



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1957851 B

(45) 授权公告日 2012. 08. 22

(21) 申请号 200610142936. 3

审查员 李基沛

(22) 申请日 2006. 10. 31

(30) 优先权数据

2005-317651 2005. 10. 31 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 岩间信行

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 曲瑞

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

H04R 17/00(2006. 01)

G01N 29/24(2006. 01)

(56) 对比文件

US 5877579 A, 1999. 03. 02, 全文.

US 5124611 A, 1992. 06. 23, 全文.

US 4276491 A, 1981. 06. 30, 全文.

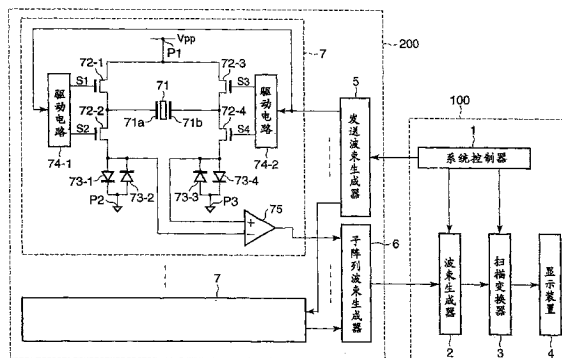
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 7 页

(54) 发明名称

超声波探头和超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明提供一种超声波探头和超声波诊断装置,所述超声波探头具备:具有第 1 和第 2 电极的超声波振荡器;第 1 发送电路,用于连接到上述第 1 电极上,对上述超声波振荡器发送电信号;和第 2 发送电路,用于连接到上述第 2 电极上,对上述超声波振荡器发送电信号。



1. 一种超声波探头,其特征在于具备:

具有位于超声波发射面侧的第 1 电极以及位于和上述超声波发射面相反的背面的第 2 电极的超声波振荡器;

第 1 发送电路,用于对上述第 1 电极发送电信号;和

第 2 发送电路,用于对上述第 2 电极发送电信号。

2. 如权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于:上述第 1 和第 2 发送电路彼此具有基本相同的特性。

3. 如权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于:

上述第 1 发送电路包含:连接在第 1 电源和上述第 1 电极之间的第 1 切换元件,以及连接在第 2 电源或者接地电位点与上述第 1 电极之间的第 2 切换元件,

上述第 2 发送电路包含:连接在上述第 1 电源和上述第 2 电极之间的第 3 切换元件,以及连接在上述第 2 电源或者接地电位点与上述第 2 电极之间的第 4 切换元件。

4. 如权利要求 3 所述的超声波探头,其特征在于,还具备:输入端经由上述第 1 和第 2 切换元件中的任一个或者上述第 3 和第 4 切换元件中的任一个而连接到上述第 1 或者第 2 电极的接收电路。

5. 如权利要求 3 所述的超声波探头,其特征在于,还具备:两个输入端分别经由上述第 1 或第 2 切换元件以及上述第 3 或第 4 切换元件而连接到上述第 1 和第 2 电极的差动输入接收电路。

6. 如权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于:多个上述超声波振荡器配置成 2 维阵列状,并且对应于上述多个超声波振荡器中的每一个,具有多个上述第 1 发送电路和多个上述第 2 发送电路。

7. 一种超声波诊断装置,包括:执行超声波发送和超声波回波接收的超声波探头;以及基于由上述超声波探头接收的上述超声波回波而生成图像的图像生成部,其特征在于:

上述超声波探头具备:具有位于超声波发射面侧的第 1 电极以及位于和上述超声波发射面相反的背面的第 2 电极的超声波振荡器;第 1 发送电路,用于对上述第 1 电极发送电信号;和第 2 发送电路,用于对上述第 2 电极发送电信号。

8. 如权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述第 1 发送电路包含:连接在第 1 电源和上述第 1 电极之间的第 1 切换元件,以及连接在第 2 电源或接地电位点与上述第 1 电极之间的第 2 切换元件,

上述第 2 发送电路包含:连接在上述第 1 电源和上述第 2 电极之间的第 3 切换元件,以及连接在上述第 2 电源或接地电位点与上述第 2 电极之间的第 4 切换元件。

9. 如权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括:驱动电路,用于在上述第 1 发送电路的发送期间,使上述第 1 切换元件和上述第 3 切换元件导通,而在上述第 2 发送电路的发送期间,使上述第 2 切换元件和上述第 4 切换元件导通。

10. 如权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,还具备:

发送控制部,用于通过切换上述第 1 发送电路和上述第 2 发送电路以驱动上述超声波振荡器,多次执行相位彼此不同的超声波的发送;和

高次谐波提取部,基于对应于上述多次超声波发送而分别得到的多个超声波回波信号,提取与上述超声波发送中的超声波基波相对应的高次谐波的接收信号分量。

11. 如权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于:多个上述超声波振荡器配置成 2 维阵列状,并且对应于上述多个超声波振荡器的每一个,具有多个上述第 1 发送电路和多个上述第 2 发送电路。

12. 一种超声波探头,具备:

从超声波发射面发射超声波的压电元件;

设置在上述压电元件的上述超声波发射面上的第 1 电极;

设置在上述压电元件的上述超声波发射面的背面上的第 2 电极;

切换部,用于针对第 1 电位点和第 2 电位点,切换并连接上述第 1 电极和上述第 2 电极;

发送控制部,用于通过切换上述切换部以驱动上述超声波振荡器,来执行多次相位互不相同的超声波发送;和

高次谐波提取装置,基于对应于上述多次超声波发送而分别得到的多个超声波回波信号,提取与上述超声波发送中的超声波基波相对应的高次谐波的接收信号分量。

13. 一种超声波诊断装置,具备:

从超声波发射面发射超声波的压电元件;

设置在上述压电元件的上述超声波发射面上的第 1 电极;

设置在上述压电元件的上述超声波发射面的背面上的第 2 电极;

切换部,用于针对第 1 电位点和第 2 电位点切换并连接上述第 1 电极和上述第 2 电极;

发送控制部,用于通过切换上述切换部以驱动上述超声波振荡器,来执行多次相位互不相同的超声波发送;和

高次谐波提取装置,基于对应于上述多次超声波发送而分别得到的多个超声波回波信号,提取与上述超声波发送中的超声波基波相对应的高次谐波的接收信号分量。

## 超声波探头和超声波诊断装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于 2005 年 10 月 31 日提交的日本专利申请 2005-317651 并且要求其优先权,在此通过参考的方式包含该申请的全部内容。

### 技术领域

[0003] 本发明涉及内置发送电路的超声波探头和超声波诊断装置。

### 背景技术

[0004] 研发了和超声波诊断装置本体的频道数(例如 128ch)相比,具备具有较多元件的 1.5 维阵列和 2 维阵列等的超声波探头。

[0005] 在特开 2000-33087 中,记载了将超声波振荡器组分成多个子阵列,进行信号处理的例子。

[0006] 在这些超声波探头中,设计成在探头手柄部分配置和各振荡器对应的发送电路和接收电路,在探头手柄内组分成多个子阵列,束起接收信号,不增加和超声波诊断装置本体的连接信号数量。

