



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104812311 A

(43) 申请公布日 2015. 07. 29

(21) 申请号 201280077366. 8

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 12. 07

A61B 8/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 05. 28

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/081737 2012. 12. 07

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/087532 JA 2014. 06. 12

(71) 申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72) 发明人 田中宏树 鱈泽裕

(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 张敬强 严星铁

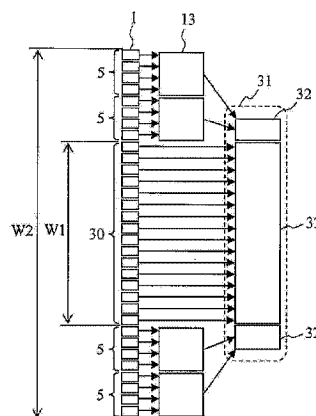
权利要求书2页 说明书12页 附图13页

(54) 发明名称

超声波探头及超声波诊断装置

(57) 摘要

超声波探头具有多个超声波振子。超声波探头与接收系电路连接,该接收系电路包含:使多个超声波振子中的规定数量构成为一个子阵列,对从子阵列所含的超声波振子得到的超声波接收信号以子阵列单位进行延迟处理及加法处理的至少一个第一延迟加法电路;以及对从超声波振子得到的超声波接收信号进行延迟处理及加法处理的第二延迟加法电路。多个超声波振子包含:将接收信号经由第一延迟加法电路发送至第二延迟加法电路的第一组;以及将接收信号不经由第一延迟加法电路而直接发送至第二延迟加法电路的第二组。



1. 一种超声波探头,其具有多个超声波振子,并与接收系电路连接,该接收系电路包含:使上述多个超声波振子中的规定数量构成为一个子阵列,对从上述子阵列所含的上述超声波振子得到的超声波接收信号以上述子阵列单位进行延迟处理及加法处理的至少一个第一延迟加法电路;以及对从上述超声波振子得到的超声波接收信号进行延迟处理及加法处理的第二延迟加法电路,

上述超声波探头的特征在于,

上述多个超声波振子包含:

将上述接收信号经由上述第一延迟加法电路发送至上述第二延迟加法电路的第一组;
以及

将上述接收信号不经由上述第一延迟加法电路而直接发送至上述第二延迟加法电路的第二组。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

上述第一组包含上述子阵列所含的上述超声波振子数不同的多个子阵列。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

上述第二组的上述超声波振子连续地配置在形成超声波束的口径的中心附近。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

上述第一组的上述子阵列所含的上述超声波振子与上述第二组所含的上述超声波振子交替地配置。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

上述超声波探头形成有在长轴及短轴上分割的矩阵阵列。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

还具备超声波振子选择开关,其能够任意地选择上述第一组所含的上述超声波振子和上述第二组所含的上述超声波振子。

7. 一种超声波探头,其具有多个超声波振子,并与发送系电路连接,该发送系电路包含:发送用于从上述超声波振子产生超声波的多个独立的驱动电压信号的发送电路;以及使上述多个超声波振子中的规定数量构成为一个子阵列,为了从上述子阵列所含的上述超声波振子产生超声波而对上述驱动电压信号以上述子阵列单位进行分配处理的至少一个发送分配电路,

上述超声波探头的特征在于,

上述多个超声波振子包含:

经由上述发送分配电路从上述发送电路输入上述驱动电压信号的第一组;以及

不经由上述发送分配电路而直接从上述发送电路输入上述驱动电压信号的第二组。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波探头,其特征在于,

上述第一组包含上述子阵列所含的上述超声波振子数不同的多个子阵列。

9. 根据权利要求 7 所述的超声波探头,其特征在于,

上述第二组的上述超声波振子连续地配置在形成超声波束的口径的中心附近。

10. 根据权利要求 7 所述的超声波探头,其特征在于,

上述第一组的上述子阵列所含的上述超声波振子与上述第二组所含的上述超声波振子交替地配置。

11. 根据权利要求 7 所述的超声波探头,其特征在于,
上述超声波探头形成有在长轴及短轴上分割的矩阵阵列。

12. 根据权利要求 7 所述的超声波探头,其特征在于,
还具备超声波振子选择开关,其能够任意地选择上述第一组所含的上述超声波振子和
上述第二组所含的上述超声波振子。

13. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

具有多个超声波振子的超声波探头;

使上述多个超声波振子中的规定数量构成为一个子阵列,对从上述子阵列所含的上述
超声波振子得到的超声波接收信号以上述子阵列单位进行延迟处理及加法处理的至少一
个第一延迟加法电路;

对从上述超声波振子得到的超声波接收信号进行延迟处理及加法处理的第二延迟加
法电路;以及

基于从上述第二延迟加法电路得到的信号形成图像的图像处理部,

上述多个超声波振子包含:

将上述接收信号经由上述第一延迟加法电路发送至上述第二延迟加法电路的第一组;
以及

将上述接收信号不经由上述第一延迟加法电路而直接发送至上述第二延迟加法电路
的第二组。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备超声波振子选择开关,其能够任意地选择上述第一组所含的上述超声波振子和
上述第二组所含的上述超声波振子。

15. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

具有多个超声波振子的超声波探头;

发送用于从上述超声波振子产生超声波的多个独立的驱动电压信号的发送电路;以及

使上述多个超声波振子中的规定数量构成为一个子阵列,为了从上述子阵列所含的上
述超声波振子产生超声波而对上述驱动电压信号以上述子阵列单位进行分配处理的至少
一个发送分配电路,

上述多个超声波振子包含:

经由上述发送分配电路从上述发送电路输入上述驱动电压信号的第一组;以及

不经由上述发送分配电路而直接从上述发送电路输入上述驱动电压信号的第二组。

16. 根据权利要求 15 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备超声波振子选择开关,其能够任意地选择上述第一组所含的上述超声波振子和
上述第二组所含的上述超声波振子。

17. 根据权利要求 15 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述发送分配电路还具备延迟电路,该延迟电路对所分配的上述驱动电压信号赋予延
迟时间。

超声波探头及超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明是涉及超声波探头及超声波诊断装置的技术。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置由探头和装置本体构成,并使用超声波进行生物体等的内部构造的图像化。超声波探头(探针)中内置有多个超声波振子(电声变换元件),进行超声波信号的收发。作为超声波振子器件,可以采用压电陶瓷、单晶体、压电聚合物、或电容型换能器。这些器件通过施加电压而产生超声波并发送该超声波。并且,这些器件接收声波时则生成电信号。

[0003] 超声波探头通常将振子划分为无数的信道而阵列化。在摄像时,通过适当地向这些各信道的收发信号赋予延迟时间,从而生成聚焦于某点的超声波束。

[0004] 图1表示超声波探头中的发送波束形成。图1示出在发送时将赋予各不相同的延迟时间的输入信号施加于一维阵列探头的各信道的状况。图1的超声波探头具备多个超声波振子1。超声波探头内或者本体装置内的延迟电路通过对超声波振子1的各信道赋予不同的延迟时间3而形成会聚于点2的超声波束。

[0005] 图2表示超声波探头中的接收波束形成。图2示出在一维阵列探头的各信道中接收回波信号的状况。超声波探头具备与多个超声波振子1连接的加法器4。接收时在超声波振子1的各信道中接收的回波信号的接收时间因距焦点2的距离而不同。超声波探头内或者本体装置内的延迟电路对各信道的接收信号赋予与传播时间差相应的延迟时间3而使相位一致。超声波探头内或者装置内的加法器4对相位一致后的各信号进行加法运算,从而接收信号作为聚焦于一点的信号而被获取。将进行这种处理的电路称为调相电路或波束形成器等。该电路在还包含加法处理的情况下称为调相加法电路。

[0006] 超声波探头通过改变延迟时间使焦点移动而取得摄像区域整体的信号。所得信号经过加权处理、检波处理、滤波处理等而在超声波诊断装置的显示器上显示为图像。

[0007] 超声波诊断装置的画质指标之一是空间分辨率。特别是横方向(方位方向)的空间分辨率依赖于超声波束的聚焦性能。焦点的空间宽度取决于频率和口径。因此,在超声波探头中的一个信道宽度(间隔)被固定的情况下,能够使用的信道越多则空间分辨率越高。

[0008] 如图1所示,口径 W_1 大于口径 W_2 ,波束在焦点2更为收敛。并且,口径越大则能够收发的超声波能量越大,因此 S/N 也提高。但是,超声波诊断装置的装置本体的发送波束形成器及接收波束形成器的信道数是有限的(通常为数10信道(ch)~200信道(ch)的级别)。由于信道的间隔被设计为避免因所用频率而导致伪差,因此设计自由度小。因此,其口径也存在极限。另一方面,使信道成为二维配列的矩阵阵列时,则存在超声波探头中待处理的信道数增至数千信道级别的情况。因此变成相对于探头的信道数,本体波束形成器的信道数压倒性地不足的状况。

[0009] 因此,可以考虑将超声波探头内的多个信道集中为一个而进行子阵列化(专利文

献 1)。由此,能够减少接收时的与本体波束形成器(主波束形成器)连接的信号线数量(信道简并)。在本方法中,与主波束形成器中的主延迟时间相区别,在前级电路向各信道施加微小的延迟时间后,对多个信道信号进行加法运算。因此,实现该功能的电路称为“微小延迟加法电路”或“微型波束形成器”。或者与将本体电路称为主波束形成器相对地称为“子波束形成器”等。

[0010] 另一方面,在本方法的发送时,通过从一个发送线向多个超声波振子的信道分配电压信号,从而能够以有限的本体信道数处理更多的信道。将这种电路称为“微小延迟分配电路”等。通过这些收发用的子波束形成器电路,本体装置即使以有限的信道数,也能够处理更多的探头信道。并且,能够处理如二维矩阵阵列那样 1000 个以上的信道数,实现三维体积摄像。

[0011] 现有技术文献

[0012] 专利文献

[0013] 专利文献 1:日本特开 2005 - 270423 号公报

发明内容

[0014] 发明所要解决的课题

[0015] 但是,一般微小延迟加法电路或延迟分配电路等的子波束形成器的性能与主波束形成器相比通常较差。原因在于,这些电路在插入探头内部的情况下,与搭载于本体装置的情况相比功耗、尺寸的设计条件更加严格。假设,在将这些电路插入本体装置的情况下,也为了获得成本优势而需要使性能低于主波束形成器。

