



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110403629 A

(43)申请公布日 2019.11.05

(21)申请号 201910222493.6

(22)申请日 2019.03.22

(30)优先权数据

2018-086644 2018.04.27 JP

(71)申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 五十岚丰 梶山新也 中村洋平

今川健吾 网野和宏 岩下贵之

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司

公司 11243

代理人 金成哲 宋春华

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

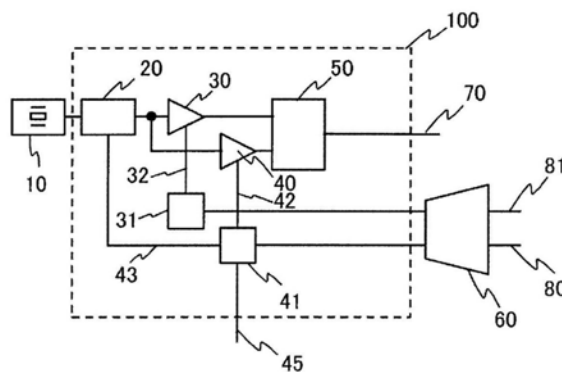
权利要求书2页 说明书9页 附图8页

(54)发明名称

超声波诊断装置及用于该超声波诊断装置的探头

(57)摘要

本发明提供超声波诊断装置及探头。超声波诊断装置具有向诊断部位发送超声波并接收反射波即接收信号的探头，且基于接收信号得到诊断所需信息，探头具有：多个振子；与多个振子分别对应的多个低杂音放大电路；及单差动变换器，将随着时间的经过而上升的控制信号变换成随着时间的经过而上升的第一偏置信号和随着时间的经过而下降的第二偏置信号，并控制多个低杂音放大电路，低杂音放大电路具备：使来自振子的电信号衰减的衰减器；将衰减器的输出信号通过第一偏置信号以随着时间的经过而逐渐增大的方式放大的第一放大电路；将衰减器的输出信号通过第二偏置信号以随着时间的经过而逐渐缩小的方式放大的第二放大电路；及对第一和第二放大电路的输出进行减法运算的减法器。



1. 一种探头,其用于超声波诊断装置,该超声波诊断装置具有向诊断部位发送超声波并接收作为其反射波的接收信号的上述探头,且基于该接收信号得到诊断所需的信息,

上述探头的特征在于,

上述探头具有:多个振子;与该多个振子分别对应的多个低杂音放大电路;以及单差动变换器,该单差动变换器将随着时间的经过而上升的控制信号变换成随着时间经过而上升的第一偏置信号和随着时间经过而下降的第二偏置信号,并控制上述多个低杂音放大电路,

上述低杂音放大电路具备:

使来自上述振子的电信号衰减的衰减器;

将上述第一偏置信号设为偏置,将上述衰减器的输出信号以随着时间经过而逐渐增大的方式放大的第一放大电路;

将上述第二偏置信号设为偏置,将上述衰减器的输出信号以随着时间经过而逐渐缩小的方式放大的第二放大电路;以及

对上述第一放大电路的输出和上述第二放大电路的输出进行减法运算的减法器。

2. 根据权利要求1所述的探头,其特征在于,

动作期间中,上述第一偏置信号始终比上述第二偏置信号大。

3. 根据权利要求1或2所述的探头,其特征在于,

使用上述第二偏置信号,使上述衰减器的衰减度随着时间经过而变小。

4. 根据权利要求1所述的探头,其特征在于,

具有定电流生成电路,该定电流生成电路通过利用定电流对电容充电而生成上述控制信号。

5. 根据权利要求4所述的探头,其特征在于,

上述定电流生成电路具备对电容放电的功能、固定为电源电压的功能。

6. 根据权利要求4所述的探头,其特征在于,

上述定电流生成电路具备能够将电容断开的功能。

7. 根据权利要求4所述的探头,其特征在于,

上述定电流生成电路具备能够改变对电容充电的定电流值的功能。

8. 根据权利要求1所述的探头,其特征在于,

上述第一偏置信号在时间经过中恒定。

9. 根据权利要求1所述的探头,其特征在于,

上述单差动变换器能够通过改变上述第二偏置信号而改变增益。

10. 根据权利要求1所述的探头,其特征在于,

将断开上述衰减器而不衰减的信号供给至上述第一放大电路及上述第二放大电路。

11. 根据权利要求1所述的探头,其特征在于,

能够将上述第一放大电路及上述第二放大电路作为固定增益放大器使用。

12. 根据权利要求1所述的探头,其特征在于,

上述第一放大电路及上述第二放大电路是第一共源共栅连接及第二共源共栅连接的差动放大电路,通过将各自的输出的极性切换连接而实现上述减法器。

13. 根据权利要求12所述的探头,其特征在于,

上述第一偏置信号及上述第二偏置信号分别为上述第一共源共栅连接及上述第二共源共栅连接的差动放大电路的尾电流源。

14. 根据权利要求12或13所述的探头, 其特征在于,  
上述衰减器是通过将电阻和晶体管串联连接而成的。

15. 根据权利要求14所述的探头, 其特征在于,  
共享上述第二共源共栅连接的差动放大电路的尾电流源的偏置电压和构成上述衰减器的晶体管的偏置电压。

16. 根据权利要求1所述的探头, 其特征在于,  
上述单差动变换器和上述多个低杂音放大电路由一个半导体电路构成, 通过上述单差动变换器, 利用上述第一偏置信号和上述第二偏置信号共通地控制上述多个低杂音放大电路。

17. 根据权利要求16所述的探头, 其特征在于,  
搭载多个上述半导体电路,  
在上述多个半导体电路共用上述控制信号。

18. 一种超声波诊断装置, 具有: 向诊断部位发送超声波且接收作为其反射波的接收信号的探头; 以及基于该接收信号得到诊断所需的信息的信号处理电路,

上述超声波诊断装置的特征在于,

上述探头具有: 多个振子; 与该多个振子分别对应的多个低杂音放大电路; 以及单差动变换器, 该单差动变换器将随着时间的经过而上升的控制信号变换成随着时间经过而上升的第一偏置信号和随着时间经过而下降的第二偏置信号, 并控制上述多个低杂音放大电路,

上述低杂音放大电路具备:

使来自上述振子的电信号衰减的衰减器;

将上述第一偏置信号设为偏置, 将上述衰减器的输出信号以随着时间经过而逐渐增大的方式放大的第一放大电路;

将上述第二偏置信号设为偏置, 将上述衰减器的输出信号以随着时间经过而逐渐缩小的方式放大的第二放大电路; 以及

对上述第一放大电路的输出和上述第二放大电路的输出进行减法运算的减法器。

## 超声波诊断装置及用于该超声波诊断装置的探头

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置。

### 背景技术

[0002] 面向超声波诊断装置的2D (Dimensional) 阵列探头由二维地配置振子的2D阵列振子和驱动2D阵列振子的2D阵列IC (Integrated Circuit) 构成。在2D阵列探头中,对于从数千到一万个元件的振子阵列,能够从约200个信号端子进行接收发送的2D阵列IC是必须的。2D阵列IC控制各振子的驱动定时,操作超声波束的接收发送方向。

[0003] 2D阵列振子的各个振子和发送接收电路(以下,记作“元件信道电路”或ECh电路)1对1连接。另外,整合N个ECh电路(N为正整数)而成的辅助信道(以下,记作“辅助信道”或SCh)和发送接收信号输入输出电缆1对1连接。“整合”的意思后面进行说明。

[0004] 为了使从2D阵列振子的各个振子发送接收的超声波束聚焦于任意的生物体内诊断部位,若设超声波的生物体内速度均匀,则ECh电路必须赋予与从合焦点至2D阵列振子的各个振子为止的距离成比例的延迟时间。对约靠近聚焦点的振子,赋予越大的延迟时间,对越远离的振子,赋予越小的延迟时间。

[0005] 接收时,将一个SCh内的全部的ECh电路输出信号相加。将其称为整相相加。将该相加信号从电缆输出至超声波诊断装置。发送时,将从超声波诊断装置发送来的信号分支到一个SCh内的全部的ECh电路,在各ECh电路对信号赋予延迟,并从各振子输出。这是“整合”的意思。

