



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105769241 A

(43) 申请公布日 2016. 07. 20

(21) 申请号 201610011773. 9

(22) 申请日 2016. 01. 08

(30) 优先权数据

2015-002790 2015. 01. 09 JP

(71) 申请人 柯尼卡美能达株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 西村有史 国田政志 伊藤嘉彦

赤羽睦弘 中村恭大

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 胡金珑 车玲玲

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

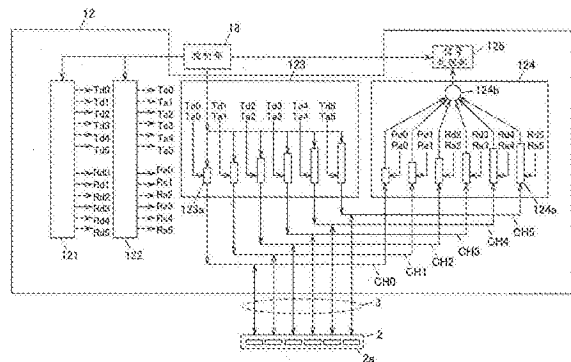
权利要求书2页 说明书13页 附图12页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明提供超声波诊断装置。能够抑制物理元件,并且提高预定的偏转角(θ)中的回波信号中的SN比。在超声波诊断装置中,由偏转控制部(121)根据偏转角,生成使分别输入到由多个振子(2a)构成的多个通道的多个接收信号的相位一致的延迟时间信息,由通道选择部(122)根据偏转角,选择以输入到多个通道的各通道的接收信号的相位不同的方式开通关闭的通道而生成通道选择信息。由接收延迟断续部(124a)根据所生成的延迟时间信息,对各通道的接收信号提供延迟量,根据所生成的通道选择信息,进行各通道的接收信号的开通关闭,由加法部(124b)相加被提供延迟量且被开通的接收信号。



1. 一种超声波诊断装置,从具有多个振子的超声波探头对超声波进行发送接收而得到被检体的信息,所述超声波诊断装置包括:

偏转控制部件,根据穿过所述多个振子的排列方向的中心点的该排列方向的垂线、与连接该中心点和所述被检体的目标物的线之间的角度即偏转角,生成使分别输入到由所述多个振子构成的多个通道的多个接收信号的相位一致的延迟量的延迟时间信息;

通道选择部件,根据所述偏转角,选择以输入到所述多个通道的各通道的接收信号的相位不同的方式将该各通道的接收信号开通关闭的通道而生成通道选择信息;

接收延迟断续部,根据所述生成的延迟时间信息,对所述各通道的接收信号提供延迟量,根据所述生成的通道选择信息,进行该各通道的接收信号的开通关闭;以及

加法部,相加被提供所述延迟量且被开通的多个接收信号。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,

将发送到所述超声波探头的发送信号的发送和所述接收信号的接收作为一个循环,该循环被反复。

3. 如权利要求1或2所述的超声波诊断装置,

所述通道选择部件生成将与所述多个振子中的从排列方向的一端向内侧的至少一个振子对应的通道关闭的通道选择信息。

4. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,

发送到所述超声波探头的发送信号的发送和所述接收信号的接收同时并行地进行,

所述通道选择部件生成将与所述发送信号对应的通道关闭且将该关闭的通道以外的通道开通的通道选择信息。

5. 如权利要求1、2、4的任一项所述的超声波诊断装置,包括:

存储部,存储超声波的图像模式、偏转角、以及与延迟时间信息以及通道选择信息对应的所述接收延迟断续部的动作状态被建立了关联的表格,

所述偏转控制部件从所述表格取得与操作输入的图像模式以及偏转角相应的动作状态,基于该偏转角以及取得的动作状态而生成所述延迟时间信息,

所述通道选择部件从所述表格取得与操作输入的图像模式以及偏转角相应的动作状态,基于该取得的动作状态而生成所述通道选择信息。

6. 如权利要求3所述的超声波诊断装置,包括:

存储部,存储超声波的图像模式、偏转角、以及与延迟时间信息以及通道选择信息对应的所述接收延迟断续部的动作状态被建立了关联的表格,

所述偏转控制部件从所述表格取得与操作输入的图像模式以及偏转角相应的动作状态,基于该偏转角以及取得的动作状态而生成所述延迟时间信息,

所述通道选择部件从所述表格取得与操作输入的图像模式以及偏转角相应的动作状态,基于该取得的动作状态而生成所述通道选择信息。

7. 一种超声波诊断装置,从具有多个振子的超声波探头对超声波进行发送接收而得到被检体的信息,所述超声波诊断装置包括:

偏转控制部件,根据穿过所述多个振子的接收开口中心的该多个振子的排列方向的垂线、与连接该接收开口中心和所述被检体的目标物的线之间的角度即声线角,生成使分别输入到由所述多个振子构成的多个通道的多个接收信号的相位一致的延迟量的延迟时间

信息;

通道选择部件,根据所述声线角,选择以输入到所述多个通道的各通道的接收信号的相位不同的方式将该各通道的接收信号开通关闭的通道而生成通道选择信息;

接收延迟断续部,根据所述生成的延迟时间信息,对所述各通道的接收信号提供延迟量,根据所述生成的通道选择信息,进行该各通道的接收信号的开通关闭;以及

加法部,相加被提供所述延迟量且被开通的多个接收信号。

8.一种超声波诊断装置,从具有多个振子的超声波探头对超声波进行发送接收而得到被检体的信息,所述超声波诊断装置包括:

偏转控制部件,生成从所述多个振子输入到多个通道的多个接收信号的延迟时间信息;以及

通道选择部件,进行所述多个通道的开通关闭控制,以便选择所述多个振子的一部分作为发送用振子而从该发送用振子发送超声波,选择所述发送用振子以外的一部分振子作为接收用振子而由该接收用振子来接收超声波,

所述通道选择部件在所述被检体的目标物的位置被设定在所述接收用振子侧时,将所述发送用振子切换为所述接收用振子,将所述接收用振子切换为所述发送用振子。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断采用只是将超声波探头从体表触碰的简单操作就能够以实时显示方式获得心脏的跳动或胎儿的活动的动向,并且由于安全性高因而能够反复地进行检查。

[0003] 作为超声波诊断装置的图像模式,已知脉冲多普勒模式和连续波多普勒模式。脉冲多普勒模式是通过从超声波探头向被检体将超声波的发送以及接收作为一个循环而反复,从而得到被检体的目标物的血流的流速等信息的模式。连续波多普勒模式是通过将超声波探头的振子分为对应于发送的振子和对应于接收的振子而进行设定,并从超声波探头向被检体随时进行超声波的发送以及接收,从而得到被检体的目标物的血流的流速等信息的模式。

[0004] 此外,担心在超声波诊断装置中的反射超声波(回波(echo))的接收部中所生成的电接收信号中混入噪声。该噪声例如是伴随装置内部的电气电路的动作用的电磁性噪声、基于装置外部的电磁场的电磁性噪声、基于来自商用电源的传导的电噪声等的电磁噪声。

[0005] 因此,已知如下的超声波诊断装置:在混入B(Brightness,亮度)模式图像的噪声的扫描方向上设定噪声消除范围,通过与在噪声消除范围中检测出的噪声对应的参考信号来消除包含在接收信号中的噪声(参照专利文献1)。

[0006] 此外,已知如下的超声波诊断装置:在连续波多普勒模式中,通过切换与发送对应的振子,使得不会产生发热的振子的固定化(参照专利文献2)。

[0007] 现有技术文献

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献1:(日本)特许第5459976号公报

[0010] 专利文献2:(日本)特开2006-223612号公报

[0011] 参照图9以及图10说明在以往的超声波图像诊断装置中,在脉冲多普勒模式下发生的噪声。图9(a)是表示以往的脉冲多普勒模式中的偏转角 θ 为正的情况下的噪声发生的图。图9(b)是表示以往的脉冲多普勒模式中的偏转角 θ 为 0° 的情况下的噪声发生的图。图9(c)是表示以往的脉冲多普勒模式中的偏转角 θ 为负的情况下的噪声发生的图。图10是表示以往的脉冲多普勒模式中的相对于偏转角的噪声等级的图。

[0012] 如图9(a)所示,在以往的超声波诊断装置中,在脉冲多普勒模式下,用户从操作输入部(省略图示)对想要测定被检体内的血流等的速度的目标物T的位置设定多普勒选通门(Doppler gate)(样本容量(Sample volume))。根据该多普勒选通门的位置而算出偏转角 θ 。偏转角 θ 是指,穿过超声波探头2的多个振子2a的排列方向的中心点的该排列方向的垂线、与连接该排列方向的中心点和被检体的目标物(的中心点)的线之间的角度,以该排列方向的垂线作为基准,将逆时针方向定义为正的偏转角,将顺时针方向定义为负的偏转角而进行说明。当偏转角 θ 为正时,超声波探头2通过多个振子2a,根据来自发送偏转部(省略

图示)的电发送信号而输出发送超声波U,接收来自目标物T的回波C而转换成多个电回波信号E1。多个回波信号E1根据各振子2a和目标物T之间的接收的距离而互相产生相位差。这时,若在超声波探头2中混入作为电磁噪声的噪声N1,则各噪声N1的相位一致。接收偏转部424通过多个接收延迟断续部424a,对多个回波信号E1以及多个噪声N1提供延迟时间而使多个回波信号E1的相位一致。因此,多个噪声N1的相位变得不一致。接收延迟断续部424a的横向的长度表示延迟时间量,虚线表示关闭(off)。

[0013] 并且,加法部424b将多个回波信号E1以及多个噪声N1相加,输出回波信号E2以及噪声N2。回波信号E2因多个回波信号E1的相位一致而成为大于回波信号E1的信号,但噪声N2因多个噪声N1的相位不一致而相比噪声N1被抑制。

[0014] 如图9(b)所示,在脉冲多普勒模式下偏转角 θ 为 0° 时,多个回波信号E1因各振子2a和目标物T之间的接收的距离相同而相位一致。接收偏转部424通过多个接收延迟断续部424a,对多个回波信号E1以及多个噪声N1提供同量的延迟时间,从而使多个回波信号E1的相位仍然一致。但是,由于各噪声N1的相位也一致,因而由加法部424b相加后输出的回波信号E2以及噪声N2成为大于回波信号E1以及噪声N1的信号。

[0015] 如图9(c)所示,在脉冲多普勒模式下偏转角 θ 为负时,多个回波信号E1根据各振子2a和目标物T之间的接收的距离而产生相位差。接收偏转部424通过多个接收延迟断续部424a,对多个回波信号E1以及多个噪声N1提供延迟时间而使多个回波信号E1的相位一致。因此,多个噪声N1的相位变得不一致。由加法部424b相加后输出的回波信号E2成为大于回波信号E1的信号,同样地噪声N2相比噪声N1被抑制。

[0016] 如图10所示,以往的脉冲多普勒模式中的相对于偏转角 θ 的噪声N2的噪声等级为,在 $\theta=0^\circ$ 时取峰值,偏转角 θ 的绝对值越小则噪声等级越高。

[0017] 接着,参照图11以及图12说明在以往的超声波诊断装置中,在连续波多普勒模式下发生的噪声。图11(a)是表示以往的连续波多普勒模式中的偏转角 θ 为正的情况下的噪声发生的图。图11(b)是表示以往的连续波多普勒模式中的偏转角 θ 为 0° 的情况下的噪声发生的图。图11(c)是表示以往的连续波多普勒模式中的偏转角 θ 为负的情况下的噪声发生的图。图12是表示以往的连续波多普勒模式中的相对于偏转角的噪声等级的图。

