



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107106144 A

(43)申请公布日 2017.08.29

(21)申请号 201580072590.1

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243

(22)申请日 2015.11.27

代理人 范胜杰 曹鑫

(30)优先权数据

2015-037353 2015.02.26 JP

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.07.06

A61B 6/03(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/083482 2015.11.27

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/136065 JA 2016.09.01

(71)申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 黎子盛 栗原恒弥 秋山靖浩

权利要求书2页 说明书12页 附图14页

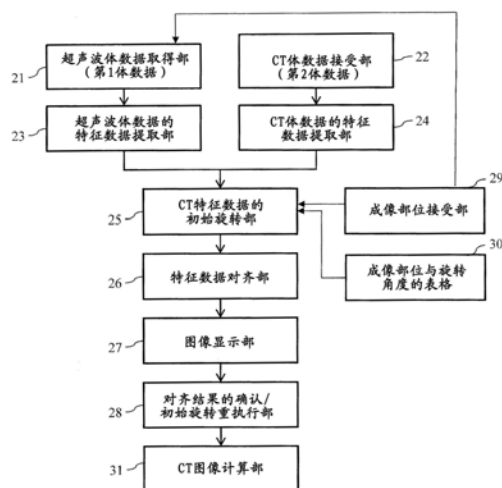
(54)发明名称

超声波成像装置以及图像处理装置

(57)摘要

本发明提供一种超声波成像装置以及图像处理装置,不要求用户进行复杂的操作,就准确地进行超声波图像与预先成像的体数据的对齐。接受超声波图像的第1体数据与其他图像成像装置所获得的第2体数据来进行对齐。从用户接受被检体的多个成像部位中预定的成像部位的选择。使第2体数据初始旋转与接受部所接受的成像部位相对应的旋转角度,将初始旋转后的第2体数据与第1体数据进一步进行对齐。

200



1. 一种超声波成像装置,其特征在于,具有:

超声波探头,其向被检体发送超声波,并接收来自被检体的超声波;

位置传感器,其安装在所述超声波探头中;

图像生成部,其根据所述超声波探头的接收信号生成超声波图像,并且根据所述超声波图像和从位置传感器获得的所述超声波探头的位置信息来生成第1体数据;以及

图像处理部,其取得并处理外部的其他图像成像装置针对所述被检体所获得的第2体数据,

所述图像处理部具备对齐部,其对齐所述第1体数据和所述第2体数据,

所述对齐部包括接受部以及旋转处理部,所述接受部从用户接受被检体的多个成像部位中预定的成像部位的选择,所述旋转处理部使所述第2体数据初始旋转与所述接受部所接受的所述成像部位对应的旋转角度,并进一步对齐初始旋转后的所述第2体数据和所述第1体数据。

2. 根据权利要求1所述的超声波成像装置,其特征在于,

所述旋转处理部根据预先决定的所述多个成像部位与旋转角度之间的关系,求出与所述接受部所接受的所述成像部位对应的旋转角度。

3. 根据权利要求1所述的超声波成像装置,其特征在于,

所述旋转处理部根据所述第1体数据以及第2体数据生成在所述接受部所接受的所述成像部位所包含的特征截面的图像,并计算用于使所生成的2个所述特征截面的图像一致的所述第2体数据的旋转角度,使所述第2体数据初始旋转所求出的所述旋转角度。

4. 根据权利要求1所述的超声波成像装置,其特征在于,

所述图像处理部从所述位置传感器取得所述超声波探头的位置信息,根据所述对齐后的所述第2体数据生成与从所述位置传感器的检测位置的所述超声波探头所获得的所述超声波图像相同位置的图像。

5. 根据权利要求1所述的超声波成像装置,其特征在于,

所述对齐部还具有特征数据提取部,其提取分别包含在所述第1体数据和所述第2体数据中的预定的特征部的数据,

所述旋转处理部使所述特征数据提取部从所述第2体数据中提取出的第2特征数据初始旋转所述旋转角度,

所述对齐部通过将所述旋转后的所述第2特征数据和从所述第1体数据中提取出的第1特征数据对齐,使所述第1体数据与第2体数据对齐。

6. 根据权利要求5所述的超声波成像装置,其特征在于,

所述特征部是血管。

7. 根据权利要求2所述的超声波成像装置,其特征在于,

所述对齐部还具有存储部,其针对所述多个成像部位的每一个,存储了所述旋转角度的值,从所述存储部读出与所述接受部所接受的所述成像部位对应的旋转角度。

8. 根据权利要求1所述的超声波成像装置,其特征在于,

所述对齐部在显示装置中显示重叠了对齐后的所述第1体数据和第2体数据的图像。

9. 根据权利要求5所述的超声波成像装置,其特征在于,

所述对齐部在显示装置中显示重叠了对齐后的所述第1特征数据和第2特征数据的图

像。

10. 根据权利要求1所述的超声波成像装置,其特征在于,所述成像部位是脏器的解剖学上所决定的区域,所述对齐部为了从用户接受所述脏器的所述区域的选择,在显示装置中显示所述脏器的多个区域。

11. 根据权利要求1所述的超声波成像装置,其特征在于,所述对齐部针对所述第1体数据和所述第2体数据实施基于图像的刚性对齐。

12. 根据权利要求1所述的超声波成像装置,其特征在于,所述对齐部针对所述第1体数据和所述第2体数据实施基于图像的非刚性对齐。

13. 一种图像处理装置,其是取得并处理针对被检体的超声波图像的第1体数据和针对相同被检体的与超声波图像不同的图像的第2体数据的图像处理装置,其特征在于,

该图像处理装置具备:对齐部,其对齐所述第1体数据和所述第2体数据,

所述对齐部包括接受部和旋转处理部,所述接受部接受被检体的多个成像部位中的预定的成像部位的选择,所述旋转处理部使所述第2体数据初始旋转与所述接受部所接受的所述成像部位对应的旋转角度,并进一步对齐初始旋转后的所述第2体数据和所述第1体数据,输出对齐后的第2体数据。

## 超声波成像装置以及图像处理装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声波成像装置,特别涉及可以同时显示实时地成像的超声波图像与根据使用其他成像装置预先成像的体数据所求出的相同截面的图像的超声波成像装置。

### 背景技术

[0002] 超声波成像装置向被检体照射超声波,根据其反射信号对被检体内部的构造进行成像,因此可以非介入且实时地观察患者。

[0003] 另一方面,X射线CT(Computed Tomography)装置或者MRI(Magnetic Resonance Imaging)装置等其他的医用图像成像装置可以以大范围并且高分辨率成像,因此可以容易地掌握微小病变、脏器的位置关系。例如可以在早期阶段根据MRI图像、X射线CT图像发现肝癌等肿瘤。

[0004] 在专利文献1中公开有以下图像诊断系统:在超声波探头中安装位置传感器,在获得任意的截面的超声波图像的同时,根据使用其他的医用图像成像装置预先成像的相同被检体的体数据构筑对应的截面的2维图像,排列显示两个图像。该技术中,根据使用其他的医用图像成像装置预先成像的体数据,实时地构筑当前的超声波探头的位置的2维图像。因此,需要预先进行超声波图像的位置与体数据内的对应的位置的关联处理。在专利文献1中公开有位置的关联的过程。首先,医生等用户在被检体上手动移动超声波探头,搜索可以获得作为对齐图像包含合适的疾患部位等的超声波图像的位置。然后,在搜索到的超声波图像上,用户选择疾患部位的位置和与疾患部位不同的特征构造的位置。用户还在其他的医用图像成像装置的体数据的图像上,通过手动操作鼠标等,指定与超声波图像上的疾患部位的位置相对应的位置和特征构造的位置。图像诊断系统对齐体数据,以便关联由用户选择的超声波图像上的2个位置与在其他的医用图像成像装置的图像上指定的2个位置。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本特开2008-188417号公报

### 发明内容

[0008] 发明要解决的课题

[0009] 然而,在专利文献1的技术中,为了进行超声波图像与其他的医用图像成像装置的体数据的对齐,医生等用户需要进行手动移动超声波探头,搜索作为对齐图像合适的超声波图像的位置,在超声波图像上手动选择多个位置,在体数据的图像上进一步指定对应的多个位置的复杂的多个手动操作。在这些复杂的对齐的手动操作中,不仅作为医生的用户的负担大,而且对接触超声波探头,并在对齐的手动操作期间在床上等待着的被检体的负担也大。另外,作为对齐的基准的位置是在一个超声波图像上的2点,因此很难进行高精度的3维对齐。

[0010] 另外,在专利文献1中所记载的技术是以经皮的射频消融疗法(RFA:Radio-

Frequency Ablation) 等不对被检体进行开腹的治疗/手术为前提的,在近年来,在被检体的手术中,理想的是在开腹的状态下直接将超声波探头接触脏器,通过超声波图像和与之对应的高分辨率的MRI图像、CT图像来确认肿瘤等需要手术的区域。因此,手术中的医生等用户的手为了进行体数据对齐,要尽量避免触摸输入装置的开关、鼠标等。另外,为了减轻开腹状态的被检体的负担,理想的是尽量短时间地进行体数据的对齐。另一方面,为了在超声波图像上准确地确认肿瘤等的位置,理想的是高分辨率的体数据与超声波图像的准确的对齐。

[0011] 本发明的目的是提供一种不要求用户进行复杂的操作,就可以准确地进行超声波图像与预先成像的体数据的对齐的超声波成像装置。

[0012] 用于解决课题的手段

[0013] 本发明的超声波成像装置具有:超声波探头,其向被检体发送超声波,并接收来自被检体的超声波;位置传感器,其安装在超声波探头中;图像生成部,其根据超声波探头的接收信号生成超声波图像,并且根据超声波图像和从位置传感器获得的超声波探头的位置信息来生成第1体数据;以及图像处理部,其取得并处理外部的其他图像成像装置针对被检体所获得的第2体数据。图像处理装置具备对齐部,其对齐第1体数据和第2体数据。对齐部包括接受部以及旋转处理部,接受部从用户接受被检体的多个成像部位中预定的成像部位的选择,旋转处理部使第2体数据初始旋转与接受部所接受的所述成像部位对应的旋转角度,并进一步对齐初始旋转后的第2体数据和第1体数据。