[0007] 例如,在 3200 个元件的 2 维阵列探头内,将接收元件的 25 个元件作为 1 个组,能够以 128 组控制 3200 个元件,能够保持不变地连接到 128 个频道的本体上。通过在组内和接收束的方向相配合地进行微小的延迟时间控制,能够执行电子扫描。

[0008] 发送电路用探头手柄内具有的发送波束生成器控制延迟时间,在每个元件中具有发送电路内产生高电压脉冲。通过从装置本体到发送波束生成器使用串行通路,能够用几根控制线传送延迟数据和波形数据。

[0009] 但是,这样,在探头手柄内具有发送接收电路的超声波探头因为除不能避免超声波振荡器的变换损失引起的发热之外,还不能避免由电子电路自身的电力消耗引起的发热,所以要求降低这些发热。而且,也要求抑制探头手柄的大小和重量,使得长时间握在手中也不会疲劳。因此,在探头内的电子电路中采用小型·低电力电路,发送电路由简单的单极脉冲驱动电路构成。

[0010] 另一方面,采用临床上分辨率好的高次谐波成像要求高的脉冲反相成像法等方法。脉冲反相成像法挪动 180 度相位,进行两次信息发送,将基于该两次信息发送的两个回波信号相加,从而仅仅提取高次谐波分量并图像化。

[0011] 但是在单极脉冲驱动电路中,一般来说,因为不能够输出双极性波形,所以不使用脉冲反相成像法这样的方法。因此,在用单极脉冲驱动电路构成发送电路的场合,使用的是,采用由高通滤波器除去基波的过滤器法的高次谐波成像。在过滤器法中,发送的基波没有消除干净,和脉冲反相成像法相比,画质差。

[0012] 在特开 2004-89694 中,还提出了在和连接超声波振荡器的发送电路的电极相反的一侧,连接接收电路,从而在单极脉冲驱动电路中也可以采用脉冲反相成像法的结构。

[0013] 但是,如果是特开 2004-89694 的结构,由于 Pch 晶体管和 Nch 晶体管的特性差以

及探头电线的特性差,上升时间和下降时间会不相同,所以存在正负波形的对称性差的问题。

[0014] 如上所述,目前,在采用单极脉冲驱动的场所,双极性波形不能输出,即使能输出其波形的对称性也差,采用脉冲反相成像法得到高画质图像存在困难。

### 发明内容

[0015] 从这一情况来看,希望在为单极脉冲驱动的同时,能够发送正负对称性好的双极性波形。

[0016] 本发明的第 1 方式的超声波探头具备:具有第 1 和第 2 电极的超声波振荡器;第 1 发送电路,用于对上述第 1 电极发送电信号;和第 2 发送电路,用于对上述第 2 电极发送电信号。

[0017] 本发明的第 2 方式的一种超声波诊断装置,包括:执行超声波发送和超声波回波接收的超声波探头;以及基于由上述超声波探头接收的上述超声波回波而生成图像的图像生成部。上述超声波探头具备:具有第 1 和第 2 电极的超声波振荡器;第 1 发送电路,用于对上述第 1 电极发送电信号;和第 2 发送电路,用于对上述第 2 电极发送电信号。

[0018] 本发明的第 3 方式的超声波探头具备:从超声波发射面发射超声波的压电元件;设置在上述压电元件的上述超声波发射面上的第 1 电极;设置在上述压电元件的上述超声波发射面的背面上的第 2 电极;切换部,用于针对上述第 1 电位点和第 2 电位点,切换并连接上述第 1 电极和上述第 2 电极;发送控制部,用于通过切换上述切换部以驱动上述超声波振荡器,来执行多次相位互不相同的超声波发送;和高次谐波提取装置,基于对应于上述多次超声波发送而分别得到的多个超声波回波信号,提取与上述超声波发送中的超声波基波相对应的高次谐波的接收信号分量。

[0019] 本发明的第 4 方式的超声波诊断装置具备:从超声波发射面发射超声波的压电元件;设置在上述压电元件的上述超声波发射面上的第 1 电极;设置在上述压电元件的上述超声波发射面的背面上的第 2 电极;切换部,用于针对上述第 1 电位点和第 2 电位点,切换并连接上述第 1 电极和上述第 2 电极;发送控制部,用于通过切换上述切换部以驱动上述超声波振荡器,来执行多次相位互不相同的超声波发送;和高次谐波提取装置,基于对应于上述多次超声波发送而分别得到的多个超声波回波信号,提取与上述超声波发送中的超声波基波相对应的高次谐波的接收信号分量。

[0020] 本发明的其它目的和优点将在接下来的描述中提出,或者可以通过本发明的实施得知。利用特别是在下文指出的手段和组合可以实现和获取本发明的目的和优点。

### 附图说明

[0021] 包含在说明书中并且构成说明书的一部分的附图解释本发明的优选实施例,并且和上面给出的一般性说明以及下面给出的优选实施例的详细说明一起,对本发明的原理进行解释。

[0022] 图 1 是表示本发明的第 1 实施方式的超声波诊断装置的结构图。

[0023] 图 2 是表示在第 1 实施方式中,在第 1 次和第 2 次信号发送中发送被反转 180 度的波形的顺序的时序图。

- [0024] 图 3 是表示图 1 所示振荡器组中的脉冲电流路径的图形。
- [0025] 图 4 是表示图 1 所示振荡器组中的脉冲电流路径的图形。
- [0026] 图 5 是表示图 1 所示振荡器组中回波信号所流过的路径的图形。
- [0027] 图 6 是表示在第 1 实施方式中,在第 1 次和第 2 次信号发送中发送被反转 180 度的波形的顺序的的变形例的时序图。
- [0028] 图 7 是表示在第 1 实施方式中,在第 1 次和第 2 次信号发送中发送被反转 180 度的波形的顺序的的变形例的时序图。
- [0029] 图 8 是表示本发明的第 2 实施方式的超声波诊断装置的结构图形。
- [0030] 图 9 是表示本发明的第 3 实施方式的超声波诊断装置的结构图形。
- [0031] 图 10 是表示本发明的第 4 实施方式的超声波诊断装置的结构图形。
- [0032] 图 11 是表示在第 4 实施方式中,在第 1 次和第 2 次信号发送中发送被反转 180 度的波形的顺序的时序图。

