



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104337545 A

(43) 申请公布日 2015. 02. 11

(21) 申请号 201410345789. 4

(22) 申请日 2014. 07. 18

(30) 优先权数据

2013-155346 2013. 07. 26 JP

(71) 申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 远藤甲午

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限

责任公司 11240

代理人 余刚 吴孟秋

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

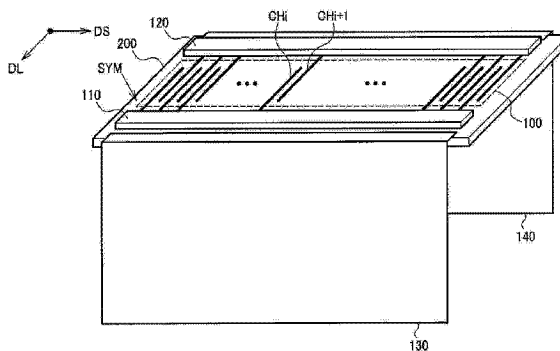
权利要求书2页 说明书20页 附图20页

(54) 发明名称

超声波测定装置、头单元、探测器及图像装置

(57) 摘要

本发明提供超声波测定装置、头单元、探测器及图像装置。超声波测定装置包括：超声波换能器器件，具有基板及具有配置在基板上的第一通道群及第二通道群的超声波换能器元件阵列；第一集成电路装置，在超声波换能器元件阵列的第一方向上的一个端部，以长边方向沿着与第一方向交叉的第二方向的方式安装于基板，进行向第一通道群发送信号及接收来自第一通道群的信号中的至少一个；及第二集成电路装置，在超声波换能器元件阵列的第一方向上的另一端部，以长边方向沿着第二方向的方式安装于基板，进行向第二通道群发送信号及接收来自第二通道群的信号中的至少一个，在超声波换能器元件阵列中，第一通道群和第二通道群对应每个通道交替地沿第二方向配置。



1. 一种超声波测定装置,其特征在于,包括:

超声波换能器器件,具有基板以及具有配置在所述基板上的第一通道群及第二通道群的超声波换能器元件阵列;

第一集成电路装置,在所述超声波换能器元件阵列的第一方向上的一个端部,以长边方向沿着与所述第一方向交叉的第二方向的方式安装于所述基板,进行向所述第一通道群发送信号以及接收来自所述第一通道群的信号中的至少一个;以及

第二集成电路装置,在所述超声波换能器元件阵列的所述第一方向上的另一个端部,以长边方向沿着所述第二方向的方式安装于所述基板,进行向所述第二通道群发送信号以及接收来自所述第二通道群的信号中的至少一个,

在所述超声波换能器元件阵列中,所述第一通道群和所述第二通道群对应每个通道交替地沿所述第二方向配置。

2. 根据权利要求1所述的超声波测定装置,其特征在于,

在第一扫描期间,所述第一集成电路装置将第1~第k脉冲信号中的奇数编号的脉冲信号输出到第1~第k通道中的属于所述第一通道群的通道,所述第二集成电路装置将所述第1~第k脉冲信号中的偶数编号的脉冲信号输出到所述第1~第k通道中的属于所述第二通道群的通道,

在所述第一扫描期间后的第二扫描期间,所述第二集成电路装置将所述奇数编号的脉冲信号输出到第2~第k+1通道中的属于所述第二通道群的通道,所述第一集成电路装置将所述偶数编号的脉冲信号输出到所述第2~第k+1通道中的属于所述第一通道群的通道,其中,k为2以上的自然数。

3. 根据权利要求2所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述超声波测定装置包括将控制所述第一扫描期间及所述第二扫描期间中的发送的控制指令输出到所述第一集成电路装置及所述第二集成电路装置的处理部,

所述第一集成电路装置及所述第二集成电路装置中的各集成电路装置具有进行脉冲信号的发送的多个发送电路、以及基于所述控制指令控制所述多个发送电路的控制电路。

4. 根据权利要求1或2所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述超声波测定装置包括进行接收信号的接收处理的处理部,

所述处理部基于通过所述第一集成电路装置及所述第二集成电路装置发送信号而得的来自所述第一通道群的所述接收信号及来自所述第二通道群的所述接收信号进行所述接收处理。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的超声波测定装置,其特征在于,

在所述超声波换能器元件阵列中,第1~第N通道沿所述第二方向配置,

所述第一通道群是所述第1~第N通道中的奇数编号的通道,

所述第二通道群是所述第1~第N通道中的偶数编号的通道,其中,N为2以上的自然数。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述第一集成电路装置具有沿所述第二方向配置、对所述第一通道群发送信号的多个发送电路,

所述第二集成电路装置具有沿所述第二方向配置、对所述第二通道群发送信号的多个

发送电路。

7. 根据权利要求 1 至 6 中任一项所述的超声波测定装置,其特征在于,所述第一集成电路装置及所述第二集成电路装置以倒装芯片安装的方式安装于所述基板。

8. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的超声波测定装置,其特征在于,所述第一通道群及所述第二通道群中的各通道具有第 1 ~ 第 m 元件群,所述第 1 ~ 第 m 元件群中的各元件群所含有的多个超声波换能器元件在所述各元件群内电并联连接,

所述第 1 ~ 第 m 元件群电串联连接,其中, m 为 2 以上的自然数。

9. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的超声波测定装置,其特征在于,所述第一通道群及所述第二通道群中的各通道具有第 1 ~ 第 m 元件群,所述第 1 ~ 第 m 元件群中的各元件群所含有的多个超声波换能器元件在所述各元件群内电串联连接,

所述第 1 ~ 第 m 元件群电并联连接,其中, m 为 2 以上的自然数。

10. 根据权利要求 1 至 9 中任一项所述的超声波测定装置,其特征在于,所述基板具有阵列状配置的多个开口,所述超声波换能器元件阵列对应所述多个开口中的每一个具有超声波换能器元件,所述超声波换能器元件具有堵住所述多个开口中的对应开口的振动膜、以及设于所述振动膜之上的压电元件部,

所述压电元件部具有设于所述振动膜之上的下部电极、设置成覆盖所述下部电极的至少一部分的压电体层、以及设置成覆盖所述压电体层的至少一部分的上部电极。

11. 一种超声波头单元,其特征在于,包括权利要求 1 至 10 中任一项所述的超声波测定装置。

12. 一种超声波探测器,其特征在于,包括权利要求 1 至 10 中任一项所述的超声波测定装置。

13. 一种超声波图像装置,其特征在于,包括:  
权利要求 12 所述的超声波探测器;以及  
显示显示用图像数据的显示部。

## 超声波测定装置、头单元、探测器及图像装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声波测定装置、超声波头单元、超声波探测器及超声波图像装置等。

### 背景技术

[0002] 以往,作为收发超声波的超声波换能器元件,使用块型 (bulk) 的压电部件。例如在专利文献 1 中,公开了如下的超声波探测器:从块型的压电部件的后面电极的一部分到压电部件的侧面设有绝缘体层,并以与压电部件的前面电极连续且绕到后面电极侧的方式设有导电体层,在压电部件的后面侧,形成于柔性基板的布线与导电体层及后面电极连接。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献 1:日本特开 2005-341085 号公报

### 发明内容

[0006] 发明拟解决的课题

[0007] 但是,为了驱动块型的压电部件,例如需要 100V 左右的高电压,因此,需要使用高耐压的驱动 IC。高耐压的 IC 存在以下的问题:一般而言安装面积大,IC 的个数多,从而难以实现搭载该 IC 的装置的小型化。

[0008] 依据本发明若干方式,能够提供可实现装置的小型化的超声波测定装置、超声波头单元、超声波探测器及超声波图像装置等。

[0009] 用于解决课题的手段

[0010] 本发明一方式涉及一种超声波测定装置,其包括:超声波换能器器件,具有基板以及具有配置在所述基板上的第一通道群及第二通道群的超声波换能器元件阵列;第一集成电路装置,在所述超声波换能器元件阵列的第一方向上的一个端部,以长边方向沿着与所述第一方向交叉的第二方向的方式安装于所述基板,进行向所述第一通道群发送信号以及接收来自所述第一通道群的信号中的至少一个;以及第二集成电路装置,在所述超声波换能器元件阵列的所述第一方向上的另一个端部,以长边方向沿着所述第二方向的方式安装于所述基板,进行向所述第二通道群发送信号以及接收来自所述第二通道群的信号中的至少一个,在所述超声波换能器元件阵列中,所述第一通道群和所述第二通道群对应每个通道交替地沿所述第二方向配置。

[0011] 依据本发明的一方式,在超声波换能器元件阵列的第一方向上的一个端部配置第一集成电路装置,在另一个端部配置第二集成电路装置,由第一集成电路装置进行信号的发送及接收中至少一方的第一通道群和由第二集成电路装置进行信号的发送及接收中至少一方的第二通道群沿第二方向交替配置。由此,可使装置小型化。

[0012] 另外,在本发明的一方式中,也可以是,在第一扫描期间,所述第一集成电路装置将第 1~第 k 脉冲信号中的奇数编号的脉冲信号输出到第 1~第 k 通道中的属于所述第一通道群的通道,所述第二集成电路装置将所述第 1~第 k 脉冲信号中的偶数编号的脉冲信

号输出到所述第 1 ~ 第 k 通道中的属于所述第二通道群的通道, 在所述第一扫描期间后的第二扫描期间, 所述第二集成电路装置将所述奇数编号的脉冲信号输出到第 2 ~ 第 k+1 通道中的属于所述第二通道群的通道, 所述第一集成电路装置将所述偶数编号的脉冲信号输出到所述第 2 ~ 第 k+1 通道中的属于所述第一通道群的通道, 其中, k 为 2 以上的自然数。

[0013] 这样的话, 在对应每个通道交替地配置第一通道群和第二通道群的本发明的一方式中, 能够进行扫描动作。

[0014] 另外, 在本发明的一方式中, 也可以是, 包括将控制所述第一扫描期间及所述第二扫描期间中的发送的控制指令输出到所述第一集成电路装置及所述第二集成电路装置的处理部, 所述第一集成电路装置及所述第二集成电路装置中的各集成电路装置具有进行脉冲信号的发送的多个发送电路、以及基于所述控制指令控制所述多个发送电路的控制电路。

[0015] 这样的话, 处理部输出控制指令, 各集成电路装置基于控制指令控制多个发送电路, 从而多个发送电路能够发送第一扫描期间及第二扫描期间中的脉冲信号。

[0016] 另外, 在本发明的一方式中, 也可以是, 包括进行接收信号的接收处理的处理部, 所述处理部基于通过所述第一集成电路装置及所述第二集成电路装置发送信号而得的来自所述第一通道群的所述接收信号及来自所述第二通道群的所述接收信号进行所述接收处理。

[0017] 这样的话, 利用处理部对来自第一通道群的接收信号及来自第二通道群的接收信号进行接收处理, 从而能够在例如接收聚焦处理 (受信フォーカス处理) 等接收处理中对多个通道的接收信号进行合成。

[0018] 另外, 在本发明的一方式中, 也可以是, 在所述超声波换能器元件阵列中, 第 1 ~ 第 N 通道沿所述第二方向配置, 所述第一通道群是所述第 1 ~ 第 N 通道中的奇数编号的通道, 所述第二通道群是所述第 1 ~ 第 N 通道中的偶数编号的通道, 其中, N 为 2 以上的自然数。

[0019] 这样的话, 能够对应每个通道交替地配置由第一集成电路装置进行发送及接收中至少一方的第一通道群、以及由第二集成电路装置进行发送及接收中至少一方的第二通道群。

[0020] 另外, 在本发明的一方式中, 也可以是, 所述第一集成电路装置具有沿所述第二方向配置、对所述第一通道群发送信号的多个发送电路, 所述第二集成电路装置具有沿所述第二方向配置、对所述第二通道群发送信号的多个发送电路。

[0021] 这样的话, 第一集成电路装置能够向奇数编号的通道输出发送信号, 第二集成电路装置能够向偶数编号的通道输出发送信号。由此, 能够使通道的配置节距 (ピッチ) 小于发送电路的配置节距, 故能够实现元件节距更小的超声波换能器元件阵列。

[0022] 另外, 在本发明的一方式中, 所述第一集成电路装置及所述第二集成电路装置也可以以倒装芯片安装的方式安装于所述基板。

[0023] 这样的话, 例如不是通过平面封装等在硬性基板上安装集成电路装置, 而是能够在超声波换能器器件上安装集成电路装置, 从而可小型化超声波测定装置。

[0024] 另外, 在本发明的一方式中, 也可以是, 所述第一通道群及所述第二通道群中的各通道具有第 1 ~ 第 m 元件群, 所述第 1 ~ 第 m 元件群中的各元件群所含有的多个超声波换

能器元件在所述各元件群内电并联连接,所述第 1 ~ 第 m 元件群电串联连接,其中, m 为 2 以上的自然数。

[0025] 这样的话,由于第 1 ~ 第 m 元件群被串联连接,从而在第 1 ~ 第 m 元件群的接收电压的振幅相加,能够提高接收灵敏度。另外,由于各元件群所含有的超声波换能器元件被并联连接,从而能够增大发送声压。这样一来,能够兼顾发送声压的增大和接收灵敏度的提高。

[0026] 另外,在本发明的一方式中,也可以是,所述第一通道群及所述第二通道群中的各通道具有第 1 ~ 第 m 元件群,所述第 1 ~ 第 m 元件群中的各元件群所含有的多个超声波换能器元件在所述各元件群内电串联连接,所述第 1 ~ 第 m 元件群电并联连接,其中, m 为 2 以上的自然数。

[0027] 这样的话,在各元件群中,多个超声波换能器元件被串联连接,从而多个超声波换能器元件上的接收电压的振幅相加,能够提高接收灵敏度。另外,由于第 1 ~ 第 m 元件群被并联连接,从而能够增大发送声压。这样一来,能够兼顾发送声压的增大和接收灵敏度的提高。

[0028] 另外,在本发明的一方式中,也可以是,所述基板具有阵列状配置的多个开口,所述超声波换能器元件阵列对应所述多个开口中的每一个具有超声波换能器元件,所述超声波换能器元件具有堵住所述多个开口中的对应开口的振动膜、以及设于所述振动膜之上的压电元件部,所述压电元件部具有设于所述振动膜之上的下部电极、设置成覆盖所述下部电极的至少一部分的压电体层、以及设置成覆盖所述压电体层的至少一部分的上部电极。

[0029] 这样的话,能够通过利用压电体层使堵住开口的振动膜振动的超声波换能器元件构成超声波换能器元件阵列。由此,与使用块型压电元件的情况相比,可以以低电压的驱动信号驱动超声波换能器元件,能够以低耐压的工艺制造集成电路装置,从而可以紧凑地形成集成电路装置。

[0030] 另外,本发明的另一方式涉及包括上述任一段落所述的超声波测定装置的超声波头单元。

[0031] 另外,本发明的又一其它方式涉及包括上述任一段落所述的超声波测定装置的超声波探测器。

[0032] 另外,本发明的又一其它方式涉及包括上述超声波探测器以及显示显示用图像数据的显示部的超声波图像装置。

## 附图说明

[0033] 图 1 的 (A)、图 1 的 (B) 是说明本实施方式的比较例的说明图。

[0034] 图 2 的 (A) 是超声波探测器的规格和疾病的例中。图 2 的 (B) 是市售的一般性探测器的规格的例中。

[0035] 图 3 的 (A) ~ 图 3 的 (C) 是超声波换能器元件的构成例。

[0036] 图 4 是超声波换能器器件 (device) 的构成例。

[0037] 图 5 的 (A)、图 5 的 (B) 是通道的构成例。

[0038] 图 6 是超声波测定装置的基本构成例。

[0039] 图 7 是超声波测定装置的基本构成例。

- [0040] 图 8 是超声波测定装置的构成例的电路框图。
- [0041] 图 9 是集成电路装置的详细构成例。
- [0042] 图 10 是收发控制的说明图。
- [0043] 图 11 是集成电路装置的布局构成例。
- [0044] 图 12 是超声波探测器的构成例。
- [0045] 图 13 是超声波测定装置的第二构成例的电路框图。
- [0046] 图 14 是集成电路装置的第二详细构成例。
- [0047] 图 15 是集成电路装置的第二布局构成例。
- [0048] 图 16 是通道的第一变形构成例。
- [0049] 图 17 是通道的第二变形构成例。
- [0050] 图 18 是头单元的构成例。
- [0051] 图 19 的 (A) ~图 19 的 (C) 是超声波头单元的详细构成例。
- [0052] 图 20 的 (A)、图 20 的 (B) 是超声波探测器的构成例。
- [0053] 图 21 是超声波图像装置的构成例。
- [0054] [附图标记说明]
- [0055] 10 超声波换能器元件, 21 第一电极层, 22 第二电极层, 30 压电体层, 40 开口, 50 振动膜, 60 基板, 100 超声波换能器元件阵列, 110 第一集成电路装置, 112 发送电路, 114 控制电路, 115 各向异性导电膜, 116 多路复用器, 118 收发切换电路, 120 第二集成电路装置, 122 发送电路, 124 控制电路, 125 各向异性导电膜, 126 多路复用器, 128 收发切换电路, 130 第一柔性基板, 140 第二柔性基板, 200 超声波换能器器件 (元件芯片), 210 连接部, 220 超声波头单元, 230 接触部件, 240 探测器壳体, 250 支撑部件, 260 固定用部件, 270 保护部件, 300 超声波探测器, 310 探测器头, 320 探测器主体, 330 处理装置, 332 发送部, 334 收发控制部, 335 接收部, 340 集成电路装置, 350 电缆, 400 电子设备主体, 410 控制部, 420 处理部, 421 ~ 424 连接器, 425 头单元侧连接器, 426 探测器主体侧连接器, 430 用户界面部, 431 ~ 433 硬性基板, 440 显示部, 441 ~ 448 集成电路装置, 451 ~ 455 电路元件, 500 处理部, 550 模拟前置电路, 560 收发控制电路, 570 限幅电路, 600 壳体, 610 声部件, CH1 ~ CH128 通道, CTS1、CTS2 控制电路, DL 切片方向 (第一方向), DS 扫描方向 (第二方向), EG1 ~ EG4 元件群, HL1 第一长边, HL2 第二长边, LC1 ~ LC128 公共电极线, LX1 ~ LX128 信号电极线, P1 ~ P8 脉冲信号, SW1 ~ SW64 开关元件, T1 ~ T5 扫描期间, TD1 ~ TD64 伪端子, TT1 ~ TT64 发送端子 (收发端子), TX1 ~ TX64 发送电路, UE1 超声波换能器元件, XA1 ~ XA128 通道端子, XC1 ~ XC128 公共端子