[0016] 当前,本体波束形成器(主波束形成器)数字化成为主流,其延迟时间精度足够高。并且,由于本体波束形成器数字化而不会导致 S/N 劣化。另外,一次能够生成具有多个焦点的多波束。另一方面,微小延迟电路(子波束形成器)通常是模拟延迟电路,其延迟时间的精度、噪声水平比本体波束形成器差。并且,为了生成多波束而需要具有多个微小延迟电路,电路规模变大。并且,在微小延迟电路的情况下,由于功耗等的限制而无法像本体波束形成器那样实现丰富的多波束数。

[0017] 为了子阵列化,而使信号通过波束形成性能比主波束形成器差的某些电路、例如微小延迟加法电路或微小延迟分配电路等的子波束形成器,将直接导致画质劣化。如果延迟时间的精度不足,则无法聚焦于摄像空间内的特定点,分辨率劣化。并且,如果 S/N 不足,则微弱的信号埋没于噪声,图像解像度劣化。并且,通过一次生成多个超声波束,从而能够增加帧频、或得到高密度的图像,但是微小延迟加法电路难以像主波束形成器那样同时生成较多波束。

[0018] 关于延迟时间精度,例如在匹配 10MHz 频率的信号的相位的情况下,如果标准的本体调相的延迟时间精度为 $1/64$ 波长精度(6bit),则需要 $1/10\text{MHz}/64 = 1.5625\text{nsec}$ 的延迟时间精度。有时根据用途或浅部区域的摄像而使用 20MHz 以下频率的信号,在该情况下需要进一步倍增的延迟时间精度。因此,当前的超声波诊断装置具有的数字波束形成器的延迟精度具有 1nsec 左右的时间分辨率。另一方面,在微小延迟加法电路所使用的模拟延迟方式中,由于各种制约条件而多处于 $1/16$ 到 $1/32$ 波长精度(4 ~ 5bit)的程度。在这种情况下处于 $6.25 \sim 12.5\text{nsec}$,如果利用以往的 $1/64$ 波长精度的装置,则无法以充分的

精度而只能以 $1/4 \sim 1/2$ 的频率、即与 $2.5 \sim 5\text{MHz}$ 相当的频率进行处理。因此,通过这种微小延迟加法电路的信号由于聚焦精度差而与以往的装置相比在图像上导致分辨率或 S/N 劣化。在发送的微小延迟分配电路中也由于同样的理由而与主波束形成器相比精度劣化。

[0019] 并且,通常将来自超声波探头的超声波振子的信号用 LNA (Low Noise Amplifier: 低噪声放大器) 放大、或者用缓冲电路进行阻抗变换,增大信号的 S/N,确保必要的动态范围。在向微小延迟电路的前级插入这种放大器或缓冲电路的情况下,为了确保所需的动态范围而需要获得某种程度的放大率。但是,如果增大放大率则电路的功耗增大。其结果,电路会发热。假设在探头内部搭载这些电路的情况下,会产生不再满足探头的温度规格的其它课题。因此,往往导致比原本所需的动态范围小。

[0020] 以上这样,信号通过比以往的本体装置内置的主波束形成器劣化的电路、即微小延迟加法电路或微小延迟分配电路等会导致图像整体的画质劣化。

[0021] 因此,本发明提供一种增加信道且扩大口径、并避免画质因性能低于本体主波束形成器的子阵列用电路(子波束形成器)而劣化的技术。

[0022] 用于解决课题的方法

[0023] 为了解决上述课题,在本发明中将本体装置的发送或接收的主波束形成器的信道分为:通过微小延迟加法电路或微小延迟分配电路等的子波束形成器的信道组、以及从探头信道与本体装置的主波束形成器直接连接的信道组。更加需要调相精度、S/N 的探头的信道组与主波束形成器直接连接,相对不那么要求性能的探头的信道组则经由子波束形成器与主波束形成器连接。

[0024] 为了解决上述课题,例如采用本申请保护范围所记载的结构。本申请包含多个解决上述课题的手段,如果举出其中一个例子,则能够提供一种超声波探头,其具有多个超声波振子,并与接收系电路连接,该接收系电路包含:使上述多个超声波振子中的规定数量构成一个子阵列,对从上述子阵列所含的上述超声波振子得到的超声波接收信号以上述子阵列单位进行延迟处理及加法处理的至少一个第一延迟加法电路;以及对从上述超声波振子得到的超声波接收信号进行延迟处理及加法处理的第二延迟加法电路。在该超声波探头中,上述多个超声波振子包含:将上述接收信号经由上述第一延迟加法电路发送至上述第二延迟加法电路的第一组;以及将上述接收信号不经由上述第一延迟加法电路而直接发送至上述第二延迟加法电路的第二组。

[0025] 并且,根据另一个例子,能够提供一种超声波探头,其具有多个超声波振子,并与发送系电路连接,该发送系电路包含:发送用于从上述超声波振子产生超声波的多个独立的驱动电压信号的发送电路;以及使上述多个超声波振子中的规定数量构成一个子阵列,为了从上述子阵列所含的上述超声波振子产生超声波而对上述驱动电压信号以上述子阵列单位进行分配处理的至少一个发送分配电路。在该超声波探头中,上述多个超声波振子包含:经由上述发送分配电路从上述发送电路输入上述驱动电压信号的第一组;以及不经由上述发送分配电路而直接从上述发送电路输入上述驱动电压信号的第二组。

[0026] 并且,根据另一个例子,能够提供一种超声波诊断装置,其具备:具有多个超声波振子的超声波探头;使上述多个超声波振子中的规定数量构成一个子阵列,对从上述子阵列所含的上述超声波振子得到的超声波接收信号以上述子阵列单位进行延迟处理及加法处理的至少一个第一延迟加法电路;对从上述超声波振子得到的超声波接收信号进行延

迟处理及加法处理的第二延迟加法电路；以及基于从上述第二延迟加法电路得到的信号形成图像的图像处理部。在该超声波诊断装置中，上述多个超声波振子包含：将上述接收信号经由上述第一延迟加法电路发送至上述第二延迟加法电路的第一组；以及将上述接收信号不经由上述第一延迟加法电路而直接发送至上述第二延迟加法电路的第二组。

[0027] 并且，根据另一个例子，提供一种超声波诊断装置，其具备：具有多个超声波振子的超声波探头；发送用于从上述超声波振子产生超声波的多个独立的驱动电压信号的发送电路；以及使上述多个超声波振子中的规定数量构成一个子阵列，为了从上述子阵列所含的上述超声波振子产生超声波而对上述驱动电压信号以上述子阵列单位进行分配处理的至少一个发送分配电路。在该超声波诊断装置中，上述多个超声波振子包含：经由上述发送分配电路从上述发送电路输入上述驱动电压信号的第一组；以及不经由上述发送分配电路而直接从上述发送电路输入上述驱动电压信号的第二组。

[0028] 发明效果

[0029] 根据本发明，即使采用性能比本体主波束形成器差的子阵列用电路（子波束形成器）也不会导致画质劣化。

[0030] 关于本发明的进一步的特征将基于本发明的记述、附图而变得明确。此外，上述之外的课题、结构及效果将基于以下的实施例的说明而变得明确。

附图说明

[0031] 图 1 是表示超声波探头中的发送波束形成的图。

[0032] 图 2 是表示超声波探头中的接收波束形成的图。

[0033] 图 3 是超声波诊断装置的结构例。

[0034] 图 4 是子阵列电路的结构例。

[0035] 图 5 是表示探头信道方向的接收信号振幅的分布的图。

[0036] 图 6 是表示聚焦深度与口径宽度的关系的图。

[0037] 图 7 是表示聚焦深度与接收信号频谱的关系的图。

[0038] 图 8 是表示赋予探头信道的收发信号的权重的分布的图。

[0039] 图 9 是表示第一实施例所涉及的超声波诊断装置中的接收系电路的图。

[0040] 图 10 是表示并用 4:1 简并与 9:1 简并的接收系电路的图。

[0041] 图 11 是表示第一实施例所涉及的超声波诊断装置中的发送系电路的图。

[0042] 图 12 是表示发送系电路和接收系电路没有与相同的子阵列连接的例子的图。

[0043] 图 13 是表示使用信道选择开关选择探头信道的结构的图。

[0044] 图 14 是表示使用信道选择开关选择探头信道的结构的另一个例子的图。

[0045] 图 15 是表示第二实施例所涉及的超声波诊断装置中的接收系电路的图。

[0046] 图 16 是表示第三实施例所涉及的超声波诊断装置中的超声波探头的图，是表示针对 1.25D、1.5D 矩阵阵列的适用例的图。

[0047] 图 17 是表示第三实施例所涉及的超声波诊断装置中的超声波探头的图，是表示针对 2D 矩阵阵列的适用例的图。

具体实施方式

[0048] 以下参照附图对本发明的实施例进行说明。并且,虽然附图示出了基于本发明原理的具体实施例,但是它们仅用于理解本发明而绝非对本发明进行限定性解释。

[0049] <第一实施例>

[0050] 首先,对超声波诊断装置的装置结构和图像化之前的信号流进行说明。图3示出典型的超声波诊断装置的装置结构。

[0051] 超声波诊断装置具备:超声波探头100、收发切换开关40、发送系及接收系电路400、电压限制器41、电源42、直流电源45、D/A转换器46、A/D转换器47、发送波束形成器48、接收波束形成器49、控制部50、信号处理部51、扫描转换器52、显示部53及用户界面54。如后所述,直流电源45在连接无需直流电压的超声波探头100的情况下不是必须具备的。

[0052] 图3的超声波探头100与图1及图2所示的具有多个信道的超声波振子1相当。超声波探头100的各个信道经由收发切换开关40而被切换于发送系电路和接收系电路。超声波探头100作为利用由电源42驱动发送放大器43及接收放大器44形成超声波束的阵列而工作,从而用于收发超声波。

[0053] 并且,在超声波探头100需要CMUT(Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducer:电容式微加工超声传感器)这样的偏置电源的情况下,超声波探头100与直流电源45连接。

