



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109788943 A

(43)申请公布日 2019.05.21

(21)申请号 201780058638.2

(22)申请日 2017.04.17

(30)优先权数据

2016-187003 2016.09.26 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.03.22

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/015464 2017.04.17

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/055821 JA 2018.03.29

(71)申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 江畑徹郎

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 韩香花 崔成哲

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

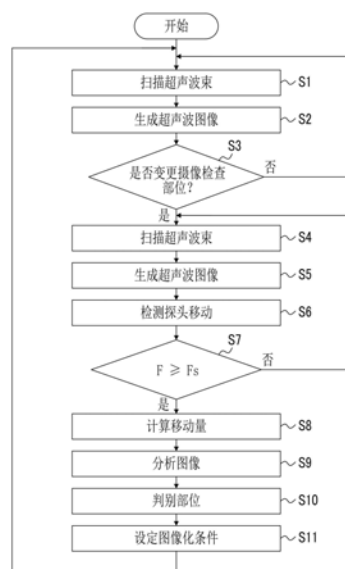
权利要求书2页 说明书14页 附图6页

(54)发明名称

超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法

(57)摘要

超声波诊断装置具备:超声波探头;图像化部,根据从超声波探头输出的接收信号而拍摄受检体,由此生成超声波图像;图像分析部,使用由图像化部生成的超声波图像进行图像分析;移动检测传感器,安装于超声波探头,而且检测超声波探头的移动并作为检测信号而输出;移动量计算部,使用由移动检测传感器输出的检测信号,计算检查受检体的多个检查部位中的当前正在拍摄的摄像检查部位时的超声波探头的移动量;及部位判别部,根据基于图像分析部的图像分析的结果及由移动量计算部算出的移动量而判别摄像检查部位。



1. 一种超声波诊断装置,其具备:

超声波探头;

图像化部,其从所述超声波探头对受检体进行超声波束的收发,并且根据从所述超声波探头输出的接收信号而拍摄所述受检体,由此生成超声波图像;

图像分析部,其使用由所述图像化部生成的所述超声波图像而进行图像分析;

移动检测传感器,其安装于所述超声波探头,检测所述超声波探头的移动而作为检测信号来输出;

移动量计算部,其使用由所述移动检测传感器输出的所述检测信号,计算检查所述受检体的多个检查部位中的当前正在拍摄的摄像检查部位时的所述超声波探头的移动量;及

部位判别部,其根据所述图像分析部的图像分析的结果及由所述移动量计算部算出的所述移动量,判别所述摄像检查部位。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述部位判别部综合所述图像分析部的图像分析的结果及由所述移动量计算部算出的所述移动量而判别所述摄像检查部位。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,

所述图像分析部使用所述超声波图像进行图像分析而计算所述超声波图像的特征量,

所述部位判别部综合由所述图像分析部算出的所述特征量及由所述移动量计算部算出的所述移动量而判别所述摄像检查部位。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述部位判别部还根据由所述移动量计算部算出的所述移动量而锁定成为图像分析对象的所述多个检查部位,

所述图像分析部对由所述部位判别部锁定的检查部位进行图像分析,

所述部位判别部使用所述图像分析部的图像分析的结果而判别所述摄像检查部位。

5. 根据权利要求1或4所述的超声波诊断装置,其中,

所述部位判别部还根据由所述移动量计算部算出的所述移动量而确定对所述多个检查部位进行图像分析的分析顺序,

所述图像分析部按照由所述部位判别部确定的分析顺序对所述多个检查部位依次进行图像分析,

所述部位判别部使用基于所述图像分析部的图像分析的结果而判别所述摄像检查部位。

6. 根据权利要求1至5中任意一项所述的超声波诊断装置,其中,

所述的超声波诊断装置还具备:

移动量基准值存储器,其与所述受检体的多个检查部位对应且预先保存有与所述移动量有关的多个移动量基准值,

所述部位判别部从所述移动量基准值存储器读出所述多个移动量基准值,并比较所读出的所述多个移动量基准值中的各个移动量基准值与由所述移动量计算部算出的所述移动量,根据比较的结果及所述图像分析部的图像分析的结果而判别所述摄像检查部位。

7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其中,

所述超声波诊断装置还具备:

探头操作信息存储器,其对每个检查人员或受检体预先保存有与所述超声波探头的操作有关的信息,

所述部位判别部从所述探头操作信息存储器读出与所述超声波探头的操作有关的信息,根据所读出的所述信息而校正所述多个移动量基准值,并比较所校正的多个移动量基准值中的各个移动量基准值与由所述移动量计算部算出的所述移动量,根据比较的结果及所述图像分析部的图像分析的结果而判别所述摄像检查部位。

8. 根据权利要求1至7中任意一项所述的超声波诊断装置,其中,
所述超声波诊断装置还具备:

图像化条件设定部,其设定与由所述部位判别部判别的所述摄像检查部位对应的图像化条件,

所述图像化部按照由所述图像化条件设定部设定的所述图像化条件而生成所述超声波图像。

9. 根据权利要求1至8中任意一项所述的超声波诊断装置,其中,
所述移动检测传感器由加速度传感器、陀螺仪传感器、磁传感器或GPS传感器构成。

10. 一种超声波诊断装置的控制方法,其中,
从超声波探头对受检体进行超声波束的收发,并且根据从所述超声波探头输出的接收信号而拍摄所述受检体,由此生成超声波图像,
使用所生成的所述超声波图像而进行图像分析,
检测所述超声波探头的移动而作为检测信号来输出,
使用所输出的所述检测信号而计算检查所述受检体的多个检查部位中的当前正在拍摄的摄像检查部位时的所述超声波探头的移动量,
根据图像分析的结果及所算出的所述移动量而判别所述摄像检查部位。

超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法,尤其涉及一种判别当前被拍摄的检查部位的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 一直以来,在医疗领域中实际使用利用了超声波图像的超声波诊断装置。通常,这种超声波诊断装置从内置阵列换能器的超声波探头在受检体内操作超声波束,用超声波探头来接收来自受检体内的超声波回声而作为接收信号输出,并通过对该接收信号进行电处理而生成超声波图像。

[0003] 在使用这种超声波图像而诊断受检体的多个检查部位的情况下,为了对各检查部位得到适合于诊断的超声波图像,需要按照检查部位设定分别不同的且适当的图像化条件。由此,例如在专利文献1中公开有一种超声波诊断装置,其通过模式匹配处理而从所生成的超声波图像自动地判别检查部位,并根据判别结果而设定适合于检查部位的图像化条件。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本特开平4-224738号公报

发明内容

[0007] 发明要解决的技术课题

[0008] 然而,由于超声波图像根据检查部位的形状的差异及每个检查部位的通过超声波的容易度的差异所导致的动态范围或亮度的差异等各种因素而发生变化,因此仅通过根据超声波图像来判别检查部位就有可能错误地判别检查部位。该情况下,有可能根据错误的判别结果而设定不适当的图像化条件,并生成画质降低的超声波图像,由此干扰诊断。

[0009] 本发明是为了解决这种现有的问题而完成的,其目的在于提供一种能够正确地判别检查部位的超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法。

[0010] 用于解决技术课题的手段

[0011] 本发明所涉及的超声波诊断装置具备:超声波探头;图像化部,从超声波探头对受检体进行超声波束的收发,而且根据从超声波探头输出的接收信号而拍摄受检体,由此生成超声波图像;图像分析部,使用由图像化部生成的超声波图像进行图像分析;移动检测传感器,安装于超声波探头,而且检测超声波探头的移动并作为检测信号而输出;移动量计算部,使用由动作检测传感器输出的检测信号,计算检查受检体的多个检查部位中的当前正在拍摄的摄像检查部位时的超声波探头的移动量;及部位判别部,根据基于图像分析部的图像分析结果及由移动量计算部算出的移动量而判别摄像检查部位。

[0012] 部位判别部能够构成为如下:将基于图像分析部的图像分析结果及由移动量计算部算出的移动量进行整合而判别摄像检查部位。

[0013] 并且,优选图像分析部使用超声波图像进行图像分析而计算超声波图像的特征量,部位判别部将由图像分析部算出的特征量及由移动量计算部算出的移动量进行整合而判别摄像检查部位。

[0014] 并且,优选部位判别部还能够构成为如下:根据由移动量计算部算出的移动量而锁定成为图像分析对象的多个检查部位,图像分析部关于由部位判别部锁定的检查部位进行图像分析,部位判别部使用基于图像分析部的图像分析结果而判别摄像检查部位。

