



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105455844 A

(43) 申请公布日 2016. 04. 06

(21) 申请号 201510642577. 7

(22) 申请日 2015. 09. 30

(30) 优先权数据

2014-201934 2014. 09. 30 JP

(71) 申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 山田昌佳 松田洋史 中村友亮

伊藤浩 宫泽弘

(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 田喜庆 吴孟秋

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

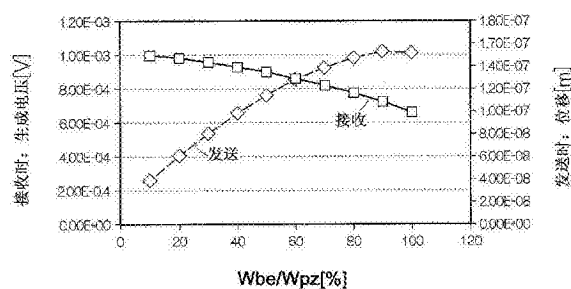
权利要求书1页 说明书9页 附图27页

(54) 发明名称

超声波传感器、探测器、以及电子设备

(57) 摘要

本发明披露超声波传感器、探测器、以及电子设备。该超声波传感器具备：振动板；下电极，层叠于振动板，沿着振动板的表面在第一方向上具有长度L，并沿着振动板的表面在与第一方向正交的第二方向上具有长度L以下的宽度Wbe；压电体，层叠于下电极，在第二方向上具有宽度Wpz；以及上电极，层叠于压电体。下电极的宽度Wbe与压电体的宽度Wpz之比Wbe/Wpz为0.1以上0.8以下。



1. 一种超声波传感器,其特征在于,具备:

振动板;

第一电极,层叠于所述振动板,沿着所述振动板的表面在第一方向上具有长度 L ,并沿着所述振动板的表面在与所述第一方向正交的第二方向上具有所述长度 L 以下的宽度 W_{be} ;

压电体,层叠于所述第一电极,在所述第二方向上具有宽度 W_{pz} ;以及

第二电极,层叠于所述压电体,

所述第一电极的宽度 W_{be} 与所述压电体的宽度 W_{pz} 之比 W_{be}/W_{pz} 为 0.1 以上 0.8 以下。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波传感器,其特征在于,所述比 W_{be}/W_{pz} 为 0.5 以下。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波传感器,其特征在于,在与所述振动板的表面正交的俯视观察中,从所述压电体的轮廓沿着所述第二方向至所述振动板的轮廓的距离为所述振动板的宽度的 0.02 倍以上 0.3 倍以下。

4. 根据权利要求 1 至 3 中任一项所述的超声波传感器,其特征在于,在所述第一方向上,所述第二电极具有比所述压电体小的宽度。

5. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的超声波传感器,其特征在于,所述振动板在所述第一方向上的长度 L_{cav} 与所述振动板在所述第二方向上的宽度 W_{cav} 的纵横比 L_{cav}/W_{cav} 为 1 以上 2 以下。

6. 根据权利要求 1 至 5 中任一项所述的超声波传感器,其特征在于,在与所述振动板的表面正交的俯视观察中,所述第二电极与所述第一电极重叠的面积相对于所述俯视观察中以轮廓限定的所述振动板的面积在 1% 以上 20% 以下的范围。

7. 根据权利要求 1 至 6 中任一项所述的超声波传感器,其特征在于,所述振动板的轮廓为圆形、六角形以及椭圆形中任一种。

8. 一种探测器,其特征在于,具备:

权利要求 1 至 7 中任一项所述的超声波传感器;以及

支撑所述超声波传感器的壳体。

9. 一种电子设备,其特征在于,具备:

权利要求 1 至 7 中任一项所述的超声波传感器;以及

处理装置,与所述超声波传感器连接,处理所述超声波传感器的输出。

10. 一种超声波图像装置,其特征在于,具备:

权利要求 1 至 7 中任一项所述的超声波传感器;以及

显示装置,显示根据所述超声波传感器的输出所生成的图像。

超声波传感器、探测器、以及电子设备

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 于 2014 年 9 月 30 日提交的日本专利申请 JP2014-201934 其全部内容结合于此作为参考。

技术领域

[0003] 本发明涉及超声波传感器、利用该传感器的探测器、电子设备、以及超声波图像装置等。

背景技术

[0004] 例如超声波诊断装置中使用的超声波器件一般已广为人知。超声波器件具备振动板。下电极层叠于振动板。压电体层叠于下电极。上电极层叠于压电体。压电体扩展到下电极的轮廓的外侧,防止上电极和下电极的短路。

[0005] 在先技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献 1 :日本特开 2000-183413 号公报

发明内容

[0008] 发明要解决的技术问题

[0009] 在专利文献 1 中公开了位移元件。位移元件具备层叠于振动板上的压电元件。指定压电元件的宽度相对于振动板的宽度的比率。这样,提出了相对于驱动电压的位移的最佳化。但是,在专利文献 1 中并未言及在振动板的位移时输出的电位。而且,压电体膜的宽度与电极的宽度一致。因此,完全未研究下电极的宽度对压电体膜的影响。

[0010] 根据本发明的至少一个方面,可提供一种能随着下电极的宽度的调整充分确保接收时的生成电压的超声波传感器。

[0011] 用于解决技术问题的方案

[0012] (1) 本发明一方面涉及一种超声波传感器,具备 :振动板 ;下电极,层叠于所述振动板,沿着所述振动板的表面在第一方向上具有长度 L,并沿着所述振动板的表面在与所述第一方向正交的第二方向上具有所述长度 L 以下的宽度 W_{be} ;压电体,层叠于所述下电极,在所述第二方向上具有宽度 W_{pz} ;以及上电极,层叠于所述压电体,下电极的宽度 W_{be} 与压电体的宽度 W_{pz} 之比 W_{be}/W_{pz} 为 0.1 以上 0.8 以下。

[0013] 当超声波作用于振动板时,振动板进行振动。随着振动板的振动,在压电体上产生形变,压电体的形变生成电压。从下电极和上电极取出生成的电压。由此检测超声波。由于将下电极的宽度 W_{be} 与压电体的宽度 W_{pz} 之比 W_{be}/W_{pz} 设定为 0.1 以上 0.8 以下,因此,能够充分确保接收时的生成电压。另一方面,当比 W_{be}/W_{pz} 低于 0.1 时,下电极的电阻将增大。当比 W_{be}/W_{pz} 超过 0.8 时,根据情况,电压将低于最大电压值的 60%,生成电压脱离使用范围。

[0014] (2) 上述的比 W_{be}/W_{pz} 为 0.5 以下即可。即使条件发生变化,也能获得良好的生成电压。

[0015] (3) 在与所述振动板的表面正交的俯视观察中,从所述压电体的轮廓沿着所述第二方向至所述振动板的轮廓的距离为所述振动板的宽度的 0.02 倍以上 0.3 倍以下即可。能够获得充分的接收灵敏度。

[0016] (4) 在所述第一方向上,所述上电极也可以具有比所述压电体小的宽度。压电体防止上电极相对于下电极短路。

[0017] (5) 所述振动板在所述第一方向上的长度 L_{cav} 与所述振动板在所述第二方向上的宽度 W_{cav} 的纵横比 L_{cav}/W_{cav} 为 1 以上 2 以下即可。能够充分获得接收灵敏度,而不管纵横比如何。

[0018] (6) 在与所述振动板的表面正交的俯视观察中,所述上电极与所述下电极重叠的面积相对于所述俯视观察中以轮廓限定的所述振动板的面积在 1% 以上 20% 以下的范围即可。根据这样的设定,能够提高接收灵敏度。

[0019] (7) 所述振动板的轮廓也可以为圆形、六角形以及椭圆形中任一种。可充分获得接收灵敏度,而不管振动板的形状如何。

[0020] (8) 超声波传感器可以组装于探测器中加以利用。探测器可以具备超声波传感器以及支撑所述超声波传感器的壳体。

[0021] (9) 超声波传感器可以组装于电子设备中加以利用。电子设备可具备:超声波传感器;以及处理部,与所述超声波传感器连接,处理所述超声波传感器的输出。

[0022] (10) 超声波传感器可以组装于超声波图像装置中加以利用。超声波图像装置可具备:超声波传感器;处理部,与所述超声波传感器连接,处理所述超声波传感器的输出,生成图像;以及显示装置,显示所述图像。

附图说明

[0023] 图 1 是简要示出一实施方式涉及的电子设备的一个具体例子、即超声波诊断装置的外观图。

[0024] 图 2 是超声波器件的放大俯视图。

[0025] 图 3 是沿图 1 的 A-A 线的截面图。

[0026] 图 4 是简要示出仿真模型的概念图。

[0027] 图 5 是示出在仿真软件上构成的仿真模型的示意图。

[0028] 图 6 的 (a) 和 (b) 是示出发送时以及接收时在 x 方向上的形变 ϵ 的分布的曲线图。

[0029] 图 7 的 (a) 和 (b) 是示出发送时以及接收时在 x 方向上的 z 方向位移的分布的曲线图。

[0030] 图 8 的 (a) 和 (b) 是示出发送时以及接收时在 y 方向上的 z 方向位移的分布的曲线图。

[0031] 图 9 是简要示出仿真模型的构成的概念图。

[0032] 图 10 是沿着图 9 的 B-B 线的截面图。

[0033] 图 11 是沿着图 9 的 C-C 线的截面图。

[0034] 图 12 是示出随着比 W_{be}/W_{pz} 的变化的“发送时的位移”以及“接收时的生成电压”的曲线图。

[0035] 图 13 的 (a) 和 (b) 是示出当振动板的宽度 W_{cav} 被设定为 $60[\mu m]$ 时由仿真模型生成的“接收时的生成电压”的曲线图。

[0036] 图 14 的 (a) 和 (b) 是示出当振动板的宽度 W_{cav} 被设定为 $45[\mu m]$ 时由仿真模型生成的“接收时的生成电压”的曲线图。

[0037] 图 15 的 (a) 和 (b) 是示出当振动板的宽度 W_{cav} 被设定为 $30[\mu m]$ 时由仿真模型生成的“接收时的生成电压”的曲线图。

[0038] 图 16 的 (a) 和 (b) 是示出当振动板的宽度 W_{cav} 被设定为 $60[\mu m]$ 时由仿真模型生成的“发送时的位移”的曲线图。

[0039] 图 17 的 (a) 和 (b) 是示出当振动板的宽度 W_{cav} 被设定为 $45[\mu m]$ 时由仿真模型生成的“发送时的位移”的曲线图。

[0040] 图 18 的 (a) 和 (b) 是示出当振动板的宽度 W_{cav} 被设定为 $30[\mu m]$ 时由仿真模型生成的“发送时的位移”的曲线图。

[0041] 图 19 是简要示出纵横比 $L_{cav}/W_{cav} = 1$ 的仿真模型的概念图。

[0042] 图 20 的 (a) 和 (b) 是示出当纵横比 $L_{cav}/W_{cav} = 1$ 或 2 时由仿真模型生成的归一化（规格化）的“接收时的生成电压”的曲线图。

[0043] 图 21 的 (a) 和 (b) 是示出当纵横比 $L_{cav}/W_{cav} = 1$ 或 2 时由仿真模型生成的归一化的“发送时的位移”的曲线图。

[0044] 图 22 是简要示出具有圆形轮廓的振动板的仿真模型的概念图。

[0045] 图 23 是简要示出具有六角形轮廓的振动板的仿真模型的概念图。

[0046] 图 24 是简要示出具有椭圆形轮廓的振动板的仿真模型的概念图。

[0047] 图 25 的 (a) 和 (b) 是示出随着比 W_{arm}/W_{cav} 的变化的“接收时的生成电压”的曲线图。

[0048] 图 26 是基于实测示出比 W_{arm}/W_{cav} 与共振频率的关系的曲线图。

[0049] 图 27 是基于仿真示出比 W_{arm}/W_{cav} 与接收时的生成电压的关系的曲线图。

[0050] 图 28 是简要示出定义上电极和下电极的重合情况的仿真模型的概念图。

[0051] 图 29 的 (a) 和 (b) 是基于仿真示出上电极和下电极的重合情况与接收时的生成电压的关系的曲线图。

具体实施方式

[0052] 下面,参照附图说明本发明的一实施方式。需要注意的是,下面说明的本实施方式并非不当限定记载于权利要求书中的本发明内容,在本实施方式中说明的构成并非全部都是作为本发明的解决手段而必须的。

[0053] (1) 超声波诊断装置的整体构成

[0054] 图 1 简要示出本发明一实施方式涉及的电子设备的一个具体例子、即超声波诊断装置（超声波图像装置）11 的构成。超声波诊断装置 11 包括装置终端（处理部）12 以及超声波探测器（探测器）13。装置终端 12 和超声波探测器 13 通过电缆 14 相互连接。装置终端 12 和超声波探测器 13 经由电缆 14 交接电信号。在装置终端 12 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,根据由超声波探测器 13 检测出的超声波生成图像。在显示面板 15 的画面上显示被图像化的检测结果。

