



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111345846 A

(43)申请公布日 2020.06.30

(21)申请号 201911307734.3

(22)申请日 2019.12.18

(30)优先权数据

2018-239027 2018.12.21 JP

(71)申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72)发明人 塔库马·奥古里 居艳阳

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公

司 31100

代理人 侯颖嫒 钱慰民

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

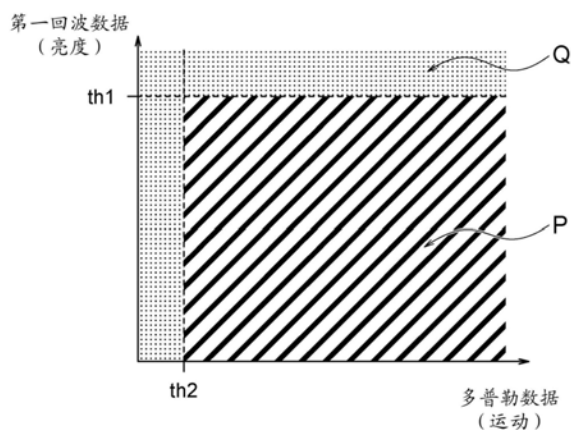
权利要求书2页 说明书8页 附图8页

(54)发明名称

超声装置以及用于控制超声装置的方法

(57)摘要

本发明提供了一种超声装置,通过该超声装置可关于是否对回波信号的增益施加增益降低处理做出具有较高精度的确定。超声诊断装置包括控制电路,该控制电路执行:创建功能,该创建功能基于来自传输到待检查的对象的第一超声的回波信号来创建具有取决于回波信号的强度的亮度的B模式图像的数据;运动检测功能,该运动检测功能基于来自传输到该对象的第二超声的回波信号来检测速度值等作为与对象内的运动有关的信息;以及确定功能,该确定功能在来自该第一超声的回波信号的强度小于第一阈值th1并且该速度值等于或大于第二阈值th2的情况下,确定来自该第一超声的回波信号的增益是增益降低处理的目标。



1. 一种超声装置,所述超声装置包括控制电路,所述控制电路执行:
创建功能,所述创建功能基于来自传输到待检查的对象的第一超声的回波信号来创建具有取决于所述回波信号的强度的显示信息的超声图像的数据;
运动检测功能,所述运动检测功能基于来自传输到所述对象的第二超声的回波信号来检测与所述对象内的运动有关的信息;和
确定功能,所述确定功能基于来自所述第一超声的所述回波信号的所述强度并且基于与运动有关的所述信息来确定来自所述第一超声的所述回波信号的增益是否为增益降低处理的目标。
2. 根据权利要求1所述的超声装置,包括:
存储电路,所述存储电路用于将关于所述回波信号的所述强度的第一阈值和关于与运动有关的所述信息的第二阈值存储在其中,与运动有关的所述信息是指示运动幅度的数值,其中
所述确定功能通过将所述回波信号的所述强度与所述第一阈值进行比较,并且此外将与运动有关的所述信息与所述第二阈值进行比较来做出所述确定。
3. 根据权利要求2所述的超声装置,其中:所述第一阈值和所述第二阈值根据所述对象的执行了所述第一超声和所述第二超声的传输/接收的身体部分进行存储。
4. 根据权利要求3所述的超声装置,其中:所述身体部分包括血管和心脏中的至少一个。
5. 根据权利要求4所述的超声装置,其中:
所述身体部分是包括血管的身体部分,并且
在所述回波信号的所述强度小于所述第一阈值并且与运动有关的所述信息等于或大于所述第二阈值的情况下,所述确定功能确定来自所述第一超声的所述回波信号的增益是增益降低处理的目标。
6. 根据权利要求5所述的超声装置,其中:所述第一阈值是设置为来自血管壁处的超声的回波信号的强度的值,并且所述第二阈值是被设置为对于血流运动预期的最低值的值。
7. 根据权利要求4所述的超声装置,其中:
所述身体部分是包括心脏的身体部分,
所述第一阈值是包括第三阈值和第四阈值以使得所述第四阈值大于所述第三阈值的值,并且
在所述回波信号的所述强度小于所述第三阈值并且与运动有关的所述信息等于或大于所述第二阈值的情况下,所述确定功能确定来自所述第一超声的所述回波信号的增益是增益降低处理的目标,并且在所述回波信号的所述强度等于或大于所述第四阈值并且与运动有关的所述信息小于所述第二阈值的情况下,所述确定功能确定来自所述第一超声的所述回波信号的增益是增益降低处理的目标。
8. 根据权利要求1至7中任一项所述的超声装置,其中:所述运动检测功能通过执行多普勒处理来检测与运动有关的所述信息。
9. 根据权利要求8所述的超声装置,其中:与运动有关的所述信息是速度和功率中的至少一个。
10. 根据权利要求9所述的超声装置,其中:所述多普勒处理是彩色多普勒处理、功率多

普勒处理、脉冲多普勒处理和连续波多普勒处理中的至少一个。

11. 根据权利要求1至7中任一项所述的超声装置,其中:所述运动检测功能通过执行B流处理来检测与运动有关的所述信息。

12. 根据权利要求1所述的超声装置,其中:

所述控制电路进一步执行:

增益设置功能,所述增益设置功能在由所述确定功能进行的所述确定之后对于来自所述第一超声的所述回波信号设置增益;和

调整功能,所述调整功能使用由所述增益设置功能设置的所述增益来调整来自所述第一超声的所述回波信号的信号强度,其中

所述增益设置功能通过对于被确定为是所述增益降低处理的目标的所述回波信号的所述增益设置小于一的增益来执行所述增益降低处理,并且

所述调整功能使用由所述增益设置功能设置的小于一的所述增益来衰减来自所述第一超声的所述回波信号的信号强度。

13. 根据权利要求12所述的超声装置,其中:

所述增益设置功能对于被确定为不是所述增益降低处理的目标的所述回波信号的所述增益设置等于或大于一的增益,并且

所述调整功能使用由所述增益设置功能设置的等于或大于一的所述增益。

14. 根据权利要求13所述的超声装置,其中:对于确定为不是所述增益降低处理的目标的所述回波信号的所述增益,所述增益设置功能设置能够施加TGC(时间增益控制)处理和LGC(横向增益控制)处理中的至少一个的增益。

15. 根据权利要求1所述的超声装置,其中:所述超声图像是B模式图像,并且所述显示信息是亮度。

16. 根据权利要求1所述的超声装置,其中:所述第一超声和所述第二超声是常见超声。

17. 一种用于控制超声装置的方法,包括:

基于来自传输到待检查的对象的第一超声的回波信号来创建具有取决于所述回波信号的强度的显示信息的超声图像的数据;

基于来自传输到所述对象的第二超声的回波信号来检测与所述对象内的运动有关的信息;以及

基于来自所述第一超声的所述回波信号的强度并且基于与运动有关的所述信息来确定来自所述第一超声的所述回波信号的增益是否为增益降低处理的目标。

超声装置以及用于控制超声装置的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于执行增益调整的超声装置,以及用于控制超声装置的方法。