[0015] 或者,部位判别部还能够构成为如下:根据由移动量计算部算出的移动量而确定对多个检查部位进行图像分析的分析顺序,图像分析部按照由部位判别部确定的分析顺序对多个检查部位依次进行图像分析,部位判别部使用基于图像分析部的图像分析结果而判别摄像检查部位。

[0016] 优选还具备移动量基准值存储器,其与受检体的多个检查部位对应且预先保存有与移动量有关的多个移动量基准值,部位判别部从移动量基准值存储器读出多个移动量基准值,并比较所读出的多个移动量基准值的每一个与由移动量计算部算出的移动量,并根据比较的结果及基于图像分析部的图像分析结果而判别摄像检查部位。

[0017] 更优选还具备探头操作信息存储器,其对每个检查人员或受检体预先保存有与超声波探头的操作有关的信息,部位判别部从探头操作信息存储器读出与超声波探头的操作有关的信息,并根据所读出的信息而校正多个移动量基准值,并比较所校正的多个移动量基准值的每一个与由移动量计算部算出的移动量,并根据比较的结果及基于图像分析部的图像分析结果而判别摄像检查部位。

[0018] 也可以构成为,还具备图像化条件设定部,其设定与由部位判别部判别的摄像检查部位对应的图像化条件,图像化部按照由图像化条件设定部设定的图像化条件而生成超声波图像。

[0019] 优选移动检测传感器由加速度传感器、陀螺仪传感器、磁传感器或GPS传感器构成。

[0020] 本发明所涉及的超声波诊断装置的控制方法从超声波探头对受检体进行超声波束的收发,而且根据从超声波探头输出的接收信号而拍摄受检体,由此生成超声波图像,使用所生成的超声波图像进行图像分析,检测超声波探头的移动并作为检测信号而输出,使用所输出的检测信号而计算检查受检体的多个检查部位中的当前正在拍摄的摄像检查部位时的超声波探头的移动量,并根据图像分析结果及所算出的移动量而判别摄像检查部位。

[0021] 发明效果

[0022] 根据本发明,具备:超声波探头;图像化部,从超声波探头对受检体进行超声波束的收发,而且根据从超声波探头输出的接收信号而拍摄受检体,由此生成超声波图像;图像分析部,使用由图像化部生成的超声波图像进行图像分析;移动检测传感器,安装于超声波探头,而且检测超声波探头的移动并作为检测信号而输出;移动量计算部,使用由动作检测传感器输出的检测信号,计算检查受检体的多个检查部位中的当前正在拍摄的摄像检查部位时的超声波探头的移动量;及部位判别部,根据基于图像分析部的图像分析结果及由移动量计算部算出的移动量而判别摄像检查部位,因此能够正确地判别检查部位。

附图说明

- [0023] 图1是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波诊断的结构图。
- [0024] 图2是表示接收部的结构的图。
- [0025] 图3是表示图像处理部的结构的图。
- [0026] 图4是表示超声波探头的图。
- [0027] 图5是表示实施方式1的动作的流程图。
- [0028] 图6是肺的超声波图像的一例。
- [0029] 图7是腹部的超声波图像的一例。
- [0030] 图8是心脏的超声波图像的一例。
- [0031] 图9是右腹部的超声波图像的一例。
- [0032] 图10是表示特征量分布的一例的图。
- [0033] 图11是表示实施方式4所涉及的超声波诊断的结构图。

具体实施方式

[0034] 以下,根据附图对本发明的实施方式进行说明。

[0035] 实施方式1

[0036] 图1中示出本发明的实施方式1所涉及的超声波诊断装置的结构。超声波诊断装置具备内置阵列换能器1A的超声波探头1,在该超声波探头1上经由收发部2而连接有图像生成部3,而且在图像生成部3上经由显示控制部4而连接有显示部5。

[0037] 收发部2具有连接于阵列换能器1A的接收部6和发送部7、以及连接于这些接收部6及发送部7的收发控制部8。图像生成部3具有图像处理部9、连接于图像处理部9的DSC (Digital Scan Converter:数字扫描转换器) 10,显示控制部4连接于DSC10。并且,在DSC10上连接有图像分析部11,在图像分析部11上连接有部位判别部12。

[0038] 在收发部2的收发控制部8、以及在图像生成部3的图像处理部9及DSC10上连接有图像化条件设定部13。

[0039] 在超声波探头1上安装有移动检测传感器14,在移动检测传感器14上连接有移动量计算部15。而且,部位判别部12也连接于移动量计算部15。

[0040] 在显示控制部4、图像分析部11、部位判别部12、图像化条件设定部13及移动量计算部15上连接有装置控制部16。而且,在装置控制部16上分别连接有操作部17、储存部18及移动量基准值存储器19。

[0041] 超声波探头1的阵列换能器1A具有以一维或二维的方式排列的多个超声波换能器。这些超声波换能器按照分别从发送部7供给的驱动信号在发送超声波的同时接收来自受检体的超声波回声而输出接收信号。各超声波换能器例如通过在压电体的两端形成有电极的振子构成,该压电体由以PZT (锆钛酸铅) 为代表的压电陶瓷、以PVDF (聚偏二氟乙烯) 为代表的高分子压电元件、以PMN-PT (铌酸镁·钛酸铅固溶体) 为代表的压电晶体等构成。

[0042] 若对这些振子的电极施加脉冲状或连续波的电压,则压电体进行伸缩,从各个振子产生脉冲状或连续波状的超声波,从而通过这些超声波的合成而形成超声波束。并且,各个振子通过接收所传播的超声波而进行伸缩,由此产生电信号,这些电信号作为超声波的接收信号而输出。

[0043] 收发部2按照所设定的超声波束扫描条件而进行超声波束的收发,图像生成部3按照所设定的超声波图像生成条件而生成超声波图像信号,由这些收发部2及图像生成部3构成图像化部。

[0044] 如图2所示,收发部2的接收部6具有放大部20和A/D(Analogue/Digital:模拟/数字)转换部21依次串联连接的结构。接收部6在放大部20放大从阵列换能器1A的各超声波换能器发送的接收信号,并在A/D转换部21进行A/D转换而生成数字接收数据。

[0045] 收发控制部8根据从装置控制部16传输的各种控制信号而控制接收部6及发送部7,以使以重复频率(PRF:Pulse Repetition Frequency:脉冲重复频率)间隔重复地进行对受检体发送超声波脉冲和接收来自受检体的超声波回声。

[0046] 如图3所示,图像生成部3的图像处理部9具有光束成型器22和信号处理部23依次串联连接的结构。光束成型器22按照声速或声速分布而对从收发部2的接收部6输出的接收数据分别赋予延迟而相加,由此进行接收聚焦处理,所述声速根据与来自图像化条件设定部13的控制信号对应地选择的接收延迟模式而设定。通过该接收聚焦处理而生成整相加的超声波回声的焦点锁定的声线信号。

[0047] 信号处理部23对在光束成型器22中生成的声线信号,根据超声波的反射位置的深度而校正由距离引起的衰减之后实施包络检波处理,进而实施灰度处理等各种必要的图像处理,由此生成受检体内组织的断层图像信息即超声波图像信号。

[0048] 另外,作为超声波图像,例如可举出B模式(Brightness mode:亮度模式)图像、M模式(Motion mode:运动模式)图像或彩色多普勒图像等。并且也可以举出表示声速分布的声速图或表示受检体内组织的柔软度等的弹性分布的弹性图作为超声波图像。

[0049] 图像生成部3的DSC10按照通常的电视信号的扫描方式,将在图像处理部9的信号处理部23生成的超声波图像信号转换(光栅转换)成图像信号。

[0050] 显示部5例如包括LCD(Liquid Crystal Display:液晶显示器)等显示器装置,在显示控制部4的控制下显示超声波图像。

[0051] 图像分析部11使用来自DSC10的超声波图像进行图像分析。例如计算超声波图像的亮度或边缘等特征量。并且,在使用B模式图像信号或M模式图像信号的情况下,也能够根据机器学习、模板匹配及纹理分析等已知的图案识别方法进行图像分析。而且,在使用彩色多普勒图像信号、声速图或弹性图的情况下,也能够根据颜色信息分析等已知方法进行图像分析。

[0052] 移动检测传感器14安装于超声波探头1,并检测由操作人员操作超声波探头1时的超声波探头1的移动,将超声波探头1的移动作为检测信号而输出到移动量计算部15。该移动检测传感器14若能够检测超声波探头1的移动或位置,则不会对类型有特别的限定,例如能够由加速度传感器、陀螺仪传感器、磁传感器、GPS传感器或能够检测其他移动的传感器构成。并且,为了更正确地检测超声波探头1的移动,也可以组合这些传感器中的多个传感器。

