



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105073013 A

(43) 申请公布日 2015. 11. 18

(21) 申请号 201480009787. 6

代理人 肖靖

(22) 申请日 2014. 03. 17

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

2013-058866 2013. 03. 21 JP

A61B 8/00(2006. 01)

H04R 1/06(2006. 01)

H04R 17/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 08. 21

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/057123 2014. 03. 17

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/148426 JA 2014. 09. 25

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 尾名康裕 四方浩之 手塚智

朝桐智 大石美智子

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

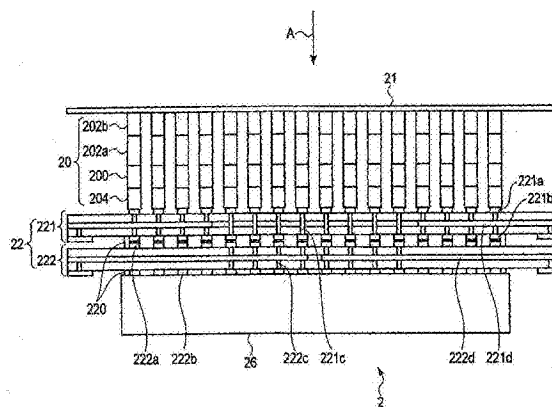
权利要求书2页 说明书9页 附图10页

(54) 发明名称

超声波探头

(57) 摘要

一种超声波探头,具备超声波振子阵列和层叠体,上述层叠体用于从各电极引出电布线,多个超声波振子至少被分类为第1组和第2组,层叠体至少具有层叠超声波振子阵列的第1FPC层和层叠该第1FPC层的第2FPC层。第1以及第2FPC层FPC在与各超声波振子在空间上对应的位置处,具有维持均匀的水平的上表面连接垫片以及下表面电极垫片。构成FPC层叠体22的多个FPC层彼此在与超声波振子阵列的宽度对应的区域粘接,成为一体构造,另一方面,在与超声波振子阵列的宽度对应的区域以外不被粘接而分离。



1. 一种超声波探头, 具备 : 超声波振子阵列, 在端面排列设置有电极的多个超声波振子而形成 ; 以及层叠体, 用于从各上述电极引出电布线, 其特征在于,

上述多个超声波振子至少被分类成第 1 组和第 2 组,

上述层叠体至少具有层叠上述超声波振子阵列的第 1FPC 层和层叠该第 1FPC 层的第 2FPC 层,

上述第 1FPC 层至少具有 : 多个第 1 上表面连接部, 被设置成在层叠上述超声波振子阵列的上表面与上述多个超声波振子在空间上对应, 并与上述多个电极进行电连接 ; 多个第 1 下表面连接部, 被设置成在与上述上表面相反侧的下表面与上述多个超声波振子在空间上对应 ; 多个第 1 通孔, 从上述上表面到上述下表面而形成, 将与至少属于上述第 2 组的超声波振子的上述电极连接的上述多个第 1 上表面连接部和上述多个第 1 下表面连接部进行电连接 ; 以及上述第 1 信号布线, 从与属于上述第 1 组的超声波振子的上述电极连接的上述第 1 上表面连接部引出电布线,

上述第 2FPC 层至少具有 : 多个第 2 上表面连接部, 被设置成在层叠上述第 1FPC 层的上表面与上述多个超声波振子在空间上对应, 并与上述多个第 1 下表面连接部进行电连接 ; 多个第 2 下表面连接部, 被设置成在与上述上表面相反侧的下表面与上述多个超声波振子在空间上对应 ; 以及第 2 信号布线, 从与属于上述第 2 组的超声波振子的上述电极连接的上述第 2 上表面连接部引出电布线。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波探头, 其特征在于,

上述多个超声波振子至少被分类成上述第 1 组以及上述第 2 组和第 3 组,

上述层叠体至少具有上述第 1FPC 层、上述第 2FPC 层、以及层叠该第 2FPC 层的第 3FPC 层,

上述第 2FPC 层还具有多个第 2 通孔, 上述多个第 2 通孔从上述上表面到上述下表面而形成, 将与至少属于上述第 3 组的超声波振子的上述电极连接的上述第 2 上表面连接部和上述第 2 下表面连接部进行电连接,

上述第 3FPC 层至少具有 : 多个第 3 上表面连接部, 被设置成在层叠上述第 2FPC 层的上表面与上述多个超声波振子在空间上对应, 并与上述多个第 2 下表面连接部进行电连接 ; 多个第 3 下表面连接部, 被设置成在与上述上表面相反侧的下表面与上述多个超声波振子在空间上对应 ; 以及第 3 信号布线, 将与属于上述第 3 组的超声波振子的上述电极连接的上述第 3 上表面连接部和上述电子电路进行电连接。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波探头, 其特征在于,

上述多个超声波振子至少被分类成上述第 1 组至第 n 组, 其中, n 是满足 $n \geq 4$ 的自然数,

上述层叠体至少具有与上述第 1 组至上述第 n 组的各个对应的上述第 1FPC 层至第 n 的 FPC 层,

上述第 $n-1$ FPC 层还具有多个第 $n-1$ 通孔, 上述多个第 $n-1$ 通孔从上述上表面到上述下表面而形成, 将与至少属于上述第 n 组的超声波振子的上述电极连接的上述第 $n-1$ 上表面连接部和上述第 $n-1$ 下表面连接部进行电连接,

上述第 n FPC 层至少具有 : 多个第 n 上表面连接部, 被设置成在层叠上述第 $n-1$ FPC 层的上表面与上述多个超声波振子在空间上对应, 并与上述多个第 $n-1$ 的下表面连接部进行电

连接；多个第 n 下表面连接部，被设置成在与上述上表面的相反侧的下表面与上述多个超声波振子在空间上对应；以及第 n 信号布线，将与属于上述第 n 组的超声波振子的上述电极连接的上述第 n 上表面连接部和上述电子电路进行电连接。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于，

上述各 FPC 层的上述多个上表面连接部以及上述多个下表面连接部分别维持相同的水平，上述各 FPC 层具有实质上均匀的厚度。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于，

上述各 FPC 层彼此在与上述超声波振子阵列的宽度对应的区域被粘接，在与上述超声波振子阵列的宽度对应的区域以外不被粘接。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于，

上述各 FPC 层具有：上表面层，形成有上述多个上表面连接部；下表面层，形成有上述多个下表面连接部；以及至少一个中间层，形成有上述信号布线。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于，

在上述各 FPC 层，上述多个上表面连接部以及上述多个下表面连接部由相同的导电性材料来形成。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于，

在上述各 FPC 层，不与上述信号布线电连接的上述多个上表面连接部以及上述多个下表面连接部由树脂来形成。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于，

上述各 FPC 层彼此是维持上述多个上表面连接部与上述多个下表面连接部在空间上的对应，同时进行压接而得到的。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于，

上述各 FPC 层彼此是维持上述多个上表面连接部与上述多个下表面连接部在空间上的对应，同时进行 ACF 连接而得到的。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于，还具备：

电子电路，与上述第 1 上表面连接部或上述第 2 上表面连接部连接。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于，

上述超声波振动阵列是上述多个超声波振子一维地排列的一维阵列。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于，

上述超声波振动阵列是上述多个超声波振子二维地排列的一维阵列。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于，

上述超声波振动阵列以超声波发送接收面成曲面的方式来排列上述多个超声波振子，上述第 1FPC 层以及上述第 2FPC 层沿着上述曲面弯曲。

超声波探头

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波探头。

背景技术

[0002] 在超声波诊断装置等中使用的超声波探头使用排列多个超声波振子而构成的阵列型超声波探头。近年来,特别地,出现将多个超声波振子二维状地排列而构成的二维阵列探头,能够对被检体的诊断对象部位进行三维扫描。在这样的二维阵列探头中,元件数变得庞大,因此,一般在探头把持部内内置用于进行发送接收的电子电路。作为一个例子,通常将由诊断装置主体进行的发送接收的一部分作为功能嵌入探头内部的电子电路中。

[0003] 当使用这样的二维阵列探头时,超声波振子的数量(即通道数)变得庞大,因此发送接收所需的超声波探头与超声波诊断装置主体之间的布线数也容易变为大规模。为了防止该情况,例如实施以下措施,即不将产生发送脉冲的电子电路设置于超声波诊断装置主体,而设置在超声波探头内,在超声波探头内使接收信号成为规定的信号数之后,向超声波诊断装置主体送出等。另外,还提出了通过连接图案可变的开关共同连接多个超声波振子,将多个振子一起与诊断装置主体的发送接收电路连接的技术、通过减少进行动作的元件数并减少连接线数或电子电路规模,从而提高可行性的稀疏技术等。(图 10 参照)。

[0004] 另外,针对连接设置在超声波探头内的电子电路与各超声波振子的方法,以往提出了几个方法。典型的情况能够列举以下的 3 个方法。

[0005] (1) 在超声波振子(元件)背面设置 FPC,根据 FPC 的图案在横向引出信号线,在 FPC 上直接安装电子电路(IC),或者与安装了 IC 的基板进行多连接点的连接。

