



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105073013 B

(45)授权公告日 2018.07.20

(21)申请号 201480009787.6

(22)申请日 2014.03.17

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105073013 A

(43)申请公布日 2015.11.18

(30)优先权数据
2013-058866 2013.03.21 JP

(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

(73)专利权人 东芝医疗系统株式会社

地址 日本栃木

(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

代理人 肖靖

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

H04R 1/06(2006.01)

H04R 17/00(2006.01)

审查员 邢明浩

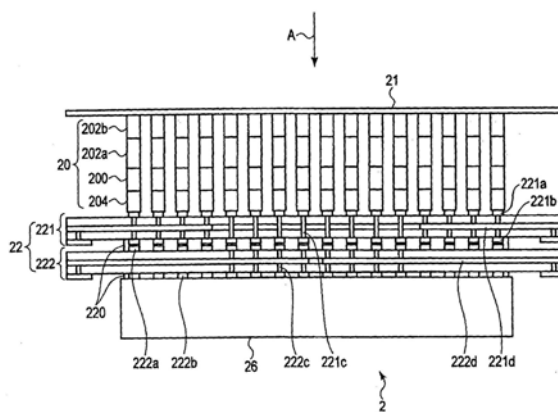
权利要求书2页 说明书9页 附图10页

(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,在端面二维状地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;以及第1信号布线,电连接与属于上述第1组的超声波振子的上述电极连接的上述第1上表面连接部和电子电路,

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,电连接与属于上述第2组的超声波振子的上述电极连接的上述第2上表面连接部和上述电子电路,

上述多个第1下表面连接部的至少一个、上述多个第2上表面连接部的至少一个以及上述多个第2下表面连接部的至少一个在电气上是独立的,无益于超声波振子的控制。

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,

上述多个第3上表面连接部的至少一个以及上述多个第3下表面连接部的至少一个在电气上是独立的,无益于超声波振子的控制。

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-1FPC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多个第n-1上表面连接部和多个第n-1下表面连接部进行电连接,

上述第nFPC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-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，

上述多个第n-1的下表面连接部的至少一个、上述多个第n上表面连接部的至少一个以及上述多个第n下表面连接部在电气上是独立的，无益于超声波振子的控制。

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 $40\mu\text{m}$ 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替换成覆盖层(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、以及其他的同等的手段来实现。

[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下表面电极垫片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下表面电极垫片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下表面电极垫片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。