[0018] 如图11(a)所示,在以往的超声波诊断装置中,在连续波多普勒模式下,用户从操作输入部(省略图示)在想要测定被检体内的血流等的速度的目标物T的方向上设定多普勒光标(标记)。根据该多普勒光标(标记)的方向而算出偏转角 θ 。在偏转角 θ 为正时,超声波探头2根据来自发送偏转部(省略图示)的电发送信号,由固定用于发送的(下一半的3个)振子2a输出发送超声波U,由固定用于接收的(上一半的3个)振子2a接收来自目标物T的回波C而转换成多个电回波信号E1。这时,多个回波信号E1根据各振子2a和目标物T之间的接收的距离而互相产生相位差。这时,若在超声波探头2中混入作为电磁噪声的噪声N1,则各噪声N1的相位一致。接收偏转部424通过多个固定用于接收的接收延迟断续部424a,对多个回波信号E1以及多个噪声N1提供延迟时间而使多个回波信号E1的相位一致。因此,多个噪声N1的相位变得不一致。

[0019] 并且,加法部424b相加多个回波信号E1,且相加多个噪声N1,输出回波信号E2以及噪声N2。回波信号E2因多个回波信号E1的相位一致而成为大于回波信号E1的信号,但噪声N2因多个噪声N1的相位不一致而相比噪声N1被抑制。

[0020] 如图11(b)所示,在连续波多普勒模式下偏转角 θ 为 0° 时,多个回波信号E1因各振子2a与目标物T之间的接收的距离不同而产生相位差。接收偏转部424通过多个接收延迟断续部424a,对多个回波信号E1以及多个噪声N1提供延迟时间而使多个回波信号E1的相位一致。因此,多个噪声N1的相位变得不一致。由加法部424b相加后输出的回波信号E2成为大于回波信号E1的信号,同样地噪声N2相比噪声N1被抑制。

[0021] 如图11(c)所示,在连续波多普勒模式下偏转角 θ 为负时,多个回波信号E1因各振子2a与目标物T之间的接收的距离相同而相位一致。接收偏转部424通过多个接收延迟断续部424a,对多个回波信号E1以及多个噪声N1提供延迟时间而使多个回波信号E1的相位一致。但是,由于各噪声N1的相位一致,因而由加法部424b相加后输出的回波信号E2以及噪声N2成为大于回波信号E1以及噪声N1的信号。

[0022] 如图12所示,以往的连续波多普勒模式中的相对于偏转角 θ 的噪声N2的噪声等级为,在将上一半的多个振子2a固定用于接收的情况下以实线的曲线表示,在将下一半的多个振子2a固定用于接收的情况下以虚线的曲线表示。实线的曲线在偏转角 θ 为负的预定值(来自目标物T的回波C的前进方向与排列方向的垂线成为平行的偏转角)时取峰值,偏转角 θ 与该预定值之差的绝对值越小,则噪声等级变得越高。虚线的曲线在 θ 为正的预定值(来自目标物T的回波C的前进方向与排列方向的垂线成为平行的偏转角)时取峰值,偏转角 θ 与该预定值之差的绝对值越小,则噪声等级变得越高。

[0023] 在具有脉冲多普勒模式以及连续波多普勒模式的超声波诊断装置中,由于接收微小的回波信号因而具有高的灵敏度,但由于如上所述那样存在噪声N2的噪声等级变高的偏转角 θ ,因而对于该偏转角 θ 下的噪声N2也具有高的灵敏度。因此,存在SN(信号对噪声)比降低且无法获得正确的血流信号的顾虑。

[0024] 在上述专利文献2所记载的超声波诊断装置中,在脉冲多普勒模式以及连续波多普勒模式中,无法改善预定的偏转角 θ 中的SN比降低的情况。此外,在上述专利文献1所记载的超声波诊断装置中,需要用于检测噪声的电路,隔板等元件成为装置的大型化、重量化、高成本化、制造工序的增加的原因。因此,为了超声波诊断装置的小型化、轻量化、低成本化、制造工序的减少,要求抑制物理元件而轻易减少超声波图像的图像噪声。

发明内容

[0025] 本发明的课题在于抑制物理元件,并且提高预定的偏转角 θ 中的回波信号中的SN比。

[0026] 为了解决上述课题,技术方案1所述的发明是,

[0027] 一种超声波诊断装置,从具有多个振子的超声波探头对超声波进行发送接收而得到被检体的信息,所述超声波诊断装置包括:

[0028] 偏转控制部件,根据穿过所述多个振子的排列方向的中心点的该排列方向的垂线、与连接该中心点和所述被检体的目标物的线之间的角度即偏转角,生成使分别输入到由所述多个振子构成的多个通道的多个接收信号的相位一致的延迟量的延迟时间信息;

[0029] 通道选择部件,根据所述偏转角,选择以输入到所述多个通道的各通道的接收信号的相位不同的方式将该各通道的接收信号开通关闭的通道而生成通道选择信息;

[0030] 接收延迟断续部,根据所述生成的延迟时间信息,对所述各通道的接收信号提供

延迟量,根据所述生成的通道选择信息,进行该各通道的接收信号的开通关闭;以及

[0031] 加法部,相加被提供所述延迟量且被开通的多个接收信号。

[0032] 技术方案2所述的发明在技术方案1所述的超声波诊断装置中,

[0033] 将发送到所述超声波探头的发送信号的发送和所述接收信号的接收作为一个循环,该循环被反复。

[0034] 技术方案3所述的发明在技术方案1或2所述的超声波诊断装置中,

[0035] 所述通道选择部件生成将与所述多个振子中的从排列方向的一端向内侧的至少一个振子对应的通道关闭的通道选择信息。

[0036] 技术方案4所述的发明在技术方案1所述的超声波诊断装置中,

[0037] 发送到所述超声波探头的发送信号的发送和所述接收信号的接收同时并行地进行,

[0038] 所述通道选择部件生成将与所述发送信号对应的通道关闭且将该关闭的通道以外的通道开通的通道选择信息。

[0039] 技术方案5所述的发明在技术方案1、2、4的任一项所述的超声波诊断装置中,包括:

[0040] 存储部,存储超声波的图像模式、偏转角、以及与延迟时间信息以及通道选择信息对应的所述接收延迟断续部的动作状态被建立了关联的表格,

[0041] 所述偏转控制部件从所述表格取得与操作输入的图像模式以及偏转角相应的动作状态,基于该偏转角以及取得的动作状态而生成所述延迟时间信息,

[0042] 所述通道选择部件从所述表格取得与操作输入的图像模式以及偏转角相应的动作状态,基于该取得的动作状态而生成所述通道选择信息。

[0043] 技术方案6所述的发明在技术方案3所述的超声波诊断装置中,包括:

[0044] 存储部,存储超声波的图像模式、偏转角、以及与延迟时间信息以及通道选择信息对应的所述接收延迟断续部的动作状态被建立了关联的表格,

[0045] 所述偏转控制部件从所述表格取得与操作输入的图像模式以及偏转角相应的动作状态,基于该偏转角以及取得的动作状态而生成所述延迟时间信息,

[0046] 所述通道选择部件从所述表格取得与操作输入的图像模式以及偏转角相应的动作状态,基于该取得的动作状态而生成所述通道选择信息。

[0047] 技术方案7所述的发明是,

[0048] 一种超声波诊断装置,从具有多个振子的超声波探头对超声波进行发送接收而得到被检体的信息,所述超声波诊断装置包括:

[0049] 偏转控制部件,根据穿过所述多个振子的接收开口中心的该多个振子的排列方向的垂线、与连接该接收开口中心和所述被检体的目标物的线之间的角度即声线角,生成使分别输入到由所述多个振子构成的多个通道的多个接收信号的相位一致的延迟量的延迟时间信息;

[0050] 通道选择部件,根据所述声线角,选择以输入到所述多个通道的各通道的接收信号的相位不同的方式将该各通道的接收信号开通关闭的通道而生成通道选择信息;

[0051] 接收延迟断续部,根据所述生成的延迟时间信息,对所述各通道的接收信号提供延迟量,根据所述生成的通道选择信息,进行该各通道的接收信号的开通关闭;以及

- [0052] 加法部,相加被提供所述延迟量且被开通的多个接收信号。
- [0053] 技术方案8所述的发明是,
- [0054] 一种超声波诊断装置,从具有多个振子的超声波探头对超声波进行发送接收而得到被检体的信息,所述超声波诊断装置包括:
- [0055] 偏转控制部件,生成从所述多个振子输入到多个通道的多个接收信号的延迟时间信息;以及
- [0056] 通道选择部件,进行所述多个通道的开通关闭控制,以便选择所述多个振子的一部分作为发送用振子而从该发送用振子发送超声波,选择所述发送用振子以外的一部分振子作为接收用振子而由该接收用振子来接收超声波,
- [0057] 所述通道选择部件在所述被检体的目标物的位置被设定在所述接收用振子侧时,将所述发送用振子切换为所述接收用振子,将所述接收用振子切换为所述发送用振子。
- [0058] 根据本发明,能够抑制物理元件,并且能够提高预定的偏转角 θ 中的回波信号中的SN比。

附图说明

- [0059] 图1是表示超声波图像诊断装置的外观结构的图。
- [0060] 图2是表示超声波图像诊断装置的概略结构的框图。
- [0061] 图3是表示发送接收部的功能结构的框图。
- [0062] 图4(a)是表示实施方式的脉冲多普勒模式中的偏转角 $\theta < 0^\circ$ 时的发送接收部的第1状态的图。图4(b)是表示实施方式的脉冲多普勒模式中的偏转角 $\theta \leq 0^\circ$ 时的发送接收部的第2状态的图。图4(c)是表示实施方式的脉冲多普勒模式中的偏转角 $\theta \geq 0^\circ$ 时的发送接收部的第3状态的图。图4(d)是表示实施方式的脉冲多普勒模式中的偏转角 $\theta > 0^\circ$ 时的发送接收部12的第4状态的图。
- [0063] 图5是表示实施方式的脉冲多普勒模式中的相对于偏转角的噪声等级的图。
- [0064] 图6是表示实施方式的连续波多普勒模式中的发送接收部的发送接收中的通道(Chanel)切换的图。
- [0065] 图7(a)是表示实施方式的连续波多普勒模式中的偏转角 $\theta > 0^\circ$ 时的发送接收部的第5状态的图。图7(b)是表示实施方式的连续波多普勒模式中的偏转角 $\theta = 0^\circ$ 时的发送接收部12的第6状态的图。图7(c)是表示实施方式的连续波多普勒模式中的偏转角 $\theta < 0^\circ$ 时的发送接收部的第7状态的图。
- [0066] 图8是表示实施方式的连续波多普勒模式中的相对于偏转角的噪声等级的图。
- [0067] 图9(a)是表示以往的脉冲多普勒模式中的偏转角 θ 为正时的噪声发生的图。图9(b)是表示以往的脉冲多普勒模式中的偏转角 θ 为 0° 时的噪声发生的图。图9(c)是表示以往的脉冲多普勒模式中的偏转角 θ 为负时的噪声发生的图。
- [0068] 图10是表示以往的脉冲多普勒模式中的相对于偏转角的噪声等级的图。
- [0069] 图11(a)是表示以往的连续波多普勒模式中的偏转角 θ 为正时的噪声发生的图。图11(b)是表示以往的连续波多普勒模式中的偏转角 θ 为 0° 时的噪声发生的图。图11(c)是表示以往的连续波多普勒模式中的偏转角 θ 为负时的噪声发生的图。
- [0070] 图12是表示以往的连续波多普勒模式中的相对于偏转角的噪声等级的图。

