



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109788942 A

(43)申请公布日 2019.05.21

(21)申请号 201780056223.1

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

(22)申请日 2017.05.24

代理人 韩香花 崔成哲

(30)优先权数据

2016-181715 2016.09.16 JP

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.03.13

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/019410 2017.05.24

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/051578 JA 2018.03.22

(71)申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 松本刚

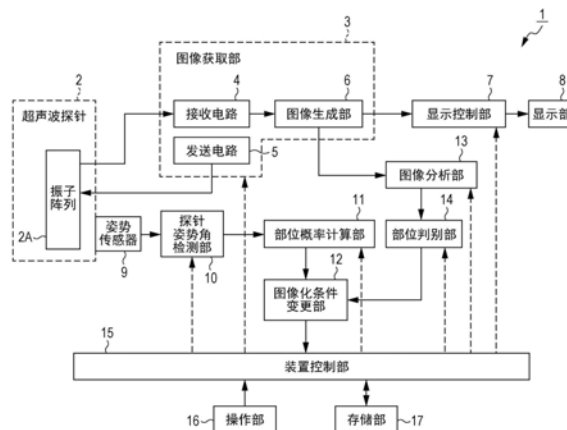
权利要求书2页 说明书14页 附图7页

(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

超声波诊断装置具有:从超声波探针进行超声波束的收发,并获取超声波图像的图像获取部;根据超声波探针的姿势角及超声波图像的分析结果的至少一方,对按照第一图像化条件获取的超声波图像计算超声波图像中所包含的部位是特定的部位的概率的部位概率计算部;以及在概率为阈值以上的情况下,将第一图像化条件变更为用于判别已计算出概率的部位的图像化条件的图像化条件变更部,使用第二图像化条件进一步获取超声波图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,
具有:
超声波探针;
图像获取部,其按照所设定的图像化条件,从所述超声波探针朝向受检体进行超声波束的收发,获取超声波图像;
部位概率计算部,其对按照第一图像化条件而在所述图像获取部所获取的超声波图像,根据所述超声波探针的姿势角及所述超声波图像的分析结果中的至少一方,计算所述超声波图像中包含的受检体的部位是特定的部位的概率;以及
图像化条件变更部,当在所述部位概率计算部计算出的所述概率为规定的阈值以上时,该图像化条件变更部将所述第一图像化条件变更为用于判别已计算出所述概率的部位的所述第二图像化条件,
所述图像获取部使用所述第二图像化条件而进一步获取超声波图像。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
还具有:
姿势传感器,其检测所述超声波探针的动作或位置;以及
探针姿势角检测部,其基于所述姿势传感器的信号而检测所述姿势角,
所述部位概率计算部基于所述姿势角而计算所述概率。
3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,
还具有图像分析部,该图像分析部对所述图像获取部进一步获取的超声波图像进行分析。
4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
还具有图像分析部,该图像分析部对所述图像获取部获取的超声波图像进行分析,
所述部位概率计算部基于所述图像分析部的所述分析结果而计算所述概率。
5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
还具有:
图像分析部,其对所述图像获取部获取的超声波图像进行分析;
姿势传感器,其检测所述超声波探针的动作或位置;以及
探针姿势角检测部,其基于所述姿势传感器的信号而检测所述姿势角,
所述部位概率计算部基于所述姿势角及所述图像分析部的超声波图像的分析结果而计算所述概率。
6. 根据权利要求4或5所述的超声波诊断装置,其中,
所述部位概率计算部基于所述图像分析部对单帧的超声波图像的图像分析的结果而计算所述概率。
7. 根据权利要求4或5所述的超声波诊断装置,其中,
所述部位概率计算部基于所述图像分析部对多帧的超声波图像中共同地包含的特定图案的动作的分析结果而计算所述概率。
8. 根据权利要求3~7中任意一项所述的超声波诊断装置,其中,
还具有部位判别部,其基于所述图像分析部对所述图像获取部进一步获取的超声波图像的分析结果,判别已计算出所述概率的受检体的部位。

9. 一种超声波诊断装置的控制方法,其特征在于,

按照所设定的图像化条件,从超声波探针朝向受检体进行超声波束的收发,获取超声波图像,

对按照第一图像化条件获取的超声波图像,根据所述超声波探针的姿势角及所述超声波图像的分析结果中的至少一方,计算所述超声波图像中包含的受检体的部位是特定的部位的概率,

在计算出的所述概率为规定的阈值以上的情况下,将所述第一图像化条件变更为用于判别已计算出所述概率的部位的所述第二图像化条件,

使用所述第二图像化条件而进一步获取超声波图像。

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] 本发明涉及超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法,特别是涉及判别已生成超声波图像的受检体的部位的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 目前,作为使振子阵列接触受检体而获得受检体内部的图像的装置,已知有超声波诊断装置。一般的超声波诊断装置是从多个元件排列成的振子阵列朝向受检体内发送超声波束,在振子阵列中接收来自受检体的超声回波而获取元件数据。而且,超声波诊断装置对获得的元件数据进行电处理,获得相对于受检体的相应部位的超声波图像。

[0003] 在使用这种超声波诊断装置诊断受检体时,为了对各检查部位获得适于诊断的超声波图像,操作员根据摄像部位设定图像化条件。在这种情况下,当摄像部位改变时,操作员每次都需要设定图像化条件。于是,专利文献1中公开有一种超声波诊断装置,将使用由操作员设定的图像化条件拍摄的超声波图像与摄像时的图像化条件一起保存为基准图像,在拍摄与基准图像对应的部位时,读出并设定基准图像的图像化条件。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本特开2004—290404号公报

发明内容

[0007] 发明要解决的技术课题

[0008] 但是,例如,在为了进行急救中的外伤患者的初步诊察而连续地诊断多个诊断部位的eFAST(extended Focused Assessment with Sonography for Trauma)检查中,多使用通用的图像化条件作为初始条件对多个诊断部位进行超声波诊断。因此,例如,在eFAST检查中,用于判别从生成的超声波图像获得的各诊断部位的信息量较少,存在难以精确地判别诊断部位的问题。

[0009] 另外,在这种情况下,在专利文献1中公开的技术中,不存在判别诊断部位的装置,因此,在诊断部位未知的情况下,存在难以对诊断部位选定合适的基准图像、即难以对诊断部位选定合适的图像化条件的问题。

[0010] 本发明是为了解决这种现有问题点而完成的,其目的在于,提供一种能够精确地判别诊断部位的超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法。

[0011] 用于解决技术课题的手段

[0012] 为了实现上述目的,本发明的超声波诊断装置的特征在于,具有:超声波探针;图像获取部,其按照所设定的图像化条件,从超声波探针朝向受检体进行超声波束的收发,并获取超声波图像;部位概率计算部,其对按照第一图像化条件在图像获取部所获取的超声波图像,根据超声波探针的姿势角及超声波图像的分析结果的至少一方计算超声波图像中包含的受检体的部位是特定的部位的概率;以及图像化条件变更部,当在部位概率计算部

计算出的概率为规定的阈值以上时,将第一图像化条件变更为用于判别已计算出概率的部位的图像化条件,图像获取部使用第二图像化条件进一步获取超声波图像。

[0013] 另外,理想的是,超声波诊断装置还具有:姿势传感器,其检测超声波探针的动作或位置;以及探针姿势角检测部,其基于姿势传感器的信号检测姿势角,部位概率计算部基于姿势角计算概率。

[0014] 另外,理想的是,超声波诊断装置还具有对在图像获取部进一步获取的超声波图像进行分析的图像分析部。

[0015] 或者,也可以是,超声波诊断装置还具有分析在图像获取部获取的超声波图像的图像分析部,部位概率计算部基于图像分析部的分析结果计算概率。

[0016] 或者,也可以是,超声波诊断装置还具有:图像分析部,其分析在图像获取部获取的超声波图像;姿势传感器,其检测超声波探针的动作或位置;以及探针姿势角检测部,其基于姿势传感器的信号检测姿势角,部位概率计算部基于姿势角及图像分析部的超声波图像的分析结果计算概率。

[0017] 另外,理想的是,部位概率计算部基于图像分析部的对单帧的超声波图像的图像分析的结果计算概率。

[0018] 或者,也可以是,部位概率计算部基于图像分析部的对多帧的超声波图像中共同地包含的特定图案的动作的分析结果计算概率。

[0019] 另外,理想的是,超声波诊断装置还具有部位判别部,其基于图像分析部对在图像获取部进一步获取的超声波图像的分析结果,判别已计算出概率的受检体的部位。

[0020] 另外,本发明提供一种超声波诊断装置的控制方法,其特征在于,按照所设定的图像化条件,从超声波探针朝向受检体进行超声波束的收发,并获取超声波图像,对按照第一图像化条件获取的超声波图像,根据超声波探针的姿势角及超声波图像的分析结果的至少一方,计算超声波图像中包含的受检体的部位是特定的部位的概率,在计算出的概率为规定的阈值以上的情况下,将第一图像化条件变更为用于判别已计算出概率的部位的图像化条件,使用第二图像化条件进一步获取超声波图像。

[0021] 发明效果

[0022] 根据本发明,超声波诊断装置具有基于由部位概率计算部计算出的概率,将第一图像化条件变更为用于判别已计算出概率的部位的图像化条件的图像化条件变更部,因此,即使在超声波诊断装置中使用难以进行诊断部位的判别的图像化条件生成超声波图像的情况下,也能够精确地判别诊断部位。