[0014] 发明效果

[0015] 根据本发明,可以自动并且准确地提供超声波体数据与其他图像成像装置的体数据的对齐。

## 附图说明

[0016] 图1是表示实施方式1的超声波成像装置的整体结构的框图。

[0017] 图2是表示实施方式1的超声波成像装置的硬件结构的框图。

[0018] 图3是实施方式1的超声波成像装置的图像处理装置108的功能框图。

[0019] 图4是表示在实施方式1中,用于从用户接受成像部位(脏器的区域)的画面例的说明图。

[0020] 图5是表示实施方式1的脏器的区域与CT图像的旋转角之间的关系的表。

[0021] 图6是表示实施方式1的超声波成像装置的对齐处理的流程图。

[0022] 图7是分别表示实施方式1的(A)第1特征数据(超声波血管数据)、(B)第2特征数据(CT血管数据)、(C)初始旋转后的第2特征数据(CT血管数据)的图像例的说明图。

[0023] 图8是表示在实施方式1中重叠显示对齐后的第1特征数据和第2特征数据的图像例的说明图。

[0024] 图9是表示在实施方式1中,(A)从超声波体数据中提取出的第1特征面、(B)从CT体数据中提取出的第2特征面的图像的例子说明图。

[0025] 图10是表示与实施方式1的超声波图像对应的CT图像的计算处理的流程图。

[0026] 图11是表示实施方式2的超声波成像装置的对齐处理的流程图。

[0027] 图12是实施方式3的基于图像的刚性对齐处理部300的功能框图。

[0028] 图13是实施方式3的基于图像的刚性对齐处理的流程图。

[0029] 图14是实施方式4的基于图像的非刚性对齐处理部400的功能框图。

[0030] 图15是实施方式4的基于图像的非刚性对齐处理的流程图。

### 具体实施方式

[0031] 以下,根据附图详细地说明本发明的实施方式。此外,在用于说明实施方式的全部图中,原则上对于同一部分赋予相同的符号,并省略其重复的说明。

[0032] <原理和概要>

[0033] 发明者认为超声波图像与体数据的对齐操作变得复杂的原因在于超声波成像装置的成像方向、视野与MRI、X射线CT装置等其他医用图像成像装置有很大差异。对于成像方向、视野有很大差异的图像的对齐很难应用一般的自动对齐方法。因此,本发明将超声波图像和其他医用图像装置的图像根据成像区域以使成像方向一致的方式进行初始旋转处理,使得能够应用自动对齐方法。

[0034] 超声波成像装置一边使超声波探头沿着被检体的体表或者被开腹的脏器的表面移动,一边从超声波探头向被检体以扫描方式发送超声波,并接收反射波来取得图像。因此,当被检体的体表或者脏器的表面弯曲时,超声波探头沿着其弯曲的表面倾斜,并取得超声波探头以倾斜的角度进行收发的面的超声波图像。另外,当作为医生的用户想以与脏器内的构造对应的期望的角度来观察超声波图像时,有时用户会将超声波探头倾斜为期望的角度。在脏器的纵方向相对于体轴倾斜地定位等情况下,有时用户也会一边将超声波探头相对于体轴倾斜地移动一边按顺序取得图像。因此,超声波图像的面(扫描面)不垂直于被检体的体轴方向,而是根据体表、脏器表面的弯曲程度和用户使超声波探头接触表面的方向而从体轴倾斜。相反地,X射线CT装置、MRI装置,成像垂直于被检体的体轴方向的截面图像,将其连续进行多次来取得体数据。

[0035] 因此,为了使用自动对齐方法对齐两图像,需要根据超声波图像的从体轴的倾斜来旋转移动使用X射线CT装置、MRI装置所获得的体数据。一般地,自动对齐方法是自动提取二个图像中所包含的特征性形状,以该特征性形状一致的方式进行图案匹配等来计算移动量的方法。超声波图像的从体轴的倾斜角并非小角度,并且还根据脏器或用户想观察的角度而不同。超声波图像和使用X射线CT装置、MRI装置所获得的体数据,由于分辨率有较大差异,因此即使是相同的特征性形状,所提取出的形状也不同。而且,所提取出的形状是3维形状。根据这样的理由,很难使用自动对齐方法,如果想进行自动对齐处理,会产生庞大的计算量。因此,也花费时间,使被开腹的被检体和用户等待,以往很难实现。

[0036] 根据脏器的不同,其表面形状虽然有一些个体差异,但是基本是确定的,用户想观察的超声波图像的方向也根据每一个成像部位(脏器的部位)基本确定,在本发明中,着眼于此而设为以下那样的结构。也就是说,首先,使由其他医用图像成像装置拍摄出的体数据初始旋转与脏器的部位对应的旋转量。之后,通过自动对齐的方法,将超声波图像和使用其他的医用图像成像装置拍摄出的体数据通过自动对齐方法来进行对齐。由此,可以短时间高精度地进行自动对齐。初始旋转的旋转量如实施方式1所示,可以使用预先针对每一个成像部位(脏器的部位)而决定的值,也可以如实施方式2所示,对每一个成像的部位通过计算来求出。

[0037] (实施方式1)

[0038] 本发明的超声波成像装置的结构例如,如图1所示,具备超声波探头7、位置传感器8、图像生成部107以及图像处理装置108。超声波探头7向被检体120发送超声波,并接收来自被检体120的超声波。位置传感器8被安装在超声波探头7中。图像生成部107在根据超声波探头7的接收信号生成超声波图像的同时,根据超声波图像和从位置传感器8所获得的超声波探头7的位置信息生成第1体数据。图像处理装置108接收外部的其他的图像成像装置针对被检体120所获得的第2体数据来进行处理。因此,图像处理装置108将第1体数据与第2体数据对齐。图像处理装置108从用户接受被检体的多个成像部位中的预定的成像部位的选择,并根据预先决定的多个成像部位与旋转角度之间的关系求出与所接受的成像部位相对应的旋转角度,并使第2体数据初始旋转所求出的旋转角度。然后,通过进一步对齐初始旋转后的第2体数据和第1体数据,可以在短时间高精度地进行自动对齐。

[0039] <结构以及动作>

[0040] 以下,进一步针对实施方式1的超声波成像装置的具体的结构进行说明。本实施方式的超声波成像装置如图1所示,如上所述被构成为具备超声波探头7、位置传感器8、图像生成部107以及图像处理装置108,还具备发送部102、收发切换部101、接收部105、位置检测单元6、用户界面121以及控制部106。发送部102在控制部106的控制下生成发送信号,并传递至构成超声波探头7的多个超声波元件的每一个。由此,超声波探头7的多个超声波元件分别向被检体120发送超声波。通过被检体120被反射等的超声波再次到达超声波探头7的多个超声波元件并被接收,并被转换为电信号。超声波元件所接收到的信号通过接收部105在以与接收焦点的位置对应的预定的延迟量进行了延迟后相加(整相相加)。由此,针对多个接收焦点的每一个来重复该处理。整相相加后的信号被传递至图像生成部107。收发切换部101选择性地发送部102或接收部105连接到超声波探头7。

[0041] 位置检测单元6根据位置传感器8的输出来检测超声波探头7的位置。例如,作为位置检测单元6可以使用磁传感器单元。位置检测单元6形成磁场空间,通过位置传感器8检测磁场,可以检测来自成为基准点的位置的坐标。

[0042] 图像生成部107进行将从接收部105接收到的整相相加信号在与接收焦点对应的位置排列等的处理,并生成超声波图像。图像生成部107还从位置检测单元6接收超声波探头7的此时的位置信息,并对超声波图像赋予位置信息。由此,用户在预定的范围移动超声波探头7,图像生成部107生成赋予了此时的超声波探头7的位置信息的超声波图像,由此可以生成3维超声波图像的体数据(以下,也称为超声波体数据或第1体数据)。

[0043] 图像处理装置108经由用户界面121接收其他图像成像装置针对被检体120所获得的体数据(第2体数据),并对第1体数据和第2体数据进行对齐等。在以下的说明中,将超声波MRI装置、X射线CT装置、其他超声波诊断装置等其他图像成像装置称为医用设备。在本实施方式中,作为一个例子,作为医用设备,使用X射线CT装置,将X射线CT装置的体数据称为CT体数据(第2体数据)。

[0044] 以下,针对图像处理装置108和用户界面121的结构与动作进行详细说明。

[0045] 图2是表示图像处理装置108和用户界面121的硬件结构的框图。图2所示的硬件结构在后述的其他实施方式中也可以通用。

[0046] 图像处理装置被构成为具备CPU(处理器)1、ROM(非易失性存储器:只读存储介质)

2、RAM(易失性存储器:可以进行数据的读写的存储介质)3、存储装置4以及显示控制部15。用户界面121被构成为具备图像输入部9、介质输入部11、输入控制部13以及输入装置14。这些与超声波图像生成部6以及位置检测单元6通过数据总线5相互连接。另外,显示控制部15连接着显示器16。

[0047] ROM2以及RAM3的至少一个中预先存储有在COU1的运算处理中为了实现图像处理装置108的动作所需的程序和数据。CPU1通过执行预先存储在ROM2以及RAM3的至少一个中的程序,实现图像处理装置108的各种处理。此外,CPU1所执行的程序可以存储在存储介质(例如光盘)12中,介质输入部11(例如光盘驱动器)读入该程序并存储至RAM3。另外,可以在存储装置4中存储该程序,将程序从存储装置4加载至RAM3。另外,可以预先将该程序存储至ROM2。

[0048] 图像输入部9是用于读入X射线CT装置(医用设备)10所拍摄的CT体数据(第2体数据)的接口。存储装置4是存储经由图像输入部9所输入的第2体数据等的磁性存储装置。存储装置4可以具备非易失性半导体存储介质(例如闪存)。另外,可以利用经由网络等所连接的外部存储装置。

[0049] 输入装置14是接受用户的操作的装置,例如包括键盘、轨迹球、操作面板、脚踏开关等。输入控制部13是接受由用户所输入的操作输入的接口。由CPU1处理输入控制部13所接受的操作输入。

[0050] 显示控制部15进行例如将通过CPU1的处理所获得的图像数据显示在显示器16中的控制。显示器16在显示控制部15的控制下显示图像。

[0051] 图3是表示图像处理装置108的功能的功能框图。如图3所示,图像处理装置108包括超声波体数据(第1体数据)的取得部21、超声波体数据的特征数据提取部23、CT体数据的接受部22以及CT体数据的特征数据提取部24。另外,图像处理装置108作为对齐部,包含CT特征数据的初始旋转部25和特征数据对齐部26。还包括图像显示部27、对齐结果的确认/初始旋转重执行部28以及CT图像的计算部31。

