



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103458795 A

(43) 申请公布日 2013. 12. 18

(21) 申请号 201280013426. X

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 08. 27

A61B 8/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2011-189277 2011. 08. 31 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 09. 16

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2012/005350 2012. 08. 27

(87) PCT申请的公布数据

W02013/031169 JA 2013. 03. 07

(71) 申请人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

(72) 发明人 西垣森绪

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 高迪

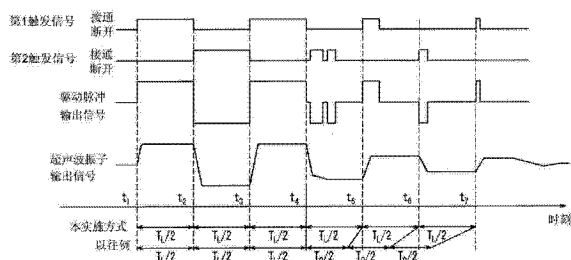
权利要求书2页 说明书8页 附图11页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

具备发送脉冲发生器和触发信号生成器,该发送脉冲发生器向超声波振子施加驱动脉冲输出信号并使超声波照射,触发信号生成器控制发送脉冲发生器并生成使驱动脉冲输出信号输出的触发信号,触发信号生成器在超声波振子的驱动期间结束后的规定的期间中,将多个用于进行使伴随驱动期间结束而产生的超声波振子输出信号的振幅逐渐衰减的控制的触发脉冲添加于触发信号。通过该结构,能够最小限度地保持电路部件的数量,并且抑制在过渡响应中的超声波振子的自由振动。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:

发送脉冲发生器,向超声波振子施加驱动脉冲输出信号来使超声波振子照射超声波;
以及

触发信号生成器,生成触发信号,该触发信号用于控制所述发送脉冲发生器以输出所述驱动脉冲输出信号;

所述触发信号生成器在所述超声波振子的驱动期间结束后的规定期间中,将多个触发脉冲添加于所述触发信号,该触发脉冲用于进行控制以使伴随所述驱动期间结束而产生的超声波振子输出信号的振幅逐渐衰减。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

所述触发脉冲为:在所述超声波振子的驱动期间结束后的规定期间中,将伴随所述驱动期间结束而产生的超声波振子输出信号保持为所述驱动期间中的驱动周期,并使该超声波振子输出信号的振幅逐渐衰减。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,

所述触发脉冲为:在所述超声波振子的驱动期间结束后的规定期间中,设定脉冲开始点、脉冲宽度、脉冲数量以及脉冲休止期间中的至少任一个,从而使伴随所述驱动期间结束而产生的超声波振子输出信号的振幅逐渐衰减。

4. 如权利要求 1 ~ 3 中任一项所述的超声波诊断装置,

所述驱动脉冲输出信号包括正驱动脉冲和负驱动脉冲,

所述发送脉冲发生器具有:

第 1 开关,向所述超声波振子生成所述正驱动脉冲;以及

第 2 开关,向所述超声波振子生成所述负驱动脉冲。

5. 如权利要求 4 所述的超声波诊断装置,

所述触发信号包括控制所述第 1 开关的第 1 触发信号以及控制所述第 2 开关的第 2 触发信号。

6. 如权利要求 5 所述的超声波诊断装置,

所述触发信号为:在所述超声波振子的驱动期间结束后以所述驱动周期的 1/2 周期使所述第 1 开关和所述第 2 开关交替成为接通状态,并按每所述驱动周期的 1/2 周期逐渐减少所述接通状态的时间。

7. 如权利要求 5 所述的超声波诊断装置,

所述触发信号为:在所述驱动期间的所述第 1 开关和所述第 2 开关的接通、断开切换的期间中,使所述第 1 开关和所述第 2 开关同时为断开状态。

8. 如权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

该超声波诊断装置具有替换向所述第 1 开关和所述第 2 开关输入的所述第 1 触发信号和所述第 2 触发信号的开关机构,

通过所述开关机构的控制来进行反向脉冲谐波成像。

9. 如权利要求 5 所述的超声波诊断装置,

所述第 1 触发信号和所述第 2 触发信号的接通、断开频率比所述超声波振子的中心频率低。

10. 如权利要求 5 所述的超声波诊断装置,

所述第 1 触发信号和所述第 2 触发信号的接通、断开频率比所述超声波振子的中心频率高。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及用于医疗用诊断的超声波诊断装置,更详细地是,涉及在超声波诊断装置中生成用于向体内照射的超声波脉冲的技术。

背景技术

[0002] 在医疗领域中,为了进行对象部位的图像诊断而使用超声波诊断装置。图 14 是表示超声波诊断装置的概略结构的框图。超声波振子 1 是相互变换超声波和电的部件,通过线缆 2 与超声波诊断装置本身的发送脉冲发生器 3 以及接收电路 5 连接。发送脉冲发生器 3 是用于通过线缆 2 将作为高电压电脉冲的驱动脉冲序列的驱动脉冲输出信号供给至超声波振子 1 的装置。驱动脉冲输出信号通过在触发信号生成器 104 中生成的触发信号控制发生定时。接收电路 5 放大通过超声波振子 1 对在体内反射的超声波进行电变换而得到的回波信号,并进行波束聚焦等。信号处理部 6 对接收电路 5 的输出信号进行信号处理,算出振幅信息或流程信息等。显示部 7 显示在信号处理部 6 中处理的图像、信息。

[0003] 此外,虽然未图示,但该超声波诊断装置包含操作者用于操作超声波诊断装置的操作部、以及进行整体控制的控制部。

[0004] 在该超声波诊断装置的结构中,从发送脉冲发生器 3 发生的驱动脉冲输出信号的波形有几种类型,根据能够输出哪个波形,决定发送脉冲发生器 3 的内部结构。

[0005] 发送脉冲发生器 3 能够看做将作为来自触发信号生成器 104 的输出的触发信号变换为高电压电脉冲的驱动脉冲输出信号的一种放大器。超声波以外的用途的放大器一般使用线性放大器,但线性放大器存在在电路内部的耗电大、发热等问题,因此在超声波诊断装置中仅有极少一部分使用。作为超声波诊断装置的发送脉冲发生器 3,一般使用的是使用 FET 开关的电路。图 2 是使用 FET 开关的发送脉冲发生器 3 的概略电路图。图 7 是表示在图 2 的电路中的触发信号和驱动脉冲输出信号的时序图。

[0006] 在使用 FET 开关的开关型电路中的驱动脉冲输出信号的波形,大致区分为仅具有正侧或负侧的振幅的单极波形、以及在正负双方具有振幅的双极波形。图 2 的结构是生成双极波形的类型,通过接通第 1FET 开关 11,将向超声波振子 1 的线连接至正电压源,通过接通第 2FET 开关 12,将向超声波振子 1 的线连接至负电压源。发送脉冲发生器 3 通过如图 7 那样交替接通第 1FET 开关 11 和第 2FET 开关 12 而发生驱动脉冲。

[0007] 另一方面,关于单极波形,将输出与正电压源(或负电压源)连接,或通过将用于接地的两个 FET 开关交替接通,由此产生驱动脉冲输出信号。在图 2 的电路中,能够将负电压源接地,通过交替接通两个 FET 开关而生成单极类型的波形。

[0008] 生成单极波形的发送脉冲发生器由于能够仅设为使第 1 触发信号与第 2 触发信号的接通断开反转而得到的信号,因此实质上仅需要触发信号是 1 个类型。因此能够变小电路规模,但因为生成的驱动脉冲输出信号的频率的选择范围狭窄等,最近的使用例变少。

[0009] 另一方面,生成双极波形的发送脉冲发生器由与正电压源、负电压源连接的 2 个 FET 开关构成,因此在驱动脉冲输出信号的发生结束后,将两个 FET 开关设为断开以使不向

超声波探头施加电压。此时,由于发送脉冲发生器的输出变为高阻抗,存在产生过渡的波形的问题。

[0010] 图 8A 是表示将发送脉冲发生器 3 的输出开放的状态的驱动脉冲输出信号的图,在驱动期间结束后,由于在过渡现象期间中充电一点点泄露,电压逐渐接近接地电平。图 8B 是表示在发送脉冲发生器 3 上连接超声波振子 1 的状态下的驱动脉冲输出信号的图,由于超声波振子 1 变为一种共振电路,在驱动期间后,边振动边逐渐衰减。