附图说明

[0023] 图1是表示本发明实施方式1所涉及的超声波诊断装置的结构块图。

[0024] 图2是表示实施方式1中使用的接收电路的内部结构的块图。

[0025] 图3是表示实施方式1中使用的图像生成部的内部结构的块图。

[0026] 图4是实施方式1的流程图。

[0027] 图5是表示实施方式2所涉及的超声波诊断装置的结构块图。

[0028] 图6是实施方式2的流程图。

[0029] 图7是表示实施方式3所涉及的超声波诊断装置的结构块图。

[0030] 图8是实施方式3的流程图。

具体实施方式

[0031] 以下,基于附图说明本发明的实施方式。

[0032] 实施方式1

[0033] 图1表示本发明实施方式1所涉及的超声波诊断装置的结构。超声波诊断装置1具备内置振子阵列2A的超声波探针2,在超声波探针2上,经由图像获取部3依次连接有显示控制部7及显示部8。

[0034] 图像获取部3具有与超声波探针2的振子阵列2A连接的接收电路4及发送电路5和与接收电路4连接的图像生成部6,显示控制部7与图像生成部6连接。另外,在超声波探针2上设有姿势传感器9,在姿势传感器9上连接有探针姿势角检测部10。而且,在探针姿势角检测部10上依次连接有部位概率计算部11及图像化条件变更部12。另外,在图像获取部3的图像生成部6上连接有图像分析部13,在图像分析部13上连接有部位判别部14,在部位判别部14上连接有图像化条件变更部12。

[0035] 进而,装置控制部15连接到图像获取部3、显示控制部7、探针姿势角检测部10、部位概率计算部11、图像化条件变更部12、图像分析部13及部位判别部14,操作部16及存储部17分别与装置控制部15连接。此外,装置控制部15与存储部17被连接成能够分别双向交换信息。

[0036] 图1所示的超声波探针2的振子阵列2A具有一维或二维排列的多个元件(超声波振子)。这些元件分别按照从发送电路5供给的驱动信号发送超声波,并且接收来自受检体的超声回波并输出接收信号。各元件使用振子构成,该振子例如在由以PZT(Lead Zirconate Titanate:锆钛酸铅)为代表的压电陶瓷、以PVDF(Poly Vinylidene Di Fluoride:聚偏二氟乙烯)为代表的高分子压电元件和以PMN-PT(Lead Magnesium Niobate-Lead Titanate:铌镁酸-钛酸铅固溶体)为代表的压电单晶等构成的压电体的两端形成有电极。

[0037] 当向这种振子的电极施加脉冲状或连续波状的电压时,压电体伸缩,从各振子产生脉冲状或连续波状的超声波,由这些超声波的合成波形成超声波束。另外,各振子通过接收传播的超声波而伸缩并产生电信号,这些电信号作为超声波的接收信号从各振子输出到接收电路4。

[0038] 如图2所示,图像获取部3的接收电路4具有放大部18与A/D(Analog/Digital:模拟/数字)转换部19串联连接而成的结构。接收电路4将从振子阵列2A的各元件输出的接收信号在放大部18放大,并将在A/D转换部19数字化获得的元件数据输出到图像生成部6。

[0039] 发送电路5例如包含多个脉冲发生器,基于根据来自装置控制部15的控制信号选择的发送延迟图案,调节各驱动信号的延迟量,并将驱动信号供给到多个元件,以使从振子阵列2A的多个元件发送的超声波形成超声波束。

[0040] 如图3所示,图像获取部3的图像生成部6具有B模式(Brightness mode:亮度模式)处理部20与图像处理部21依次串联连接而成的结构。

[0041] B模式处理部20基于根据来自装置控制部15的控制信号选择的接收延迟图案,进行对按照所设定的音速的各元件数据赋予各自的延迟并实施加法运算(整相相加)的接收聚焦处理。通过该接收聚焦处理,生成聚焦了超声回波的声线信号。进而,B模式处理部20对

声线信号根据超声波的反射位置的深度实施由传播距离引起的衰减的修正,之后,实施包络线检波处理,生成有关受检体内的组织的断层图像信息即B模式图像信号。在B模式处理部20生成的B模式图像信号被输出到显示控制部7或图像分析部13。

[0042] 图像处理部21将在B模式处理部20生成的B模式图像信号转换(光栅转换)为按照通常的电视信号的扫描方式的图像信号,对B模式图像信号实施灰度处理等各种必要的图像处理,之后,将B模式图像信号输出到显示控制部7。

[0043] 如图1所示,超声波诊断装置1的显示控制部7基于在图像获取部3获取的B模式图像信号,使显示部8显示超声波诊断图像。

[0044] 显示部8例如包含LCD(Liquid Crystal Display:液晶显示器)等显示器,在装置控制部15的控制之下,显示超声波诊断图像。

[0045] 姿势传感器9设置于超声波探针2上,检测在超声波诊断中由操作员操作的超声波探针2的动作或位置并将其作为电信号。

[0046] 姿势传感器9没有特别限制,只要是能够检测超声波探针2的动作或位置的传感器即可,以下,对作为姿势传感器9使用检测超声波探针2的动作的加速度传感器的情况进行说明。此时,姿势传感器9检测在三维空间内沿着相互正交的三个轴的三个成分的加速度并将其作为电信号。进而,姿势传感器9检测到的信号被输出到探针姿势角检测部10。

[0047] 探针姿势角检测部10基于姿势传感器9检测到的表示超声波探针2的动作的信号,检测超声波探针2的姿势角。例如,可以根据在姿势传感器9中获得的三维空间内的加速度,使用众所周知的计算方法计算超声波探针2的姿势角。

[0048] 在操作员使用超声波探针2进行超声波诊断时,部位概率计算部11基于在探针姿势角检测部10检测到的超声波探针2的姿势角,计算在图像获取部3获取的超声波图像中包含的受检体的部位是特定部位的概率(部位概率)。部位概率计算部11例如能够计算在图像获取部3获取的超声波图像中包含的受检体的部位是心脏的概率。此外,后面详细描述部位概率计算部11中的部位概率的计算。

[0049] 图像化条件变更部12将在图像获取部3获取超声波图像时使用的图像化条件变更为对应于进行超声波诊断的部位的图像化条件。在此,图像化条件包含超声波诊断时的帧率、超声波图像的分辨率、超声波图像的亮度及超声波诊断时的动态范围。图像化条件变更部12基于部位概率计算部11中的部位概率的计算结果或部位判别部14中的部位的判别结果,变更这些图像化条件中的至少一个条件。

[0050] 图像分析部13进行对在图像获取部3的图像生成部6的B模式处理部20生成的B模式图像信号的运动分析及图案识别等图像分析,并将该图像分析结果输出到部位判别部14。

[0051] 部位判别部14基于图像分析部13的超声波图像的分析结果,判别超声波图像中包含的受检体的部位,并对图像化条件变更部12输出所判别的部位的信息。

[0052] 装置控制部15基于由操作员经由操作部16输入的指令进行超声波诊断装置1的各部的控制。

[0053] 操作部16是操作员用于进行输入操作的部分,其构成可以具备键盘、鼠标、跟踪球及触摸面板等。

[0054] 存储部17存储超声波诊断装置1的动作程序等,可以为HDD(Hard Disc Drive:硬

盘驱动器)、SSD(Solid State Drive:固态硬盘)、FD(Flexible Disc:软盘)、MO盘(Magneto-Optical disc:光磁盘)、MT(Magnetic Tape:磁带)、RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)、CD(Compact Disc:光盘)、DVD(Digital Versatile Disc:数字多功能光盘)、SD卡(Secure Digital card:安全数字卡)、USB存储器(Universal Serial Bus memory:通用串行总线存储器)等记录媒体、或服务器等。

[0055] 此外,图像生成部6、显示控制部7、探针姿势角检测部10、部位概率计算部11、图像化条件变更部12、图像分析部13及部位判别部14由CPU(Central Processing Unit:中央处理装置)和用于使CPU进行各种处理的动作程序构成,但也可以使用数字电路构成它们。另外,也可以将这些图像生成部6、显示控制部7、探针姿势角检测部10、部位概率计算部11、图像化条件变更部12、图像分析部13及部位判别部14部分或整体上统一成一个CPU而构成。

[0056] 接着,使用图4所示的流程图,说明实施方式1的超声波诊断装置1的动作。

[0057] 首先,在步骤S1,装置控制部15将用于在图像获取部3获取超声波图像的图像化条件初始化为第一图像化条件。第一图像化条件例如是对多个诊断部位进行了通用的设定的图像化条件。这种对多个诊断部位通用的图像化条件例如多被设定为在eFAST检查等的连续诊断中能够迅速地诊断多个部位。

[0058] 在步骤S2,在第一图像化条件下,通过图像获取部3的接收电路4及发送电路5进行使用超声波探针2的振子阵列2A的多个超声波振子的超声波束的收发及扫描。此时,接收信号从接收到来自受检体的超声回波的各超声波振子输出到接收电路4,在接收电路4的放大部18及A/D转换部19进行接收信号的放大及A/D转换并生成接收信号。另外,在进行超声波束的收发及扫描时,姿势传感器9检测由操作员操作的超声波探针2的动作并将其作为电信号。

[0059] 接下来的步骤S3及步骤S4被同步并行处理。

[0060] 在步骤S3,图像生成部6的B模式处理部20基于在第一图像化条件中设定的、超声波图像获取时的帧率并使用从接收电路4输入的接收信号,依次生成B模式图像。

[0061] 另外,在步骤S4,探针姿势角检测部10基于从姿势传感器9输入的代表超声波探针2的动作的电信号,检测在步骤S2中进行的超声波束的收发或扫描时的超声波探针2的姿势角。例如,可以根据由姿势传感器9检测到的、在三维空间内沿着相互正交的三个轴的三个分量的加速度,使用公知的计算方法算出超声波探针2的姿势角。超声波探针2的姿势角根据进行超声波诊断的受检体的各部位而不同。例如,已知有,在eFAST检查中,作为诊断部位,有心脏、肺、右腹部、左腹部及膀胱,为了对这些部位进行适当的检查,根据各自的部位在不同的姿势角下使用超声波探针2。另外,在多个部位的超声波诊断中,例如在腹部的诊断中,操作员通常一边使超声波探针2移动一边进行诊断。这样,在超声波诊断中由操作员移动超声波探针2的情况下,探针姿势角检测部10例如可以检测一定时间内的超声波探针2的姿势角的平均值并将其作为超声波探针2的姿势角。