[0055] 超声波探测器 13 具有壳体 16。超声波器件单元 DV 嵌入壳体 16。超声波器件单元 DV 具备超声波器件(超声波传感器)17。超声波器件 17 具备声透镜 18。在声透镜 18 的外表面形成局部圆筒面 18a。局部圆筒面 18a 被平板部 18b 包围。平板部 18b 的外周的整周无间断地与壳体 16 结合。这样,平板部 18b 作为壳体的一部分而发挥作用。声透镜 18 例如由硅酮树脂形成。声透镜 18 具有接近生物体的声阻抗的声阻抗。超声波器件 17 从表面输出超声波并接收超声波的反射波。

[0056] (2) 超声波器件的结构

[0057] 图 2 简要地示出一实施方式涉及的超声波器件 17 的俯视图。超声波器件 17 具备基体 21。在基体 21 上形成元件阵列 22。元件阵列 22 由超声波换能器元件(以下称为“元件”)23 的排列构成。排列由多行多列的矩阵形成。此外,也可以在排列中建立锯齿(千鳥)配置。在锯齿配置中,偶数列的元件 23 的组相对于奇数列的元件 23 的组错开二分之一的行间距即可。还可以是奇数列以及偶数列其中一方的元件数比另一方的元件数少一个。

[0058] 各个元件 23 具备振动板 24。振动板 24 的详细内容将在后边叙述。在图 2 中,在与振动板 24 的膜面正交的方向的俯视观察(由基板的厚度方向看的俯视观察)中以虚线画出振动板 24 的轮廓。轮廓的内侧相当于振动板 24 的区域内。轮廓的外侧相当于振动板 24 的区域外。在振动板 24 上形成压电元件 25。在压电元件 25 中,如后所述,压电体膜被夹在上电极与下电极之间。它们被依次重叠。

[0059] 元件阵列 22 区划出元件阵列区域 26。元件阵列区域 26 的轮廓由与最外周的振动板 24 外接的最小面积的四边形形成。在俯视观察中,轮廓的图心(形心)27 与元件阵列 22 的中心线 CL 重叠。元件阵列 22 例如能够以中心线 CL 为对称轴形成为线对称。超声波器件 17 构成为一片超声波换能器元件芯片(基板)。

[0060] 在基体 21 的表面形成多条第一导电体 28。第一导电体 28 在排列的列方向上相互平行地延伸。每一列元件 23 被分配一条第一导电体 28。在排列的列方向上排布的元件 23 共同配置有一条第一导电体 28。第一导电体 28 在各元件 23 中形成下电极。这样,第一导电体 28 被配置于振动板 24 的区域内以及区域外。按每条第一导电体 28,形成元件 23 的发送列。例如,可以将钛(Ti)、铱(Ir)、铂(Pt)以及钛(Ti)的层叠膜用于第一导电体 28。但是,也可以将其它导电材料用于第一导电体 28。

[0061] 在基体 21 的表面形成多条第二导电体 29。第二导电体 29 在排列的列方向上相互平行地延伸。每一列元件 23 被分配一条第二导电体 29。在排列的列方向上排布的元件 23 共同配置有一条第二导电体 29。第二导电体 29 在各元件 23 中形成下电极。这样,第二导电体 29 被配置于振动板 24 的区域内以及区域外。按每条第二导电体 29,形成元件 23 的接收列。至少一列接收列与发送列组合。在此,发送列和接收列在行方向上交替地配置。例如,可以将钛(Ti)、铱(Ir)、铂(Pt)以及钛(Ti)的层叠膜用于第二导电体 29。但是,也可以将其它导电材料用于第二导电体 29。

[0062] 在基体 21 的表面形成多条第三导电体 31。第三导电体 31 在排列的行方向上相互平行地延伸。每一行元件 23 被分配一条第三导电体 31。在排列的行方向上排布的元件 23

共同连接于一条第三导电体 31。第三导电体 31 在各元件 23 中形成上电极。第三导电体 31 的两端分别连接到一对引出配线 32。引出配线 32 在排列的列方向上相互平行地延伸。因此,所有的第三导电体 31 具有相同的长度。这样,整个矩阵的元件 23 中上电极被共同连接。这样,第三导电体 31 被配置于振动板 24 的区域内以及区域外。第三导电体 31 例如可以由铱 (Ir) 形成。但是,也可以对第三导电体 31 使用其它导电材料。

[0063] 每列地切换元件 23 的通电。随着这样的通电的切换实现线性扫描、扇形扫描。由于一系列元件 23 同时输出超声波,从而一系列的个数、即排列的行数可根据超声波的输出电平而确定。行数例如设定为 10 ~ 15 行左右即可。在图中,省略画出 5 行。排列的列数可根据扫描的范围的广度而确定。列数例如设定为 128 列或 256 列即可。在图中,省略画出 8 列。也可以调换上电极和下电极的作用。即、也可以是,在整个矩阵的元件 23 中下电极被共同连接,而在排列的每列中上电极被共同连接。

[0064] 基体 21 的轮廓具有由相互平行的一对直线限定且相对的第一边 21a 及第二边 21b。在第一边 21a 与元件阵列 22 的轮廓之间配置有一排第一端子阵列 33a。在第二边 21b 与元件阵列 22 的轮廓之间配置有一排第二端子阵列 33b。第一端子阵列 33a 可与第一边 21a 平行地形成一排。第二端子阵列 33b 可与第二边 21b 平行地形成一排。

[0065] 第一端子阵列 33a 由一对上电极端子 34、以及第一下电极端子 35 和第二下电极端子 36 构成。上电极端子 34 被配置于第一端子阵列 33a 的两端。引出配线 32 分别连接在上电极端子 34 上。这样,所有的元件 23 共同连接到上电极端子 34。在上电极端子 34 之间配置第一下电极端子 35 和第二下电极端子 36。第一下电极端子 35 与第一导电体 28 连接,第二下电极端子 36 与第二导电体 29 连接。这样,各发送列的元件 23 被连接到第一下电极端子 35。各接收列的元件 23 被连接到第二下电极端子 36。

[0066] 同样,第二端子阵列 33b 由一对上电极端子 37、以及多个第三下电极端子 38 和第四下电极端子 39 构成。上电极端子 37 被配置于第二端子阵列 33b 的两端。引出配线 32 被分别连接到上电极端子 37。这样,所有的元件 23 被共同连接到上电极端子 37。在上电极端子 37 之间配置第三下电极端子 38 和第四下电极端子 39。第三下电极端子 38 与第一导电体 28 连接,第四下电极端子 39 与第二导电体 29 连接。这样,各发送列的元件 23 被连接到第三下电极端子 38。各接收列的元件 23 被连接到第四下电极端子 39。

[0067] 第一柔性印刷配线板 (以下称为“第一配线板”)41 与基体 21 连结。第一配线板 41 覆盖第一端子阵列 33a。在第一配线板 41 的一端,与上电极端子 34 以及第一和第二下电极端子 35、36 单独对应地形成导电线、即第一信号线。第一信号线与上电极端子 34 以及第一和第二下电极端子 35、36 单独相对并单独接合。

[0068] 同样地,第二柔性印刷配线板 (以下称为“第二配线板”)42 与基体 21 连结。第二配线板 42 覆盖第二端子阵列 33b。在第二配线板 42 的一端,与上电极端子 37 以及第三和第四下电极端子 38、39 单独对应地形成导电线、即第二信号线。第二信号线与上电极端子 37 以及第三和第四下电极端子 38、39 单独相对并单独接合。

[0069] 在振动板 24 上,电极分离膜 43 与第三导电体 31 并行地配置。电极分离膜 43 在第三导电体 31 的长度方向上呈带状延伸。电极分离膜 43 具有绝缘性和防湿性。电极分离膜 43 例如由氧化铝 (Al_2O_3)、氧化硅 (SiO_2) 等防湿性绝缘材料形成。电极分离膜 43 夹着各个第三导电体 31 分离地形成于第三导电体 31 的两侧。第三导电体 31 在振动板 24 上与第

一导电体 28 以及第二导电体 29 交叉,因此,电极分离膜 43 在振动板 24 上横穿于第一导电体 28 以及第二导电体 29 之上。

[0070] 在基体 21 上,绝缘膜 44 形成于振动板 24 的区域外。绝缘膜 44 沿着第一导电体 28 及第二导电体 29 的长度方向呈带状延伸。绝缘膜 44 与第一导电体 28 及第二导电体 29 并行配置。绝缘膜 44 例如由氧化铝、氧化硅等防湿性的绝缘材料形成。绝缘膜 44 的原材料与电极分离膜 43 的原材料一致即可。绝缘膜 44 横穿于第三导电体 31 上。这样,绝缘膜 44 形成于第三导电体 31 上。绝缘膜 44 与电极分离膜 43 连续。绝缘膜 44 与夹着第三导电体 31 配置于第三导电体 31 的两侧的电极分离膜 43 连接。

[0071] 如图 3 所示,基体 21 具备基板 46 以及覆盖膜 47。覆盖膜 47 层叠于基板 46 的表面的整个面。在基板 46 上,与每个元件 23 对应地形成开口部 48。开口部 48 呈阵列状配置于基板 46。配置开口部 48 的区域的轮廓相当于元件阵列区域 26 的轮廓。在相邻的两个开口部 48 之间划分有间隔壁 49。相邻的开口部 48 由间隔壁 49 隔开。间隔壁 49 的壁厚相当于开口部 48 的间隔。基板 46 例如由硅基板形成即可。

[0072] 覆盖膜 47 由层叠于基板 46 的表面的氧化硅 (SiO_2) 层 51、以及层叠于氧化硅层 51 的表面的氧化锆 (ZrO_2) 层 52 构成。与开口部 48 的轮廓对应地,覆盖膜 47 的一部分形成振动板 24。振动板 24 是覆盖膜 47 中由于面向开口部 48 而能够在基板 46 的厚度方向上发生膜振动的部分。氧化硅层 51 的膜厚可基于共振频率而确定。

[0073] 在振动板 24 的表面依次层叠下电极 54、压电体膜 55 以及上电极 56。压电体膜 55 例如可由锆钛酸铅 (PZT) 形成。也可以将其它压电材料用于压电体膜 55。这里,第一导电体 28 具有下电极 54 以及第一导电膜 57。第一导电膜 57 与下电极 54 连续。第一导电膜 57 的膜厚小于下电极 54 的膜厚。第二导电膜 58 与第一导电膜 57 连接。第二导电膜 58 从第一导电膜 57 分支,延伸到压电体膜 55 上,终结于与上电极 56 分开的位置。在压电体膜 55 的顶表面,于上电极 56 与第二导电膜 58 之间形成有间隙 59。

[0074] 如图 3 所示,在上电极 56 与第二导电膜 58 之间形成电极分离膜 43。电极分离膜 43 在压电体膜 55 的顶面堵住间隙 59。电极分离膜 43 填充于间隙 59。这样,在上电极 56 与第二导电膜 58 之间,由电极分离膜 43 覆盖压电体膜 55 的表面。这里,在第一导电体 28 的长度方向上,电极分离膜 43 位于振动板 24 的区域内。电极分离膜 43 与振动板 24 的边缘不接触。

[0075] 在基体 21 的表面层叠声匹配层 61。声匹配层 61 覆盖元件阵列 22。声匹配层 61 的膜厚根据振动板 24 的共振频率而确定。例如可将硅酮树脂膜用于声匹配层 61。

[0076] 在声匹配层 61 上配置声透镜 18。声透镜 18 与声匹配层 61 的表面贴紧。声透镜 18 通过声匹配层 61 的作用粘附于基体 21。声透镜 18 的局部圆筒面 18a 具有与第三导电体 31 平行的母线。局部圆筒面 18a 的曲率根据从与一条第一导电体 28 连接的一系列元件 23 发出的超声波的焦点位置而确定。声透镜 18 例如由硅酮树脂形成。声透镜 18 具有接近生物体的声阻抗的声阻抗。

[0077] 在基体 21 的背面固定有衬垫材料 62。基体 21 的背面与衬垫材料 62 的表面重叠。衬垫材料 62 在超声波器件 17 的背面封闭开口部 48。衬垫材料 62 可以具备刚性的基材。这里,间隔壁 49 在接合面与衬垫材料 62 结合。衬垫材料 62 至少在一处的接合区域与各间隔壁 49 接合。在接合时,可以使用粘接剂。

[0078] (3) 超声波诊断装置的动作

[0079] 下面简单说明超声波诊断装置 11 的动作。当发送超声波时,向发送列的元件 23 的压电元件 25 提供脉冲信号。脉冲信号通过第一和第三下电极端子 35、38 以及上电极端子 34、37 每列地提供给元件 23。在各元件 23 中,于下电极 54 与上电极 56 之间有电场作用于压电体膜 55。压电体膜 55 以超声波频率进行振动。压电体膜 55 的振动传递到振动板 24。这样,振动板 24 进行超声波振动。其结果,朝向受检体(例如人体的内部)发出希望的超声波束。