[0052] 图像处理装置108还具备成像部位的接受部29和表示多个成像部位与旋转角度之间的关系表格30。接受部29是如图4所示,为了从输入装置14接受用户所选择的脏器(肝脏)的区域S1~S8,使画面显示在显示器16中,并经由输入装置14接受由用户所进行的区域S1~S8的选择的功能块。通过在解剖学中已知的区域的划分方法来设定区域S1~S8,在解剖学中各自的表面形状、内部构造也是已知的。因此,由于用户在每一个区域接触超声波探头7的角度基本由区域的表面形状和内部构造来决定,因此通过预先计算求出所取得的超声波图像相对于被检体的体轴的旋转角度,如图5所示,制作每一个区域所关联的表格30。表格30预先存储在ROM2、RAM3或存储装置4中。此外,在图5所示的表格中,虽然也针对每一个区域示出有平行移动的距离,但是在通过旋转CT图像使其与倾斜的超声波图像一致时,其是不仅旋转还需要平行移动时的平行移动距离。此外,平行移动的对齐可以通过特征数据对齐部26的处理,使用公知的对齐方法来进行对齐,因此作为表格30,可以不必包括平行移动距离。另外,认为旋转角度根据被检体的性别或年龄、是否开腹了被检体而不同,因此也可以准备不同的多个种类的表格30,选择它们的一个来使用。

[0053] 接下来,使用图6所示的流程图来说明图像处理装置108的处理。

[0054] 首先,在步骤S201中,CT体数据接受部22经由图像输入部9从图像成像装置(X射线

CT装置) 10接受CT体数据。

[0055] 在步骤S202中,成像部位接受部29在显示器16中显示图4那样的用于接受脏器的区域的指定的图像,通过对画面上的触摸屏的触摸、脚踏开关等的输入装置14的操作来从用户接受脏器的区域(S1~S8)的指定。

[0056] 在步骤S203中,超声波体数据取得部21针对该脏器的区域,在显示器16中显示催促用户接触超声波探头7来进行移动(扫描)的显示。用户如果使超声波探头7在该脏器的区域进行移动,则通过发送部102、接收部105以及图像生成部107生成3维超声波体数据。超声波体数据取得部21接受图像生成部107所生成的超声波体数据。例如,用户在肝脏区域S5接触超声波探头进行扫描时,在超声波体数据中包括在肝脏中作为特征性部位的门脉。

[0057] 在步骤S204中,特征数据提取部23、24分别提取超声波体数据和CT体数据中分别包含的特征部位,例如血管的点群数据。所提取出的血管数据是被分割的血管区域中的体素的3维坐标数据。图7(A)表示从超声波体数据中所提取出的血管数据,图7(B)表示从CT体数据中所提取出的血管数据。图7(A)、(B)分别示出了对应的脏器区域的血管数据,但是超声波体数据和CT装置体数据的分辨率有较大差异,而且,成像方向和视野也有较大差异,因此两者的血管数据的形状也有较大不同。

[0058] 在步骤S205中,CT特征数据初始旋转部25使在步骤S204中提取出的CT血管数据根据在步骤S202中所指定的脏器区域来进行旋转。也就是说,CT特征数据初始旋转部25参照图5所示的脏器区域和旋转角度的表格30,读出与在步骤S202中所指定的脏器区域相对应的旋转角度,并使CT血管数据旋转(初始旋转)读出的旋转角度。另外,当表格30中包含平行移动距离时,读出与脏器区域相对应的平行移动距离,并使CT血管数据平行移动该距离。由此,CT血管数据以旋转相当于与脏器区域对应的超声波图像的倾斜的角度的方式进行几何转换,因此超声波血管数据和CT血管数据的初始位置变为基本一致。图7(C)示出了旋转后的CT血管数据。根据图7(C),旋转后的CT体数据血管数据的方向与超声波血管数据的方向基本一致,成为可以重合两者的形状。

[0059] 接下来,在步骤S206中,特征数据对齐部26进行超声波血管数据与旋转后的CT血管数据的点群间的对齐。在这里,在步骤S205中,血管数据的初始位置已经基本一致,因此通过公知的自动对齐方法可以对齐两者。作为公知的自动对齐方法,可以使用公知的ICP(迭代最近点:Iterative Closest Point)法。在ICP法中,使CT血管数据的点群进行几何转换(平行移动和旋转),求出与超声波血管数据的点群的对应点间的距离,并反复进行计算以使该距离为最小。由此,可以对齐两者。

[0060] 在步骤S207中,图像显示部27改变对齐后的CT血管数据与超声波血管数据的其中一个的颜色,生成可透过地重叠的图像并显示在显示器16中。例如,如图8所示,显示可以确认对齐后的CT血管数据与超声波血管数据重合的图像。另外,图像显示部27可以将对齐的结果应用于CT体数据,并与超声波体数据叠加显示。图像显示部27还可以将已对齐的CT血管数据在已对齐的CT体数据上改变颜色后可透过地叠加,生成并显示将超声波血管数据在超声波体数据上改变颜色后可透过地叠加而得的图像。

[0061] 在显示了图8的图像的状态下,对齐结果确认/初始旋转重执行部28在显示器16中显示询问是否判断出用户对齐成功的显示,并经由输入装置14来接受用户的判断。当用户经由输入装置14输入了对齐成功时,对齐处理结束。在步骤S210中,对齐结果确认/初始旋

转重执行部28对CT体数据整体实施在步骤S205、206中对CT血管数据所实施的旋转移动以及平行移动,并生成已对齐的CT体数据。

[0062] 另一方面,当用户判断出对齐不成功时,对齐结果确认/初始旋转重执行部28前进至步骤S208、209,并通过其他方法来进行初始旋转的重执行。也就是说,在步骤S208、209中,不使用表格30的旋转角度而是通过计算来求出使CT体数据初始旋转的旋转角度。

[0063] 首先,在步骤S208中,从超声波体数据和没有实施步骤S205的初始旋转的CT体数据,在每一个脏器区域分别提取包含预先决定的特征部的截面。例如,如图9所示,从超声波体数据和CT体数据分别提取并生成包含肝脏的下大静脉的特征截面的图像。图9(A)示出了从超声波体数据提取出的下大静脉的截面图像的例子。图9(B)示出了从CT体数据提取出的下大静脉的截面图像的例子。作为特征截面的搜索以及提取的方法,例如可以使用作为公知的机器学习方法的Adaboost法。

[0064] 然后,在步骤S209中,为了使所提取出的2个特征截面图像一致,使用各自的位置信息来计算应该使CT血管数据旋转的旋转角度。并以计算出的旋转角度来旋转CT血管数据(初始旋转)。

[0065] 返回步骤S206,进行超声波血管数据与旋转后的CT血管数据的点群间的对齐。反复执行步骤S206、207、208、209直到在步骤S207中判断出对齐成功。如果用户判断出对齐成功,则前进至步骤S210,并对CT体数据整体实施在步骤S209、206中对CT血管数据所实施的旋转移动以及平行移动,生成已对齐的CT体数据。

[0066] 根据以上内容,生成以与超声波体数据一致的方式进行了对齐的CT体数据。

[0067] 接下来,CT图像计算部31通过执行图10的流程,生成与从超声波探头7的当前的位置所生成的超声波图像对应的截面的CT图像,并与超声波图像排列显示。

[0068] 在图10的步骤S501中,CT图像计算部31接收在图6的步骤S210中所生成的已对齐的CT体数据。

[0069] 在步骤S502中,从图像生成部107接收取得超声波体数据时的超声波探头7的位置信息。接下来,如果用户将超声波探头7接触对象脏器的期望的位置,则使图像生成部107生成超声波图像(步骤S503)。同时,从位置检测单元6取得超声波探头7的位置信息(步骤S504)。

[0070] CT图像计算部计算在步骤S502中所取得的超声波体数据取得时的超声波探头7的位置信息与在步骤S504中所取得的当前的超声波探头7的位置信息之间的位置关系,根据计算出的位置关系,从在步骤S501中接收的已对齐的CT体数据中剪切(计算)与在步骤S503中所生成的超声波图像相对应的截面的CT图像(步骤S505)。通过排列显示步骤S503的超声波图像与步骤S505的CT图像,可以实时地生成并显示超声波探头7的超声波图像和相同位置的CT截面图像。

[0071] 如上所述,在本实施方式中,可以生成以与超声波体数据一致的方式进行了对齐的CT体数据。该对齐不对用户要求复杂的对齐处理,就可以自动并且短时间地进行,因此用户以及被检体的负担小。另外,由于将超声波体数据和CT体数据这样的3维数据彼此对齐,因此对齐精度高。由此,可以与视野狭窄并且噪音多的超声波图像高精度一致地实时显示高分辨率的CT图像等,用户也可以从超声波图像来识别小的肿瘤等。

[0072] 另外,在本实施方式中,提取特征部(血管)数据来进行超声波体数据和CT体数据

的对齐处理,因此可以以比体数据更少的数据量的血管数据来进行对齐,可以减少运算量。由此,可以高速地进行对齐。

[0073] 此外,在实施方式1中,是在超声波成像装置100的内部具备图像处理装置108的结构,但是也可以将图1、图2所示的图像处理装置108设为与超声波成像装置100不同的装置。图像处理装置108和超声波成像装置100经由信号线、网络连接。例如,将图像处理装置108安装到一般的计算机或者工作站等的图像处理装置中,经由网络与超声波成像装置100连接。图像处理装置108经由网络,从客户终端接收应该对齐的超声波体数据和CT体数据,并进行对齐处理。设为向作为客户终端的超声波成像装置发送对齐后的CT体数据的结构。由此,不必将需要比较大的运算量的图像处理装置108搭载至超声波成像装置100中。超声波成像装置100可以使用经由网络所连接的图像处理装置108的运算能力来进行对齐处理。因此,可以提供一种既是小型且简单的超声波成像装置100,又可以实时地显示超声波图像和相同截面的CT图像的装置。

[0074] (实施方式2)

[0075] 在实施方式1中,根据与脏器的区域对应的预先求出的旋转角,使CT体数据进行了初始旋转,但是本发明并不限于该结构,也可以通过计算来求出初始旋转的角度。将其作为实施方式2进行说明。此外,在实施方式2中,针对与实施方式1相同的结构以及处理,赋予相同的符号来省略说明。

[0076] 实施方式2的超声波成像装置不具备针对图2的每一个成像部位关联旋转角度的表格30。如图11的流程所示,图像处理装置108在步骤S201~204中与实施方式1同样地进行处理,提取超声波血管数据和CT血管数据。然后,进行实施方式1的步骤S208、209来通过计算求出使CT血管数据初始旋转的角度,并使CT血管数据旋转所求出的旋转角度。