[0011] 为了抑制该过渡现象部分,提案了如图 9A 所示的结构(例如,参照专利文献 1)。该结构在正电压源与负电压源之间对第 1FET 开关 101、以及第 2FET 开关 102 进行串联连接,第 1FET 开关 101 和第 2FET 开关 102 的连接点与超声波振子 1 连接。该连接点与一方接地的第 3FET 开关 103 连接。

[0012] 图 9B 是表示输入至各 FET 开关的触发信号和供给至超声波振子 1 的驱动脉冲输出信号的时序图。根据驱动脉冲输出信号可知,确认到对过渡现象具有某种程度的效果。但是,存在 FET 开关的数量及其控制信号增加这样的缺点。

[0013] 此外,在驱动期间之后,通过从触发信号发生器使极短的触发信号发生,释放在驱动期间后积蓄的充电的方法也被公开(例如,参照专利文献 2)。但是,根据如图 10 所示的该方法的时序图可知,过渡响应期间虽然减少但仍然残留,特别是连接超声波振子 1 时残留显著。

[0014] 接着,说明使用通过体内的非线性传播发生的谐波的成像。使用谐波的成像,与通常的方法比较,能够使横方向上的分辨率提高。因此,能够在血管或心腔内那样的反射少的部位中观察来自周围的组织的影响少的图像。

[0015] 在谐波成像中存在几个方法,例如通过对接接收信号施加高通滤波器,去除基波成分而仅提取谐波成分的方法等被公开。

[0016] 在用于超声波收发的超声波振子 1 中有收发效率高的部分(频带),该范围的带宽不宽,相对于超声波振子 1 的中心频率为 70% (频带比) 左右。在一般的收发中,在频带的大致中心进行收发,但在使用谐波的成像中,在发送时使用超声波振子 1 的频带的低频侧,在接收时使用超声波振子 1 的频带的高频侧。此外,谐波成像由于使用在体内发生的谐波进行成像,若驱动脉冲输出信号本身包含谐波则画质恶化。

[0017] 超声波诊断装置有作为多普勒血流计或彩流血流影像装置的模式。由于多普勒血流计或彩流血流影像装置的原理或结构已经被公开,省略详细说明,有时也向同一方向收发多次超声波,提取接收信号中的相位变化部分,作为血流而显示。在多普勒血流计以及彩流血流影像装置中,将相位的变化量换算为流速,即使流速相同,若用于收发的频率不同,则相位的变化量改变。具体而言频率越高则相位的变化量越大。

[0018] 进而,在使用 10MHz 左右的比较高的频率收发超声波的情况下,存在被检查者或检查部位的身体组织中散射大,只能得到噪音多的图像的情况。此时,通过使驱动脉冲输出信号的频率下降,能够使噪音减少。

[0019] 相反,使用具有比较低的频带的超声波振子 1,以使方位分辨率提高为目的,有时也通过提高驱动脉冲的频率,使从超声波振子 1 发生的超声波脉冲的频率比超声波振子 1 的中心频率高。即,不限于使用超声波振子 1 的中心频率。

[0020] 如上述那样,在如图 2 所示的发送脉冲发生器 3 的情况下,若在驱动期间之后断开

双方的 FET 开关,则所述那样的过渡响应(过渡响应期间)继续。该过渡响应如图 11A ~ 图 11C 所示,与驱动期间的频率(周期: $T_L > T_0$, $T_H < T_0$)无关,为超声波振子 1 的自由振动的周期 T_0 、即频率变为超声波振子 1 的中心频率 f_0 附近的频率。

[0021] 图 12A 是驱动期间的频率,为如图 11A 那样是超声波振子 1 的自由振动的周期 T_0 (频率: f_0) 的情况的频谱,成为单峰的特性。

[0022] 对此,图 12B 是以如图 11B 那样比超声波振子 1 的自由振动的周期 T_0 (频率 f_0) 低的频率 f_L 驱动的情况的频谱,除了驱动频率 f_L 附近的成分之外还包含高频成分。

[0023] 相反,图 12C 是以如图 11C 那样比超声波振子 1 的自由振动的周期 T_0 (频率 f_0) 高的频率 (f_H) 驱动的情况,除了驱动频率 f_H 附近的成分之外还包含低频成分。

[0024] 特别是,在谐波成像中,驱动脉冲输出信号本身包含高频的情况与画质的恶化相联系。此外,在多普勒血流计或彩流血流影像装置中,在驱动脉冲输出信号中包含高频率,导致在接收信号中也变得同样包含高频率,产生不能求得准确的血流速度的问题。

[0025] 进而,使用比较高的频率进行发送的结果,在由于被检查者或检查部位而噪音多的情况下,即使使用比超声波振子的中心频率低的发送频率,由于上述那样的超声波振子 1 的过渡现象而包含高频率,因此还产生不能得到期望的效果的问题。

[0026] 关于这些问题的现有的解决方法下述叙述。在如图 9A 所示的发送脉冲发生器 3 的情况下,虽然与 FET 开关为 2 个的结构相比确认到有效果,但由于与线缆和地连接的 FET 开关 103 的阻抗与超声波振子不同,存在不能期待足够的效果的问题。此外,在如图 10 所示的方式中不能期待足够的效果。

[0027] 为了解决该问题,使用电感器的方法被公知(例如,参照专利文献 3)。图 13 是表示使用该方法的超声波检测仪的结构框图。通过在发送脉冲发生器 114 以及接收电路 115 与超声波振子 111 之间插入将电感器 113 与开关 112 并联的电路,改变电固有振动频率。发送时使用电感器 113 而降低固有振动频率,接收时通过接通开关 112 使电感器 113 无效。

[0028] 在先技术文献

[0029] 专利文献

[0030] 专利文献 1 :特开平 11-342127 号公报

[0031] 专利文献 2 :特开平 2002-315748 号公报

[0032] 专利文献 3 :特开平 8-182680 号公报

[0033] 发明的概要

[0034] 发明要解决的课题

[0035] 但是,若是如图 13 所示的结构,除了开关或电感器的电路元件数量增加之外,产生由于在发送与接收的定时需要开关的切换而发生切换噪声的问题。

发明内容

[0036] 本发明用于解决上述现有的问题,其目的在于,提供一种超声波诊断装置,将电路部件的数量保持在最小限度,并且通过抑制在过渡响应中超声波振子的自由振动,能够将振动的频率保持为稳定时的频率。

[0037] 用于解决课题的手段

[0038] 本发明的超声波诊断装置为了解决上述课题,其特征在于,具有:发送脉冲发生

器,向超声波振子施加驱动脉冲输出信号并使超声波照射;以及触发信号生成器,生成控制所述发送脉冲发生器并使所述驱动脉冲输出信号输出的触发信号,所述触发信号生成器在所述超声波振子的驱动期间结束后的规定的期间中,将多个用于进行使伴随所述驱动期间结束而产生的超声波振子输出信号的振幅逐渐衰减的控制的触发脉冲添加于所述触发信号。

[0039] 此外,其结构也可以是,所述触发脉冲在所述超声波振子的驱动期间结束后的规定期间中,在保持所述驱动期间中的驱动周期的状态下,使伴随所述驱动期间结束而产生的超声波振子输出信号的振幅逐渐衰减。

[0040] 此外,其结构也可以是,所述触发脉冲在所述超声波振子的驱动期间结束后的规定期间中,通过设定脉冲开始点、脉冲宽度、脉冲数量、以及脉冲休止期间中的至少任一个,使伴随所述驱动期间结束而产生的超声波振子输出信号的振幅逐渐衰减。

[0041] 此外,其结构也可以是,所述驱动脉冲输出信号具有正驱动脉冲与负驱动脉冲,所述发送脉冲发生器具有向所述超声波振子生成所述正驱动脉冲的第1开关、以及生成所述负驱动脉冲的第2开关。

[0042] 此外,其结构也可以是,所述触发信号具有控制所述第1开关的第1触发信号以及控制所述第2开关的第2触发信号。

[0043] 此外,其结构也可以是,所述触发信号在所述超声波振子的驱动期间结束后将所述第1开关和所述第2开关以所述驱动周期的1/2的周期交替接通,按每所述驱动周期的1/2的周期将所述接通状态的时间逐渐减少。

