



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103997973 A

(43) 申请公布日 2014. 08. 20

(21) 申请号 201380004315. 7

藤田大广

(22) 申请日 2013. 04. 19

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(30) 优先权数据

72002

2012-096312 2012. 04. 20 JP

代理人 杨谦 胡建新

2013-088202 2013. 04. 19 JP

(51) Int. Cl.

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/00 (2006. 01)

2014. 06. 17

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/061626 2013. 04. 19

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/157633 JA 2013. 10. 24

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 龟石涉 芝沼浩幸 藤原周太

神山聪 椎名孝行 石塚正明

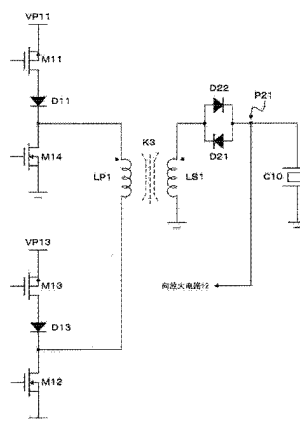
权利要求书2页 说明书13页 附图20页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及电源装置

(57) 摘要

提供一种能够使次级侧线圈上感应出的电动势高速地变化为零电平的超声波诊断装置。是具备变压器、第一电源和第二电源、超声波振子、处理部以及驱动部的超声波诊断装置。变压器的结构包括初级侧线圈和次级侧线圈。第一电源和第二电源连接在初级侧线圈上。超声波振子被在次级侧线圈上感应出的电压驱动,朝向被检体发送超声波,并接收由被检体反射的反射波,输出接收信号。处理部对接收信号施行处理,并生成超声波图像。驱动部进行驱动,使电压在基于第一电源的第一电平电压、基于第二电源的第二电平电压、以及第一电平电压与第二电平电压之间的第三电平电压之间进行变化。



1. 一种超声波诊断装置, 具备:

变压器, 构成为包括初级侧线圈和次级侧线圈;

第一电源和第二电源, 连接在所述初级侧线圈上;

超声波振子, 被在所述次级侧线圈上感应的电压驱动, 朝向被检体发送超声波, 并接收由被检体反射的反射波, 输出接收信号;

处理部, 对所述接收信号施行处理, 并生成超声波图像; 以及

驱动部, 进行驱动, 使所述电压在第一电平电压、第二电平电压以及第三电平电压之间的电压中进行变化, 所述第一电平电压是基于所述第一电源的电压, 所述第二电平电压是基于所述第二电源的电压, 所述第三电平电压是所述第一电平电压与所述第二电平电压之间的电压。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于, 所述第一电源和所述第二电源夹着所述初级侧线圈进行配置, 对该初级侧线圈相互反方向地流过电流。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置, 其特征在于, 第一电源和第二电源是相同电压的电源。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于, 具备:

第一开关, 能够接通 / 断开所述初级侧线圈的一端与所述第一电源之间的连接;

第二开关, 能够接通 / 断开所述初级侧线圈的另一端与所述第二电源之间的连接;

第三开关, 能够接通 / 断开所述初级侧线圈的一端与公共电压之间的连接; 以及

第四开关, 能够接通 / 断开所述初级侧线圈的另一端与公共电压之间的连接,

所述第三电平电压是公共电压,

所述驱动部通过使所述第一开关和所述第四开关接通, 在所述次级侧线圈上感应出所述第一电平电压, 通过接通所述第二开关和所述第三开关, 在该次级侧线圈上感应出所述第二电平电压, 通过使所述第三开关和所述第四开关接通, 将所述初级侧线圈的两端连接到公共电压, 使来自该次级侧线圈的输出振幅为“0”。

5. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

将所述第一电源、所述第二电源、所述第一开关以及所述第二开关作为一个电路群,

具有其他电路群, 所述其他电路群是在与所述一个电路群相同的结构中代替所述第一电源和所述第二电源而具备第三电源和第四电源的电路群,

相对所述初级侧线圈并联连接所述一个电路群和所述其他电路群,

所述驱动部通过接通所述一个电路群和所述其他电路群中的某一个的所述第一开关和所述第四开关, 或者通过接通多个所述电路群中的某一个的所述第二开关和所述第三开关, 来切换对所述初级侧线圈施加的电压的种类和方向。

6. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

将所述第一电源、所述第二电源、所述第一开关、所述第二开关以及所述初级侧线圈作为一个电路群,

具有其他电路群, 所述其他电路群是在与所述一个电路群相同的结构中代替所述第一电源和所述第二电源而具备第三电源和第四电源的电路群,

所述驱动部通过接通所述一个电路群和所述其他电路群中的某一个的所述第一开关和所述第四开关, 或者通过接通多个所述电路群中的某一个的所述第二开关和所述第三开

关,来切换对所述初级侧线圈施加的电压的种类和方向。

7. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于,用 P 型 MOSFET 和 N 型 MOSFET 中的一方构成所述第一开关和所述第二开关,用另一方构成所述第三开关和所述第四开关。

8. 一种电源装置,具备:

变压器,构成为包括初级侧线圈和次级侧线圈;

第一电源和第二电源,连接在所述初级侧线圈上;以及

驱动部,被所述次级侧线圈上感应出的电压驱动,并且进行驱动,使所述电压在第一电平电压、第二电平电压以及第三电平电压之间的电压中进行变化,所述第一电平电压是基于所述第一电源的电压,所述第二电平电压是基于所述第二电源的电压,所述第三电平电压是所述第一电平电压与所述第二电平电压之间的电压。

9. 根据权利要求 8 所述的电源装置,其特征在于,所述第一电源和所述第二电源夹着所述初级侧线圈进行配置,对该初级侧线圈相互反方向地流过电流。

10. 根据权利要求 9 所述的电源装置,其特征在于,

将所述第一电源、所述第二电源、所述第一开关以及所述第二开关作为一个电路群,

具有其他电路群,所述其他电路群是在与所述一个电路群相同的结构中代替所述第一电源和所述第二电源而具备第三电源和第四电源的电路群,

相对所述初级侧线圈并联连接所述一个电路群和所述其他电路群,

所述驱动部通过接通所述一个电路群和所述其他电路群中的某一个的所述第一开关和所述第四开关,或者通过接通多个所述电路群中的某一个的所述第二开关和所述第三开关,来切换对所述初级侧线圈施加的电压的种类和方向。

超声波诊断装置以及电源装置

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及一种超声波诊断装置以及电源装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置利用具备多个超声波振子的超声波探头,向被检体内发送超声波,并基于来自该被检体的反射波(超声波回波),生成被检体内的断层像数据或三维图像数据等。

[0003] 还有利用超声波的谐波成分(二次谐波成分)生成超声波图像的组织谐波成像这种技术。该技术在同一方向连续进行两次超声波的发送,并在这个时候使第一次的发送波和第二次的发送波的相位进行反转。这时,由第二次的发送波产生的接收波相对于第一次的接收波,其基波成分的相位反转,二次谐波成分为同相。因此,如果将第一次的接收波和第二次的接收波相加,则基波成分抵消,仅二次谐波成分被强调(成为二倍)并输出,就能够只将该二次谐波成分影像化。通过利用这种技术,例如就能抑制发送波的多重反射的影响。

[0004] 另外,在超声波诊断装置中,有时采用通过在变压器的初级侧线圈上连接电源施加电压,来利用在次级侧线圈上感应出的电压驱动超声波振子的结构。通过构成这种结构,能够切换施加给初级侧线圈的电压的方向,并使在次级侧线圈上感应的脉冲的极性进行反转。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献 1:日本特开 2010-81966 号公报

发明内容

[0008] 发明所要解决的问题

[0009] 另一方面,由于变压器的初级侧线圈与次级侧线圈之间磁耦合,因此,通过向初级侧线圈流电流而在初级侧线圈上产生的电压,就按照匝数比来表现为次级侧线圈的电压。这时若切断从外部向初级侧线圈的电流供给,就会遵照楞次定律,为了消除磁通量变化而产生与初级侧线圈的负载相应的反电动势。这时,由于该反电动势,按照匝数比在次级侧线圈上产生电压。因为这种情况,即使切断从外部向初级侧线圈的电流供给,次级侧线圈的电压也不会立刻退回到零电平(偏置点),而是继续在次级侧线圈上感应出反电动势,并从次级侧线圈继续产生出伴随着该反电动势的信号。因而,在该期间,在来自超声波振子的接收信号中重叠有伴随着该反电动势的信号,因此,接收例如被检体的较浅部位(以后有时叫做“浅部”)的反射波就很困难。

[0010] 本发明的实施方式的目的,在于,提供一种能够使次级侧线圈上感应出的电动势高速地变化为零电平的超声波诊断装置。

[0011] 用于解决问题的手段

[0012] 本发明的实施方式是具备变压器、第一电源和第二电源、超声波振子、处理部以及驱动部的超声波诊断装置。变压器的结构包括初级侧线圈和次级侧线圈。第一电源和第二电源连接在初级侧线圈上。超声波振子被在次级侧线圈上感应出的电压驱动,朝向被检体发送超声波,并接收由被检体反射的反射波,输出接收信号。处理部对接收信号施行处理,并生成超声波图像。驱动部进行驱动,使电压在基于第一电源的第一电平电压、基于第二电源的第二电平电压、以及第一电平电压与第二电平电压之间的第三电平电压之间进行变化。

附图说明

[0013] 图 1 是本实施方式涉及的超声波诊断装置的框图。

[0014] 图 2A 是示出第一实施方式涉及的发送电路的一例的电路图。

[0015] 图 2B 是示出第一实施方式中的、向各晶体管的脉冲与来自次级侧线圈的输出波形的关系的概略图。

[0016] 图 2C 是示出第一实施方式的各定时的各晶体管的导通 / 截止状态的图。

[0017] 图 3A 是示出第一实施方式的规定定时的等效电路的电路图。

[0018] 图 3B 是示出第一实施方式的规定定时的等效电路的电路图。

[0019] 图 3C 是示出第一实施方式的规定定时的等效电路的电路图。

[0020] 图 4 是示出从次级侧线圈输出的脉冲的振幅变化的曲线图。

[0021] 图 5A 是示出第二实施方式涉及的发送电路的一例的电路图。

[0022] 图 5B 是示出第二实施方式中的、向各晶体管的脉冲与来自次级侧线圈的输出波形的关系的概略图。

[0023] 图 5C 是示出图 5B 中的各晶体管的导通 / 截止状态的图。

[0024] 图 6A 是示出第二实施方式的规定定时的等效电路的电路图。

[0025] 图 6B 是示出第二实施方式的规定定时的等效电路的电路图。

[0026] 图 6C 是示出第二实施方式的规定定时的等效电路的电路图。

[0027] 图 6D 是示出第二实施方式的规定定时的等效电路的电路图。

[0028] 图 6E 是示出第二实施方式的规定定时的等效电路的电路图。

[0029] 图 7 是示出第二实施方式涉及的发送电路的一个样式的电路图。

[0030] 图 8 是示出第二实施方式涉及的发送电路的一个样式的电路图。

[0031] 图 9A 是示出向各晶体管的脉冲与来自次级侧线圈的输出波形的关系的一例的概略图。

[0032] 图 9B 是示出图 9A 中的各晶体管的导通 / 截止状态的图。

[0033] 图 10 是示出变形例涉及的发送电路的一例的电路图。

[0034] 图 11A 是示出以前的发送电路的一例的电路图。

[0035] 图 11B 是示出以前的发送电路的一例的电路图。

具体实施方式

[0036] (第一实施方式)

[0037] 首先,参照图 1 和图 2A,对第一实施方式涉及的超声波诊断装置的结构进行说明。

如图 1 所示,超声波诊断装置的结构包括发送电路 10、驱动部 100、超声波振子群 11、放大电路 12、延迟电路 13、加法电路 14、信号处理部 15、图像处理部 16 以及显示部 17。本实施方式涉及的超声波诊断装置按照每个规定的定时一边切换超声波的发送与接收,一边进行工作。

[0038] (发送电路 10)

[0039] 在此,参照图 2A,针对发送电路 10 的结构,与构成超声波振子群 11 的超声波振子 C10 合并进行说明。发送电路 10 的结构包括变压器 K3、电源 VP11 和 VP13、晶体管 M11、M12、M13 和 M14、二极管 D11、D13、D21 和 D22。变压器 K3 的结构包括初级侧线圈 LP1 和次级侧线圈 LS1。再有,图 2A 中的变压器 K3 的虚线表示磁芯部。在图 2A 的例子中,晶体管 M11 和 M13 由 P 型 MOSFET (Metal - Oxide - Semiconductor Field - Effect Transistor:金属氧化物半导体场效应晶体管) 构成,晶体管 M12 和 M14 由 N 型 MOSFET 构成。

[0040] 在晶体管 M11 的源极上连接有电源 VP11,在晶体管 M13 的源极上连接有电源 VP13。另外,晶体管 M12 和 M14 的源极分别被连接到公共电压。在此,所述公共电压表示在电路内成为共用基准的电压(地)。在初级侧线圈 LP1 的一端连接有晶体管 M11 的漏极和晶体管 M14 的漏极。再有,介于初级侧线圈 LP1 的一端与晶体管 M11 的漏极之间具有二极管 D11,限制从初级侧线圈 LP1 朝向晶体管 M11 方向的电流的流动。同样地,在初级侧线圈 LP1 的另一端连接有晶体管 M13 的漏极和晶体管 M12 的漏极。介于初级侧线圈 LP1 的另一端与晶体管 M13 的漏极之间具有二极管 D13,限制从初级侧线圈 LP1 朝向晶体管 M13 方向的电流的流动。再有,电源 VP11 相当于“第一电源”,电源 VP13 相当于“第二电源”。即,夹着初级侧线圈 LP1 配置所述电源 VP11 和电源 VP13,能够对初级侧线圈 LP1 相互反方向地流电流。另外,电源 VP11 可以是产生与电源 VP13 不同的电压的电源,也可以是产生相同电压的电源。另外,晶体管 M11 相当于“第一开关”,晶体管 M13 相当于“第二开关”。另外,晶体管 M12 相当于“第三开关”,晶体管 M14 相当于“第四开关”。

[0041] 另外,与构成超声波振子群 11 的超声波振子 C10 连接有次级侧线圈 LS1 的一端和接收电路(即,放大电路 12)。再有,将分别与超声波振子 C10、次级侧线圈 LS1 的一端和接收电路相连接的布线的连接部设为连接点 P21。另外,次级侧线圈 LS1 的另一端被连接到公共电压。再有,介于次级侧线圈 LS1 的一端与连接点 P21 之间具有由二极管 D21 和 D22 构成的二极管开关。这时,将二极管 D21 和 D22 配置成一方的阳极端子和另一方的阴极端子被连接在相同的信号线上。

[0042] 该二极管 D21 和 D22 按照例如在所通过的信号(脉冲波或者连续波)的振幅是 1.4Vpp(相当于电压 $\pm 0.7V$) 振幅以上时变成导通状态,并使信号通过的方式进行工作。另一方面,按照在不足 1.4Vpp 时变成截止状态并遮断信号的方式进行动作。在超声波振子 C10 的驱动时(即,超声波的发送时),由于在次级侧线圈 LS1 上感应出的信号具有 20Vpp(相当于电压 $\pm 10V$) ~ 200Vpp(相当于电压 $\pm 100V$) 的振幅,因此通过该二极管开关。对此,在由超声波振子 C10 接收回波信号时,由于该回波信号的振幅在 1.0Vpp(相当于电压 $\pm 0.5V$) 以下,因此该回波信号被该二极管开关遮断,并被输出到接收电路(即,放大电路 12)。通过这样地设置二极管开关,在降低了发送电路侧(即,次级侧线圈 LS1)的电压时,从接收电路看不到发送电路侧的负载。即,可以从接收电路分离发送电路侧的影响。

