组中探索上述参照图像数据的探索区域。



1. 一种超声波诊断装置，其中，  
所述超声波诊断装置具备：  
提取部，其从体数据组中提取与显示于显示部的超声波图像数据对应的参照图像数据；和  
控制部，其使所述超声波图像数据和所述参照图像数据显示于所述显示部，  
所述提取部取得与显示于所述显示部的超声波图像数据的摄像部位相关的信息，所述提取部根据该信息设定从所述体数据组中探索所述参照图像数据的探索区域。
2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其中，  
成为所述参照图像数据的提取对象的体数据是通过医用图像诊断装置摄像的任意的被检体的体数据。
3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其中，  
成为所述参照图像数据的提取对象的体数据是通过与超声波诊断装置不同的其他种类的医用图像诊断装置摄像的任意的被检体的体数据。
4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其中，  
成为所述参照图像数据的提取对象的体数据是模拟人体的体数据。
5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其中，  
所述提取部根据所述超声波图像数据生成时的超声波探头的位置信息，来取得与所述摄像部位相关的信息。
6. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置，其中，  
所述提取部根据所述超声波探头的位置信息以及所述超声波图像数据的视野区域信息设定从各体数据中探索所述参照图像数据时的剖面方向以及剖面区域来作为所述探索区域的设定处理。
7. 根据权利 1 所述的超声波诊断装置，其中，  
所述提取部从操作者输入的输入信息中取得与所述超声波图像数据的摄像部位相关的信息，并根据该信息设定所述探索区域。
8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其中，  
所述提取部通过模式匹配进行所述超声波图像数据与所述探索区域的体数据组的位置对准，并进行所述参照图像数据的提取。
9. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置，其中，  
所述提取部进行二维图像数据间的模式匹配。
10. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置，其中，  
所述提取部进行三维图像数据间的模式匹配。
11. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置，其中，  
所述提取部在进行所述超声波图像数据与所述探索区域的体数据组的模式匹配时，在所述超声波图像数据中设定成为比较对象的区域。
12. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其中，  
所述提取部伴随着超声波图像数据的更新，再次执行参照图像数据的提取处理。
13. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其中，  
所述提取部在从参照了显示于所述显示部的所述超声波图像数据和所述参照图像数

据的操作者接受到再次提取要求的情况下,从所述体数据组中进行次候补的参照图像数据的再次提取。

14. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其中,

根据所述超声波探头的位置信息的变化量,当超声波扫描的区域成为所述探索区域的区域外的情况下,所述提取部根据该变化量来更新该探索区域,进行参照图像数据的再次提取。

15. 一种图像处理方法,其中,

所述图像处理方法包括:

提取部从体数据组中提取与显示于显示部的超声波图像数据对应的参照图像数据;和控制部使所述显示部显示所述超声波图像数据和所述参照图像数据,

所述提取部取得显示于所述显示部的超声波图像数据的与摄像部位相关的信息,并根据该信息设定从所述体数据组中探索所述参照图像数据的探索区域。

## 超声波诊断装置以及图像处理方法

### 技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置以及图像处理方法。

### 背景技术

[0002] 以往,超声波诊断装置与 X 射线 CT (Computed Tomography) 装置、MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置等其他医用图像诊断装置相比较是小型的装置,另外,是通过仅使超声波探头从体表接触的简单的操作就能够实时显示心脏、肝脏等检查对象的图像的装置,因此,在现今医疗中被广泛使用。另一方面,超声波图像与 X 射线 CT 图像、MRI 图像相比较视野区域狭窄,因此难以把握观察部位的三维位置、方向等,或者画质取决于患者、检查者而变化。

[0003] 因此,近年来,具有能够实时地同时显示超声波图像和与该超声波图像大致同一剖面的医用图像(X 射线 CT 图像、MRI 图像等)的功能的超声波诊断装置正被实用化。该超声波诊断装置通过根据超声波探头的位置信息,将图像位置进行同步位置对准,从而根据 X 射线 CT 体数据、MRI 体数据生成与进行超声波扫描的剖面大致同一剖面的二维的 X 射线 CT 图像或 MRI 图像。

[0004] 利用该功能,操作者例如能够同时观察超声波图像和与该超声波图像大致同一剖面的 X 射线 CT 图像。由此,操作者能够更易于理解地观察一般的情况下难以把握视野区域狭窄地观察的部分的三维的位置的超声波图像。例如,操作者能够通过将 X 射线 CT 图像、MRI 图像作为参照图像来同时观察,从而大范围地观察在超声波图像中没有描绘出的周边部位。其结果为,操作者能够容易地识别超声波图像的三维的位置和方向。另外,操作者能够从参照图像得到在超声波图像中不能清晰地确认的部分的形体信息。

[0005] 但是,当接受超声波诊断的患者的 X 射线 CT 体数据、MRI 体数据不存在时,不能够使用上述的功能。

[0006] 现有技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献 1 :日本特开 2007-195882 号公报

### 发明内容

[0009] 本发明要解决的问题在于,提供一种即使在没有对超声波图像进行摄像而得到的被检体的参照用的体数据的情况下,也能够显示超声波图像的参照用的图像的超声波诊断装置以及图像处理方法。

[0010] 实施方式的超声波诊断装置具备提取部和控制部。提取部从体数据组中提取与显示于显示部的超声波图像数据对应的参照图像数据。控制部使上述显示部显示上述超声波图像数据和上述参照图像数据。上述提取部取得上述显示于显示部的超声波图像数据的与摄像部位相关的信息,并根据该信息设定从上述体数据组中探索上述参照图像数据的探索区域。

## 附图说明

- [0011] 图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的构成例的框图。
- [0012] 图 2 是用于说明以往的同时显示功能的图。
- [0013] 图 3 是表示体数据组存储部的一个例子的图。
- [0014] 图 4 是用于说明第 1 实施方式所涉及的取得部的处理的一个例子的图。
- [0015] 图 5 是用于说明第 1 实施方式所涉及的探索区域设定部的图(1)。
- [0016] 图 6 是用于说明第 1 实施方式所涉及的探索区域设定部的图(2)。
- [0017] 图 7 是用于说明第 1 实施方式所涉及的探索区域设定部的图(3)。
- [0018] 图 8 是表示参照图像数据的一个例子的图。
- [0019] 图 9 是表示引导显示画面的一个例子的图(1)。
- [0020] 图 10 是表示引导显示画面的一个例子的图(2)。
- [0021] 图 11 是用于说明引导显示功能中的追随同步的图。
- [0022] 图 12 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的引导显示功能的流程图。
- [0023] 图 13 是表示第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的构成例的框图。
- [0024] 图 14 是用于说明第 2 实施方式所涉及的取得部的处理的一个例子的图。
- [0025] 图 15 是用于说明第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的引导显示功能的流程图。
- [0026] 图 16 是用于说明第 3 实施方式的图。
- [0027] 图 17 是用于说明第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的引导显示功能的流程图。
- [0028] 图 18 是用于说明第 4 实施方式的图。
- [0029] 图 19 是用于说明第 4 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的引导显示功能的流程图。
- [0030] 图 20 是用于说明第 5 实施方式的图。
- [0031] 图 21 是用于说明第 5 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的引导显示功能的流程图。

## 具体实施方式

- [0032] 以下, 参照附图, 详细说明超声波诊断装置的实施方式。
- [0033] (第 1 实施方式)
  - [0034] 首先, 针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的构成进行说明。图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的构成例的框图。如图 1 所示例的那样, 第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置具有超声波探头 1、显示器 2、输入装置 3、位置传感器 4、发射器 5、以及装置主体 10。另外, 装置主体 10 经由网络 100 与外部装置 6 连接。
  - [0035] 超声波探头 1 具有多个振子, 这些多个振子根据从后述的装置主体 10 所具有的发送接收部 11 供给的驱动信号产生超声波。超声波探头 1 所具有的振子例如是压电振子。超声波探头 1 接收来自被检体 P 的反射波信号并转换成电气信号。另外, 超声波探头 1 具有

设置于压电振子的匹配层、和防止超声波从压电振子向后方传播的背衬材料。另外，超声波探头 1 与装置主体 10 自由拆卸地连接。

[0036] 若从超声波探头 1 对被检体 P 发送超声波，则所发送的超声波被被检体 P 的体内组织中的声阻抗的不连续面依次反射，作为反射波信号由超声波探头 1 所具有的多个压电振子接收。所接收的反射波信号的振幅取决于反射超声波的不连续面中的声阻抗的差。另外，所发送的超声波脉冲被正在移动的血流、心脏壁等表面反射时的反射波信号由于多普勒效应而取决于移动体对超声波发送方向的速度分量，并接受频移。

[0037] 例如，在本实施方式中，为了被检体 P 的二维扫描用而将多个压电振子以一列配置的 1D 阵列探头作为超声波探头 1 与装置主体 10 连接。例如，作为超声波探头 1 的 1D 阵列探头是进行扇形扫描的扇形探头、进行偏置扇形扫描的凸型探头、或进行线性扫描的线性探头等。

[0038] 或者，例如，在本实施方式中，为了被检体 P 的三维扫描用，也可以将机械 4D 探头或 2D 阵列探头作为超声波探头 1 与装置主体 10 连接。机械 4D 探头能够使用如 1D 阵列探头那样以一列排列的多个压电振子进行二维扫描，并且能够通过使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。另外，2D 阵列探头能够通过配置成矩阵状的多个压电振子来进行三维扫描，并且能够通过汇聚并发送超声波来进行二维扫描。

[0039] 位置传感器 4 以及发射器 5 是用于取得超声波探头 1 的位置信息的装置。例如，位置传感器 4 是安装于超声波探头 1 的磁性传感器。另外，例如，发射器 5 被配置于任意的位置，是以本装置为中心朝向外侧形成磁场的装置。

[0040] 位置传感器 4 检测通过发射器 5 形成的三维的磁场。并且，位置传感器 4 根据检测到的磁场信息，计算以发射器 5 为原点的空间中的本装置的位置(坐标以及角度)，并将计算出的位置向装置主体 10 发送。在此，位置传感器 4 将本装置所位于的三维的坐标以及角度作为超声波探头 1 的三维位置信息，向装置主体 10 发送。

[0041] 另外，本实施方式即使在通过使用位置传感器 4 以及发射器 5 的位置检测系统以外的系统，取得超声波探头 1 的位置信息的情况下也能够适用。例如，本实施方式也可以使用陀螺仪传感器、加速度传感器等，来取得超声波探头 1 的位置信息。

[0042] 输入装置 3 经由后述的接口部 20 与装置主体 10 连接。输入装置 3 具有鼠标、键盘、按钮、面板开关、触摸指令屏、脚踏开关、轨迹球等。该输入装置 3 接受来自超声波诊断装置的操作者的各种设定要求，并将所接受的各种设定要求向装置主体 10 转送。

[0043] 显示器 2 显示用于超声波诊断装置的操作者使用输入装置 3 输入各种设定要求的 GUI (Graphical User Interface)，或者显示在装置主体 10 生成的超声波图像数据等。

[0044] 外部装置 6 是经由后述的接口部 20 与装置主体 10 连接的装置。例如，外部装置 6 是作为管理各种医用图像的数据的系统的 PACS (Picture Archiving and Communication System) 的数据库 (database)、管理添附有医用图像的电子病历的电子病历系统的数据库等。或者，外部装置 6 例如是 X 射线 CT (Computed Tomography) 装置、MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置等、图 1 所示的超声波诊断装置以外的各种医用图像诊断装置。

[0045] 第 1 实施方式所涉及的装置主体 10 能够经由接口部 20 从外部装置 6 取得被统一为遵循 DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 的图像格式的各种医用图像的数据。例如，装置主体 10 经由后述的接口部 20，从外部装置 6 取得成为由本装

置生成的超声波图像数据的比较对象的参照用体数据。在此,参照用的体数据是通过图1所示的超声波诊断装置以外的医用图像诊断装置进行摄像得到的体数据。例如,参照用的体数据是通过超声波诊断装置以外的各种医用图像诊断装置进行摄像得到的体数据。

[0046] 装置主体10是根据超声波探头1接收到的反射波信号生成超声波图像数据的装置。图1所示的装置主体10是能够根据二维的反射波信号生成二维的超声波图像数据,能够根据三维的反射波信号生成三维的超声波图像数据的装置。其中,第1实施方式即使在装置主体10是二维数据专用的装置的情况下也能够适用。

[0047] 装置主体10如图1所示,具有发送接收部11、B模式处理部12、多普勒处理部13、图像生成部14、图像存储器15、内部存储部16、提取部17、体数据组存储部18、控制部19、接口部20。

[0048] 发送接收部11根据后述的控制部19的指示,来控制超声波探头1进行的超声波发送接收。发送接收部11具有脉冲产生器、发送延迟部、脉冲发生器等,对超声波探头1供给驱动信号。脉冲产生器以规定的速率频率反复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,发送延迟部对脉冲产生器所产生的各速率脉冲赋予将由超声波探头1产生的超声波汇聚成束状,且确定发送指向性所需的每个压电振子的延迟时间。另外,脉冲发生器以基于速率脉冲的定时,对超声波探头1施加驱动信号(驱动脉冲)。发送延迟部通过使对各速率脉冲赋予的延迟时间发生变化,从而任意地调整从压电振子面发送的超声波的发送方向。

[0049] 另外,发送接收部11为了根据后述的控制部19的指示,执行规定的扫描序列,而具有能够瞬时变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别地,发送驱动电压的变更通过能够瞬间切换其值的线性放大器型的发送电路、或者电地切换多个电源单元的机构来实现。

[0050] 另外,发送接收部11具有前置放大器、A/D(Analog/Digital)转换器、接收延迟部、加法器等,对超声波探头1接收到的反射波信号进行各种处理生成反射波数据。前置放大器按每个通道来将反射波信号放大。A/D转换器对放大后的反射波信号进行A/D转换。接收延迟部赋予决定接收指向性所需的延迟时间。加法器对由接收延迟部处理而得的反射波信号进行加法处理生成反射波数据。通过加法器的加法处理,加强来自与反射波信号的接收指向性对应的方向的反射分量,根据接收指向性和发送指向性而形成超声波发送接收的综合的波束。

[0051] 当对被检体P进行二维扫描时,发送接收部11使二维的超声波束从超声波探头1发送。然后,发送接收部11根据超声波探头1接收到的二维的反射波信号生成二维的反射波数据。另外,当对被检体P进行三维扫描时,发送接收部11使三维的超声波束从超声波探头1发送。然后,发送接收部11根据超声波探头1接收到的三维的反射波信号生成三维的反射波数据。

[0052] 另外,来自发送接收部11的输出信号的形态是被称为RF(Radio Frequency)信号的包含相位信息的信号、或是包络线检波处理后的振幅信息等,能够选择各种形态。

[0053] B模式处理部12以及多普勒处理部13是对发送接收部11根据反射波信号生成的反射波数据进行各种信号处理的信号处理部。B模式处理部12从发送接收部11接收反射波数据,进行对数放大、包络线检波处理等,生成信号强度由亮度的明暗表现的数据(B模式数据)。另外,多普勒处理部13根据从发送接收部11接收到的反射波数据对速度信息进行频率分析,生成针对多点提取出基于多普勒效应的速度、方差、能量等移动体信息的数据

(多普勒数据)。在此,所谓移动体例如是血流、心壁等组织、造影剂。

[0054] 另外,图1所示例的B模式处理部12以及多普勒处理部13能够针对二维的反射波数据以及三维的反射波数据这双方进行处理。即,B模式处理部12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。另外,多普勒处理部13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。

[0055] 图像生成部14根据B模式处理部12以及多普勒处理部13生成的数据来生成超声波图像数据。即,图像生成部14根据B模式处理部12生成的二维的B模式数据生成由亮度来表现反射波的强度的二维B模式图像数据。另外,图像生成部14根据多普勒处理部13生成的二维的多普勒数据来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数据、方差图像数据、能量图像数据、或者组合了这些的图像数据。

[0056] 在此,图像生成部14一般的情况是将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换)成电视等所代表的视频格式的扫描线信号列,生成显示用的超声波图像数据。具体而言,图像生成部14通过根据超声波探头1进行的超声波的扫描方式进行坐标转换,来生成显示用的超声波图像数据。另外,除了扫描转换以外,作为各种图像处理,图像生成部14例如使用扫描转换后的多个图像帧,进行重新生成亮度的平均值图像的图像处理(平滑化处理)、在图像内使用微分滤波器的图像处理(边缘强调处理)等。另外,图像生成部14对超声波图像数据,合成附带信息(各种参数的文字信息、刻度、体部标记等)。

