

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)
G01N 29/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510106384.6

[43] 公开日 2006年3月29日

[11] 公开号 CN 1751662A

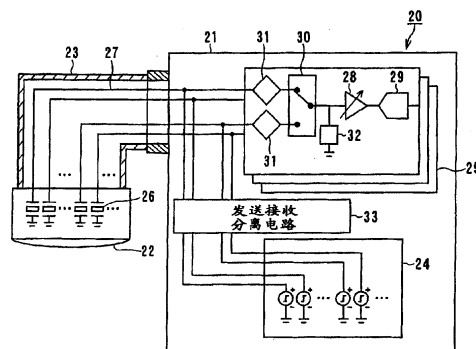
[22] 申请日 2005.9.22
 [21] 申请号 200510106384.6
 [30] 优先权
 [32] 2004.9.22 [33] JP [31] 2004-275684
 [71] 申请人 株式会社东芝
 地址 日本东京都
 共同申请人 东芝医疗系统株式会社
 [72] 发明人 龟石涉

[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
 代理人 许海兰

权利要求书 1 页 说明书 19 页 附图 3 页

[54] 发明名称
 超声波诊断装置

[57] 摘要
 一种超声波诊断装置，具备多个压电振子、发送电路、以及接收电路。在接收电路中，设置了：放大所述接收信号的放大器；具有对于所述发送信号的振幅大、对于所述接收信号的振幅小的阻抗的振幅限制电路；以及切换将通过了所述振幅限制电路的所述接收信号引到所述放大器的通道，并且具有对于比所述发送信号的振幅小、比所述接收信号的振幅大的振幅的耐压特性的模拟开关。



1、一种超声波诊断装置，其特征在于，具备：向被检体发送超声波脉冲，并接收由所述超声波脉冲产生的反射波的多个压电振子；
5 分别将发送信号给与所述各压电振子并进行驱动的发送电路；分别接收来自所述各压电振子的接收信号的接收电路，

在所述接收电路中，设置了：放大所述接收信号的放大器；具有对于所述发送信号的振幅而言大、对于所述接收信号的振幅而言小的阻抗的振幅限制电路；以及对将通过了所述振幅限制电路的所述接收
10 信号引到所述放大器的通道进行切换，并且具有对于比所述发送信号的振幅小、比所述接收信号的振幅大的振幅的耐压特性的模拟开关。

2、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，用 CMOS 开关构成所述模拟开关。

3、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，在所述
15 模拟开关和所述放大器之间设置了并联调谐电路。

4、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，在比模拟开关更靠近所述压电振子一侧设置了并联调谐电路。

超声波诊断装置

5 技术领域

本发明涉及通过向被检体发送超声波信号、接收并解析反射波得到被检体内的信息的超声波诊断装置。

背景技术

10 超声波诊断装置是通过从内装在超声波探针 (probe) 中的压电振子向被检体内照射超声波脉冲, 用压电振子接收在被检体内已产生的反射波并进行各种处理, 得到被检体内的断层图像和血流信息等的生物体信息的装置。

15 图 5 是表示现有的超声波诊断装置的一例的构成图 (例如参照日本特开平 8-131440 号公报)。

图 5 所示的现有的超声波诊断装置 1 是在装置主体 2 内设置接收电路 3 和发送电路 4, 在经由信号线 5 将接收电路 3 和发送电路 4 与共同的超声波探针 6 连接的构成。超声波探针 6 通常设置 60 个元件到 200 个元件左右的压电振子 7 而被构成。

20 在超声波探针 6 中, 按照压电振子 7 的个数连接多个信号线 5。即, 各信号线 5 的一端分别与压电振子 7 连接, 另一端分支并分别被引到接收电路 3 和发送电路 4。

25 另外, 在从超声波探针 6 一侧向接收电路 4 一侧已分支的各信号线 5 上, 设置了耐高压开关 7, 并能从共同的发送电路 4 向多个压电振子 7 发送发送信号那样被构成。

同样地, 在从超声波探针 6 一侧向接收电路 3 已分支的各信号线 5 上, 设置了二极管开关 8, 二极管开关 8 的另一端分别与前置放大器 9 连接。而且, 用共同的接收电路能接收来自多个压电振子 7 的接收信号那样被构成。

二极管开关 8 是在与二极管开关 (SW) 切换电路 10 连接, 通过来自 SW 切换电路 10 的开关切换信号来切换二极管的基点 (basis) 状态并作为开关的构成。另外, 在二极管开关 8 中设置了在过剩电流被流过的情况下将电流旁通到大地旁通电容 11。

5 此外, 也有不设置耐高压开关 8, 将专用的接收电路 3 和发送电路 4 分别连接到每个压电振子 7 的构成的超声波诊断装置。

在图 5 所示的现有的超声波诊断装置 1 中, 通过耐高压开关 7 的开闭来选择发送信号的通道和压电振子 7, 从发送电路 4 经由信号线 5 将发送信号作为电脉冲施加到超声波探针 6 内所选择的压电振子 7。

10 因此, 压电振子 7 进行驱动, 并向被检体发送超声波信号。此外, 在被检体内反射波产生并再次由压电振子 7 接收, 变换成电信号, 作为接收信号给与接收电路 3, 在装置主体 2 中被接收。

此处, 为了从压电振子 7 将充分的信号强度的超声波信号发送到被检体内并再次用压电振子 7 以充分的信号强度接收反射波, 将发送信号做成振幅例如最大为数 100Vpp、频率为 1MHz ~ 10 数个 MHz 的信号, 另一方面将压电振子 7 的振子阻抗数做成 10Ω ~ 数 100Ω 。就是说, 为了在压电振子 7 中给与充分的振动能量, 作为发送信号应投入必要的电源 (power)。

20 通过这样的发送信号的条件, 接收信号作为噪声电平为 $1 \sim 2\text{nV}/\text{rtHz}$ 程度、振幅从噪声电平到数 10mVpp 程度的信号能够得到。

此外, 在接收电路 3 中所接收的接收信号被引到二极管开关 8。而且, 开关切换信号从 SW 切换电路 10 被给与二极管开关 8, 通过二极管开关 8 的驱动而选择的通道的接收信号被给与前置放大器 9。这样, 被给与前置放大器 9 的接收信号被放大后被给与后级未图示的控制系统, 并作为用于得到被检体内的构造和血流等的信息的原始数据。

25 就是说, 图 5 所示的现有的超声波诊断装置 1 是通过对于振幅最大的发送信号由耐高压开关 8、对于振幅小的接收信号由导通电阻小的二极管开关 8 分别切换并进行发送接收, 使接收电路 3 和发送电路 4 的个数减少的构成。

图 6 是表示现有的超声波诊断装置的其它例的构成图。

图 6 所示的现有的超声波诊断装置 1A 是与图 5 所示的超声波诊断装置 1 相同，在装置主体 2 中设置接收电路 3 和发送电路 4，再经由信号线将接收电路 3 和发送电路 4 与共同的超声波探针 6 连接的构成。

在超声波探针 6 中，按照压电振子 7 的个数连接多个信号线 5。即，各信号线 5 的一端分别与压电振子 7 连接，另一端分支并分别被引到接收电路 3 和发送电路 4。

另外，对于超声波探针 6 一侧的发送信号和接收信号，在各信号线 5 上设置耐高压开关 12，另一方面，在从超声波探针 6 一侧已分支到接收电路 3 一侧的各信号线 5 上设置了限幅器 13。