[0077] 具体而言,在步骤S204之后,前进至步骤S208,从超声波体数据和未实施初始旋转的CT体数据中分别提取包含在步骤S202中所指定的脏器区域中所包含的预先决定的特征部的截面。例如,如图9(A)、(B)所示,从超声波体数据和CT体数据中分别提取包含肝脏的下大静脉的特征截面的图像。作为特征截面的搜索以及提取的方法,例如可以使用作为公知的机器学习方法的Adaboost法。

[0078] 然后,在步骤S209中,为了使所提取出的2个特征截面的图像一致,使用各自的位置信息来计算应该使CT血管数据旋转的旋转角度。以计算出的旋转角度来使CT血管数据进行旋转(初始旋转)。

[0079] 进行对齐,以使初始旋转后的CT血管数据与超声波血管数据一致(步骤S206)。之后,在步骤S210中,对CT体数据整体实施在步骤S209、206中对CT血管数据所实施的旋转移动以及平行移动,并生成已对齐的CT体数据。

[0080] 根据实施方式2的结构,可以通过计算来求出初始旋转角,因此具有可以以与实际的超声波体数据以及CT体数据对应的初始旋转角来进行初始旋转的优点。另外,在初始旋转后进行自动对齐,因此可以获得与实施方式1同样的效果。

[0081] (实施方式3)

[0082] 针对实施方式3进行说明。

[0083] <概要>

[0084] 实施方式3,针对在实施方式1或实施方式2中进行了对齐的超声波体数据和已对

齐的CT体数据进一步进行刚性对齐,由此提高对齐精度。

[0085] <结构以及动作>

[0086] 实施方式3的超声波成像装置在图像处理装置108内除了图3示出的功能块,还具备图12的基于图像的刚性对齐部300。基于图像的刚性对齐部300是将在实施方式1的图6的步骤S210或者实施方式2的图6的步骤S210中所生成的、已对齐的CT体数据作为浮动图像32,并将超声波体数据作为参照图像31来互相对齐的设备。

[0087] 基于图像的刚性对齐部300具备特征区域采样部34和对齐部37。

[0088] 图13是说明刚性对齐部300的整体动作的流程图。以下,针对图13的各步骤进行说明。

[0089] 向刚性对齐部300输入作为参照图像31的超声波体数据和作为浮动图像的实施方式1或2的步骤S210的已对齐的CT体数据(S301)。另外,特征区域采样部35接收在实施方式1、2的步骤S204中提取出的超声波体数据的特征数据(超声波血管数据)33(S302)。特征区域采样部35在参照图像31和参照图像31的特征数据所拥有的坐标提取图像采样点,并输出至对齐部37(S303)。这些图像采样点在对齐部37中被用于计算参照图像31和浮动图像32的图像类似度。

[0090] 图像采样点的提取,可以将作为对齐处理的对象的参照图像31和参照图像31的特征数据的图像区域的全部像素作为采样点来进行提取,但是为了提高对齐处理的速度,也可以在图像上放置网格,仅将网格的节点的像素作为采样点来使用。另外,采样对象区域例如可以在参照图像31的特征数据所拥有的坐标随机选择预定数的坐标,将所获得的坐标的亮度值作为采样点的亮度值来使用。

[0091] 对齐部37具备几何转换信息3005、坐标几何转换部3001、图像类似度计算部3002、图像类似度最大化部3003以及浮动图像几何转换部3004。

[0092] 几何转换信息3005是表示超声波血管数据与CT血管数据的对齐结果的信息。也就是说,由对齐部37所进行的基于图像的刚体对齐的初始值使用超声波血管数据与CT血管数据的对齐结果。

[0093] 坐标几何转换部3001将从参照图像31中提取出的采样点的坐标几何转换为在浮动图像32中对应的点的坐标(S304)。图像类似度计算部3002取得参照图像31的采样点的亮度数据和浮动图像32的对应采样点的亮度数据。图像类似度计算部3002针对这些采样点的亮度数据,应用预定的评价函数来运算参照图像31与浮动图像32之间的图像类似度(S305)。作为图像类似度,可以使用公知的相互信息量。

[0094] 图像类似度最大化部3003取得图像类似度计算部3002所计算出的参照图像31与浮动图像32之间的图像类似度。在这里,为了求出使参照图像31与浮动图像32之间的图像类似度为最大(或者极大)的几何转换信息,实施收敛计算(S306)。在步骤S306中,当图像类似度不收敛时,为了获得更高的图像类似度,图像类似度最大化部3003更新几何转换信息3005(S307)。然后,使用更新后的几何转换信息3005重新实施步骤S304~S306。

[0095] 另一方面,在步骤S306中,当图像类似度收敛时,对齐部37使用求出的几何转换信息3005对浮动图像32进行几何转换,并生成已对齐的浮动图像36(S308)。通过以上的处理,完成对齐部37的处理。

[0096] 如上,在本实施方式3中,刚性对齐部300实施参照图像31(超声波体数据)与浮动

图像32 (CT体数据) 的基于图像的刚性对齐。刚性对齐部300从参照图像31中使用参照图像的特征数据33来提取采样点。刚性对齐部300使用超声波血管数据与CT血管数据的对齐结果作为几何转换的初始值,并在浮动图像32中计算与所提取出的参照图像31的采样点对应的坐标。刚性对齐部300使用参照图像31的采样点和浮动图像32的对应的采样点来计算图像相似度。对浮动图像32的几何转换信息进行更新计算,以使所计算出的图像相似度最大。由此,使用适当的几何转换的初始值,而且可以针对对象脏器高精度地计算图像相似度,因此可以实现稳定并且高精度的对齐处理。

[0097] 如此,通过对实施方式1或2的对齐后的超声波体数据和CT体数据进一步进行刚性对齐,可以提高对齐精度。因此,使用在本实施方式3中对齐了的超声波体数据和CT体数据进行图10的流程,裁剪CT图像,由此可以更加高精度地使实时的超声波图像与CT图像一致。因此,可以对两个图像进行高精度的关联,可以更高精度地确认小的肿瘤等。

[0098] (实施方式4)

[0099] 针对实施方式4进行说明。

[0100] <概要>

[0101] 实施方式4针对在实施方式1或实施方式2中进行了对齐的超声波体数据和已经对齐的CT体数据进一步进行非刚性对齐,由此来提高对齐精度。也就是说,在图像处理装置108内,除了图3所示的功能块,还具备图14的基于图像的非刚性对齐部400。基于图像的非刚性对齐部400是将在实施方式1的图6的步骤S210或者实施方式2的图121的步骤S210中生成的、已对齐的CT体数据作为浮动图像42,并将超声波体数据作为参照图像41来互相对齐的设备。

[0102] 基于图像的非刚性对齐部400将已对齐的CT体数据作为浮动图像42,并将超声波体数据作为参照图像41来使浮动图像42变形。为了对浮动图像42进行变形,在浮动图像42中设置控制格子,通过移动该控制格子中的控制点,使浮动图像变形。在变形了的浮动图像与参照图像之间求出图像相似度,并进行基于所求出的图像相似度的最佳计算,求出控制格子中的控制点的移动量(变形量)。这种情况下,控制格子中的控制点间的像素的移动量是通过配置在该像素的周围的控制点的移动量的插补而计算的。使用所获得的各像素的移动量,进行浮动图像的坐标转换,并对图像实施进行局部变形那样的对齐。由此,可以校正脏器的变形等,并进一步提高对齐的精度和鲁棒性。

[0103] 另外,在对浮动图像42进行变形前,为了在更准确的位置配置控制点,作为非刚性对齐的初始值,对控制格子中的控制点进行几何转换。对于该控制点的几何转换,可以使用实施方式1或2的超声波血管数据的点群与CT血管数据的点群的对齐结果,或者可以使用实施方式3的超声波体数据与CT体数据的刚性对齐结果。

[0104] 对于超声波血管数据的点群与CT血管数据的点群的对齐或超声波体数据与CT体数据的刚性对齐的结构,与实施例1、2是相同的,因此以下以不同点为中心进行说明。

[0105] <结构以及动作>

[0106] 图14是本实施方式所涉及的超声波装置的基于图像的非刚性对齐部400的功能框图。基于图像的非刚性对齐部400是配合参照图像41对浮动图像42进行变形,并生成已对齐的浮动图像48的设备,具备特征区域采样部44、控制点几何转换部46、对齐部40以及浮动图像变形部47。

[0107] 在这里,参照图像41、浮动图像42、参照图像的特征数据43分别与实施方式3的参照图像31、浮动图像32、参照图像的特征数据33相同。特征区域采样部44接收参照图像41和参照图像的特征数据43,实施与实施方式3的特征区域采样部34相同的处理,并将所获得的参照图像41的采样点输出至对齐部40。

[0108] 另外,几何转换信息45是作为非刚性对齐的初始值输出至对齐部40的信息。作为几何转换信息45,可以使用超声波血管数据与CT血管数据的对齐结果,或者可以使用超声波体数据与CT体数据的刚性对齐结果。

[0109] 对齐部40具备控制点几何转换部4001、坐标几何转换部4003、图像类似度计算部4004以及图像类似度最大化部4005。

[0110] 图15是说明对齐部40的整体动作的流程图。以下,针对图15的各步骤进行说明。

[0111] 控制点几何转换部4001接收几何转换信息45(S401),对控制点的位置进行几何转换,将控制点移动量信息4002输出至坐标几何转换部4003(S402)。

[0112] 坐标几何转换部4003取得参照图像41的采样数据和浮动图像42(S403以及S404)。坐标几何转换部4003还在所取得的浮动图像42上配置控制格子,从控制点几何转换部4001取得控制点移动量信息4002,并根据该控制点移动量信息4002对上述控制格子中的控制点的位置进行设定。另外,坐标几何转换部4003针对参照图像41的采样点的坐标,使用控制点移动量信息4002来实施坐标转换(S405)。该步骤是用于计算与参照图像41的采样点的坐标相对应的浮动图像42中的图像数据的坐标的步骤。在这里,针对某采样点的坐标,根据其周围的控制点的位置,例如使用公知的B-spline(B样条)函数进行坐标的插补,计算浮动图像42中的对应采样点的坐标。

[0113] 接下来,坐标几何转换部4003针对浮动图像42的各对应采样点(与参照图像41的各采样点相对应的采样点),例如通过线性插补运算来计算该对应采样点的亮度值(S406)。由此,求出伴随控制点的移动而发生变化的浮动图像的坐标(采样点)和该坐标(采样点)的亮度值。也就是说,在该转换部4003中进行伴随控制点的移动的浮动图像的变形。