[0080] 超声波的反射波使接收列的元件 23 的振动板 24 振动。振动板 24 的超声波振动以希望的频率使压电体膜 55 进行超声波振动。根据压电体膜 55 的压电效应,从压电元件 25 输出电压。在各元件 23 中,于上电极 56 与下电极 54 之间生成电位差。电位差从第二及第四下电极端子 36、39 以及上电极端子 34、37 作为电信号输出。这样地检测超声波。

[0081] 重复超声波的发送及接收。其结果,实现线性扫描、扇形扫描。当结束扫描时,根据输出信号的数字信号形成图像。在显示面板 15 的画面显示形成的图像。

[0082] (4) 薄膜型超声波换能器元件的动作

[0083] 本发明的发明人观察了发送时和接收时薄膜型超声波换能器元件的动作。在观察时,实施了元件 23 的形变仿真(ひずみシミュレーション)。如图 4 所示,与元件 23 对应地构成仿真模型(シミュレーションモデル)71。在该仿真模型 71 中,通过开口部 48 的轮廓划分出振动板 72。在俯视观察中,振动板 72 形成为一边 = $39.5\mu\text{m}$ 的正方形。在振动板 72 上形成压电体膜 73。在俯视观察中,压电体膜 73 的轮廓形成为 1 边 = $31.5\mu\text{m}$ 的正方形。在形成压电体膜 73 之前,在振动板 72 上层叠下电极 74。压电体膜 73 层叠于下电极 74 上。上电极 75 层叠于压电体膜 73 上。由上电极 75 的材料形成防湿用的导电膜 76(相当于上述的第二导电膜 58)。导电膜 76 覆盖压电体膜 73。如图 5 所示,在计算处理时,仿真模型 71 在俯视观察中被四等分。发送时,对上电极 75 施加 -15V 的电压。接收时,从垂直方向上方对振动板 72 施加 $1\times 10^5[\text{Pa}]$ 的压力。此时,算出上电极 75 以及导电膜 76 正下方的形变 ϵ 。

[0084] 图 6 示出 x 方向上形变 ϵ 的分布。从形变仿真的结果,可以确认,在仿真模型 71 通用于发送时和接收时的情况下,发送时与接收时的形变 ϵ 的分布完全不同。可以确认,将发送时与接收时相比,形变 ϵ 的绝对值显著增大。发送时,在朝向振动板 72 的边缘而离开振动板 72 的中心的位置产生形变 ϵ 的峰值,而接收时,峰值出现在振动板 72 的中心。在接收时,形变从振动板 72 的边缘向振动板 72 的中心逐渐增大。发送时,在振动板 72 的中心观察到收缩的形变 ϵ ,在振动板 72 的靠近边缘的位置观察到伸展的形变 ϵ 。图 7 示出 x 方向上的 z 方向位移的分布。图 8 示出 y 方向上的 z 方向位移的分布。不管在哪个情况下都可以确认与接收时相比,发送时的 z 方向位移的绝对量显著增大。显而易见,在发送时和接收时,薄膜型超声波换能器元件的最优结构不同。

[0085] 本发明的发明人追求的是接收时效果显著的薄膜型超声波换能器元件的结构。其实施了元件 23 的位移仿真。在仿真中使用了有限元分析系统 femtet(注册商标)。如图 9 所示,与元件 23 对应地构成仿真模型 81。在该仿真模型 81 中,通过开口部 48 的轮廓划分出振动板 82。在振动板 82 上层叠压电体膜 83。在形成压电体膜 83 之前,在振动板 82 上层叠下电极 84。在下电极 84 上层叠压电体膜 83。在压电体膜 83 上形成上电极 85。用上

电极 85 的材料形成防湿用的导电膜 86 (相当于上述的第二导电膜 58)。如图 10 所示,导电膜 86 局部地覆盖压电体膜 83。

[0086] 下电极 84 沿着振动板 82 的表面在第一方向 D1 上以长度 L_{be} 延伸。下电极 84 沿着振动板 82 的表面在与第一方向 D1 正交的第二方向 D2 上具有宽度 W_{be} 。压电体膜 83 在第一方向 D1 上以长度 L_{pz} 延伸,在第二方向 D2 上具有宽度 W_{pz} 。振动板 82 在第一方向 D1 上以长度 L_{cav} 延伸,在第二方向 D2 上具有宽度 W_{cav} 。这里,振动板 82 的纵横比 L_{cav}/W_{cav} 被设定为 2。如图 11 所示,限定(规定)了从压电体膜 83 的轮廓沿着第二方向 D2 至振动板 82 的轮廓的臂宽 W_{arm} 。

[0087] 计算处理时,在仿真模型中固定压电体膜 83 的宽度 W_{pz} 。通过变更下电极 84 的宽度 W_{be} 而改变比 W_{be}/W_{pz} 。算出“发送时的位移”以及“接收时的生成电压”。接收时,1[kPa] 的压力从垂直方向施加到振动板 82。发送时,向下电极 84 施加 10[V] 的电压。这里,压电体膜 83 的宽度 W_{pz} 与振动板 82 的宽度 W_{cav} 之比 W_{pz}/W_{cav} 被固定为 0.7。振动板 82 的宽度 W_{cav} 被固定在 45[μm]。臂宽度 W_{arm} 与振动板 82 的宽度 W_{cav} 之比 W_{arm}/W_{cav} 被固定在 0.15。计算处理的结果,如图 12 所示,可确认,接收时比 W_{be}/W_{pz} 越小(下电极 84 的宽度 W_{be} 越细),生成电压越增大。另一方面,可确认,发送时比 W_{be}/W_{pz} 越大,位移越增大。

[0088] 本发明的发明人多次使振动板 82 的宽度 W_{cav} 变化,同样地重复验证。在图 13 中示出了当振动板 82 的宽度 W_{cav} 被设定为 60[μm] 时在仿真模型 81 中生成的“接收时的生成电压”。在图 14 中示出了当振动板 82 的宽度 W_{cav} 被设定为 45[μm] 时在仿真模型 81 中生成的“接收时的生成电压”。在图 15 中示出了当振动板 82 的宽度 W_{cav} 被设定为 30[μm] 时在仿真模型 81 中生成的“接收时的生成电压”。不管在何种情况下,臂宽 W_{arm} 与振动板 82 的宽度 W_{cav} 之比 W_{arm}/W_{cav} 以多种方式(0.35、0.25、0.15、0.05)变化。同样,在图 16 中示出当振动板 82 的宽度 W_{cav} 被设定为 60[μm] 时在仿真模型 81 中生成的“发送时的位移”。在图 17 中示出当振动板 82 的宽度 W_{cav} 被设定为 45[μm] 时在仿真模型 81 中生成的“发送时的位移”。在图 18 中示出当振动板 82 的宽度 W_{cav} 被设定为 30[μm] 时在仿真模型 81 中生成的“发送时的位移”。

[0089] 如上所述,当超声波作用于振动板 82 时,振动板 82 振动。随着振动板 82 的振动,在压电体膜 83 中生成形变。压电体膜 83 的形变生成电压。生成的电压从下电极 84 及上电极 85 取出。这样来检测超声波。如果将下电极 84 的宽度 W_{be} 与压电体膜 83 的宽度 W_{pz} 之比 W_{be}/W_{pz} 设定为 0.1 以上 0.8 以下,则能够充分确保接收时的生成电压。另一方面,如果使比 W_{be}/W_{pz} 低于 0.1,则下电极 84 的电阻增大。如果使比 W_{be}/W_{pz} 超过 0.8,则根据情况,电压将低于最大电压值的 60%,生成电压将脱离使用范围。尤其是,接收时,如果比 W_{arm}/W_{cav} 被设定为 0.35,则不管比 W_{be}/W_{pz} 的变化如何,生成电压的变化小,越缩小比 W_{arm}/W_{cav} ,则随着比 W_{be}/W_{pz} 的变化,生成电压的变化越大。如果比 W_{be}/W_{pz} 为 0.5 以下,则不管比 W_{arm}/W_{cav} 的变化如何,确保大于比 $W_{arm}/W_{cav} = 0.35$ 的接收电压(接收时的生成电压)。因此,能够理解,如果比 W_{be}/W_{pz} 为 0.5 以下,则即使条件变化,也能够获得良好的生成电压。

[0090] 本发明的发明人使振动板 82 的平面形状变化,同样实施了验证。如图 19 所示,本发明的发明人基于仿真模型 81 将振动板 82 的纵横比 L_{cav}/W_{cav} 设定为 1。如图 20 所示,在接收时,不管是纵横比 1、还是纵横比 2,观察到相同的趋势。同样,如图 21 所示,在发送

时也是不管纵横比 1、还是纵横比 2，观察到相同的趋势。如图 22～图 24 所示，即使振动板 82 的轮廓形状变为圆形、六角形或椭圆形，也观察到相同的趋势。

[0091] 接着，本发明的发明人改变臂宽 W_{arm} 与振动板 82 的宽度 W_{cav} 之比 W_{arm}/W_{cav} ，同样进行验证。振动板 82 的纵横比 L_{cav}/W_{cav} 被设定为 2。下电极 84 的宽度 W_{be} 被设定为比压电体膜 83 的宽度 W_{pz} 小 $8[\mu m]$ 的宽度。对应每个比 W_{arm}/W_{cav} 的值设定振动板 82 的宽度 W_{cav} ，以便保持一定的共振频率。否则，随着臂宽 W_{arm} 缩短，共振频率升高，不能平等地比较接收时的生成电压。计算处理的结果，如图 25 所示，不管共振频率的高低如何，在比 $W_{arm}/W_{cav} = 0.15$ 左右观察到生成电压的峰值。如果将最大生成电压的 0.8 倍定义为使用范围，可以理解，当将比 W_{arm}/W_{cav} 设定为 0.02 以上 0.3 以下时，能够期待提高接收特性。

[0092] 本发明的发明人根据臂宽 W_{arm} 与振动板 82 的宽度 W_{cav} 之比 W_{arm}/W_{cav} 对接收灵敏度进行了实测。将振动板 82 的纵横比 L_{cav}/W_{cav} 设定为 10。将振动板 82 的宽度 W_{cav} 维持为一定。如图 26 所示，具有随着臂宽 W_{arm} 缩短，共振频率升高的趋势。实测的结果，在比 W_{arm}/W_{cav} 为 0.1～0.2 左右观察到生成电压的峰值。同样，本发明的发明人进行了仿真。如图 27 所示，在比 W_{arm}/W_{cav} 为 0.2～0.3 左右观察到生成电压的峰值。

[0093] 下面，本发明的发明人使与振动板的表面正交的俯视观察中上电极和下电极的重叠情况发生变化，同样进行了验证。如图 28 所示，本发明的发明人基于仿真模型 91 将振动板 92 的纵横比 L_{cav}/W_{cav} 设定为 1。在设定重叠情况时，限定（规定）了夹在上电极 93 和下电极 94 之间的圆形轮廓的局部压电体（下面称为“交叉部”）95。交叉部 95 的直径被用作参数。交叉部 95 的中心与振动板 92 的重心重叠。振动板 92 的轮廓的各边尺寸设定为 $39.5\mu m$ 。如图 29 所示，当将归一化后的接收灵敏度的 0.9 倍以上定义为使用范围时，可以理解，如果交叉部 95 的面积 S_{ele} 相对于振动板 92 的面积 S_{cav} 为 1% 以上 20% 以下，则可以获得高的接收灵敏度。不过，在本验证中，虽然各边的尺寸被设定为 $39.5\mu m$ ，但各边的尺寸在 $20\mu m$ 以上 $100\mu m$ 以下的范围内的话，可获得相同的结果。

[0094] 本次验证中，振动板的氧化硅层 51 的膜厚被设定为 1070nm，但是，在 1000nm 以上 5000nm 以下的膜厚范围时，可获得有效的效果。压电体膜 55 的膜厚被设定为 1350nm，但是，在 500nm 以上 3000nm 以下的膜厚范围时可获得有效的效果。下电极 74、84、94 的膜厚被设定为 150nm，但是，在 50nm 以上 500nm 以下的膜厚范围时可获得有效的效果。上电极 75、85、95 的膜厚被设定为 50nm，但是，在 10nm 以上 100nm 以下的膜厚范围时可获得有效的效果。

[0095] 需要说明的是，如上所述，对本实施方式进行了详细的说明，但本领域技术人员能够容易地理解，可以进行不实质脱离本发明的新事项以及效果的很多变形。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被记载的术语，在说明书或附图的任何位置均可替换为该不同术语。而且，超声波诊断装置 11、超声波探测器 13、超声波器件 17 等的构成以及动作也不限于本实施方式中所说明的，可进行各种变形。

