



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103284755 A

(43) 申请公布日 2013. 09. 11

(21) 申请号 201310052062. 2

(22) 申请日 2013. 02. 17

(30) 优先权数据

2012-038401 2012. 02. 24 JP

(71) 申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 西胁学

(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)

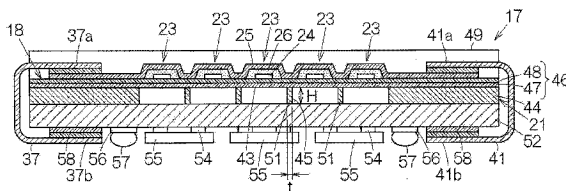
权利要求书2页 说明书10页 附图8页

(54) 发明名称

超声波换能器装置、探测器、电子设备及超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明提供一种超声波换能器装置、探测器、电子设备及超声波诊断装置。其中,超声波换能器装置包括:基板,形成有配置成阵列状的多个开口;超声波换能器元件,设置于各个所述开口;配线基板,与所述基板的第二面相对配置,并具有第一配线,所述基板的第二面为与设置有所述超声波换能器元件的所述基板的第一面相反的一侧的面;以及配线部件,与所述基板和所述配线基板连接,具有使所述超声波换能器元件和所述第一配线相互电连接的第二配线。



1. 一种超声波换能器装置,其特征在于包括:
基板,形成有配置成阵列状的多个开口;
超声波换能器元件,设置于各个所述开口;
配线基板,与所述基板的第二面相对配置,并具有第一配线,所述基板的第二面为与设置有所述超声波换能器元件的所述基板的第一面相反一侧的面;以及
配线部件,与所述基板和所述配线基板连接,具有使所述超声波换能器元件和所述第一配线相互电连接的第二配线。
2. 根据权利要求1所述的超声波换能器装置,其特征在于,所述超声波换能器装置还包括与所述第一配线连接的集成电路,所述集成电路具有信号处理侧的输入输出端子,所述输入输出端子的数量小于连接于所述超声波换能器元件的导线数量。
3. 根据权利要求2所述的超声波换能器装置,其特征在于,所述集成电路包括复用器。
4. 根据权利要求2或3所述的超声波换能器装置,其特征在于,所述超声波换能器装置还包括外部连接端子,所述外部连接端子形成于与所述基板相对的所述配线基板的第一面的相反侧的所述配线基板的第二面,并与所述集成电路连接。
5. 根据权利要求4所述的超声波换能器装置,其特征在于,所述集成电路包括安装于所述配线基板的所述第二面的集成电路芯片。
6. 根据权利要求4所述的超声波换能器装置,其特征在于,所述集成电路包括形成于所述配线基板的所述第二面的单片集成电路。
7. 根据权利要求4所述的超声波换能器装置,其特征在于,所述配线部件是具有包括所述第二配线的导线的柔性印刷基板,所述集成电路包括被安装于所述柔性印刷基板并且与所述导线连接的集成电路芯片。
8. 根据权利要求2或3所述的超声波换能器装置,其特征在于,所述超声波换能器装置还包括外部连接端子,所述外部连接端子形成于与所述基板相对的所述配线基板的第一面,并与所述集成电路连接。
9. 根据权利要求1至8中任意一项所述的超声波换能器装置,其特征在于,所述配线基板由与所述基板重叠的板材形成,所述开口彼此之间的壁至少部分地被固定于所述配线基板。
10. 根据权利要求1所述的超声波换能器装置,其特征在于,所述超声波换能器装置还包括与所述第一配线连接的集成电路,所述集成电路包括与所述超声波换能器元件连接的脉冲发生器。
11. 根据权利要求10所述的超声波换能器装置,其特征在于,所述集成电路还包括与所述超声波换能器元件连接的模拟数字转换器。
12. 根据权利要求1所述的超声波换能器装置,其特征在于,所述超声波换能器装置还包括外部连接端子,所述外部连接端子形成于与所述基板相对的所述配线基板的第一面的相反侧的所述配线基板的第二面,并与所述第一配线连接。
13. 根据权利要求1所述的超声波换能器装置,其特征在于,所述超声波换能器装置还包括外部连接端子,所述外部连接端子形成于与所述基板相对的所述配线基板的第一面,并与所述第一配线连接。
14. 根据权利要求1至13中任意一项所述的超声波换能器装置,其特征在于,所述超

声波换能器装置包括：一条共用电极，形成于所述基板，沿所述排列的行方向排列的元件延伸；以及电极端子，形成于所述基板，分别与所述电极的两端单独连接。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波换能器装置，其特征在于，所述超声波换能器装置包括：一条共用第二电极，形成于所述基板，沿所述排列的列方向排列的元件延伸；以及第二电极端子，形成于所述基板，分别与所述第二电极的两端单独连接。

16. 一种探测器，其特征在于，包括权利要求 1 至 15 中任意一项所述的超声波换能器装置和支撑所述超声波换能器装置的壳体。

17. 一种电子设备，其特征在于，包括权利要求 16 中所述的探测器和与所述探测器连接并用于处理所述超声波换能器元件的输出的处理电路。

18. 一种超声波诊断装置，其特征在于，包括权利要求 16 所述的探测器、与所述探测器连接以处理所述超声波换能器元件的输出并生成图像的处理电路以及用于显示所述图像的显示装置。

19. 一种电子设备，所述电子设备包括超声波换能器装置，其特征在于，所述超声波换能器装置包括：

基板，形成有配置成阵列状的多个开口；

超声波换能器元件，设置于各个所述开口；

配线基板，与所述基板的第二面相对配置，并具有第一配线，所述基板的第二面为与设置有所述超声波换能器元件的所述基板的第一面相反一侧的面；以及

配线部件，与所述基板和所述配线基板连接，具有使所述超声波换能器元件和所述第一配线相互电连接的第二配线。

20. 一种超声波诊断装置，所述超声波诊断装置包括超声波换能器装置，其特征在于，所述超声波换能器装置包括：

基板，形成有配置成阵列状的多个开口；

超声波换能器元件，设置于各个所述开口；

配线基板，与所述基板的第二面相对配置，并具有第一配线，所述基板的第二面为与设置有所述超声波换能器元件的所述基板的第一面相反一侧的面；以及

配线部件，与所述基板和所述配线基板连接，具有使所述超声波换能器元件和所述第一配线相互电连接的第二配线。

超声波换能器装置、探测器、电子设备及超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波换能器装置、利用该装置的探测器以及利用该探测器的电子设备及超声波诊断装置,而该超声波换能器装置包括具有被配置为阵列状的开口的基板以及设置于各开口的超声波换能器元件。

背景技术

[0002] 例如如同专利文献 1 公开的,超声波换能器元件芯片包括基板。在基板上形成多个开口。超声波换能器元件设置于各个开口。

[0003] 在先技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 【专利文献 1】日本专利特开 2011-82624 号公报

[0006] 【专利文献 2】日本专利特开 2011-56258 号公报

[0007] 【专利文献 3】日本专利特开 2006-122188 号公报

[0008] 专利文献 2 公开了整体型的超声波换能器元件。在整体型的超声波换能器元件中,在基板上不形成开口。能够形成较厚的基板。能够充分地确保基板的强度。在基板上能够构筑集成电路。

[0009] 另一方面,如上所述,在构成超声波换能器元件芯片时,如果在基板上形成多个开口,则基板的强度就会下降。尤其是,由于在开口的形成中利用蚀刻处理,因而希望缩小基板的厚度。基板的薄型化会进一步导致基板的强度下降。对这样的基板,到目前为止尚未提出形成集成电路。

发明内容

[0010] 根据本发明的至少一种方式,能够提供一种在进行集成电路的连接时可以可靠地进行薄型化的超声波换能器元件芯片。

[0011] 用于解决课题的手段

[0012] (1) 本发明的一种方式涉及一种超声波换能器装置,其包括:基板,形成有配置成阵列状的多个开口;超声波换能器元件,设置于各个所述开口;配线基板,与所述基板的第二面相对配置,并具有第一配线,所述基板的第二面为与设置有所述超声波换能器元件的所述基板的第一面相反的一侧的面;以及配线部件,与所述基板和所述配线基板连接,具有使所述超声波换能器元件和所述第一配线相互电连接的第二配线。