背景技术

[0002] 在超声装置中,存在具有自动增益调整功能,诸如自动TGC(时间增益控制)功能的超声装置。在自动增益调整功能中,有时会遇到以下情况:在基于图像亮度(回波信号的强度)进行增益调整处理之前,关于是否找到非噪声部分(诸如组织部分)还是找到噪声部分做出确定,并且使用在被确定为噪声的部分和被确定为不是噪声(被确定为非噪声)的部分之间不同的增益来执行增益调整。例如,亮度(回波信号的强度)等于或低于阈值的一部分被确定为噪声部分,并且亮度(回波信号的强度)高于阈值的一部分被确定为非噪声部分。对于被确定为在噪声部分中的回波信号,可以通过降低增益来抑制噪声(参见例如专利文献1)。对于被确定为在非噪声部分中的回波信号,将提高增益以增强这些回波信号。

[0003] 现有技术参考

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1日本专利4405017

发明内容

[0006] 本发明所要解决的问题

[0007] 本申请的发明人已经研究了对上述噪声确定技术的改进。具体地讲,噪声有时表现出高于阈值的亮度值(回波信号强度)。例如,当在血管中发生由血管壁引起的超声的多次反射时,噪声有时表现出高于阈值的亮度。此外,有时在心脏中也会出现表现出高于阈值的亮度的噪声。在此类情况下,对于表现出高于阈值的信号强度的噪声,上述技术不能降低增益,继而不能抑制噪声。因此,本申请的发明人研究了关于是否对回波信号的增益施加增益降低处理具有较高精度的确定技术,并且最终完成了本申请的发明。

[0008] 解决上述问题的手段

[0009] 在一个方面,为了解决上述问题,本发明是超声装置,其包括控制电路,该控制电路执行:创建功能,该创建功能基于来自传输到待检查的对象的第一超声的回波信号来创建具有取决于所述回波信号的强度的显示信息的超声图像的数据;运动检测功能,该运动检测功能基于来自传输到对象的第二超声的回波信号来检测与对象内的运动有关的信息;以及确定功能,该确定功能基于来自所述第一超声的回波信号的强度并且基于与运动有关的所述信息来确定来自所述第一超声的回波信号的增益是否为增益降低处理的目标。

[0010] 发明效果

[0011] 根据本发明,在该方面,可通过确定功能以较高精度做出确定,该确定功能基于来自第一超声的回波信号的强度并且另外基于与运动有关的信息来确定来自第一超声的回波信号的增益是否为增益降低处理的目标。

附图说明

- [0012] 图1为示出了实施方案中的示例性超声诊断装置的框图。
- [0013] 图2为实施方案中的超声诊断装置中的控制电路的功能的示例性框图。
- [0014] 图3为示出作为通过确定功能进行的确定的目标的多个二维区域中的每个的说明图。
- [0015] 图4为用于说明通过本实施方案中的确定功能进行的确定的图。
- [0016] 图5为用于说明作为对通过本实施方案中的确定功能进行的确定的比较例的确定的图。
- [0017] 图6为用于说明通过本实施方案的变型中的确定功能进行的确定的图。
- [0018] 图7为实施方案中的超声诊断装置中的控制电路的功能的另一个示例性框图。
- [0019] 图8为实施方案中的超声诊断装置中的控制电路的功能的再一个示例性框图。

具体实施方式

- [0020] 现在将描述本发明的实施方案。以下描述将针对作为根据本发明的超声装置的示例的超声诊断装置,该超声诊断装置用于显示用于诊断等目的的待检查的对象的超声图像。
- [0021] 图1所示的超声诊断装置1包括超声探头2、传输电路3、接收电路4、控制电路5、显示设备6、输入设备7和存储电路8。超声诊断装置1具有作为计算机的配置。
- [0022] 超声探头2具有超声换能器(未示出),在该超声换能器中,超声被传输到待检查的对象内的生物组织,并且从其接收回波信号。
- [0023] 传输电路3控制超声探头2执行的超声传输。具体地讲,传输电路3基于来自控制电路5的控制信号驱动超声探头2,以传输具有预定传输参数的超声。
- [0024] 接收电路4对来自从超声探头2传输到对象的超声的回波信号施加信号处理(诸如相位相加处理),该回波信号在该对象内反射并且在超声探头2处被接收。接收电路4基于来自控制电路5的控制信号来执行信号处理。
- [0025] 传输电路3和接收电路4可由硬件构成。然而,代替包括诸如传输电路3和接收电路4的硬件的配置,超声诊断装置1可被配置为通过软件来执行传输电路3和接收电路4的功能。即装置1可被配置为使得控制电路5加载存储在存储电路8中的程序,并执行传输电路3和接收电路4的前述功能。
- [0026] 控制电路5控制超声诊断装置中的若干节段以执行若干种信号处理、图像处理等。控制电路5可包括例如一个或多个处理器。任选地,控制电路5可包括中央处理器单元(CPU)、一个或多个微处理器、图形处理器单元(GPU),或能够按照特定逻辑指令处理输入数据的任何其他电子部件。控制电路5能够加载存储在存储电路8中的程序以执行其指令。此处的存储电路8为有形非暂态计算机可读介质,稍后将对其进行讨论。
- [0027] 图2为本实施方案中的控制电路5的示例性功能框图。控制电路5执行调整功能51、B模式处理功能52、多普勒处理功能53、确定功能54、增益设置功能55和图像数据创建功能56。控制电路5从存储电路8加载程序并执行这些功能。虽然控制电路5在图2中被示出为功能框图,但其可被配置为电路和/或软件模块的复合体。控制电路5也可使用专用硬件板、DSP(数字信号处理器)、一个或多个处理器、FPGA(现场可编程门阵列)、ASIC(专用集成电

路)和/或被配置为向一个或多个处理器发出指令的有形非暂态计算机可读介质的任何组合来实现。控制电路5为本发明中的控制电路的示例性实施方案。

[0028] 调整功能51是使用由增益设置功能55设置的增益来调整从接收电路4输出的回波数据的数据值的功能。此处的回波数据是通过B模式成像超声传输/接收获得的第一回波数据。由调整功能51进行的调整功能包括用于使回波数据衰减的衰减处理以及用于使回波数据增强的增强处理。通过衰减处理,可以减少B模式图像中的噪声。调整功能51是本发明中的调整功能的示例性实施方案。通过B模式成像超声传输/接收获得的第一回波数据是来自本发明中的第一超声的回波信号的示例性实施方案。

[0029] B模式处理功能52是对通过调整功能51调整的回波数据施加包括对数压缩处理、包络检测处理等的B模式处理以创建B模式数据的功能。

[0030] 多普勒处理功能53是对从接收电路4输出的回波数据施加多普勒处理以生成多普勒数据的功能。此处的回波数据是通过多普勒处理超声传输/接收获得的第二回波数据。通过由多普勒处理功能53创建多普勒数据,可以检测到与对象内运动有关的信息。多普勒处理是例如彩色多普勒处理。多普勒处理功能53是本发明中的运动检测功能的示例性实施方案。通过多普勒处理超声传输/接收获得的第二回波数据是来自本发明中的第二超声的回波信号的示例性实施方案。

[0031] 确定功能54是基于回波数据的数据值并且基于从接收电路4输出的多普勒数据来确定作为由调整功能51进行的调整的目标的回波数据是否为增益降低处理的目标的功能。由确定功能54使用的回波数据是通过B模式成像超声传输/接收获得的第一回波数据。确定技术将在后面详细讨论。确定功能54是本发明中的确定功能的示例性实施方案。第一回波数据的数据值是来自本发明中的第一超声的回波信号的强度的示例性实施方案。多普勒数据是与本发明中的运动有关的信息的示例性实施方案。