[0057] 即,B模式数据以及多普勒数据是扫描转换处理前的超声波图像数据,图像生成部14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。另外,B模式数据以及多普勒数据还被称为原始数据(Raw Data)。图像生成部14根据作为扫描转换处理前的二维超声波图像数据的“二维B模式数据、二维多普勒数据”,来生成作为显示用的二维超声波图像数据的“二维的B模式图像数据、二维多普勒图像数据”。

[0058] 另外,图像生成部14通过对B模式处理部12生成的三维的B模式数据进行坐标转换,来生成三维B模式图像数据。另外,图像生成部14通过对多普勒处理部13生成的三维的多普勒数据进行坐标转换,来生成三维多普勒图像数据。图像生成部14将“三维的B模式图像数据或三维多普勒图像数据”作为“三维超声波图像数据(超声波体数据)”来生成。

[0059] 另外,图像生成部14为了生成用于使体数据显示于显示器2的各种二维图像数据,对体数据进行渲染处理。作为图像生成部14进行的渲染处理,例如,存在进行剖面重建法(MPR:Multi Planer Reconstruction)根据体数据生成MPR图像数据的处理。另外,作为图像生成部14进行的渲染处理,例如,存在生成反映三维的信息的二维图像数据的体渲染(VR:Volume Rendering)处理。

[0060] 另外,图像生成部14能够对其他的医用图像诊断装置摄像得到的体数据,进行上述的渲染处理。该体数据是由X射线CT装置摄像得到的三维的X射线CT图像数据(以下,称为X射线CT体数据)、由MRI装置摄像得到的三维的MRI图像数据(以下,称为MRI体数据)。另外,图像生成部14还能够对由图1所示的超声波诊断装置以外的超声波诊断装置摄像得到的超声波体数据进行上述的渲染处理。

[0061] 图像存储器15是存储图像生成部14生成的显示用的图像数据的存储器。另外,图像存储器15还能够存储B模式处理部12、多普勒处理部13生成的数据。图像存储器15

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, 经由图像生成部 14 成为显示用的超声波图像数据。另外, 图像存储器 15 还能够存储后述的提取部 17 生成的图像数据。

[0062] 内部存储部 16 存储用于进行超声波发送接收、图像处理以及显示处理的控制程序、诊断信息(例如, 患者 ID、医师的意见等)、诊断协议或各种体部标记等各种数据。另外, 内部存储部 16 根据需要, 还用于图像存储器 15 所存储的图像数据的保管等。另外, 内部存储部 16 存储的数据能够经由后述的接口部 20 向外部装置 6 转送。

[0063] 提取部 17 是对体数据组存储部 18 所存储的体数据组进行各种处理的处理部。如图 1 所示, 具有取得部 17a、探索区域设定部 17b、位置对准部 17c、MPR 图像生成部 17d。另外, 针对提取部 17 使用体数据组存储部 18 执行的处理, 之后详述。

[0064] 控制部 19 控制超声波诊断装置的处理整体。具体而言, 控制部 19 根据由操作者经由输入装置 3 输入的各种设定要求、从内部存储部 16 读入的各种控制程序以及各种数据, 控制发送接收部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13、图像生成部 14 以及提取部 17 的处理。另外, 控制部 19 进行控制以便将图像存储器 15、内部存储部 16 存储的显示用的图像数据显示于显示器 2。另外, 控制部 19 进行控制以便从操作者经由输入装置 3 接受到的医用图像数据从外部装置 6 经由网络 100 以及接口部 20 向内部存储部 16、体数据组存储部 18 转送。

[0065] 接口部 20 是对输入装置 3、网络 100 以及外部装置 6 的接口。输入装置 3 接受到的来自操作者的各种设定信息以及各种指示通过接口部 20 向控制部 19 转送。例如, 输入装置 3 从操作者接受到的图像数据的转送要求通过接口部 20 经由网络 100 通知给外部装置 6。另外, 外部装置 6 转送的图像数据通过接口部 20 被保存于内部存储部 16、体数据组存储部 18。

[0066] 以上, 针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的整体构成进行了说明。在该构成中, 第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置能够执行近年来实用化的“同步显示功能”。即, 第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置使图像生成部 14 生成与为了生成二维超声波图像数据而进行的二维超声波扫描的剖面大致同一剖面的医用图像数据, 并使之显示于显示器 2。

[0067] 例如, 操作者在使用超声波探头 1 进行被检体 P 的超声波检查之前, 进行对被检体 P 的检查部位进行摄影得到的 X 射线 CT 体数据的转送请求。另外, 操作者经由输入装置 3 对 MPR 处理用的横截面的位置进行调整, 以便使描绘出被检体 P 的检查部位的 X 射线 CT 图像数据显示于显示器 2。

[0068] 并且, 通过控制部 19 的控制, 图像生成部 14 生成由操作者调节后的横截面(以下, 称为初始剖面)切断 X 射线 CT 体数据而得的 X 射线 CT 图像数据, 显示器 2 显示图像生成部 14 所生成的 X 射线 CT 图像数据。操作者操作超声波探头 1, 以便进行与显示器 2 所显示的 X 射线 CT 图像数据同一剖面的超声波扫描。并且, 操作者在判断为显示器 2 所显示的 X 射线 CT 图像数据和超声波图像数据是大致同一剖面的情况下, 例如, 按下输入装置 3 的确定按钮。控制部 19 将按下在确定按钮的时刻从位置传感器 4 取得的超声波探头 1 的三维位置信息设定为初始位置信息。图 2 是用于说明以往的同时显示功能的图。

[0069] 之后, 控制部 19 从通过位置传感器 4 以及发射器 5 构成的位置检测系统, 取得图

2 所示的超声波图像数据 200 生成时的超声波探头 1 的三维位置信息。并且，控制部 19 通过获得所取得的三维位置信息与初始位置信息的移动信息，并根据所取得的移动信息对初始剖面的位置进行变更，从而重新设定 MPR 用的横截面。并且，通过控制部 19 的控制，图像生成部 14 根据控制部 19 重新设定的横截面，基于图 2 所示的 X 射线 CT 体数据 101 生成 X 射线 CT 图像数据 102。并且，通过控制部 19 的控制，显示器 2 如图 2 所示那样并列显示 X 射线 CT 图像数据 102 和超声波图像数据 200。

[0070] 通过该以往的同时显示功能，操作者例如能够同时观察超声波图像和与该超声波图像大致同一剖面的 X 射线 CT 图像。由此，操作者能够更易于理解地观察一般的情况下视野区域狭窄地观察的部分的三维的位置难以把握的超声波图像。但是，以往的同时显示功能在不存在进行超声波检查的被检体 P 的 X 射线 CT 体数据、MRI 体数据的情况下不能使用。

[0071] 因此，在第 1 实施方式中，即使在不存在对超声波图像进行摄像得到的被检体 P 的参照用的体数据的情况下，为了显示超声波图像的参照用的图像，也进行图 1 所示的提取部 17 的处理。即，提取部 17 使用被检体 P 以外的参照用的体数据组，实现与被检体 P 的超声波图像数据的同时显示功能。另外，以下，为了将在本实施方式中进行的同时显示功能与以往的同时显示功能进行区别，记作“引导显示功能”。

[0072] 首先，提取部 17 参照的体数据组存储部 18 存储体数据组。体数据组存储部 18 存储的体数据组是通过医用图像诊断装置摄像得到的体数据组。具体而言，体数据组存储部 18 存储的体数据组是由图 1 所示的超声波诊断装置以外的医用图像诊断装置摄像得到的体数据组。更具体而言，体数据组存储部 18 存储的体数据组是通过与超声波诊断装置不同的其他种类的医用图像诊断装置摄像得到的体数据组。在此，体数据组存储部 18 存储的体数据组是任意的被检体的体数据组。在本实施方式中，上述体数据组是由与超声波诊断装置不同的其他种类的医用图像诊断装置摄像得到的任意的被检体的体数据组。即，上述体数据组包含被进行超声波检查的被检体 P 以外的被检体的体数据组，是为了生成与被检体 P 的超声波图像数据同时观察的参照图像数据而使用的参照用的体数据组。

[0073] 以下，针对体数据组存储部 18 存储的体数据组是被检体 P 以外的被检体的 X 射线 CT 体数据组的情况进行说明。作为参照体数据组的 X 射线 CT 体数据组例如从外部装置 6 经由接口部 20 保存于体数据组存储部 18。另外，本实施方式即使在参照用的体数据组是 MRI 体数据组的情况下、或 X 射线 CT 体数据组以及 MRI 体数据组混在的情况下也能够适用。另外，本实施方式即使在体数据组存储部 18 作为外部装置 6 是与装置主体连接的各种数据库的情况下也能够适用。

[0074] 图 3 是表示体数据组存储部的一个例子的图。例如，体数据组存储部 18 如图 3 所示，作为参照体数据组，存储“参照体数据(1)～参照体数据(n)”。这些参照体数据是对全身进行摄像得到的 X 射线 CT 体数据、对特定部位进行摄像得到的 X 射线 CT 体数据。在此，虽然在图 3 中没有图示，但体数据组存储部 18 存储各参照体数据的附带信息。

[0075] 例如，当参照体数据是对“上腹部”进行摄像得到的 X 射线 CT 体数据时，作为该参照体数据的附带信息，体数据组存储部 18 存储“摄像区域：上腹部”。另外，例如，当参照体数据是对全身进行摄像得到的 X 射线 CT 体数据时，作为该参照体数据的附带信息，体数据组存储部 18 存储“与颈部对应的区域的坐标”、“与胸部对应的区域的坐标”等。通过参照该附带信息，从而，提取部 17 例如能够设定全身 X 射线 CT 体数据中的与“胸部”对应的区

域。另外，体数据组存储部 18 也可以将参照体数据所包含的脏器(胸部中的心脏、上腹部中的肝脏等)的位置信息(坐标)作为附带信息来存储。该位置信息例如能够通过具有分割处理功能的装置对参照体数据进行处理来取得。通过参照该附带信息，提取部 17 例如能够设定胸部 X 射线 CT 体数据中的与“心脏”对应的区域。

[0076] 另外，作为各参照体数据的附带信息，体数据组存储部 18 存储摄影时的被检体(被检体 P 以外的被检体)的体位的信息。该信息例如用于确定参照体数据中的被检体的轴向面、冠状面、矢状面、体轴方向等。另外，作为各参照体数据的附带信息，体数据组存储部 18 存储将体数据的体素大小和实际空间的大小建立对应的信息。该信息例如用于进行超声波图像数据与参照体数据的缩放。另外，作为各参照体数据的附带信息，体数据组存储部 18 也可以存储与该参照体数据的被检体的身体相关的信息(身高、体重、体型等)。

[0077] 并且，提取部 17 从体数据组存储部 18 存储的参照体数据组中，提取与显示器 2 所显示的超声波图像数据对应的参照图像数据。即，提取部 17 从体数据组存储部 18 存储的任意的被检体的参照体数据组中，提取与显示器 2 所显示的超声波图像数据类似的参照图像数据。成为参照图像数据的提取对象的体数据是通过医用图像诊断装置摄像的任意的被检体的体数据。具体而言，成为参照图像数据的提取对象的体数据是通过与超声波诊断装置不同的其他种类的医用图像诊断装置摄像的任意的被检体的体数据。更具体而言，成为参照图像数据的提取对象的体数据是通过与超声波诊断装置不同的其他种类的医用图像诊断装置摄像得到的被检体 P 以外的被检体的体数据(X 射线 CT 体数据等)。换而言之，成为参照图像数据的提取对象的体数据是作为通过显示器 2 显示的超声波图像数据的摄像对象的被检体 P 以外的被检体的体数据(X 射线 CT 体数据、MRI 体数据等)。

[0078] 首先，提取部 17 所具有的取得部 17a 取得与显示器 2 所显示的超声波图像数据的摄像部位相关的信息。并且，提取部 17 所具有的探索区域设定部 17b 根据取得部 17a 所取得的信息，设定从参照体数据组中探索参照图像数据的探索区域。

[0079] 具体而言，第 1 实施方式所涉及的取得部 17a 从使用了位置传感器 4 以及发射器 5 的位置检测系统中，取得超声波探头 1 的位置信息。并且，第 1 实施方式所涉及的探索区域设定部 17b (或者，取得部 17a)根据超声波图像数据生成时的超声波探头 1 的位置信息，取得与摄像部位相关的信息。并且，第 1 实施方式所涉及的探索区域设定部 17b 根据与摄像部位相关的信息，设定探索区域。换而言之，探索区域设定部 17b 根据与摄像部位相关的信息，锁定从参照体数据组中探索参照图像数据的范围。

[0080] 针对第 1 实施方式所涉及的取得部 17a，使用图 4 进行说明。图 4 是用于说明第 1 实施方式所涉及的取得部的处理的一个例子的图。

[0081] 在第 1 实施方式所涉及的引导显示功能中，与以往的同时显示功能相同，采用使用了位置传感器 4 以及发射器 5 的位置检测系统。在此，在第 1 实施方式中，位置检测系统所要求的功能是至少检测在被检体 P 的体表的哪一位置抵接超声波探头 1。

[0082] 因此，首先，操作者将安装有位置传感器 4 的超声波探头 1 在规定方向上抵接于预先设定的位置。例如，操作者如图 4 的左图所示，将安装有位置传感器 4 的超声波探头 1 抵接于被检体 P 的肚脐，另外，超声波探头 1 在对被检体 P 的轴向面进行扫描的方向上进行抵接。

[0083] 另外，操作者使用输入装置 3 来输入被检体 P 的身体信息。例如，操作者如图 4 的

左图所示,输入假设被检体 P 的身高是“170cm”,躺卧在床上的被检体 P 的体位是“仰卧位”的身体信息。另外,虽然没有图示,但作为被检体 P 的身体信息,操作者输入或者选择被检体 P 的头部位于距离发射器 5 近的位置,被检体 P 的脚部位于距离发射器 5 远的位置的这样的身体的方向信息。或者,虽然没有图示,但作为被检体 P 的身体信息,操作者输入用于确定被检体 P 的各部(头部、颈部、胸部、右腕部、左腕部、上腹部、下腹部、上脚部、下脚部等)距离肚脐位于怎样的位置(距离、方向)的信息。另外,在身体信息输入的变动中,此外,例如,还存在根据人种信息、平均值数据的选择,或者测量值的输入等,可能存在各种方法。另外,例如,也可以将体重、瘦小、普通、肥胖、过肥胖等的体型信息作为身体信息来输入。根据体型信息,能够进行在后一级的处理中进行的探索区域的进一步锁定的设定。

[0084] 由此,用于进行引导显示功能的初始信息的登记完成。取得部 17a 取得登记初始信息的时刻的超声波探头 1 的位置信息。该位置信息成为表示被检体 P 的肚脐位于的体表的坐标和被检体 P 的轴向面的方向(角度)的信息。

[0085] 在登记了初始信息之后,操作者如图 4 的右图所示,将超声波探头 1 从初始位置移动,进行检查部位的扫描。并且,操作者例如在判断为显示器 2 所显示的超声波图像数据是描绘出检查部位的图像的时刻,按下输入装置 3 所具有的“引导显示功能启动按钮”。

[0086] 若接受引导显示功能启动请求,则取得部 17a 取得显示器 2 所显示的超声波图像数据生成时的超声波探头 1 的位置信息。具体而言,取得部 17a 从位置传感器 4 所发送的位置信息(坐标以及角度)中,如图 4 的右图所示,取得超声波图像数据的扫描部位信息以及扫描方向信息。例如,取得部 17a 将根据超声波图像数据的扫描部位的坐标和初始信息的坐标计算出的超声波探头 1 的移动距离以及移动方向作为扫描部位信息来取得。另外,例如,取得部 17a 将根据超声波图像数据的扫描方向和初始信息的方向计算出的超声波探头 1 的斜率作为扫描方向信息来取得。

[0087] 并且,探索区域设定部 17b 进行探索区域的设定(锁定)。图 5 ~ 图 7 是用于说明第 1 实施方式所涉及的探索区域设定部的图。例如,探索区域设定部 17b 如图 5 所示,根据取得部 17a 所取得的扫描部位信息,判定超声波图像数据的摄像部位与“头部、颈部、胸部、右腕部、左腕部、上腹部、下腹部、上脚部、下脚部”的哪一部位对应。