[0062] 通过从装置控制部15对图像获取部3及探针姿势角检测部10同时发送开始B模式图像生成的信息及开始姿势角的检测的信息,而分别同时开始步骤S3中的B模式图像的生成及步骤S4中的超声波探针2的姿势角的检测。在步骤S3及步骤S4,当开始B模式图像的生成及超声波探针2的姿势角的检测时,在第一图像化条件下设定的帧率和探针姿势角检测部10对姿势传感器9的信号进行采样的采样频率同步。这样,步骤S3中的B模式图像的生成

及步骤S4中的超声波探针2的姿势角的检测被同步并行处理。此外,例如,通过对比在第一图像化条件下设定的帧率高频率的姿势传感器的信息进行抽取,可以使在第一图像化条件下设定的帧率和探针姿势角检测部10的采样频率一致。

[0063] 在步骤S5,部位概率计算部11根据在步骤S4中由探针姿势角检测部10检测到的超声波探针2的姿势角,计算在步骤S3中由图像生成部6的B模式处理部20生成的B模式图像(超声波图像)中包含的受检体的部位是特定部位的概率(部位概率)。部位概率计算部11的部位概率的计算可使用各种计算方法,例如,部位概率计算部11可计算相对于受检体的特定部位作为目标的超声波探针2的姿势角(目标探针角度)与探针姿势角检测部10检测到的实际的姿势角之差的倒数并将其作为部位概率。在这种情况下,部位概率计算部11使用相对于受检体的各部位的目标探针角度,分别计算超声波图像中包含的部位是特定的各部位的部位概率。

[0064] 在步骤S6,装置控制部15使用超声波探针2的姿势角判定部位概率计算部11计算出的部位概率是否为规定的阈值以上。例如,部位概率计算部11计算在步骤S3中生成的超声波图像中包含的部位分别是心脏、肺、右腹部、左腹部、及膀胱的概率时,判定这些部位概率是否分别为阈值以上。用于部位概率的判定的阈值优选为只是相对于超声波诊断时的超声波探针2的姿势角、即目标探针角度类似的部位的部位概率为阈值以上的值。

[0065] 此外,该阈值例如可以通过对过去的诊断或预备试验等中的超声波探针2的姿势角算出统计值等来决定。

[0066] 在步骤S6,在装置控制部15判定为部位概率计算部11计算出的多个部位概率中至少一个部位概率为阈值以上的情况下,处理进入步骤S7。在步骤S7,图像化条件变更部12基于由装置控制部15判定为是阈值以上的部位概率,将第一图像化条件变更为用于判别已计算出部位概率的部位的第二个图像化条件。例如,在步骤S6,在判定为超声波图像中包含的部位是心脏的部位概率及是右腹部的部位概率为阈值以上的情况下,图像化条件变更部12将第一图像化条件变更为用于判别超声波图像中包含的部位是心脏及右腹部的哪一个的第二个图像化条件。在这种情况下,例如,作为第二个图像化条件,为了提高对心脏的跳动的采样精度,可以设定将超声波诊断时的帧率设为高速的条件。

[0067] 在步骤S6,在装置控制部15中判定为部位概率计算部11计算出的多个部位概率全部低于阈值的情况下,处理进入步骤S16。在步骤S16,装置控制部15判定被装置控制部15判定为在步骤S6中多个部位概率全部低于阈值的次数是否为N次。在被装置控制部15判定为多个部位概率全部低于阈值的次数低于N次的情况下,返回步骤S2,进行使用第一图像化条件的超声波图像的获取。之后,在判定为多个部位概率全部低于阈值的次数达到N次的情况下,处理进入步骤S17,在显示部8显示产生了错误的消息,之后,超声波诊断装置1结束动作。

[0068] 此外,N为1以上的自然数,可以在超声波诊断装置1的程序等中预先设定,但在操作员使用超声波诊断装置1的超声波图像的生成失败时等,优选重新获取超声波图像,因此优选N为2以上的数。

[0069] 在接着步骤S7的步骤S8,图像获取部3的接收电路4及发送电路5使用第二图像化条件进一步对于受检体的部位收发及扫描超声波束。

[0070] 而且,在步骤S9,图像获取部3的图像生成部6的B模式处理部20采用使用第二图像

化条件获取的超声波的接收信号进一步生成B模式图像(超声波图像)信号。

[0071] 在步骤S10,图像分析部13对图像生成部6的B模式处理部20进一步生成的超声波图像,进行用于判别该超声波图像中包含的受检体的部位的图像分析。例如,在作为第二图像化条件将超声波诊断时的帧率设定为高速的情况下,作为图像分析,图像分析部13可以进行时间序列的图像分析即光流。虽然未图示,但光流是使用由图像获取部3按时间序列获取的多个帧的超声波图像,对多个帧的超声波图像中共同含有的同一部位中的多个特征的图案,使用矢量等映射各图案的动作方向及距离的方法。通过使用这样的时间序列的分析方法,能够容易地判别像心脏那样的动作多的部位和像腹部那样的动作少的部位。

[0072] 在步骤S11,部位判别部14基于图像分析部13的超声波图像的分析结果,判别超声波图像中包含的受检体的部位。例如,在步骤S6中判定为阈值以上的部位概率是超声波图像中包含的部位是心脏的部位概率及是右腹部的部位概率,在图像分析部13进行使用光流的图像分析的情况下,基于被映射到超声波图像上的矢量的个数进行部位的判别。即,如果被映射的矢量的个数为规定的一定数以上,部位判别部14则判别为心脏,如果被映射的矢量的个数小于一定数,部位判别部14则判别为右腹部。

[0073] 在步骤S12,图像化条件变更部12将第二图像化条件变更为适合由部位判别部14判别的部位的第三图像化条件。

[0074] 在接下来的步骤S13,图像获取部3的接收电路4及发送电路5使用第三图像化条件对由部位判别部14判别的部位进行超声波束的收发及扫描。

[0075] 进而,在步骤S14,图像获取部3的图像生成部6使用第三图像化条件,并根据由接收电路4及发送电路5获取的接收信号生成B模式图像信号。

[0076] 在步骤S15,装置控制部15判定当前进行超声波诊断的受检体的部位是否被变更。例如,当诊断部位从心脏移至肺时,判定为诊断部位已变更。具体而言,通常,在变更诊断部位的情况下,探针从体表离开变为空中放射,因此,通过检测这种空中放射状态(不能获得反射信号的状态),能够判定诊断部位的变更。在步骤S15,在判定为诊断部位没有变更、即诊断同一诊断部位的情况下,返回步骤S13,进行使用第三图像化条件的超声波图像的获取。另一方面,在步骤S15,在判定为诊断部位已变更的情况下,返回步骤S1,将第三图像化条件初始化为第一图像化条件。

[0077] 如上所述,根据图1所示的实施方式1的超声波诊断装置1,在为了基于超声波探针2的姿势角计算部位概率而使用第一图像化条件获取超声波图像后,为了基于所计算的部位概率判别超声波图像中包含的部位,将第一图像化条件变更为第二图像化条件,进一步获取超声波图像。这样,通过分两次进行超声波图像的获取,能够锁定作为判别的候补的部位,因此,能够精确地判别部位并设定适当的图像化条件。另外,超声波诊断装置1与仅使用参照作为现有技术广泛进行的数据库的图案判别的部位的判别相比,数据的处理量少,在判别超声波图像中包含的部位时,能够缩短图像分析需要的时间。进而,作为第一图像化条件,即使在使用通用的图像化条件对多个部位获取超声波图像的情况下,也能够基于步骤S6中的部位概率的判定结果将第一图像化条件变更为用于判别作为判别的候补的部位的图像化条件,因此,超声波诊断装置1能够高精度地判别部位。

[0078] 另外,步骤S3的B模式图像的生成和步骤S4的超声波探针2的姿势角的获取被设为同步并行处理进行了说明,但步骤S3和步骤S4也可以不同步并行处理,只要在移至步骤S5

之前获取B模式图像及超声波探针2的姿势角即可。即,在步骤S3中的B模式图像的获取之后,可以进行步骤S4的超声波探针2的姿势角的获取,或者也可以在超声波探针2的姿势角的获取之后,进行B模式图像的获取。

[0079] 另外,探针姿势角检测部10中的姿势角的计算方法不限于上述的方法,只要能够计算超声波探针2的姿势角即可。例如,虽然图中未图示,但也可以通过在探针姿势角检测部10将姿势传感器9检测的加速度设为两次,基于在一定时间内进行时间积分而算出的超声波探针2的位置信息,计算超声波探针2的姿势角。

[0080] 另外,例示了作为检测超声波探针2的动作的姿势传感器9使用加速度传感器的情况,但姿势传感器9也可以使用其它传感器,只要是检测超声波探针2的动作或位置的传感器即可。作为这种姿势传感器9,例如,除了加速度传感器之外,也可以使用陀螺仪传感器、磁传感器或GPS(Global Positioning System:全球定位系统)传感器等。另外,这些传感器可以安装于超声波探针2上,也可以内置于超声波探针2中。

[0081] 例如,作为姿势传感器9,也可以使用安装在超声波探针2上的陀螺仪传感器,基于从陀螺仪传感器获得的超声波探针2的角速度,根据众所周知的计算方法检测超声波探针2的姿势角。另外,例如,作为姿势传感器9,也可以使用磁传感器,基于由磁传感器检测到的超声波探针2的位置信息,检测超声波探针2的姿势角。进而,例如,作为姿势传感器9,也可以使用GPS传感器,基于从GPS传感器获得的超声波探针2的位置信息,检测超声波探针2的姿势角。

