



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103251427 B

(45) 授权公告日 2016. 03. 23

(21) 申请号 201310052134. 3

US 2008/0264171 A1, 2008. 10. 30,

(22) 申请日 2013. 02. 18

审查员 廖怡芳

(30) 优先权数据

2012-035159 2012. 02. 21 JP

(73) 专利权人 佳能株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 立山二郎

(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 康建忠

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2011/0230750 A1, 2011. 09. 22,

US 2011/0230750 A1, 2011. 09. 22,

CN 1903132 A, 2007. 01. 31,

CN 101675470 A, 2010. 03. 17,

US 2010/0232257 A1, 2010. 09. 16,

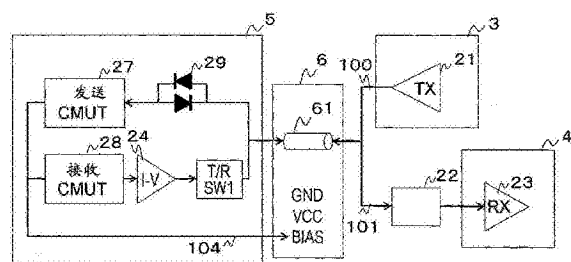
权利要求书1页 说明书6页 附图6页

(54) 发明名称

超声探测器和超声装置

(57) 摘要

本申请公开了超声探测器和超声装置。该超声探测器包括发送单元,其响应于作为电信号的发送信号的输入来发送超声波;接收单元,其通过将发送的超声波的反射波转换成电信号来生成接收信号;放大单元,其放大该接收信号;以及信号切换单元,其在所述发送信号正被发送时中断所述放大单元并且在所述发送信号未被发送时连接所述放大单元。



1. 一种交替地连接到超声装置的超声探测器,包括:

发送换能器,被配置为响应于作为电信号的并且从超声装置的发送电路输出的发送信号经由超声探测器的发送路径的输入来发送超声波;

接收换能器,被配置为通过将发送的超声波的反射波转换成在超声探测器的接收路径上的电信号来生成接收信号,该接收信号将被输入到超声装置的接收电路;

放大单元,被配置为放大该接收信号,该放大单元被安装在超声探测器的接收路径上;以及

信号切换单元,被配置为在所述发送信号正被发送时,从所述发送信号通过其中的路径中断所述放大单元,

其中,信号切换单元被安装在超声探测器的接收路径上,并且

其中,信号切换单元被配置为检测接收路径上的电信号的电压值,并且在所述电压值超过预定值时中断所述放大单元。

2. 根据权利要求 1 所述的超声探测器,其中,

所述发送换能器和所述接收换能器是电容型超声转换元件。

3. 根据权利要求 1 所述的超声探测器,其中,

所述放大单元是电流-电压转换电路。

4. 一种超声装置,包括:

根据权利要求 1 所述的超声探测器;

发送电路,被配置为将发送信号发送到超声探测器的发送换能器;

信号处理单元,被配置为将由所述接收换能器接收的并且被放大单元放大的接收信号转换成数字信号;以及

电缆,被配置为用作用于将来自所述发送电路的发送信号发送到所述发送换能器的路径和用于将来自所述放大单元的接收信号发送到所述信号处理单元的路径两者。

5. 根据权利要求 4 所述的超声装置,其中,

所述发送换能器和所述接收换能器分别由不同的电容型超声转换元件构成,以及所述信号切换单元被安装在超声探测器的接收路径上的所述放大单元的输出侧。

6. 根据权利要求 4 所述的超声装置,其中,

同一电容超声转换元件用作所述发送换能器和所述接收换能器两者,并且

信号切换单元被安装在超声探测器的接收路径上的所述放大单元的输入侧和输出侧。

7. 根据权利要求 4 所述的超声装置,其中,

同一电容型超声转换元件用作所述发送换能器和所述接收换能器两者,

在超声探测器的发送路径上进一步包括用于放大所述发送信号的放大器,以及

所述信号切换单元被安装在超声探测器的接收路径上的所述放大单元的输入侧。

8. 根据权利要求 4 所述的超声装置,进一步包括连接器,被配置为将超声探测器连接到所述电缆,其中

连接器被配置为连接包括电容型超声转换换能器的超声探测器和包括压电元件的超声探测器。

## 超声探测器和超声装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声探测器和超声装置。

### 背景技术

[0002] 作为用于发送和接收超声波的超声探测器,通常已经使用诸如锆钛酸铅(PZT)的压电元件。近来,正在研究使用电容性微加工超声换能器(CMUT)的超声探测器,其是电容型超声转换元件。

[0003] CMUT 具有使用被应用半导体工艺的微型机电系统(MEMS)工艺创建的结构。CMUT 使用轻的振动膜发送和接收超声波,并且即使在液体或气体中仍表现出良好的宽带特性。由于可实现与常规的医疗图像诊断形式相比更高精度的超声诊断,因此 CMUT 正在得到关注。

[0004] CMUT 由在先级中的电容型超声转换元件和随后级中的电路的组合构成,以便将接收的超声波转换成电信号(即,接收信号)并且输出该信号。这里,先前提及的超声转换元件的输出信号的电流基于电容的时间变化被输出,因此,对于随后级中的电路,通常使用电流-电压转换放大电路(见日本专利申请特开 No. 2011-98071)。