[0013] 这样,第二配线能够被配置于基板和配线基板的外侧。能够省略在基板与配线基板之间配置的连接端子。其结果是,基板能够与配线基板重叠。最大限度地缩小基板与配线基板的距离。因此,在进行集成电路的连接时,缩小基板和配线基板的厚度。而且,如果基板与配线基板重叠,则能够加强基板的强度。能够可靠地使基板薄型化。从而能够实现超声波换能器装置的薄型化。

[0014] (2) 超声波换能器装置还能够包括与所述第一配线连接的集成电路,所述集成电

路具有信号处理侧的输入输出端子,所述输入输出端子的数量小于连接于所述超声波换能器元件的导线数量。其结果是,能够缩小与超声波换能器元件连接的电缆或者连接器的尺寸。与现有技术相比,超声波换能器装置能够被容纳在更狭小的空间。

[0015] (3)所述集成电路能够包括复用器。复用器在与超声波换能器元件连接的导线和数量小于导线数量的信号处理侧的输入输出端子之间管理连接关系。因此,复用器将大大地有助于缩小与超声波换能器元件连接的电缆或者连接器的尺寸。

[0016] (4)超声波换能器装置还能够包括外部连接端子,所述外部连接端子形成于与所述基板相对的所述配线基板的第一面的相反侧的所述配线基板的第二面,并与所述集成电路连接。因此,超声波换能器装置能够作为一个单元而被操作。

[0017] (5)所述集成电路能够包括安装于所述配线基板的所述第二面的集成电路芯片。集成电路芯片不沿包括基板的二维平面扩展,因而能够有助于超声波换能器装置的小型化。

[0018] (6)所述集成电路能够包括形成于所述配线基板的所述第二面的单片集成电路。单片集成电路形成于配线基板的第二面上,因而能够有助于超声波换能器装置的小型化。

[0019] (7)在所述超声波换能器装置中,所述配线部件是具有包括所述第二配线的导线的柔性印刷基板,所述集成电路包括被安装于所述柔性印刷基板并且与所述导线连接的集成电路芯片。集成电路芯片不沿包括基板的二维平面扩展,因而能够有助于超声波换能器装置的小型化。

[0020] (8)超声波换能器装置还能够包括外部连接端子,所述外部连接端子形成于与所述基板相对的所述配线基板的第一面,并与所述集成电路连接。从而,超声波换能器装置能够作为一个单元使用。而且,外部连接端子的形成作业以及外部连接端子与第一配线的连接作业都能够在配线基板的第一面上实施,因而,能够避免制造工序的复杂化。

[0021] (9)所述配线基板能够由与所述基板重叠的板材形成,所述开口彼此之间的壁能够至少部分地被固定在所述配线基板上。在开口彼此之间,能够提高壁的刚性。其结果是,能够抑制壁的振动(混响振动)。能够使超声波换能器元件的振动特性稳定。

[0022] (10)超声波换能器装置还能够还包括与所述第一配线连接的集成电路。所述集成电路能够与所述超声波换能器元件连接的脉冲发生器。在超声波换能器元件与脉冲发生器之间,距离被缩短。因此,能够提高供给给超声波换能器元件的共振信号的S/N比。

[0023] (11)所述集成电路还能够包括与所述超声波换能器元件连接的模拟数字转换器。在超声波换能器元件与模拟数字转换器之间,距离被缩短。因此,能够提高从超声波换能器元件输出的检测信号的S/N比。

[0024] (12)超声波换能器装置还能够包括外部连接端子,所述外部连接端子形成于与所述基板相对的所述配线基板的第一面的相反侧的所述配线基板的第二面,并与所述第一配线连接。因此,超声波换能器装置能够作为一个单元使用。

[0025] (13)超声波换能器装置还能够包括外部连接端子,其形成于与所述基板相对的所述配线基板的第一面,并与所述第一配线连接。因此,超声波换能器装置能够作为一个单元使用。而且,外部连接端子的形成作业以及外部连接端子与第一配线的连接作业都能够在配线基板的第一面上实施,因而,能够避免制造工序的复杂化。

[0026] (14)超声波换能器装置能够包括:一条共用电极,形成于所述基板,沿所述排列

的行方向排列的元件延伸；以及电极端子，形成于所述基板，分别与所述电极的两端单独连接。将信号从两端的连接端子输入至电极。因此，能够尽可能地降低电压下降的影响。

[0027] (15) 超声波换能器装置能够包括：一条共用第二电极，形成于所述基板，沿所述排列的列方向排列的元件延伸；以及第二电极端子，形成于所述基板，分别与所述第二电极的两端单独连接。将信号从两端的连接端子输入至电极。因此，能够尽可能地降低电压下降的影响。

[0028] (16) 能够在探测器中利用超声波换能器装置。探测器能够包括超声波换能器装置和支撑所述超声波换能器装置的壳体。

[0029] (17) 能够在电子设备中利用探测器。电子设备能够包括探测器以及与所述探测器连接、处理所述超声波换能器元件的输出的处理电路。

[0030] (18) 能够在超声波诊断装置中利用探测器。超声波诊断装置能够包括：探测器、用于与所述探测器连接以处理所述超声波换能器元件的输出、并生成图像的处理电路以及用于显示所述图像的显示装置。

[0031] (19) 本发明的另外的方式涉及一种包括超声波换能器装置的电子设备，该超声波换能器装置包括：基板，形成有配置成阵列状的多个开口；超声波换能器元件，设置于各个所述开口；配线基板，与所述基板的第二面相对配置，并具有第一配线，所述基板的第二面为与设置有所述超声波换能器元件的所述基板的第一面相反的一侧的面；以及配线部件，与所述基板和所述配线基板连接，具有使所述超声波换能器元件和所述第一配线相互电连接的第二配线。

[0032] (20) 而且，本发明的另一种方式涉及一种包括超声波换能器装置的超声波诊断装置，该超声波换能器装置包括：基板，形成有配置成阵列状的多个开口；超声波换能器元件，设置于各个所述开口；配线基板，与所述基板的第二面相对配置，并具有第一配线，所述基板的第二面为与设置有所述超声波换能器元件的所述基板的第一面相反的一侧的面；以及配线部件，与所述基板和所述配线基板连接，具有使所述超声波换能器元件和所述第一配线相互电连接的第二配线。

附图说明

[0033] 图 1 是概略地示出一实施方式涉及的电子设备的一具体例子即超声波诊断装置的外观图。

[0034] 图 2 是超声波探测器的放大主视图。

[0035] 图 3 是超声波换能器元件芯片单元的放大平面图。

[0036] 图 4 是沿图 3 的 4-4 线的截面图。

[0037] 图 5 对应于图 4，是变型例涉及的超声波换能器元件芯片单元的放大截面图。

[0038] 图 6 是概略示出超声波诊断装置的电路构成的框图。

[0039] 图 7 对应于图 3，是第二实施方式涉及的超声波换能器元件芯片单元的截面图。

[0040] 图 8 对应于图 3，是第三实施方式涉及的超声波换能器元件芯片单元的截面图。

[0041] 图 9 对应于图 3，是第 4 实施方式涉及的超声波换能器元件芯片单元的截面图。

具体实施方式

[0042] 下面,参照附图,同时说明本发明的一种实施方式。而且,以下说明的本实施方式不是对记载于请求保护的范围的本发明的内容的不当限定,而且,在本实施方式中说明的所有构成作为本发明的解决手段并不限于是必需的。