[0044] 此外,其结构也可以是,所述触发信号在切换所述驱动期间的所述第1开关和所述第2开关的接通/断开的期间中,使所述第1开关与所述第2开关同时为断开状态。

[0045] 此外,其结构也可以是,具有替换输入至所述第1开关和所述第2开关的所述第1触发信号和第2触发信号的开关机构,通过所述开关机构的控制进行反向脉冲谐波成像。

[0046] 此外,其结构也可以是,所述第1触发信号和所述第2触发信号的接通/断开频率比所述超声波振子的中心频率低。此外,其结构也可以是,所述第1触发信号和所述第2触发信号的接通/断开频率比所述超声波振子的中心频率高。

[0047] 发明效果

[0048] 根据本发明,能够在驱动期间结束后施加对应于驱动期间的频率的脉冲,将电路元件数量保持在最小限度,并且抑制在过渡响应中的超声波振子的自由振动而将超声波的频率保持为稳定时的频率。其结果,能够描绘或计测良好的画质的超声波图像。

附图说明

[0049] 图1是表示本发明的实施方式1的超声波诊断装置的结构框图。

[0050] 图2是表示本发明的实施方式1的超声波诊断装置的发送脉冲发生器的结构的电路图。

[0051] 图3是表示本发明的实施方式1的超声波诊断装置的动作的时序图。

[0052] 图4是表示本发明的实施方式2的超声波诊断装置的动作的时序图。

[0053] 图5是表示本发明的实施方式3的超声波诊断装置的发送脉冲发生器的结构的电路图。

- [0054] 图 6 是表示本发明的实施方式 4 的超声波诊断装置的动作的时序图。
- [0055] 图 7 是表示现有的超声波诊断装置的动作的时序图。
- [0056] 图 8A 是表示在现有的超声波诊断装置中使输出开放的状态的驱动脉冲输出信号的图。
- [0057] 图 8B 是表示在现有的超声波诊断装置中连接超声波振子的状态的驱动脉冲输出信号的图。
- [0058] 图 9A 是表示其他现有的超声波诊断装置中的发送脉冲发生器的结构的电路图。
- [0059] 图 9B 是表示其他现有的超声波诊断装置的动作的时序图。
- [0060] 图 10 是表示现有的超声波诊断装置的动作的时序图。
- [0061] 图 11A 是表示在现有的超声波诊断装置中的驱动脉冲的输出信号的图。
- [0062] 图 11B 是表示在现有的超声波诊断装置中的驱动脉冲的输出信号的图。
- [0063] 图 11C 是表示在现有的超声波诊断装置中的驱动脉冲的输出信号的图。
- [0064] 图 12A 是表示从超声波振子输出的超声波谱的图。
- [0065] 图 12B 是表示从超声波振子输出的包含低频成分的超声波谱的图。
- [0066] 图 12C 是表示从超声波振子输出的包含高频成分的超声波谱的图。
- [0067] 图 13 是表示现有的再其他超声波诊断装置的发送脉冲发生器的结构的电路图。
- [0068] 图 14 是表示现有的超声波诊断装置的结构概略框图。

具体实施方式

[0069] 以下,参照附图说明本发明的超声波诊断装置的实施方式。

[0070] (实施方式 1)

[0071] 本发明的实施方式 1 的超声波诊断装置是如图 1 所示的结构,与现有的结构大致相同。触发信号生成部 104 以外的结构使用与图 14 相同的标记表示。即,发送脉冲发生器 3 如图 2 所示,在正电压源与负电压源之间串联连接第 1FET 开关 11 与第 2FET 开关 12。向第 1FET 开关 11 输入第 1 触发信号,向第 2FET 开关 12 输入第 2 触发信号。第 1FET 开关 11 与第 2FET 开关 12 的连接点连接至超声波振子 1。

[0072] 本实施方式具有的特征在于,用于进行发送脉冲发生器 3 的转换而由触发信号生成器 4 生成的触发信号的定时。图 3 是表示本实施方式的超声波诊断装置的发送脉冲发生器 3 的输出信号(驱动脉冲输出信号)、触发信号、来自超声波振子 1 的输出信号(超声波振子输出信号)的时序图。时刻 $t_1 \sim t_4$ 是驱动期间,在时刻 t_4 驱动期间结束。

[0073] 在本实施方式中,作为驱动脉冲输出信号,使用具有比超声波振子 1 的固有振动的周期 T_0 长的周期 T_L 的信号。即,发送频率使用比超声波振子 1 的固有振动的频率 f_0 低的信号。

[0074] 驱动期间结束(时刻 t_4)后,基于触发信号生成器 4 保持的规定的的数据,发生比 $T_L/2$ 短的脉冲作为第 1 触发信号、第 2 触发信号。此时,调整脉冲的开始点、脉冲长度、脉冲数量、其间的休止间隔,以使超声波振子输出信号在保持周期 T_L 的状态下逐渐变小。

[0075] 具体而言,触发信号生成器 4 在驱动期间正要结束的期间为第 1 触发信号接通且第 2 触发信号断开的情况下,在接着的 $T_L/2$ 期间中生成断开状态的第 1 触发信号、以及接通时间比 $T_L/2$ 短的第 2 触发信号。接着,按每个 $T_L/2$ 期间,第 1 触发信号与第 2 触发信号

交替地重复接通与断开。此时,以接通时间逐渐变短的方式生成信号。另外,也可以使用时刻 $t_4 \sim t_5$ 的第 2 触发信号那样的多个脉冲。

[0076] 通过基于这样的触发信号在发送脉冲发生器 3 中使驱动脉冲输出信号发生,超声波振子输出信号在保持周期 TL 的状态下振幅逐渐减少。因此,能够不发生无用的高频成分,得到高品质的谐波图像。即,在对血管内或心腔内的谐波成像中,能够描绘炫光少的良好的图像。

[0077] 此外,即使在将该方法不用于谐波成像的情况下,能够通过低频率的收发得到噪声小的信号,因此可得到高品质的超声波图像。

[0078] 此外,能够在多普勒血流计或彩流血流影像装置中进行流速误差小的良好的计测。

[0079] 此外,通过使用比振子的自由振动频率高的发送频率进行方位分辨率的良好的收发,能够得到横方向的恶化小的高品质的图像。

[0080] 另外,在本实施方式中表示了以下结构:通过抑制 FET 开关的接通时间、即触发脉冲的宽度,控制为被照射的超声波信号是与驱动期间相同周期的信号且振幅逐渐变小。本实施方式不限于该例,也可以设定脉冲开始点、脉冲宽度、脉冲数量、脉冲休止间隔,使得被照射的超声波信号是与驱动期间相同周期的信号且振幅逐渐变小。

[0081] (实施方式 2)

[0082] 本发明的实施方式 2 的超声波诊断装置是与实施方式 1 的超声波诊断装置相同的结构,其特征在于,触发信号的驱动定时不同。

[0083] 在本发明的实施方式 1 中使用的超声波诊断装置的发送脉冲发生器,存在若在图 2 的发送脉冲发生器中双方的 FET 开关的接通状态重合则流过大电流的情况。

[0084] 双方的 FET 开关同时变为接通状态的现象,由于先接通的 FET 开关断开的定时延迟,此外,后接通的 FET 开关接通的定时过早引起。

[0085] 为了解决该问题,使用如图 4 那样的触发信号。即,将第 1 触发信号在第 2 触发信号接通的时刻 t_2 稍前断开,设置第 1 触发信号与第 2 触发信号一起断开的状态。同样,将第 2 触发信号在第 1 触发信号接通的时刻 t_3 稍前断开,设置第 1 触发信号与第 2 触发信号一起断开的状态。

[0086] 通过这样向 2 个 FET 开关接通的定时的控制提供间隙,能够避免双方的 FET 开关同时变为接通状态。

[0087] 另外,通过实施上述方案,也存在双方的 FET 开关变为断开的瞬间发生,但由于双方的 FET 开关同时变为断开基本不引起问题,所以不成为问题。

[0088] 此外,如图 4 所示,驱动期间结束后,通过使用如图 3 所示的同样的触发信号,能够防止驱动期间中的频率以外的频率发生。

[0089] (实施方式 3)