[0006] (2) 在背衬内纵向通过信号线,与设置于背衬的背面、侧面的 IC 连接。

[0007] (3) 在超声波振子背面,通过凸起等直接连接 IC,从电子电路的背面与 FPC、背衬内的布线连接。

[0008] 作为超声波探头的构造,上述(1)的方法能够简单、廉价地实现,IC 的自由度也高。因此,能够较低地抑制开发成本。另一方面,由于 FPC 的图案间距的界限,特别地,不能使来自阵列中央部的元件的信号通过阵列端部的元件的通孔间。图 8 表示在相邻的通孔间通过 5 条布线图案的情况。

[0009] 然而,当使用上述(1)的方法时,例如如果将元件间距设为 $0.4\text{mm} \times 0.4\text{mm}$ 、通孔的最小垫片直径设为 0.1mm ,则垫片间的间隙成为 0.3mm 。在此,例如,当以布线间距 $40\text{ }\mu\text{m}$ 进行布线时,只能通过 7 条图案。另外,在该例子中,如果向阵列的两方向引出图案,则只能取出 16 列的振子的布线。在 16 列的振子中,口径为 6.4mm ,不能得到足够的口径。

[0010] 作为 FPC 的构造,还能够采用在内层设置布线层,通过由通孔来连接表面层和各层的层叠 FPC。然而,层叠 FPC 的制造工艺复杂,成本高,在内层对细微的图案进行布线存在极限。另外,由于 FPC 本身的柔软性恶化而难以在探头把持部内迂回,与电子电路基板的连接部被限定于一面,因此存在导致振子阵列与电子电路基板的连接面积增大的问题。为了解决该问题,如图 9 所示,有时采用如下构造:将阵列整体分割成多个模块,对每个模块设

置 FPC, 在模块间夹着 FPC(在上述的例子中, 例如, 如果由 2 个模块来构成阵列, 则形成 32 列的振子)。此时, 模块间的元件间距与本来的间距相比较增大, 产生旁瓣。另外, 如果模块相互的位置精度差, 则延迟的精度恶化, 对图像带来不良影响。特别地, 良好地保持声发射面的面精度极其困难。另外, 由于模块分割, 零件、工序增加, 成本上升。

[0011] 在上述 (2) 的方法中, 纵向间距狭窄、且使庞大的条数的信号线贯穿的背衬材料的制造困难且昂贵, 另外, 在具有那样的构造的背衬材料中, 由于声音的共振, 波形的收敛性恶化, 对图像带来不良影响。另外, 在背衬材料那样的柔软的材质中即使进行研磨也不能得到足够的平面度, 存在与 IC 芯片的电极的连接可靠性劣化的问题。

[0012] 在上述 (3) 的方法中, 电子电路的两面需要垫片, 在通常的半导体工艺中难以实现。这样的构造使用被称为硅通电极的半导体工艺来形成, 是特殊的工艺, 因此昂贵。

[0013] 在 (3) 的方法中不使用硅通电极, 作为单面电极露出, 还能够考虑从 IC 端部通过引线结合等来取出电极, 但需要 IC、基板双方的结合垫片以及布线空间, 声音的无效部分增大, 不可避免探头外形的大型化。另外, 为了使 IC(硅半导体)在声学上不会产生不良影响, 需要将 IC 芯片本身研磨成极薄(约 100 μm 以下), 安装裸芯片, 但在那样的情况下, 难以对 IC 进行处理, 同时在硅通电极的情况下, 也难以制造那样极薄的芯片。

[0014] 另外, 需要具有与元件排列对应的电路规模的专用 IC, 因此, IC 的单价变得昂贵, 同时每个阵列使用必须开发专用 IC(ASIC), 开发成本的增加也是问题。另外, 在图 10 所示的稀疏技术中, 除去元件, 因此对声场、灵敏度带来不良影响。

[0015] 另外, 还提出了具有图 11、图 12 所示的那样的结构的超声波探头。然而, 需要制成 FPC 的台阶的工序和设置厚度不同的导电层, 其制造方法复杂。

[0016] 现有技术文献

[0017] 专利文献

[0018] 专利文献 1: 日本特开 2004-56504 号公报

[0019] 专利文献 2: 日本特开 2004-112326 号公报

[0020] 专利文献 3: 日本特开 2011-250119 号公报

[0021] 专利文献 4: 美国专利申请公开 US2007/0244392A1

发明内容

[0022] 如上述那样, 连接在超声波探头内设置的电子电路和各超声波振子的以往的方法在制造成本、产品的可靠性方面有时不令人满意。

[0023] 鉴于上述问题, 目的在于提供一种电子电路安装的自由度高且能够以现有的布线技术水平简单且低成本地实现从超声波振子引出电布线的超声波探头。

[0024] 本实施方式所涉及的超声波探头具备: 超声波振子阵列, 在端面排列设置有电极的多个超声波振子而形成; 以及层叠体, 用于从上述各电极引出电布线, 其特征在于, 上述多个超声波振子至少被分类为第 1 组和第 2 组, 上述层叠体至少具有层叠上述超声波振子阵列的第 1FPC 层和层叠该第 1FPC 层的第 2FPC 层, 上述第 1FPC 层至少具有: 多个第 1 上表面连接部, 被设置成在层叠上述超声波振子阵列的上表面与上述多个超声波振子在空间上对应, 并与上述多个电极进行电连接; 多个第 1 下表面连接部, 被设置成在上述上表面的相反侧的下表面与上述多个超声波振子在空间上对应; 多个第 1 通孔, 从上述上表面到上述

下表面而形成,将与至少属于上述第 2 组的超声波振子的上述电极连接的上述多个第 1 上表面连接部和上述多个第 1 下表面连接部进行电连接;以及上述第 1 信号布线,从与属于上述第 1 组的超声波振子的上述电极连接的上述第 1 上表面连接部来引出电布线,上述第 2FPC 层至少具有:多个第 2 上表面连接部,被设置成在层叠上述第 1FPC 层的上表面与上述多个超声波振子在空间上对应,并与上述多个第 1 下表面连接部进行电连接;多个第 2 下表面连接部,被设置成在上述上表面的相反侧的下表面与上述多个超声波振子在空间上对应;以及第 2 信号布线,从与属于上述第 2 组的超声波振子的上述电极连接的上述第 2 上表面连接部来引出电布线。

附图说明

[0025] 图 1 是表示本实施方式所涉及的设置有超声波探头的超声波诊断装置 1 的框结构图。

[0026] 图 2 是从超声波照射面侧(从图 3 的箭头 A)来观察本实施方式所涉及的超声波探头 2 的俯视图。

[0027] 图 3 是本实施方式所涉及的超声波探头 2 的侧视图。

[0028] 图 4 是从超声波照射面侧(从图 3 的箭头 A)来观察应用具有 4 个 FPC 层的 FPC 层叠体 22 的超声波探头 2 的俯视图。

[0029] 图 5 是图 4 所示的超声波探头 2 的侧视图,示例出具有 4 个 FPC 层的 FPC 层叠体 22。

[0030] 图 6 是用于说明本实施方式所涉及的超声波探头的效果的图。

[0031] 图 7 是表示将属于图 3 所示的第 1 组的第 2 下表面电极垫片 222b 置换成覆盖层(树脂层)的例子的图。

[0032] 图 8 是用于说明连接以往的超声波探头内的电子电路与各超声波振子的方法的一个例子的图。

[0033] 图 9 是用于说明连接以往的超声波探头内的电子电路与各超声波振子的方法的另一个例子的图。

[0034] 图 10 是用于说明连接以往的超声波探头内的电子电路与各超声波振子的方法的另一个例子(稀疏技术)的图。

[0035] 图 11 是用于说明连接以往的超声波探头内的电子电路与各超声波振子的方法的其他例子的图。

[0036] 图 12 是用于说明连接以往的超声波探头内的电子电路与各超声波振子的方法的其他例子的图。

[0037] 符号说明

[0038] 1...超声波诊断装置、2...超声波探头、13...输入装置、14...显示器、20...超声波振子、21...GND 层、22...FPC 层叠体、26...背面材料、28...电子电路基板、32...超声波接收单元、33...B 模式处理单元、34...多普勒处理单元、35...原始数据存储单元、36...体数据生成单元、38...图像处理单元、39...控制处理器、41...存储单元、42...接口单元、200...压电体、202a、202b...声匹配层、204...中间层、220...粘接层(ACF)、221...第 1FPC 层、222...第 2FPC 层、223...第 3FPC 层、224...第 4FPC 层、221a...第 1 上表面电极垫片、222a...第 2 上表面电极垫

片、223a...第 3 上表面电极垫片、224a...第 4 上表面电极垫片、221b...第 1 下表面电极垫片、222b...第 2 下表面电极垫片、223b...第 3 下表面电极垫片、224b...第 4 下表面电极垫片、221c...第 1 通孔、222c...第 2 通孔、223c...第 3 通孔、224c...第 4 通孔、221d...第 1 信号线图案、222d...第 2 信号线图案、223d...第 3 信号线图案、224d...第 4 信号线图案