[0043] (1) 超声波诊断装置的整体构成

[0044] 图 1 是示意性地示出本发明的一实施方式涉及的电子设备的一个具体示例即、超声波诊断装置(超声波检测装置) 11 的构成。超声波诊断装置 11 包括装置终端 12 和超声波探测器(探测器) 13。装置终端 12 与超声波探测器 13 由电缆 14 相互地连接。装置终端 12 与超声波探测器 13 通过电缆 14 进行电信号的交换。在装置终端 12 中组装有显示面板(显示装置)15。在装置终端 12 的表面露出显示面板 15 的画面。在装置终端 12 中,如后所述,根据由超声波探测器 13 检测的超声波而生成图像。在显示面板 15 的画面中显示被图像化的检测结果。

[0045] 如图 2 所示,超声波探测器 13 包括壳体 16。在壳体 16 中收纳有超声波换能器元件芯片单元(以下,称为“芯片单元”) 17。芯片单元 17 包括超声波换能器元件芯片(以下称为“元件芯片”) 18。元件芯片 18 的表面能够在壳体 16 的表面上露出。元件芯片 18 从表面输出超声波,同时接收超声波的反射波。

[0046] 图 3 示意性示出元件芯片 18 的平面图。元件芯片 18 具有基板 21。在基板 21 的表面(第一面)形成元件阵列 22。元件阵列 22 由被配置成阵列状的超声波换能器元件(以下称为“元件”)23 构成。阵列由多行多列的矩阵形成。此外,在阵列中也可以确立交错配置。在交错配置中,偶数列的元件 23 组可以相对于奇数列的元件 23 组错开 1/2 行间距。奇数列和偶数列的一方的元件数可以比另一方的元件数少一个。各元件 23 都具有压电元件部。压电元件部包括下部电极 24、上部电极 25 以及压电体膜 26。在每个元件 23 中,在下部电极 24 和上部电极 25 之间夹入压电体膜 26。

[0047] 下部电极 24 包括多个第一导体(电极)24a。第一导体 24a 沿排列的行方向相互平行地延伸。对每行的元件 23 都分配一条第一导体 24a。一条第一导体 24a 共同配置于沿排列的行方向排列的元件 23 的压电体膜 26。第一导体 24a 的两端分别与一对引出配线 27 连接。引出配线 27 沿排列的列方向相互平行地延伸。因此,所有的第一导体 24a 都具有相同的长度。因此,下部电极 24 共同连接于矩阵全体的元件 23。

[0048] 上部电极 25 包括多个第二导体(第二电极)25a。第二导体 25a 沿排列的列方向相互平行地延伸。对每列的元件 23 分配一条第二导体 25a。一条第二导体 25a 共同配置于沿排列的列方向排列的元件 23 的压电体膜 26。按每列切换元件 23 的通电。根据该通电的切换,实现线扫描或者扇形扫描。一列元件 23 同时输出超声波,因此,一列的个数即排列的行数能够根据超声波的输出电平决定。例如行数可以设定为 10~15 行左右。在图中被省略,画出五行。排列的列数能够根据扫描范围的范围决定。列数可以设定为 128 列或者 256 列。在图中被省略,画出八列。

[0049] 基板 21 的轮廓由相互平行的一对直线 29 分隔并包括相对的第一边 21a 和第二边 21b。在元件阵列 22 的外周与基板 21 的轮廓之间扩展的周边区域 31 中,沿着第一边 21a,与第一边 21a 平行地形成一排第一端子阵列 32a,沿着第二边 21b,与第二边 21b 平行地形成一排第二端子阵列 32b。第一端子阵列 32a 包括一对下部电极端子 33 和多个上部电极端子 34。同样,第二端子阵列 32b 包括一对下部电极端子 35 和多个上部电极端子 36。下部

电极端子 33、35 被分别连接于一条引出配线 27 的两端。只要以平分元件阵列 22 的垂直面为面对称地形成引出配线 27 以及下部电极端子 33、35 即可。上部电极端子 34、36 被分别连接于一条第二导电体 25a 的两端。只要第二导电体 25a 以及上部电极端子 34、36 以平分元件阵列 22 的垂直面为面对称地形成即可。在此,基板 21 的轮廓形成为矩形。基板 21 的轮廓既可以是正方形,也可以是梯形。

[0050] 芯片单元 17 包括第一柔性印刷基板(以下称为“第一柔性基板”)37 和第二柔性印刷基板(以下称为“第二柔性基板”)41。第一柔性基板 37 连接于基板 21。在连接时,第一柔性基板 37 被覆盖在第一端子阵列 32a 上。导线即第一信号线(第二配线)38 分别对应于下部电极端子 33 和上部电极端子 34 而形成于第一柔性基板 37 的第一端 37a。第一信号线 38 分别面对下部电极端子 33 和上部电极端子 34,并分别接合于下部电极端子 33 和上部电极端子 34。同样,第二柔性基板 41 连接于基板 21。在连接时,第二柔性基板 41 被覆盖在第二端子阵列 32b 上。导线即第二信号线(第二配线)42 分别对应于下部电极端子 35 和上部电极端子 36 而形成于第二柔性基板 41 的第一端 41a。第二信号线 42 分别面对下部电极端子 35 和上部电极端子 36,并分别结合于下部电极端子 35 和上部电极端子 36。

[0051] 如图 4 所示,各个元件 23 具有振动膜 43。在形成振动膜 43 时,在基板 21 的基体 44 中每个元件 23 都形成有开口 45。开口 45 在基体 44 中被配置为阵列状。在基体 44 的表面,挠性膜 46 形成于一个面上。挠性膜 46 包括被层压在基体 44 的表面的二氧化硅(SiO₂)层 47 和被层压在二氧化硅层 47 的表面的二氧化锆(ZrO₂)层 48。挠性膜 46 与开口 45 连接。因此,对应于开口 45 的轮廓,挠性膜 46 的一部分作为振动膜 43 而起作用。二氧化硅层 47 的膜厚能够根据共振频率决定。元件 23 的轮廓由开口 45 的轮廓规定。元件阵列 23 的轮廓能够由开口 45 的阵列的轮廓规定。

[0052] 在振动膜 43 的表面上依次层压下部电极 24、压电体膜 26 以及上部电极 25。在下部电极 24 中能够使用例如钛(Ti)、铱(Ir)、白金(Pt)以及钛(Ti)的层压膜。压电体膜 26 能够由例如锆钛酸铅(PZT)形成。上部电极 25 能够由例如铱(Ir)形成。在下部电极 24 和上部电极 25 中也可以利用其它的导电材料,在压电体膜 26 中也可以使用其它压电材料。在此,在上部电极 25 的下面,压电体膜 26 完全覆盖下部电极 24。利用压电体膜 26 的作用,能够避免在上部电极 25 与下部电极 24 之间短路。

[0053] 在基板 21 的表面层压有保护膜 49。保护膜 49 例如覆盖在基板 21 表面的整个面。其结果是,由保护膜 49 覆盖元件阵列 22 和第一以及第二端子阵列 32a、32b、第一以及第二柔性基板 37、41 的第一端 37a、41a。保护膜 49 能够使用例如硅树脂膜。保护膜 49 保护元件阵列 22 的结构、第一端子阵列 32a 与第一柔性基板 37 的接合、第二端子阵列 32b 与第二柔性基板 41 的接合。

[0054] 在邻接的开口 45 之间划分出分隔壁 51。由分隔壁 51 分隔各开口 45。开口 45 之间的间隔相当于分隔壁 51 的厚度 t。开口 45 的深度相当于分隔壁 51 的高度 H。如果缩小分隔壁 51 的厚度 t,则能够提高振动膜 43 的配置密度。能够有助于元件芯片 18 的小型化。如果分隔壁 51 的高度 H 大于厚度 t,则能够提高元件芯片 18 的弯曲刚度。由此,设定开口 45 之间的间隔小于开口 45 的深度。

[0055] 配线基板 52 固定于基板 21 的背面(第二面)。基板 21 的背面与配线基板 52 的表面(第一面)重叠。配线基板 52 在基板 21 的背面堵塞开口 45。配线基板 52 能够具备刚性

基材。配线基板 52 能够由例如硅基板形成。例如基体 44 的板厚可以设定为 $100\ \mu\text{m}$ 左右，例如配线基板 52 的板厚可以设定为 $100\ \mu\text{m} \sim 150\ \mu\text{m}$ 左右。在此，分隔壁 51 与配线基板 52 结合。也可以在面之间接合。