[0032] 增益设置功能55是在由确定功能54进行的确定之后,设置在调整功能51对回波数据进行调整时使用的增益的功能。将通过增益设置功能55进行的增益设置定义为增益调整处理。在增益调整处理中,将小于一的增益的设置定义为增益降低处理。增益设置功能55是本发明中的增益设置功能的示例性实施方案。

[0033] 图像数据创建功能52是通过扫描转换器对B模式数据进行扫描转换以创建B模式图像数据的功能。图像数据创建功能还可基于多普勒数据来创建彩色多普勒图像数据。

[0034] B模式处理功能52和图像数据创建功能56构成本发明中的创建功能的示例性实施方案。B模式数据和B模式图像数据构成本发明中的超声图像的数据的示例性实施方案。

[0035] 返回图1,显示设备6为LCD(液晶显示器)、有机EL(电致发光)显示器等。在显示设备6上显示例如B模式图像,该B模式图像基于B模式图像数据产生,并且具有作为取决于回波信号的强度的显示信息的亮度信息。

[0036] 输入设备7是用于接受操作者的操作(诸如命令的输入、信息的输入等)的设备。输入设备7被配置为包括用于接受操作者命令和/或信息的输入的按钮、键盘等,并且还包括指向设备,诸如轨迹球等。应当注意,按钮包括在显示设备6上显示的软键以及硬键。输入设备7还可包括触摸面板。在这种情况下,按钮包括在触摸面板上显示的软键。

[0037] 存储电路8可以为有形非暂态或暂态计算机可读介质,包括闪存存储器、硬盘、RAM、ROM和/或EEPROM。存储电路8可用于存储B模式数据、B模式图像数据、多普勒数据、彩色

多普勒图像数据、以及要在显示设备6上显示的其他文本和图形以及其他数据。存储电路8还可用于存储从接收电路4输出的回波数据。从接收电路4输出的回波数据包括通过B模式成像超声传输/接收获得的第一回波数据以及通过多普勒处理超声传输/接收获得的第二回波数据。

[0038] 另外,存储电路8可用于存储未被安排立即显示的获取的B模式数据、B模式图像数据、多普勒数据和彩色多普勒图像数据。

[0039] 存储电路8还可用于存储对应于例如图形用户界面、一个或多个默认图像显示设置和/或编程指令(例如用于控制电路5)的固件或软件。

[0040] 接下来,将描述本实施方案中的超声诊断装置1的操作。超声探头2对待检查的对象执行B模式成像超声传输/接收。由此获取第一回波数据。在本实施方案中,对对象内包括血管的身体部分执行超声传输/接收,并且获取第一回波数据。超声探头2还对对象内与执行B模式成像超声传输/接收的横截面相同的横截面执行多普勒处理超声传输/接收。由此获取第二回波数据。多普勒处理功能53将彩色多普勒处理施加到第二回波数据以获得彩色多普勒数据。

[0041] 确定功能54基于第一回波数据和彩色多普勒数据来确定第一回波数据(即,作为由调整功能51进行的调整的目标的数据)的增益是否为增益降低处理的目标。将对此进行具体描述。确定功能54通过将第一回波数据的数据值与第一阈值 th_1 进行比较,并且此外将彩色多普勒数据的数据值与第二阈值 th_2 进行比较来做出确定。第一阈值 th_1 是关于本发明中的回波信号的强度的第一阈值的示例性实施方案。第二阈值 th_2 是关于本发明中的运动的信息的第二阈值的示例性实施方案。

[0042] 确定功能54对于超声扫描的区域S(B模式图像的区域)所分成的多个二维区域R中的每个做出确定,如图3所示。

[0043] 对于与B模式图像中的亮度相对应的回波信号的较高信号强度,第一回波数据的数据值较大。确定功能54将多个二维区域R中的每个中的第一回波数据的数据值的平均值 AV_1 与第一阈值 th_1 进行比较。彩色多普勒数据的数据值是本实施方案中的速度值。确定功能54将多个二维区域R中的每个中的速度值的平均值 AV_2 与第二阈值 th_2 进行比较。

[0044] 第一阈值 th_1 和第二阈值 th_2 根据对象的执行了超声传输/接收的身体部分存储在存储电路8中。在本实施方案中,作为第一阈值 th_1 和第二阈值 th_2 ,将作为根据对象的包括血管的身体部分的值的第一阈值 th_1 和第二阈值 th_2 存储在存储电路8中。第一阈值 th_1 是例如设置为来自血管壁处的超声的回波信号的强度的值。第二阈值 th_2 是例如设置为血流运动所预期的最低值的值。

[0045] 在平均值 AV_1 小于第一阈值 th_1 并且平均值 AV_2 等于或大于第二阈值 th_2 的情况下,确定功能54确定第一回波数据的增益是增益降低处理的目标。另一方面,在平均值 AV_1 等于或大于第一阈值 th_1 或平均值 AV_2 小于第二阈值 th_2 的情况下,确定功能54确定第一回波数据的增益不是增益降低处理的目标。参考图4,用阴影线指示的部分P是其中平均值 AV_1 小于第一阈值 th_1 并且平均值 AV_2 等于或大于第二阈值 th_2 的区域。在图4中,用点指示的部分Q是其中平均值 AV_1 等于或大于第一阈值 th_1 或平均值 AV_2 小于第二阈值 th_2 的区域。

[0046] 例如,作为针对本实施方案的比较例,将描述如下情况:如图5所示,与本实施方案不同,仅对于第一回波数据的数据值设置第一阈值 th_1' ($th_1' < th_1$),并且当第一回波数据

的平均值AV1小于第一阈值th1'时,第一回波数据的增益被确定为是增益降低处理的目标。在这种情况下,对于图5中的部分P1和部分Q1,第一回波数据的增益被确定为是增益降低处理的目标。部分P1是其中第一回波数据的平均值AV1小于第一阈值th1',并且多普勒数据的平均值AV2等于或大于第二阈值th2的区域。部分Q1是其中平均值AV1小于第一阈值th1',并且多普勒数据的平均值AV2小于第二阈值th2的区域。

[0047] 另一方面,对于图5中的部分P2、Q2、Q3和Q4,第一回波数据的增益被确定为不是增益降低处理的目标。部分P2是其中第一回波数据的平均值AV1等于或大于第一阈值th1'并且小于第一阈值th1,并且多普勒数据的平均值AV2等于或大于第二阈值th2的区域。部分Q2是其中第一回波数据的平均值AV1等于或大于第一阈值th1'并且小于第一阈值th1,并且多普勒数据的平均值AV2小于第二阈值th2的区域。部分Q3是其中第一回波数据的平均值AV1大于第一阈值th1,并且多普勒数据的平均值AV2小于第二阈值th2的区域。部分Q4是其中第一回波数据的平均值AV1大于第一阈值th1,并且多普勒数据的平均值AV2等于或大于第二阈值th2的区域。

[0048] 组合部分P1和P2的区域是部分P。组合部分Q1至Q4的区域是部分Q。

[0049] 通过根据示于图5中的第一阈值th1'遵循上述确定来施加增益降低处理,可以降低属于存在于血管内的部分P1的噪声,该噪声在B模式图像中应该以低亮度显示。另一方面,当在血管内发生由血管壁引起的超声的多次反射时,第一回波数据的数据值有时达到第一阈值th1'或更高(部分P2)。在这种情况下,不施加增益降低处理,并且不能降低噪声。相反,当第一回波数据的数据值属于部分Q1时,应用增益降低处理。然而,部分Q1是其中在对象内没有发现太多运动并且B模式图像中亮度不是很高的部分,该部分可能对应于组织的组织。对从组织获得的回波数据的增益施加的增益降低处理不利地导致组织部分在B模式图像中以低亮度显示。

