



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102056546 B

(45) 授权公告日 2014. 01. 01

(21) 申请号 200980120696. 9

(22) 申请日 2009. 06. 03

(30) 优先权数据

2008-148311 2008. 06. 05 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2010. 12. 03

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2009/060112 2009. 06. 03

(87) PCT国际申请的公布数据

W02009/148068 JA 2009. 12. 10

(73) 专利权人 株式会社日立医疗器械

地址 日本东京都

(72) 发明人 押木光博 岸伸一郎 铃木笃史

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 朱丹

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开平 7-155322 A, 1995. 06. 20,

JP 特开 2002-315748 A, 2002. 10. 29,

WO 2007/111013 A1, 2007. 10. 04,

审查员 杨星

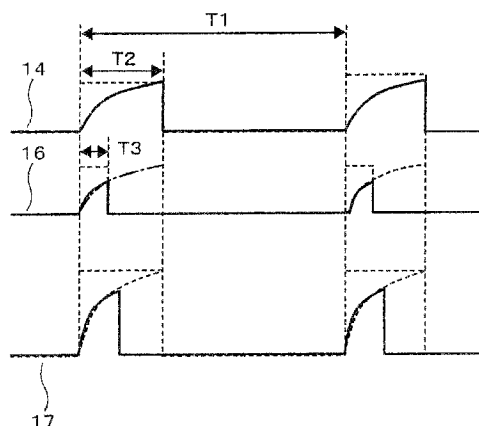
权利要求书1页 说明书8页 附图18页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明的超声波诊断装置具备：超声波探头，其排列有收发超声波的多个超声波振子；发送部，其对所述超声波探头内的每个振子给予电信号，且形成超声波束，该超声波束对每个所述振子给予具有任意多个频率分量的矩形波信号；接收部，其接收通过所述超声波束的发送所获得的接收信号；以及信号处理部，其根据所述接收信号来形成超声波图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:
超声波探头,其排列有收发超声波的多个超声波振子;
发送部,其对所述超声波探头内的每个振子给予电信号,且形成超声波束,该超声波束对每个所述振子给予具有任意多个频率分量的矩形波信号;
接收部,其接收通过所述超声波束的发送而获得的接收信号;
信号处理部,其根据所述接收信号来形成超声波图像;以及
控制部,其将由所述发送部对所述振子给予所述矩形波信号的周期期间分割为多个期间,在所述多个期间对所述振子给予多个不同频率的信号,对给予每个所述振子的所述矩形波信号的占空比进行可变控制,使所述多个期间的振幅发生变化。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
还具有开关部,该开关部对给予每个所述振子的所述矩形波信号的占空比进行可变设定。
3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述开关部随时间变化对所述矩形波信号的占空比进行可变设定。
4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述开关部使给予每个所述振子的所述矩形波信号的占空比不同地进行设定。
5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述控制部在执行组织谐波成像时,对所述发送部进行控制,使得从所述发送部输出具有多个频率分量的所述矩形波信号。
6. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述控制部在由所述发送部对所述振子给予所述矩形波信号的周期期间,对矩形波发送电路进行控制,使得对所述占空比进行可变控制。
7. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述控制部在由所述发送部对所述振子给予所述矩形波信号的周期期间,对矩形波发送电路进行控制,使得进行从被所述开关部设定的第一导通期间向与所述第一导通期间不同的第二导通期间的可变控制。
8. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述控制部对矩形波发送电路进行控制,使得分割由所述发送部对所述振子给予所述矩形波信号的周期期间,并在这些分割期间的每一个,对所述振子给予多个不同频率的信号,对所述占空比进行可变控制。
9. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述发送部分别与正负电源连接,
所述正负电源由多个电源构成。
10. 根据权利要求9所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述控制部通过所述多个开关部对多个所述正负电源进行控制。
11. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述发送部包括单一电源和脉冲变压器。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及能够发送输出矩形波的超声波诊断装置,特别是涉及具备通过一次的发送而能够输出具有多个频率分量的发送信号的矩形波发送电路的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置将从内置于超声波探针(probe)的超声波振子产生的超声波对被检体辐射,由超声波振子接收源于被检体组织的硬度的声阻抗的差异所产生的反射信号并将其显示于监视器上。

[0003] 为了驱动上述的振子,过去一般是使用任意波形放大器。另一方面,作为不使用任意波形放大器的技术,作为示例,在专利文献1中公开了一种具有矩形波信号放大电路的诊断装置用发送电路,该矩形波信号放大电路通过减少高次谐波的产生,能够抑制利用生物体内或造影剂等产生的高次谐波而得到的图像的劣化。

[0004] 专利文献1:特开2002-315748号公报

[0005] 但是,在专利文献1公开的发明中,在矩形波信号输出电路中,从其输入信号的振幅的中心越向两端,各脉冲的占空比就越小,仅仅提到了抑制该脉冲的包络线形状中的高频分量的产生,而矩形波信号电路生成任意波形依然是未解决课题。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于提供一种超声波诊断装置,其能够使用矩形波信号电路生成任意波形。

[0007] 为了达成上述的目的,本发明的超声波诊断装置特征为,具备:超声波探头,其排列有收发超声波的多个超声波振子;发送部,其对所述超声波探头内的每个振子给予电信号,且形成超声波束,该超声波束对每个所述振子给予具有任意多个频率分量的矩形波信号;接收部,其接收通过所述超声波束的发送而获得的接收信号;以及信号处理部,其根据所述接收信号来形成超声波图像。

[0008] 根据上述构成,发送部对超声波探头内的每个振子给予电信号,形成对每个所述振子给予具有任意多个频率分量的矩形波信号的超声波束,接收部接收通过所述超声波束的发送所获得的接收信号,信号处理部根据所述接收信号来形成超声波图像,由此,能够使用矩形波信号电路来生成任意波形的超声波。

[0009] 根据本发明,能够提供一种超声波诊断装置,其能够使用矩形波信号电路生成任意波形的超声波。

附图说明

[0010] 图1是本发明的超声波诊断装置的概括模块构成图。

[0011] 图2是第一实施例的矩形发送电路的构成图。

[0012] 图3是图2的开关元件(FET)的电流—电压关系图。

- [0013] 图 4 是图 2 的矩形发送电路中的控制定时的说明图。
- [0014] 图 5 是表示第一实施例的矩形发送电路中的控制定时的图。
- [0015] 图 6 是说明第一实施例的矩形发送电路中的输入信号占空比和输出振幅水平的相关的图。
- [0016] 图 7A 是说明第一实施例的矩形发送电路中的输入信号占空比和输出振幅水平的相关的图。
- [0017] 图 7B 是说明第一实施例的矩形发送电路中的输入信号占空比和输出振幅水平的相关的图。
- [0018] 图 8 是说明第一实施例的矩形发送电路中的输入信号占空比和输出振幅水平的相关的图。
- [0019] 图 9 是说明第一实施例的矩形发送电路中的输入信号占空比和输出振幅水平的相关的图。
- [0020] 图 10 是第二实施例的矩形发送电路的构成图。
- [0021] 图 11 是第二实施例的矩形发送电路中的控制定时图。
- [0022] 图 12 是第二实施例的矩形发送电路的输出信号的频率分布图。
- [0023] 图 13A 是表示第二实施例的矩形发送电路中的输入输出信号和其频率响应的具体例的图。
- [0024] 图 13B 是表示第二实施例的矩形发送电路中的输入输出信号和其频率响应的具体例的图。
- [0025] 图 13C 是表示第二实施例的矩形发送电路中的输入输出信号和其频率响应的具体例的图。
- [0026] 图 13D 是表示第二实施例的矩形发送电路中的输入输出信号和其频率响应的具体例的图。
- [0027] 图 14 是第三实施例的矩形发送电路的构成图。
- [0028] 图 15 是第四实施例的矩形发送电路的构成图。
- [0029] 图 16 是第四实施例的矩形发送电路的输入输出波形图。
- [0030] 图 17 是第五实施例的矩形发送电路的构成图。
- [0031] 图 18 是第五实施例的矩形发送电路的输入输出波形图。
- [0032] 图 19 是第六实施例的矩形发送电路的构成图。
- [0033] 图 20 是第六实施例的矩形发送电路的输入输出波形图。
- [0034] 符号说明
- [0035] 00...超声波振子
- [0036] 01、06、09、10...电源
- [0037] 02...开关电路
- [0038] 03...开关控制器
- [0039] 04、05、14、15、16、17...定时波形
- [0040] 100...探头
- [0041] 101...元件选择部
- [0042] 102...收发分离电路

- [0043] 103…送波处理电路
- [0044] 104…发送电路
- [0045] 105…接收放大电路
- [0046] 106…调相加法处理电路
- [0047] 107…信号处理电路
- [0048] 108…扫描变换器
- [0049] 109…显示监视器
- [0050] 110…控制电路

具体实施方式

[0051] 以下,根据附图来说明本发明的具体的实施方式。另外,在说明中,有将控制单元称为控制电路、控制部等,将“单元”称为“电路”或“部”的情况,请留意。

[0052] 图 1 是用于说明具体的实施方式的表示超声波诊断装置的整体构成的框图。

[0053] 超声波诊断装置由如下构成:超声波探头 100,其具有多个振子;元件选择部 101,其选择多个振子的元件;收发分离电路 102;送波处理电路 103,其形成发送信号,并将其发送;发送电路 104;接收放大电路 105,其对从超声波探头 100 接收到的接收信号进行放大;调相加法处理电路 106;信号处理电路 107,其对来自调相加法处理电路 106 的信号进行对数处理等的信号处理;扫描变换器 108,其使用来自信号处理电路 107 的信号,进行超声波扫描和显示扫描的扫描变换;显示监视器 109,其由显示来自扫描变换器 108 图像数据的 CRT 或液晶等构成;控制电路 110,其对这些构成要素进行控制。

[0054] 收发分离电路 102 在发送时和接收时改变信号的通过方向,发送电路 104 是用于为了向被检体内发送超声波而对超声波探头 100 内的未图示的多个振子提供驱动信号的发送部,送波处理电路 103 具有用于向发送电路 104 提供发送信号的公知的脉冲发生电路、放大电路和发送用延迟电路。

[0055] 调相加法处理电路 106 使用由多个振子将发送到被检体内的超声波在被检体内反射的反射波(回波)变换为电信号(接收信号)后的信号,按照从规定方向接收的方式形成超声波束信号并输出,由公知的接收用延迟电路和加法电路构成。

[0056] 信号处理电路 107 进行对数变换处理、滤波处理、伽马(γ)补偿等作为用于将从调相加法处理电路 106 输出的接收信号进行图像化的预处理。

[0057] 扫描变换器 108 积蓄从信号处理电路 107 按超声波束的扫描的每一个而输出的信号,并形成图像数据,并且,按照图像显示装置的扫描而输出,即进行超声波扫描和显示扫描的扫描变换。

[0058] 显示监视器 109 是将从扫描变换器 108 输出的变换为亮度信号的图像数据显示为图像的显示装置。

[0059] 控制电路 110 是直接或间接控制上述的各构成要素来进行超声波的收发和图像显示的中央运算单元(Central Processing Unit、CPU)。

[0060] 在该超声波诊断装置的构成中,超声波探头 100 与未图示的被检体的检查部位抵接,将发送聚焦深度等的扫描参数输入到控制电路 110 之后,输入超声波扫描开始指令。控制电路 110 控制各单元,开始超声波扫描。

[0061] 控制电路 110 对元件选择部 101 以及送波处理电路 103 输出最初的发送中的振子的选择指令、和与驱动脉冲输出指令以及所述发送聚焦深度相对应来设定延迟时间的指令。若执行这些指令,则驱动脉冲从送波处理电路 103 经由未图示的发送延迟电路,直到达到足够驱动探头 100 内的多个振子的振幅为止,由发送电路 104 进行放大,并提供给超声波探头 100。

[0062] 提供发送信号的发送电路 104 经由收发分离电路 102 与超声波探头 100 内的振子群中由元件选择部 101 所确定的振子连接,各振子输入驱动脉冲后,以规定的频率振动,依次将超声波发送到被检体内。

[0063] 发送给被检体内的超声波在生物体内的组织或脏器的声阻抗不同的面,其一部分被反射成为回波,而向超声波探头 100 方向反射。为了接收该回波,控制电路 110 对接收系统进行控制。