## 具体实施方式

[0056] 以下, 详细说明本发明的优选实施方式。此外, 以下说明的本实施方式并非不当地限定权利要求书中记载的本发明的内容, 在本实施方式中说明的所有构成作为本发明的解决手段未必是必须的。

[0057] 1. 本实施方式的比较例

[0058] 如上所述, 使用块型的超声波换能器元件时, 需要高耐压的驱动 IC, 存在难以进行装置的小型化的课题。例如, 在手提式的超声波图像装置等中, 存在使其探测器、装置主体

小型化的需求,但搭载高耐压的驱动 IC 则会妨碍小型化。

[0059] 另外,在上述专利文献 1 中,作为超声波换能器元件的块型压电部件的电极经由柔性基板与收发部连接。在柔性基板上仅形成有连接电极和收发部的布线,故存在部件件数、成本增加的课题。

[0060] 另外,驱动超声波换能器元件的 IC(集成电路装置)基本全部都安装在作为硬性基板的主基板上,故设想 IC 通过扁平封装构成,IC 在主基板上占据大的面积。另外,为了驱动块型压电部件,需要采用耐 100V 程度的高电压的半导体工艺(半导体プロセス),故 IC 的安装面积大。这样,在专利文献 1 的方法中,存在当应用于例如手提式的超声波图像装置等时难以实现装置的小型化的课题。

[0061] 另外,要使用如上所述安装面积大的 IC 来实现装置的小型化时,可通过减少驱动通道数来减少驱动 IC 的面积或个数,故存在超声波换能器元件阵列的通道数减少的课题。若通道数减少,则超声波束的收敛性下降,从而作为超声波图像装置的重要特性的分辨率下降。

[0062] 因此,在本实施方式中,如以图 3 的 (A) 等而在随后所述地,使用薄膜的压电元件(压电体层 30)构成超声波换能器元件。在该结构中,能够以 10V ~ 30V 驱动超声波换能器元件,故能够使驱动 IC 小型化。例如在图 1 的 (A) 中示出本实施方式的比较构成例。

[0063] 在该比较构成例中,包括通道 CH1 ~ CH64 和从两端驱动通道 CH1 ~ CH64 的集成电路装置 IC1、IC2。通道 CH1 ~ CH64 由多个超声波换能器元件构成,例如随后以图 5 的 (A) 所述的元件列。由通道 CH1 ~ CH64 构成超声波换能器元件阵列,设其扫描方向的长度为头长(ヘッド長)W。集成电路装置 IC1、IC2 配置成其长边方向沿着头长 W 的方向,采用沿其长边并排 64 通道的输出端子的构成。在本实施方式中,驱动电压是比块型压电部件更低的电压,因此,可使集成电路装置 IC1、IC2 小型化,形成图 1 的 (A) 那样的构成。

[0064] 图 2 的 (A) 示出本实施方式中设想的规格和疾病的例子,图 2 的 (B) 示出市售的一般性探测器的规格的例子。根据诊查的疾病的种类,具有适合观察的深度,根据该深度设定超声波的频率、通道数。例如,对于图 2 的 (A) 所示的淋巴肿大、褥疮等,分别确定了适于观察的深度、超声波的频率。如图 2 的 (B) 所示,确定超声波的频率时,与其对应地确定头长、通道数。一般而言,深度越浅,越需要更高的频率和更多的通道。

[0065] 另一方面,如图 2 的 (A)、图 2 的 (B) 所示,不管疾病、通道数如何,头长都是相同(或大致相同)的。即,为了应对观察浅的部分的疾病,需要多通道化,但头长不变。例如,如图 1 的 (B) 所示,用与 64 通道时相同的头长 W 构成 128 通道。在该情况下,需要使集成电路装置 IC1、IC2 为 128 通道,但由于采用耐 10V ~ 30V 电压的工艺,故难以在维持长边方向的长度的同时实现多通道化。因此,长边方向的长度变得比头长 W 长,存在难以进行紧凑的配置/布线的课题。

[0066] 2. 超声波换能器元件

[0067] 以下说明能够解决这样的课题的本实施方式的超声波测定装置。首先,说明适用于本实施方式的超声波测定装置的超声波换能器元件。

[0068] 图 3 的 (A) ~ 图 3 的 (C) 示出适用于本实施方式的超声波换能器元件的超声波换能器元件 10 的构成例。该超声波换能器元件 10 包括振动膜 50(薄膜,支撑部件)、第一电极层 21(下部电极层)、压电体层 30(压电体膜)、第二电极层 22(上部电极层)。

[0069] 超声波换能器元件 10 形成于基板 60。基板 60 例如是硅基板。图 3 的 (A) 是从与元件形成面侧的基板 60 垂直的方向观察超声波换能器元件 10 的俯视图。图 3 的 (B) 是示出沿图 3 的 (A) 的 AA' 的截面的截面图。图 3 的 (C) 是示出沿图 3 的 (A) 的 BB' 的截面的截面图。

[0070] 第一电极层 21 在振动膜 50 的上层例如由金属薄膜形成。该第一电极层 21 也可如图 3 的 (A) 所示那样是向元件形成区域的外侧延长并与相邻的超声波换能器元件 10 连接的布线。

[0071] 压电体层 30 例如由 PZT( 锆钛酸铅 ) 薄膜形成, 设置成覆盖第一电极层 21 的至少一部分。此外, 压电体层 30 的材料不限于 PZT, 也可使用例如钛酸铅 ( $\text{PbTiO}_3$ ), 锆酸铅 ( $\text{PbZrO}_3$ ), 钛酸铅镧 ( $(\text{Pb}, \text{La})\text{TiO}_3$ ) 等。

[0072] 第二电极层 22 例如由金属薄膜形成, 设置成覆盖压电体层 30 的至少一部分。该第二电极层 22 也可以是如图 3 的 (A) 所示那样的向元件形成区域的外侧延长并与相邻的超声波换能器元件 10 连接的布线。

[0073] 第一电极层 21 中的被压电体层 30 覆盖的部分及第二电极层 22 中的覆盖压电体层 30 的部分中的一方形成第一电极, 另一方形成第二电极。压电体层 30 设置成被第一电极和第二电极夹着。也称这些第一电极、第二电极、压电体层 30 为压电元件部。

[0074] 振动膜 50 设置成以例如  $\text{SiO}_2$  薄膜和  $\text{ZrO}_2$  薄膜的两层结构堵住开口 40。该振动膜 50 支撑压电体层 30 及第一电极层 21、第二电极层 22 并随压电体层 30 的伸缩而振动, 从而可使超声波产生。

[0075] 开口 40( 空穴区域 ) 是通过从基板 60 的背面 ( 未形成元件的面 ) 侧利用反应性离子蚀刻 (RIE: Reactive Ion Etching) 等进行蚀刻而形成的。由因该开口 40 的形成而可振动的振动膜 50 的尺寸决定超声波的共振频率, 其超声波向压电体层 30 侧 ( 图 3 的 (A) 中是从纸面里侧向近前方向 ) 发射。

[0076] 通过在第一电极和第二电极之间、即第一电极层 21 和第二电极层 22 之间施加电压, 压电体层 30 向面内方向伸缩。超声波换能器元件 10 采用使薄的压电元件 ( 压电体层 30 ) 和金属板 ( 振动膜 50 ) 相贴合的单晶 (Unimorph: 压电单晶片、单层压电片) 结构, 当压电体层 30 在面内伸缩时, 贴合的振动膜 50 的尺寸不变, 故产生弯曲。通过向压电体层 30 施加交流电压, 振动膜 50 相对于膜厚方向发生振动, 通过该振动膜 50 的振动, 发射超声波。施加于该压电体层 30 的电压例如为 10V ~ 30V, 频率例如是 1MHz ~ 10MHz。

[0077] 通过如上所述地构成超声波换能器元件 10, 与块型的超声波换能器元件相比, 能够使元件小型化, 故能使元件节距变窄。由此, 能够抑制栅瓣 (グレーティングローブ) 的产生。另外, 与块型的超声波换能器元件相比, 能够以小的电压振幅驱动, 故能够以低耐压的电路元件构成驱动电路。

[0078] 3. 超声波换能器器件

[0079] 图 4 示出本实施方式的超声波测定装置中包含的超声波换能器器件 200 的构成例。

[0080] 此外, 以下, 作为超声波换能器器件 200, 举例说明了采用使用上述压电元件 ( 薄膜压电元件 ) 的类型的换能器的情况, 但本实施方式并不限于此。例如也可采用使用 c-MUT (Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducers: 电容式微超声换能器) 等

电容性元件的类型的换能器。

[0081] 另外,以下举例说明收发通道由第 1 ~ 第 128 通道构成的情况,但本实施方式并不限于此,也可由  $N = 128$  以外的第 1 ~ 第  $N$  通道构成。另外,以下举例说明元件群连接在通道端子(信号端子)和公共端子之间的情况,但本实施方式并不限于此。即,也可以将元件群连接在两个信号端子之间并向该两个信号端子供给例如逆相位的信号。

[0082] 超声波换能器器件 200 包括:基板 60、在基板 60 形成的超声波换能器元件阵列 100、在基板 60 形成的通道端子  $XA_1 \sim XA_{128}$ (信号端子)、在基板 60 形成的公共端子  $XC_1 \sim XC_{128}$ (广义上为信号端子)、在基板 60 形成的信号电极线  $LX_1 \sim LX_{128}$ 、及在基板 60 形成的公共电极线  $LC_1 \sim LC_{128}$ (广义上为信号电极线)。

[0083] 通道端子  $XA_i$ ( $i$  为奇数)及公共端子  $XC_i$  配置在切片方向(スライス方向)DL 中的超声波换能器元件阵列 100 的一个端部。通道端子  $XA_i$  与信号电极线  $LX_i$  的一端连接,公共端子  $XC_i$  与公共电极线  $LC_i$  的一端连接。通道端子  $XA_{i+1}$ ( $i+1$  为偶数)及公共端子  $XC_{i+1}$  配置在切片方向 DL 中的超声波换能器元件阵列 100 的另一个端部。通道端子  $XA_{i+1}$  与信号电极线  $LX_{i+1}$  的一端连接,公共端子  $XC_{i+1}$  与公共电极线  $LC_{i+1}$  的一端连接。例如,基板 60 是以扫描方向 DS 为长边方向的矩形,沿着该矩形的一个长边配置奇数编号的通道端子  $XA_i$  及公共端子  $XC_i$ ,沿矩形的另一个长边配置偶数编号的通道端子  $XA_{i+1}$  及公共端子  $XC_{i+1}$ 。

[0084] 这里,切片方向 DL(第一方向)及扫描方向 DS(第二方向)表示基板 60 的平面上的方向。扫描方向 DS 与例如线性扫描、扇形扫描等扫描动作中扫描超声波束的方向对应。切片方向 DL 是与扫描方向 DS 交叉(例如正交)的方向,在例如扫描超声波束而得到断层图像的情况下,其对应于和该断层正交的方向。

[0085] 超声波换能器元件阵列 100 包括沿扫描方向 DS 配置的通道  $CH_1 \sim CH_{128}$ 。各通道  $CH_i, CH_{i+1}$  由电连接的多个超声波换能器元件 10 构成,与信号电极线  $LX_i, LX_{i+1}$  的另一端及公共电极线  $LC_i, LC_{i+1}$  的另一端连接。后述通道  $CH_i, CH_{i+1}$  的详细构成。

[0086] 按以下进行超声波的收发。以奇数编号的通道为例,向通道端子  $XA_i$  供给发送信号(例如电压脉冲)时,通道  $CH_i$  的超声波换能器元件 10 将该发送信号转换成超声波,发射超声波。接着,超声波换能器元件 10 将对象物反射的超声回波转换为接收信号(例如电压信号),该接收信号从通道端子  $XA_i$  输出。此外,向公共端子  $XC_i$  供给公共电压(例如固定的电压)。

#### [0087] 4. 通道

[0088] 图 5 的 (A) 示出通道  $CH_i$ (通道元件群)的详细构成例。此外,也可同样地构成通道  $CH_{i+1}$ 。

[0089] 通道  $CH_i$  包括沿切片方向 DL 配置的超声波换能器元件  $UE_1 \sim UE_8$ 。超声波换能器元件  $UE_1 \sim UE_8$  的一个电极(例如图 3 的 (A) 的第一电极层 21) 与信号电极线  $LX_i$  连接。另一个电极(例如图 3 的 (A) 的第二电极层 22) 与公共电极线  $LY_1 \sim LY_8$  连接。公共电极线  $LY_1 \sim LY_8$  沿扫描方向 DS 布线,与公共电极线  $LC_i$  连接。

[0090] 在将图 5 的 (A) 的通道  $CH_i$  应用于图 4 的情况下,则在超声波换能器元件阵列 100 中,按 8 行 128 列的矩阵状配置超声波换能器元件 10。

[0091] 此外,上面举例说明了沿切片方向 DL 配置 8 个超声波换能器元件的情况,但本实

施方式并不限于此,也可配置  $M = 8$  以外的  $M$  个 ( $M$  为 2 以上的自然数) 超声波换能器元件。即,超声波换能器元件阵列 100 可以是  $M$  行  $N$  列的矩阵。另外,超声波换能器元件阵列 100 不限于矩阵状的配置。例如,也可以混合切片方向 DL 的元件数不同的通道,或者,在扫描方向 DS、切片方向 DL 上,元件可不配置在一条直线上(例如,锯齿状(千鳥格子状)的配置)。

[0092] 另外,上面举例说明了 1 通道由 1 列元件列构成的情况,但本实施方式并不限于此,1 通道可由多列元件列构成。例如如图 5 的 (B) 所示,通道  $CH_i$  具有沿切片方向 DL 配置的超声波换能器元件  $UE_{11} \sim UE_{18}$  及  $UE_{21} \sim UE_{28}$ 。超声波换能器元件  $UE_{11} \sim UE_{18}$ 、 $UE_{21} \sim UE_{28}$  与信号电极线  $LX_{1i}$ 、 $LX_{2i}$  连接。信号电极线  $LX_{1i}$ 、 $LX_{2i}$  与通道端子  $XA_i$  连接。

[0093] 另外,上面举例说明了公共端子与各通道连接、在各通道分离公共电极线的情况,但本实施方式并不限于此。例如,通道  $CH_1 \sim CH_{128}$  可与共同的公共电极线及公共端子连接。

[0094] 5. 超声波测定装置的基本构成

[0095] 图 6、图 7 示出本实施方式的超声波测定装置的基本构成例。该超声波测定装置包括超声波换能器器件 200、第一柔性基板 130、第二柔性基板 140 和安装到超声波换能器器件 200 的基板 60 的第一集成电路装置 110 及第二集成电路装置 120。此外,以下适当称超声波换能器器件 200 为元件芯片。

[0096] 在元件芯片 200 的基板 60 的超声波出射方向侧(即、形成有压电体层 30 一侧)的面 SYM,沿切片方向 DL 形成有信号电极线  $LX_1 \sim LX_{128}$ ,安装集成电路装置 110、120。在安装了集成电路装置 110、120 的状态下,集成电路装置 110 的发送端子  $TT_1 \sim TT_{64}$  和伪端子  $TD_1 \sim TD_{64}$  与奇数编号的信号电极线  $LX_1$ 、 $LX_3$ 、 $\dots$ 、 $LX_{127}$  连接,集成电路装置 120 的发送端子  $TTB_1 \sim TTB_{64}$  和伪端子  $TDB_1 \sim TDB_{64}$  与偶数编号的信号电极线  $LX_2$ 、 $LX_4$ 、 $\dots$ 、 $LX_{128}$  连接。

[0097] 发送端子  $TT_1 \sim TT_{64}$  沿集成电路装置 110 的第一长边(图 11 的 HL1)排列。伪端子  $TD_1 \sim TD_{64}$  沿着集成电路装置 110 的第二长边(HL2)排列。集成电路装置 110 以长边沿着扫描方向 DS 且发送端子  $TT_1 \sim TT_{64}$  侧的长边朝着超声波换能器元件阵列 100 侧的方式安装于基板 60。在从集成电路装置 110 的安装侧观察基板 60 的俯视观察中,信号电极线  $LX_1$ 、 $LX_3$ 、 $\dots$ 、 $LX_{127}$  通过集成电路装置 110 之下。

[0098] 这里,“伪端子”例如是不输入输出发送信号、接收信号、控制信号等信号的端子,例如是仅形成凸点端子(バンブ端子)而在该凸点端子上未连接有电路的端子。此外,伪端子也可以包括在制造过程的测试工序中进行信号输入输出的测试端子。另外,也可在伪端子上连接静电保护电路。

[0099] 此外,也可沿集成电路装置 110 的第一短边(图 11 的 HS1)、第二短边(HS2)配置控制端子(图 9 的 TP)。控制端子与形成于元件芯片 200 的基板 60 的控制信号线连接。该控制信号线例如由与在图 3 的 (A) 等中说明的第一电极层 21、第二电极层 22 相同的布线层(导电层)形成。从例如图 8 的收发控制电路 560 向控制端子供给发送脉冲信号、收发控制信号,集成电路装置 110 基于该发送脉冲信号、收发控制信号生成发送信号。另外,虽省略了图示,但在集成电路装置 110 上也可设置公共输出端子。公共输出端子对元件芯片 200 的公共电极线  $LC_1$ 、 $LC_3$ 、 $\dots$ 、 $LC_{127}$  供给公共电压。

[0100] 集成电路装置 110 的端子是凸点端子,例如通过对集成电路装置 110 的衬垫端子(パッド端子)镀金属而形成。或者,可以对集成电路装置 110 的元件形成面形成作为绝缘层的树脂层、金属布线和与该金属布线连接的凸点端子。

[0101] 集成电路装置 120 的端子也可以与集成电路装置 110 的端子同样地构成。在俯视观察中,信号电极线 LX2、LX4、···、LX128 通到集成电路装置 120 之下。

[0102] 在柔性基板 130 上形成有信号线 LT1 ~ LT64。该信号线 LT1 ~ LT64 形成于柔性基板 130 的内侧(朝向图 7 的纸面的右侧),与元件芯片 200 的奇数编号的通道端子 XA1、XA3、···、XA127 连接。信号线 LT1 ~ LT64 的另一端延伸到柔性基板 130 的另一端,与例如用于连接后段的电路基板的连接器端子等连接。

[0103] 柔性基板 140 也能与柔性基板 130 同样地构成。柔性基板 140 的信号线 LTB1 ~ LTB64 与元件芯片 200 的偶数编号的通道端子 XA2、XA4、···、XA128 连接。