### 具体实施方式

- [0033] 以下,参照附图对本发明的实施方式进行说明。
- [0034] (第 1 实施方式)
- [0035] 图 1 是表示第 1 实施方式的超声波诊断装置的结构图形。
- [0036] 第 1 实施方式的超声波诊断装置具有装置本体 100 和超声波探头 200。
- [0037] 装置本体 100 还包含系统控制器 1、波束生成器 2、扫描变换器 3 和显示装置 4。超声波探头 200 还包含发送波束生成器 5、子阵列波束生成器 6 以及多个振荡器组 7。
- [0038] 系统控制器 1 将延迟数据和发送波形数据传送给发送波束生成器 5。发送波束生成器 5 基于延迟数据和发送波形数据,控制多个振荡器组 7 中的每一个以形成所需要的超声波束。
- [0039] 在通过将多个振荡器组 7 分组而形成的多个子组内,子阵列波束生成器 6 将从多个振荡器组 7 分别输出的回波信号稍稍延迟后相加。子阵列波束生成器 6 将每个子组中得到的相加回波信号发送到波束生成器 2 中。波束生成器 2 延迟相加全部在每个子组中得到的相加回波信号,以得到与所需要的接收波束相关的回波信号。波束生成器 2 在应该采用脉冲反相成像法时,执行从上述回波信号提取高次谐波分量的处理。即如后所述,波束生成器 2 将基于移动 180 度相位的 2 次发送的 2 个回波信号相加,以抵消基波分量,从而提取出高次谐波分量。扫描变换器 3 将由波束生成器 2 得到的回波信号变换成适于在显示装置 4 中显示的数据。显示装置 4 基于由扫描变换器 3 变换的数据来显示超声波图像。
- [0040] 多个振荡器组 7 都具有相同的结构。即振荡器组 7 包含超声波振荡器 71、第 1 至第 4 晶体管 72-1 ~ 72-4、驱动电路 74-1、74-2、第 1 至第 4 二极管 73-1 ~ 73-4 以及接收放大器 75。
- [0041] 超声波振荡器 71 包含第 1 和第 2 电极 71a、71b,根据施加在该电极间的电压变化发出超声波。第 1 电极 71a 位于超声波发射面侧,第 2 电极 71b 位于和超声波发射面相反的背面。配置多个分别包含在振荡器组 7 中的超声波振荡器 71,以形成 1.5 维阵列或者 2 维阵列。
- [0042] 第 1 晶体管 72-1 配置在电压为  $V_{pp}$  的电位点 P1 和第 1 电极 71a 之间。第 2 晶体

管 72-2 配置在作为接地电位的电位点 P2 和第 1 电极 71a 之间。第 3 晶体管 72-3 配置在电位点 P1 和第 2 电极 71b 之间。第 4 晶体管 72-4 配置在作为接地电位的电位点 P3 和第 2 电极 71b 之间。第 1 和第 2 晶体管 72-1、72-2 的栅极连接到驱动电路 74-1 上。第 3 和第 4 晶体管 72-3、72-4 的栅极连接到驱动电路 74-2 上。第 1 至第 4 晶体管 72-1 ~ 72-4 都采用同种元件。即第 1 至第 4 晶体管 72-1 ~ 72-4 都具有相同的特性。这里,采用同一型号的 p 沟道晶体管。

[0043] 第 1 和第 2 二极管 73-1、73-2 同时配置在电位点 P2 和第 2 晶体管 72-2 之间。第 1 和第 2 二极管 73-1、73-2 相互反向地并列。第 3 和第 4 二极管 73-3、73-4 同时配置在电位点 P3 和第 4 晶体管 72-4 之间。第 3 和第 4 二极管 73-3、73-4 相互反向地并列。

[0044] 从发送波束生成器 5 输出的控制信号输入到驱动电路 74-1、74-2 中。驱动电路 74-1 基于上述控制信号将驱动信号 S1、S2 发送到第 1 和第 2 二极管 73-1、73-2 中。驱动电路 74-2 基于上述控制信号将驱动信号 S3、S4 发送到第 3 和第 4 二极管 73-3、73-4 中。

[0045] 接收放大器 75 是差放大电路,具有两个输入端子。一个输入端子通过第 2 晶体管 72-2 连接到第 1 电极 71a 上。另一输入端子通过第 4 晶体管 72-4 连接到第 2 电极 71b 上。即超声波振荡器 71 接收的回波信号通过第 2 和第 4 晶体管 72-2、72-4 输入到接收放大器 75 中。接收放大器 75 在将该回波信号放大之后,向子阵列波束生成器 6 发送。

[0046] 下面对按上述方式构成的超声波诊断装置的动作进行说明。由于在该超声波诊断装置的操作中,和以前的操作的不同之处在于是与超声波发送时超声波振荡器 71 的驱动相关的操作,所以下面以这一点作为中心进行说明,省略对其它操作的说明。

[0047] 图 2 是表示在第 1 次和第 2 次信号发送中发送被反转 180 度的波形的顺序的时序图。

[0048] 从第 1 次的发送开始定时即时刻  $t_1$  起经过时间 T 的期间 Pa 中,驱动电路 74-1、74-2 在使驱动信号 S1、S4 为高电平的同时,使驱动信号 S2、S3 为低电平。而且,时间 T 是相当于  $1/2$  波长的时间。如果是例如 2MHz 的超声波振荡器,则时间 T 是 250nsec。这样,第 1 晶体管 72-1 和第 4 晶体管 72-4 成为导通状态。此时如图 3 所示,脉冲电流从电位点 P1 通过第 1 晶体管 72-1、超声波振荡器 71、第 4 晶体管 72-4 以及第 4 二极管 73-4 流入电位点 P3。

[0049] 在从期间 Pa 结束的时刻  $t_2$  起经过时间 T 的期间 Pb 中,驱动电路 74-1、74-2 在使驱动信号 S2、S3 为高电平的同时,使驱动信号 S1、S4 为低电平。这样,第 2 晶体管 72-2 和第 3 晶体管 72-3 成为导通状态。此时如图 4 所示,脉冲电流从电位点 P1 通过第 3 晶体管 72-3、超声波振荡器 71、第 2 晶体管 72-2 以及第 1 二极管 73-1 流入电位点 P2。

[0050] 这样,在期间 Pa、Pb 中,都将相同的电压施加到超声波振荡器 71 上,但脉冲电流的方向相反。因此从图 2 所示的发送声压的波形可知,在期间 Pa 和期间 Pb,音频输出的正负是相反的。

[0051] 在不执行音频输出的期间 Pc、Pf 中,驱动电路 74-1、74-2 在使驱动信号 S2、S4 为高电平的同时,使驱动信号 S1、S3 为低电平。这样,第 2 晶体管 72-2 和第 4 晶体管 72-4 成为导通状态。此时如图 5 所示,超声波振荡器 71 接收超声波回波而产生的回波信号通过第 2 晶体管 72-2 或者第 4 晶体管 72-4 输入到接收放大器 75 中。第 1 至第 4 二极管 73-1 ~ 73-4 以高阻抗将来自超声波振荡器 71 的回波信号输入到接收放大器 75 中。换言之,第 1

至第 4 二极管 73-1 ~ 73-4 执行 T/R 开关的动作。

[0052] 在从第 2 次的发送开始定时即时刻  $t_3$  起经过时间 T 的期间 Pd 中, 驱动电路 74-1、74-2 在使驱动信号 S2、S3 为高电平的同时, 使驱动信号 S1、S4 为低电平。因此期间 Pd 的状态和期间 Pb 相同。