- [0071] 标号说明
- [0072] S 超声波图像诊断装置
- [0073] 1 超声波图像诊断装置主体
- [0074] 11 操作输入部
- [0075] 12 发送接收部
- [0076] 121 偏转控制部
- [0077] 122 通道选择部
- [0078] 123 发送偏转部
- [0079] 123a 发送延迟断续部
- [0080] 124 接收偏转部
- [0081] 124a 接收延迟断续部
- [0082] 124b 加法部
- [0083] 125 信号处理部
- [0084] 14 图像生成部
- [0085] 16 DSC
- [0086] 17 显示部
- [0087] 18 控制部
- [0088] 2 超声波探头
- [0089] 2a 振子
- [0090] 3 线缆
- [0091] 424 接收偏转部
- [0092] 424a 接收延迟断续部
- [0093] 424b 加法部

具体实施方式

[0094] 以下,参照附图说明本发明的实施方式的超声波图像诊断装置。但是,发明的范围不限于图示例。另外,在以下的说明中,针对具有同一功能以及结构的元件附加同一标号,省略其说明。

[0095] 图1是表示本实施方式的超声波图像诊断装置S的外观结构的图。图2是表示超声波图像诊断装置S的概略结构的框图。本实施方式的超声波图像诊断装置S如图1以及图2所示,包括超声波图像诊断装置主体1和超声波探头2。超声波探头2对于未图示的生物体等被检体发送超声波(发送超声波),并且接收由该被检体反射的超声波的反射波(反射超声波:回波)。超声波图像诊断装置主体1与超声波探头2经由线缆3而连接,通过对超声波探头2发送电信号的驱动信号而使超声波探头2对被检体发送回波,并且基于根据由超声波探头2接收到的来自被检体内的反射超声波而在超声波探头2中生成的电信号即接收信号,将被检体内的内部状态作为超声波图像而进行图像化。超声波图像诊断装置主体1和超声波探头2也可以设为通过电波、红外线等无线通信手段而通信连接的结构。

[0096] 假设超声波图像诊断装置S至少能够设定用于取得被检体的血流的信息的脉冲多普勒模式和连续波多普勒模式。

[0097] 超声波探头2例如具备衬垫(backing)层、压电层、声匹配层以及声透镜等且通过它们层叠而构成。此外,在压电层中具备作为具有压电元件的电声转换元件的振子2a,该振子2a例如以一维阵列状地排列着多个。在本实施方式中,例如使用具备了192个振子2a的超声波探头2。另外,振子2a也可以是以二维阵列状地排列的振子。此外,振子2a的个数能够任意设定。此外,在本实施方式中,关于超声波探头2,还能够采用线性扫描方式、扇形扫描方式或者凸面(Convex)扫描方式的任意方式。

[0098] 超声波图像诊断装置主体1例如如图2所示,具备操作输入部11、发送接收部12、存储部13、图像生成部14、DSC(数字扫描转换器)16、显示部17、控制部18。

[0099] 操作输入部11例如具备用于进行指示诊断开始的命令或被检体的个人信息等数据的输入等的各种开关、按钮、轨迹球、鼠标、键盘等,并将操作信号输出到控制部18。尤其,操作输入部11接受脉冲多普勒模式或连续波多普勒模式的模式设定信息、和脉冲多普勒模式下的多普勒选通门、连续波多普勒模式下的多普勒光标(标记)的设定等的操作输入。对应于该多普勒选通门或多普勒光标(标记)的位置或方向,由控制部18算出偏转角 θ 。此外,也可以由操作者从操作输入部11直接输入偏转角 θ 的信息。

[0100] 发送接收部12是按照控制部18的控制,经由线缆3对超声波探头2供应作为驱动信号的发送信号而使超声波探头2产生发送超声波,从接收到回波的超声波探头2经由线缆3而接收电信号的接收信号,并算出血流的流速等信息的电路,其中驱动信号是电信号。此外,发送接收部12在脉冲多普勒模式中,按照控制部18的控制,将提供发送信号的振子2a以及延迟时间根据偏转角 θ 进行设定,对所设定的振子2a提供给予了所设定的延迟时间的发送信号,将取得接收信号的振子2a以及延迟时间根据偏转角 θ 进行设定,从所设定的振子2a接收接收信号并给予延迟时间,反复该发送接收的组(set)。

[0101] 此外,发送接收部12在连续波多普勒模式中,按照控制部18的控制,将提供发送信号的振子2a以及延迟时间根据偏转角 θ 进行设定,对所设定的振子2a提供给予了所设定的延迟时间的发送信号。与该发送并行地,发送接收部12将取得接收信号的振子2a以及延迟时间根据偏转角 θ 进行设定,从所设定的振子2a接收接收信号并给予延迟时间。这样,提供发送信号的振子2a和取得接收信号的振子2a不同。

[0102] 存储部13由闪存、EEPROM(电可擦除可编程只读存储器)等构成,存储各种信息。

[0103] 图像生成部14生成将来自发送接收部12的接收信号的血流的流速等信息进行了图形化的图形画面的图像数据。由图像生成部14生成的图形画面的图像数据被输出到DSC16。

[0104] DSC16将从图像生成部14接收到的图形画面的图像数据转换为基于电视信号的扫描方式的图像信号,并输出到显示部17。

[0105] 显示部17能够应用LCD(液晶显示器)、CRT(阴极射线管)显示器、有机EL(电致发光)显示器、无机EL显示器以及等离子显示器等显示装置。显示部17按照从DSC16输出的图像信号而在显示画面上显示图形画面的图像。

[0106] 控制部18例如具备CPU(中央处理单元)、ROM(只读存储器)、RAM(随机存取存储器)而构成,读出在ROM中存储的系统程序等各种处理程序而在RAM中展开,并按照展开的程序而集中控制超声波图像诊断装置S的各部的动作。ROM由半导体等非易失性存储器等构成,存储与超声波图像诊断装置S对应的系统程序以及能够在该系统程序上执行的各种处理程

序、或各种数据等。这些程序以计算机可读取的程序代码的形式被保存，CPU依次执行依照该程序代码的动作。RAM形成用于临时存储由CPU执行的各种程序以及这些程序相关的数据的工作区域。

[0107] 接着，参照图3说明发送接收部12的结构。图3是表示发送接收部12的功能结构的框图。

[0108] 如图3所示，发送接收部12具备偏转控制部121、通道选择部122、发送偏转部123、接收偏转部124、信号处理部125。

[0109] 以下，为了简化，假设经由线缆3而连接到发送接收部12的超声波探头2具有6个振子2a，且分别对应于发送接收部12的通道CH0、CH1、CH2、CH3、CH4、CH5。但是，并非限定于这些振子2a的数目、以及发送接收部12的通道数目。

[0110] 偏转控制部121根据从控制部18输入的模式设定信息、与多普勒选通门的位置或多普勒光标(标记)的方向等对应的偏转角 θ 的信息，生成发送用、接收用的各通道的延迟时间信息，将发送用的各通道的延迟时间信息输出到发送偏转部123的各通道的发送延迟断续部123a，将接收用的各通道的延迟时间信息输出到接收偏转部124的各通道的接收延迟断续部124a。发送用的各通道的延迟时间信息成为如从各通道的振子2a输出的发送超声波同时到达目标物的延迟时间量。接收用的各通道的延迟时间信息根据与脉冲多普勒模式或连续波多普勒模式、和偏转角 θ 相应的第1~第7状态而不同，在后面叙述。

[0111] 通道选择部122根据从控制部18输入的模式设定信息、偏转角 θ 的信息，选择发送用、接收用的要开通关闭的通道而生成通道选择信息，将发送用的各通道的通道选择信息输出到发送偏转部123的各通道的发送延迟断续部123a，将接收用的各通道的通道选择信息输出到接收偏转部124的各通道的接收延迟断续部124a。设脉冲多普勒模式中的发送用、接收用的各通道的通道选择信息是至少一个通道被关闭的信息。设连续波多普勒模式中的发送用的各通道的通道选择信息是至少一个通道被关闭的信息，接收用的各通道的通道选择信息是接通在用于发送时被关闭的通道的通道选择信息。但是，在连续波多普勒模式中，也可以设为在发送用以及接收用中至少一个相同的通道被关闭。

[0112] 发送偏转部123根据从控制部18输入的发送基准时间信号，生成发送信号而输出到超声波探头2的振子2a。发送偏转部123具有各通道的发送延迟断续部123a。各通道的发送延迟断续部123a根据从偏转控制部121输入的发送用的各通道的延迟时间信息Td0~Td5，对从控制部18输入的发送基准时间信号给予延迟，根据从通道选择部122输入的发送用的各通道的通道选择信息Ta0~Ta5，切换发送基准时间信号的开通关闭，并作为发送信号而输出到各通道的振子2a。

[0113] 接收偏转部124对从超声波探头2的振子2a输入接收信号给予延迟以及开通关闭后相加。接收偏转部124具有各通道的接收延迟断续部124a和加法部124b。各通道的接收延迟断续部124a根据从偏转控制部121输入的接收用的各通道的延迟时间信息Rd0~Rd5，对从各通道的振子2a输入接收信号给予延迟，根据从通道选择部122输入的发送用的各通道的通道选择信息Ra0~Ra5，对接收信号的开通关闭进行切换，并输出到加法部124b。

[0114] 加法部124b相加从全部通道的接收延迟断续部124a输入接收信号。信号处理部125使用从控制部18输入的发送基准时间信号，根据从加法部124b输入的相加后的接收信号通过傅立叶变换而算出血流的流速等信息，并输出到图像生成部14。

[0115] 下面,参照图4以及图5说明在超声波图像诊断装置S中,脉冲多普勒模式中的发送接收部12的动作。图4(a)是表示本实施方式的脉冲多普勒模式中的偏转角 $\theta < 0^\circ$ 时的发送接收部12的第1状态的图。图4(b)是表示本实施方式的脉冲多普勒模式中的偏转角 $\theta \leq 0^\circ$ 时的发送接收部12的第2状态的图。图4(c)是表示本实施方式的脉冲多普勒模式中的偏转角 $\theta \geq 0^\circ$ 时的发送接收部12的第3状态的图。图4(d)是表示本实施方式的脉冲多普勒模式中的偏转角 $\theta > 0^\circ$ 时的发送接收部12的第4状态的图。图5是表示本实施方式的脉冲多普勒模式中的相对于偏转角的噪声等级的图。

[0116] 在超声波图像诊断装置S中,在脉冲多普勒模式下,从用户对操作输入部11输入脉冲多普勒模式的模式设定信息、偏转角 θ 。如图4(a)所示,将偏转角 $\theta < 0^\circ$ 时(偏转角 θ 为负且在 0° 的附近以外时)的、发送接收部12的动作状态设为第1状态。在第1状态以及后述的第2~第4状态中,发送偏转部123对从控制部18输入的发送基准时间信号,给予与来自偏转控制部121的延迟时间信息相应的延迟时间量、和与来自通道选择部122的通道选择信息相应的开通关闭,并作为各通道的发送信号而输出到各通道的振子2a。在第1状态下,通道CH0、CH1的发送信号被发送偏转部123关闭。