[0064] 首先在结束发送的同时,由元件选择部 101 进行切换选择,以连接用于接收的振子和调相加法处理电路 106,与该振子切换选择一起,进行对调相加法处理电路 106 的接收延迟时间的控制。

[0065] 在各接收延迟电路被延迟的接收信号在调相加法处理电路 106 进行调相加法运算,成为接收束信号而对信号处理电路 107 输出。信号处理电路 107 对输入的接收信号进行前述的处理,对扫描变换器 108 输出处理后的信号。扫描变换器 108 将输入的信号存储到未图示的存储器中,与显示的同步信号对应地读取存储内容,并将其输出给显示监视器 109。以上的动作结束后,控制电路 110 改变超声波的收发方向从而第二次、第三次这样依次改变超声波的收发方向反复上述动作。

[0066] 在上述的构成中,本发明主要涉及发送电路系统部分,尤其涉及送波处理电路 103、发送电路 104 以及控制电路 110。以下,使用附图对与该发送电路系统部分相关的实施例进行说明。

[0067] 实施例 1

[0068] 图 2 是表示与第一实施例相关的具有单一电源的矩形波发送电路的构成的图。

[0069] 如图 2 所示,矩形波发送电路由如下构成:根据对在超声波探头 100 内排列的振子 00 施加的电压来决定的电源 01、场效应晶体管(Field Effect Transistor、FET)等的开关元件 02、和对开关元件 02 进行导通-断开控制的控制器 03。一般,在超声波诊断装置用发送电路中,为了从超声波振子产生充分的超声波信号以观测生物体内,而需要施加一百数十 V 的电信号。为了将其实现,在发送电路中,一般使用以高耐压的 FET 等为代表的能够按照控制电压而导通/断开(on/off)的开关元件。

[0070] 图 3 中示出一般的 FET 的输出电流对输入电压的关系。具有相对于 FET 的栅极输入电压,漏极输出电流恒定的关系。图 4 是表示图 1 所示的矩形波发送电路的动作定时的图。虚线表示理论波形,实线表示实际的波形。

[0071] 如图 2 所示,通过控制器 03,对开关 02 施加作为控制信号的输入信号 04。为了使开关 02 导通(on),使作为控制信号的输入信号 04 为 H(高)状态(以下相同)。因此,在图 4 中,在表示开关 02 的切换定时的控制信号 14 中进行了两次开关导通。控制器 03 由送波处理电路 103、控制电路 110 直接或间接地控制。

[0072] 虽然输入信号 04、14 是虚线所示的矩形波,但是实际上由于电路的输入电容等的

影响,如实线所示那样,成为矩形波变形的形状。于是,成为定时信号的输出信号 05、15 也如上述那样成为依赖于输入信号的波形。输出波形的形状由于到该开关电路中所使用的 FET 元件的阈值电压、输出负载的影响而被左右。输入信号 14 虽然由驱动开关 02 的电路的能力所决定,但下面设该驱动能力为恒定。

[0073] 在定时信号即输出信号 15 中,表示对振子 00 施加的电压波形。若控制信号 14 成为 H 的状态,则开关 02 导通,因此,从电源 01 对振子 00 提供电流。因此,振子 00 的电位为最大,成为与电源 01 大致相同的电位,施加用于驱动超声波的信号。在振子 00 中,通过该施加电压来进行电声变换,对生物体内辐射超声波信号。

[0074] 如图 4 所示,控制信号 14 的用虚线示出的矩形信号的频率由图中的 T1 来决定。虽然是在所输入的控制信号为 H 时,输出定时信号 15,但由于电路中的电容的影响等,输入控制信号 14 如实线所示那样,矩形变形,该输出定时信号 15 也如虚线所示那样,依赖于振子 00 等的负载上的电容,而波形变形。

[0075] 本实施例的矩形波发送电路中,如图 5 的信号 16 所示,输入的控制信号 14 的相对于周期 T1 的导通开关 02 的期间即 T2 变更为 T3。即波形的占空比从 $(T2/T1)$ 变更为 $(T3/T1)$ 。通过变更占空比,在开关 02 不能施加足够提供充分驱动输出负载所需的输出电流的输入电压的情况下,输出的定时信号 17 的振幅受到限制,产生与变更输出振幅等效的效果。

[0076] 换言之,在本实施例中变更占空比就是控制矩形波发送电路,以使得在由发送部对振子给予矩形波信号的周期期间,对占空比进行可变控制,或者在由发送部对振子给予矩形波信号的周期期间,进行从由开关部设定的第一导通期间向与第一导通期间不同的第二导通期间的可变控制。

[0077] 在本实施例中,作为结果,即使不具有多个电源,也能够通过变更输入信号的占空比,而在不改变信号的频率的情况下等效地使其振幅可变。

[0078] 在图 6 示出通过使用本实施例来变更占空比,由此输出波形振幅 (amplitude) 变化的一例。分别在图 6 的上段示出由于变更占空比而输出信号波形的不同,在下段示出其频率响应。在图 6 的例中,确认了:通过使占空比为大约 1/4,从而能够使基波分量的功率 (normalized power) 降低 ΔP 。

[0079] 如根据上述实施例所明了的那样,能够使用单一电源,变更正的输入信号的占空比,由此使输出波形振幅变化。但在输入正负输入信号的情况下,都是相同的。在图 7A、图 7B 示出,在超声波诊断装置中的发送波形中,使负侧的第一波的脉冲幅度、占空比变化的情况下的输出振幅和频率响应的不同。在图 7A、图 7B 中,输入信号是使两个周波混合的信号,在该例中,相对于 3 波的波形,前面一半的 1.5 波由低频构成,后面一半 1.5 波由高频构成。其中,如图 8 所示,示出在负侧波形的输入信号中,脉冲宽度从 $t1$ 变更到 $t3$,即使占空比变更的一例。控制部对由发送部给予振子矩形波信号的周期期间进行分割,在这些分割期间的每一个,对振子给予多个不同的频率的信号,来对占空比进行可变控制。在使脉冲宽度从 $t1$ 变化到 $t3$ 的情况下,如图 9 所示,确认了输出振幅从 A1 变化到 A3。

[0080] 实施例 2

[0081] 接着,用图 10、11、12 来说明针对输入正负的输入信号的情况的第二实施例。本实施例如图 10 所示那样,是具有正负 2 个电源 01、06、输入因信号的正负而频率不同的信号,

并能够将其放大、输出的矩形波发送电路。在图 11 示出本实施例的时序图。如图 11 所示, 波形 20 是与正电源 01 相连的开关电路 02 的控制信号。其信号周期被设定为 T_4 , 其中心频率是 $1/T_4$ 。另一方面, 波形 18 是与负电源 06 连接的开关电路 02 的控制信号。其信号周期为 T_5 , 其中心频率为 $1/T_5$ 。控制信号 18、20 分别由控制器 03 产生。

[0082] 其结果, 作为图 11 示出的输出信号 19, 如图 12 所示, 正的振幅具有用 $1/T_4$ 来表征的频率分量 21, 负的振幅具有用 $1/T_5$ 来表征的频率分量 22, 其合成后的输出信号的频率分布 23 是将上述的各个分量进行相加后的频率分布。由此, 即使在矩形信号发送电路中, 也能够以一次的发送来输出具有多个中心频率的信号, 能够在进行基于组织谐波成像 (tissue harmonic imaging) 的摄像的超声波诊断装置中利用。另外, 在本实施例中, 也是和根据图 12 所明了的那样, 保存实施例 1 所示的信号的占空比和振幅的关系, 占空比较大的负侧的信号 18 的频率分量变大。

[0083] 另外, 对于组织谐波成像, 用本发明的技术来生成其送波信号, 并将该送波信号应用于例如国际公开号 W02007/111013 号公报即可。

[0084] 在图 13A 中, 示出相对于频率分量和时间一起变化的输入信号的输出信号。在图 13B 中示出其频率分布。另一方面, 在图 13C 中示出相对于频率恒定的信号的相同的电路的输出波形。在图 13D 中示出其频率分布。在能够使频率和时间一起变化的情况下, 能够确认输出波形的频率分布跨较宽的区域。

[0085] 如此, 在输入波形中, 通过使频率和时间一起变化, 能够使以该可变的频率为主要分量的信号的输出波形振幅为可变。

[0086] 实施例 3

[0087] 接着, 在图 14 示出第三实施例的矩形发送电路。在图 14 所示的矩形发送电路中, 分别具有多个正负电源, 对其输出振幅进行变更。由此, 由于具有多个电源, 因此与一对正负电源相比能够形成更细的波形。在本实施例中, 自不必说也是由控制器 03 来控制对各个电源 01、06、09、10 连接的开关 02, 由此来变更上述的输入信号的占空比, 从而能够进行振幅控制。

[0088] 实施例 4

[0089] 虽然在第四实施例中, 也是和第二实施例相同地, 是输入因信号的正负而频率不同的信号, 并能够将其放大、输出的矩形波发送电路, 但在分别个别具有控制器 204、205 的构成这一点上和第二实施例不同。下面使用图 15、16 对第四实施例进行说明。

[0090] 如图 15 所示, 在本实施例中, 具有如下的电路构成: 具备与正负 2 个电源 01、06 对应的开关 202、203 和控制器 204、205。该电路的输出信号以如下的方式输出: 用与具有正的电源值的电源 01 连接的开关 202 来输出其正的信号; 同样用与具有负的电源值的电源 06 连接的开关 203 来输出其正的信号。由图 1 所示的送波处理电路 103 生成输入给各个开关 202、203 的信号, 分别在开关 202 从控制器 204 输入, 在开关 203 经由控制器 205 输入。

[0091] 输入各个开关的信号中, 输入给开关 202 的是具有周期 T_4 的信号 206, 输入给开关 203 的是具有周期 T_5 的信号 207。在此, $T_4 \neq T_5$ 。由于输入给各个开关 202、203 的信号 206 以及 207 是低振幅的信号, 因此, 如图 1 所说明的那样, 为了放出足够用于驱动探头 100 来获得生物体信号的超声波, 通过各个开关 202、203 放大到高电压的电源 01、06 的振幅。也就是说, 从各个开关 202、203 输出、即从发送电路 104 输出的信号也成为频率与开关

输入信号 206、207 相等、振幅（最大振幅）与电源 01、06 相等的信号。

[0092] 现在,由于输入信号 206、207 是 $T4 \neq T5$ 的情况,因此输出信号的频率并不止于一个频率,成为一并具有两个频率的信号。在图 16 的 208 示出输出信号的例子。分别在正侧输出周期为 $T4$ 的信号,在负侧输出周期为 $T5$ 的信号。

[0093] 实施例 5

[0094] 下面,作为第五实施例,使用图 17 来说明使输入信号的频率沿时间方向或经时地可变,并能够将其放大、输出的超声波诊断装置用的发送电路。

[0095] 与图 2 所示的构成同样地,作为电路构成,对采用开关电路 02 为一个的单电源电路 01 的情况进行说明。例如,输入信号 209 从控制器 03 进入后,在输出信号,出现与该输入信号 209 相同周期的信号 210。根据电源的安装方法,也可考虑相位反相的情况。

[0096] 在该发送电路的构成中,作为输入信号 209,如图 18 的波形 211 所示那样,考虑其频率和时间一起变化的情况。例如,按照第一波的周期为 $T212$,第二波为 $T213$,第三波为 $T214$ 的方式进行变化。在此,例如 $T212 > T213 > T214$ (只要是 $T212 \neq T213 \neq T214$ 即可)。

[0097] 于是,如先前所说明的那样,虽然作为发送电路的输出信号 210,信号振幅变化到电源 01 所示的值,但其频率和输入信号 209 相同,出现与时间一起变化的波形 215 所示的信号。即,获得频率和时间一起变化的输出波形。

[0098] 实施例 6

[0099] 以上,虽然作为开关电路以图 2、图 15 等的构成为例进行了说明,但是电源的配置构成等并不限于此。例如,也可以由利用图 19 所示的脉冲变压器 221、仅用一种电源的电路来进行。在这种情况下,信号的正负分别由表示 FET 的 M1、M2 来形成。极性由分别与 M1、M2 连接的脉冲变压器 221、和与探头 100 连接的脉冲变压器 221 的极性(绕组的方向)决定。