[0114] 图像类似度计算部4004取得参照图像41的采样点的亮度数据和几何转换后的浮动图像42的对应采样点的亮度数据(在S405中所生成的数据)。图像类似度计算部4004针对这些采样点的数据,应用预定的评价函数来运算参照图像41与浮动图像42之间的图像类似度(S407)。作为图像类似度,与刚性对齐同样地可以使用公知的相互信息量。

[0115] 图像类似度最大化部4005取得图像类似度计算部4004所计算出的、参照图像41与浮动图像42之间的图像类似度。在这里,为了求解参照图像41与浮动图像42之间的图像类似度为最大(或者极大)那样的各控制点的移动量,实施收敛计算(S408)。在步骤S408中,当图像类似度不收敛时,为了获得更高的图像类似度,图像类似度最大化部4005更新控制点移动量信息4002(S409)。然后,使用更新后的控制点移动量信息4002来重新实施步骤S405~S409。

[0116] 另一方面,在步骤S408中,当图像类似度收敛时,对齐部40将所求出的控制点移动量信息4002输出至浮动图像变形部47(S410)。通过以上的处理,完成对齐部40的处理。

[0117] 浮动图像变形部47取得浮动图像42和控制点移动量信息4002。浮动图像变形部47针对浮动图像42的全部像素,根据控制点移动量信息4002,通过与所述步骤S204同样的插补运算来计算各像素的坐标。接下来,浮动图像变形部17通过与所述步骤S406同样的插补

运算,来计算所述所求出的坐标的亮度,并生成已对齐的浮动图像48。

[0118] 根据实施方式4,使用超声波血管数据与CT血管数据的对齐结果或者超声波体数据与CT体数据的刚性对齐结果,设定在进行参照图像与浮动图像之间的对齐时所使用的控制点的初始值(位置)。由此,可以将控制格子的初始值设定为更加适当的值,可以提高对齐的精度。另外,也可以缩短对齐所需时间。

[0119] 使用在本实施方式4中对齐了的超声波体数据和CT体数据,进行图10的流程,裁剪CT图像,由此可以更加高精度地使实时的超声波图像和CT图像一致。因此,可以在两个图像中进行高精度的关联,可以更高精度地确认小的肿瘤等。

[0120] 符号说明

[0121] 21 超声波体数据取得部;

[0122] 22 CT体数据接受部;

[0123] 23 超声波体数据的特征数据提取部;

[0124] 24 CT体数据的特征数据提取部;

[0125] 25 CT特征数据初始旋转部;

[0126] 26 特征数据对齐部;

[0127] 27 图像显示部;