[0050] 通过将第一阈值th1'设置为较高值(例如直到等于第一阈值th1的值)来做出上述确定,可以减少上述血管中的多次反射引起的噪声。然而,较高的第一阈值th1'导致来自组织的回波数据的增益被认为是增益降低处理的目标。

[0051] 因此,在本实施方案中,确定功能54使用第一回波数据的数据值以及另外包括与运动有关的信息的彩色多普勒数据的数据值做出确定,由此从对应于部分P1以及另外对应于部分P2的区域R获得的第一回波数据的增益可被认为是增益降低处理的目标。因此,可以减少血管中的多次反射引起的噪声。另一方面,从对应于部分Q2至Q4以及另外对应于部分Q1的区域R获得的第一回波数据的增益可以从增益降低处理的目标中排除。这实现了关于是否执行增益降低处理的更精确的确定。

[0052] 增益设置功能55对于多个区域R中的每个的第一回波数据设置增益。增益设置功能55将由确定功能54确定的作为增益降低处理的目标的增益设置为小于一的增益。另一方面,增益设置功能55将由确定功能54确定的不作为增益降低处理的目标的增益设置为等于或大于一的增益。在设置等于或大于一的增益的情况下,可以根据区域R的位置设置可施加稍后讨论的TGC(时间增益控制)处理和LGC(横向增益控制)处理中的至少一个的增益。

[0053] 调整功能51使用由增益设置功能55设置的增益对第一回波数据执行调整。当增益小于一时,调整功能51对第一回波数据施加衰减处理。这可减少噪声。另一方面,当增益大于一时,调整功能51向第一回波数据施加增强处理。应当注意,当增益等于一时,调整功能

51在没有任何变化的情况下向B模式处理功能52输出第一回波数据的数据值。

[0054] 当增益等于或大于一时,通过调整功能51来执行TGC处理和LGC处理中的至少一个。通过调整功能51获得的回波数据通过B模式处理功能52来进行B模式处理,并且创建B模式数据。图像数据创建功能56然后基于B模式数据创建B模式图像数据,并且B模式图像显示在显示设备上。

[0055] 接下来,将描述变型。将描述其中对于待检查对象中包括心脏的身体部分获取B模式图像的示例。在该变型中,作为与第一回波数据相关的阈值,将图6所示的第三阈值 th_3 和第四阈值 th_4 ($th_3 < th_4$) 存储在存储电路8中。此外,作为与彩色多普勒数据相关的阈值,存储第五阈值 th_5 。应当注意,图6中的比例与图4和图5中的那些比例不同。

[0056] 第三阈值 th_3 是被设置为最低信号强度的值,该最低信号强度被预期作为来自心脏组织中的超声的回波信号的强度。第四阈值 th_4 是设置为来自诸如肋骨的骨的回波信号的信号强度的值。第三阈值 th_3 和第四阈值 th_4 构成关于回波信号的强度的第一阈值以及本发明中的第三阈值和第四阈值的示例性实施方案。第五阈值 th_5 是例如设置为心脏中运动所预期的最低值的值。第五阈值 th_5 是关于本发明中的运动的信息的第二阈值的示例性实施方案。

[0057] 确定功能54通过将第一回波数据的数据值的平均值 AV_1 与第三阈值 th_3 和第四阈值 th_4 进行比较,并且此外将彩色多普勒数据的速度值的平均值 AV_2 与第五阈值 th_5 进行比较来做出早前所述的确定。更具体地讲,当平均值 AV_1 小于第三阈值 th_3 并且平均值 AV_2 等于或大于第五阈值 th_5 时,确定功能54确定第一回波数据的增益是增益降低处理的目标。在图6中,用阴影线指示的部分P10是其中平均值 AV_1 小于第三阈值 th_3 并且平均值 AV_2 等于或大于第五阈值 th_5 的区域。

[0058] 此外,当平均值 AV_1 等于或大于第四阈值 th_4 并且平均值 AV_2 小于第五阈值 th_5 时,确定功能54还确定第一回波数据的增益是增益降低处理的目标。在图6中,用阴影线指示的部分P11是其中平均值 AV_1 等于或大于第四阈值 th_4 并且平均值 AV_2 小于第五阈值 th_5 的区域。

[0059] 另一方面,当平均值 AV_1 等于或大于第三阈值 th_3 并且小于第四阈值 th_4 时,当平均值 AV_1 小于第三阈值 th_3 并且平均值 AV_2 小于第五阈值 th_5 时,以及当平均值 AV_1 等于或大于第四阈值 th_4 并且平均值 AV_2 等于或大于第五阈值 th_5 时,确定功能54确定第一回波数据的增益不是增益降低处理的目标。在图6中,用点指示的部分Q10是其中平均值 AV_1 等于或大于第三阈值 th_3 并且小于第四阈值 th_4 的区域。此外,在图6中,类似地用点指示的部分Q11是其中平均值 AV_1 小于第三阈值 th_3 并且平均值 AV_2 小于第五阈值 th_5 的区域。此外,在图6中,类似地用点指示的部分Q12是其中平均值 AV_1 等于或大于第四阈值 th_4 并且平均值 AV_2 等于或大于第五阈值 th_5 的区域。

[0060] 例如,作为针对本实施方案的比较例,将描述如下情况:与本实施方案不同,对于多普勒数据的平均值 AV_2 不进行阈值确定,并且对于第一回波数据的数据值仅设置第三阈值 th_3 ,并且因此当第一回波数据的平均值 AV_1 小于第三阈值 th_3 时,第一回波数据的增益被确定为是增益降低处理的目标。在这种情况下,对于图6中的部分P11,第一回波数据的增益被确定为不是增益降低处理的目标。然而,部分P11是其中在对象内没有发现太多运动并且B模式图像中亮度相对较高的部分。在包括心脏的身体部分的B模式图像中一部分具有相对

较高的亮度并且在该部分中没有发现运动的情况下,噪声可能由于骨反射而出现。但是,由于第一回波数据的平均值AV1不小于第三阈值th3,因此不施加增益降低处理,继而无法减少噪声。

[0061] 此外,在对于第一回波数据的小于第三阈值th3的平均值AV1将第一回波数据的增益确定为是增益降低处理的目标的情况下,图6中的部分Q11被认为是增益降低处理的目标。此处有时会遇到以下情况:在获取包括心脏的身体部分的超声图像之后,立即也以与包括心脏的身体部分的那些相同的成像条件获取肝脏的超声图像。在这种情况下,尽管事实上肝组织可被包括在图6中的部分Q11中,但施加增益降低处理,这不利地导致该部分以低亮度显示在B模式图像中。

[0062] 因此,在本实施方案中,通过由确定功能54使用第一回波数据的数据值,以及另外包括与运动有关的信息的彩色多普勒数据的数据值来做出确定,部分P11可被认为是增益降低处理的目标。因此,可以减少受骨反射影响的噪声。此外,在本实施方案中,部分Q11可从增益降低处理的目标中排除,因此,例如,肝组织可在B模式图像中更好地成像。

[0063] 虽然参考以上实施方案描述了本发明,但将容易理解,在不背离本发明的精神和范围的情况下,可通过若干修改来实践本发明。例如,代替速度值,可以将功率值用作彩色多普勒数据的数据值。此外,代替彩色多普勒处理,功率多普勒处理、脉冲多普勒处理或连续波多普勒处理可由多普勒处理功能53作为多普勒处理来执行以检测与对象内的运动有关的信息。

