



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102160801 B

(45) 授权公告日 2014. 06. 18

(21) 申请号 201110041836. 2

US 5477858 A, 1995. 12. 26,

(22) 申请日 2011. 02. 15

CN 1685246 A, 2005. 10. 19,

(30) 优先权数据

US 5140558 A, 1992. 08. 18,

030688/2010 2010. 02. 15 JP

US 2005/0154300 A1, 2005. 07. 14,

US 2009/0182233 A1, 2009. 07. 16,

(73) 专利权人 株式会社东芝

审查员 李尧

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 宫岛泰夫

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 徐冰冰 黄剑锋

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 5477858 A, 1995. 12. 26,

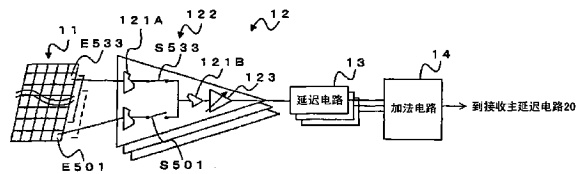
权利要求书1页 说明书8页 附图5页

(54) 发明名称

超声波探头

(57) 摘要

一种超声波探头,即使在通过切换部的切换控制,多个振子之间共用放大器和延迟电路的结构中,也能抑制放大器的耗电量、电路规模的大幅度的增加,并抑制切换部的杂散电容的接收性能的劣化,获得良好的接收质量。该超声波探头包括:多个超声波振子,发送超声波,接收在被检体内被反射的超声波回波;切换部,通过选择性地切换来自2个以上的上述超声波振子的信号,进行超声波波束的开口移动;和放大部,对来自切换部的信号进行放大。超声波探头切换控制切换部,由此分时地接收来自多个超声波振子的信号。另外,超声波探头还包括阻抗变换部。阻抗变换部介于超声波振子和切换部之间,以高阻抗接收来自超声波振子的信号,以低阻抗输出给切换部。



1. 一种超声波探头,包括:

多个超声波振子,发送超声波,接收在被检体内被反射的超声波回波;

切换部,通过选择性地切换来自 2 个以上的上述超声波振子的信号,进行超声波波束的开口移动;以及

放大部,对来自上述切换部的信号进行放大;

该超声波探头通过切换控制上述切换部,分时地接收来自多个超声波振子的信号,该超声波探头的特征在于,

还包括:

阻抗变换部,介于上述超声波振子和上述切换部之间,以高阻抗接收来自上述超声波振子的信号,并以低阻抗输出给上述切换部;以及

高通滤波器,介于上述超声波振子和上述阻抗变换部之间,从上述超声波振子的信号中去除规定频率的信号。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

上述高通滤波器构成为能够以如下方式变更上述规定频率:使包括来自通过上述切换部选择出的上述超声波振子的、用于驱动上述超声波振子的频率的频带的信号通过,将包括来自未通过上述切换部选择的上述超声波振子的、用于驱动上述超声波振子的频率的频带的信号去除。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波探头,其特征在于,

上述高通滤波器由形成 AC 耦合的电容和兼作付与偏压的电阻的电阻构成,通过切换付与上述偏压的电阻的值,切换可通过的频率。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

上述阻抗变换部由源极跟随器构成。

超声波探头

[0001] 本申请以 2010 年 2 月 15 日提出的日本专利申请 No. 2010-030688 为基础,并且要求该申请的优先权,该申请的全文通过引用合并在此。

技术领域

[0002] 本发明涉及与超声波诊断装置连接,在被检体中发送接收超声波的超声波探头,本发明尤其涉及通过切换而使用多个超声波振子,使多个超声波振子共用放大器和延迟电路的技术。

背景技术

[0003] 在可进行 3 维扫描的超声波诊断装置中,需要使用 2 维 (2D) 阵列换能器 (2D array transducer),使发送接收波束沿 2 个轴向偏转,或沿 1 个轴向的偏转方向和另一轴向使开口移动 (在后面称为“开口移动”)。在 2 维阵列换能器中,由于振子需要 2 维排列,故振子的数量显著地增加,与以往的振子数量 (在 200 以下) 相比较,需要多一位的振子数量 (在 1000 以上)。

[0004] 此外,对于 2D 阵列振子,为了提供用于心脏等的扇形的图像,人们知道有通过使波束的方向从一个波束中心偏转而形成图像的方法。使该波束的方向偏转的方法在从肋骨之间等的狭窄间隙形成被检体的图像的情况下是有效的,但是,在腹部、体表脏器的图像的情况下,如果无法广泛地获得体表附近的视野,则具有难以对体表附近的病变进行检测的问题。

[0005] 为此,期望不仅波束偏转,而且在开口移动的同时形成图像,提供长方形、梯形、平行四边形或扇子的扇面那样的形状的图像。为了通过该开口移动,在体表获得较宽的视野,期望增加振子的数量 (在使波束的方向偏转的方法中,为 36 ~ 128,在开口移动的方法中,为 128 ~ 192),针对以往的一维的阵列探头 (array probe),使用即使在主体信道为 64CH 的情况下,仍具有 128 以上的振子的探头。

[0006] 这样,在超声波 2D 阵列探头 (2D array probe) 中,对应于振子数量的增加,向探头的连接电缆或装置的接收电路数量显著地增加,实用上的大小、重量、价格的实现成为课题的情况较多。由此,以抑制耗电量、电路规模为目的,存在采用在多个振子中共用与 1 个信道建立对应的放大电路、延迟电路的结构的情况。在专利文献 1 (日本特开平 5-146444 号公报) 中,公开有采用在多个振子中共用与 1 个信道建立对应的放大电路、延迟电路的结构超声波诊断装置的例子。

[0007] 参照图 4 和图 5,对在多个振子中共用放大电路、延迟电路的以往的超声波探头和超声波诊断装置的结构进行说明。图 4 为表示着眼于普通的超声波诊断装置的接收部分的结构的功能框图。另外,图 5 为用于说明通过切换多个超声波振子,超声波波束的开口移动的以往的超声波探头的接收电路部分的结构图。

[0008] 超声波探头 1 由发送电路 10、超声波振子组 11、放大电路 12、延迟电路 13 和加法电路 14 构成。

[0009] 发送电路 10 虽然在图中未示出,但是由时钟发生器、分频器、发送延迟电路和脉冲发生器构成。通过时钟发生器发生的时钟脉冲 (clock pulse) 通过分频器,下降到例如 5KHz 左右的速率脉冲 (rate pulse)。通过发送延迟电路,将该速率脉冲提供给脉冲发生器 (pulsar),产生高频的电压脉冲,驱动超声波振子组 11 (使其机械振动)。由此,按照来自发送电路 10 的电信号,从超声波振子组 11 向被观测体照射超声波波束。