[0117] 超声波探头2通过多个振子2a,根据各通道的发送信号而输出发送超声波U,接收来自目标物T的回波C而转换成作为各通道的电接收信号的多个回波信号E1。多个回波信号E1根据各振子2a与目标物T之间的接收的距离而互相产生相位差。这时,若在超声波探头2中混入作为电磁噪声的噪声N1,则各噪声N1的相位一致。接收偏转部124对从各振子2a输入的回波信号,给予与来自偏转控制部121的延迟时间信息相应的延迟时间量、和与来自通道选择部122的通道选择信息相应的开通关闭,使回波信号E1的相位一致。因此,多个噪声N1的相位变得不一致。通道CH2、CH3、CH4、CH5的接收延迟断续部124a中的延迟时间量顺序减小。接收延迟断续部124a的横向的长度表示延迟时间,虚线表示关闭。

[0118] 并且,加法部124b相加各通道的接收信号,作为相加后的发送信号而输出回波信号E2以及噪声N2。将多个回波信号E1以及多个噪声N1相加而输出回波信号E2以及噪声N2。回波信号E2因多个回波信号E1的相位一致而成为大于回波信号E1的信号,但噪声N2因多个噪声N1的相位不一致而相比噪声N1被抑制。

[0119] 如图4(b)所示,将偏转角 $\theta \leq 0^\circ$ 时(偏转角 θ 为 0° 以下且 0° 附近时)的、发送接收部12的动作状态设为第2状态。第2状态与第1状态同样,但通道CH2、CH3、CH4、CH5的接收延迟断续部124a的延迟时间量比第1状态还要小。在第2状态中也同样,回波信号E2成为更大的信号,但噪声N2被抑制。此外,由于通道CH0、CH1的接收延迟断续部124a被关闭,因而不会如图9(b)那样成为偏转角 $\theta = 0^\circ$ 时噪声N2变大的状态。

[0120] 如图4(c)所示,将偏转角 $\theta \geq 0^\circ$ 时(偏转角 θ 为 0° 以上且 0° 的附近时)的、发送接收部12的动作状态设为第3状态。在第3状态中,发送偏转部123对从控制部18输入的发送基准时间信号,给予与来自偏转控制部121的延迟时间信息相应的延迟时间量、和与来自通道选择部122的通道选择信息相应的开通关闭,并作为各通道的发送信号而输出到各通道的振子2a。通道CH4、CH5的发送信号被关闭。

[0121] 超声波探头2通过多个振子2a,根据各通道的发送信号而输出发送超声波U,接收来自目标物T的回波C而转换成作为各通道的电接收信号的多个回波信号E1。多个回波信号E1根据各振子2a与目标物T之间的接收的距离而互相产生相位差。这时,如果在超声波探头

2中混入作为电磁噪声的噪声N1,则各噪声N1的相位一致。接收偏转部124对从各振子2a输入接收的信号,给予与来自偏转控制部121的延迟时间信息相应的延迟时间量、和与来自通道选择部122的通道选择信息相应的开通关闭,使回波信号E1的相位一致。因此,多个噪声N1的相位变得不一致。通道CH0、CH1、CH2、CH3的接收延迟断续部124a中的延迟时间量顺序变大。

[0122] 并且,加法部124b相加各通道的接收信号,作为相加后的发送信号而输出回波信号E2以及噪声N2。相加多个回波信号E1以及多个噪声N1,输出回波信号E2以及噪声N2。回波信号E2因多个回波信号E1的相位一致而成为大于回波信号E1的信号,但噪声N2因多个噪声N1的相位不一致而相比噪声N1被抑制。此外,由于通道CH4、CH5的接收延迟断续部124a被关闭,因而不会如图9(b)那样成为偏转角 $\theta=0^\circ$ 时噪声N2变大的状态。

[0123] 如图4(d)所示,将偏转角 $\theta>0^\circ$ 时(偏转角 θ 为 0° 以上且 0° 的附近以外时)的、发送接收部12的动作状态设为第4状态。在第4状态下,第4状态与第3状态同样,但通道CH0、CH1、CH2、CH3的接收延迟断续部124a的延迟时间量比第3状态还要大。在第4状态中也同样,回波信号E2成为大于回波信号E1的信号,但噪声N2相比噪声N1被抑制。

[0124] 如图5所示,本实施方式的脉冲多普勒模式中的相对于偏转角 θ 的噪声N2的噪声等级,通过切换动作状态而减少。图5的单点划线是在第4状态下使偏转角 θ 变化时的噪声等级的曲线。该单点划线的曲线在偏转角 θ 为负的预定值时取峰值。图5的虚线是在第1状态下使偏转角 θ 变化时的噪声等级的曲线。该虚线的曲线在偏转角 θ 为正的预定值时取峰值。

[0125] 因此,偏转控制部121以及通道选择部122,控制为在偏转角 $\theta<0^\circ$ 时成为第1状态,控制为偏转角 $\theta\leq 0^\circ$ 时成为第2状态,控制为在偏转角 $\theta\geq 0^\circ$ 时成为第3状态,控制为在偏转角 $\theta>0^\circ$ 时成为第4状态。在偏转角 $\theta=0^\circ$ 时被控制为第2或者第3状态。根据该动作状态的控制,噪声N2的噪声等级在图5上由实线的曲线表示。因此,图5的采用实线的动作状态的控制,与采用单点划线、虚线的动作状态的控制相比,噪声N2的噪声等级减少。

[0126] 从另一观点说明本实施方式。

[0127] 图4(a)、(b)中,振子2a选择了通道CH2、CH3、CH4、CH5,且以该通道设定了超声波发送接收的开口。根据穿过该开口的中心点的垂线、和连接开口的中心点与目标物T的线所形成的角度(声线角),噪声的状态发生变化。

[0128] 如图5中说明的那样,当穿过开口的中心点的垂线、与目标物T位于同一线上时,噪声等级取峰值。

[0129] 从而,如果穿过该开口的中心点的垂线、与目标物T具有一定的角度,则各通道的噪声的相位会偏离,因而该噪声被抑制。

[0130] 另一方面,如图4(c)、(d)那样,在由通道CH0、CH1、CH2、CH3设定开口的情况下,如果该开口的中心点的垂线与目标物T的角度具有一定的角度,则同样能够抑制噪声。

[0131] 接着,参照图6~图8说明在超声波图像诊断装置S中连续波多普勒模式中的发送接收部12的动作。图6是表示本实施方式的连续波多普勒模式中的发送接收部12的发送接收中的通道切换的图。图7(a)是表示本实施方式的连续波多普勒模式中的偏转角 $\theta>0^\circ$ 时的发送接收部12的第5状态的图。图7(b)是表示本实施方式的连续波多普勒模式中的偏转角 $\theta=0^\circ$ 时的发送接收部12的第6状态的图。图7(c)是表示本实施方式的连续波多普勒模式中的偏转角 $\theta<0^\circ$ 时的发送接收部12的第7状态的图。图8是表示本实施方式的连续波多普勒模

式中的相对于偏转角的噪声等级的图。

[0132] 在本实施方式的连续波多普勒模式中,如图6所示,根据偏转角 θ 将接收偏转部124(发送偏转部123)的通道切换为两个样式(pattern)。具体而言,在偏转角 $\theta \geq 0^\circ$ 时,发送偏转部123的发送用的通道被设定为通道CH3、CH4、CH5(图6上的粗虚线),接收偏转部124的接收用的通道被设定为通道CH3、CH4、CH5以外的通道CH0、CH1、CH2(图6上的粗实线)。在偏转角 $\theta < 0^\circ$ 时,发送偏转部123的发送用的通道被设定为通道CH0、CH1、CH2(图6上的细虚线),接收偏转部124的接收用的通道被设定为通道CH0、CH1、CH2以外的通道CH3、CH4、CH5(图6上的细实线)。

[0133] 在超声波图像诊断装置S中,在连续波多普勒模式中,从用户向操作输入部11输入连续波多普勒模式的模式设定信息、多普勒光标(标记)的位置或方向,基于此而由控制部18算出偏转角 θ 。如图7(a)所示,将偏转角 $\theta > 0^\circ$ 时的发送接收部12的动作状态设为第5状态。在第5状态中,发送偏转部123对从控制部18输入的发送基准时间信号,给予与来自偏转控制部121的延迟时间信息相应的延迟时间量、和与来自通道选择部122的通道选择信息相应的开通关闭,并作为各通道的发送信号而输出到各通道的振子2a。通道CH0、CH1、CH2的发送信号被关闭。

[0134] 超声波探头2通过多个振子2a,根据各通道的发送信号而输出发送超声波U,接收来自目标物T的回波C而转换成作为各通道的电接收信号的多个回波信号E1。多个回波信号E1根据各振子2a与目标物T之间的接收的距离而互相产生相位差。这时,若在超声波探头2中混入作为电噪声的噪声N1,则各噪声N1的相位一致。接收偏转部124对从控制部18输入的接收信号,给予与来自偏转控制部121的延迟时间信息相应的延迟时间量、和与来自通道选择部122的通道选择信息相应的开通关闭,使回波信号E1的相位一致。因此,多个噪声N1的相位变得不一致。通道CH0、CH1、CH2的接收延迟断续部124a中的延迟时间量依次变大。

[0135] 并且,加法部124b相加各通道的接收信号,作为相加后的发送信号而输出回波信号E2以及噪声N2。相加多个回波信号E1以及多个噪声N1,输出回波信号E2以及噪声N2。回波信号E2因多个回波信号E1的相位一致而成为大于回波信号E1的信号,但噪声N2因多个噪声N1的相位不一致而相比噪声N1被抑制。

[0136] 如图7(b)所示,将偏转角 $\theta = 0^\circ$ 时的发送接收部12的动作状态设为第6状态。第6状态与第5状态同样,但通道CH0、CH1、CH2的接收延迟断续部124a的延迟时间量小于第5状态。在第6状态下也同样,回波信号E2成为大于回波信号E1的信号,但噪声N2相比噪声N1被抑制。

[0137] 如图7(c)所示,将偏转角 $\theta < 0^\circ$ 时的发送接收部12的动作状态设为第7状态。在第7状态中,发送偏转部123对从控制部18输入的发送基准时间信号,给予与来自偏转控制部121的延迟时间信息相应的延迟时间量、和与来自通道选择部122的通道选择信息相应的开通关闭,作为各通道的发送信号而输出到各通道的振子2a。通道CH3、CH4、CH5的发送信号被关闭。

[0138] 超声波探头2通过多个振子2a,根据各通道的发送信号而输出发送超声波U,接收来自目标物T的回波C而转换成作为各通道的电接收信号的多个回波信号E1。多个回波信号E1根据各振子2a与目标物T之间的接收的距离而互相产生相位差。这时,若在超声波探头2中混入作为电磁噪声的噪声N1,则各噪声N1的相位一致。接收偏转部124对从控制部18输入

接收信号,给予与来自偏转控制部121的延迟时间信息相应的延迟时间量、和与来自通道选择部122的通道选择信息相应的开通关闭,使回波信号E1的相位一致。因此,多个噪声N1的相位变得不一致。通道CH3、CH4、CH5的接收延迟断续部124a中的延迟时间量依次变小。

[0139] 并且,加法部124b相加各通道的接收信号,作为相加后的发送信号而输出回波信号E2以及噪声N2。相加多个回波信号E1以及多个噪声N1,输出回波信号E2以及噪声N2。回波信号E2因多个回波信号E1的相位一致而成为大于回波信号E1的信号,但噪声N2因多个噪声N1的相位不一致而相比噪声N1被抑制。此外,由于通道CH0、CH1、CH2的接收延迟断续部124a被关闭,因而不会如图11(c)那样成为在偏转角 $\theta < 0^\circ$ 时噪声N2变大的状态。