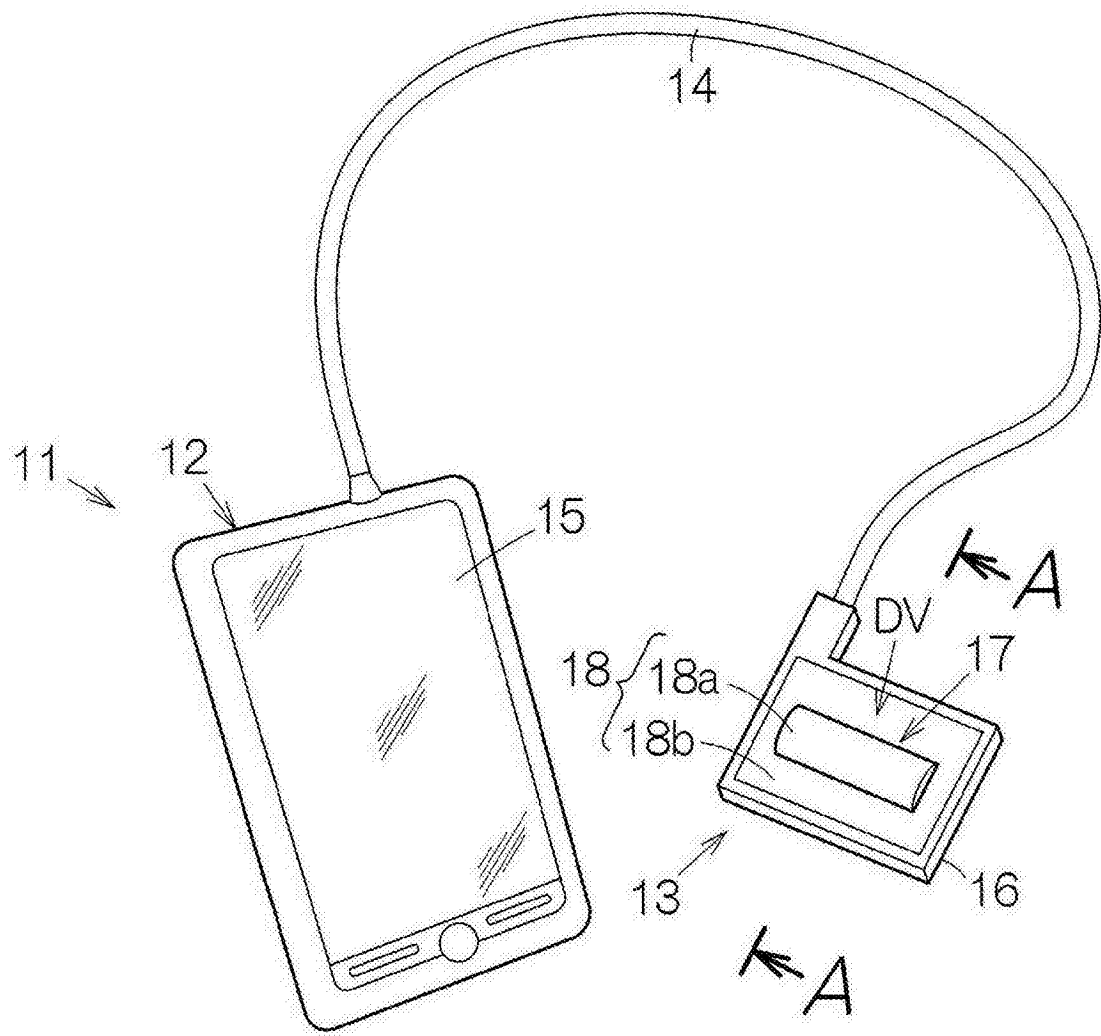


图 1

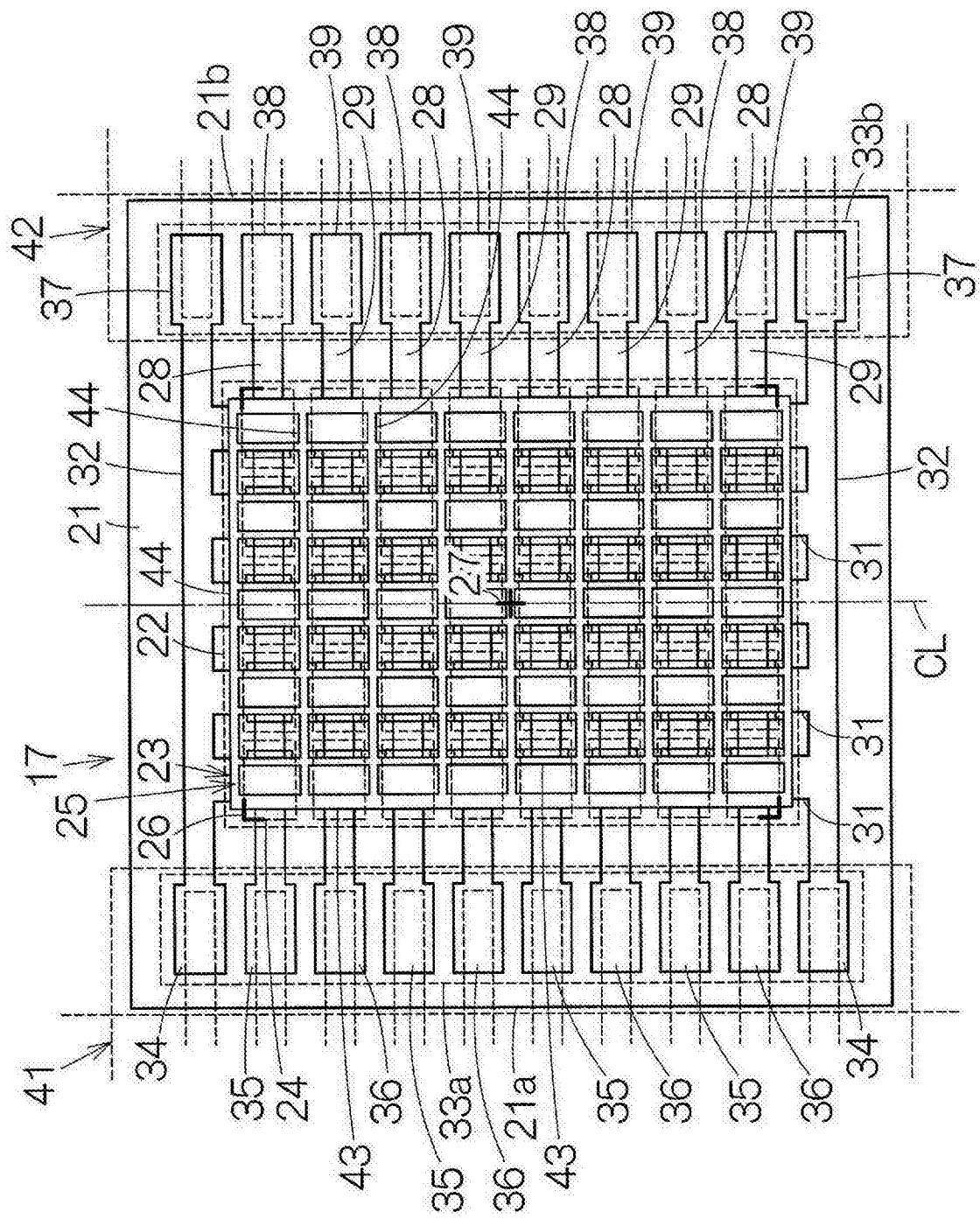


图 2

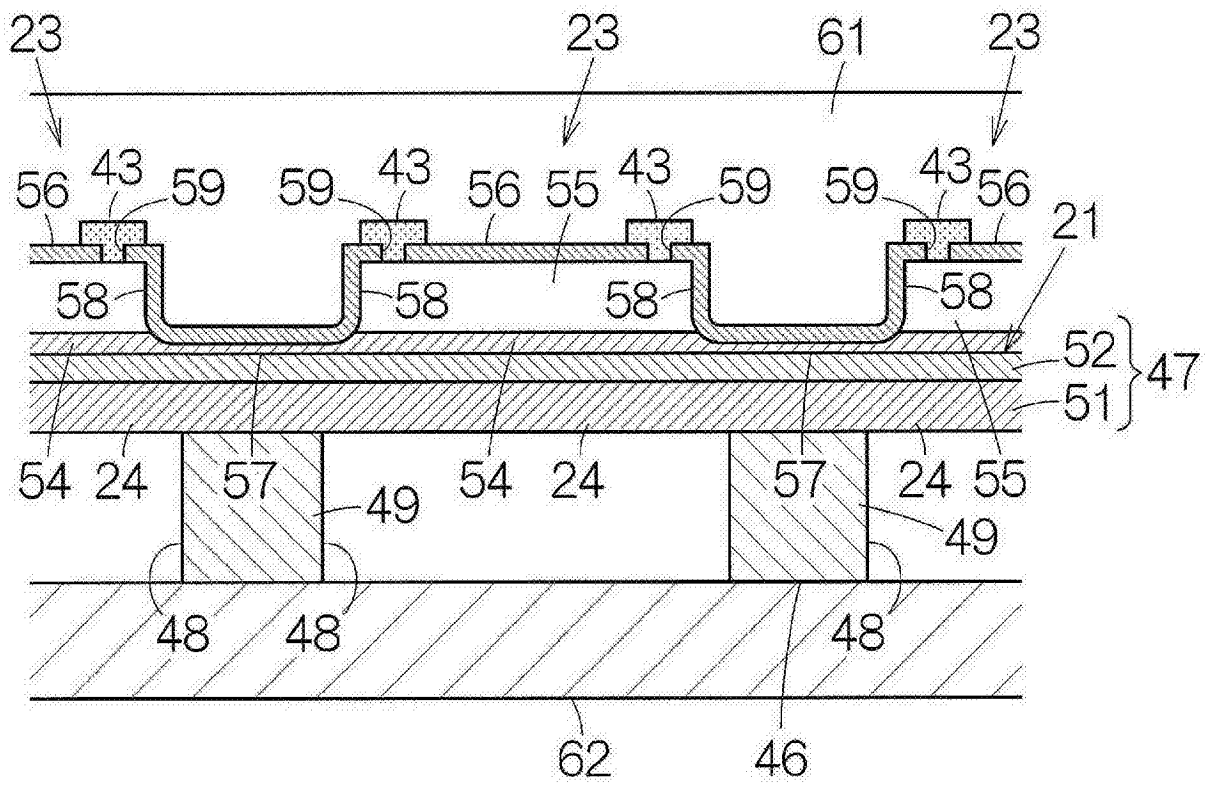


图 3

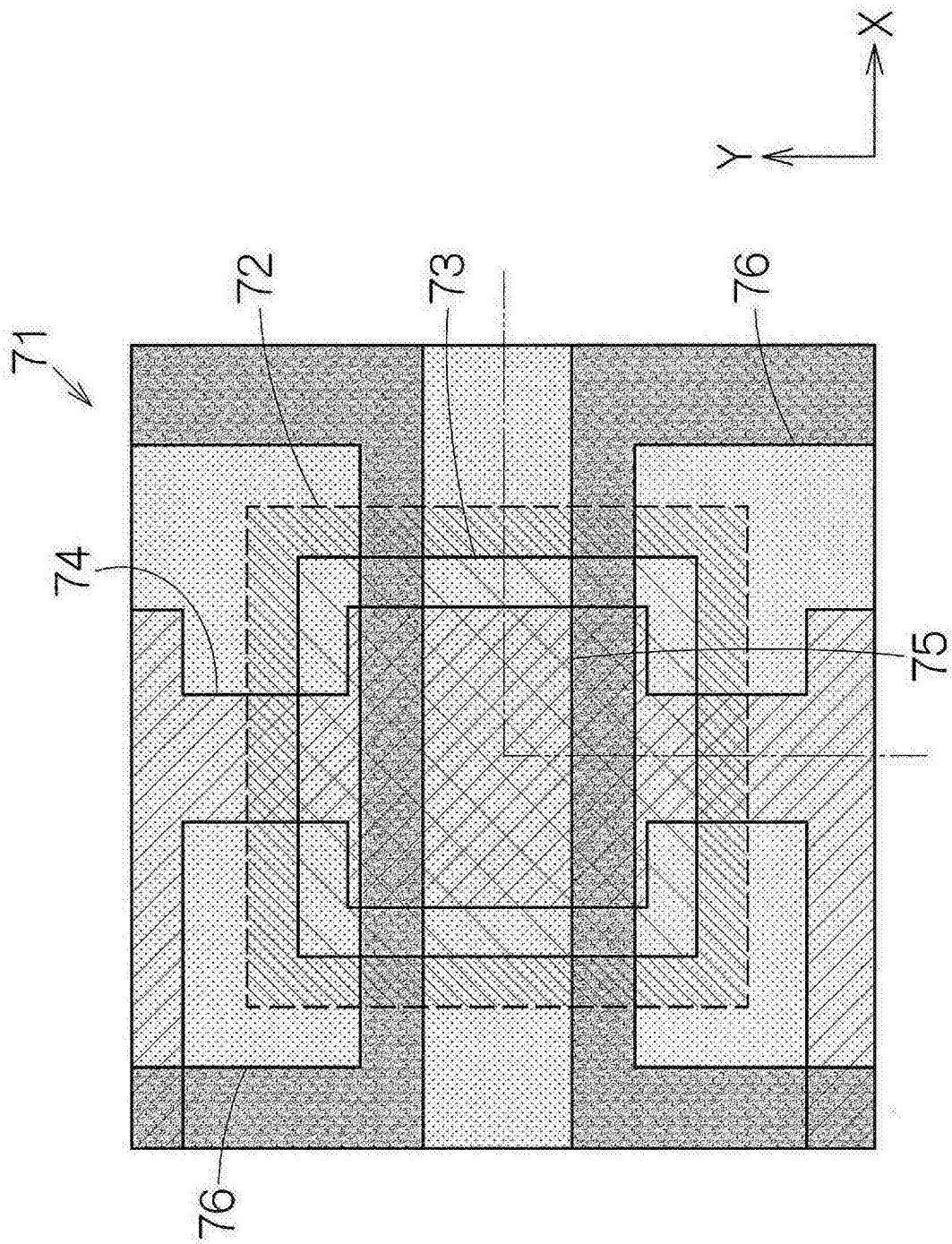


图 4

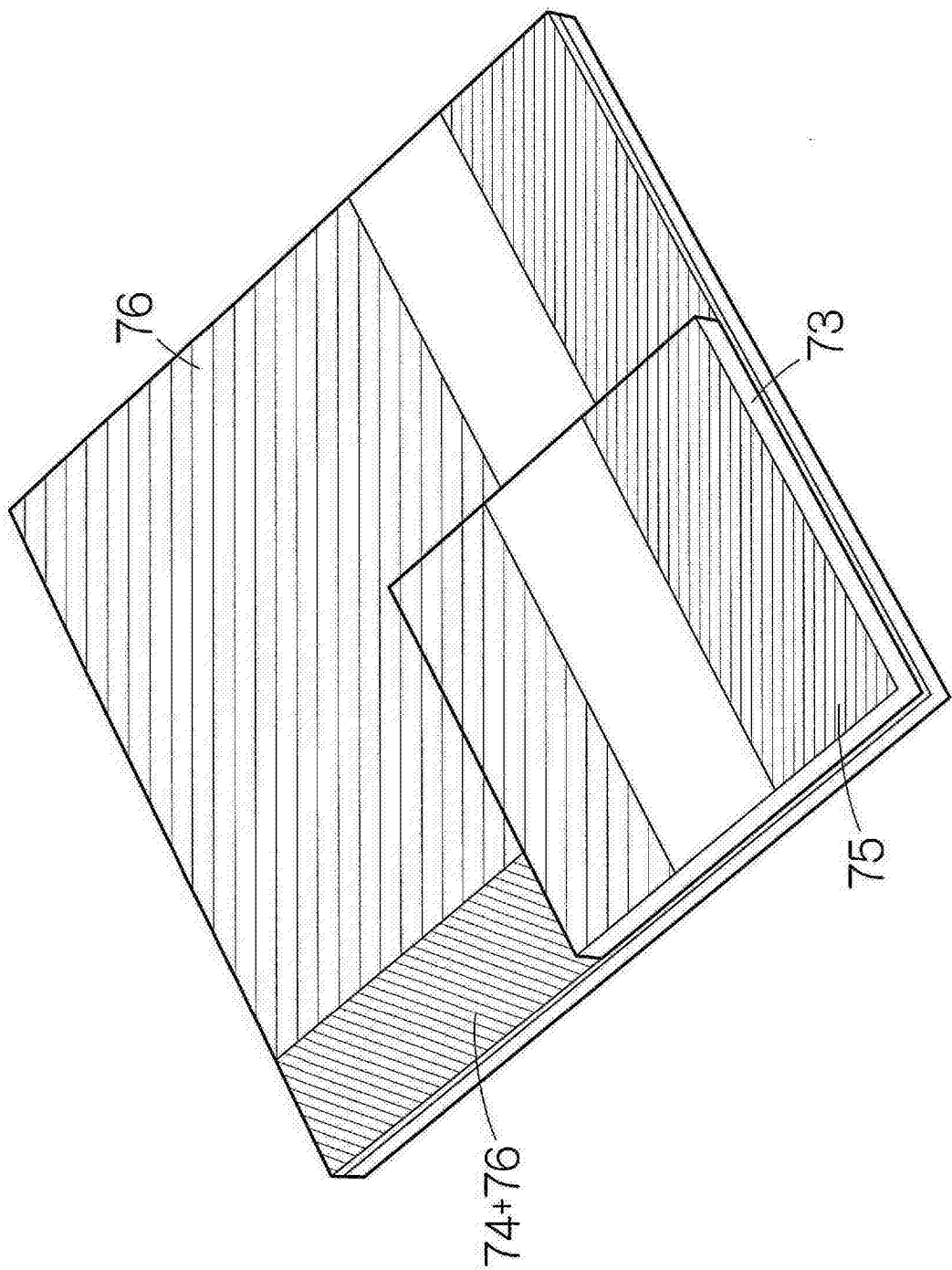