[0010] 超声波振子组 11 按照呈例如 $N \times M$ 的阵列状排列的方式构成,相对被观测体 (例如心脏),发送接收超声波。从构成超声波振子组 11 的各超声波振子 (在之后称为“各振子”) 发送的超声波束在被观测体内的构造物的边界等的音响阻抗的不同的界面,对应于该被观测体内的结构、移动等而反射。

[0011] 为了良好地传送通过超声波振子组 11 的各振子接收的微弱的超声波回波 (echo) 信号,放大电路 12 进行低噪声放大或缓冲 (buffering) 等的处理。参照图 5,对放大电路 12 的结构进行说明。如图 5 所示的那样,放大电路 12 由前置放大器 121、切换部 122 和可变放大器 123 构成。

[0012] 切换部 122 通过来自控制部 (图中未示出) 的控制,对应于开口移动,切换输出来自输入到前置放大器 121 中的构成超声波振子组 11 的各振子的信号。在切换多个超声波振子,进行开口移动的超声波探头 (ultrasound probe) 的情况下,通过切换部 122 的每个扫描线的切换控制,来自各振子的信号经由延迟电路 13 和加法电路 14,针对各扫描线选择元件,发送给超声波诊断装置主体接收部 2。由此,多个振子可共用前置放大器 121、可变放大器 123 和延迟电路 13 (关于前置放大器 121、可变放大器 123 和延迟电路 13、加法电路 14,将在后面进行描述)。

[0013] 另外,图 5 表示考虑具有 32 行 64 列的振子的 2D 阵列振子的情况,第 5 行中的第 1 列的振子表示为 E501,E533 表示第 5 行第 33 列的振子。另外,相对构成切换部 122 的各开关,切换到振子 E501 的开关表示为 S501,与振子 E533 相对应的开关表示为 S533。

[0014] 可变放大器 123 具有时间上放大率变化的所谓的 TGC (Time Gain Control) 功能。来自各振子的信号电平伴随从各振子到被检体的距离而不同,该距离越长,反射波的到达时间越长,该反射波衰减,由此,来自对应的振子的信号的电平降低。因此,可变放大器 123 对应于超声波振子和被检体的距离而使放大率变化,由此,可从时间上将电平不同的信号放大到一定的电平的信号并进行输出。

[0015] 前置放大器 121 为所谓的 LNA (Low Noise Amplifier),有代表性的类型采用固定增益 (gain) 的低噪声放大器。

[0016] 参照图 6,对前置放大器 121 的电路结构进行更具体的说明。图 6 为以多个超声波振子共用放大器和延迟电路的以往的超声波探头的超声波振子组和前置放大器的一部分的电路图的一个例子。

[0017] 信号源 V1 和电阻 Rs1、信号源 V2 和电阻 Rs2 等效地表示构成超声波振子组 11 的各振子。例如,如果以图 5 和图 6 为例而进行说明,图 5 中的振子 E501 与图 6 中的信号源 V1 和电阻 Rs1 相对应,振子 E533 与信号源 V2 和电阻 Rs2 相对应。

[0018] 此外,图 6 中的开关 U3 和开关 U4 表示构成图 5 的切换部 122 的各开关 (开关 S501 和 S533),例如,图 5 中的开关 S501 与图 6 中的开关 U3 相对应,开关 S533 与开关 U4 相对应。

[0019] 前置放大器 121 由图 6 中的晶体管 (FET:Field Effect Transistor)M1 和 M3 构成。晶体管 M1 的栅极电位由电源 V_{bias} 供给。电源 V_{dd} 连接于晶体管 M1 的漏极,电流源 I1 连接于源极,构成漏极接地放大电路 (源极跟随器 (source follower))。晶体管 M1 的输出连接于晶体管 M3 的栅极。晶体管 M3 构成源极接地电路,对晶体管 M1 的输出进行放大。另外,晶体管 M3 的栅极的阻抗高。因此,在晶体管 M3 的栅极 (gate) 处,设置电容器 (capacitor) C3,通过该电容器 C3,进行开关 U3 和 U4 造成的泄漏 (OFF 开关的耦合电容的泄漏) 或任意的振子均未选择的情况下的偏压维持或噪声降低处理。

[0020] 另外,也可形成下述的方案,其中,如图 6 所示的那样,在构成切换部 122 的各开关 (开关 U3 或开关 U4) 与晶体管 M1 之间,设置由电容器 C1 和电阻 R4 (或电容器 C2 和电阻 R6) 构成的高通滤波器 (high-pass filter),仅仅使高次谐波通过。电容器 C1 (或 C2) 具有容易使高频通过的效果,使通过该高通滤波器的下限的频率与 $1/C1R4$ (或 $1/C2R6$) 成比例。

[0021] 作为即使在通过上述那样设置高通滤波器,仅仅使高次谐波通过,例如,伴随高龄、脂肪层的增加的体组织的不均匀性,难以呈现图像的情况下,仍获得稳定的图像的技术,人们知道有 THI (Tissue Hermonic Imaging)。

[0022] 在这里,参照图 4。针对通过放大电路 12 放大的信号,通过延迟电路 13 付与延迟时间,通过加法电路 14 对该信号进行加法运算,输出给超声波诊断装置主体接收部 2。由此,可减少来自超声波探头 1 的输出信号线的数量。即,减少探头电缆 (probe cable) 内的信号线的根数。

[0023] 超声波诊断装置主体接收部 2 由接收主延迟电路 20、信号处理部 21、图像处理部 22 与显示部 23 构成。

[0024] 接收主延迟电路 20 由例如数字波束形成器 (digital beamformer) 单元 (unit) 等的延迟加法电路构成,接收来自超声波探头 1 的信号,对该信号进行整相加法运算。此时,也可以形成下述的结构,其中,在延迟加法电路的输入侧设置前置放大器等放大电路,在通过该放大电路对该信号进行放大之后,进行整相加法运算。

[0025] 通过接收主延迟电路 20 进行整相加法运算的信号通过信号处理部 21 而检波,抽取包迹 (envelope)。另外,该已抽取的包迹在通过图像处理部 22 对应于被观测体的剖面而进行坐标变换,或进行适合于图像显示的灰度处理等之后,显示于显示部 23 中。由此,实时地 (real time) 将被观测体内的形态信息显示于显示部 23。