[0090] 本发明的实施方式 3 的超声波诊断装置是实施方式 1 的超声波诊断装置的触发信号经过交叉点开关输入至 FET 开关的结构。

[0091] 如实施方式 1 以及 2 那样,将超声波振子输出信号优化,即能够抑制自由振动。但是,在照射使相位互相反转的超声波的反向脉冲方式的谐波成像中,需要替换第 1 触发信号与第 2 触发信号,用于生成用于进行缓和和控制等的触发信号的数据量变多。从而,发生需

要大量未图示的存储器容量的问题。本实施方式为了解决该问题,使用如图 5 所示的交叉点开关(CPS) 13。

[0092] 从如图 1 所示的触发信号生成器 4 输出的第 1 触发信号与第 2 触发信号被输出至交叉点开关 13。交叉点开关 13 内部的连接如图 5 所示。即,由 2 个 1:2 连接的开关构成,2 个开关联动而动作。在 2 个开关连接至 a 侧的情况下,如通常那样第 1 触发信号输入至第 1FET 开关 11,第 2 触发信号输入至第 2FET 开关 12。与此相对,若 2 个开关连接至 b 侧,则第 1 触发信号输入至第 2FET 开关 12,第 2 触发信号输入至第 1FET 开关 11,因此输出极性反转的脉冲。

[0093] 通过这样预先存储切换开关的连接的定时,不断将第 1 触发信号接通,并将第 2 触发信号断开,能够通过切换交叉点开关 13 而控制 FET 开关。从而,能够将 2 个触发信号通过交叉点开关 13 的切换得到同等的效果,因此用于控制的数据量为一半即可,能够削减存储器容量。

[0094] 另外,驱动期间结束的控制通过进行控制以使接通状态的触发信号变为部分断开,能够进行与实施方式 1、2 相同的控制。

[0095] (实施方式 4)

[0096] 本发明的实施方式 4 的超声波诊断装置是与实施方式 1 的超声波诊断装置相同的结构,其特征在于,使用的驱动脉冲输出信号的频率、以及触发信号的驱动定时不同。即,使用周期比作为超声波振子 1 的固有振动周期 T_0 短的 T_H 的驱动脉冲输出信号。即,假设驱动脉冲输出信号的频率比超声波振子 1 的固有频率 f_0 高。

[0097] 图 6 是表示来自本实施方式的超声波诊断装置的发送脉冲发生器 3 的驱动脉冲输出信号、触发信号、来自超声波振子 1 的超声波振子输出信号的时序图。时刻 $t_{11} \sim t_{14}$ 是驱动期间,在时刻 t_{14} 驱动期间结束。驱动脉冲输出信号是来自发送脉冲发生器 3 的输出信号。超声波振子输出信号是从超声波振子 1 被输出的超声波信号。

[0098] 在驱动期间结束(时刻 t_{14})后,第 1 触发信号、第 2 触发信号发生比 $T_H/2$ 短的脉冲。此时,调整脉冲的开始点、脉冲长度、脉冲的数量、其间的休止间隔,使得超声波振子输出信号在保持周期 T_H 的状态下逐渐变小。具体而言,在驱动期间正要结束的期间为第 1 触发信号接通且第 2 触发信号断开的情况下,发送脉冲发生器 3 在之后的 $T_H/2$ 期间中,生成断开状态的第 1 触发信号和接通时间比 $T_H/2$ 短的第 2 触发信号。然后,以按每个 $T_H/2$ 期间接通的信号在第 1 触发信号与第 2 触发信号中交替变化、且接通时间逐渐变短的方式生成信号。另外,也可以使用像时刻 $t_{14} \sim t_{15}$ 的第 2 触发信号那样的多个脉冲。

[0099] 通过这样使触发信号发生,超声波振子输出信号保持周期 T_H ,振幅逐渐减少。因此,不发生比驱动期间的周期 T_H 低的频率成分,能够保持与驱动时相同的频率,能够得到横分辨率优良的高质量的超声波图像。

[0100] 工业实用性

[0101] 本发明具有即使在驱动期间结束后也能够抑制照射驱动期间中的频率以外的频率的超声波的效果,特别是能够用于进行谐波成像的超声波诊断装置。

[0102] 附图标记说明

[0103] 1 超声波振子

[0104] 2 线缆

- [0105] 3 发送脉冲发生器
- [0106] 4 触发信号生成器
- [0107] 5 接收电路
- [0108] 6 信号处理部
- [0109] 7 显示部
- [0110] 11 第 1FET 开关
- [0111] 12 第 2FET 开关
- [0112] 13 交叉点开关