[0128] 28 对齐结果的确认/初始旋转重执行部。

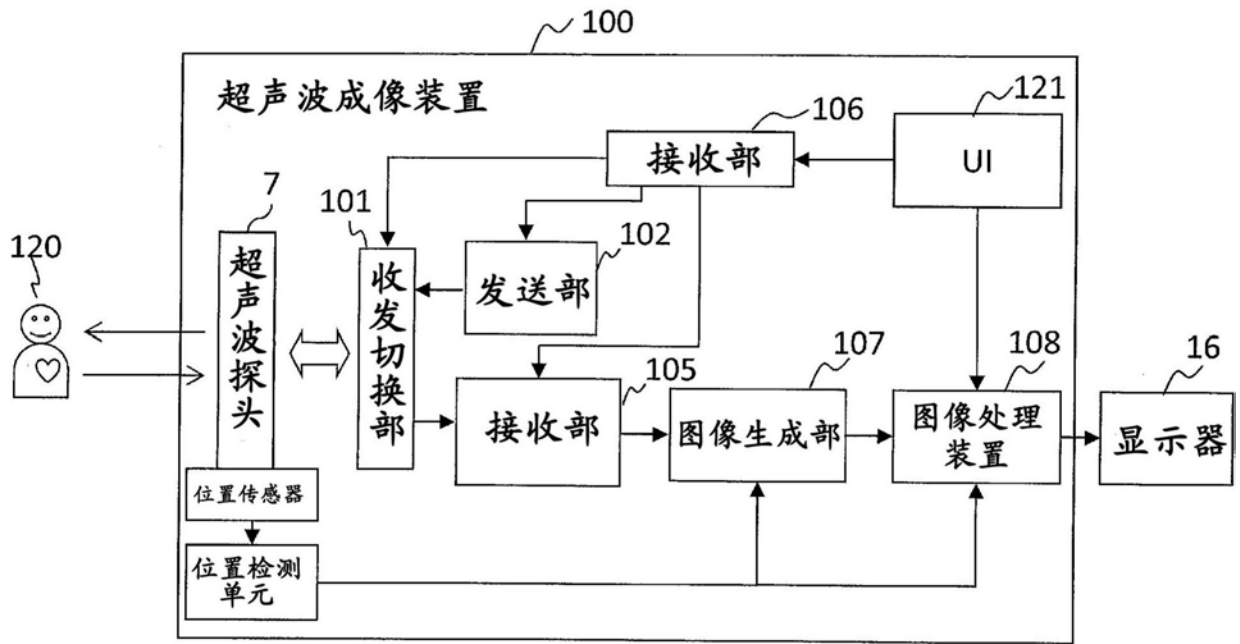


图1

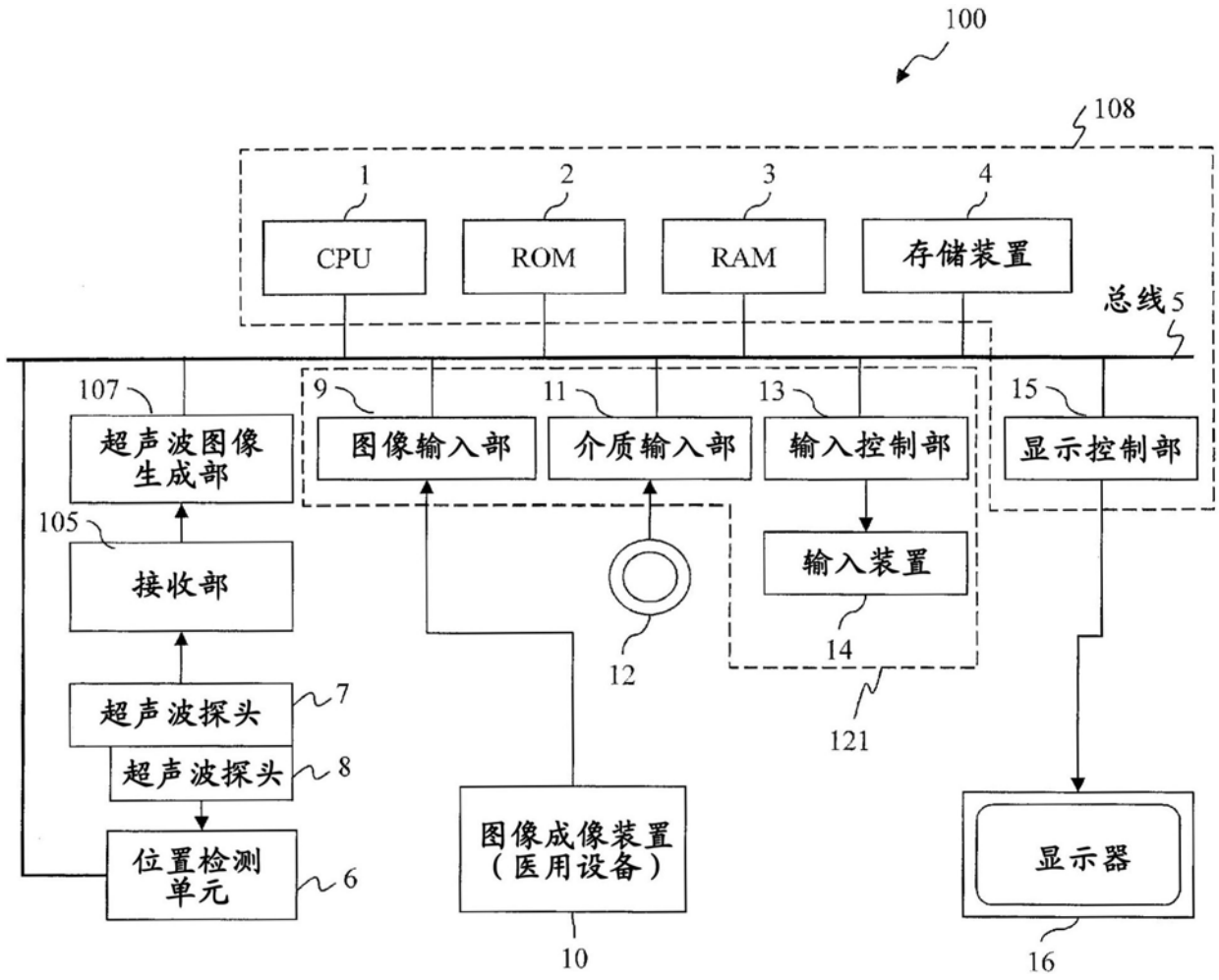


图2

200

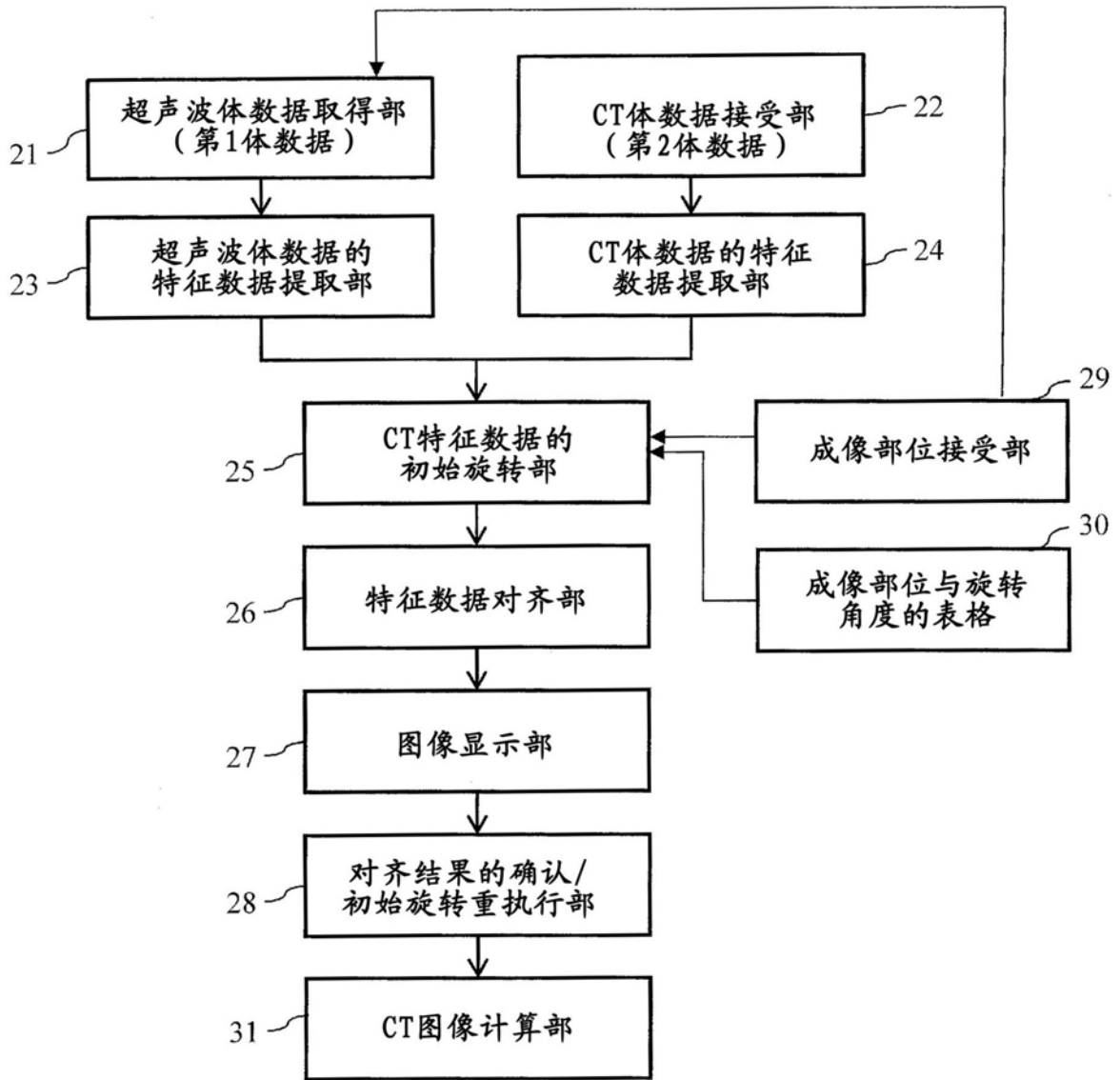


图3

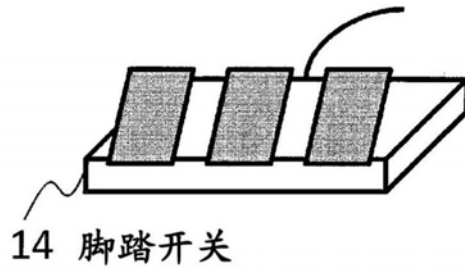
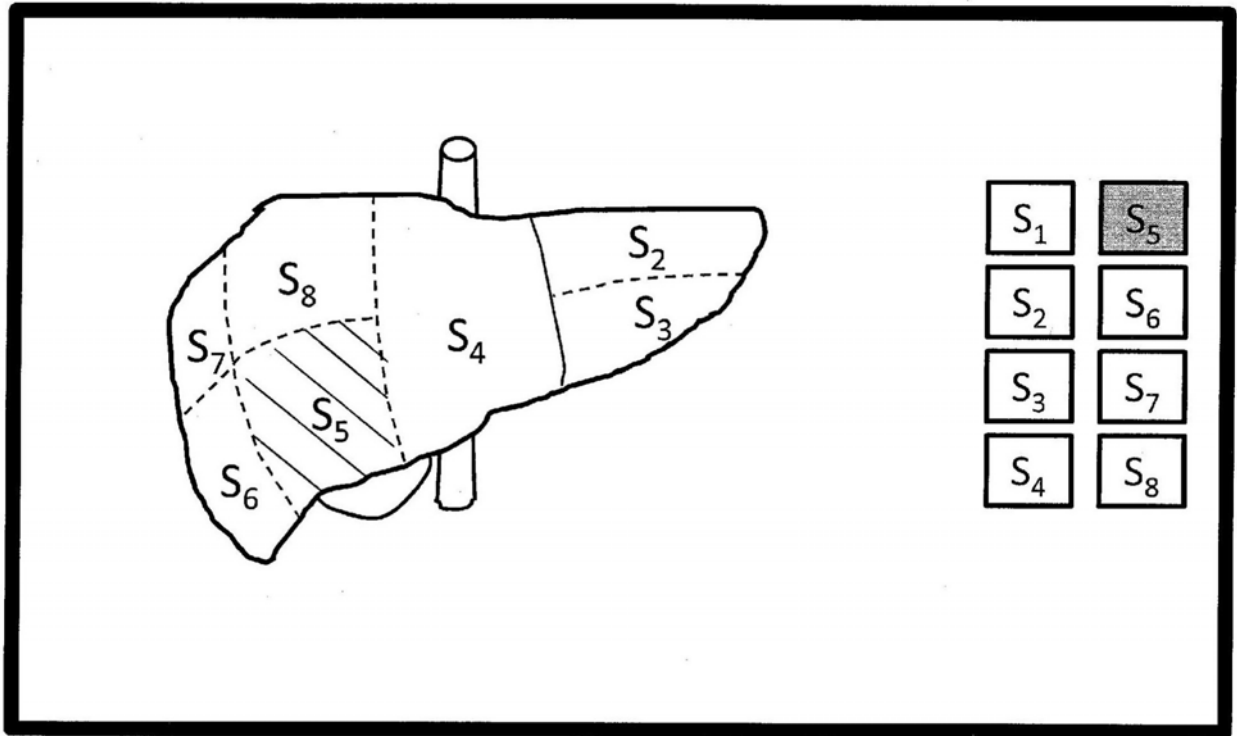


图4

指定区域	旋转角度 (度)			平行移动 (mm)		
	X	Y	Z	X	Y	Z
$S_1$	20.21	-15.38	51.23	25.39	-34.98	70.41
$S_2$	-35.35	11.26	-85.67	-15.88	56.24	-68.59
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
$S_8$	19.77	-36.89	65.33	65.21	-14.25	-23.64

图5

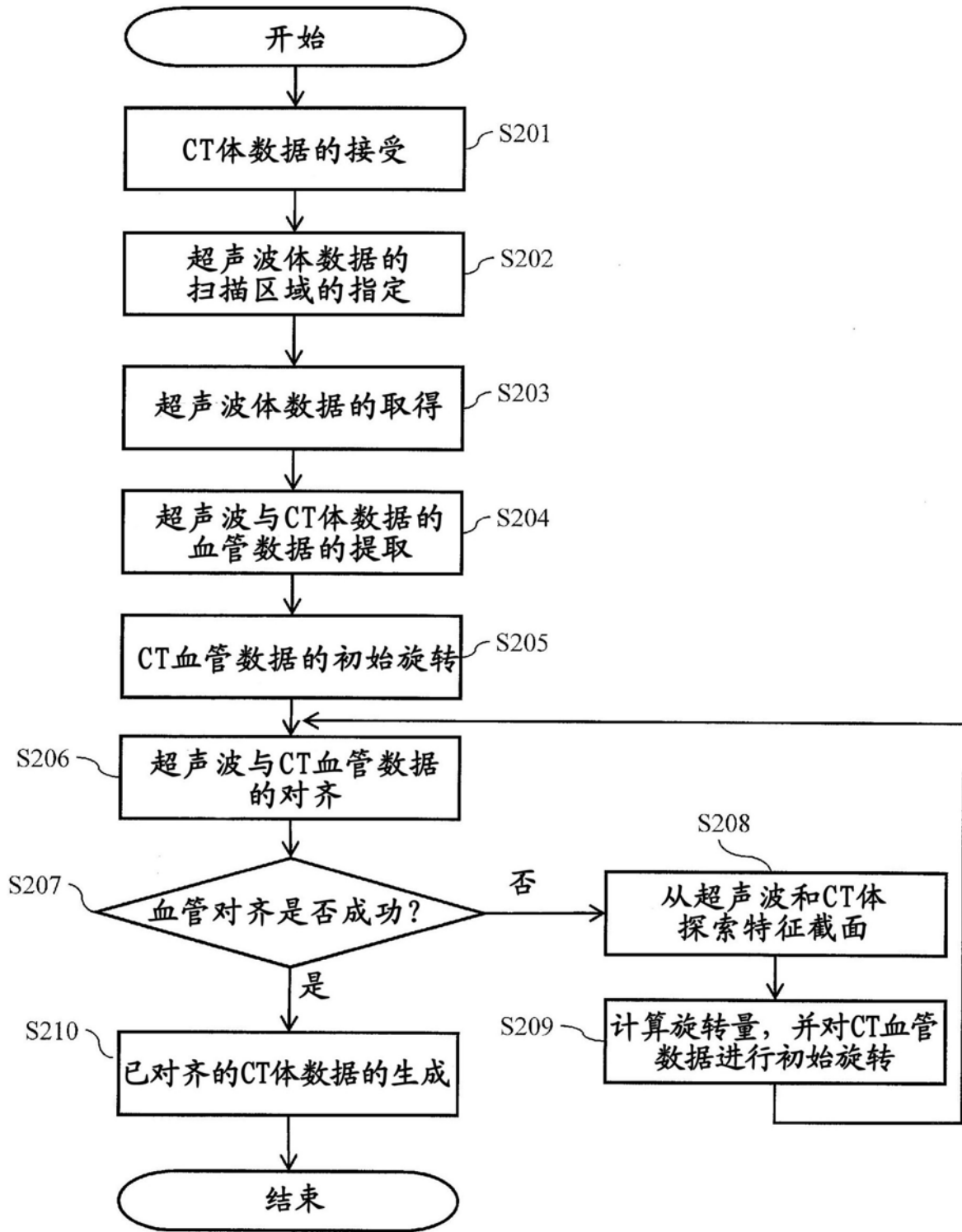


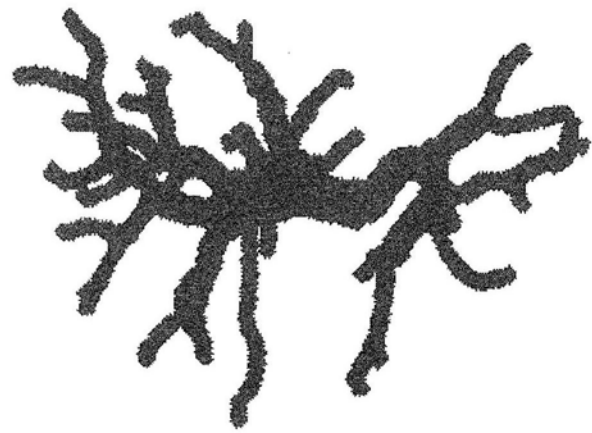
图6

超声波血管数据

CT血管数据



(A)