[0043] 再有,在放大电路 12 的前级设置有限制预先决定的振幅(例如 $\pm 0.7V$) 以上的信

号的通过的限幅器。在朝向放大电路 12 的信号的振幅是 $\pm 0.7V$ 以上时,由该限幅器限制信号对放大电路 12 的通过。

[0044] 驱动部 100 按照每个规定的定时切换晶体管 M11 ~ M14 的各个晶体管的导通 / 截止,从而控制施加给初级侧线圈 LP1 的电压 (初级电压) 的种类和方向。参照图 2B 和图 2C,对由该驱动部 100 进行的控制进行说明。图 2B 是示出提供给晶体管 M11 ~ M14 的各个晶体管的脉冲与来自次级侧线圈 LS1 的输出波形的关系的概略图。图 2B 中的 T10、T11 和 T12 表示发送超声波的周期中的各定时,通过按照每个该定时切换从次级侧线圈 LS1 感应出的电压 (次级电压),由此能够输出多个电平的电压。作为该一例,图 2B 中的 VP111 和 VP131 表示通过晶体管 M11 ~ M14 的开关而在变压器 K3 的次级侧 (即,次级侧线圈 LS1) 感应出的次级电压。图 2B 中的电压 VP111 是第一电平电压的一例,对应于电源 VP11,电压 VP131 是第二电平电压的一例,对应于电源 VP13。另外,图 2C 是示出在图 2B 示出的定时 T10、T11 和 T12 的晶体管 M11 ~ M14 的各个晶体管的导通 / 截止状态的图。图 2C 中示出了用“○”表示的部分是“导通”状态。

[0045] 如图 2B 所示,在定时 T11,驱动部 100 向晶体管 M12 和 M13 供给脉冲。从而,如图 2C 所示,晶体管 M11 和 M12 成为导通,晶体管 M13 和 M14 成为截止。图 3A 中示出该情况下的等效电路。如图 3A 所示,在定时 T11,对初级侧线圈 LP1 施加电源 VP11 的初级电压。从而,在次级侧线圈 LS1 上,如图 2B 所示地感应出 VP111 (正极) 的次级电压,该次级电压被施加给超声波振子 C10。

[0046] 另外,如图 2B 所示,在定时 T12,驱动部 100 向晶体管 M11 和 M14 供给脉冲。从而,如图 2C 所示,晶体管 M13 和 M14 成为导通,晶体管 M11 和 M12 成为截止。图 3B 中示出该情况下的等效电路。如图 3B 所示,在定时 T12,对初级侧线圈 LP1 施加电源 VP13 的初级电压。这时,流向初级侧线圈 LP1 的电流的方向变成与图 3A 中示出的定时 T11 的情况相反。因此,在次级侧线圈 LS1 上,如图 2B 所示地感应出 VP131 (负极) 的次级电压,该次级电压被施加给超声波振子 C10。

[0047] 另外,如图 2B 所示,在定时 T10,驱动部 100 向晶体管 M11 ~ M14 供给脉冲。从而,如图 2C 所示,晶体管 M12 和 M14 成为导通,晶体管 M11 和 M13 成为截止。图 3C 中示出该情况下的等效电路。如图 3C 所示,在定时 T10,初级侧线圈 LP1 的两端被连接到公共电压。从而,在定时 T11 或者 T12,通过使初级侧线圈 LP1 的两端的电位差为“0” (施加给初级侧线圈 LP1 的施加电压为“0”),在次级侧线圈 LS1 两端产生的电压差也变为“0V”。从而,如图 2B 所示地成为来自次级侧线圈 LS1 的输出振幅是“0”的第三电平电压 (在次级侧线圈上感应出的电压为“0”),向超声波振子 C10 的电压变为“0”。即,第一电平电压和第二电平电压是“0”以外的信号,在与第三电平电压即零电平的电压之间的切换中,在大于“0”的信号中急剧下降,在小于“0”的信号中急剧上升。该下降沿和上升沿最好相对于时间轴垂直,但例如也可以稍微具有有点儿倾斜和 / 或经过一点儿激振 (ringing) 后收束于第三电平电压即零电平。

[0048] 在此,参照图 4,对向第三电平电压即零电平的切换进行说明。图 4 是示出在断开了对初级侧线圈 LP1 施加的电压的情况下,从次级侧线圈 LS1 输出的脉冲的振幅沿时间序列的变化的曲线图的一例。图 4 中的曲线图 G11 表示在本实施方式涉及的超声波诊断装置中的定时 T10 的控制,即、使初级侧线圈 LP1 的两端连接到公共电压的情况。另外,曲线图

G21 表示设置于放大电路 12 的前级的限幅器的限幅电压。另外, 曲线图 G12 表示使用以前的发送电路的情况, 即, 不使初级侧线圈 LP1 的两端连接到公共电压的情况。

[0049] 这样地, 通过晶体管 M11 和 M12 接通, 驱动部 100 使次级侧线圈 LS1 上感应出第一电平电压。另外, 通过接通晶体管 M13 和 M14, 而在次级侧线圈 LS1 上感应出第二电平电压。而且, 通过晶体管 M12 和 M14 接通, 而使初级侧线圈 LP1 的两端连接到公共电压, 使来自次级侧线圈 LS1 的输出振幅为“0”。

[0050] 在此, 参照图 11A, 对以前的发送电路的结构进行说明。图 11A 是示出以前的发送电路的一例的电路图。如图 11A 所示, 以前的发送电路的结构包括: 包括初级侧线圈 L31、L32、L41 和 L42 以及次级侧线圈 L5 在内的变压器; 以及电源 VP0 和 VP1。初级侧线圈 L31 和 L32 的一端与电源 VP0 相连接。这时, 从电源 VP0 看, 以初级侧线圈 L31 和 L32 的缠绕方向各自不同的方式进行连接。在初级侧线圈 L31 的另一端, 经由二极管 D31 连接有晶体管 M31 的漏极。同样地, 在初级侧线圈 L32 的另一端, 经由二极管 D32 连接有晶体管 M32 的漏极。晶体管 M31 和 M32 的源极分别与公共电压相连接。

[0051] 另外, 初级侧线圈 L41 和 L42 的一端与电源 VP0 相连接, 在初级侧线圈 L41 和 L42 的另一端, 经由二极管 D31 和 D32 连接有晶体管 M41 和 M42 的漏极。它们的连接关系与包括电源 VP1、初级侧线圈 L31 和 L32、二极管 D31 和 D32、晶体管 M31 和 M32 在内的电路群相同。

[0052] 通过接通晶体管 M31、M32、M41 和 M42 的某一个, 在初级侧线圈 L31、L32、L41 和 L42 的某一个上流过电流而产生磁能。该情况下, 施加在初级侧线圈 L31、L32、L41 和 L42 上的电压值分别不同, 线圈的缠绕方向也各自不同。因此, 通过向某一个初级侧线圈流电流, 就能够选择与各个初级侧线圈相对应的电压值和极性, 并在次级侧线圈 L51 上感应出基于该电压值和极性的电压。

[0053] 在此参照图 4。如曲线图 G12 所示, 在以前的发送电路的情况下 (即, 不使初级侧线圈 LP1 的两端连接到公共电压的情况), 在初级侧线圈 LP1 上产生的磁能被电路内的电阻消耗之前, 次级侧线圈的电压都不退回到零电平 (偏置点)。根据此原因, 在次级侧线圈上继续感应出反电动势, 从次级侧线圈继续产生伴随着该反电动势的信号。因此, 在该次级侧线圈 LS1 上感应出的电压从切换开始直到变为不足限幅电压 0.7[V], 大约需要 1.3[μ sec] 的时间。即, 在该时间内, 由于在次级侧线圈 LS1 上感应的电压通过二极管 D21 和 D22, 因此, 会向连接点即点 P21 施加次级侧线圈 LS1 上所感应的电压。从而, 向放大电路 12 输入对来自超声波振子 C10 的信号重叠了来自次级侧线圈 LS1 的信号所得到的信号。

[0054] 放大电路 12 配合来自超声波振子 C10 的信号的输入范围而设定有动态范围。来自次级侧线圈 LS1 的信号的输入范围 (振幅) 大于来自超声波振子 C10 的信号的输入范围。因此存在放大电路在收到来自次级侧线圈 LS1 的信号时导致故障的可能性。即, 在来自次级侧线圈 LS1 的信号通过二极管 D21 和 D22 流入到放大电路 12 的期间, 在放大电路 12 中难以接受这些信号。因此, 如上所述地在放大电路 12 的前级设置了限幅器。

[0055] 在次级侧线圈 LS1 上感应出的电压通过二极管 D21 和 D22 的期间, 即, 在次级侧线圈 LS1 上感应出的电压变为不足 0.7[V] 之前, 在来自超声波振子 C10 的信号中重叠有来自次级侧线圈 LS1 的信号 (0.7[V] 以上)。因此, 即使在来自超声波振子 C10 的信号是不足 0.7[V] 的信号的情况下, 也因为重叠有来自次级侧线圈 LS1 的信号而成为 0.7[V] 以上的信

号,被设置于放大电路 12 的前级的限幅器限制通过。因此,在由该信号的重叠所引起的限制存在的期间,放大电路 12 不能够收到来自超声波振子 C10 的信号。

[0056] 即,在从超声波的发送向接收进行切换的情况下,在超声波的发送时次级侧线圈 LS1 上感应出的电压变成能被二极管 D21 和 D22 遮断的值之前,不能够开始超声波的接收。因此,该时间越长,就越难以在接收电路一侧对在更早的定时接收的回波信号(在被检体内的浅部位反射的回波信号)进行处理。

[0057] 一般而言,在超声波振子 C10 上产生的超声波在超声波振子 C10 与超声波探头的表面之间返回来的时间(声音的距离),依存于探头而不同,但一般是 $1[\mu\text{sec}]$ 左右。即,在该时间($1[\mu\text{sec}]$)以后接收的超声波,变成在被检体内反射后的反射波。因此,期望在该时间以内,在次级侧线圈 LS1 上感应出的电压低于放大电路前级的限幅器的限幅电压 $0.7[\text{V}]$ 。

[0058] 对此,在本实施方式涉及的超声波诊断装置中,在断开了施加给初级侧线圈 LP1 的电压时,如图 3C 所示地将初级侧线圈 LP1 的两端连接到公共电压。通过这样地动作,初级侧线圈 LP1 两端的电位差变为“0”(施加给初级侧线圈 LP1 的施加电压为“0”),变成不从外部向初级侧线圈 LP1 流入电流。因此,在初级侧线圈 LP1 上不产生磁能。从而,如图 4 的曲线图 G11 所示地,在从切换开始大约 $0.6[\mu\text{sec}]$ 时,在次级侧线圈 LS1 上感应的电压变成不足限幅电压 $0.7[\text{V}]$ 。即,与以前相比,在更早的定时上,来自次级侧线圈 LS1 的输出振幅变为“0”。因此,与不使初级侧线圈 LP1 的两端连接到公共电压上的情况相比,能处理在更早的定时接收的回波信号。

[0059] 这样地,本实施方式涉及的超声波诊断装置通过在断开施加给初级侧线圈 LP1 的初级电压时,将初级侧线圈 LP1 的两端连接到公共电压上,由此来使初级侧线圈 LP1 的两端的电位差变为“0”,积极地抑制初级侧线圈 LP1 上的磁能的产生。从而,与不将初级侧线圈 LP1 的两端连接到公共电压上的情况相比,能够使次级侧线圈 LS1 上感应出的次级电压快速地变为“0”。

[0060] 另外,在本实施方式涉及的发送电路 10 中,构成为,在向初级侧线圈 LP1 的任一个方向施加了电压的情况下(即,在定时 T11 和 T12 的任一个定时),都成对地使用 P 型 MOSFET 和 N 型 MOSFET。一般而言,像 P 型 MOSFET 和 N 型 MOSFET 这样的物理构造不同的部件,其特性也不同。因此,使用 P 型 MOSFET 和 N 型 MOSFET 来获得具有相同特性的部件很困难。另一方面,像 P 型 MOSFET 彼此之间或者 N 型 MOSFET 彼此之间这样的构造相同的 MOSFET,与构造不同的相比,更容易获得具有相同特性的部件。在本实施方式涉及的发送电路 10 中,由于在定时 T11 和 T12 的任一个定时都成对地使用 P 型 MOSFET 和 N 型 MOSFET,因此电路结构变得均等。因此,即使在切换了施加给初级侧线圈 LP1 的电压的情况下,也会减少伴随着构造差异的特性差异,能容易地在初级侧线圈 LP1 上感应出正负振幅对称的输出脉冲。

[0061] 再有,在上述中使用了晶体管 M11 ~ M14 作为开关,但只要满足具有期望的切换速度的开关的功能,就不限定于该结构。也可以代替晶体管 M11 ~ M14(MOSFET),而使用例如 MEMS(Micro Electro Mechanical Systems:微机电系统)开关。另外,在该情况下使用的 MOSFET 基本不做限定,可以是耗尽型,也可以是增强型,优选在不施加栅极电压时就不会流过漏极电流的增强型。另外,在本实施方式和本实施方式以后所使用的晶体管,不限于于绝

缘栅型 MOSFET,也可以是结型 J—FET。另外,例如,该晶体管也可以是双极型晶体管等。在使用双极型晶体管的情况下,在本实施方式涉及的发送电路 10 中,例如,将 P 型 MOSFET 置换为 PNP 晶体管,将 N 型 MOSFET 置换为 NPN 晶体管来构成。另外,分别将栅极置换为基极,将漏极置换为发射极,将源极置换为集电极来构成。还将接通双极型晶体管的定时构成为,在输入前述的脉冲的定时向基极流驱动电流。另外,从减小流到基极的驱动电流的观点出发,优选的是,该双极型晶体管使用直流电流增益(以下称作 h_{FE})值大的晶体管,或者具有达林顿连接多个晶体管等来增大 h_{FE} 值等的结构。

[0062] 另外,在从次级侧线圈输出振幅正负对称的脉冲的情况下,也可以用相同的电源构成电源 VP11 和 VP13。通过构成这种结构,能简化发送电路 10 的结构。

[0063] 另外,本实施方式涉及的发送电路 10 例如也可以用同一型(P 型、N 型、PNP 型、NPN 型等)的晶体管来构成全部的晶体管。具体而言,例如,通过将晶体管 M11 和晶体管 M13 设为 N 型 MOSFET,来全部用 N 型 MOSFET 构成发送电路 10。这样一来,晶体管 M11 和晶体管 M13 就作为从源极侧取出信号的源极跟随器型开关电路来进行工作。在此,为了驱动晶体管 M11 而在晶体管 M11 上施加给栅极的驱动信号,成为在施加给晶体管 M14 的驱动信号中加上了电压 VP111 而成的信号。另外,为了驱动晶体管 M13 而同样地对晶体管 M13 施加的驱动信号,成为在施加给晶体管 M12 的驱动信号中加上了电压 VP131 而成的信号。这样地,由于在晶体管的栅极和源极之间施加例如超过 30V 的大电压,因此,优选的是,选择栅极和源极之间的耐压较高的 MOSFET。作为该 MOSFET,除了 Si—MOSFET 以外,例如举出有 GaN—MOSFET、SiC—MOSFET 等。另外,由于全部用同一型的晶体管构成发送电路 10,因此,也可以使用例如 IGBT 或 GTO 等没有类型区别的开关元件来作为晶体管。例如,在构成发送电路 10 的晶体管中使用 GTO 的情况下,分别将全部用 N 型 MOSFET 构成发送电路 10 的情况下的漏极置换为阴极,将源极置换为阳极来构成。这些情况在以下示出的实施方式中也同样能够适用。