[0054] 超声波探头100的多个信道与超声波摄像装置的发送波束形成器48及接收波束形成器49连接。收发的信号按照通过用户界面54进行的操作而被控制部50控制。在发送信号的情况下,发送信号被控制部50控制而对各个信道设定波形、振幅及延迟时间。并且,也可以在控制部50中进行由图8说明的那种权重控制。发送信号经由发送波束形成器48、D/A转换器46、发送放大器43而被发送至超声波探头100。这里,向发送放大器43输入通过控制部50的控制而进行了波形形成的电压,在发送放大器43中对电压进行放大后输出。由此,将用于产生超声波的多个独立的驱动电压信号输入至超声波探头100的多个信道。并且,设置电压限制器41的目的是为了避免对超声波探头100施加过大的电压或者控制发送波形。

[0055] 在超声波探头100中接收到超声波信号的情况下,对多个信道中的接收信号进行调相(延迟)加法处理。接收信号经过接收放大器44、A/D转换器47、接收波束形成器49之后被发送至信号处理部(图像处理部)51。信号处理部51执行与B模式断层图像处理、血流彩色模式或多普勒等功能相应的处理,将接收信号变换为视频信号。其后,视频信号经由扫描转换器52被发送至显示部53,在显示部53上显示图像、数值。并且,接收放大器44由LNA、可变增益放大器等构成。

[0056] 接着,参照图4对一般的子阵列化的电路结构进行说明。图4示出超声波诊断装置中的子阵列电路的结构例。超声波诊断装置作为子阵列电路具备子阵列接收电路13和子阵列发送电路16。

[0057] 图4的探头信道6与图1及图2所示的超声波振子1的探头信道相当。在图4中使4个超声波振子的探头信道6构成成为一个子阵列5。

[0058] 子阵列接收电路13具备:LNA(Low Noise Amplifier:低噪声放大器)8、VGA9(Variable Gain Amplifier:可变增益放大器)、微小延迟电路10、加法电路11、缓冲放大器12。由被子阵列化的若干探头信道6(在图4中为4个信道的程度)得到的接收信

号分别通过收发分离电路（或者保护电路）7、LNA8、VGA9、微小延迟电路 10 之后，在加法电路 11 中相加而成为一个电信号。其后，来自加法电路 11 的电信号经由缓冲放大器 12 而被送至主波束形成器。如图 4 所示，这种子阵列电路有多个，从各个子阵列电路向主波束形成器传送电信号（子阵列信号）。在主波束形成器中对这些多个子阵列信号进行延迟处理及加法处理。这里，可以适当使用 LNA8、VGA9、缓冲放大器 12，也可以改变其配置部位。

[0059] 并且，子阵列发送电路 16 具备微小延迟电路 14 和分配电路 15。关于发送，将来自发送放大器或者发送脉冲发生器等发送电路的高电压信号通过分配电路 15 向多个信道分配，分配的信号在微小延迟电路 14 中被赋予延迟时间。其后，信号被传送至探头信道 6。在发送的情况下，通常不会像接收的情况那样收敛聚焦，因此有时也不插入微小延迟电路 14。并且，在子阵列化时，不必一定同时搭载子阵列接收电路 13 和子阵列发送电路 16，而也有可能仅搭载任意一方。

[0060] 这样，通过进行子阵列化，能够处理比主波束形成器的信道数多的探头信道。例如若使一个子阵列包含的探头信道数为 4，则即使本体主波束形成器为 48ch，也能够对 $48 \times 4 = 192\text{ch}$ 的探头信道的信号进行处理。

[0061] 但是如上所述，在用于实现这种子阵列化的电路的性能（延迟时间精度、S/N 等）比以往的本体装置内置的主波束形成器差的情况下，其影响波及图像整体。在微小延迟电路中的微小延迟精度差的状态下进行了加法运算的信号无法在本体装置中复原为加法运算前的信号状态。因此，即便本体装置的主波束形成器具有较高的延迟时间精度，最终也是由微小延迟加法电路的精度来决定延迟时间精度。或者，存在因 LNA 或 VGA 的性能导致 S/N 或动态范围降低的情况。并且，虽然在图 4 的电路中将 VGA9 插入每个探头信道 6，但是也存在因功耗等的理由而无法向全部信道插入 VGA9 的情况。并且，在加法运算后插入 VGA 的情况下，仅能够赋予每个子阵列信号的不连续的（粗疏）权重。在这种情况下，有时也在图像上引发块状噪声。

[0062] 因此在本发明中，关注在通过超声波诊断机进行摄像时显现的 3 个特性。参照图 5 对第一特性进行说明。图 5 示出在一维线性阵列探头中接收来自某个焦点 2 的反射回波信号时的探头信道方向的接收信号振幅的分布 20。

[0063] 口径中心（焦点轴）附近的信道位于向反射体发送的波束的正面并且距离也最近，因此声能集中而信号振幅最高。因此在图像化中，对处于口径中心（焦点轴）附近的信道的接收信号的画质造成的影响度高，对从口径中心远离的信道的接收信号的影响度低。即，优选越靠近口径中心则具有延迟时间精度、S/N 越高的信号。

[0064] 参照图 6 及图 7 对第二特性进行说明。图 6 是表示聚焦深度与口径宽度的关系的图，图 7 是表示聚焦深度与接收信号频谱的关系的图。

[0065] 一般在超声波诊断装置中会根据摄像的深度改变所使用的口径宽度。实际上使口径比（F 值 = 聚焦距离 / 口径）大致固定地进行使用。这是由于深度方向的焦点区域受到一定程度的限制。因此，例如在图 6 中浅部的焦点 21 的口径为 W1，在深部的焦点 22 使口径为 W2。即，焦点越靠近浅部则仅使用口径中心附近的信道的信号，对深的位置进行摄像时则利用从口径中心远离的信道的信号。虽然口径中心附近信道始终被使用，但是越是从口径中心远离的信道则使用频度越下降。

[0066] 但是，超声波的特性之一是距离衰减。具有传播距离越长则超声波越衰减，频率越

高则衰减量越大这样的特性。图 7 示出浅部的焦点的信号频谱 23 和深部的焦点的信号频谱 24。

[0067] 如图 7 所示,浅部的信号频谱 23 衰减小而包含至更高频信号。另一方面,深部的信号频谱 24 在全部的频率发生衰减,但是相对地高频侧更大地发生衰减,中心频率(带宽/2)低频化。即,在浅部口径狭窄,需要在高频侧为止对信号进行处理,在深部使口径扩展,但是低频信号具有支配性。如前所述,越靠近高频则越要求延迟时间精度,越靠近低频则精度也可以较低。因此,在图像化中越靠近口径中心附近的信道越要求高精度的延迟时间精度,而从口径中心远离的信道则为相对较低的延迟时间精度即可。

[0068] 接着,参照图 8 对第三特性进行说明。图 8 示出在探头开设了一定口径时赋予探头的各信道的收发信号的权重(Apodization:变迹法)的分布 25。

[0069] 在超声波诊断机中为了提高超声波束的特性,在信道方向上加权而避免在口径的端部信号强度不连续地发生变化。口径中心信道的权重大,从口径中心远离的信道的权重小。因此,从口径中心远离的信道的信号的影响度相对变低,相应地对图像造成的影响也小。

[0070] 考虑以上三个特性,在本发明中可以考虑以下这样的结构。将本体装置的发送或接收的主波束形成器的信道分为:通过微小延迟加法电路或微小延迟分配电路等的子波束形成器的信道组、以及从探头信道与本体装置的主波束形成器直接连接的信道组。

[0071] 在图 9 中以一维阵列的情况为例示出其结构例。图 9 示出第一实施例所涉及的超声波诊断装置中的接收系电路。在图 9 中使 4 个超声波振子 1 的探头信道构成为一个子阵列 5。图 9 的子阵列接收电路 13 与图 4 的子阵列接收电路 13 相当。即,子阵列接收电路 13 是使 4 个超声波振子 1 的探头信道构成为一个子阵列,并对从子阵列 5 所含的超声波振子 1 得到的超声波接收信号以子阵列单位进行延迟处理及加法处理的延迟加法电路。

[0072] 本体波束形成器 31 是对从超声波振子 1 得到的超声波接收信号进行延迟处理及加法处理的延迟加法电路,与接收用的主波束形成器相当。在图 9 的例子中将本体波束形成器 31 具有的信道分为二组。本体波束形成器 31 的信道分为第一本体波束形成器信道 32 和第二本体波束形成器信道 33。

[0073] 在本实施例中多个超声波振子 1 包含第一组和第二组。第一组是在超声波振子 1 的探头信道内形成子阵列 5,并经由子阵列接收电路 13 与第一本体波束形成器信道 32 连接的组。第二组是从超声波振子 1 的探头信道 30 直接与第二本体波束形成器信道 33 连接的组。

[0074] 在上述的例子中,与第二本体波束形成器信道 33 连接的探头信道 30 集中于口径中心附近,优选子阵列化的组配置在从口径中心远离的区域。在图 9 的例子中,将与第二本体波束形成器信道 33 直接连接的探头信道 30 连续地配置在口径中心附近。另一方面,从口径中心远离的两端的探头信道构成子阵列 5,并经由子阵列接收电路 13 与第一本体波束形成器信道 32 连接。

[0075] 因此,在口径 W1 的情况下,接收信号被直接发送至第二本体波束形成器信道 33。并且,在口径 W2 的情况下,口径中心附近的接收信号被直接发送至第二本体波束形成器信道 33,从口径中心远离的位置的接收信号经由子阵列接收电路 13 而被发送至第一本体波束形成器信道 32。由此,始终使用且要求延迟时间精度、S/N 的口径中心附近的信号在本体

波束形成器 31 (主波束形成器) 中以高精度、高灵敏度被直接处理, 因此生成与以往装置同等的形成高精细图像的信号。另一方面, 从口径中心远离的信道的信号相对而言使用的频度低。或者即使在使用情况下相对而言信号的权重也小, 因此对图像的影响度小。并且, 即使子阵列接收电路 13 的延迟时间精度低, 在较大地开设口径的状态下, 所使用的频带也变低, 因此对图像造成的影响小。即, 根据本实施例, 即使因子阵列接收电路 13 而产生劣化的信号, 也能够防止图像上的劣化。

[0076] 在以往的子阵列化中, 使口径内的全部信道子阵列化, 全部信号均劣化, 因此导致图像整体的画质劣化。但是, 在本实施例中关注并不是全部的信道信号具有均一的特性这一点, 将本体波束形成器 31 的信道数分割为多个, 权重更高、要求精度的探头信道与本体波束形成器 31 直接连接, 与此相对, 使即便较低的性能也被容许的探头信道子阵列化。由此能够防止画质劣化。