[0100] 使用该电路,以输入因信号的正、负而频率不同的信号的条件为例,对本实施例的动作进行说明。

[0101] 在本实施例的电路中,作为信号输入部,赋予图 19 中的 SIG_N、SIG_P。相当于前述的开关 02 的开关部是 FET 的 M1、M2,与从电源 219 侧观察的开关相连的脉冲变压器的极性 M1 和 M2 为相反(图中,用黑圆●表示极性。●为构成脉冲变压器的电抗器(reactance)的卷绕起点)。在 SIG_N、SIG_P,分别施加图 20 所示的波形 216 和 217,作为输入信号。于是, M1、M2 在 216、217 的输入信号分别为 H(高)的状态下成为导通,电流从 219 通过导通的元件,经由电流控制部 220 流向接地。在此,在电流控制部 220 中,对各个开关导通时流过的电流量进行控制。

[0102] 现在,图 19 所示的脉冲变压器 221 的绕组比为 $N1 : N2 : N3$ 。在此, $N1$ 是与 M1 连接的电抗器的绕组数, $N2$ 是与 M2 连接的电抗器的绕组数, $N3$ 是与振子 100 连接的电抗器的绕组数。

[0103] 若假设现在变压器的耦合为理想,则有如下关系:

[0104] $V3/V1 = N3/N1$

[0105] $V3/V2 = N3/N2$

[0106] 在此, $V1$ 、 $V2$ 分别是在 M1、M2 产生的电压。另外, $V1$ 、 $V2$ 是来自于电源 219 的电

压。于是,在探头 100 被施加沿着开关 M1、M2 为导通的定时而产生的电压 V3。

[0107] 现在,输入信号被施加分别与 216、217 频率不同的信号。即 M1、M2 在不同的频率下成为导通,在与探头 100 连接的脉冲变压器,在与 M1、M2 的导通定时一致的定时被施加信号。在由 216、217 来提供输入信号的情况下,输出信号成为 218 所示的信号。

[0108] 如以上所详细叙述的那样,本发明在矩形信号发送电路中,通过变更其输入信号的占空比从而能够任意控制输出信号的振幅。另外,在矩形波信号发送电路中,能够以任意的合成比来输出具有多个频率分量的信号。

[0109] 另外,虽然参照附图对本发明所涉及的超声波诊断装置等优选的几个实施例进行了说明,但本发明并不限于这些例子。只要是本领域技术人员,就能够在本申请所公开的技术思想的范畴内,想到各种变更例或修正例,这些也当然属于本发明的技术范围。