[0088] 例如,探索区域设定部 17b 根据扫描部位信息和被检体 P 的身体信息,判定为摄像部位是上腹部。该情况下,探索区域设定部 17b 从参照体数据组中,选择与“上腹部”对应的参照体数据。例如,探索区域设定部 17b 如图 6 所示,从参照体数据组中选择“参照体数据(5)、参照体数据(11)、参照体数据(20)、…”。这样,作为探索区域的设定处理,探索区域设定部 17b 将包含超声波图像数据的摄像部位的参照体数据锁定为成为探索参照图像数据的对象的体数据。

[0089] 即,与各参照体数据建立对应的摄影部位根据由探索区域设定部 17b 判定的摄像部位进行定义。另外,各参照体数据也可以是重叠于多个部位的体数据。另外,图 5 所示的摄像部位的定义始终是一个例子,也可以由更详细的区域对摄像部位进行定义。另外,探索区域设定部 17b 能够根据上述的被检体 P 的身体信息(与身高、体型等相关的信息),进行参照体数据的锁定。例如,探索区域设定部 17b 从各参照体数据的附带信息中,与摄像部位一起,取得该参照体数据的身体信息。并且,例如,探索区域设定部 17b 从图 6 所示的“参照体数据(5)、参照体数据(11)、参照体数据(20)、…”中,选择赋予了包含与被检体 P 的身体信

息类似的身体信息的附带信息的参照体数据。另外,探索区域设定部 17b 也可以根据扫描部位信息与被检体 P 的身体信息,判定被摄像的脏器,进一步锁定通过上述的处理锁定的参照体数据中的探索区域。例如,探索区域设定部 17b 根据扫描部位信息和被检体 P 的身体信息,判定为被摄像的脏器是“肝脏”。该情况下,例如,探索区域设定部 17b 从各体数据的附带信息中取得与图 6 所示的“参照体数据(5)、参照体数据(11)、参照体数据(20)、…”各自的“肝脏”对应的区域,将该区域设定为探索区域。即,作为探索区域的设定处理,探索区域设定部 17b 也可以根据超声波图像数据所描绘出的脏器,设定在根据摄像部位选择出的参照图像数据中探索参照图像数据的区域。

[0090] 另外,例如,探索区域设定部 17b 如图 7 所示,根据取得部 17a 所取得的扫描方向信息,设定用于切断参照体数据的横截面的方向。例如,探索区域设定部 17b 根据扫描方向信息设定生成切断“参照体数据(5)、参照体数据(11)、参照体数据(20)、…”的 MPR 图像数据的多个横截面的方向。即,探索区域设定部 17b 根据超声波探头 1 的位置信息,设定从锁定的各参照体数据中探索参照图像数据时的剖面方向作为探索区域的设定处理。另外,探索区域设定部 17b 还可以根据超声波探头 1 的位置信息以及超声波图像数据的视野区域信息,设定从各体数据中探索参照图像数据时的剖面方向以及剖面区域作为探索区域的设定处理。在此,所谓超声波图像数据的视野区域信息是指能够根据超声波发送接收条件取得的“超声波图像数据的深度信息(Depth)”或“视角”。探索区域设定部 17b 能够使用视野区域信息,来取得超声波图像数据的扫描形状。探索区域设定部 17b 例如从控制部 19 取得视野区域信息。并且,探索区域设定部 17b 例如能够在由设定的剖面方向切断参照体数据的横截面中,将从视野区域信息取得的超声波图像数据的与扫描形状对应的区域设定为探索参照图像数据的剖面区域。

[0091] 另外,虽然没有图示,但探索区域设定部 17b 还根据参照体数据的附带信息(体位)以及扫描方向信息,在该参照体数据的横截面中,设定与超声波图像数据的深度方向对应的方向。探索区域设定部 17b 根据从摄像部位、身体信息、摄像脏器、超声波探头 1 的位置信息以及超声波图像数据的视野区域信息中选择出的至少 1 个信息,来执行探索区域的设定处理。

[0092] 并且,提取部 17 所具有的位置对准部 17c 通过模式匹配进行超声波图像数据与探索区域的体数据组的位置对准。即,第 1 实施方式所涉及的位置对准部 17c 通过位置对准处理鉴定根据参照体数据生成并提取与超声波图像数据类似的参照图像数据所使用的横截面。

[0093] 在此,通过上述的探索区域设定部 17b 的设定处理,选择包含超声波图像数据的摄像部位的区域的参照体数据,另外,设定所选择的参照体数据中的 MPR 处理用的横截面的方向(剖面方向)。因此,第 1 实施方式所涉及的位置对准部 17c 进行二维图像数据间的模式匹配。另外,位置对准部 17c 在上述的剖面区域与剖面方向一起被设定的情况下,设定使用剖面区域进行二维图像数据间的模式匹配的区域的形状以及大小。

[0094] 例如,位置对准部 17c 使 MPR 图像生成部 17d 利用由探索区域设定部 17b 设定的方向的多个横截面切断“参照体数据(5)、参照体数据(11)、参照体数据(20)、…”的各个。由此,多个 MRP 图像数据被生成为参照图像数据的候补图像数据组。

[0095] 另外,在构成候补图像数据组的各候补图像数据中,确定分别与超声波图像数据

的方位方向以及深度方向对应的方向。另外,构成候补图像数据组的各候补图像数据和超声波图像数据的像素大小根据上述的各参照体数据的附带信息而被缩放。

[0096] 在此,位置对准部 17c 使用公知的位置对准处理的方法,来鉴定与超声波图像数据相当的剖面。例如,根据位置对准部 17c 的指示,图像生成部 14 生成对使由显示器 2 显示的超声波图像数据的亮度信息动态范围变窄的图像数据进行平滑化(空间平均)处理的图像数据。该图像数据成为将组织形状的信息图案化的图像数据(以下,称为超声波形状图案数据)。另外,根据位置对准部 17c 的指示,图像生成部 14 还对候补图像数据进行同样的处理,生成将组织形状的信息图案化的图像数据(以下,称为 CT 形状图案数据)。并且,例如,位置对准部 17c 对 CT 形状图案数据进行亮度反转、各种尺寸调整(整体尺寸的微调),使用相互相关或自相关、相互信息量、标准化相互信息量、相关比等来判定形状图案数据间的类似度。

[0097] 例如,位置对准部 17c 根据超声波形状图案数据整体和各 CT 形状图案数据判定类似度,锁定与超声波形状图案数据类似的 CT 形状图案数据。并且,例如,位置对准部 17c 将锁定的 CT 形状图案数据和超声波形状图案数据分割成多个网格,由各网格来判定类似度。并且,例如,位置对准部 17c 选择类似度的合计值最高的 CT 形状图案数据,确定作为该 CT 形状图案数据的生成源的候补图像数据的横截面的位置。

[0098] 另外,当进行类似度判定时,位置对准部 17c 也可以对所设定的横截面的方向进行微调,来选择类似度最高的 CT 形状图案数据。

[0099] 并且,MPR 图像生成部 17d 通过由位置对准部 17c 确定的横截面,生成 MPR 图像数据,该 MPR 图像数据是通过切断选择类似度最高的 CT 形状图案数据得到的参照体数据而得到的,并将该 MPR 图像数据保存于图像存储器 15。图 8 是表示参照图像数据的一个例子的图。该 MPR 图像数据如图 8 所示,成为与超声波图像数据类似的参照图像数据。另外,MPR 图像生成部 17d 能够根据位置对准部 17c 的处理结果,如图 8 所示例的那样,描绘表示在参照图像数据中与超声波图像数据对应的区域的框线。

[0100] 另外,本实施方式也可以通过图像生成部 14 来进行 MPR 图像生成部 17d 的处理。另外,本实施方式即使在通过探索区域设定部 17b 只锁定摄像部位的情况下也能够适用。该情况下,位置对准部 17c 使用由多个方向的横截面切断了包含超声波图像数据的摄像部位的区域的参照体数据的候补图像数据组,来鉴定用于生成参照图像数据的横截面。另外,此时,位置对准部 17c 也可以在包含超声波图像数据的摄像部位的区域的各参照体数据与二维的超声波图像数据之间进行模式匹配。

[0101] 控制部 19 使显示器 2 显示超声波图像数据和参照图像数据。图 9 以及图 10 是表示引导显示画面的一个例子的图。

[0102] 例如,通过控制部 19 的控制,如图 9 所示,显示器 2 显示超声波图像数据和参照图像数据。在图 9 所示的引导显示画面中,在超声波图像数据的左上方显示重叠表示与超声波图像数据对应的区域的框线的参照图像数据。

[0103] 或者,控制部 19 不显示参照图像数据本身,例如,也可以显示在被提取出参照图像数据的参照体数据(11)的体渲染图像数据上,重叠表示超声波图像数据的扫描区域的示意图的图像数据。在图 10 所示的引导显示画面中,在超声波图像数据的右下方,显示有对体渲染图像数据重叠了示意图的图像数据。

[0104] 并且,提取部 17 随着超声波图像数据的更新,再次执行参照图像数据的提取处理。即,在使用位置检测系统的第 1 实施方式中,在通过模式匹配鉴定了与超声波图像数据对应的横截面之后,提取部 17 与以往的同步显示功能相同,追随超声波探头 1 的位置信息的变化并进行同步,来移动参照图像数据的横截面。图 11 是用于说明引导显示功能中的追随同步的图。

[0105] 例如,位置对准部 17c 如图 11 所示,若取得部 17a 所取得的超声波探头 1 的位置信息发生变化,则根据位置信息的变化量,更新参照体数据(11)中的横截面。

[0106] 接着,使用图 12,对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的引导显示功能的处理的一个例子进行说明。图 12 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的引导显示功能的流程图。另外,在图 12 所示的一个例子中,对用于进行引导显示功能的初始信息的登记完成,并且超声波探头 1 从初始位置开始移动进行检查部位的扫描之后的处理进行说明。

[0107] 如图 12 所示例的那样,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的控制部 19 判定是否接受了引导显示功能的启动请求(步骤 S101)。在此,当没有接受启动要求时(步骤 S101 否定),控制部 19 待机到接受启动要求为止。

[0108] 另一方面,当接受了引导显示功能的启动要求时(步骤 S101 肯定),取得部 17a 取得当前时刻的超声波探头 1 的位置信息(步骤 S102),探索区域设定部 17b 设定参照体数据组中的探索区域(步骤 S103)。然后,位置对准部 17c 进行超声波图像数据与候补图像数据组的模式匹配(步骤 S104)。位置对准部 17c 通过模式匹配,选择与超声波图像数据类似度最高的候补图像数据,并鉴定所选择的候补图像数据的参照体数据中的横截面的位置。

[0109] 并且,MPR 图像生成部 17d 通过位置对准部 17c 鉴定的横截面,生成参照图像数据(步骤 S105),通过控制部 19 的控制,显示器 2 显示超声波图像数据和参照图像数据(步骤 S106)。然后,控制部 19 判定是否接受了引导显示功能的结束要求(步骤 S107)。

[0110] 在此,当没有接受结束要求时(步骤 S107 否定),位置对准部 17c 判定取得部 17a 所取得的超声波探头 1 的位置信息是否发生变化(步骤 S108)。当位置信息没有发生变化时(步骤 S108 否定),控制部 19 返回到步骤 S107,判定是否接受了引导显示功能的结束要求。

[0111] 另一方面,当位置信息发生了变化时(步骤 S108 肯定),位置对准部 17c 通过根据位置信息的变化量,更新横截面,从而使 MPR 图像生成部 17d 重新生成参照图像数据(步骤 S109)。然后,通过控制部 19 的控制,显示器 2 显示超声波图像数据和重新生成的参照图像数据(步骤 S110),控制部 19 返回到步骤 S107,判定是否接受了引导显示功能的结束要求。

[0112] 并且,当接受了引导显示功能的结束要求时(步骤 S107 肯定),控制部 19 结束引导显示功能。

[0113] 如上所述,在第 1 实施方式中,通过使用被检体 P 以外的参照用的体数据组,提取与被检体 P 的超声波图像数据类似的参照图像数据,从而能够实现与以往的同时显示功能同等的引导显示功能。从而,在第 1 实施方式中,即使在不存在对超声波图像摄像得到的被检体的参照用的体数据的情况下,也能够显示超声波图像的参照用的图像。另外,在第 1 实施方式中,能够自动地进行不同的被检体的图像数据的位置对准处理,因此,能够减轻操作者的负担。

[0114] 另外,在第 1 实施方式中,在通过模式匹配鉴定了与当前时刻所显示的超声波图

像数据对应的横截面之后,追随超声波探头 1 的位置信息的变化并进行同步,变更用于从不是本人的参照体数据中提取参照图像数据的横截面。从而,在第 1 实施方式中,即使在使用不是本人的参照体数据的情况下,也能够借用以往的位置检测系统,能够以低成本实现引导显示功能。

[0115] 另外,在第 1 实施方式中,不仅通过位置检测系统取得超声波图像数据的摄像部位还取得扫描方向,从而能够设定横截面的方向(剖面方向)。因此,在第 1 实施方式中,能够实现参照图像数据的提取精度的提高和参照图像数据的提取处理时间的缩短。另外,在第 1 实施方式中,除了摄像部位以及剖面方向的设定处理以外,还能够通过进行基于作为摄像部位的脏器的信息、基于剖面区域的设定处理,从而实现参照图像数据的提取精度的进一步的提高和参照图像数据的提取处理时间的进一步的缩短。

[0116] (第 2 实施方式)

[0117] 在第 2 实施方式中,针对不使用位置检测系统而进行参照图像数据的提取的情况进行说明。图 13 是表示第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的构成例的框图。

[0118] 第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置如图 13 所示,与图 1 所示的第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置相比较,删除由位置传感器 4 以及发射器 5 构成的位置检测系统。在该构成中,第 2 实施方式所涉及的提取部 17 从参照体数据组中进行参照图像数据的提取。

[0119] 首先,第 2 实施方式所涉及的取得部 17a 根据操作者输入的输入信息,取得与超声波图像数据的摄像部位相关的信息。并且,第 2 实施方式所涉及的探索区域设定部 17b 根据输入信息,设定探索区域。

[0120] 即,在第 2 实施方式中,根据操作者输入的输入信息进行探索区域的设定。例如,以往,作为与超声波检查相关的预设的信息,输入信息是在检查项目的设定画面中操作者指定的检查部位的信息。例如,取得部 17a 从由检查预设所指定的“检查部位:心脏”的输入信息中,取得“摄像部位:胸部”。

[0121] 或者,该输入信息是操作者选择的体部标记。例如,由于肝脏的体部标记被指定,所以取得部 17a 取得“摄像部位:上腹部”。

[0122] 或者,作为引导显示功能专用的 GUI,也可以显示操作者能够选择指定摄像部位的“区域选择菜单”。该 GUI 例如是操作者能够从列举出摄像部位的列表中选择摄像部位的接口。或者,该 GUI 是图 14 所示例的图形接口。图 14 是用于说明第 2 实施方式所涉及的取得部的处理的一个例子的图。

[0123] 例如,控制部 19 如图 14 所示,使显示器 2 显示人体模型图。并且,例如,如图 14 所示,操作者将左侧的上腹部作为摄像部位,使用鼠标等来指定。由此,取得部 17a 取得“摄像部位:上腹部”。该情况下,第 2 实施方式所涉及的探索区域设定部 17b 根据输入信息,来将探索区域锁定为与“摄像部位:上腹部”建立了对应的参照体数据。另外,输入信息也可以是作为摄像部位的脏器的信息。该情况下,探索区域设定部 17b 例如将“摄像部位:上腹部”被建立了对应的参照体数据中的“肝脏”的区域设定为探索区域。另外,在第 2 实施方式中,也可以进行基于身体信息的探索区域的设定处理。

[0124] 并且,位置对准部 17c 鉴定能够生成与所显示的超声波图像数据类似的参照图像数据的横截面的位置。由此,MPR 图像生成部 17d 生成参照图像数据。其中,在本实施方式

中,利用探索区域设定部 17b 只设定摄像部位。从而,第 2 实施方式所涉及的位置对准部 17c 使用由多个方向的横截面切断了包含超声波图像数据的摄像部位的区域的参照体数据的候补图像数据组,来进行模式匹配。由此,位置对准部 17c 鉴定用于生成参照图像数据的横截面。另外,本实施方式也可以通过操作者输入在第 1 实施方式中说明的超声波的扫描方向信息作为与摄像部位相关的信息,从而进行探索区域的进一步的锁定。