[0056] 在配线基板 52 的背面(第二面)形成有第一配线 54。第一配线 54 能够由导电材料的薄膜构成。导电材料能够使用例如铜之类的金属材料。通过薄膜能够在配线基板 52 的背面画出配线图案。

[0057] 在配线基板 52 的背面装有集成电路(IC)芯片 55。集成电路芯片 55 构成集成电路。集成电路与第一配线 54 连接。

[0058] 在配线基板 52 的背面形成外部连接端子 56。外部连接端子 56 与第一配线 54 连接。外部连接端子 56 能够由例如衬垫形状的导电材料构成。导电材料能够使用例如铜之类的金属材料。导电材料的凸起(bump)57 也可以结合于外部连接端子 56。外部连接端子 56 通过第一配线 54 与集成电路连接。在此，电缆 14 的信号线连接于外部连接端子 56。而且，如图 5 所示，在配线基板 52 的背面能够设置连接器 59，以代替外部连接端子 56。连接器 59 与第一配线 54 连接。在壳体 16 中，连接器 59 能够连接于接收端的连接器(未图示)。电缆 14 的一端能够连接于接收端的连接器。

[0059] 由配线基板 52 分别独立地支撑第一柔性基板 37 和第二柔性基板 41。在被支撑时，第一柔性基板 37 和第二柔性基板 41 与配线基板 52 的背面连接。在配线基板 52 的背面形成有转接端子 58。转接端子 58 与第一配线 54 连接。第一柔性基板 37 的第二端 37b 和第二柔性基板 41 的第二端 41b 分别覆盖转接端子 58。第一信号线 38 和第二信号线 42 单独连接于转接端子 58。第一信号线 38 和第二信号线 42 能够利用例如焊锡或者导电粘合剂与转接端子接合。因此，第一信号线 38 和第二信号线 42 至少在基板 21 上的元件阵列 22 与第一配线 54 之间确保电导通。

[0060] (2) 超声波诊断装置的电路构成

[0061] 如图 6 所示，集成电路包括复用器 61 和接收发送电路 62。复用器 61 包括元件 23 一侧的端口组 61a 和信号处理一侧的端口组 61b。第一信号线 38 和第二信号线 42 通过第一配线 54 被连接至元件 23 一侧的端口组 61a。因此，端口组 61a 与元件阵列 22 连接。在此，在信号处理一侧的端口组 61b 上连接有接收发送电路 62 的规定数量的信号线 63。规定数量相当于在扫描时同时输出的元件 23 的列数。复用器 61 在元件 23 一侧的端口与信号处理一侧即电缆 14 一侧的端口之间进行相互连接的管理。

[0062] 接收发送电路 62 包括规定数量的切换开关 64。各切换开关 64 分别单独地与对应的信号线 63 连接。对于每个切换开关 64，接收发送电路 62 具有发送路径 65 和接收路径 66。发送路径 65 和接收路径 66 并列地连结于切换开关 64。切换开关 64 选择性地将发送路径 65 或者接收路径 66 连接至复用器 61。在发送路径 65 上组装有脉冲发生器 67。脉冲发生器 67 以对应于振动膜 43 的共振频率的频率输出脉冲信号。在接收路径 66 上组装有放大器 68、低通滤波器(LPF)69 以及模拟数字转换器(ADC)71。各元件 23 的检测信号被放大并被转换为数字信号。

[0063] 接收发送电路 62 包括驱动/接收电路 72。发送路径 65 和接收路径 66 与驱动/接收电路 72 连接。驱动/接收电路 72 根据扫描的状态同时控制脉冲发生器 67。驱动/接收电路 72 根据扫描的状态接收检测信号的数字信号。驱动/接收电路 72 通过控制线 73

连接至复用器 61。复用器 61 根据从驱动 / 接收电路 72 提供的控制信号实施相互连接的管理。

[0064] 在装置终端 12 上组装有处理电路 74。处理电路 74 例如能够包括中央运算处理装置(CPU)或者存储器。根据处理电路 74 的处理控制超声波诊断装置 11 的整体动作。处理电路 74 根据由用户输入的指示控制驱动 / 接收电路 72。处理电路 74 根据元件 23 的检测信号生成图像。图像由描绘数据确定。

[0065] 在装置终端 12 中组装有描绘电路 75。描绘电路 75 与处理电路 74 连接。显示面板 15 连接于描绘电路 75。描绘电路 75 根据在处理电路 74 中生成的描绘数据生成驱动信号。驱动信号被输入至显示面板 15。其结果是,在显示面板 15 中显示图像。

[0066] (3) 超声波诊断装置的动作

[0067] 接下来,将简单地说明超声波诊断装置 11 的动作。处理电路 74 指示驱动 / 接收电路 72 发送和接收超声波。驱动 / 接收电路 72 将控制信号提供复用器 61,同时将驱动信号供给各脉冲发生器 67。脉冲发生器 67 根据提供的驱动信号输出脉冲信号。复用器 61 根据控制信号的指示将端口组 61a 的端口连接于端口组 61b 的端口。根据端口的选择,通过下部电极端子 33、35 以及上部电极端子 34、36 将脉冲信号按列提供给元件 23。振动膜 43 根据提供的脉冲信号振动。其结果是,向着对象物(例如人体的内部)发出所期望的超声波。

[0068] 在超声波发送之后,切换开关 64 被切换。复用器 61 维持端口的连接关系。切换开关 64 确立接收路径 66 和信号线 63 的连接,以代替发送路径 65 和信号线 63 的连接。超声波的反射波使振动膜 43 振动。其结果是,从元件 23 输出检测信号。检测信号被转换为数字信号之后被送入驱动 / 接收电路 72。

[0069] 反复进行超声波的发送和接收。在反复进行时,复用器 61 变更端口的连接关系。其结果是,实现了线扫描或者扇形扫描。如果扫描结束,处理电路 74 则根据检测信号的数字信号形成图像。在显示面板 15 的画面上显示形成的图像。

[0070] 在芯片单元 17 中,由第一柔性基板 37 和第二柔性基板 41 电连接基板 21 和配线基板 52。第一柔性基板 37 和第二柔性基板 41 被配置在基板 21 和配线基板 52 的外侧。在基板 21 与配线基板 52 之间,能够省略连接端子的配置。其结果是,基板 21 能够与配线基板 52 重叠。最大限度地缩小基板 21 与配线基板 52 的距离。因此,在进行集成电路的连接时,能够缩小基板 21 和配线基板 52 的厚度。

[0071] 在元件芯片 18 中,将配线基板 52 接合于基板 21 的背面。配线基板 52 将强化基板 21 的强度。即使基板 21 的板厚例如被设定为 $100\ \mu\text{m}$ 左右,配线基板 52 也能够防止基板 21 的破损。另一方面,在由整体型的超声波换能器元件构成元件阵列时,基板的板厚可以设定为 $500\ \mu\text{m}$ ~ 数 mm 左右。即使连接配线基板 52,与由整体型的超声波换能器元件构成元件阵列的情况相比,也能够可靠地缩小元件芯片 18 的厚度。而且,振动膜 43 的声阻抗与整体型的超声波换能器元件相比更接近于人体的声阻抗率,因而在元件芯片 18 中,与整体型的超声波换能器元件相比,能够省略声阻抗的匹配层。这种匹配层的省略能够进一步有助于元件芯片 18 的薄型化。

[0072] 并且,在元件芯片 18 中,分隔壁 51 与配线基板 52 结合。能够提高分隔壁 51 的刚性。其结果是,能够抑制分隔壁 51 的振动(混响振动)。能够使元件 23 的振动特性稳定。另一方面,如果分隔壁 51 的厚度 t 小于高度 H ,则由于截面的纵横比关系,分隔壁 51 的弯曲刚