对于图 6 所示的现有的超声波诊断装置 1A，在发送信号和接收信号的通道选择中，通过对共同的耐高压开关 12 驱动，选择发送信号和接收信号。此外，发送信号从发送电路 4 经由耐高压开关 12 被给与压电振子 7，另一方面，接收信号经由耐高压开关 12 和耐高压开关 12 和限幅器 13 从压电振子 7 被给与接收电路 3 内的前置放大器 9。

这时，振幅大的发送信号被限幅器 13 限制成不流入前置放大器 9 一侧。

如图 5、图 6 所示那样，现有的超声波诊断装置 1、1A 通过开关能够切换信号的通道那样被构成，并用比压电振子 7 的个数更少的接收电路 3 和发送电路 4 构成超声波诊断装置 1、1A。

在这种情况下，对于开关要求低电容、低导通电阻、高截止-绝缘（高截止电阻）、短切换时间、与发送信号的接点和通过点的高耐压性、配置容易、小封装（高密度安装）以及廉价等特性。

但是，在具备了图 5 所示的二极管开关 8 的现有的超声波诊断装置 1 中，存在以下问题。

首先，第 1，在现有的超声波诊断装置 1 中，花费切换时间这样的问题。在现有的超声波诊断装置 1 中，每个接收信号的通道对于二极管开关 8 必须有旁通电容 11。假定没有设置旁通电容 11，则通过发

送信号和来自 SW 切换电路 10 的控制信号而峰值电流流过基底,有与误动作和向其它通道的噪声混入有关之虞。

因此,在现有的超声波诊断装置 1 中必须有旁通电容 11,但是,例如在 SW 切换电路 10 的输出阻抗是 10ohm,旁通电容 11 的电容是
5 0.1 μ F 的情况下,切换了二极管开关 8 时的时间常数变成 10ohm \times 0.1 μ F =10 μ sec。因此,实际上,在切换了二极管开关 8 的情况下,在返回到原始状态之前,必要的时间变成时间常数的大约 10 倍的 100 μ sec 程度。

但是,在接收通道数比在超声波探针 6 中所具备的压电振子 7 的个数少的情况下,顺次切换接收通道,实行扫描并生成图像,但例如
10 在用 67 μ sec (频率 15KHz) 程度接收接收信号的同时,在切换了接收通道后,就会用其它的接收通道接收接收信号。

就是说,接收通道的切换所需要的时间短是重要的,大约 10 μ sec 程度是实用水平。与此相对,在二极管开关 8 的接收通道的切换中,如果切换时间是 100 μ sec,则花费时间过多,因此并不实用。

而且,如果接收通道的切换不充分,则二极管开关 8 的钳位电压和阻抗发生变动,尤其在通过基于接收信号的时间变动的图像处理而得到的多普勒图像中,将产生人为构造 (artifact),这是严重的问题。

第 2,在现有的超声波诊断装置 1 中存在截止-绝缘 (OFF-isolation) 低劣的问题。

在现有的超声波诊断装置 1 中,在发送信号的电压变成比接地 (GND) 电平负一侧的情况下,例如在双极发送和负尖峰 (undershoot) 的情况下,二极管开关 8 变成导通。之后,如果发送信号的电压变成比 GND 电平正一侧,则在二极管开关 8 的逆恢复时间中使发送信号通过。

另外,即使没有发送信号的电压成为比 GND 电平负一侧的情况,在二极管开关 8 中也有寄生电容。发送信号的波形具有 200V 程度的大振幅和高速的上升沿和下降沿,因此,容易穿过二极管开关 8。而且,如果发送信号穿过二极管开关 8,则就变成前置放大器 9 的饱和和超声波图像中的人为构造 (artifact) 的产生要因。

第3, 在现有的超声波诊断装置1中存在接收信号基点变动的问题。

二极管开关8在变成导通状态时, 正向电压被施加到各二极管。在一般的二极管开关8中, 为了变成导通状态有必要施加0.7V程度的电压。由于该特性, 对于二极管开关8, 在截止状态和导通状态下基点(basis)将会变动。

因此, 在二极管开关8中, 将电容插入接收信号线中, 从而成为AC耦合。为了减小插入损耗, 该AC耦合的电容有必要使用大容量的电容。

另外, 如果在二极管开关8中所设置的电阻小, 则将产生电流性噪声并作为NF(Noise Figure, 噪声图形)将影响超声波图像, 因此使用某种程度大的值的电阻。

因此, 在切换了二极管开关8的截止状态和导通状态时的基点的恢复时间的时间常数变大, 恢复时间变长。即, 在二极管开关8已变成截止状态和导通状态的情况下, 为了使基点恢复到原来的期待值, 就必须通过从SW切换电路10经由比较大的值的各电阻、各二极管所供给的电流将AC耦合用的容量大的电容充电, 因此在基点稳定以前需要长的时间。

另一方面, 在对于图6所示的发送信号和接收信号已具备共同的高耐压开关12的现有的超声波诊断装置1A中, 存在以下的问题。

首先, 第1, 在现有的超声波诊断装置1A中, 对于用于切换接收信号和发送信号的高耐压开关12, 存在由于高耐压截止-绝缘(OFF-isolation)和低导通电阻具有相反的特性而不能并存的问题。例如, 能经得起振幅从200Vpp到300Vpp程度的发送信号的高耐压开关12, 其导通电阻将从30Ω变大到50Ω。

第2, 在现有的超声波诊断装置1A中, 存在着耐高压开关12的输入输出端子电容大的问题。耐高压开关12的输入输出端子电容是40pp左右, 成为悬挂在发送接收信号线上的电容负荷, 因此作为NF的影响变大。

第3, 在现有的超声波诊断装置1A中, 存在由于耐高压开关12的开关噪声而在超声波图像中产生人为构造的问题。即, 如果耐高压开关12的开关噪声加载在发送接收信号线上, 则宛如发送信号那样使振子驱动, 因此在超声波图像中将出现在与期待的定时不同的定时进行超声波发送那样的人为构造。

第4, 在现有的超声波诊断装置1A中, 在耐高压开关12的驱动中存在需要高电源电压的问题。即, 在耐高压开关12的驱动中, 有必要使振幅从200Vpp到300Vpp程度的发送信号通过, 因此用于使耐高压开关12驱动电源电压有必要比它大。因此, 随着电源种类的增加, 有关电源监视机构等的安全的设备成为必要, 超声波诊断装置1A就会变得昂贵。

发明内容

本发明就是鉴于现有的问题而形成的, 其目的在于提供通过具有更良好的特性的开关构成来切换在发送接收超声波的压电振子和接收电路之间所传送的接收信号的通道的超声波诊断装置。

涉及本发明的超声波诊断装置, 为达到上述的目的, 具备: 向被检体发送超声波脉冲, 并接收由所述脉冲产生的反射波的多个压电振子; 分别将发送信号给与所述各压电振子并进行驱动的发送电路; 以及分别接收来自所述各压电振子的接收信号的接收电路, 在所述接收电路中, 设置了: 放大所述接收信号的放大器; 具有对于所述发送信号的振幅而言大、对于所述接收信号的振幅而言小的阻抗的振幅限制电路; 以及对将已通过了所述振幅限制电路的所述接收信号引到所述放大器的通道进行切换, 而且具有对于比所述发送信号的振幅小、比所述接收信号的振幅大的振幅的耐压特性的模拟开关。