[0026] 按照在上面说明的超声波探头的结构,以超声波 2D 阵列探头为例,参照图 5,对多个振子的切换的开口移动的结构进行说明。

[0027] 例如,在通过 1 次发送而同时接收的列数为 32 列的情况下,在将第 1 列~第 32 列用于接收时,不必使用第 33 列的振子,在将第 2 列~第 33 列用于接收的情况下,不必使用第 1 列的振子。即,如图 5 所示的那样,不同时使用第 1 列振子和第 33 列振子,可在该振子之间共用消耗较多的耗电量的可变放大器 123、延迟电路 13。

[0028] 在通过上述切换部 122 的切换控制在多个振子之间共用可变放大器 123、延迟电路 13 的结构的情况下,对于前置放大器 121,要求高输入阻抗 (impedance) 和良好的噪声特性。

[0029] 但是,在如图 5 所示的那样,多个振子共用可变放大器 123 和延迟电路 13 用的切

换器 122 设置于前置放大器 121 的输入侧的结构的情况下,由于超声波 2D 阵列探头的振子的电阻抗高于以往的超声波探头的振子,故构成切换部 122 的各开关 (S501 和 S533) 的杂散电容的影响 (阻抗的降低) 与接收性能的劣化有关。

[0030] 这是因为,相对以往的探头的振子为相当于电容在 50 ~ 60pF 的阻抗的情况下,在 2D 阵列探头的振子的情况下,需要在一定的领域配置多个振子,所以各个振子的面积窄,电容小到 5pF,于是,阻抗高于以往的振子。因此,构成切换部 122 的各开关的杂散电容大于振子的电容,不能够忽略。

[0031] 在这里参照图 7。图 7 表示针对构成超声波振子组 11 的每个振子设置可变放大器 123,在多个振子之间共用延迟电路的以往的超声波探头的接收部分的结构的一个例子。

[0032] 可变放大器 123 的输出阻抗低于构成超声波振子组 11 的各振子的输出阻抗。由此,如图 7 所示的那样,针对构成超声波振子组 11 的各振子,设置可变放大器 123,由此,可降低构成切换部 122 的各开关的杂散电容的接收性能的劣化。但是,具有可变放大器 123 需要振子量,耗电量的降低不充分的问题,另外电路规模也增大。

[0033] 还提出有在超声波探头中安装共用连接电路,实现电缆根数的削减等的方法,但是,从耗电量、安装面积的关系来说,安装于超声波探头上的接收电路不得不要受到相对于噪声特性的劣化等的接收质量的制约。还提出有将超声波诊断装置主体的接收电路与多个振子连接的方式,但是,具有对于与振子的连接,需要多个开关,或进行不正确的延迟下的加法运算的问题,可连接的振子也稀少。由于各振子为无源元件,故即使在未使用时,从构成该振子的电路将信号作为噪声而输出,由此,可连接的振子稀少,这样,发生来自构成未使用的振子的电路的噪声增大的问题或灵敏度降低的问题。

发明内容

[0034] 实施方式涉及的超声波探头的目的在于,即使在通过切换部的切换控制,多个振子之间共用放大器和延迟电路的结构中,也能抑制放大器的耗电量、电路规模的大幅度的增加,并且抑制切换部的杂散电容的接收性能的劣化,获得良好的接收质量。

[0035] 为了实现上述目的,该实施方式是具有多个超声波振子、切换部和放大部的超声波探头。超声波振子发送超声波,接收在被检体内反射的超声波回波。切换部通过选择性地切换来自 2 个以上的上述超声波振子的信号,进行超声波波束的开口移动。放大部对来自上述切换部的信号进行放大。超声波探头通过切换控制上述切换部,分时地接收来自多个超声波振子的信号。另外,该超声波探头还包括阻抗变换部。阻抗变换部介于上述超声波振子和上述切换部之间,以高阻抗接收来自上述超声波振子的信号,以低阻抗输出给上述切换部。

[0036] 发明效果

[0037] 在本实施方式涉及的超声波探头中,由于与切换部连接的电路群的阻抗通过阻抗变换部变换为低阻抗 (low impedance),所以能够一边使用高阻抗 (high impedance) 的振子,一边抑制构成切换部的各开关的杂散电容的影响。由此,即使在采用用于超声波 2D 阵列探头等的面积小的 (电容小,阻抗高) 振子的情况下,仍可获得良好的接收质量。

[0038] 另外,阻抗变换部能够以少于可变放大器的电力而动作,电路规模也小。因此,与针对构成超声波振子组的每个振子设置可变放大器的情况下相比较,能够以更少的电力增

加,实现上述良好的接收质量,也能够将电路规模的增加抑制得较低。

附图说明

- [0039] 图 1 为用于说明实施方式涉及的超声波探头的接收部分的结构图。
- [0040] 图 2 为表示实施方式涉及的超声波探头的超声波振子组、阻抗变换部与前置放大器的结构的电路图。
- [0041] 图 3 为表示变形例涉及的超声波探头的超声波振子组、阻抗变换部与前置放大器的结构的电路图。
- [0042] 图 4 为表示超声波探头和超声波诊断装置的接收部分的结构的功能框图。
- [0043] 图 5 为用于说明多个超声波振子共用放大器和延迟电路的以往的超声波探头的接收部分的结构图。
- [0044] 图 6 为多个超声波振子共用放大器和延迟电路的以往的超声波探头的超声波振子组和放大电路的一部分的电路图的一个例子。
- [0045] 图 7 为用于说明针对每个超声波振子设置放大器,在多个振子之间共用延迟电路的以往的超声波探头的接收部分的结构图。

具体实施方式

[0046] 参照图 1 和图 2,对实施方式的超声波探头的结构进行说明。图 1 为用于说明实施方式涉及的超声波探头的接收部分的结构图。图 2 为表示实施方式涉及的超声波探头的超声波振子组、阻抗变换部、和前置放大器的结构的电路图。另外,在说明实施方式涉及的结构时,着眼于与以往的超声波探头不同的放大电路 12 的结构而进行说明。超声波振子组 11、延迟电路 13 和加法电路 14 的结构为与图 5 所示的以往的超声波探头相同的结构。

[0047] 如图 1 所示的那样,实施方式涉及的超声波探头中的放大电路 12 由阻抗变换部 121A、切换部 122、前置放大器 121B 和可变放大器 123 构成。

[0048] 图 2 按照下述方式进行表示,该方式为:各振子等效地置换信号源(电源) V 和相当于输出阻抗的电阻 R_s 。例如,在以图 1 和图 2 为例而进行说明时,图 1 的振子 E501 与图 2 的信号源 V_1 和电阻 R_{s1} 相对应,振子 E533 与信号源 V_2 和电阻 R_{s2} 相对应。