[0006] 对从该2D阵列探头接收到的信号进行处理而生成的超声波断层像的分辨率依赖于单个振子的尺寸,例如,求出200~300 $\mu$ m角的尺寸。另外,还依赖于ECh电路的延迟电路能够设定的延迟时间分辨率。超声波断层像的视野角依赖于ECh电路的延迟电路能够设定的最大延迟时间。

[0007] 2D阵列探头是自身发送超声波并接收其反射波的系统,因此,在取得接近体表的部位的图像时,接受因骨等的反射而引起的强声压的影响。若将2D阵列IC的接收系、尤其是初级LNA(低噪音放大电路)以即使强声压也不饱和的方式进行电平设计,则增益变小且噪音特性变差,因此深部图像的SNR变差。因此,在非2D阵列探头的通常的超声波诊断装置中,使用根据相距接收开始的时刻经过使增益提高的系统,这被称为TGC(时间增益控制)。

[0008] 作为实现TGC电路的背景技术,具有专利文献1、专利文献2。专利文献1公开了一种超声波诊断装置,其具有超声波探头、经由超声波探头向被检体发送超声波的发送部、处理经由超声波探头从被检体接收到接收信号的接收部、基于接收信号生成图像的图像构成部、以及显示图像的图像显示部,接收部包括根据接收信号的信号强度使增益推移的强度对应可变衰减单元和根据接收信号的接收定时使增益推移的时间对应可变衰减单元。另外,专利文献2公开了,超声波诊断装置具备供发送经由超声波探头向被检体发送超声波信号的发送部和处理在被检体内反射而得到的接收信号的接收部,接收部具备用于防止发送信号绕至接收部的发送接收分离的发送接收切换开关部、放大接收信号的放大部、以及配

置于发送接收切换开关部与放大部之间且使接收信号衰减的衰减部。衰减部使自发送结束后起以使大振幅的来自近距离的反射信号衰减而使信号振幅小的来自远距离的信号不衰减的方式随着接收时间的经过使衰减量从大向小变化。

[0009] 现有技术文献

[0010] 专利文献

[0011] 专利文献1:日本特开2004-8684号公报

[0012] 专利文献2:日本特开2013-188421号公报

## 发明内容

[0013] 发明所要解决的课题

[0014] 专利文献1将决定使用了运算放大器的放大电路的增益的无源元件(电阻元件)的一部分变更成FET而作为可变衰减单元,但是,存在元件偏差大的课题。另外,对于将运算放大器用于2D阵列IC的LNA,未考虑到半导体上的面积、耗电过大这一点。

[0015] 另外,专利文献2在LNA的前级具有衰减单元,但控制信号的生成成为从外部电路输入。由于使用二极管,因此存在可变衰减器的衰减度偏差大的课题。另外,由于LNA的输出部的衰减单元不明确,因此存在作为TGC的增益可变范围不足的课题。

[0016] 即,搭载于2D阵列探头的TGC电路需要对从数千到1万元件的振子阵列的每一个分别具有独立的增益可变功能的LNA。但是,在专利文献1、专利文献2记载的结构中,无法使从数千到1万个LNA具有所需的增益可变功能(30dB以上)并且使各LNA的增益偏差最小,无法实现以下结构:向呈2D阵列状(矩阵状)配置的多个LNA组供给增益控制信号,且使各LNA的面积不增加地进行TGC控制的结构。

[0017] 本发明的目的为,解决上述的课题,提供实现了适于搭载至2D阵列探头的TGC电路的超声波诊断装置、及用于该超声波诊断装置的探头。

[0018] 用于解决课题的方案

[0019] 就本发明而言,鉴于上述背景技术及课题,若列举其一例,则为一种探头,其用于超声波诊断装置,该超声波诊断装置具有向诊断部位发送超声波并接收作为其反射波的接收信号的探头,且基于该接收信号得到诊断所需的信息,探头具有:多个振子;与该多个振子分别对应的多个低杂音放大电路;以及单差动变换器,该单差动变换器将随着时间的经过而上升的控制信号变换成随着时间经过而上升的第一偏置信号和随着时间经过而下降的第二偏置信号,并控制多个低杂音放大电路,低杂音放大电路具备:使来自振子的电信号衰减的衰减器;将第一偏置信号设为偏置,将衰减器的输出信号以随着时间经过而逐渐增大的方式放大的第一放大电路;将第二偏置信号设为偏置,将衰减器的输出信号以随着时间经过而逐渐缩小的方式放大的第二放大电路;以及对第一放大电路的输出和第二放大电路的输出进行减法运算的减法器。

[0020] 发明的效果

[0021] 根据本发明,能够提供实现了适于搭载至2D阵列探头的TGC电路的超声波诊断装置、及用于该超声波诊断装置的探头。

**附图说明**

- [0022] 图1是实施例1的LNA及其周边的块结构图。
- [0023] 图2是图1的时间图。
- [0024] 图3是图1的块结构图的第一电路例。
- [0025] 图4是图1的块结构图的第二电路例。
- [0026] 图5是实施例2的LNA及其周边的块结构图。
- [0027] 图6是图5的时间图。
- [0028] 图7是实施例3的在2D阵列IC安装多个LNA的情况的第一块结构图。
- [0029] 图8是实施例3的在2D阵列IC安装多个LNA的情况的第二块结构图。
- [0030] 图9是实施例3的在2D阵列探头内安装多个2D阵列IC的情况的块结构图。
- [0031] 图10是说明实施例3的从TGC开始时刻至结束时刻为止的时间可变的结构图。
- [0032] 图11是实施例4的超声波诊断装置的结构图。
- [0033] 图中:100—LNA,10—振子,20—可变衰减器,30、40—放大电路,31、41—偏置电流生成器,32、42—偏置电流,43—衰减器控制信号,45—衰减器断开指令信号,50—减法器,60—单差动变换器,80—TGC控制信号,81—增益控制信号,90—充放电电流生成器,91—定时信号,92—电容连接控制信号,BIAS1、2—偏置电压供给电路,CCHG—电容,Ichg—电流源,IC—2D阵列IC,PROBE—2D阵列探头,TD1~8—振子,SW1~8—发送接收转换开关,A1~8—LNA,D1~8—延迟电路,ADD1~2—加法电路,CBUF1~2—缓冲电路,IBUF—缓冲电路,IC1~N—2D阵列IC ( $M \leq N$ ),CCHG1~L—电容 ( $K \leq L$ ),TDG1~N—振子组 ( $M \leq N$ ),U10、U11—2D阵列探头,U20、U21—电缆,U30、U31—接线箱,U40—探针选择器,U311—探针转换开关,U120、U121—放大器,U51—数模变换器,U320—开关,U54—模数变换器,U60—信号处理电路,U70—操作面板,U80—显示器,U90—主体装置,U1100、U1101—2D阵列IC,U200、U201—整合层,U210、U211—声透镜。

**具体实施方式**

- [0034] 以下,使用附图,对本发明的实施例进行说明。
- [0035] **【实施例1】**
- [0036] 图1是本实施例的LNA及其周边的块结构图,构成TGC电路。图1中,100是LNA,10是振子,60是单差动变换器。另外,LNA100由可变衰减器20、放大电路30、40、偏置电流生成器31、41、减法器50构成,32、42是偏置电流,43是衰减器控制信号,45是衰减器断开指令信号,70是LNA的输出,80是TGC控制信号,81是增益控制信号。另外,图2表示图1中的TGC控制信号80、偏置电流32、42、LNA增益的时间图。
- [0037] 以下,使用图1、图2说明LNA100的动作。图1中,由振子10从超声波变换成电信号的信号来自未图示的发送电路的大振幅信号经由用于保护LNA100的未图示的发送接收转换开关输入至可变衰减器20。可变衰减器20根据衰减器控制信号43的电平使电信号衰减。衰减后的电信号输入放大电路30、40。
- [0038] 放大电路30被供给来自偏置电流生成器31的偏置电流32,放大电路40被供给来自偏置电流生成器41的偏置电流42。偏置电流生成器41还能够根据衰减器断开指令信号45将可变衰减器20的衰减功能断开。即,能够根据衰减器断开指令信号45将未衰减的信号供给