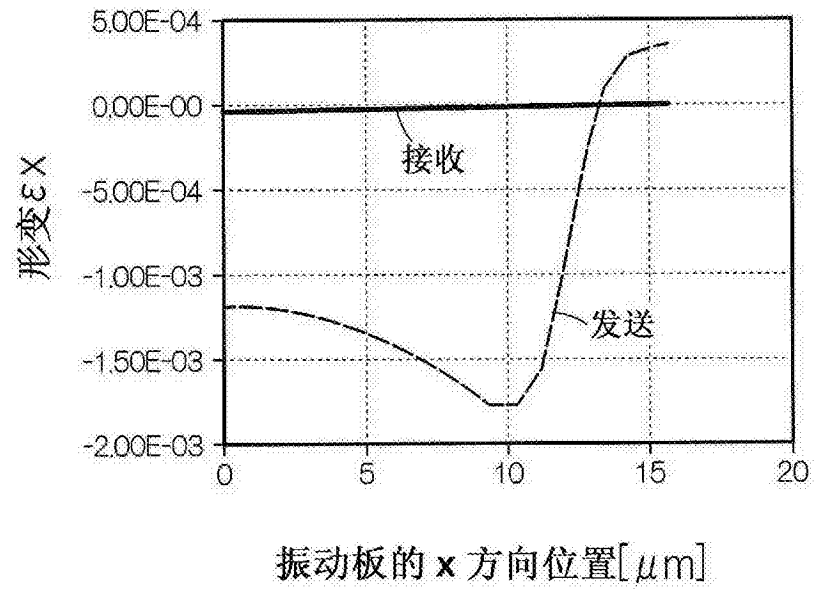


图 5

(a)



(b)

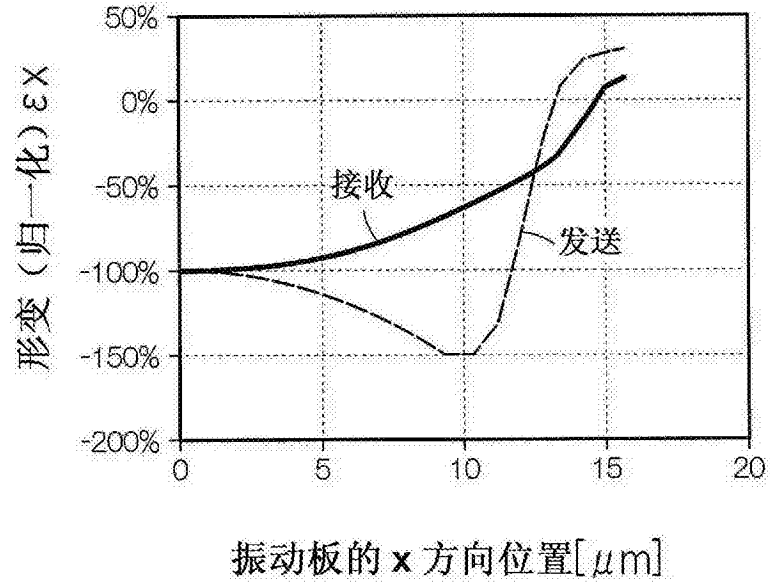
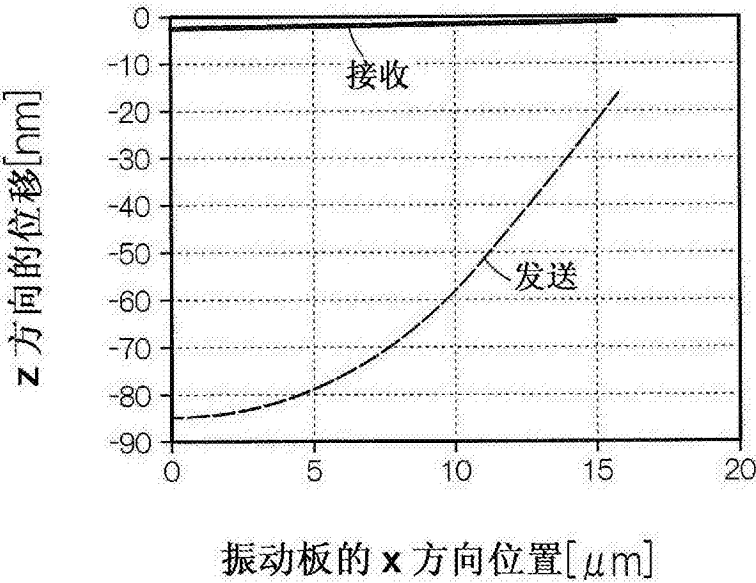


图 6

(a)



(b)

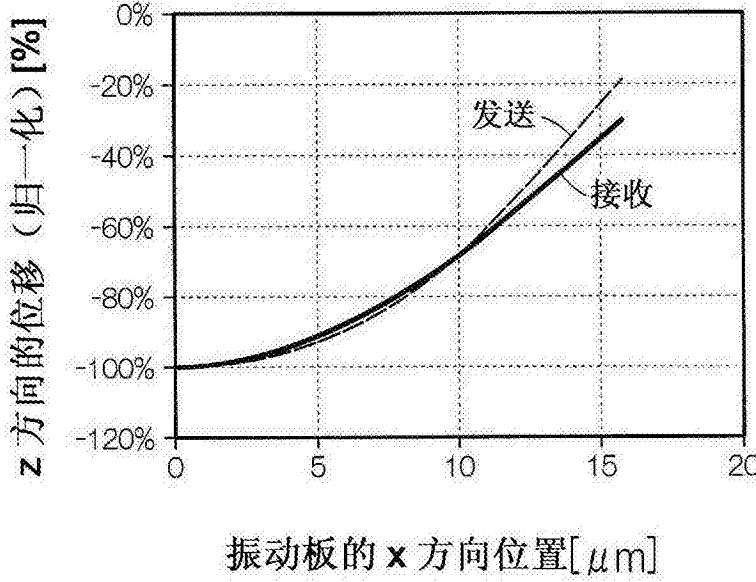
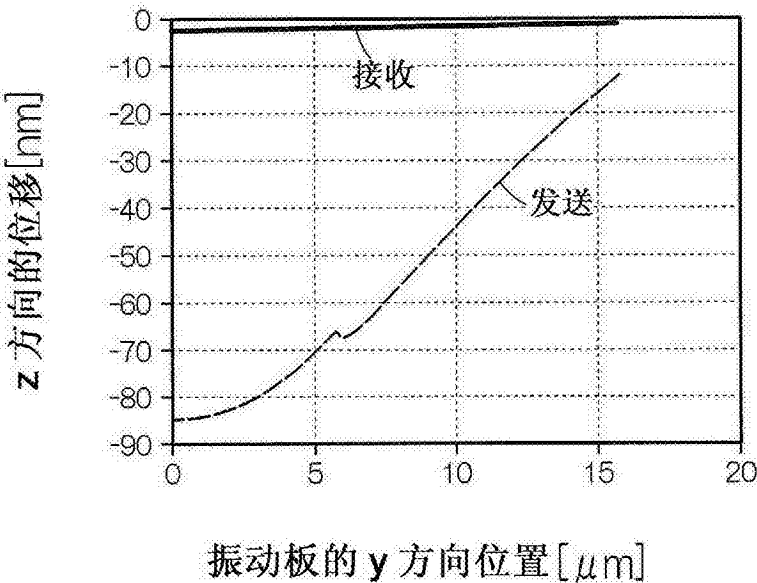


图 7

(a)



(b)