[0064] 另外,发送电路 10 也可以作为单独的电源装置来使用。本电源装置例如是至少与超声波探头相连接的超声波诊断装置用的电源装置。本电源装置通过包括初级侧线圈 LP1 和次级侧线圈 LS1 而构成的变压器 K3、与初级侧线圈 LP1 相连接的第一电源 VP11 和第二电源 VP13、以及在次级侧线圈 LS1 上感应出的电压而被驱动。本电源装置具备驱动部,所述驱动部进行驱动,使感应出的电压在基于第一电源 VP11 的第一电平电压、基于第二电源 VP13 的第二电平电压、以及第一电平电压与第二电平电压之间的第三电平电压之间进行变化。本电源装置例如可以适当地选择前述的关于发送电路 10 的结构来构成。

[0065] (接收电路)

[0066] 下面,参照图 1,对接收电路,即放大电路 12、延迟电路 13、加法电路 14、信号处理部 15 和图像处理部 16 的工作进行说明。放大电路 12 经由与超声波振子群 11 的各振子相连接的信号线,接收被各振子接收的超声波回波信号。放大电路 12 为了良好地传输从各振子收到的超声波回波信号而进行低噪声放大或者缓冲等处理。

[0067] 由放大电路 12 放大所得的信号,被延迟电路 13 给予延迟时间,并由加法电路 14 相加后输出到信号处理部 15。由延迟电路 13 和加法电路 14 定相相加所得的信号,在信号处理部 15 中检波后提取包络线。该提取出的包络线在图像处理部 16 中与被观测体的剖面合并在一起进行坐标变换,或者实施适于图像显示的灰度处理等,之后显示在显示部 17

上。从而,被观测体内的形态信息就实时地显示在显示部 17 上。

[0068] 以上,本实施方式涉及的超声波诊断装置通过在断开施加给初级侧线圈 LP1 的初级电压时,将初级侧线圈 LP1 的两端连接到公共电压上,来使初级侧线圈 LP1 的两端的电位差变为“0”,积极地抑制初级侧线圈 LP1 上的磁能的产生。从而,与不将初级侧线圈 LP1 的两端连接到公共电压上的情况相比,能够使次级侧线圈 LS1 上感应出的次级电压快速地变为“0”。因此,能在超声波的发送后快速地开始接收,例如,能生成基于在被检体的浅部位反射的超声波而产生的图像。另外,在本实施方式涉及的超声波诊断装置中,在输出正极侧的脉冲的情况下和输出负极侧的脉冲的情况下,与初级侧线圈 LP1 相连接的电路的结构相等。从而能减轻基于各元件的构造差异所产生的性能偏差。

[0069] (第二实施方式)

[0070] 下面,对第二实施方式涉及的超声波诊断装置进行说明。本实施方式涉及的超声波诊断装置一边分时地切换 B 模式或 C 模式等这样的不同的模式,一边进行工作。例如, B 模式是显示二维形态像的模式。在 B 模式中,使用一个超声波振子分时进行超声波的发送和接收这两者,在该模式中使用振幅大且波数少的超声波。C 模式是应用多普勒效应分析血流分布,并彩色显示二维血流像的模式。在该模式中使用振幅小且波数多的超声波。这样地,在这些模式的每个模式中,超声波的振幅或波数不同,并且根据模式而在次级侧线圈 LS1 上感应出的电压不同。另外,本实施方式涉及的超声波诊断装置,通过在超声波的发送中使施加给超声波振子的电压进行变化,来有意地使发送脉冲的波形进行变化。为了实现这样的工作,本实施方式涉及的发送电路 10 一边分时地切换不同种类的电压,一边将该电压施加给初级侧线圈 LP1。以后,对本实施方式涉及的超声波诊断装置,参照图 5A,着眼于与第一实施方式不同的发送电路 10 的结构和驱动部 100 进行的控制进行说明。图 5A 是示出本实施方式涉及的发送电路的一例的电路图。

[0071] 如图 5A 所示,本实施方式涉及的发送电路 10 除了图 2A 所示的结构之外,还包括电源 VP15 和 VP16、晶体管 M15 和 M16、以及二极管 D15 和 D16。晶体管 M15 和 M16 是与晶体管 M11 和 M13 同样的结构,即、构成为 P 型 MOSFET。再有,电源 VP15 相当于“第三电源”,电源 VP16 相当于“第四电源”。

[0072] 在晶体管 M15 的源极上连接有电源 VP15,在晶体管 M16 的源极上连接有电源 VP16。晶体管 M15 的漏极与晶体管 M11 同样地与初级侧线圈 LP1 的一端相连接。另外,晶体管 M16 的漏极与晶体管 M13 同样地与初级侧线圈 LP1 的另一端相连接。介于初级侧线圈 LP1 的一端与晶体管 M15 的漏极之间具有二极管 D15,限制从初级侧线圈 LP1 朝向晶体管 M11 方向的电流的流动。同样地,介于初级侧线圈 LP1 的另一端与晶体管 M16 的漏极之间具有二极管 D16,限制从初级侧线圈 LP1 朝向晶体管 M16 方向的电流的流动。另外,本实施方式的发送电路 10 也与前述的第一实施方式同样地可以用同一型的元件构成。在该情况下,例如,可以将晶体管 M11、M15、M13 和 M16 构成为 N 型 MOSFET。

[0073] 驱动部 100 按照每个规定的定时切换晶体管 M11 ~ M16 的各个晶体管的导通 / 截止,从而控制施加给初级侧线圈 LP1 的电压(初级电压)的种类和方向。参照图 5B 和图 5C,对该驱动部 100 进行的控制进行说明。图 5B 是示出提供给晶体管 M11 ~ M16 的各个晶体管的脉冲与来自次级侧线圈 LS1 的输出波形的关系的概略图。图 5B 中的 T20、T21、T22、T23 和 T24 表示发送超声波的周期中的各定时,按照每个该定时切换从次级侧线圈 LS1 感

应出的电压（次级电压）。再有，图 5B 中的 VP111、VP131、VP151 和 VP161 表示通过晶体管 M11 ~ M16 的开关而在变压器 K3 的次级侧（即，次级侧线圈 LS1）上感应出的次级电压。图 5B 中的电压 VP111 对应于电源 VP11，电压 VP131 对应于电源 VP13。另外，图 5B 中的电压 VP151 对应于电源 VP15，电压 VP161 对应于电源 VP16。另外，图 5C 是示出在图 5B 示出的定时 T20、T21、T22、T23 和 T24 的晶体管 M11 ~ M16 的各个晶体管的导通 / 截止状态的图。图 5C 中示出了用“○”表示的部分是“导通”状态。

[0074] 如图 5B 所示，在定时 T21，驱动部 100 向晶体管 M11、M12、M13 和 M16 供给脉冲。从而，如图 5C 所示，晶体管 M11 和 M12 成为导通，晶体管 M13 ~ M16 成为截止。图 6A 中示出该情况下的等效电路。如图 6A 所示，在定时 T21，对初级侧线圈施加电源 VP11 的初级电压。从而，在次级侧线圈 LS1 上，如图 5B 所示地感应出 VP111（正极）的次级电压，该次级电压被施加给超声波振子 C10。

[0075] 另外，如图 5B 所示，在定时 T22，驱动部 100 向晶体管 M12、M13、M15 和 M16 供给脉冲。从而，如图 5C 所示，晶体管 M12 和 M15 成为导通，晶体管 M11、M13、M14 和 M16 成为截止。图 6B 中示出该情况下的等效电路。如图 6B 所示，在定时 T22，对初级侧线圈 LP1 施加电源 VP15 的初级电压。从而，在次级侧线圈 LS1 上，如图 5B 所示地感应出 VP151（正极）的次级电压，该次级电压被施加给超声波振子 C10。

[0076] 另外，如图 5B 所示，在定时 T23，驱动部 100 向晶体管 M11 和 M14 ~ M16 供给脉冲。从而，如图 5C 所示，晶体管 M14 和 M16 成为导通，晶体管 M11 ~ M13 和 M15 成为截止。图 6C 中示出该情况下的等效电路。如图 6C 所示，在定时 T23，对初级侧线圈 LP1 施加电源 VP16 的初级电压。这时，流向初级侧线圈 LP1 的电流的方向变得与图 6A 和图 6B 中示出的定时 T21 和 T22 的情况相反。因此，在次级侧线圈 LS1 上如图 5B 所示地感应出 VP161（负极）的次级电压，该次级电压被施加给超声波振子 C10。

[0077] 另外，如图 5B 所示，在定时 T24，驱动部 100 向晶体管 M11 和 M13 ~ M15 供给脉冲。从而，如图 5C 所示，晶体管 M13 和 M14 成为导通，晶体管 M11、M12、M15 和 M16 成为截止。图 6D 中示出该情况下的等效电路。如图 6D 所示，在定时 T24，对初级侧线圈 LP1 施加电源 VP13 的初级电压。这时，流向初级侧线圈 LP1 的电流的方向变得与图 6A 和图 6B 中示出的定时 T21 和 T22 的情况相反。因此，在次级侧线圈 LS1 上如图 5B 所示地感应出 VP131（负极）的次级电压，该次级电压被施加给超声波振子 C10。

[0078] 另外，如图 5B 所示，在定时 T20，驱动部 100 向晶体管 M11 ~ M16 供给脉冲。从而，如图 5C 所示，晶体管 M12 和 M14 成为导通，晶体管 M11、M13、M15 和 M16 成为截止。图 6E 中示出该情况下的等效电路。如图 6E 所示，在定时 T20，初级侧线圈 LP1 的两端被连接到公共电压。即，初级侧线圈 LP1 两端的电位差变为“0”，初级侧线圈 LP1 中反电动势的产生被抑制。从而，如图 5B 所示，次级侧线圈 LS1 的电压、即施加给超声波振子 C10 的电压变为“0”。

[0079] 这样地，本实施方式涉及的超声波诊断装置使用相同的结构，将所连接的电源电压不同的一个电路群和其他电路群，相对初级侧线圈 LP1 并联地连接。具体而言，一个电路群表示包括电源 VP11 和 VP13、晶体管 M11 和 M13 而构成的电路群。另外，其他电路群表示包括电源 VP15 和 VP16、晶体管 M15 和 M16 而构成的电路群。通过构成这种结构，能得到与第一实施方式涉及的超声波诊断装置同样的作用效果，并且能适当地切换不同多个（3 个以上）电平电压来施加给超声波振子 C10。

[0080] 再有,也可以在从次级侧线圈输出振幅正负对称的脉冲的情况下,用相同的电源 VP0 构成电源 VP11 和 VP13,同样地用相同的电源 VP1 构成电源 VP15 和 VP16。图 7 中示出表示这样的一例的发送电路 10 的电路图。通过构成这种结构,图 5B 中示出的电压 VP111、VP131、VP151 和 VP161 满足 $VP111 = VP131 = VP0$ 、 $VP151 = VP161 = VP1$ 的关系。即,在定时 T22 和定时 T23 从次级侧线圈 TS1 输出的脉冲(感应出的电压),以“0”为基准相对称。同样地,在定时 T21 和定时 T24 从次级侧线圈 TS1 输出的脉冲,以“0”为基准相对称。

[0081] 另外,在上述例子中,通过调整电源 VP11、VP13、VP15 和 VP16 的电压,使得在次级侧线圈 LS1 上感应出电平不同的脉冲,但也可以构成为通过调整与变压器 K3 连接的初级侧线圈的匝数,使得输出不同电平的脉冲。图 8 中示出表示这样的一例的发送电路 10 的电路图。在图 8 的例子中,在变压器 K3 的初级侧设置初级侧线圈 LP1 和 LP12,使它们相对次级侧线圈 LS1 并联地连接。在初级侧线圈 LP11 的一端连接有由电源 VP11、晶体管 M11 和二极管 D11 构成的电路群,在另一端连接有由电源 VP13、晶体管 M13 和二极管 D13 构成的电路群。另外,初级侧线圈 LP11 的两端分别经由晶体管 M12 和 M14 连接到公共电压。

[0082] 同样地,在初级侧线圈 LP12 的一端连接有由电源 VP15、晶体管 M15 和二极管 D15 构成的电路群,在另一端连接有由电源 VP16、晶体管 M16 和二极管 D16 构成的电路群。另外,初级侧线圈 LP12 的两端分别经由晶体管 M12' 和 M14' 连接到公共电压。

[0083] 通过构成这样的结构,就能通过调整电源 VP11、VP13、VP15 和 VP16 的电压以及初级侧线圈 LP11 和 LP12 的匝数,来调整在次级侧线圈 LS1 上感应出的电压。

[0084] 另外,根据本实施方式涉及的超声波诊断装置,能如图 9A 所示地使施加给超声波振子 C10 的电压进行变化。图 9A 是示出提供给晶体管 M11 ~ M16 的各个晶体管的脉冲与来自次级侧线圈 LS1 的输出波形的关系的一例的概略图。图 9A 中的 T31、T32、T33、T34 和 T35 表示发送超声波的周期中的各定时,按照每个该定时切换从次级侧线圈 LS1 感应出的电压(次级电压)。再有,图 9A 中的 VP111、VP131、VP151 和 VP161 对应于图 5B 中的 VP111、VP131、VP151 和 VP161。另外,图 9B 中示出在图 9A 示出的定时 T31、T32、T33、T34 和 T35 的晶体管 M11 ~ M16 的各个晶体管的导通/截止状态的图。图 9B 中示出了用“○”表示的部分是“导通”状态。

[0085] 如图 9A 所示,在定时 T31,驱动部 100 向晶体管 M12、M13、M15 和 M16 供给脉冲。从而,如图 9B 所示,晶体管 M12 和 M15 成为导通,晶体管 M11、M13、M14 和 M16 成为截止。即,在定时 T31,对初级侧线圈 LP1 施加电源 VP15 的初级电压。从而,在次级侧线圈 LS1 上如图 9A 所示地感应出 VP151(正极)的次级电压,该次级电压被施加给超声波振子 C10。

[0086] 另外,如图 9A 所示,在定时 T32,驱动部 100 向晶体管 M11、M12、M13 和 M16 供给脉冲。从而,如图 9B 所示,晶体管 M11 和 M12 成为导通,晶体管 M13 ~ M16 成为截止。即,在定时 T32,对初级侧线圈施加电源 VP11 的初级电压。从而,在次级侧线圈 LS1 上如图 5B 所示地感应出 VP111(正极)的次级电压,该次级电压被施加给超声波振子 C10。

[0087] 另外,如图 9A 所示,在定时 T33,驱动部 100 向晶体管 M11 ~ M16 供给脉冲。从而,如图 9B 所示,晶体管 M12 和 M14 成为导通,晶体管 M11、M13、M15 和 M16 成为截止。即,在定时 T33,初级侧线圈 LP1 的两端被连接到公共电压。即,初级侧线圈 LP1 两端的电位差变为“0”,初级侧线圈 LP1 中反电动势的产生被抑制。从而,如图 9A 所示,次级侧线圈 LS1 的电压、即向超声波振子 C10 的电压变为“0”。

[0088] 另外,如图 9A 所示,在定时 T34,驱动部 100 向晶体管 M11 和 M14 ~ M16 供给脉冲。从而,如图 9B 所示,晶体管 M14 和 M16 成为导通,晶体管 M11 ~ M13 和 M15 成为截止。即,在定时 T34,对初级侧线圈 LP1 施加电源 VP16 的初级电压。这时,流向初级侧线圈 LP1 的电流的方向变得与定时 T31 和 T32 的情况相反。因此,在次级侧线圈 LS1 上如图 9A 所示地感应出 VP161(负极) 的次级电压,该次级电压被施加给超声波振子 C10。