[0104] 说明上述的超声波测定装置的动作。来自集成电路装置 110,120 的发送信号经由发送端子 TT1 ~ TT64、TTB1 ~ TTB64 和信号电极线 LX1 ~ LX128 输入超声波换能器元件阵列 100。超声波换能器元件阵列 100 根据该发送信号发射超声波,该超声波从观察对象反射,其反射波被超声波换能器元件阵列 100 接收。在该超声波的接收时,来自超声波换能器元件阵列 100 的接收信号经由信号电极线 LX1 ~ LX128 和通道端子 XA1 ~ XA128 向柔性基板 130、140 的信号线 LT1 ~ LT64、LTB1 ~ LTB64 输出。然后,接收信号输出至后段的接收电路(例如图 8 的模拟前置电路 550)。集成电路装置 110、120 的详细电路构成/动作将在后描述。

#### [0105] 6. 倒装芯片安装

[0106] 以下,以集成电路装置 110 为例说明倒装芯片安装。此外,集成电路装置 120 也采用同样的安装方法。

[0107] 如图 7 所示,集成电路装置 110 的安装通过使用各向异性导电膜 115(ACF: Anisotropic Conductive Film)的倒装芯片安装(裸片安装)来实现。各向异性导电膜 115 是包含金属微粒等导电粒子的树脂膜。将该各向异性导电膜 115 夹在中间,将集成电路装置 110 粘接到基板 60 并使各向异性导电膜 115 热固化,从而各向异性导电膜 115 固化收缩,通过该固化收缩,使集成电路装置 110 和基板 60 互相拉向彼此。并且,通过集成电路装置 110 的突起端子(凸点)压碎导电粒子而与基板 60 的布线导通,通过该突起端子抵抗固化收缩的力而支撑集成电路装置 110。对于未被端子压迫的部分的膜,导电粒子间因树脂而保持在绝缘状态,故不会产生端子的短路。

[0108] 通过这样使用各向异性导电膜 115 对基板 60 进行倒装芯片安装,与将扁平封装的集成电路装置安装于后段的印刷基板(硬性基板)的情况相比,能够缩减安装面积。另外,本实施方式的元件芯片 200 如上所述地可用 10V ~ 30V 左右驱动,故能够小型化集成电路装置 110。因此,可容易地实现以需要高耐压的集成电路装置的块型压电元件所难以实现的借助倒装芯片安装的小型化。另外,基板 60 由和集成电路装置 110 相同的硅基板构成。即,因为是热膨胀率相同的物体彼此的接合,所以与热膨胀率不同的不同材料的接合相比,能够实现接合可靠性高的安装。

[0109] 此外,倒装芯片安装例如是使元件形成面在基板 60 侧进行安装的面朝下安装。或者,也可以是使元件形成面的背面在基板 60 侧进行安装的面朝上安装。

[0110] 在本实施方式中,在集成电路装置 110 上设有伪端子 TD1 ~ TD64。假设未设置有伪端子 TD1 ~ TD64 时,则仅在集成电路装置 110 的一个长边上存在发送端子 TT1 ~ TT64,各向异性导电膜 115 的固化收缩的力在无端子侧和有端子侧产生不平衡。由于该不平衡,在无端子侧产生使集成电路装置 110 和基板 60 互相拉向彼此的力。另一方面,由于该拉向彼此的力,在存在端子的侧产生支起端子的力,故有发送端子 TT1 ~ TT64 从信号电极线 LX1、LX3、•••、LX127 悬起的可能性。

[0111] 在这一点上,在本实施方式中,在集成电路装置 110 的第二长边设有伪端子 TD1 ~ TD64。由此,相对于各向异性导电膜 115 的固化收缩的力,发送端子 TT1 ~ TT64 的对抗力和伪端子 TD1 ~ TD64 的对抗力抵消,力变得均衡,能够保证发送端子 TT1 ~ TT64 和信号电极线 LX1、LX3、•••、LX127 的导通。

[0112] 此外,在本实施方式中,不限于采用各向异性导电膜 115 (ACF) 的安装,例如也可使用 ACP (Anisotropic Conductive Paste: 各向异性导电胶)、NCF (Non-Conductive Film: 非导电膜)、NCP (Non-Conductive Paste: 非导电胶) 等将集成电路装置 110 安装于基板 60。

[0113] 第二集成电路装置 120 也与上述同样地进行安装。即,集成电路装置 120 利用各向异性导电膜 125 而以倒装芯片安装的方式安装于元件芯片 200 的超声波出射方向侧的面 SYM。

[0114] 7. 超声波测定装置的详细构成

[0115] 图 8 示出超声波测定装置的构成例的电路框图。该超声波测定装置包括元件芯片 200、集成电路装置 110、120、处理部 500。处理部 500 包括模拟前置电路 550、收发控制电路 560。

[0116] 收发控制电路 560 对集成电路装置 110、120 进行超声波的发送控制、接收控制。收发控制电路 560 将其控制信号经由集成电路装置 110、120 的控制端子 (图 9 的 TP) 供给到集成电路装置 110、120。

[0117] 从元件芯片 200 经由柔性基板 130、140 向模拟前置电路 550 输入接收信号,模拟前置电路 550 对该接收信号进行接收处理。接收处理是例如放大处理、A/D 转换处理、接收聚焦 (受信フォーカス) 处理等。另外,模拟前置电路 550 包括限制集成电路装置 110、120 输出的高电压的发送信号的限幅电路 570。发送信号的振幅是 10V ~ 30V 左右,而模拟前置电路 550 以数 V 进行动作,因此,发送信号按照原样输入到模拟前置电路 550 时会有破坏 (静电破坏) 模拟前置电路 550 的可能性。因此,设置限幅电路 570 而不将发送信号输入到模拟前置电路 550。此外,可以不设置限幅电路 570,而是设置在超声波的发送期间断开的开关元件。

[0118] 集成电路装置 110 包括放大发送脉冲信号的发送电路 112、和基于来自收发控制电路 560 的指示控制发送电路 112 的控制电路 114。集成电路装置 120 包括放大发送脉冲信号的发送电路 122、和基于来自收发控制电路 560 的指示控制发送电路 122 的控制电路 124。

[0119] 图 9 示出集成电路装置 110 的详细构成例。此外,举例说明了集成电路装置 110,但集成电路装置 120 也能同样构成。集成电路装置 110 包括发送电路 TX1 ~ TX64 (例如脉冲发生器) 和控制电路 114。发送电路 TX1 ~ TX64 对应于图 8 的发送电路 112。

[0120] 在超声波的发送期间,收发控制电路 560 经由端子群 TP(控制端子)对控制电路 114 输入发送控制指令。例如,发送控制指令写入未图示的寄存器。控制电路 114 基于发送控制指令进行扫描控制、发送聚焦控制(送信フォーカス制御),向发送电路 TX1 ~ TX64 供给发送脉冲信号。发送电路 TX1 ~ TX64 放大供给的发送脉冲信号,将该放大的发送脉冲信号经由发送端子 TT1 ~ TT64 输出到超声波换能器元件阵列 100。

[0121] 在超声波的接收期间,超声波换能器元件阵列 100 接收来自观察对象的超声波的反射波,该接收信号经由信号电极线 LX1、LX3、•••、LX127 输入到模拟前置电路 550。接收信号与发送信号相比更为微弱(电压振幅小),故不受限幅电路 570 限制而通过,输入到模拟前置电路 550 的接收电路等(例如低噪声放大器、A/D 转换电路)。

#### [0122] 8. 收发控制

[0123] 以进行线性扫描的情况为例,对收发控制进行详细说明。图 10 示出收发控制的说明图。以下,以用 8 通道输出 1 个超声波束的情况为例进行说明,但本实施方式并不限于于此。

[0124] 图 10 所示的扫描期间 T1、T2、••• 分别是在线性扫描中收发 1 个超声波束的期间。脉冲信号 P1 ~ P8 是构成 1 个超声波束的脉冲波形的信号。通过发送聚焦控制(送信フォーカス制御),在脉冲信号 P1 ~ P8 中设有延迟。例如,在向正面方向(与基板 60 垂直)发射超声波束的情况下,外侧的脉冲信号 P1、P8 最先发射,朝着中心的脉冲信号 P4、P5 而延迟增大。

[0125] 在扫描期间 T1 中,通过通道 CH1 ~ CH8 进行收发。即,集成电路装置 110 的发送电路 TX1 ~ TX4 将奇数编号的脉冲信号 P1、P3、P5、P7 输出到奇数编号的通道 CH1、CH3、CH5、CH7。另外,集成电路装置 120 的发送电路 TX1 ~ TX4 将偶数编号的脉冲信号 P2、P4、P6、P8 输出到偶数编号的通道 CH2、CH4、CH6、CH8。在接收时,模拟前置电路 550 接收通道 CH1 ~ CH8 的接收信号,根据发送时的延迟进行延迟调整,相加得到 1 个接收信号(深度方向的 1 行量的信号)。

[0126] 在下一扫描期间 T2 中,移 1 个通道,通过通道 CH2 ~ CH9 进行收发。即,集成电路装置 120 的发送电路 TX1 ~ TX4 将奇数编号的脉冲信号 P1、P3、P5、P7 输出到偶数编号的通道 CH2、CH4、CH6、CH8。另外,集成电路装置 110 的发送电路 TX2 ~ TX5 将偶数编号的脉冲信号 P2、P4、P6、P8 输出到奇数编号的通道 CH3、CH5、CH7、CH9。模拟前置电路 550 从通道 CH2 ~ CH9 的接收信号得到 1 个接收信号。

[0127] 在以后的扫描期间 T3、T4、••• 中,每次移一个通道,进行同样的收发控制。

[0128] 此外,脉冲信号 P1 ~ P8 不限于向正面发射超声波束,例如也可以是向相对于正面倾斜的方向发射超声波束的具有延迟的波形。另外,脉冲信号 P1 ~ P8 在各扫描期间不必是相同的,例如也可以是在各扫描期间具有不同的延迟的脉冲信号。例如,也可以具有在扫描期间 T1、T2、T3、••• 依次改变发射方向的延迟。

[0129] 另外,本实施方式中不限于线性扫描,例如也可以进行扇形扫描(相位扫描)。在进行扇形扫描的情况下,通过通道 CH1 ~ CH128 的相位控制扫描波束方向。此时,适当地控制集成电路装置 110 负责的奇数编号的通道和集成电路装置 120 负责的偶数编号的通道的延迟,从而控制通道 CH1 ~ CH128 的相位差(延迟)。

#### [0130] 9. 集成电路装置的布局构成

[0131] 图 11 示出集成电路装置 110 的布局构成例。此外,以集成电路装置 110 为例进行说明,但集成电路装置 120 也能够同样地构成。集成电路装置 110 包括发送电路 TX1 ~ TX64、控制电路 CTS1、CTS2。

[0132] 发送电路 TX1 ~ TX64 沿着集成电路装置 110 的长边方向排列。通过这样的配置,集成电路装置 110 沿长边方向构成为细长的矩形状,从而能够使集成电路装置 110 的发送端子 TT1 ~ TT64 与超声波换能器元件阵列 100 相对。由此,元件芯片 200 上的布线变简单,能紧凑地构成超声波换能器器件 200。此外,集成电路装置 110 的长边是第一长边 HL1 和第二长边 HL2。第一长边 HL1 是在安装时与超声波换能器元件阵列 100 对置的边,是排列发送端子 TT1 ~ TT64 的边。第二长边 HL2 是在安装时与通道端子 XA1、XA3、•••、XA127 相对的边,是排列伪端子 TD1 ~ TD64 的边。

[0133] 控制电路 CTS1 配置于集成电路装置 110 的第一短边 HS1 侧。另外,控制电路 CTS2 配置在集成电路装置 110 的第二短边 HS2 侧。控制电路 CTS1、CTS2 对应于图 8 的控制电路 114。通过这样地将控制电路 CTS1、CTS2 配置在短边侧,从而能够在短边配置控制端子,能够沿长边方向保持细长形状的同时有效活用短边。

#### [0134] 10. 超声波探测器

[0135] 图 12 示出包括本实施方式的超声波测定装置的超声波探测器的构成例。该超声波探测器包括壳体 600、声部件 610、元件芯片 200、集成电路装置 110、120、柔性基板 130、140、连接器 421 ~ 424、硬性基板 431 ~ 433、集成电路装置 441 ~ 448、电路元件 451 ~ 455。

[0136] 声部件 610 例如由声匹配层、声透镜等构成,进行元件芯片 200 和观察对象之间的声阻抗的匹配、超声波束的收敛等。例如,将集成电路装置 110、120 的硅基板研磨得较薄,将该集成电路装置 110、120 安装于超声波换能器器件 200 的基板 60。声部件 610 例如由硅树脂(硅橡胶)的层形成,该硅树脂的层连同集成电路装置 110、120 在内地覆盖超声波换能器器件 200 的出射面。这样,通过将集成电路装置 110、120 包纳在声部件 610 中,从而能够实现研磨得较薄的集成电路装置 110、120 的保护以及探测器头的小型化。

[0137] 与超声波换能器器件 200 连接的柔性基板 130、140 通过连接器 421、422 连接到硬性基板 432。硬性基板 431 ~ 433 通过连接器 423、424 连接,在硬性基板 431 ~ 433 上安装有集成电路装置 441 ~ 448 和电路元件 451 ~ 455。

[0138] 在集成电路装置 441 ~ 448 中包括图 8 等中说明的模拟前置电路 550、收发控制电路 560。另外,集成电路装置 441 ~ 448 例如能够包括进行与连接超声波探测器的超声波图像装置的主体部的通信处理的通信处理电路、进行图像处理的图像处理电路等。作为电路元件 451 ~ 455,例如可以使用电阻元件、电容器、线圈、电子按钮、开关等各种电路元件。

[0139] 如上所述,块型的超声波换能器元件需要 100V 左右的驱动电压,故需要高耐压的驱动 IC,存在难以实现装置(例如探测器)的小型化的课题。因此,如用图 1 的(A)等说明的那样,在本实施方式中使用薄膜的压电元件作为超声波换能器元件,从而能够使驱动电压降至 10V ~ 30V,能够以低耐压的驱动 IC 实现小型化。

[0140] 然而,如在图 1 的(B)等中说明的那样,存在需要减少通道的配置节距的情况,随着通道数的增加而驱动 IC 的尺寸变大,故可能无法实现紧凑的配置。例如在图 11 等的布局中,由于耐压的关系,发送电路 TX1 ~ TX64 的配置节距不能小于既定量以上,故有可能使

驱动 IC 的尺寸大幅大于图 1 的 (B) 的头长 W。

[0141] 因此,本实施方式的超声波测定装置包括超声波换能器器件 200、第一集成电路装置 110 和第二集成电路装置 120(图 4、图 6 等)。

[0142] 而且,超声波换能器器件 200 具有基板 60 和配置在基板 60 上的超声波换能器元件阵列 100。超声波换能器元件阵列 100 具有第一通道群 (CH1、CH3、•••、CH127) 及第二通道群 (CH2、CH4、•••、CH128)。第一集成电路装置 110 在超声波换能器元件阵列 100 的第一方向(切片方向 DL)的一个端部上以长边方向沿着与第一方向交叉的第二方向(扫描方向 DS)的方式安装于基板 60,进行向第一通道群发送信号及接收来自第一通道群的信号中的至少一个。第二集成电路装置 120 在超声波换能器元件阵列 100 的第一方向的另一个端部上以长边方向沿着第二方向的方式安装于基板 60,进行向第二通道群发送信号及接收来自第二通道群的信号中的至少一个。

[0143] 于是,在超声波换能器元件阵列 100 中,第一通道群 (CH1、CH3、•••、CH127) 和第二通道群 (CH2、CH4、•••、CH128) 对应每个通道交替地沿第二方向配置。

[0144] 这样一来,集成电路装置 110、120 分别隔一个通道供给发送信号即可,从而即使不改变集成电路装置 110 的尺寸,也能够缩小超声波换能器元件阵列 100 的通道的配置节距。由此,能够实现紧凑的配置,并能对应如图 2 的 (A) 等中说明的各种用途。另外,能在相同面积上安装的超声波换能器元件增多,从而可实现高分辨率化。

[0145] 这里,通道是指,配置于超声波换能器元件阵列 100 的超声波换能器元件中由与同一信号电极线连接(即、被供给同一发送信号)的超声波换能器元件构成的元件群。例如,在图 5 的 (A) 的例子中,超声波换能器元件 UE1 ~ UE8 构成通道。或者,在后述的图 16 的例子中,超声波换能器元件 UE11 ~ UE43 构成通道。

[0146] 另外,在本实施方式中,在第一扫描期间 T1 中,第一集成电路装置 110 将第 1 ~ 第 k 脉冲信号 P1 ~ P8 (k = 8, k 为 2 以上的自然数即可) 中的奇数编号的脉冲信号 P1、P3、P5、P7 输出到第 1 ~ 第 k 通道 CH1 ~ CH8 中的属于第一通道群的通道 CH1、CH3、CH5、CH7,第二集成电路装置 120 将第 1 ~ 第 k 脉冲信号 P1 ~ P8 中的偶数编号的脉冲信号 P2、P4、P6、P8 输出到第 1 ~ 第 k 通道 CH1 ~ CH8 中的属于第二通道群的通道 CH2、CH4、CH6、CH8。在第一扫描期间 T1 之后的第二扫描期间 T2 中,第二集成电路装置 120 将奇数编号的脉冲信号 P1、P3、P5、P7 输出到第 2 ~ 第 k+1 通道 CH2 ~ CH9 中的属于第二通道群的通道 CH2、CH4、CH6、CH8,第一集成电路装置 110 将偶数编号的脉冲信号 P2、P4、P6、P8 输出到第 2 ~ 第 k+1 通道 CH2 ~ CH9 中的属于第一通道群的通道 CH3、CH5、CH7、CH9(图 10 等)。

[0147] 这样一来,在第一通道群 (CH1、CH3、•••、CH127) 和第二通道群 (CH2、CH4、•••、CH128) 每一通道地交替配置的本实施方式中,能够实现扫描动作。即,通过集成电路装置 110、120 在每一扫描期间将偶数编号和奇数编号的脉冲信号交替输出,从而能够实现每一扫描期间逐一通道地转移超声波束的线性扫描。

[0148] 另外,在本实施方式中,超声波测定装置包括将控制第一扫描期间 T1 及第二扫描期间 T2 中的发送的控制指令输出到第一集成电路装置 110 及第二集成电路装置 120 的处理部 500(图 8 等)。第一集成电路装置 110 及第二集成电路装置 120 的各集成电路装置具有进行脉冲信号 P1 ~ P8 的发送的多个发送电路 TX1 ~ TX64、以及基于控制指令控制多个发送电路的控制电路 114、124(图 9 等)。