[0064] 此外,如图7所示,控制电路5可被配置为执行B流处理功能57来代替多普勒处理功能53。在这种情况下,确定功能54使用与运动有关的信息(诸如通过B流处理功能57获得的B流数据中包含的对象内速度值),而不是多普勒数据来做出早前所述的确定。

[0065] 另外,作为与对象内的运动有关的信息,可以使用两种信息(例如,速度值和功率值)。在这种情况下,确定功能54可以使用包括第一回波数据的数据值和两种运动信息的三个轴线来关于增益是否是增益降低处理的目标而做出确定。

[0066] 此外,如图8所示,B模式处理功能52和调整功能51可以改变控制电路5中的位置。具体地讲,可通过B模式处理功能52将B模式处理施加到从接收电路4输出的回波数据以创建B模式数据,并且可通过调整功能51将调整施加到B模式数据。

[0067] 此外,B模式成像超声和用于执行多普勒处理或B流处理的超声可以是常见的。例如,可以基于来自B模式成像超声的回波信号来执行多普勒处理或B流处理。另选地,可以基于来自多普勒处理或B流处理超声的回波信号而产生B模式图像。

[0068] 另外,上述实施方案可以是控制超声装置的方法,该方法包括:

[0069] 基于来自传输到待检查的对象的第一超声的回波信号来创建具有取决于回波信号的强度的显示信息的超声图像的数据;

[0070] 基于来自传输到对象的第二超声的回波信号来检测与对象内的运动有关的信息;以及

[0071] 基于来自第一超声的回波信号的强度并且基于与运动有关的信息来确定来自第一超声的回波信号的增益是否为增益降低处理的目标。

[0072] 附图标记说明

[0073] 1 超声诊断装置

- [0074] 5 控制电路
- [0075] 8 存储电路
- [0076] 51 调整功能
- [0077] 52 B模式处理功能
- [0078] 53 多普勒处理功能
- [0079] 54 确定功能
- [0080] 55 增益设置功能
- [0081] 56 图像数据创建功能
- [0082] 57 B流处理功能