[0082] 另外,姿势传感器9也可以不安装在超声波探针2上或内置于超声波探针2中,也可以离开超声波探针2而设置,只要是检测超声波探针2的动作或位置的传感器即可。作为这种姿势传感器9,例如,虽然图中未图示,但也可以使用众所周知的摄像装置等检测超声波探针2的位置信息,姿势传感器9也可以基于检测到的超声波探针2的位置信息,检测超声波探针2的姿势角。

[0083] 另外,作为第二图像化条件,例示了将超声波诊断时的帧率设定为高速的情况,但也可以将其它条件作为第二图像化条件。例如,在步骤S6,在判定为超声波图像中包含的部位是心脏的部位概率及是右腹部的部位概率为阈值以上的情况下,为了清晰描绘心房、心室及室间隔等在心脏中为特征性的图案,也可以将高亮化超声波图像的条件作为第二图像化条件。超声波图像的高亮化例如也可以通过提高接收电路4的放大部18的增益来进行。另外,例如,也可以通过提高接收电路4的A/D转换部19的动态范围而将超声波图像高亮化。当然,增益及动态范围也可以同时调节。另外,也可以通过增大发送电路5向超声波探针2的振子阵列2A输出的驱动电压以提高增益,进行超声波图像的高亮化。

[0084] 另外,作为用于清晰地描绘超声波图像中包含的部位的图案的第二图像化条件,也可以使用将超声波图像高分辨率化的条件。例如,图中未图示,但可以通过增多超声波诊断时使用的振子阵列2A的超声波振子的数量,增大所使用的超声波振子的密度来进行高分辨率化。

[0085] 这样,作为第二图像化条件,在进行清晰地描绘超声波图像的高亮化及高分辨率化的至少一方的情况下,例如,图像分析部13对使用第二图像化条件获取的超声波图像进行使用模板匹配、纹理分析及机械学习等的模式识别变得容易。部位判别部14基于图像分析部13的模式识别的结果,进行超声波图像中包含的图像的判别。

[0086] 以上,主要说明了在步骤S6,装置控制部15判定为是阈值以上的部位概率是超声波图像中包含的部位是心脏的部位概率及是右腹部的部位概率的情况,但不用说,装置控制部15也有时将超声波图像中包含的部位是心脏及右腹部以外的部位的部位概率判定为阈值以上。由于进行肺及膀胱的超声波诊断时的超声波探针2的姿势角类似,因此,例如,当装置控制部15判定为超声波图像中包含的部位是肺的部位概率及是膀胱的部位概率为阈值以上时,可以使用将超声波诊断时的帧率设定为低速的第二图像化条件。由于肺作为脏器的构造少,大部分是空气,所以在获取肺的超声波图像的情况下,相对于时间的变化较小。另一方面,由于膀胱具有作为脏器的构造,所以与肺相比,相对于时间的变化较大。因此,可以将帧率设定为低速,以使所获取的超声波图像间的部位的变化明显。

[0087] 作为第二图像化条件,在将超声波诊断时的帧率设定为低速的情况下,图像分析部13例如可以使用第二图像化条件算出按时间序列获取的超声波图像间的图案的移动量(帧差值)。

[0088] 部位判别部14例如判定在图像分析部13算出的帧差值是否为一定值以上。此时,例如,如果帧差值为一定值以上,部位判别部14则判别为超声波图像中包含的部位是相对于时间的变化较大的部位即膀胱。另一方面,如果帧差值低于一定值,部位判别部14则判别为超声波图像中包含的部位是相对于时间的变化较小的肺。此外,对使用将超声波诊断时的帧率设定为低速的第二图像化条件获取的超声波图像,在图像分析部13进行的超声波图像间的分析方法不限于上述的计算帧差值的方法,只要是容易进行超声波图像中包含的部位的判别的方法即可。例如,也可以算出帧差值的变化率,也可以算出超声波图像中包含的部位的边缘构造的面积的变化率,也可以算出在超声波图像中具有特定的亮度的像素的面积的变化率。

[0089] 另外,在图像获取部3的图像生成部6,由从接收电路4输出的接收信号生成B模式图像信号,但是,也可以由接收信号生成B模式图像信号以外的图像信号。例如,图中未图示,也可以将图像生成部6的B模式处理部20置换为生成M模式图像信号、彩色多普勒图像信号、弹性图像信号或声速图信号的处理部,以便从接收信号生成M模式(Motion mode:运动模式)图像信号、彩色多普勒图像信号、弹性图像信号或声速图信号。

[0090] 这样,在从接收信号生成B模式图像信号以外的图像信号的情况下,也可以进行对应于各图像信号的种类的图像分析。例如,在从接收信号生成M模式图像信号的情况下,图像分析部13可以进行使用模板匹配、纹理分析及机械学习等的模式识别,也可以进行使用光流的时间序列的图像分析。

[0091] 另外,例如,在从接收信号生成彩色多普勒图像信号、弹性图像信号或声速图信号的情况下,图像分析部13能够进行各图像信号中包含的颜色信息的分析等。

[0092] 另外,由于以上说明的超声波诊断装置1是小型装置,因此,可以是容易携带使用的便携式超声波诊断装置,也可以是配备于诊察室等来使用的固定式超声波诊断装置。

[0093] 另外,超声波探针2没有特别限定,只要能够朝向受检体收发超声波束即可,也可以是扇型、凸型、直线型及径向型等方式。

[0094] 实施方式2

[0095] 图5表示实施方式2的超声波诊断装置22。该超声波诊断装置22是在图1所示的实施方式1的超声波诊断装置1中,不具有姿势传感器及探针姿势角检测部,代替部位概率计

算部11而具有部位概率计算部23,而且图像分析部13与部位概率计算部23连接。其它结构具有与图1所示的超声波诊断装置1相同的构成要素。因此,在图5中,对于与图1相同的构成要素标注相同的参照符号,且省略这些构成要素的详细说明。

[0096] 实施方式1中的部位概率计算部11基于超声波探针2的姿势角,计算超声波图像中包含的受检体的部位是特定的各部位的概率,但该实施方式2中的部位概率计算部23基于图像分析的结果,计算超声波图像中包含的受检体的部位是特定的各部位的概率。

[0097] 在这种结构下,以下,使用图6所示的流程图,说明实施方式2的超声波诊断装置22的动作。

[0098] 在步骤S1~步骤S3中,除了步骤S3不与步骤S4同步并行处理之外,与图4所示的实施方式1的步骤S1~步骤S3相同,图像化条件被初始化为第一图像化条件,从通过使用第一图像化条件的超声波束的收发及扫描所获取的接收信号,生成B模式图像(超声波图像)信号。

[0099] 在接着步骤S3的步骤S18,装置控制部15判定使用第一图像化条件的超声波图像的获取是否是第一次。

[0100] 在步骤S18,在使用第一图像化条件的超声波图像的获取是第一次的情况下,处理进入步骤S19。在步骤S19,图像分析部13对从图像获取部3的图像生成部6输出的单帧的超声波图像进行图像分析。在步骤S19中进行的对单帧的超声波图像的图像分析例如是为了从eFAST检查中规定的多个诊断部位锁定超声波图像中包含的受检体的部位的候补而进行的。作为这种对单帧的超声波图像的图像分析,例如,图像分析部13可以检测单帧的超声波图像中包含的边缘构造,求得朝向特定的方向、例如斜方向的边缘构造的像素的面积(边缘像素面积)。

[0101] 进而,在步骤S20,部位概率计算部23基于步骤S19中的对单帧的超声波图像的图像分析的结果,计算超声波图像中包含的部位是特定的各部位的概率。部位概率计算部23的部位概率的计算可使用各种计算方法,例如,部位概率计算部23能够计算相对于受检体的特定的各部位作为目标的、朝向特定方向的边缘构造的像素的面积(目标边缘像素面积)与在步骤S19中算出的实际的边缘像素面积之差的倒数作为部位概率。在这种情况下,部位概率计算部23使用相对于受检体的各部位的目标像素面积,分别计算超声波图像中包含的部位是特定的各部位的概率。

[0102] 在接下来的步骤S6,装置控制部15与实施方式1的步骤S6同样地判定在步骤S20中算出的部位概率是否为规定的阈值以上。用于部位概率的判定的阈值例如优选只是相对于边缘像素面积、即目标边缘像素面积类似的部位的概率为阈值以上。例如,当通过图像分析进行边缘构造的检测时,由于心脏及右腹部的超声波图像同时被检测到大量斜方向的边缘构造,因此,相对于心脏及右腹部的目标边缘像素面积类似。另一方面,由于肺作为脏器的构造较少,所以即使通过图像分析进行了边缘构造的检测,斜方向的边缘构造也少,目标边缘像素面积与心脏及右腹部不类似。因此,能够将肺从心脏及右腹部分开。

[0103] 在步骤S6,在判定为部位概率计算部23计算出的多个部位概率中至少一个部位概率为阈值以上的情况下,处理进入步骤S7。步骤S7~步骤S15与图4所示的实施方式1的步骤S7~步骤S15相同,在基于部位概率将第一图像化条件变更为第二图像化条件后,通过进一步对所获取的超声波图像进行图像分析,判别超声波图像中包含的受检体的部位。之后,第

二图像化条件被变更为适合判别的部位的第三图像化条件,使用第三图像化条件进一步获取超声波图像。而且,进一步获取超声波图像,直到诊断部位被变更,在诊断部位已变更时,返回步骤S1。