在这样的涉及本发明的超声波诊断装置中, 能够通过具有更良好的特性的开关的构成来切换在发送接收超声波的压电振子和接收电路之间所传送的接收信号的通道。

附图说明

图 1 是表示涉及本发明的超声波诊断装置的第 1 实施例的构成图；

图 2 是表示图 1 所示的超声波诊断装置的限幅器的一个构成例的电路图；

图 3 是简化了包含图 1 所示的超声波诊断装置的接收电路的接收系统的等效电路模型的构成图；

图 4 是表示涉及本发明的超声波诊断装置的第 2 实施例的构成图；

图 5 是表示现有的超声波诊断装置的一例的构成图；以及

图 6 是表示现有的超声波诊断装置的其它例的构成图。

具体实施方式

参照附图说明关于涉及本发明的超声波诊断装置的实施例。

图 1 是表示涉及本发明的超声波诊断装置的第 1 实施例的构成图。超声波诊断装置 20 是在装置主体 21 中连接了超声波探针 22 的探针电缆 23 而被构成的。在装置主体 21 中，设置了发送电路 24 和接收电路 25，发送电路 24 的输入一侧和接收电路 25 的输出一侧分别与未图示的控制系统连接。

超声波探针 22 通常具备从 60 个元件到 200 个元件程度的压电振子 26（超声波振子）。各压电振子 26 分别与信号线 27 的一端连接，各信号线 27 的另一端分支，其一端被引到发送电路 24，另一端被引到接收电路 25。装置主体 21 和压电振子 26 之间的信号线 27 用绝缘体保护，形成探针电缆 23。

超声波探针 22 具有：将通过各压电振子 26 从发送电路 24 接收的发送信号变换成超声波信号，并发送到未图示的被检体的功能；以及接收超声波信号反射到被检体内的脏器和血管等的器官后产生的反射波，并变换成电信号作为接收信号给与接收电路 25 的功能。

压电振子 26 做成例如振子阻抗数被设定为 $10\Omega \sim$ 数 100Ω ，能产生必要的振动能量，以便在 $1 \sim 22\text{nV}/\text{rtHz}$ 程度上以从噪声电平到数

10Vpp 程度的充分的信号强度接收反射波。

发送电路 24 具有从各压电振子 26 将充分的信号强度的超声波信号发送到被检体内,再次为在压电振子 26 中以充分的信号强度接收反射波,将必要的振动 energy 经由各信号线 27 分别作为发送信号给与
5 各压电振子 26 的功能。

而且,发送电路 24 被构成为将振幅例如最大为数 100Vpp、频率为 1MHz ~ 10 数 MHz 的发送信号给与各压电振子。

接收电路 25 具有接收由超声波探针 22 的各压电振子 26 接收的接收信号,变换成规定的信号强度的数字信号后给与后级未图示的控制系统的功能。因此,接收电路 25 是从超声波探针 22 一侧串联连接
10 作为放大接收信号的放大器的前置放大器 28、ADC (模数转换器) 29 而被构成,ADC29 与跟目的相应的未图示的控制系统连接。而且,被给与接收电路 25 的接收信号在前置放大器 28 中被放大后,在 ADC29 中被变换成数字信号并被给与后级的未图示的控制系统。

另外,为了超声波诊断装置 20 的小型化和简易化,通过共同的前置放大器 28、ADC29 以及后级的电路能处理从多个压电振子 26 接收的接收信号那样,在 1 个前置放大器 28 的输入一侧经由模拟开关
15 30 连接来自多个压电振子 26 的信号线 27。

图 1 是表示来自 2 个压电振子 26 的各信号线 27 经由模拟开关 30 与共同的前置放大器 28 连接,通过模拟开关 30 切换被引到前置放大器
20 28 的 2 个接收信号的通道并进行选择的构成的例子。

模拟开关 30 至少具有对于比发送信号的振幅小、比接收信号的振幅大的振幅的耐压特性。就是说,模拟开关 30 使用经不住发送信号那样大的振幅,但对于像接收信号那样小的振幅能经得住的耐低压的
25 模拟开关。具有这样的特性的模拟开关 30 最好例如能够用 CMOS (互补型金属氧化半导体) 开关构成。CMOS 开关是将 FET (场效应晶体管) 开关作为 P/N 对象的开关,截止-绝缘良好,偏移 (off-set) 小,而且比较廉价。

另外,在模拟开关 30 的超声波探针 22 一侧的各信号线 27 上,

分别设置了作为振幅限制电路的限幅器 31。此外，在模拟开关 30 和前置放大器 28 之间设置了并联调谐电路 32。

限幅器 31 具有对于从发送电路 24 应给与超声波探针 22 的各压电振子 26 的发送信号的振幅而言阻抗大、对于从各压电振子 26 应引到接收电路 25 内的前置放大器 28 的接收信号的振幅而言阻抗小的特性。而且，通过限幅器 31 被限制成在振幅大的发送信号和接收信号中超过一定的阈值的振幅的接收信号不能进入模拟开关 30 和前置放大器 28 一侧。

图 2 是表示图 1 所示的超声波诊断装置 20 的限幅器 31 的一个构成例的电路图。

如图那样，限幅器 31 例如由多个二极管和电阻等的电路要素构成。

限幅器 31 具备振幅依存性电路 31a 和钳位电路 31b。振幅依赖性电路 31a 通过与钳位电路 31b 组合，从而对于发送信号阻抗大、另一方面对于接收信号阻抗小那样被构成。

振幅依存性电路 31a 被构成为 4 个二极管 DH1、DH2、DL1、DL2 被连接成桥状。即，2 个二极管 DH1、DH2 在阳极一侧相互反向被连接，剩余的 2 个二极管 DL1、DL2 在阴极一侧相互反向被连接。此外，反向被连接的 2 组二极管 DH1、DH2 以及二极管 DL1、DL2 分别在阴极一侧和阳极一侧被连接。

在这些振幅依存性电路 31a 的 4 个二极管 DH1、DH2、DL1、DL2 中，使用能经受住发送信号的振幅电压的耐高压二极管。二极管 DH1、DH2、DL1、DL2 可根据想通过的信号的振幅能够用平面二极管和肖特基二极管 (schottky diode) 构成。

另外，在二极管 DH1 的阳极一侧和二极管 DH2 的阴极一侧之间连接第 1 基点电流供给电路 31c。同样地，在二极管 DL1 的阴极一侧和二极管 DL2 的阳极一侧之间也连接第 2 基点电流供给电路 31d。第 1 基点电流供给电路 31c 和第 2 基点电流供给电路 31d 分别在串联 (DC) 的电源电压 V_p 、 V_n 上串联连接电阻 R_1 、 R_2 ，在电源电压

V_p 、 V_n 和电阻 R_1 、 R_2 之间分别并联设置旁通电容 c_1 、 c_2 。

如图 2 所示那样，第 1 基点电流供给电路 31c 的电阻 R_1 一侧被连接在二极管 DH_1 的阳极一侧和二极管 DH_2 的阴极一侧之间，第 2 基点电流供给电路 31d 的电阻 R_2 一侧被连接在二极管 DL_1 的阴极一侧和二极管 DL_2 的阳极一侧之间。