[0049] 来自构成超声波振子组 11 的各振子(例如振子 E501、E533)的信号输入到针对每个振子而设置的阻抗变换部 121A 中。阻抗变换部 121A 由输入阻抗高、输出阻抗低的元件构成。

[0050] 参照图 2,对阻抗变换部 121A 进行具体说明。阻抗变换部 121A 与图 2 中的晶体管(FET)M1 和 M2 相对应。晶体管 M1 和 M2 分别与构成超声波振子组 11 的各振子连接。另外,下面对在下述的情况下进行说明,在该情况下,如图 2 所示的那样,与晶体管 M1 相对应的阻抗变换部 121A 与通过信号源 V_1 和电阻 R_{s1} 所示的振子 E501 连接,与晶体管 M2 相对应的阻抗变换部 121A 与通过信号源 V_2 和电阻 R_{s2} 所示的振子 E533 连接。

[0051] 晶体管 M1 和 M2 的栅极电位通过电源 V_{bias} 供给。电源 V_{dd} 与晶体管 M1 的漏极连接,电流源 I1 与源极连接,构成漏极接地放大电路(源极跟随器(source follower))。由此,输入侧的阻抗高(高阻抗),位于晶体管 M1 和 M2 的输出侧的电路的阻抗变换为低阻抗。

[0052] 另外,也可形成下述的结构,其中,如图 2 所示的那样,例如,在通过信号源 V_1 和电

阻 R_{s1} 表示的振子 E501 和晶体管 M1 之间设置由电容器 C1 和电阻 R4 构成的高通滤波器, 仅仅使高次谐波通过。此时, 电容器 C1 具有容易使高频通过的效果, 通过该高通滤波器的频率与 $1/C1R4$ 成比例。在图 2 的例子中, 通过电容器 C1、电阻 R4、和电源 V_{bias} 的结构, 兼有高通滤波器的功能和晶体管 M1 的栅极电位的偏压。同样, 在晶体管 M2 中, 对应有由电容器 C2 和电阻 R6 构成的高通滤波器。

[0053] 切换部 122 设置于阻抗变换部 121A 的输出侧, 从阻抗变换部 121A (晶体管 M1 和 M2) 输出的信号输入到切换部 122 中。

[0054] 切换部 122 通过来自控制部 (图中未示出) 的控制, 对应于开口移动而切换经由阻抗变换部 121A 而输出的来自构成超声波振子组 11 的各振子的信号, 将其输出给前置放大器 121B。

[0055] 此时, 通过切换部 122 的切换控制, 来自各振子的信号经由延迟电路 13 和加法电路 14, 分时地发送给超声波诊断装置主体接收部 2。由此, 在多个振子中可共用前置放大器 121B、可变放大器 123 和延迟电路 13 (关于前置放大器 121B 和可变放大器 123, 将在后面描述)。

[0056] 此外, 图 2 中的开关 U3 和开关 U4 表示构成图 1 中的切换部 122 的各开关 (开关 S501 和 S533)。在以后的说明中, 对下述的情况进行说明, 在该情况下, 与晶体管 M1 连接的开关 U3 与图 1 中的开关 S501 相对应, 与晶体管 M2 连接的开关 U4 与图 1 的开关 S533 相对应。

[0057] 前置放大器 121B 为对切换部 122 的输入接收信号进行放大而输出的电路, 有代表性的电路采用作为 LNA 而知晓的固定增益的低噪声放大器。

[0058] 关于前置放大器 121B, 参照图 2 而进行具体说明。前置放大器 121B 与图 2 中的晶体管 M3 相对应。通过构成切换部 122 的开关 U3 和 U4 的切换控制, 在晶体管 M3 的栅极中, 输入从晶体管 M1 或 M2 输出的信号。晶体管 M3 构成源极接地电路, 对已输入的信号进行放大。另外, 晶体管 M3 的栅极的阻抗高。因此, 在晶体管 M3 的栅极处, 设置电容器 C3, 该电容器 C3 进行开关 U3 和 U4 的泄漏 (OFF 开关的耦合电容造成的泄漏)、没有选择任何振子情况下的偏压 (bias) 维持、噪声 (noise) 降低。

[0059] 通过前置放大器 121B 放大的信号输入到可变放大器 123 中。可变放大器 123 作为伴随时间放大率变化的所谓的 TGC (Time Gain Control) 而由控制部 (图中未示出) 控制。关于可变放大器 123, 由于与图 5 所示的以往的结构相同, 故省略具体的说明。从可变放大器 123 输出的信号通过延迟电路 13 付与延迟时间, 通过加法电路 14 进行加法运算, 输出给超声波诊断装置主体接收部 2。

[0060] 这样, 根据实施方式涉及的超声波探头, 通过阻抗变换部 121A, 输入侧的阻抗高 (高阻抗), 阻抗变换部 121A 的输出侧的阻抗变换为低阻抗。由此, 作为构成超声波振子组的各振子可一边使用用于超声波 2D 阵列探头等的面积小 (电容小、阻抗高) 的振子, 一边可缓和构成切换部 122 的开关 (例如 S501、S533) 的杂散电容的影响, 能够获得良好的接收质量。

[0061] 此外, 构成阻抗变换部 121A 的晶体管 M1 和 M2 为与构成图 6 所示的以往的超声波探头的前置放大器 121 的晶体管 M1 相同的结构。因此, 相对以往的超声波探头, 能够停止相当于晶体管 M2 的电力和电路的增加, 并实现上述的接收质量的提高。

[0062] 构成阻抗变换部 121A 的晶体管 M1 和 M2 可通过小于可变放大器 123 的电力而动作,电路规模也小。因此,如图 7 所示的那样,与针对构成超声波振子组 11 的每个振子而设置可变放大器 123 的结构相比较,能够以较少的电力增加而获得上述接收质量提高的效果,还能够将电路规模的增加抑制得较低。

[0063] 另外,作为前置放大器 121B,也可采用图 5 和图 6 所示的以往的超声波探头中的前置放大器 121(由晶体管 M1 和 M3 构成)。另外,上述阻抗变换部 121A、切换部 122、可变放大器 123、延迟电路 13 和加法电路 14 安装于超声波探头内的有限的空间内,由此,期望将还包括这些电路的动作的控制电路在内的电路作为集成电路来安装。

[0064] 此外,在上面的描述中,针对利用 MOSFET(Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor) 作为构成阻抗变换部 121A 和前置放大器 121B 的晶体管 M1、M2 和 M3 的实施例进行了说明,但是,如果是获得相同的效果的元件,并不限于该结构,也可采用例如双极晶体管(Bipolar transistor)。