[0077] 根据本实施例, 在使用主波束形成器的信道数为 64ch 且使信道从 4ch 减少为 1ch 的 (4:1 简并) 微小延迟加法电路的情况下, 例如使 64ch 中的 44ch 的探头信道与主波束形成器直接连接而配置于口径中心。将剩余的 20ch 用于子阵列, 将 $20\text{ch} \times 4 = 80\text{ch}$ 的信道以各 40ch 配置于从口径中心远离的两端。由此, 等效地成为具有 124ch 口径的探头。通过采用这种结构, 即使采用性能较差的微小延迟加法电路等, 也能够不导致画质劣化而使口径扩大。

[0078] 当然, 如果使用简并的比率不是 4:1 而是具有 9:1、16:1 等简并比率的电路, 则能够以更少的本体信道数等效地增加能够处理的探头信道数。并且, 对简并的比率没有特别限制, 而也可以是依据设计条件的任意比率。

[0079] 并且, 虽然在上述例子中, 子阵列的简并比率是固定的, 但是也可以同时具有多个简并比率。例如图 10 示出并用 4:1 简并和 9:1 简并的例子。在图 10 中使 4 个探头信道构成为第一子阵列 34, 并使 9 个探头信道构成为第二子阵列 35。第一子阵列 34 的探头信道经由第一子阵列用电路 36 与第一本体波束形成器信道 32 连接。并且, 第二子阵列 35 的探头信道经由第二子阵列用电路 37 与第一本体波束形成器信道 32 连接。第一及第二子阵列用电路 36、37 与图 4 的子阵列接收电路 13 相当。并且在图 9 及 10 中, 子阵列的图案相对于口径中心左右对称, 但是子阵列的图案不必一定相对于口径中心左右对称。

[0080] 在上述例子中, 使主波束形成器具有的信道数 64ch 中的 44ch 用于探头信道直接联结而与主波束形成器直接连接, 但是其分配不必一定而也可以根据状况进行变化。例如, 也可以根据设计将 64ch 中的 32ch 用于探头直接联结而将剩余的 32ch 用于子阵列。

[0081] 在发送的情况下也采用同样的结构。图 11 示出第一实施例所涉及的超声波诊断装置中的发送系电路。在图 11 中使 4 个超声波振子 1 的探头信道构成为一个子阵列 5。图 11 的子阵列发送电路 16 与图 4 的子阵列发送电路 16 相当。即, 子阵列发送电路 16 包含: 使 4 个超声波振子 1 构成为一个子阵列 5, 为了从子阵列 5 所含的超声波振子 1 产生超声波而对驱动电压信号以子阵列单位进行分配处理的发送分配电路; 以及对所分配的信号赋予延迟时间的微小延迟电路。并且如上所述, 子阵列发送电路 16 也可以不含微小延迟电路。

[0082] 发送电路 60 是发送用于从超声波振子 1 产生超声波的多个独立的驱动电压信号的发送电路, 与发送用的主波束形成器相当。在图 11 的例子中, 将高精度的发送电路 60 具有的信道分为二组。发送电路 60 的信道分为第一本体波束形成器信道 61 和第二本体波束

形成器信道 62。

[0083] 在本实施例中,多个超声波振子 1 包含第一组和第二组。第一组是将驱动电压信号从第一本体波束形成器信道 61 经由进行延迟分配的子阵列发送电路 16 向探头信道输入的组。第二组是将驱动电压信号从第二本体波束形成器信道 62 向探头信道直接输入的组。

[0084] 这样,将发送电路 60 的信道数分割为多个,权重更高、要求精度的探头信道(口径中心附近的探头信道)与第二本体波束形成器信道 62 直接连接,与此相对,使即便较低的性能也被容许的探头信道(从口径中心远离的探头信道)子阵列化。通过形成这种结构,即使采用性能较差的微小延迟分配电路等,也能够不导致画质劣化而使口径扩大。

[0085] 如图 3 所示,存在使用收发切换开关 40 等开关来选择探头信道的方法,因此发送系电路和接收系电路不必一定与相同的子阵列连接。图 12 示出发送系电路和接收系电路未与相同的子阵列连接的例子。在图 12 的例子中,使口径中心附近的探头信道 30 中的规定数量直接与第二本体波束形成器信道 33 连接,另一方面,使从口径中心远离的一侧的端部的探头信道构成为子阵列 5,并经由子阵列接收电路 13 与第一本体波束形成器信道 32 连接。并且,口径中心附近的探头信道 30 中的剩余的信道与第二本体波束形成器信道 62 直接连接,另一方面,从口径中心远离的另一侧的端部的探头信道经由子阵列发送电路 16 与第一本体波束形成器信道 61 连接。

[0086] 图 13 示出使用信道选择开关来选择探头信道的结构。虽然在图 13 中作为一个例子对接收系电路进行说明,但是发送系电路也可以是同样的结构。

[0087] 在图 13 中接收系电路(子阵列接收电路 13 及本体波束形成器 31)与超声波振子 1 之间设有信道选择开关 70。信道选择开关 70 用于使所使用的口径移动,能够通过图 3 的控制部 50 等进行控制。通过信道选择开关 70 能够任意地选择作为子阵列 5 所选择的超声波振子 1、以及作为与第二本体波束形成器信道 33 直接连接的探头信道 30 所选择的超声波振子 1。

[0088] 如果使用信道选择开关 70,则能够以所谓线性扫描的方式适当地移动口径而进行使用。例如若将图像上的取得某个光栅数据时使用的口径设为 $Wn1$,则在下一个光栅中使用 $Wn2$ 的口径,并在再下一个光栅中使用 $Wn3$ 等。信道的选择是自由的,因此在口径移动时不必一定使信道逐个移动,并且与本体波束形成器 31(主波束形成器)直接连接的探头信道、以及与子阵列接收电路 13(子波束形成器)连接的探头信道的图案也可以适当地进行变更。

[0089] 通过使用信道选择开关 70,例如也可以制作使主波束形成器的几乎全部信道与超声波振子 1 直接联结的图案。与不使用子阵列的情况相比,虽然口径受到限制,但是适于以更高画质摄像的情况等。反之,也能够增大进行子阵列化的比率,而进行口径优先的摄像。

[0090] 图 14 示出使用信道选择开关来选择探头信道的另一例结构。在图 14 中信道选择开关 71 设于接收系电路(子阵列接收电路 13 及本体波束形成器 31)及发送系电路(子阵列发送电路 16 及发送电路 60)与超声波振子 1 之间。信道选择开关 71 进行探头信道的选择并且进行收发的切换。

[0091] 如图 14 所示,通过使用信道选择开关 71,还能够自由地选择在发送和接收中使用的探头信道。由此,能够任意地改变发送时使用的口径和接收时使用的口径,对收发分别进行最适合的信道选择和口径设定。

[0092] 在主波束形成器的信道数极少等情况下,对主波束形成器分配的口径变小,咋看之下可能会认为本发明丧失有效性。但是,如果使用合成孔径等摄像技术,则能够获得本发明的有效性。采用合成孔径一次能够处理的口径宽度有限,但是可以改变孔径位置进行多次收发。并且,通过将所得多个信息稍后汇总为一个,能够如同以大口径取得数据那样构成摄像图像。使用的口径能够通过信道选择开关 70、71 等实现。并且,超声波探头 100 也可以具备信道选择开关 70、71。

[0093] <第二实施例>

[0094] 在第一实施例中,将与主波束形成器连接的探头信道连续地配置在口径中心附近,将子阵列连续地配置于从口径远离的位置。但是,在主波束形成器与子波束形成器的性能差极端大的情况下,存在摄像中口径进入子阵列区域的时候不连续地对画质造成不良影响的可能性。图 15 示出用于解决这种课题的第二实施例所涉及的超声波诊断装置中的接收系电路。此外,在图 15 中作为一个例子对接收系电路进行说明,但是发送系电路也可以是同样的结构。

[0095] 在图 15 中将本体波束形成器 31 的信道分为:多个第一本体波束形成器信道 32、以及多个第二本体波束形成器信道 33。超声波振子 1 的探头信道中的配置于口径中心附近的组与第二本体波束形成器信道 33 直接连接。并且,该信道的相邻的 2 个探头信道构成成为一个子阵列 5A,并经由子阵列接收电路 13 与第一本体波束形成器信道 32 连接。另外,子阵列 5A 的相邻的探头信道组与第二本体波束形成器信道 33 直接连接。

[0096] 这样,交替地配置有:与第二本体波束形成器信道 33 直接连接的探头信道组、及子阵列化的探头信道组。在图 15 的例子中,由于不连续地配置与第二本体波束形成器信道 33 直接连接的探头信道组、及子阵列化的探头信道组,因此能够在摄像中口径进入子阵列区域的时候对画质造成影响。

[0097] 并且,优选随着从口径中心远离,逐渐减少与本体波束形成器 31 直接连接的信道数(口径宽度),相反逐渐扩大子阵列的区域。在图 15 的例子中,随着从口径中心远离,逐渐减少与第二本体波束形成器信道 33 直接连接的信道数(口径宽度),逐渐扩大子阵列 5A、5B、5C 的区域。通过采用这种结构,能够平滑地向使用子波束形成器的区域连接而避免画质的不连续性。

[0098] <第三实施例>

[0099] 在上述的第一、第二实施方式中,设想了一维阵列。但是,本发明也能够适用于矩阵阵列。图 16 是 1.25D 或 1.5D 阵列的结构例。1.25D 是指探头的短轴口径可变的矩阵阵列,1.5D 是指能够在短轴口径的中心轴上任意地设定短轴侧的焦点的矩阵阵列。

[0100] 图 16 示出从超声波探头的声辐射面上观察的阵列构造。在图 16 的超声波探头中,不仅在长轴方向上,在短轴方向上也对探头信道进行了分割。1.25D 或 1.5D 的短轴截面的超声波束相对于短轴口径中心对称,因此通常两侧的信道被短路、或赋予相同的延迟时间、权重。

[0101] 在摄像中,在短轴口径中心附近声能最为集中。并且,减小针对远离短轴口径中心的信道的收发信号的权重,或者在邻近摄像时缩小短轴口径进行使用。因此,与长轴口径一样在短轴口径下,也优选口径中心附近的信道为延迟时间精度高、S/N 高的信号。