[0005] 另一方面,在向诸如生物样本的被检物发送超声波并且基于通过其反射波获取的接收信号将被检物的特性信息图像化的超声诊断装置的情况下,依赖于诊断的目的使用不同扫描类型的探测器。扫描类型的示例是:凸形、直线形、扇形和 2 维阵列。同样地,依赖于诊断目的,还考虑诸如 PZT 和 CMUT 的具有不同的发送/接收特性的不同超声探测器。

[0006] 专利文献 1:日本专利申请特开 No. 2011-98071

[0007] 专利文献 2:日本专利申请特开 No. 2009-297326

### 发明内容

[0008] 使用用于 PZT 的探测器的超声诊断装置通常使用的结构对于用于连接探测器的连接单元中的每一单个元件混合发送信号和接收信号,以便将探测器电缆(cable)的数量减半。

[0009] 如果用于 CMUT 的探测器连接到此连接器单元,对于安装在接收侧的电流-电压转换放大电路的输入/输出必须安装保护电路,这是因为对于发送侧的驱动信号使用高于接收电路的输入电压的电压。换句话说,作为日本专利申请特开 No. 2009-297326 中公开的现有技术,在切换发送和接收的定时响应于切换控制信号通过使用探测器内的开关来保护放大电路免受过电压。

[0010] 但是,在对于各元件必须单独改变切换定时的装置的情况下,需要其数量与元件数量相同的控制信号,这样增加了探测器电缆的数量。另一问题是超声诊断装置的对于 PZT 构造的连接单元不包含用于切换发送和接收的切换控制信号,这意味着必须单独提供专用连接器电路以连接用于 CMUT 的探测器。

[0011] 考虑到上文描述,本方面的一个目标是提供一种使用公共电缆操作于压电元件

的超声探测器和用于 CMUT 的超声探测器的技术。

[0012] 本发明提供了一种超声探测器,包括:

[0013] 发送单元,被配置为响应于作为电信号的发送信号的输入来发送超声波;

[0014] 接收单元,被配置为通过将发送的超声波的反射波转换成电信号来生成接收信号;

[0015] 放大单元,被配置为放大该接收信号;以及

[0016] 信号切换单元,被配置为在所述发送信号正被发送的同时,从所述发送信号通过其中的路径中断所述放大单元。

[0017] 根据本发明,可提供一种使用公共电缆操作于压电元件的超声探测器和用于 CMUT 的超声探测器的技术。

[0018] 从下文参照附图对示例性实施例的描述,本发明的其它特征将变得清晰。

### 附图说明

[0019] 图 1 是示出本发明的超声诊断装置的配置的概观的示图;

[0020] 图 2 是示出用于 PZT 的探测器连接到超声诊断装置的状态的示图;

[0021] 图 3 是示出用于 CMUT 的探测器连接到超声诊断装置的状态的示图;

[0022] 图 4 是示出根据示例 1 的超声诊断装置的示图;

[0023] 图 5 是示出根据示例 2 的超声诊断装置的示图;以及

[0024] 图 6 是示出根据示例 3 的超声诊断装置的示图。

### 具体实施方式

[0025] 现在将参照附图描述本发明的优选实施例。下文描述的构成部件的尺寸、材料和形状以及它们的相对位置应根据应用本发明的装置的配置和各种条件被适当地修改,而不是意图限制本发明的范围。

[0026] 本发明涉及用于发送和接收超声波的超声探测器,以及用于使用通过向生物样本发送超声波而获取的接收信号将关于被检物的特性信息成像的超声诊断装置。

[0027] 更具体而言,本发明的装置使用超声回波技术,该超声回波技术向被检物发送来自超声探测器的超声波,接收在被检物内部反射的反射波(回波),并且获取关于被检物内部的特性信息作为图像数据。这里获取的关于被检物内部的特性信息是反映被检物内部的组织之中的声阻抗的差异的信息。

[0028] 在本发明中提及的超声波是一种弹性波,并且包括被称为声波、超声波和音波的波。

[0029] 典型地,根据本发明的超声装置被实现为如下这样的超声诊断装置,该装置获取关于作为生物样本的被检物的特性信息并且使用该信息进行诊断。在下文的描述中,将使用这样的超声诊断装置对超声装置进行解释。此外,PZT 被用作用于探测器的压电元件的示例,但是压电元件的类型并不限于 PZT。在下文的描述中,“CMUT”指的是电容型超声转换元件。

[0030] < 示例 1 >

[0031] 图 1 是示出最清楚地代表本发明的特性的超声诊断装置的框图。在图 1 中,附图

标记 1 指示作为超声诊断装置的主要控件的 CPU, 并且附图标记 2 指示发送 / 接收控制单元, 其控制与超声波的发送 / 接收相关的射束形成。附图标记 5 指示具有生成超声波并且检测反射回波的结构 of 超声探测器。附图标记 3 指示驱动探测器并且生成超声波的发送单元, 附图标记 4 指示处理通过探测器检测的接收数据的接收单元, 并且附图标记 6 指示信号传输电缆。附图标记 7 是从反射回波计算形态信息的图像处理单元, 附图标记 8 指示执行扫描转换的显示控制单元, 并且附图标记 9 指示显示图像的显示器。