[0053] 在从期间 Pd 结束的时刻  $t_4$  起经过时间 T 的期间 Pe 中, 驱动电路 74-1、74-2 在使驱动信号 S1、S4 为高电平的同时, 使驱动信号 S2、S3 为低电平。因此期间 Pe 的状态和期间 Pa 相同。因此从如 2 所示发送声压的波形可知, 音频输出在期间 Pa、Pb 和期间 Pd、Pe 的相位反转 180 度。

[0054] 这样, 根据第 1 实施方式, 驱动电路 74-1、74-2 输出的驱动信号 S1 ~ S4 中的任何一个都是单极脉冲, 同时能够使音频输出为图 2 所示的双极性波形, 而且能够使该双极性波形的相位反转 180 度。于是, 即便在发送相位相差 180 度的任一波形的情况下, 因为实现该波形的上升的晶体管具有相同特性, 所以两波形的对称性也是优良的。

[0055] 在两次发送接收中执行高次谐波成像的成像法中, 反转 180 度时的发送波形的对称性对画质性能有很大的影响。因此, 利用第 1 实施方式的超声波诊断装置, 能够提高高次谐波成像的画质。

[0056] 而且, 例如为了用以前的单极驱动电路输出发送电压  $100V_{p-p}$ , 需要电源电压为 100V, 但在第 1 实施方式中, 电源电压可以是 50V。而且, 为了用双极驱动电路同样输出  $100V_{p-p}$ , 需要 +50V 和 -50V 这两种电压源, 但在本发明中, 可以仅仅使用 +50V 这 1 种电压源。即利用第 1 实施方式, 电源电路的电压输出可以是发送电压的峰值的 1/2。

[0057] 而且, 在发送电压是  $100V_{p-p}$  时, 为了实现现有的单极驱动电路, 晶体管的耐压需要在 100V 以上, 但在第 1 实施方式中, 第 1 至第 4 晶体管 72-1 ~ 72-4 的耐压是 50V 即可。即根据第 1 实施方式, 第 1 至第 4 晶体管 72-1 ~ 72-4 的耐压可以是发送电压的峰值的 1/2。如果使电源电压为 1/2, 因为电流也成为 1/2, 所以第 1 至第 4 晶体管 72-1~72-4 可以采用廉价且小型的元件。

[0058] 而且, 如图 6 所示, 如果驱动电路 74-1、74-2 第 1 次使驱动信号 S1、S4 为高电平, 第 2 次仅仅使驱动信号 S2、S3 为高电平, 则可以使第 1 次为正波, 第 2 次为负波的宽带域脉冲反转 180 度后发送。

[0059] 如图 7 所示, 如果驱动电路 74-1、74-2 在各驱动信号中生成了脉宽调制过的脉冲, 则可以执行抑制高次谐波的发送, 或者将函数赋予每个发送频道, 执行发送等待。

[0060] (第 2 实施方式)

[0061] 图 8 是表示第 2 实施方式的超声波诊断装置的结构图。而且, 在图 8 中, 和图 1 相同的部分省略图示, 或者用同一符号表示, 省略对其的详细说明。而且, 第 2 实施方式的超声波诊断装置和第 1 实施方式的不同点在于: 具有取代振荡器组 7 的振荡器组 8, 所以在图 8 中, 仅仅示出 1 个振荡器组 8 的结构。

[0062] 振荡器组 8 包含超声波振荡器 71、第 1 至第 4 晶体管 72-1 ~ 72-4、驱动电路 74-1、74-2、第 1 和第 2 二极管 73-1、73-2 以及接收放大器 75。

[0063] 即振荡器组 8 省略了振荡器组 7 中的第 3 和第 4 二极管 73-3、73-4, 将第 4 晶体管 72-4 直接连接到电位点 P3 上。

[0064] 然后, 将接收放大器 75 的输出反馈给接收放大器 75 的反相输入端子, 将接收放大

器 75 的非反相输入端子通过第 2 晶体管 72-2 连接到第 1 电极 71a 上。

[0065] 即使将振荡器组 7 变更成这种结构的振荡器组 8, 也同样能够实现在第 1 实施方式中所述的效果。

[0066] 然后, 如图 8 所示, 利用至接收放大器 75 的单侧输入也能够实现对接收回波的检测。

[0067] (第 3 实施方式)

[0068] 图 9 是表示第 3 实施方式的超声波诊断装置的结构图形。而且, 在图 9 中, 省略和图 1 相同的部分的图示, 或者用同一符号表示, 省略对其的详细说明。而且, 第 3 实施方式的超声波诊断装置和第 1 实施方式的不同点在于: 取代振荡器组 7 而具有振荡器组 9, 所以在图 9 中, 仅仅示出 1 个振荡器组 9 的结构。

[0069] 振荡器组 9 包含超声波振荡器 71、第 1 至第 4 晶体管 72-1 ~ 72-4、驱动电路 74-1、74-2、第 1 至第 4 二极管 73-1 ~ 73-4、接收放大器 75、电容器 91-1、91-2 以及电阻器 92-1、92-2。

[0070] 即振荡器组 9 在振荡器 7 上增加了电容器 91-1、91-2 以及电阻器 92-1、92-2。电容器 91-1、91-2 分别配置在第 2 和第 4 晶体管 72-2、72-4 与接收放大器 75 的两个输入端子之间。电阻器 92-1、92-2 配置在接收放大器 75 的两个输入端子和接地电位的电位点之间。

[0071] 而且, 在振荡器组 9 中, 第 1 电极 71a 通过第 2 晶体管 72-2 与第 1 和第 2 二极管 73-1、73-2 连接到电压为  $V_{nn}$  的电位点 P4 上。第 2 电极 71b 也通过第 4 晶体管 72-4 与第 3 和第 4 二极管 73-3、73-4 连接到电位点 P4 上。电压  $V_{nn}$  和电压  $V_{pp}$  是不同的值。

[0072] 如果是这样的结构, 就需要两种电压源, 除此以外, 同样能够实现第 1 实施方式中所述的效果。

[0073] 而且, 回波信号通过由电容器 91-1 和电阻器 92-1 或者电容器 91-2 和电阻器 92-2 构成的交流耦合而向接收放大器 75 导入。

[0074] (第 4 实施方式)

[0075] 图 10 是表示第 4 实施方式的超声波诊断装置的结构图形。而且, 在图 10 中, 和图 1 相同的部分省略图示, 或者用同一符号表示, 省略对其的详细说明。而且, 第 4 实施方式的超声波诊断装置和第 1 实施方式的不同点在于: 取代振荡器组 7 而具有振荡器组 10, 所以在图 10 中, 仅仅示出 1 个振荡器组 10 的结构。

[0076] 振荡器组 10 包含超声波振荡器 71、第 1 至第 6 晶体管 72-1 ~ 72-6、第 1 至第 4 二极管 73-1 ~ 73-4、驱动电路 74-3、74-4 以及接收放大器 75。

