



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108697410 A

(43)申请公布日 2018.10.23

(21)申请号 201780013492.X

(22)申请日 2017.04.18

(30)优先权数据

2016-095761 2016.05.12 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.08.24

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/015573 2017.04.18

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/195540 JA 2017.11.16

(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 荒井修

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243

代理人 曾贤伟 范胜杰

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

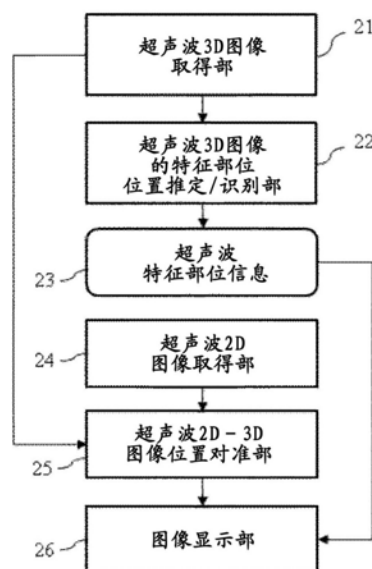
权利要求书2页 说明书12页 附图10页

(54)发明名称

超声波拍摄装置、图像处理装置及其方法

(57)摘要

在术中超声波图像上自动且实时地显示被检体的解剖学上的特征部位的信息,正确引导手术。超声波拍摄装置具备:图像生成部,根据向被检体发送超声波并接收来自被检体的超声波的超声波探头的接收信号生成超声波2D图像,通过多次的超声波收发来生成超声波3D图像;图像处理装置,处理超声波2D图像与超声波3D图像,图像处理装置具有:超声波3D图像的特征部位位置推定/识别部(22),根据由超声波3D图像取得部(21)获取的超声波3D图像来推定/识别被检体的特征部位;超声波2D-3D图像位置对准部(25),进行超声波2D图像与超声波3D图像的位置对准;图像显示部(26),使用获取的特征部位的位置信息与位置对准结果,在实时的超声波2D图像上显示特征部位的位置、名称、及与超声波2D图像的距离关系的信息。



1. 一种超声波拍摄装置,其特征在于,具备:
超声波探头,其向被检体发送超声波,接收来自所述被检体的超声波;
图像生成部,其根据所述超声波探头的接收信号来生成超声波二维图像即超声波2D图像,通过多次的超声波的发送接收来生成超声波三维图像即超声波3D图像;及
图像处理装置,其接收并处理所述超声波2D图像和所述超声波3D图像,
所述图像处理装置进行如下处理:
根据所述超声波3D图像推定及识别所述被检体的特征部位,
进行所述超声波2D图像与所述超声波3D图像的位置对准,
在所述超声波2D图像上显示所述特征部位的信息。
2. 根据权利要求1所述的超声波拍摄装置,其特征在于,
所述特征部位的信息是所述特征部位的位置、名称、及与所述超声波2D图像的距离关系。
3. 根据权利要求2所述的超声波拍摄装置,其特征在于,
所述图像处理装置具备特征部位位置推定/识别部,该特征部位位置推定/识别部根据所述超声波3D图像推定及识别所述特征部位的位置、名称。
4. 根据权利要求3所述的超声波拍摄装置,其特征在于,
所述图像处理装置具备图像位置对准部,该图像位置对准部进行所述超声波2D图像与所述超声波3D图像的位置对准,
所述图像位置对准部计算与所述超声波2D图像对应的所述超声波3D图像的2D剖面图像的位置。
5. 根据权利要求4所述的超声波拍摄装置,其特征在于,
所述超声波拍摄装置具备显示所述超声波2D图像的图像显示部,
所述图像显示部使用所述特征部位的位置与所述2D剖面图像的位置,计算与所述超声波2D图像的距离关系,将所述特征部位的位置、名称、及与所述超声波2D图像的距离关系显示到所述超声波2D图像上。
6. 根据权利要求5所述的超声波拍摄装置,其特征在于,
所述图像显示部显示将所述超声波2D图像与所述2D剖面图像重叠的图像。
7. 根据权利要求4所述的超声波拍摄装置,其特征在于,
所述图像位置对准部从所述超声波3D图像选择与所述超声波2D图像对应的2D剖面图像的三维位置的候补来用作初期位置,进行所述超声波2D图像与所述超声波3D图像的位置对准,计算与所述超声波2D图像对应的所述超声波3D图像的2D剖面图像。
8. 根据权利要求4所述的超声波拍摄装置,其特征在于,
所述图像处理装置进行如下处理:
将所述超声波3D图像与所述超声波3D图像以外的由所述超声波探头拍摄得到的超声波3D图像相互结合,生成第2超声波3D图像,
进行所述超声波2D图像与所述第2超声波3D图像的位置对准,计算与所述超声波2D图像对应的所述第2超声波3D图像的2D剖面图像的位置,
使用所述特征部位的位置与所述第2超声波3D图像的2D剖面图像的位置,在所述超声波2D图像上显示所述特征部位的位置、名称、及距离关系。

9. 根据权利要求4所述的超声波拍摄装置,其特征在于,
所述图像处理装置还具备修正部,该修正部修正由所述特征部位位置推定/识别部推定及识别出的所述特征部位的位置、名称。
10. 根据权利要求9所述的超声波拍摄装置,其特征在于,
所述修正部修正在所述图像位置对准部计算出的、与所述超声波2D图像对应的所述超声波3D图像的所述2D剖面图像的位置。
11. 根据权利要求1所述的超声波拍摄装置,其特征在于,
所述超声波探头具备位置传感器,
所述图像生成部根据所述超声波2D图像和由所述位置传感器得到的所述超声波探头的位置信息来生成所述超声波3D图像。
12. 一种图像处理装置,其特征在于,具备:
特征部位位置推定/识别部,其根据针对被检体的超声波3D图像来对所述被检体的特征部位进行推定及识别;及
图像位置对准部,其进行针对所述被检体的超声波2D图像与所述超声波3D图像的位置对准,并计算与所述超声波2D图像对应的所述超声波3D图像的2D剖面图像的位置。
13. 根据权利要求12所述的图像处理装置,其特征在于,
所述图像处理装置还具备修正部,该修正部将所述超声波3D图像与所述超声波3D图像以外的超声波3D图像相互结合,生成第2的超声波3D图像,
所述特征部位位置推定/识别部根据所述第2超声波3D图像来推定及识别所述被检体的特征部位,
所述图像位置对准部进行所述超声波2D图像与所述第2超声波3D图像的位置对准,计算与所述超声波2D图像对应的所述第2超声波3D图像的2D剖面图像的位置。
14. 一种图像处理方法,其为图像处理装置的图像处理方法,其特征在于,
所述图像处理装置进行如下处理:
根据针对被检体的超声波3D图像来推定及识别所述被检体的特征部位,
进行针对所述被检体的超声波2D图像和所述超声波3D图像的位置对准,计算与所述超声波2D图像对应的所述超声波3D图像的2D剖面图像的位置。
15. 根据权利要求14所述的图像处理方法,其特征在于,
所述图像处理装置进行如下处理:
将所述超声波3D图像与所述超声波3D图像以外的超声波3D图像相互结合,生成第2超声波3D图像,
根据所述第2超声波3D图像来推定及识别所述被检体的特征部位,
进行所述超声波2D图像与所述第2超声波3D图像的位置对准,计算与所述超声波2D图像对应的所述第2超声波3D图像的2D剖面图像的位置。

超声波拍摄装置、图像处理装置及其方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波拍摄装置,尤其是涉及一种同时显示拍摄到的超声波图像及被检体内预定的特征部位的拍摄技术。

背景技术

[0002] 超声波拍摄装置向被检体照射超声波并通过其反射信号将被检体的内部的结构图像化,因此能够无创且实时地观察患者。并且,图像诊断系统也开始普及,该图像诊断系统为在超声波探头上粘贴位置传感器来计算扫描面的位置关系,根据由医用图像诊断装置拍摄到的三维诊断用体积(3D图像)数据来构建并显示与超声波扫描面的图像对应的二维剖面图像的图像诊断系统。除超声波外,该诊断用3D图像数据通常为由X线CT(Computed Tomography,计算机断层扫描)装置或MRI(Magnetic Resonance Imaging,磁共振成像)装置等其他医用图像拍摄装置拍摄到的图像数据。

[0003] 专利文献1中,根据由医用图像诊断装置拍摄到的诊断用三维(3D)图像数据来构建与超声波扫描面的图像的超声波二维(2D)图像对应的二维剖面图像时,根据诊断目的及超声波探测器的种类设定二维剖面图像的剖面方向。基于获取的剖面方向和粘贴于超声波探头的位置传感器的位置信息,进行超声波扫描面的图像与诊断用3D图像的位置对准,根据诊断用3D图像来构建并显示二维剖面图像。此外,非专利文献1公开了超声波3D图像拼接法等。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本特开2014-239731号公报

[0007] 非专利文献

[0008] 非专利文献1:Ni,Dong,et al."Volumetric ultrasound panorama based on 3D SIFT."Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI 2008.Springer Berlin Heidelberg,2008.52-60.