[0032] 将描述使用超声波成像的基本操作。如果在超声探测器 5 与诸如生物样本的被检物接触的状态下从发送单元 3 发送电信号, 生成超声波。超声波在被检物中传播非常短的时间, 并且如果波接触某些硬物则作为反射回波返回。然后, 反射回波被超声探测器 5 转换成电信号, 并且被接收单元 4 检测到。检测到的电信号变为接收信号。然后, 从超声探测器到超声被反射的位置的距离基于从发送超声波的时刻到返回反射回波的时刻的时间被计算, 并且图像处理单元 7 生成关于内部状态的图像数据。然后, 使用显示控制单元 8 在显示器 9 上显示基于该图像数据的图像, 由此使得代表生物组织的物质分布的功能图像可视化。

[0033] 图 2 是示出用于 PZT 的超声探测器 5 连接到该装置的状态的示图。在图 2 中, 用于驱动发送 / 接收 PZT 25 并且生成超声波的发送单元 3 由 HV-CMOS 构成的高电压驱动发送电路 (TX) 21 构成。接收单元 4 使用接收单元 (RX) 23 来放大通过探测器 5 检测的反射回波和光声波的弱信号, 通过 A/D 转换器对输出进行采样, 并且执行数字变换。该接收单元对应于本发明的信号处理单元。

[0034] 从发送单元 3 输出的驱动信号 (发送信号) 100 变为高电压 (例如, 通常约  $\pm 100V$ ) 电信号, 其远高于被输入接收单元的接收信号 101 的允许电压值。因此, 必须在接收电路的输入侧设置限幅器 (limiter) 22。限幅器 22 通常由结合作为离散组件的二极管桥、电感器和电阻器的电路构成, 并且具有将接收电路 23 的输入电压限制在允许值内的功能。

[0035] 在信号发送电缆 6 中, 来自超声探测器 5 的发送 / 接收信号连接至同轴电缆 61, 并且通到振动元件的基部的 GND 线 102 作为单独的系统被连接。换句话说, 一个同轴电缆对应于 PZT 的各振动元件, 因此将使用的同轴电缆的线路的数量与探测器的元件的数量相同。

[0036] 图 3 是示出常规的用于 CMUT 的探测器连接到该装置的状态的示图。在用于 CMUT 的探测器中, 对于发送 / 接收 CMUT 26 的各元件安装 I-V 转换放大电路 24 (电流 - 电压转换电路)。该 I-V 转换放大电路 (电流 - 电压转换电路) 对应于本发明的放大单元。这意味着需要如下的开关电路, 该开关电路用于保护 I-V 转换放大电路 24 的输入侧和输出侧两者免受用于发送的驱动信号 100。因此, 对于接收侧的 I-V 转换放大电路 24 的输入和输出分别安装开关电路 SW1 和 SW2。通过仅在接收定时时段期间接通 SW1 和 SW2, 可防止发送定时时段期间的驱动信号的进入。如果在发送侧的路径中安装 SW3, 则 SW3 可在接收定时时段期间被关断, 并且来自 CMUT 元件的接收信号可被提供给 I-V 转换放大电路。

[0037] 用于控制 SW 至 SW3 的通 / 断的开关控制信号 (SWITCH) 103 是被从控制射束形成的发送 / 接收控制单元 2 输出的信号。接收定时和发送定时在反转的定时重复, 从而 SW1 和 SW2 具有与 SW3 的配置相反的配置。当考虑操作速度时, 此开关电路通常由模拟电路构成, 但是如果设备可被高速切换, 则该配置并不限于此

[0038] 如果用于 CMUT 的探测器被使用,则必须从外侧设置偏压电源(BIAS) 104,因此约 100V 的高压电源作为 BIAS 被连接并且操作。

[0039] 这里,将当用于 CMUT 的探测器如图 3 所示地连接时的信号线与当用于 PZT 的探测器如图 2 所示地连接时的信号线进行比较。在图 3 中,与图 2 中的配置相比,在图 3 中添加了发送 / 接收切换控制信号(SWITCH)、用于 CMUT 的偏压电源(BIAS)和作为 I-V 转换放大电路和开关电路的驱动电源的 VCC、以及 GND。

[0040] 现在描述发送 / 接收控制信号。在实际超声波测量中,常常执行发送射束形成,因此对于来自各元件的发送信号的输出定时造成延迟。这意味着施加高电压的定时在各元件中偏移。在此情况下,对于各元件必须改变切换控制信号以便消除定时的偏移。换句话说,同轴电缆 61 需要对于每个元件具有两个信号线。

[0041] 基于上述描述,现在将描述本发明的示例 1。

[0042] 图 4 是示出根据本示例的装置的示图。用于 CMUT 的探测器的超声转换元件的特征在于发送 CMUT27 和接收 CMUT28 由单独的 CMUT 构成。对于接收 CMUT 的各元件安装 I-V 转换放大电路 24。如果使用此配置,抵抗用于发送的驱动信号 100 进行保护的电路可仅被安装在 I-V 转换放大电路的输出侧。这意味着图 3 中的 SW2 所对应的保护电路不是必需的,并且可被省略。

[0043] 在连接接收 CMUT 和 I-V 转换放大电路的信号线中,从 CMUT 输出的弱电流的信号流动。因此,如果图 3 中示出的 SW2 干扰,则在开关电路中生成噪声,这导致该放大电路的输出端处的噪声分量增大。但是,在示例 1 的情况下,SW2 不存在,因此接收侧的噪声分量可减小。