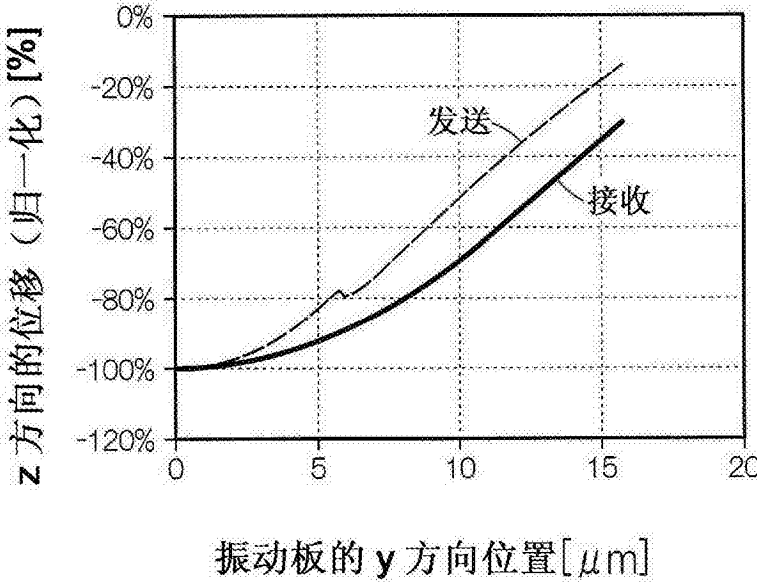


图 8

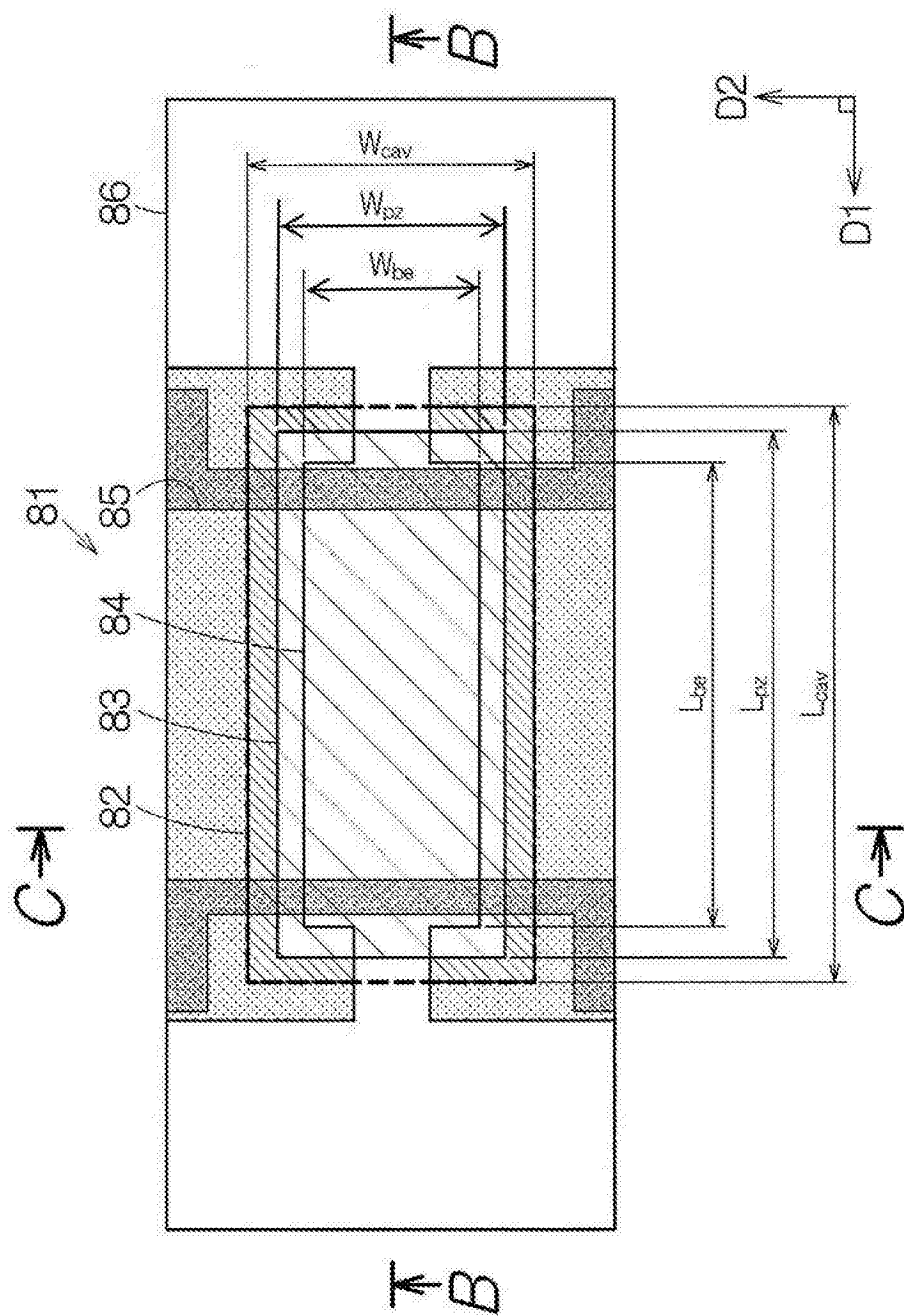


图 9

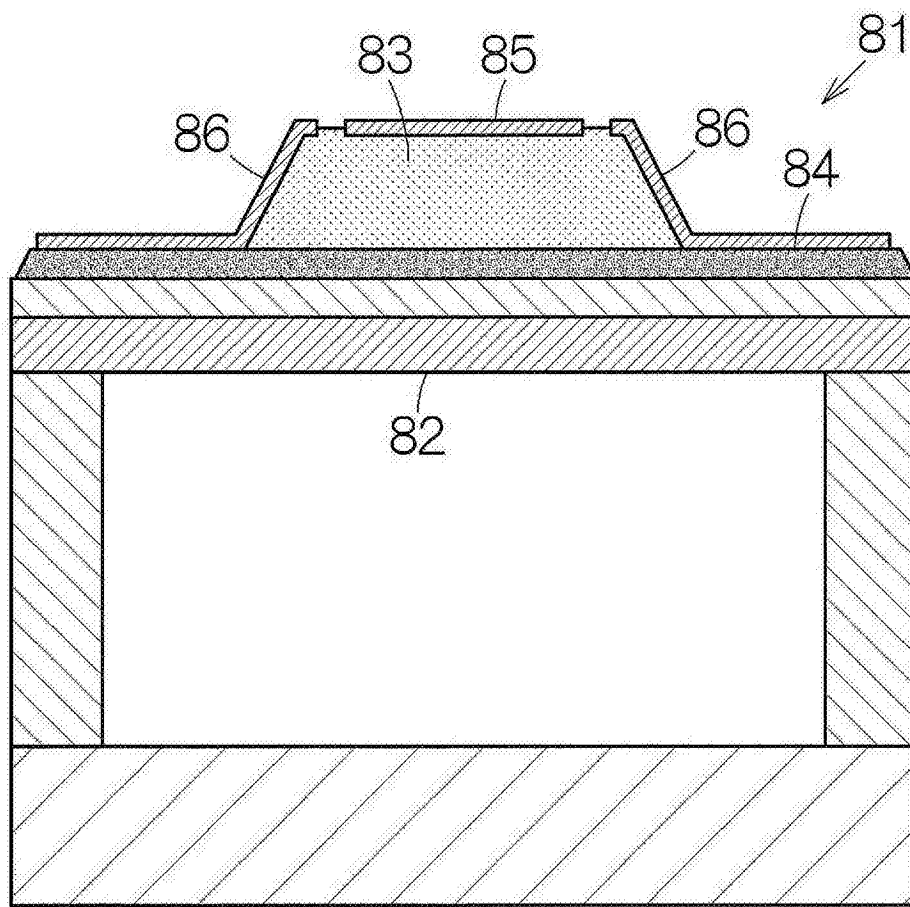


图 10

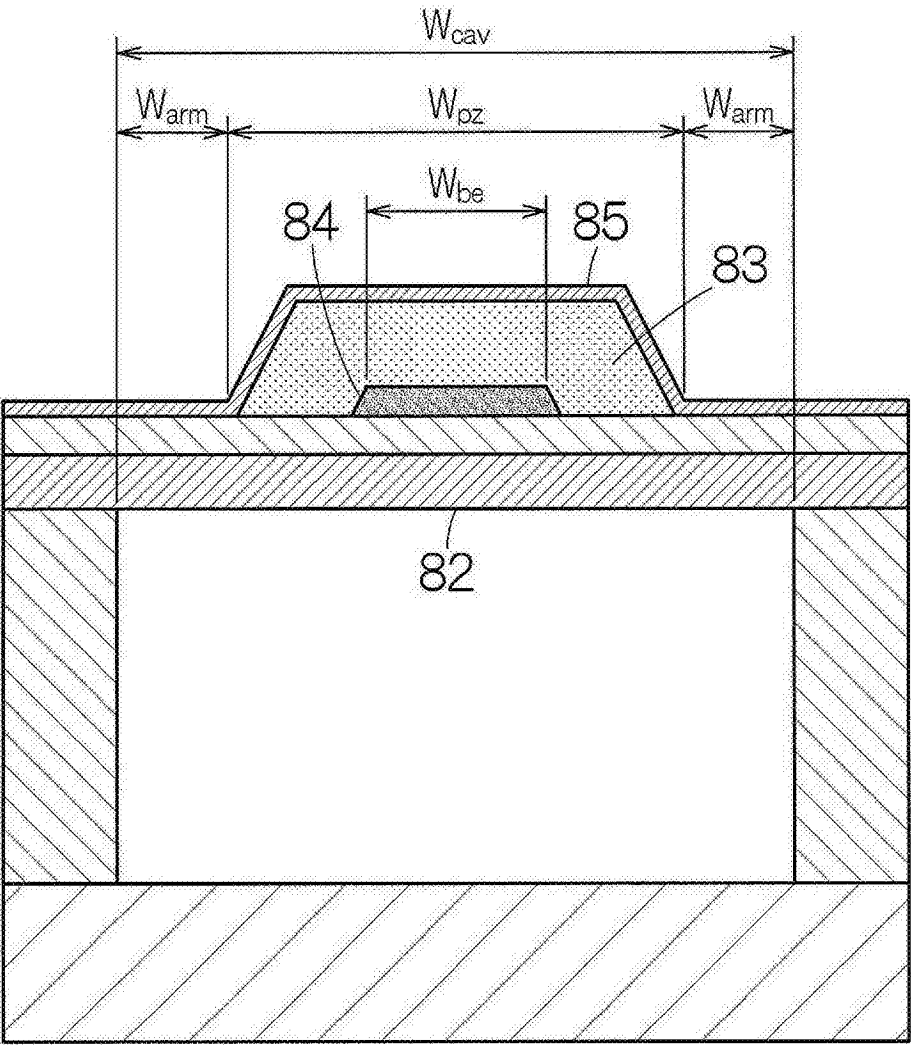


图 11

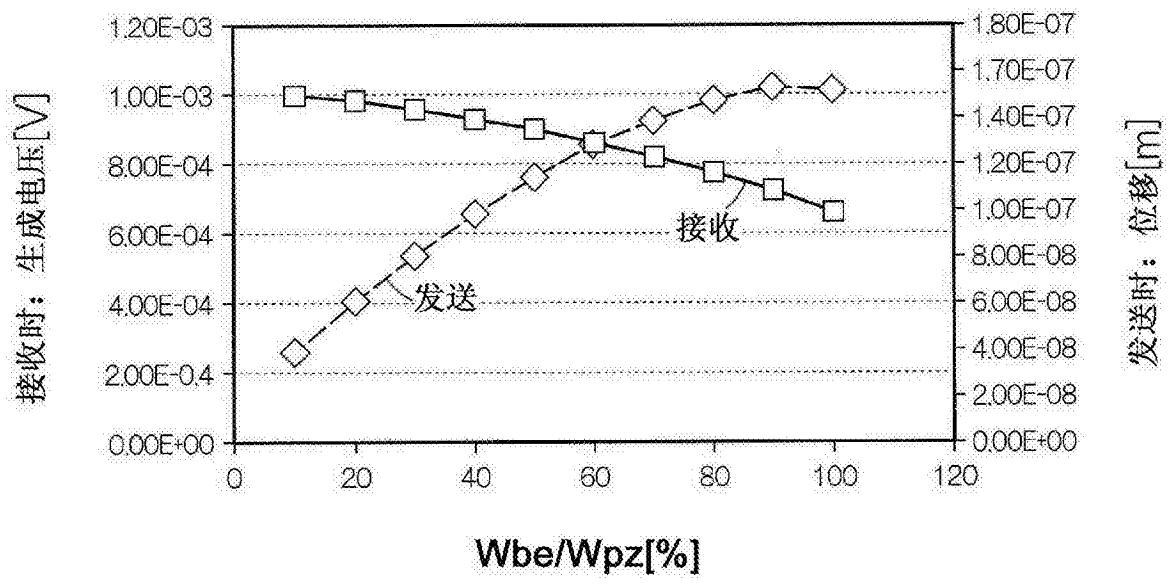
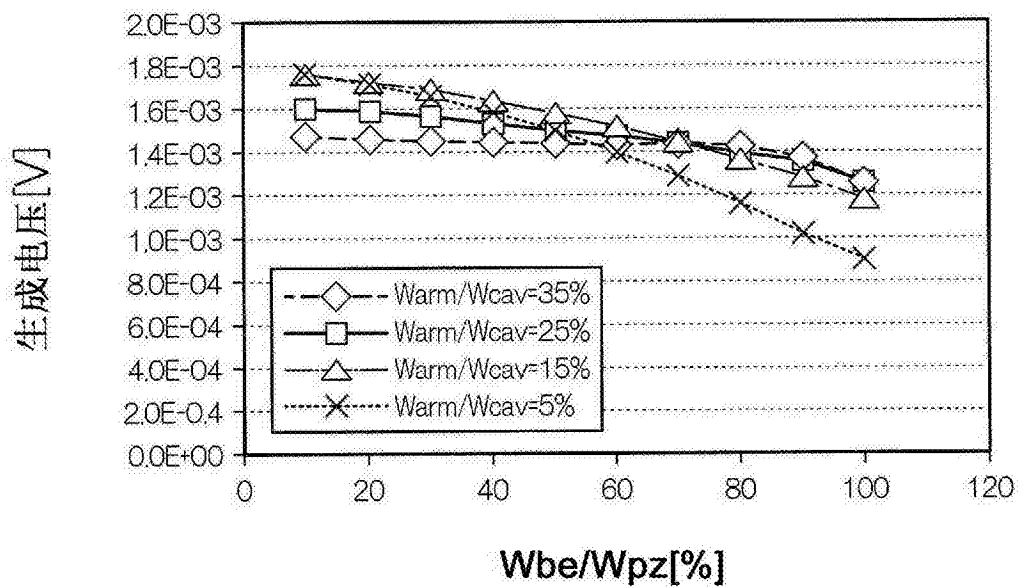