第 1 基点电流供给电路 31c 和第 2 基点电流供给电路 31d 的电源电压 V_p 、 V_n 例如被设定为 +5V、-5V 这样的低电压的 DC 电压。而且，这样被构成的第 1 基点电流供给电路 31c 和第 2 基点电流供给电路 31d 具有分别向振幅依存性电路 31a 供给从二极管 DH_1 、 DH_2 、 DL_1 、 DL_2 的阳极一侧向阴极一侧的基点电流的功能。

即，在振幅依存性电路 31a 中，施加电源电压 V_p 、 V_n ，在各二极管 DH_1 、 DH_2 、 DL_1 、 DL_2 的正向供给由电阻 R_1 、 R_2 决定的基点电流。而且，通过向振幅依存性电路 31a 供给基点电流，从而能够将各二极管 DH_1 、 DH_2 、 DL_1 、 DL_2 的导通电阻抑制得小。

另外，二极管 DH_1 、 DH_2 的各阴极一侧和二极管 DL_1 、 DL_2 的各阳极一侧分别形成振幅依存性电路 31a 的输入一侧和输出一侧。而且，振幅依存性电路 31a 的输出一侧设置钳位电路 31b。

钳位电路 31b 用相互反向并联连接并被接地的 2 个二极管 D_3 、 D_4 构成。在构成钳位电路 31b 的 2 个二极管 D_3 、 D_4 也能够用平面二极管和肖特基二极管构成。

另一方面，被设置在 analog 开关 30 和前置放大器 28 之间的并联调谐电路 32，主要通过电感器构成，并具有对于某种已决定的频率的信号补偿由于负荷电容的 NF 的恶化的功能。

图 3 是简化了包含图 1 所示的超声波诊断装置 20 的接收电路 25 的接收系统的等效电路模型的构成图。

包含接收电路 25 的接收系统与图 3 所示的已简化的电路等效。即，接收系统与如下电路等效：在电压 V_s 的接收信号的输出上串联连接压电振子 26 的热噪声 E_t 的发生源、相当于压电振子 26 的输出阻抗 R_t 的电阻、前置放大器 28 的电压性噪声 E_{na} 的发生源、前置放大

器 28 的输入阻抗 R_a 的同时,分别并联连接在前置放大器 28 和压电振子 26 之间的负荷电容 C_p 和并联调谐电路的电感器 L_p 以及在前置放大器 28 内前置放大器 28 的电流性噪声 I_{na} 的发生源的电路。

如果依据该接收系统的模型,则作为输入到接收电路 25 的前置放大器 28 的总噪音的输入换算 噪声 E_{nin} , 如果将接收信号的角频率设定为 ω , 则能用式 (1) 表示。

$$E_{nin}^2 = E_{na}^2 \cdot R_t^2 \{ \omega C_p - 1 / (\omega L_p) \}^2 + \{ E_{na}^2 + (I_{na} \cdot R_t)^2 + E_t^2 \} \quad (1)$$

就是说, 并联调谐电路 32 如式 (1) 那样具有对角频率 ω 的接收信号设定电感器 L_p , 补偿负荷电容 C_p 的 NF 的恶化的功能。而且, 能够按照成为 NF 的恶化的补偿对象的频率 ω 从多个电感器能选择适当的电感器 L_p 。

另一方面, 在从超声波探针 22 一侧已分支到发送电路 24 一侧的信号线 27 上, 设置了发送接收分离电路 33。发送接收分离电路 33 具有从发送电路 24 一侧的信号线 27 上的电路电气分离接收电路 25 一侧的信号线 27 上的电路的功能。发送接收分离电路 33 例如能够相互反向地并联连接一对二极管而构成。在这种情况下, 二极管的阻抗对于振幅从噪声电平到数 10mVpp 程度的接收信号是充分大, 对于振幅大的发送信号变成导通状态。

这样, 能够构成这样的发送接收分离电路 33, 即对于接收信号二极管的阻抗充分高, 能够充分地忽视发送电路 24 一侧的负荷电容给与接收信号的影响, 另一方面, 发送信号经过二极管能够到达超声波探针 22。

除了使用这样的二极管的构成外, 发送接收分离电路 33 还能够使用将双极型晶体管的基极和集电极短路 (short) 的电路和将 FET 的栅极和漏极短路 (short) 的电路替代二极管以及像只在发送时间变成导通状态那样控制了半导体开关构成。

接着, 说明关于超声波诊断装置的作用。

首先, 在接收电路 25 的限幅器 31 中, 预先从第 1 基点电流供给电路 31c 和第 2 基点电流供给电路 31d 向各二极管 DH1、DH2、DL1、

DL2 正方向供给基点电流。因此，各二极管 DH1、DH2、DL1、DL2 的导通电阻被抑制得小。而且，模拟开关 130 被驱动并选择引到前置放大器 28 的接收信号的通道。

另一方面，从未图示的控制系统将控制信号给与发送电路 24，在发送电路 24 中，作为发送信号生成从数 MHz 到十数 MHz、数百 Vpp 的电脉冲。在发送电路 24 中所生成的发送信号经由信号线 27 被引到发送接收分离电路 33。发送信号的电压比构成发送接收分离电路 33 的二极管变成导通状态且变成低阻抗的电压大，因此能够通过二极管。

通过了发送接收分离电路 33 的发送信号到达接收电路 25 一侧的信号线 27 和发送电路 24 一侧的信号线 27 的汇合点，经由用于传送发送信号和接收信号的共同的信号线 27 被传送到超声波探针 22 一侧。

此处，在假定没有限幅器 31 的情况下，有发送信号电压被施加到接收电路 25 之虞。而且，假定发送信号的电压例如被施加到接收电路 25 的耐低压的模拟开关 30 和前置放大器 28，则这些模拟开关 30 和前置放大器 28 将被破坏。

但是，发送信号的振幅大，因此使被设置在接收电路 25 一侧的限幅器 31 的二极管 DH1、DH2、DL1、DL2 的阻抗变大，并使之变成截止。即，如果将各二极管 DH1、DH2、DL1、DL2 的正向电压设定为 $\pm VF$ ，则发送信号的电压大到 $\pm VF$ 的范围外。因此，如果将发送信号输入到振幅依存性电路 31a 的输入一侧，则接收电路 25 通过钳位电路 31b 的各二极管 D3、D4 被钳位，因此各二极管 D3、D4 的阳极一侧的电位只上升到 $+2VF$ 程度。同样地，各二极管 D1、D2 的阴极一侧的电位只下降到 $-2VF$ 程度。

因此，由于发送信号而二极管 DH1 的阴极一侧的电位上升，如果二极管 DH1 的阴极一侧的电位超过 $+VF$ 则在二极管 DH1 中不能施加充分的正向电压。因此，二极管 DH1 的阻抗就会急剧上升。这时，二极管 DL2 的阴极一侧的电位也上升，因此，在二极管 DL2 中也不能施加充分的正向电压。因此，二极管 DL2 的阻抗也会急剧上升。

相反，由于发送信号二极管 DH1、DL2 的阴极一侧的电位下降，

如果二极管 DH1、DL2 的阴极一侧的电位未满足 $-V_F$ 则在二极管 DL1、DH2 中不能施加充分的正向电压。因此，二极管 DL1、DH2 的阻抗就会急剧上升。

其结果，发送信号不直接进入接收电路 25 的模拟开关 30 和前置放大器 28 而被衰减，因此模拟开关 30 和前置放大器 28 不会被破坏。就是说，即使具有超过发送信号那样的 $+V_F$ 的大振幅的信号输入到接收电路 25，在限幅器 31 中也被限制到钳位电压程度。