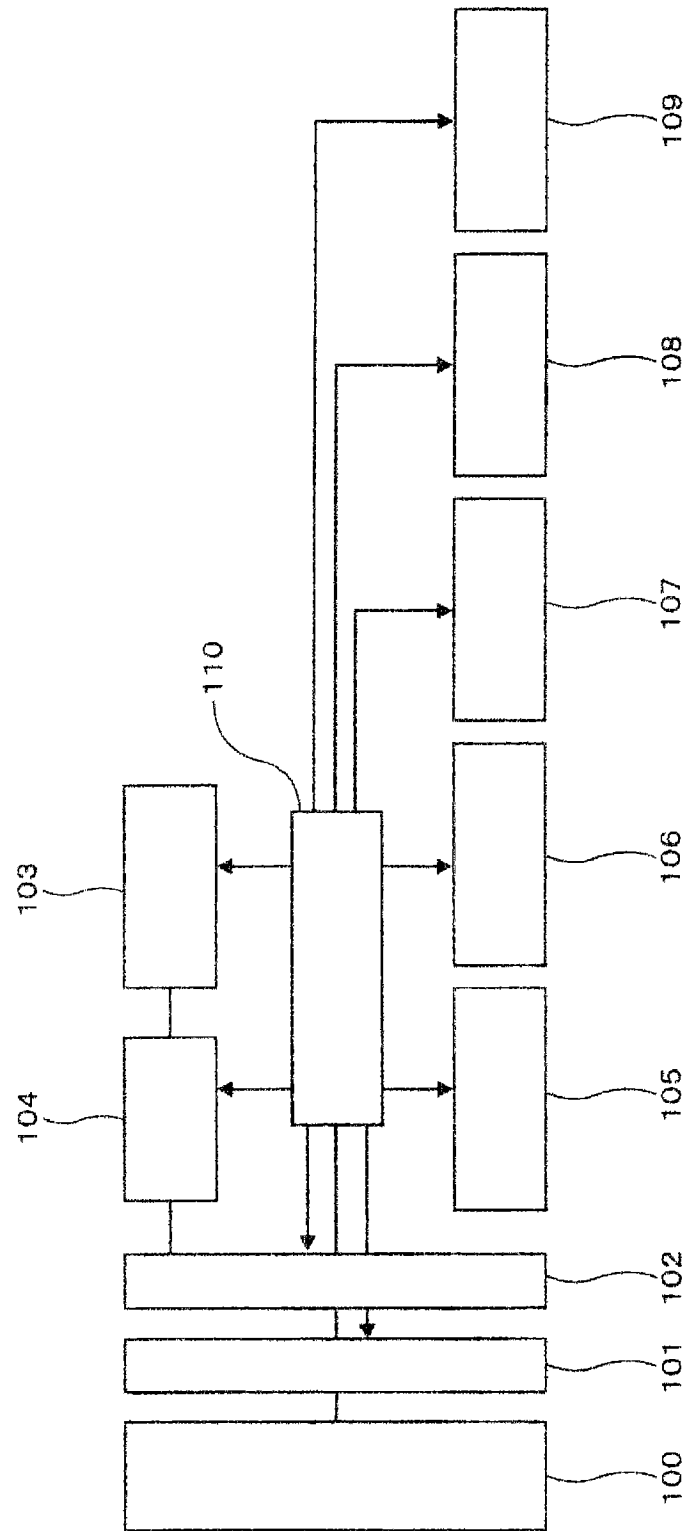


图 1

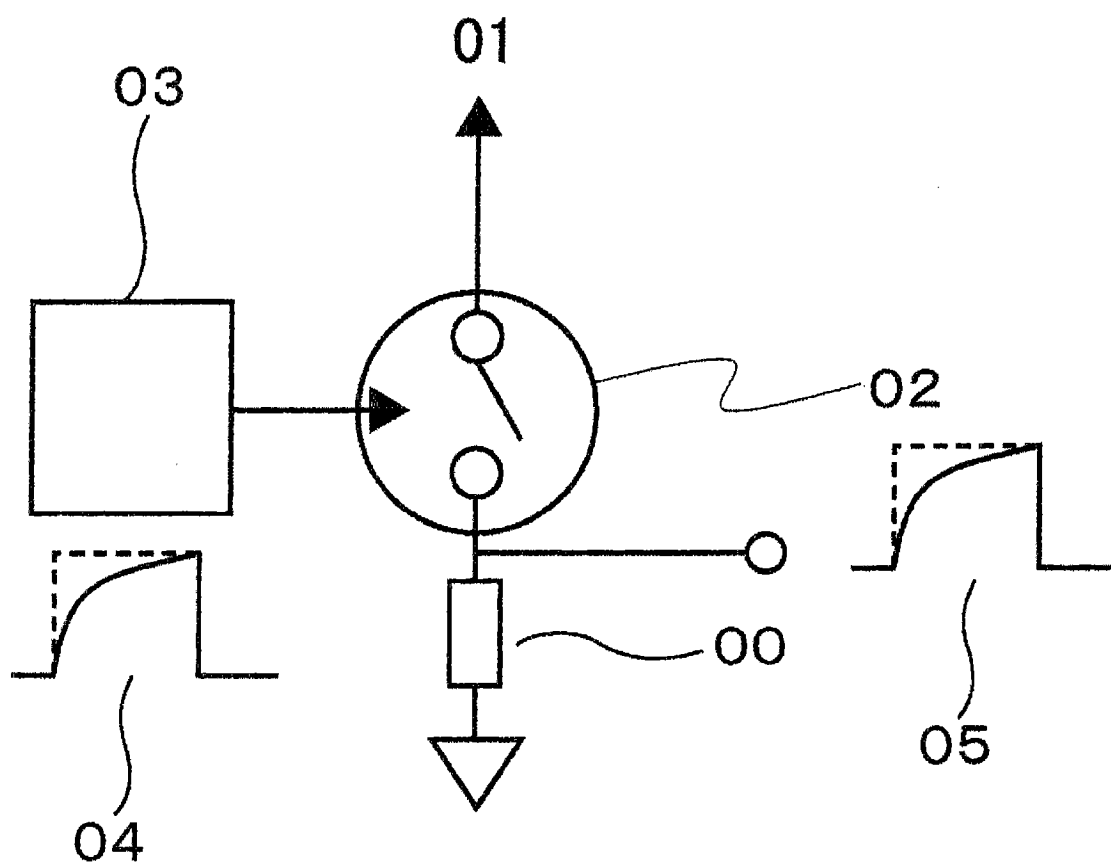


图 2

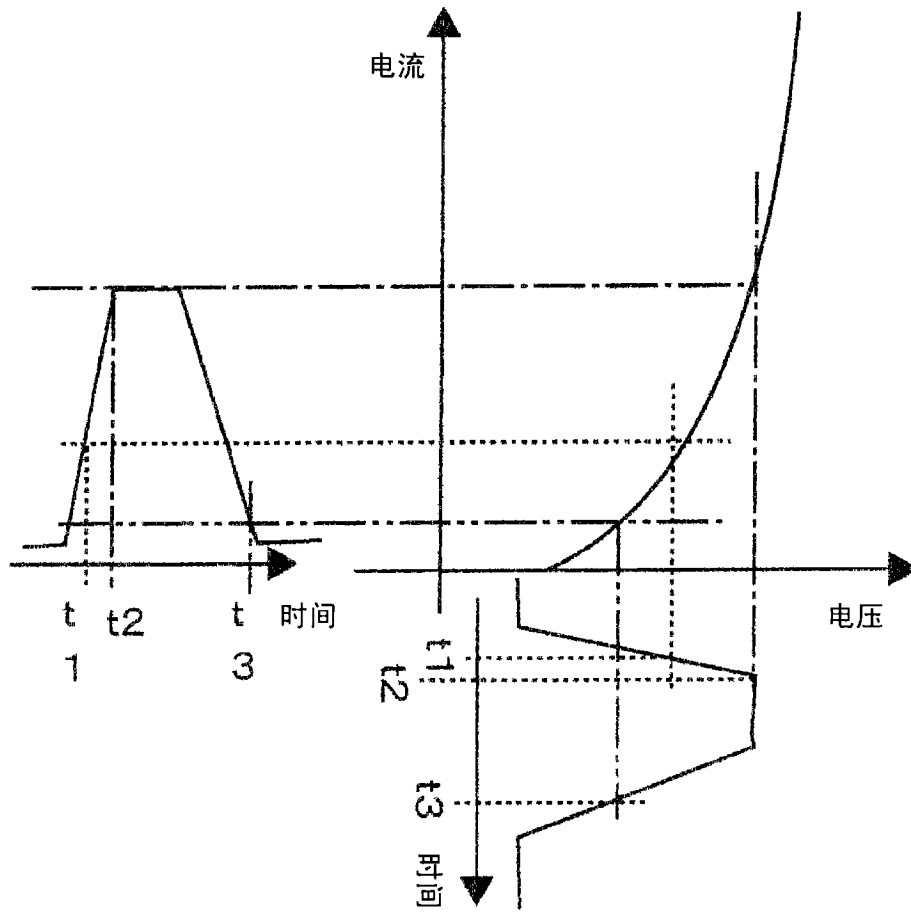


图 3

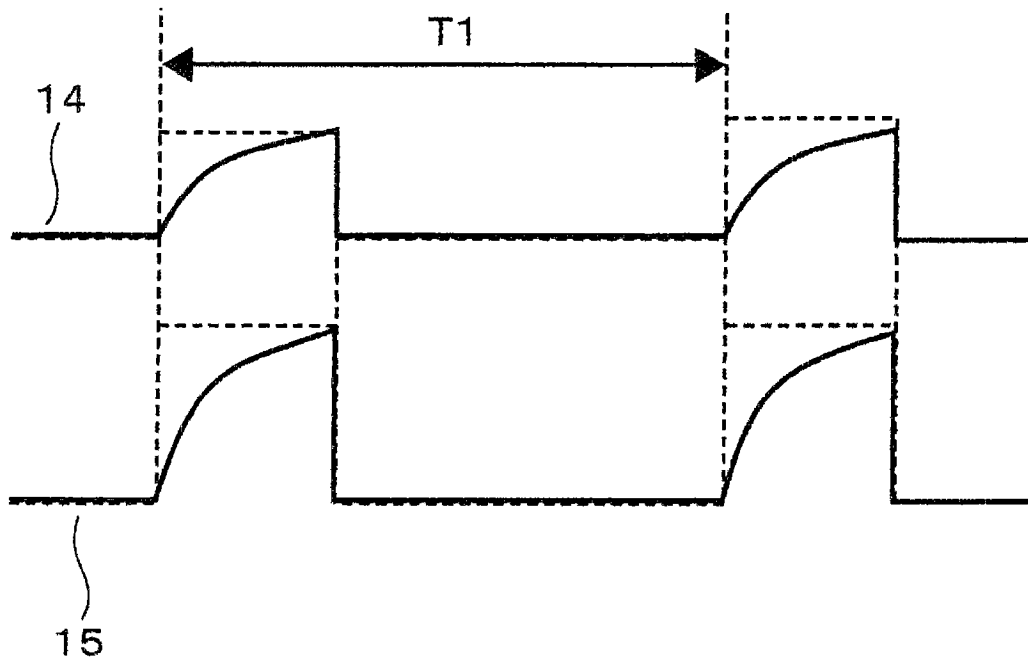


图 4

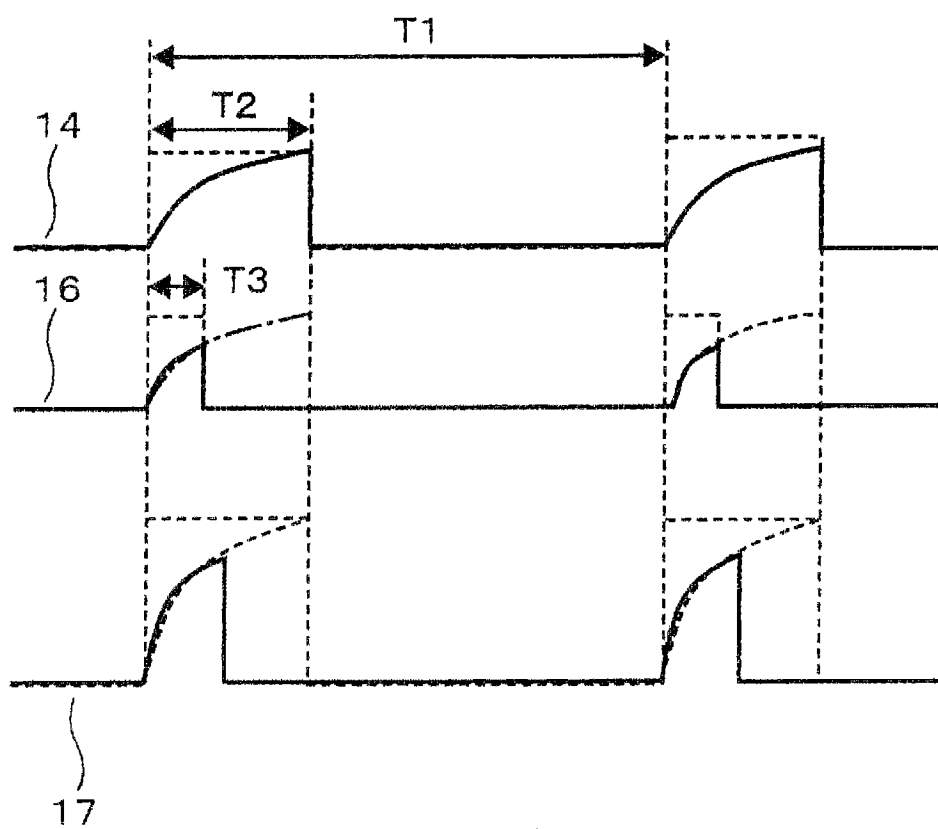


图 5

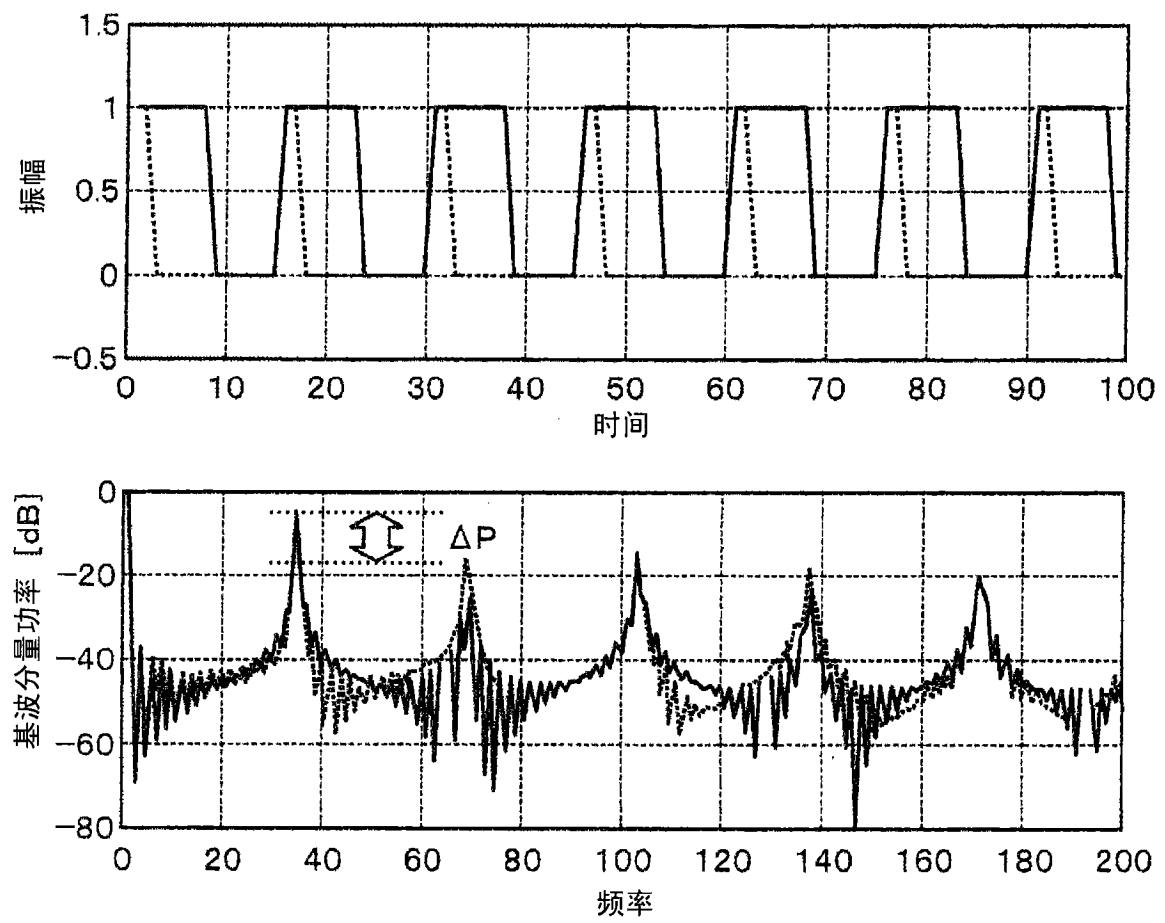


图 6

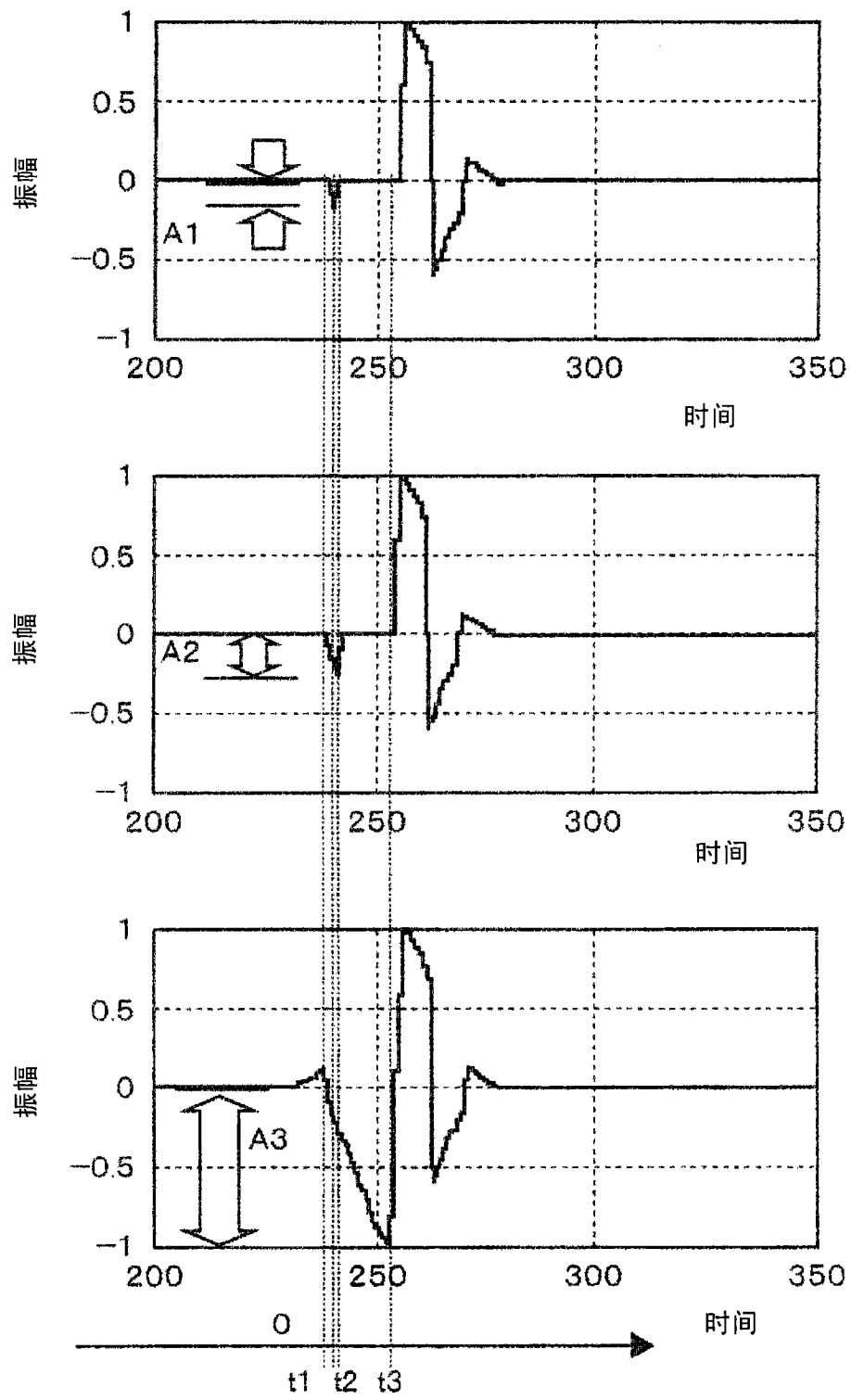


图 7A