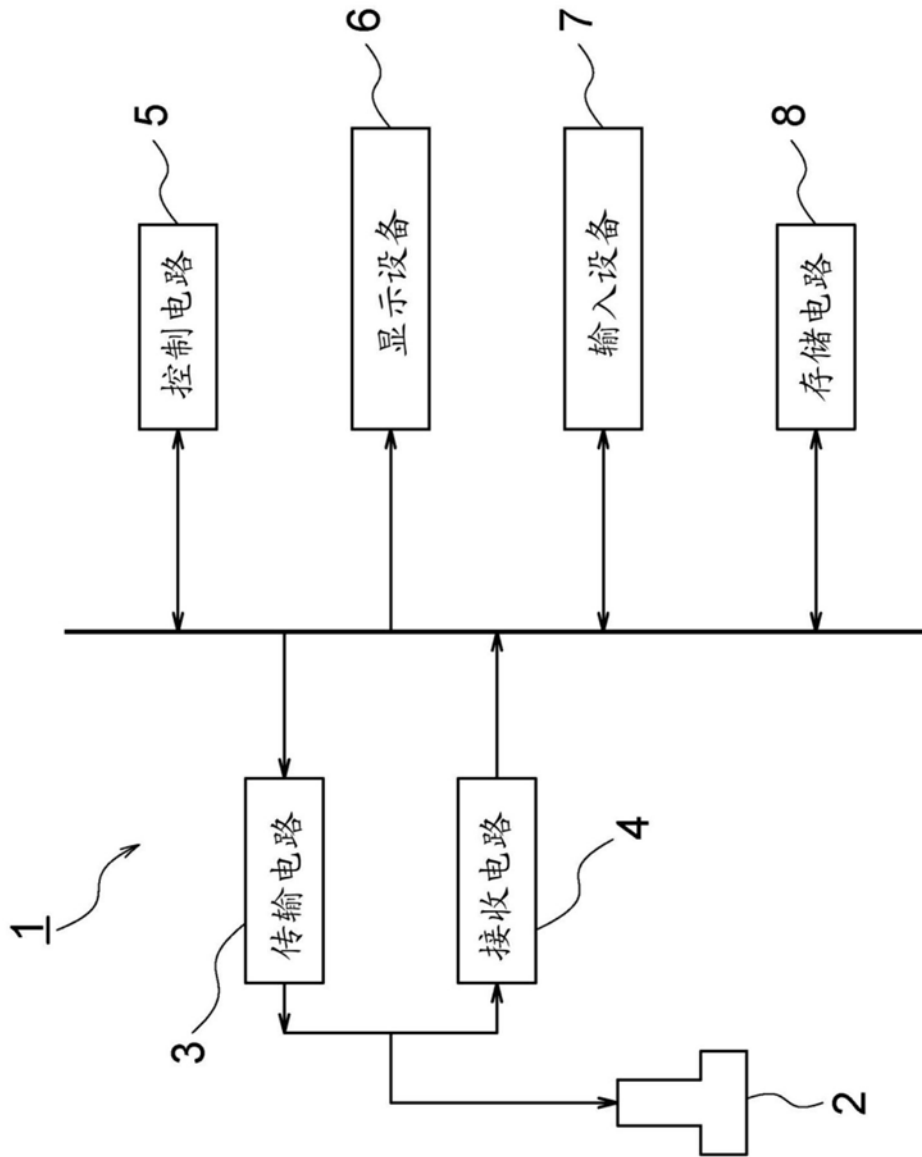


图1

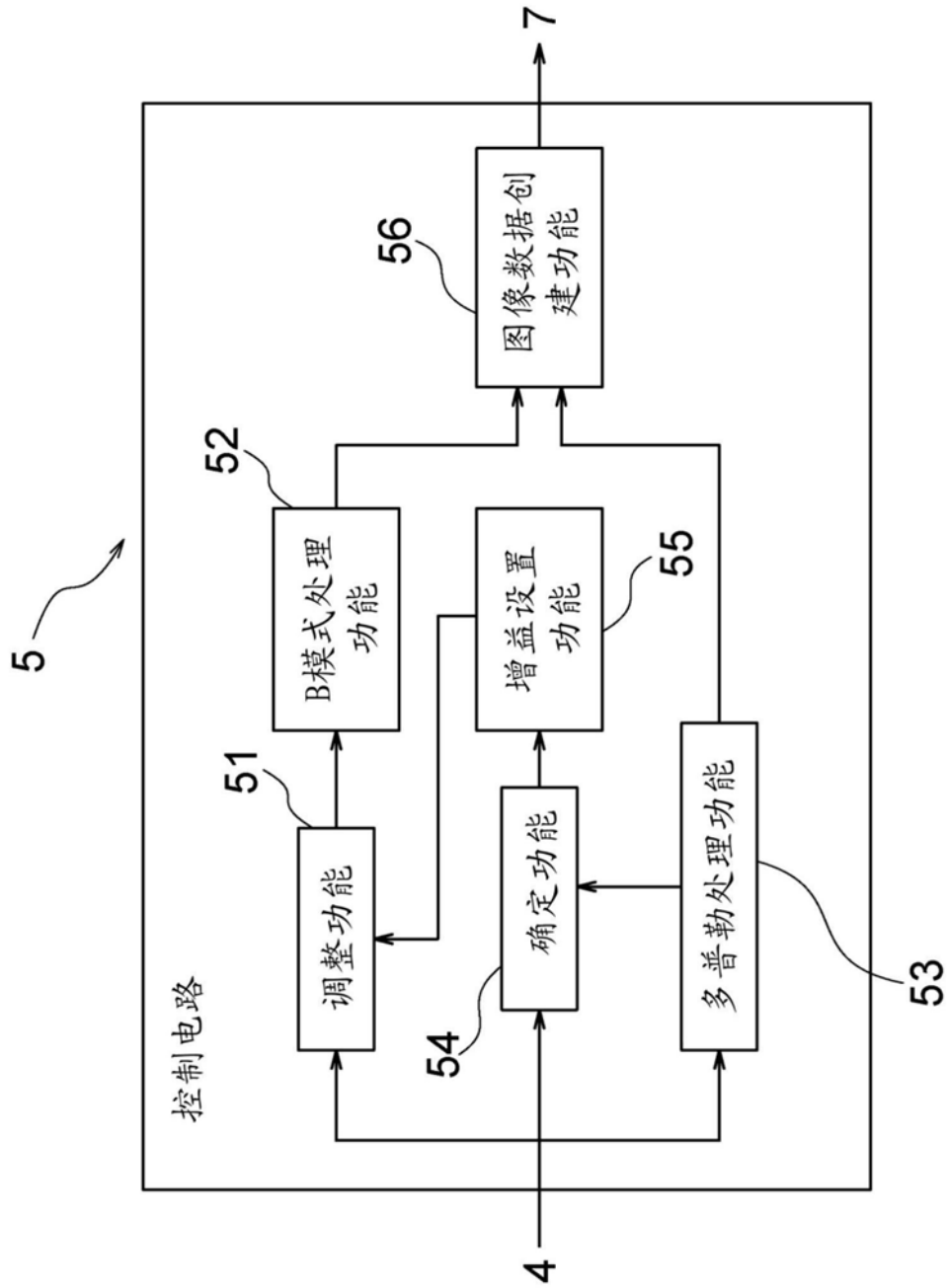


图2

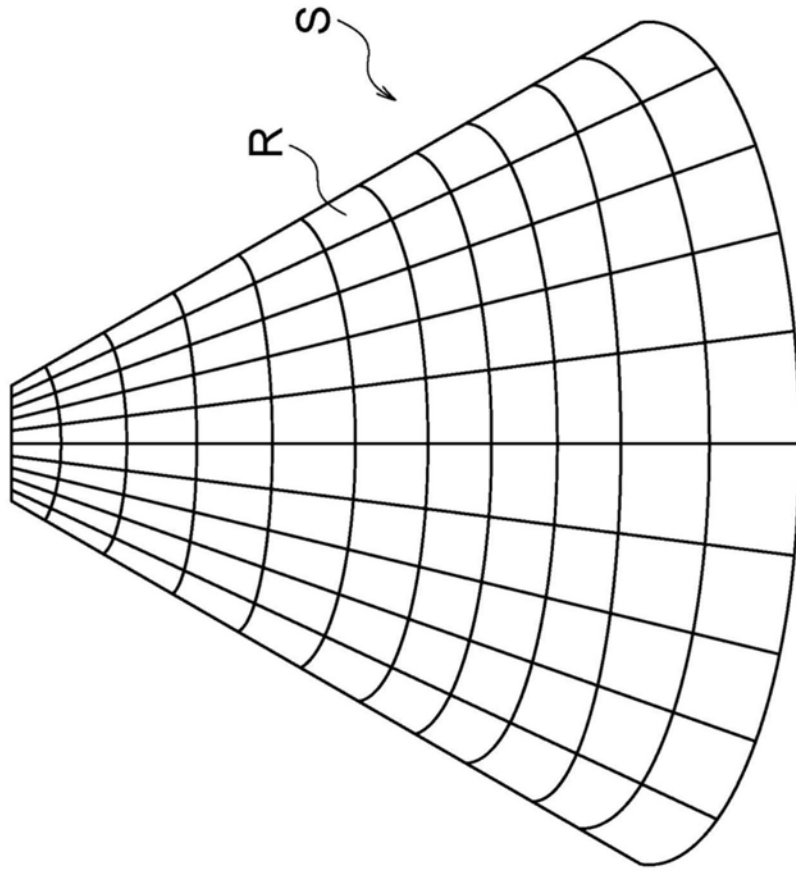


图3

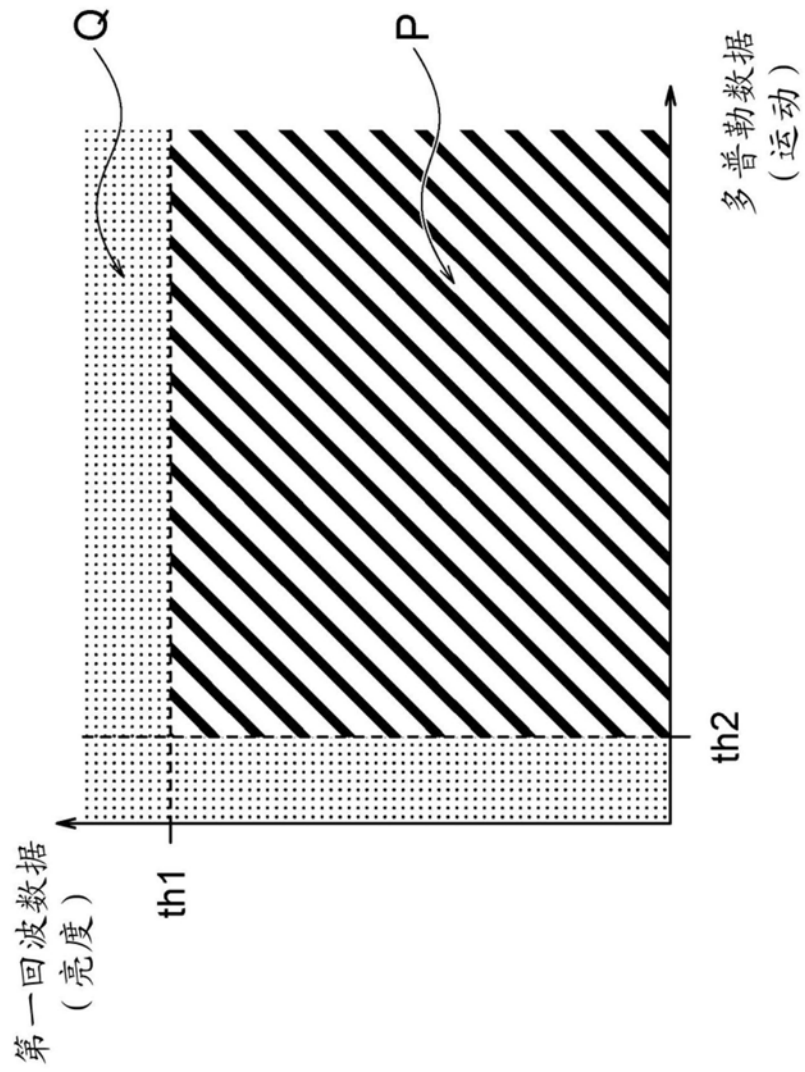


图4

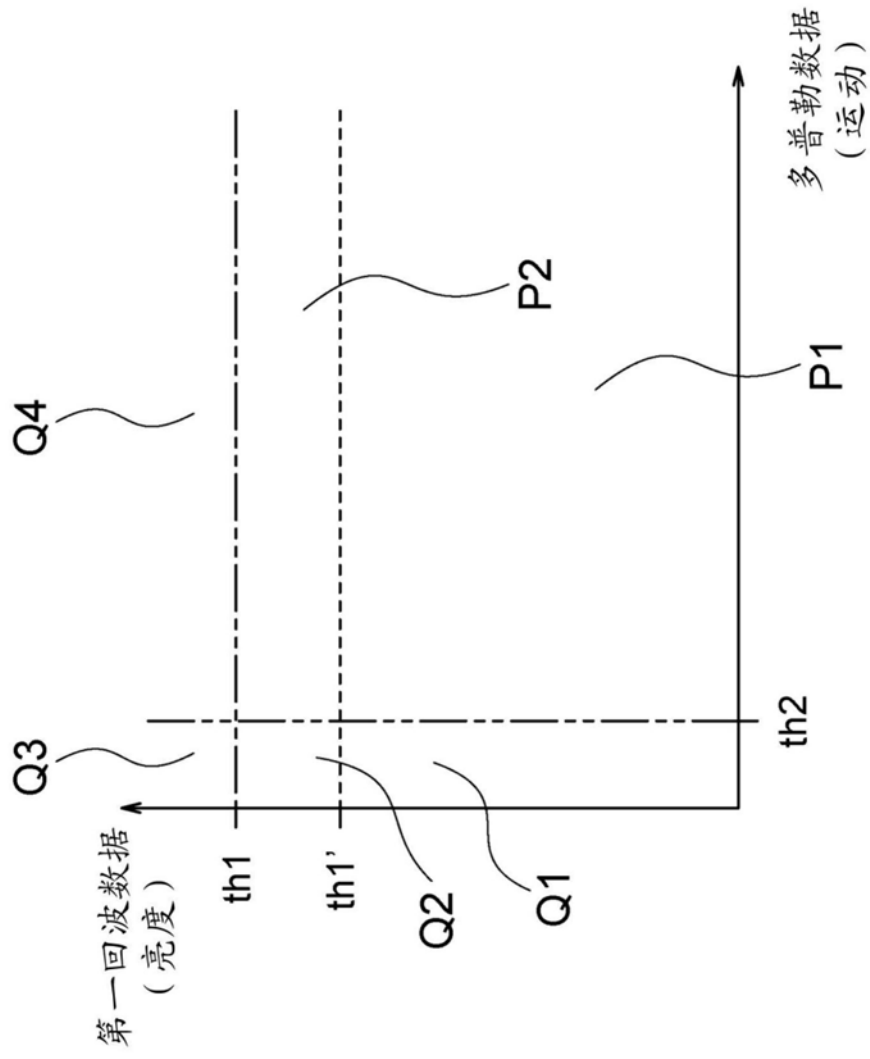


图5

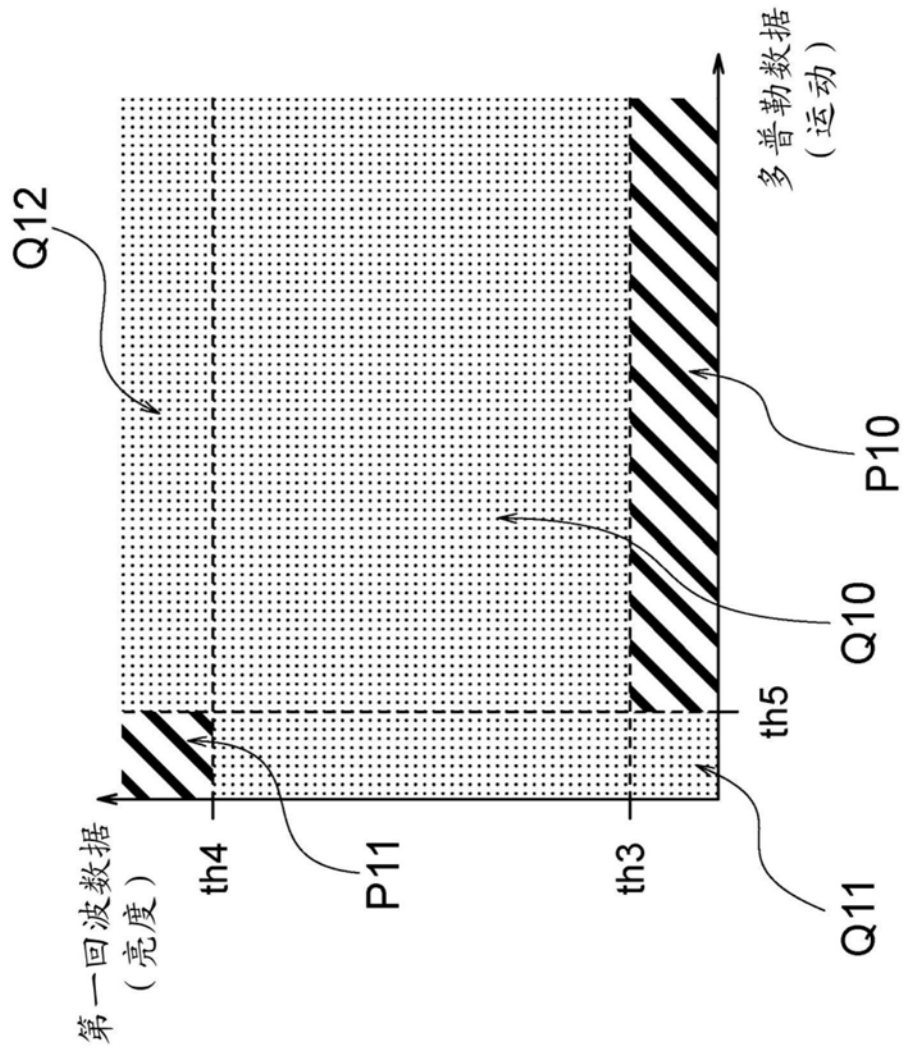


图6

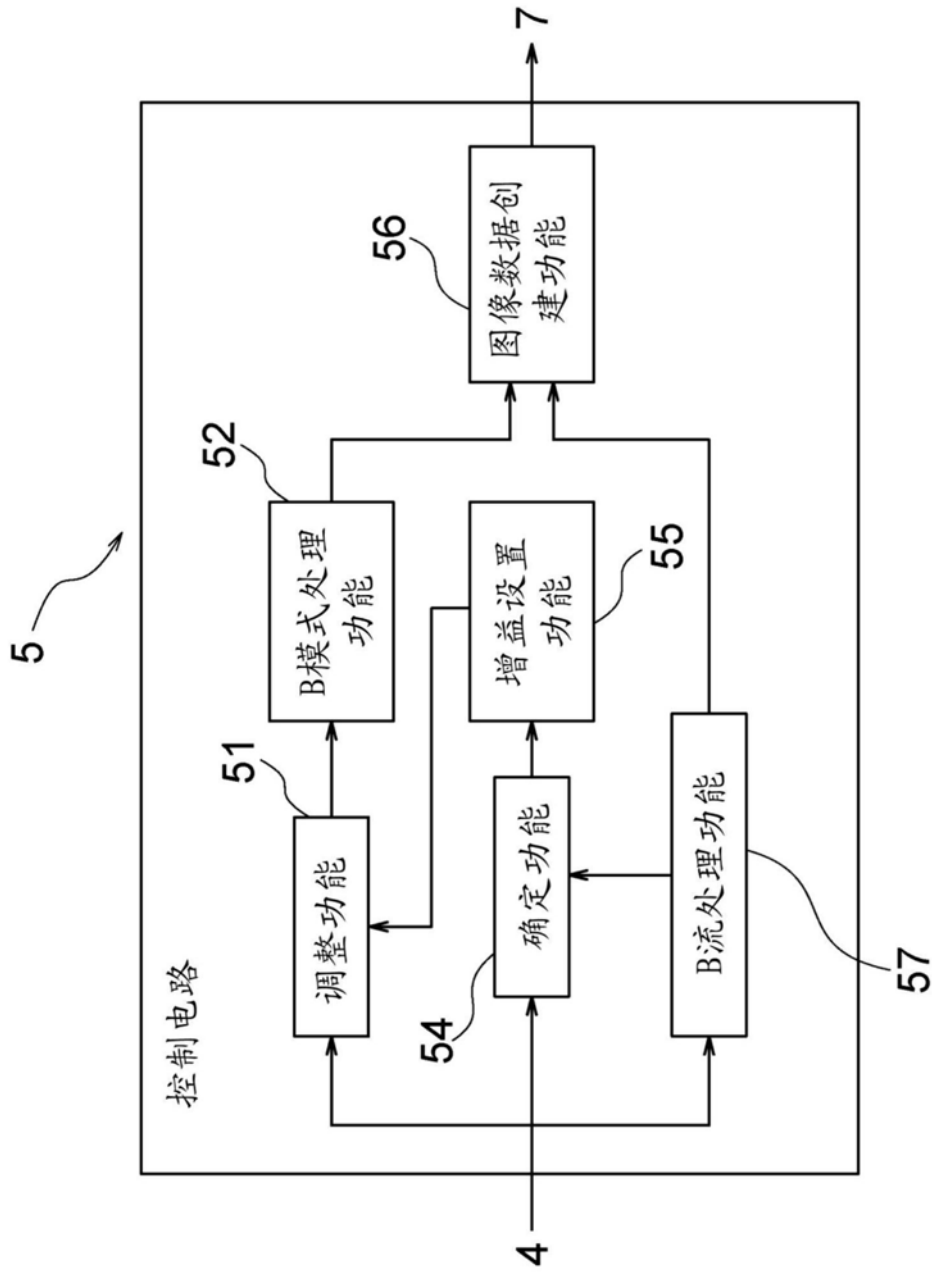