至放大电路30、40。使用TGC功能时,可变衰减器20始终接通(进行如下动作:利用后述的单元,在TGC结束时,即使不使用衰减器断开指令信号45也能够使可变衰减器20断开)。放大电路30、40的输出信号通过减法器50进行减法运算,并通过输出70而输出。

[0039] TGC控制信号80是如图2(a)所示地从要开始TGC的时刻逐渐上升的斜升信号。如图1所示,TGC控制信号80通过单差动变换器60成为差动信号,并输入偏置电流生成器31、41。输入了该差动信号的偏置电流生成器31、41生成图2(b)所示的偏置电流32、42。偏置电流42设计为,从要开始TGC的时刻(TGC控制信号80开始斜升的时刻)到结束时刻,始终为比偏置电流32小的值。这是为了防止在减法器50对放大电路30和40的输出信号进行减法运算时信号的极性反转。

[0040] 图1中的增益控制信号81通过使偏置电流42的TGC开始时的电流值变化而实现LNA100的增益可变功能。如图2(c)所示,LNA100的增益由偏置电流32与偏置电流42的差决定,因此根据要设定的增益可变范围,通过使偏置电流42的大小变化(如图2(b)、(c)所示的箭头那样改变偏置电流42)来进行增益改变。能够不对2D阵列IC的应配置成矩阵状的LNA100主体追加部件而实现增益可变功能。

[0041] 另一方面,由于偏置电流32在TGC开始时比TGC结束时小,所以放大电路30的增益低。TGC开始时来自振子10的电信号的电平高,因此将LNA100的增益设定得低,防止电路饱和。另外,TGC开始时电信号电平高,因此相比提高SNR,进行放大电路30的低噪音化,成为用于防止饱和的设定。另外,即使将可变衰减器20的期望衰减度设为低的值,也能够实现期望的增益可变幅度,因此能够削减可变衰减器的电路面积。不言而喻,如图2(D)所示,即使采用偏置电流32恒定而不可变的偏置电压方式,也能够实现LNA100的增益可变功能,但是耗电增加。若为本实施例,能够使TGC开始时和结束时的LNA100的耗电大致恒定。

[0042] 放大电路30、40基本上将同一电路通过半导体技术制造于同一芯片上,但是,在如后述地,与从具有不同的工艺偏差的其它批次取得的芯片组合而安装于2D阵列探头的情况下,增益也具有工艺偏差依赖性。若是放大电路30的增益低至3dB的工艺,则放大电路40的增益也低至大致3dB。即,

[0043] LNA100的输出信号振幅

[0044]  $= (\text{放大电路30的增益} + \text{放大电路30的增益的工艺误差}) \times \text{输入信号振幅} - (\text{放大电路40的增益} + \text{放大电路40的增益工艺误差}) \times \text{输入信号振幅}$

[0045]  $\approx (\text{放大电路30的增益} - \text{放大电路40的增益}) \times \text{输入信号振幅}$ 。

[0046] 因此,将这些输出信号通过减法器50进行减法运算后的输出信号的电平的工艺偏差依赖性小。

[0047] 图3是图1的块结构图的第一电路例。图3中,对进行与图1相同的动作的部分标注与图1相同的符号,并省略其说明。图3中,VDD是电源电压,M编号是MOSFET,R编号是电阻,C编号是电容,SW编号是开关,IR编号是电流源,BIAS1、2是偏置电压供给电路。

[0048] 图3中,可变衰减器20仅由R201构成,通过与后述的M412的串联连接实现衰减度的可变功能。

[0049] 放大电路30是由M301和M302构成的差动放大电路,且被供给来自M311构成的偏置电流生成器31的偏置电流32。M311是放大电路30的尾电流源。放大电路40是由M401和M402构成的差动放大电路,且被供给来自M411构成的偏置电流生成器41的偏置电流42。

M411是放大电路40的尾电流源。

[0050] M301和M302、M401和M402的栅极偏置电压通过BIAS1经由R3、R4而供给。使来自振子10的信号通过可变衰减器20衰减后的信号经由C1输入M301和M401的栅极。另外，M302和M402的栅极通过C2而交流地接地。

[0051] 放大电路30、40的输出电流信号通过减法器50进行减法运算，并从输出70输入。

[0052] 减法器50并非使放大电路30、40的输出电流信号直接成为交叉耦合连接(反转极性进行电流相加的连接)来实现减法运算功能，而是使将从BIAS2供给的栅极偏置电压经由M501~504共源共栅化后的MOSFET组输出电流成为交叉耦合连接，实现减法运算功能。放大电路40在TGC结束时断开，通过共源共栅化防止了经由以外的寄生电容对放大电路30施加正反馈。

[0053] 放大电路30、40的输出电流信号被交叉耦合连接，由此因大信号输入而引起的大信号输出振幅也极性反转进行相加，从而能够防止电路的饱和。

[0054] TGC控制信号80通过由M601~604、R601、IR601~604构成的单差动变换器成为差动信号电流，并供给至M605、M606。M606和M311、M605和M411分别为电流镜电路。因此，就通过单差动变换电路60成为差动信号电流的偏置电流而言，在偏置电流生成器31，与M606的电流成比例的电流通过M311变换成偏置电流32，在偏置电流生成器41，与M605的电流成比例的电流通过M411变换成偏置电流42。从而，图3的电路例中，偏置电流生成器31、41也生成图2(b)所示的偏置电流32、42。

[0055] 另外，M411和M412的栅极电压均从M605供给。因此，通过M412，变换成与偏置电流42同样的随着时间经过变小的衰减器控制信号43，可变衰减器20通过R201与M412的串联连接实现衰减度随着时间经过变小的可变功能。即，通过振子10的输出阻抗及未图示的发送接收转换开关的接通电阻、R201以及M412对信号进行分压，能够控制衰减器的衰减度。

[0056] 另外，M411和M412的栅极电压均从M605供给，因此，在M411的栅极电压为接地电平，偏置电流42为零，且放大电路40断开时，同时M412的栅极电压也成为接地电平。由此，通过R201与M412的串联电阻决定衰减度的可变衰减器20断开，在TGC结束时，LNA100作为以放大电路30单体动作的高增益、低杂音的放大电路而动作。

[0057] 图4是图1的块结构图的第二电路例。图4中，对进行与图3相同的动作的部分标注与图1相同的符号，并省略其说明。图4中，与图3不同的点为通过增益控制信号81实现LNA100的增益可变功能。

[0058] 图4中，TGC控制信号80通过由M601~604、R601、IR601~604构成的单差动变换器成为差动信号电流，并供给至M607、M608。

[0059] M607和M609、M608和M610分别为电流镜电路。M608和M609的漏极电流的比为常数，如图4下方的辅助图所示地，M609能够通过开关转换尺寸不同的MOSFET阵列，并且通过增益控制信号81改变流通于M607的漏极电流和流通于M609的漏极电流的比。

[0060] 增益控制信号81通过改变偏置电流42的TGC开始时的电流值实现LNA100的增益可变功能。LNA100的增益由偏置电流32与偏置电流42的差决定，因此根据要设定的增益可变范围，改变偏置电流42的大小，由此进行增益改变。由此，能够不对2D阵列IC的应配置呈矩阵状的LNA100主体追加部件而实现增益可变功能。

[0061] M610的漏极电流通过由M612和M614构成的电流镜电路供给至M606，M609的漏极电

流通过由M611和M613构成的电流镜电路供给至M605。

[0062] 如以上那样,根据本实施例,能够实现对从数千到1万个元件的振子阵列的每一个分别具有一个独立的偏差小的增益可变功能的LNA,而且,能够在将它们配置成多个2D阵列状的基础上抑制电路尺寸,并且进行TGC控制,能够提供具备提高了附近、深部两诊断图像的SNR的2D阵列探头的超声波诊断装置。