[0044] 在连接到发送 CMUT27 的发送路径上安装双向二极管 29。由于仅接收期间的弱信号分量可由于该二极管的特性而被切断,因此仅允许发送信号通过的功能可被以与 SW3 相同的方式被实现。

[0045] 另一方面,T/R 开关(T/R SW1)是被称为高压保护器件的电路,其保护 I-V 转换放大电路的输出侧。T/R 开关指的是发送 / 接收开关,其对应于本发明的信号切换电路。不同于图 3 中使用的通过切换控制信号来进行接通 / 关断的器件,此 T/R 开关是可根据两个端子上的电压阈值进行开 / 关的器件。换句话说,T/R 开关可被看作具有允许小信号通过的开关电阻的闭合开关。

[0046] 如果两个端子之间的电压降超过  $\pm 2.0V$ ,则此示例的 T/R 开关开始关断。在关断状态中,此器件可承受相对于该端子的  $\pm 100V$ ,而仅  $200 \mu A$  的微电流可流动。电压阈值并不限于此值,而是可以根据该装置的特性的预定值。在发送超过该预定值的高电压发送信号时,该 T/R 开关进入关断状态,以阻隔 I-V 转换放大电路,并且当发送信号不被发送时,诸如当低电压接收信号流动时的时段,电路被连接并且电信号流过。

[0047] 在信号发送电缆 6 中,来自超声探测器的发送 / 接收信号对于各元件连接到同轴电缆 61。在图 4 中,切换控制信号(SWITCH)未被使用,并且仅用于向 CMUT 供电的偏压电源 BIAS 和用于向 I-V 转换放大电路 24 供电的驱动电源 VCC 和 GND 连接。与使用图 2 所示的用于 PZT 的探测器的情况下的信号发送电缆 6 相比,该同轴电缆公共地用于发送信号和接收信号,因此可使用公共连接器连接两种超声探测器。电源系统的 VCC 和 BIAS 的配线必须被单独地设置,它们被用于 PZT 的探测器公共地使用。

[0048] 如上所述,根据具有此示例的配置的超声装置,如果其中发送元件和接收元件是分离的用于PZT的探测器和用于CMUT的探测器被交替使用,则在保护电路免受在发送超声波期间的高电压的同时,公共的连接器可被用于连接任一探测器。此外,同轴电缆的配线的数量可减少。

[0049] < 示例 2 >

[0050] 图 5 是示出根据本发明的示例 2 的装置的示图。示例 2 的特征在于用于 CMUT 的探测器的超声转换元件是用于发送和接收两者的发送 / 接收 CMUT26。双向二极管 29 被安装在发送侧的路径上,并且 I-V 转换放大电路 24 对于各元件被安装在接收侧的路径上。在此配置中,必须对于 I-V 转换放大电路的输入和输出两者设置保护电路,因此在输入侧安装 T/R SW2,并且在输出侧安装 T/R SW1。换句话说,作为图 3 中的 SW1 和 SW2 的替代, T/R 开关被安装,并且作为 SW3 的替代,双向二极管被安装,由此可在不单独提供切换控制信号的情况下实现保护开关电路的功能。

[0051] 在信号发送电缆 6 中,来自超声探测器的发送 / 接收信号对于各元件与同轴电缆 61 连接。切换控制信号 (SWITCH) 未被使用,并且用于向 CMUT 供电的偏压电源 BIAS 和用于向 I-V 转换放大电路 24 供电的驱动电源 VCC 和 GND 连接。与使用图 2 中所示的用于 PZT 的探测器的情况中的信号发送电缆 6 相比,该同轴电缆公共地用于发送信号和接收信号,因此可使用公共连接器连接两种超声探测器。电源系统的 VCC 和 BIAS 的配线必须被单独地设置,它们被用于 PZT 的探测器公共地使用。

[0052] 如上所述,根据具有此示例的配置的超声装置,其中公共元件被用于发送和接收的用于 PZT 的探测器和用于 CMUT 的探测器被交替使用,并且在保护电路免受在发送超声波时的高电压的同时,公共的连接器可被用于连接任一探测器。此外,同轴电缆的配线的数量可减少。

[0053] < 示例 3 >

[0054] 图 6 是示出根据本发明的示例 3 的装置的示图。如示例 2 那样,用于 CMUT 的探测器的超声转换元件是发送 / 接收 CMUT26,其用于发送和接收两者。示例 3 的特征在于用于电压转换的放大器 (AMP) 30 被结合到发送侧的路径,这样可降低来自发送单元的驱动信号 100 (发送信号) 的电压。低电压驱动信号 100 被放大器 30 放大为高电压发送信号 105,并且用于超声驱动。

[0055] 在此配置中,在信号发送电缆 6 中没有向用于发送 / 接收信号的同轴电缆 61 施加高电压 (例如,  $\pm 100V$ ),因此不需要在 I-V 转换放大电路的输出侧安装保护电路。但是,在输入侧,施加高电压发送信号 105,因此必须安装 T/R SW2。

[0056] 在信号发送电缆 6 中,来自超声探测器的发送 / 接收信号对于各元件与同轴电缆 61 连接。切换控制信号 (SWITCH) 未被使用,并且用于向 CMUT 和放大器供电的偏压电源 BIAS 和用于向 I-V 转换放大电路 24 供电的驱动电源 VCC 和 GND 连接。与使用图 2 中所示的用于 PZT 的探测器的情况中的信号发送电缆 6 相比,该同轴电缆公共地用于发送信号和接收信号,因此可使用公共连接器连接两种超声探测器。电源系统的 VCC 和 BIAS 的配线必须被单独地设置,它们被用于 PZT 的探测器公共地使用。