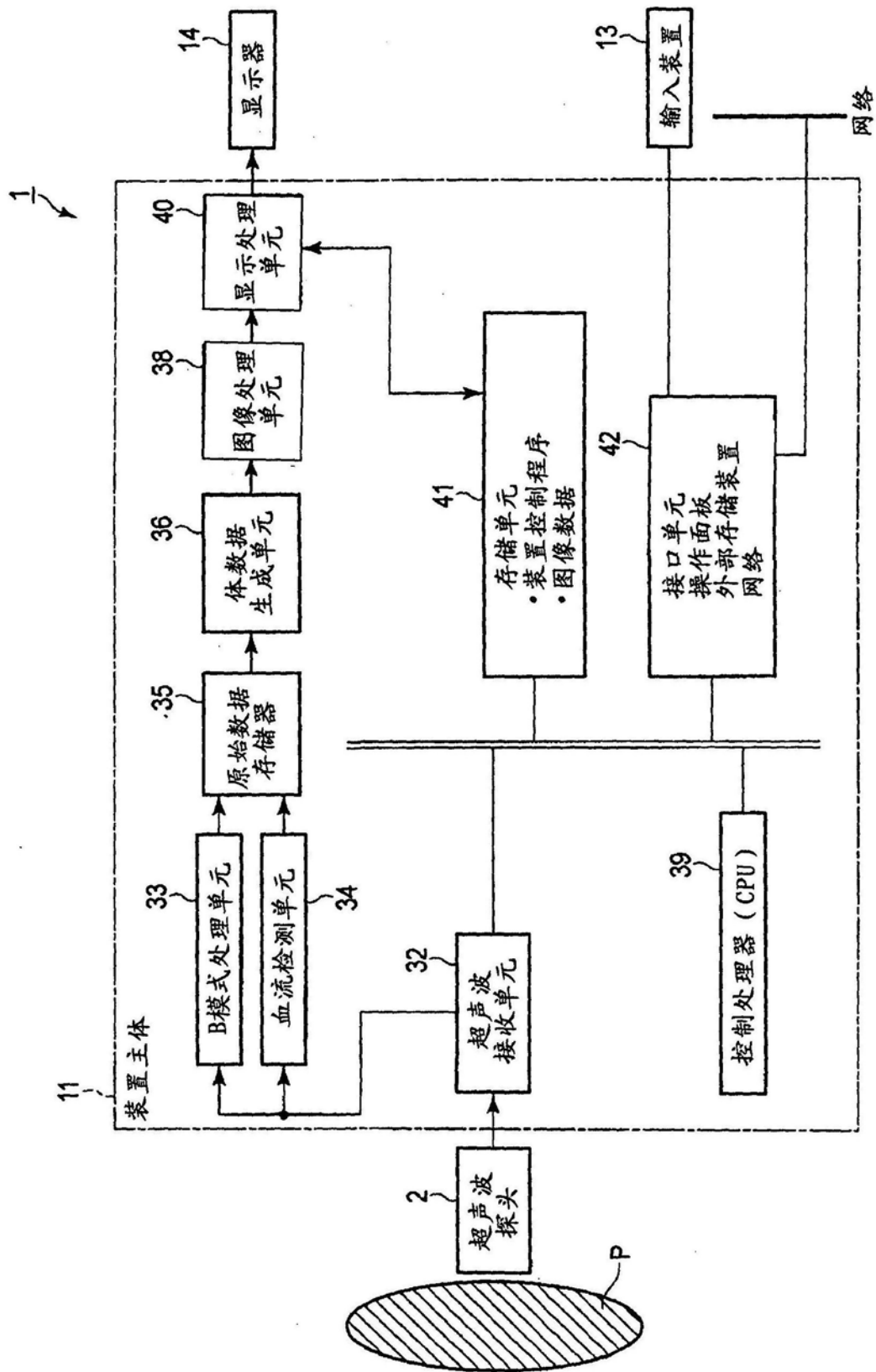


图1

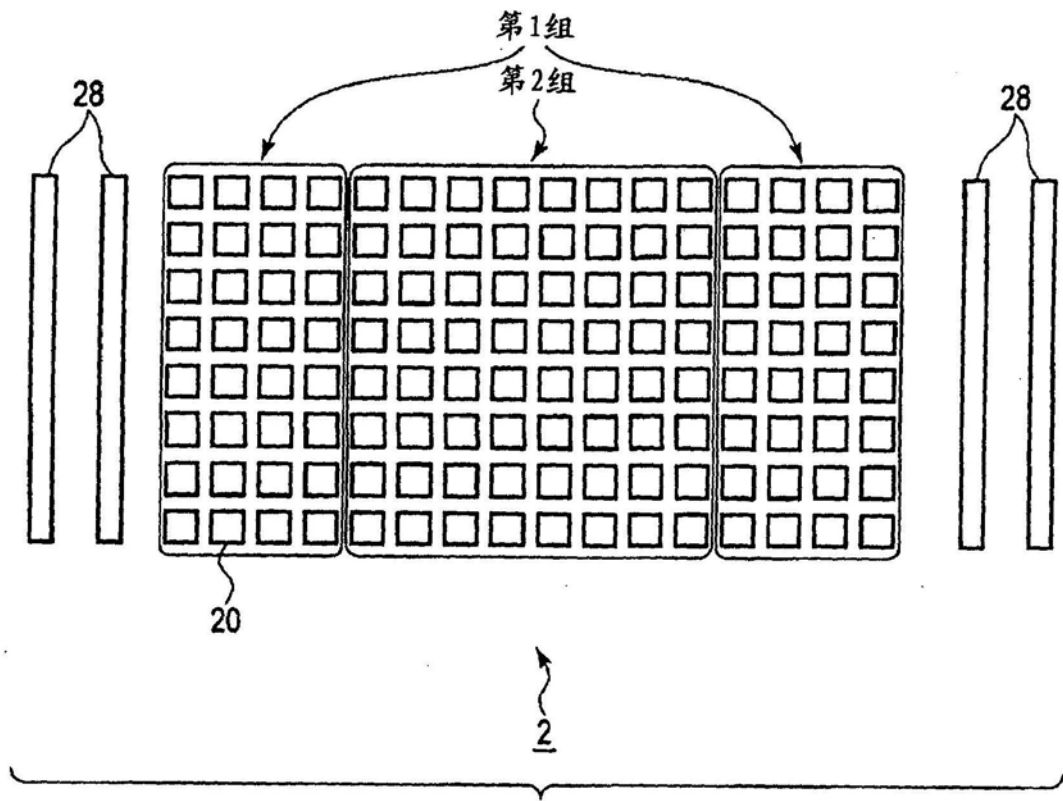


图2

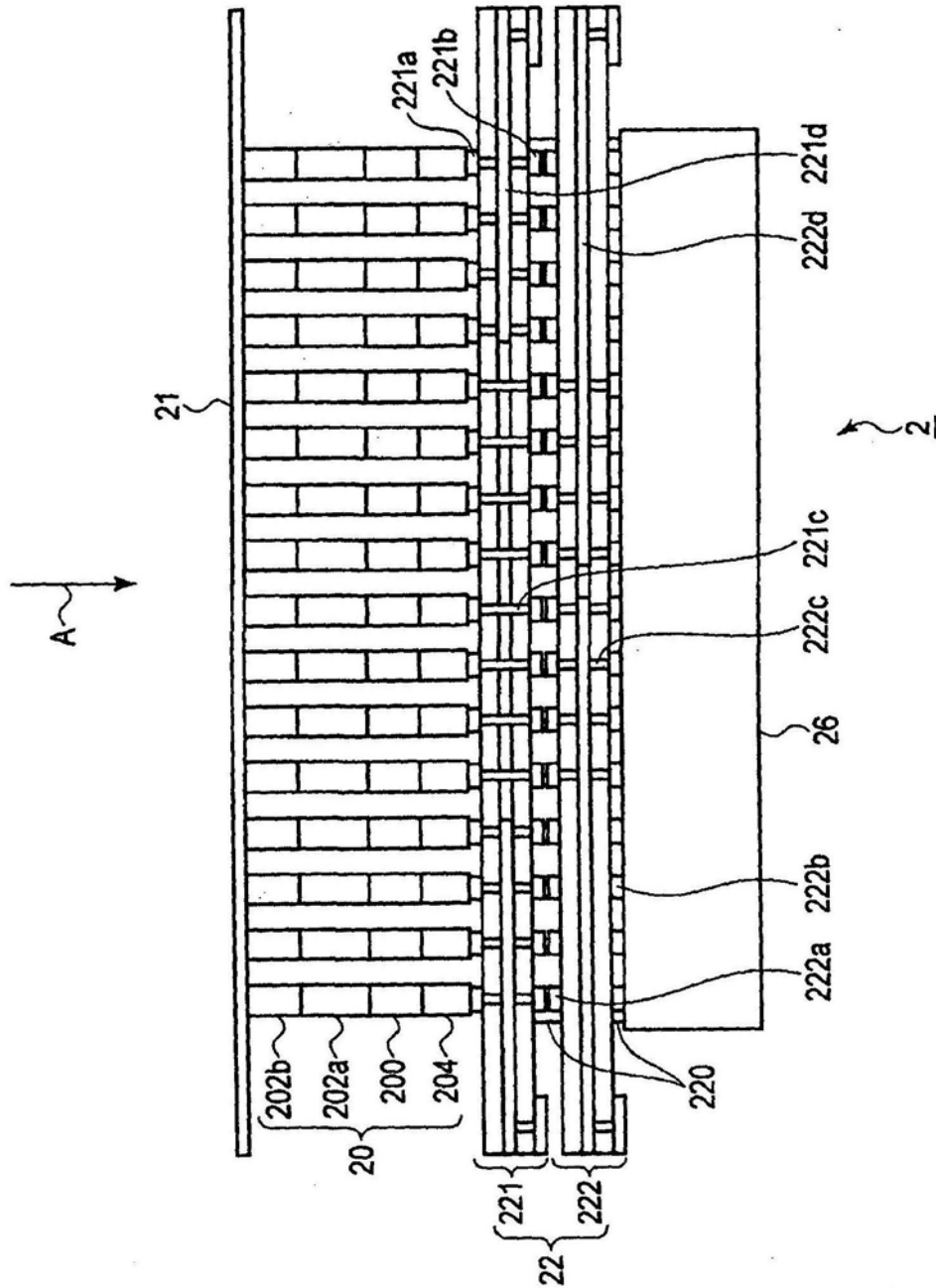