具体实施方式

[0039] 以下,按照附图说明本实施方式。另外,在以下的说明中,针对具有大致相同的功能以及结构的构成要素,添加相同的符号,重复说明只在必要时进行。

[0040] 图 1 是表示本实施方式所涉及的设置有超声波探头的超声波诊断装置 1 的框结构图。如该图所示,本超声波诊断装置 1 具备超声波探头 2、输入装置 13、显示器 14、超声波接收单元 32、B 模式处理单元 33、血流检测单元 34、原始数据存储单元 35、体数据生成单元 36、图像处理单元 38、显示处理单元 40、控制处理器 39、存储单元 41、以及接口单元 42。

[0041] 超声波探头 2 是对被检体发送超声波,并接收基于该发送的超声波的来自被检体的反射波的设备(探针),具有在其前端排列的多个超声波振子、匹配层、背面材料(背衬材料)、产生发送脉冲并以规定的定时向各超声波振子供给的电子电路(IC)、通过按照规定的单位将从各超声波振子产生的接收信号相加从而将向超声波诊断装置主体侧送出的接收信号数减少到规定的数量的电子电路(IC)等,通过电缆与超声波诊断装置主体 11 连接。特别地,本实施方式所涉及的超声波探头 2 具有用于将上述各电子电路和各超声波振子合适地电连接的 FPC 层叠体。针对该 FPC 层叠体的构造、以及将使用了该结构的电子电路与各超声波振子进行电连接的方法,之后详细地说明。

[0042] 另外,设本实施方式所涉及的超声波探头 2 是二维阵列探头(多个超声波振子排列成二维矩阵状的探头)。然而,并不拘泥于该例子,例如针对一维阵列探头、1.5 维阵列探头、例如如凸型探头那样超声波发送接收面具有曲面的探头等,也能够应用使用了后述的 FPC 层叠的电连接方法。

[0043] 输入装置 13 与装置主体 11 连接,将来自操作者的各种指示、条件、关心区域(ROI)的设定指示、各种画质条件设定指示等取入到装置主体 11。显示器 14 根据来自显示处理单元 27 的视频信号,将生物体内的形态学信息、血流信息显示为图像。

[0044] 超声波接收单元 32 通过对从超声波探头 2 接收到的规定的数量的接收信号实施规定的处理,来生成具有指向性的信号(回波信号)。B 模式处理单元 33 从接收单元 22 接收回波信号,实施对数放大、包络线检波处理等,生成信号强度由亮度的明暗来表现的数据。多普勒处理单元 34 根据从接收单元 22 接收到的回波信号,作为血流数据针对多点求出平均速度、方差、能量等血流信息,生成血流数据。

[0045] 原始数据存储单元 35 使用从 B 模式处理单元 33、多普勒处理单元 34 接收到的多个数据来生成原始数据。体数据生成单元 36 通过将原始数据转换成向容积单位的数据配置,来生成体数据。图像处理单元 38 使用从体数据生成单元 36 接收到的数据,进行体绘制、多剖面变换显示(MPR:Multi Planar Reconstruction)、最大值投影显示(MIP:Maximum Intensity Projection)等规定的图像处理。显示处理单元 40 对在图像处理单元 38 中生成·处理的各种图像数据,执行动态范围、亮度(明度)、对比度, γ 曲线校正、RGB 变换等各种处理。

[0046] 控制处理器 39 具有作为信息处理装置（计算机）的功能，控制本超声波诊断装置主体的动作。存储单元 41 保管诊断信息（患者 ID、医师的意见等）、诊断协议、发送接收条件、图像处理程序、其他的数据组。接口单元 42 是与输入装置 13、网络、新的外部存储装置（未图示）相关的接口。由该装置得到的超声波图像等数据、分析结果等能够通过接口单元 42，经由网络向其他的装置转送。

[0047] （具有 FPC 层叠体的超声波探头）

[0048] 图 2 是从超声波照射面侧（从图 3 的箭头 A）来观察本实施方式所涉及的超声波探头 2 的俯视图，图 3 是本实施方式所涉及的超声波探头 2 的侧视图。如图 2、图 3 所示，超声波探头 2 具备多个超声波振子 20、作为 GND 电极来发挥作用的 GND 层 21、FPC 层叠体 22、背面材料 26、以及电子电路基板 28。另外，多个超声波振子 20 二维状地排列，形成振子阵列。另外，将从使用了 FPC 层叠体 22 的各超声波振子引出布线设为具体的例子，因此，在图 2 中，将超声波振子按照空间性条件分类为第 1 组和第 2 组（针对将该结构进行一般化的处理后述）。超声波振子分组的方法的典型的情况是依赖于经由 FPC 层叠体 22 来连接的电路底盘的朝向。在本实施方式中，设为电路底盘如图 2 所示的那样纵向排列，进行分组。然而，并不拘泥于该例子，超声波振子的分组方法能够根据电路底盘的朝向来适当地变更。

[0049] 超声波振子 20 具有压电体 200、声匹配层 202a、202b、以及中间层 204。压电体 200 根据来自电子电路基板 28 的电子电路的驱动信号向扫描区域内的所希望的方向发送超声波，并将来自该被检体的反射波转换成电信号。声匹配层 202a、202b 被设置于压电体，使超声波能量有效地传播。中间层 204 设置于压电体 200 的声发射面的相反侧，为了抑制 FPC 层叠体 22 对超声波振子的振动特性的影响，具有与压电体 200 或导电层相比较足够高的声阻抗。通过该中间层 204，能够使导电层在声学上的影响为最小限度，提高阵列整体的均匀性。

[0050] GND 层 21 经由 FPC 层叠体 22 的 GND 层（未图示）与电子电路基板 28 的 GND 电极（未图示）连接。背面材料 26 使从各超声波振子发出的虽然微弱但向后方放射的超声波衰减。电子电路基板 28 安装发送以及接收所使用的电子电路，例如如图 3、图 5 所示的那样，被配置成相对于超声波振子阵列的排列面（纸面）垂直。

[0051] FPC 层叠体 22 具备第 1FPC 层 221、第 2FPC 层 222、以及在与振子阵列的宽度对应的区域中将第 1FPC 层 221 与第 2FPC 层 222 粘接起来的粘接层（ACF）220。背面材料 26 和 FPC 层叠体 22 通过常规的环氧粘接剂等来粘接。第 1FPC 层 221、第 2FPC 层 222 在与振子阵列的宽度对应的区域以外不被粘接，因此能够维持柔软性，同时独立地进行自由取回。例如，第 1FPC 层 221、第 2FPC 层 222 在背面材料 26 端部弯曲成直角，通过在端部再次露出的基板连接用垫片（未图示）与电子电路基板 28 连接。

[0052] 第 1FPC 层 221 具有多个第 1 上表面电极垫片 221a、第 1 下表面电极垫片 221b、多个第 1 信号线图案 221d、以及多个第 1 通孔 221c。另外，以下，为了便于说明，例如将与属于第 n 组的超声波振子在空间上对应的第 1 上表面电极垫片 221a 简称为“属于第 n 组的第 1 上表面电极垫片 221a”。针对下表面电极垫片、信号线图案、以及通孔也相同。

[0053] 多个第 1 上表面电极垫片 221a 在振子阵列的层叠面（上表面）中，以与多个超声波振子（的电极）在空间上对应的排列、间距来形成，并以一对一的关系进行电连接。另外，各超声波振子的电极通过施压粘接等手段与各第 1 上表面电极垫片 221a 连接。然而，并不

拘泥于该方法,例如也能够通过粘接层 (ACF),基于使用了焊接的回流焊的手段、以及其他等同的手段来实现。

[0054] 多个第 1 下表面电极垫片 221b 在与振子阵列的层叠面相反侧的下表面以与多个超声波振子 (的电极) 在空间上对应的排列、间距来形成。

[0055] 多个第 1 通孔 221c 以与多个超声波振子 (的电极) 在空间上对应的排列、间距从上表面向下表面贯穿,按照一对一的关系将第 1 上表面电极垫片 221a 和第 1 下表面电极垫片 221b 进行电连接。

[0056] 多个第 1 信号线图案 221d 是经由第 1 通孔 221c,将从多个第 1 上表面电极垫片 221a 中属于第 1 组的第 1 上表面电极垫片 221a 向第 1FPC 层 221 端部引出的布线,将属于该第 1 组的第 1 上表面电极垫片 221a 与电子电路进行电连接。

[0057] 另外,属于第 1 组的第 1 下表面电极垫片 221b 不与第 1 信号线图案 221d 连接,从而,从任一超声波振子在电气上都是独立的。

[0058] 第 2FPC 层 222 具有多个第 2 上表面电极垫片 222a、多个第 2 下表面电极垫片 222b、多个第 2 通孔 222c、以及多个第 2 信号线图案 222d。