发明内容

[0009] 发明要解决的课题

[0010] 近年,期待一种能够通过无创且实时拍摄的术中超声波图像来确认被检体手术中的肿瘤等需要手术的区域的技术。并且,为了正确地引导手术,期待在术中超声波图像上实时显示被检体内肿瘤或解剖学上的特征部位的位置、名称、及距离关系等信息。另外,为了使术中超声波图像与被检体的位置对准,想要尽量避免手术中的医师等使用者的手与手动输入装置的开关或鼠标等接触。另外,为了减轻开腹状态的被检体的负担,期待在尽量短时间内进行位置对准。

[0011] 然而,在专利文献1的技术中,需要使用者在超声波扫描面的图像和根据诊断用3D图像构建的二维剖面图像这两者中,在可观察的目标上设定点,通过使位置一致的目标对

准来进行位置对准。如此复杂的用户操作及开腹状态下的被检体的负担是一重大问题。另外,在专利文献1的技术中,存在无法实时显示解剖学上的特征部位的位置或名称等信息。

[0012] 本发明的目的在于,提供一种能够在术中超声波图像上自动且实时地显示特征部位信息,正确地引导手术的超声波拍摄装置、图像处理装置及其方法。

[0013] 用于解决课题的手段

[0014] 为了达成上述目的,本发明提供一种超声波拍摄装置,该超声波拍摄装置具备:超声波探头,向被检体发送超声波,接收来自被检体的超声波;图像生成部,根据声波探测器的接收信号生成超声波2D图像,通过多次的超声波发送接收来生成超声波3D图像;图像处理装置,接收并处理超声波2D图像与超声波3D图像。其中,图像处理装置根据超声波3D图像推定及识别被检体的特征部位,进行超声波2D图像与超声波3D图像的位置对准,在超声波2D图像上显示特征部位的信息。

[0015] 另外,为了达成上述目的,本发明提供一种图像处理装置,该图像处理装置具备:特征部位位置推定/识别部,根据针对被检体的超声波3D图像来推定及识别被检体的特征部位;图像位置对准部,进行针对被检体的超声波2D图像与超声波3D图像的位置对准,计算出与超声波2D图像对应的超声波3D图像的2D剖面图像的位置。

[0016] 并且,为了达成上述目的,本发明还提供一种在图像处理装置中的图像处理方法,其中,图像处理装置根据被检体的超声波3D图像来推定并识别被检体的特征部位,进行针对被检体的超声波2D图像与超声波3D图像的位置对准,计算出与超声波2D图像对应的所述超声波3D图像的2D剖面图像的位置。

[0017] 发明效果

[0018] 根据本发明,通过根据超声波3D图像推定及识别被检体的特征部位,进行超声波2D图像与超声波3D图像的位置对准,在超声波2D图像上显示特征部位的信息,从而能够正确地引导手术。

附图说明

[0019] 图1是表示实施例1涉及的超声波拍摄装置的整体结构例的框图。

[0020] 图2是表示实施例1涉及的超声波拍摄装置的硬件结构例的框图。

[0021] 图3是表示实施例1涉及的超声波拍摄装置的图像处理装置的功能框图。

[0022] 图4是表示实施例1涉及的超声波拍摄装置的处理流程的流程图。

[0023] 图5A是表示实施例1涉及的特征部位的一例的说明图。

[0024] 图5B是表示实施例1涉及的特征部位的其他例子的说明图。

[0025] 图5C是表示实施例1涉及的特征部位的其他例子的说明图。

[0026] 图6是表示实施例1涉及的超声波特征部位信息的一例的图。

[0027] 图7是表示实施例1涉及的根据体积数据进行的特征部位的位置推定/识别处理的流程图。

[0028] 图8是表示实施例1涉及的超声波2D图像与超声波3D图像的位置对准处理的流程图。

[0029] 图9是表示实施例1涉及的超声波2D图像与超声波3D图像的位置对准处理的初期位置的图。

- [0030] 图10是表示实施例2涉及的超声波拍摄装置的图像处理装置的功能框图。
- [0031] 图11是表示各实施例涉及的显示器的显示画面与按键选择单元一例的图。
- [0032] 图12是表示实施例3涉及的超声波拍摄装置的整体结构例的框图。
- [0033] 图13是表示实施例3涉及的超声波拍摄装置的硬件结构例的框图。

具体实施方式

[0034] 以下,基于附图对本发明的实施方式进行详细说明。另外,在用于说明实施方式的所有附图中,原则上对相同部分标注相同的符号并省略重复说明。此外,在本说明书中,特征部位的信息是指特征部位的位置、名称、及距离关系的信息,距离关系是指从特征部位到超声波2D图像为止的投影距离。

[0035] (实施例1)

[0036] 实施例1是超声波拍摄装置的实施例,该超声波拍摄装置具备: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;图像生成部,其根据超声波探头的接收信号生成超声波2D图像,通过多次的超声波的发送接收来生成超声波3D图像;图像处理装置,其接收并处理超声波2D图像和超声波3D图像,图像处理装置根据超声波3D图像来推定及识别被检体的特征部位,进行超声波2D图像与超声波3D图像的位置对准,在超声波2D图像上显示特征部位的信息。另外,实施例1还是图像处理装置及其方法的实施例,该图像处理装置具备:特征部位位置推定/识别部,其根据被检体的超声波3D图像来推定及识别被检体的特征部位;图像位置对准部,其进行被检体的超声波2D图像与超声波3D图像的位置对准,计算出与超声波2D图像对应的超声波3D图像的2D剖面图像的位置。

[0037] 在本实施例的超声波拍摄装置中,根据拍摄被检体得到的超声波3D图像,对预定的解剖学上的特征部位进行位置推定和名称识别。另外,在手术中,对实时拍摄到的超声波2D图像即超声波扫描面的2D图像与超声波3D图像进行位置对准,计算出位置对准用的几何变换矩阵,并且计算被推定出的特征部位的位置与拍摄到的超声波2D图像之间的距离关系。将得到的特征部位的名称、位置与超声波2D图像之间的距离关系作为特征部位的信息显示在超声波2D图像上,从而能够实时地引导手术。

[0038] 在此,本实施例中的特征部位的信息之一的距离关系是指从被检体内的特征部位到超声波2D图像的投影距离。优选为,计算从根据超声波3D图像推定出的被检体的特征部位的三维的位置(即从3D空间上的点的坐标)到与超声波2D图像对应的超声波3D图像的2D剖面图像的位置(即到三维空间上的面的位置)的投影距离,将该计算出的投影距离作为与特征部位的超声波2D图像之间的距离关系。

[0039] (结构及动作)

[0040] 以下,对实施例1的超声波拍摄装置的具体一个结构例进行详细说明。如图1所示,本实施例的超声波拍摄装置具备超声波探头7、图像生成部107、图像处理装置108,还通过发送部102、发送接收切换部101、接收部105、用户界面(UI) 121及控制部106构成。通过该超声波拍摄装置100得到的图像被显示在显示器16上。另外,显示器16也可以是包含于用户界面(UI) 121的结构。图1所示的超声波拍摄装置的结构例也能够通用在其他实施例中。

[0041] 发送部102在控制部106的控制下,生成发送信号,且分别向构成被称为超声波探测器的超声波探头7的多个超声波元件传递。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。由被检体120反射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,转换为电信号。超声波元件接收到的信号通过接收部105,以与信号接收焦点的位置相对应的预定的延迟量被延迟,并进行整相相加。对多个接收焦点的每一个反复该操作。整相相加信号从接收部105传递到图像生成部107。发送接收切换部101将发送部102或接收部105选择性地连接到超声波探头7。

[0042] 图像生成部107进行将从接收部105接收的整相相加信号排列于与接收焦点对应的位置等的处理,生成超声波2D图像。在用户摇动超声波探头7的同时,图像生成部107能够生成多个超声波2D图像并合成超声波3D图像。

[0043] 图像处理装置108从图像生成部107接收超声波3D图像,进行预定的解剖学上的特征部位的名称识别和位置推定。另外,图像处理装置108接收实时生成的超声波2D图像,进行超声波2D图像与超声波3D图像的位置对准,将得到的特征部位的名称、位置与超声波2D图像的距离关系显示在实时生成的超声波2D图像上。

[0044] 以下对图像处理装置108与用户界面(UI) 121的具体结构及动作进行详细说明。

[0045] 图2是表示图像处理装置108与用户界面121的硬件的结构例的框图。图2所示的硬件结构例与图1的超声波拍摄装置的结构相同,也能够通于其他实施例。

[0046] 图像处理装置108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:可读写数据的存储介质)3、存储装置4、显示控制部15。用户界面121具备:介质输入部11、输入控制部13及输入装置14、显示器16。图像生成部107、图像处理装置108及用户界面121通过总线5相互连接。

[0047] 在图像处理装置108的ROM2及RAM3中的至少一方中,预先存储有用于实现图像处理装置108的动作所需的CPU1的演算处理的程序和数据。CPU1通过执行该ROM2及RAM3中的至少一方中预先存储的程序来实现图像处理装置108的各种处理。此外,CPU1执行的程序例如还可以是在光盘等存储介质12上存储,然后介质输入部11(例如光盘驱动器)读入该程序并存储到RAM3中这样的方式。另外,也可以在存储装置4中存储该程序,然后从存储装置4将该程序下载到RAM3。另外,还可以预先在ROM2中存储该程序。

[0048] 存储装置4例如可以具备闪存等非易失性半导体存储介质。而且可以使用经由网络等连接的外部存储装置。

[0049] 输入装置14是接收用户操作的装置,例如,包括键盘、轨迹球、操作面板、脚踏开关等。输入控制部13接收由用户输入的操作输入。输入控制部13接收到的操作输入由CPU1处理。显示控制部15例如进行使由CPU1的处理得到的图像数据显示在显示器16的控制。显示器16在显示控制部15的控制下显示图像。

[0050] 图3是表示本实施例的图像处理装置108的一功能的功能框图。如图3所述,图像处理装置108包括超声波3D图像取得部21、超声波3D图像的特征部位位置推定/识别部22、超声波2D图像取得部24。并且,图像处理装置108还包括表示特征部位的名称/位置的信息的超声波特征部位信息23、超声波2D-3D图像位置对准部25、图像显示部26。