(B)

CT血管数据的初始旋转后

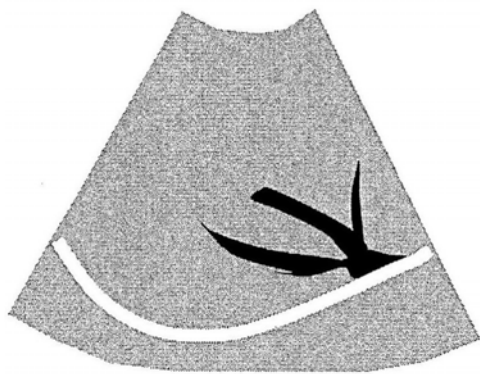


(C)

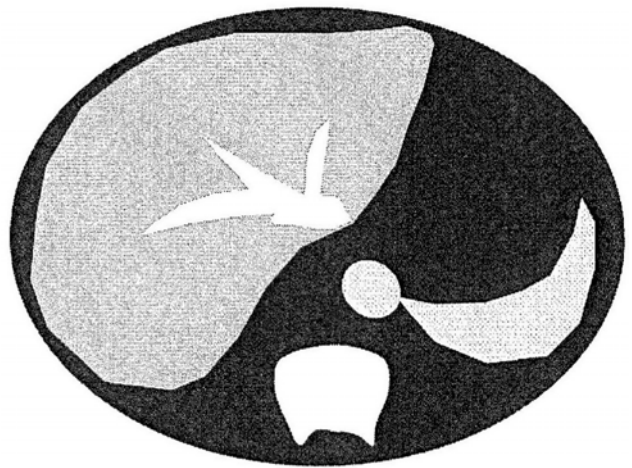
图7



图8



(A)



(B)