[0077] 即振荡器组 10 在振荡器 7 上增加了第 5 和第 6 晶体管 72-5、72-6 的同时, 还取代驱动电路 74-1、74-2 而具有驱动电路 74-3、74-4。

[0078] 第 5 晶体管 72-5 配置在电压为  $V_{nn}$  的电位点 P5 和第 1 电极 71a 之间。第 6 晶体管 72-6 配置在电位点 P5 和第 2 电极 71b 之间。第 1、第 2 和第 5 晶体管 72-1、72-2、72-5 的栅极连接到驱动电路 74-3 上。第 3、第 4 和第 6 晶体管 72-3、72-4、72-6 的栅极连接到驱动电路 74-4 上。第 5 和第 6 晶体管 72-5、72-6 中的任何一个都采用和第 1 至第 4 晶体管 72-1 ~ 72-4 相同种类的元件。电压  $V_{nn}$  和电压  $V_{pp}$  的极性相反。

[0079] 从发送波束生成器 5 输出的控制信号输入到驱动电路 74-3、74-4 中。驱动电路

74-3 基于上述控制信号将驱动信号 S1、S2、S5 发送到第 1、第 2 和第 5 二极管 73-1、73-2、73-5 中。驱动电路 74-4 基于上述控制信号将驱动信号 S3、S4、S6 发送到第 3、第 4 和第 6 二极管 73-3、73-4、73-6 中。

[0080] 下面对按上述方式构成的超声波诊断装置的动作进行说明。由于在该超声波诊断装置的动作中,和以前动作的不同之处在于是与超声波发送时超声波振荡器 71 的驱动相关的操作,所以下面以这一点作为中心进行说明,省略对其它操作的说明。

[0081] 图 11 是表示在第 1 次和第 2 次信号发送中发送被反转 180 度的波形的顺序的时序图。

[0082] 在从第 1 次的发送开始定时即时刻  $t_{11}$  起经过时间 T 的期间  $P_g$  中,驱动电路 74-3、74-4 在使驱动信号 S1、S4 为高电平的同时,使其它驱动信号 S2、S3、S5、S6 为低电平。这样,第 1 晶体管 72-1 和第 4 晶体管 72-4 成为导通状态,脉冲电流从电位点 P1 通过第 1 晶体管 72-1、超声波振荡器 71、第 4 晶体管 72-4 以及第 4 二极管 73-4 而流入电位点 P3。这一状态和图 3 相同。

[0083] 在从期间  $P_g$  结束的时刻  $t_{12}$  起经过时间 T 的期间  $P_h$  中,驱动电路 74-3、74-4 在使驱动信号 S4、S5 为高电平的同时,使驱动信号 S1、S2、S3、S6 为低电平。这样,第 4 晶体管 72-4 和第 5 晶体管 72-5 成为导通状态,脉冲电流从电位点 P5 通过第 5 晶体管 72-5、超声波振荡器 71、第 4 晶体管 72-4 以及第 4 二极管 73-4 而流入电位点 P3。

[0084] 这样,在期间  $P_g$ 、 $P_h$  中,超声波振荡器 71 的脉冲电流的方向相同,但施加到超声波振荡器 71 上的电压的极性彼此相反。因此从图 11 所示的发送声压的波形可知,在期间  $P_g$  和期间  $P_h$ ,音频输出的正负是相反的。

[0085] 在不执行音频输出的期间  $P_i$ 、 $P_m$  中,驱动电路 74-3、74-4 使驱动信号 S2、S4 为高电平,使其它驱动信号 S1、S3、S5、S6 为低电平。这样,第 2 晶体管 72-2 和第 4 晶体管 72-4 成为导通状态。这一状态和图 5 相同。

[0086] 在从第 2 次的发送开始定时即时刻  $t_{13}$  起经过时间 T 的期间  $P_j$  中,驱动电路 74-3、74-4 使驱动信号 S2、S3 为高电平,使其它驱动信号 S1、S4、S5、S6 为低电平。这样,第 2 晶体管 72-2 和第 3 晶体管 72-3 成为导通状态,脉冲电流从电位点 P1 通过第 3 晶体管 72-3、超声波振荡器 71、第 2 晶体管 72-2 以及第 1 二极管 73-1 流入电位点 P2。这一状态和图 4 相同。

[0087] 在从期间  $P_j$  结束的时刻  $t_{14}$  起经过时间 T 的期间  $P_k$  中,驱动电路 74-3、74-4 在使驱动信号 S2、S6 为高电平的同时,使驱动信号 S1、S3、S4、S5 为低电平。这样,第 2 晶体管 72-2 和第 6 晶体管 72-6 成为导通状态,脉冲电流从电位点 P5 通过第 6 晶体管 72-6、超声波振荡器 71、第 2 晶体管 72-2 以及第 1 二极管 73-1 流入电位点 P2。

[0088] 这样,在期间  $P_j$ 、 $P_k$  中,超声波振荡器 71 的脉冲电流的方向相同,但施加到超声波振荡器 71 上的电压的极性彼此相反。因此从图 11 所示的发送声压的波形可知,在期间  $P_j$  和期间  $P_k$ ,音频输出的正负是相反的。

[0089] 因为期间  $P_j$ 、 $P_k$  的脉冲电流的方向和期间  $P_g$ 、 $P_h$  的该方向相反,施加的电压的变化相同,所以从图 11 所示的发送声压的波形可知,在期间  $P_g$ 、 $P_h$  和期间  $P_j$ 、 $P_k$ ,音频输出的相位反转 180 度。

[0090] 这样,在第 4 实施方式中,驱动电路 74-3、74-4 输出的驱动信号 S1 ~ S6 的任何一

个都是单极脉冲,但是能够使音频输出为图 11 所示的双极性波形,而且能够使该双极性波形的相位反转 180 度。在发送相位相差 180 度的任一波形时,因为实现该波形的上升的晶体管具有相同的特性,所以两波形的对称性好。

[0091] 以上的各实施方式可以实施下面的各种变形。

[0092] 也可以在装置本体 100 一侧具备安装在超声波探头 200 中的部分电路。例如也可以从超声波振荡器 71 的两极引出信号而连接到本体上,在装置本体 100 一侧具有超声波振荡器 71 以外的全部电路。

[0093] 也可以第 1 和第 3 晶体管 72-1、72-3 都连接到电压为  $V_{pp}$  的其它电位点上。也可以第 5 和第 6 晶体管 72-5、72-6 都连接到电压为  $V_{nn}$  的其它电位点上。

[0094] 对于本领域技术人员来说很容易产生另外的优点和修改。因此,广义上的本发明不局限于这里示出和说明的具体细节及给出的实施例。因此,在不脱离由权利要求及其对等物限定的总的发明思想的精神或范围的情况下,可以作出各种修改。