图3

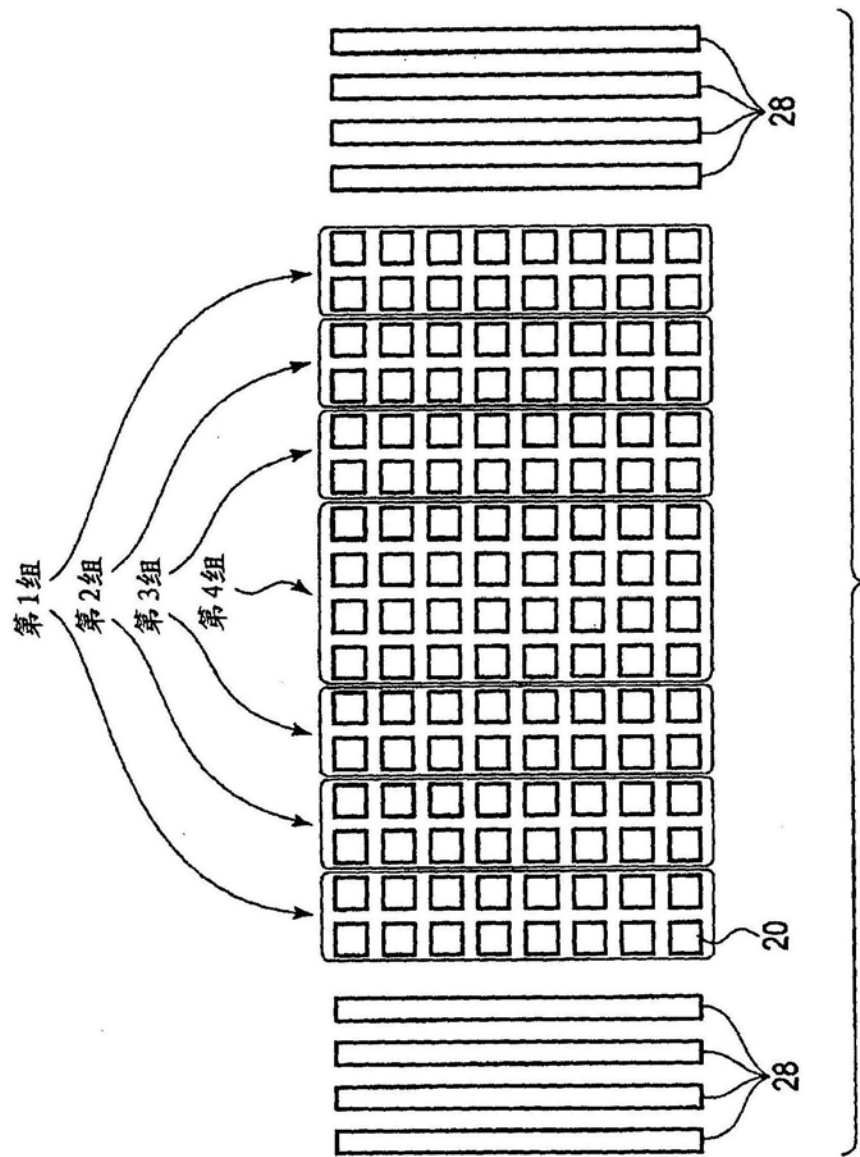


图4

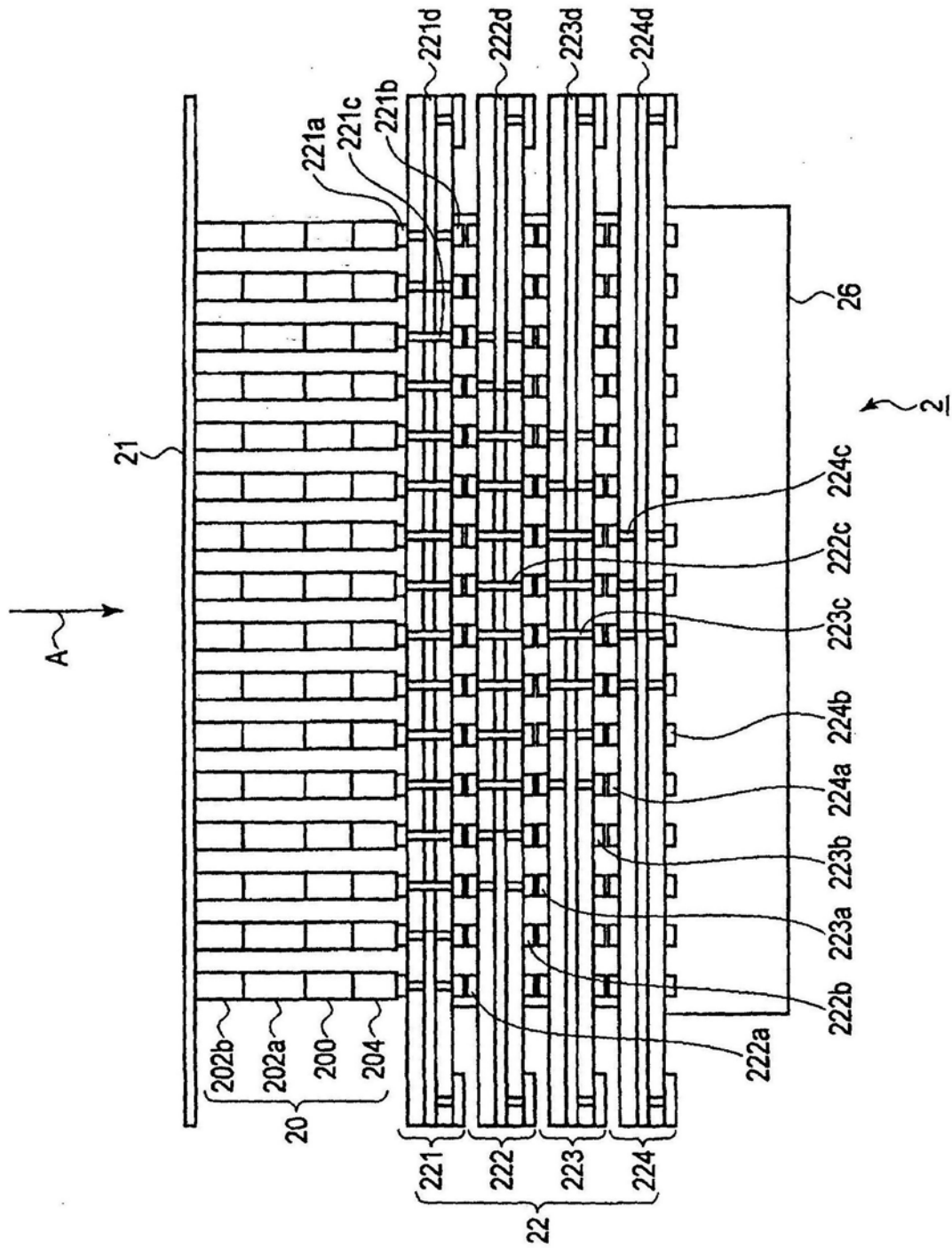


图5

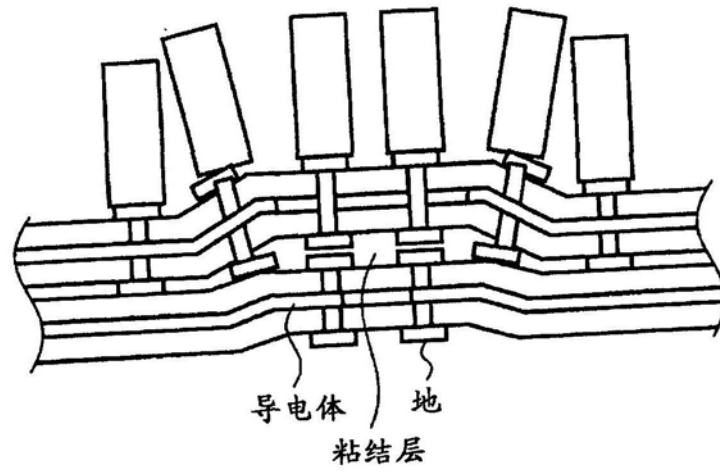