[0104] 在步骤S6,在判定为部位概率计算部23计算出的多个部位概率全部低于阈值的情况下,返回步骤S2。当在第二次的步骤S2及步骤S3获取超声波图像时,在接下来的步骤S18,由装置控制部15判定为超声波图像的获取不是第一次,处理进入步骤S21。

[0105] 在步骤S21,图像分析部13对从图像获取部3的图像生成部6输出的多帧超声波图像进行图像分析。在步骤S21中进行的对多帧的超声波图像的图像分析与步骤S19中的对单帧的超声波图像的图像分析同样,是为了从多个诊断部位锁定超声波图像中包含的受检体的部位的候补而进行的。作为这种对多帧超声波图像的图像分析,例如,能够对使用第一图像化条件获取的超声波图像进行使用所谓的光流的图像分析。

[0106] 在接下来的步骤S22,部位概率计算部23基于步骤S21中的对多帧超声波图像的图像分析的结果计算部位概率。部位概率计算部23例如能够计算相对于受检体的特定的各部位作为目标的、在光流中映射的矢量的数量(目标矢量数)与在步骤S21中算出的实际的矢量的数量(矢量数)之差的倒数作为部位概率。在这种情况下,部位概率计算部23使用相对于受检体的各部位的目标矢量数,分别计算超声波图像中包含的部位是特定的各部位的概率。

[0107] 此外,在这种情况下,由于使用第一图像化条件的帧率获取超声波图像,因此能够通过计算部位概率来区分动作多的部位和动作少的部位,但存在不能明确区分的部位。例如,由于心脏具有搏动,所以在心脏的超声波图像上通过光流映射有多个矢量。另外,由于腹部含有许多作为脏器的构造,并且在超声波诊断时,由操作员移动超声波探针2,因此,在腹部的超声波图像上由于超声波探针2的动作而映射有许多矢量。另一方面,例如,由于肺作为脏器的构造少,并且在超声波诊断时由操作员使超声波探针2动作的情况较少,因此在肺的超声波图像上通过光流映射的矢量较少。因此,例如,通过基于使用第一图像化条件获得的相对于超声波图像的光流的部位概率的计算,能够区分动作多的部位即心脏及腹部和动作少的部位即肺。

[0108] 在步骤S23,装置控制部15与步骤S6同样,判定在步骤S22中获得的部位概率是否为阈值以上。

[0109] 在步骤S23,在判定为基于相对于多帧超声波图像的图像分析的结果计算出的多个部位概率全部低于阈值的情况下,处理进入步骤S16。

[0110] 在步骤S16,与图4所示的实施方式1的步骤S16同样,判定在步骤S23中判定为多个部位概率全部低于阈值的数量是否为N次。此时,在步骤S23中判定为多个部位概率全部低于阈值的数量低于N次的情况下,返回步骤S2。然后,在步骤S23判定为多个部位概率全部低于阈值的数量为N次的情况下,在步骤S17,显示部8进行错误显示,超声波诊断装置22的动作结束。

[0111] 另一方面,在步骤S23判定为基于相对于多帧超声波图像的图像分析的结果计算出的多个部位概率中至少一个为阈值以上的情况下,处理进入步骤S7。

[0112] 如上所述,根据图5所示的实施方式2的超声波诊断装置22,基于超声波图像的分析结果计算部位概率,且基于该部位概率将第一图像化条件变更为第二图像化条件,使用

第二图像化条件进一步获取超声波图像。因此,图5所示的实施方式2的超声波诊断装置22与图1所示的实施方式1的超声波诊断装置1同样,通过分两次进行超声波图像的获取,能够锁定作为判别的候补的部位,因此,能够精确地判别部位并设定适当的图像化条件。另外,部位概率计算部23能够基于使用单帧的超声波图像的图像分析的结果或使用多帧超声波图像的图像分析的结果计算部位概率,即能够使用部位的构造或部位的动作的特征来计算部位概率。因此,能够使用适合部位的图像分析来计算精度高的部位概率。

[0113] 另外,作为使用单帧的超声波图像的图像分析的方法,对使用超声波图像中包含的边缘构造的检测的情况进行了说明,但也可以使用高亮度像素的检测及模板匹配等的模式识别等图像分析的方法。

[0114] 例如,在作为使用单帧的超声波图像的图像分析进行高亮度像素的检测的情况下,在步骤S19,图像分析部13能够算出超声波图像中包含的具有一定亮度或更高亮度的像素的面积(高亮度像素面积)。在接下来的步骤S20,部位概率计算部23例如可计算相对于各诊断部位的目标的高亮度像素面积(目标高亮度像素面积)与在步骤S19中算出的实际的高亮度像素面积之差的倒数作为部位概率。

[0115] 另外,例如,在作为使用单帧的超声波图像的图像分析进行模板匹配等模式识别的情况下,在步骤S19,图像分析部13可计算各诊断部位的模板和实际的超声波图像中包含的部位的类似度作为得分。在接下来的步骤S20,部位概率计算部23例如可计算相对于各诊断部位的目标的类似度的得分(目标得分)与在步骤S19算出的实际的得分之差的倒数作为部位概率。

[0116] 另外,作为使用多帧超声波图像的图像分析的方法,对使用光流的情况进行了说明,但也可以使用其它分析方法。例如,作为这种图像分析的方法,图像分析部13能够使多帧的超声波图像中包含的部位的特定的高亮度点分别追随时间序列,算出相对于该高亮度点的往复运动的周期。在这种情况下,部位概率计算部23例如可计算相对于各诊断部位的目标的高亮度点的周期与算出的实际的高亮度点的周期之差的倒数作为部位概率。

[0117] 实施方式3

[0118] 图7表示实施方式3的超声波诊断装置24。该超声波诊断装置24除将图1所示的实施方式1的超声波诊断装置1的部位概率计算部11置换为部位概率计算部25并将部位概率计算部25与图像分析部13连接之外,具有与图1所示的超声波诊断装置1相同的构成要素。因此,在图7中,对于与图1相同的构成要素标注相同的参照符号,对于这些构成要素,省略详细的说明。

[0119] 但是,图1所示的实施方式1的部位概率计算部11仅基于超声波探针2的姿势角计算部位概率,另外,图5所示的实施方式2的部位概率计算部23仅基于图像分析的结果计算部位概率。与此相对,实施方式3的部位概率计算部25综合超声波探针2的姿势角及图像分析的结果来计算部位概率。

[0120] 在这种结构下,以下,使用图8所示的流程图说明实施方式3的超声波诊断装置24的动作。

[0121] 在步骤S1~步骤S4,与图4所示的实施方式1的步骤S1~步骤S4相同,将图像化条件初始化为第一图像化条件,从通过使用第一图像化条件的超声波束的收发及扫描所获取的接收信号生成B模式图像(超声波图像),与B模式图像的生成同步,进行超声波探针2的姿

势角的检测。

[0122] 另外,接着步骤S3及步骤S4的步骤S18与图5所示的实施方式2的步骤S18相同,装置控制部15判定使用第一图像化条件的超声波图像的获取是否是第一次。

[0123] 在步骤S18,在判定为使用第一图像化条件的超声波图像的获取是第一次的情况下,处理进入步骤S24。在步骤S24,图像分析部13对使用第一图像化条件获取的单帧的超声波图像进行图像分析。步骤S24中的、对单帧的超声波图像的图像分析的方法与实施方式2的步骤S19中所说明的、对单帧的超声波图像的图像分析的方法相同。

[0124] 在接下来的步骤S25,部位概率计算部25分别计算基于在步骤S24中检测到的超声波探针2的姿势角的部位概率及基于对单帧的超声波图像的图像分析的结果的部位概率。基于超声波探针2的姿势角的部位概率的计算方法与在实施方式1的步骤S5中说明的计算方法相同,基于对单帧的超声波图像的图像分析的结果的部位概率的计算方法与在实施方式2的步骤S20中说明的计算方法相同。在步骤S25,部位概率计算部25进一步综合基于超声波探针2的姿势角的部位概率和基于对单帧的超声波图像的图像分析的结果的部位概率来计算超声波图像中所含的部位是特定的各部位的各部位概率。这种综合通过两种计算方法计算出的部位概率的方法可以使用各种方法,例如对于作为诊断部位的候补的部位,可分别计算基于超声波探针2的姿势角的部位概率和基于对单帧的超声波图像的图像分析的结果的部位概率的平均值作为各部位概率。

[0125] 在接下来的步骤S25的步骤S6,与图4所示的实施方式1的步骤S6相同,判定在步骤S25中计算出的部位概率是否为规定的阈值以上。

[0126] 在步骤S6,在计算出的多个部位概率中至少一个为阈值以上的情况下,处理进入步骤S7。步骤S7~步骤S15与图4所示的实施方式1的步骤S7~步骤S15相同,省略详细的说明。

[0127] 在步骤S6,在计算出的多个部位概率全部低于阈值的情况下,返回步骤S2。在第二次的步骤S2及步骤S3,当进行使用第一图像化条件的超声波图像的获取时,在接下来的步骤S18,判定为使用第一图像化条件的超声波图像的获取不是第一次,处理进入步骤S26。

[0128] 在步骤S26,图像分析部13对使用第一图像化条件获取的多帧超声波图像进行图像分析。在步骤S26中的对多帧的超声波图像的图像分析的方法与在实施方式2的步骤S21中说明的对多帧的超声波图像的图像分析的方法相同。

[0129] 在步骤S27,部位概率计算部25分别计算基于在步骤S26中检测到的超声波探针2的姿势角的部位概率及基于对多帧的超声波图像的图像分析的结果的部位概率。基于超声波探针2的姿势角的部位概率的计算方法与在实施方式1的步骤S5中说明的计算方法相同,基于对多帧的超声波图像的图像分析的结果的部位概率的计算方法与在实施方式2的步骤S22中说明的计算方法相同。在步骤S26,部位概率计算部25进一步综合基于超声波探针2的姿势角的部位概率和基于对多帧的超声波图像的图像分析的结果的部位概率来计算超声波图像中包含的部位是特定的各部位的各部位概率。这种综合通过两种计算方法计算出的部位概率的方法与在步骤S25中说明的方法同样,可以使用各种方法。