[0089] 另外,如图 9A 所示,在定时 T35,驱动部 100 向晶体管 M11 和 M13 ~ M15 供给脉冲。从而,如图 9B 所示,晶体管 M13 和 M14 成为导通,晶体管 M11、M12、M15 和 M16 成为截止。即,在定时 T35,对初级侧线圈 LP1 施加电源 VP13 的初级电压。这时,流向初级侧线圈 LP1 的电流的方向变得与 T31 和 T32 的情况相反。因此,在次级侧线圈 LS1 上如图 9A 所示地感应出 VP131(负极) 的次级电压,该次级电压被施加给超声波振子 C10。

[0090] 在此参照图 11B。图 11B 示出了在以前的超声波诊断装置中使用的推拉输出电路 (totem pole) 型发送电路的电路图。如图 11B 所示,该发送电路的结构包括电源 VP11 和 VP15、负电源 VN13 和 VN16、晶体管 M11、M13、M15 和 M16。该发送电路经由由二极管 D21 和 D22 构成的二极管开关,与超声波振子 C10 和接收电路 (具体而言是放大电路 12) 相连接。

[0091] 在图 11B 的例子中,电源 VP11 和 VP15 分别与晶体管 M11 和 M15 的漏极相连接。同样地,负电源 VN13 和 VN16 分别与晶体管 M13 和 M16 的漏极相连接。晶体管 M11、M13、M15 和 M16 的各个晶体管的源极经由二极管开关,与超声波振子 C10 和接收电路 (具体而言是放大电路 12) 相连接。再有,介于二极管开关与晶体管 M11、M13、M15 和 M16 的各个晶体管之间,分别具有二极管 D11、D13、D15 和 D16,抑制着电流的流动。

[0092] 根据这种结构,图 11B 中示出的发送电路通过使晶体管 M11、M13、M15 和 M16 的某一个导通,将基于电源 VP11、电源 VP15、负电源 VN13 和负电源 VN16 中的某一个电源的电压施加给超声波振子 C10。即,利用晶体管 M11、M13、M15 和 M16 的控制,来切换施加给超声波振子 C10 的电压的电平和极性。

[0093] 但是,在如图 9A 的定时 T31 至 T32 所示地要以相同的极性输出不同的电平的情况下,在图 11B 中示出的以前的发送电路中,为了从电压 VP115 下降到 VP111,需要从 P31 所示的输出线吸入电荷 (charge)。但是,以前的发送电路由于不具有该吸入电荷的结构,因此从电压 VP115 立即变化到 VP111 就很困难。另一方面,要在该图 11B 所示的以前的发送电路中实现该电荷的吸入时,例如,在定时 T31 至 T32 的情况下,电源 VP15 需要使用能执行吸入和排出两者的电源。但是,普通的电源已经规定为正电源排出,负电源吸入。因此,为了能执行吸入和排出两者而需要特殊的电源,在成本、电路规模和性能上成为大的制约。

[0094] 另一方面,根据图 5A 所示的本实施方式涉及的发送电路,在从图 9A 的定时 T31 转变到 T32 时,经由晶体管 M12 对公共电压执行吸入。因此,尽管不使用能执行吸入和排出两者的特殊的电源,也能使电压立即变化。

[0095] 如上所述,本实施方式涉及的超声波诊断装置使用相同的电路结构,将所连接的电源电压不同的一个电路群和其他电路群,相对初级侧线圈 LP1 并联地连接。具体而言,在图 5A 中,一个电路群表示包括电源 VP11 和 VP13、以及晶体管 M11 和 M13 而构成的电路群。另外,其他电路群表示包括电源 VP15 和 VP16、以及晶体管 M15 和 M16 而构成的电路群。通过构成这种结构,得到与第一实施方式涉及的超声波诊断装置同样的作用效果,并且能适当地切换不同多个电平 (包括“0”的情况在内的 5 个以上的电平) 的电压来施加给超声波

振子 C10。

[0096] (变形例)

[0097] 下面,参照图 10,对第二实施方式涉及的超声波诊断装置的变形例进行说明。图 10 示出了变形例涉及的超声波诊断装置中的发送电路 10 的电路图的一例。

[0098] 在第二实施方式示出的例子(参照图 5A)中,用 P 型 MOSFET 构成晶体管 M11、M13、M15 和 M16,用 N 型 MOSFET 构成晶体管 M12 和 M14。在这种结构的情况下,需要与电源(即,VP11、VP13、VP15 和 VP16)相连接的地类型的晶体管(P 型 MOSFET)多于与公共电压相连接的地类型的晶体管(N 型 MOSFET)。但是,只要能对初级侧线圈 LP1 切换电压的种类和方向,就不限定于该结构。例如,在变形例中,如图 10 所示,在电源侧连接 N 型 MOSFET,在公共电压侧连接 P 型 MOSFET 来构成发送电路 10。具体而言,发送电路 10 中的与变压器 K3 的初级侧线圈 LP1 相连接的电路的结构包括负电源 VN11、VN13、VN15 和 VN16、晶体管 M11' ~ M16'、二极管 D11、D13、D15 和 D16。

[0099] 在晶体管 M11' 的源极上连接有负电源 VN11,在晶体管 M13' 的源极上连接有负电源 VN13。同样地,在晶体管 M15' 的源极上连接有负电源 VN15,在晶体管 M16' 的源极上连接有负电源 VN16。另外,晶体管 M12' 和 M14' 的源极分别被连接到公共电压。

[0100] 在初级侧线圈 LP1 的一端连接有晶体管 M11' 的漏极、晶体管 M15' 的漏极和晶体管 M14' 的漏极。介于初级侧线圈 LP1 的一端与晶体管 M11' 的漏极之间具有二极管 D11,限制从晶体管 M11' 朝向初级侧线圈 LP1 方向的电流的流动。同样地,介于初级侧线圈 LP1 的一端与晶体管 M15' 的漏极之间具有二极管 D15,限制从晶体管 M15' 朝向初级侧线圈 LP1 方向的电流的流动。

[0101] 另外,在初级侧线圈 LP1 的另一端连接有晶体管 M13' 的漏极、晶体管 M16' 的漏极和晶体管 M12' 的漏极。介于初级侧线圈 LP1 的另一端与晶体管 M13' 的漏极之间具有二极管 D13,限制从晶体管 M13' 朝向初级侧线圈 LP1 方向的电流的流动。同样地,介于初级侧线圈 LP1 的另一端与晶体管 M16' 的漏极之间具有二极管 D16,限制从晶体管 M16' 朝向初级侧线圈 LP1 方向的电流的流动。

[0102] 晶体管 M11' ~ M16' 的各个晶体管的导通/截止的切换,与第二实施方式同样地由驱动部 100 进行。具体而言,通过使晶体管 M11' 和 M12' 导通,并使晶体管 M13' ~ M16' 截止,来向初级侧线圈 LP1 施加负电源 VN11 的初级电压。同样地,通过使晶体管 M15' 和 M12' 导通,并使晶体管 M11'、M13'、M14' 和 M16' 截止,来向初级侧线圈 LP1 施加负电源 VN13 的初级电压。

[0103] 另外,通过使晶体管 M13' 和 M14' 导通,并使晶体管 M11'、M12'、M15' 和 M16' 截止,来向初级侧线圈 LP1 施加负电源 VN13 的初级电压。这时,在初级侧线圈 LP1 上,向与施加了负电源 VN11 的电压的情况相反的方向施加负电源 VN13 的初级电压。同样地,通过使晶体管 M16' 和 M14' 导通,并使晶体管 M11' ~ M13' 和 M15' 截止,来向初级侧线圈 LP1 施加负电源 VN16 的初级电压。这时,在初级侧线圈 LP1 上,向与施加了负电源 VN15 的初级电压的情况相反的方向施加负电源 VN16 的初级电压。

[0104] 另外,通过使晶体管 M12' 和 M14' 导通,并使晶体管 M11'、M13'、M15' 和 M16' 截止,来将初级侧线圈 LP1 的两端连接到公共电压。从而,初级侧线圈 LP1 的两端的电位差变为“0”,初级侧线圈 LP1 中反电动势的产生被抑制。即,次级侧线圈 LS1 的电压、即向超声波

振子 C10 的电压变为“0”。

[0105] 如上所述,变形例涉及的超声波诊断装置,如图 10 所示地,在电源侧连接 N 型 MOSFET,在公共电压侧连接 P 型 MOSFET 而构成了发送电路 10。即,为了构成发送电路 10 而需要的 P 型 MOSFET 和 N 型 MOSFET 的数量,与第二实施方式涉及的超声波诊断装置的情况相反(N 型 MOSFET 的数量 < N 型 MOSFET 的数量)。从而,按照 P 型 MOSFET 和 N 型 MOSFET 的各个 MOSFET 的流通量,适当地选择第二实施方式涉及的结构(参照图 5A)和变形例涉及的结构(图 10),能降低发送电路 10 的生产成本。

[0106] 已经说明了本发明的几个实施方式,但是这些实施方式是作为例子而提出的,并不是想限定发明范围。这些新的实施方式可以以其他各种各样的方式实施,可以在不脱离发明主旨的范围内进行各种各样的省略、置换和变更。这些实施方式或其变形包含在发明范围或主旨内,并且也包含在权利要求范围中记载的发明及其均等的范围内。