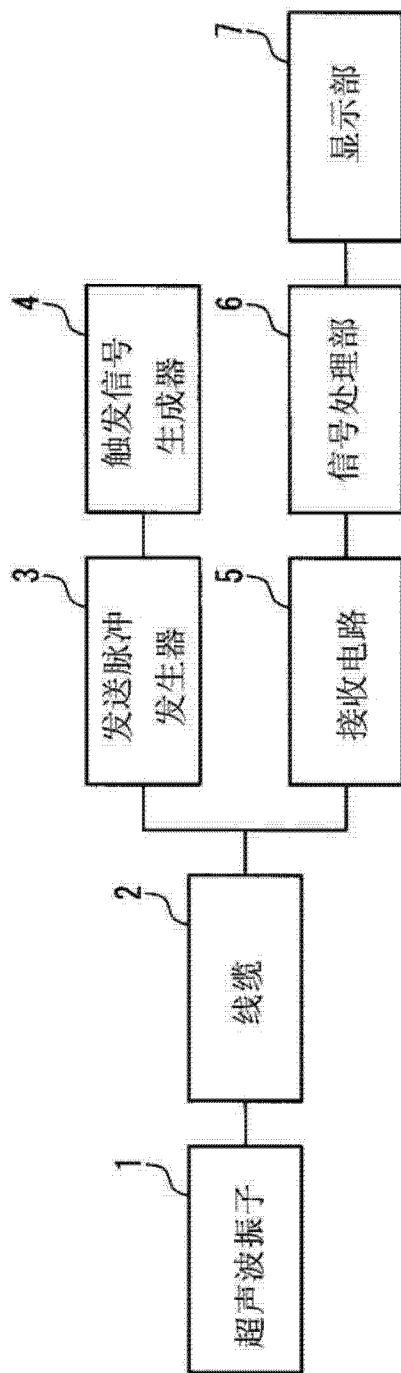


图 1

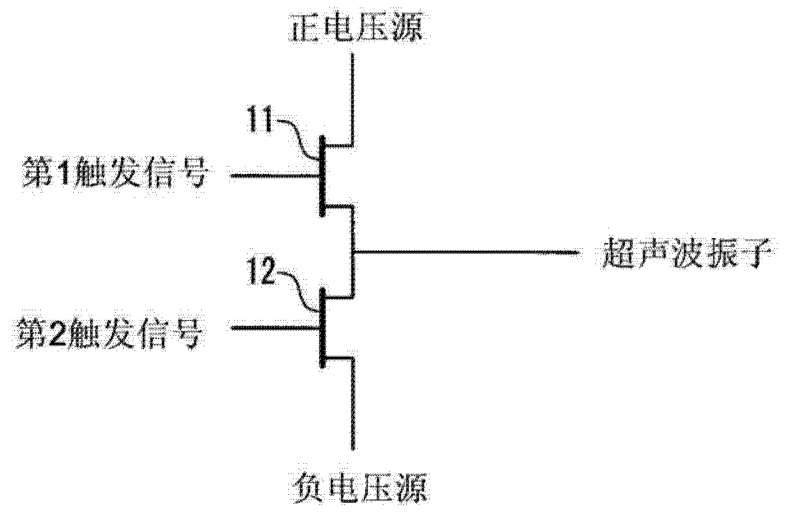


图 2

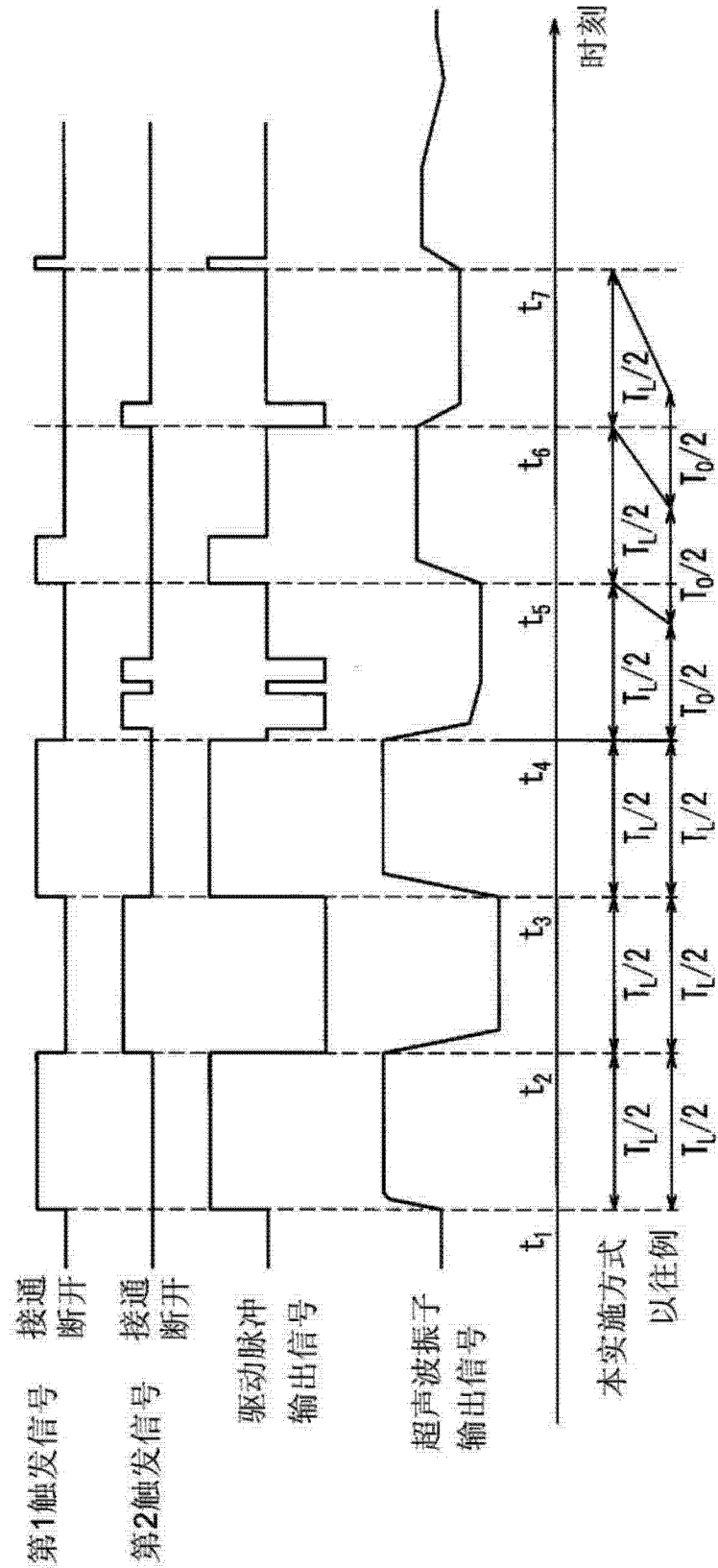


图 3

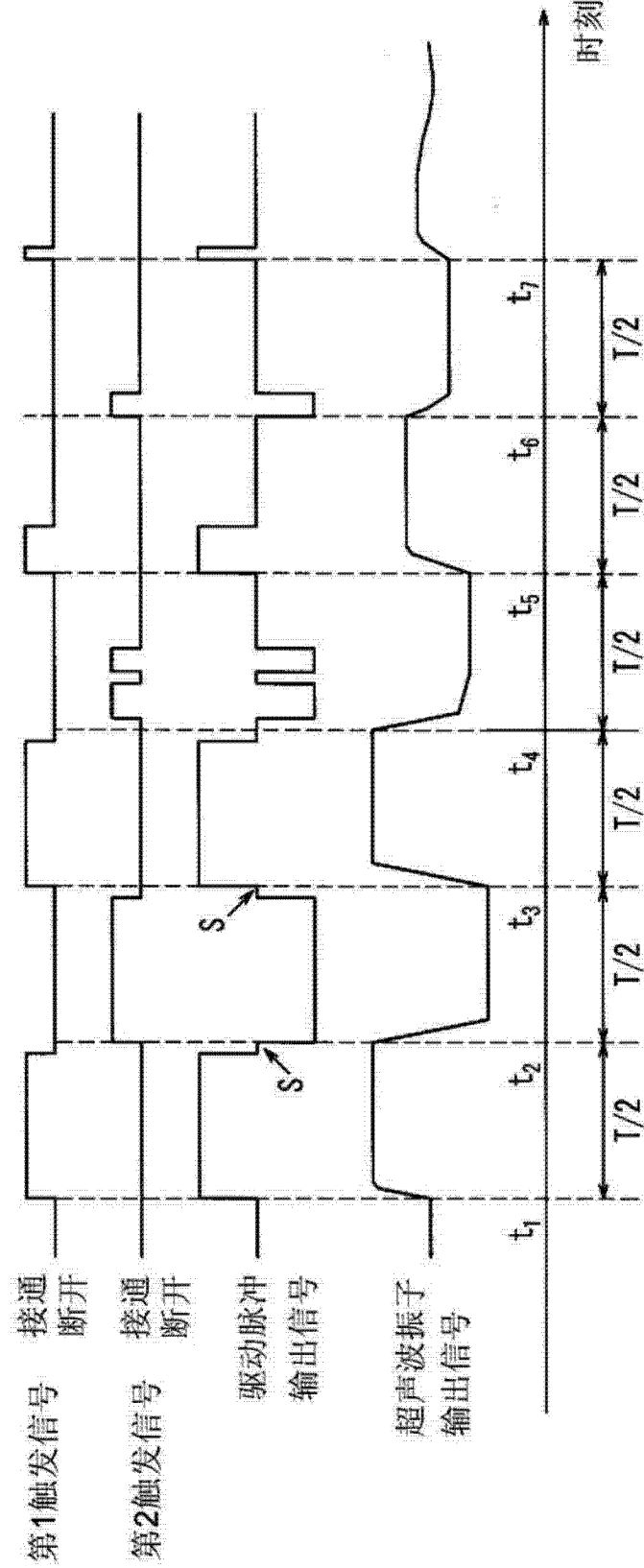


图 4

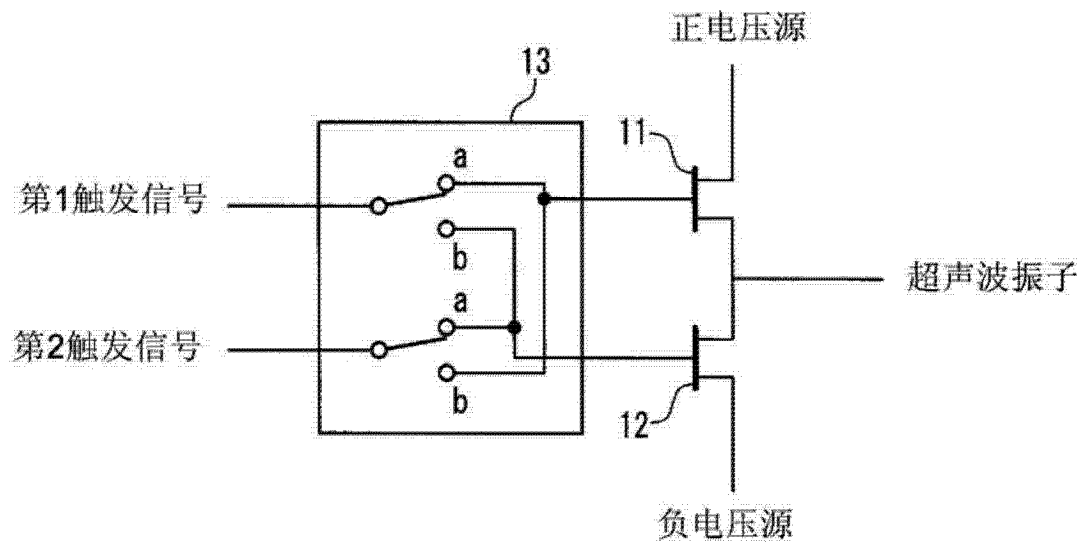


图 5

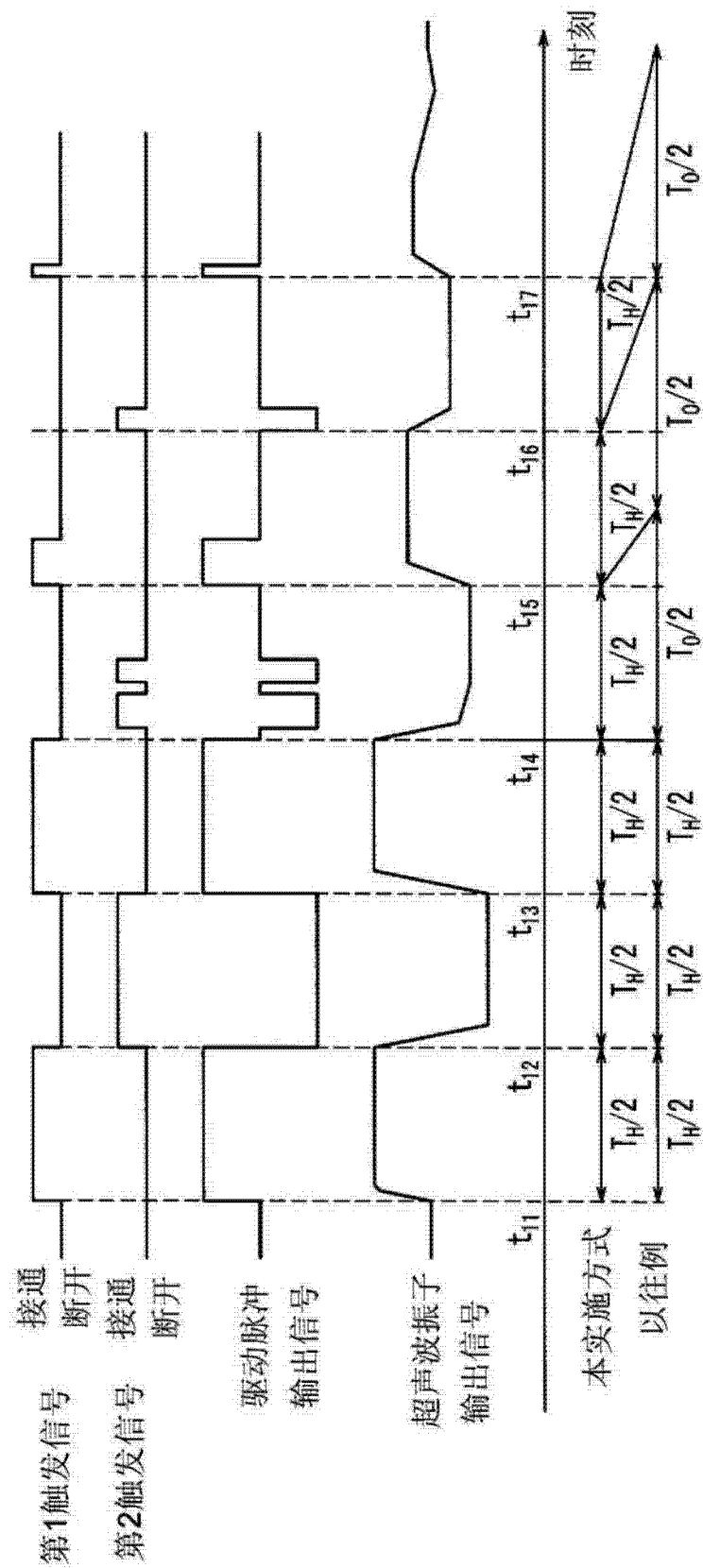


图 6

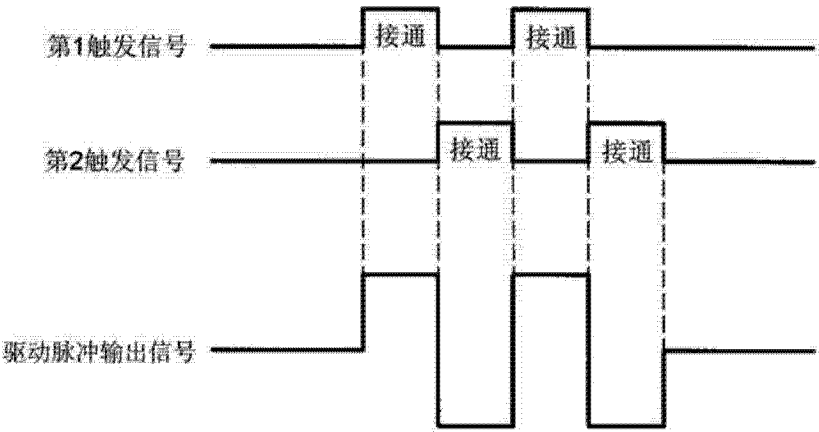


图 7

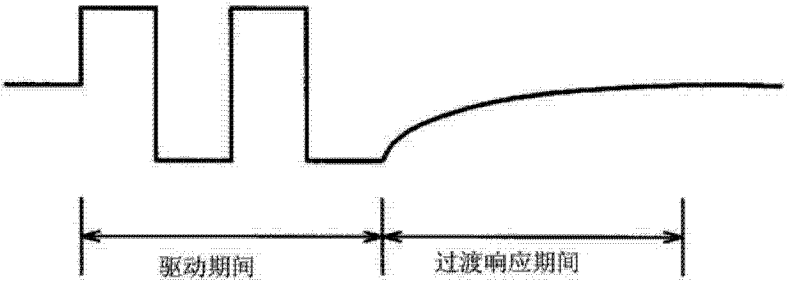


图 8A