图6

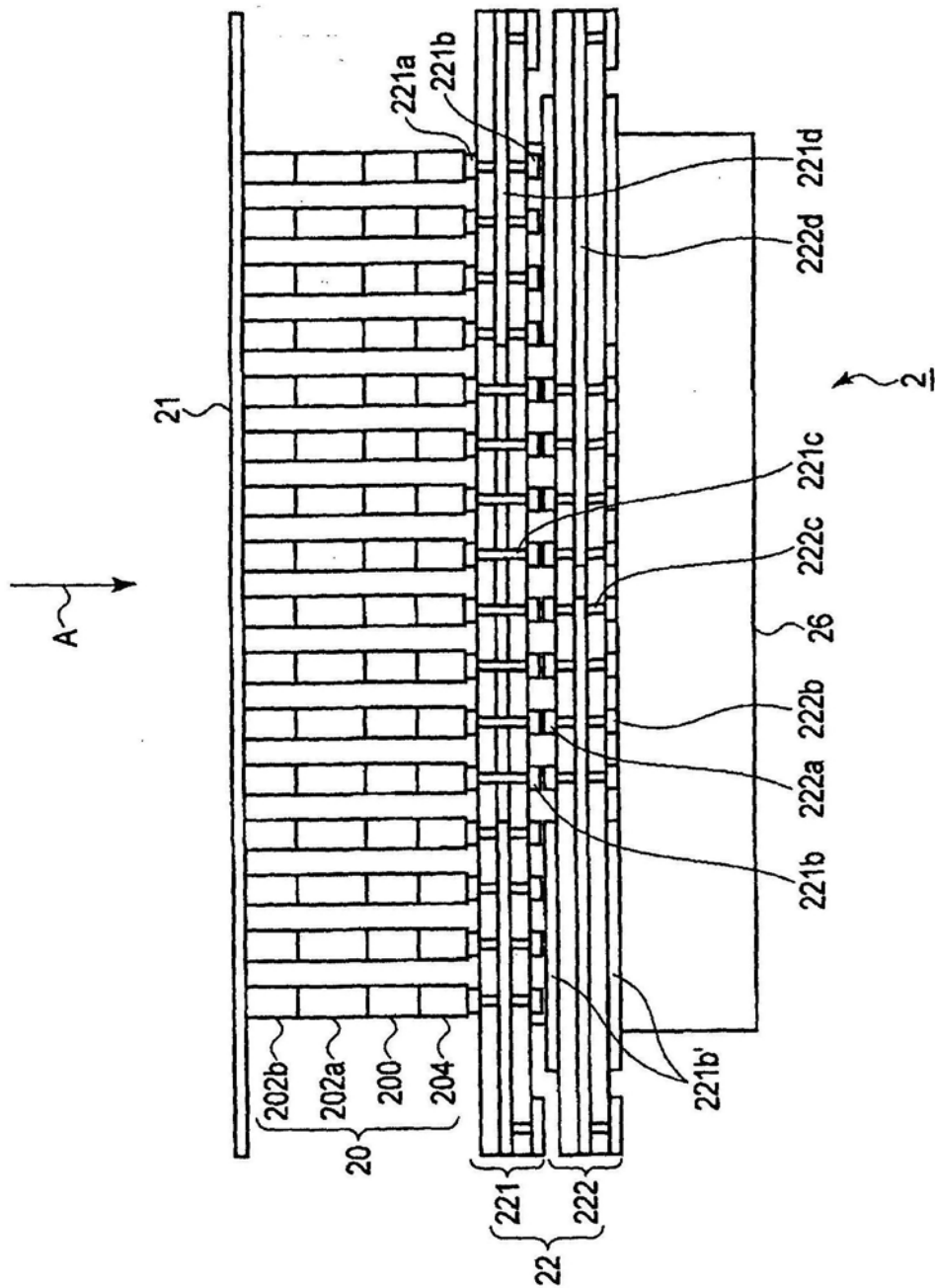


图7

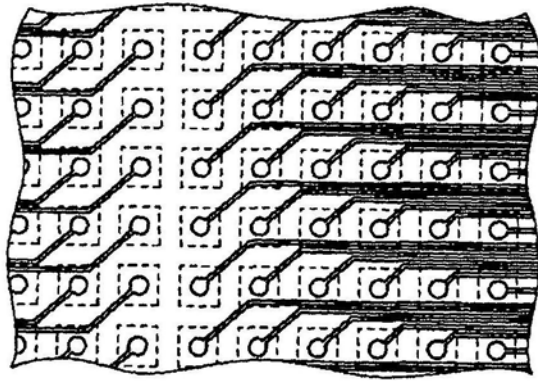


图8