[0107] 附图标记的说明

[0108] 10 发送电路

[0109] K3 变压器

[0110] LP1、LP11、LP12 初级侧线圈

[0111] LS1 次级侧线圈

[0112] VP11、VP13、VP15、VP16 电源

[0113] VN11、VN13、VN15、VN16 负电源

[0114] D11、D13、D15、D16 二极管

[0115] D21、D22 二极管

[0116] M11、M11' 晶体管

[0117] M12、M12' 晶体管

[0118] M13、M13' 晶体管

[0119] M14、M14' 晶体管

[0120] M15、M15' 晶体管

[0121] M16、M16' 晶体管

[0122] 11 超声波振子群

[0123] C10 超声波振子

[0124] 12 放大电路

[0125] 13 延迟电路

[0126] 14 加法电路

[0127] 15 信号处理部

[0128] 16 图像处理部

[0129] 17 显示部

[0130] 100 驱动部

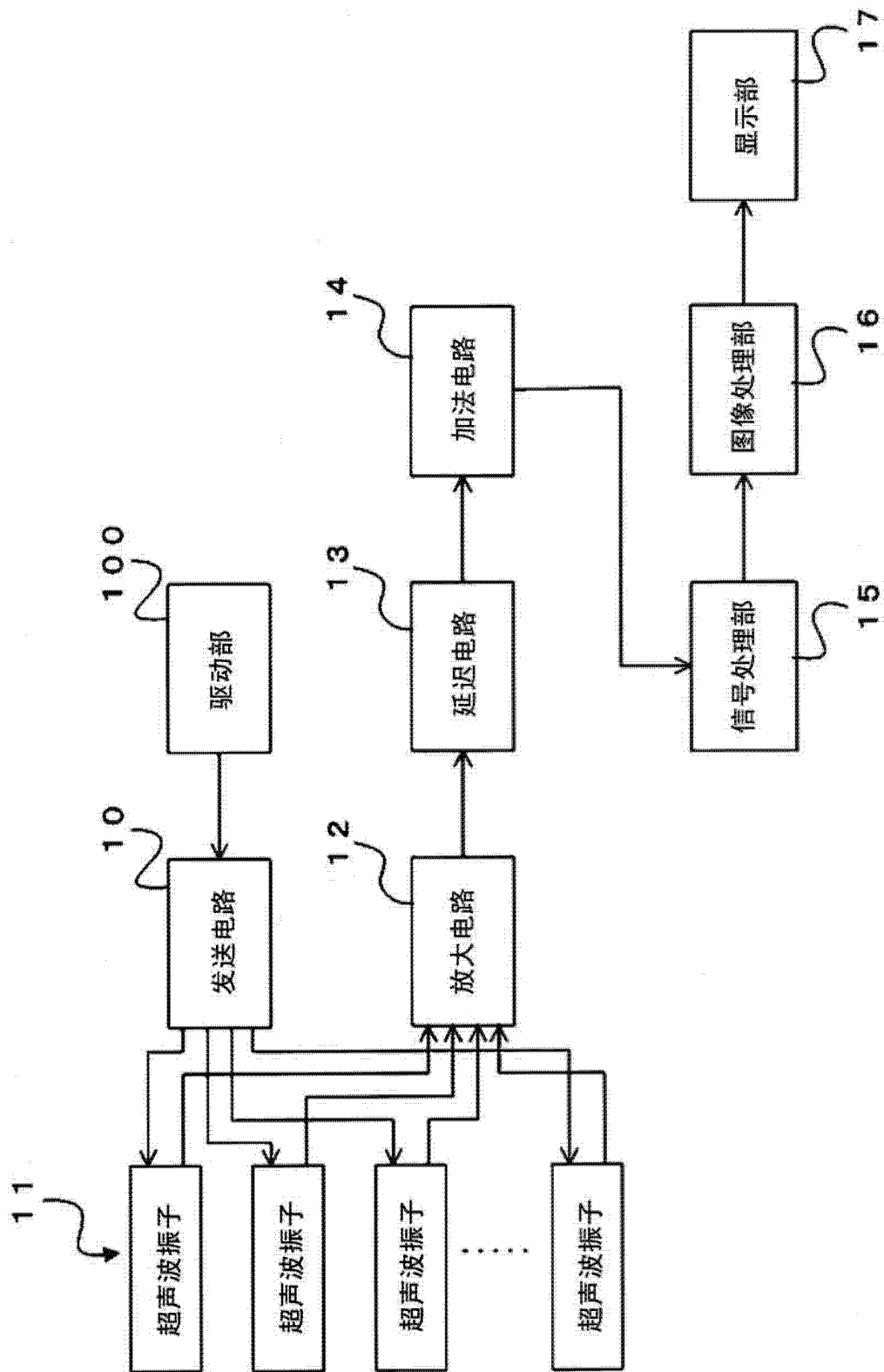


图 1

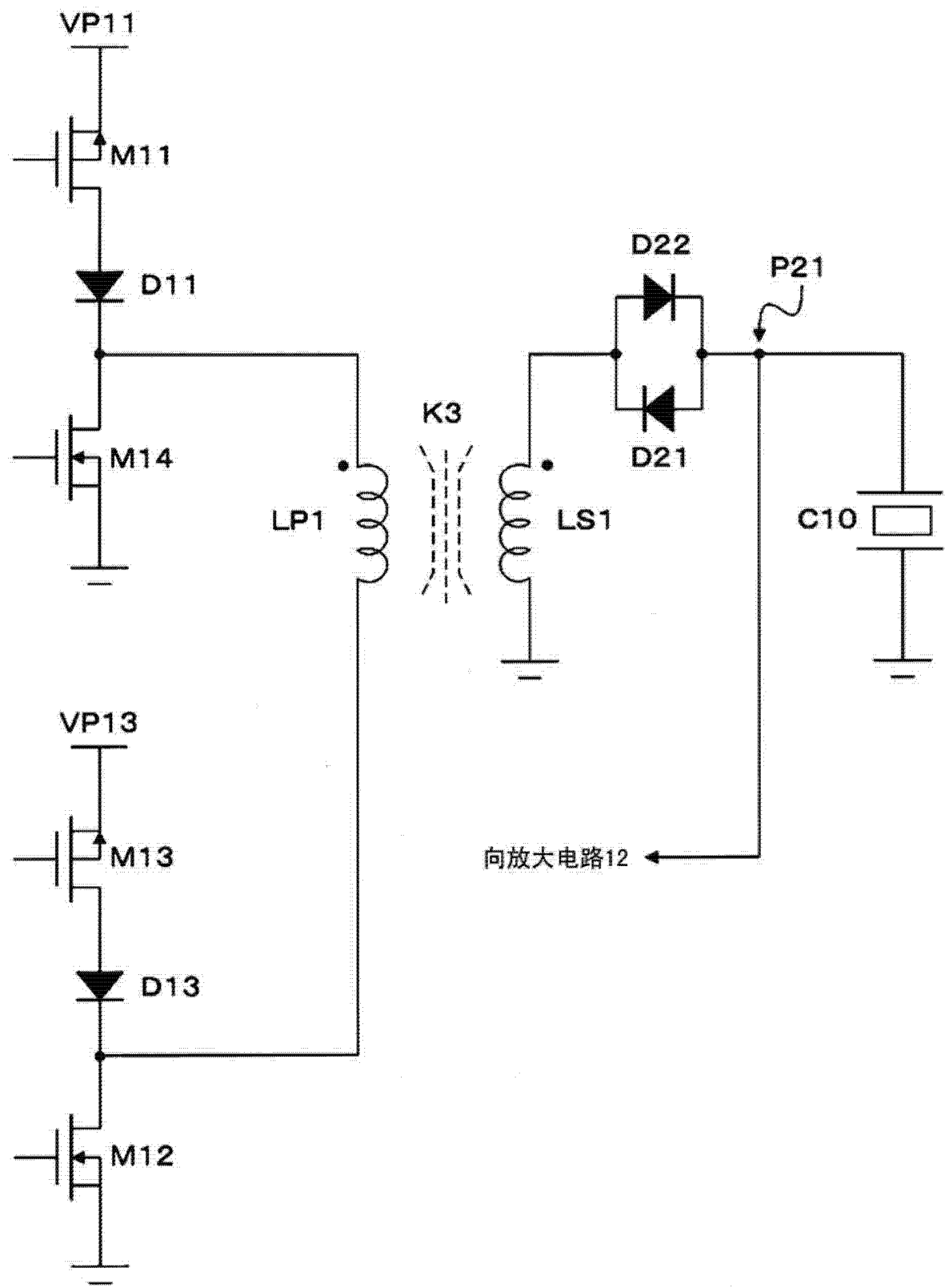


图 2A

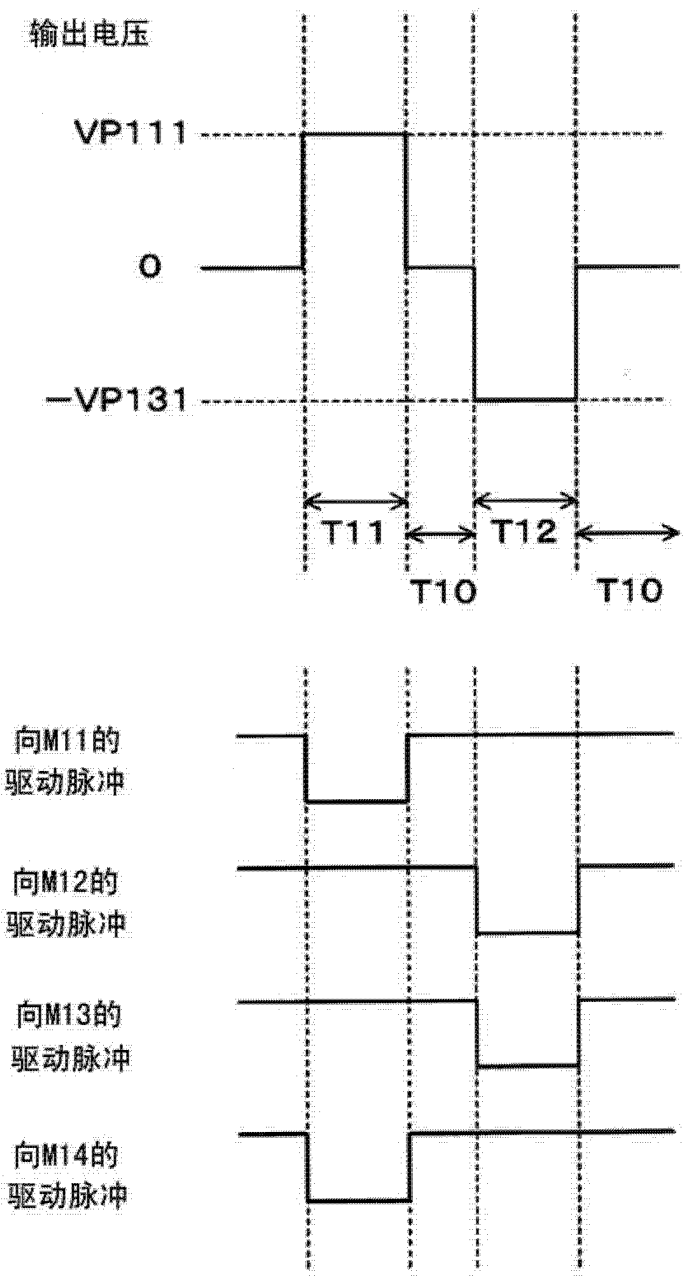