[0051] 使用图4所示的流程图来说明图3所示的图像处理装置108的动作处理。首先,在步骤S201中,将促使像接触超声波探头7且一边摇动一边扫描的显示显示在显示器16上。若用户按照显示使超声波探头7在该脏器区域内扫描,则通过发送部102、接收部105及图像生成部107连续地生成超声波2D图像。通过图像生成部107,从连续地根据生成的超声波2D图像

合成超声波3D图像。超声波3D图像取得部21接收合成出的超声波3D图像。

[0052] 步骤S202中,超声波3D图像的特征部位位置推定/识别部22运用公知的机器学习的方法,根据超声波3D图像来推定预定的解剖学上的特征部位的位置,按照推定结果识别各特征部位的名称。这里特征部位是指,例如肝脏的门静脉脐部、下腔静脉流入部、胆囊、肝脏门静脉或静脉的各分支点等医学上定义的脏器及脏器内的部位。

[0053] 图5A、图5B、图5C是表示在超声波3D图像中作为特征部位的肝脏的门静脉脐部、下腔静脉的流入部、胆囊的三维位置或图像的特征的说明图。图5A、图5B、图5C所示的立方体50表示上述解剖学上的特征部位的各个位置的周围局部区域。超声波3D图像的特征部位位置推定/识别部22中的特征部位的位置推定和名称识别在下文详细说明。

[0054] 图6表示超声波特征部位信息23的根据超声波3D图像推定/识别出的特征部位的名称及三维位置信息的一例。这些超声波特征部位信息23能够作为表格存储于RAM3或存储装置4等。

[0055] 步骤S203中,超声波2D图像取得部24接收由图像生成部107实时取得的2D超声波图像。

[0056] 步骤S204中,超声波2D-3D图像位置对准部25分别从超声波3D图像取得部21和超声波2D图像取得部24接收超声波3D图像和超声波2D图像,并计算用于两者位置对准的位置对准变换矩阵。位置对准变换矩阵的计算在下文详细说明。

[0057] 步骤S205中,图像显示部26接收超声波3D图像、超声波2D图像、超声波特征部位信息23、位置对准变换矩阵、及2D剖面图像的位置。图像显示部26使用这些数据,计算从被检体的特征部位的3D空间上的点的坐标到与超声波2D图像对应的超声波3D图像的2D剖面图像的位置为止的投影距离,将该计算出的投影距离设为与特征部位的超声波2D图像的距离关系。而且,如图11的(a)表示一例,图像显示部26将超声波2D图像显示在显示器16的画面上。此外,在画面上显示识别出的特征部位的位置、名称17A、18A、特征部位与超声波2D图像的距离关系。此时,图像显示部26使用位置对准变换矩阵,从超声波3D图像的三维坐标系中的特征部位的位置向当前显示的超声波2D图像进行投影,在被投影场所用×号的表示的标记17B、18B显示特征部位的场所。即,由于图像显示部26能够在显示器16的超声波2D图像上实时地显示根据超声波3D图像推定出的特征部位的名称、特征部位与实时获取的超声波2D图像之间的位置关系,因此能够实现对用户的正确的手术导航。

[0058] 如上所述,图像显示部26计算从通过超声波3D图像推定出的被检体的特征部位的3D空间上的点的坐标到与超声波2D图像对应的超声波3D图像的2D剖面图像位置为止的投影距离,并作为特征部位与实时取得的超声波2D图像的距离关系。此外,标记17B、18B的尺寸与计算出的特征部位与超声波2D图像的距离关系即投影距离呈比例地显示。即,图像显示部26在超声波2D图像上显示表示特征部位的标记时,以标记17B、18B的尺寸与计算出的投影距离呈比例的方式进行显示,一眼就能够把握两者的位置关系,从而更加提高用户的使用便利性。

[0059] 此外,根据复选框28的用户选择,图像显示部26能够开启和关闭特征部位的名称17A、18A与标记17B、18B的显示,能够仅在用户需要的情况下可以显示特征部位的名称17A、18A与标记17B、18B。另外,关于图11的(a)的触摸屏操作按键19、及图11的(b)在实施例2中进行说明。

[0060] 此外,步骤S205的显示时,图像显示部26能够改变实时的超声波2D图像和与超声波3D图像的超声波2D图像对应的位置的2D剖面图像内的一方的颜色,生成透过这两个图像的重叠图像并显示在显示器16上。进而,图像显示部26将特征部位的名称17A、18A与标记17B、18B显示在重叠生成的2D图像上。在这种情况下,图像显示部26可以将标记17B、18B的尺寸与计算出的从特征部位到超声波2D图像的投影距离呈比例地显示。

[0061] 接着使用图7所示的流程图,详细说明本实施例的超声波3D图像的特征部位位置推定/识别部22的处理。如上述说明,图像处理装置108能够通过CPU1的程序执行来实现,因此图7的各处理也可以通过CPU1的程序处理来实现。

[0062] 首先,在步骤S401中,超声波3D图像的特征部位位置推定/识别部22从图像生成部107接收超声波3D图像。步骤S402中,超声波3D图像的特征部位位置推定/识别部22进行特征部位候补的位置推定和名称识别。为了提高处理速度,超声波3D图像的特征部位位置推定/识别部22缩小超声波3D图像的尺寸,使用机器学习,以粗分辨率探索特征部位候补。作为特征部位的位置推定和名称识别的方法,例如可以使用公知的机器学习的方法的霍夫森林法(Hough Forest法)。

[0063] 接着,步骤S403中,超声波3D图像的特征部位位置推定/识别部22获取局部3D图像,该局部3D图像是根据通常尺寸的超声波3D图像探索到的特征部位候补的周围局部区域的局部3D图像。步骤S404中,超声波3D图像的特征部位位置推定/识别部22在特征部位候补的周围局部区域中详细地进行特征部位探索和识别。在此,可以使用上述的霍夫森林法。另外,在期待更高精度的位置推定/识别结果的情况下,可以使用公知的深度学习(Deep Learning)方法的3D CNN(Convolutional Neural Network,卷积神经网络)法。

[0064] 步骤S405中,当在步骤S404的探索中得到的特征部位的识别值为预定阈值以下时,特征部位位置推定/识别部22将该特征部位作为误识别部而进行排除。步骤S406中,超声波3D图像的特征部位位置推定/识别部22将识别出的特征部位的位置/名称信息作为超声波特征部位信息23进行输出。

[0065] 接着,使用图8所示的流程图,详细说明本实施例的超声波2D-3D图像位置对准部25的处理。超声波2D-3D图像位置对准部25的处理也是通过CPU1进行的程序执行来实现的。

[0066] 步骤S301中,超声波2D-3D图像位置对准部25从超声波3D图像取得部21接收超声波3D图像、从超声波2D图像取得部24接收超声波2D图像,并从超声波3D图像中大致推定与超声波2D图像对应的三维位置。即,推定对应的超声波2D图像的初期位置。

[0067] 图9中,将超声波2D-3D图像位置对准部25中使用的三维初期位置候补的例子表示为15个图案。在各图案中表示各个的位置91。在推定初期位置时,使用机器学习,将超声波2D图像输入该15个图案的识别器中,将得到最高识别值的图案的位置91作为从超声波2D图像取得部24得到的超声波2D图像的初期位置。超声波2D-3D图像位置对准部25从超声波3D图像选择与超声波2D图像对应的2D剖面图像的三维位置的候补用作初期位置,进行超声波2D图像与所述超声波3D图像的位置对准,计算与超声波2D图像对应的超声波3D图像的2D剖面图像。

[0068] 各图案的识别器由学习制成。将大量的超声波3D图像收集为学习数据,从各个超声波3D图像抽出图9的各位置91中的2D剖面图像,制成为与该位置对应的图案的学习数据。另外,为了增加学习数据的数量和多样性,从图9的各位置91进行随机且小范围的平行移动

和旋转角度并抽出2D剖面图像,用作学习数据。由此,能够制成例如图9的15个图案的三维初期位置的学习数据,使用机器学习,能够制成各图案的识别器。作为机器学习的方法,例如可以使用公知的Adaboos法或深度学习法。

[0069] 步骤S302中,超声波2D-3D图像位置对准部25根据推定出的超声波2D图像的初期位置来推定超声波2D-3D图像位置对准用的几何变换数据的平行移动及旋转角度。步骤S303中,超声波2D-3D图像位置对准部25使用得到的平行移动及旋转角度,根据超声波3D图像构建与超声波2D图像对应的2D剖面图像。

[0070] 步骤S304中,超声波2D-3D图像位置对准部25对由超声波3D图像得到的2D剖面图像和在超声波2D图像取得部24取得的超声波2D图像进行图像类似度评价函数的演算。作为图像类似度,更够使用公知的相互信息量

[0071] 步骤S305中,为了求出使得由超声波3D图像获得的2D剖面图像与超声波2D图像的图像类似度成为最大或极大的平行移动和旋转角度,超声波2D-3D图像位置对准部25实施收敛计算。

[0072] 步骤S306中,在图像类似度未收敛的情况下,为了得到更高的类似度而更新平行移动及旋转角度。而且,使用被更新的平行移动及旋转角度,重新执行步骤S303~S305。

[0073] 另一方面,当在步骤S305中类似度未收敛的情况下,超声波2D-3D图像位置对准部25通过输出在步骤S307中求出的平行移动和旋转角度信息、2D剖面图像的位置等,能够完成图3的超声波2D-3D图像位置对准部25的处理。