[0053] 移动量计算部15使用来自移动检测传感器14的检测信号,对每个帧计算检查当前正在拍摄的摄像检查部位时的超声波探头1的移动量,并输出到部位判别部12。具体而言,计算图4所示的超声波探头1的各方向的移动量。在此,为了便于说明,将图4所示的沿从超声波探头1输出超声波的方向的轴称作Z轴,将与Z轴交差的轴称作X轴,进而将与Z轴及X轴

交差的轴称作Y轴。并且,将以X轴为中心的旋转方向(俯仰)称作俯仰方向PT,将以Y轴为中心的旋转方向(横滚)称作横滚方向RO,进而将以Z轴为中心的旋转方向(偏航)称作偏航方向YW。即,移动量计算部15对检查当前正在拍摄的摄像检查部位时的超声波探头1计算沿X轴方向的移动量、沿Y轴方向的移动量、沿Z轴方向的移动量、横滚方向RO的移动量、俯仰方向PT的移动量及偏航方向YW的移动量。

[0054] 移动量基准值存储器19预先保存有与超声波探头1的每个检查部位的移动量有关的多个移动量基准值,这些多个移动量基准值与受检体的多个检查部位对应。例如通常在检查肺时超声波探头1几乎不移动,在检查腹部时,超声波探头1大幅移动以观察广范围。如此,超声波探头1的移动方式对每个检查部位是不同的,因此能够预先假设检查各个检查部位时的超声波探头1的移动量,并设为移动量基准值。而且,通过比较这些基准值与超声波探头1的移动量,能够判断是检查哪一个检查部位时的移动量。

[0055] 作为受检体的检查部位,例如若假设eFAST(extended Focused Assessment with Sonography for Trauma:拓展傅里叶幅度敏感性检验)检查,则能够举出肺、心脏、腹部及膀胱等。另外,也能够将除这些多个检查部位以外的部位追加到检查部位。在此,在受检体的多个检查部位中,将当前正在拍摄的检查部位定义为摄像检查部位。

[0056] 部位判别部12根据基于图像分析部11的图像分析结果和由移动量计算部15算出的超声波探头1的移动量而判别当前正在拍摄的摄像检查部位,并将部位判别结果输出到装置控制部16。

[0057] 具体而言,部位判别部12从移动量基准值存储器19读出多个移动量基准值,并比较所读出的多个移动量基准值的每一个与由移动量计算部15算出的超声波探头1的移动量。而且,部位判别部12将该比较结果和基于图像分析部11的图像分析结果进行组合,并判别当前正在拍摄的摄像检查部位。在实施这种部位判别中,例如能够使用SVM(Support Vector Machine:支持向量机)、决策树或其他公知的判别算法。

[0058] 如此,部位判别部12能够将图像分析结果和超声波探头1的移动量进行整合而实施部位判别。

[0059] 装置控制部16将从部位判别部12输出的部位判别结果输出到图像化条件设定部13。

[0060] 并且,装置控制部16根据由操作人员经由操作部17而输入的指令,控制显示控制部4、图像分析部11、部位判别部12、图像化条件设定部13及移动量计算部15。

[0061] 图像化条件设定部13根据由装置控制部16输入的部位判别结果,对由收发部2及图像生成部3构成的图像化部设定适合于所判别的摄像检查部位的图像化条件。该图像化条件由对收发部2的超声波束扫描条件和对图像生成部3的超声波图像生成条件构成。

[0062] 另外,在图像化条件中,作为对收发部2的超声波束扫描条件,可举出超声波束的发送频率、焦点位置及显示深度等,作为对图像生成部3的超声波图像生成条件,能够举出声速、检波条件、增益、动态范围、灰度曲线、斑点抑制强度及边缘强调程度等。

[0063] 操作部17用于使操作人员进行输入操作,能够由键盘、鼠标、追踪球及触摸面板等形成。

[0064] 储存部18储存动作程序等,能够使用硬盘、软盘、MO(Magneto-Optical Disk:磁光盘)、MT(Magnetic Tape:磁带)、RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)、CD-ROM

(Compact Disk Read Only Memory:光盘只读存储器)、DVD-ROM(Digital Versatile Disk Read Only Memory:数字多功能盘只读存储器)、SD卡(Secure Digital Card:安全数字卡)、CF卡(Compact Flash Card:紧凑型闪存卡)、USB存储器(Universal Serial Bus Memory:通用串行总线存储器)或服务器等记录介质而构成。

[0065] 另外,收发部2的收发控制部8、图像生成部3、显示控制部4、图像分析部11、部位判别部12、图像化条件设定部13、移动量计算部15及装置控制部16由CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)和用于使CPU进行各种处理的动作程序构成,但它们可以由数字电路构成。并且,也能够将这些收发部2的收发控制部8、图像生成部3、显示控制部4、图像分析部11、部位判别部12、图像化条件设定部13、移动量计算部15及装置控制部16局部或作为整体整合到1个CPU而构成。

[0066] 接着,参考图5的流程图,对实施方式1的动作进行说明。

[0067] 首先,在步骤S1中,由收发部2使用超声波探头1的阵列换能器1A的多个超声波换能器进行超声波束的收发及扫描,接收信号从接收到来自受检体的超声波回声的各超声波换能器输出到接收部6,并在接收部6中放大以及A/D转换而生成接收数据。

[0068] 接着,在步骤S2中,接收数据输入到图像生成部3,在图像处理部9进行接收聚焦处理之后,通过DSC10被转换信号而生成超声波图像信号。该超声波图像信号从图像生成部3输出到显示控制部4,超声波图像显示于显示部5。并且,该超声波图像信号也输出到图像分析部11。

[0069] 在步骤S3中,由图像分析部11判断超声波图像信号的摄像检查部位是否变更。例如若当前正在拍摄的摄像检查部位从肺变更为心脏,则判断为摄像检查部位变更。具体而言,通常在摄像检查部位变更的情况下,超声波探头1与体表分离而成为空中辐射,通过检测这种空中辐射状态(无法得到反射信号的状态)而能够判断摄像检查部位的变更。或者在步骤S3中,若判断为首先从空中辐射状态转变为对受检体的接触状态,则进入到步骤S4以生成摄像检查部位的超声波图像。

[0070] 经过步骤S4和S5而生成超声波图像,而且,在步骤S6中,由安装于超声波探头1的移动检测传感器14检测由操作人员检查摄像检查部位时的超声波探头1的移动,并作为检测信号而输出到移动量计算部15。例如加速度传感器作为移动检测传感器14安装于超声波探头1的情况下,加速度作为检测信号输出到移动量计算部15。

[0071] 然后,在步骤S7中,判断为经过步骤S4及S5而生成的超声波图像的帧数F是否成为规定的帧数Fs以上。重复进行步骤S4~S7直至该帧数F成为规定的帧数Fs以上,在生成超声波图像的同时检测出超声波探头1的移动。

[0072] 在步骤S7中,若判断为帧数F成为规定的帧数Fs以上,则在随后的步骤S8中,由移动量计算部15计算超声波探头1的移动量。移动量计算部15使用从移动检测传感器14输出的加速度的检测信号,对每个帧计算俯仰方向PT的旋转角度即俯仰角。由此,例如得到如表1所示的计算结果。

[0073] [表1]

[0074]

帧编号	N-4	N-3	N-2	N-1	N
俯仰角(度)	33	33	31	36	38

俯仰角变化(度)		0	-2	5	2
----------	--	---	----	---	---

[0075] 表1中最新帧编号为N且最旧帧编号为N-4。帧编号N-4的俯仰角为33度,下一个帧编号N-3的俯仰角为33度,从帧编号N-4到N-3的俯仰角的变化为0度。能够将这些帧编号N-4至N的俯仰角变化的绝对值的总值即 $0+2+5+2=9$ 度设为超声波探头1的移动量。另外,超声波探头1的移动量并不限于帧之间的俯仰角变化的绝对值的总值,而可以实施规定期间的俯仰角变化的绝对值的总值。

[0076] 并且,如表2所示,可以对各个帧进行加权,提高最近帧的权重而提高直近帧的重要性。

[0077] [表2]

[0078]

帧编号	N-4	N-3	N-2	N-1	N
俯仰角(度)	33	33	31	36	38
俯仰角的变化(度)		0	-2	5	2
权重		1	2	3	4

[0079] 表2中的帧编号N-4至N的俯仰角变化的绝对值的总值成为 $(0 \times 1) + (2 \times 2) + (3 \times 5) + (2 \times 4) = 27$ 度,也能够将该值设为超声波探头1的移动量。