[0149] 通过准备这样的控制指令,能够向集成电路装置 110、120 指示上述的扫描动作。即、处理部 500 输出控制指令,控制电路 114、124 解释控制指令,设定脉冲信号的延迟、输出通道,从而发送电路 TX1 ~ TX64 能够发送适当的脉冲信号 P1 ~ P8。

[0150] 另外,在本实施方式中,处理部 500 进行接收信号的接收处理。即,处理部 500 基于通过第一集成电路装置 110 及第二集成电路装置 120 发送信号而得的来自第一通道群 (CH1、CH3、···、CH127) 的接收信号及来自第二通道群 (CH2、CH4、···、CH128) 的接收信号进行接收处理 (图 8 等)。

[0151] 在接收处理中,需要通过接收聚焦处理等合成多个通道的接收信号以得到最终的接收信号。关于这点,在本实施方式中,集成电路装置 110、120 分别对奇数编号、偶数编号的通道进行发送,通过在接收时由处理部 500 对奇数编号及偶数编号的通道的接收信号进行接收处理,从而能够得到最终的接收信号。

[0152] 另外,在本实施方式中,在超声波换能器元件阵列 100 中,第 1 ~ 第 N 通道 CH1 ~ CH128 (N = 128, N 为 2 以上的自然数即可) 沿第二方向 (扫描方向 DS) 配置。第一通道群是第 1 ~ 第 N 通道中的奇数编号的通道 CH1、CH3、···、CH127。第二通道群是第 1 ~ 第 N 通道中的偶数编号的通道 CH2、CH4、···、CH128。

[0153] 这样一来,可交替地配置由第一集成电路装置 110 进行信号的发送及接收中至少一方的第一通道群和由第二集成电路装置 120 进行信号的发送及接收中至少一方的第二通道群。

[0154] 另外,在本实施方式中,第一集成电路装置 110 的多个发送电路 TX1 ~ TX64 沿第二方向 (扫描方向 DS) 配置 (图 11 等),对第一通道群 (CH1、CH3、···、CH127) 发送信号。第二集成电路装置 120 的多个发送电路 TX1 ~ TX64 沿第二方向配置,对第二通道群 (CH2、CH4、···、CH128) 发送信号。

[0155] 这样一来,第一集成电路装置 110 能够向奇数编号的通道输出发送信号,第二集成电路装置 120 能够向偶数编号的通道输出发送信号。由此,可使沿扫描方向 DS 排列的发送电路的个数减为通道数的一半,从而能够以相同尺寸的集成电路装置 110、120 实现一半的元件节距的超声波换能器元件阵列 100。

[0156] 另外,在本实施方式中,第一集成电路装置 110 及第二集成电路装置 120 以倒装芯片安装的方式安装于基板 60。

[0157] 这样一来,由于不是例如通过扁平封装等将集成电路装置安装于硬性基板、而是能将集成电路装置 110、120 安装在超声波换能器器件 200 上,从而可小型化超声波测定装置。

[0158] 11. 超声波测定装置的第二详细构成

[0159] 在上述实施方式中,举例说明了集成电路装置 110 仅包括发送电路 TX1 ~ TX64 和控制电路 114 的情况,但本实施方式并不限于此,集成电路装置 110 可进一步包括开关元件、多路复用器。以下对该情况下的超声波测定装置的构成例进行说明。

[0160] 图 13 示出超声波测定装置的构成例的电路框图。该超声波测定装置包括元件芯片 200、集成电路装置 110、120、处理部 500。处理部 500 包括模拟前置电路 550、收发控制电路 560。此外,对与图 8 等中说明的构成要素相同的构成要素标注相同的标记,并适当省略说明。

[0161] 集成电路装置 110 包括：放大发送脉冲信号的发送电路 112、进行来自发送电路 112 的发送信号的发送控制和来自元件芯片 200 的接收信号的接收控制的多路复用器 116、将来自多路复用器 116 的接收信号向模拟前置电路 550 输出的收发切换电路 118、以及基于来自收发控制电路 560 的指示控制发送电路 112、多路复用器 116 和收发切换电路 118 的控制电路 114。同样，集成电路装置 120 包括发送电路 122、多路复用器 126、收发切换电路 128 和控制电路 124。

[0162] 图 14 示出集成电路装置 110 的详细构成例。此外，虽然举例说明集成电路装置 110，但也能同样地构成集成电路装置 120。集成电路装置 110 包括发送电路 TX1 ~ TX64（脉冲发生器）、控制电路 114、多路复用器 116、开关元件 SW1 ~ SW64（收发切换开关）。发送电路 TX1 ~ TX64 与图 13 的发送电路 112 对应，开关元件 SW1 ~ SW64 与图 13 的收发切换电路 118 对应。

[0163] 在超声波的发送期间，收发控制电路 560 经由端子群 TP（控制端子）向控制电路 114 输入发送控制指令。控制电路 114 基于发送控制指令向发送电路 TX1 ~ TX64 供给发送脉冲信号。发送电路 TX1 ~ TX64 放大供给的发送脉冲信号并向多路复用器 116 输出。多路复用器 116 将放大的发送脉冲信号经由发送端子 TT1 ~ TT64 向超声波换能器元件阵列 100 输出。

[0164] 在发送期间中，开关元件 SW1 ~ SW64 基于来自控制电路 114 的指示而断开，来自发送电路 TX1 ~ TX64 的发送脉冲信号不向模拟前置电路 550 输出。模拟前置电路 550 一般以数 V 左右的电压进行动作，截断发送脉冲信号，使其不被具有 10V ~ 30V 左右的振幅的发送脉冲信号破坏。

[0165] 在超声波的接收期间中，超声波换能器元件阵列 100 接收来自观察对象的超声波的反射波，该接收信号经由收发端子 TT1 ~ TT64 输入多路复用器 116。多路复用器 116 将该接收信号输出到开关元件 SW1 ~ SW64。开关元件 SW1 ~ SW64 在超声波换能器元件阵列 100 的超声波的接收期间导通，经由接收信号输出端子 TR1 ~ TR64 向模拟前置电路 550 输出接收信号。

[0166] 12. 第二详细构成中的收发控制

[0167] 以图 10 中说明的线性扫描为例，对收发控制进行详细说明。在线性扫描中，发送电路 TX5 ~ TX64 设定为非动作模式（例如节电模式、掉电模式），开关元件 SW5 ~ SW64 断开。多路复用器 116 基于来自控制电路 114 的指示进行发送信号、接收信号的转换控制（スイッチング制御）。

[0168] 具体而言，在扫描期间 T1 中，集成电路装置 110 的发送电路 TX1 ~ TX4 输出奇数编号的脉冲信号 P1、P3、P5、P7。多路复用器 116 将该脉冲信号 P1、P3、P5、P7 输出到通道 CH1、CH3、CH5、CH7。集成电路装置 120 的发送电路 TX1 ~ TX4 输出偶数编号的脉冲信号 P2、P4、P6、P8，多路复用器 126 将该脉冲信号 P2、P4、P6、P8 输出到通道 CH2、CH4、CH6、CH8。

[0169] 在接收时，集成电路装置 110 的多路复用器 116 将通道 CH1、CH3、CH5、CH7 的接收信号经由集成电路装置 110 的开关元件 SW1 ~ SW4 输出到模拟前置电路 550。集成电路装置 120 的多路复用器 126 将通道 CH2、CH4、CH6、CH8 的接收信号经由集成电路装置 120 的开关元件 SW1 ~ SW4 输出到模拟前置电路 550。

[0170] 在下一扫描期间 T2 中，移 1 个通道，利用通道 CH2 ~ CH9 进行收发。即，集成电路

装置 120 的发送电路 TX1 ~ TX4 输出奇数编号的脉冲信号 P1、P3、P5、P7，多路复用器 126 将该脉冲信号 P1、P3、P5、P7 输出到通道 CH2、CH4、CH6、CH8。另外，集成电路装置 110 的发送电路 TX1 ~ TX4 输出偶数编号的脉冲信号 P2、P4、P6、P8，多路复用器 116 将该脉冲信号 P2、P4、P6、P8 输出到通道 CH3、CH5、CH7、CH9。

[0171] 在接收时，集成电路装置 120 的多路复用器 126 将通道 CH2、CH4、CH6、CH8 的接收信号经由集成电路装置 120 的开关元件 SW1 ~ SW4 输出到模拟前置电路 550。集成电路装置 110 的多路复用器 116 将通道 CH3、CH5、CH7、CH9 的接收信号经由集成电路装置 110 的开关元件 SW1 ~ SW4 输出到模拟前置电路 550。

[0172] 在以后的扫描期间 T3、T4、... 中，多路复用器 116 一个一个地转移通道，进行同样的收发控制。

[0173] 此外，本实施方式中不限于线性扫描，也可以进行例如扇形扫描（相位扫描）。在进行扇形扫描的情况下，在发送时发送电路 TX1 ~ TX64 输出脉冲信号，在接收时开关元件 SW1 ~ SW64 导通。

[0174] 另外，在图 14 中举例说明了具有 64 通道（元件芯片 200 的通道数 128 的一半）的发送电路和开关元件的情况，但本实施方式并不限于此。例如，在进行线性扫描的情况下，也可以构成为具有 4 通道（输出 1 个超声波束的通道数 8 的一半）的发送电路和开关元件。

[0175] 这样，在本实施方式的超声波测定装置中，能够根据扫描模式、驱动通道数、接收通道数等，将发送电路、开关元件的个数（及与之对应的端子的个数）构成为各种组合。

[0176] 另外，在本实施方式中，也可构成为省略多路复用器 116、126。在该情况下，在进行线性扫描时，与图 9 中说明的发送动作同样，在每一扫描期间依次切换输出发送信号的发送电路。在接收时，在扫描期间 T1 中，集成电路装置 110 的开关元件 SW1 ~ SW4 和集成电路装置 120 的开关元件 SW1 ~ SW4 使通道 CH1 ~ CH8 的接收信号通过。在下一扫描期间 T2 中，集成电路装置 120 的开关元件 SW1 ~ SW4 和集成电路装置 110 的开关元件 SW2 ~ SW5 使通道 CH2 ~ CH9 的接收信号通过。这样，依次切换导通的开关元件。

[0177] 13. 集成电路装置的第二布局构成

[0178] 图 15 示出集成电路装置 110 的第二布局构成例。以下举例说明集成电路装置 110，但集成电路装置 120 也能够同样构成。集成电路装置 110 包括多路复用器 MUX1 ~ MUX64、发送电路 TX1 ~ TX64、开关元件 SW1 ~ SW64、控制电路 CTS1、CTS2。此外，多路复用器 MUX1 ~ MUX64 与图 14 的多路复用器 116 对应，控制电路 CTS1、CTS2 与图 14 的控制电路 114 对应。

[0179] 多路复用器 MUX1 ~ MUX64 沿集成电路装置 110 的第一长边 HL1 排列。多路复用器 MUX 既可以如图 15 那样单元化（セル化）配置，也可以作为一体的电路块而形成。在作为一体的电路块而形成的情况下，该电路块的长边配置成沿着第一长边 HL1。通过这样的配置，能够将多路复用器 MUX1 ~ MUX64 与收发端子 TT1 ~ TT64 对应地配置在近的位置，从而能够实现高效的布局。

[0180] 开关元件 SW1 ~ SW64 沿集成电路装置 110 的第二长边 HL2 排列。在第二长边 HL2 排列接收信号输出端子 TR1 ~ TR64。开关元件 SW1 ~ SW64 如图 15 那样单元化（セル化）配置。通过这样的配置，能够将开关元件 SW1 ~ SW64 与接收信号输出端子 TR1 ~ TR64 对应地配置在近的位置，从而能够实现高效的布局。

[0181] 接收信号线 LR1、LR3、•••、LR127 的一端与接收信号输出端子 TR1 ~ TR64 连接。通道端子 XA1、XA3、•••、XA127 与接收信号线 LR1、LR3、•••、LR127 的另一端连接。来自开关元件 SW1 ~ SW64 的接收信号经由接收信号线 LR1、LR3、•••、LR127 从通道端子 XA1、XA3、•••、XA127 向模拟前置电路 550 输出。接收信号线 LR1、LR3、•••、LR127 沿切片方向 DL 布线。

[0182] 发送电路 TX1 ~ TX64 在多路复用器 MUX1 ~ MUX64 和开关元件 SW1 ~ SW64 之间沿长边方向排列。发送电路 TX1 ~ TX64 如图 15 那样单元化配置。

[0183] 控制电路 CTS1 配置在集成电路装置 110 的第一短边 HS1 侧。另外,控制电路 CTS2 配置在集成电路装置 110 的第二短边 HS2 侧。通过这样地将控制电路 CTS1、CTS2 配置在短边侧,从而能够在短边配置控制端子,在沿长边方向保持细长形状的同时有效活用短边。

[0184] 此外,在以上的实施方式中,举例说明了集成电路装置 110、120 仅进行发送的情况和进行发送及接收的情况,但本实施方式并不限于此,集成电路装置 110、120 进行发送及接收中至少一方即可。例如,也可以是集成电路装置 110 仅进行发送,而集成电路装置 120 仅进行接收。在该情况下,在奇数编号的 64 通道进行发送,在偶数编号的 64 通道进行接收。作为集成于集成电路装置 120 的接收电路,例如设想接收信号的放大电路、A/D 转换电路等模拟前置电路。

[0185] 14. 通道的变形构成例

[0186] 在图 5 的 (A)、图 5 的 (B) 中,举例说明了超声波换能器元件并联连接于通道端子 XAi 和公共端子 XCi 之间的情况,但本实施方式并不限于此。

[0187] 图 16 示出通道 CHi 的第一变形构成例。通道 CHi 包括并联连接于信号电极线 LXi 和公共电极线 LCi 之间的元件群 EG1 ~ EGm (m 为  $m \geq 2$  的自然数)。此外,以下举例说明  $m = 4$  的情况,但本实施方式并不限于此。

[0188] 元件群 EG1 ~ EG4 中的各元件群具有串联连接的 j 个超声波换能器元件 10 (j 为  $j \geq 2$  的自然数)。此外,以下举例说明  $j = 3$  的情况,但本实施方式并不限于此。具体而言,元件群 EGt (t 为  $t \leq 4 = m$  的自然数) 具有设于信号电极线 LXi 和节点 NAT1 之间的超声波换能器元件 UEt1、设于节点 NAT1 和节点 NAT2 之间的超声波换能器元件 UEt2、和设于节点 NAT2 和公共电极线 LCi 之间的超声波换能器元件 UEt3。

[0189] 各元件群 EGt 的超声波换能器元件 UEt1 ~ UEt3 沿扫描方向 DS 配置,元件群 EG1 ~ EG4 沿切片方向 DL 配置。具体而言,元件群 EG1 ~ EG4 的第 s 超声波换能器元件 UE1s、UE2s、UE3s、UE4s (s 为  $s \leq 3 = j$  的自然数) 沿切片方向 DL 配置。

[0190] 依据上述第一变形例,各通道 CHi (或 CHi+1) 具有第 1 ~ 第 m 元件群 EG1 ~ EG4 ( $m = 4, m$  为 2 以上的自然数即可)。第 1 ~ 第 m 元件群 EG1 ~ EG4 中的各元件群所含有的多个超声波换能器元件在各元件群内电串联连接。第 1 ~ 第 m 元件群 EG1 ~ EG4 电并联连接。

[0191] 这样一来,在各元件群中多个超声波换能器元件在端子 XAi、XCi 之间串联连接,从而多个超声波换能器元件的接收电压的振幅相加,能够提高接收灵敏度。另外,通过使元件群 EG1 ~ EG4 并联连接,从而可以增大发送声压。这样,能够兼顾发送声压的增大和接收灵敏度的提高,能够抑制因发送超声波带来的对人体的影响,同时以高 S/N 接收来自人体深处的微小回波。

[0192] 图 17 示出通道 CHi 的第二变形构成例。通道 CHi 包括在信号电极线 LXi 和公共

电极线  $LC_i$  之间串联连接的元件群  $EG_1 \sim EG_m$  ( $m$  为  $m \geq 2$  的自然数)。以下举例说明  $m = 3$  的情况,但本实施方式并不限于此。

[0193] 元件群  $EG_1 \sim EG_3$  中的各元件群具有并联连接的  $j$  个超声波换能器元件  $10$  ( $j$  为  $j \geq 2$  的自然数)。以下举例说明了  $j = 4$  的情况,但本实施方式并不限于此。具体而言,元件群  $EG_1$  具有在信号电极线  $LX_i$  和节点  $NA_1$  之间并联连接的超声波换能器元件  $UE_{11} \sim UE_{14}$ ,元件群  $EG_2$  具有在节点  $NA_1$  和节点  $NA_2$  之间并联连接的超声波换能器元件  $UE_{21} \sim UE_{24}$ ,元件群  $EG_3$  具有在节点  $NA_2$  和公共电极线  $LC_i$  之间并联连接的超声波换能器元件  $UE_{31} \sim UE_{34}$ 。

[0194] 各元件群的超声波换能器元件  $UE_{11} \sim UE_{14}$ 、 $UE_{21} \sim UE_{24}$ 、 $UE_{31} \sim UE_{34}$  沿扫描方向  $DS$  配置,元件群  $EG_1 \sim EG_3$  沿切片方向  $DL$  配置。具体而言,超声波换能器元件  $UE_{1s}$ 、 $UE_{2s}$ 、 $UE_{3s}$  ( $s$  为  $s \leq 4 = j$  的自然数) 沿切片方向  $DL$  配置。

[0195] 依据上述的第二变形例,各通道  $CH_i$  (或  $CH_{i+1}$ ) 具有第 1 ~ 第  $m$  元件群  $EG_1 \sim EG_3$  ( $m = 3$ ,  $m$  为 2 以上的自然数即可)。第 1 ~ 第  $m$  元件群  $EG_1 \sim EG_3$  中的各元件群所包含的多个超声波换能器元件在各元件群内电并联连接。第 1 ~ 第  $m$  元件群  $EG_1 \sim EG_3$  电串联连接。

[0196] 这样一来,元件群  $EG_1 \sim EG_3$  在端子  $XA_i$ 、 $XC_i$  之间串联连接,因此,元件群  $EG_1 \sim EG_3$  的接收电压的振幅相加,能够提高接收灵敏度。另外,通过使各元件群的超声波换能器元件并联连接,从而能够增大发送声压。这样,能够兼顾发送声压的增大和接收灵敏度的提高,能够抑制因发送超声波带来的对人体的影响,同时以高  $S/N$  接收来自人体深处的微小回波。

[0197] 15. 头单元

[0198] 图 18 示出搭载有本实施方式的超声波测定装置的头单元 220 的构成例。图 18 所示的头单元 220 包括元件芯片 200、连接部 210、支撑部件 250。