[0074] 另外,对于实时且连续地取得到的多个超声波2D图像,完成最初的超声波2D图像的位置对准后的后续的超声波2D图像的位置对准的初期位置能够使用之前时刻获取的超声波2D图像的位置对准结果的平行移动和旋转角度信息。即,若使用之前的超声波2D图像的平行移动和旋转角度来进行步骤S303~S307的处理,则能够进行实时的超声波2D-3D图像位置对准。

[0075] 如上所述,根据本实施例的超声波拍摄装置,能够在超声波2D图像上实时显示患者体内的特征部位的名称/位置、表示从特征部位到超声波2D图像的投影距离的距离关系,从而能够实现自动且准确的手术导航。

[0076] 另外,实施例1的结构是在超声波拍摄装置100的内部具备图像处理装置108的结构,但是如图1、图2所示的图像处理装置108也可以是与超声波拍摄装置100的分体的装置。在这种情况下,图像处理装置108与超声波拍摄装置100通过信号线或网络连接。例如,将图像处理装置108安装于普通的计算机,或者工作站等的处理装置中,经由网络与超声波拍摄装置100连接。

[0077] 这种情况下,图像处理装置108经由网络,从客户终端的超声波拍摄装置分别接收进行特征部位识别的超声波3D图像、及位置对准的超声波2D图像,进行图7的特征部位位置推定/识别处理与图8的图像位置对准处理。并且,将识别出的特征部位的名称和位置信息、以及超声波2D-3D图像位置对准结果发送到客户终端。由此,无需将需要较大演算量的图像处理装置108搭载于客户终端的超声波拍摄装置100中。因此超声波拍摄装置100能够使用经由网络连接的图像处理装置108的演算能力来进行位置对准处理,因而能够提供既小型精简的超声波拍摄装置,又能够提供在超声波2D图像上实时显示患者体内的特征部位的名称与距离关系的装置。

[0078] 如上所述,根据本实施例,通过拍摄被检体的超声波3D图像,对预定的解剖学上的特征部位进行位置推定及名称识别,包含该部位和名称与在手术中实时拍摄到的超声波2D图像的距离关系并显示在超声波2D图像上,从而能够实现自动且正确的手术导航。

[0079] (实施例2)

[0080] 实施例1中,根据超声波3D图像对预定的解剖学上的特征部位进行位置推定及名称识别,对手术中实时拍摄到的超声波2D图像与超声波3D图像进行位置对准,识别出的特征部位的位置/名称与超声波2D图像之间的距离关系显示在超声波2D图像上。实施例2是除了该实施例1的结构之外,还能够根据用户指示来执行特征部位的追加或修正,或者进行位置对准的几何变换计算的修正的超声波拍摄装置的实施例。即,实施例中的超声波拍摄装置中,其图像处理装置将超声波3D图像与超声波3D图像以外的由超声波探头拍摄得到的超声波3D图像相互结合生成第2超声波3D图像,进行超声波2D图像与第2超声波3D图像的位置对准,计算与超声波2D图像对应的第2超声波3D图像的2D剖面图像的位置,使用特征部位的位置与第2超声波3D图像的2D剖面图像的位置,在超声波2D图像上显示特征部位的位置、名称及距离关系。

[0081] 此外,实施例中的图像处理装置及图像处理方法中,图像处理装置具备将超声波3D图像与超声波3D图像以外的超声波3D图像相互结合来生成第2超声波3D图像的修正部,特征部位位置推定/识别部根据第2超声波3D图像来推定及识别被检体的特征部位,图像位置对准部进行超声波2D图像与第2超声波3D图像的位置对准,计算与超声波2D图像对应的第2超声波3D图像的2D剖面图像的位置。另外,在实施例2的说明中,对于与实施例1相同的结构及处理采用相同的符号并省略说明。

[0082] (结构及动作)

[0083] 图10是表示实施例2中的图像处理装置108的功能的功能框图,图11是表示实施例2中的显示器的显示画面与按键选择单元的一例的图。如图10所示,本实施例的图像处理装置108包括:超声波3D图像取得部21、超声波3D图像的特征部位位置推定/识别部22、超声波2D图像取得部24。另外,图像处理装置108在显示特征部位的名称/位置信息的超声波特征部位信息23、超声波2D-3D图像位置对准部25、图像显示部26的基础上,还包括特征部位识别及位置对准结果的修正部27。在本实施例中,如图11的(a)表示的一例,图像显示部26将超声波2D图像显示在显示器16的画面上,基于超声波特征部位信息及与特征部位的超声波2D图像的距离关系等,将识别出的特征部位的位置、名称17A、18A、特征部位与超声波2D图像的距离关系以该尺寸表示的记号17B、18B显示在画面上。

[0084] 在本实施例中,如图11(a)的一例所示,在将识别出的特征部位的位置、名称、以及特征部位与超声波2D图像的距离关系显示在显示器16的状态下,特征部位识别及位置对准结果的修正部27显示触摸屏操作按键19作为询问用户断特征部位识别及位置对准是否判断为成功的显示。即,在显示器16上显示体积追加、特征部位手动修正、位置对准初期位置修正、位置对准详细修正等的触摸屏操作按键19,通过鼠标等输入装置14的按键选择单元接收用户的判断。如果用户通过输入装置14输入特征部位识别与位置对准成功,则位置对准处理结束。另外,可以使用轨迹球或如图15(b)所示的用于在术中使用的由USB线20B连接的脚踏开关作为按键选择单元,从而替代输入装置14及触摸屏操作按键19。

[0085] 另一方面,在用户判断并输入特征部位识别与位置对准不成功的情况下,本实施

例的特征部位识别及位置对准结果的修正部27执行特征部位识别与位置对准的修正处理。

[0086] 特征部位识别及位置对准结果的修正部27在显示器16上显示询问用户是否判断通过追加超声波体积的显示,通过输入装置14或触摸屏操作按键19,接收用户的判断。若用户判断为特征部位的信息不足,在上述超声波3D图像以外由超声波探头追加取得1以上的超声波3D图像,则在通过输入装置14或触摸屏操作按键19进行输入时,超声波拍摄装置100追加取得超声波3D图像。另外,特征部位识别及位置对准结果的修正部27将追加取得的超声波3D图像与原超声波3D图像相互结合,即进行拼接,生成被合成的1个超声波3D图像即第2超声波3D图像。作为拼接处理方法,能够使用例如非专利文献1中记载的方法。

[0087] 特征部位识别及位置对准结果的修正部27使用由拼接处理生成的第2超声波3D图像来执行上述图7的特征部位识别、及上述图8的超声波2D-3D图像位置对准处理。由于特征部位识别处理、及位置对准处理与实施例1相同,因此省略其说明。

[0088] 另一方面,如果用户未追加取得超声波3D图像,而是判断/输入为通过手动进行修正时,用户使用输入装置14等手动修正图6中表示其一例的超声波特征部位信息23即超声波3D图像的特征部位的位置与名称。特征部位识别及位置对准结果的修正部27接收修正后的3D图像特征部位的位置/名称信息,并输出至图像显示部26。图像显示部26执行上述图4的步骤205的图像显示处理

[0089] 另外,在用户通过输入装置14或触摸屏操作按键19来判断/输入位置对准初期位置修正的情况下,特征部位识别及位置对准结果的修正部27在显示器16上显示例如图9的位置对准初期位置图案,并接收用户的选择。用户还可以通过手动对选择出的位置对准初期位置图案进行细微修正。而且用户从修正后的位置对准初期位置获取超声波2D图像。特征部位识别及位置对准结果的修正部27接收修正后的位置对准初期位置图案和超声波2D图像,执行图8的步骤S302~S307的处理。

[0090] 并且,如果用户通过输入装置14或触摸屏操作按键19判断/输入位置对准详细修正时,特征部位识别及位置对准结果的修正部27在显示器16上重叠显示来自于超声波2D图像取得部24的超声波2D图像和与该超声波2D图像对应的超声波3D图像的2D剖面图像。用户一边手动调整2D剖面图像的位置或旋转角度,一边修正与超声波2D图像的位置对准。特征部位识别及位置对准结果的修正部27接收修正后的位置对准结果,并输出至图像显示部26。

[0091] 而且图像显示部26执行上述图4的步骤205的图像显示处理。另外,在本实施例中,图像显示部26根据复选框28的用户选择,在用户需要时可以显示特征部位的名称17A、18A及记号17B、18B。

[0092] 如上所述,本实施例的超声波拍摄装置能够成为,基于用户指示,执行特征部位的追加或者修正,及位置对准的坐标变换信息的再计算。

[0093] (实施例3)

[0094] 实施例3的超声波拍摄装置的实施例的结构是超声波探头具备位置传感器,图像生成部生成超声波2D图像和根据由位置传感器得到的超声波探头的位置信息而生成超声波3D图像。在实施例1中,通过由多次的超声波的发送接收而生成的超声波3D图像对预定的解剖学上的特征部位进行位置推定和名称识别,对手术中实时拍摄的超声波2D图像与超声波3D图像进行位置对准,将识别出的特征部位的位置/名称与超声波2D图像的距离关系显

示在超声波2D图像上。在实施例3中,在超声波探头上安装位置传感器,从超声波探头的接收信号生成超声波图像,同时根据超声波图像和由位置传感器得到的超声波探头的位置信息生成超声波3D图像,从该超声波3D图像对预定的解剖学上的特征部位进行位置推定及名称识别。

[0095] 进而,在实施例3中,在手术中实时拍摄超声波2D图像时,使用来自超声波探头的位置传感器的位置信息进行超声波2D图像与超声波3D图像的位置对准,将识别出的特征部位的位置、名称、及与超声波2D图像的距离关系显示在超声波2D图像上。另外,在本实施例的说明中,关于与实施例1相同的结构及处理,使用相同的符号并省略说明。