[0080] 若计算从帧编号N-4至N的俯仰角变化的绝对值的总值,则在使超声波探头1微微移动的情况下容易算出较大的值。相对于此,若算出从帧编号N-4至N的俯仰角的最大值与最小值之差,则即使使超声波探头1微微移动,也容易算出较小的值。表1及表2中,从帧编号N-4至N的俯仰角的最大值与最小值之差成为 $38-31=7$ 度,也能够将该值设为超声波探头1的移动量。

[0081] 如此,由移动量计算部15算出的超声波探头1的移动量输出到部位判别部12。

[0082] 而且,在步骤S9中,由图像分析部11使用超声波图像进行图像分析。图像分析部11计算从图像生成部3输出的超声波图像的亮度或边缘等的特征量。例如设为用于显示如图6所示的超声波图像的超声波图像信号从图像生成部3输出到图像分析部11。图6的超声波图像为肺的超声波图像的一例。

[0083] 肺由于充满空气且不易绘制出结构物,因此在图6所示的中深部,通常与其他检查部位相比,整体的亮度降低。因此能够将中深部中的亮度平均值设为特征量。此时,可以求出中深部整体的亮度平均值,也可以在深度方向或左右方向上通过关注区域(ROI:Region Of Interest:感兴趣区域)进行分割而求出亮度平均值。

[0084] 并且,肺由于在中深部不易绘制出结构物,因此通常与其他部位相比边缘少。因此在提取边缘之后,能够求出中深部的边缘面积及强度设为特征量。此时,如上所述,可以通过关注区域来分割中深部而求出边缘面积及强度。

[0085] 在肺的超声波图像中绘制出胸膜,因此在浅部存在横向边缘。由此在提取边缘之后,能够求出浅部的横向的边缘面积及强度设为特征量。

[0086] 图像分析部11将如此算出的超声波图像的特征量作为图像分析结果而输出到部位判别部12。

[0087] 在随后的步骤S10中,由部位判别部12判别当前正在拍摄的摄像检查部位。首先,部位判别部12根据从图像分析部11输出的图像分析结果而区别肺与除肺以外的检查部位。

此时,在腹部检查中,根据扫描剖面,有时绘制出与肺相似的结构,因此难以区别肺和腹部。例如图7所示的腹部的超声波图像的一例与图6所示的肺的超声波图像的一例相似。

[0088] 接着,部位判别部12从移动量基准值存储器19读出与肺、心脏、腹部及膀胱的检查分别对应的移动量基准值,并比较各个移动量基准值与由移动量计算部15算出的超声波探头1的移动量。如上所述,通常在检查肺时,超声波探头1几乎不移动,在检查腹部时,超声波探头1大幅移动。因此根据超声波探头1的移动量能够判断是肺检查还是腹部检查。而且,表1所示的超声波探头1的移动量为9度,超声波探头1几乎未移动。由此部位判别部12判别为摄像检查部位是肺,并将判别结果输出到装置控制部16。

[0089] 如此,通过将基于图像分析部11的图像分析结果和由移动量计算部15算出的超声波探头1的移动量进行整合,即使仅通过图像分析结果难以判别摄像检查部位的情况下,也能够正确地判别摄像检查部位。

[0090] 而且,在步骤S11中,基于部位判别部12的部位判别结果经由装置控制部16而输出到图像化条件设定部13。图像化条件设定部13设定与部位判别结果对应的图像化条件,并根据该图像化条件而控制收发部2及图像生成部3。

[0091] 之后,返回到步骤S1,在步骤S1及S2中,在由图像化条件设定部13设定了图像化条件的状态下生成超声波图像,该超声波图像显示于显示部5。在步骤S3中,重复进行步骤S1及S2直至由部位判别部12判断为摄像检查部位变更为止,继续诊断作为摄像检查部位的肺。

[0092] 在步骤S3中,若判断为摄像检查部位变更,则进入到步骤S4,经过步骤S4~S11,设定与变更后的摄像检查部位对应的图像化条件,通过重复进行步骤S1及S2而能够继续诊断变更后的摄像检查部位。

[0093] 如此,将图像分析结果和超声波探头的移动量进行整合而判别当前正在拍摄的摄像检查部位,由此能够正确地判别摄像检查部位,并能够生成质量稳定的超声波图像而诊断摄像检查部位。

[0094] 另外,移动量计算部15不仅能够计算如表1所示的俯仰方向PT的超声波探头1的移动量,而且也能够计算沿X轴方向的移动量(移动距离)、沿Y轴方向的移动量(移动距离)、沿Z轴方向的移动量(移动距离)、横滚方向RO的移动量(移动角度)及偏航方向YW的移动量(移动角度)。并且能够在求出这些移动量的基础上,将横滚方向RO的移动量、俯仰方向PT的移动量及横滚方向RO的移动量进行合计,并设为超声波探头1摆动多少的指标。而且,也能够将沿X轴方向的移动量、沿Y轴方向的移动量及沿Z轴方向的移动量进行合计,并设为超声波探头1摆动多少的指标。

[0095] 并且,部位判别部12可以根据每个检查部位的诊断的特性及特征,对每个检查部切换在移动量计算部15算出的各方向的超声波探头1的移动量中使用哪个方向的移动量来实施部位判别。例如如上所述,通常在检查肺时,超声波探头1几乎不移动。由此可以认为沿X轴方向的移动量、沿Y轴方向的移动量、沿Z轴方向的移动量、横滚方向RO的移动量、俯仰方向PT的移动量及偏航方向YW的移动量分别较小,因此能够使用所有这些移动量。相对于此,在检查心脏时,认为通常根据操作人员操作超声波探头1时的习惯及超声波图像的绘制容易度,每个操作人员在各方向的移动量的变化上容易产生偏差。因此能够使用沿X轴方向的移动量、沿Y轴方向的移动量及沿Z轴方向的移动。

[0096] 并且,除通过图像分析而算出的特征量以外,还能够将由移动量计算部15算出的超声波探头1的移动量作为特征量而判别摄像检查部位。由移动量计算部15算出的超声波探头1的移动量能够直接设为特征量。或者也能够求出每个检查部位的超声波探头1的移动量的平均或方差,基于此将移动量标准化而设为特征量。

[0097] 接着,例如设为如图8所示的超声波图像输出到图像分析部11。图8的超声波图像为心脏的超声波图像的一例。

[0098] 如图8所示,心脏因中深部中的心壁及中隔等而斜方向的边缘多。因此在提取边缘之后,能够求出中深部的斜方向的边缘面积及强度。另外,在图8的超声波图像的右侧明显地显示有边缘,因此可以仅限于中深部右侧求出边缘面积及强度。

[0099] 并且,在图8的超声波图像中,心壁及中隔显示为白色边缘,由于心壁及中隔之间存在血液,因此心壁及中隔之间显示为暗区域。由此白色边缘和黑色区域彼此并列而显示为图案。因此能够对该图案进行图案识别而求出分数,或者通过采用亮度变化分布等将亮度变化程度数字化而求出特征量。

[0100] 根据如此求出的特征量而区别心脏和除心脏以外的检查部位。此时,根据腹部检查中的扫描剖面而绘制出与心脏相似的结构,因此有时难以区别心脏和右腹部。例如若比较图9所示的右腹部的超声波图像的一例和图8所示的心脏的超声波图像的一例,则两者均在中深部斜方向的边缘多,且彼此相似。

[0101] 另一方面,关注超声波探头1的移动,通常在检查心脏时,超声波探头1在沿X轴方向、沿Y轴方向及沿Z轴方向,即滑动方向上不会大幅移动。相对于此,如上所述,在检查腹部时,超声波探头1大幅移动。

[0102] 由此,例如如图10所示,能够将纵轴设为超声波探头1的移动量(特征量),进而将横轴设为超声波图像的特征量,求出心脏和除心脏以外的检查部位的特征量的分布,以心脏和除心脏以外的检查部位之间的边界B为基准而区别心脏和腹部。在图10中,作为超声波图像的特征量,例如能够使用中深部中的斜方向的边缘强度及面积。并且,作为超声波探头1的移动量,例如能够使用沿X轴方向的移动量、沿Y轴方向的移动量及沿Z轴方向的移动量的合计。