[0130] 在接着步骤S27的步骤S23,与图6所示的实施方式2的步骤S23相同,判定在步骤S27中计算出的部位概率是否为阈值以上。

[0131] 在步骤S23,在计算出的多个部位概率全部低于阈值的情况下,处理进入步骤S16。

[0132] 在步骤S16,与图4所示的实施方式1的步骤S16同样,在步骤S23,装置控制部15判定被判定为多个部位概率全部低于阈值的次数是否为N次。在步骤S16,在判定为多个部位概率全部低于阈值的次数被判定为低于N次的情况下,返回步骤S2。然后,在步骤S16,在判定为多个部位概率全部低于阈值的次数为N次的情况下,在步骤S17,在显示部8进行错误显示,超声波诊断装置24的动作结束。

[0133] 在步骤S23,在计算出的多个部位概率中至少一个为阈值以上的情况下,处理进入步骤S7。

[0134] 如上所述,根据图7所示的实施方式3的超声波诊断装置24,基于超声波探针2的姿势角及超声波图像的分析结果分别计算部位概率,且基于该部位概率将第一图像化条件变更为第二图像化条件,使用第二图像化条件进一步获取超声波图像。因此,图7所示的实施方式3的超声波诊断装置24与图1所示的实施方式1的超声波诊断装置1同样,通过分两次进行超声波图像的获取,能够锁定作为判别的候补的部位,因此,能够精确地判别部位并设定适当的图像化条件。另外,由于部位概率计算部25能够考虑基于超声波探针2的姿势角计算出的部位概率及使用图像分析的结果计算出的部位概率双方来计算部位概率,所以与仅使用超声波探针2的姿势角及图像分析的结果的任一方计算部位概率相比,能够计算更高精度的部位概率。

[0135] 另外,作为将基于超声波探针2的姿势角计算出的部位概率和基于图像分析的结果计算出的部位概率统一的方法,对使用两者的平均值的方法进行了说明,但也可以使用其它方法。

[0136] 例如,部位概率计算部25可以在对基于超声波探针2的姿势角计算出的部位概率及基于图像分析的结果计算出的部位概率的至少一方进行加权后,计算两者的平均值。这样,通过对部位概率进行加权,能够对针对各部位的适当的部位概率的计算方法赋予优先权,因此,能够提高相对于各部位的部位概率的精度。

[0137] 另外,例如,部位概率计算部25也能够将基于超声波探针2的姿势角计算出的部位概率及基于图像分析的结果计算出的部位概率中的大的部位概率作为部位概率。在这种情况下,可使用基于超声波探针2的姿势角计算出的部位概率及基于图像分析的结果计算出的部位概率中对于各部位使用更合适的计算方法计算出的部位概率。

[0138] 以上对本发明所涉及的超声波诊断装置详细地进行了说明,但本发明不限于以上的例子,不用说,在不脱离本发明的宗旨的范围内也可以进行各种改良及变形。另外,以上示出的多个实施方式及例子可以适当组合使用。

[0139] 符号说明

[0140] 1、22、24超声波诊断装置、2超声波探针、2A振子阵列、3图像获取部、4接收电路、5发送电路、6图像生成部、7显示控制部、8显示部、9姿势传感器、10探针姿势角检测部、11、23、25部位概率计算部、12图像化条件变更部、13图像分析部、14部位判别部、15装置控制部、16操作部、17存储部、18放大部、19A/D转换部、20B模式处理部、21图像处理部。