[0063] **【实施例2】**

[0064] 图5是本实施例的LNA及其周边的块结构图,构成TGC电路。图5中,对与图1同样的功能部分标注相同的符号,并省略其说明。图5中,与图1不同的点在于,追加了TGC控制信号80的生成电路。

[0065] 图5中,连接充放电电流生成器90和电容CCHG,从其连接点生成TGC控制信号80。

[0066] 在充放电电流生成器90中, $I_{chg}$ 是电流源, $V_{ref}$ 是电源,根据MODECTL信号,具有向电容CCHG流通定电流的模式、和使TGC控制信号80成为高电平(电源电位)或低电平(接地电位)的模式。另外,在向电容CCHG流通定电流的模式下,根据定时信号91决定向电容CCHG流通定电流的定时。另外,电流源 $I_{chg}$ 能够改变定电流值。

[0067] 图6表示图5中的定时信号91、TGC控制信号80、偏置电流32、偏置电流42、LNA增益的时间图。图6(a)表示根据MODECTL信号,向电容CCHG流通定电流的模式,图6(b)表示使TGC控制信号80成为高电平的模式,图6(c)表示使TGC控制信号80成为低电平的模式。

[0068] 首先,在图6(a)的向电容CCHG流通定电流的模式下,从TGC开始时刻起使定时信号91上升,由此电流源 $I_{chg}$ 被连接,从TGC开始时刻向电容CCHG流通定电流,从而作为TGC控制信号80,能够生成图6(a)所示那样的斜升波形。TGC控制信号80的斜升波形通过用于使充放电电流生成器90动作的电源电压饱和,在此为TGC结束时刻,LNA100成为最大增益。在接收结束,并进行接下来的TGC动作的情况下,放出CCHG的电荷。

[0069] 在为不使用脉冲多普勒等TGC的诊断模式的情况下,充放电电流生成器90的电流输出断开,转换作为TGC控制信号80输出高电平(电源电位)还是低电平(接地电位)的模式。若为高电平,则如图6(b)所示地,LNA100成为最大增益,作为固定增益放大器动作。另外,若为低电平,则如图6(c)所示地,放大电路40接通,因此LNA100成为低的增益,作为固定增益放大器动作。但是,即使在低电平下,通过根据增益控制信号81改变偏置电流42的大小,也能够改变增益。

[0070] **【实施例3】**

[0071] 图7是在本实施例的2D阵列IC安装多个在实施例1、2说明的LNA的情况的第一块结构图。图7中,对与图1、图5相同的功能部分标注相同的符号,并省略其说明。图7中,IC是2D阵列IC,PROBE是2D阵列探头,TD1~8是振子,SW1~8是发送接收转换开关,A1~8是LNA,D1~8是延迟电路,ADD1~2是加法电路,CBUF1~2是缓冲电路,进一步地,具备电缆和主体装置。

[0072] 图7中,在2D阵列探头PROBE中,如左侧的振子TD1~8那样,振子配置成矩阵状。图7中为在长轴方向上四个、在短轴方向上两个,共计八个的排列。对于振子TD1~8的每一个,安装于2D阵列IC的独立的发送接收电路各通过一条路径对应。

[0073] 图7中,未图示的发送电路、发送接收转换开关SW、LNA、延迟电路D对应于独立的发送接收电路。

[0074] 通过振子TD1从超声波转换成电信号而得到的信号经由用于保护LNA远离来自未图示的发送电路的大振幅信号的发送接收转换开关SW1(接收时接通,以低电阻连接)输入至LNA-A1。根据该信号LNA-A1,利用在实施例1、2所说明的TGC单元避免饱和,并且尽可能地使SNR不劣化地放大,并输入至延迟电路D1。通过延迟电路D1,被进行期望的时间延迟,并输入至加法电路ADD1。

[0075] 通过振子TD2~4从超声波转换成电信号而得到的信号也同样地通过各个LNA-A、延迟电路D而输入至加法电路ADD1。加法电路ADD1将这些信号相加,通过缓冲电路CBUF1进行电放大,驱动电缆并输送至主体装置。

[0076] 发送时,未图示的加法电路ADD1向延迟电路D1~D4分支相同的发送信号。分支处的信号通过延迟电路D1~D4进行期望的时间延迟,经由未图示的发送电路而驱动各自连接的振子。发送时,用于保护LNA-A远离来自发送电路的大振幅信号的发送接收转换开关断开,以高电阻与LNA-A连接。在使用高击穿电压晶体管构成的发送电路与振子之间尤其不设置开关。振子TD5~8的电信号也同样地处理。

[0077] 对延迟电路D1~D8设定的延迟时间例如如下设定:计算从成为某目标的聚焦点至振子组的中心为止的距离,使配置为最短的距离的发送接收电路在最晚的时刻进行发送接收。即,使用2D阵列IC,进行模拟透镜动作。

[0078] 衰减器断开指令信号45使LNA-A的可变衰减器衰减功能关闭,但在八条路径的发送接收电路中共用。

[0079] TGC控制信号80是如图6(a)所示地从要开始TGC的时刻逐渐上升的信号。TGC控制信号80通过单差动变换器成为差动信号,并输入LNA-A的偏置电流生成器,但在八条路径的发送接收电路中共用。

[0080] 如图3、4所说明地,M606和M311、M605和M411分别为电流镜电路。因此,在图7中,配置八个LNA-A,同时各自的M311的栅极、M411的栅极短路。由此,能够在LNA-A1~8的放大电路30、40流通相同的电流。也就是,能够对八个LNA通过两根配线进行TGC控制。

[0081] 增益控制信号81通过改变LNA-A1~8的放大电路40的TGC开始时的电流值实现LNA-A的增益可变功能。由于能够不对LNA-A1~8追加部件而实现增益可变功能,因此能够削减各LNA的硅面积。

[0082] 图8是与图7同样地在本实施例的2D阵列IC安装多个在实施例1、2所说明的LNA的情况的第二块结构图。图8中,对与图7相同的功能部分标注相同的符号,并省略其说明。

[0083] 图8中,IBUF是缓冲电路,TGC控制信号80通过单差动变换器60成为差动信号,并输入至LNA-A的偏置电流生成器,但差动信号通过缓冲电路IBUF从差动电压向差动电流变换一次,且再次作为差动电压输出。LNA-A至偏置电流生成器的输入电压在输入缓冲电路IBUF的前后不变,具有减轻长距离布线的影响的作用。

[0084] 图8中,将沿左侧的振子排列的长轴方向布线的配线在四条路径的发送接收电路中共用。在图8中为八个振子,但是,在例如对在长轴方向为64个、在短轴方向为32个、合计2048个的LNA进行TGC控制的情况下,可以效仿图8,通过排列32个IBUF,通过共用仅长轴方向64个差动电压对2048个LNA通过一个TGC控制信号80进行TGC控制。

[0085] 图9是在2D阵列探头内安装多个2D阵列IC的情况的块结构图。图9中,IC1~N表示2D阵列IC( $M \leq N$ ),PROBE表示2D阵列探头,CCHG1~L表示电容( $K \leq L$ ),TDG1~N表示振子组(M

≤N)。

[0086] 振子组TDG1~N ( $M \leq N$ ) 分别由P个振子构成,且在2D阵列探头PROBE内呈矩阵状安装。例如,图9右侧表示N=6的情况。

[0087] 2D阵列IC1~N分别连接于具有同一编号的振子组TDG1~N。2D阵列IC1~N分别具有固有的工艺偏差,因此,如图5所示地,来自充放电电流生成器90的自TGC开始时刻起流通的定电流的值不同。另外,电容CCHG也具有作为独立部件的偏差。因此,若如图7、8那样从各个2D阵列IC进行与各自连接的电容CCHG的充电,则TGC开始时刻只要向2D阵列IC供给的未图示的时钟共通,就能够在N个芯片进行定时同步,但TGC结束时刻产生偏差。

[0088] 因此,图9中,必然在IC1~M共用K个CCHG,共用TGC控制信号80。从M个IC输出同一充电电流,CCHG1~K也短路而共用,由此充电电流的偏差、CCHG的偏差被平均化,能够在IC1~M缩小TGC结束时刻的偏差。ICM+1~ICN、CCHGK+1~L也同样。