[0102] 在本实施例中,本体波束形成器 31 的信道也具备:第一本体波束形成器信道 32、

及第二本体波束形成器信道 33。在本实施例的矩阵阵列中,短轴口径中心附近的信道与第二本体波束形成器信道 33 直接连接,短轴口径中心周围的信道组经由子阵列接收电路 13 与第一本体波束形成器信道 32 连接。

[0103] 此外,虽未图示,但是在 1.75D 时也使波束在短轴方向上倾斜,因此不使短轴信道的两侧短路而赋予不同的延迟时间。因此,在短轴口径中心两侧的探头信道上连接独立的子波束形成器。并且,根据主波束形成器的信道数的分配,即使在短轴口径中心的信道也设置子阵列区域,也可以适用与一维阵列同样的结构。并且,在图 16 中仅说明了接收系电路,但是对于发送系电路同样也能够适用于矩阵阵列。

[0104] 图 17 是进一步增加短轴分割数的 2D 矩阵阵列的结构例。2D 矩阵阵列是在长轴方向和短轴方向上都形成任意的焦点的构造。通常在 2D 矩阵阵列中由于短轴与长轴的口径比接近,因此口径中心的形状大多接近圆形或正方形。

[0105] 在本实施例中,如图 17 所示,将超声波振子的探头信道分为:与主波束形成器直接连接的信道组 80、以及形成一个子阵列且经由子波束形成器与主波束形成器连接的信道组 81。虽然在图 15 中是连续地配置有与主波束形成器直接连接的组及子阵列组,但是如在图 15 中说明的一维阵列的情况那样,不必一定是连续的,也可以使用信道选择开关等任意地设定其配置图案。

[0106] 此外,在成为 2D 矩阵阵列时,相对于超声波探头物理地具有的信道数(数千信道级别),主波束形成器的信道数极少。因此,存在由与主波束形成器直接连接的信道形成的口径面积无法足够大的情况。但是,如上所述如果使用孔径合成等方法,则能够通过多次的收发而等效地获得由具有大口径的超声波束形成的摄像图像。因此,即使在 2D 矩阵阵列中本发明的有效性也全然无损。

[0107] 并且,本发明不限于上述实施例,而包含各种变形例。例如上述实施例是为了容易对本发明进行说明而进行详细说明的,不限于具备所说明的全部结构。并且,能够将一个实施例的部分结构置换为其它实施例的结构,并且能够对一个实施例的结构附加其它实施例的结构。并且,也能够对各实施例的部分结构进行其它结构的追加、删除、置换。例如超声波诊断装置在子阵列化时不必一定同时搭载子阵列接收电路 13 和子阵列发送电路 16 而能够仅搭载任何一方。

[0108] 符号说明

[0109] 1—超声波振子(Ultrasonic transducers);2—焦点(Focus point);3—延迟时间(Delay time);4—加法器;5—子阵列;6—探头信道;7—收发分离电路或者保护电路;8—LNA(Low Noise Amplifier:低噪声放大器);9—VGA(Variable Gain Amplifier:可变增益放大器);10—微小延迟电路(接收用);11—加法电路;12—缓冲放大器;13—子阵列接收电路(接收用子波束形成器);14—微小延迟电路(发送用);15—分配电路;16—子阵列发送电路(发送用子波束形成器);20—接收信号的振幅分布(信道方向分布);21—浅部的焦点;22—深部的焦点;23—浅部的信号频谱;24—深部的信号频谱;30—与本体波束形成器直接连接的组;31—本体波束形成器(主波束形成器);32—接收用主波束形成器信道的第一本体波束形成器信道;33—接收用主波束形成器信道的第二本体波束形成器信道;34—第一子阵列(4ch 子阵列);35—第二子阵列(9ch 子阵列);36—第一子阵列用电路(4:1 简并电路);37—第二子阵列用电路(9:1 简并电路);60—发送电路(主发送波束

形成器（放大器）；61—发送用主波束形成器的第一本体波束形成器信道；62—发送用主波束形成器的第二本体波束形成器信道；70—信道选择开关；71—信道选择开关；80—在2D阵列中与主波束形成器直接连接的信道组；81—2D阵列中的经过波束形成器的信道组（ $4\text{ch} \times 4\text{ch} = 16\text{ch}$ 的子阵列）；100—超声波探头；400—发送系及接收系电路。