[0125] 并且,在第 2 实施方式中,提取部 17 也随着超声波图像数据的更新,重新执行参照图像数据的提取处理。其中,在没有使用位置检测系统的第 2 实施方式中,为了与超声波图像数据的更新同步地移动参照图像数据的横截面,需要逐次进行用于鉴定与最新的超声波图像数据对应的横截面的模式匹配处理。

[0126] 当进行该处理时,位置对准部 17c 例如检测所显示的超声波图像数据的特征量,进行所检测到的特征量是否发生变化的判定。并且,若判定为根据特征量的变化,更新了超声波图像数据,则位置对准部 17c 进行模式匹配处理。其中,若频繁地反复进行模式匹配处理,则处理负荷变高,其结果为,认为降低引导显示功能的实时性。

[0127] 因此,第 2 实施方式优选在由判断为移动超声波探头 1 进行了超声波扫描剖面的更新的操作者,在进行了参照图像数据的更新要求的情况下,进行参照图像数据的重新提取处理。

[0128] 接着,使用图 15,对第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的引导显示功能的处理的一个例子进行说明。图 15 是用于说明第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的引导显示功能的流程图。另外,在图 15 所示的一个例子中,对由超声波探头 1 进行了检查部位的扫描之后的处理进行说明。另外,在图 15 所示的一个例子中,对参照图像数据的重新提取处理根据操作者的要求而被执行的情况进行说明。

[0129] 如图 15 所示例的那样,第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的控制部 19 判定是否接受了引导显示功能的启动要求(步骤 S201)。在此,在未接受启动要求的情况下(步骤 S201 否定),控制部 19 待机到接受启动要求为止。

[0130] 另一方面,当接受了引导显示功能的启动要求时(步骤 S201 肯定),取得部 17a 判定是否由操作者输入了指定摄像部位的输入信息(步骤 S202)。在此,在输入信息未被输入的情况下(步骤 S202 否定),取得部 17a 待机到输入信息被输入为止。

[0131] 另一方面,在输入了输入信息的情况下(步骤 S202 肯定),取得部 17a 取得摄像部位,探索区域设定部 17b 设定参照体数据组中的探索区域(步骤 S203)。并且,位置对准部 17c 进行超声波图像数据和候补图像数据组的模式匹配(步骤 S204)。位置对准部 17c 通过模式匹配,选择与超声波图像数据的类似度变为最高的候补图像数据,并鉴定所选择的候补图像数据的参照体数据中的横截面的位置。

[0132] 然后,MPR 图像生成部 17d 根据位置对准部 17c 鉴定的横截面,生成参照图像数据(步骤 S205),通过控制部 19 的控制,显示器 2 显示超声波图像数据和参照图像数据(步骤 S206)。然后,控制部 19 判定是否接受了引导显示功能的结束要求(步骤 S207)。

[0133] 在此,当未接受结束要求的情况下(步骤 S207 否定),位置对准部 17c 判定是否接受了参照图像数据的更新要求(步骤 S208)。当未接受更新要求时(步骤 S208 否定),控制部 19 返回到步骤 S207,判定是否接受了引导显示功能的结束要求。

[0134] 另一方面,在接受了参照图像数据的更新要求的情况下(步骤 S208 肯定),返回到

步骤 S204, 进行使用更新要求时显示的超声波图像数据的模式匹配处理。

[0135] 然后, 在接受了引导显示功能的结束要求的情况下(步骤 S207 肯定), 控制部 19 结束引导显示功能。

[0136] 如上所述, 在第 2 实施方式中, 能够不设置超声波探头 1 的位置检测系统而实现引导显示功能。因此, 在第 2 实施方式中, 能够以低成本实现引导显示功能。

[0137] (第 3 实施方式)

[0138] 在第 3 实施方式中, 对使用超声波探头 1 的位置信息的第 1 实施方式的变形例, 使用图 16 等进行说明。图 16 是用于说明第 3 实施方式的图。

[0139] 第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置与图 1 所示的第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置相同地构成。即, 第 3 实施方式所涉及的取得部 17a 与第 1 实施方式相同, 由位置传感器 4 取得超声波探头 1 的位置信息。并且, 第 3 实施方式所涉及的探索区域设定部 17b 根据超声波探头 1 的位置信息, 设定从参照体数据组中探索参照图像数据的探索区域。并且, 第 3 实施方式所涉及的位置对准部 17c 通过模式匹配, 选择包含与超声波图像数据最类似的候补图像数据的参照体数据, 并鉴定用于根据所选择的参照体数据生成参照图像数据的横截面。

[0140] 之后, 在第 3 实施方式中, 也追随超声波探头 1 的位置信息的变化并进行同步, 变更用于从与探索区域设定部 17b 设定的选择区域对应的、位置对准部 17c 所选择的参照体数据中, 提取参照图像数据的横截面。

[0141] 其中, 基于超声波探头 1 的扫描区域有时从最初设定的探索区域偏离。因此, 当根据超声波探头 1 的位置信息的变化量, 判定为超声波扫描的区域成为探索区域的区域外的情况下, 第 3 实施方式所涉及的提取部 17 根据该变化量, 更新该探索区域。并且, 第 3 实施方式所涉及的提取部 17 从更新后的探索区域的参照体数据组中进行参照图像数据的重新提取。

[0142] 例如, 第 3 实施方式所涉及的探索区域设定部 17b 计算取得部 17a 所取得的超声波探头 1 的位置信息的变化量。该变化量是超声波探头 1 的移动距离以及移动方向。探索区域设定部 17b 在正在进行追随同步期间, 总是计算变化量。然后, 探索区域设定部 17b 例如根据计算出的变化量判定扫描部位是否位于“上腹部”。

[0143] 在此, 例如, 如图 16 所示, 假设根据位置信息的变化量, 探索区域设定部 17b 检测到扫描部位成为“上腹部”外, 扫描部位从“上腹部”移动到“胸部”。该情况下, 探索区域设定部 17b 将成为参照图像数据的提取对象的参照体数据从“摄像部位 : 上腹部”的参照体数据组变更为“摄像部位 : 胸部”的参照体数据组。例如, 探索区域设定部 17b 如图 16 所示, 从参照体数据组中选择“参照体数据(1)、参照体数据(13)、参照体数据(25)、…”。并且, 探索区域设定部 17b 还进行“参照体数据(1)、参照体数据(13)、参照体数据(25)、…”中的横截面的方向的设定。另外, 在成为区域外时执行的探索区域的设定处理除了摄像部位以及剖面方向的设定之外, 还进行在第 1 实施方式中说明的其他的设定处理。

[0144] 并且, 位置对准部 17c 以及 MPR 图像生成部 17d 使用当前时刻显示的超声波图像数据、和“参照体数据(1)、参照体数据(13)、参照体数据(25)、…”来执行在第 1 实施方式中说明的处理。

[0145] 接着, 使用图 17, 对第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的引导显示功能

的处理的一个例子进行说明。图 17 是用于说明第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的引导显示功能的流程图。另外,图 17 表示基于在第 1 实施方式中说明的位置信息的开始追随同步之后的处理的一个例子。

[0146] 如图 17 所示例的那样,第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置的探索区域设定部 17b 判定超声波扫描的区域是否成为探索区域的区域外(步骤 S301)。在此,在不是区域外的情况下(步骤 S301 否定),继续追随同步。并且,探索区域设定部 17b 继续判定超声波扫描的区域是否成为探索区域的区域外。

[0147] 另一方面,在超声波扫描的区域成为探索区域的区域外的情况下(步骤 S301 肯定),探索区域设定部 17b 根据超声波探头 1 的位置信息,重新设定参照体数据组中的探索区域(步骤 S302)。具体而言,探索区域设定部 17b 进行参照体数据的重新选择、和与扫描方向对应的横截面的重新设定。

[0148] 并且,位置对准部 17c 进行超声波图像数据和候补图像数据组的模式匹配(步骤 S303)。候补图像数据组成为重新设定的探索区域的 MPR 图像数据组。位置对准部 17c 通过模式匹配,选择与超声波图像数据类似度变为最高的候补图像数据,并鉴定所选择的候补图像数据的参照体数据中的横截面的位置。

[0149] 并且,MPR 图像生成部 17d 根据位置对准部 17c 鉴定的横截面,生成参照图像数据(步骤 S304),通过控制部 19 的控制,显示器 2 显示超声波图像数据和参照图像数据(步骤 S305)。并且,控制部 19 判定是否接受了引导显示功能的结束要求(步骤 S306)。

[0150] 在此,在未接受结束要求时(步骤 S306 否定),位置对准部 17c 判定取得部 17a 所取得的超声波探头 1 的位置信息是否发生了变化(步骤 S307)。在位置信息没有发生变化的情况下(步骤 S307 否定),控制部 19 返回到步骤 S306,判定是否接受了引导显示功能的结束要求。

[0151] 另一方面,在位置信息发生了变化的情况下(步骤 S307 肯定),探索区域设定部 17b 再次判定超声波扫描的区域是否成为探索区域的区域外(步骤 S308)。在此,在成为区域外的情况下(步骤 S308 肯定),探索区域设定部 17b 返回到步骤 S302,进行探索区域的重新设定。

[0152] 另一方面,在超声波扫描的区域是探索区域内的的情况下(步骤 S308 否定),位置对准部 17c 通过根据位置信息的变化量,更新横截面,从而使 MPR 图像生成部 17d 重新生成参照图像数据(步骤 S309)。并且,通过控制部 19 的控制,显示器 2 显示超声波图像数据和重新生成的参照图像数据(步骤 S310),控制部 19 返回到步骤 S306,判定是否接受了引导显示功能的结束要求。

[0153] 并且,在接受了引导显示功能的结束要求的情况下(步骤 S306 肯定),控制部 19 结束引导显示功能。

[0154] 另外,本实施方式也可以在检测到扫描部位成为所设定的探索区域的区域外的情况下,使显示器 2 显示表示成为区域外的意思。另外,本实施方式也可以只在被报知表示成为区域外的意思的操作者输入变更探索区域许可参照图像数据的重新提取处理的情况下,执行参照图像数据的重新提取处理。

[0155] 在引导显示功能中,由于参照图像数据不是本人的图像数据,因此,每当变更扫描部位时,需要进行生成候补图像数据的参照体数据的重新选择。如上所述,在第 3 实施方式

中,在检测到扫描部位成为探索区域外的情况下,进行参照体数据的重新选择处理。因此,在第3实施方式中,即使在扫描部位发生较大变更的情况下,也能够显示与超声波图像数据类似的参照图像数据。

[0156] (第4实施方式)

[0157] 在第4实施方式中,对在操作者判断为参照图像数据和超声波图像数据分离的情况进行的处理,使用图18等进行说明。图18是用于说明第4实施方式的图。

[0158] 第4实施方式所涉及的超声波诊断装置的功能还能够适用于第1实施方式~第3实施方式所涉及的超声波诊断装置的任一个。以下,对第4实施方式所涉及的超声波诊断装置与第1实施方式所涉及的超声波诊断装置相同地构成的情况进行说明。

[0159] 例如,操作者参照在图12所示的流程图的步骤S106中显示的参照图像数据。在此,在判断为参照图像数据所描绘出的组织形态与超声波图像数据所描绘出的组织形态分离的情况下,操作者输入参照图像数据的重新提取要求。

[0160] 当由参照显示器2所显示的超声波图像数据和参照图像数据的操作者接受了重新提取要求时,第4实施方式所涉及的提取部17从参照体数据组中,进行次候补的参照图像数据的重新提取。例如,第4实施方式所涉及的位置对准部17c如图18所示,将进行位置对准处理的参照体数据从包含类似度最高的候补图像数据的参照体数据(11),变更为包含类似度第二的候补图像数据的参照体数据(5)。

[0161] 并且,第4实施方式所涉及的位置对准部17c鉴定参照体数据(5)的横截面。

[0162] 另外,第4实施方式所涉及的位置对准部17c也可以重新执行探索范围的各参照体数据和超声波图像数据的位置对准处理(模式匹配)。该情况下,例如,第4实施方式所涉及的位置对准部17c从相互相关法变更为自相关法,再次执行模式匹配处理。

[0163] 接着,使用图19,对第4实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的引导显示功能的处理的一个例子进行说明。图19是用于说明第4实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的引导显示功能的流程图。

[0164] 如图19所示例的那样,第4实施方式所涉及的超声波诊断装置的控制部19判定是否由操作者接受了参照图像数据的重新提取要求(步骤S401)。在此,在没有接受重新提取要求的情况下(步骤S401否定),控制部19对位置对准部17c不发送指示,待机直到接受重新提取要求为止。

[0165] 另一方面,在接受了重新提取要求的情况下(步骤S401肯定),根据控制部19的指示,位置对准部17c选择次候补的参照体数据(步骤S402)。并且,使用位置对准部17c进行次候补的参照体数据与超声波图像数据的模式匹配鉴定的横截面,MPR图像生成部17d重新生成次候补的参照图像数据(步骤S403),并结束处理。由步骤S403生成的参照图像数据重新显示于显示器2。

[0166] 如上所述,在第4实施方式中,在操作者判断为超声波图像数据与参照图像数据的匹配性差的情况下,能够执行参照图像数据的重新提取处理。从而,在第4实施方式中,能够通过重复重新提取处理,显示对于操作者而言能够识别为感觉上存在匹配性的参照图像数据。

[0167] (第5实施方式)

[0168] 在第5实施方式中,对位置对准部17c进行基于三维图像数据间的模式匹配的情

况,使用图 20 等进行说明。图 20 是用于说明第 5 实施方式的图。

[0169] 位置对准处理与在二维图像数据间进行相比,在体数据间进行的精度高。因此,在第 5 实施方式所涉及的超声波诊断装置中,对取得超声波探头 1 的位置信息的第 1 实施方式或者第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置,追加以下的功能。

[0170] 首先,操作者收集成为模式匹配的对象的二维的超声波图像数据组。图 20 的左上图所示的二维超声波图像数据组通过在与被检体 P 的体表抵接的状态下,使作为 1D 阵列探头的超声波探头 1 滑动来收集。

[0171] 取得部 17a 取得二维超声波图像数据组收集时的超声波探头 1 的位置信息。探索区域设定部 17b 根据二维超声波图像数据组收集时的超声波探头 1 的位置信息,来设定探索区域。

[0172] 并且,位置对准部 17c 根据二维超声波图像数据组收集时的超声波探头 1 的位置信息,将二维超声波图像数据组配置于三维空间。由此,位置对准部 17c 如图 20 的右上图所示,根据二维超声波图像数据组重建超声波体数据。

[0173] 并且,位置对准部 17c 例如如图 20 所示,进行作为探索区域的参照体数据而被选择的参照体数据(11)与超声波体数据的模式匹配。此时,位置对准部 17c 例如如图 20 的右下图所示,根据位置信息(三维扫描方向信息),对超声波体数据的方向进行转换,并进行与参照体数据(11)的模式匹配。

[0174] 另外,在第 5 实施方式中执行的类似度计算处理能够通过三维地扩张在第 1 实施方式中说明的处理来实现。

[0175] 并且,位置对准部 17c 选择与超声波体数据的类似度最高的参照体数据,并在所选择的参照体数据中确定与超声波体数据对应的三维区域。并且,位置对准部 17c 根据所选择的参照体数据鉴定与在二维超声波图像数据组中指定的二维超声波图像数据(例如,最终帧的二维超声波图像数据)对应的横截面的位置。

[0176] 由此,MPR 图像生成部 17d 生成与最终帧的二维超声波图像数据类似的参照图像数据。

[0177] 接着,使用图 21,对第 5 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的引导显示功能的处理的一个例子进行说明。图 21 是用于说明第 5 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的引导显示功能的流程图。另外,在图 21 所示的一个例子中,对用于进行引导显示功能的初始信息的登记结束,另外,超声波探头 1 从初始位置开始移动进行检查部位的三维扫描之后的处理进行说明。

[0178] 如图 21 所示例的那样,第 5 实施方式所涉及的超声波诊断装置的控制部 19 收集多个二维超声波图像数据,判定是否接受了引导显示功能的启动要求(步骤 S501)。在此,在未接受启动要求时(步骤 S501 否定),控制部 19 待机直到接受启动要求为止。

[0179] 另一方面,在接受了引导显示功能的启动要求的情况下(步骤 S501 肯定),取得部 17a 取得各二维超声波图像数据生成时的超声波探头 1 的位置信息(步骤 S502),探索区域设定部 17b 设定参照体数据组中的探索区域(步骤 S503)。并且,位置对准部 17c 根据二维超声波图像数据重建超声波体数据,进行超声波体数据与作为探索区域而设定的参照体数据的模式匹配(步骤 S504)。由此,位置对准部 17c 通过模式匹配,选择与超声波图像体数据类似度最高的参照体数据,并在所选择的参照体数据中确定与超声波体数据对应的三维区