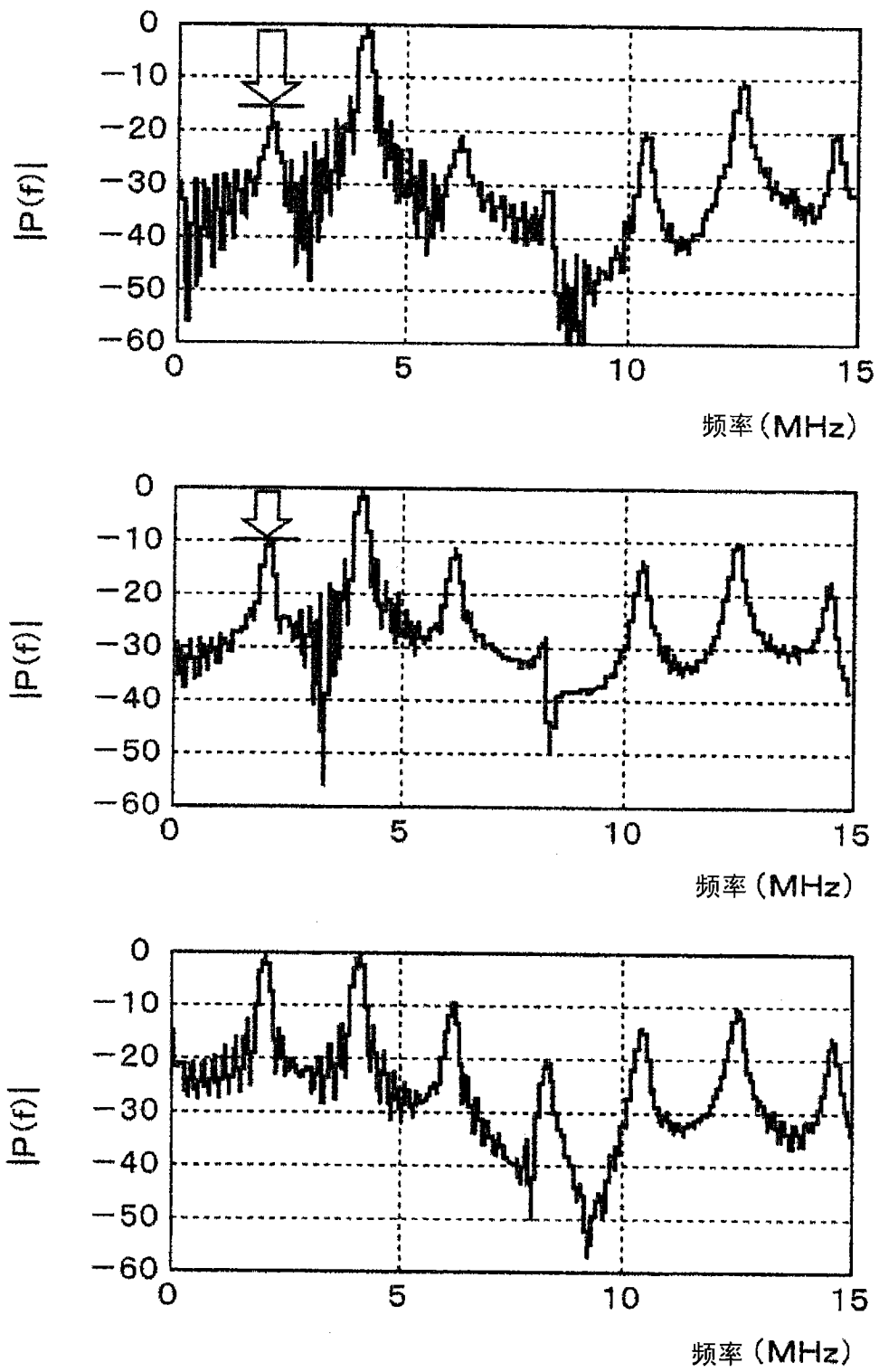


图 7B

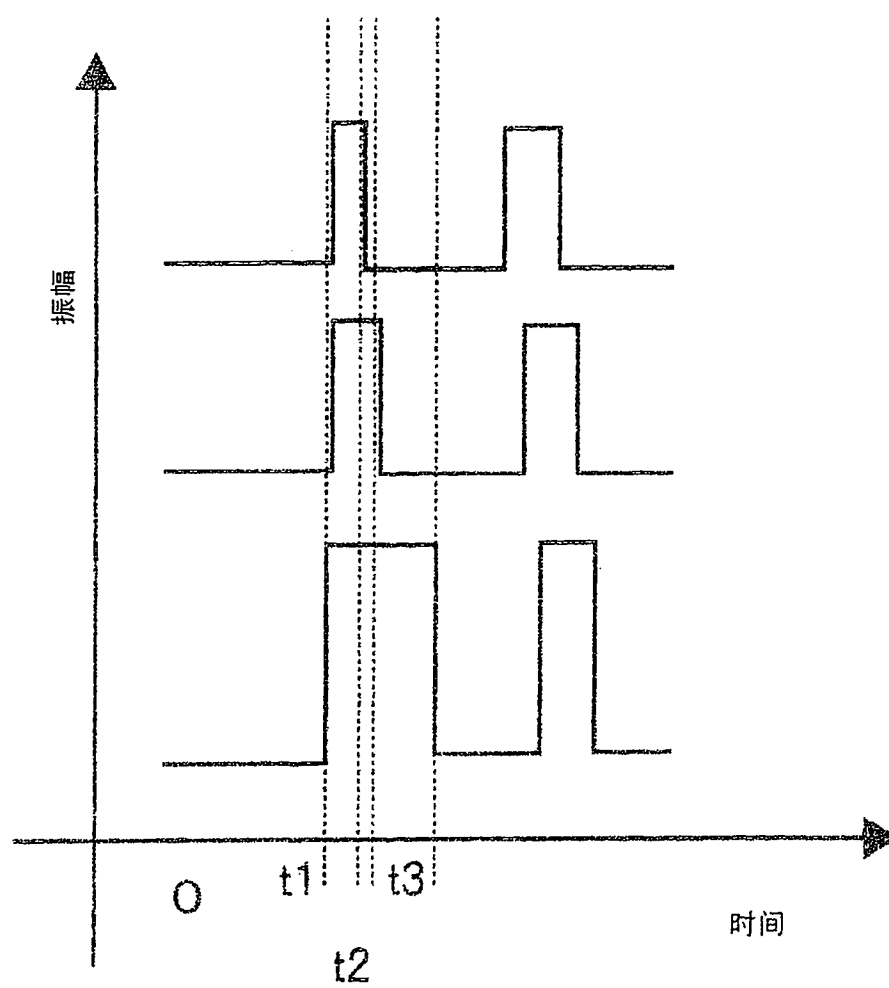


图 8

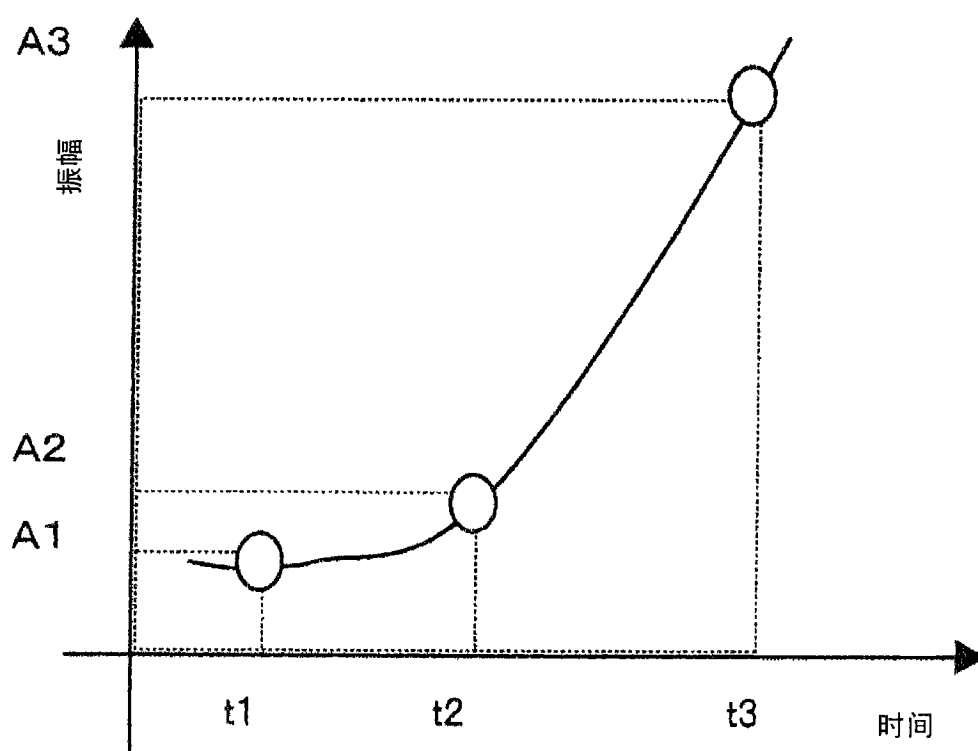


图 9

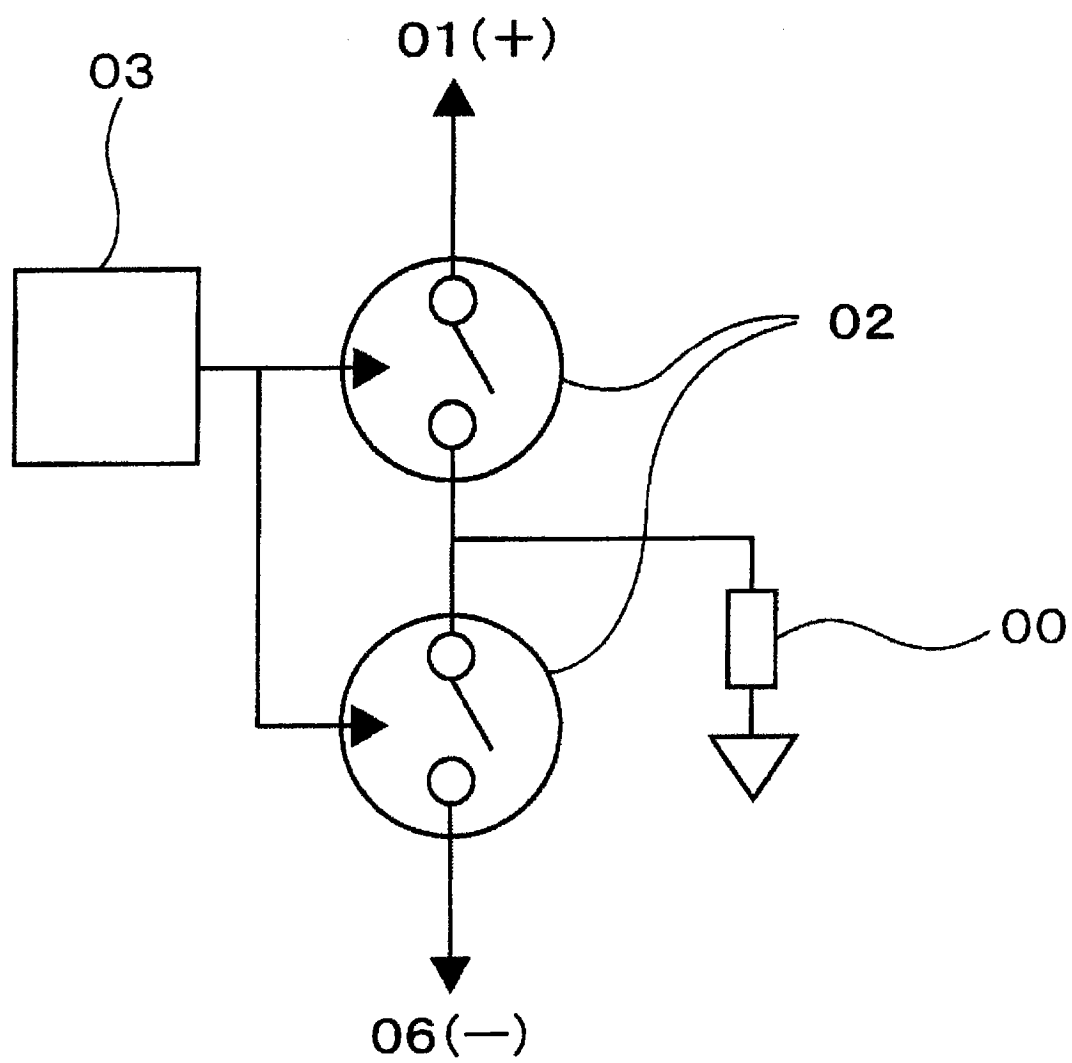


图 10

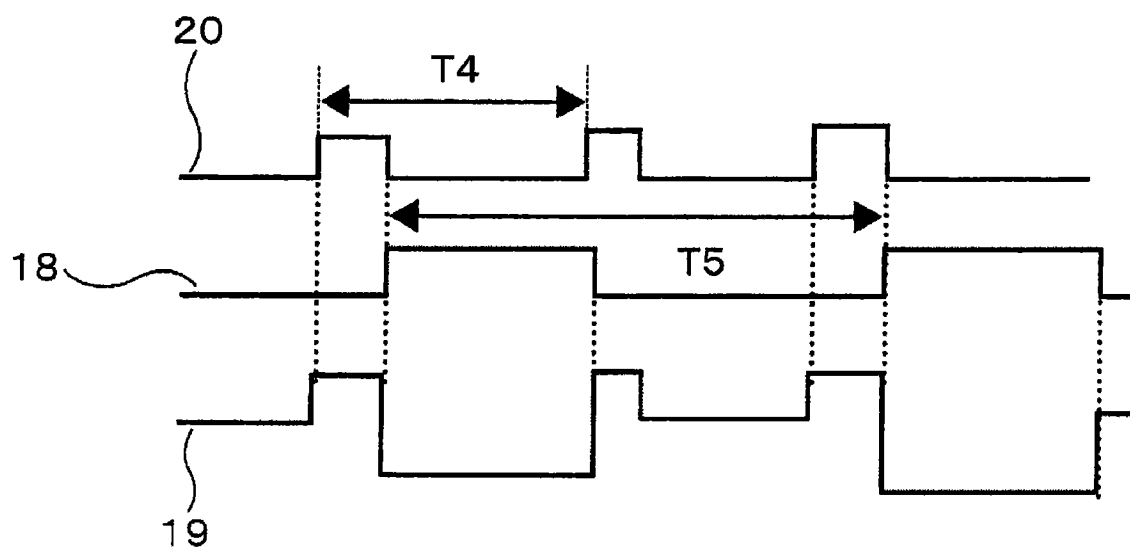


图 11

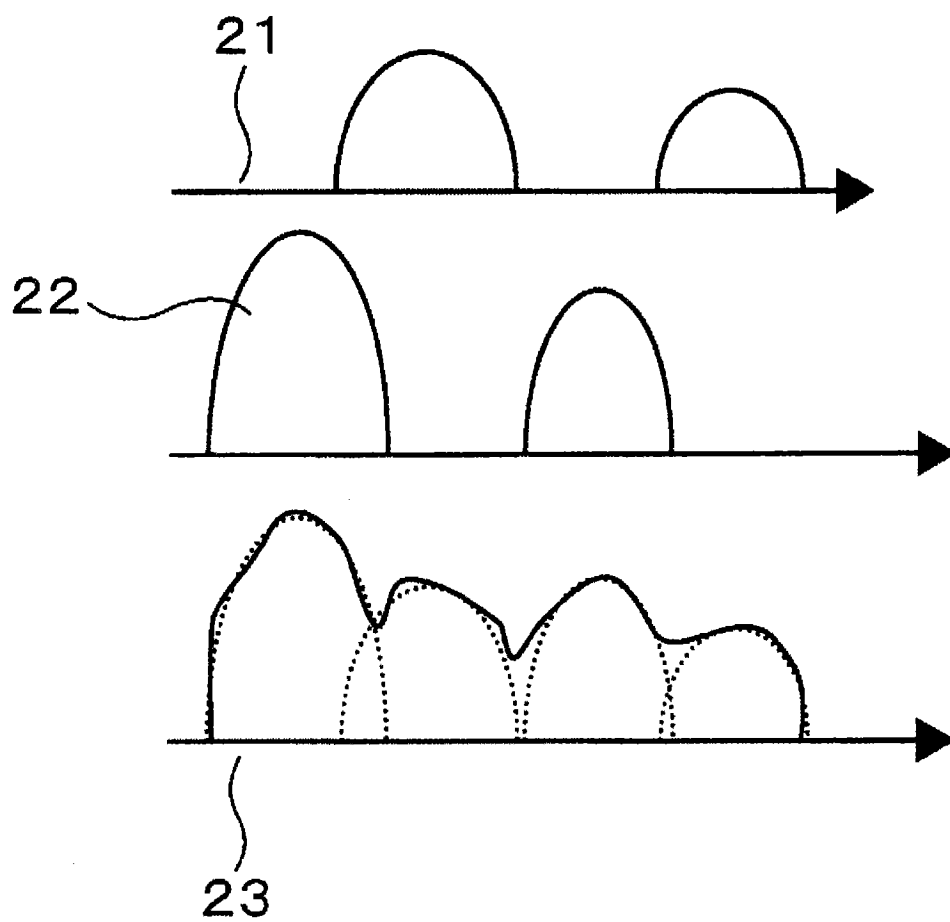


图 12

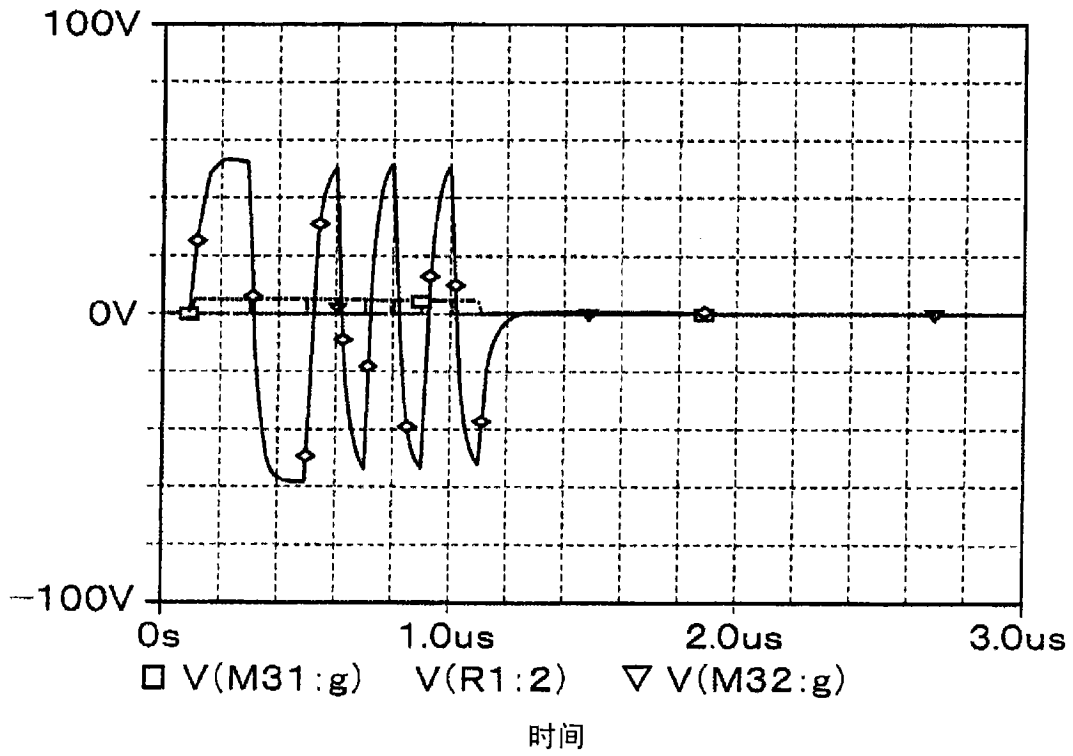


图 13A

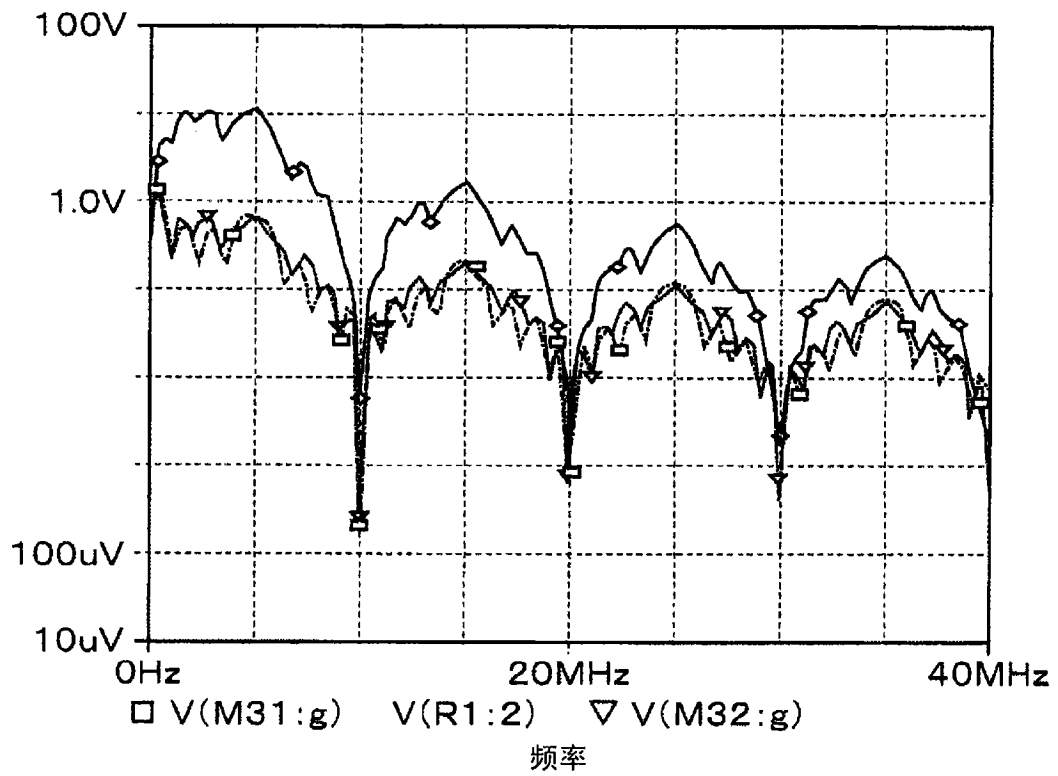