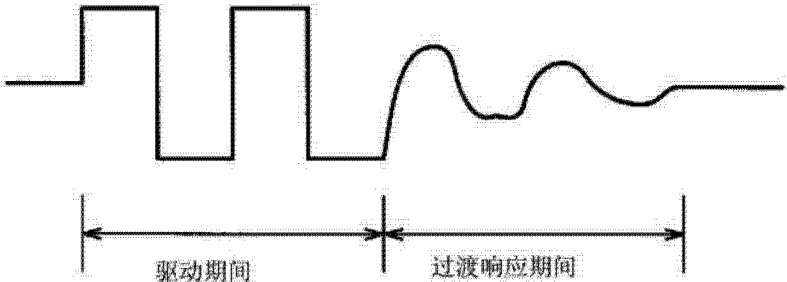


图 8B

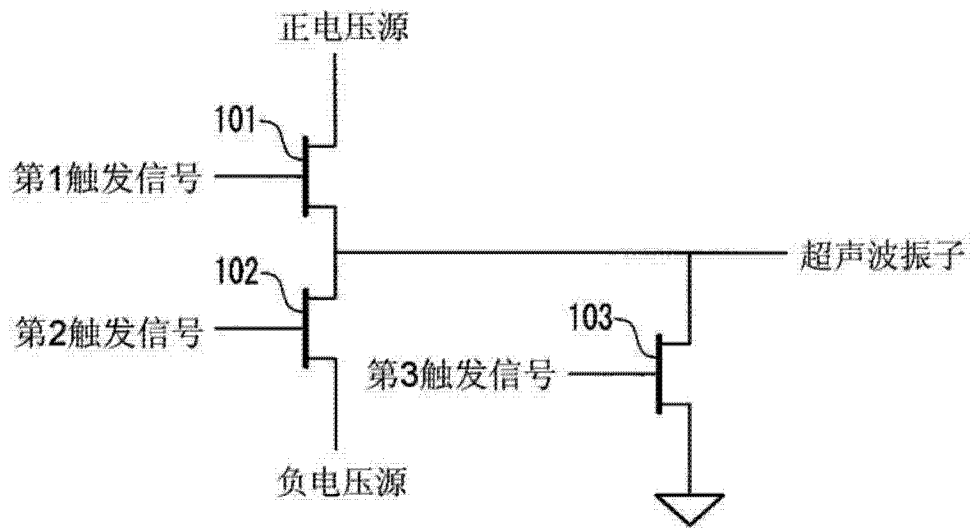


图 9A

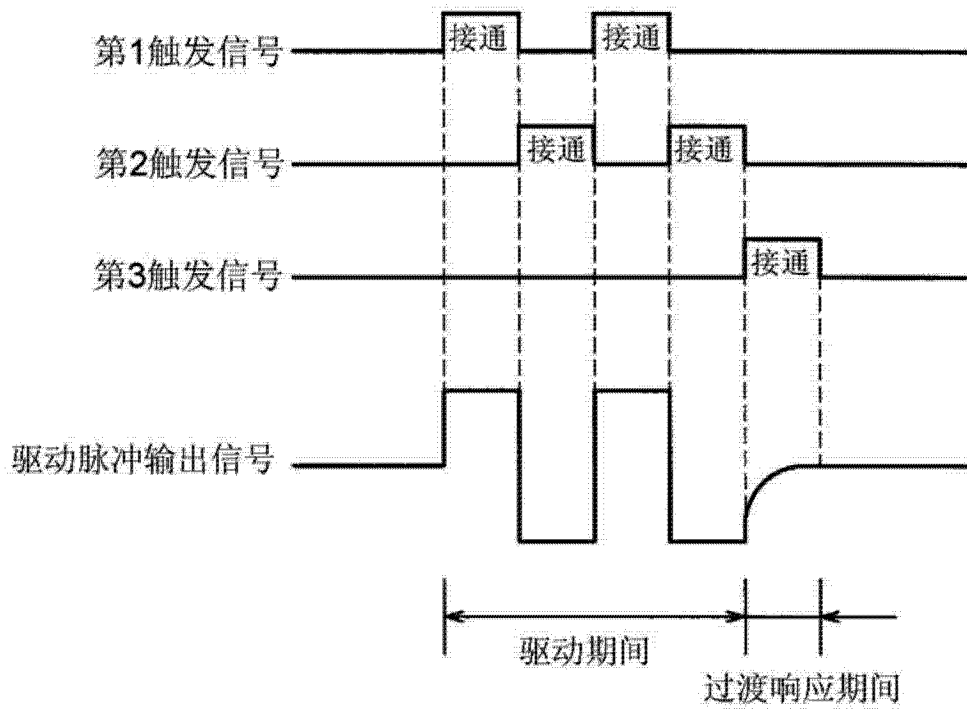


图 9B

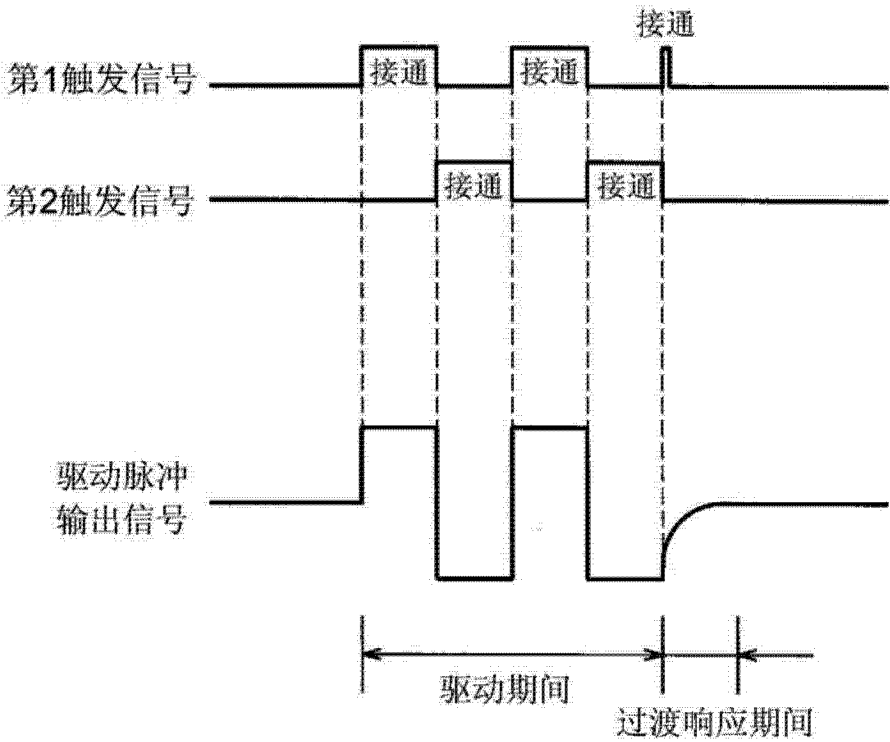


图 10

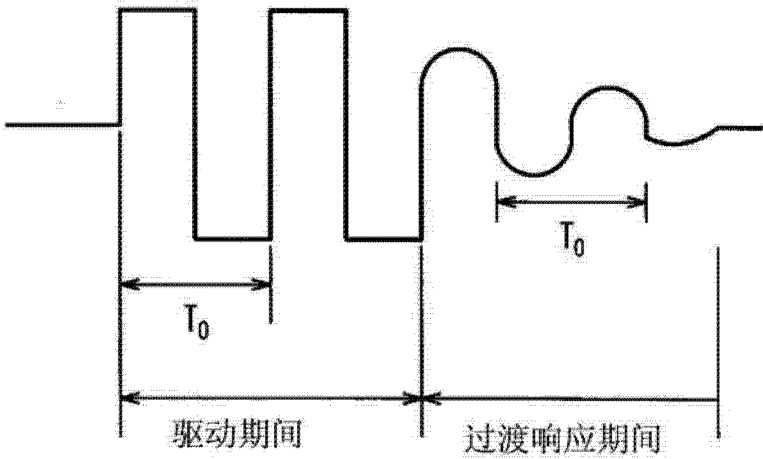


图 11A

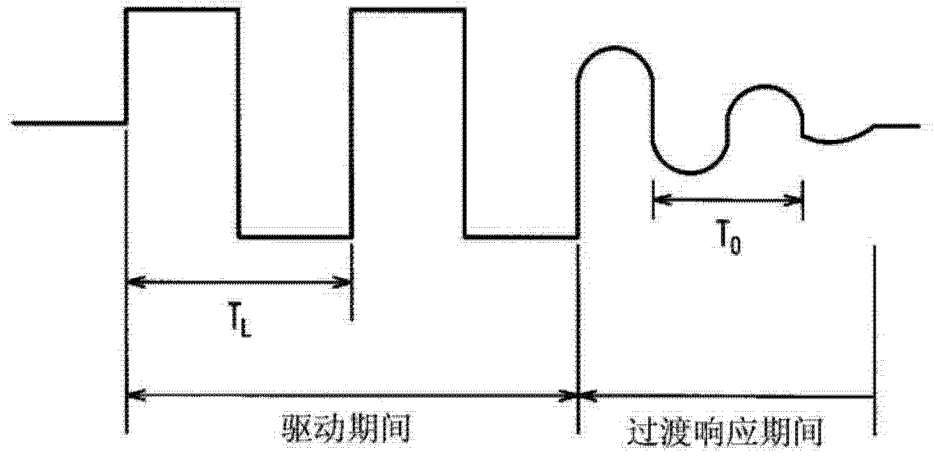


图 11B

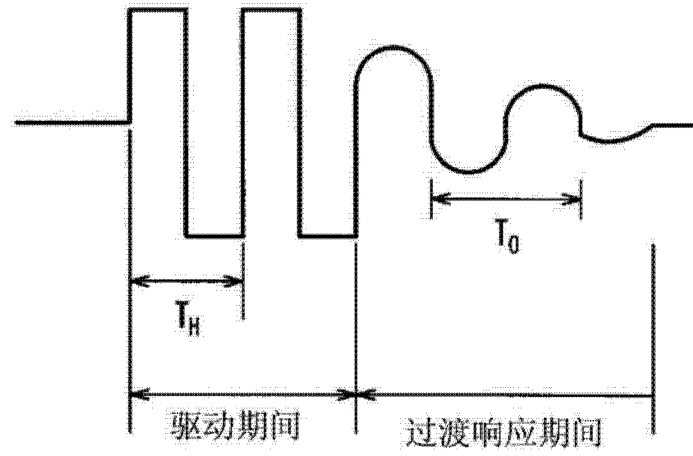


图 11C

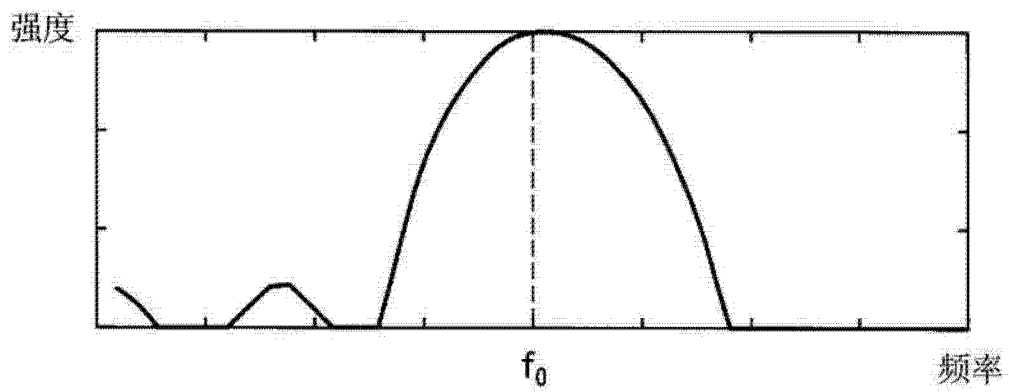


图 12A