图 2B

	T10	T11	T12
M11		○	
M12	○	○	
M13			○
M14	○		○

图 2C

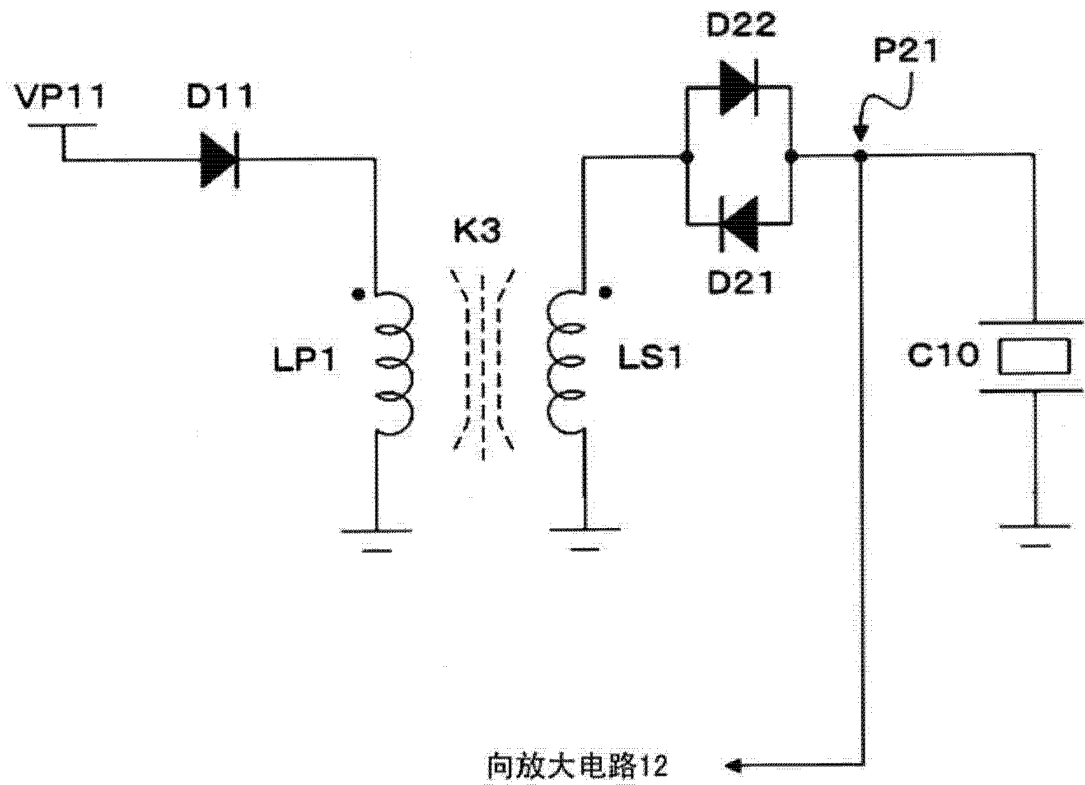


图 3A

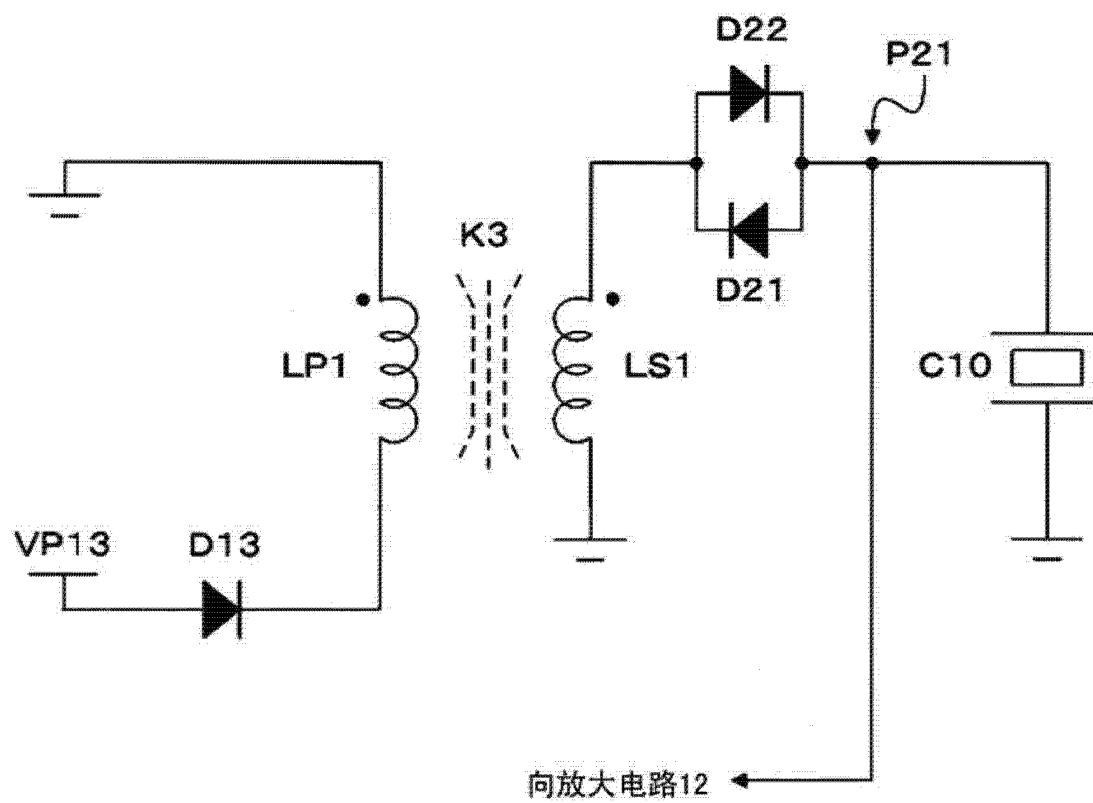


图 3B

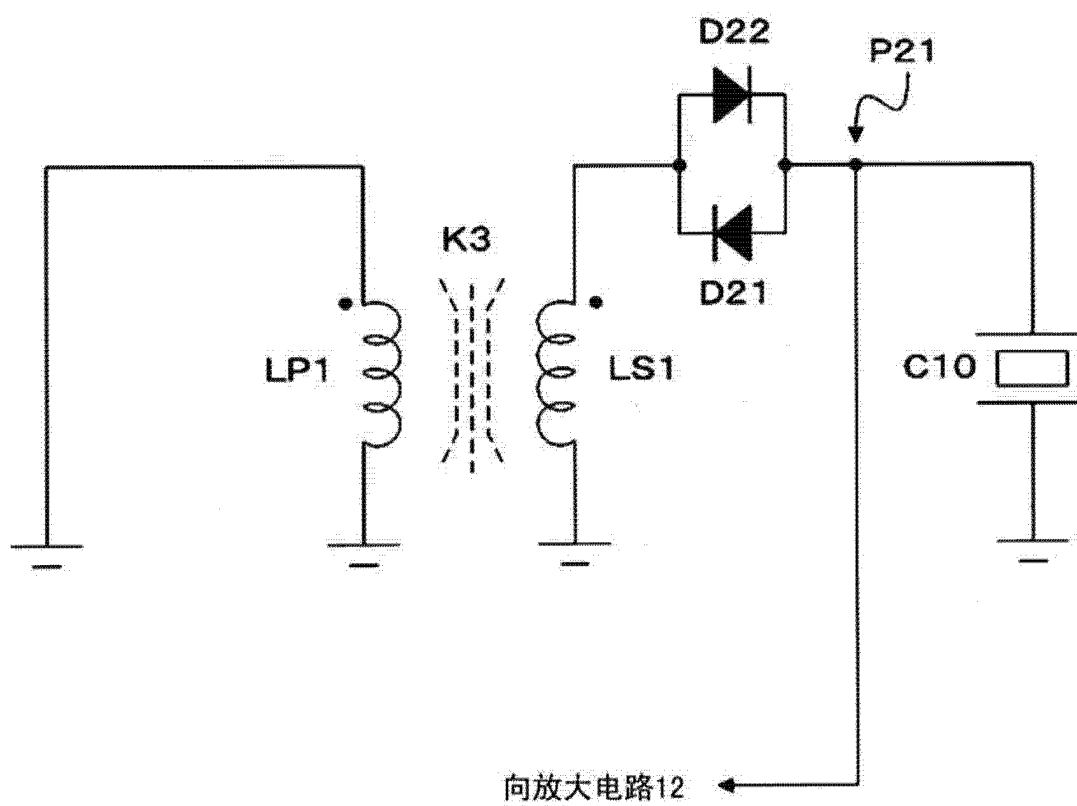


图 3C

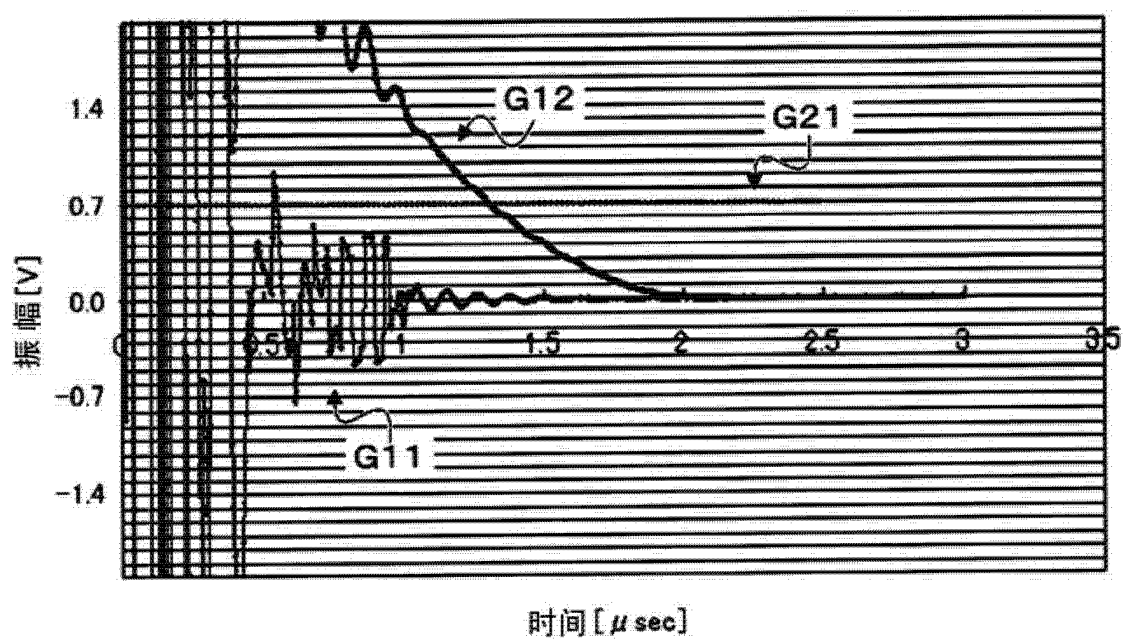


图 4

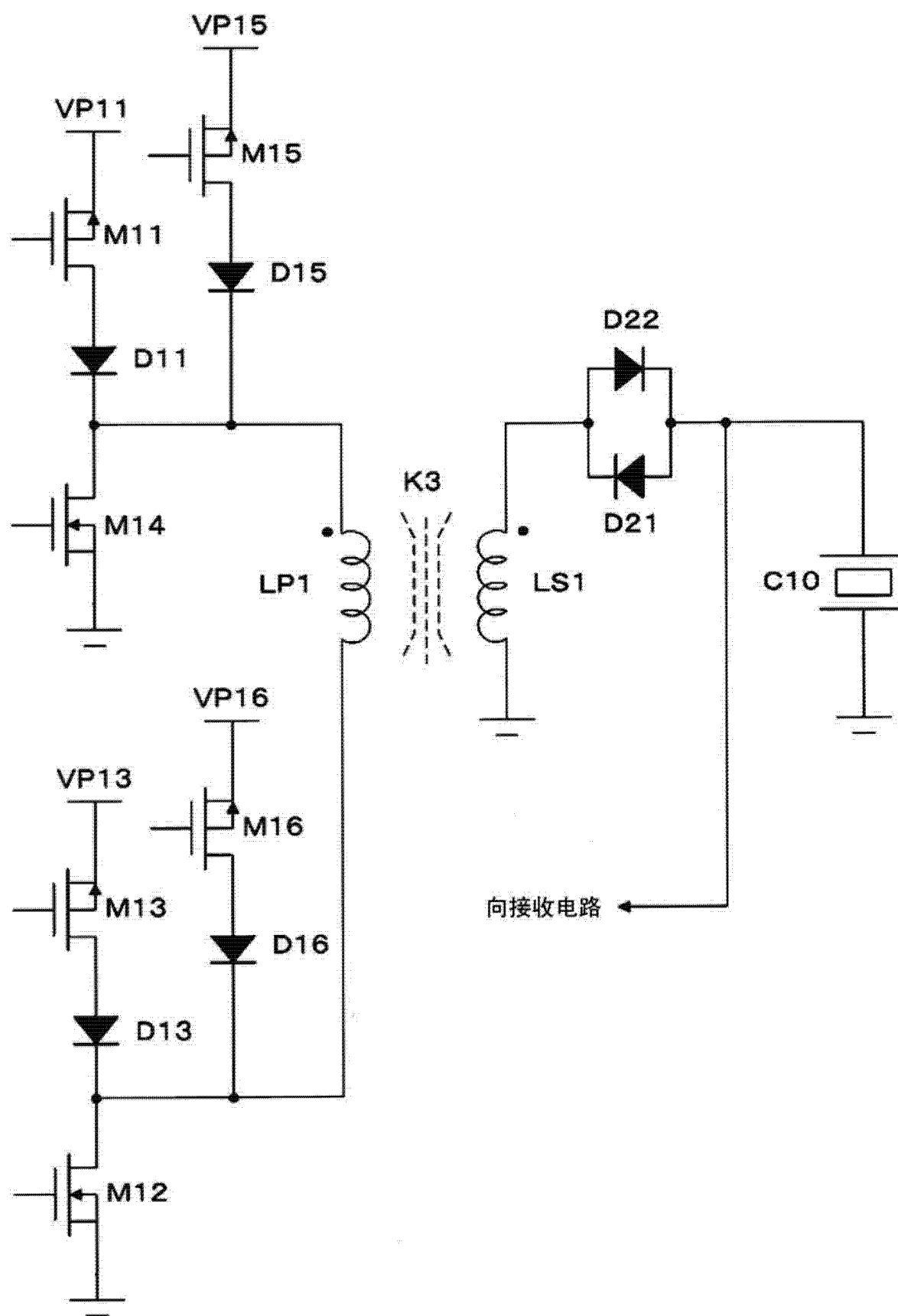


图 5A

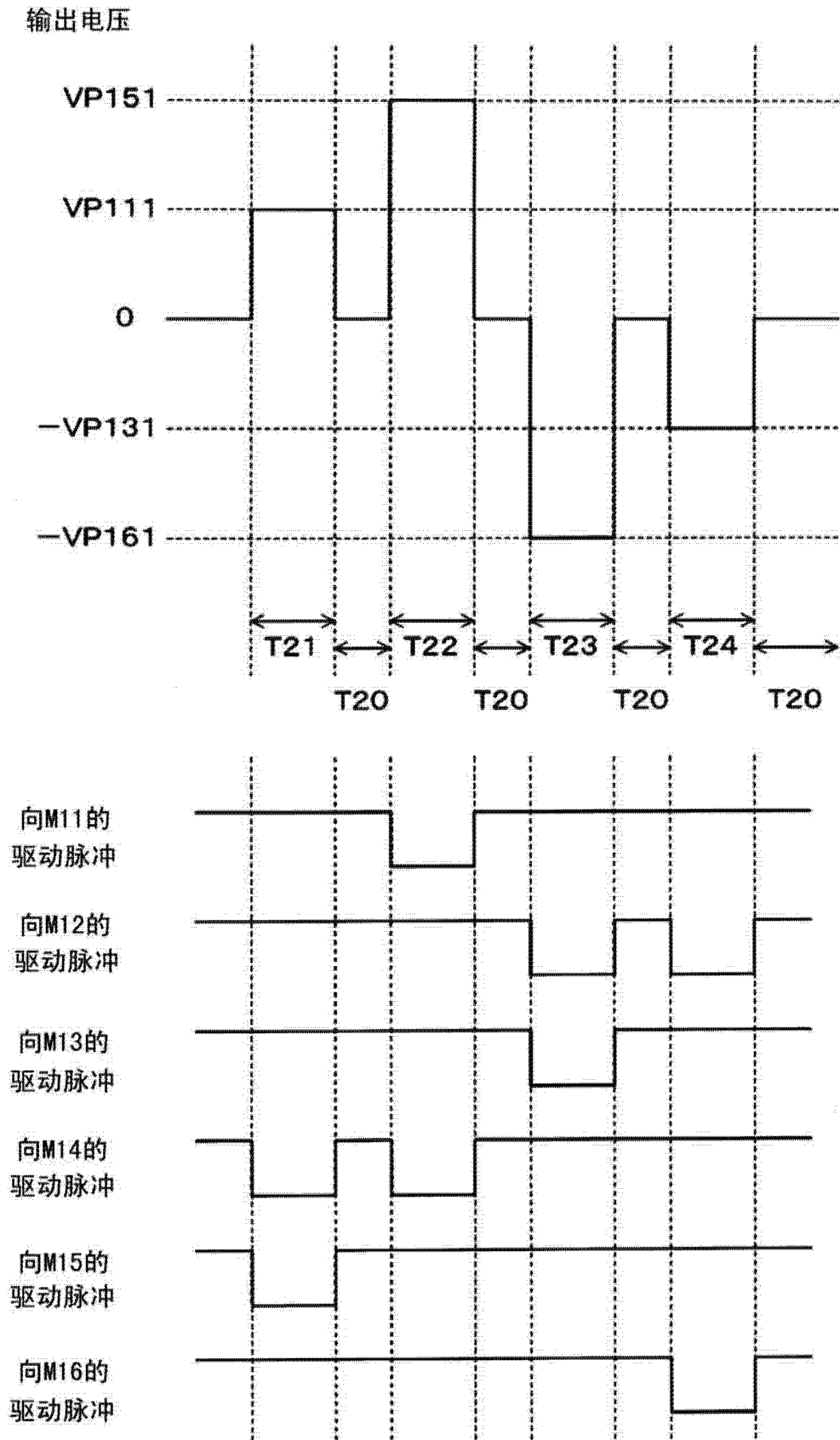


图 5B

	T20	T21	T22	T23	T24
M11		○			
M12	○	○	○		
M13					○
M14	○			○	○
M15			○		
M16				○	

图 5C

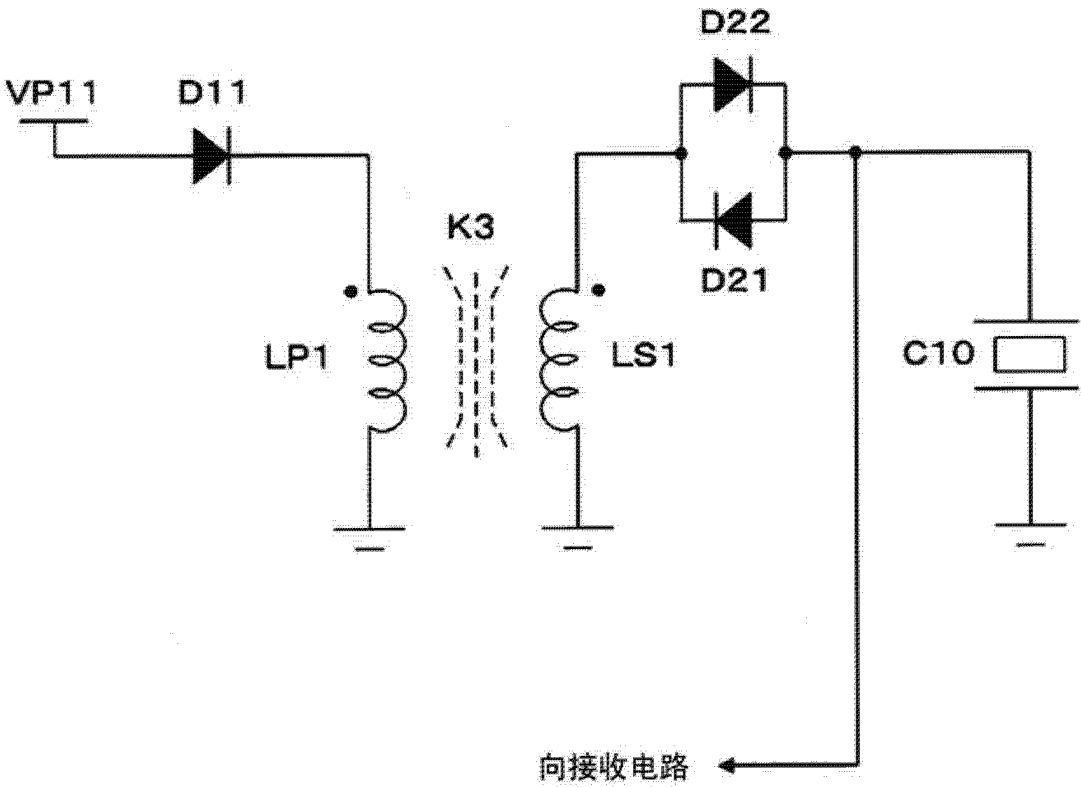


图 6A

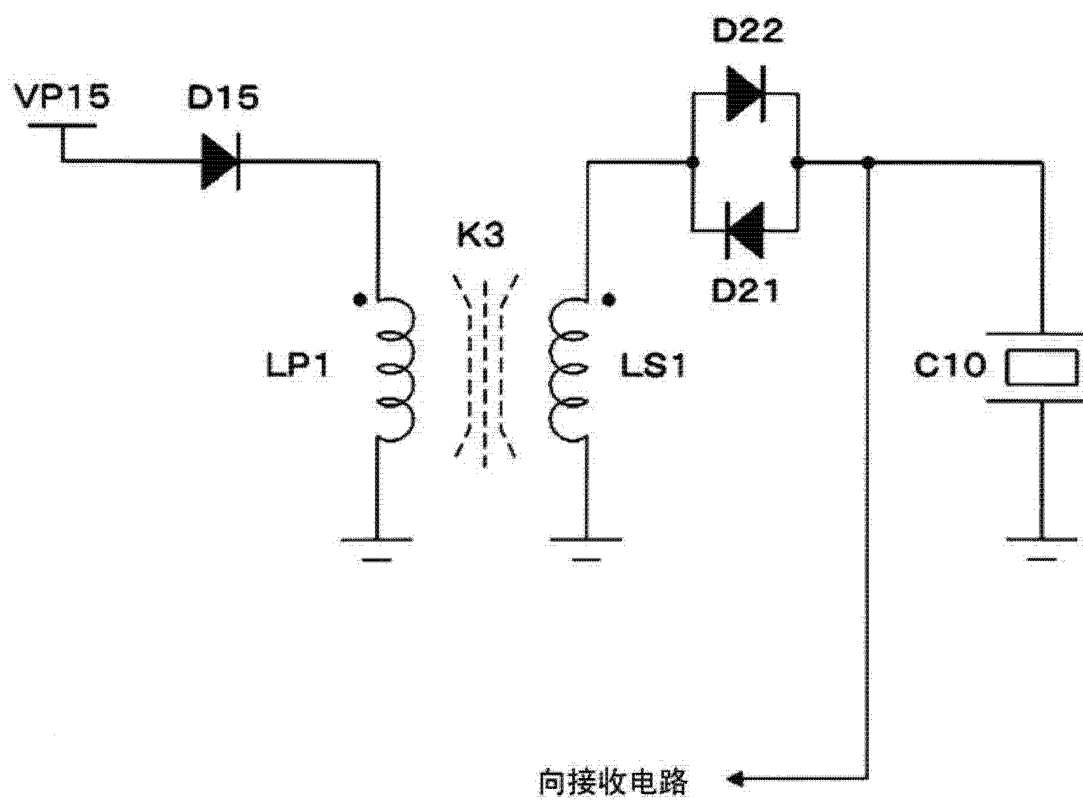


图 6B

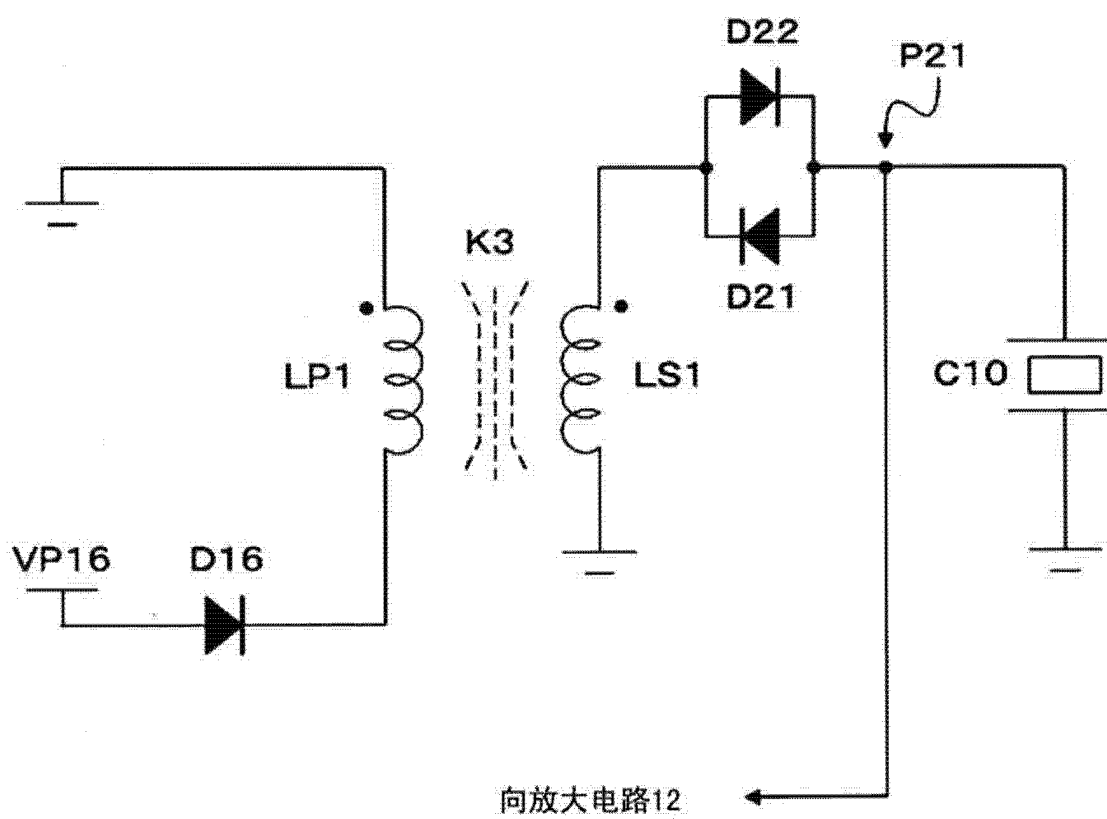


图 6C

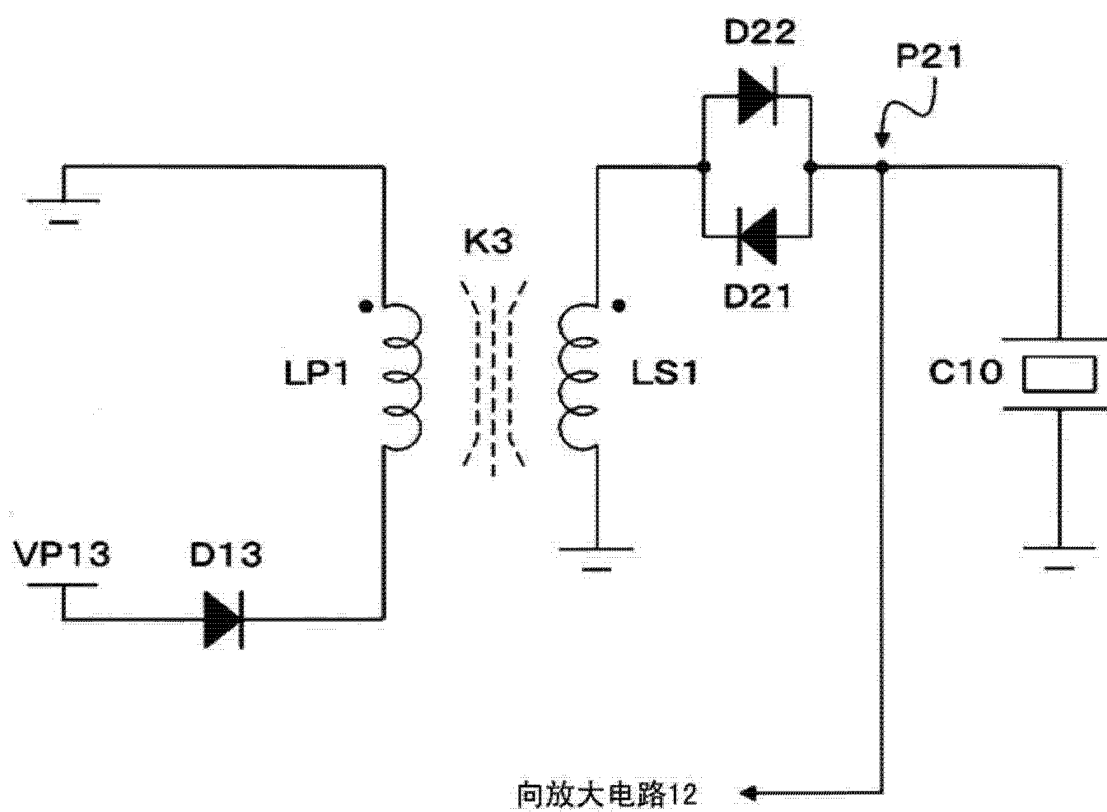