性在元件芯片 18 的面内方向减弱。如果分隔壁 51 不与配线基板 52 连接,分隔壁 51 则易于在元件芯片 18 的面内方向振动。就会产生所谓的串扰。

[0073] 在元件芯片 18 中组装有集成电路。集成电路芯片 55 能够通过输入输出端子连接至外部连接端子 56,该输入输出端子的数量小于与元件阵列 22 连接的导线的数量即、下部电极端子 33、35 和上部电极端子 34、36 的数量。与下部电极端子 33、35 和上部电极端子 34、36 的数量相比,减少了集成电路芯片 55 的输入输出端子的端子数。其结果是,能够缩小与元件芯片 18 连接的电缆 14 或者连接器的尺寸。与现有技术相比,元件芯片 18 能够被容纳在更狭小的空间。

[0074] 尤其是,在集成电路芯片 55 中组装有复用器 61。复用器 61 在端口组 61a 和信号处理一侧的端口组 61b 之间管理连接关系,端口组 61a 与下部电极端子 33、35 和上部电极端子 34、36 连接,端口组 61b 的数量小于下部电极端子 33、35 和上部电极端子 34、36 的数量。因此,复用器 61 将大大地有助于与元件芯片 18 连接的电缆 14 或者连接器的尺寸的缩小。

[0075] 而且,在集成电路芯片 55 中组装有脉冲发生器 67。在元件 23 与脉冲发生器 67 之间,距离被缩短。因此,能够提高提供给元件 23 的共振信号的 S/N 比。而且,在集成电路 55 中还组装有模拟数字转换器 71。在元件 23 与模拟数字转换器 71 之间,距离被缩短。因此,能够提高从元件 33 输出的检测信号的 S/N 比。

[0076] 在元件芯片 18 中,在配线基板 52 的背面形成有外部连接端子 56。这样,能够将芯片单元 17 作为一个单元使用。能够由外部连接端子 56 简单地安装。而且,外部连接端子 56 遍布基板 21 的背面侧,因而,能够沿包括基板 21 的二维平面抑制配线基板 52 的扩展。能够有助于芯片单元 17 的小型化。

[0077] 在元件芯片 18 中,下部电极 24 具有第一导电体 24a。第一导电体 24a 的两端分别与引出配线 27 连接。共振信号从下部电极端子 33、35 被输入至引出配线 27。这样,从两端供给共振信号至第一导电体 24a,因此,能够尽可能降低电压下降的影响。同样,上部电极 25 具有第二导电体 25a。第二导电体 25a 的两端分别与上部电极端子 34、36 连接。因此,从两端的上部电极端子 34、36 将共振信号提供至第二导电体 25a。能够尽可能抑制电压下降的影响。

[0078] (4) 第二实施方式涉及的芯片单元的构成

[0079] 图 7 是示意性示出第二实施方式涉及的芯片单元 17 的构成。超声波诊断装置 11 能够利用元件芯片 18a 来代替上述的元件芯片 18。在该第二实施方式中,由形成在配线基板 52 背面的单片集成电路 81 取代第一实施方式的集成电路 55 而构成上述的集成电路。单片集成电路 81 形成在配线基板 52 的背面,因而能够有助于元件芯片 18a 的小型化。其它的构成能够与上述第一实施方式同样地构成。对与上述第一实施方式均等的构成或者结构,将标以相同的参照符号,并省略重复的说明。

[0080] (5) 第三实施方式涉及的芯片单元的构成

[0081] 图 8 是示意性示出第三实施方式涉及的芯片单元 17 的构成。超声波诊断装置 11 能够利用元件芯片 18b 来代替上述元件芯片 18。在该第三实施方式中,集成电路芯片 55 能够被安装于第一柔性基板 37 和(或者)第二柔性基板 41。在第一柔性基板 37 上,集成电路 55 与第一柔性基板 37 的导线连接。在第二柔性基板 41 上,集成电路 55 与第二柔性基

板 41 的导线连接。集成电路芯片 55 没有沿着包括基板 21 的二维平面扩展,因而能够有助于元件芯片 18b 的小型化。其它的构成都能够与上述第一实施以及第二实施方式同样地构成。对于与上述第一和第二实施方式均等的构成或者结构上,将标以相同的参照符号,省略重复的说明。

[0082] (6) 第四实施方式的芯片单元的构成

[0083] 图 9 是示意性示出根据第四实施方式的芯片单元 17 的构成。超声波诊断装置 11 能够利用元件芯片 18c 来代替上述元件芯片 18。在该第四实施方式中,使用配线基板 82 来代替上述配线基板 52。配线基板 82 用表面支撑基板 21。配线基板 82 的背面形成为平面。在配线基板 82 的表面形成第一配线 83。在形成第一配线 83 时,配线基板 82 扩展到基板 21 的轮廓的外侧。第一配线 83 能够由导电材料的薄膜构成。导电材料能够使用例如铜之类的金属材料。利用薄膜能够在配线基板 82 表面描绘配线图案。

[0084] 第一柔性基板 37 和第二柔性基板 41 被分别独立地支撑在配线基板 82 上。在被支撑时,第一柔性基板 37 和第二柔性基板 41 与配线基板 82 的表面连接。在配线基板 82 的表面形成有转接端子 84。转接端子 84 与第一配线 83 连接。将第一柔性基板 37 的第二端 37b 和第二柔性基板 41 的第二端 41b 分别覆盖在转接端子 84 上。第一信号线 38 和第二信号线 42 单独地连接至转接端子 84。第一信号线 38 和第二信号线 42 能够利用例如焊锡或者导电粘合剂与转接端子 84 接合。这样,第一信号线 38 和第二信号线 42 至少在基板 21 上的元件阵列 22 与第一配线 83 之间确立电导通。在配线基板 82 的表面安装集成电路芯片 55。集成电路与第一配线 83 连接。

[0085] 在配线基板 82 的表面形成有外部连接端子 85。外部连接端子 85 与第一配线 83 连接。外部连接端子 85 能够由例如衬垫形状的导电材料构成。导电材料能够使用例如铜之类的金属材料。外部连接端子 85 能够通过例如引线 86 与电缆 14 的信号线结合。外部连接端子 85 通过第一配线 83 与集成电路连接。

[0086] 根据上述元件芯片 18c 的使用,能够在配线基板 82 的表面实施外部连接端子 85 的形成作业以及外部连接端子 85 与第一配线 83 的连接作业都,能够避免制造工序的复杂化。其它构成都能够与上述第一~第三实施方式同样地构成。对于与上述第一~第三实施方式均等的构成或者结构上,标以相同的参照符号,省略重复的说明。

[0087] 如上所述,对本实施方式进行了详细说明。但是,能够进行在实质上没有脱离本发明的新的事项和效果的多种变形,这一点对于本领域的普通技术人员来说,应该能够容易理解。因此,这种变型实例应当全部包括在本发明的范围之内。例如,在说明书或者附图中,至少一次随附更加广义或者同义的不同术语一同记载的术语在说明书或者附图中的任何地方都能够替换为该不同的术语。另外,超声波诊断装置 11、超声波探测器 13、芯片单元 17、超声波换能器元件 23、集成电路、处理电路 74 等的构成以及动作也不限于在本实施方式中说明的,其能够进行各种变形。

[0088] 符号说明

[0089] 11 超声波诊断装置(电子设备)

[0090] 13 探测器(超声波探测器)

[0091] 16 壳体

[0092] 17 超声波换能器装置(超声波换能器元件芯片单元)

[0093]	18	超声波换能器元件芯片
[0094]	21	基板
[0095]	23	超声波换能器元件
[0096]	38	第二配线(第一信号线)
[0097]	42	第二配线(第二信号线)
[0098]	45	开口
[0099]	52	配线基板
[0100]	54	第一配线
[0101]	55	集成电路(集成电路芯片)
[0102]	56	外部连接端子
[0103]	61	复用器
[0104]	67	脉冲发生器
[0105]	71	模拟数字转换器
[0106]	74	处理电路
[0107]	81	集成电路(单片集成电路)
[0108]	82	配线基板
[0109]	83	第一配线
[0110]	85	外部连接端子