域。并且,位置对准部 17c 根据所选择的参照体数据,鉴定与在二维超声波图像数据组中指定的二维超声波图像数据对应的横截面的位置。

[0180] 并且,MPR 图像生成部 17d 根据位置对准部 17c 鉴定的横截面,生成参照图像数据(步骤 S505),通过控制部 19 的控制,显示器 2 显示超声波图像数据和参照图像数据(步骤 S506)。并且,控制部 19 判定是否接受了引导显示功能的结束要求(步骤 S507)。

[0181] 在此,在未接受结束要求的情况下(步骤 S507 否定),位置对准部 17c 判定取得部 17a 取得的超声波探头 1 的位置信息是否发生变化(步骤 S508)。在位置信息没有发生变化时(步骤 S508 否定),控制部 19 返回到步骤 S507,判定是否接受了引导显示功能的结束要求。

[0182] 另一方面,在位置信息发生变化的情况下(步骤 S508 肯定),位置对准部 17c 通过根据位置信息的变化量,更新横截面,从而使 MPR 图像生成部 17d 重新生成参照图像数据(步骤 S509)。并且,通过控制部 19 的控制,显示器 2 显示超声波图像数据和重新生成的参照图像数据(步骤 S510),控制部 19 返回到步骤 S507,判定是否接受了引导显示功能的结束要求。

[0183] 并且,在接受了引导显示功能的结束要求的情况下(步骤 S507 肯定),控制部 19 结束引导显示功能。

[0184] 另外,本实施方式还能够适用于为了重建超声波体数据,将机械 4D 探头或 2D 阵列探头作为超声波探头 1 来使用的情况。另外,在本实施方式中,也可以进行在第 3 实施方式中说明的区域外检测处理。

[0185] 如上所述,在第 5 实施方式中,能够通过进行基于三维图像数据间的模式匹配,从而高精度地提取类似度高的参照图像数据。

[0186] 另外,在上述的第 1 实施方式~第 5 实施方式中,在进行超声波图像数据与探索区域的体数据组的模式匹配时,位置对准部 17c 也可以在超声波图像数据中设定成为比较对象的区域。作为一个例子,操作者在超声波图像数据上设定为了进行位置对准而计算类似度的区域。例如,操作者使用输入装置 3,除去噪音区域或画质不良的区域,只将存在清晰的形态信息的图像区域选择为作为类似度比较的对象的区域。位置对准部 17c 使用输入装置 3 接受的设定区域,进行模式匹配。由此,能够进一步减轻位置对准处理中的负荷。另外,超声波图像数据中的类似度比较用的区域的设定例如也可以由位置对准部 17c 对噪音区域或画质不良的区域进行检测来进行。或者,超声波图像数据中的类似度比较用的区域设定也可以由控制部 19 将对比度值成为最大的区域作为存在清晰的形态信息的图像区域自动检测来进行。

[0187] 另外,在上述的第 1 实施方式~第 5 实施方式中,针对作为成为参照图像数据的提取对象的体数据的参照体数据是被检体 P 以外的被检体的体数据的情况进行了说明。但是,在上述的第 1 实施方式~第 5 实施方式中,成为参照图像数据的提取对象的体数据也可以是模拟人体的体数据。例如,参照体数据也可以从人工制成的人体的体数据组中提取。该人工体数据组例如是使用公知的计算机绘图的技术,对各种身体信息的每一个制成的多个体数据。或者,该人工体数据组是通过将根据各种身体信息精巧地模拟人体的内部组织而制成的多个模型由医用图像诊断装置(超声波诊断装置、X 射线 CT 装置、MRI 装置等)进行摄像得到的体数据组。由此,即使在不存在对超声波图像摄像得到的被检体的参照用的体

数据的情况下,也能够显示超声波图像的参照用的图像。另外,参照图像数据也可以从混合被检体 P 以外的被检体的体数据组以及人体的体数据组的体数据组中来提取。

[0188] 另外,参照图像数据也可以从将包含被检体 P 的任意的被检体通过医用图像诊断装置进行摄像得到的体数据组中来提取。如上所述,在由第 1 实施方式~第 5 实施方式说明的图像处理方法中,根据与摄像部位相关的信息,进行探索区域的设定,即,进行探索区域的锁定。由此,在由第 1 实施方式~第 5 实施方式说明的图像处理方法中,能够缩短基于位置对准处理的参照图像数据的提取处理时间。

[0189] 从而,根据在第 1 实施方式~第 5 实施方式中说明的图像处理方法,与由显示器 2 显示的超声波图像数据对应的参照图像数据还能够从过去对作为该超声波图像数据的摄像对象的被检体 P 进行摄像得到的体数据组中迅速地提取。例如,根据上述的图像处理方法,与由显示器 2 显示的被检体 P 的超声波图像数据对应的参照图像数据还能够从通过对过去对被检体 P 进行摄像得到的超声波体数据组、X 射线 CT 体数据组、MRI 体数据组中迅速地提取。

[0190] 即,在第 1 实施方式~第 5 实施方式中说明的图像处理方法为了迅速地进行参照图像数据的提取显示,也可以在体数据组存储部 18 中保存有“将被检体 P 以外的多个被检体通过各种医用图像诊断装置进行摄像得到的体数据组”、“模拟人体的体数据组”以及“将被检体 P 由各种医用图像诊断装置进行摄像得到的体数据组”的至少一个体数据组的状态下来执行。

[0191] 另外,为了说明第 1 实施方式~第 5 实施方式而图示的各装置的各构成要素功能概念性的,不一定物理性地如图示那样构成。即,各装置的分散・综合的具体方式并不限于图示,还能够根据各种负荷或使用状况等,以任意的单位功能性或者物理性地分散・综合其全部或者一部分来构成。另外,由各装置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,或者能够作为基于布线逻辑的硬件来实现。

[0192] 另外,在第 1 实施方式~第 5 实施方式中说明的图像处理方法能够通过由个人计算机或工作站等的计算机执行预先准备好的图像处理程序来实现。该图像处理程序能够经由因特网等网络来发布。另外,该图像处理程序还能够通过记录于硬盘、软盘(FD)、CD-ROM、MO、DVD、USB 存储器以及 SD 卡存储器等 Flash 存储器等、计算机可读的非暂时性的记录介质中,由计算机从非暂时性的记录介质中读出来执行。

[0193] 以上,如所说明的那样,根据第 1 实施方式~第 5 实施方式,即使在不存在对超声波图像进行摄像得到的被检体的参照用的体数据的情况下,也能够显示超声波图像的参照用的图像。

[0194] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不意图限定本发明的范围。这些实施方式能够以其他的各种方式进行实施,在不脱离发明的要旨的范围内,能够进行各种的省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与包含于发明的范围或要旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