[0140] 如图8所示,本实施方式的连续波多普勒模式中的相对于偏转角 θ 的噪声N2的噪声等级,通过切换动作状态而减少。

[0141] 偏转控制部121以及通道选择部122,控制为在偏转角 $\theta > 0^\circ$ 时成为第5状态,控制为在偏转角 $\theta = 0^\circ$ 时成为第6状态,控制为在偏转角 $\theta < 0^\circ$ 时成为第7状态。根据该动作状态的控制,噪声N2的噪声等级在图8上由实线的曲线表示。图8的实线曲线成为图12的实线曲线和虚线曲线中较小那一方的值的曲线。

[0142] 以上,根据本实施方式,超声波图像诊断装置S由偏转控制部121根据偏转角 θ 而生成使分别输入到由多个振子2a构成的多个通道的多个接收信号的相位一致的延迟量的延迟时间信息后输出到接收延迟断续部124a,由通道选择部122根据偏转角 θ ,选择以输入到多个通道的各通道的接收信号的相位不同的方式将各通道的接收信号开通关闭的通道而生成通道选择信息后输出到接收延迟断续部124a。然后,超声波图像诊断装置S由接收延迟断续部124a,根据所输入的延迟时间信息,对在来自多个振子2a的多个通道中所接收的各通道的接收信号给予延迟量,根据所输入的通道选择信息,进行各通道的接收信号的开通关闭,由加法部124b相加被提供延迟量且被开通的接收信号。

[0143] 因此,能够抑制用于噪声消除的隔板等物理元件,能够实现超声波图像诊断装置S的小型化、轻量化、低成本化、制造工序的减少,并且能够抑制预定的偏转角 θ 中的噪声且能够提高回波信号中的SN比。

[0144] 此外,作为脉冲多普勒模式,将向超声波探头发送的发送信号的发送和所述接收信号的接收作为一个循环,反复该循环。因此,在脉冲多普勒模式中,能够抑制物理元件,并且能够抑制偏转角 $\theta = 0^\circ$ 中的噪声且能够提高回波信号中的SN比。

[0145] 此外,通道选择部122生成将与多个振子2a的排列方向的一端的一个或者3个以上的振子2a对应的通道CH0、CH1关闭的通道选择信息。因此,在脉冲多普勒模式中,能够避免如以往的图9(b)所示那样的噪声N2变大的动作状态,能够抑制偏转角 $\theta = 0^\circ$ 中的噪声且能够提高回波信号中的SN比。另外,也可以设为与多个振子2a的排列方向的一端的一个或者3个以上的振子2a对应的通道被关闭的结构。

[0146] 此外,作为连续波多普勒模式,发送信号的发送和接收信号的接收同时并行地进行,通道选择部122生成将与发送信号对应的通道关闭且将该关闭的通道以外的通道开通的通道选择信息。因此,在连续波多普勒模式中,能够抑制偏转角 $\theta < 0^\circ$ 中的噪声且能够提高回波信号中的SN比。

[0147] 此外,作为连续波多普勒模式的一个实施方式,能够将多个振子2a的一部分设为用于发送,将其他设为用于接收。例如将多个振子2a的一端到中央为止设为用于发送,将剩

余的设为用于接收。

[0148] 在此,在以多普勒标记等设定了被检体的目标物T的位置或方向时,当检测出该目标物T的位置位于接收用的振子侧时,将此时的发送用振子作为接收用,将接收用的振子作为发送用而交换发送接收。由此,能够将偏转角 θ 设定为适合噪声抑制的角度,能够提高噪声抑制效果。

[0149] 另外,上述实施方式中的描述是本发明的优选的超声波诊断装置的一例,并非限定于此。

[0150] 例如,在上述实施方式中,在超声波图像诊断装置S中,设为偏转控制部121、通道选择部122根据来自控制部18的、从用户通过操作输入部11操作输入的脉冲多普勒模式或者连续波多普勒模式、和偏转角 θ 的信息,生成延迟时间信息以及通道选择信息的结构,但并不限定于此。例如,也可以设为存储部13存储超声波的图像模式(脉冲多普勒模式或者连续波多普勒模式)、偏转角 θ 、与延迟时间信息以及通道选择信息对应的动作状态(第1~第7状态)建立了关联的表格的结构。

[0151] 在该结构中,如果从用户通过操作输入部11操作输入脉冲多普勒模式或者连续波多普勒模式、和多普勒选通门或者多普勒光标的信息,则控制部18算出偏转角 θ ,从存储部13读出表格,从表格取得与操作输入的超声波的图像模式以及偏转角 θ 对应的发送接收部12(接收延迟断续部124a)的动作状态,并输出到偏转控制部121、通道选择部122。偏转控制部121根据从控制部18输入的偏转角 θ 以及动作状态而生成延迟时间信息。通道选择部122根据从控制部18输入的动作状态而生成通道选择信息。根据该结构,能够容易生成延迟时间信息以及通道选择信息。进而,存在对动作状态进行切换的偏转角 θ 或进行切换的动作状态按每个超声波图像诊断装置(按每个机型等)而不同的情形。该情况下,通过改写存储部13的表格的信息,能够容易理想地调整每个超声波图像诊断装置的动作状态的控制。

[0152] 此外,在上述实施方式中,说明了在脉冲多普勒模式中对发送信号进行发送的通道和对接收信号进行接收的通道完全相同的结构,但并不限定于此。也可以设为在脉冲多普勒模式中对发送信号进行发送的通道和对接收信号进行接收的通道的至少一个相同的结构。