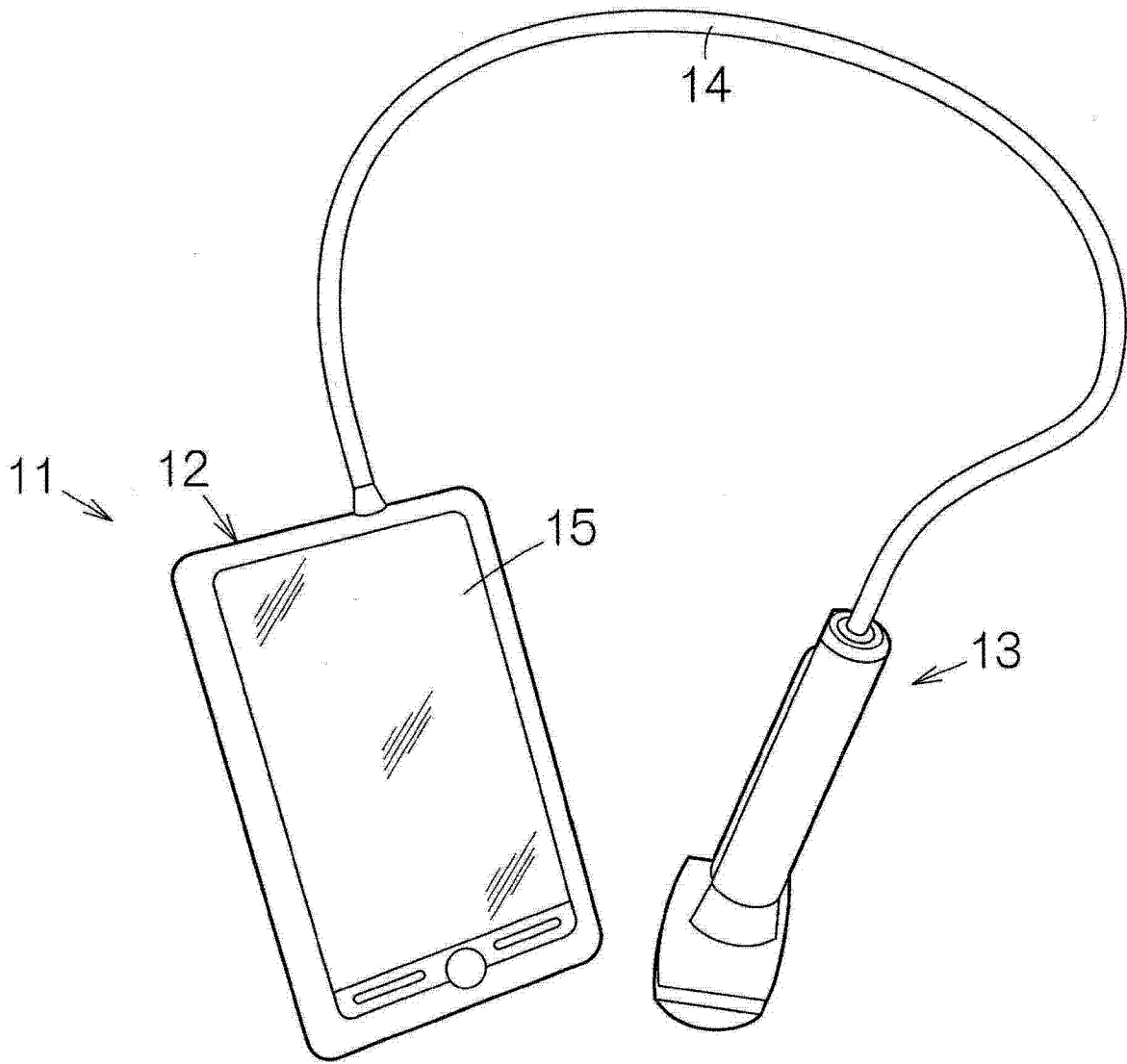


图 1

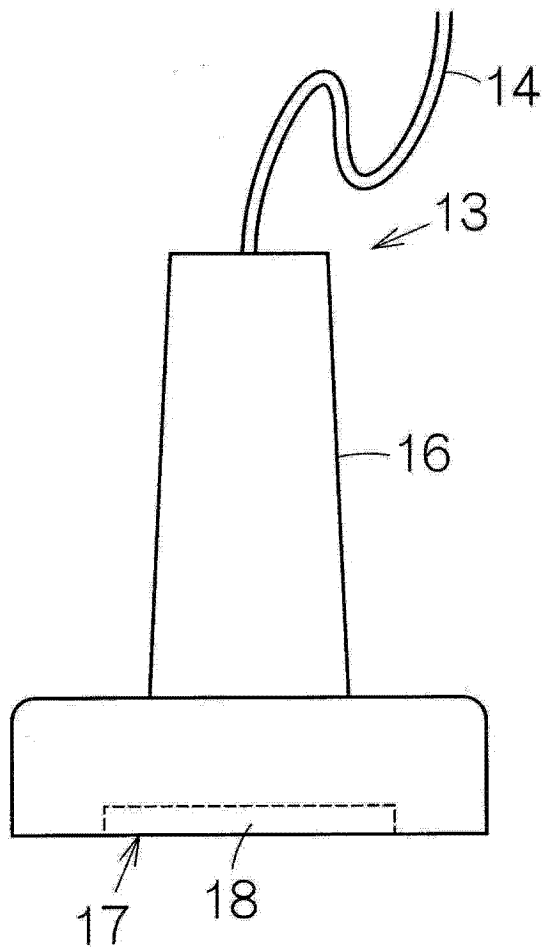


图 2

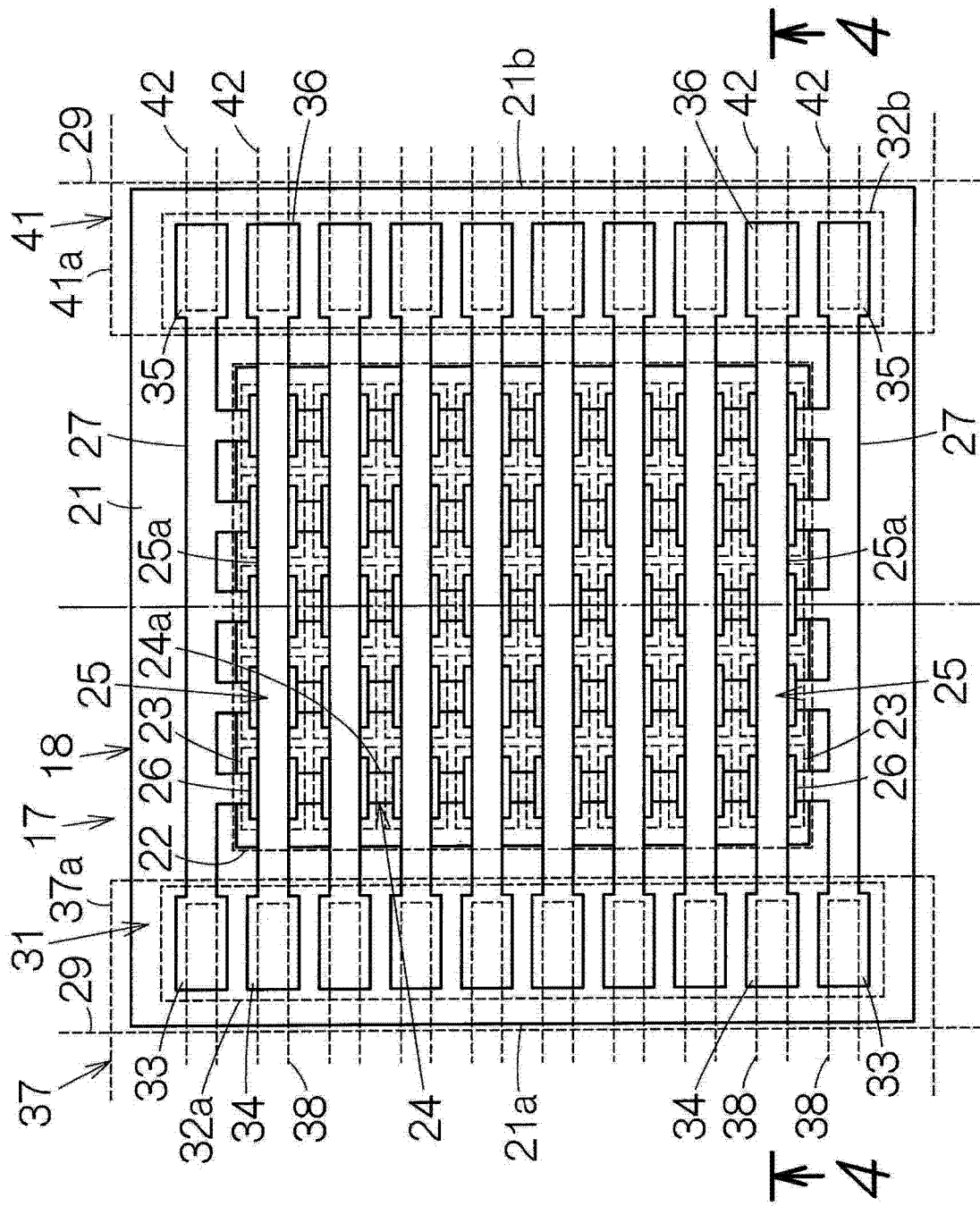


图 3

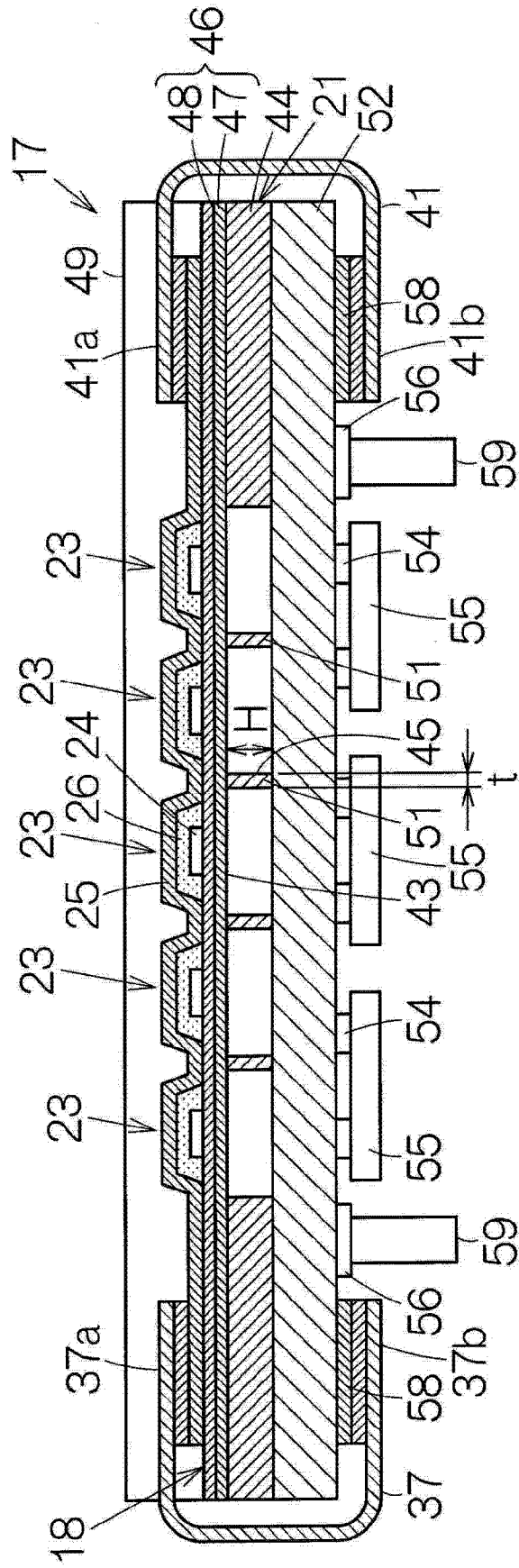


图 5

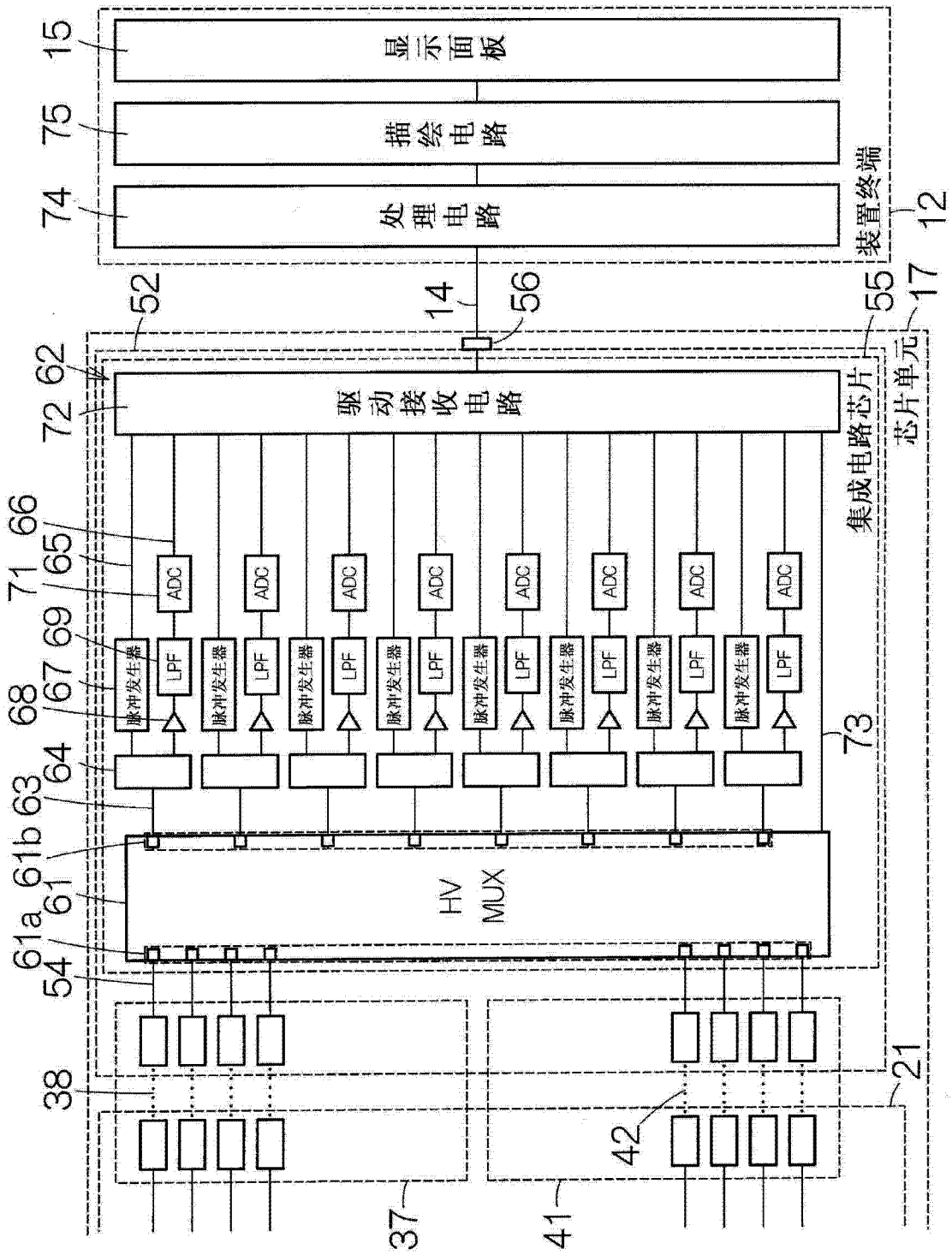


图 6

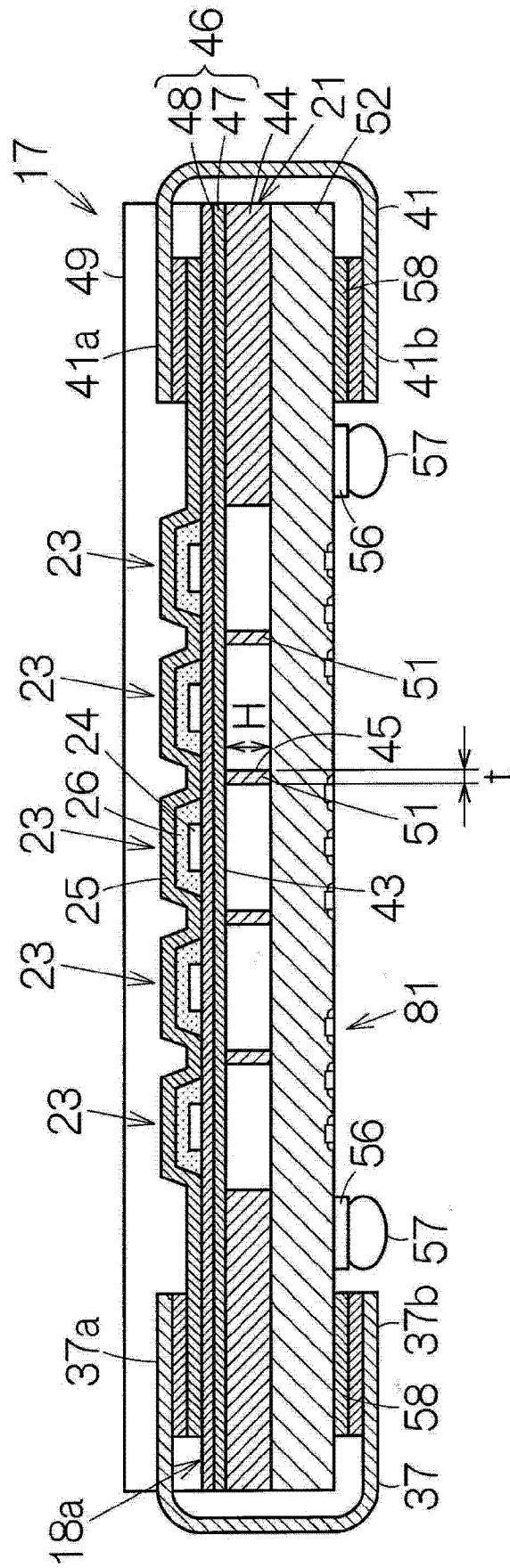


图 7

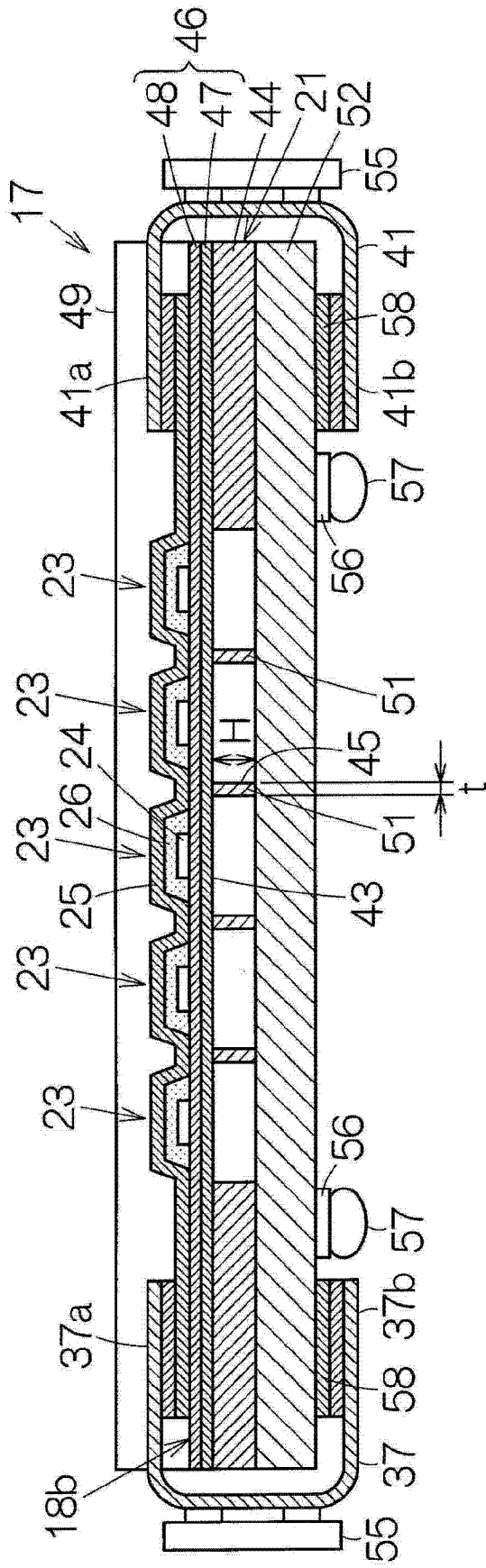


图 8