[0059] 多个第 2 上表面电极垫片 222a 在第 1FPC 层 221 的层叠面 (上表面),以与多个超声波振子 (的电极) 在空间上对应的排列、间距来形成。另外,各第 2 上表面电极垫片 222a 与在 (第 1FPC 层 221) 的空间上对应的第 1 下表面电极垫片 221b 取得电导通。其结果,多个第 2 上表面电极垫片 222a 中的属于第 2 组的第 2 上表面电极垫片 222a 与属于该第 2 组的超声波振子进行电连接。

[0060] 多个第 2 下表面电极垫片 222b 在与层叠第 1FPC 层 221 的上表面相反侧的下表面,以与多个超声波振子 (的电极) 在空间上对应的排列、间距来形成。

[0061] 多个第 2 通孔 222c 以与至少属于第 2 组的超声波振子 (的电极) 在空间上对应的排列、间距从上表面向下表面贯穿,按照一对一的关系将至少属于第 2 组的第 2 上表面电极垫片 222a 和至少属于第 2 组的第 2 下表面电极垫片 222b 进行电连接。

[0062] 多个第 2 信号线图案 222d 是经由第 2 通孔 222c,从属于第 2 组的第 2 上表面电极垫片 222a 向第 2FPC 层 222 端部的引出布线,将属于该第 2 组的第 2 上表面电极垫片 222a 与电子电路进行电连接。其结果,属于第 2 组的超声波振子通过该第 2 信号线图案 222d 与电子电路进行电连接。

[0063] 另外,本第 2FPC 层 222 的属于第 1 组的第 2 下表面电极垫片 222b 不会与任一通孔或信号线图案连接。从而,属于该第 1 组的第 2 下表面电极垫片 222b 从任一第 2 上表面电极垫片 222a 或从超声波振子在电气上均是独立的。

[0064] 另外,第 1FPC 层 221 和第 2FPC 层 222 以例如使用粘接层 (ACF) 220 而将对置的电极彼此在电气上导通的方式来粘接。另外,第 1FPC 层 221 与第 2FPC 层 222 的粘接并不拘泥于使用粘接层 220 的例子,例如,能够通过施压粘接、焊接连接、以及其他的同等的手段来实现。

[0065] 另外,设为图 2、图 3 所示的第 1FPC 层 221 的例子具备具有形成有多个第 1 上表面电极垫片 221a 的上表面的上表面层、具有形成有多个第 1 下表面电极垫片 221b 的下表面的下表面层、以及在上表面层与下表面层之间形成且具有多个第 1 信号线图案 221d 的中间层。然而,并不拘泥于该例子,例如当超声波振子的数量多时,也可以形成多个中间层,在各

中间层中从第 1 上表面电极垫片 221a 阶段性地引出布线。针对第 2FPC 层 221 也相同。

[0066] 本实施方式所涉及的超声波探头 2 所具有的 FPC 层叠体 22 并不拘泥于图 2、图 3 所示的具有两个 FPC 层的例子,还能够根据超声波振子的数量,进一步设置大量的 FPC 层。

[0067] 图 4 是从超声波照射面侧(从图 5 的箭头 A)来观察应用具有 4 个 FPC 层的 FPC 层叠体 22 的超声波探头 2 的俯视图。在该图中,以电路底盘的朝向为基准将振子阵列分类成第 1 组~第 4 组。图 5 是图 4 所示的超声波探头 2 的侧视图,示例出具有 4 个 FPC 层的 FPC 层叠体 22。以下,只针对与图 2、图 3 所示的例子不同的结构进行说明。

[0068] 超声波振子 20 的 FPC 层叠体 22 具备第 1FPC 层 221、第 2FPC 层 222、第 3FPC 层 223、第 4FPC 层 224、在与振子阵列的宽度对应的区域中将各 FPC 层间粘接的粘接层 (ACF) 220。

[0069] 属于第 1FPC 层 221 的第 2 组~第 4 组的第 1 通孔 221c 按照一对一的关系将属于第 2 组~第 4 组的第 1 上表面电极垫片 221a 和属于第 2 组~第 4 组的第 1 下表面电极垫片 221b 进行电连接。

[0070] 各第 2 上表面电极垫片 222a 和与(第 1FPC 层 221)在空间上对应的第 1 下表面电极垫片 221b 的电导通的结果,第 2FPC 层 222 的属于第 2 组~第 4 组的第 2 上表面电极垫片 222a 与属于第 2 组~第 4 组的超声波振子进行电连接。多个第 2 通孔 222c 以与属于第 2 组、第 3 组、第 4 组的超声波振子(的电极)在空间上对应的排列、间距从上表面朝向下表面贯穿,将属于第 2 组、第 3 组、第 4 组的第 2 上表面电极垫片 222a 与属于第 2 组、第 3 组、第 4 组的第 2 下表面电极垫片 222b 按照一对一的关系进行电连接。多个第 2 信号线图案 222d 经由第 2 通孔 222c,从属于第 2 组的第 2 上表面电极垫片 222a 向第 2FPC 层 222 端部引出布线,将属于第 2 组的第 2 上表面电极垫片 222a 与电子电路进行电连接。另外,属于第 1 组的第 2 下表面电极垫片 222b 从任一第 2 上表面电极垫片 222a 或从超声波振子在电气上均是独立的。

[0071] 在第 3FPC 层 223 的上表面多个第 3 上表面电极垫片 223a 以及在下表面多个第 3 下表面电极垫片 223b 分别以与多个超声波振子在空间上对应的排列、间距来形成。第 2FPC 层 222 与第 3FPC 层 223 粘接的结果,属于第 3 组、第 4 组的第 3 上表面电极垫片 223a 与属于第 3 组、第 4 组的超声波振子进行电连接。多个第 3 通孔 223c 以与属于第 3 组、第 4 组的超声波振子在空间上对应的排列、间距从上表面朝向下表面贯穿,将属于第 3 组、第 4 组的第 3 上表面电极垫片 223a 与属于第 3 组、第 4 组的第 3 电极垫片 223b 按照一对一的关系进行电连接。多个第 3 信号线图案 223d 经由第 3 通孔 223c,从属于第 3 组的第 3 上表面电极垫片 223a 向第 3FPC 层 223 端部引出布线,将属于第 3 组的第 3 上表面电极垫片 223a 与电子电路进行电连接。另外,属于第 1 组、第 2 组的第 3 电极垫片 223b 从任一第 3 上表面电极垫片 223a 或从超声波振子在电气上均是独立的。

[0072] 在第 4FPC 层 224 的上表面多个第 4 上表面电极垫片 224a 以及在下表面多个第 4 下表面电极垫片 224b 分别以与多个超声波振子在空间上对应的排列、间距来形成。第 3FPC 层 223 和第 4FPC 层 224 粘接的结果,属于第 4 组的第 4 上表面电极垫片 224a 与属于第 4 组的超声波振子进行电连接。多个第 4 通孔 224c 以与属于第 4 组的超声波振子在空间上对应的排列、间距从上表面朝向下表面贯穿,将属于第 4 组的第 4 上表面电极垫片 224a 与属于第 4 组的第 4 下表面垫片 224b 按照一对一的关系进行电连接。多个信号线图案 224d 经由通孔 224c,从属于第 4 组的第 4 上表面电极垫片 224a 向第 4FPC 层 224 端部引出布线,将属

于第 4 组的第 4 上表面电极垫片 224a 与电子电路进行电连接。另外,属于第 1 组、第 2 组、第 3 组的第 4 下表面电极垫片 224b 从任一第 4 上表面电极垫片 224a 或从超声波振子在电气上均是独立的。

[0073] 如以上叙述的那样,还能够实现应用了具有 4 个 FPC 层的 FPC 层叠体 22 的超声波探头 2。

[0074] 另外,本实施方式所涉及的超声波探头在原理上对 FPC 层的数量不存在限制,能够与超声波探头的多组的分类同时,扩张到各层。即,能够一般化为将多个超声波振子分成 n 组,从具有 n 层(其中, n 是满足 $n \geq 2$ 的自然数)的 FPC 层叠体 22 的对应的 FPC 层引出属于各组的超声波振子的布线。然而,即使各 FPC 层的端部没有粘接,如果层叠的 FPC 层的数量变多,则 FPC 层叠体 22 的端部的刚性变高,难以进行处理。从而,优选在能够维持 FPC 层叠体 22 的端部的柔软性的范围内,调整 FPC 层的数量。

[0075] 根据以上所述的结构,FPC 层叠体 22 所具有的各 FPC 层与各超声波振子在空间上对应的位置处,具有维持均匀的水平的上表面连接垫片以及下表面电极垫片。从而,例如,如图 6 所示的那样,与各超声波振子在空间上对应的位置处不会产生由于有无垫片而造成的凹凸,能够使 FPC 层叠体 22 的厚度(高度)均匀,能够将超声波振子阵列与 FPC 层叠体容易且高精度地连接。当想要通过施压粘接等来得到电连接时,该结构的实际作用特别大。