但是，对接收电路 25 不给予坏影响的情况下被引到超声波探针 22 的发送信号被施加到压电振子 26。压电振子 26 将作为从发送电路已接收的发送信号的电脉冲变换成超声波脉冲并发送到未图示的被检测体内。于是，在被检测体内产生反射波，在被检测体内产生的反射波由压电振子 26 接收并被变换成电信号。

在压电振子 26 中所得到的反射波的电信号变成振幅为数十 mVp 程度的接收信号，并经由信号线 27 被传送到接收电路 25 一侧。这时，接收信号是振幅从噪声电平到数 10mVpp 的信号，因此构成发送接收分离电路 33 的二极管的阻抗变得充分高。为此，发送电路 24 一侧的线路从接收电路 25 一侧的接收信号的传送线路被电气分离，发送电路 24 一侧的负荷电容给与接收信号的影响充分地减小。

而且，发送信号被引到接收电路 25，到达限幅器 31 的振幅依存性电路 31a 的输入一侧。

这时，从第 1 基点电流供给电路 31c21 和第 2 基点电流供给电路 31 d22 正向供给通过电阻 R_H 、 R_L 的作用各二极管 DH1、DH2、DL1、DL2 的导通电阻变得充分小那样的基点电流，因此到达了振幅依存性电路 31a 的输入一侧的接收信号经由导通电阻变得充分小的振幅依存性电路 31a 的各二极管 DH1、DH2、DL1、DL2 从振幅依存性电路 31a 的输出一侧被引到模拟开关 30。

即，接收信号的电压是各二极管 DH1、DH2、DL1、DL2 的正向电压 $\pm V_F$ 或其以内的小振幅，因此各二极管 DH1、DH2、DL1、DL2 在维持正向的基点状态的同时使接收信号通过振幅依存性电路 31a 的

输出侧。通过了各二极管 DH1、DH2、DL1、DL2 的接收信号被引到钳位电路 31b 一侧，但钳位电路 31b 的各二极管 D3、D4 的阻抗对于电压在 $\pm V_F$ 或其以内的接收信号而言充分大，因此对接收信号没有影响。

5 为此，流过由模拟开关 30 选择的通道的振幅小的接收信号经由限幅器 31 被引到耐低压的模拟开关 30。此外，接收信号经由模拟开关 30 被引到前置放大器 28 一侧，通过并联调谐电路 32 补偿负荷电容引起的 NF 的恶化。即，通过并联调谐电路 32 如式 (1) 那样设定与接收信号的角频率 ω 相应的电感器 L_p ，并补偿负荷电容 C_p 引起的
10 NF 的恶化。

而且，这样的并联调谐电路 32 的 NF 的恶化补偿后的接收信号在被引到前置放大器 28 并放大后，被给与 ADC29。在 ADC29 中，接收信号被变换成数字信号并给与后级的未图示的控制系统。此外，在控制系统中，接收信号作为断层图像信息和血流信息的取得用的原始
15 数据被利用。

以上那样的超声波诊断装置 20 是这样的构成，即，在接收电路 25 的前置放大器 28 的输入一侧设置对于像发送信号那样振幅大的信号而言阻抗大、对于像接收信号那样振幅小的信号而言阻抗小的特性的限幅器 31，同时，在限幅器 31 和前置放大器 28 之间插入耐低压的
20 模拟开关 30，切换来自多个压电振子 26 的接收信号，并引到前置放大器 28。

因此，如果依据超声波诊断装置 20，则能够将前置放大器 28 以后的电路做成比压电振子 26 的个数少。而且，在发送电路 24 一侧如果也做成通过开关切换发送信号的通道的构成，则能够使发送信号的
25 通道数和接收信号的通道数独立并任意选择。另外，能够将与多个压电振子 26 对应的接收电路 25 和发送电路 24 的电路要素共同化，因此能够谋求超声波诊断装置 20 的小型化和制造成本的降低。

此外，在超声波诊断装置 20 中，采用在限幅器 31 的振幅限制后通过模拟开关 30 进行接收信号的切换的构成，因此模拟开关 30 不必

使用经受住发送信号那样的耐高压的模拟开关，能够容易选择至少能够经受住接收信号的耐低压的模拟开关。而且，通过在接收信号的切换中使用这样的耐低压的模拟开关 30，能够得到以下那样的特性。

首先，第 1，与使用了现有的耐高压开关的情况比较能够减小向模拟开关 30 的接收信号的输入输出电容。因此，能够谋求 S/N 恶化的降低。近几年来，通过在高速总线中能使用的总线开关技术的提高，开发出+5V 单电源、±3.3V 作为电源的干线-干线（レ-ル to レ-ル）的低电容、而且低导通电阻的 CMOS 模拟开关 30。

第 2，与使用了现有的耐高压开关的情况比较能够减小模拟开关 30 的导通电阻。模拟开关 30 只要使经由限幅器 31 的充其量 1.4Vpp 程度的电压的接收信号通过，就不要求耐高压性。大量存在导通电阻为 5Ω 或其以下的低导通电阻的 CMOS 模拟开关 30，因此容易取得。此外，模拟开关 30 中导通电阻的减小与 S/N 的恶化降低有关。

第 3 与使用了现有的二极管开关的情况比较能够使模拟开关 30 的截止-绝缘(高截止电阻性)提高。超声波诊断装置 20 的接收电路 25 用限幅器 31 限制接收信号的振幅，接着，用通过 CMOS 开关等的模拟开关 30 切换接收信号的通道这样的 2 级构成来采取 isolation，因此发送信号不会与接收信号直接串扰（cross talk），截止-绝缘良好。此外，当在模拟开关 30 中使用了 CMOS 开关的情况下，CMOS 开关的截止-绝缘高到 60dB 的程度，因此，即使万一对于接收信号的通道没有被选择的压电振子 26 给与了发送信号，在超声波图像中也难以产生人为构造。

得到这样良好的截止-绝缘的结果，有可能分别单独任意地设定在超声波脉冲的发送中使用的压电振子 26 和在反射波的接收中使用的压电振子 26，因此超声波探针 22 的发送口径不受接收口径的制约而能独立地设定。例如，从发送电路 24 将发送信号给与所有的压电振子 26，另一方面，像通过模拟开关 30 切换接收电路 25 中的接收信号的通道那样进行构成，能够削减前置放大器 28 和 ADC29 等电路要素个数。如果这样进行构成，则不仅能够比使用昂贵的耐高压开关更廉

价地制作超声波诊断装置 20, 而且能够扩大声场设计的自由度。

第 4, 通过使用模拟开关 30 切换接收信号的通道那样进行构成, 与使用了现有的耐高压开关的情况比较, 能够将耐低压的模拟开关 30 的切换时间缩短到 $30\mu\text{sec}$ 。尤其, 如果使用内装移位寄存器的 CMOS 模拟开关 30, 则在串行控制线路中能够切换接收信号的通道, 因此能够安装性提高。

此外, 在图 2 所示的限幅器 31 中, 也有可能电源电压 V_p 、 V_n 从 $V_p \geq V_n$ 变成 $V_p \leq V_n$ 那样进行切换并像现有的超声波诊断装置 1 那样构成二极管开关。但是, 二极管开关的切换时间比模拟开关 30 长, 因此不进行电源电压 V_p 、 V_n 的切换, 就是说, 不将限幅器 31 变成二极管开关, 这一点是重要的。