图 13B

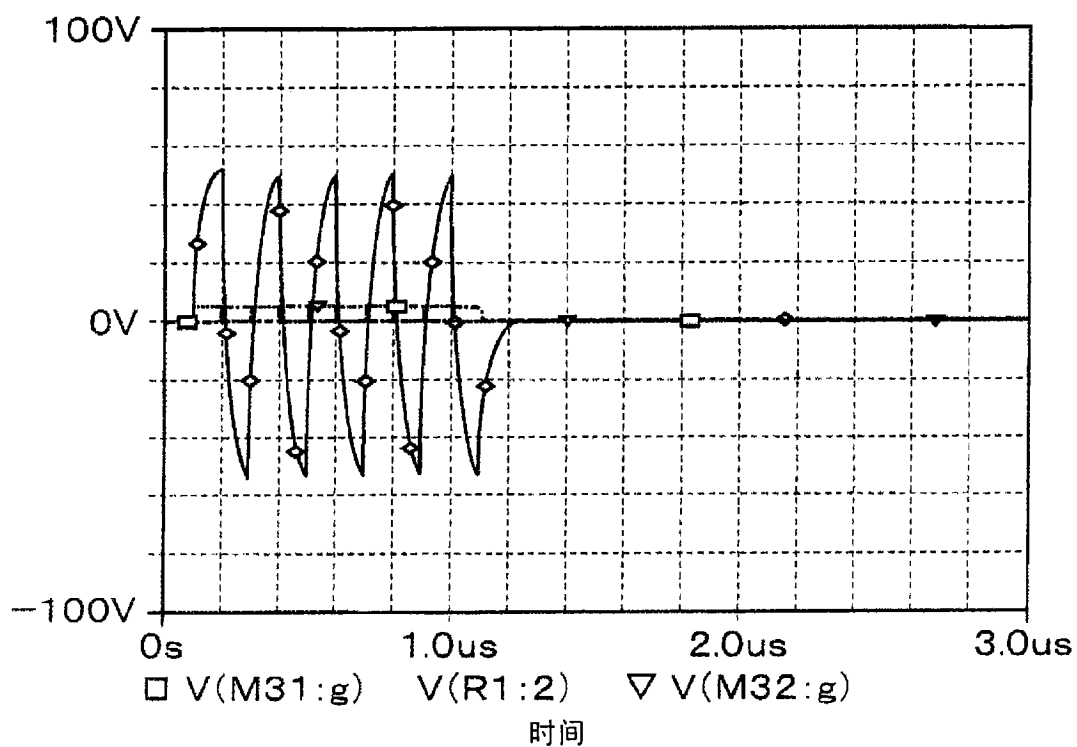


图 13C

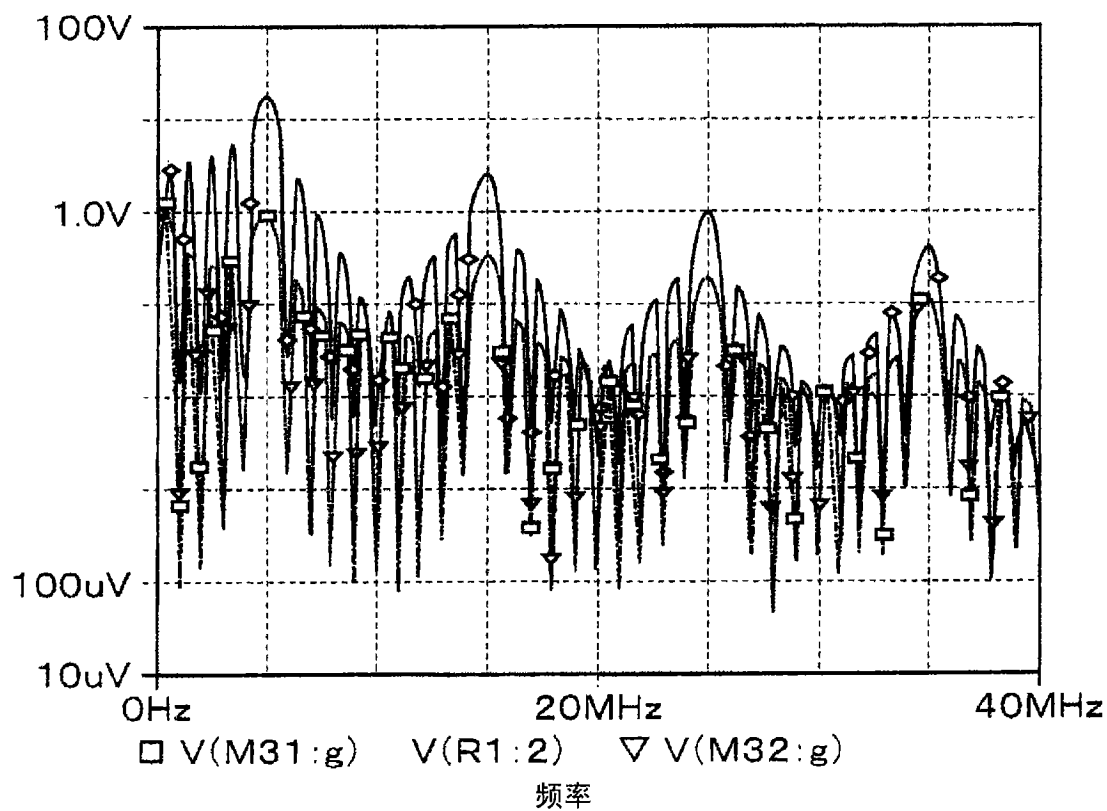


图 13D

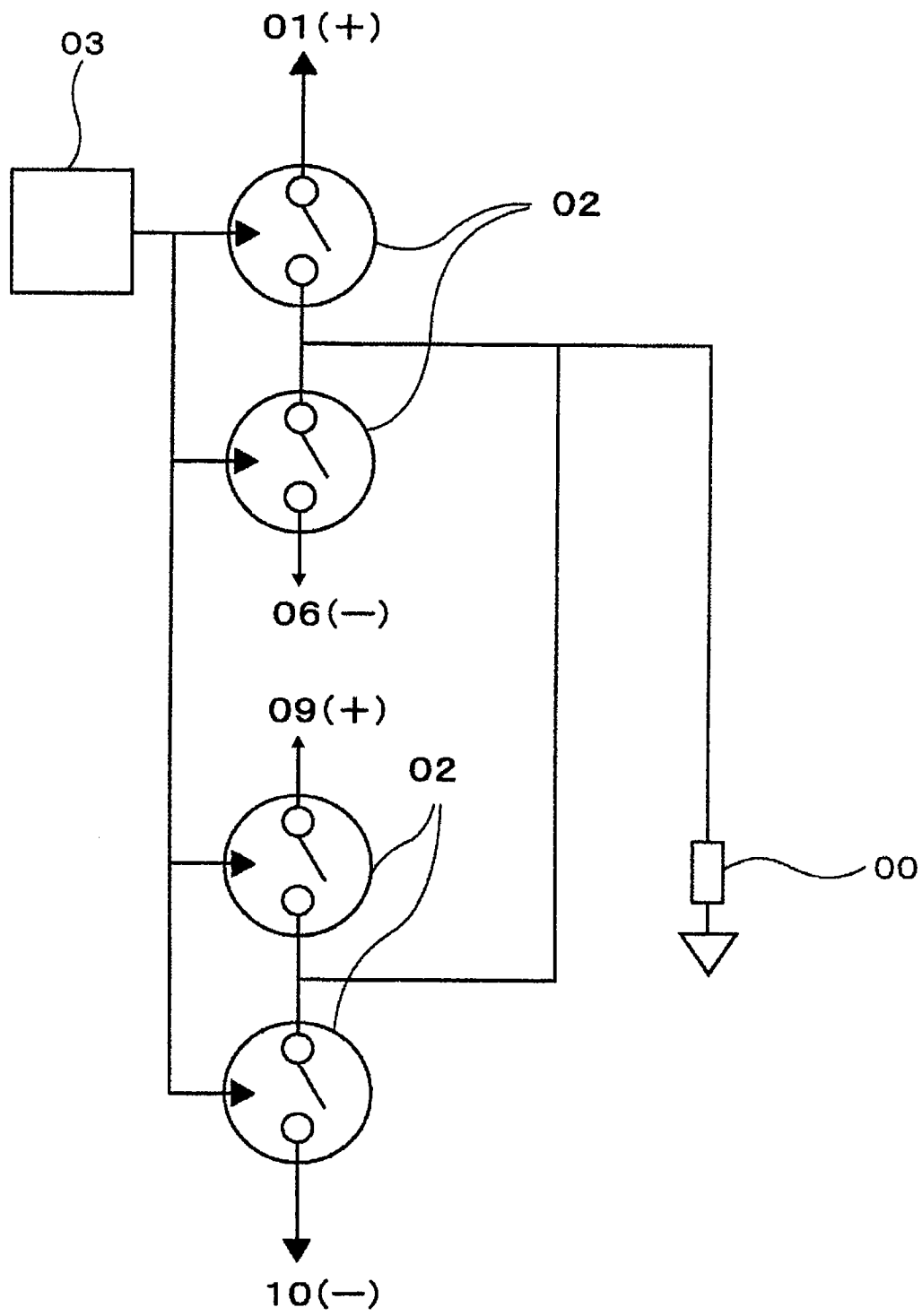


图 14

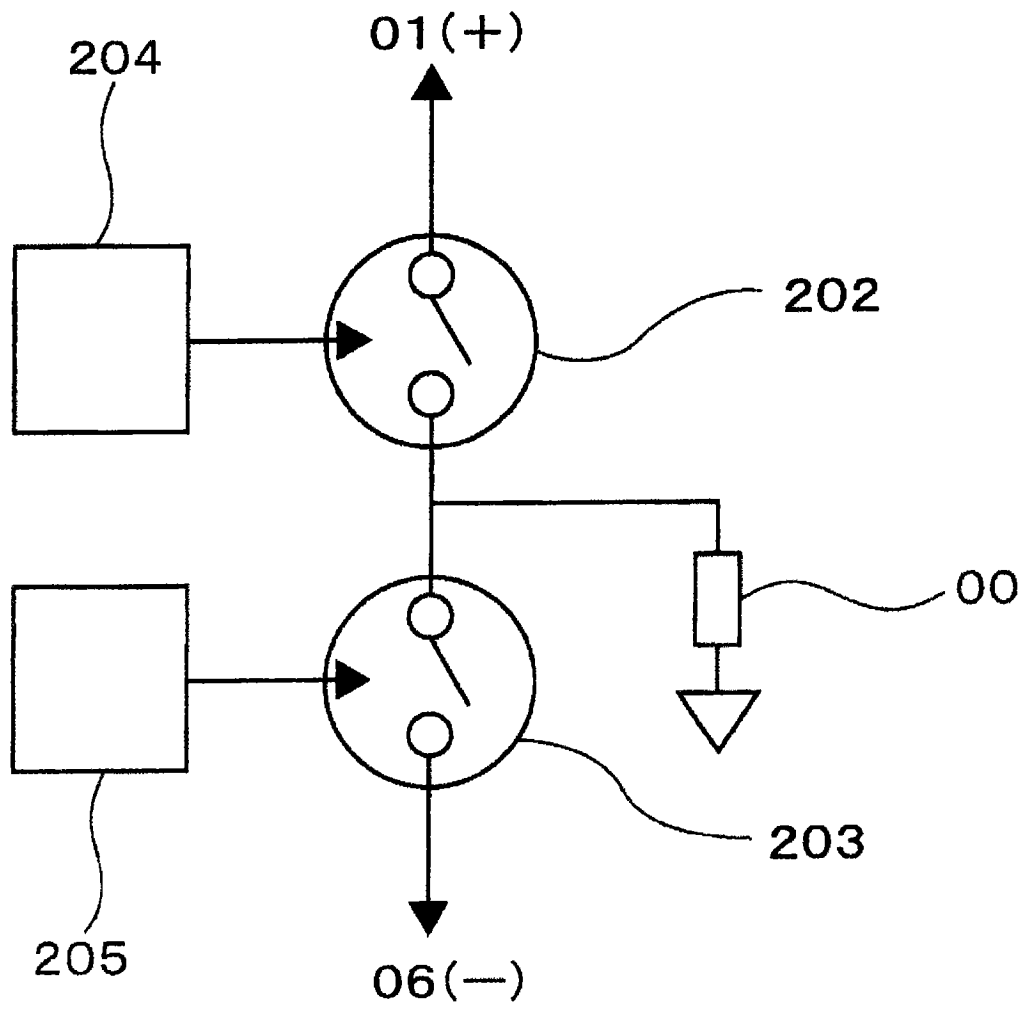


图 15

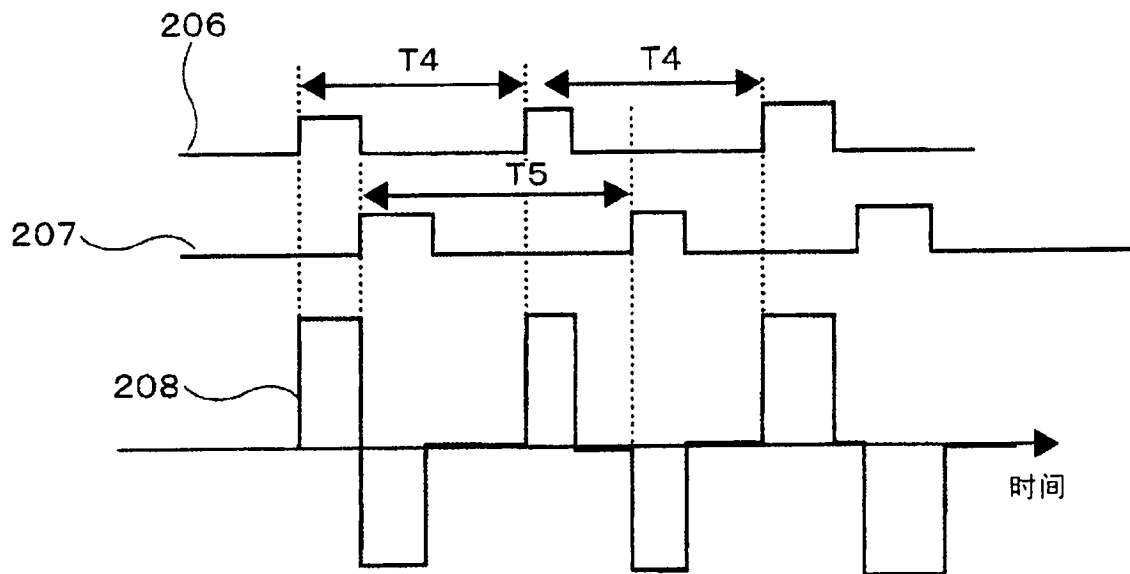


图 16

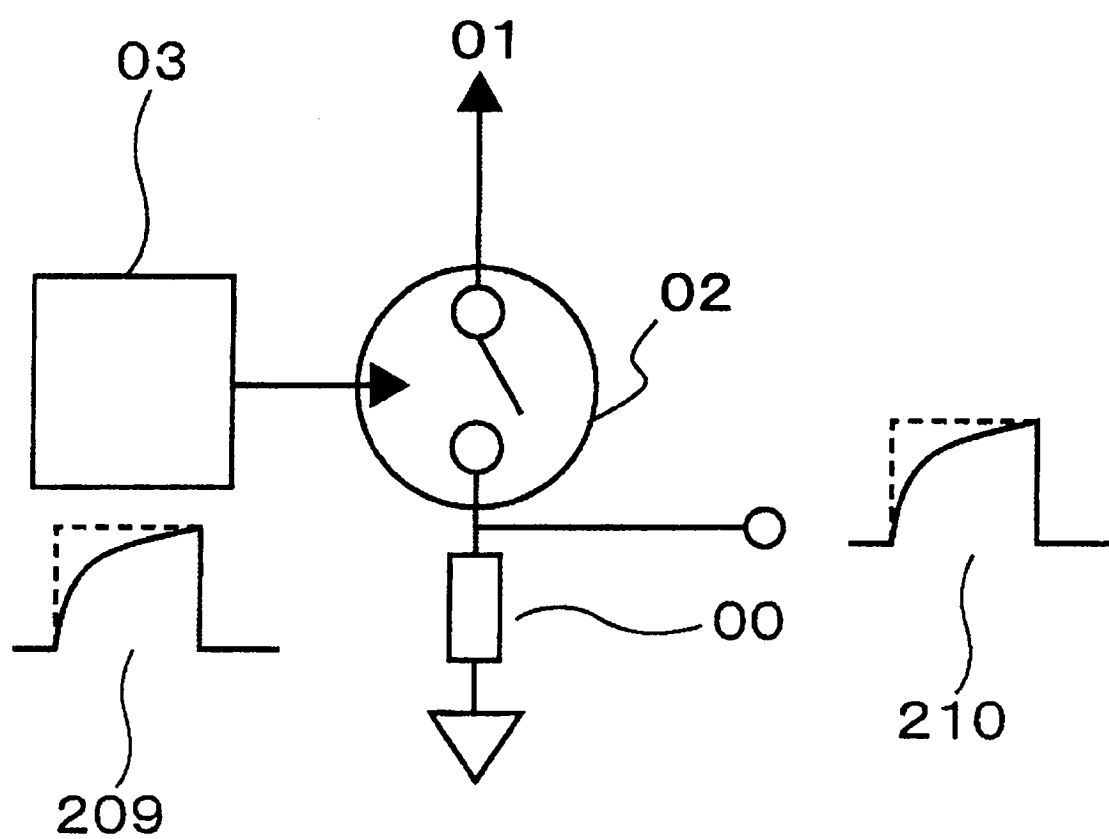


图 17

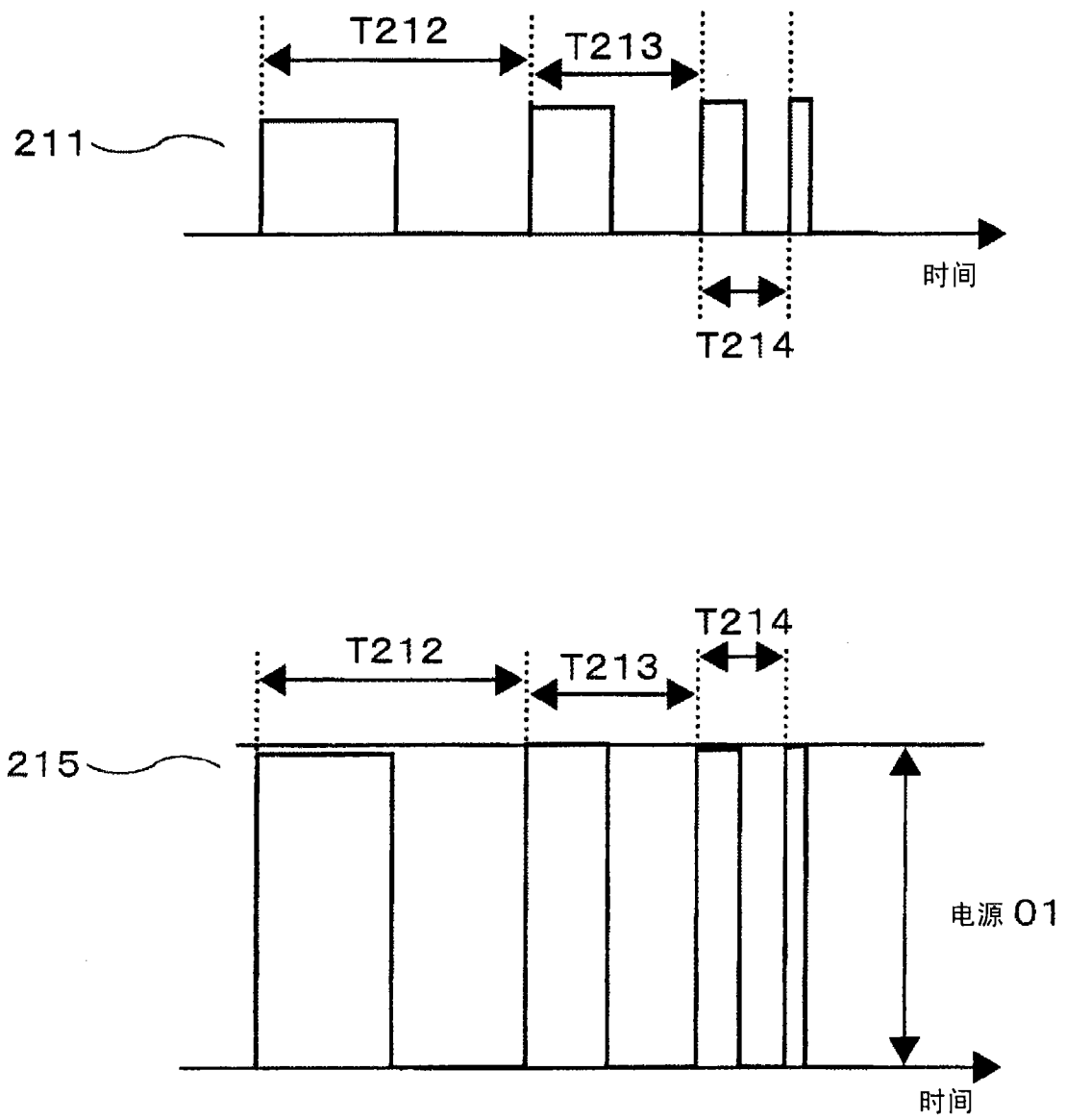