[0076] 另外,根据使用本实施方式所涉及的 FPC 层叠体的超声波探头,不需要复杂的制造工序,而能够将超声波振子阵列和 FPC 层叠体容易且高精度地连接,能够大幅度地增加所安装的超声波振子的数量。其结果,能够增加发送以及接收信号数(通道数),同时能够减少旁瓣、栅瓣,能够提高超声波图像的画质。

[0077] 另外,构成 FPC 层叠体 22 的多个 FPC 层彼此只在与超声波振子阵列的宽度对应的区域成为一体结构,另一方面,在与超声波振子阵列的宽度对应的区域以外不被粘接而分离。从而,能够在维持各个 FPC 层的柔软性的状态下分别独立地与电子电路基板连接,或者与分别不同的电子电路基板进行连接。其结果,缩小各电子电路基板的面积,能够实现将多片电子电路基板在厚度方向层叠等的结构,能够抑制面积,同时安装庞大的电子电路。另外,也可以不将 IC 直接安装于振子,因此,不需要按照不同的每个规格开发专用 IC(ASIC)。另外,抑制一个 IC 的规模(面积),使用多个 IC 进行全部阵列的处理,能够降低开发成本、产品成本。伴随着稀疏的不连接元件、伴随着模块分割的间隙也能够大幅度地降低,能够实现高性能化。

[0078] 另外,本发明并不限于上述实施方式本身,在实施阶段中在不脱离其要旨的范围内能够对构成要素进行变形来具体化。作为具体的变形例,例如,存在以下那样的例子。

[0079] (1) 例如图 3 所示的属于第 1 组的第 2 下表面电极垫片 222b、图 5 所示的属于第 1 组的第 2 下表面电极垫片 222b、属于第 1 组、第 2 组的第 3 下表面电极垫片 223b、属于第 1 组、第 2 组、第 3 组的第 4 下表面电极垫片 224b 在电气上是独立的,无益于超声波振子的控制。从而,还能够将这些独立的电极垫片置换成覆盖层等树脂。在图 7 中,表示将属于图 3 所示的第 1 组的第 2 下表面电极垫片 222b 转换为覆盖层(阻焊剂等树脂层)221b' 的例子。其中,需要使该树脂层的厚度与在相同的面上形成的电极层的厚度一致。从而,如图 3、图 5 等所示的那样,从制造性的观点来看,可以说使用独立的第 2 电极垫片更有利。

[0080] (2) 在上述实施方式中,以在超声波诊断装置中使用的超声波探头为例进行了说

明。然而,并不拘泥于该例子,本发明的实施方式所涉及的结构还能够应用于在建筑等中利用的超声波传感器的超声波探头。

[0081] (3) 在上述实施方式,针对以对超声波发送接收面成平面的二维超声波探头的应用为例进行了说明。然而,并不拘泥于该例子,上述实施方式例如针对腹部凸型探头那样,超声波发送接收面成曲面的一维或二维超声波探头也能够应用。此时,例如,在图 3 所示的例子中,FPC 层叠体 22(即,第 1FPC 层 221、第 2FPC 层 222) 成为沿着超声波发送接收面的曲面或曲率弯曲的结构。同样地,例如,在图 5 所示的例子中,FPC 层叠体 22(即,第 1FPC 层 221、第 2FPC 层 222、第 3FPC 层 223、第 4FPC 层 224) 成为沿着超声波发送接收面的曲面或曲率弯曲的结构。

[0082] 另外,通过上述实施方式所公开的多个构成要素的适当的组合,能够实现各种发明。例如,也可以从实施方式所示的全部构成要素中删除几个构成要素。另外,也可以适当地组合不同的实施方式所涉及的构成要素。