图 12

(a)



(b)

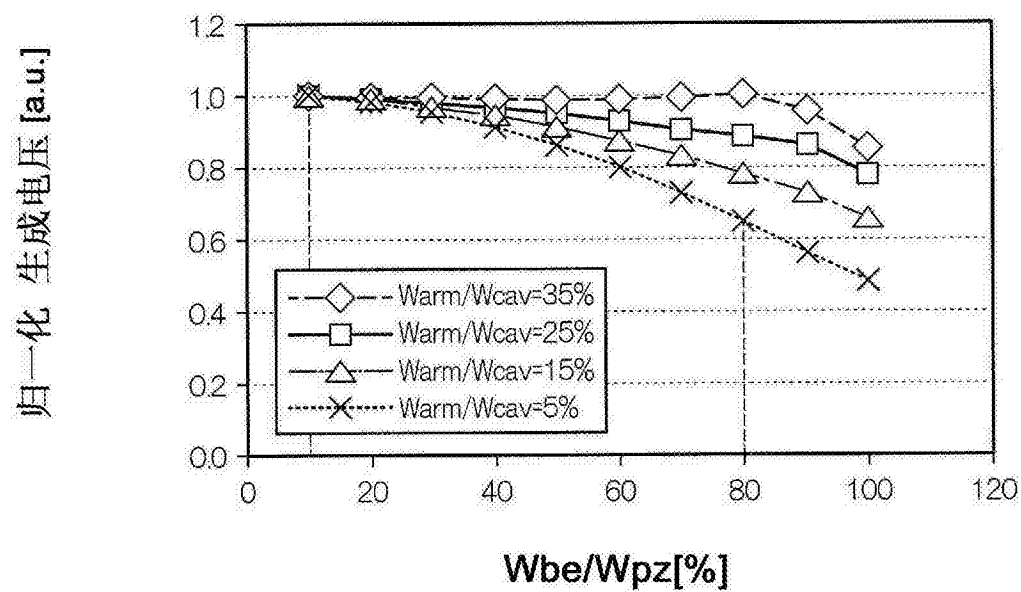
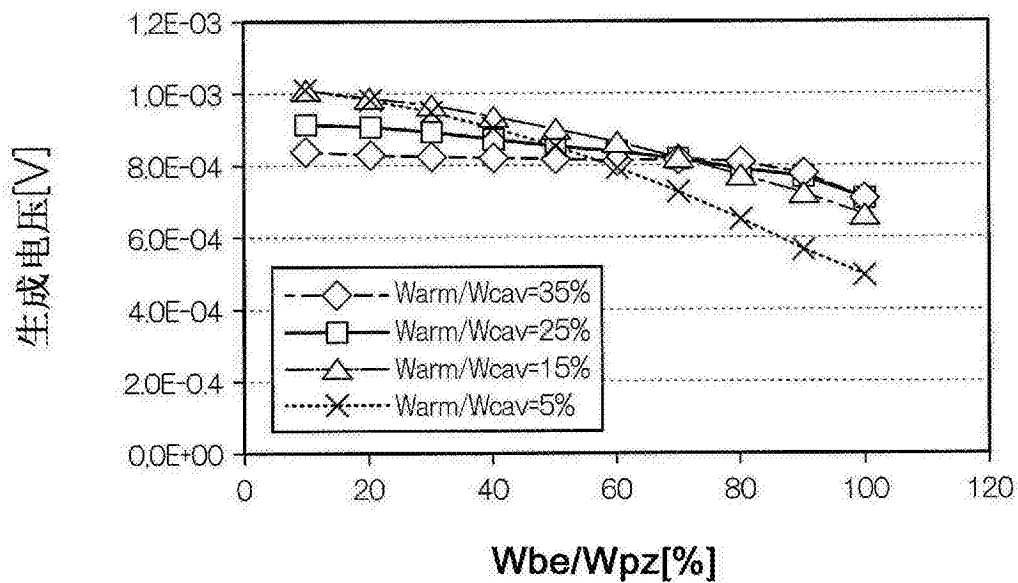


图 13

(a)



(b)

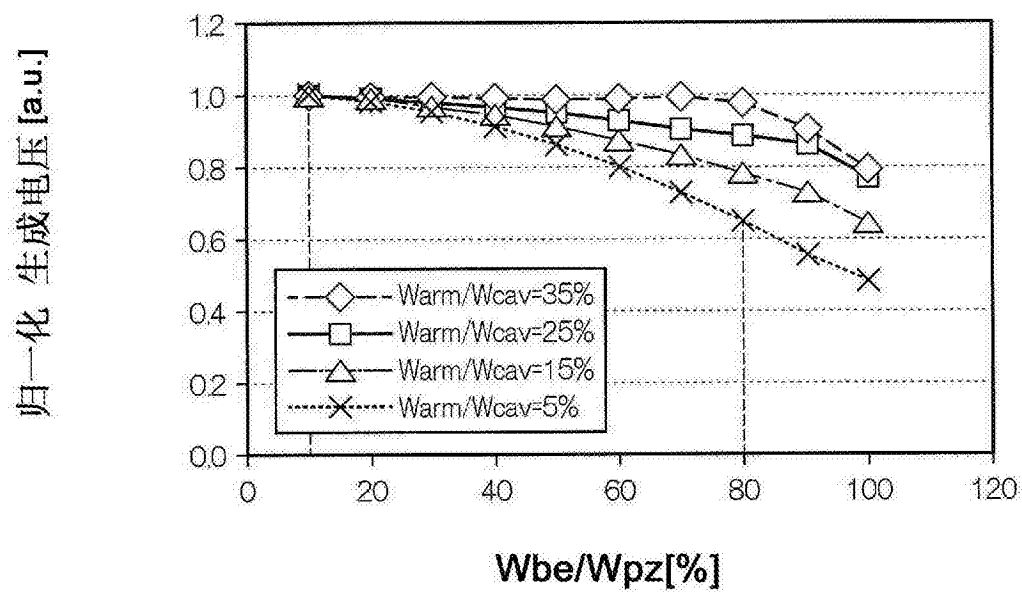
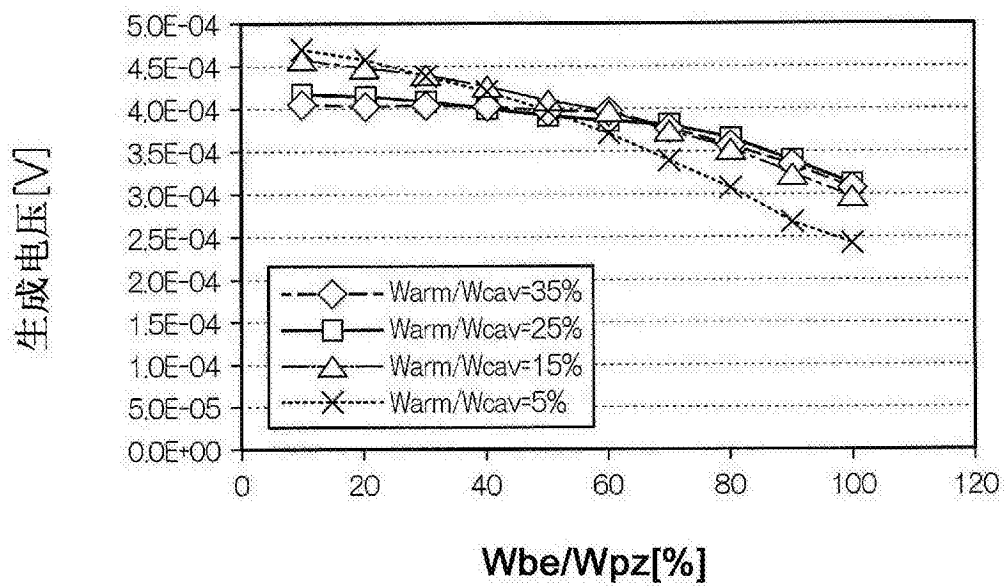


图 14

(a)



(b)

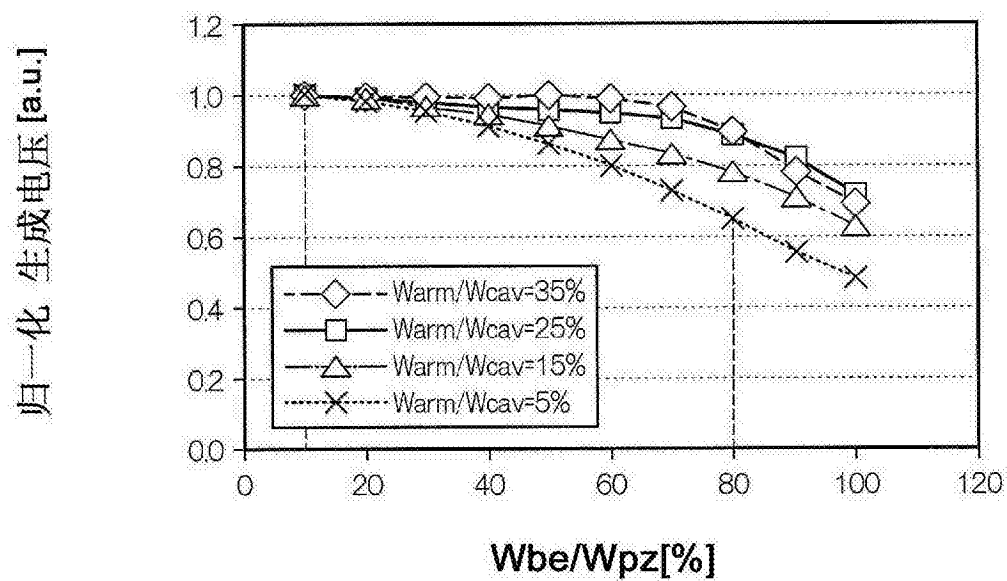
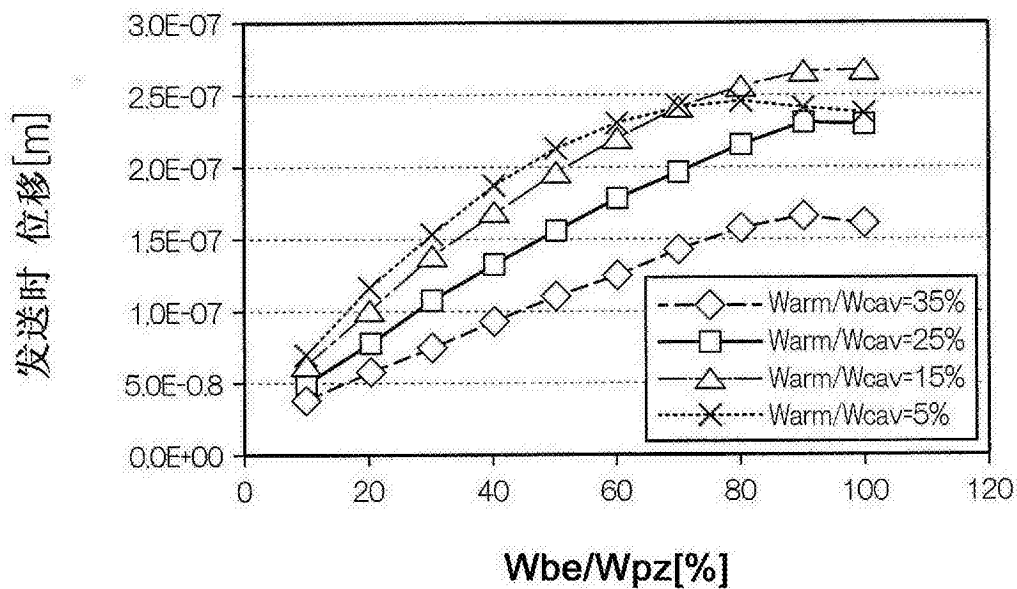