[0096] (结构及动作)

[0097] 图12表示实施例3的超声波拍摄装置的一结构例。另外,图13是表示本实施例3中的图像处理装置108与用户界面121的硬件结构例的框图。在图12、图13中,在实施例1的结构上还增加了位置检测单元6和位置传感器8。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,可以使用磁性传感器单元。通过形成磁场空间并通过位置传感器8即磁性传感器检测磁场,从而位置检测单元6能够检测出来自于成为基准点位置的坐标即超声波探头的位置信息。

[0098] 与实施例1相同地,表示实施例3的图像处理装置108的功能例的功能框图是图3。而且,图3所示的实施例3中的图像处理装置108的动作处理如图4的流程图所示。

[0099] 实施例3中的图像生成部107根据超声波探头7的接收信号生成超声波图像,同时根据超声波图像与从位置传感器8得到的超声波探头的位置信息生成超声波3D图像。实施例3中的图4的步骤S204中,超声波2D-3D图像位置对准部25使用附加在超声波3D图像的超声波探头的位置信息和附加在手术中实时拍摄的超声波2D图像的超声波探头的位置信息,计算用于进行位置对准的位置对准变换矩阵。在实施例3中除此之外的处理与实施例1相同。

[0100] 如上所述,实施例3在超声波探头上安装位置传感器,根据超声波探头的接收信号生成超声波图像,同时根据超声波图像与由位置传感器获得的超声波探头的位置信息生成超声波3D图像,并根据超声波3D图像对预定的解剖学上特征部位进行位置推定和名称识别。此外,能够构成为使超声波拍摄装置在手术中实时拍摄超声波2D图像时,使用超声波探头的位置信息,进行超声波2D图像与超声波3D图像的位置对准,从而能够在超声波2D图像上显示被识别出的特征部位的位置、名称、及与超声波2D图像的距离关系的信息。

[0101] 上述发明能够提供一种超声波拍摄装置,该超声波拍摄装置根据超声波3D图像进行预定的解剖学上的特征部位的位置推定和名称识别,进行超声波3D图像与实时拍摄到的超声波2D图像即超声波扫描面的二维图像的位置对准,在超声波2D图像上投影特征部位的位置,计算特征部位与超声波2D图像的距离关系,在该超声波2D图像上显示特征部位的位置、名称、及与超声波2D图像的距离关系的信息。

[0102] 另外,本发明并不限于上述实施方式,还包含多种多样的变形例。例如,上述实施例是为了更好地理解本发明而详细进行说明的,不一定限定于具备说明的全部结构。如上所述,本发明不限于超声波拍摄装置,当然能够实现为经由网络与超声波拍摄装置连接的图像处理装置、及其图像处理方法。另外,可以将某一实施例的结构的一部分替换为其他实施例的结构,而且也可以在某一实施例的结构中加入其他实施例的结构。此外,可以针对

各实施例的结构的一部分进行其他结构的增加、删除、置换。

[0103] 另外,虽然说明了制成实现上述各结构、功能、图像处理装置等的一部分或全部程序的例子,但是也可以例如在集成电路中进行设计等,来通过硬件实现它们的一部分或全部。

[0104] 符号说明

[0105] 1 CPU

[0106] 2 ROM

[0107] 3 RAM

[0108] 4 存储装置

[0109] 5 总线

[0110] 6 位置检测单元

[0111] 7 超声波探头

[0112] 8 位置传感器

[0113] 10 图像拍摄装置

[0114] 11 介质输入部

[0115] 12 存储介质

[0116] 13 输入控制部

[0117] 14 输入装置

[0118] 15 显示控制部

[0119] 16 显示器

[0120] 17A、18A 名称

[0121] 17B、18B 标记

[0122] 19 触摸屏操作按键

[0123] 20A 脚踏开关

[0124] 20B USB线

[0125] 21 超声波3D图像取得部

[0126] 22 超声波3D图像的特征部位位置推定/识别部

[0127] 23 超声波特征部位信息

[0128] 24 超声波2D图像取得部

[0129] 25 超声波2D—3D图像位置对准部

[0130] 26 图像显示部

[0131] 27 特征部位识别及位置对准结果的修正部

[0132] 28 复选框

[0133] 50 立方体

[0134] 90 位置

[0135] 100 超声波拍摄装置

[0136] 101 发送接收切换部

[0137] 102 发送部

[0138] 105 接收部

- [0139] 106 控制部
- [0140] 107 图像生成部
- [0141] 108 图像处理装置
- [0142] 120 用户
- [0143] 121 用户界面 (UI)