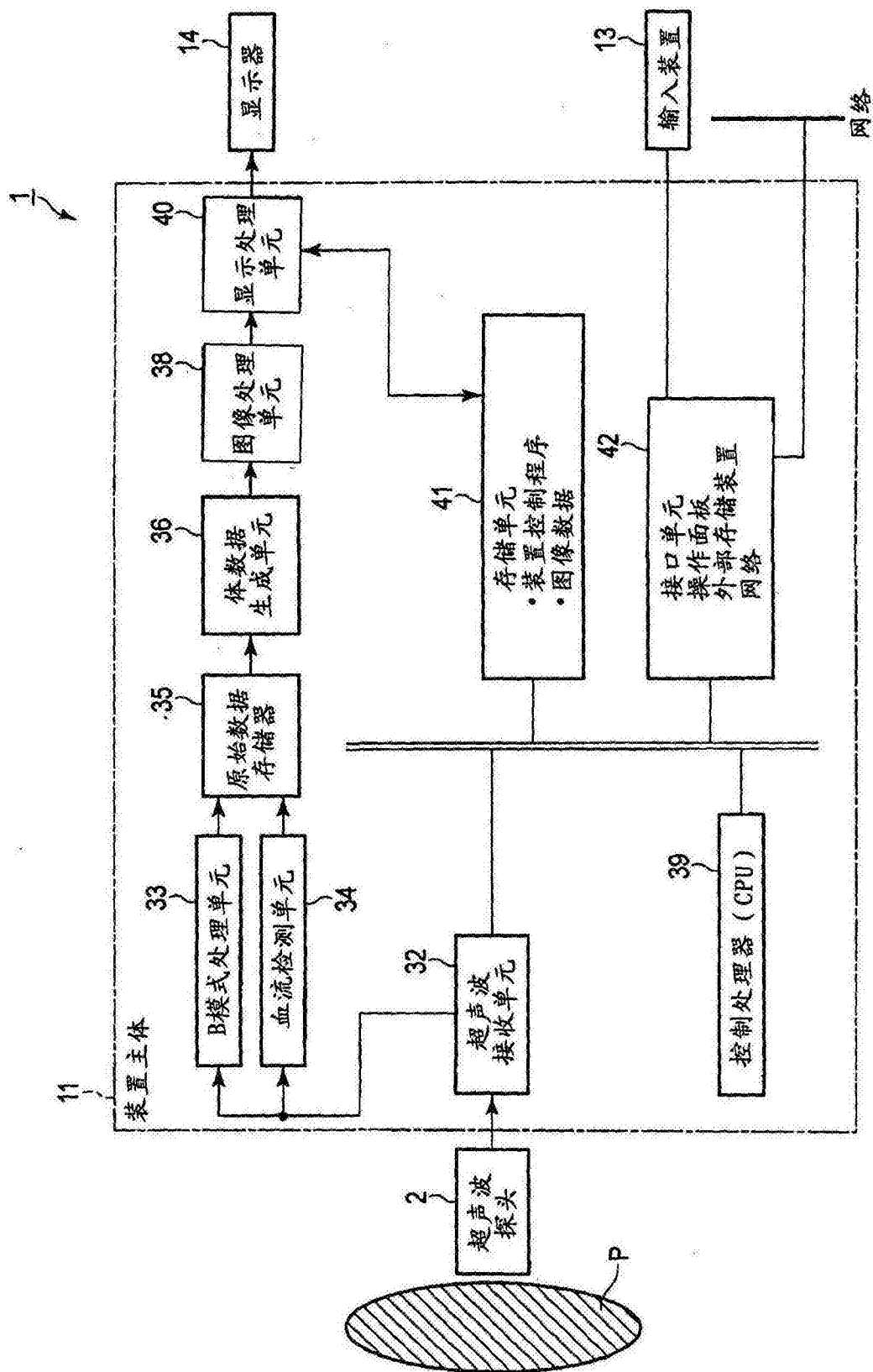


图 1

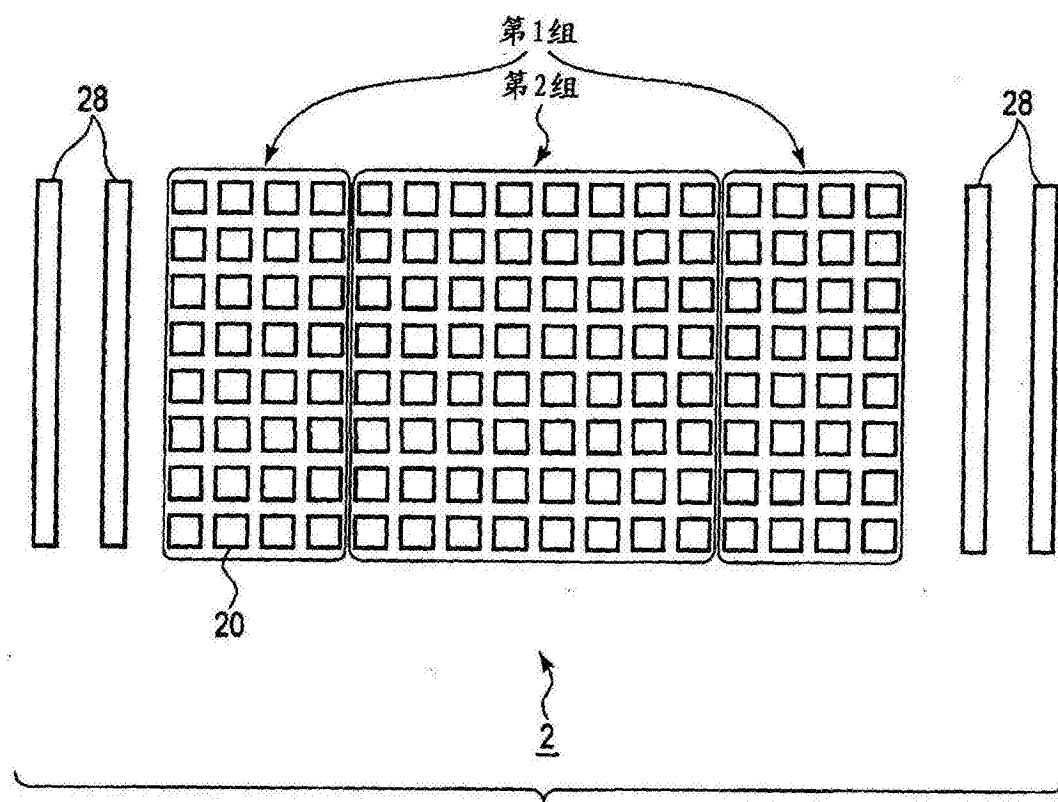


图 2

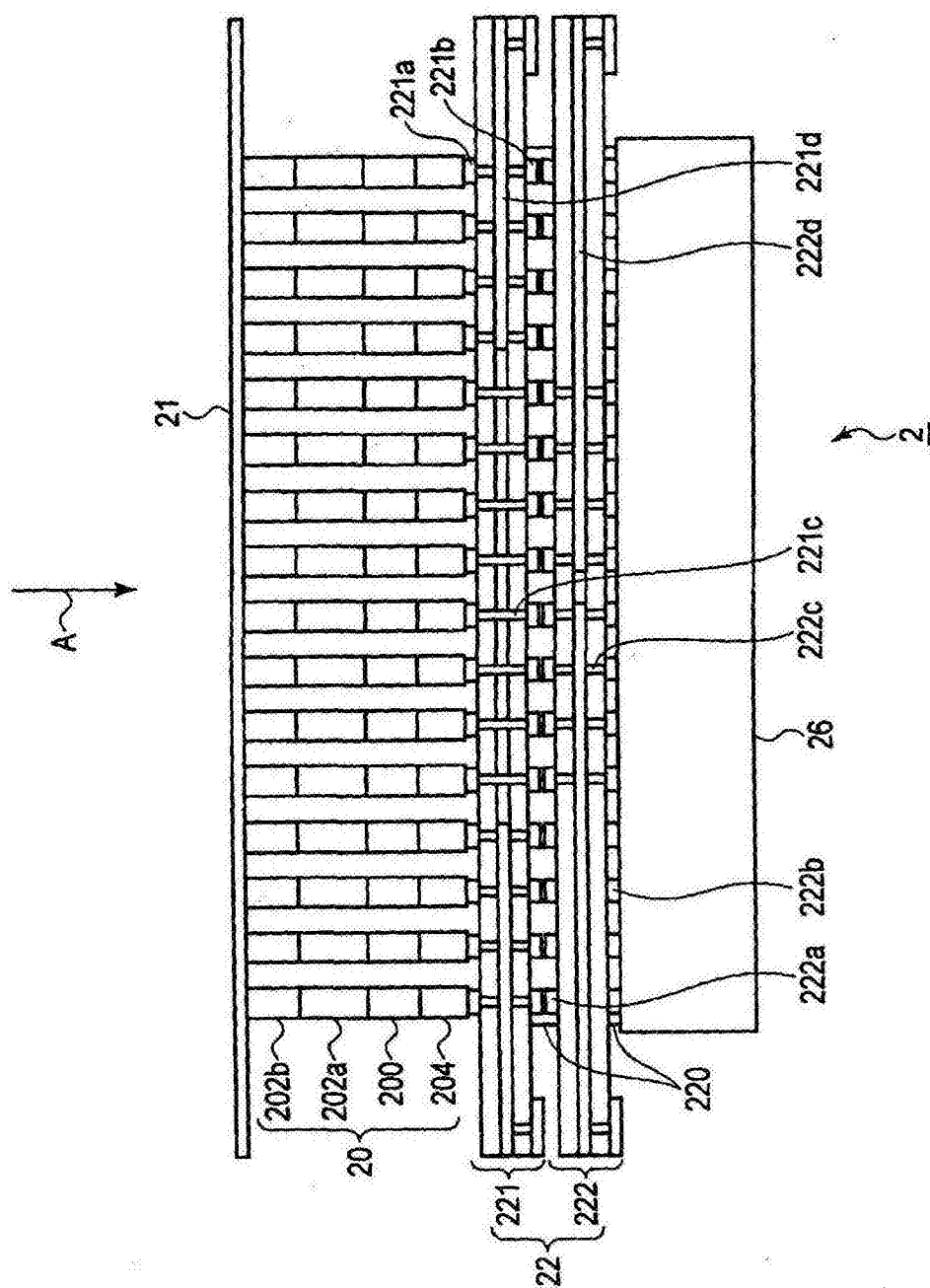


图 3

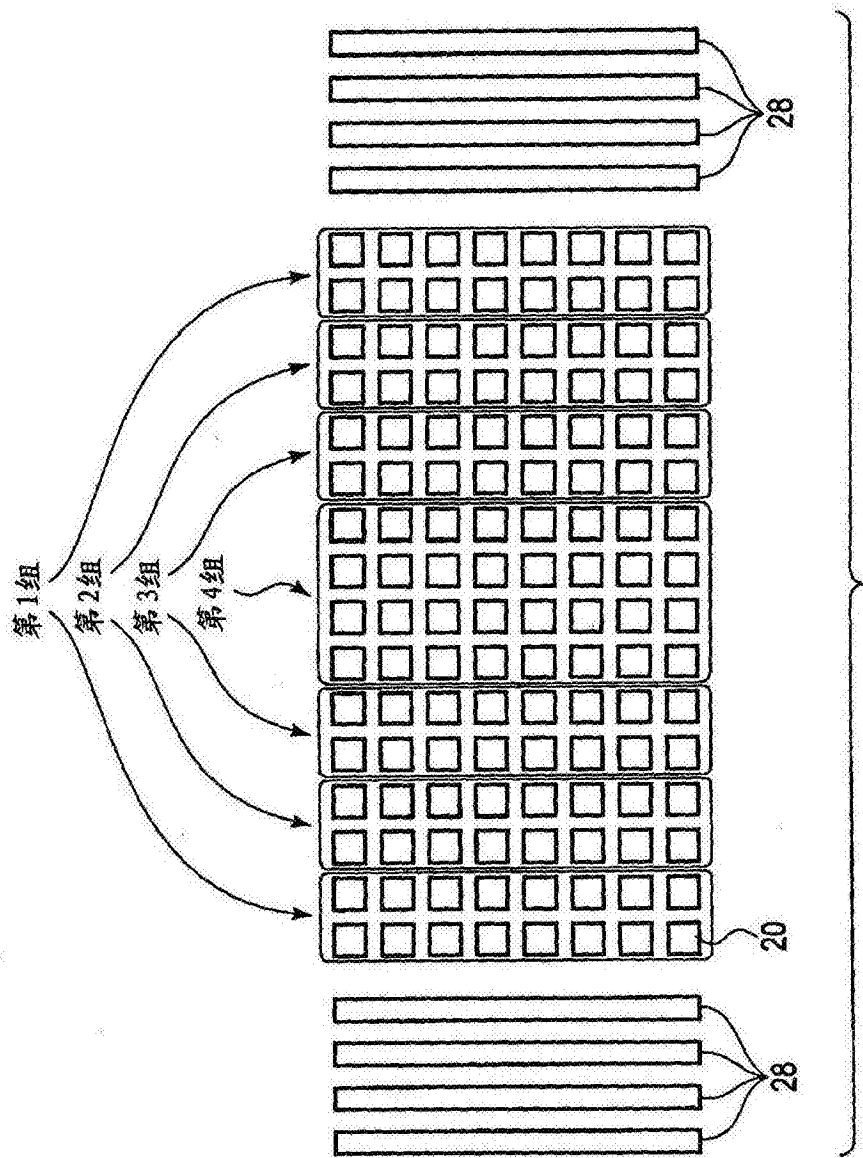


图 4

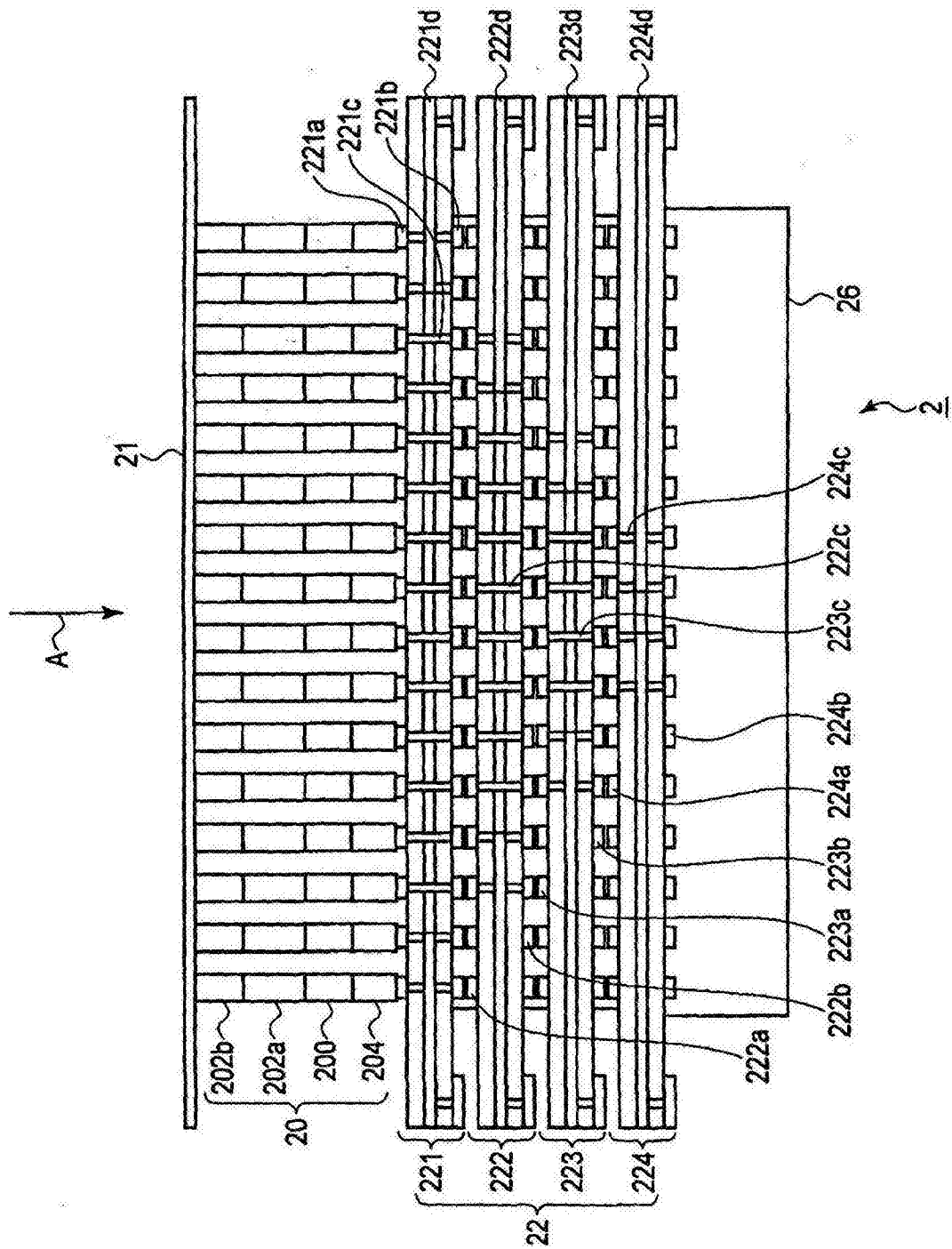


图 5

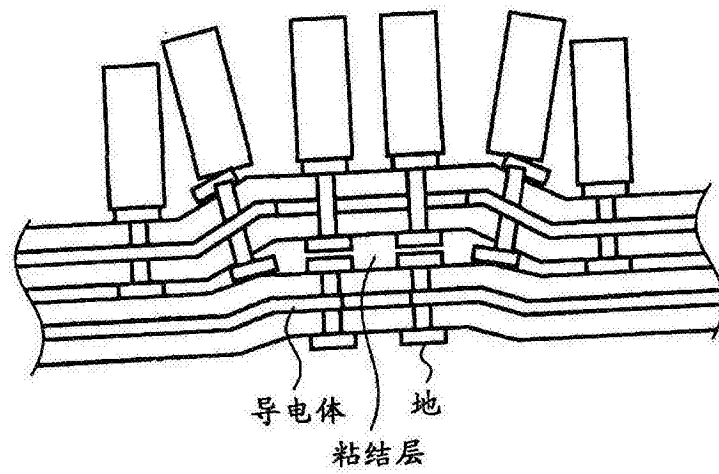


图 6

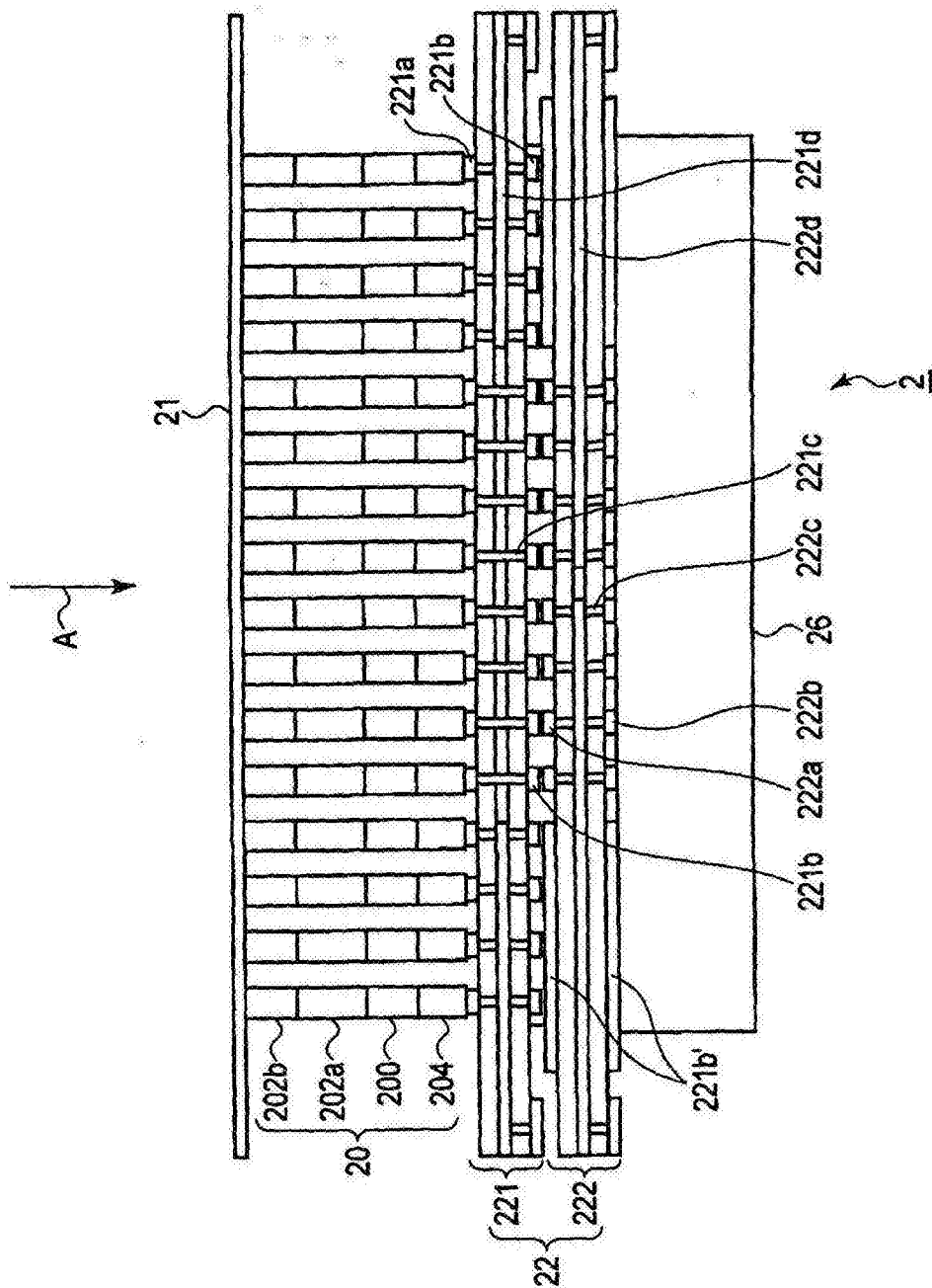


图 7

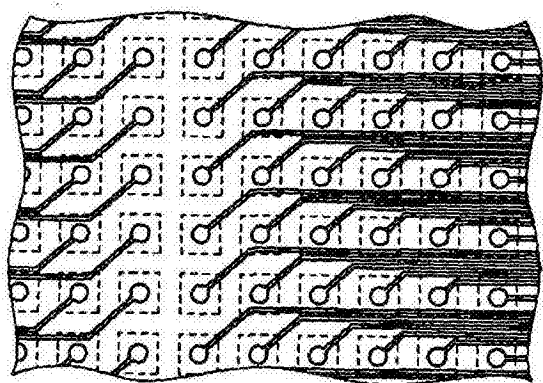


图 8

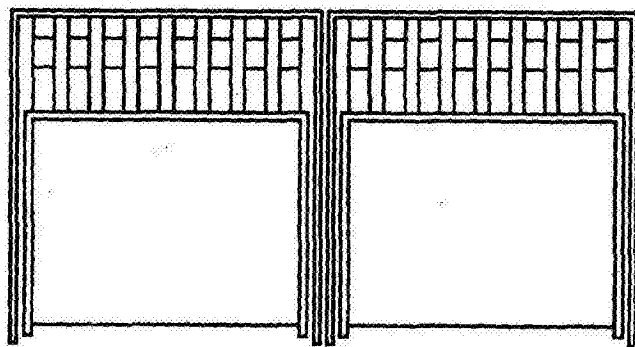