[0065] 而且,针对将利用源极跟随器作为阻抗变换部 121A 的实施例进行了说明,但是,只要是输入阻抗高、输出阻抗低的电路结构,则其结构没有限制。

[0066] (变形例)

[0067] 参照图 3,对变形例涉及的超声波探头的结构进行说明。图 3 为变形例涉及的超声波探头的超声波振子组和前置放大器的一部分的电路图。

[0068] 变形例的阻抗变换部 121A 的不同之处在于:相当于构成图 2 所示的实施方式涉及的阻抗变换部 121A 的高通滤波器的电阻 R4 的部分,由图 3 中的电阻 R4a、电阻 R5 和开关 U5 构成(同样,相当于图 2 中的电阻 R6 的部分由图 3 中的电阻 R6a、电阻 R7 和开关 U6 构成)。在本说明中,着眼于不同于实施方式的阻抗变换部 121A 的高通滤波器的结构和动作而进行说明。

[0069] 在变形例涉及的阻抗变换部 121A 中,设置于晶体管 M1 的输入侧的高通滤波器由电容器 C1、电阻 R4a 和 R5 构成。电容器 C1 与图 2 所示的实施方式中的电容器 C1 相同。

[0070] 在变形例涉及的阻抗变换部 121A 中,将图 2 所示的实施方式中的电阻 R4 按照分成电阻 R4a 和 R5 的方式构成(即,处于电阻值为 $R4 = R4a + R5$ 的关系),在使电阻 R5 偏压的位置设置开关 U5。由此,通过切换开关 U5,可改变通过电容器 C1、电阻 R4a 和 R5 构成的高通滤波器的截止频率(Cutoff frequency)。

[0071] 具体来说,在开关 U5 为 ON 的情况下,使电阻 R5 短路,高通滤波器的截止频率为 $1/(2\pi \times R4a \times C1)$,比在开关 U5 为 OFF 的情况下的截止频率 $1/\{2\pi \times (R4a + R5) \times C1\}$ 高。

[0072] 开关 U5 的切换与开关 U3 的切换连动而动作。在开关 U3 为 ON 的情况下(使用对应的振子 E501 的情况下),将开关 U5 切换到 OFF,将截止频率设定得较低。按照此时的截止频率 $1/\{2\pi \times (R4a + R5) \times C1\}$ 为伴随来自被检体的反射波的由振子 E501 产生的信号的频带可通过的频率的方式,调节电容器 C1 的电容和电阻 R4a+R5 的电阻值。

[0073] 另外,在开关 U3 为 OFF 的情况下(不使用对应的振子 E501,而使用与开关 U4 相对应的振子 E533 的情况下),将开关 U5 切换到 ON,将截止频率设定得较高。按照此时的截止频率 $1/(2\pi \times R4a \times C1)$ 为伴随来自被检体的反射波的由振子 E501 产生的信号的频带也被包括而隔断的频率的方式,调节电容器 C1 的电容和电阻 R4a 的电阻值。

[0074] 另外,开关 U5 的切换严格地说,可按照下述方式进行控制,该方式为:在选择对应

的振子 E501 时,在对应的振子 E501 向被检体发送超声波而开始反射波的接收之前,从开关 U5 的 ON 到 OFF 的切换完成(由此,反射波通过),在反射波的接收完成之后,从 OFF 切换到 ON(由此,将信号隔断)。

[0075] 这样,在不使用对应的振子(例如振子 E501)的情况下,开关 U5 为 ON,使电阻 R5 短路,由此,高通滤波器的截止频率高于来自振子 E501 的信号的频带,由此,可减小供应给晶体管 M1 的栅极的信号(具体来说,为来自未使用的振子的信号,即噪声)的振幅。

[0076] 此外,上面以与通过信号源 V1 和电阻 Rs1 表示的振子 E501 连接的电路为例而进行了说明,但是,对于与通过信号源 V2 和电阻 Rs2 表示的振子 E533 连接的电路,也是同样的,对应地有电容器 C2、电阻 R6a、电阻 R7 和开关 U6。

[0077] 如上所述,根据变形例的超声波探头,按照下述方式构成,该方式为:与开关 U3(或 U4)的切换连动,对开关 U5(或 U6)切换,由此,可改变构成阻抗变换部 121A 的高通滤波器的截止频率。由此,在没有使用对应的振子 E501(或 E533)的情况下,可以较高程度地控制该高通滤波器的截止频率,可进一步减小来自与未使用的振子 E501 相对应的电路的信号泄漏(噪声)。

[0078] 在这里,例如,考虑相对于来自与未使用的振子相对应的电路的信号泄漏,需要抑制 -50dB 的信号的情况。此时,在实施方式涉及的超声波探头中,具有需要通过构成切换部 122 的开关 U3(或 U4)而抑制、需要泄漏少的开关的情况。

[0079] 相对该情况,在变形例涉及的超声波探头中,在通过阻抗变换部 121A 的高通滤波器能够压制 -20dB 的信号的情况下,可将开关 U3(或 U4)的信号压制比抑制在 -30dB。因而,如上述实施方式涉及的超声波探头那样,无需使用泄漏少的开关,能够以更低的价格实现伴随开口移动的超声波振子的切换。

[0080] 虽然对一些实施例进行了描述,但是,这些实施例仅仅是按照提供示例的方式给出的,并不旨在限制本发明的范围。实际上,上述的新的系统可按照各种形式实现。另外,上述系统的形式上的各种省略方式、代替方式、变化可在不脱离本发明的实质的情况下做出。后附的权利要求书和其等同方式旨在用于覆盖落入本发明的范围和实质内的形式或改进方式。