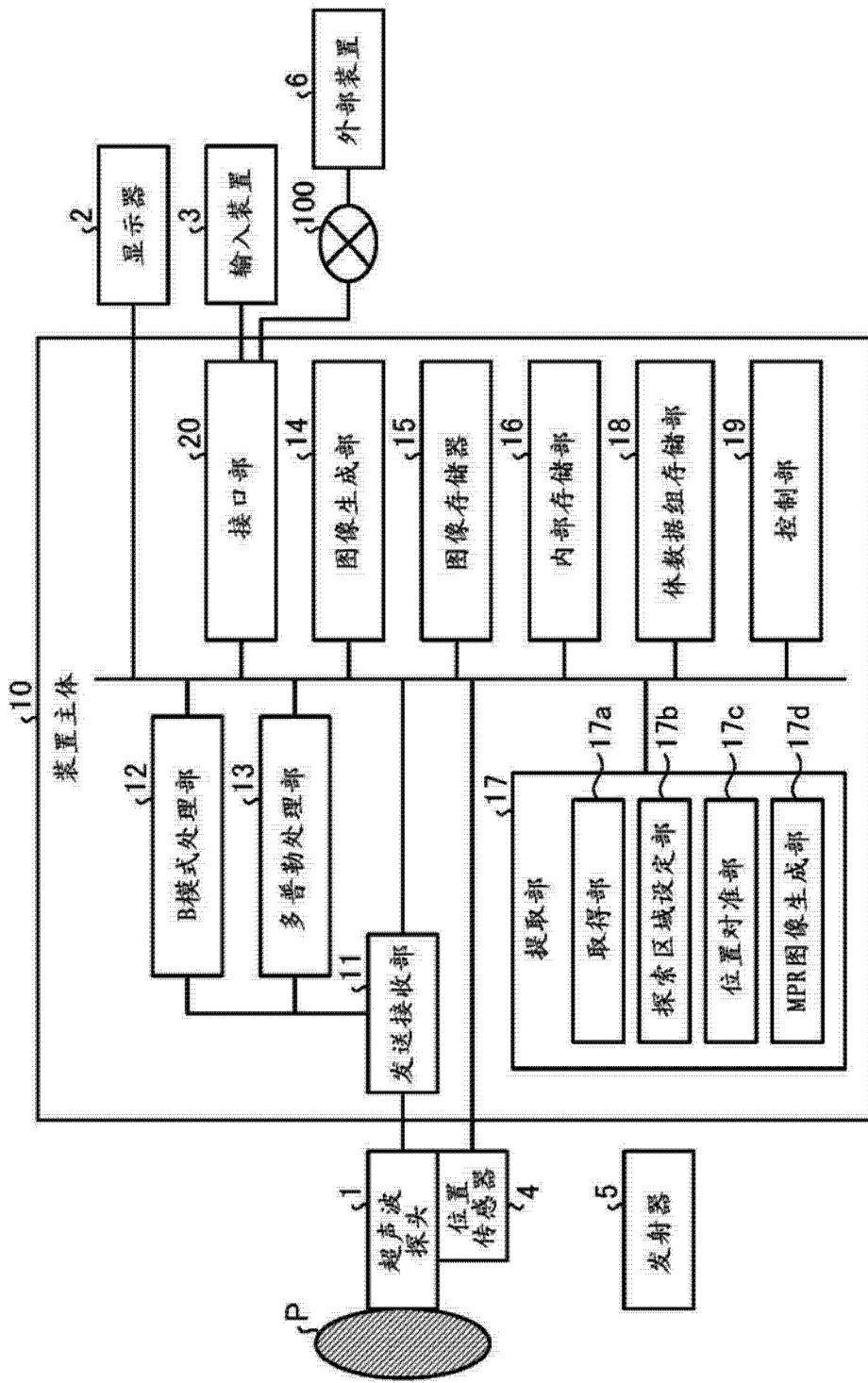


图 1

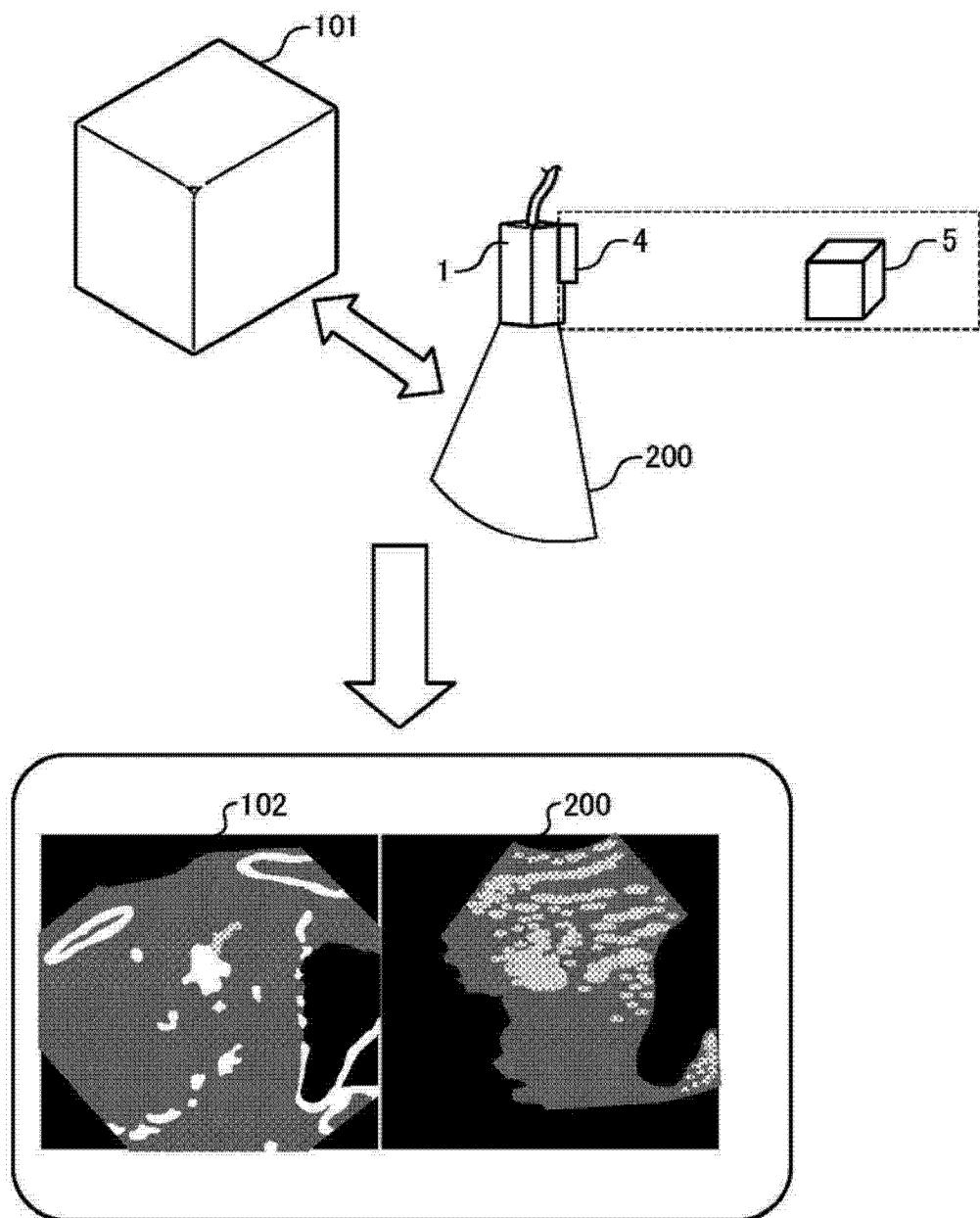


图 2

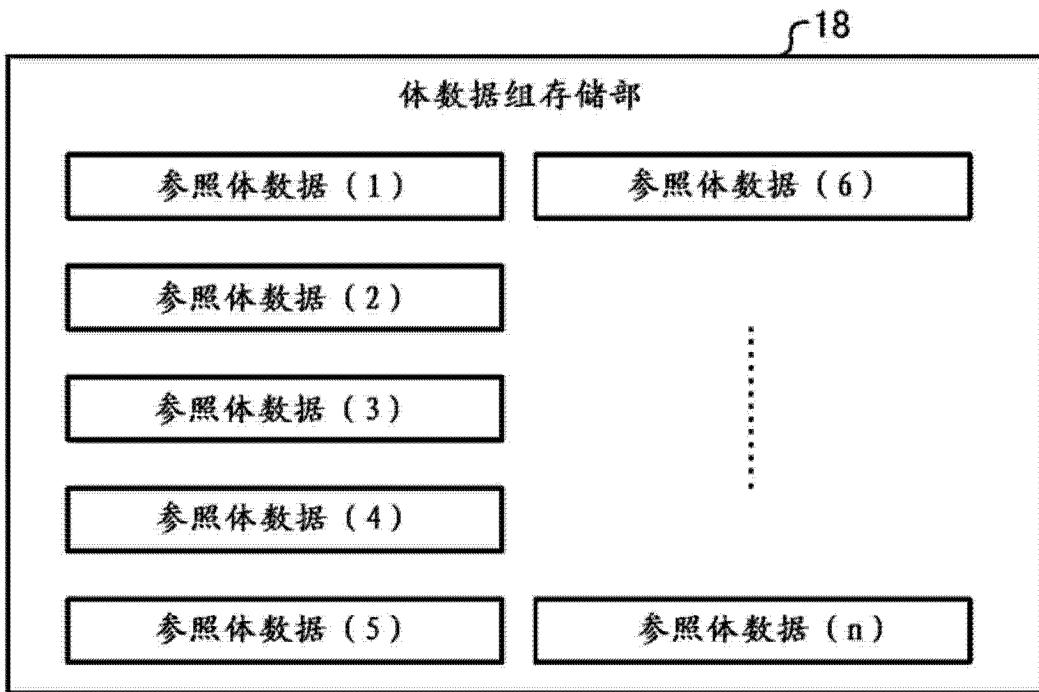


图 3

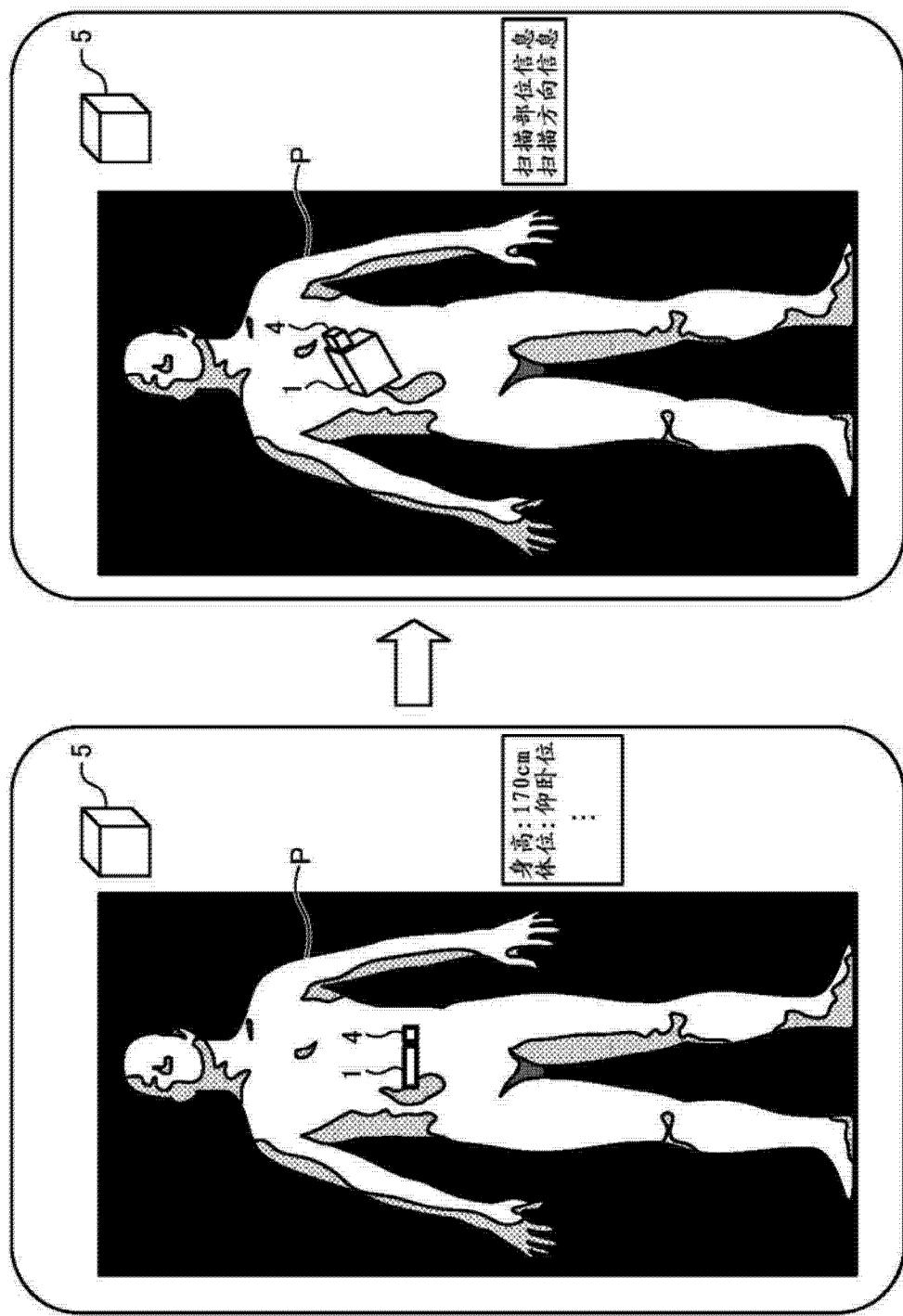


图 4

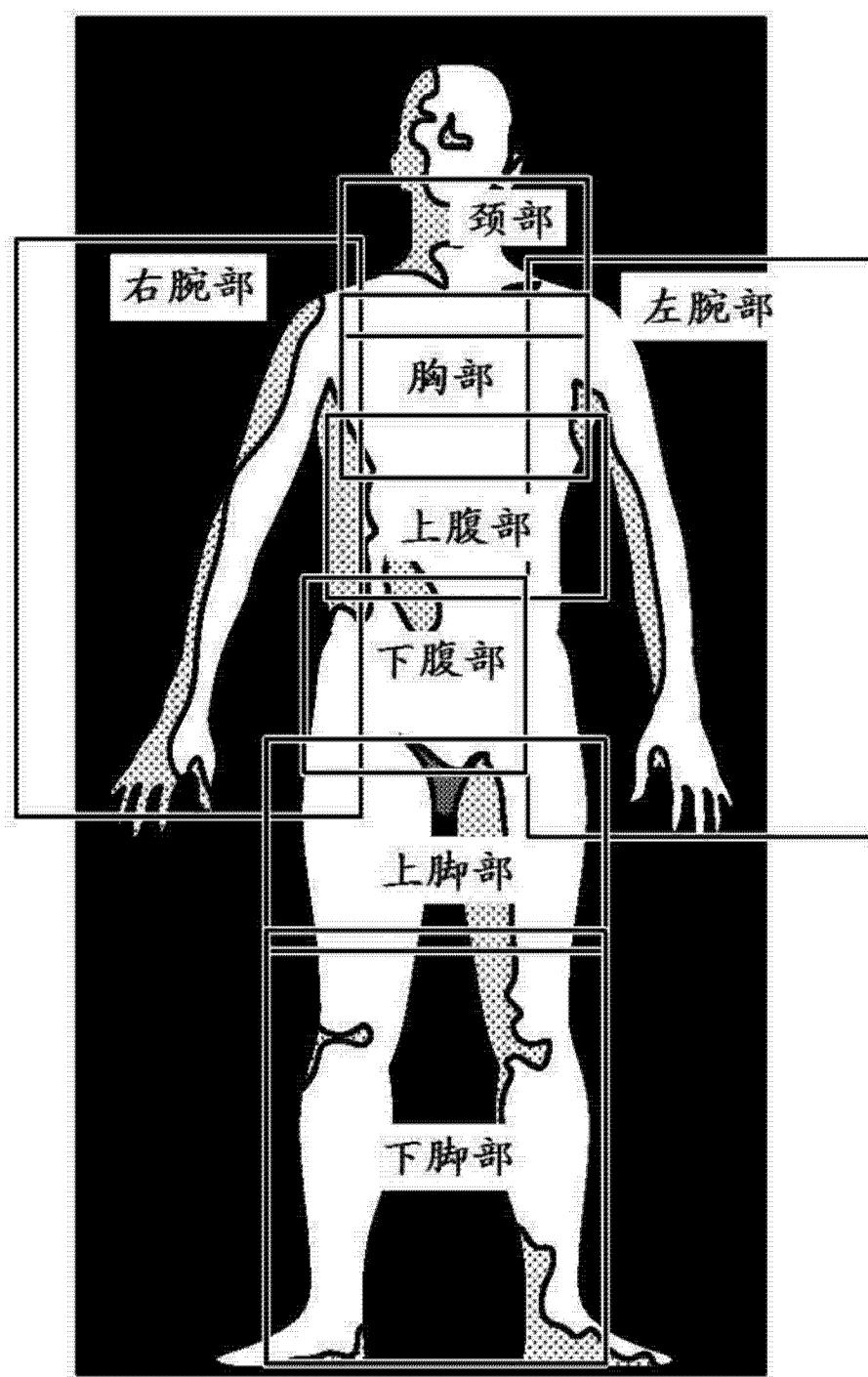


图 5

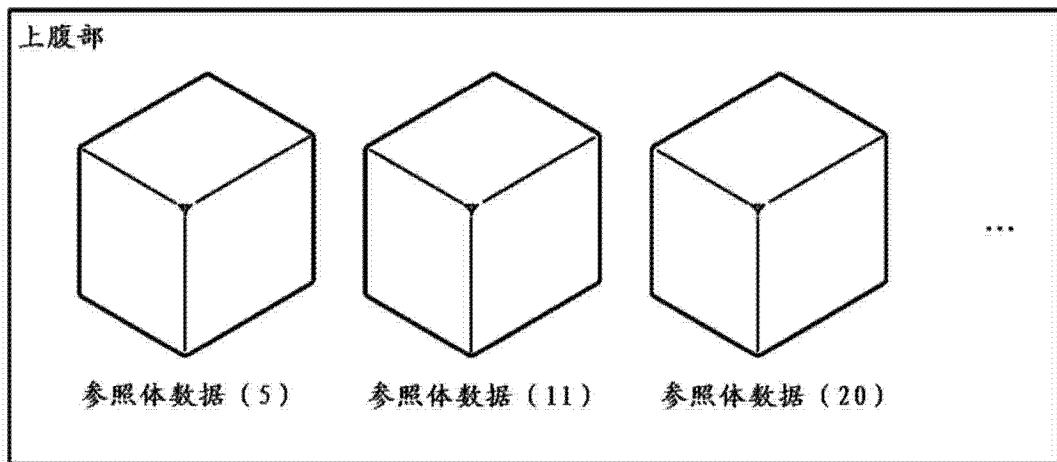


图 6

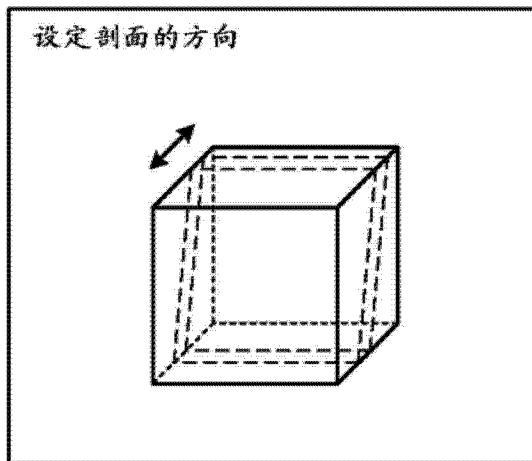


图 7

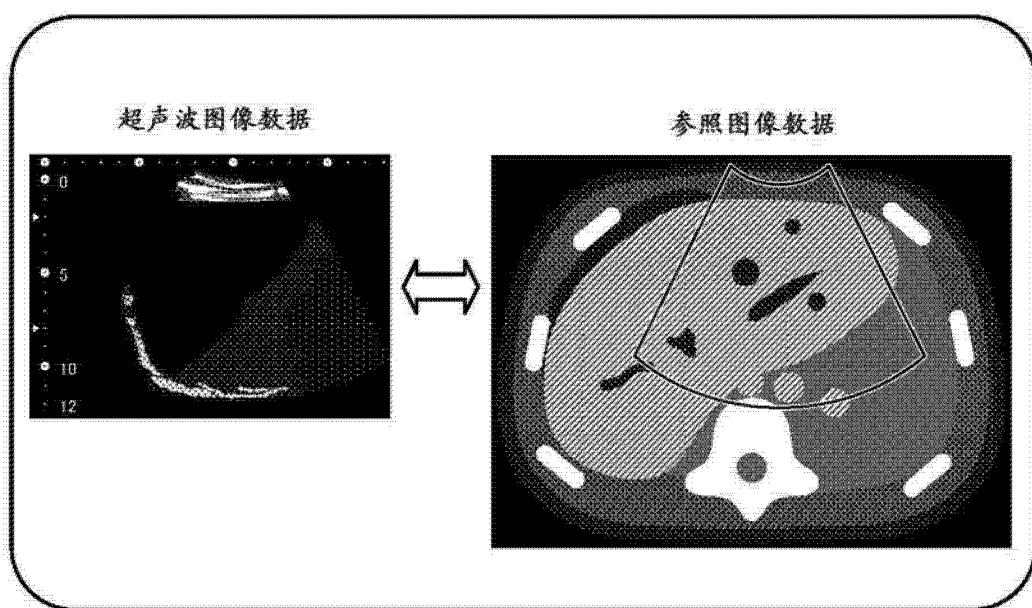


图 8

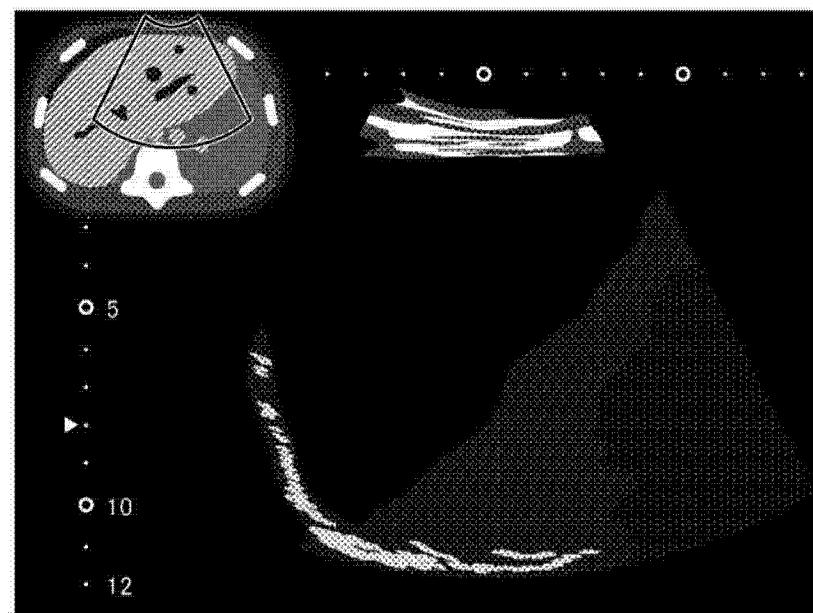


图 9

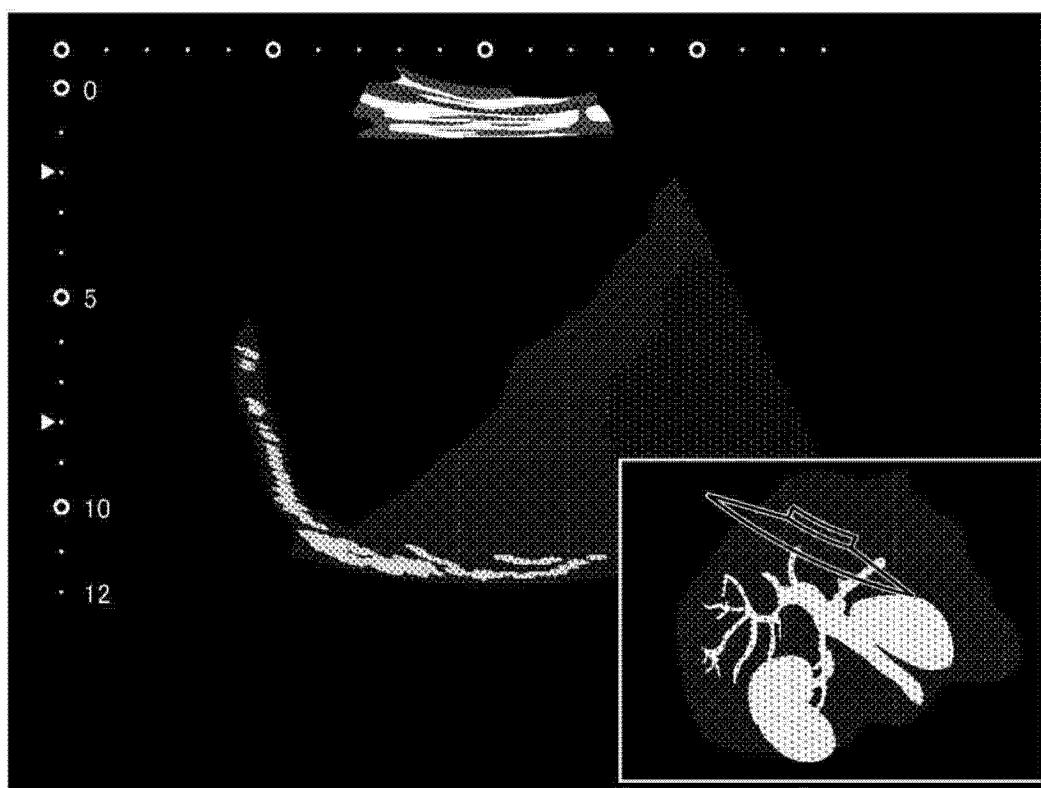


图 10

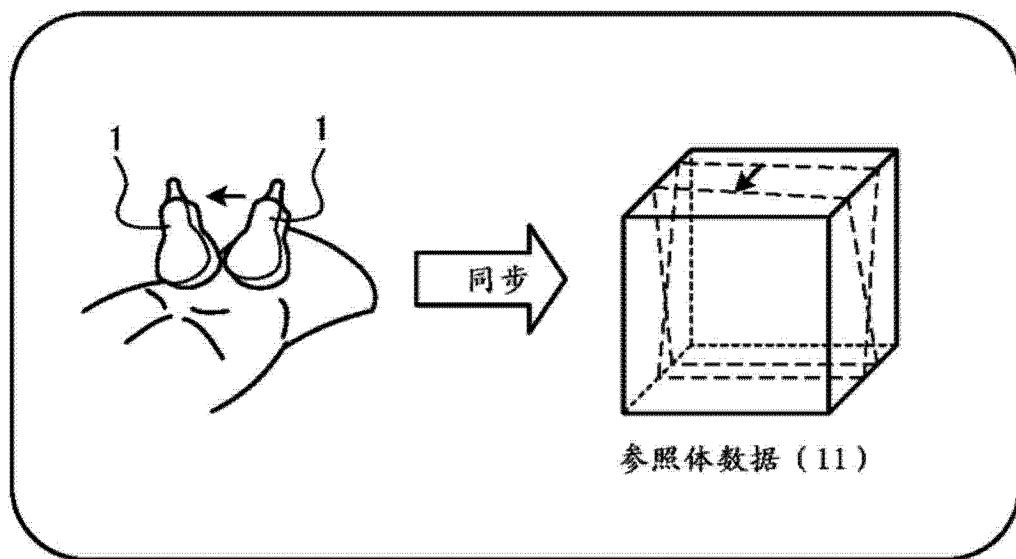


图 11

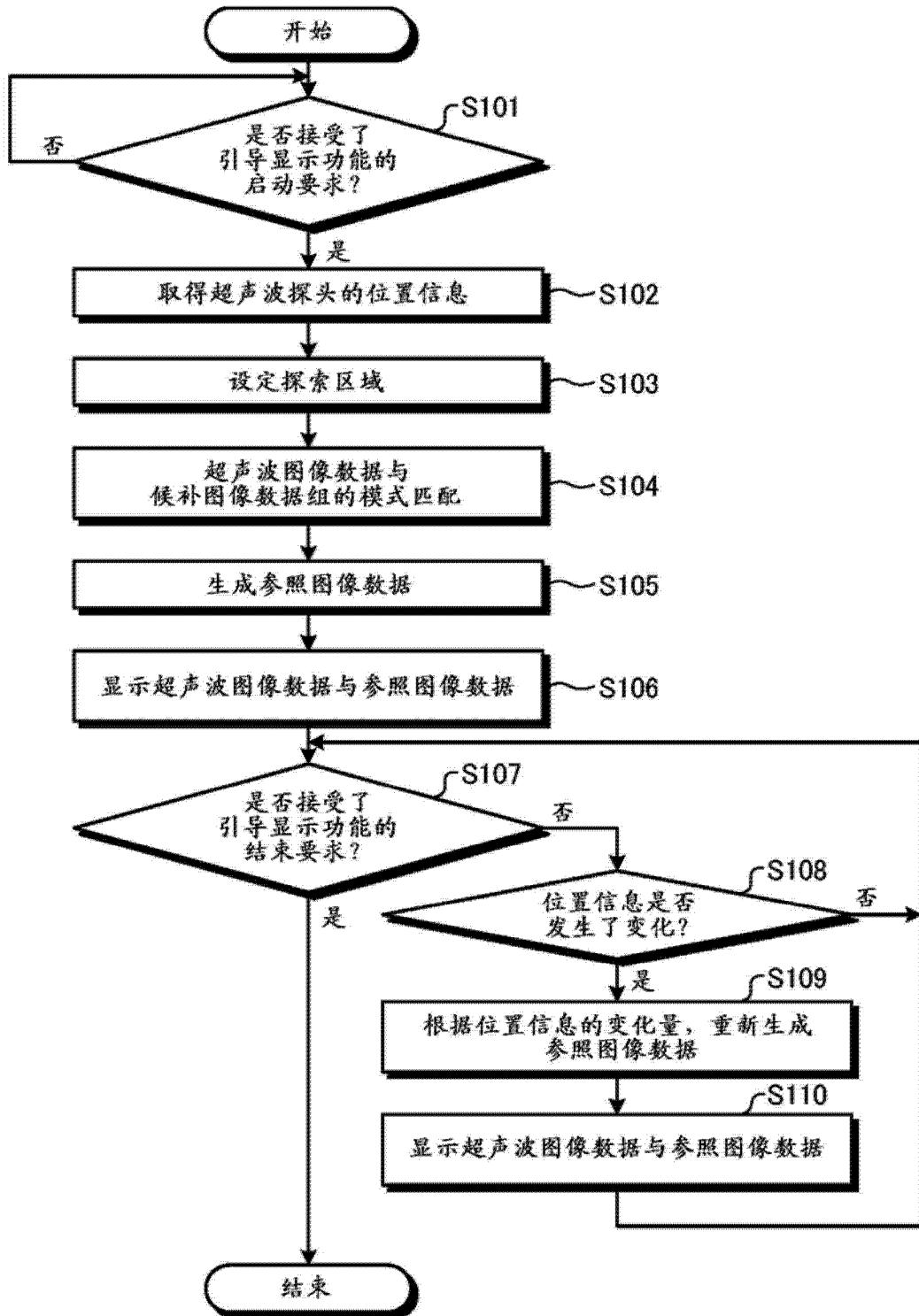


图 12