图 9

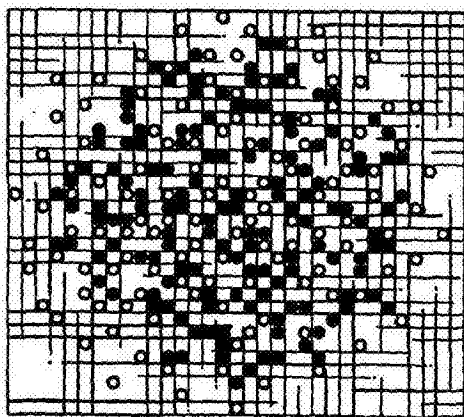


图 10

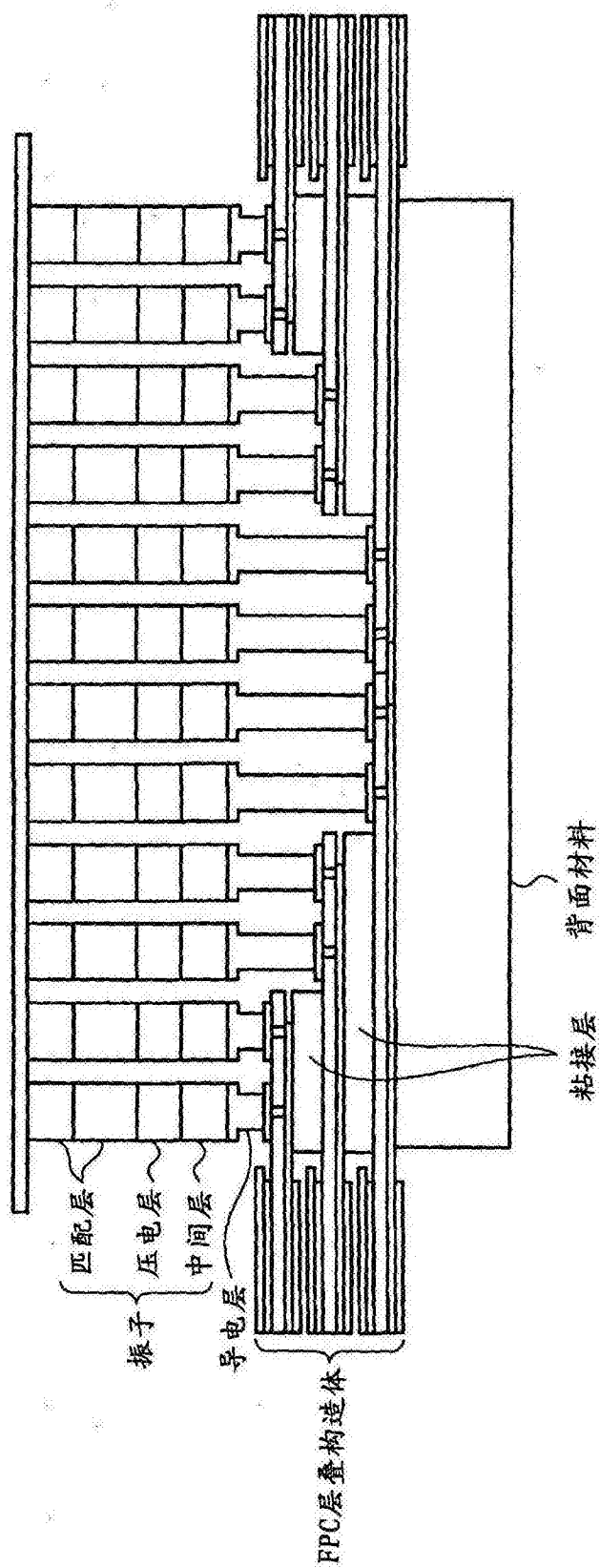


图 11

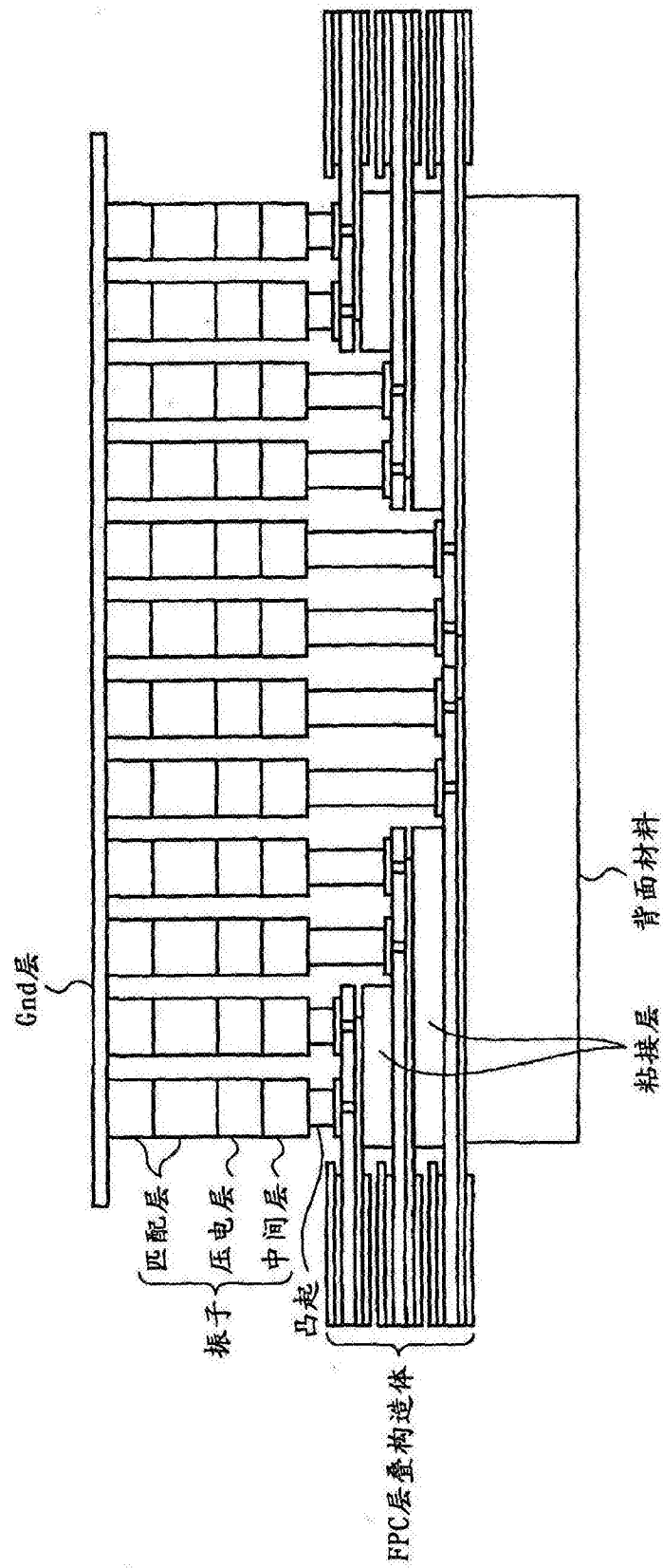


图 12

专利名称(译)	超声波探头		
公开(公告)号	CN105073013A	公开(公告)日	2015-11-18
申请号	CN201480009787.6	申请日	2014-03-17
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	尾名康裕 四方浩之 手塚智 朝桐智 大石美智子		
发明人	尾名康裕 四方浩之 手塚智 朝桐智 大石美智子		
IPC分类号	A61B8/00 H04R1/06 H04R17/00		
CPC分类号	B06B1/0629 A61B8/4483 A61B8/4494 G01S15/8927 A61B8/4444		
代理人(译)	肖靖		
优先权	2013058866 2013-03-21 JP		
其他公开文献	CN105073013B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波探头，具备超声波振子阵列和层叠体，上述层叠体用于从各电极引出电布线，多个超声波振子至少被分类为第1组和第2组，层叠体至少具有层叠超声波振子阵列的第1FPC层和层叠该第1FPC层的第2FPC层。第1以及第2FPC层FPC在与各超声波振子在空间上对应的位置处，具有维持均匀的水平的上表面连接垫片以及下表面电极垫片。构成FPC层叠体22的多个FPC层彼此在与超声波振子阵列的宽度对应的区域粘接，成为一体构造，另一方面，在与超声波振子阵列的宽度对应的区域以外不被粘接而分离。