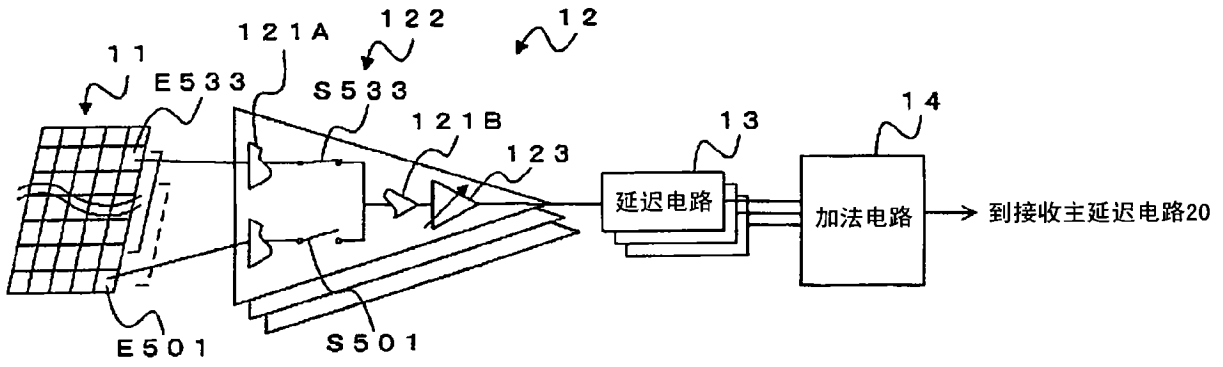


图 1

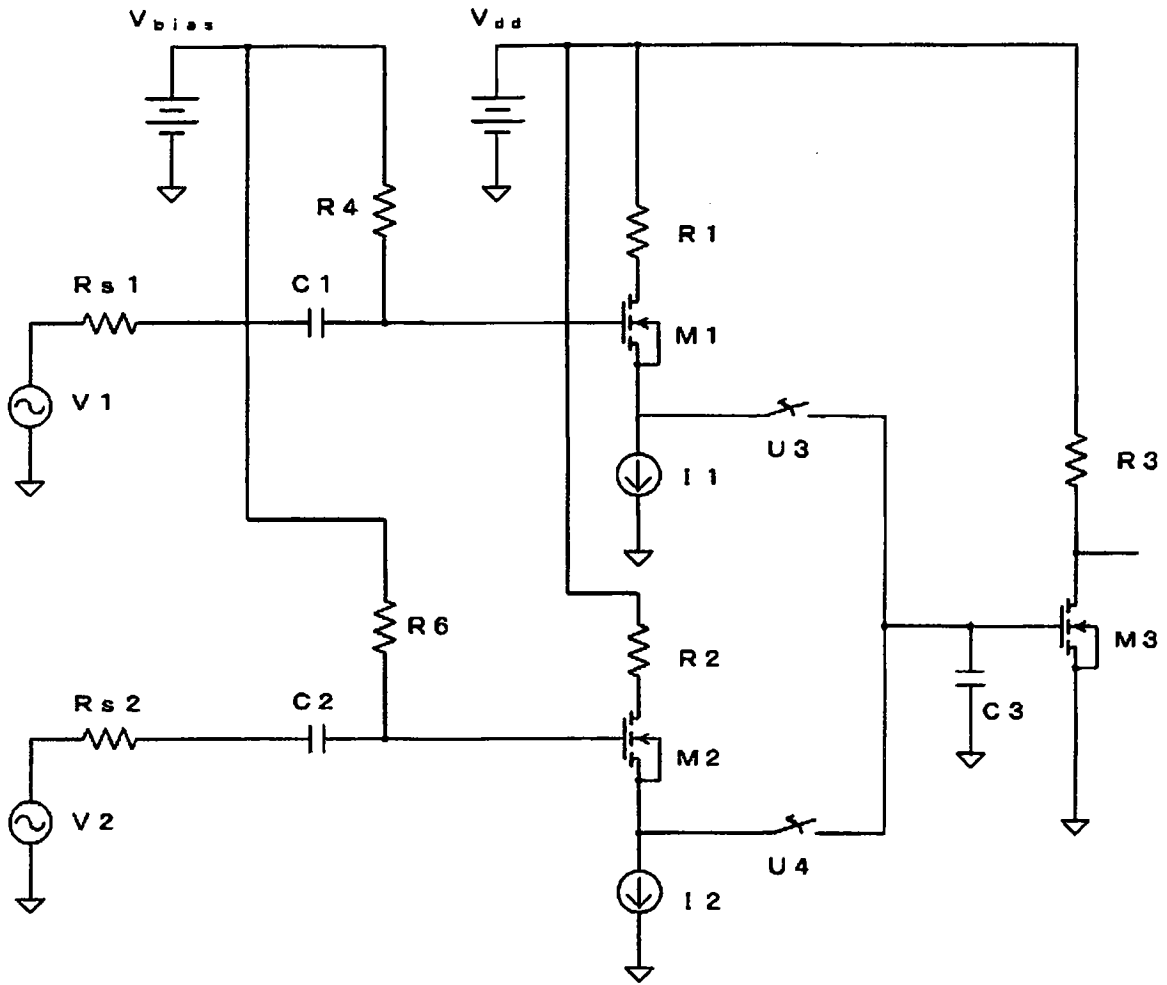


图 2

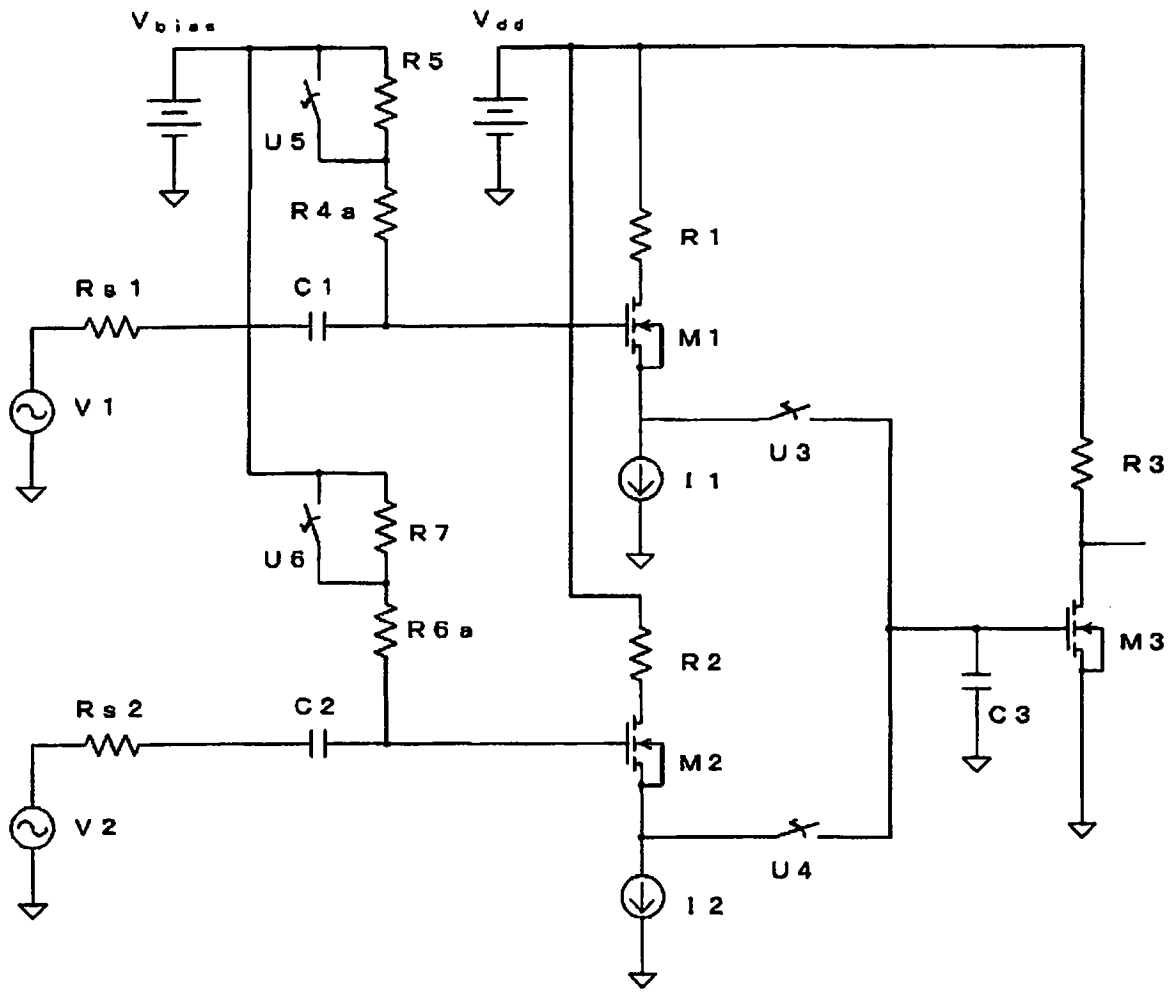


图 3

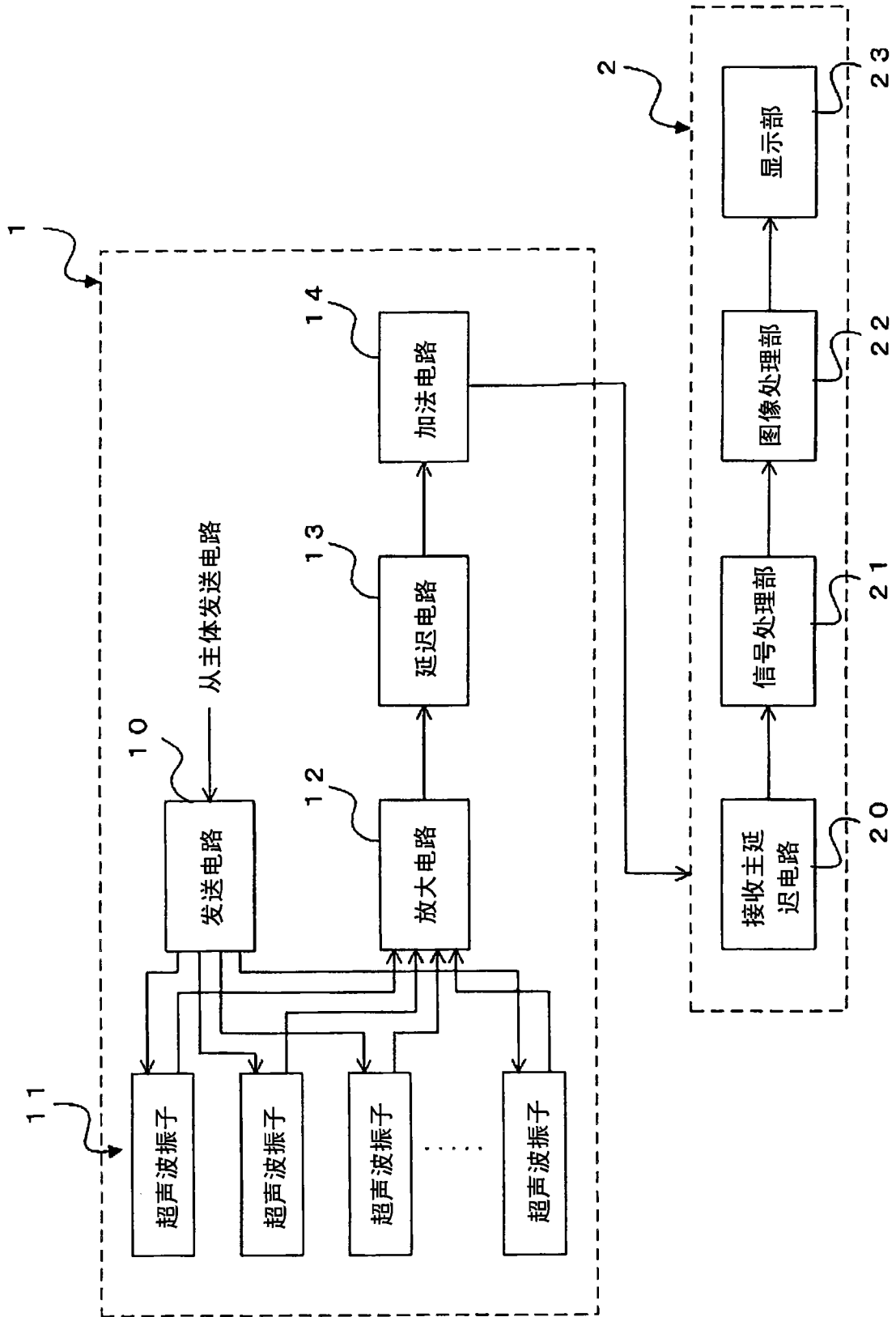


图 4

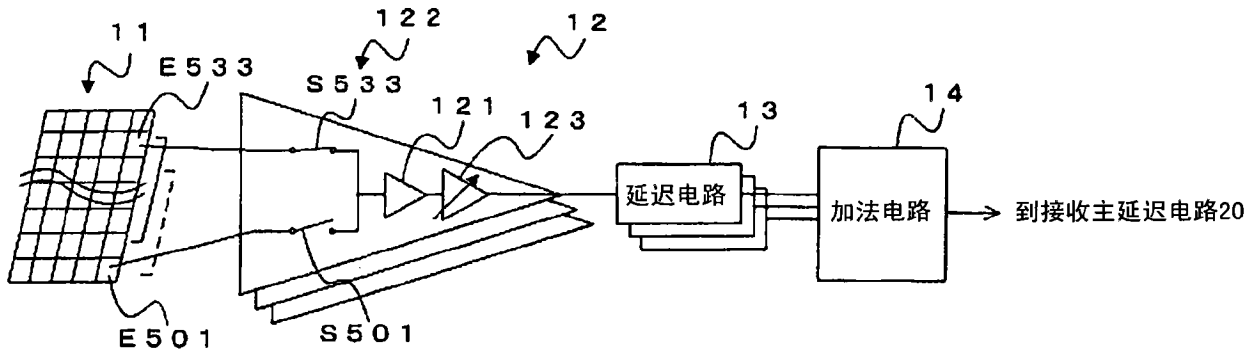


图5

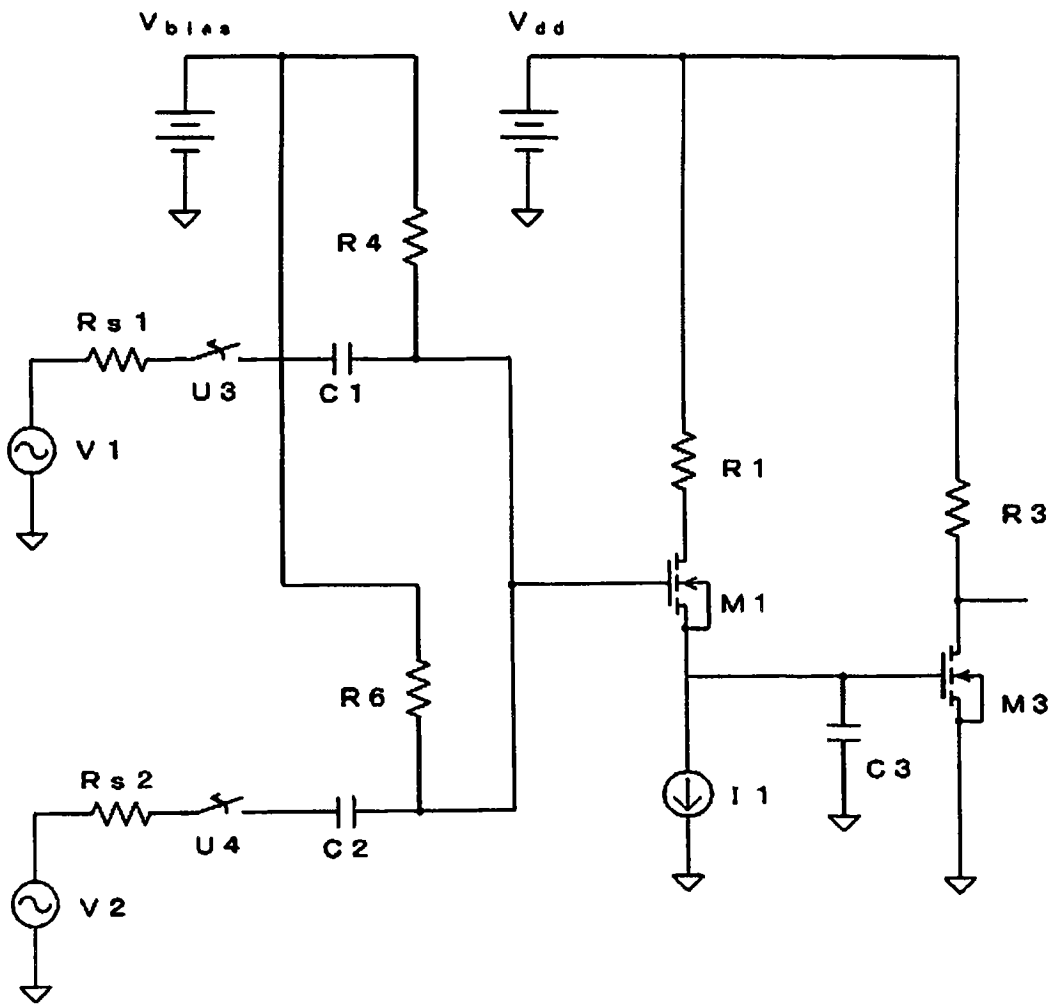


图6

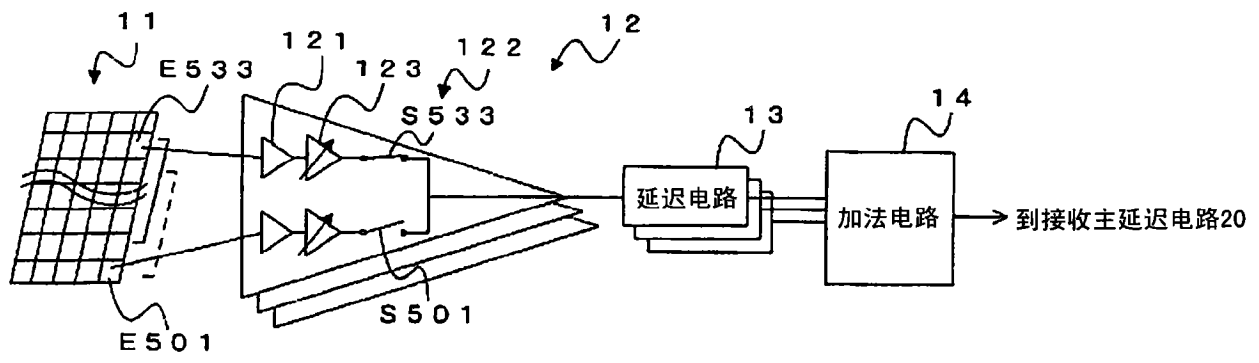


图 7

专利名称(译)	超声波探头		
公开(公告)号	CN102160801B	公开(公告)日	2014-06-18
申请号	CN201110041836.2	申请日	2011-02-15
[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	宫岛泰夫		
发明人	宫岛泰夫		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8927 G01S7/5208 G10K11/02 G01S7/52023		
代理人(译)	徐冰冰 黄剑锋		
审查员(译)	李尧		
优先权	2010030688 2010-02-15 JP		
其他公开文献	CN102160801A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波探头，即使在通过切换部的切换控制，多个振子之间共用放大器和延迟电路的结构中，也能抑制放大器的耗电量、电路规模的大幅度的增加，并抑制切换部的杂散电容的接收性能的劣化，获得良好的接收质量。该超声波探头包括：多个超声波振子，发送超声波，接收在被检体内被反射的超声波回波；切换部，通过选择性地切换来自2个以上的上述超声波振子的信号，进行超声波波束的开口移动；和放大部，对来自切换部的信号进行放大。超声波探头切换控制切换部，由此分时地接收来自多个超声波振子的信号。另外，超声波探头还包括阻抗变换部。阻抗变换部介于超声波振子和切换部之间，以高阻抗接收来自超声波振子的信号，以低阻抗输出给切换部。