[0089] 若在全部的2D阵列IC中共用CCHG,则也能够缩小2D阵列探头内的TGC结束时刻偏差,但是,在例如采用图9右侧那样的2D阵列IC配置的情况下,若连接虚线,则形成配线环,容易受电磁噪声的影响。因此,不连接虚线,进行上下二分割,通过上下三个2D阵列IC缩小TGC结束时刻的偏差。上下若干TGC结束时刻不同,但若与六个2D阵列IC中的独立的TGC控制比较,TGC结束时刻的偏差按标准偏差计,降低至 $1/\sqrt{3}$ 。

[0090] 在如图9那样在2D阵列探头内安装多个2D阵列IC的情况下,通过开关转换存在多个的电容CCHG,由此能够改变从TGC开始时刻至结束时刻的时间。图10表示用于实现该情况的块图。

[0091] 通过对充放电电流生成器90施加开关和电容连接控制信号92,能够将电容CCHG与TGC控制信号80连接、切断。由此,能够改变TGC期间。不言而喻,在2D阵列IC为一个的情况下,若设置连接电容CCHG的独立端子,则也能够实现同样的TGC期间可变功能。

#### [0092] 【实施例4】

[0093] 图11是本实施例的超声波诊断装置的结构图。图11中,U10、U11是2D阵列探头,U20、U21是电缆,U30、U31是接线箱,U40是探针选择器,U41是探针转换开关,U120、U121是放大器,U51是数模变换器,U320是开关,U54是模数变换器,U60是信号处理电路,U70是操作面板,U80是显示器,U90是主体装置,U1100、U1101是2D阵列IC,U200、U201是整合层,U210、U211是声透镜,U1000、U1001是脚轮。

[0094] 实施例3的2D阵列IC对应于U1100、U1101。主体装置U90具有两个接线箱U30、U31,两个2D阵列探头U10、U11经由电缆U30、U31连接,但不限于两根。另外,在接线箱U30、U31也可连接现有的1D阵列探头等。另外,为设有用于连接多普勒专用等特殊的探头的接线箱连接端子的装置。主体装置U90通过脚轮U1000、U1001可以在地板上自如移动。

[0095] 在电路上用探针选择器U40、探针转换开关U41转换2D阵列探头U10和2D阵列探头U11而使用。

[0096] 在2D阵列探头U10、U11的内部分别内置2D阵列IC—U1100、U1101。在2D阵列IC—U1100的安装有外部端子连接部的面连接有未图示的2D阵列振子。如以上说明地,在2D阵列探头,从数千到1万元件的振子呈阵列状安装。在2D阵列振子,为了可高效地进行超声波的发送接收,安装整合2D阵列振子和生物体的声阻抗的整合层U200、使超声波束聚焦的声透镜U210。在2D阵列U1101也同样地安装2D阵列振子、整合层U201、声透镜U211。

[0097] 放大器U121进行发送信号的放大,开关U320起到防止发送信号绕至接收系的作用,放大器U120进行接收信号的放大。信号处理电路U60是逻辑电路,将放大器U120的信号经由模数变换器U51形成数字信号而输入,进行信号处理。另外,将进行了信号处理的信号经由数模变换器U51输入至放大器U121,并经由探针选择器U40、接线箱U30、U31、电缆U20、U21将信号发送至2D阵列探头U10、U11。

[0098] 从操作面板U70进行观察患者体内的哪个部位等主体装置U90的各种操作。另外,主体装置U90具备各种诊断模式,诊断模式的转换也从操作面板U70进行。诊断模式具有B(Brightness)、PW(Pulsed Wave Doppler)、CFM(Color Flow Mapping)、STCW(Steerable CW Doppler)模式等。B模式是将从组织反射回的超声波的接收振幅强度与亮度取得对应而显示的模式,PW模式是朝向某深度反复发送超声波,并测定从该部位反射回的信号的每次反复发送的频率偏移,由此求出血流速的模式,CFM也称为彩色多普勒,是通过求出每次超声波发送的接收信号的自相关而将血流速可视化的模式。STCW模式是测定血流速的模式,但这适于快速血流速测定。PW模式下,可了解特定的位置的血流速,重叠于B模式图像而显示。CFM模式下,可了解超声波的接收束上的多个点的位置的平均速度,用于逆流等的发现。

[0099] 信号处理电路U60处理来自模数变换器U54的信号,得到上述各种模式的诊断图像。该图像显示于显示器U80。

[0100] 本实施例中的TGC电路不限于2D阵列IC,也可以用于基于1D等通常的超声波探头的超声波信号接收。另外,即使安装于装置侧而非探头,也能够实现同等的TGC功能。

[0101] 以上对实施例进行了说明,但本发明不限于上述的实施例,包括各种变形例。例如,上述的实施例是为了容易理解地说明本发明而详细地说明的例子,并非限定于必须具备说明的全部的结构。