[0199] 元件芯片 200 对应于图 4 中说明的超声波换能器器件。元件芯片 200 包括超声波换能器元件阵列 100、第一芯片端子群  $XG_1$  (奇数编号的通道端子  $XA_i$ 、公共端子  $XC_i$ )、第二芯片端子群  $XG_2$  (偶数编号的通道端子  $XA_{i+1}$ 、公共端子  $XC_{i+1}$ )。集成电路装置 110、120 以倒装芯片安装的方式安装于元件芯片 200。元件芯片 200 经由连接部 210 与探测器主体所具有的处理装置 (例如图 21 的处理装置 330) 电连接。

[0200] 连接部 210 电连接探测器主体和头单元 220,包括具有多个连接端子的连接器 421、422、和设有连接器 421、422 的柔性基板 130、140。在柔性基板 130 上形成有连接设于元件芯片 200 的第一边侧的第一芯片端子群  $XG_1$  和连接器 421 的端子群的第一布线群。在柔性基板 140 上形成有连接设于元件芯片 200 的第二边侧的第二芯片端子群  $XG_2$  和连接器 422 的端子群的第二布线群。

[0201] 此外,连接部 210 并不限于图 18 所示的构成。例如,也可以在柔性基板 130 上设置第一连接端子群以替代连接器 421。也可以在柔性基板 140 上设置第二连接端子群以替代连接器 422。

[0202] 通过设置连接部 210,能够将探测器主体和头单元 220 电连接,进而,可使头单元 220 相对于探测器主体可装卸。

[0203] 支撑部件 250 是支撑元件芯片 200 的部件,如后所述,在支撑部件 250 的第一面侧

设有多个连接端子,元件芯片 200 支撑于支撑部件 250 的作为第一面的背面的第二面侧。此外,元件芯片 200、连接部 210 及支撑部件 250 的具体结构将在后描述。

[0204] 图 19 的 (A) ~图 19 的 (C) 示出头单元 220 的详细构成例。图 19 的 (A) 示出支撑部件 250 的第二面 SF2 侧,图 19 的 (B) 示出支撑部件 250 的第一面 SF1 侧,图 19 的 (C) 示出支撑部件 250 的侧面侧。

[0205] 在支撑部件 250 的第一面 SF1 侧设有连接器 421、422。连接器 421、422 相对于探测器主体侧的对应的连接器是可装卸的。

[0206] 元件芯片 200 支撑于支撑部件 250 的作为第一面 SF1 的背面的第二面 SF2 侧。柔性基板 130、140 的另一端与元件芯片 200 的端子连接。固定用部件 260 设于支撑部件 250 的各角落部,用于将头单元 220 固定于探测器壳体。

[0207] 如图 19 的 (C) 所示,在元件芯片 200 的表面(图 3 的 (B) 中形成有压电体层 30 的面)上设有保护元件芯片 200 的保护部件 270(保护膜)。集成电路装置 110、120 连同元件芯片 200 的表面一起被保护部件 270 所覆盖。

#### [0208] 16. 超声波探测器

[0209] 图 20 的 (A)、图 20 的 (B) 示出应用了上述头单元 220 的超声波探测器 300 的构成例。图 20 的 (A) 示出探测器头 310 安装于探测器主体 320 的情况,图 20 的 (B) 示出探测器头 310 从探测器主体 320 分离的情况。

[0210] 探测器头 310 包括头单元 220、与被检体接触的接触部件 230 及存放头单元 220 的探测器壳体 240。元件芯片 200 设于接触部件 230 和支撑部件 250 之间。

[0211] 探测器主体 320 包括处理装置 330 及探测器主体侧连接器 426。处理装置 330 包括接收部 335(模拟前置部)、收发控制部 334。接收部 335 进行来自超声波换能器元件的超声波回波信号(接收信号)的接收处理。收发控制部 334 进行集成电路装置 110、120、接收部 335 的控制。探测器主体侧连接器 426 与头单元侧连接器 425 连接。探测器主体 320 利用电缆 350 与电子设备(例如超声波图像装置)主体连接。

[0212] 头单元 220 存放于探测器壳体 240,且可将头单元 220 从探测器壳体 240 卸下。这样便可以只更换头单元 220。或者,也可以在存放于探测器壳体 240 的状态下、即作为探测器头 310 来更换。

#### [0213] 17. 超声波图像装置

[0214] 图 21 示出超声波图像装置的构成例。超声波图像装置包括超声波探测器 300、电子设备主体 400。超声波探测器 300 包括超声波头单元 220、处理装置 330。电子设备主体 400 包括控制部 410、处理部 420、用户界面部 430、显示部 440。

[0215] 处理装置 330 包括收发控制部 334、接收部 335(模拟前置部)。超声波头单元 220 包括元件芯片 200(超声波换能器器件)、安装于元件芯片 200 的集成电路装置 340、和将元件芯片 200 连接到电路基板(例如硬性基板)的连接部 210(连接器部)。在电路基板上安装有收发控制部 334、接收部 335。集成电路装置 340 包括发送部 332。此外,集成电路装置 340 与集成电路装置 110、120 对应。

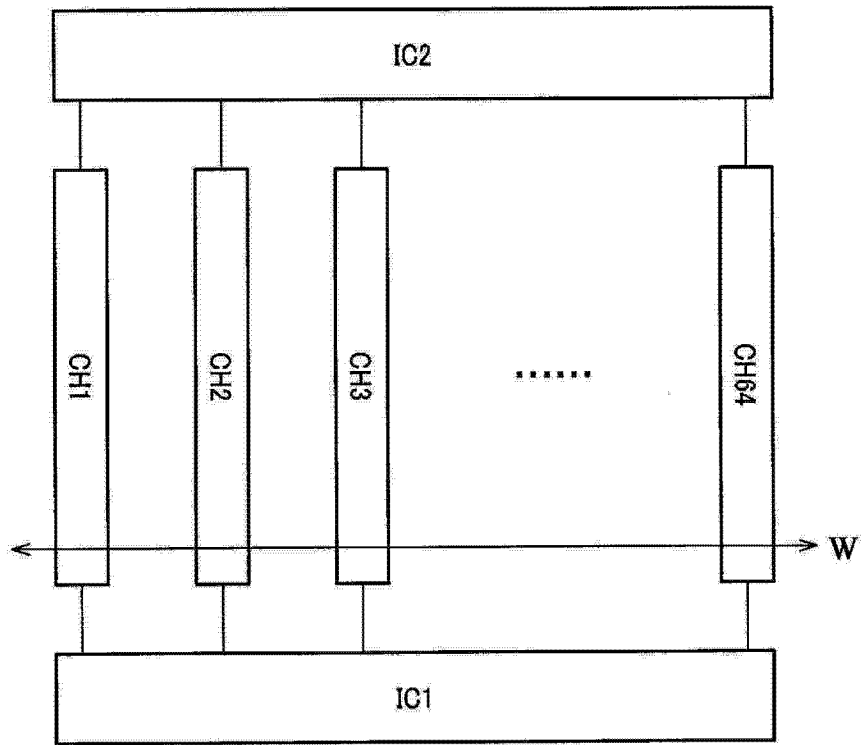
[0216] 在发送超声波的情况下,收发控制部 334 对发送部 332 进行发送指示,发送部 332 接收该发送指示并将驱动信号放大成高电压并输出驱动电压。接收部 335 具有未图示的限幅电路,该限幅电路截断驱动电压。在接收超声波的反射波的情况下,接收部 335 接收通过

元件芯片 200 检测到的反射波的信号。接收部 335 基于来自收发控制部 334 的接收指示, 处理反射波的信号 (例如放大处理、A/D 转换处理等), 将处理后的信号发送到处理部 420。处理部 420 将该信号视频化并使显示部 440 显示。

[0217] 此外, 本实施方式的超声波测定装置不限于上述的医疗用的超声波图像装置, 其可应用于各种电子设备。例如, 作为应用了超声波换能器器件的电子设备, 可设想非破坏检查建筑物等的内部的诊断设备、利用超声波的反射检测用户的手指的运动的用户界面设备等。

[0218] 此外, 以上详细说明了本实施方式, 但本领域技术人员容易理解的是, 可进行与本发明的新颖内容及效果实际并不脱离的很多的变形。因此, 这样的变形例均包含在本发明的范围内。例如, 在说明书或附图中, 至少一次与更广义或同义的不同术语一起记载的术语, 在说明书或附图的任何地方都可替换为该不同术语。另外, 本实施方式及变形例的所有组合均包含在本发明的范围内。另外, 集成电路装置、超声波换能器元件、超声波换能器器件、超声波头单元、超声波探测器、超声波图像装置的构成 / 动作、集成电路装置的安装方法、超声波束的扫描方法等均不限于本实施方式中所说明的, 可进行各种变形实施。

(A)



(B)

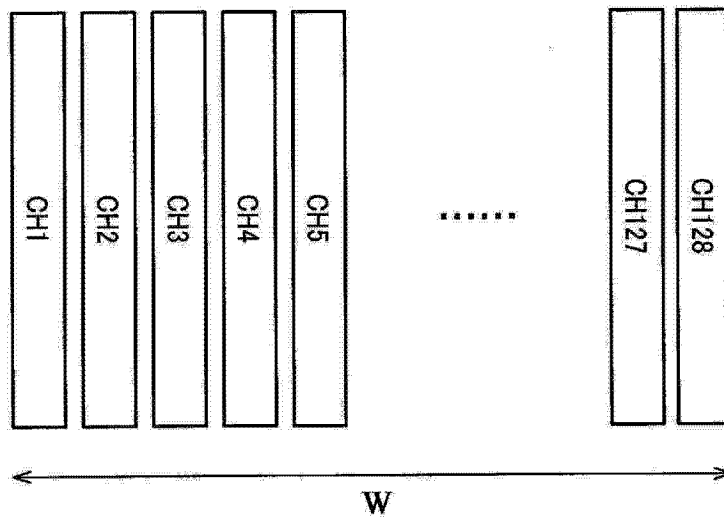


图 1

(A)

	淋巴肿大	褥疮	皮肤	腱 / 肌肉
主用途	乳腺癌预后等	恶化预防	胶原纤维	效果判定
深度	~80mm	~50mm	~30mm	~80mm
头长	40mm	40mm	40mm	40mm
频率	5MHz	7MHz	20MHz	5MHz~

(B)

频率	3.5MHz	7.5MHz	7.5MHz
头长	38~40mm	25~26mm	38~40mm
通道数	64	64	128
收发 CH 数	8	8	16
水平分辨率	3mm	2mm	0.5mm

图 2

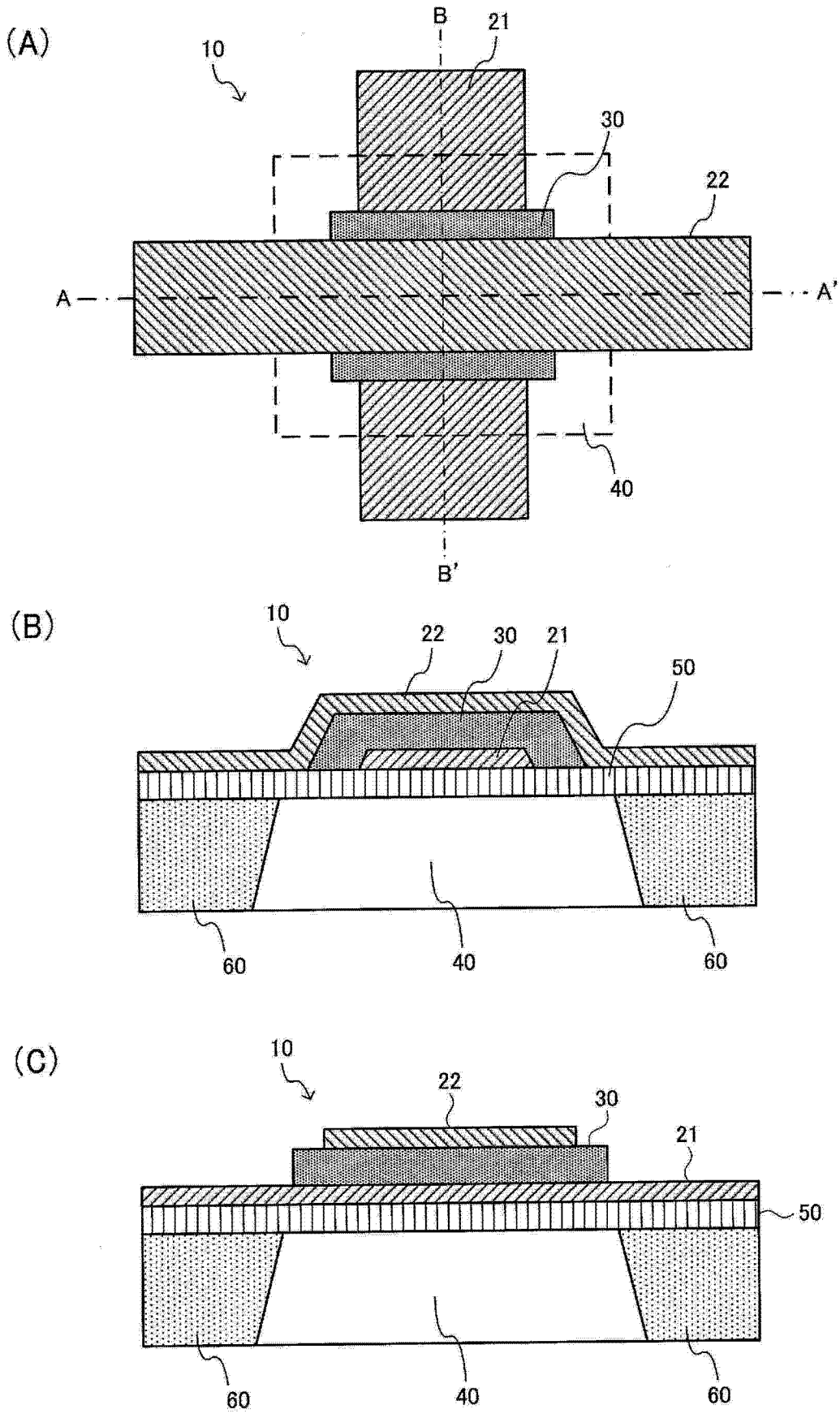


图 3

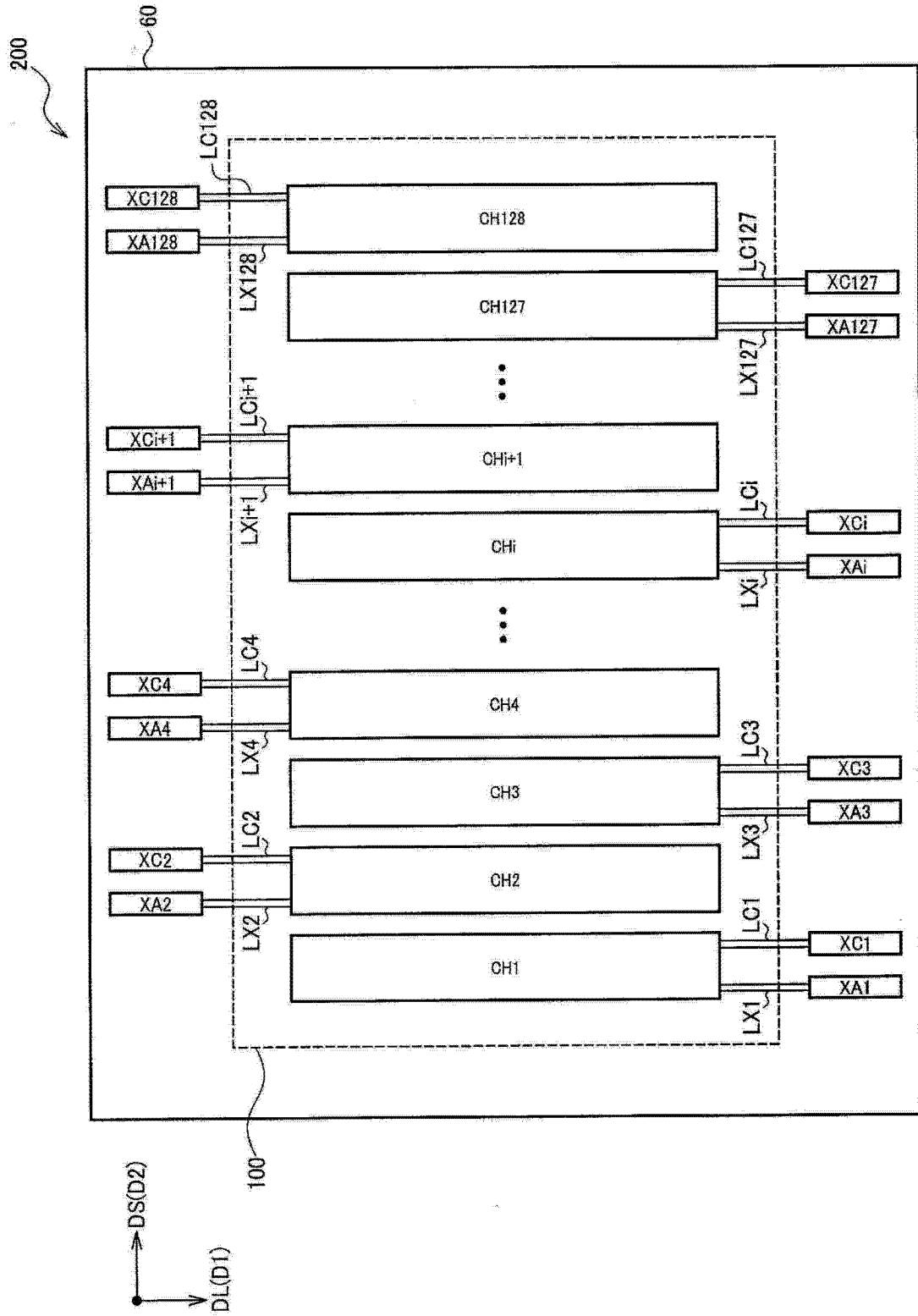
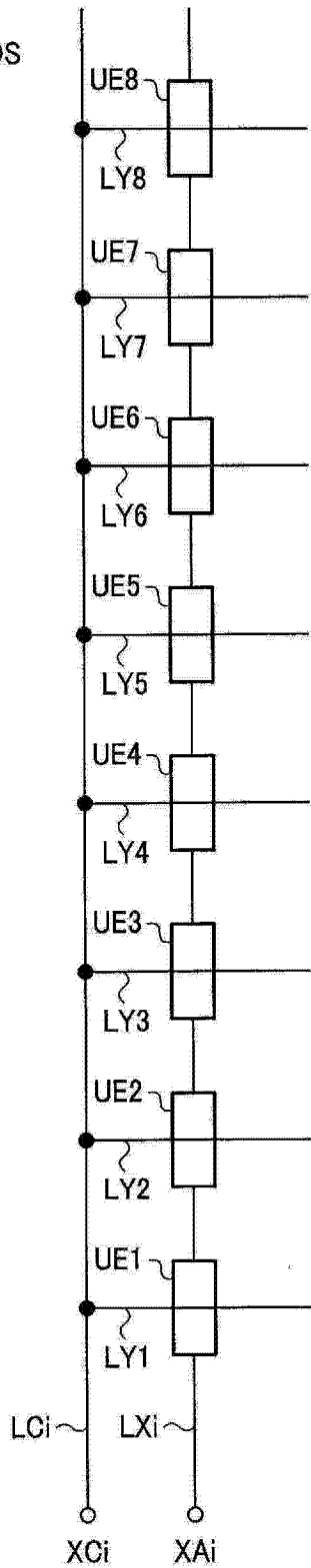