[0103] 并且,若对心脏检查和肺检查进行比较,则如上所述,在检查心脏时,超声波探头1沿X轴方向、沿Y轴方向及沿Z轴方向不会大幅移动,在检查肺时,超声波探头1在任一方向上也不会大幅移动。即,仅通过超声波探头1的移动量而难以区别心脏和肺。另一方面,如图6所示,在肺的超声波图像的一例中几乎不存在斜方向的边缘,因此肺和心脏的超声波图像的特征量彼此不同。因此在图10所示的心脏和除心脏以外的检查部位的特征量的分布中,能够以心脏和除心脏以外的检查部位之间的边界B为基准而区别心脏和肺。

[0104] 另外,在图10中作为超声波图像的特征量而使用了中深部中的斜方向的边缘强度及面积,但还能够追加亮度。并且,作为超声波探头1的移动量而使用了沿X轴方向的移动量、沿Y轴方向的移动量及沿Z轴方向的移动量的合计,但还能够使用俯仰方向PT的移动量、横滚方向RO的移动量及偏航方向YW的移动量。由此能够求出多维特征量的分布。

[0105] 实施方式2

[0106] 在实施方式1中,部位判别部12将图像分析结果和超声波探头1的移动量进行整合而实施了部位判别。相对于此,在实施方式2中,部位判别部12根据超声波探头1的移动量而

锁定成为图像分析对象的多个检查部位。

[0107] 经过图5的流程图的步骤S1~S7在生成超声波图像的同时检测出超声波探头1的移动,在步骤S8中,由移动量计算部15算出例如如以下表3所示的超声波探头1的移动量。

[0108] [表3]

[0109]

	俯仰方向 PT	横滚方向 RO	偏航方向 YW	沿 X 轴方向	沿 Y 轴方向	沿 Z 轴方向
移动量	3	4	3	1	0	6
设定范围	0~5	0~5	0~5	0~5	0~5	0~5

[0110] 表3所示的移动量是如上所述规定帧之间的移动量变化的绝对值的合计,而且是将该总值标准化的移动量。这种移动量的计算结果输出到部位判别部12。

[0111] 在随后的步骤S9中,当由图像分析部11使用超声波图像进行图像分析时,由部位判别部12锁定成为图像分析对象的检查部。部位判别部12从移动量基准值存储器19读出与多个检查部位对应的多个移动量基准值,根据这些多个移动量基准值,如表3所示,对超声波探头1的各方向的移动量设置设定范围。

[0112] 如上所述,通常在检查肺时,超声波探头1几乎不移动。因此如表3所示,对各方向的移动量设置0~5的设定范围,在各方向的移动量中的任一个移动量超出设定范围的上限值的情况下,能够判断为对肺不进行图像分析。在表中,沿Z轴方向的移动量为6,由于未超出设定范围的上限值,因此在规定的期间对肺不进行图像分析。

[0113] 在此,对肺不进行图像分析的期间,例如能够设定为算出超声波探头1的移动量的帧的期间、在生成与算出移动量的帧对应的超声波图像之后到经过一定期间为止的期间、或者在生成与算出移动量的帧对应的超声波图像之后到结束检查当前正在拍摄的摄像检查部位为止期间中的任一期间。可以从这些期间中能够预先确定对肺未进行图像分析的期间,也可以根据超声波探头1的移动量与对移动量的设定范围相差多少来进行切换。

[0114] 并且,如上所述,通常在检查心脏时,每个操作人员在各方向的移动量的变化上容易产生偏差。而且,认为与肺检查相比超声波探头1大幅移动。因此部位判别部12也能够根据多个移动量基准值如表4所示对沿X轴方向的移动量、沿Y轴方向的移动量及沿Z轴方向的移动量而设置0~10的设定范围。

[0115] [表4]

[0116]

	俯仰方向 PT	横滚方向 RO	偏航方向 YW	沿 X 轴方向	沿 Y 轴方向	沿 Z 轴方向
移动量	3	4	3	1	0	6
设定范围	-	-	-	0~10	0~10	0~10

[0117] 在表4中,沿Z轴方向的移动量为6,由于在设定范围内,因此对心脏进行图像分析。

[0118] 而且,通常在检查膀胱时,超声波探头1沿俯仰方向PT或Y轴方向大幅移动以观察

到整个膀胱。因此如表5所示,对俯仰方向PT的移动量或沿Y轴方向的移动量设置30以上的设定范围,在任一方向的移动量也未达到该设定范围的下限值的情况下,能够判断为对膀胱不进行图像分析。

[0119] [表5]

[0120]

	俯仰方向 PT	横滚方向 RO	偏航方向 YW	沿 X 轴方向	沿 Y 轴方向	沿 Z 轴方向
移动量	3	4	3	1	0	6
设定范围	30 以上	-	-	-	30 以上	-

[0121] 在表5中,俯仰方向PT的移动量为3,而且沿Y轴方向的移动量为0,由于任一移动量也未达到设定范围的下限值,因此在规定的期间对膀胱不进行图像分析。

[0122] 如此,由部位判别部12根据超声波探头1的移动量而锁定成为图像分析对象的多个检查部位,检查部位锁定的结果输出到图像分析部11。

[0123] 而且,图像分析部11对通过部位判别部12而锁定的多个检查部位进行图像分析,并将图像分析结果输出到部位判别部12。在随后的步骤S10中,由部位判别部12使用图像分析结果,并判别摄像检查部位。

[0124] 如此,根据超声波探头1的移动量而锁定成为图像分析对象的检查部位,由此减少通常设为处理负荷高的图像分析处理的次数,并能够有效地减少基于图像分析处理的处理负荷。

[0125] 另外,部位判别部12可以将对由部位判别部12锁定的检查部位的图像分析结果和由移动量计算部15算出的超声波探头1的移动量进行整合,从而判别当前正在拍摄的摄像检查部位。通过锁定检查部位,能够通过图像分析处理而减少处理负荷,而且能够正确地判别摄像检查部位。

[0126] 并且,在锁定检查部位时,为了防止错误地看漏检查部位,对移动量的设定范围在一定程度上设定为较广,有时无法充分地锁定检查部位。然而,即使未充分地锁定检查部位,通过将图像分析结果和超声波探头1的移动量进行整合,也能够正确地判别摄像检查部位。

[0127] 实施方式3

[0128] 在实施方式1及2中,未确定有对多个检查部位进行图像分析的分析顺序,但在实施方式3中根据超声波探头1的移动量而确定该分析顺序。

[0129] 经过图5的流程图的步骤S1~S7在生成超声波图像的同时检测超声波探头1的移动,在步骤S8中,由移动量计算部15计算例如如以下表6所示的超声波探头1的移动量,并输出到部位判别部12。

[0130] [表6]

[0131]

	俯仰方向 PT	横滚方向 RO	偏航方向 YW	沿 X 轴方向	沿 Y 轴方向	沿 Z 轴方向
移动量	3	4	3	1	0	3
设定范围	0~5	0~5	0~5	0~5	0~5	0~5

[0132] 在随后的步骤S9中,当由图像分析部11进行图像分析时,由部位判别部12确定对多个检查部位进行图像分析的分析顺序。部位判别部12从移动量基准值存储器19读出与多个检查部位对应的多个移动量基准值,根据这些多个移动量基准值,如表6所示对超声波探头1的移动量设置设定范围。

[0133] 如上所述,通常在检查肺时,超声波探头1几乎不移动。因此如表6所示,对各方向的移动量设置0~5的设定范围,在各方向的移动量包括在这些设定范围的情况下,能够判断为关于肺优先进行图像分析。表3中各方向的移动量包括在设定范围内,因此对肺优先进行图像分析。而且,根据与除肺以外的检查部位对应的移动量基准值,对超声波探头1的移动量设置设定范围,通过与超声波探头1的移动量进行比较而确定对多个检查部位进行图像分析的分析顺序,所确定的分析顺序输出到图像分析部11。

[0134] 而且,图像分析部11按照由部位判别部12确定的分析顺序,对多个检查部位中的肺优先进行图像分析,并将图像分析结果输出到部位判别部12。然后,在步骤S10中,由部位判别部12使用图像分析结果而判别摄像检查部位。此时,由部位判别部12根据超声波探头1的移动量而预先判断为摄像检查部位是肺的可能性高,因此判别为摄像检查部位是肺的可能性高。

[0135] 如此,通过确定对多个检查部位进行图像分析的分析顺序,能够在短时间内判别摄像检查部位,并能够提高实施方式3所涉及的超声波诊断装置的响应性能。

[0136] 并且,如以下表7及表8所示,也能够以锁定多个检查部位和对多个检查部位进行图像分析的分析顺序这两个阶段,设置对超声波探头1的移动量的设定范围。

[0137] [表7]

[0138]