第 5, 在超声波诊断装置 20 中, 模拟开关 30 的导通电阻的位置比对于接收系统的负荷电容的位置更靠近前置放大器一侧, 因此从 NF 的观点看是有利的。即, 如果增加压电振子 26 一侧的阻抗, 则在通过简化了接收系统的模型所得到的式 (1) 中, 相当于增加了电阻 R_t 。

此处, 在模拟开关 30 的导通电阻位于前置放大器 28 一侧的情况下, 对于在前置放大器 28 的噪声来说 模拟开关 30 的导通电阻的热电阻的影响作为 2 次方和起作用。就是说, 在式 (1) 中相当于增加了前置放大器 28 的电压性噪声 E_{na} 。如果设定无论前置放大器 28 还是压电振子 26 都具有 $1\text{nV}/(\text{Hz})^{1/2}$ 程度的噪声, 则该噪声相当于 60ohm (欧姆) 的电阻所具有的热噪音。与这样的噪声比较, 模拟开关 30 的导通电阻小到 5Ω 程度或其以下, 因此如果采用 2 次方和, 则变成 4% 程度, 几乎没有影响。

但是, 压电振子 26 的输出阻抗 R_t 的增加以单纯的和生效, 因此增大为 8% 的程度。因此, 可知模拟开关 30 的导通电阻的位置比对于接收系统的负荷电容的负荷位置更靠近前置放大器 28 的一侧从 NF 的观点看是有利的。

此外, 在式 (1) 中, 在变成 $\omega C_p - 1/(\omega L_p) = 0$ 的情况下, 即如果通过并联调谐电路 32 的电感器 L_p 的设定消除负荷电容 C_p 的 NF

的恶化,则负荷电容 C_p 的 NF 的劣化变成不理想。但是,对每个接收信号的频率 ω 进行调谐的电感器 L_p 发生变化,因此在接收信号的频率 ω 具有某个频带的情况下,对于某 1 点的频率以外的频率的接收信号不能进行调谐,因此模拟开关 30 位于前置放大器 28 一侧比较好。

5 在这样的意义上,在超声波诊断装置 20 中,通过将模拟开关 30 配置在前置放大器 28 一侧,即使对于没有被调谐的频率在 NF 上也是有利的。

第 6,通过使用模拟开关 30,与使用了现有的耐高压开关的情况比较,超声波诊断装置 20 的接收电路 25 的小封装(高密度安装)化
10 将变为可能。模拟开关 30 是耐低压的开关,因此不需要耐高压开关那样的耐压性,可使模拟开关 30 本身成为非常紧凑的构成。

另外,在模拟开关 30 的驱动中不需要高压电源,因此电源种类少,能够削减对于高压电源的电源监视电路等电路。此外,在前置放大器 28 和 ADC29 中外围部件多,接收电路 25 的安装面积大,但
15 通过模拟开关 30,能减少前置放大器 28 以后的电路要素,并能够大幅度地缩小接收电路 25 的安装面积,可提供更紧凑的超声波诊断装置 20。

第 7,通过将模拟开关 30 设定为耐低压的模拟开关,与使用了现有的耐高压开关的情况比较,能够降低超声波诊断装置 20 的制造成本。对于超声波诊断装置 20,在限幅器 31 中接收信号的振幅被抑制
20 到 1.4Vpp 程度(在构成限幅器 31 的二极管是肖特基二极管的情况下是 0.7 Vpp 程度),因此模拟开关 30 可以是以使这些接收信号通过所需的电源工作的耐低压的模拟开关。

例如,即使考虑过冲(overshoot),如果是 $\pm 3.3V$ 、 $\pm 5V$ 、单电源 5V、单电源 3.3V 等电源,则是充分的,并能从正在流通的一般的数量多的模拟开关 30 进行选择。因此,模拟开关 30 本身能极为廉价地得到。此外,通过该模拟开关 30 能够削减占接收电路 25 的制造成本的大部分的前置放大器 28 和 ADC29 等电路要素的个数,因此能将
25 超声波诊断装置 20 的制造成本变为廉价。

对于超声波诊断装置 20，是将经由限幅器 31 除去了高电压成分的接收信号引到耐低压的模拟开关 30 并进行切换的构成，因此像现有的超声波诊断装置 1、1A 那样，没有必要将开关设为二极管开关 8 和耐高压开关 12。从而，在超声波诊断装置 20 中，导通电阻和输入输出电容比耐高压开关更小、而且小型、并廉价的耐低压的模拟开关 30 构成接收电路 25，因此通过接收信号的开关能够使 S/N 恶化减小。

图 4 是表示涉及本发明的超声波诊断装置 20 的第 2 实施例的构成图。

在如图 4 所示的超声波诊断装置 20 中，并联调谐电路 32 的配置和个数与图 1 所示的超声波诊断装置不同。关于其它的构成和作用实质上与图 1 所示的超声波诊断装置没有不同，因此关于同一的构成附加相同符号并省略说明。

在超声波诊断装置 A 的接收电路 25 中，并联调谐电路 32 在模拟开关 30 和限幅器 31 之间的各信号线 27 上个别地分别被设置。因此，在超声波诊断装置 A 的接收电路 25 中，在通过模拟开关 30 以前的各通道中，通过并联调谐电路 32 的电感器 L_p 进行接收信号的调谐，并补偿负荷电容 C_{ps} 引起的 NF 的恶化。

为此，如果依据超声波诊断装置 A，则与图 1 所示的超声波诊断装置相同，像现有的超声波诊断装置 1、1A 那样，没有必要将开关设为二极管开关 8 和耐高压开关 12，能用导通电阻和输入电容小、而且小型、廉价的耐低压的模拟开关 30 构成接收电路 25，因此能够减小接收信号的开关引起的 S/N 恶化。

另外，如图 1 所示的超声波诊断装置那样，如果做成模拟开关 30 的配置变成比并联调谐电路 32 的电感器 L_p 更靠近压电振子 26 一侧，则对于比模拟开关 30 更靠近压电振子 26 一侧的负荷电容 C_p 难以进行调谐，但模拟开关 30 的导通电阻小，因此对于在不需要进行更宽范围的调谐的频率从 NF 的观点看是有利的。而且，通过将并联调谐电路 32 共同化也能够削减个数。

与此相对，如图 4 所示的超声波诊断装置 A 那样，如果将并联调

谐电路 32 配置在比模拟开关 30 更靠近限幅器 31 一侧,则在负荷电容 C_p 和并联调谐电路 32 之间不存在模拟开关 30,因此在使狭窄频带的灵敏度做为问题的情况下,容易进行调谐,在被调谐的频率周围对于 S/N 有利。

- 5 另外,虽然不能削减并联调谐电路 32 的个数,但并联调谐电路 32 比前置放大器 28 和 ADC29 等电路要素廉价,通过模拟开关 30 的插入,能得到削减前置放大器 28 以后的接收信号的通道个数的效果,因此图 4 所示的超声波诊断装置 A 的构成被认为具有充分的意义。