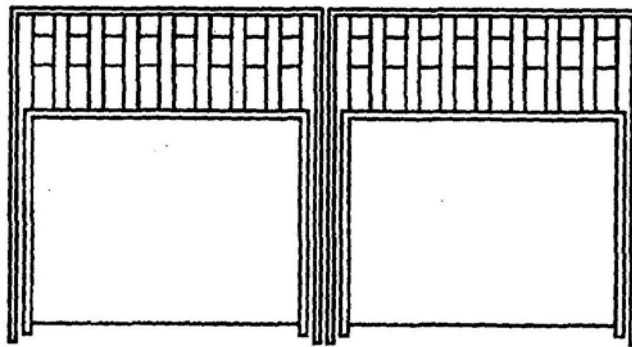


图9

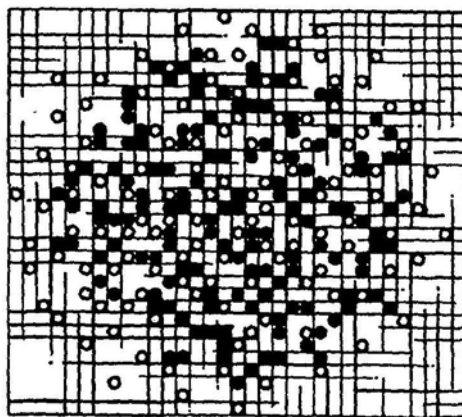


图10

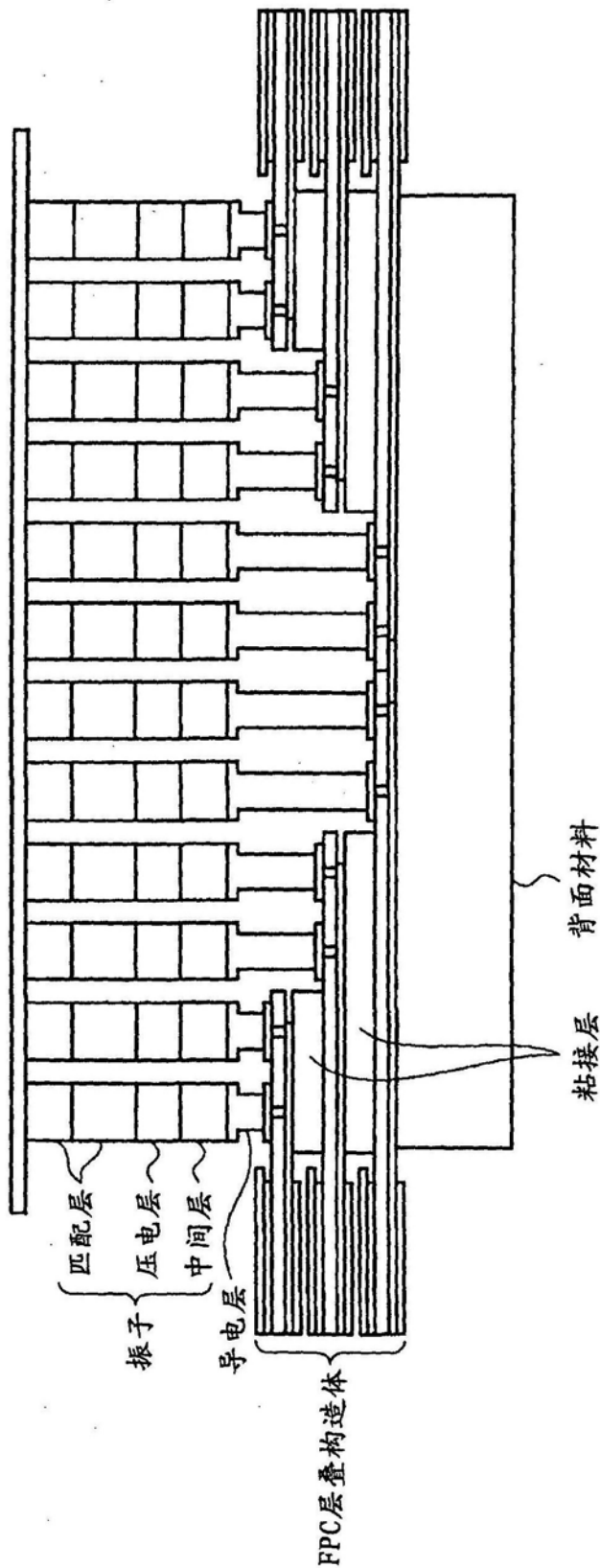


图11