[0057] 如上所述,根据具有此示例的配置的超声装置,如果其中公共元件被用于发送和接收的用于 PZT 的探测器和用于 CMUT 的探测器被交替使用,则在保护电路免受在发送超声

波时的高电压的同时,公共的连接器可被用于连接任一探测器。此外,同轴电缆的配线的数量可减少。此外,通过安装放大器,保护电路的规模可缩小。

[0058] 尽管已经参照示例性实施例描述了本发明,但是应理解,本发明并不限于公开的示例性实施例。以下权利要求的范围应被赋予最宽泛的解释,以便包含所有这样的修改以及等同的结构和功能。

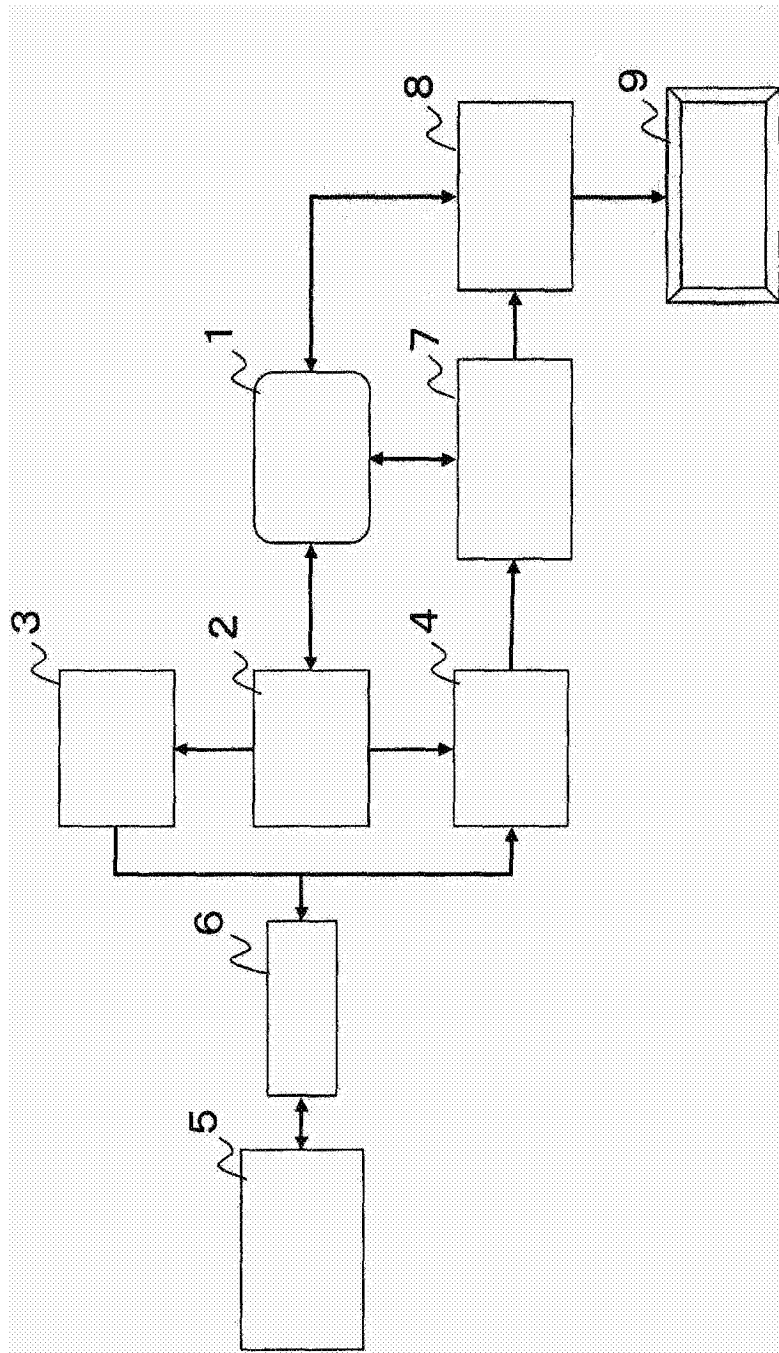