	俯仰方向 PT	横滚方向 RO	偏航方向 YW	沿 X 轴方向	沿 Y 轴方向	沿 Z 轴方向
移动量	3	4	3	1	0	6
设定范围 (分析顺序)	0~5	0~5	0~5	0~5	0~5	0~5
设定范围 (锁定)	0~10	0~10	0~10	0~10	0~10	0~10

[0139] [表8]

[0140]

	俯仰方向 PT	横滚方向 RO	偏航方向 YW	沿 X 轴方向	沿 Y 轴方向	沿 Z 轴方向
移动量	3	4	3	1	0	22
设定范围 (分析顺序)	0~5	0~5	0~5	0~5	0~5	0~5
设定范围 (锁定)	0~10	0~10	0~10	0~10	0~10	0~10

[0141] 例如在算出如表7所示的超声波探头1的移动量的情况下,沿Z轴方向的移动量为6,超出与分析顺序有关的设定范围的上限值。因此对与该移动量对应的检查部位的图像分析设在对其他检查部位的图像分析之后。并且,例如在算出如图8所示的超声波探头1的移动量的情况下,沿Z轴方向的移动量为22,超出与锁定有关的设定范围的上限值。因此对与该移动量对应的检查部位不进行图像分析。

[0142] 实施方式4

[0143] 在实施方式1~3中,无论是操作人员或受检体对超声波探头1的移动量和移动量基准值进行了比较,但在实施方式4中,对每个操作人员或受检体校正移动量基准值,并与超声波探头1的移动量进行比较。

[0144] 图11示出实施方式4所涉及的超声波诊断装置的结构。实施方式4的超声波诊断装置在图1所示的实施方式1所涉及的超声波诊断装置的结构中,还具备探头操作信息存储器31,探头操作信息存储器31连接于装置控制部16。

[0145] 探头操作信息存储器31预先保存有与每个操作人员或受检体的超声波探头1的操作有关的信息。在操作超声波探头1时,认为每个操作人员在超声波探头1的操作方式例如使超声波探头接触于受检体的角度或超声波探头1的移动方法等方面具有特点或习惯。并且,在操作超声波探头1时,也认为根据受检体的体形例如是小孩还是大人,超声波探头1的操作方法发生变化。因此能够对每个操作人员或受检体预先收集与超声波探头1的操作有关的信息。

[0146] 例如操作人员经由操作部17而将操作人员或被测试者的信息输入到实施方式4所示的超声波诊断装置,部位判别部12根据所输入的信息从探头操作信息存储器31读出与超声波探头1的操作有关的信息。而且,部位判别部12根据该信息而校正移动量基准值存储器19的多个移动量基准值,并将所校正的多个移动量基准值与超声波探头1的移动量进行比较。由此能够根据操作人员或受检体而判别摄像检查部位,因此能够进一步提高部位判别的精度。

[0147] 另外,在与所输入的受检体的信息对应的超声波探头1的操作相关信息未保存在探头操作信息存储器31的情况下,可以使用体重、身長、性别或体脂肪率等相同的其他受检体的信息。

[0148] 符号说明

[0149] 1-超声波探头,1A-阵列换能器,2-收发部,3-图像生成部,4-显示控制部,5-显示部,6-接收部,7-发送部,8-收发控制部,9-图像处理部,10-DSC,11-图像分析部,12-部位判别部,13-图像化条件设定部,14-移动检测传感器,15-移动量计算部,16-装置控制部,17-操作部,18-储存部,19-移动量基准值存储器,20-放大部,21-A/D转换部,22-光束成型器,23-信号处理部,31-探头操作信息存储器,X、Y、Z-轴,PT、R0、YW-方向,B-边界。