图9

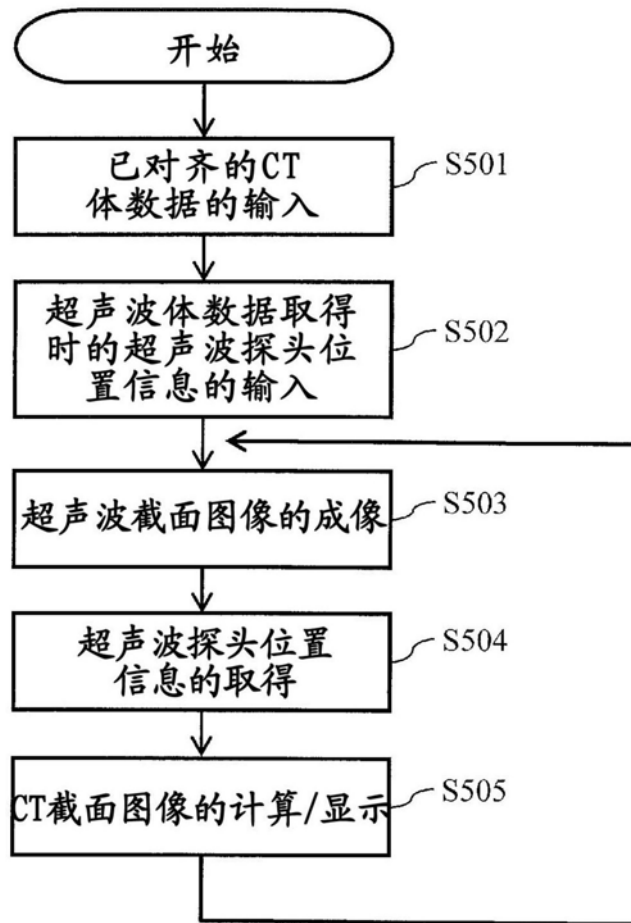


图10

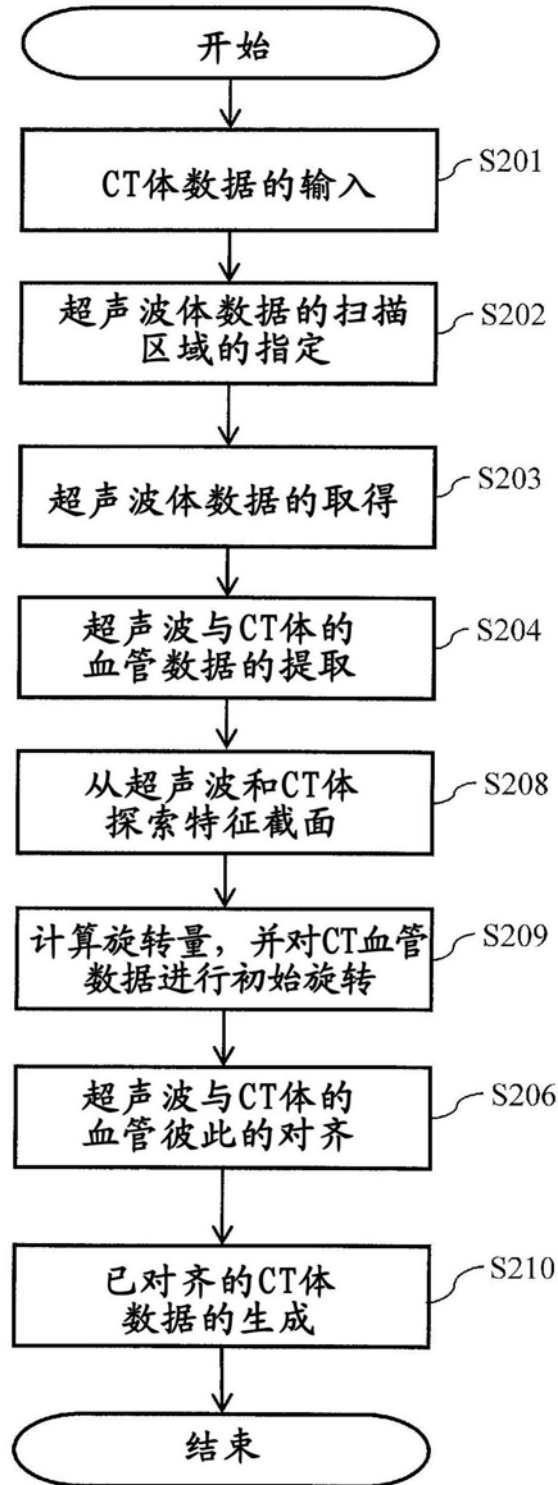


图11

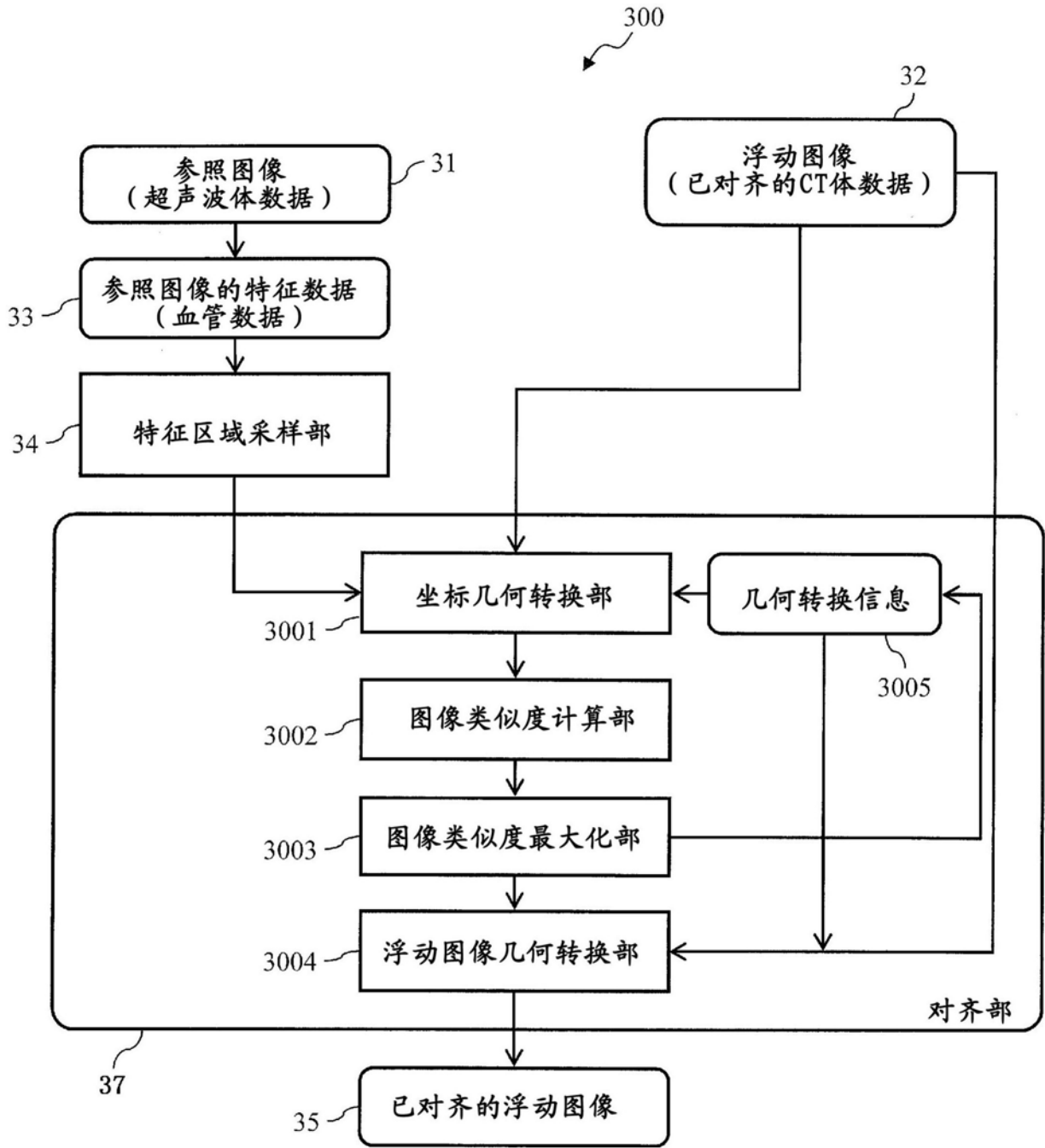


图12

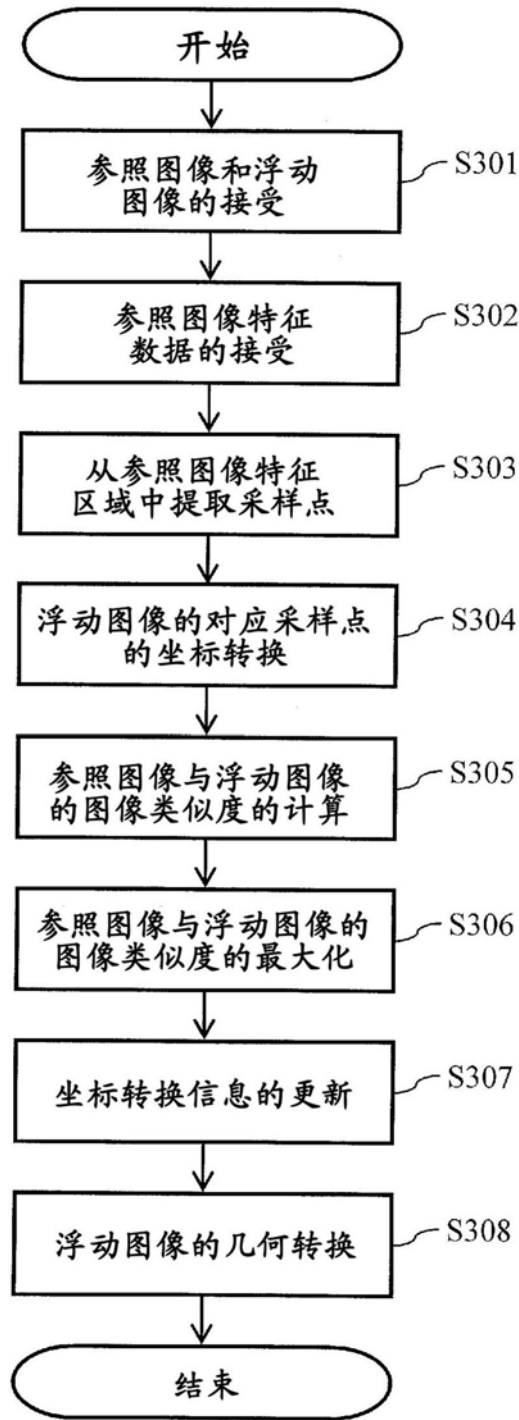


图13

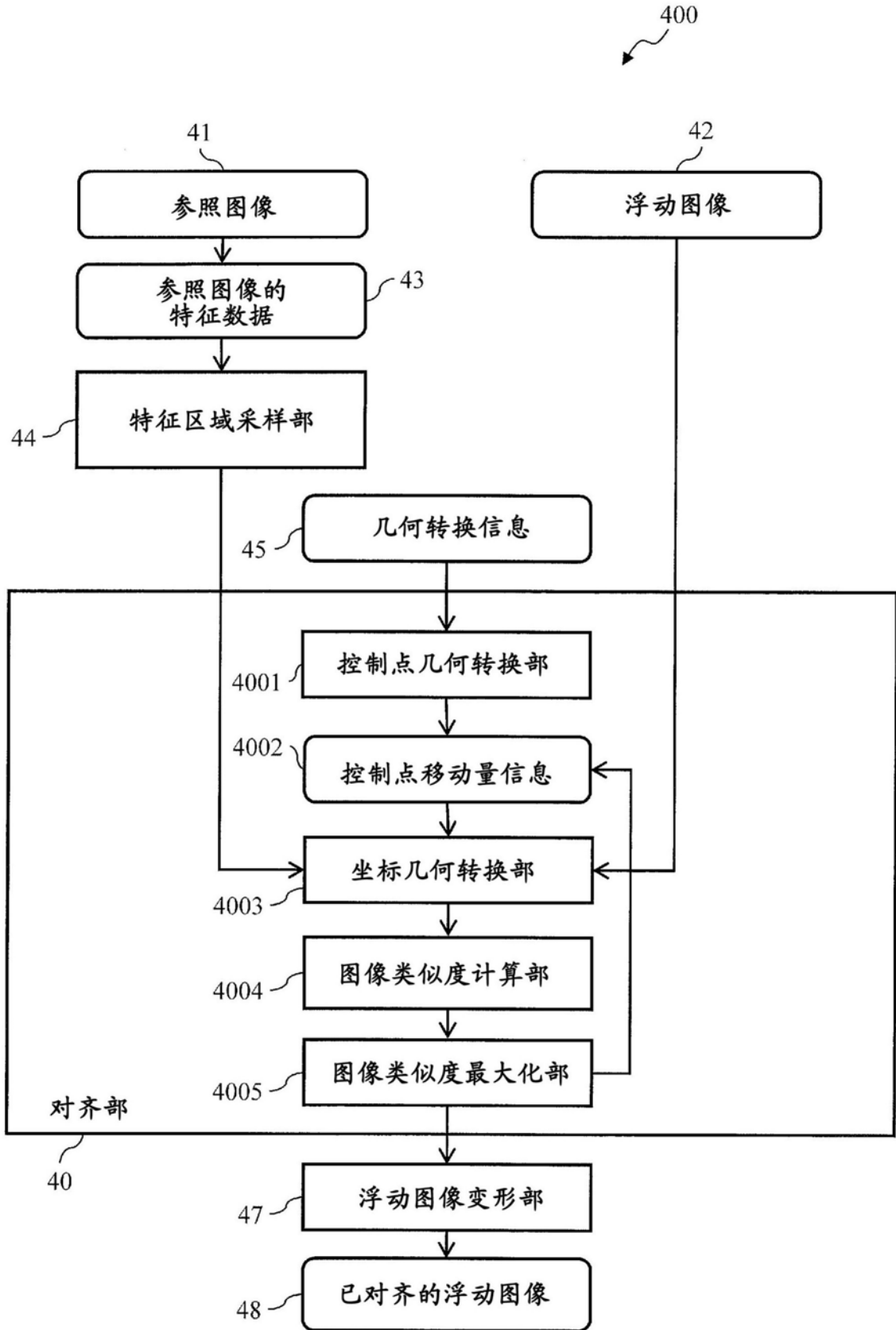


图14

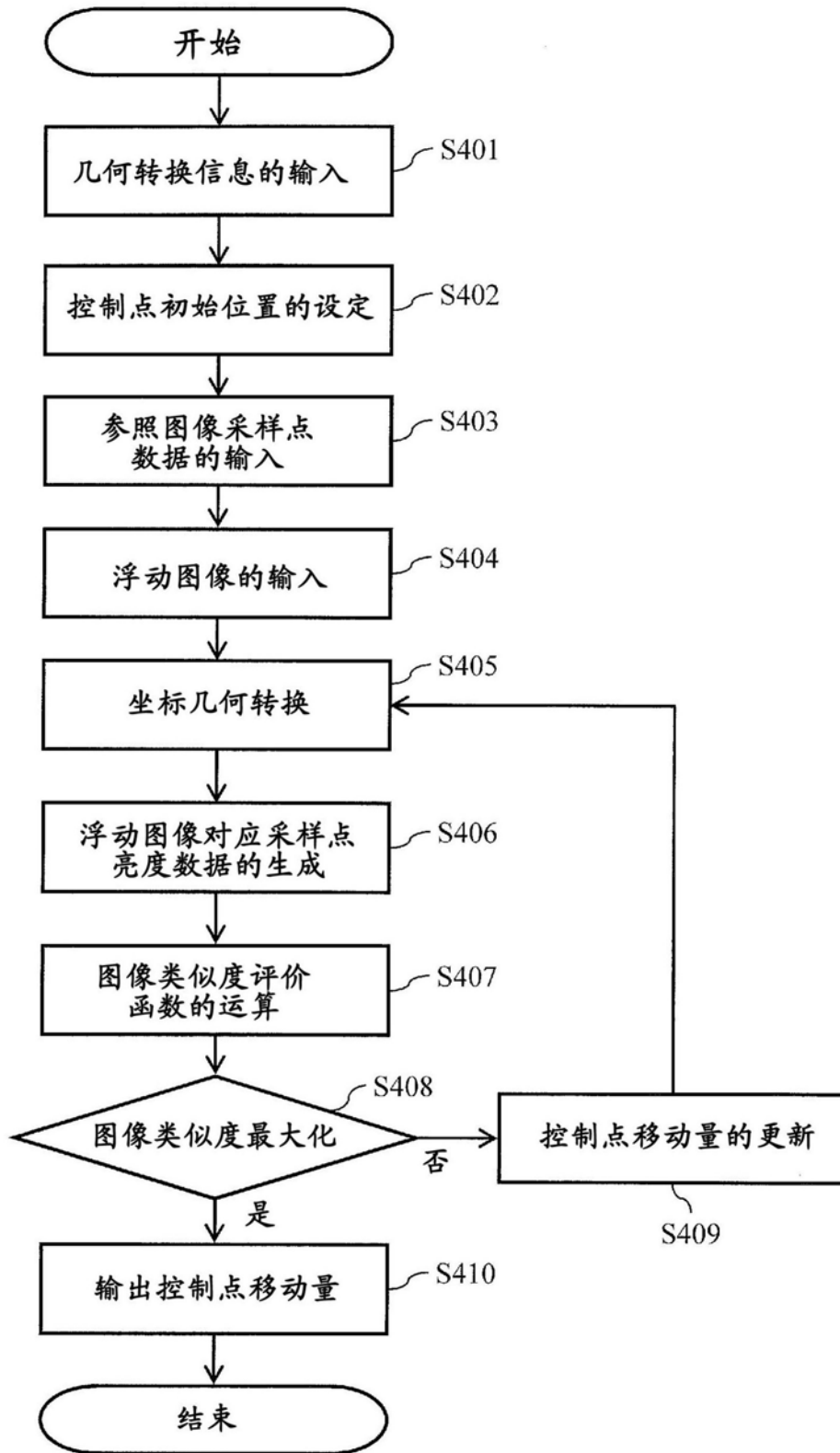


图15

专利名称(译)	超声波成像装置以及图像处理装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN107106144A</a>	公开(公告)日	2017-08-29
申请号	CN201580072590.1	申请日	2015-11-27
[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	黎子盛 栗原恒弥 秋山靖浩		
发明人	黎子盛 栗原恒弥 秋山靖浩		
IPC分类号	A61B8/14 A61B6/03		
代理人(译)	曹鑫		
优先权	2015037353 2015-02-26 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种超声波成像装置以及图像处理装置，不要求用户进行复杂的操作，就准确地进行超声波图像与预先成像的体数据的对齐。接受超声波图像的第1体数据与其他图像成像装置所获得的第2体数据来进行对齐。从用户接受被检体的多个成像部位中预定的成像部位的选择。使第2体数据初始旋转与接受部所接受的成像部位相对应的旋转角度，将初始旋转后的第2体数据与第1体数据进一步进行对齐。

200