图1

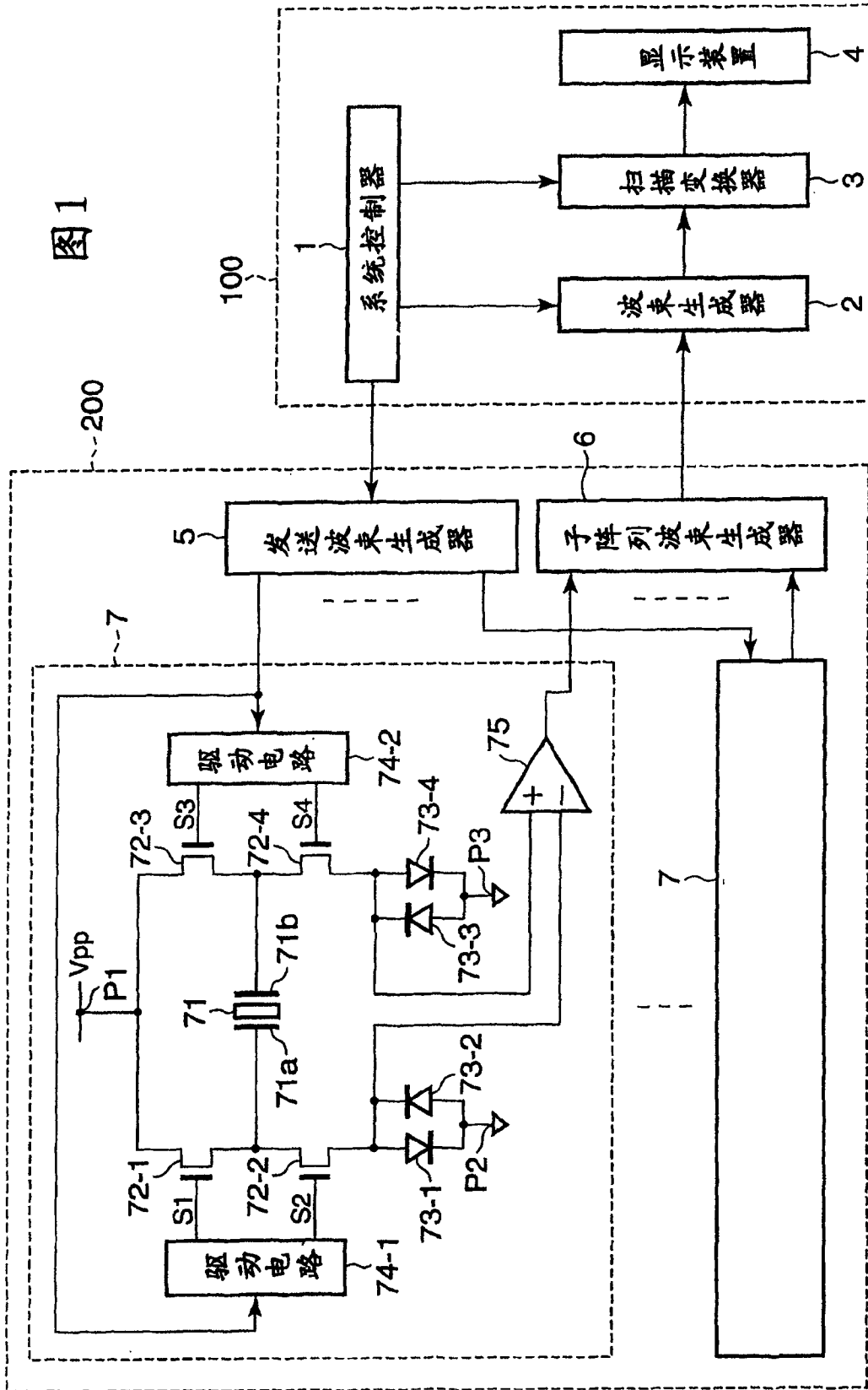


图2

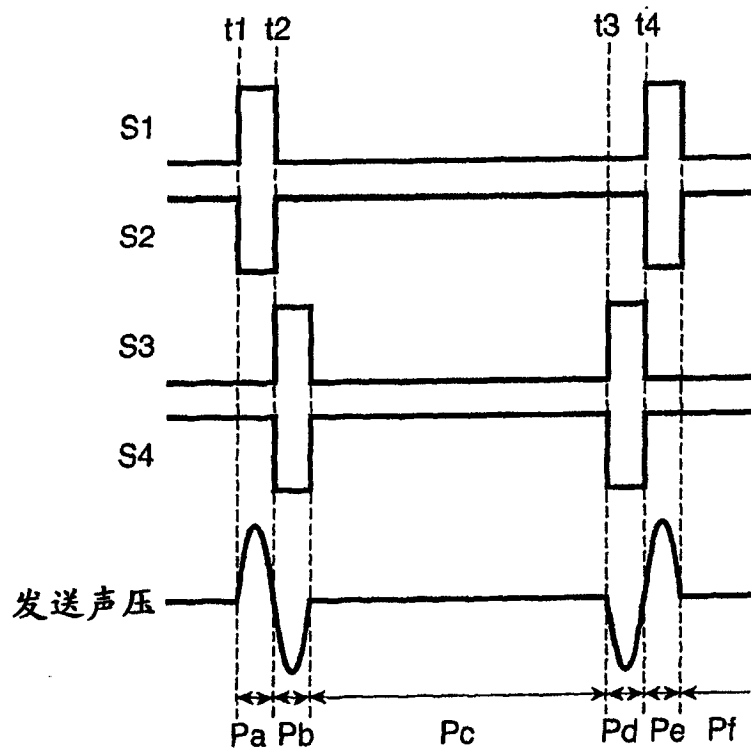


图3

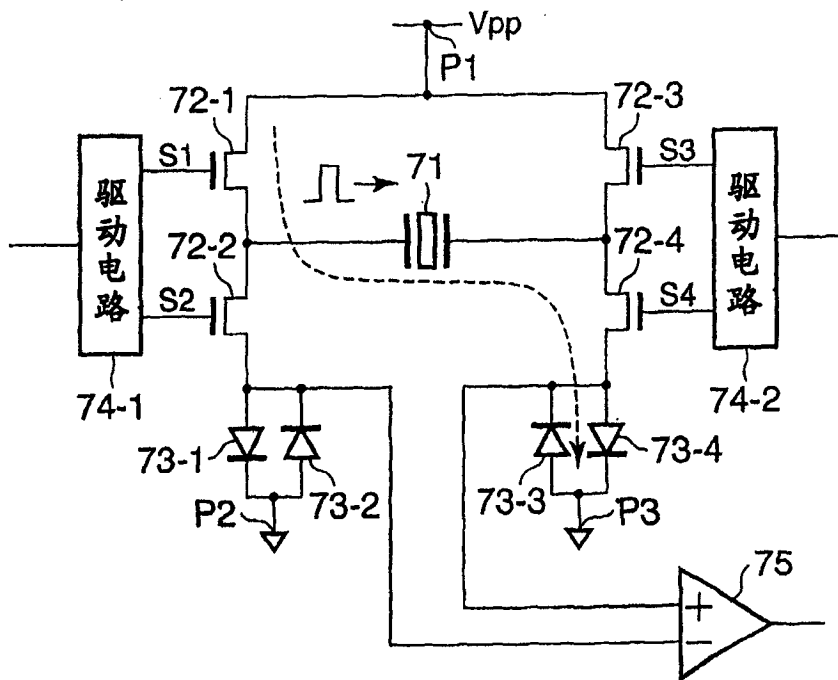


图4

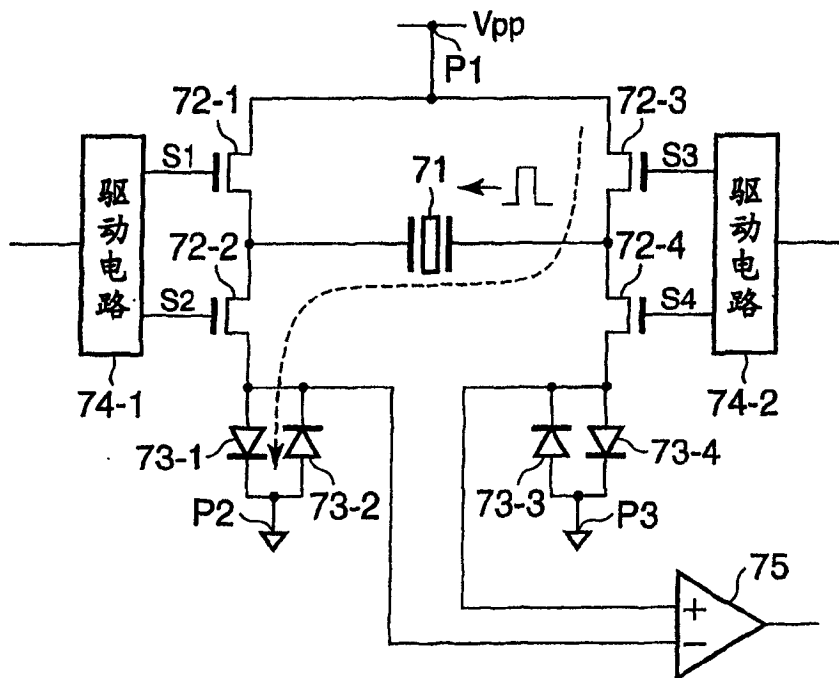


图5

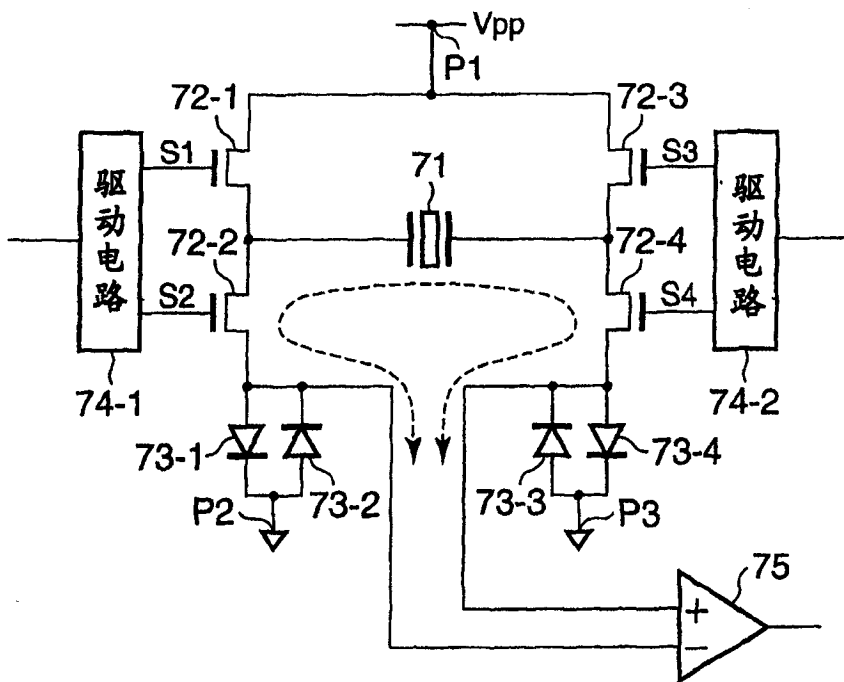


图6

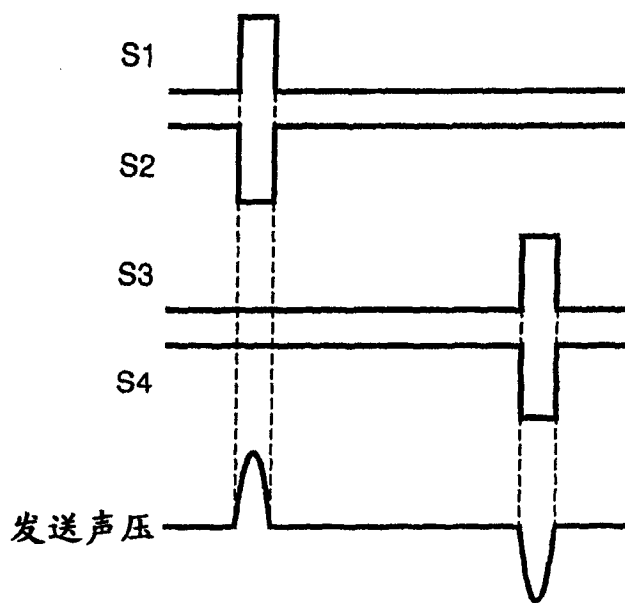


图7

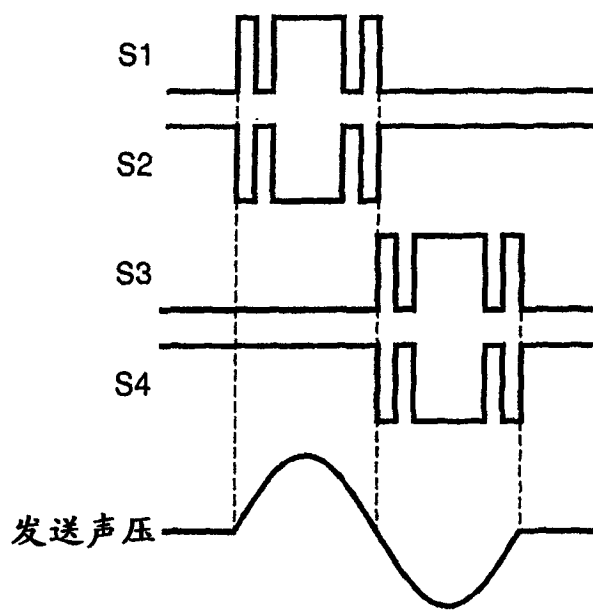