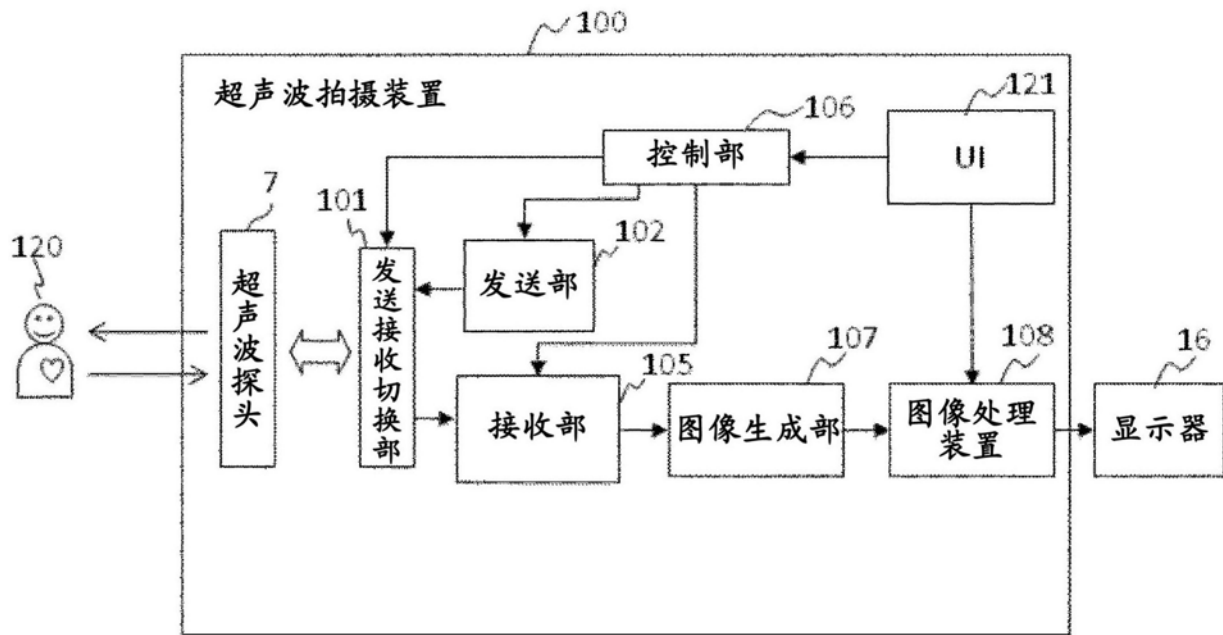


图1

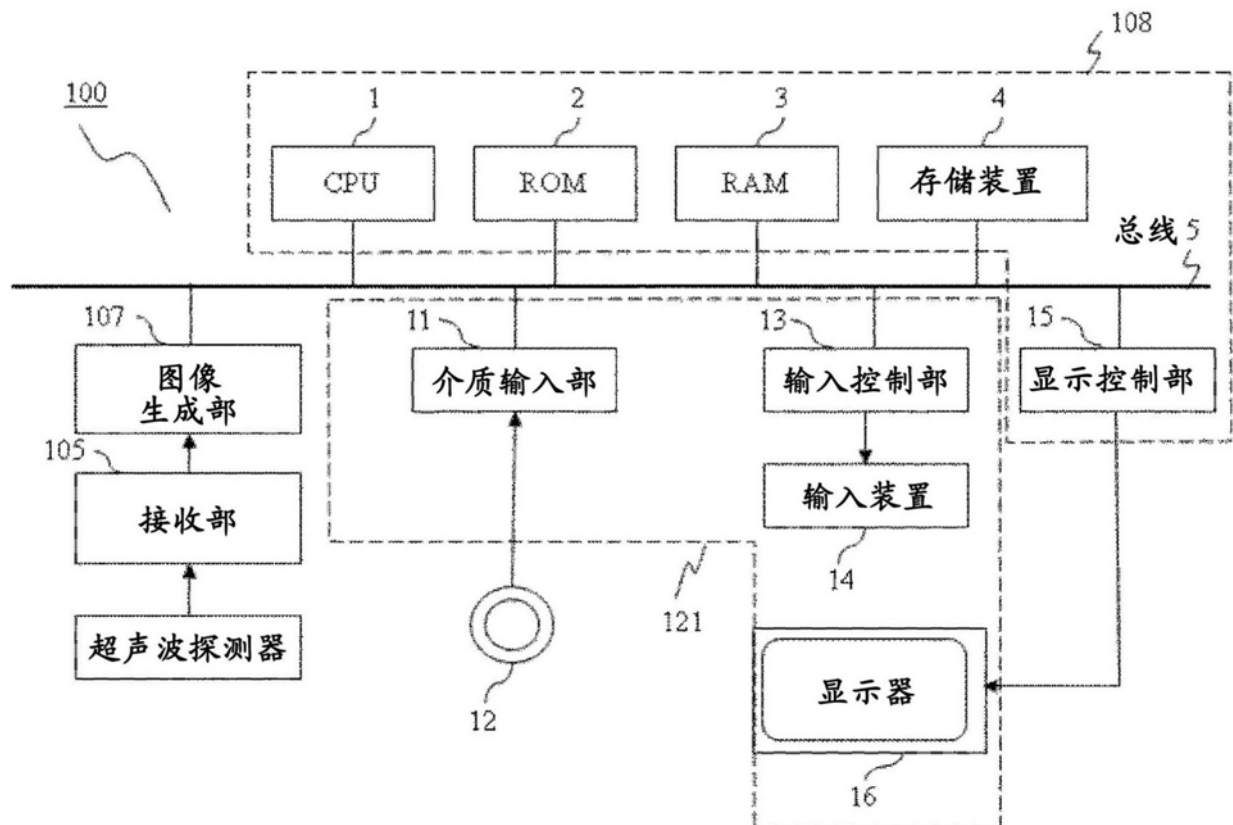


图2

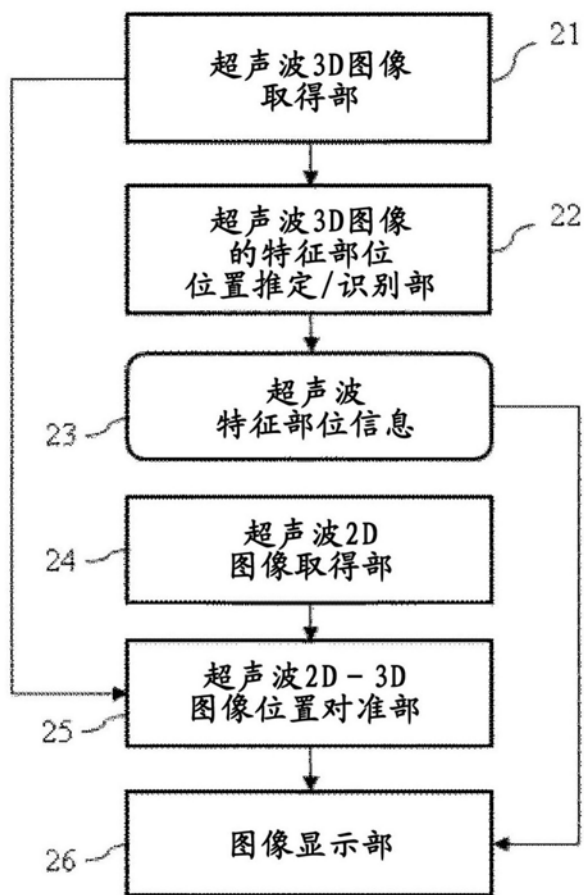


图3

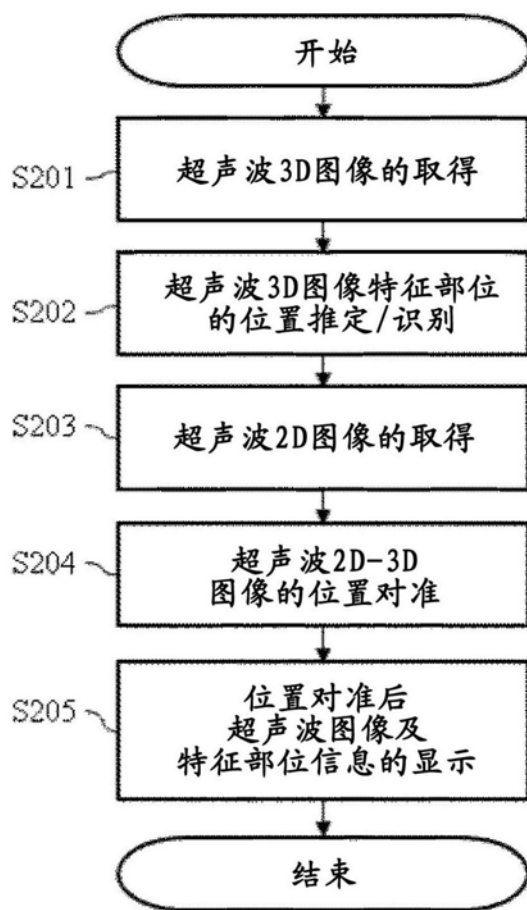


图4

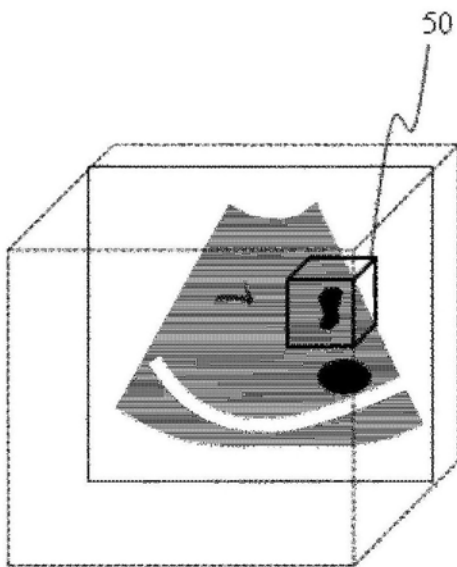


图5A

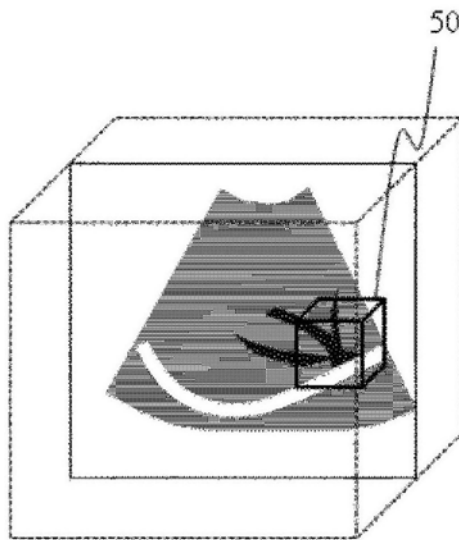


图5B

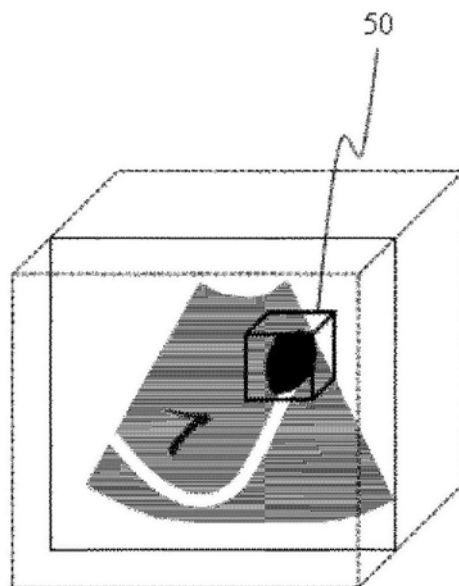


图5C

23

名称	位置
门静脉脐部	(12.5, 23.8, 98.5)
胆囊	(56.3, 31.6, 9.9)
下腔静脉 流入部	(52.1, 22.9, 64.8)
肿瘤	(37.5, 12.3, 55.7)
...	...