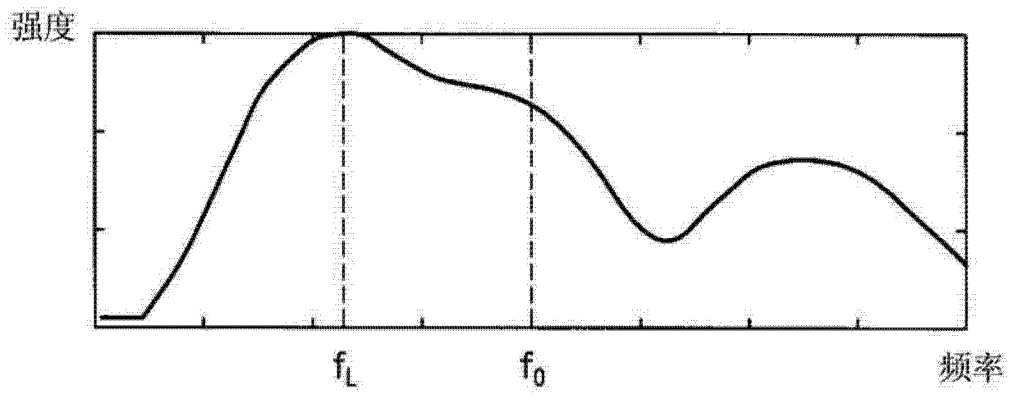


图 12B

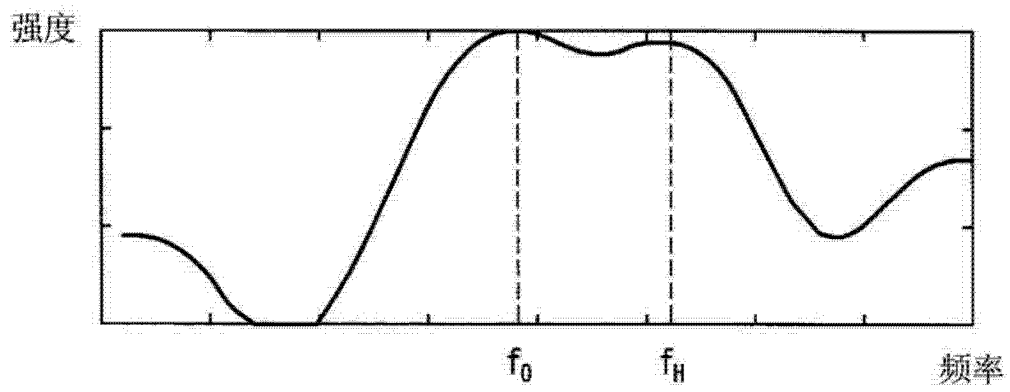


图 12C

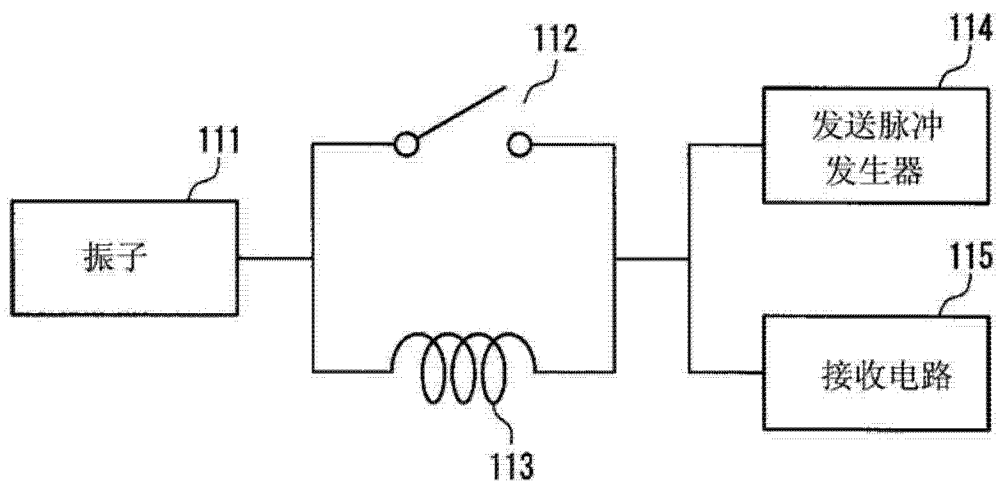


图 13

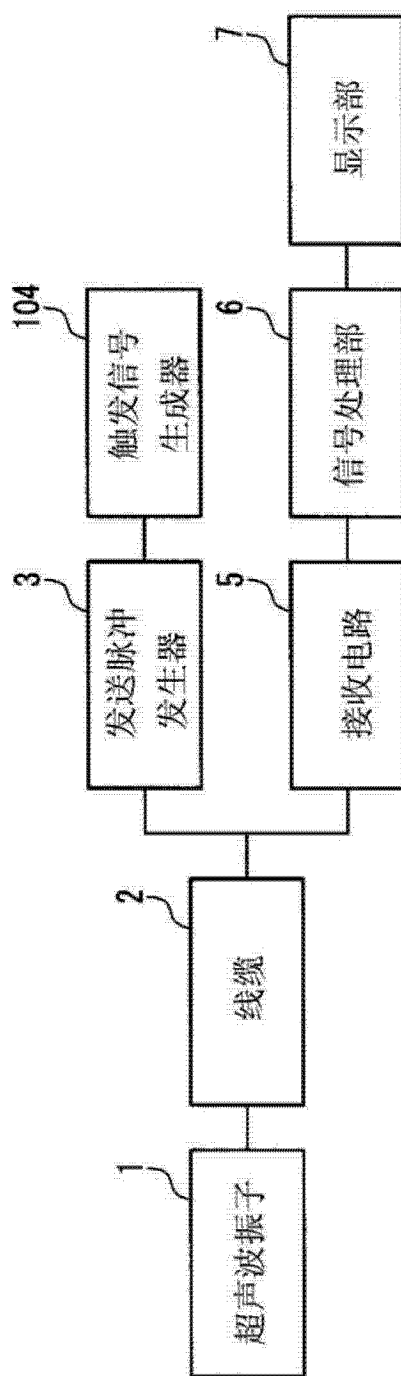


图 14

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN103458795A	公开(公告)日	2013-12-18
申请号	CN201280013426.X	申请日	2012-08-27
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
[标]发明人	西垣森绪		
发明人	西垣森绪		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4483 B06B1/0215 B06B2201/30 B06B2201/76		
代理人(译)	高迪		
优先权	2011189277 2011-08-31 JP		
其他公开文献	CN103458795B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

具备发送脉冲发生器和触发信号生成器，该发送脉冲发生器向超声波振子施加驱动脉冲输出信号并使超声波照射，触发信号生成器控制发送脉冲发生器并生成使驱动脉冲输出信号输出的触发信号，触发信号生成器在超声波振子的驱动期间结束后的规定的期间中，将多个用于进行使伴随驱动期间结束而产生的超声波振子输出信号的振幅逐渐衰减的控制的触发脉冲添加于触发信号。通过该结构，能够最小限度地保持电路部件的数量，并且抑制在过渡响应中的超声波振子的自由振动。