图 4

(A)



(B)

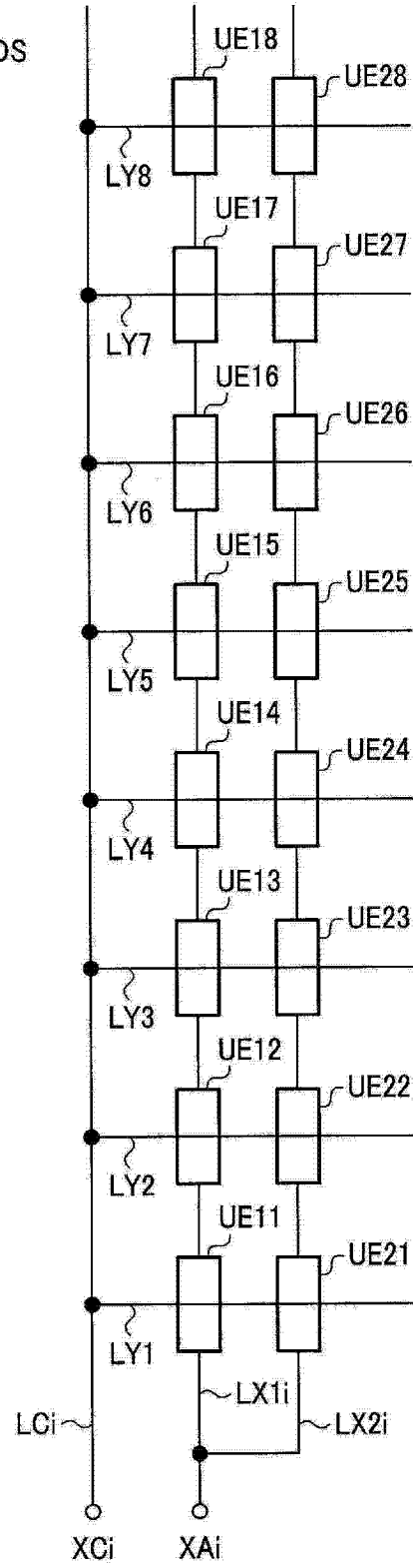


图 5

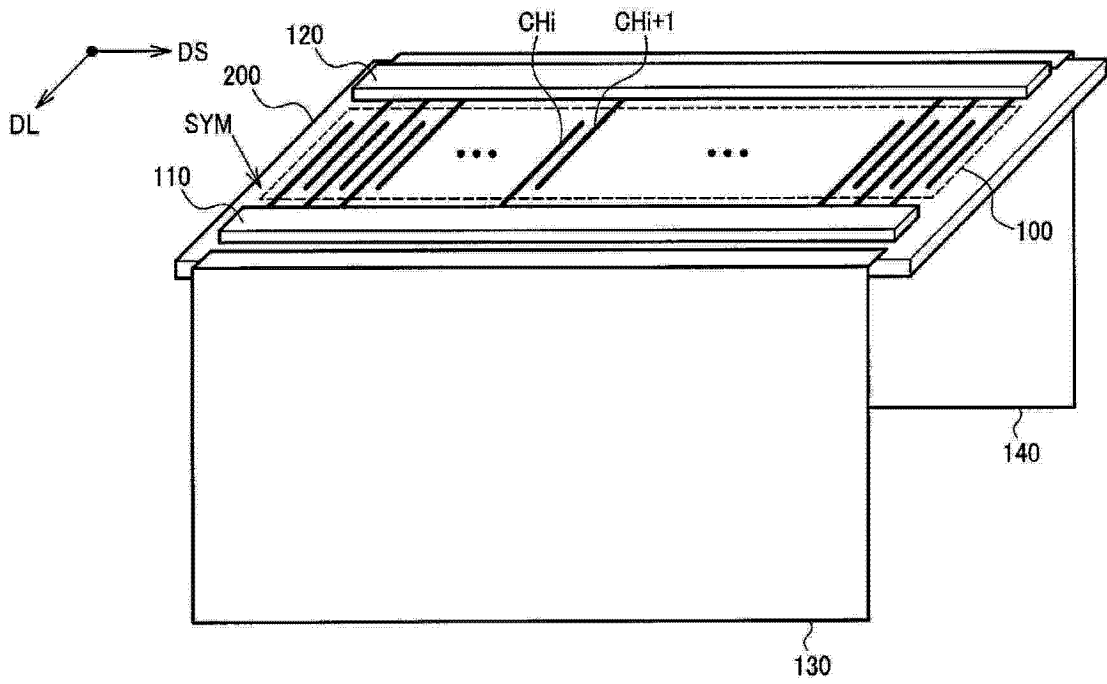


图 6

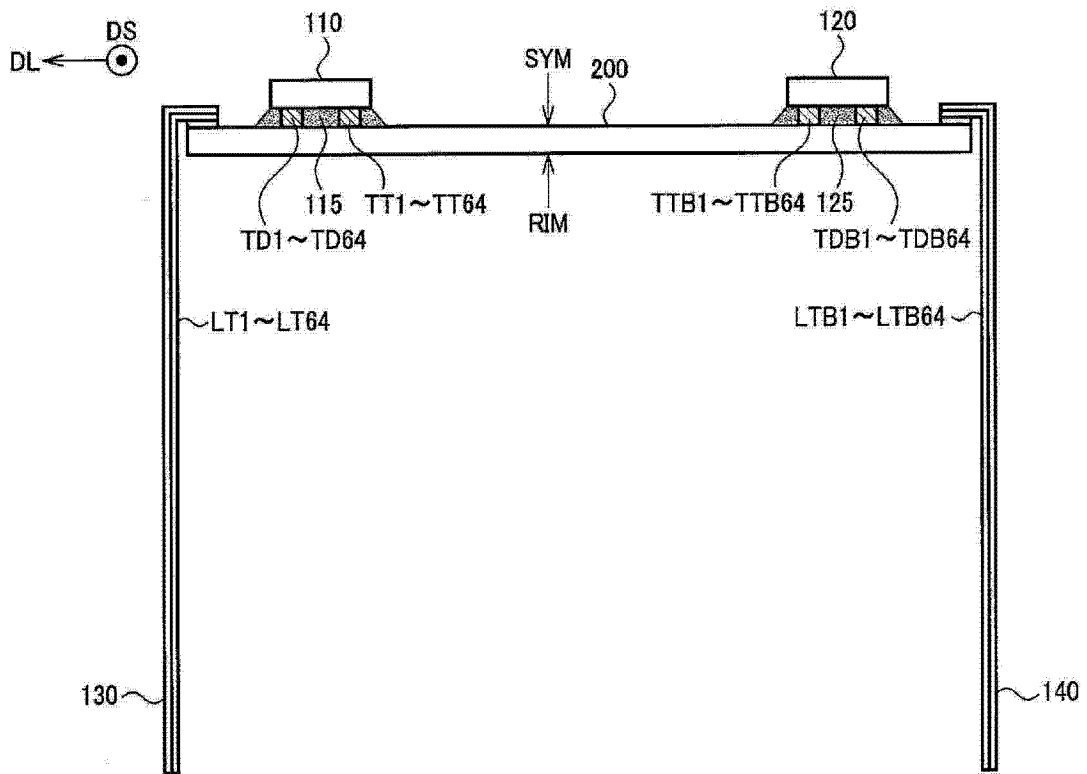


图 7

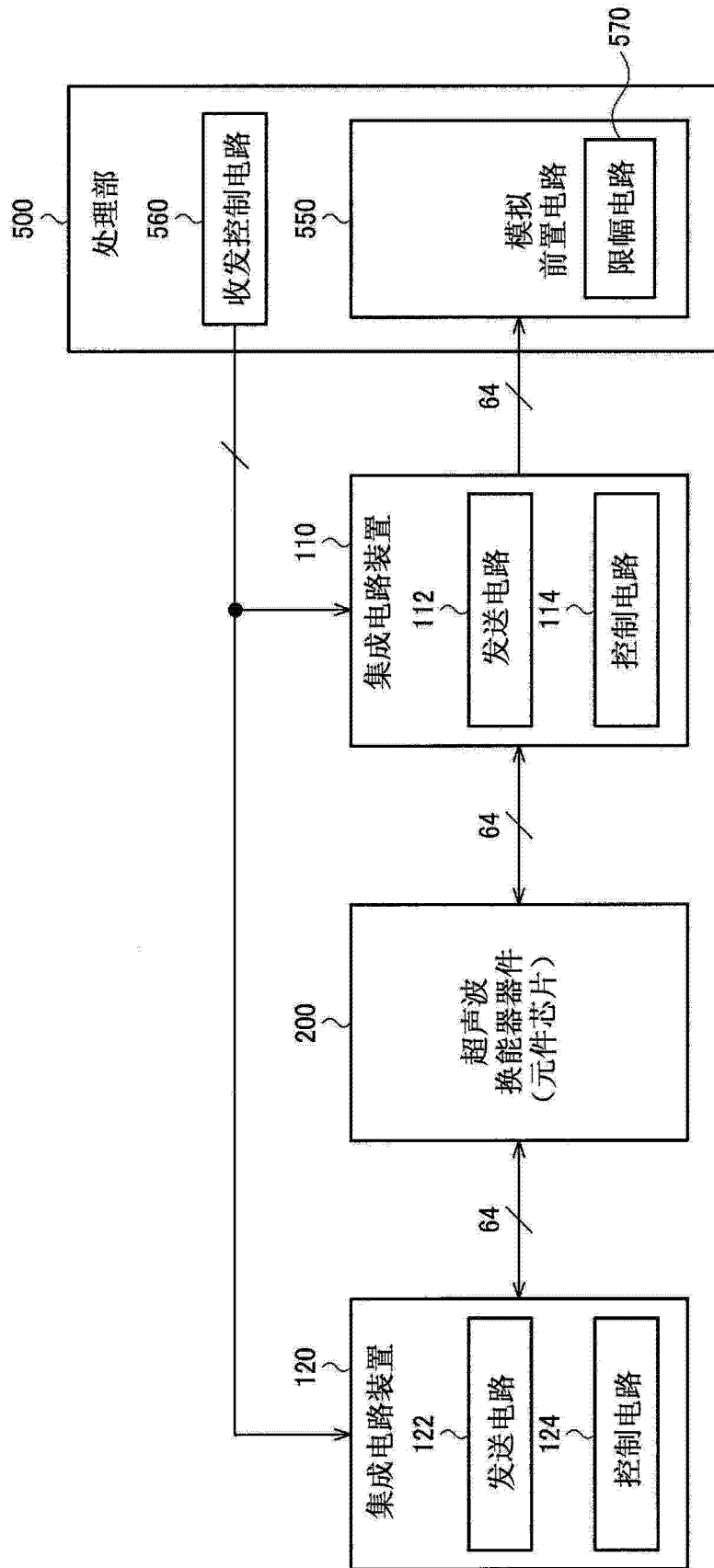


图 8

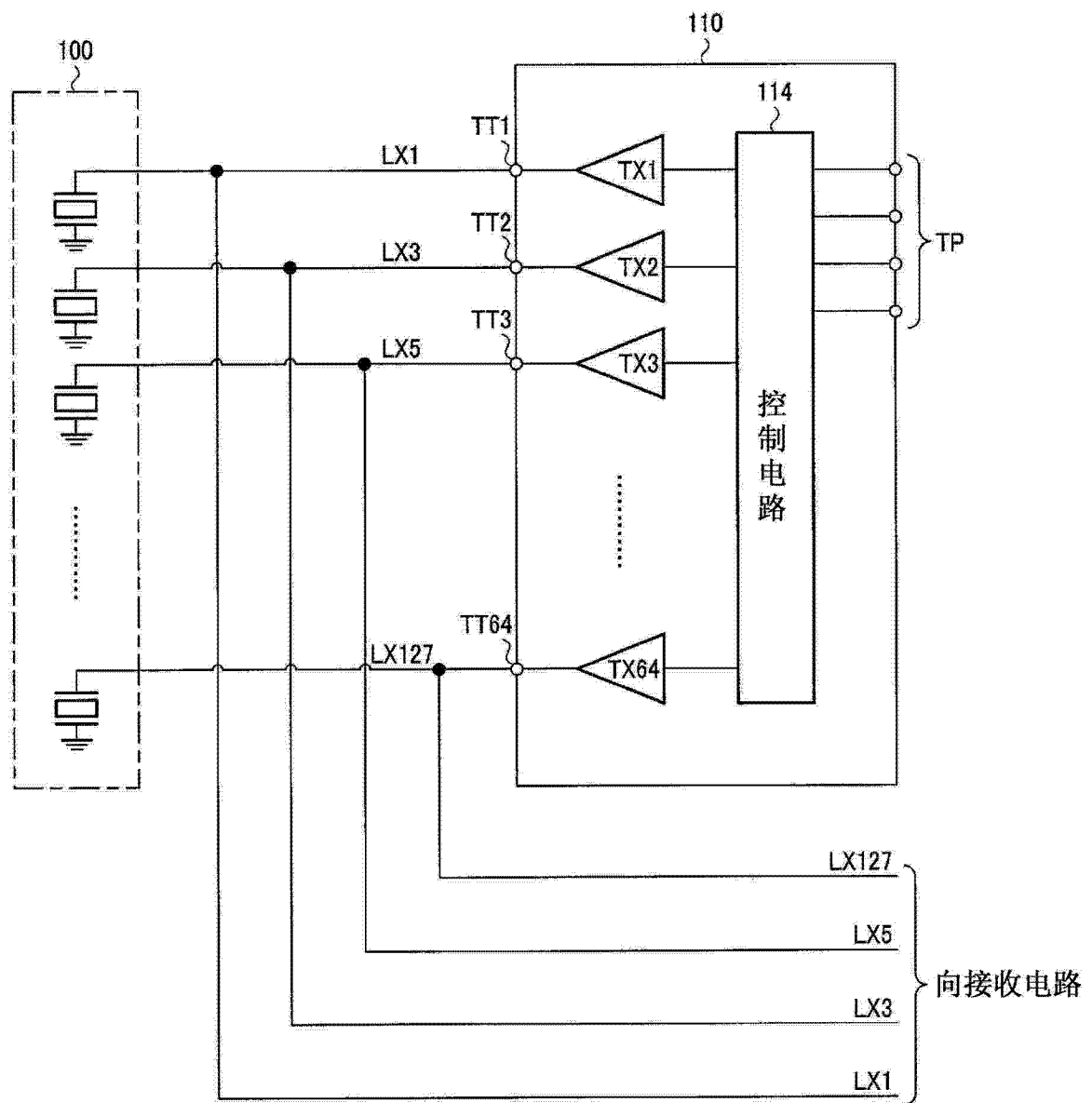


图 9



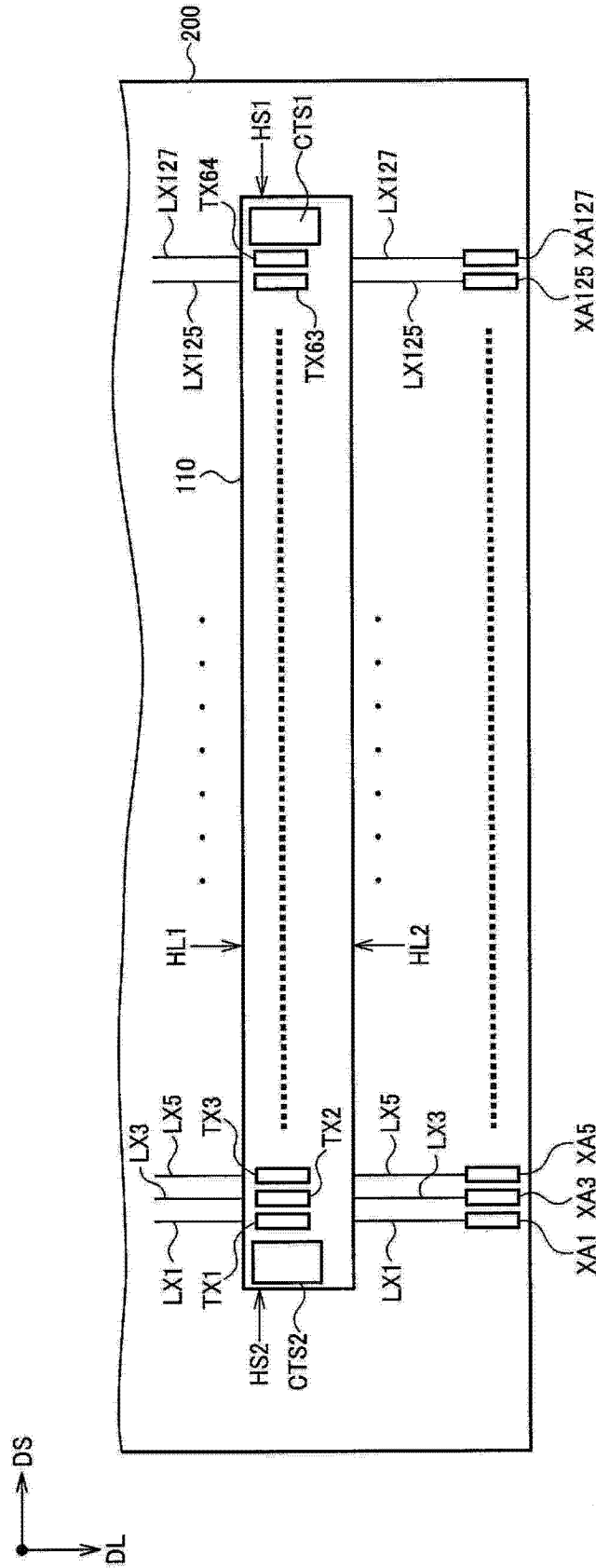


图 11

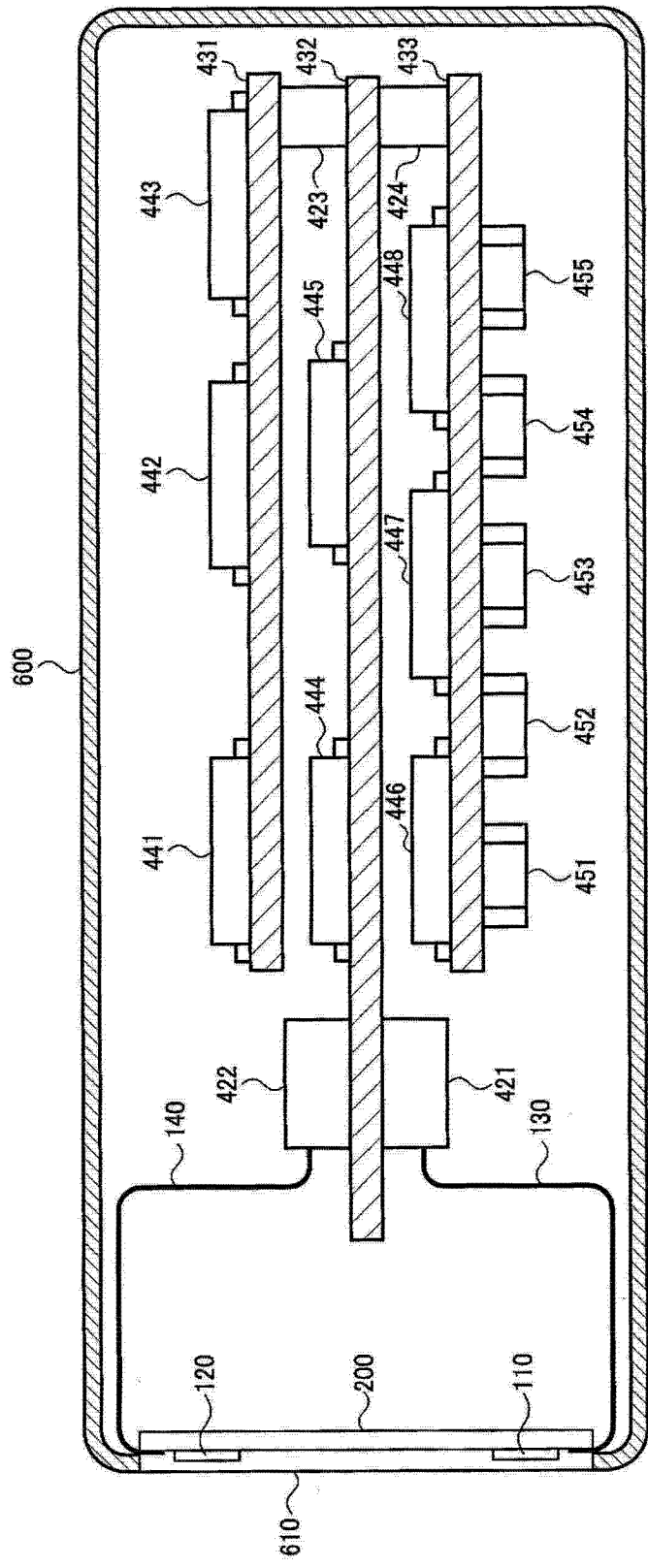


图 12

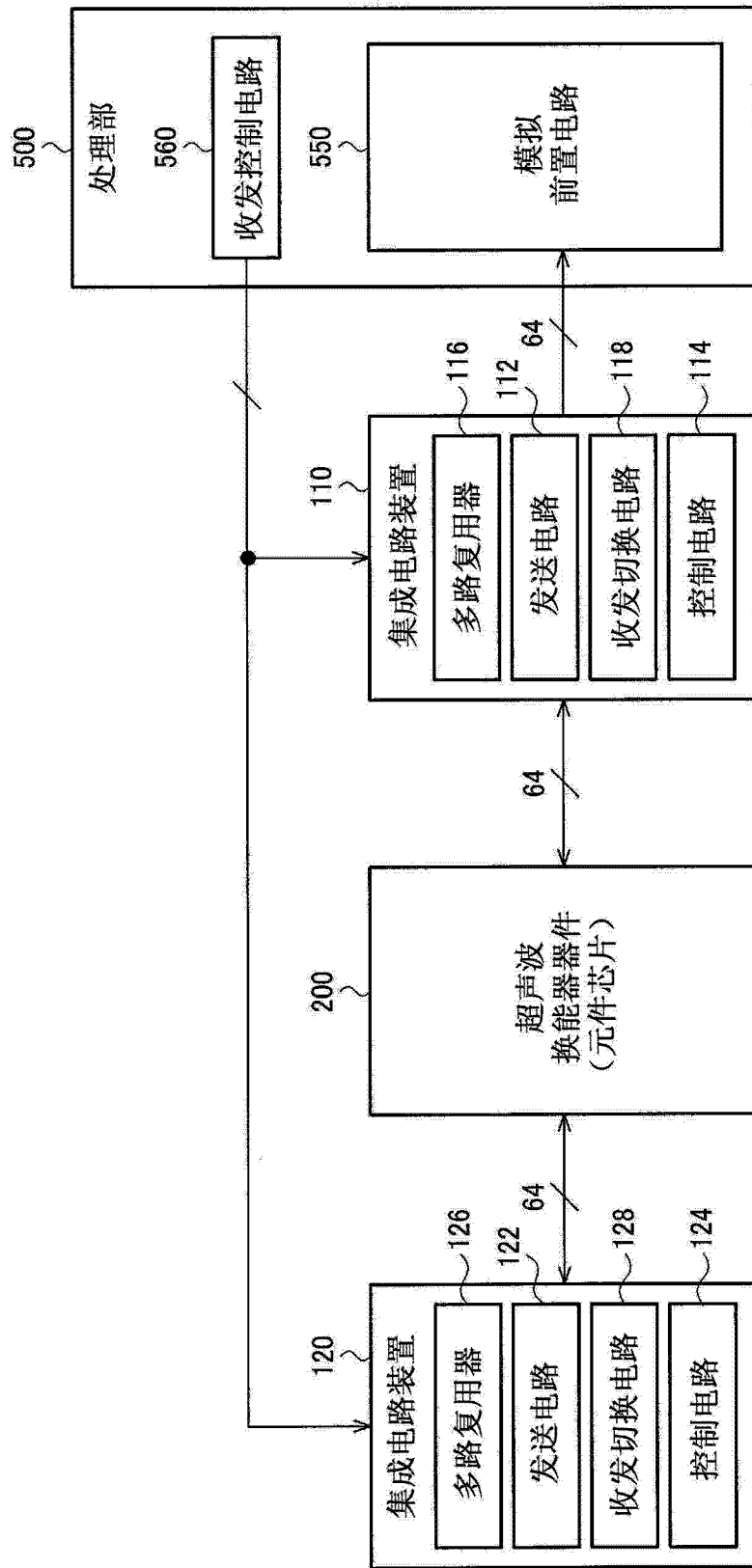


图 13

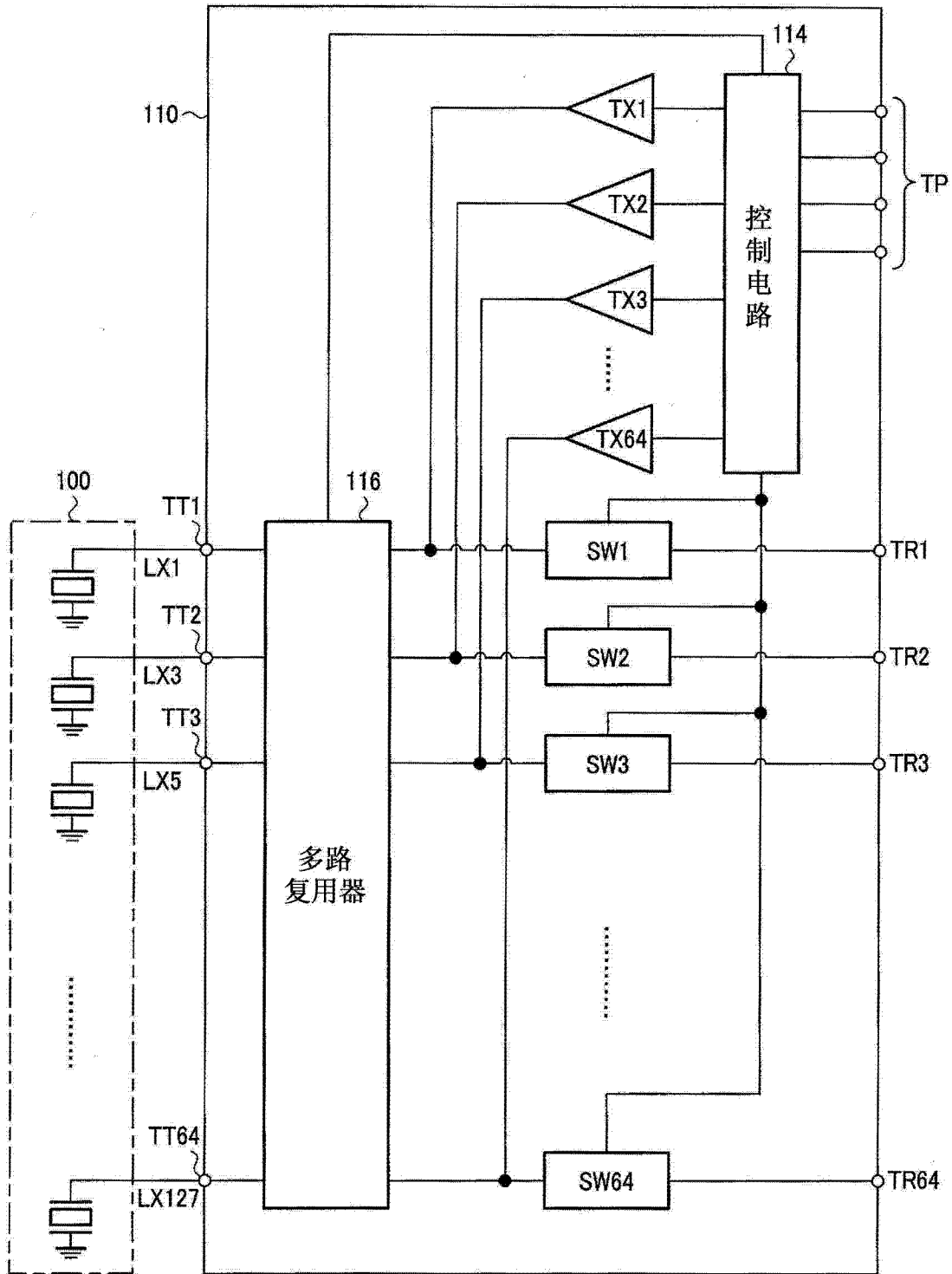


图 14

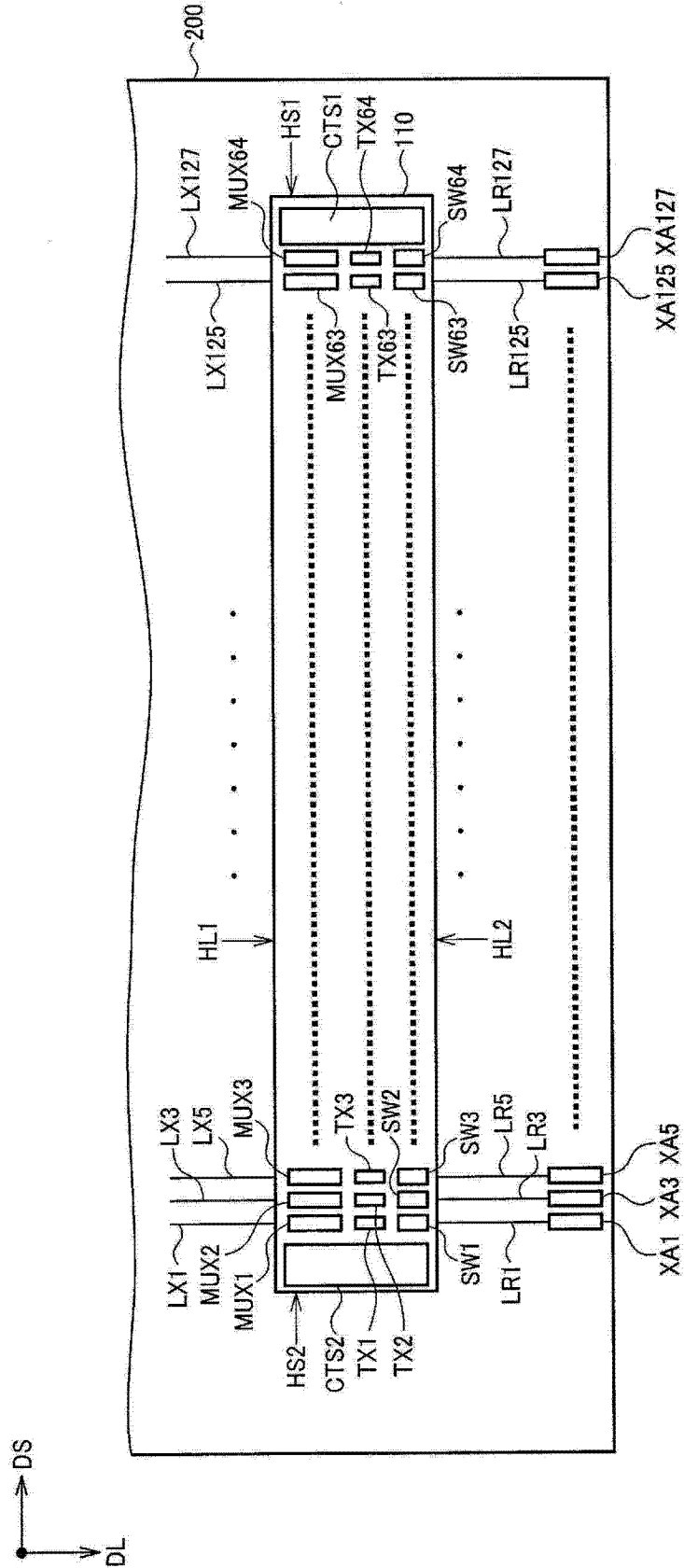


图 15

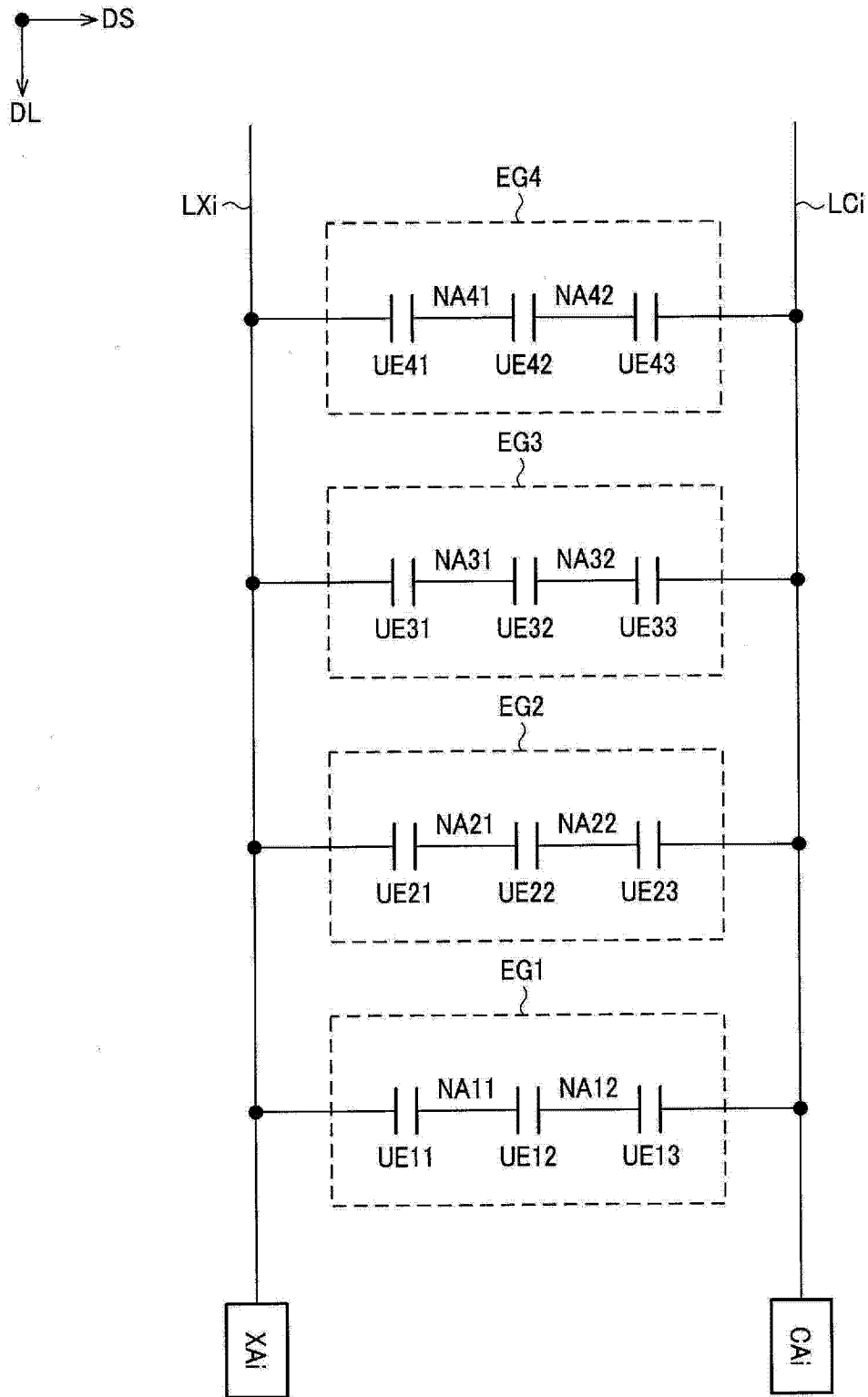


图 16

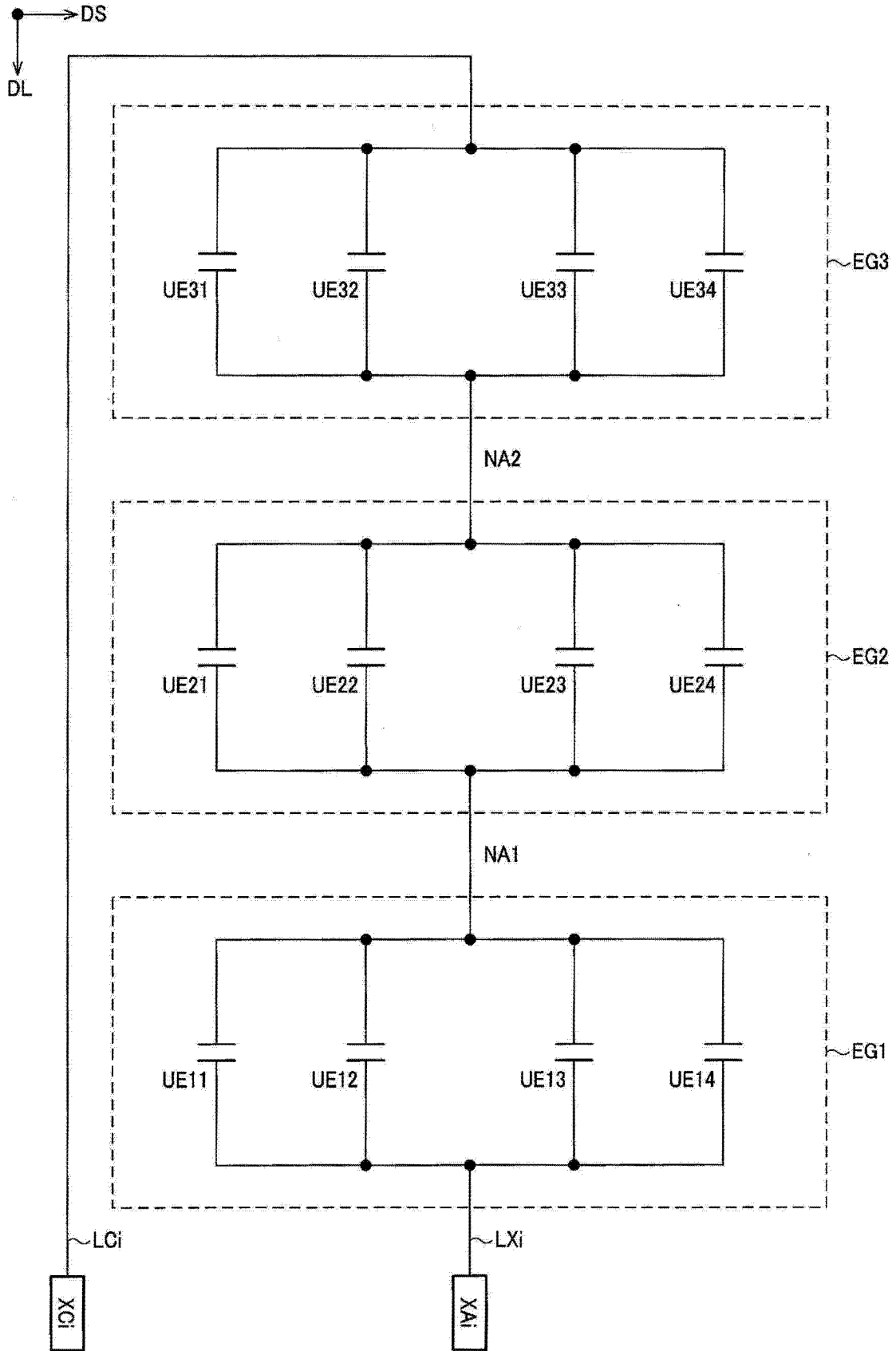