[0153] 此外,关于构成以上的实施方式中的超声波图像诊断装置S的各部的详细结构以及详细动作,能够在不脱离本发明的宗旨的范围内进行适当变更。

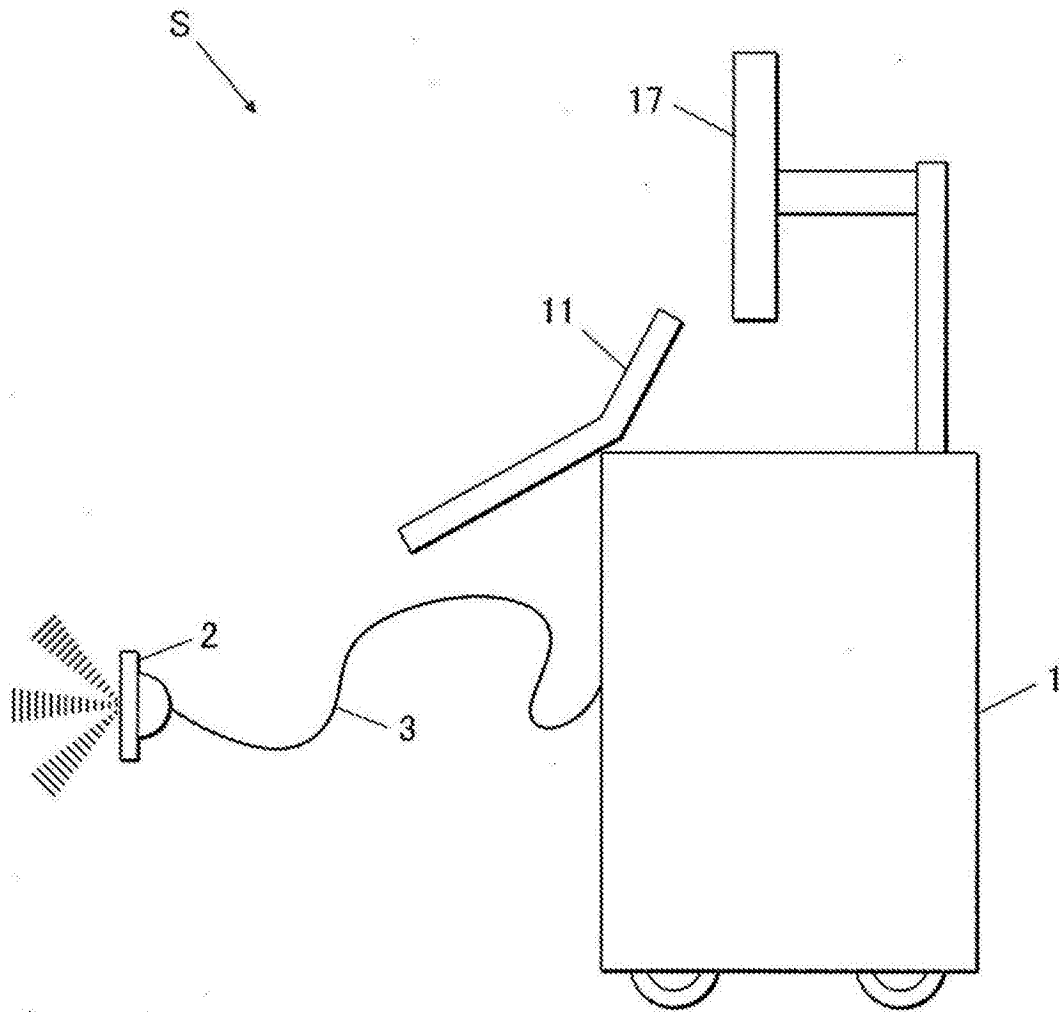


图1

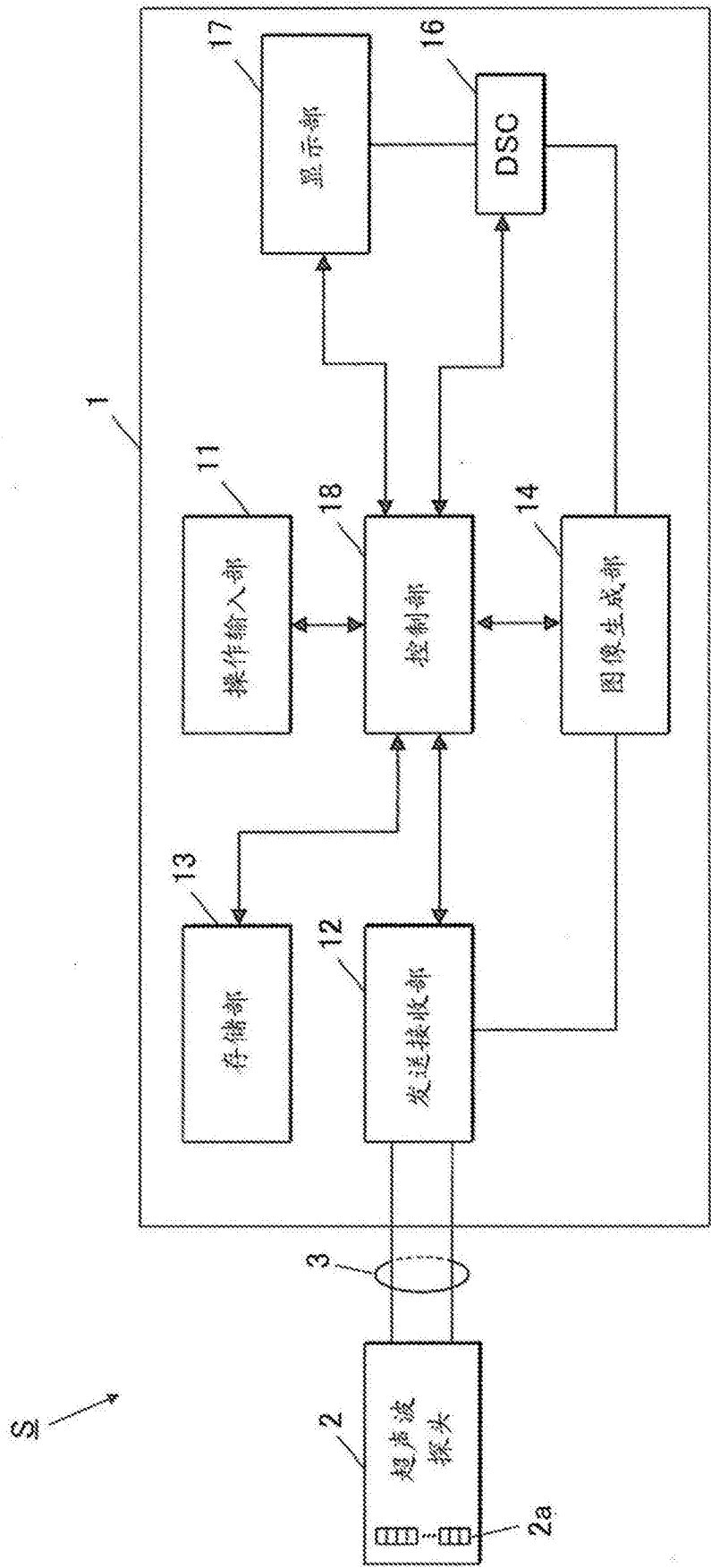


图2

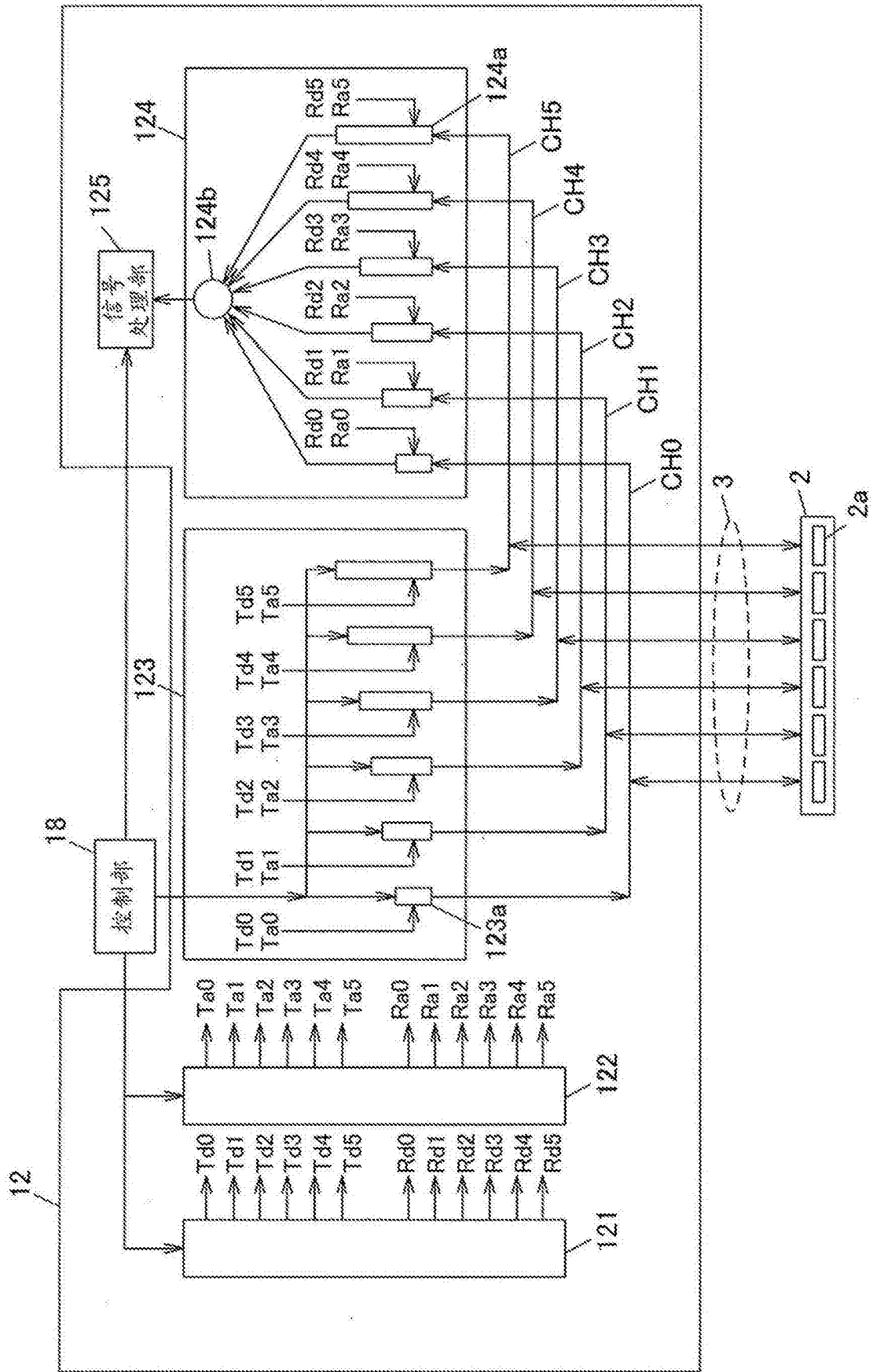


图3

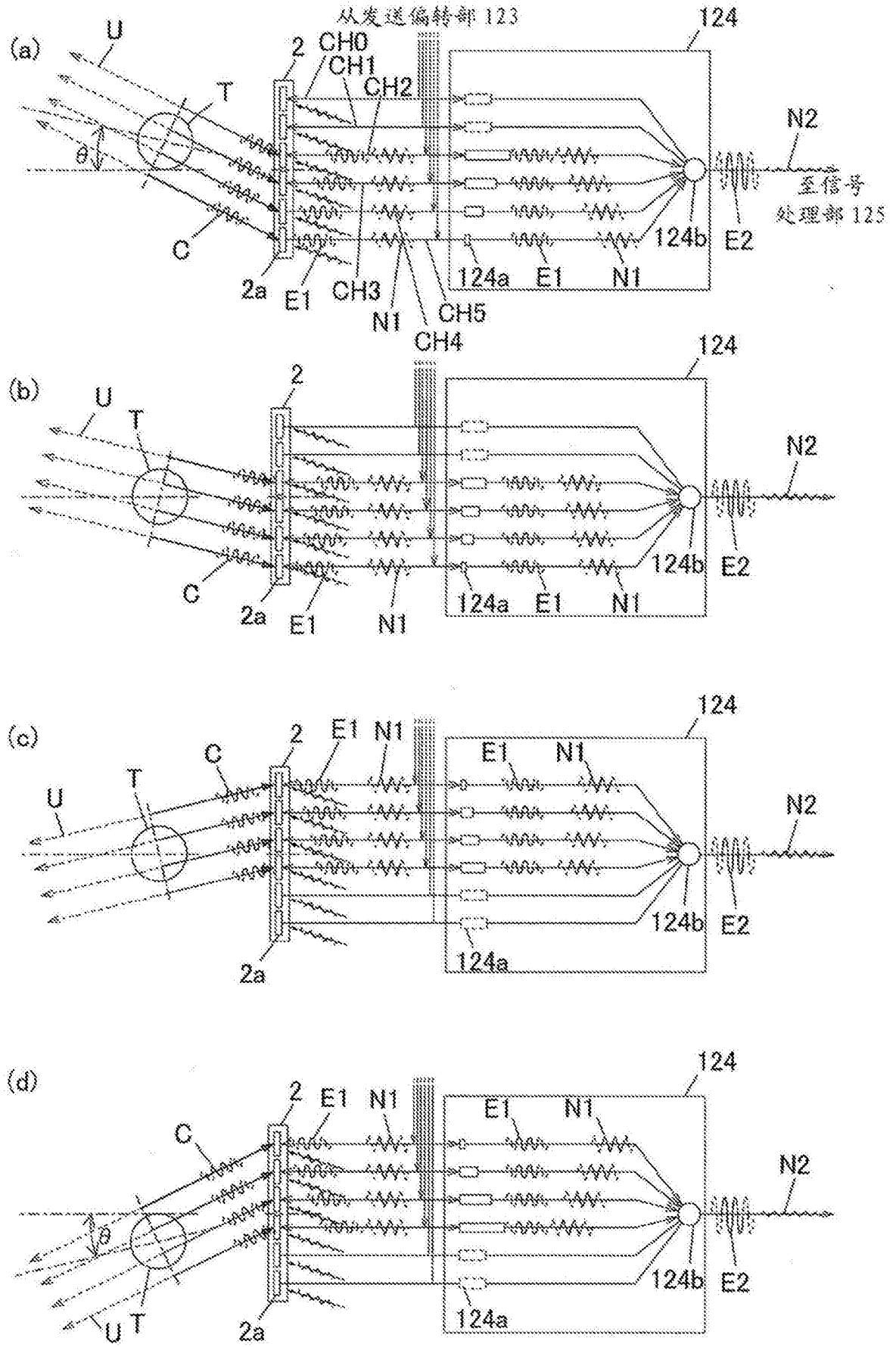


图4

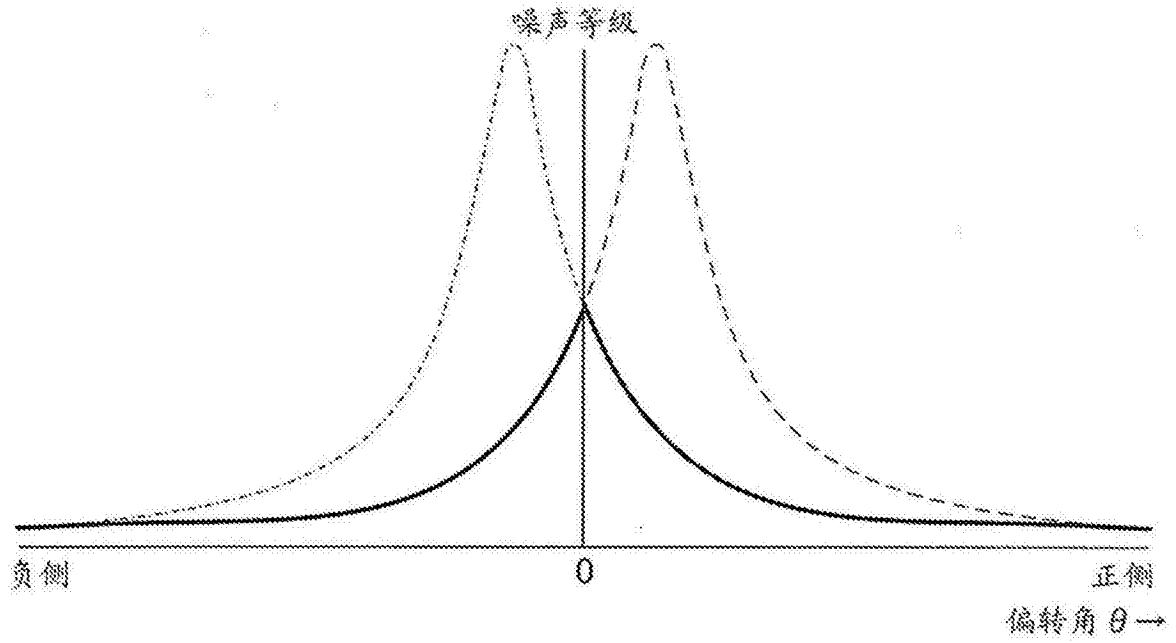


图5

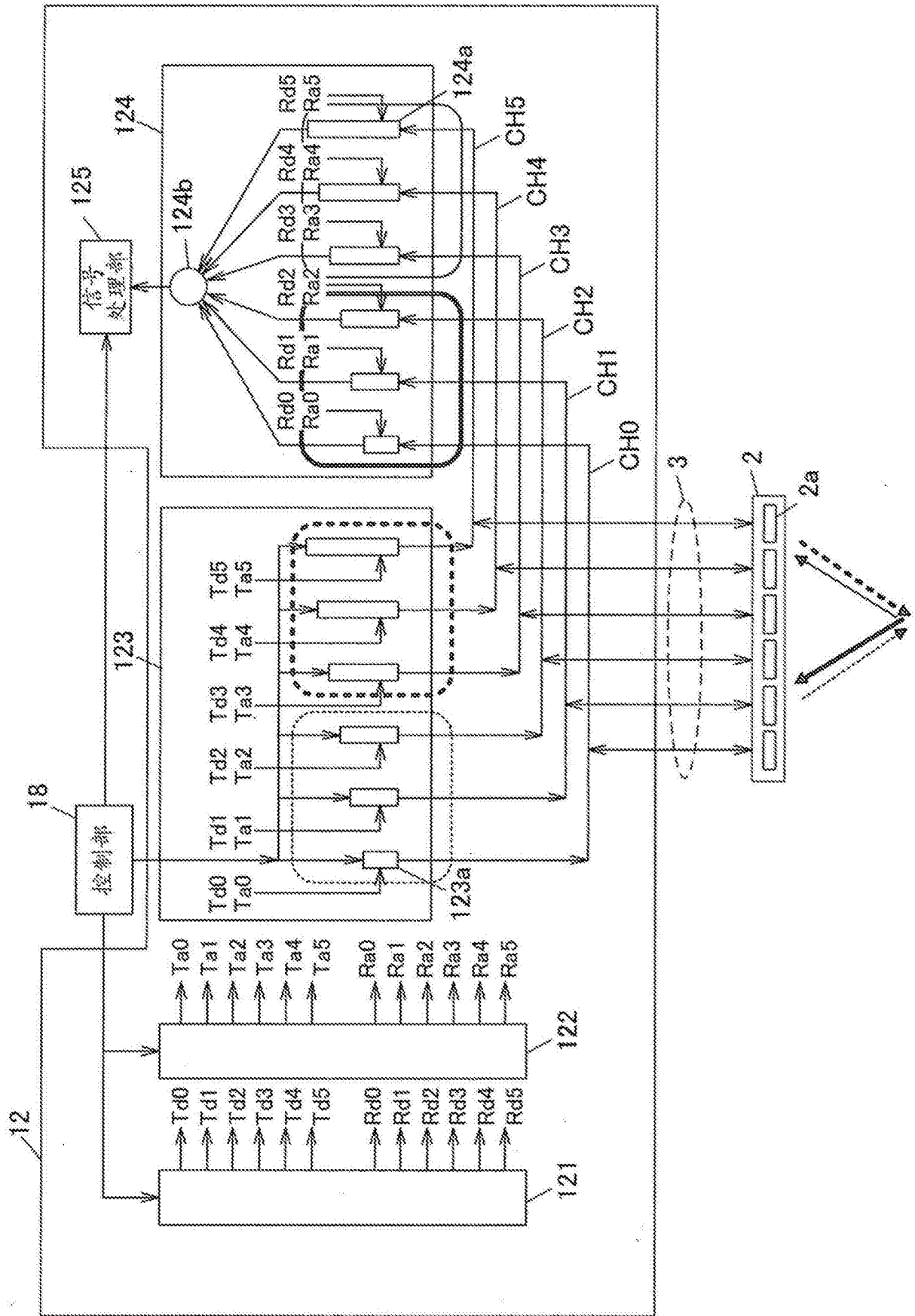


图6

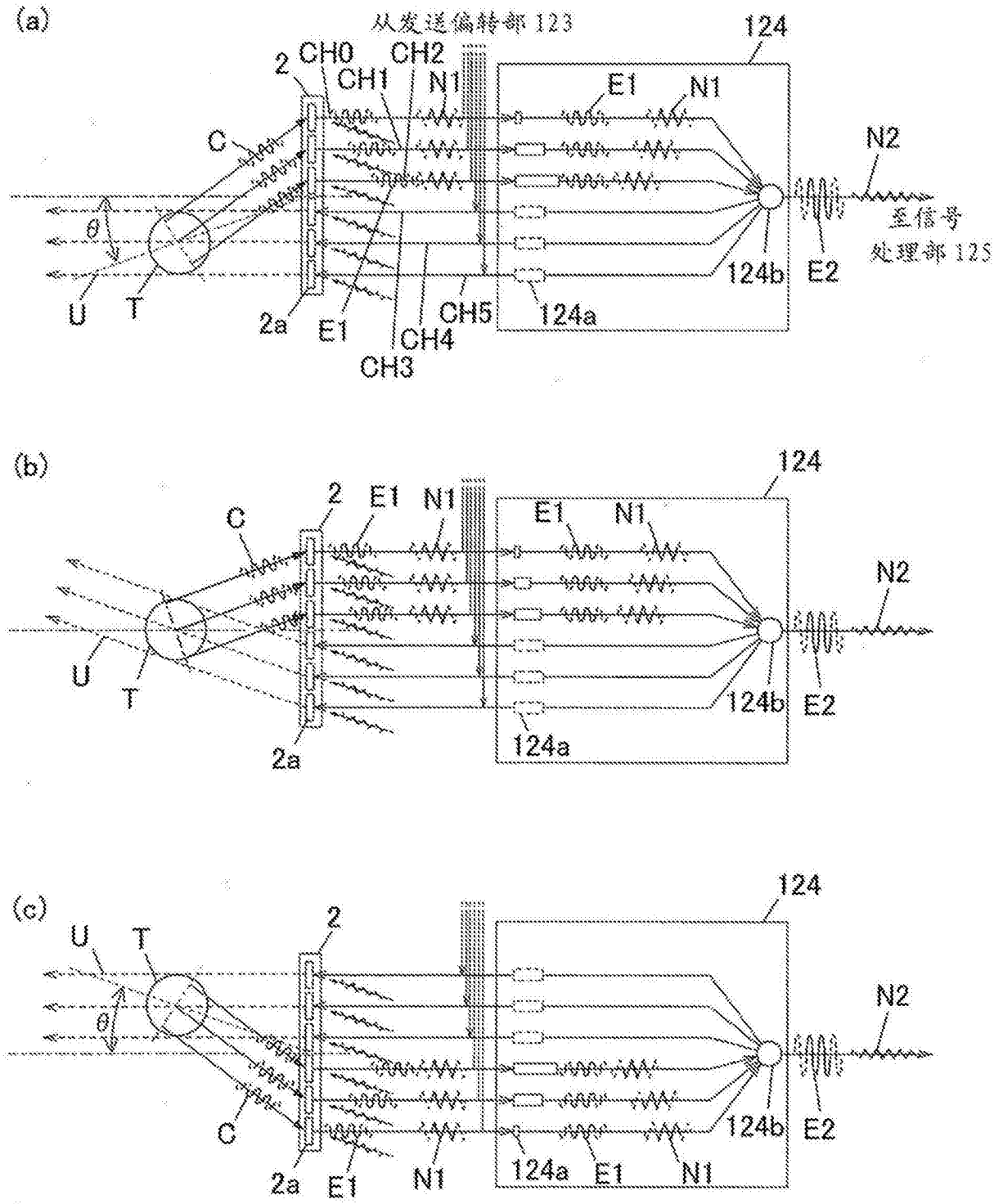


图7

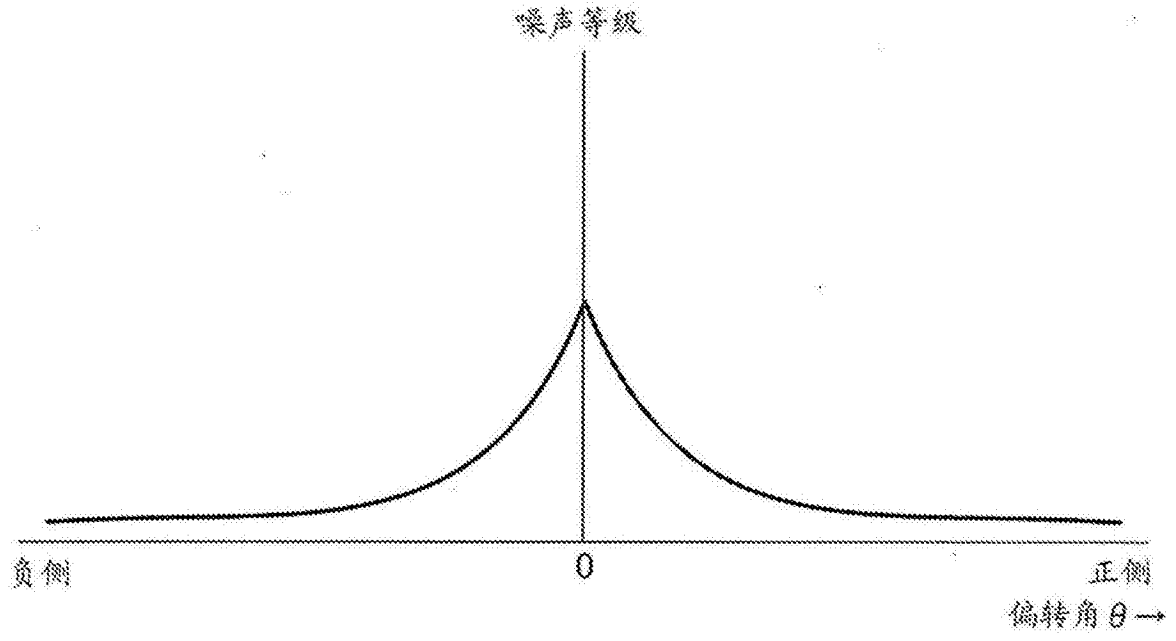


图8

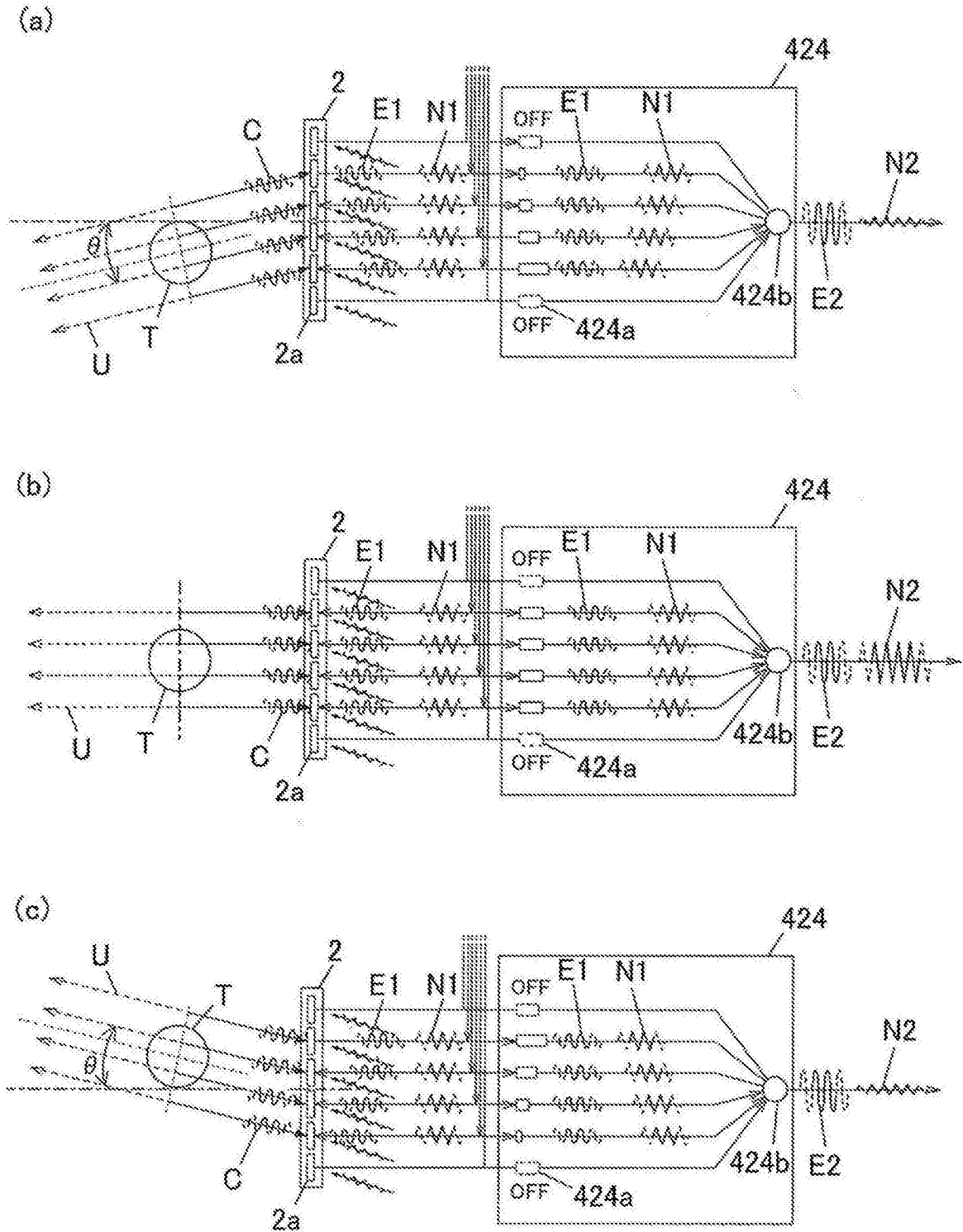


图9