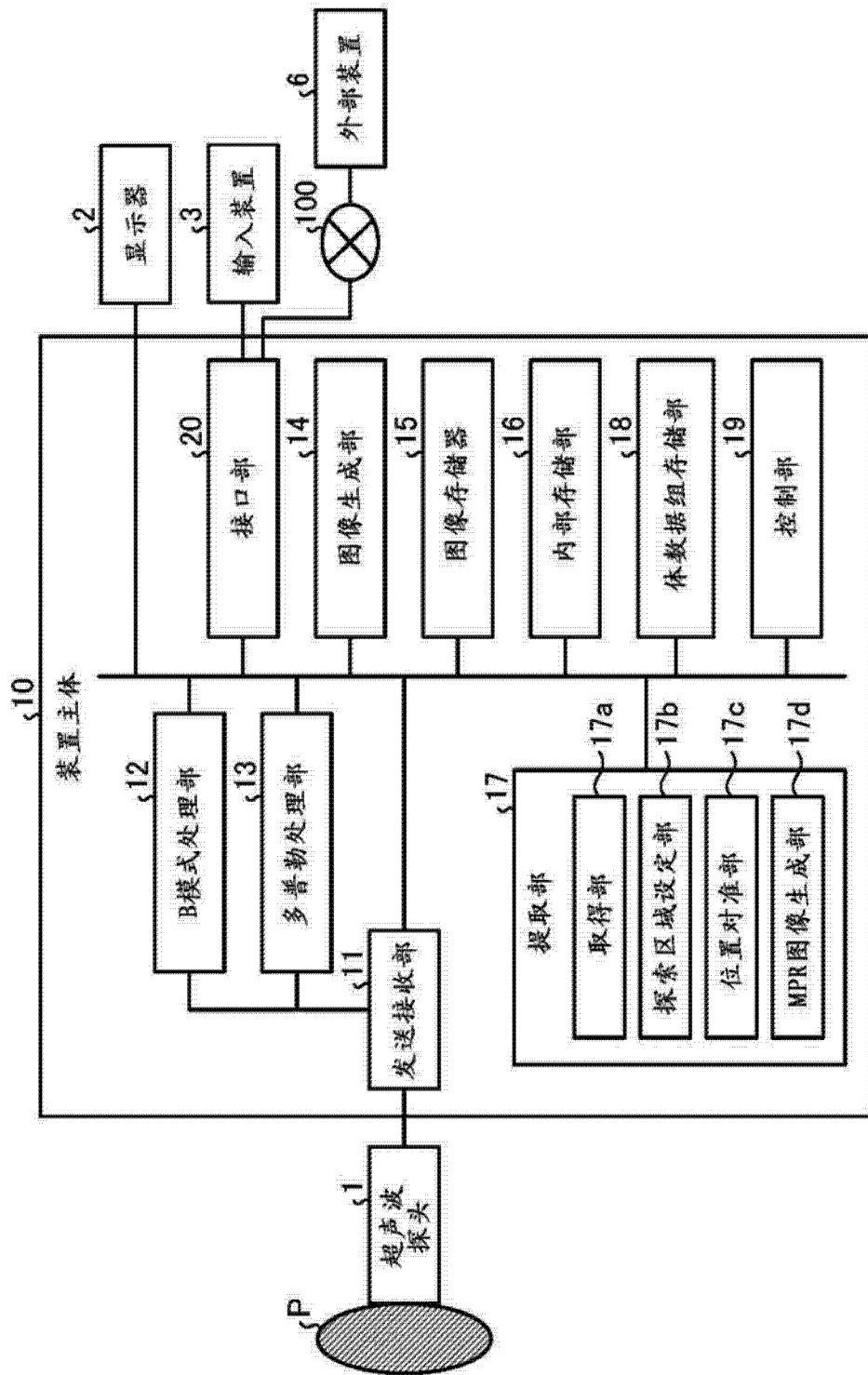


图 13

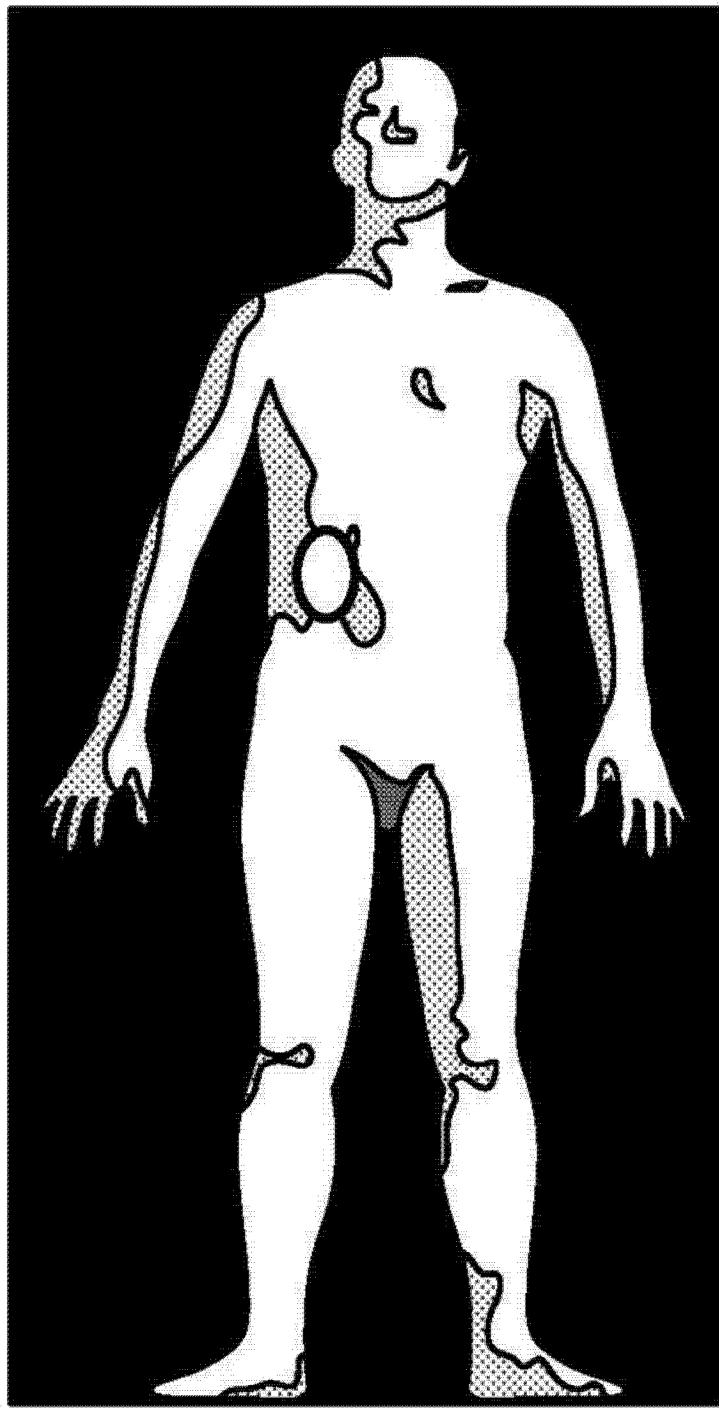


图 14

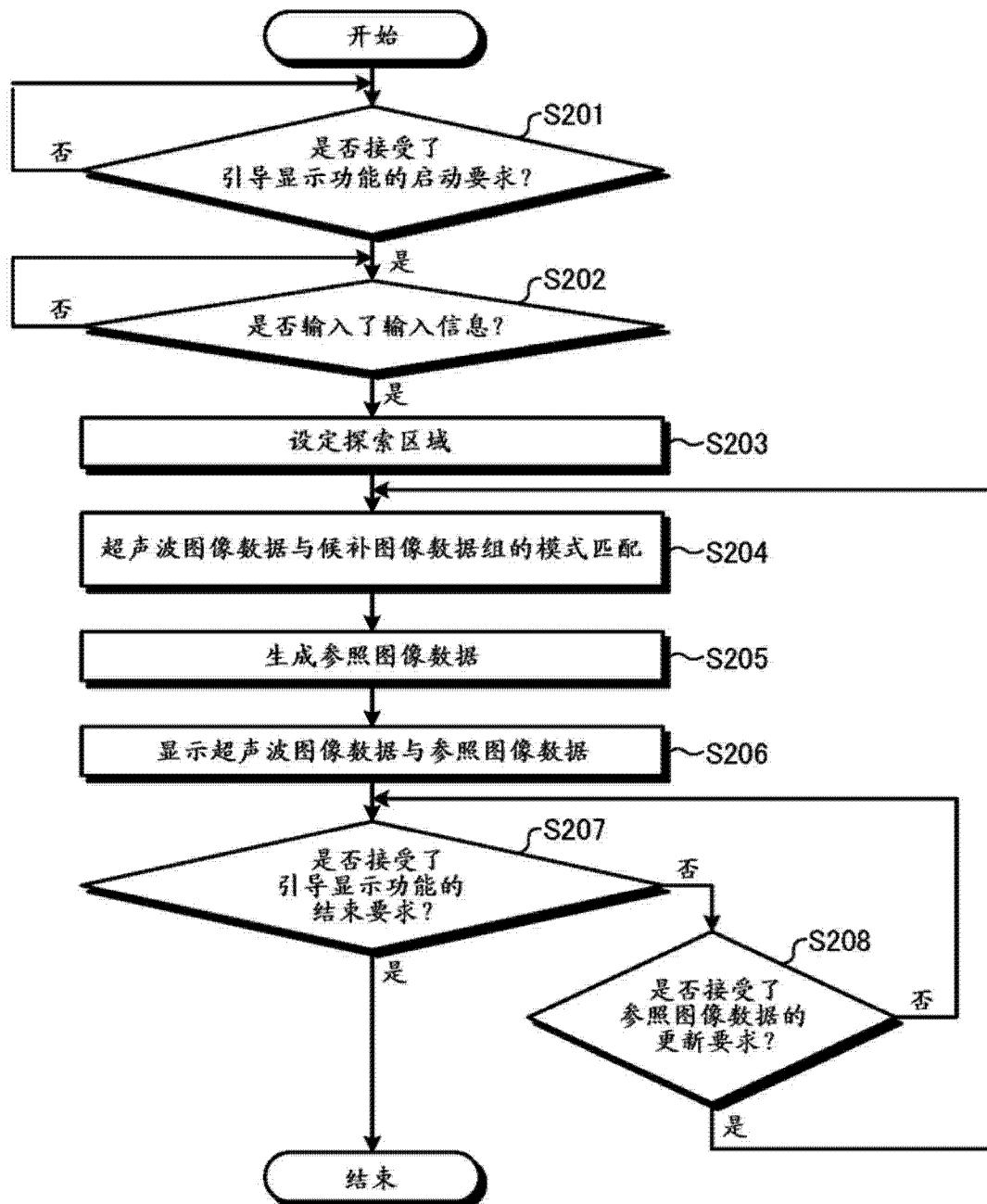


图 15

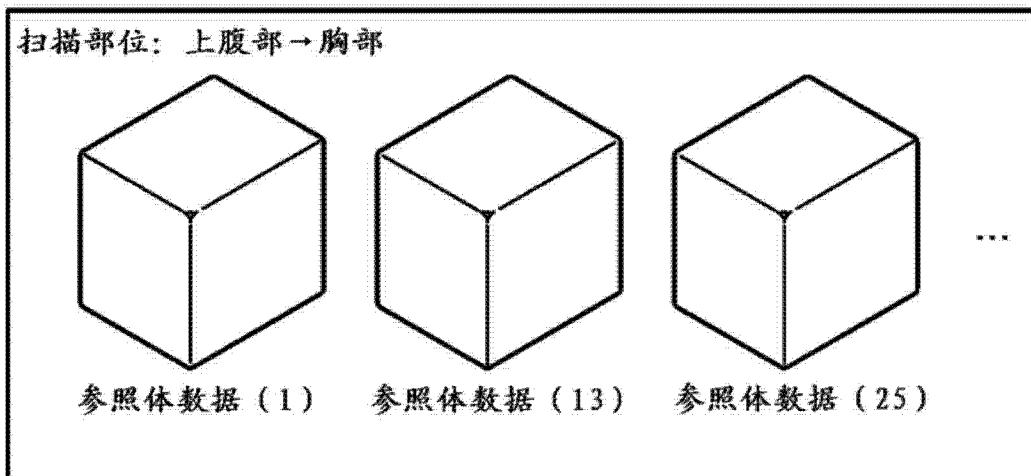


图 16

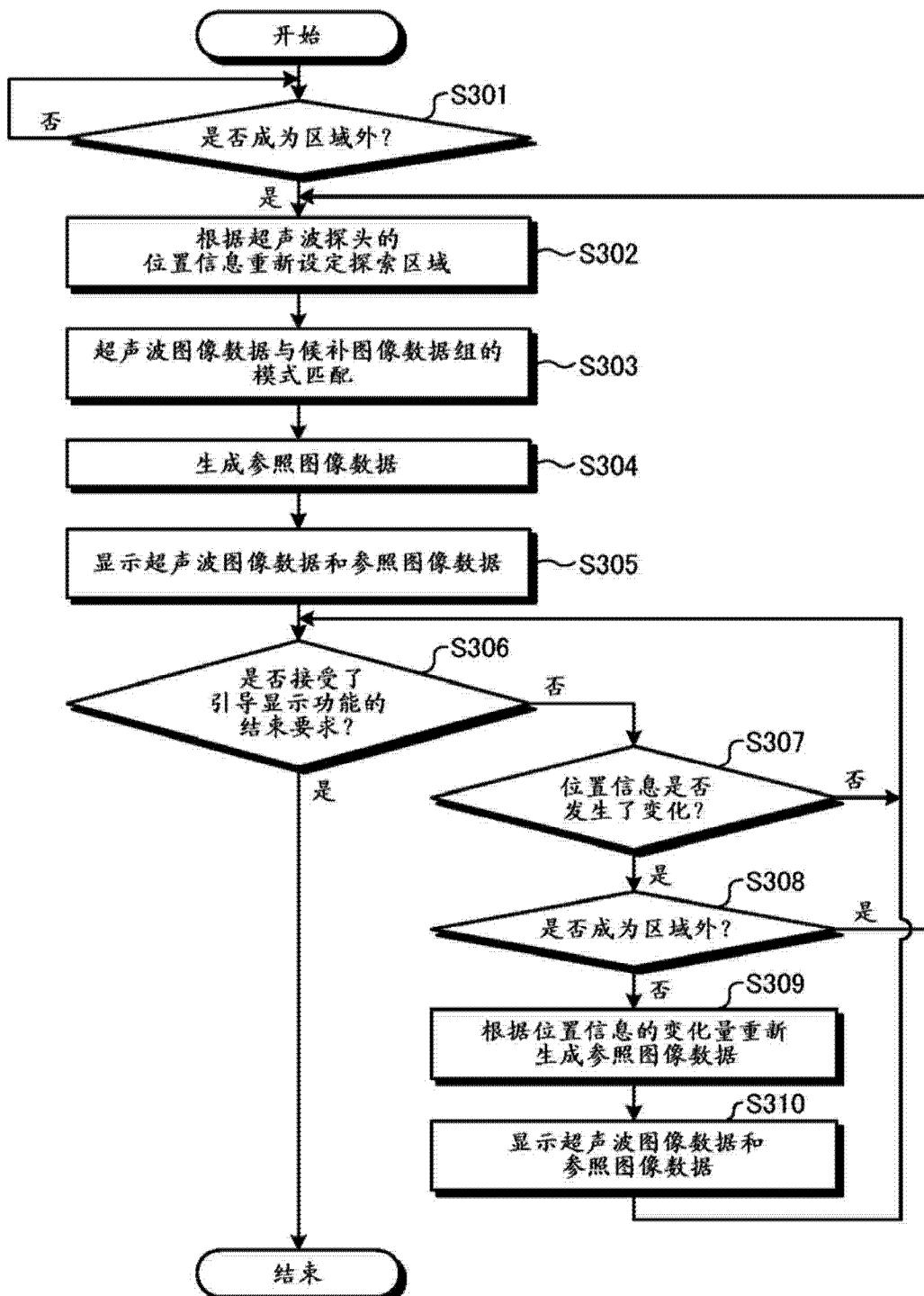


图 17

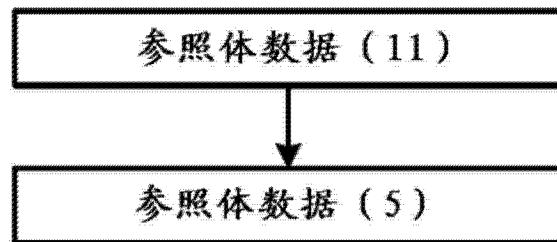


图 18

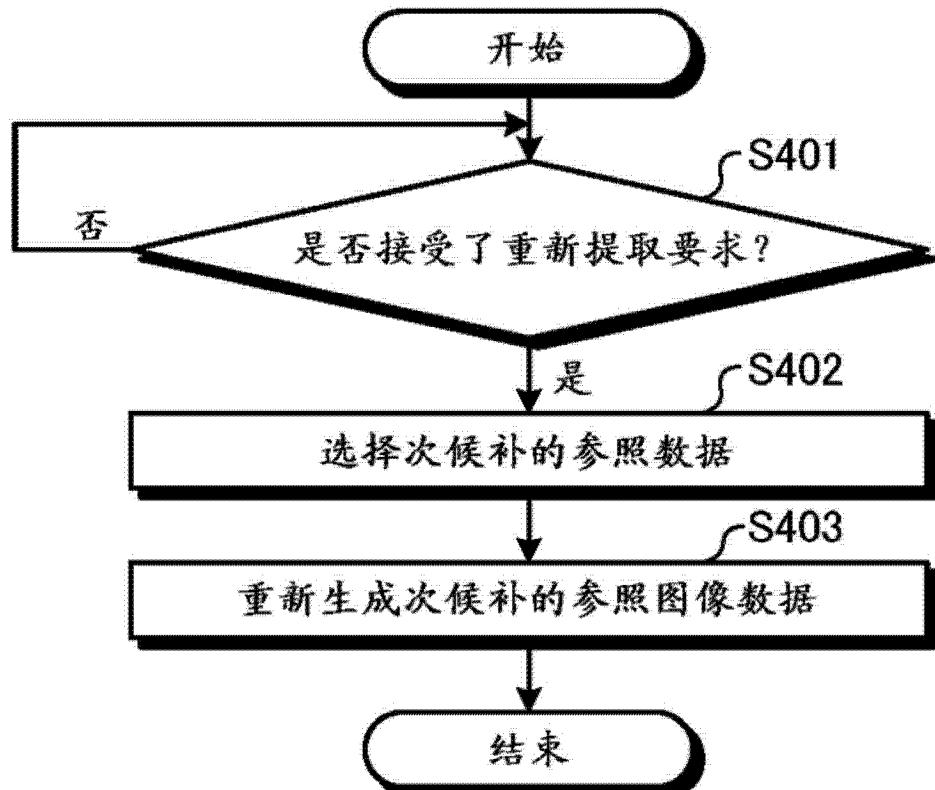


图 19

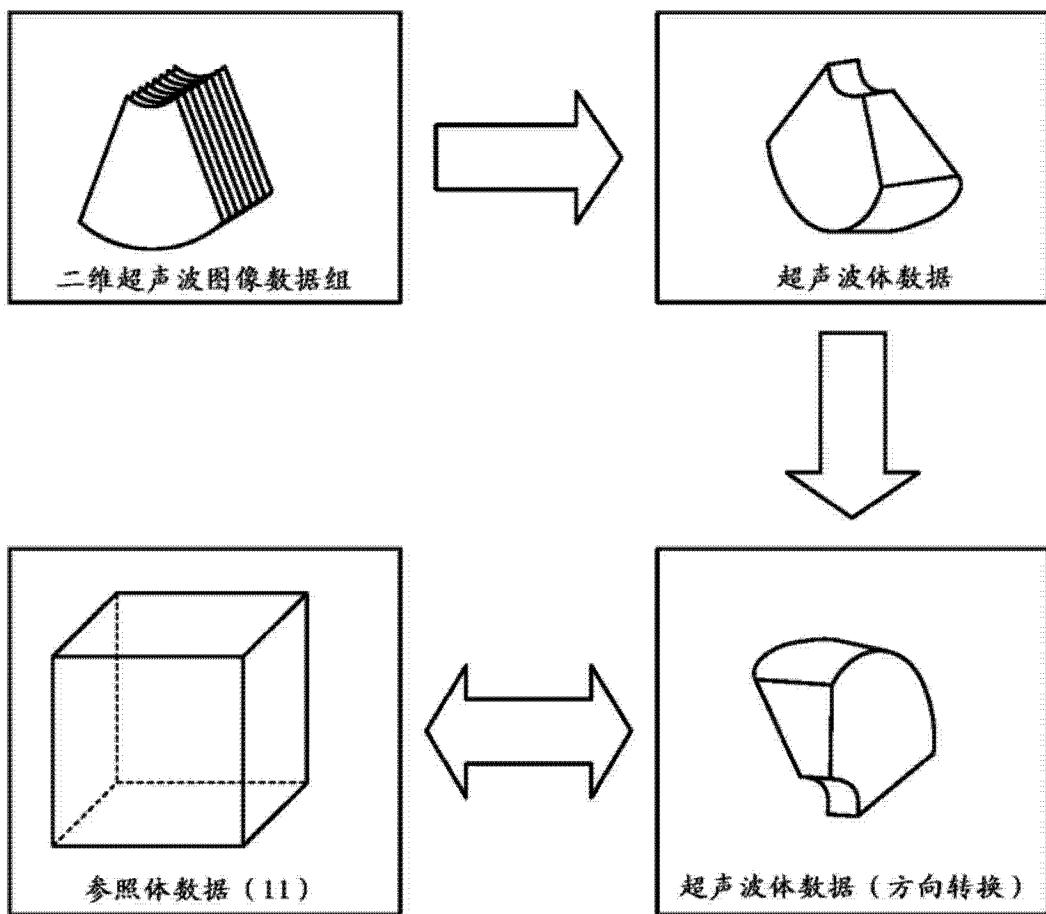


图 20

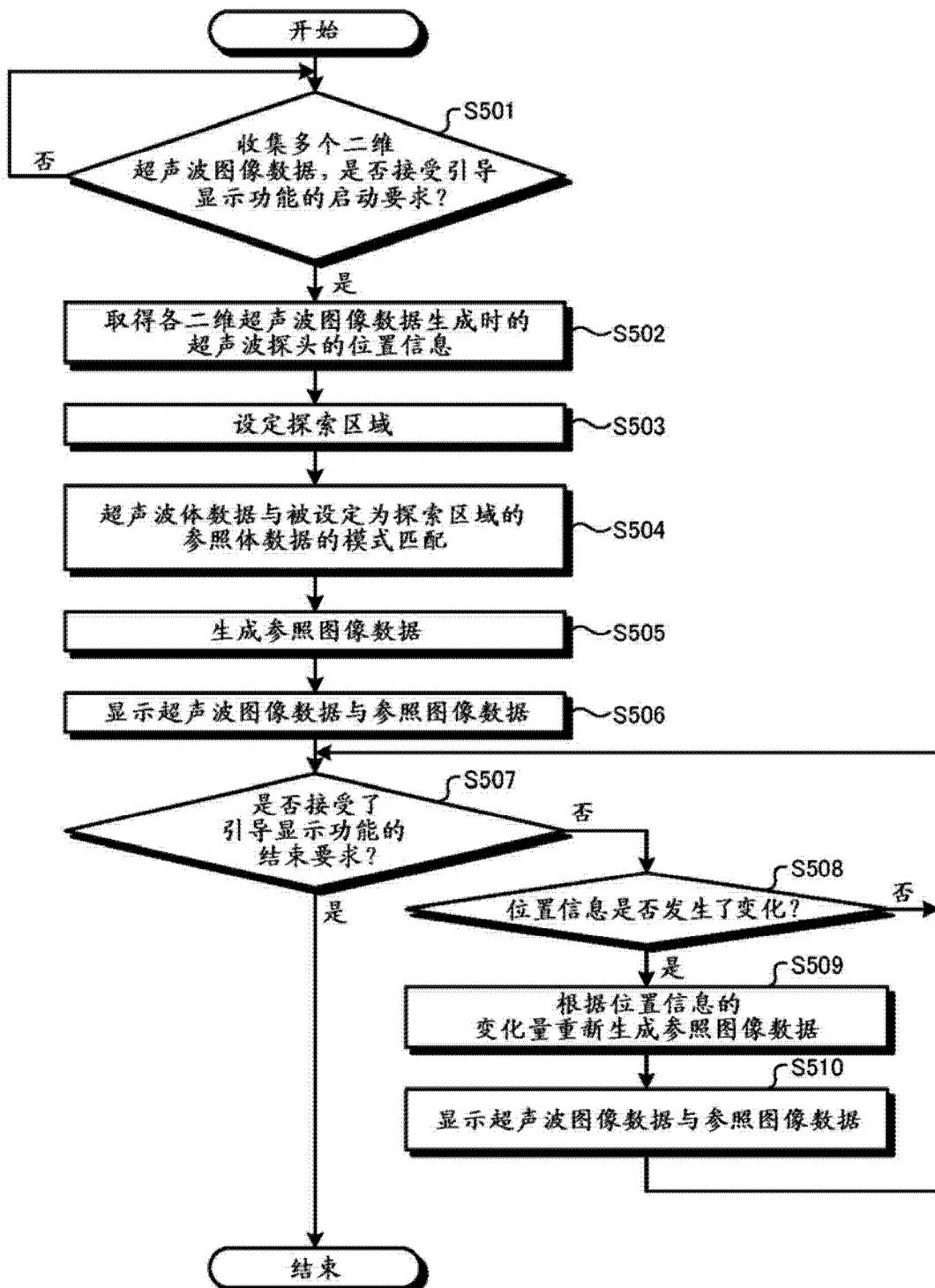


图 21

专利名称(译)	超声波诊断装置以及图像处理方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN103781424A</a>	公开(公告)日	2014-05-07
申请号	CN201380002044.1	申请日	2013-09-03
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	桥本新一 武口智行 野田玲子 盐寺太一郎		
发明人	桥本新一 武口智行 野田玲子 盐寺太一郎		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/466 A61B8/469 A61B8/5215 A61B8/5261 G16H50/20 A61B8/463 A61B8/5207 G06T7 /0016 G06T2207/10136 G06T2207/20004		
代理人(译)	李洋		
优先权	2012193045 2012-09-03 JP 2013182482 2013-09-03 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

#### 摘要(译)

一种超声波诊断装置以及图像处理方法，实施方式的超声波诊断装置具备提取部(17)和控制部(19)。提取部(17)从体数据组中，提取与显示部(2)所显示的超声波图像数据对应的参照图像数据。控制部(19)使上述显示部(2)显示上述超声波图像数据和上述参照图像数据。上述提取部(17)取得上述显示部(2)所显示的超声波图像数据的与摄像部位相关的信息，根据该信息，设定从上述体数据组中探索上述参照图像数据的探索区域。