图 1

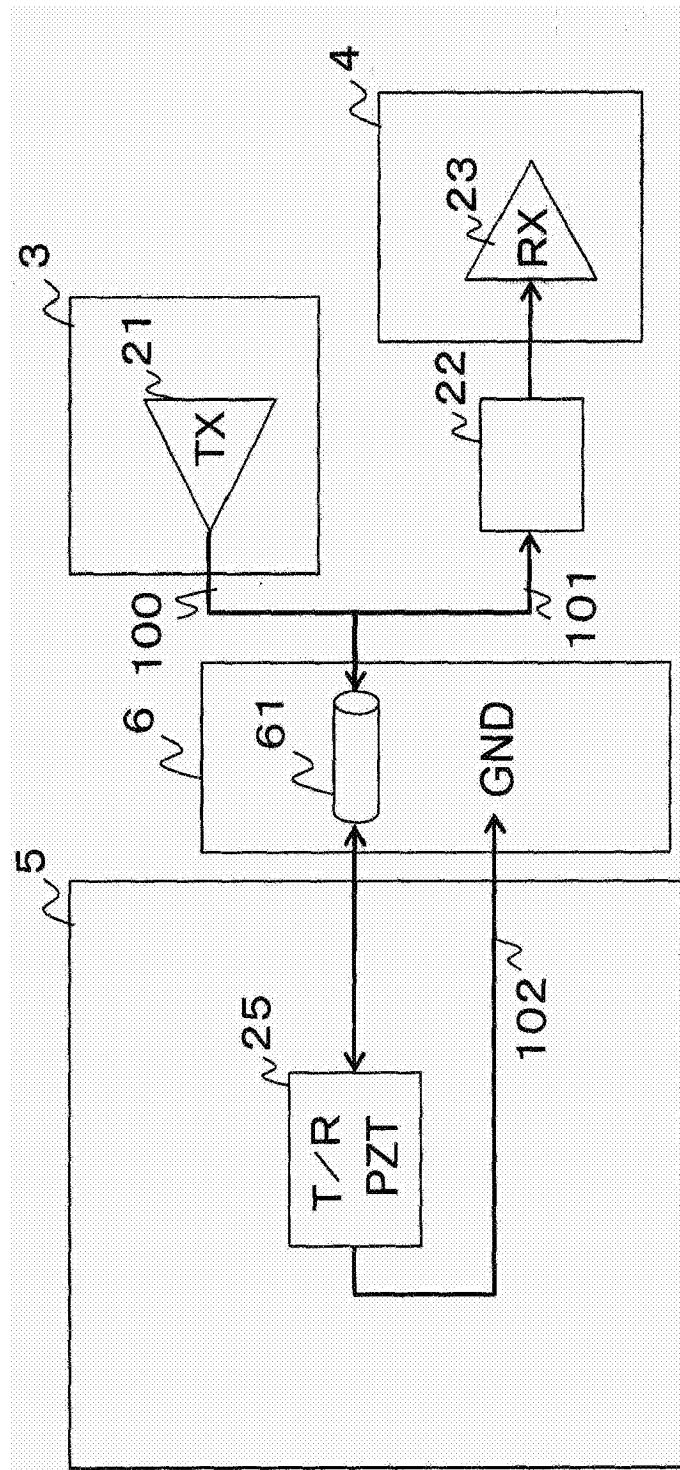


图 2

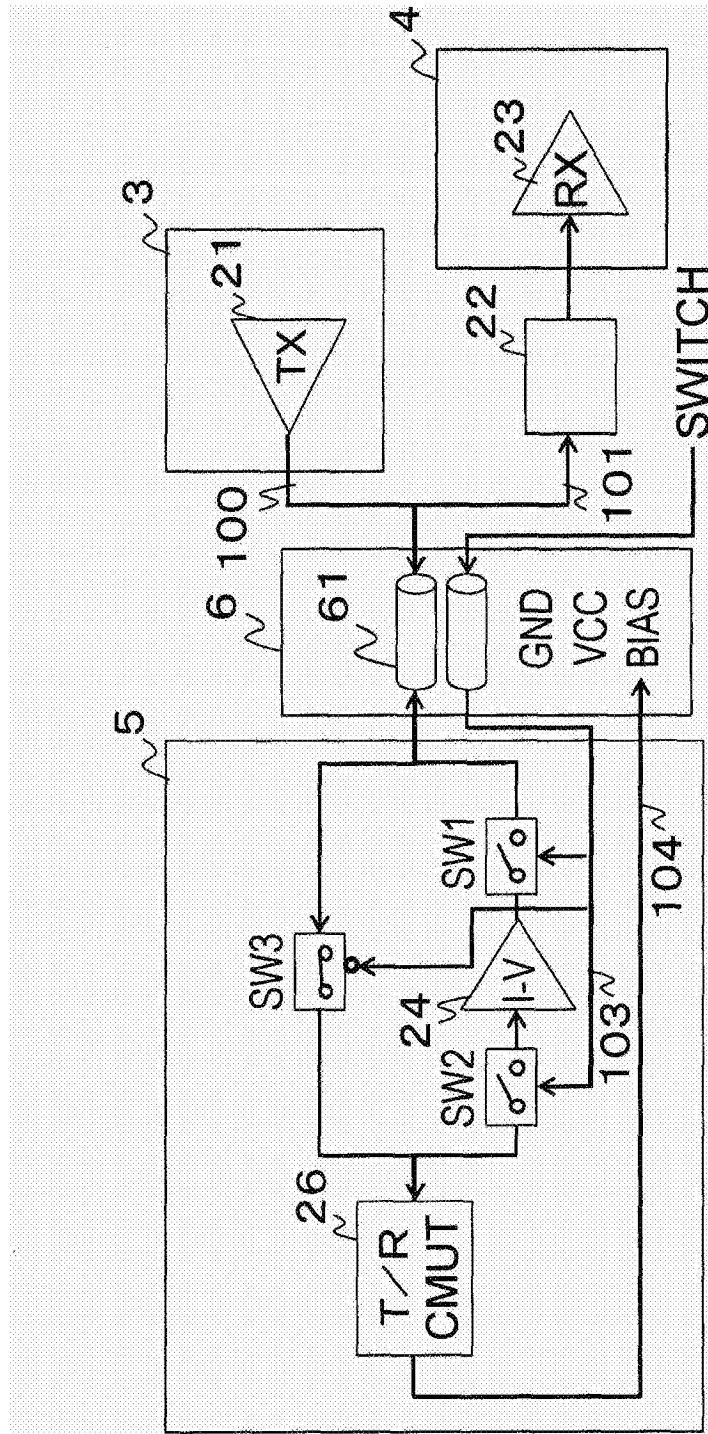


图 3

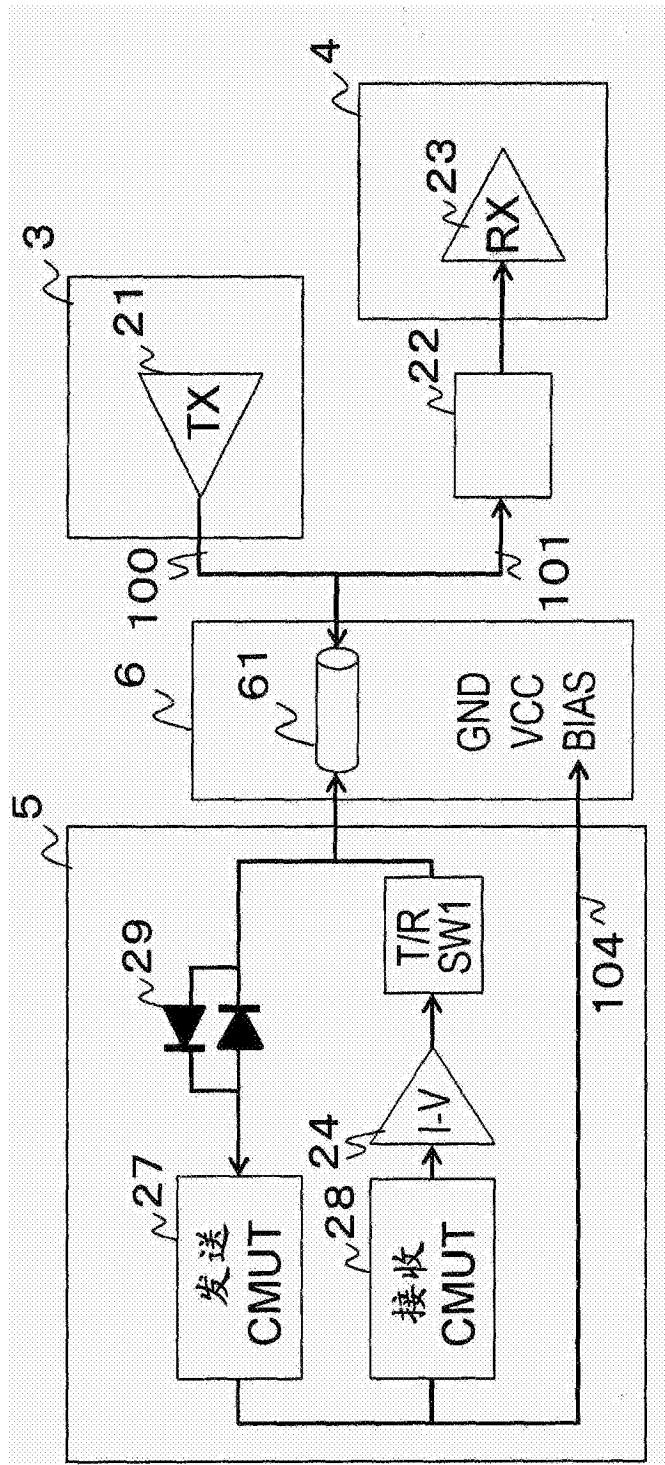


图 4

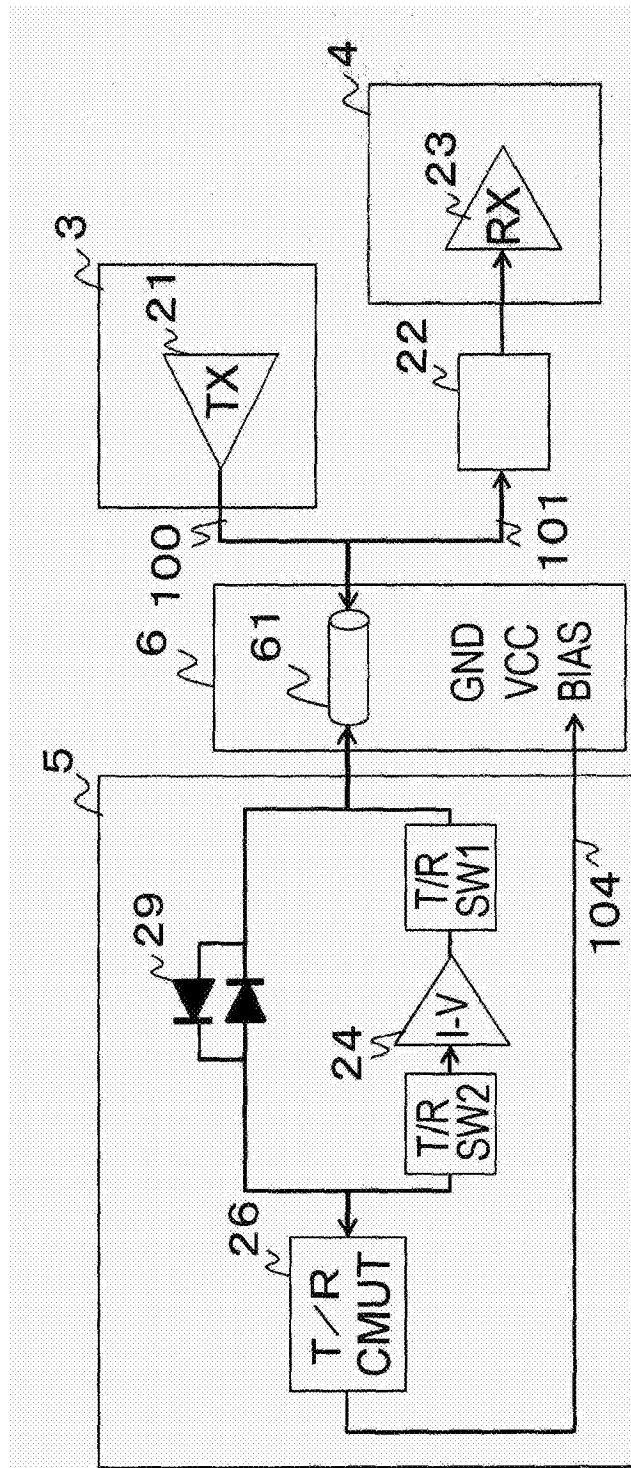


图 5

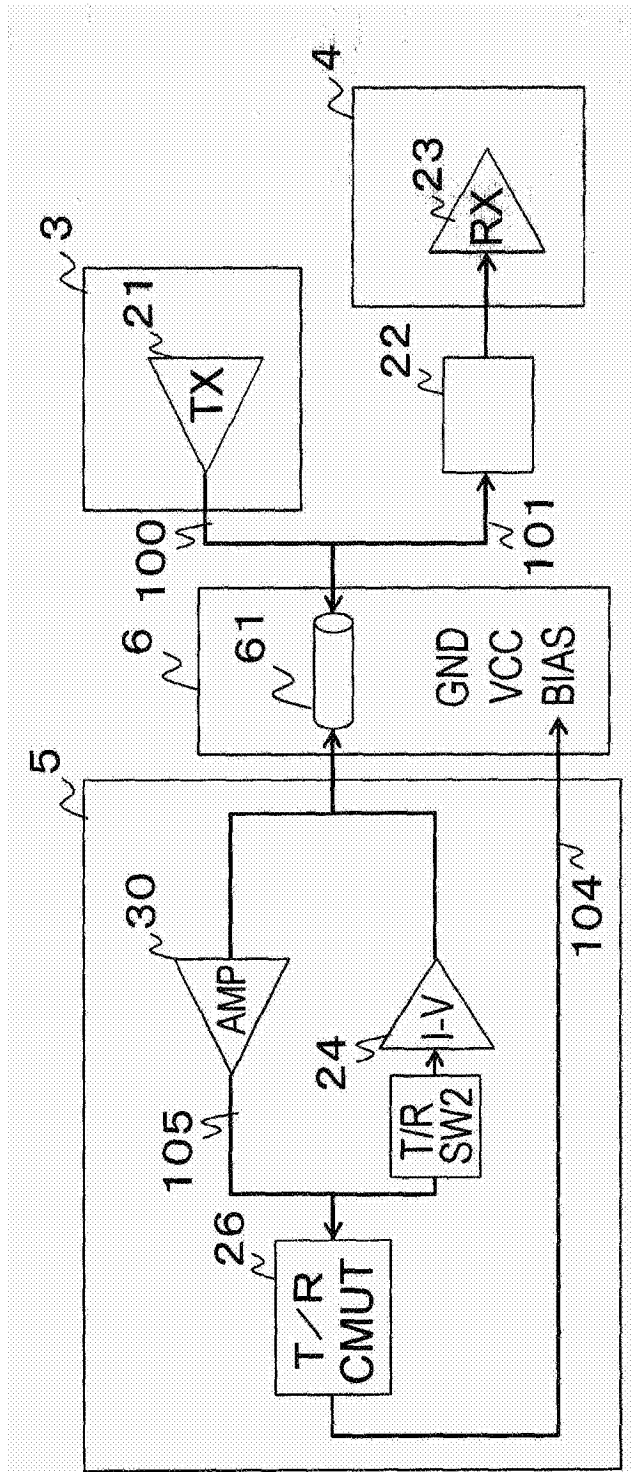


图 6

专利名称(译)	超声探测器和超声装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN103251427B</a>	公开(公告)日	2016-03-23
申请号	CN201310052134.3	申请日	2013-02-18
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
[标]发明人	立山二郎		
发明人	立山二郎		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01N29/09 G01N29/2406 G01N29/2443 G01N2291/044 A61B8/4444		
代理人(译)	康建忠		
优先权	2012035159 2012-02-21 JP		
其他公开文献	CN103251427A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本申请公开了超声探测器和超声装置。该超声探测器包括发送单元，其响应于作为电信号的发送信号的输入来发送超声波；接收单元，其通过将发送的超声波的反射波转换成电信号来生成接收信号；放大单元，其放大该接收信号；以及信号切换单元，其在所述发送信号正被发送时中断所述放大单元并且在所述发送信号未被发送时连接所述放大单元。