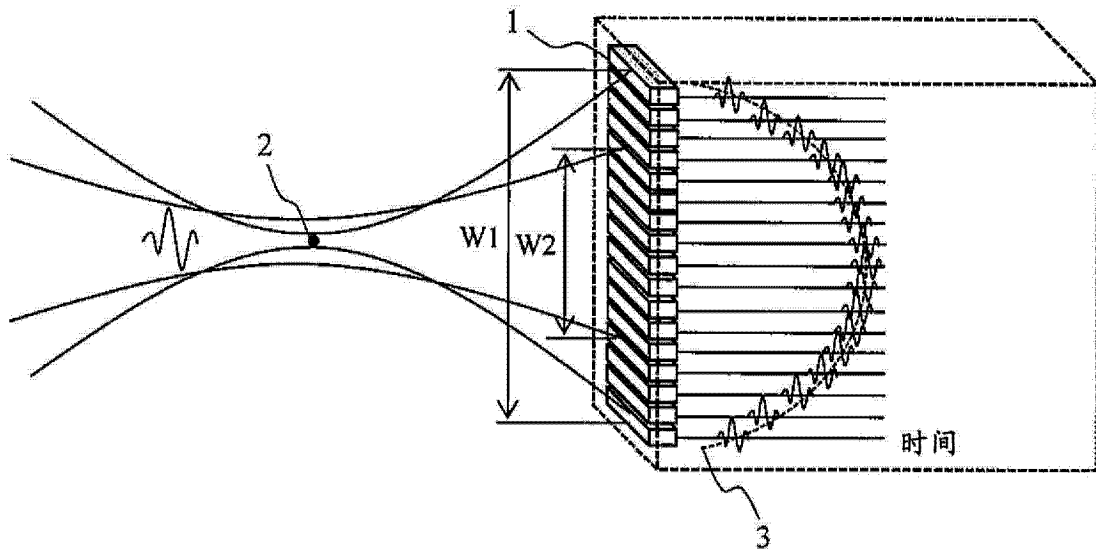


图 1

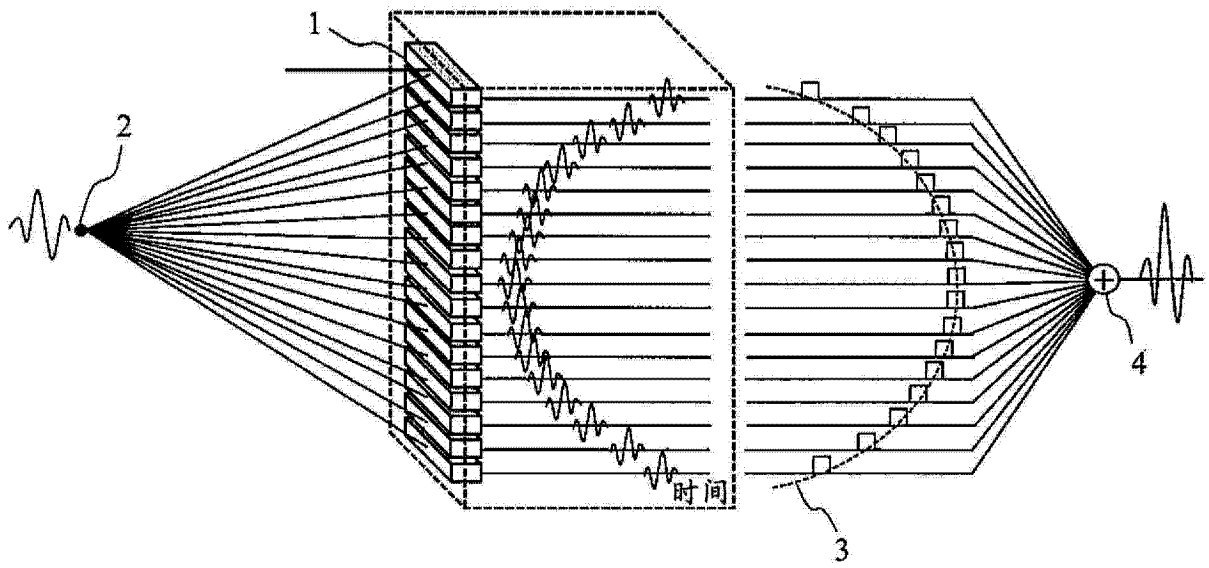


图 2

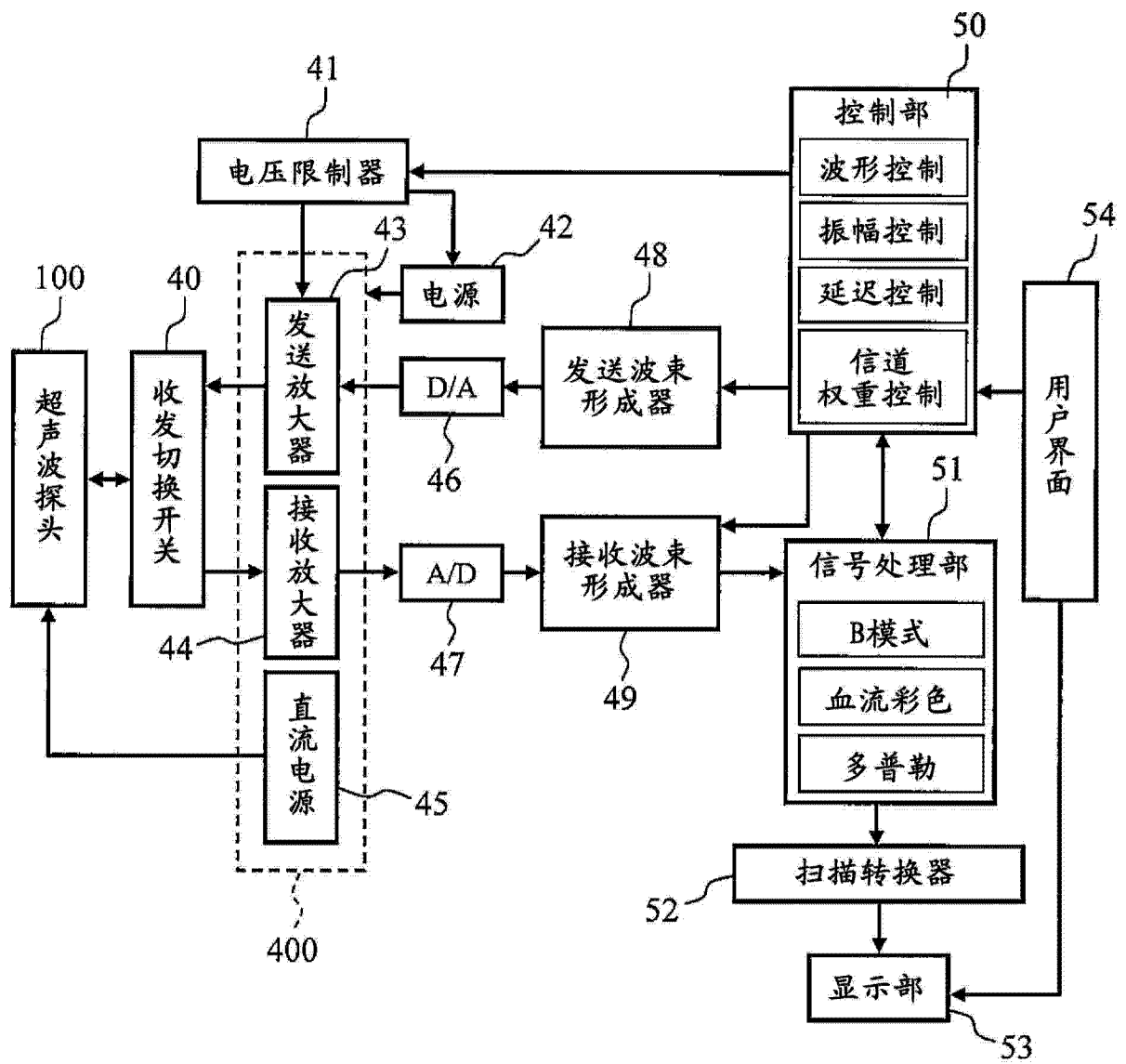


图 3

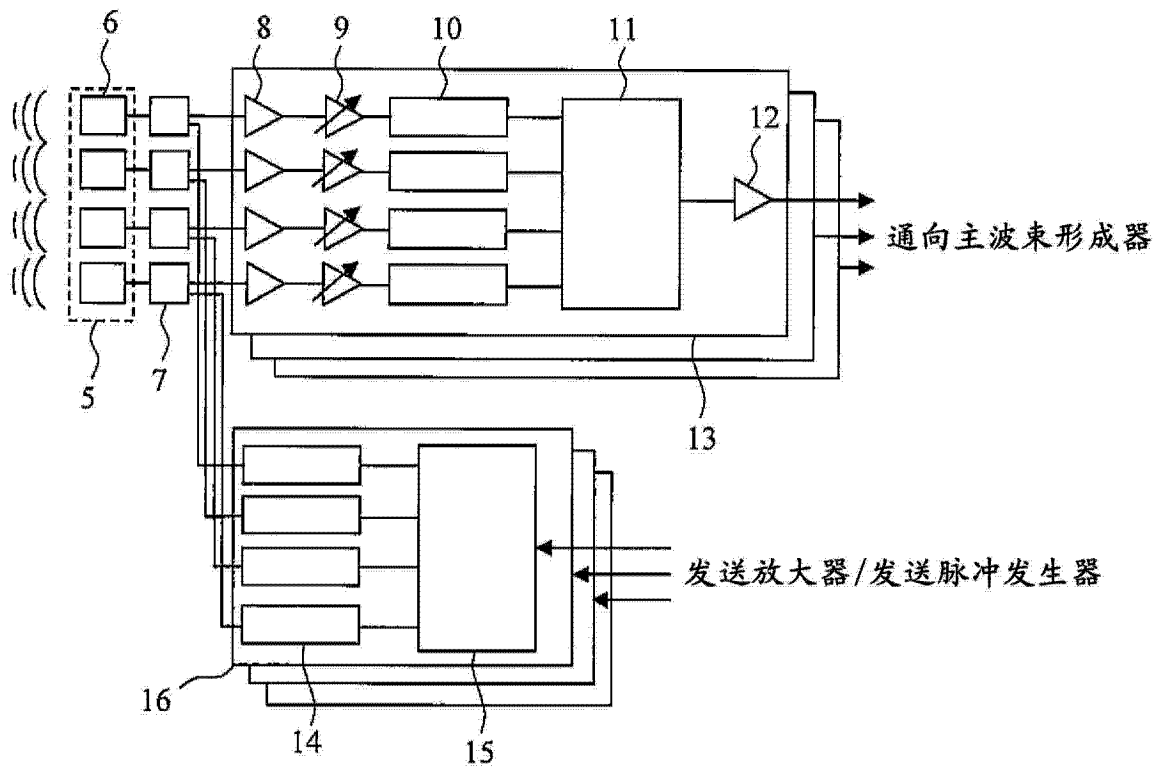


图 4

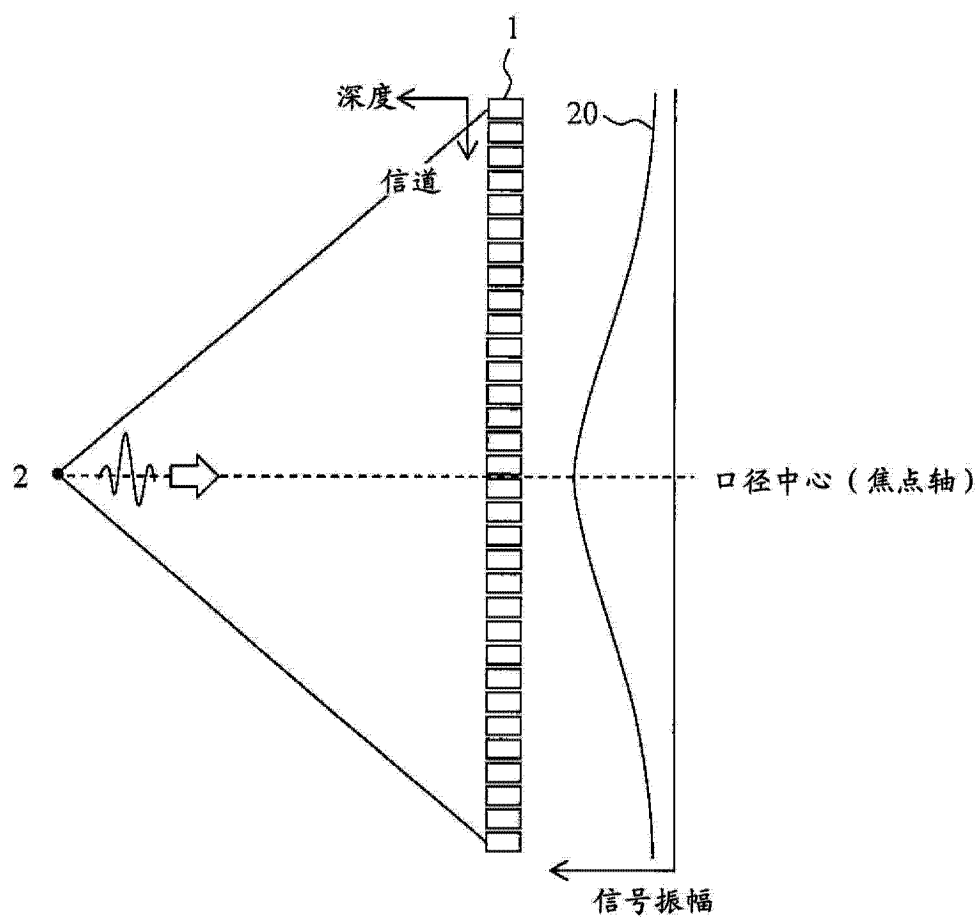


图 5

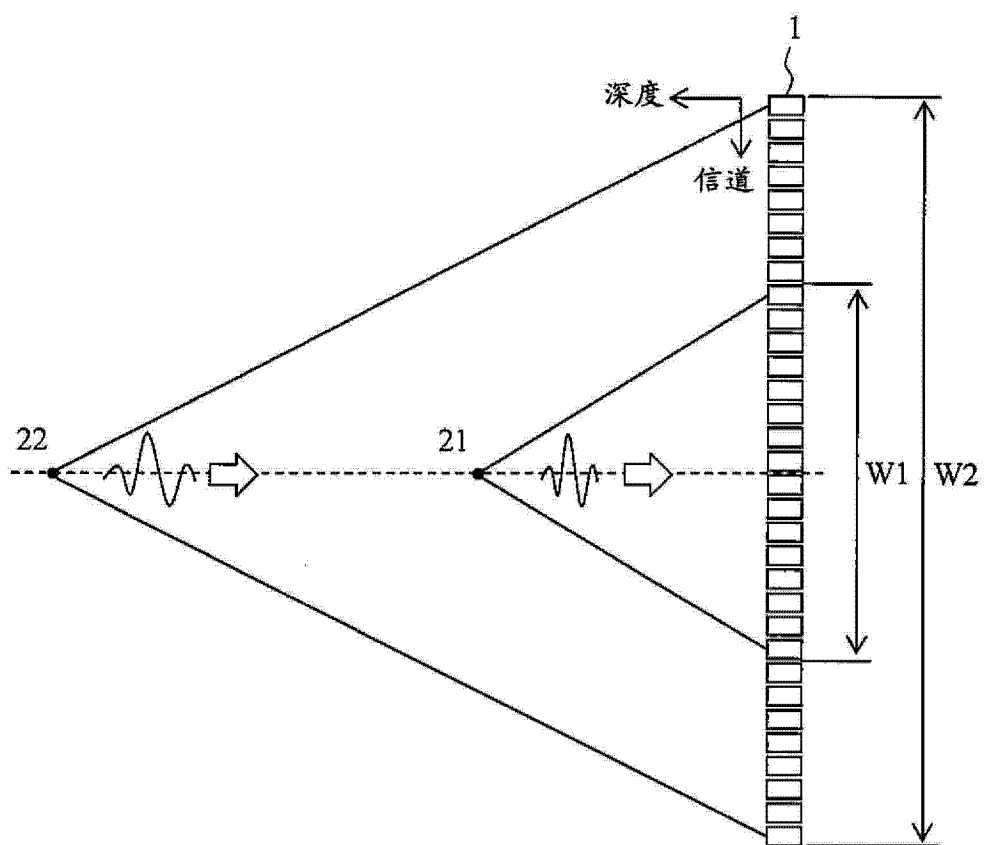


图 6

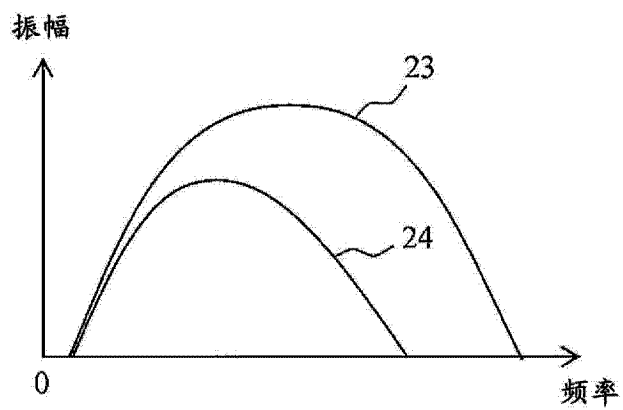


图 7

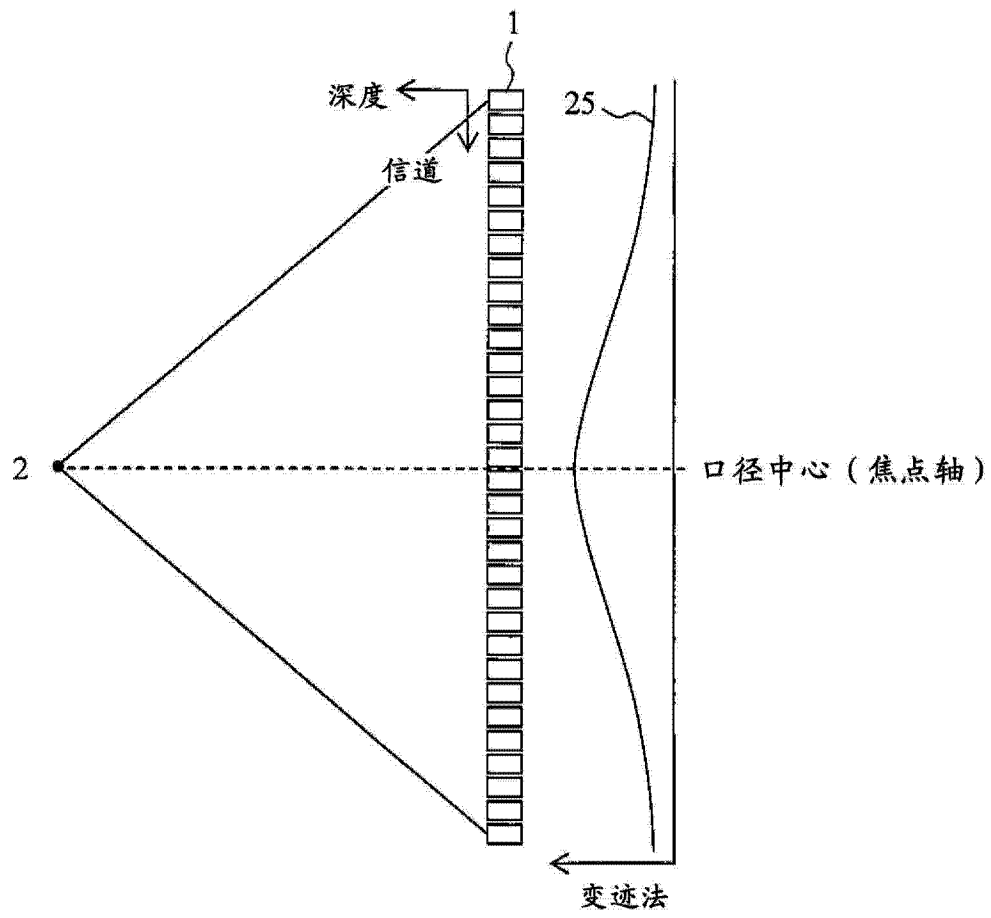


图 8

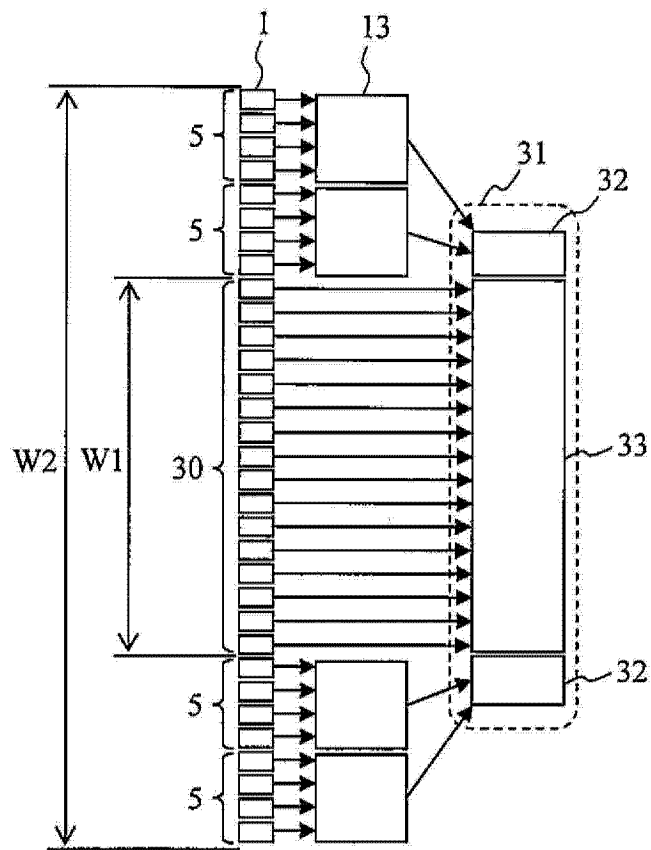


图 9

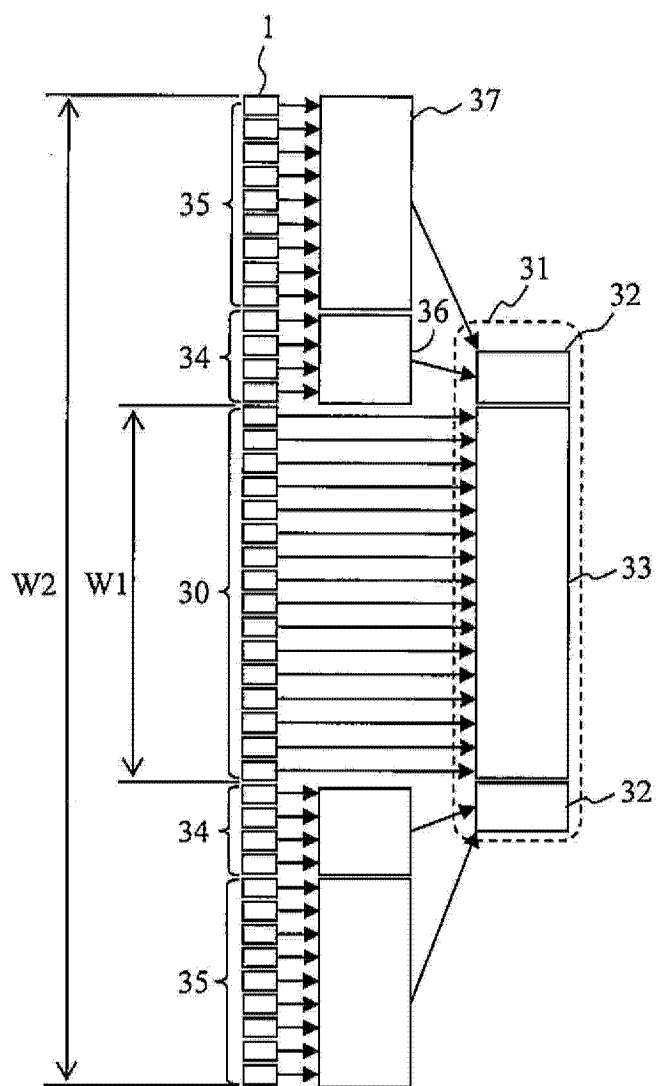


图 10