图 18

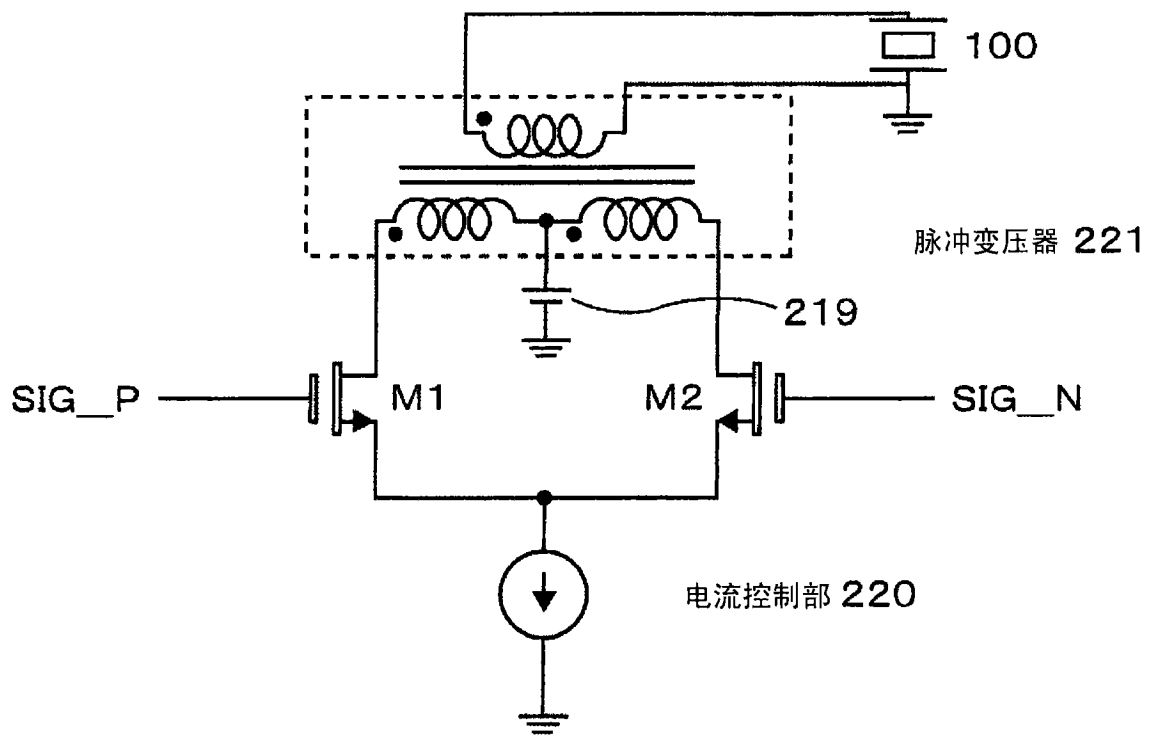


图 19

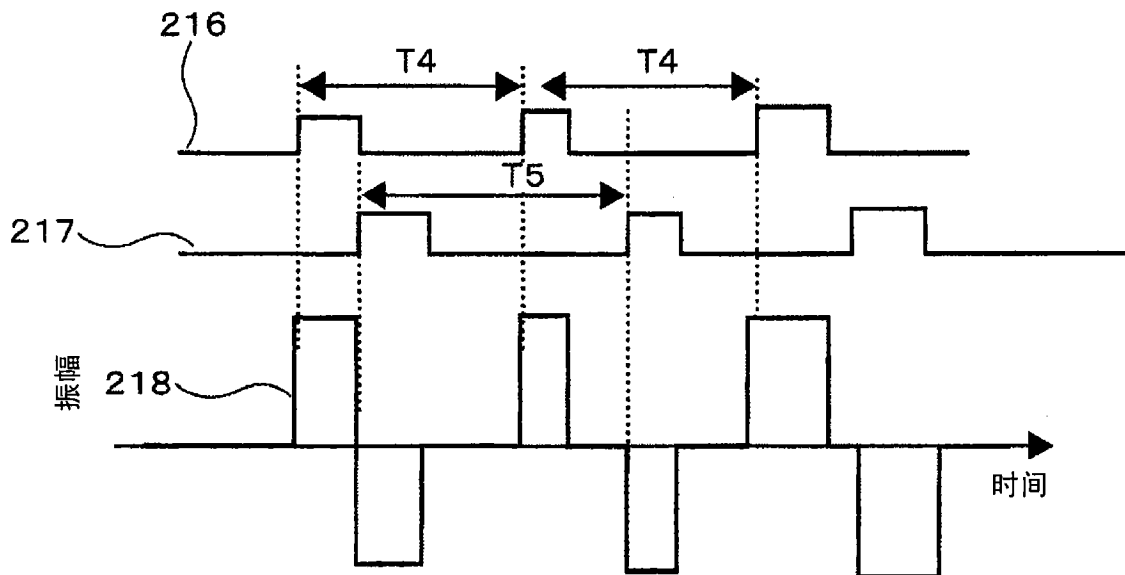


图 20

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN102056546B	公开(公告)日	2014-01-01
申请号	CN200980120696.9	申请日	2009-06-03
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
[标]发明人	押木光博 岸伸一郎 铃木笃史		
发明人	押木光博 岸伸一郎 铃木笃史		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	B06B1/023 G01S15/8909 G01S7/5202 G01S15/8952		
代理人(译)	朱丹		
审查员(译)	杨星		
优先权	2008148311 2008-06-05 JP		
其他公开文献	CN102056546A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置具备：超声波探头，其排列有收发超声波的多个超声波振子；发送部，其对所述超声波探头内的每个振子给予电信号，且形成超声波束，该超声波束对每个所述振子给予具有任意多个频率分量的矩形波信号；接收部，其接收通过所述超声波束的发送所获得的接收信号；以及信号处理部，其根据所述接收信号来形成超声波图像。