图7

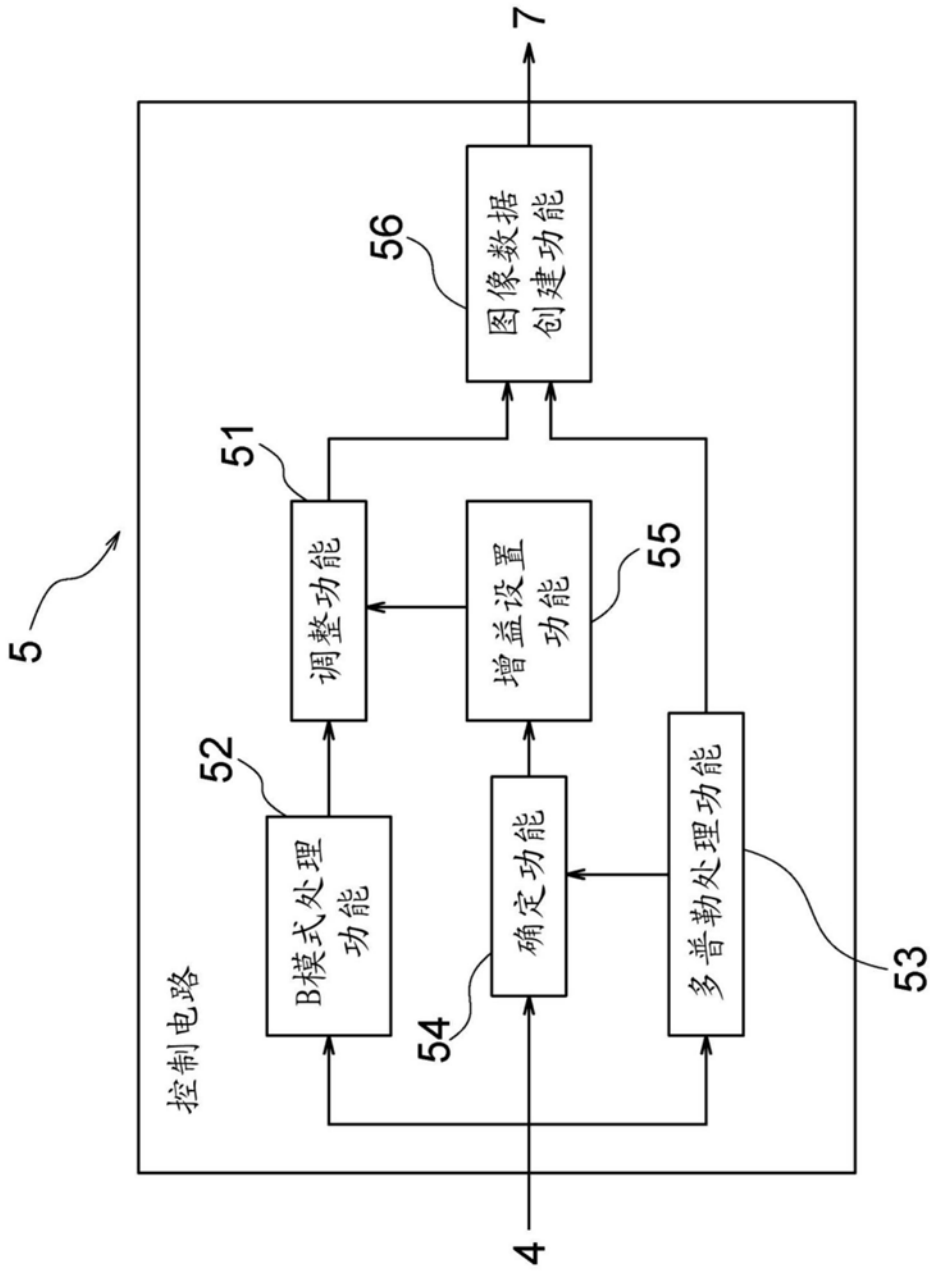


图8

专利名称(译)	超声装置以及用于控制超声装置的方法		
公开(公告)号	CN111345846A	公开(公告)日	2020-06-30
申请号	CN201911307734.3	申请日	2019-12-18
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	居艳阳		
发明人	塔库马·奥古里 居艳阳		
IPC分类号	A61B8/00		
优先权	2018239027 2018-12-21 JP		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种超声装置，通过该超声装置可关于是否对回波信号的增益施加增益降低处理做出具有较高精度的确定。超声诊断装置包括控制电路，该控制电路执行：创建功能，该创建功能基于来自传输到待检查的对象的第一超声的回波信号来创建具有取决于回波信号的强度的亮度的B模式图像的数据；运动检测功能，该运动检测功能基于来自传输到该对象的第二超声的回波信号来检测速度值等作为与对象内的运动有关的信息；以及确定功能，该确定功能在来自该第一超声的回波信号的强度小于第一阈值th1并且该速度值等于或大于第二阈值th2的情况下，确定来自该第一超声的回波信号的增益是增益降低处理的目标。