图 17

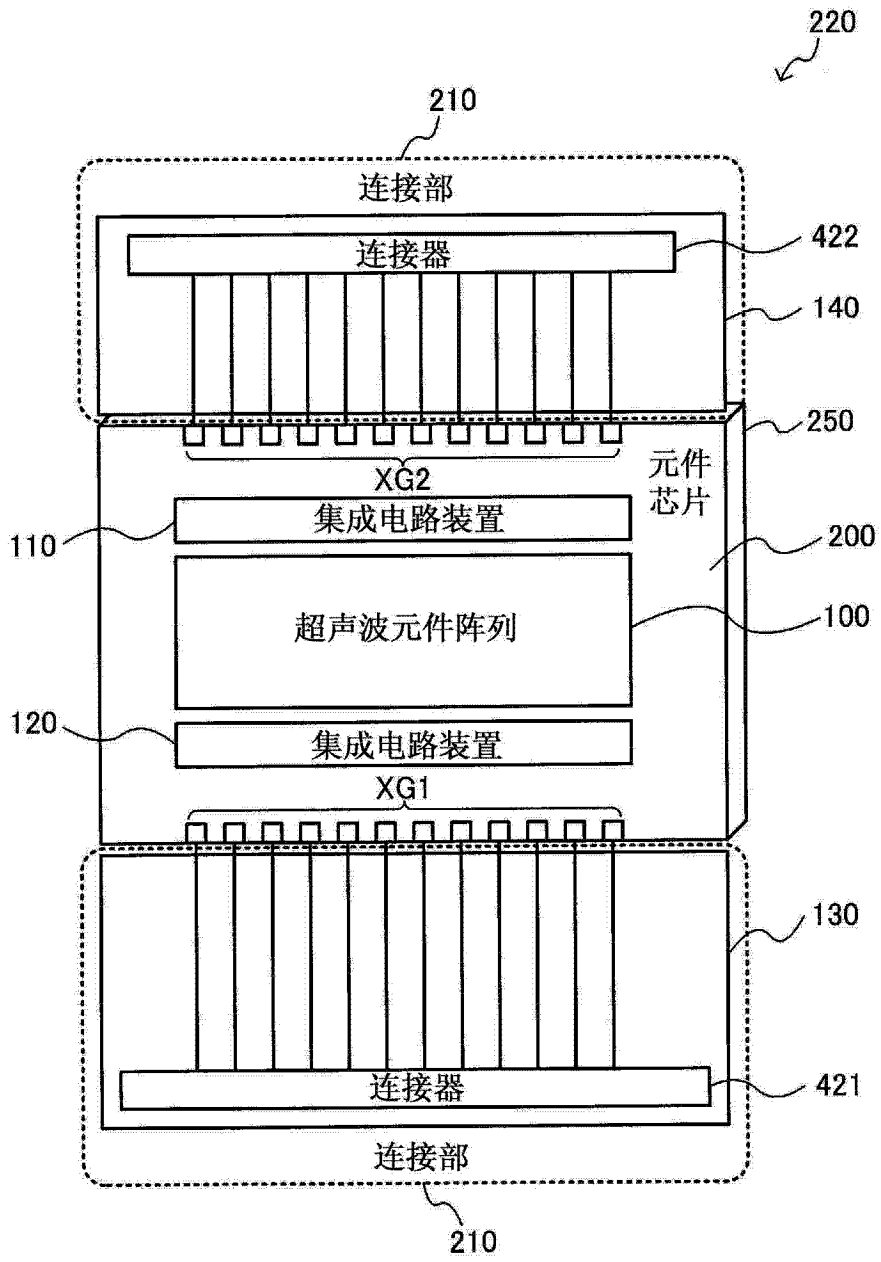


图 18

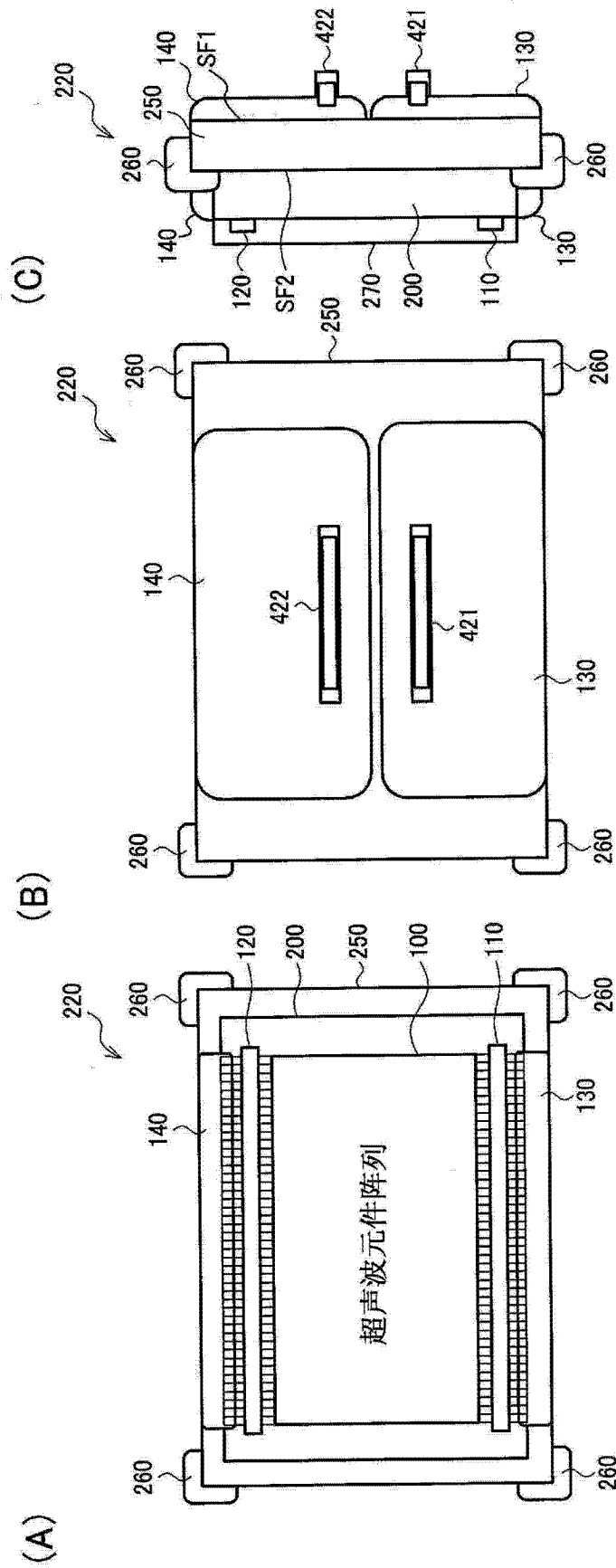


图 19

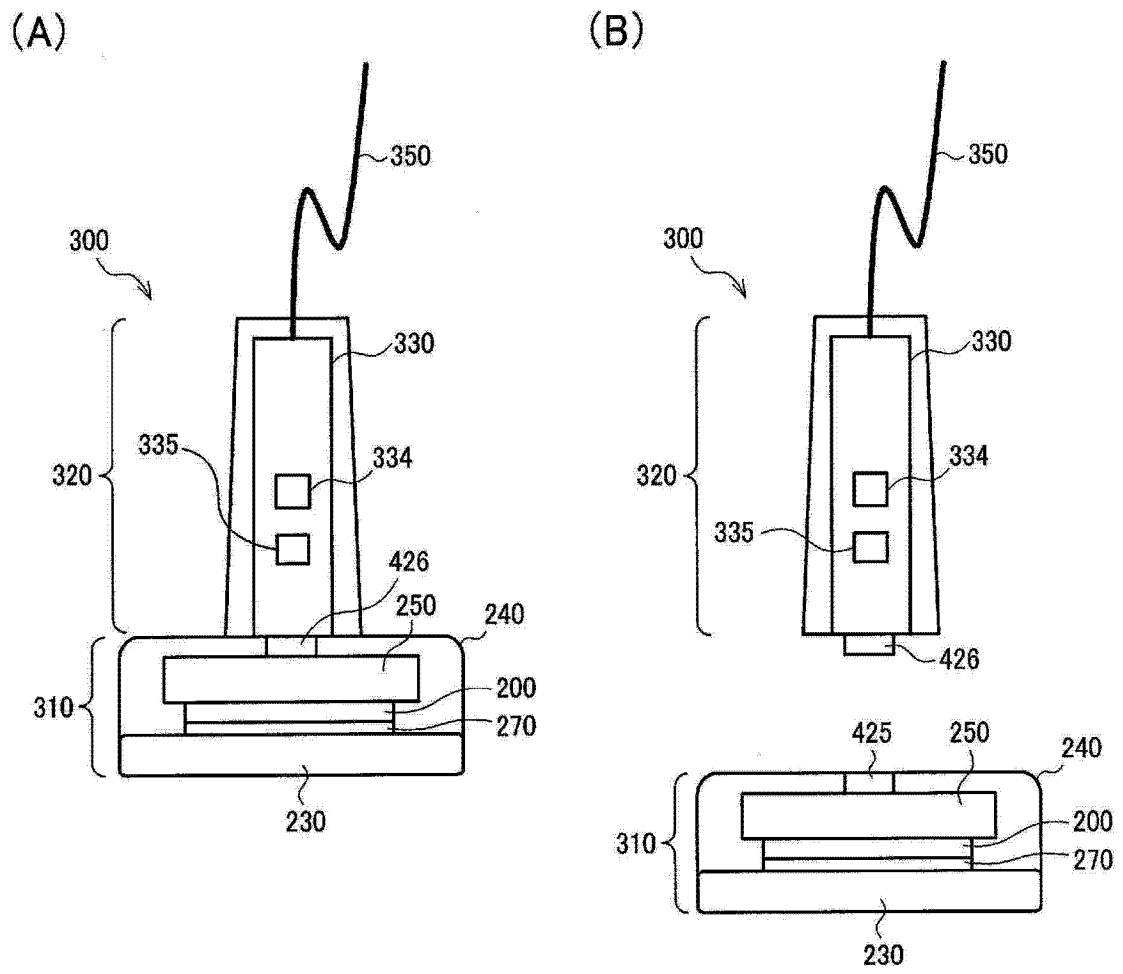


图 20

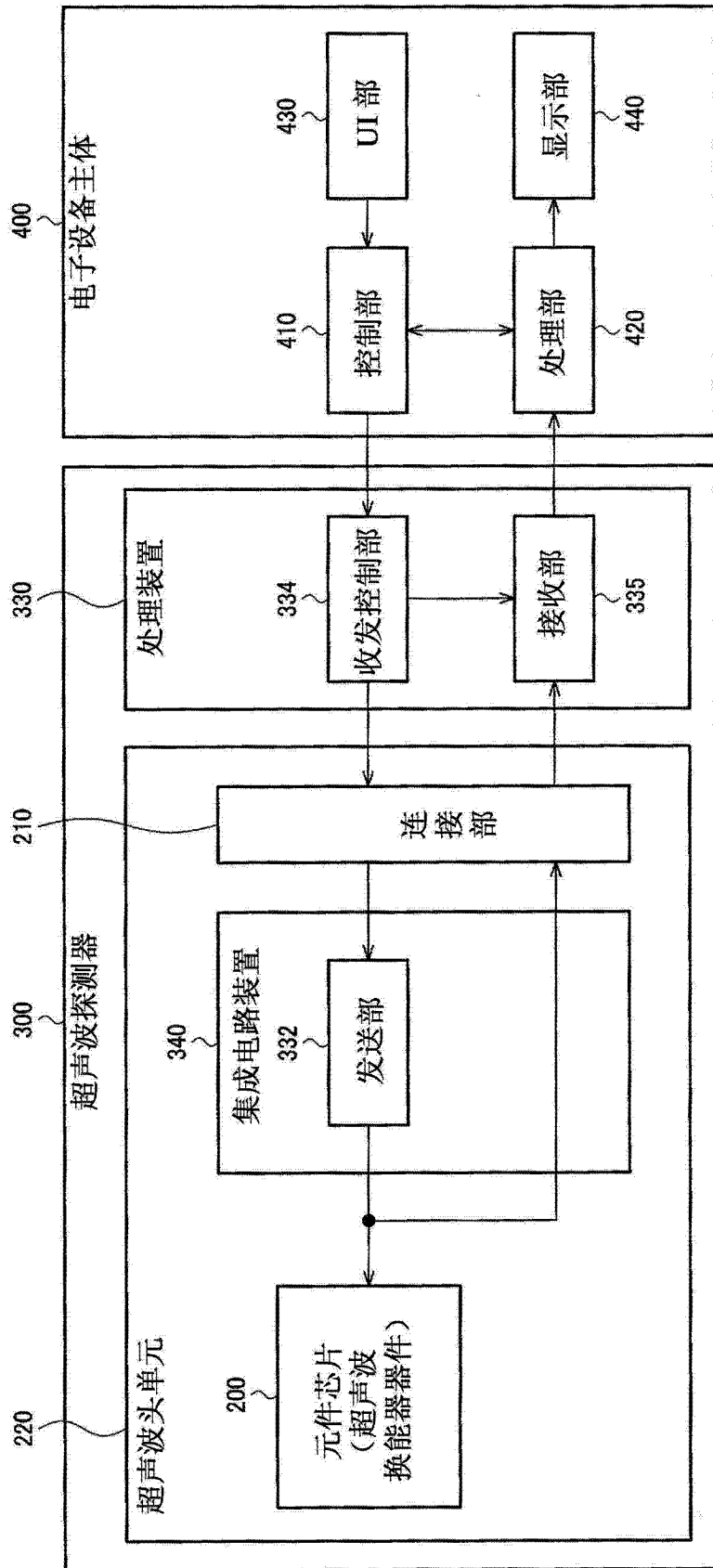


图 21

专利名称(译)	超声波测定装置、头单元、探测器及图像装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN104337545A</a>	公开(公告)日	2015-02-11
申请号	CN201410345789.4	申请日	2014-07-18
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
[标]发明人	远藤甲午		
发明人	远藤甲午		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/13 H04R17/00 G01S7/56 A61B8/4483 A61B8/5207 A61B8/54 B06B1/0215 B06B1/0622 B06B2201/51 B06B2201/55 G01S7/5208 G01S7/52082 G01S7/52085 G01S15/8915 A61B8/00 G01N29/0654 G01N29/07 G01S7/52017 G01S7/52049 G01S7/52053 G01S7/52074 G01S15/02		
代理人(译)	余刚		
优先权	2013155346 2013-07-26 JP		
其他公开文献	CN104337545B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供超声波测定装置、头单元、探测器及图像装置。超声波测定装置包括：超声波换能器器件，具有基板及具有配置在基板上的第一通道群及第二通道群的超声波换能器元件阵列；第一集成电路装置，在超声波换能器元件阵列的第一方向上的一个端部，以长边方向沿着与第一方向交叉的第二方向的方式安装于基板，进行向第一通道群发送信号及接收来自第一通道群的信号中的至少一个；及第二集成电路装置，在超声波换能器元件阵列的第一方向上的另一端部，以长边方向沿着第二方向的方式安装于基板，进行向第二通道群发送信号及接收来自第二通道群的信号中的至少一个，在超声波换能器元件阵列中，第一通道群和第二通道群对应每个通道交替地沿第二方向配置。