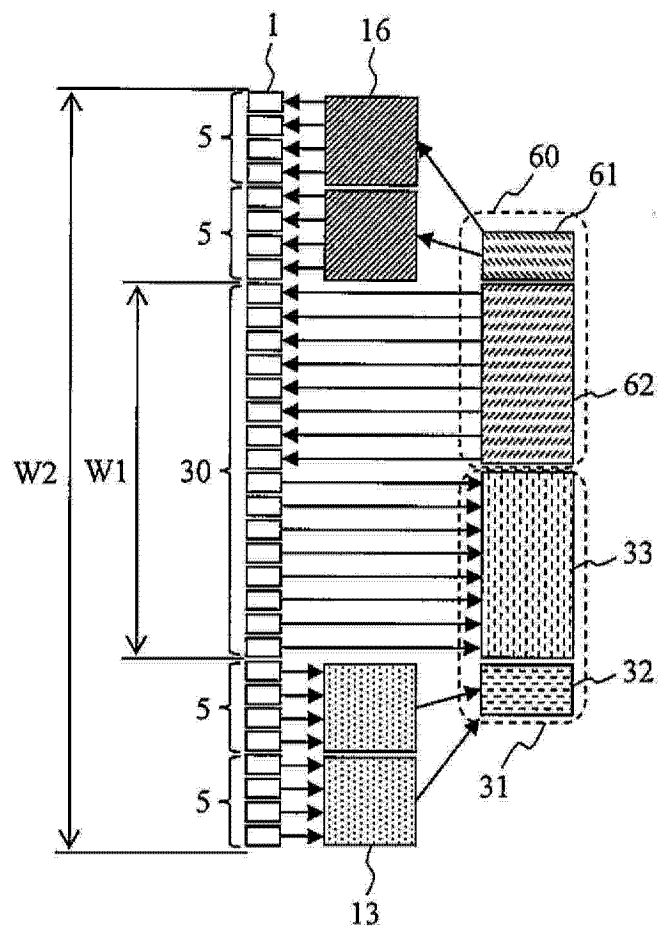


图 12

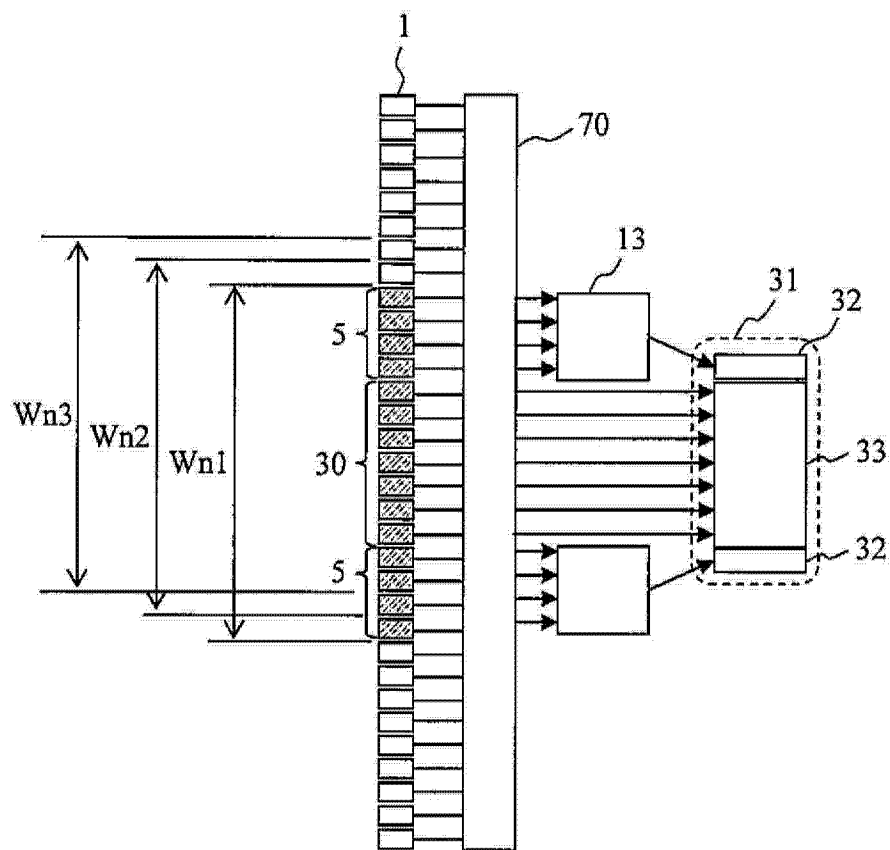


图 13

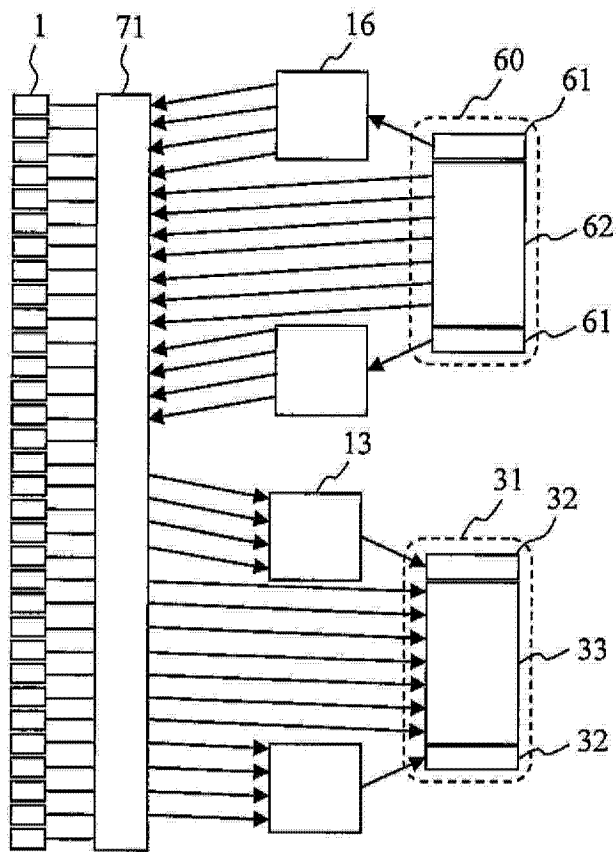


图 14

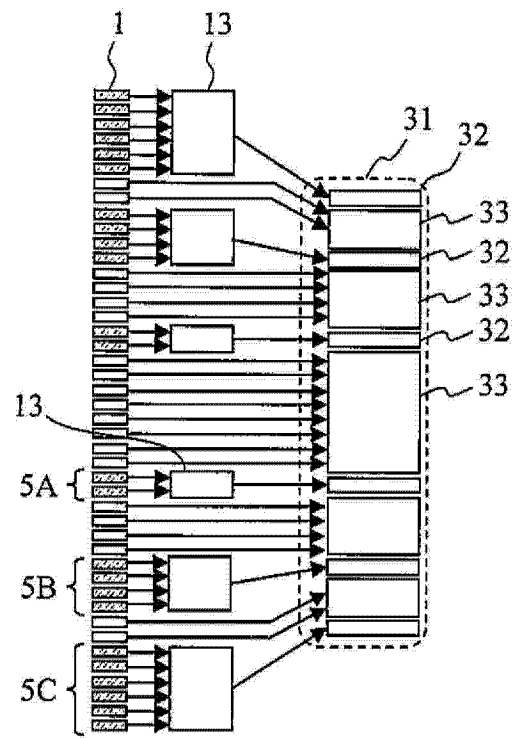


图 15

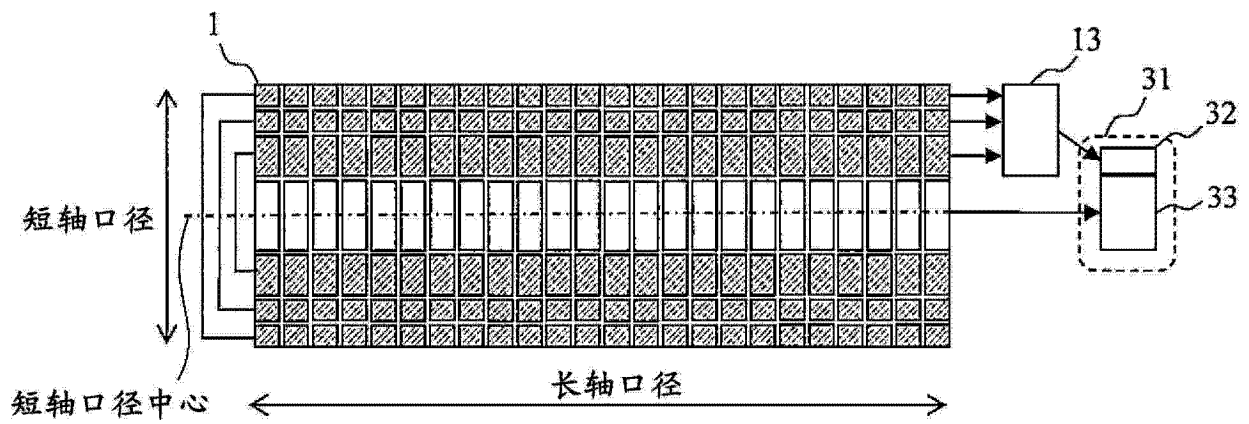


图 16

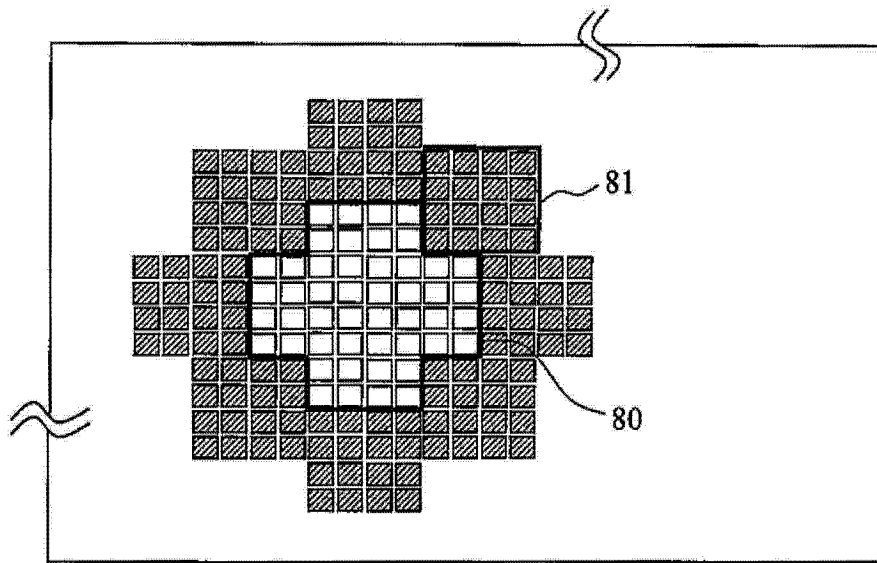


图 17

专利名称(译)	超声波探头及超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN104812311A	公开(公告)日	2015-07-29
申请号	CN201280077366.8	申请日	2012-12-07
[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	田中宏树 罇泽裕		
发明人	田中宏树 罇泽裕		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8927 G01S7/5208 A61B8/4494 A61B8/4488 A61B8/145 A61B8/4444 A61B8/5207 B06B1/0207 B06B1/0622 B06B2201/20 B06B2201/76 G01S15/8925 G10K11/346		
代理人(译)	张敬强		
其他公开文献	CN104812311B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波探头具有多个超声波振子。超声波探头与接收系电路连接，该接收系电路包含：使多个超声波振子中的规定数量构成为一个子阵列，对从子阵列所含的超声波振子得到的超声波接收信号以子阵列单位进行延迟处理及加法处理的至少一个第一延迟加法电路；以及对从超声波振子得到的超声波接收信号进行延迟处理及加法处理的第二延迟加法电路。多个超声波振子包含：将接收信号经由第一延迟加法电路发送至第二延迟加法电路的第一组；以及将接收信号不经由第一延迟加法电路而直接发送至第二延迟加法电路的第二组。