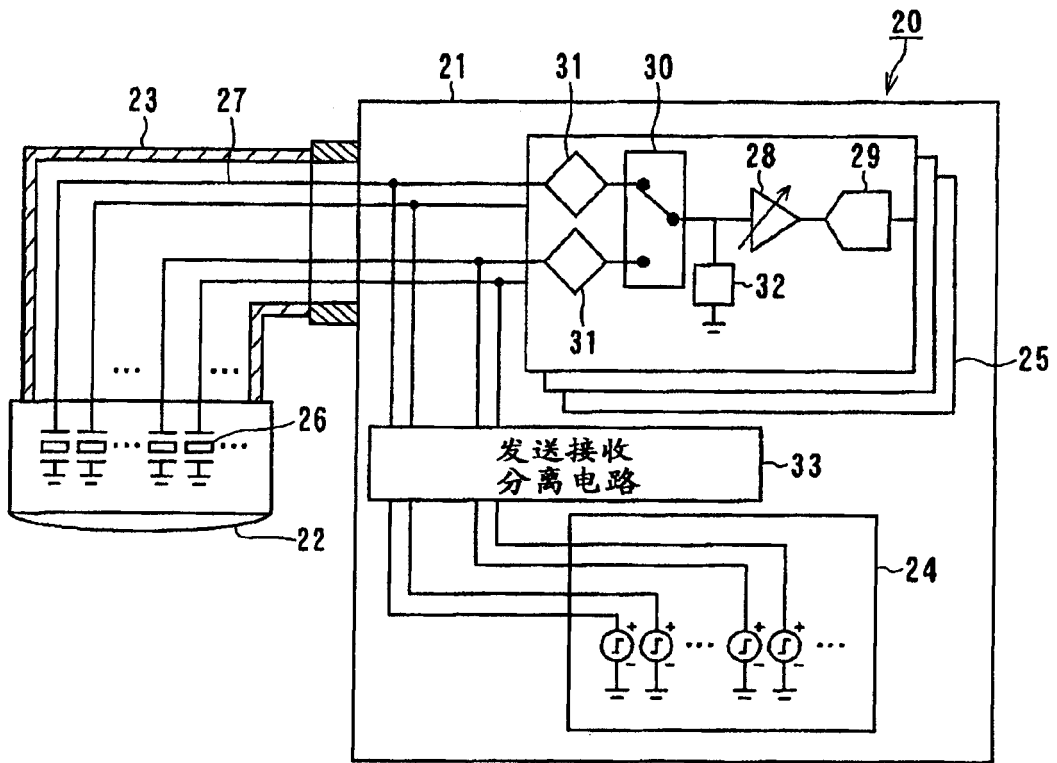


图1

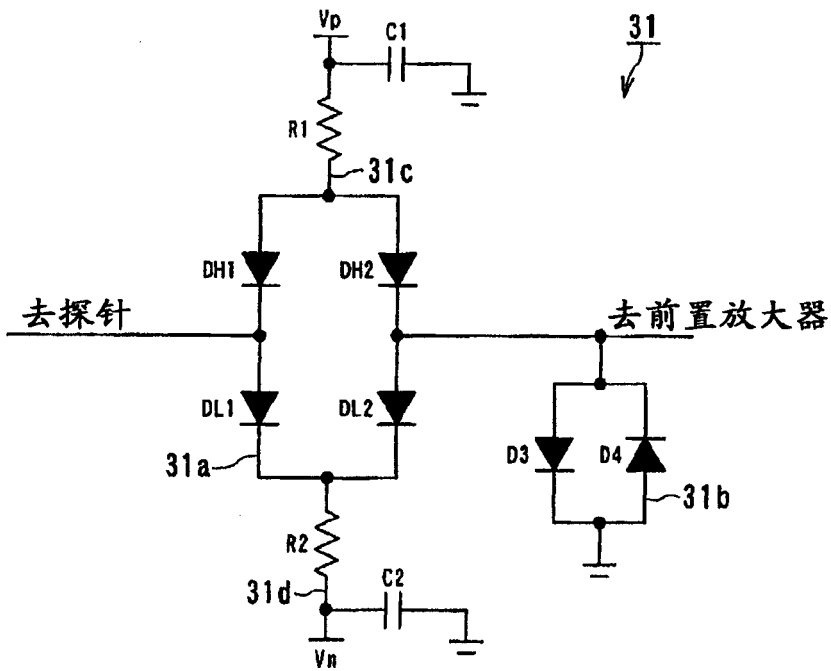


图2

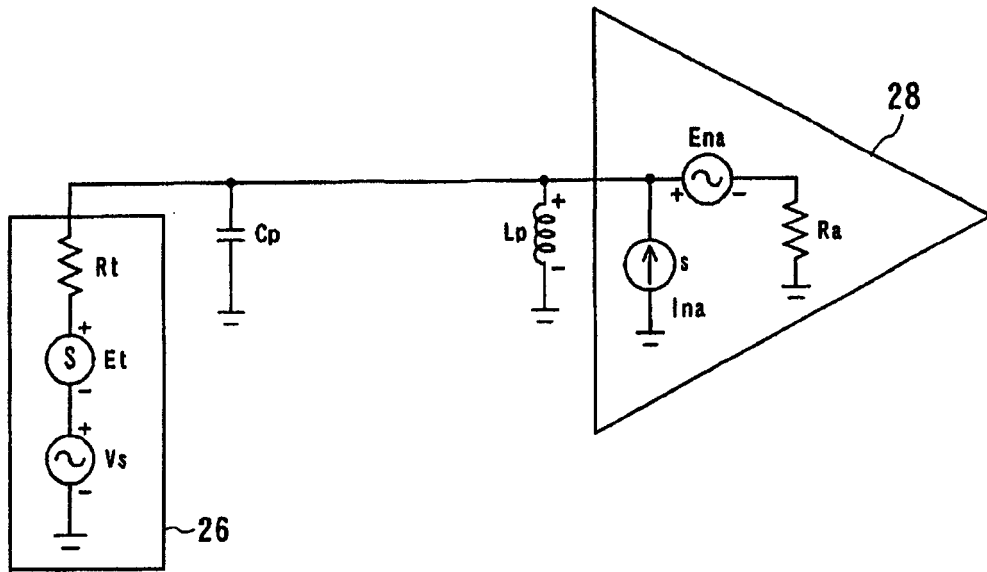


图 3

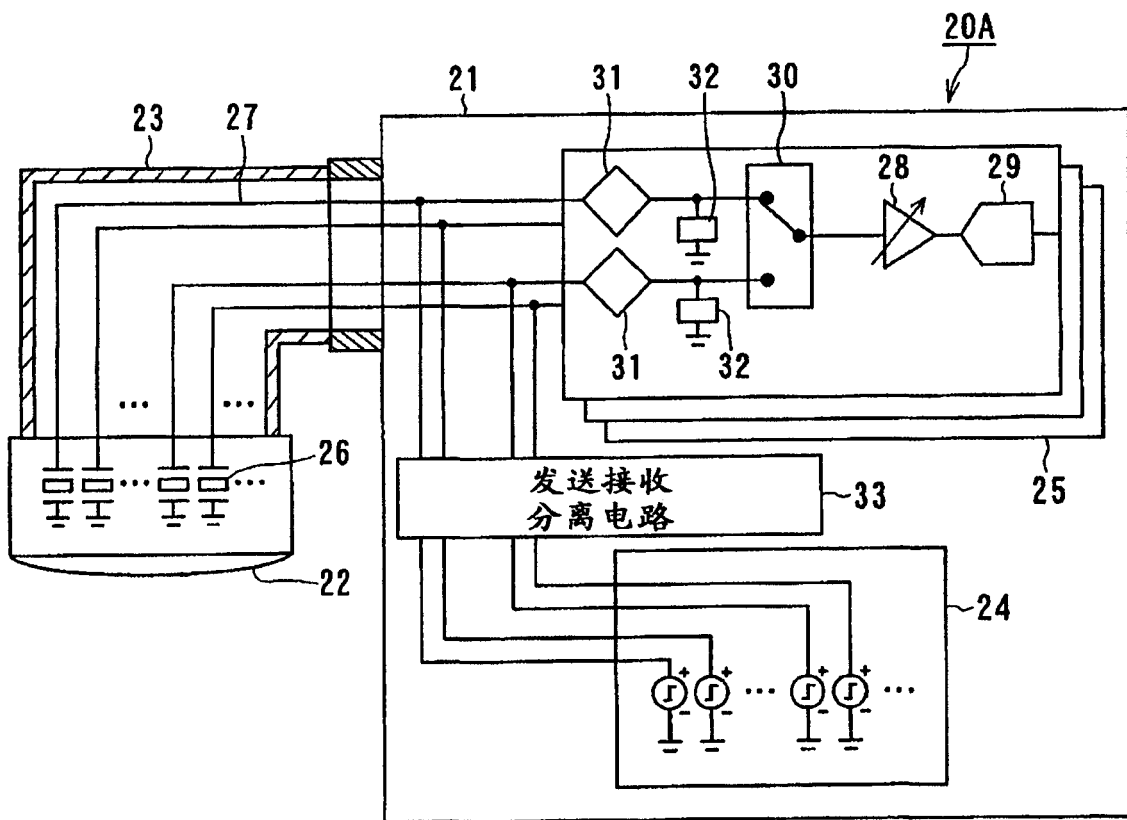


图 4

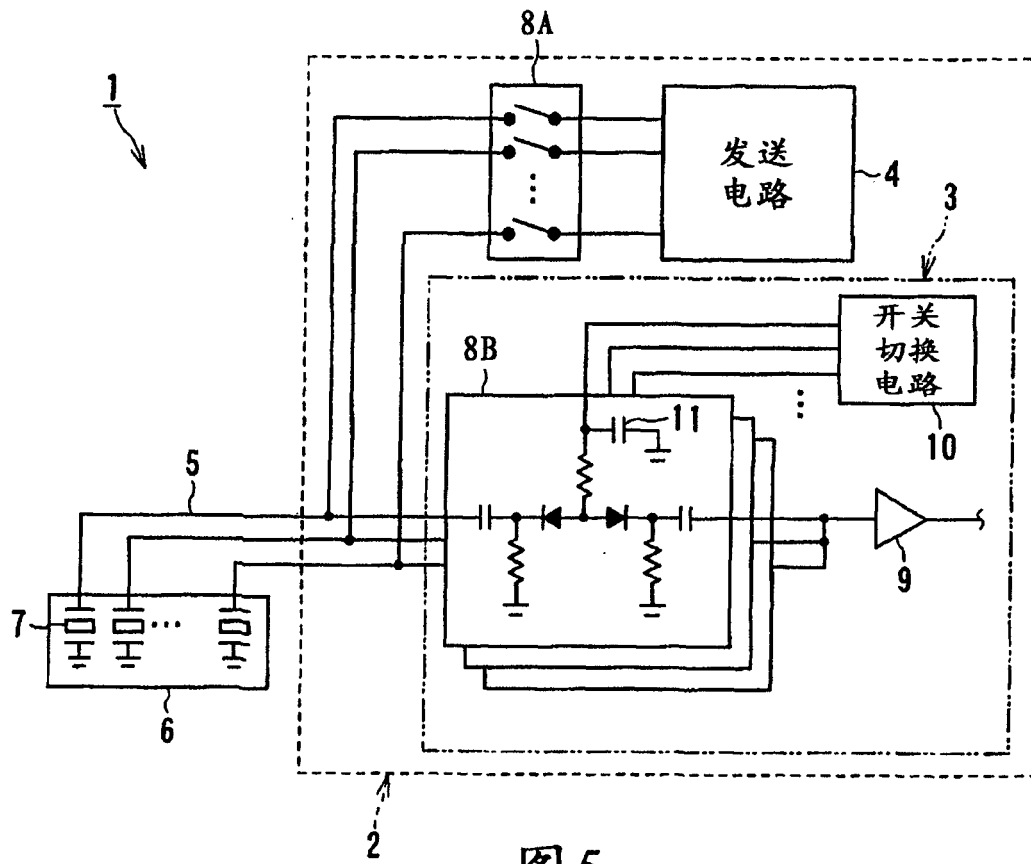


图5
现有技术

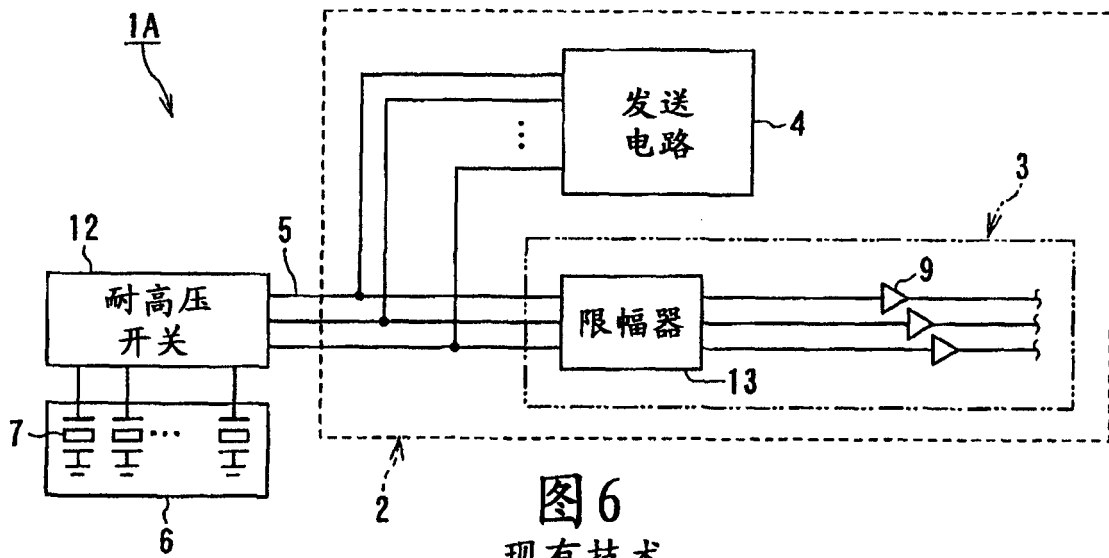


图6
现有技术

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN1751662A	公开(公告)日	2006-03-29
申请号	CN200510106384.6	申请日	2005-09-22
[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		
发明人	龟石涉		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/00		
CPC分类号	G01S15/8909 G01S7/52079 G01S7/52025		
代理人(译)	许海兰		
优先权	2004275684 2004-09-22 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，具备多个压电振子、发送电路、以及接收电路。在接收电路中，设置了：放大所述接收信号的放大器；具有对于所述发送信号的振幅大、对于所述接收信号的振幅小的阻抗的振幅限制电路；以及切换将通过了所述振幅限制电路的所述接收信号引到所述放大器的通道，并且具有对于比所述发送信号的振幅小、比所述接收信号的振幅大的振幅的耐压特性的模拟开关。