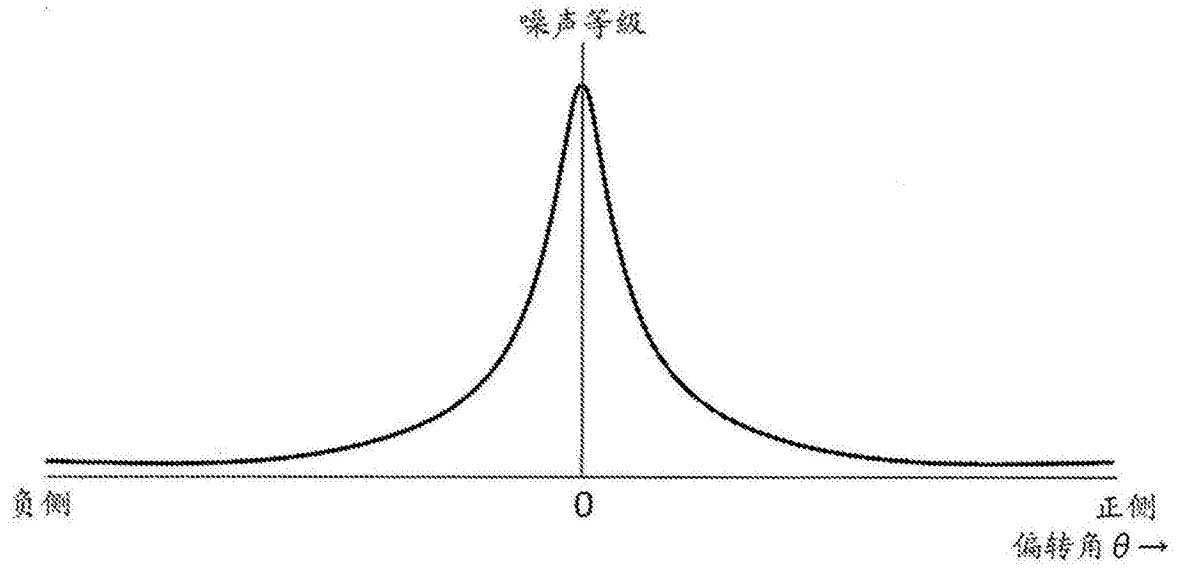


图10

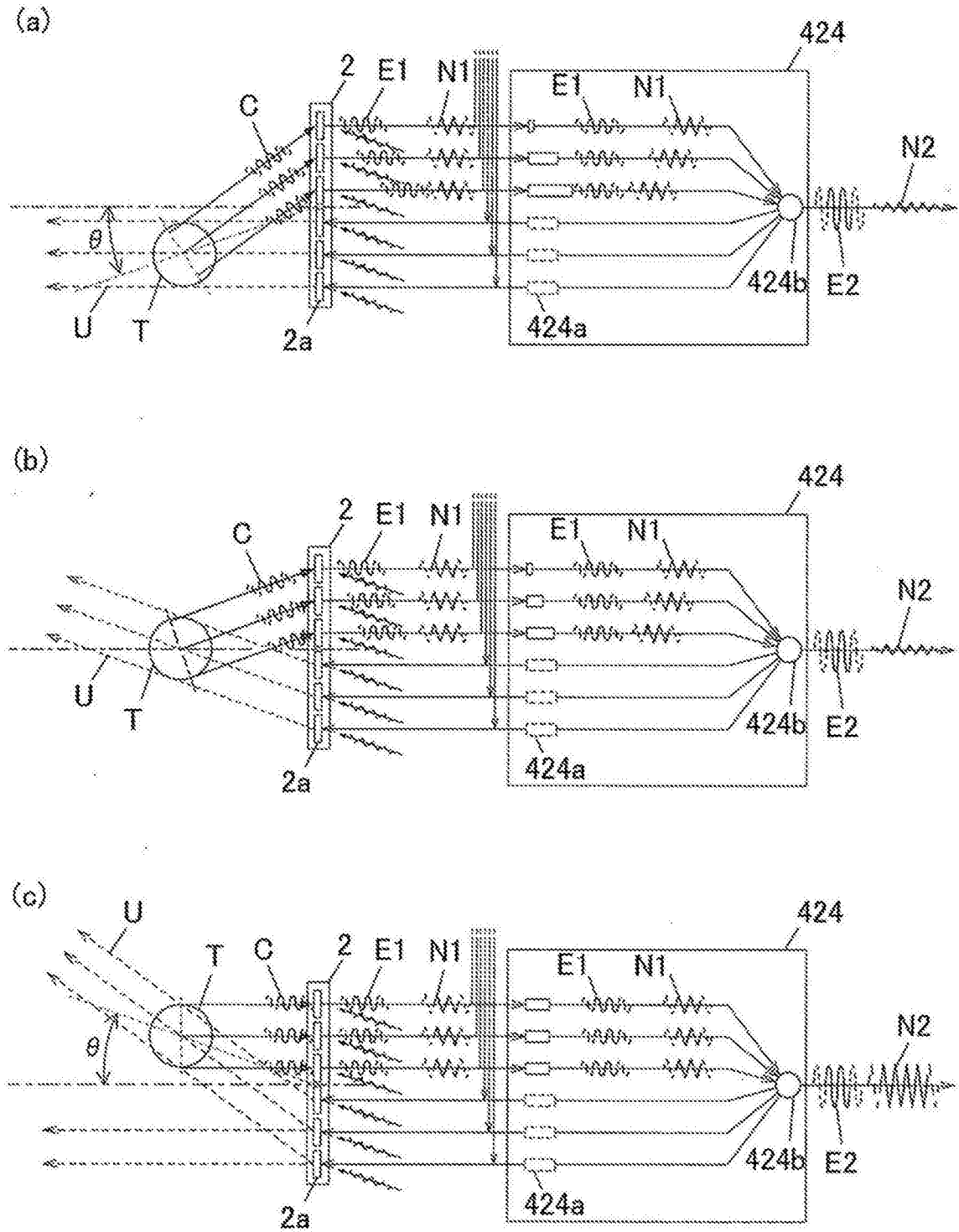


图11

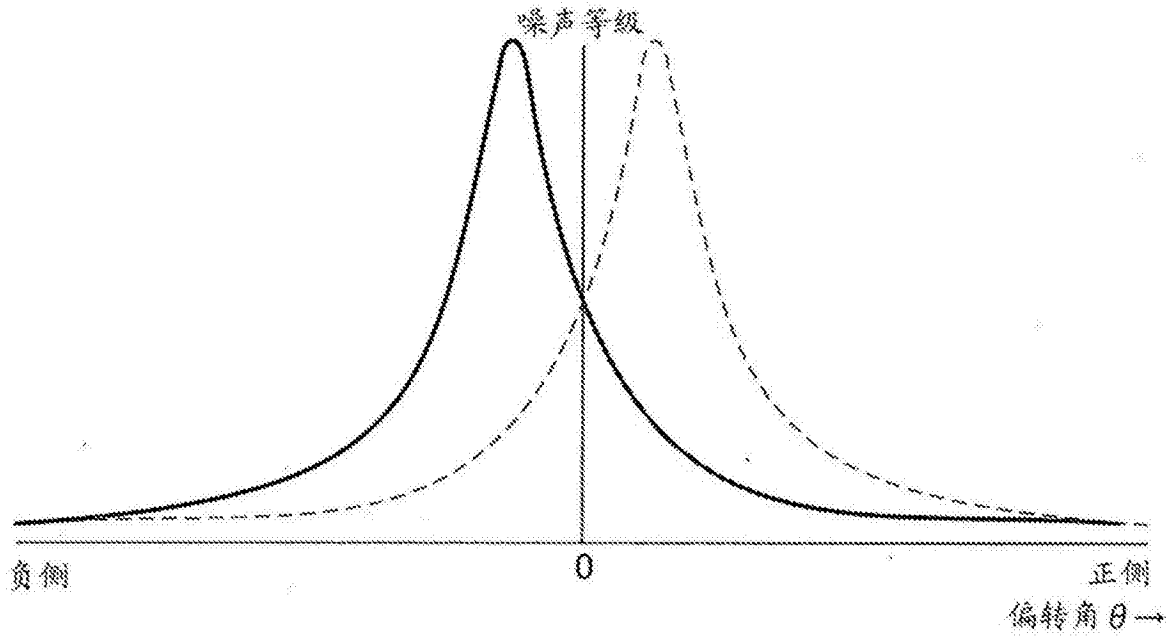


图12

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN105769241A	公开(公告)日	2016-07-20
申请号	CN201610011773.9	申请日	2016-01-08
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
[标]发明人	西村有史 国田政志 伊藤嘉彦 赤羽睦弘 中村恭大		
发明人	西村有史 国田政志 伊藤嘉彦 赤羽睦弘 中村恭大		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/44 A61B8/4444 A61B8/52 A61B8/5215 A61B8/06 A61B8/4472 A61B8/4488 A61B8/4494 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5269 A61B8/54 G01S7/52046 G01S7/52077 G01S15/8915 G01S15/8979 G10K11/346		
代理人(译)	车玲玲		
优先权	2015002790 2015-01-09 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供超声波诊断装置。能够抑制物理元件，并且提高预定的偏转角(θ)中的回波信号中的SN比。在超声波诊断装置中，由偏转控制部(121)根据偏转角，生成使分别输入到由多个振子(2a)构成的多个通道的多个接收信号的相位一致的延迟时间信息，由通道选择部(122)根据偏转角，选择以输入到多个通道的各通道的接收信号的相位不同的方式开通关闭的通道而生成通道选择信息。由接收延迟断续部(124a)根据所生成的延迟时间信息，对各通道的接收信号提供延迟量，根据所生成的通道选择信息，进行各通道的接收信号的开通关闭，由加法部(124b)相加被提供延迟量且被开通的接收信号。