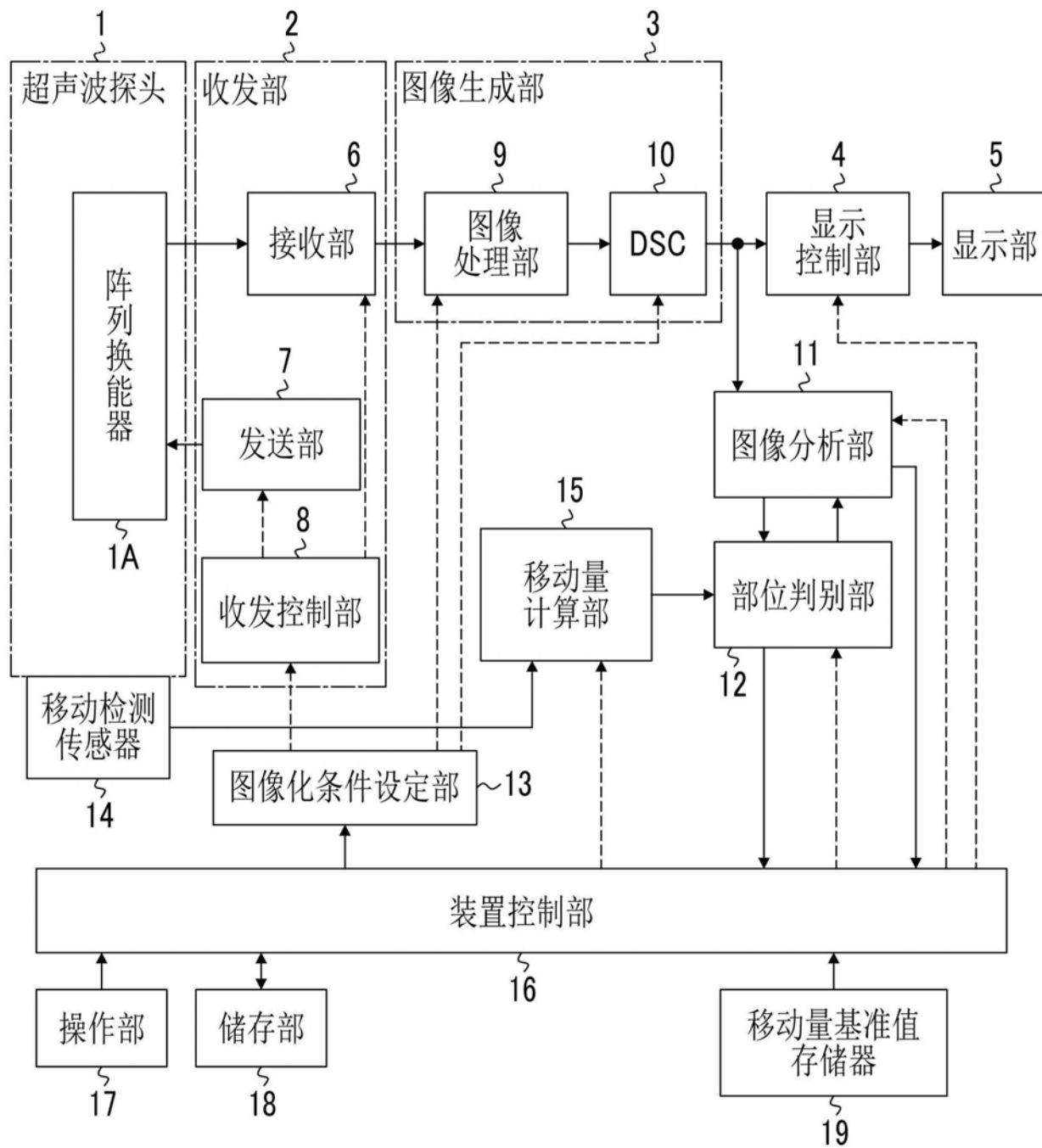


图1

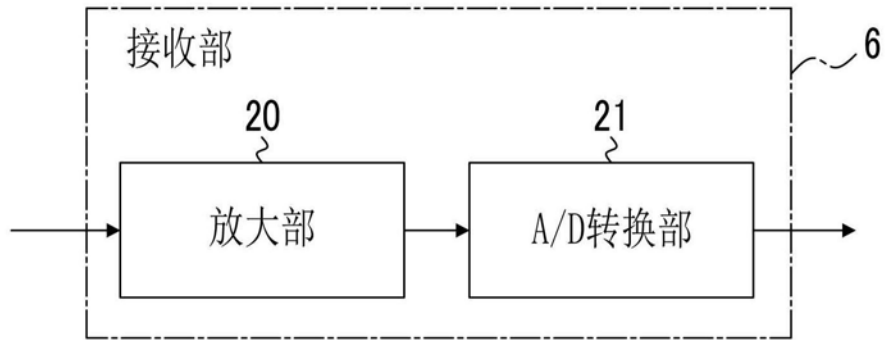


图2

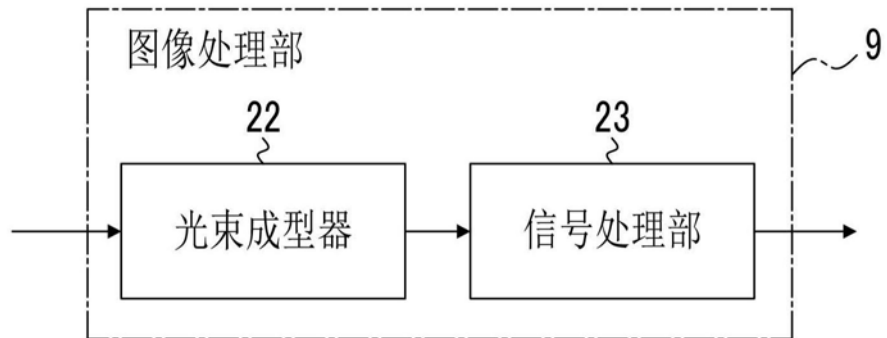


图3

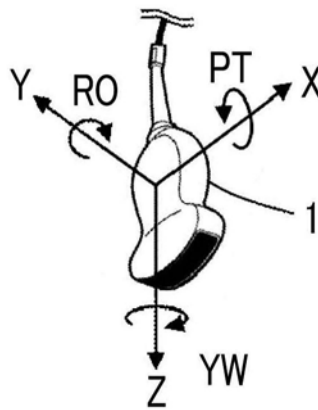


图4

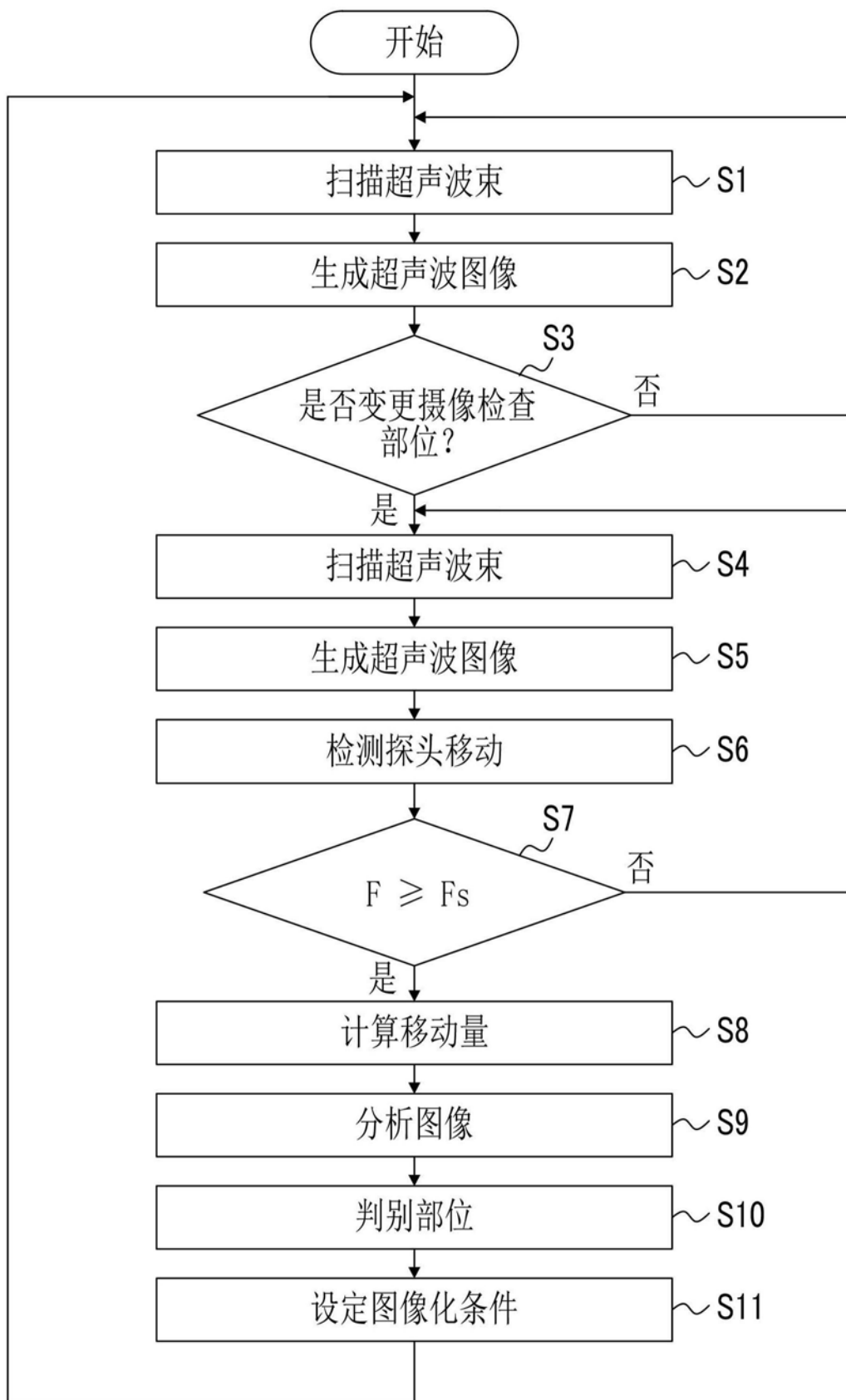


图5

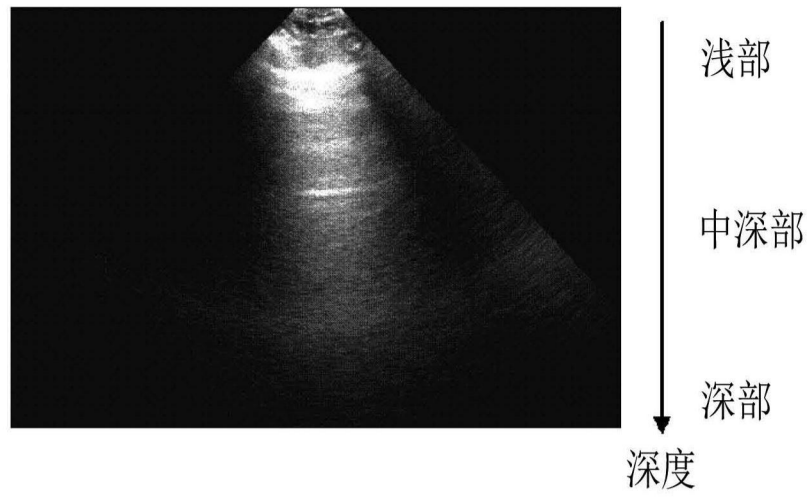


图6

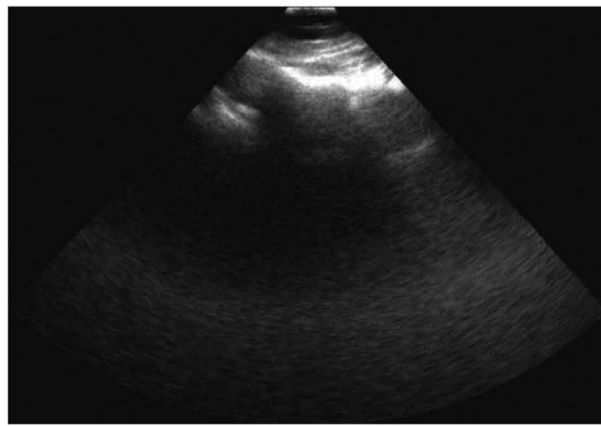


图7

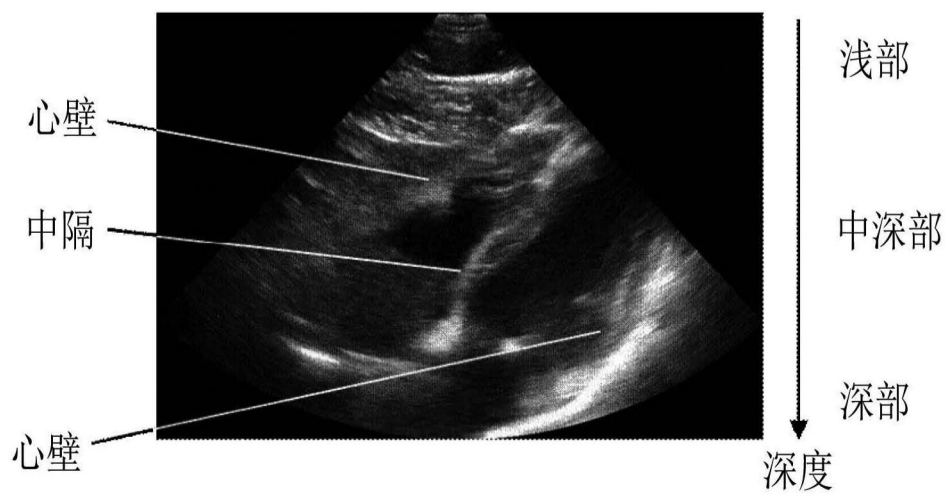


图8

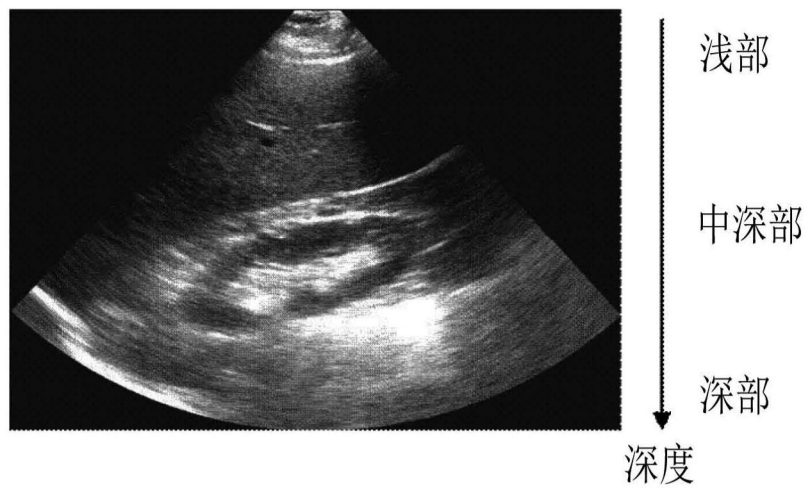


图9

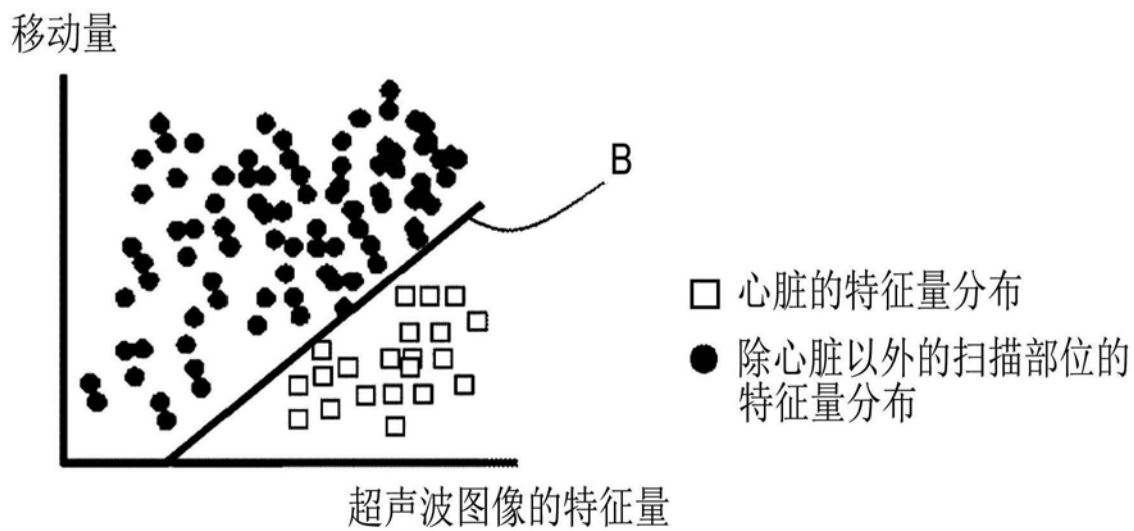


图10

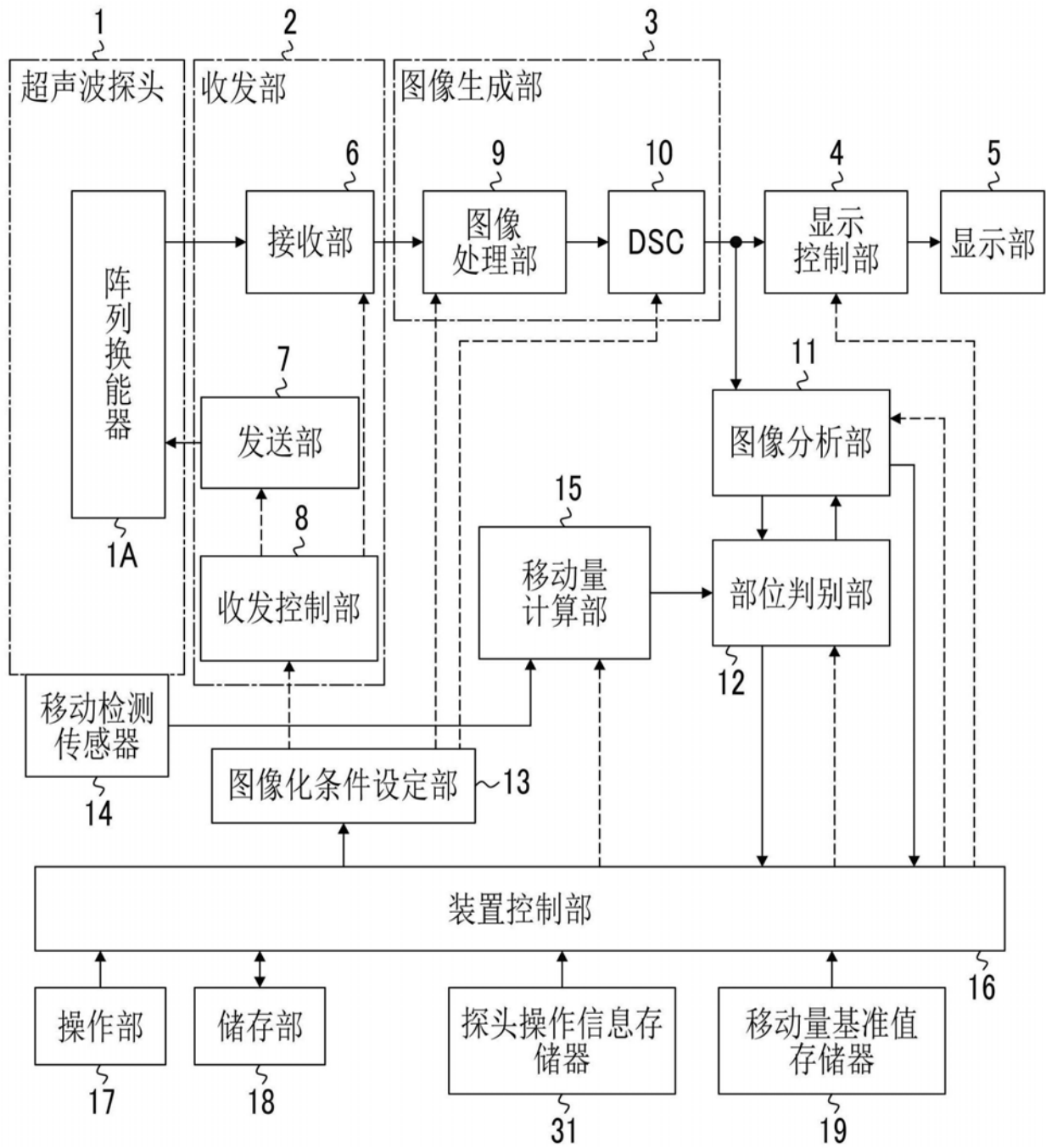


图11

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	CN109788943A	公开(公告)日	2019-05-21
申请号	CN201780058638.2	申请日	2017-04-17
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
发明人	江畑徹郎		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/4245 A61B8/5223 A61B8/54 A61B8/14 A61B8/4254 A61B8/461 A61B8/5207		
代理人(译)	崔成哲		
优先权	2016187003 2016-09-26 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波诊断装置具备：超声波探头；图像化部，根据从超声波探头输出的接收信号而拍摄受检体，由此生成超声波图像；图像分析部，使用由图像化部生成的超声波图像进行图像分析；移动检测传感器，安装于超声波探头，而且检测超声波探头的移动并作为检测信号而输出；移动量计算部，使用由移动检测传感器输出的检测信号，计算检查受检体的多个检查部位中的当前正在拍摄的摄像检查部位时的超声波探头的移动量；及部位判别部，根据基于图像分析部的图像分析的结果及由移动量计算部算出的移动量而判别摄像检查部位。