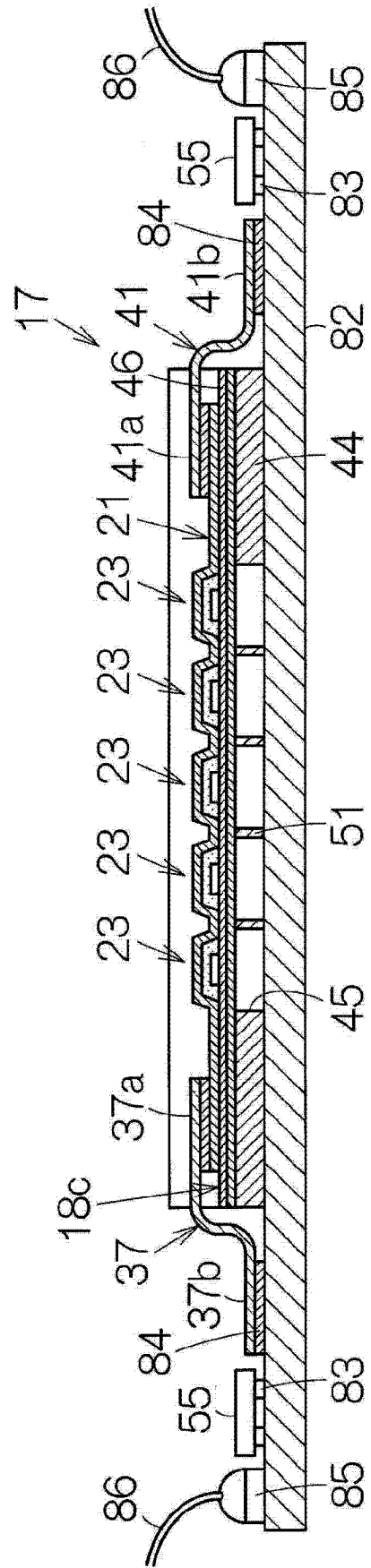


图 9

专利名称(译)	超声波换能器装置、探测器、电子设备及超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN103284755A	公开(公告)日	2013-09-11
申请号	CN201310052062.2	申请日	2013-02-17
[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	西胁学		
发明人	西胁学		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	H04B11/00 B06B1/0629 H01L41/0475 H04R29/008		
代理人(译)	余刚		
优先权	2012038401 2012-02-24 JP		
其他公开文献	CN103284755B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波换能器装置、探测器、电子设备及超声波诊断装置。其中，超声波换能器装置包括：基板，形成有配置成阵列状的多个开口；超声波换能器元件，设置于各个所述开口；配线基板，与所述基板的第二面相对配置，并具有第一配线，所述基板的第二面为与设置有所述超声波换能器元件的所述基板的第一面相反的一侧的面；以及配线部件，与所述基板和所述配线基板连接，具有使所述超声波换能器元件和所述第一配线相互电连接的第二配线。