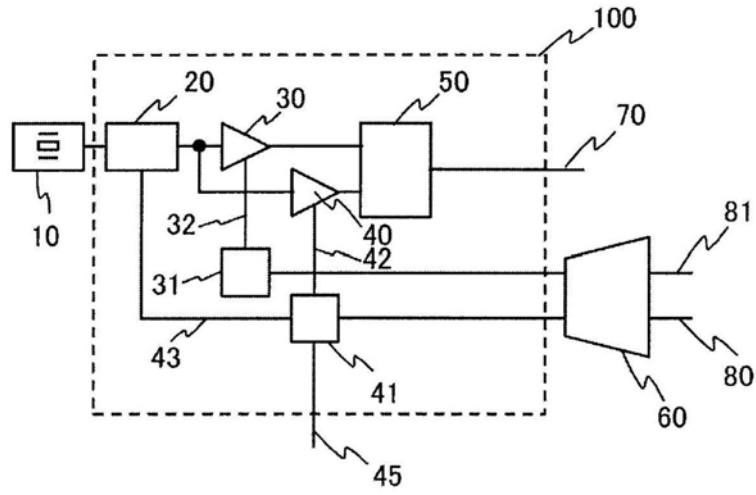


图1

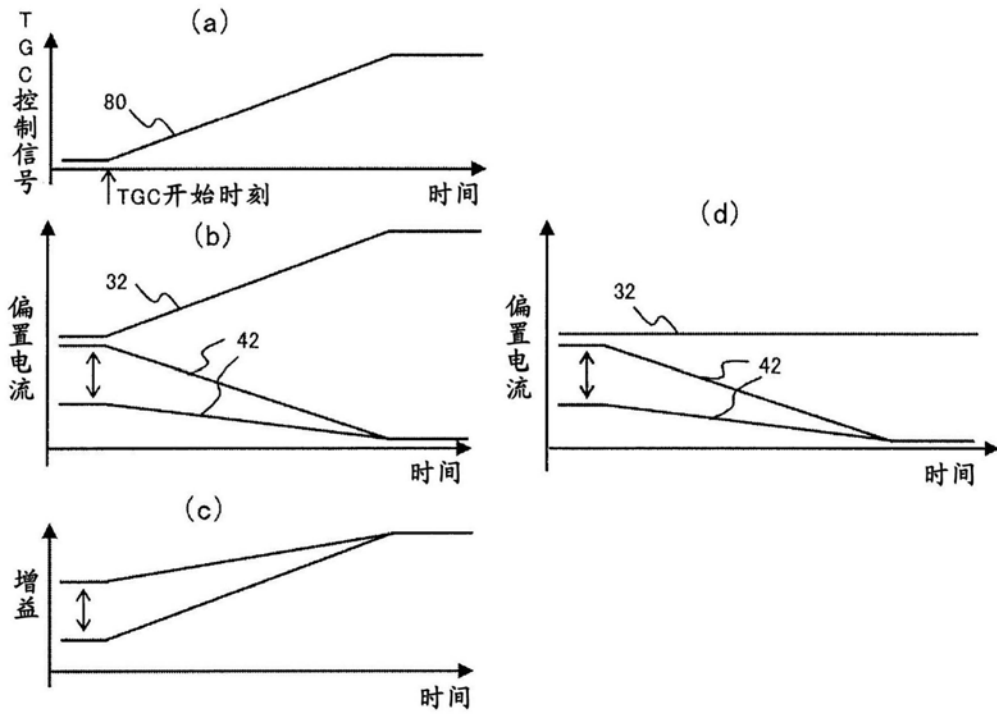


图2

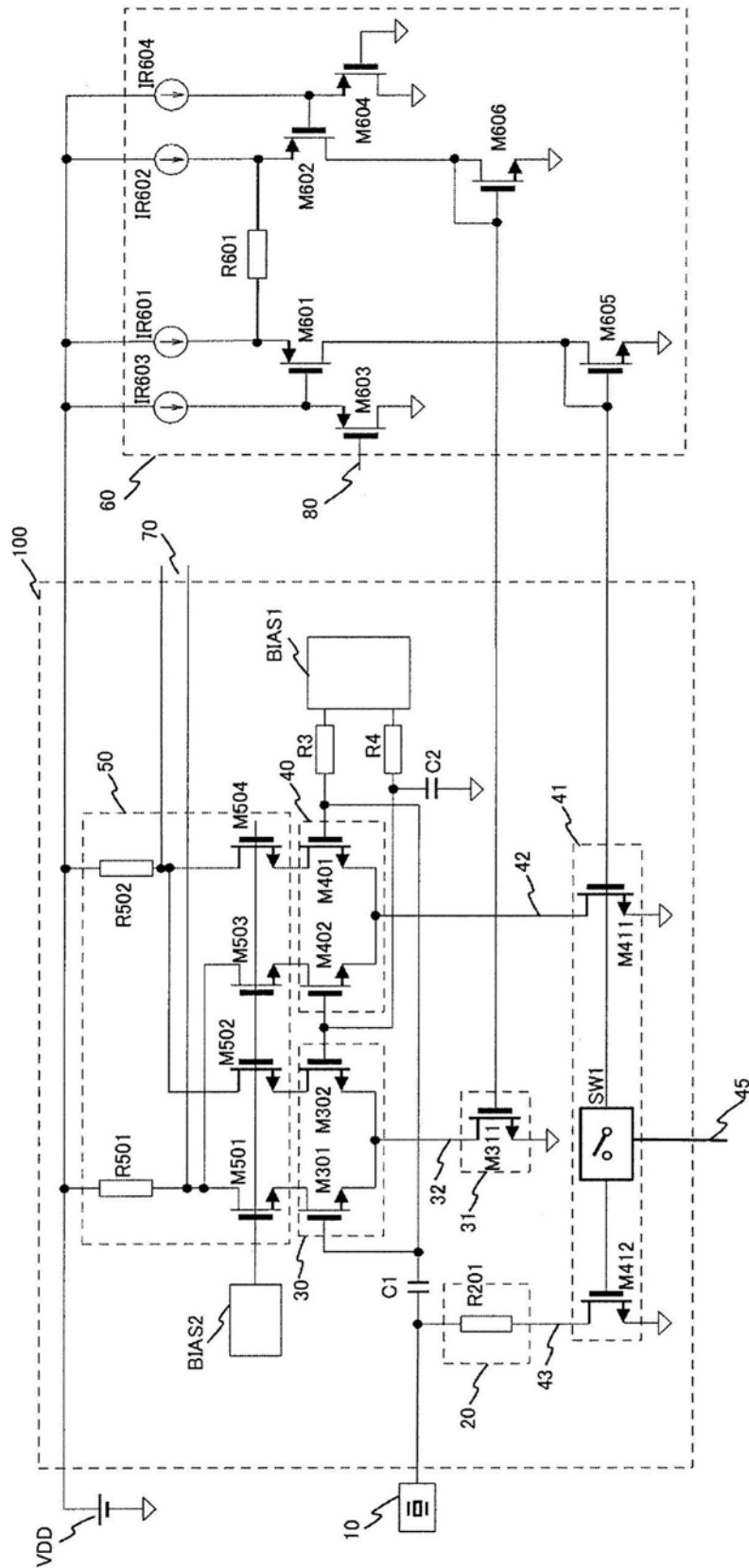


图3

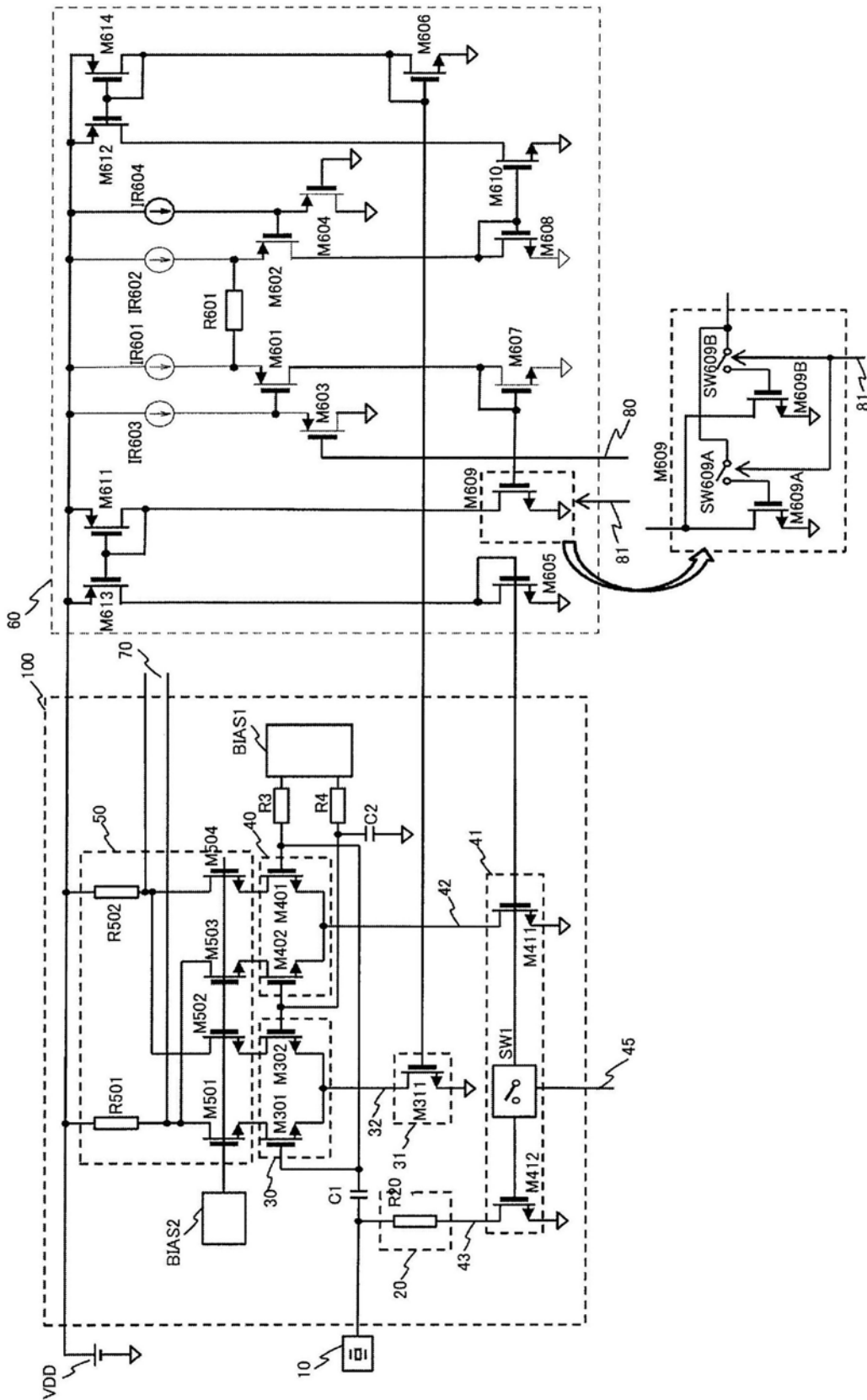


图4



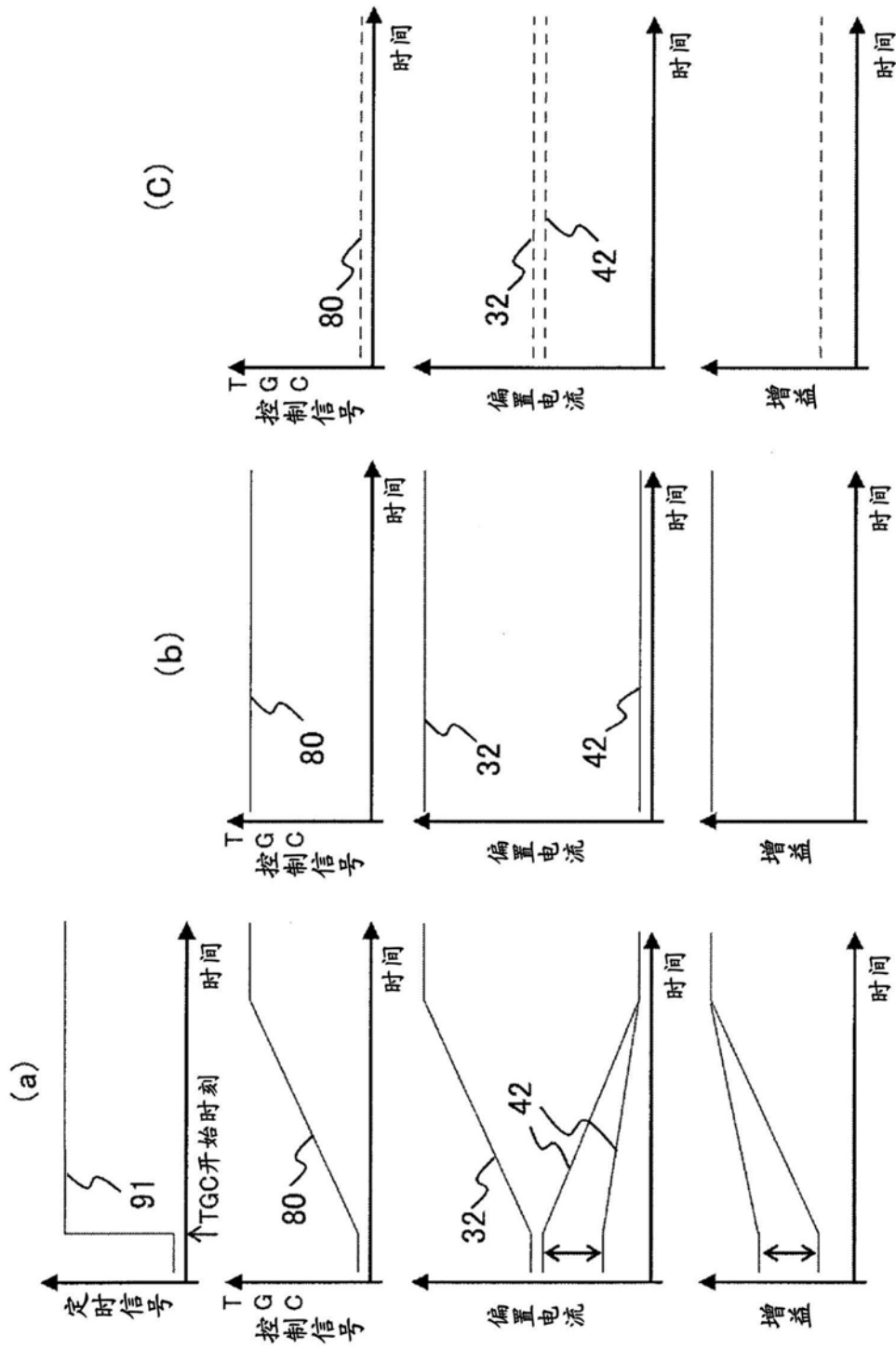


图6

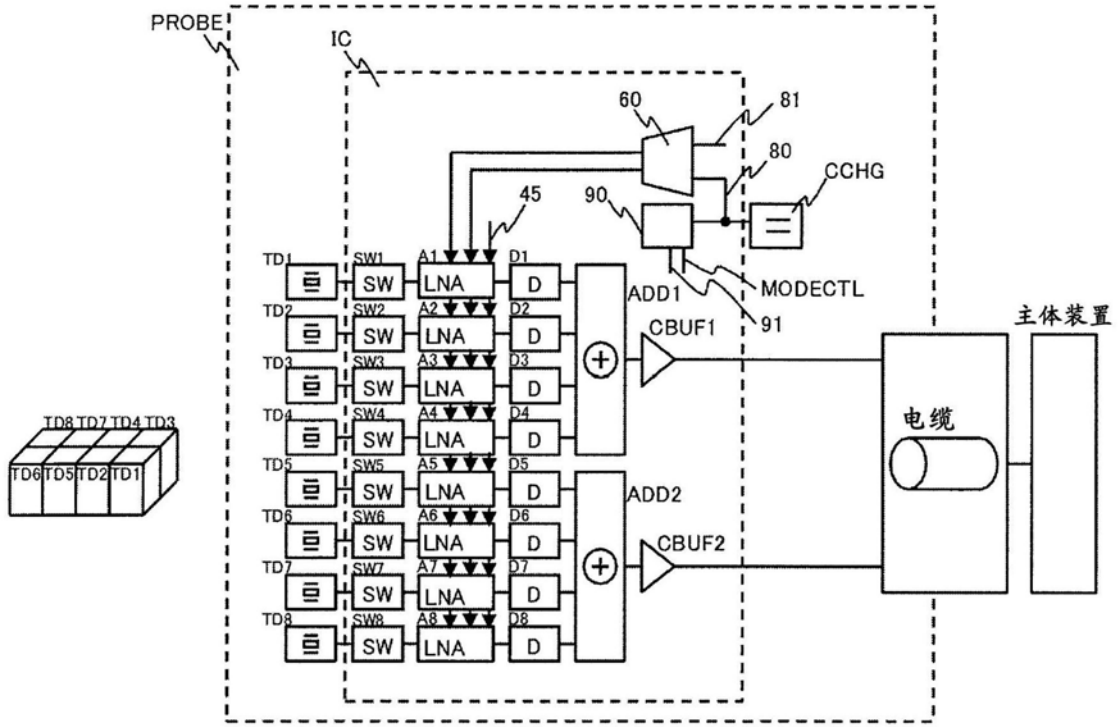


图7

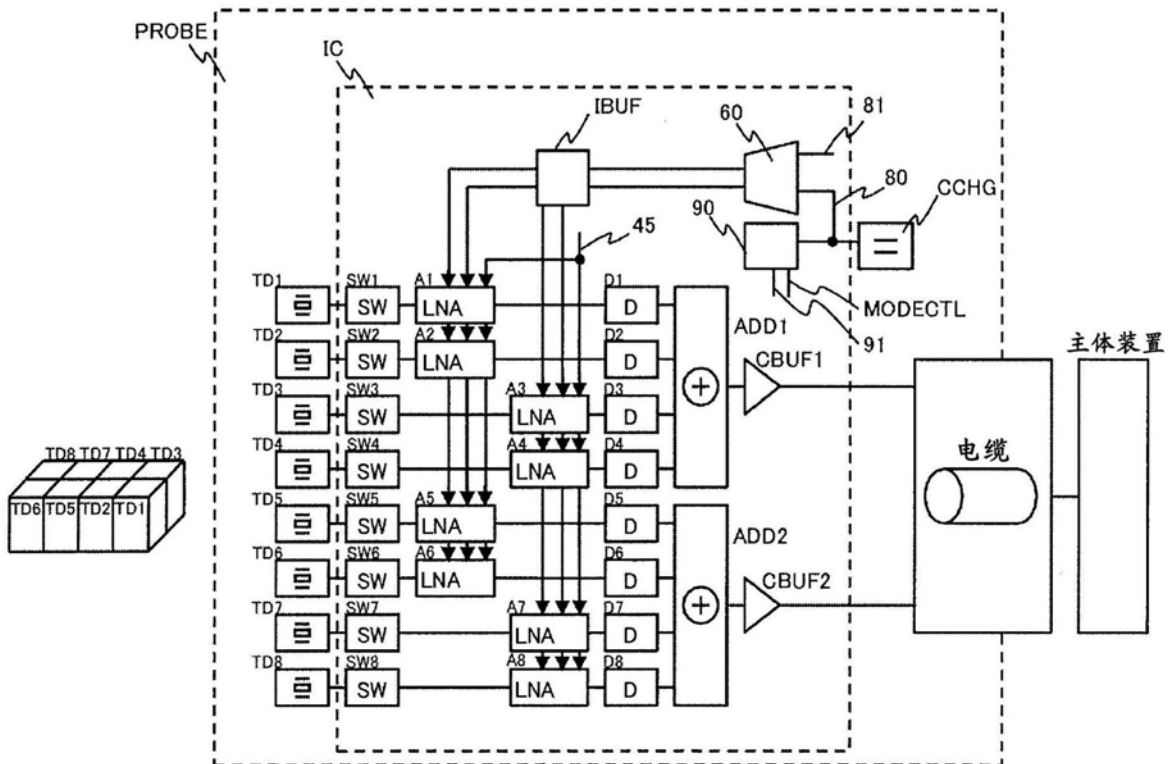


图8

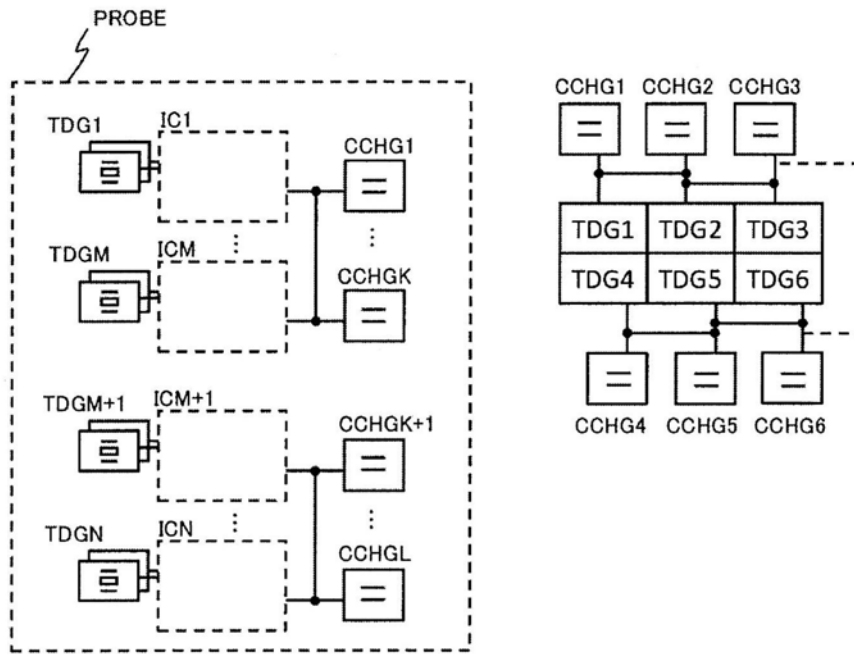


图9

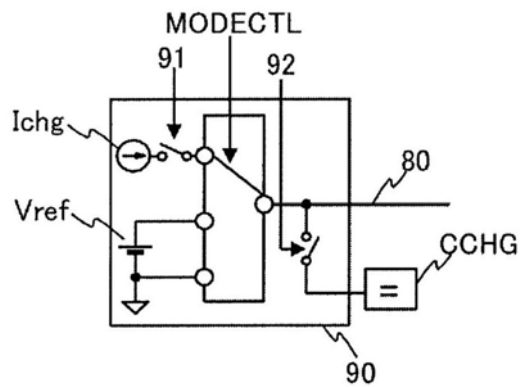


图10