图 6D

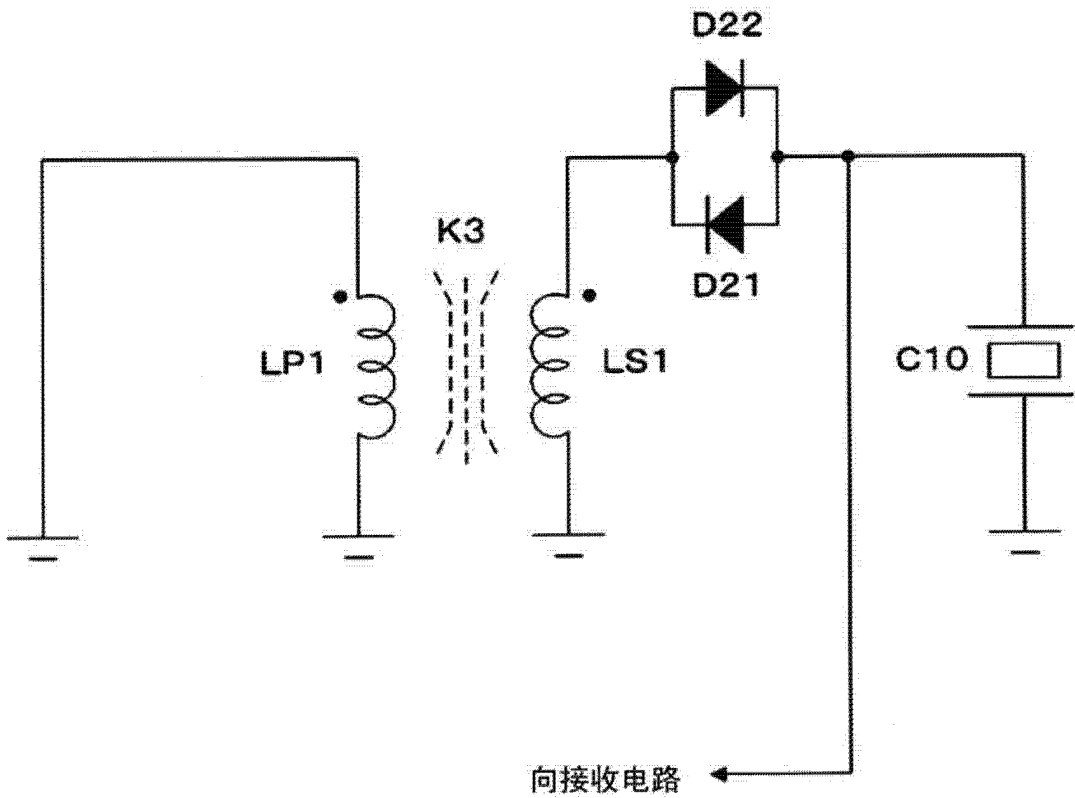


图 6E

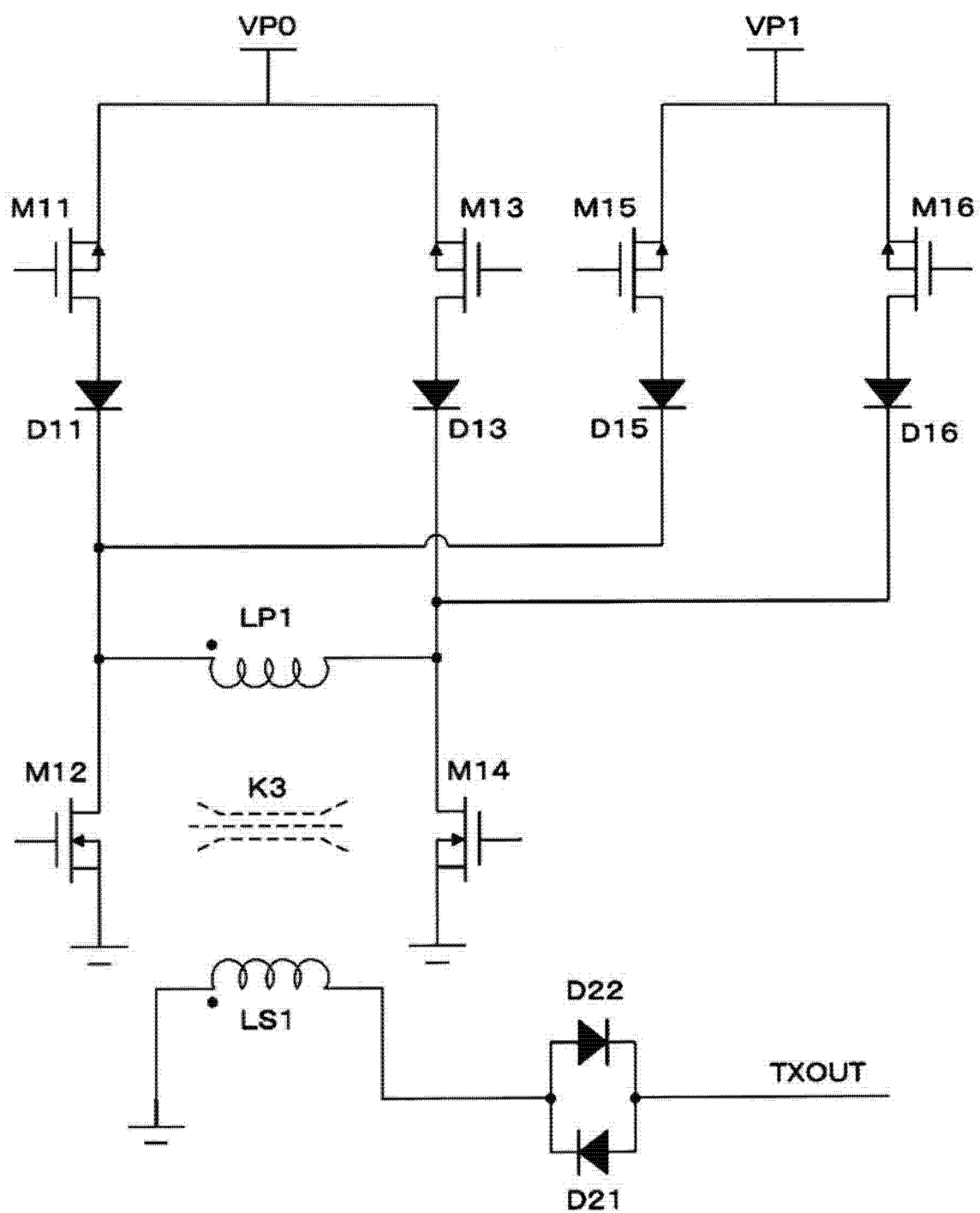


图 7

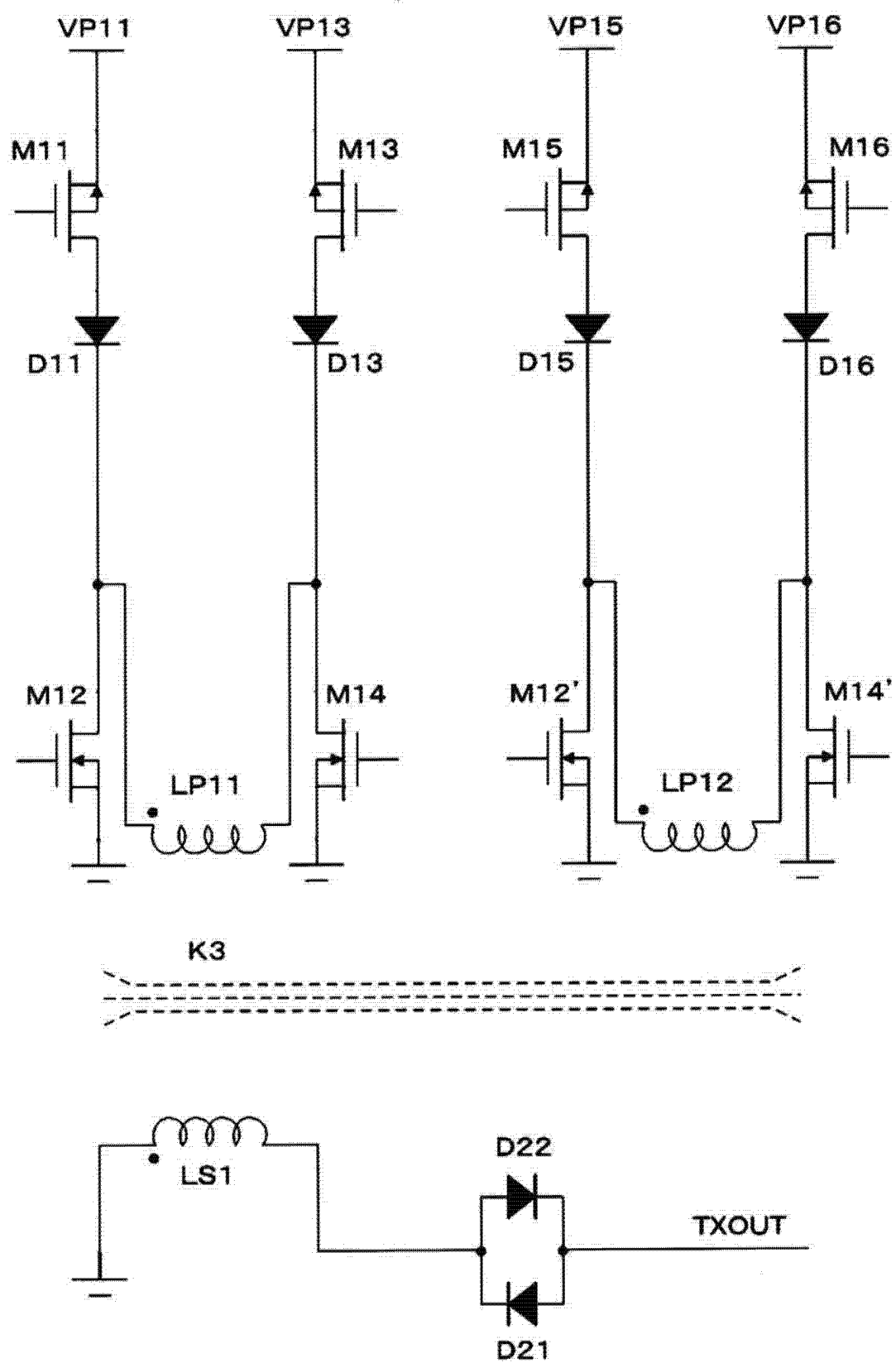


图 8

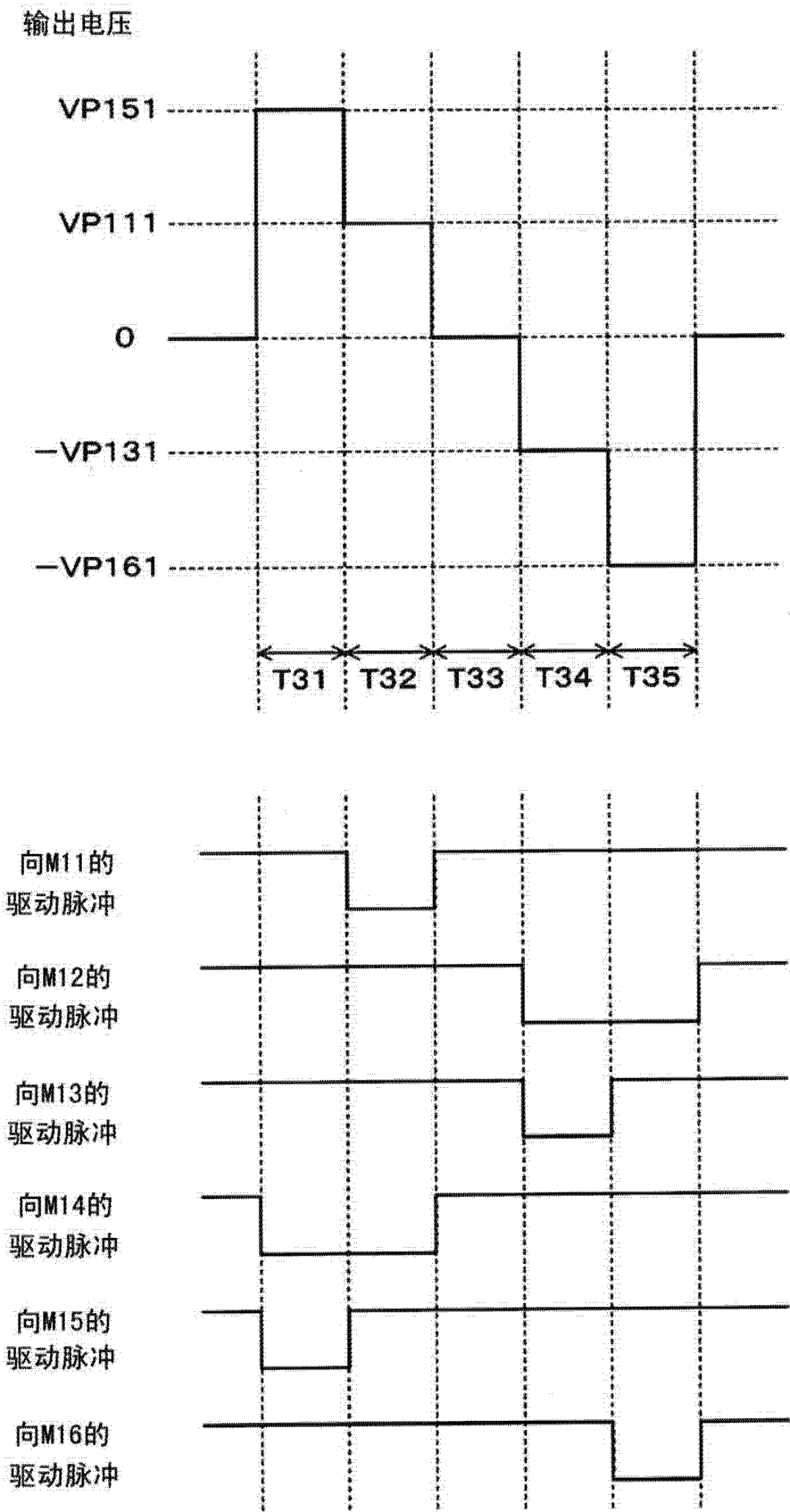


图 9A

	T31	T21	T33	T23	T35
M11		○			
M12	○	○	○		
M13				○	
M14			○	○	○
M15	○				
M16					○

图 9B

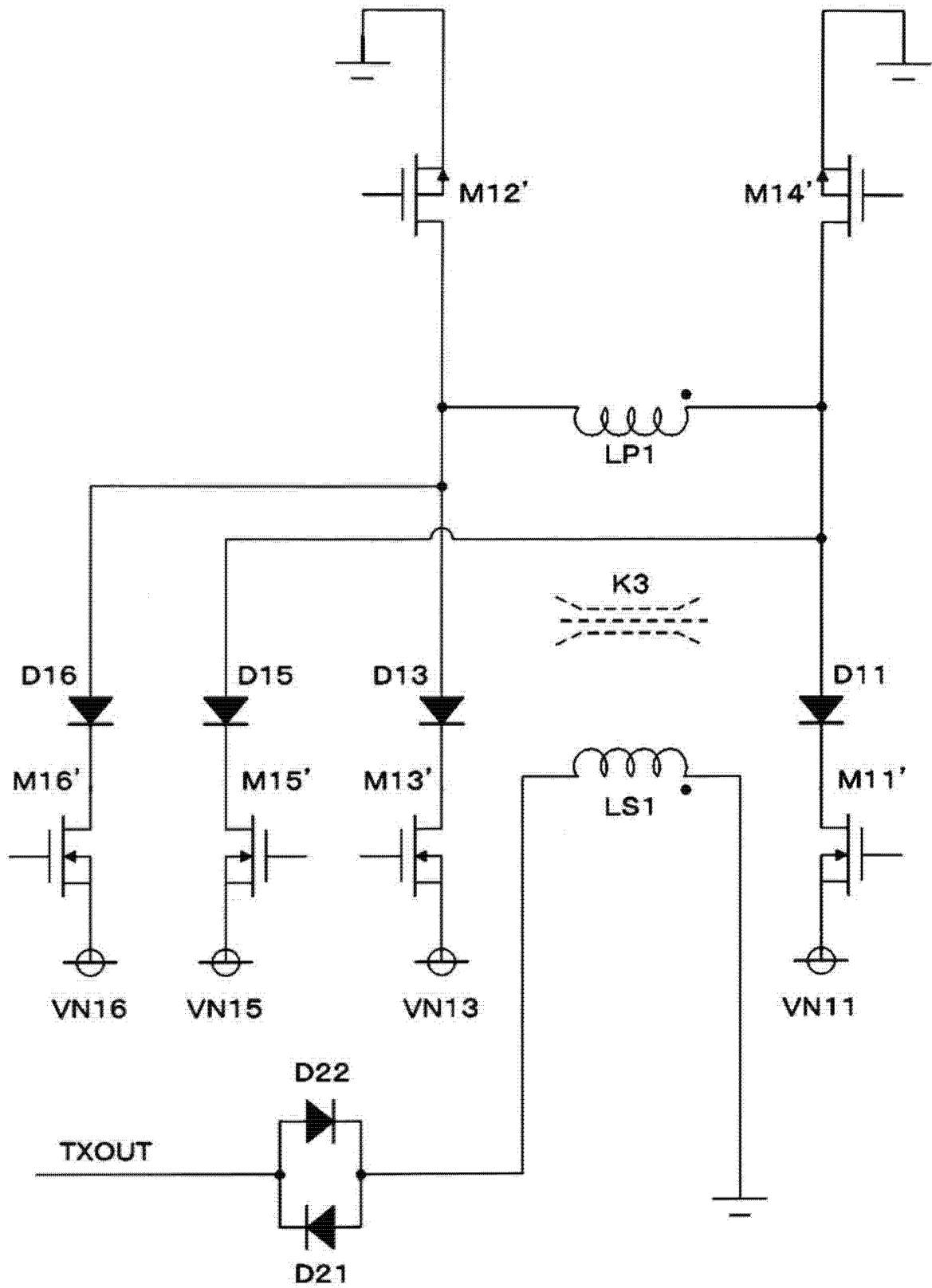


图 10

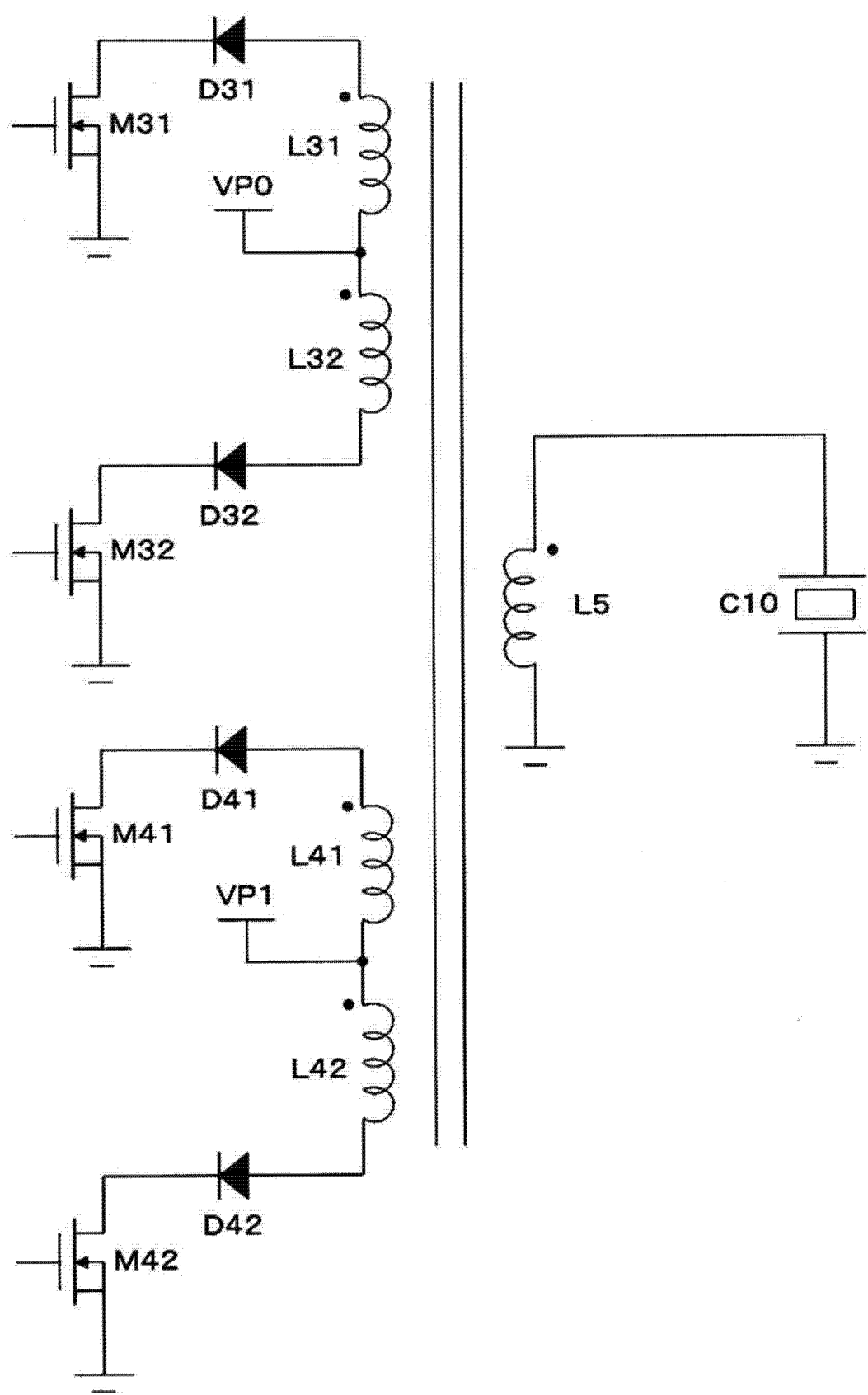


图 11A

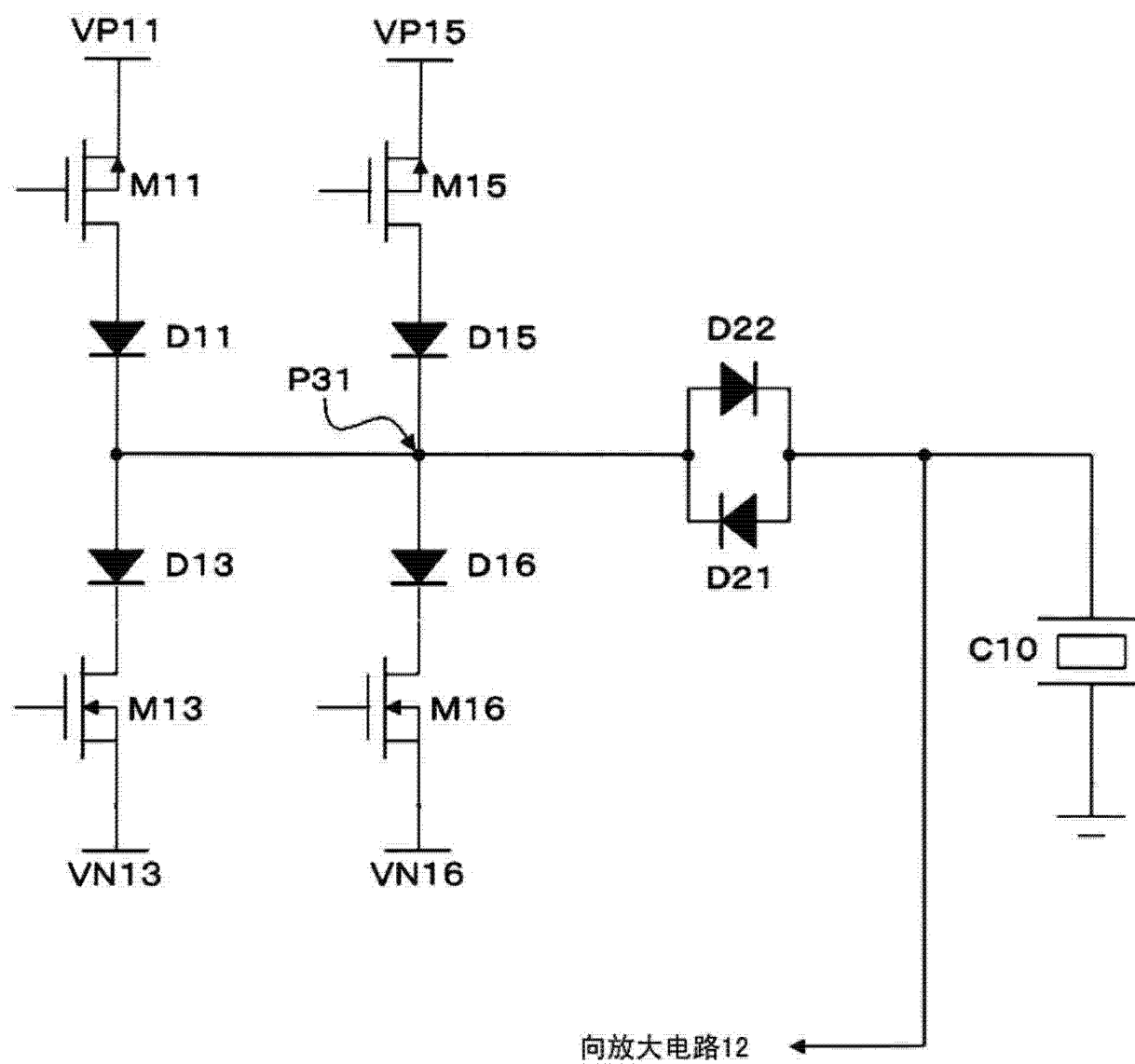


图 11B

专利名称(译)	超声波诊断装置以及电源装置		
公开(公告)号	CN103997973A	公开(公告)日	2014-08-20
申请号	CN201380004315.7	申请日	2013-04-19
[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	龟石涉 芝沼浩幸 藤原周太 神山聪 椎名孝行 石塚正明 藤田大广		
发明人	龟石涉 芝沼浩幸 藤原周太 神山聪 椎名孝行 石塚正明 藤田大广		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8963 B06B2201/76 B06B1/0215 G01S7/52096 G01S7/5202 Y10T307/549		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
优先权	2012096312 2012-04-20 JP 2013088202 2013-04-19 JP		
其他公开文献	CN103997973B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种能够使次级侧线圈上感应出的电动势高速地变化为零电平的超声波诊断装置。是具备变压器、第一电源和第二电源、超声波振子、处理部以及驱动部的超声波诊断装置。变压器的结构包括初级侧线圈和次级侧线圈。第一电源和第二电源连接在初级侧线圈上。超声波振子被在次级侧线圈上感应出的电压驱动，朝向被检体发送超声波，并接收由被检体反射的反射波，输出接收信号。处理部对接收信号施行处理，并生成超声波图像。驱动部进行驱动，使电压在基于第一电源的第一电平电压、基于第二电源的第二电平电压、以及第一电平电压与第二电平电压之间的第三电平电压之间进行变化。