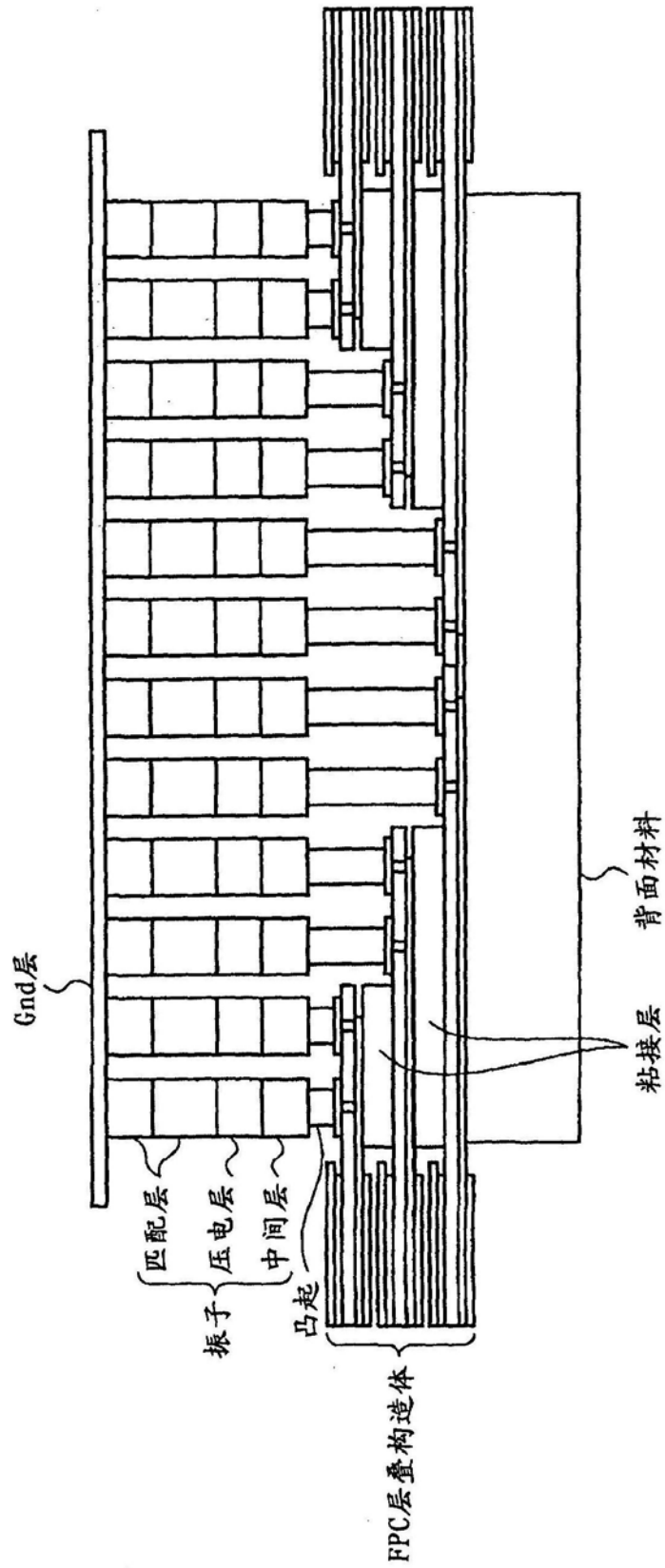


图12

专利名称(译)	超声波探头		
公开(公告)号	CN105073013B	公开(公告)日	2018-07-20
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)	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	A61B8/4483 A61B8/4494 B06B1/0629 G01S15/8927 A61B8/4444		
代理人(译)	肖靖		
优先权	2013058866 2013-03-21 JP		
其他公开文献	CN105073013A		
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。