超声波特征部位信息

图6

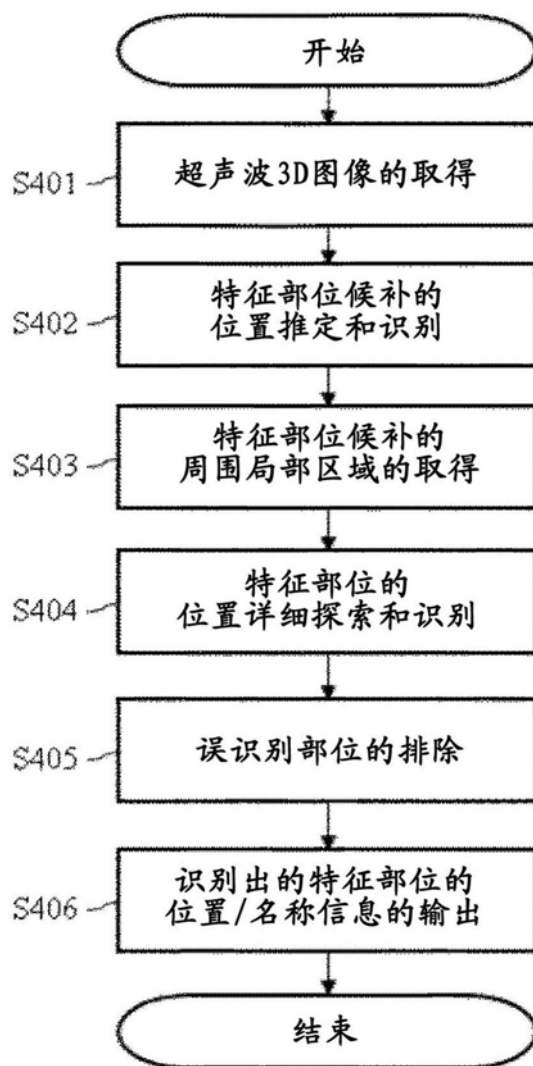


图7

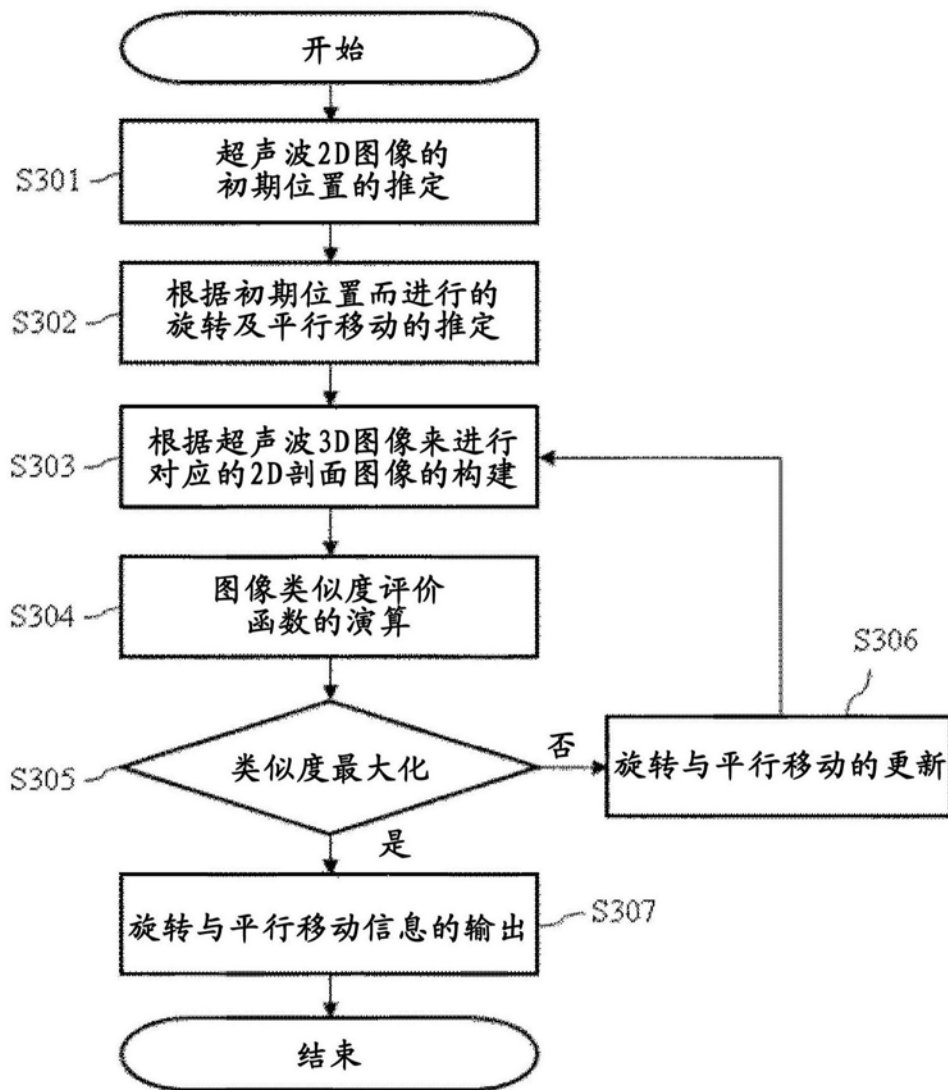


图8

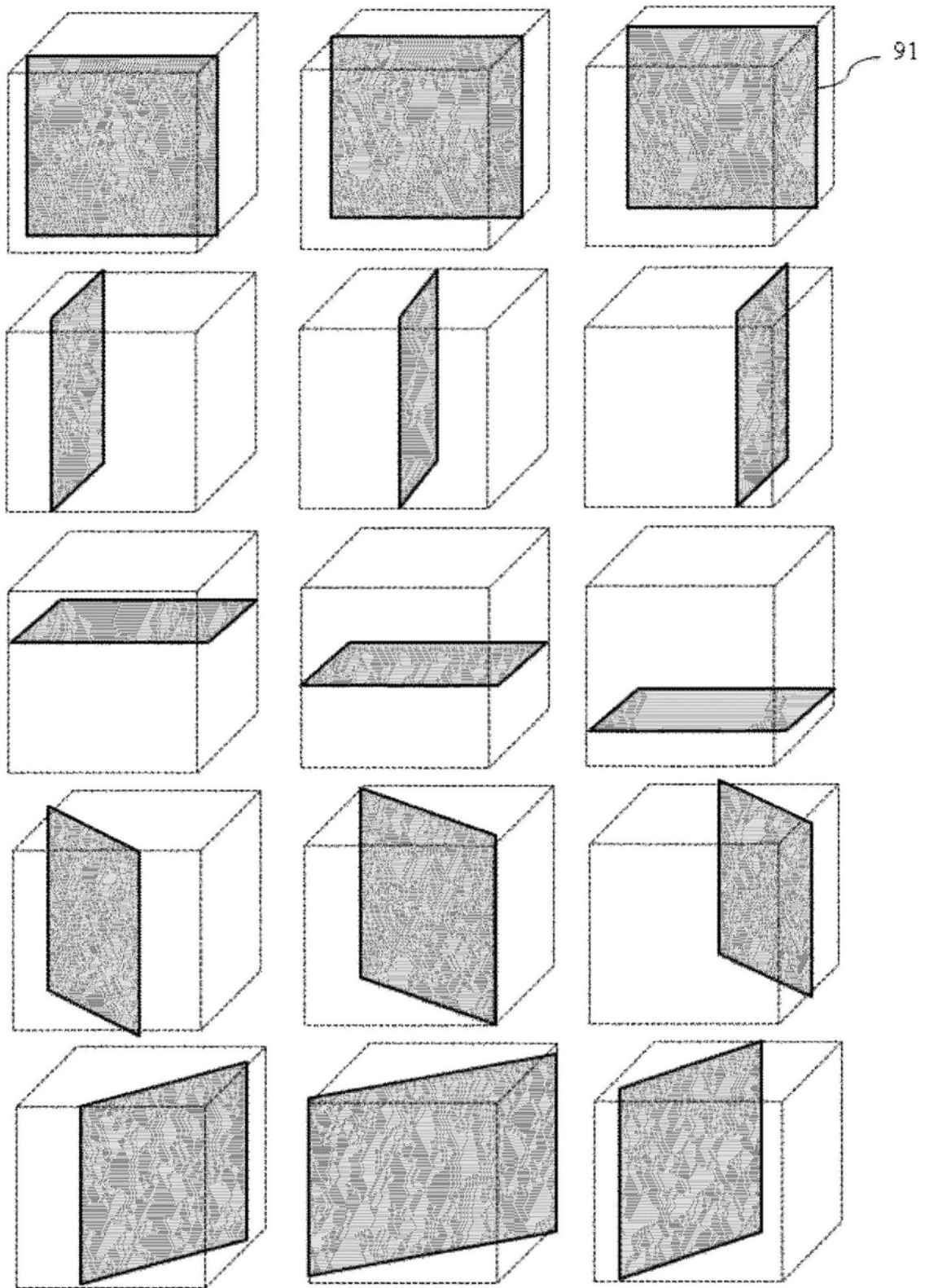


图9

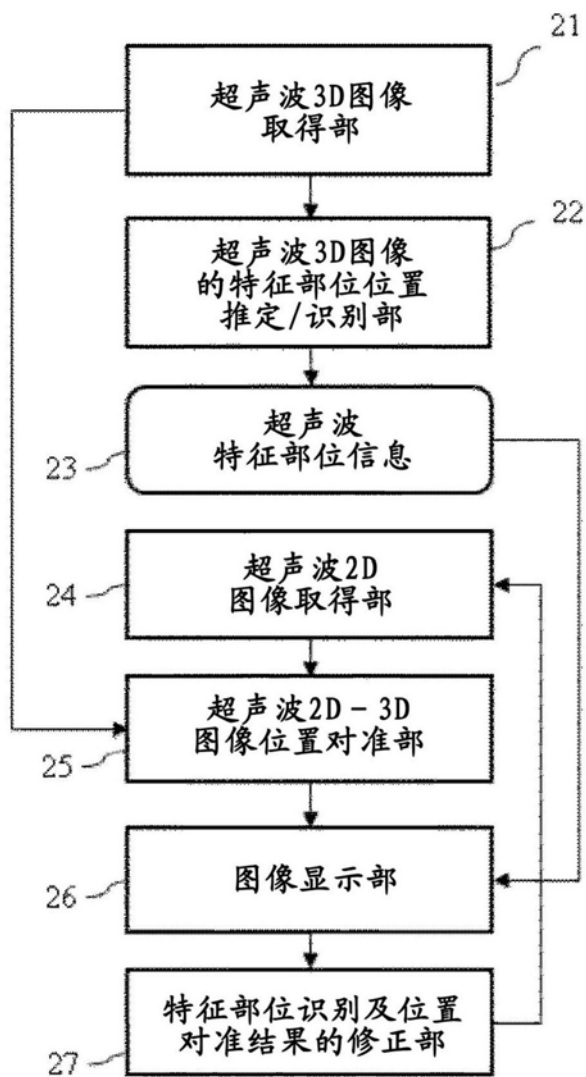


图10

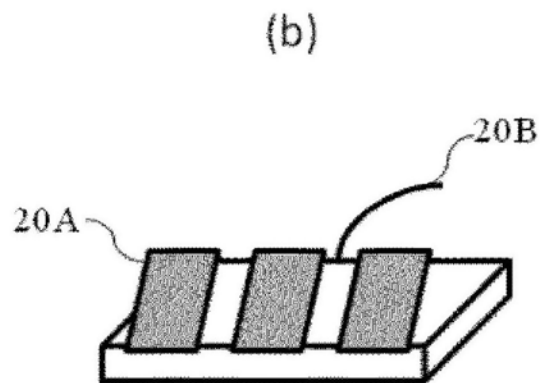
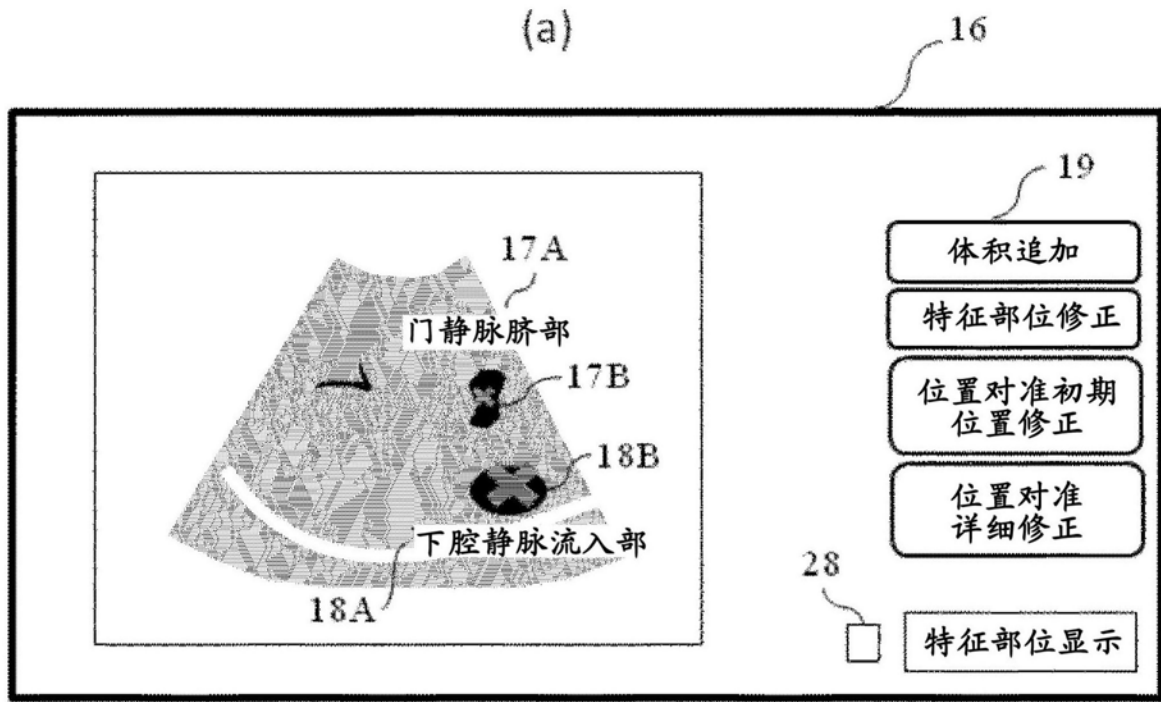


图11

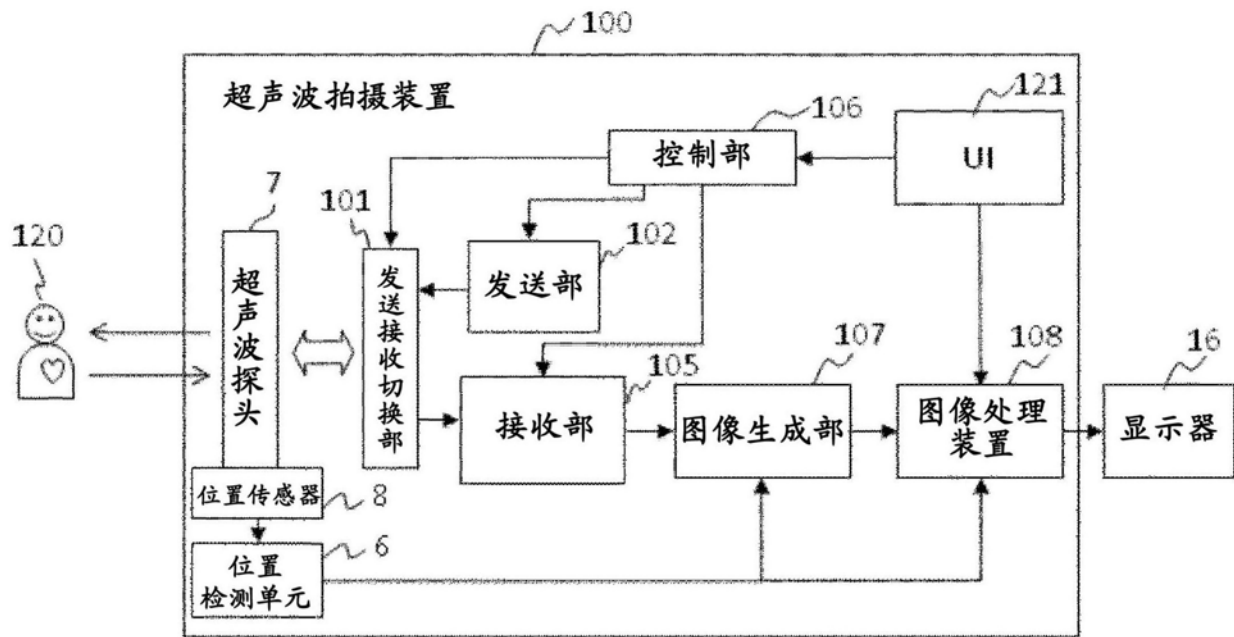


图12

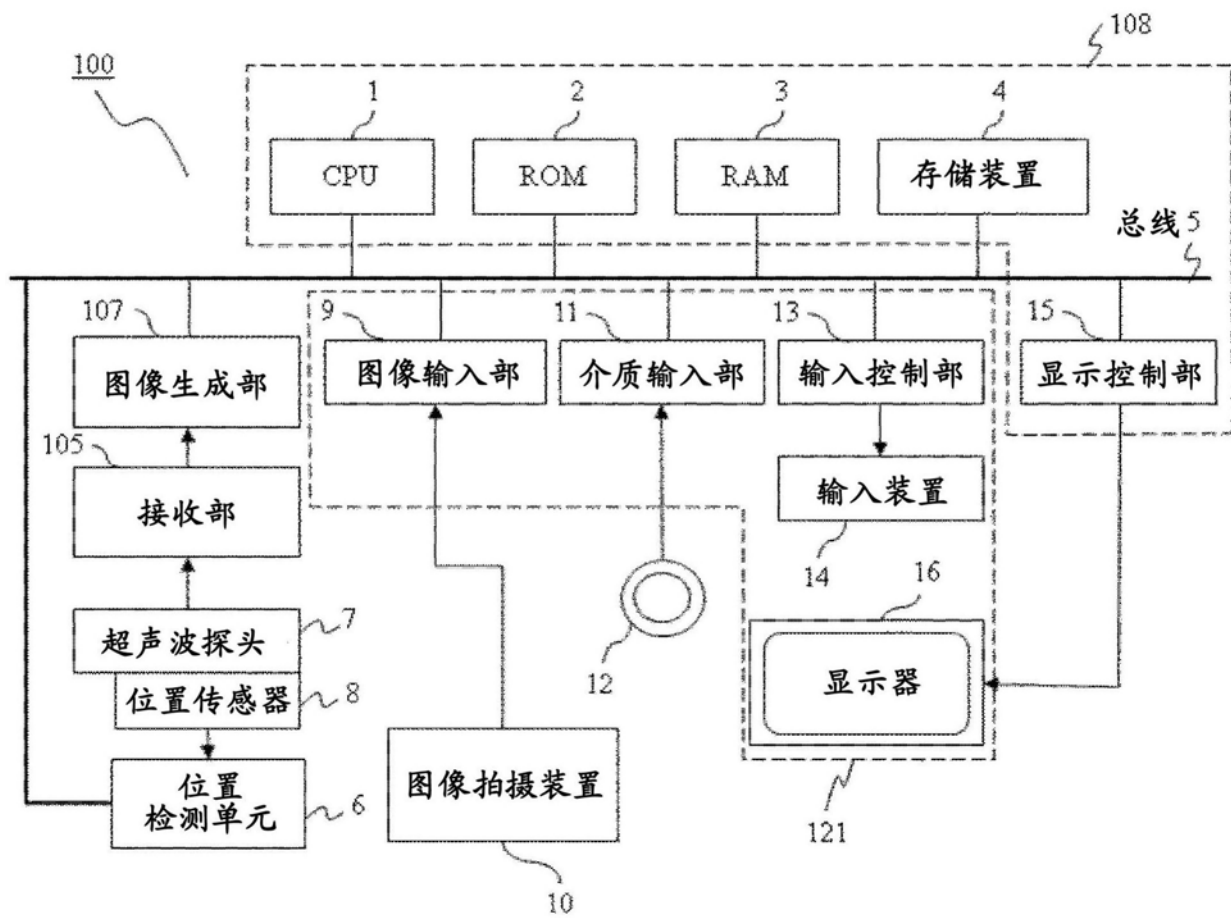


图13

专利名称(译)	超声波拍摄装置、图像处理装置及其方法		
公开(公告)号	CN108697410A	公开(公告)日	2018-10-23
申请号	CN201780013492.X	申请日	2017-04-18
[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 荒井修		
发明人	黎子盛 荒井修		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14		
优先权	2016095761 2016-05-12 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在术中超声波图像上自动且实时地显示被检体的解剖学上的特征部位的信息，正确引导手术。超声波拍摄装置具备：图像生成部，根据向被检体发送超声波并接收来自被检体的超声波的超声波探头的接收信号生成超声波2D图像，通过多次的超声波收发来生成超声波3D图像；图像处理装置，处理超声波2D图像与超声波3D图像，图像处理装置具有：超声波3D图像的特征部位位置推定/识别部(22)，根据由超声波3D图像取得部(21)获取的超声波3D图像来推定/识别被检体的特征部位；超声波2D-3D图像位置对准部(25)，进行超声波2D图像与超声波3D图像的位置对准；图像显示部(26)，使用获取的特征部位的位置信息与位置对准结果，在实时的超声波2D图像上显示特征部位的位置、名称、及与超声波2D图像的距离关系的信息。