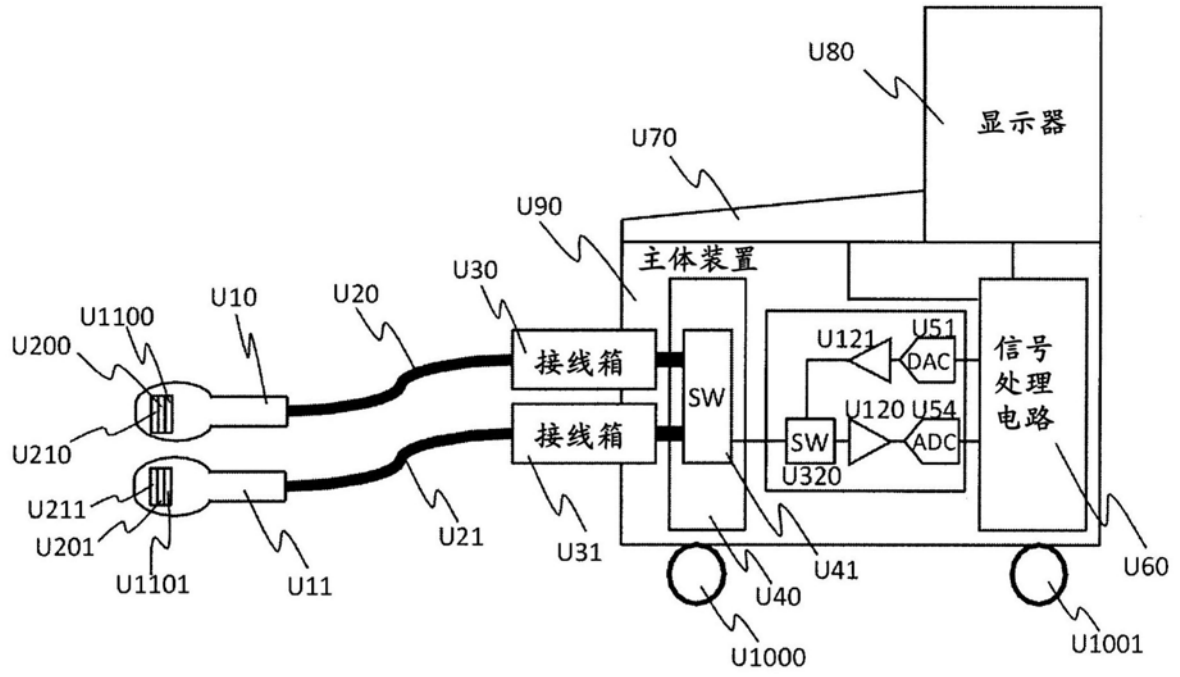


图11

专利名称(译)	超声波诊断装置及用于该超声波诊断装置的探头		
公开(公告)号	<a href="#">CN110403629A</a>	公开(公告)日	2019-11-05
申请号	CN201910222493.6	申请日	2019-03-22
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	五十岚丰 梶山新也 中村洋平 今川健吾		
发明人	五十岚丰 梶山新也 中村洋平 今川健吾 网野和宏 岩下贵之		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4444 A61B8/4483 A61B8/4494 A61B8/4405 A61B8/5207 A61B8/54 G10K11/346 H03F3/45188 H03F2200/294 A61B8/4488 A61B8/56 B06B1/0223 B06B3/00 H03F3/45273		
代理人(译)	金成哲 宋春华		
优先权	2018086644 2018-04-27 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供超声波诊断装置及探头。超声波诊断装置具有向诊断部位发送超声波并接收反射波即接收信号的探头，且基于接收信号得到诊断所需信息，探头具有：多个振子；与多个振子分别对应的多个低杂音放大电路；及单差动变换器，将随着时间的经过而上升的控制信号变换成随着时间的经过而上升的第一偏置信号和随着时间的经过而下降的第二偏置信号，并控制多个低杂音放大电路，低杂音放大电路具备：使来自振子的电信号衰减的衰减器；将衰减器的输出信号通过第一偏置信号以随着时间的经过而逐渐增大的方式放大的第一放大电路；将衰减器的输出信号通过第二偏置信号以随着时间的经过而逐渐缩小的方式放大的第二放大电路；及对第一和第二放大电路的输出进行减法运算的减法器。