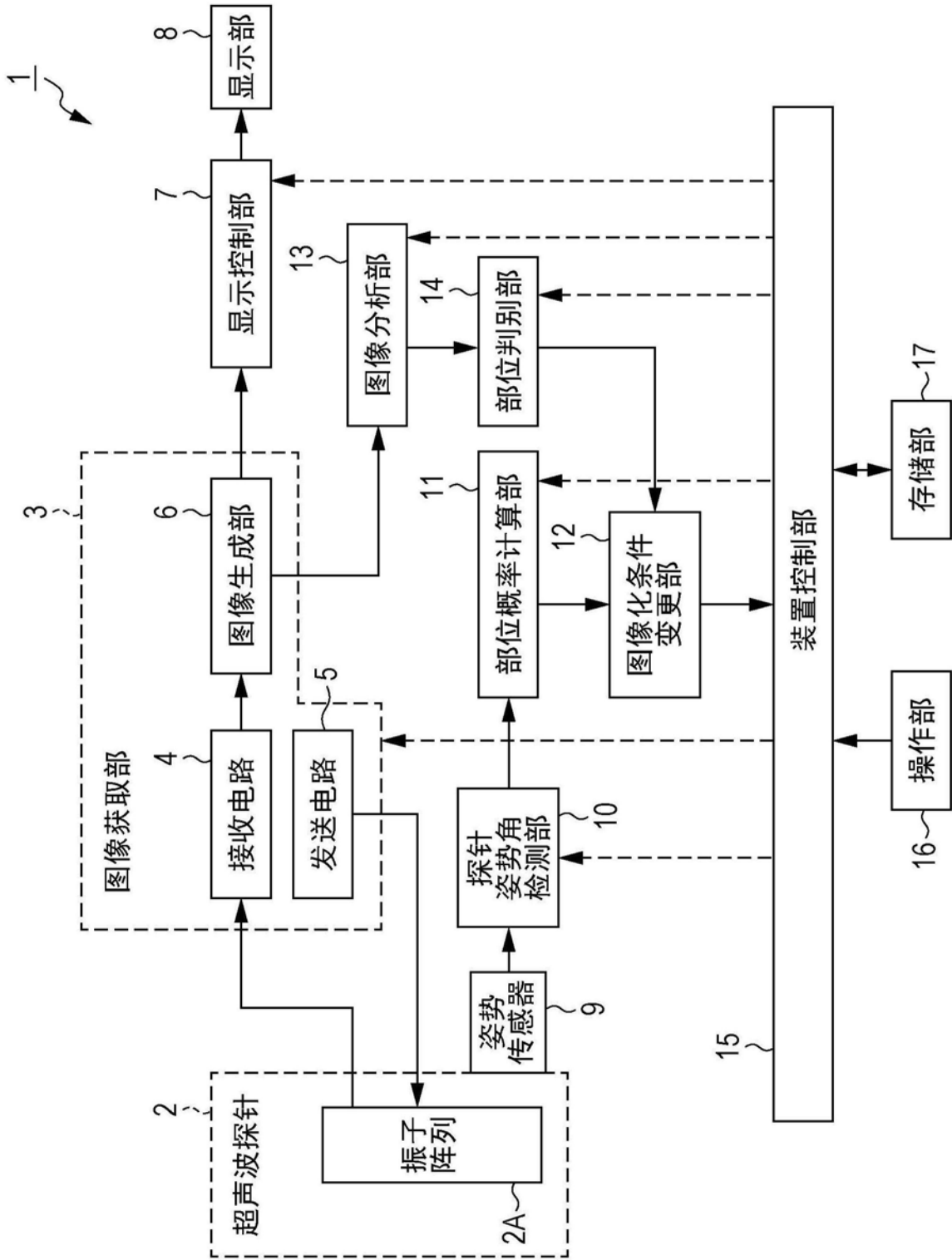


图1

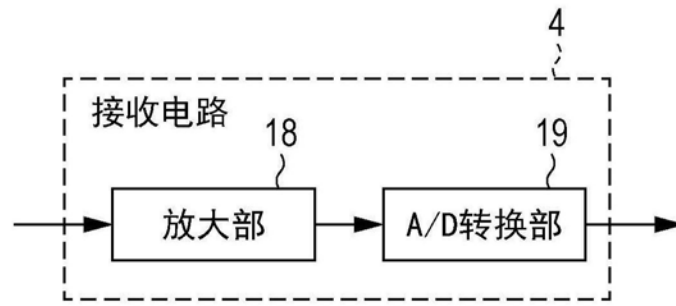


图2

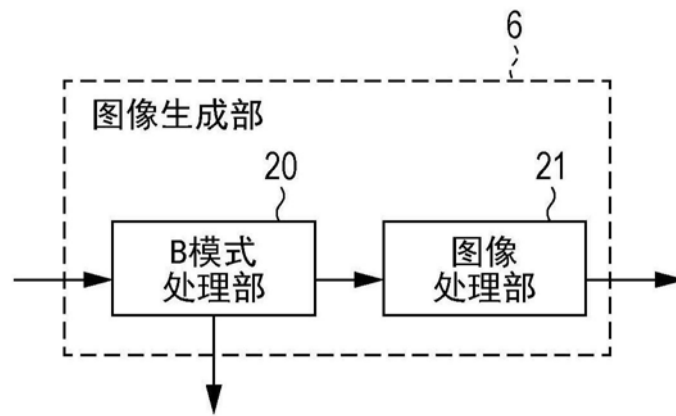


图3

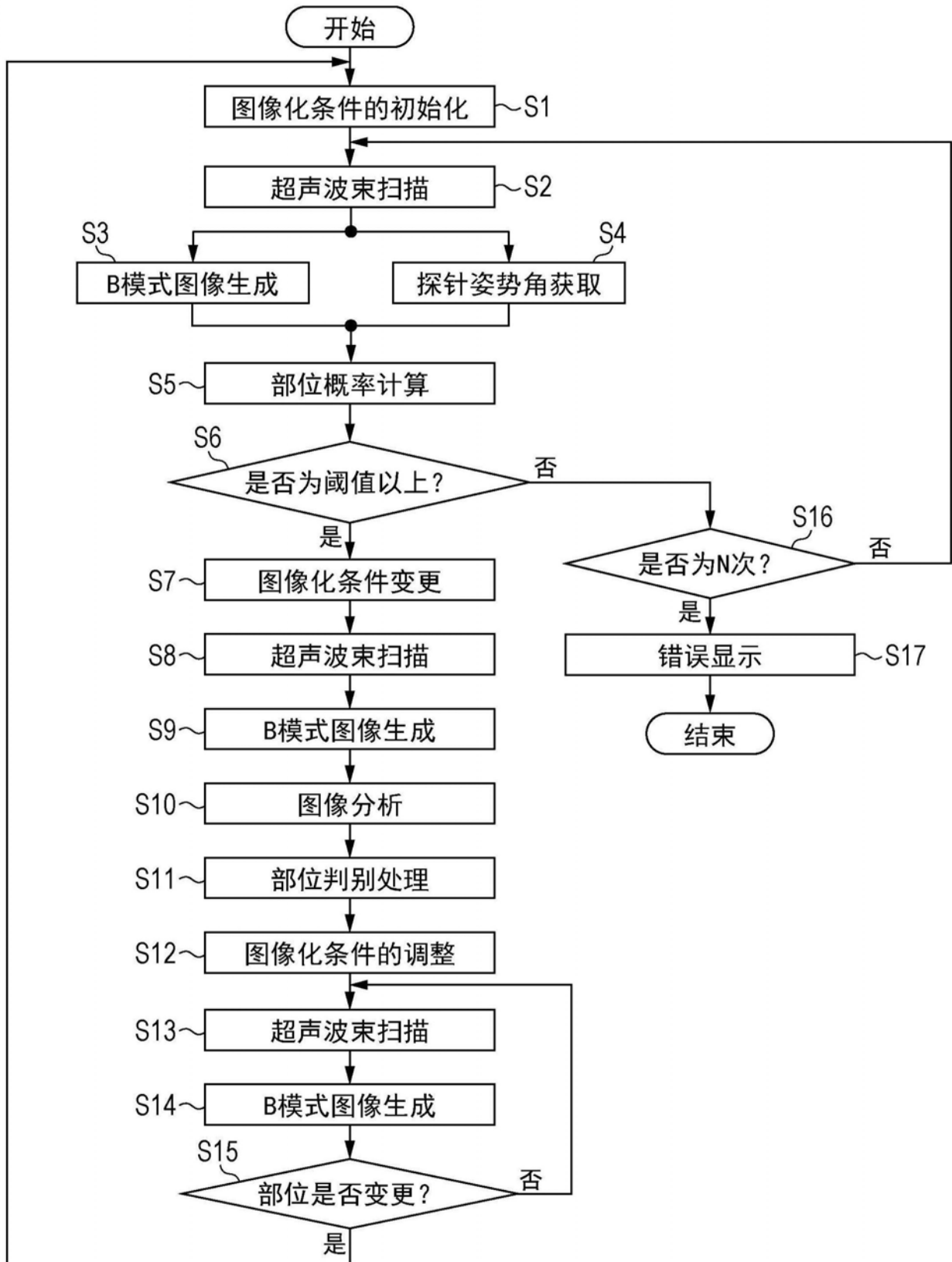


图4

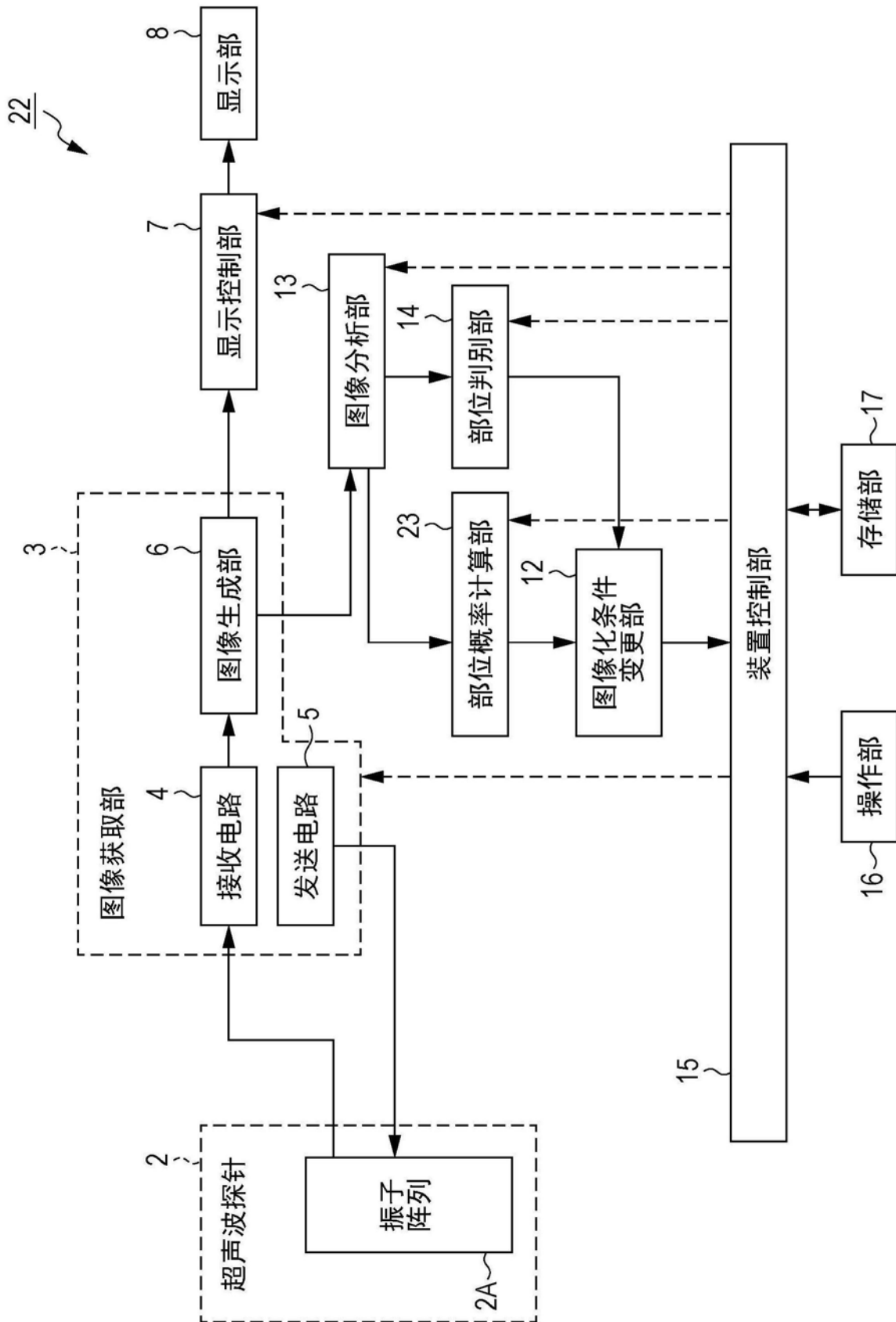


图5

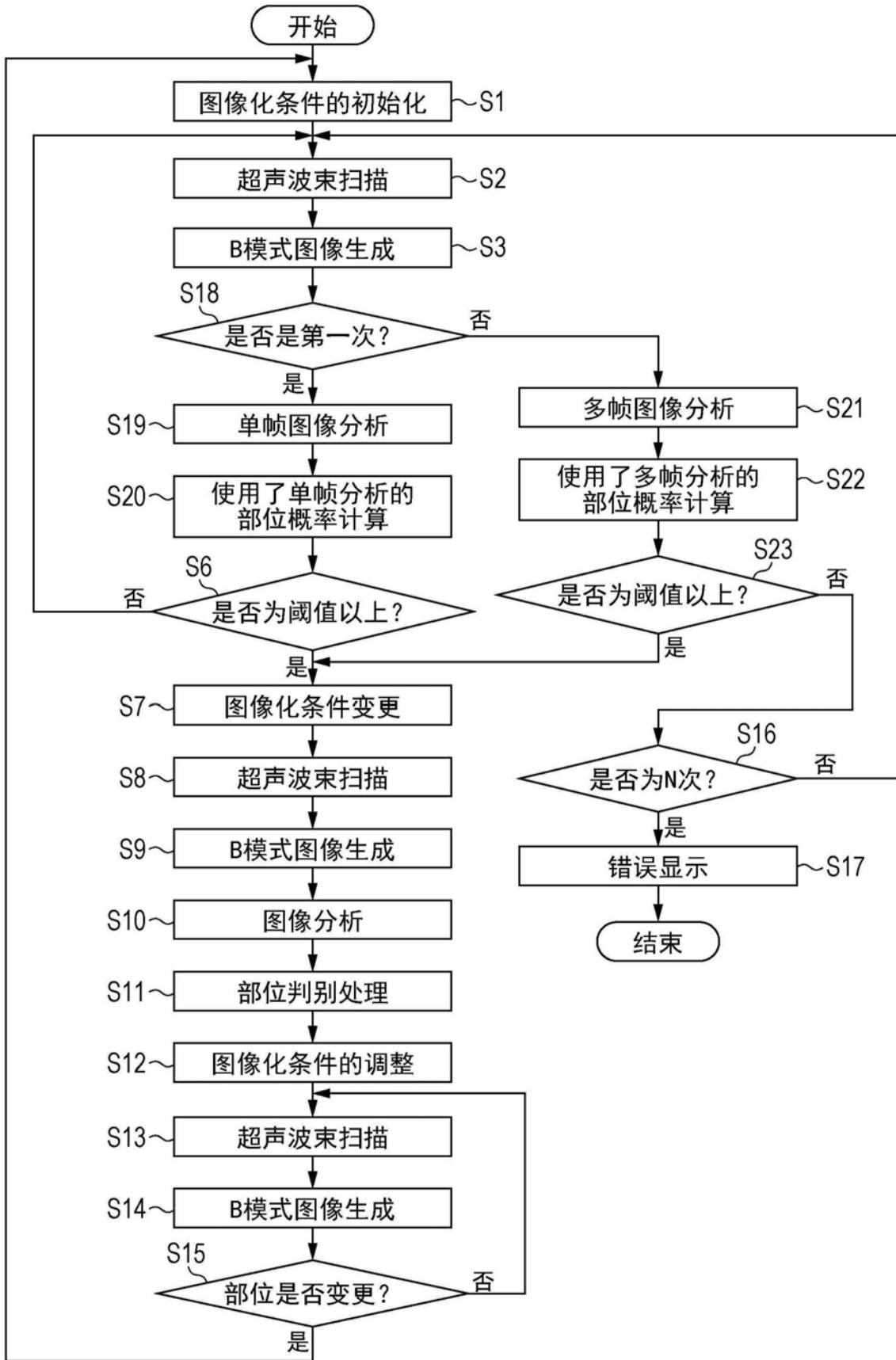


图6

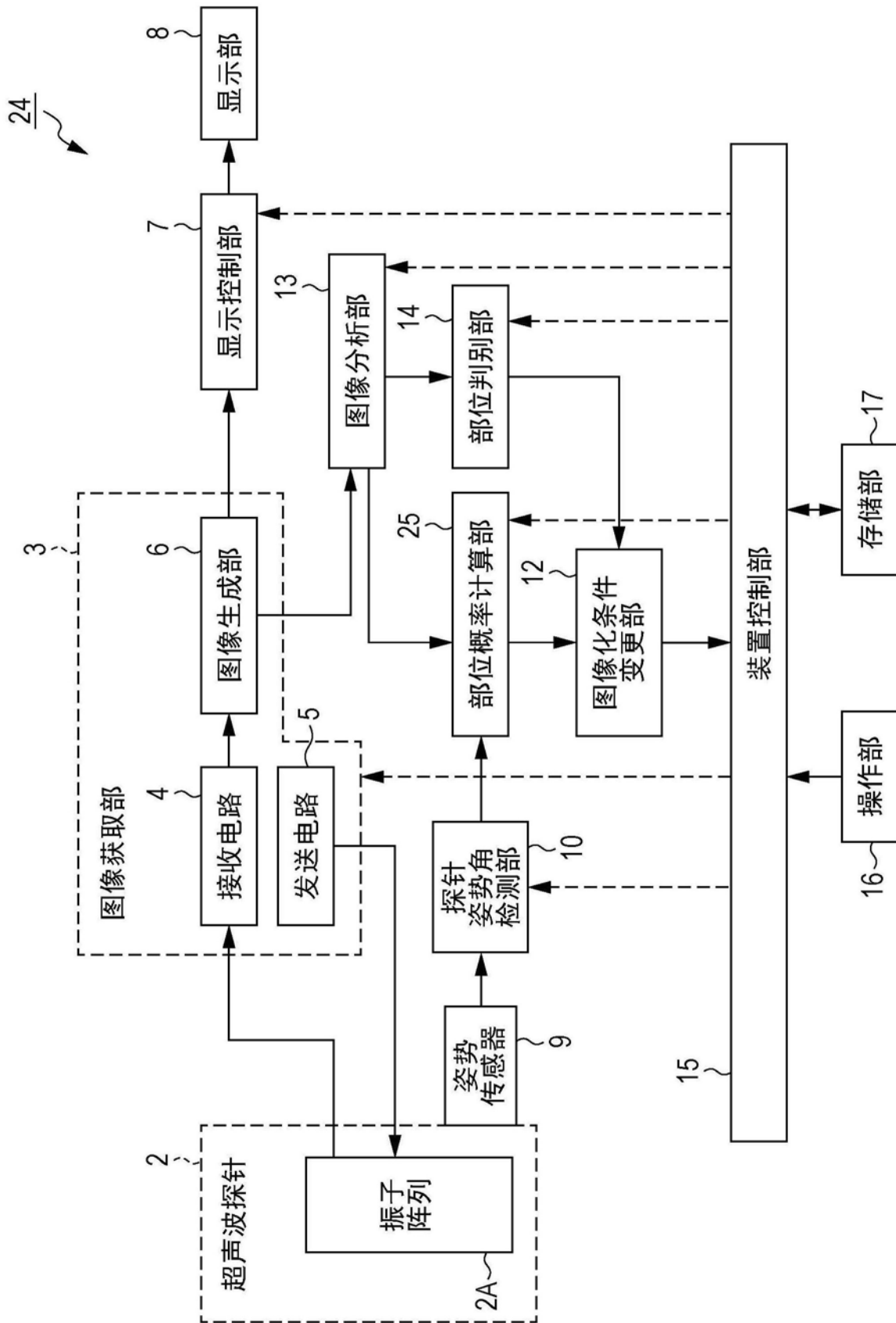


图7

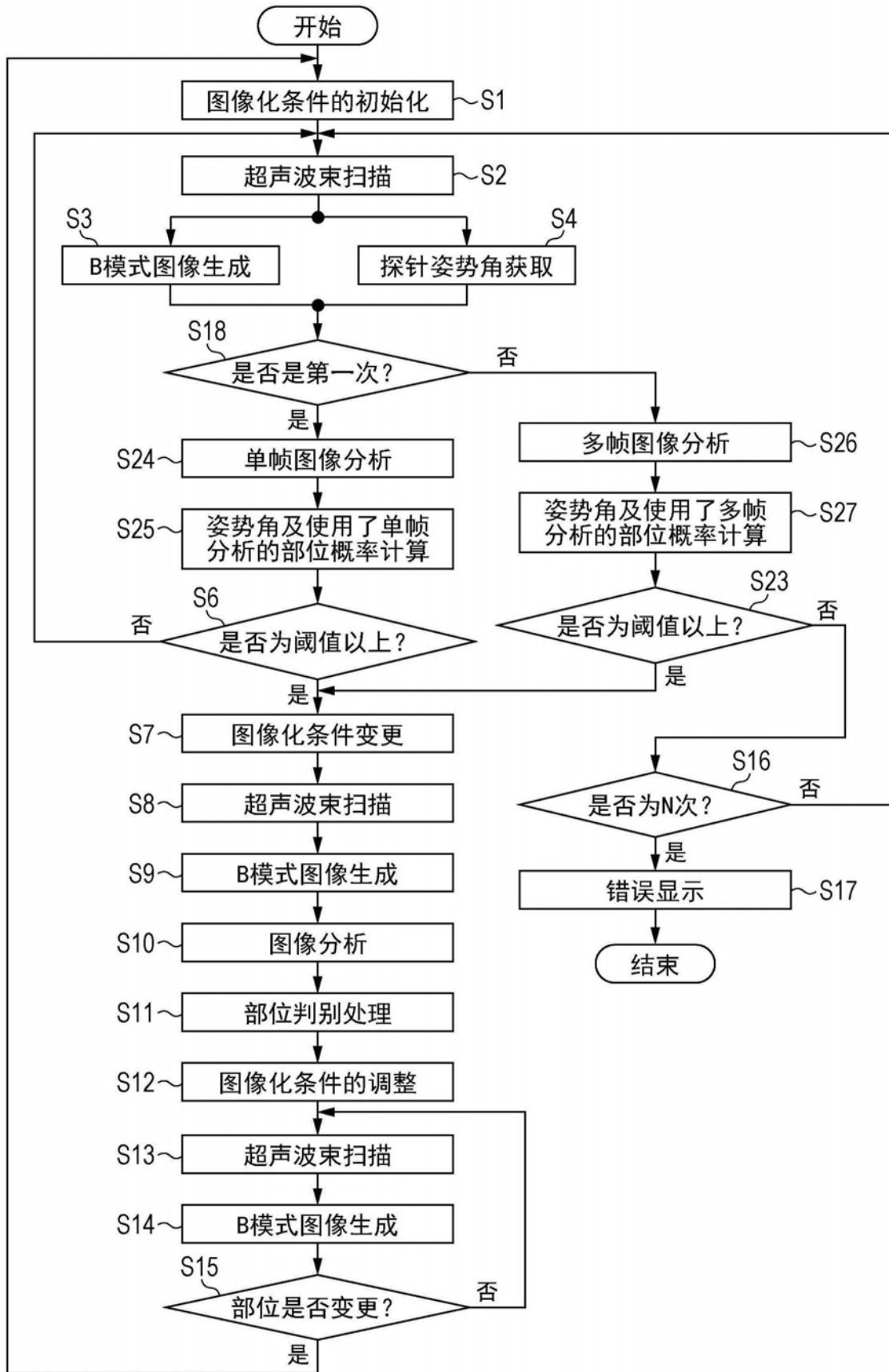


图8

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	CN109788942A	公开(公告)日	2019-05-21
申请号	CN201780056223.1	申请日	2017-05-24
[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		
[标]发明人	松本刚		
发明人	松本刚		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/4254 A61B8/5223 A61B8/54 A61B8/14 A61B8/08 A61B8/4444 A61B8/4488 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/5207		
代理人(译)	崔成哲		
优先权	2016181715 2016-09-16 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波诊断装置具有：从超声波探针进行超声波束的收发，并获取超声波图像的图像获取部；根据超声波探针的姿势角及超声波图像的分析结果的至少一方，对按照第一图像化条件获取的超声波图像计算超声波图像中所包含的部位是特定的部位的概率的部位概率计算部；以及在概率为阈值以上的情况下，将第一图像化条件变更为用于判别已计算出概率的部位的部位判别部，使用第二图像化条件进一步获取超声波图像。