图 8

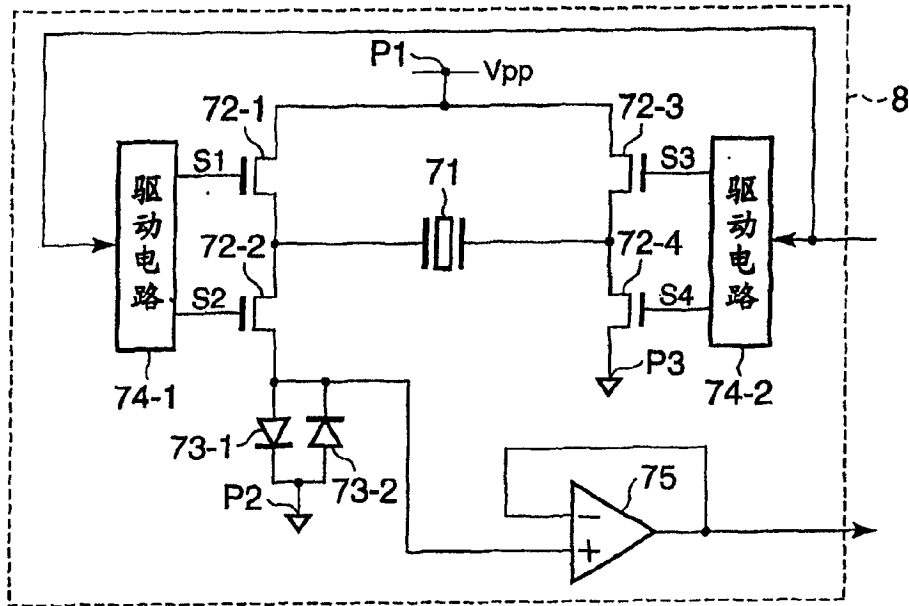


图 9

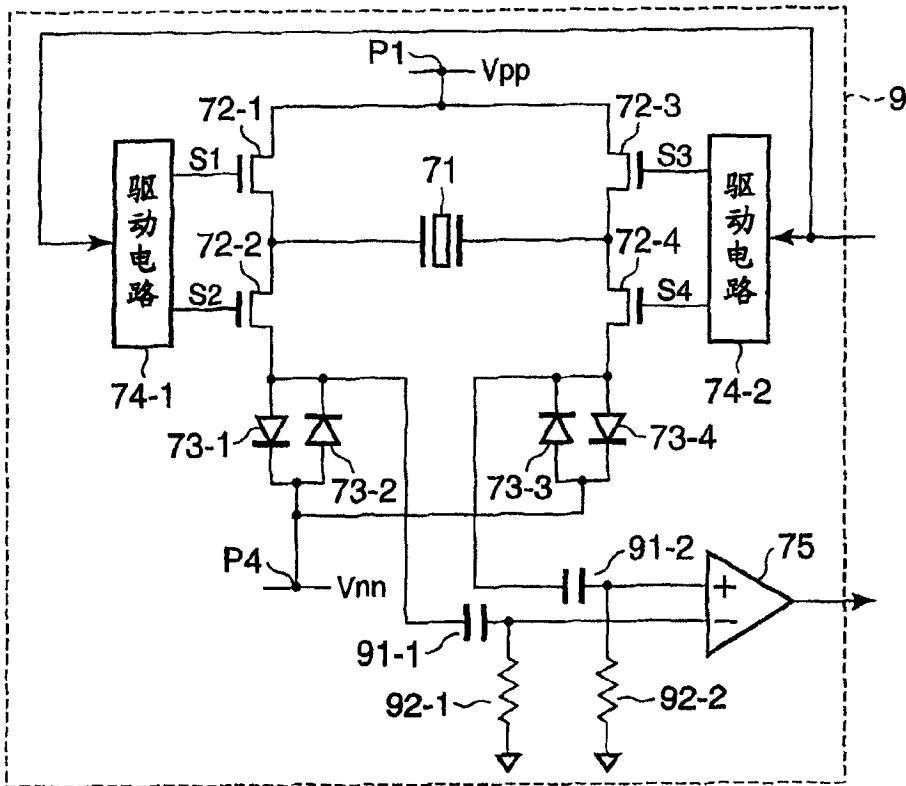
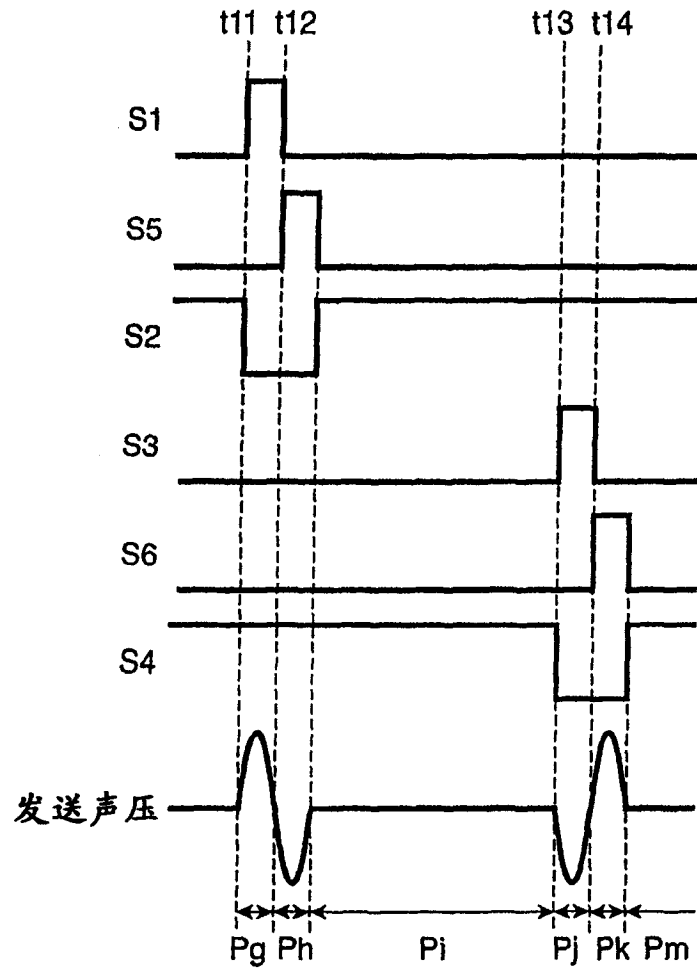




图11



专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN1957851B</a>	公开(公告)日	2012-08-22
申请号	CN200610142936.3	申请日	2006-10-31
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	岩间信行		
发明人	岩间信行		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00 G01N29/24		
CPC分类号	B06B1/023		
代理人(译)	曲瑞		
优先权	2005317651 2005-10-31 JP		
其他公开文献	CN1957851A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种超声波探头和超声波诊断装置，所述超声波探头具备：  
具有第1和第2电极的超声波振荡器；第1发送电路，用于连接到上述第1电极上，对上述超声波振荡器发送电信号；和第2发送电路，用于连接到上述第2电极上，对上述超声波振荡器发送电信号。