图 15

(a)



(b)

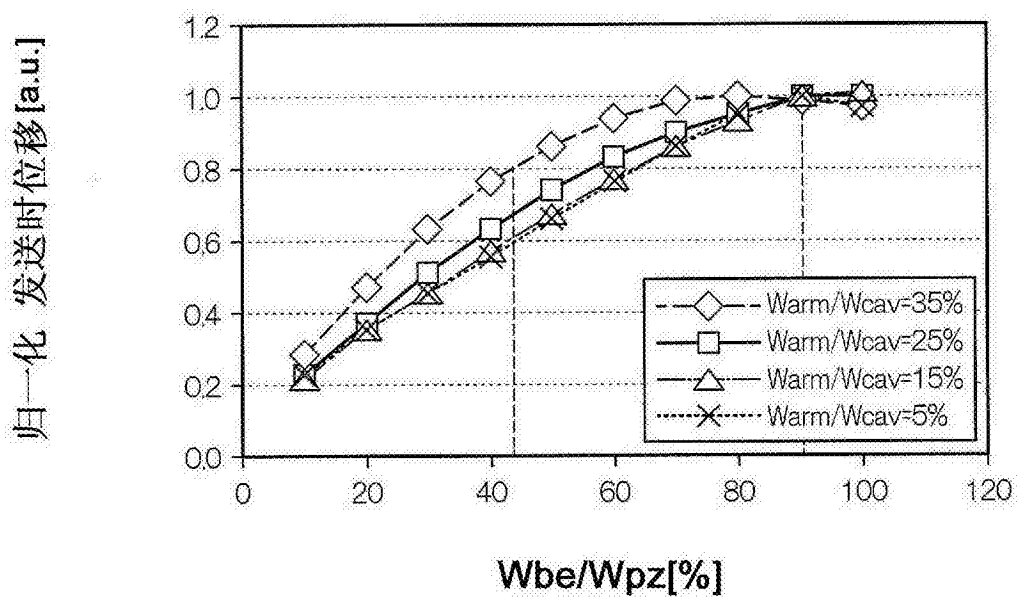
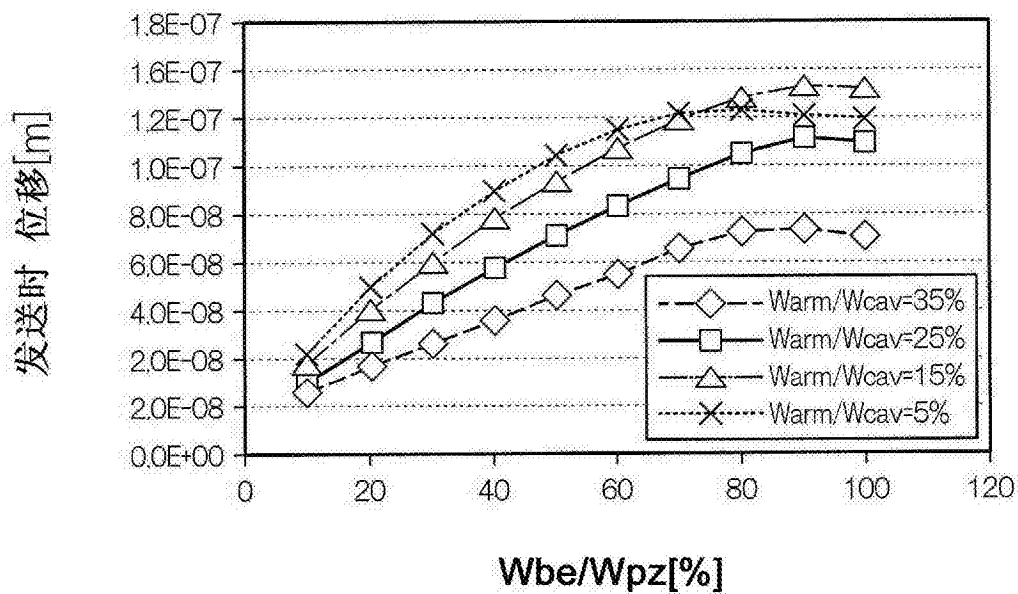


图 16

(a)



(b)

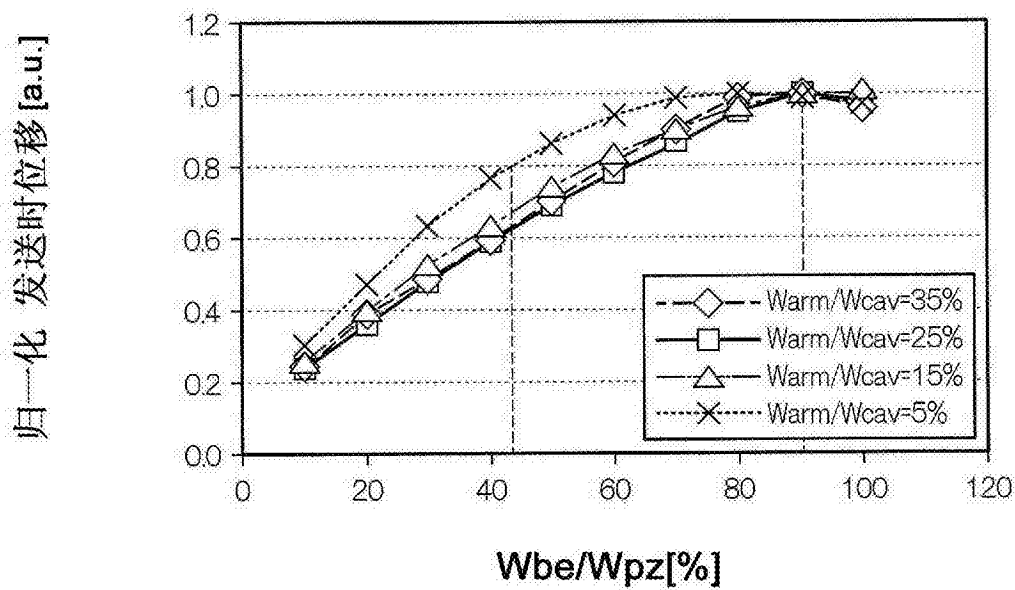
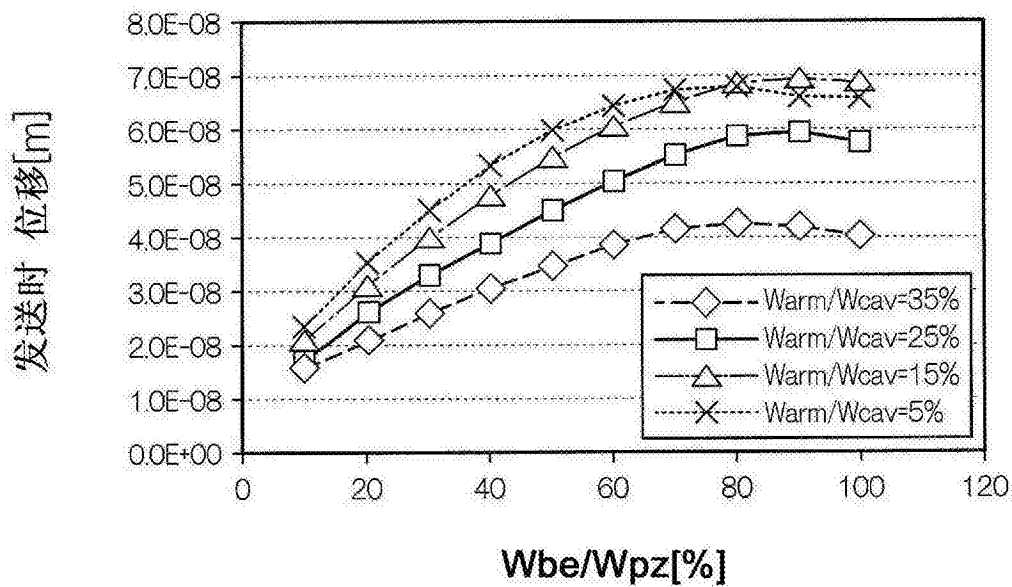


图 17

(a)



(b)

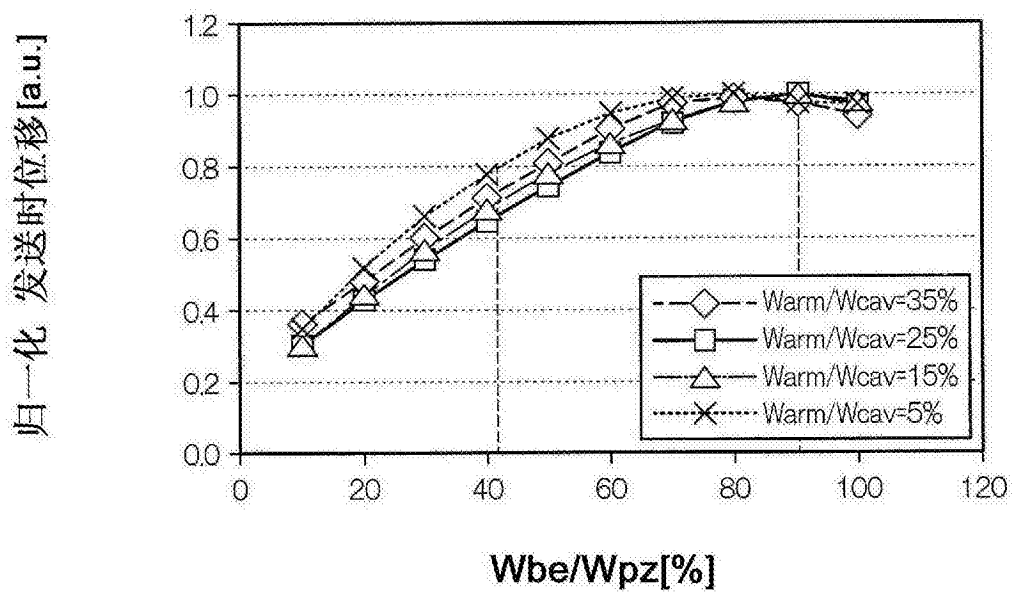


图 18

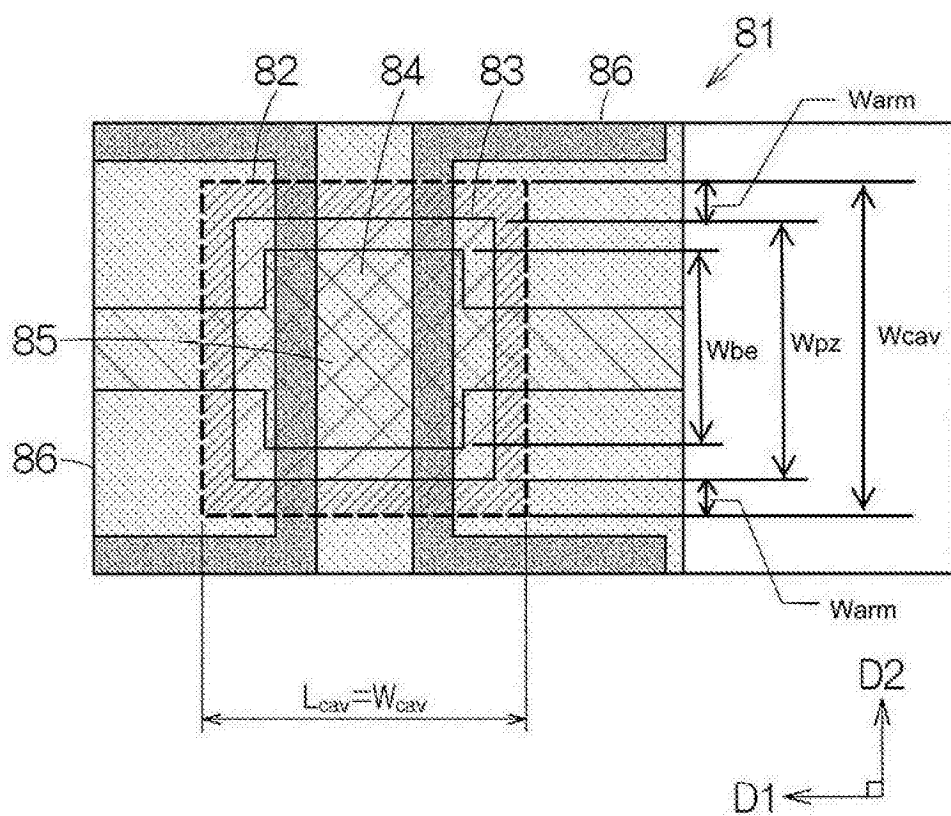
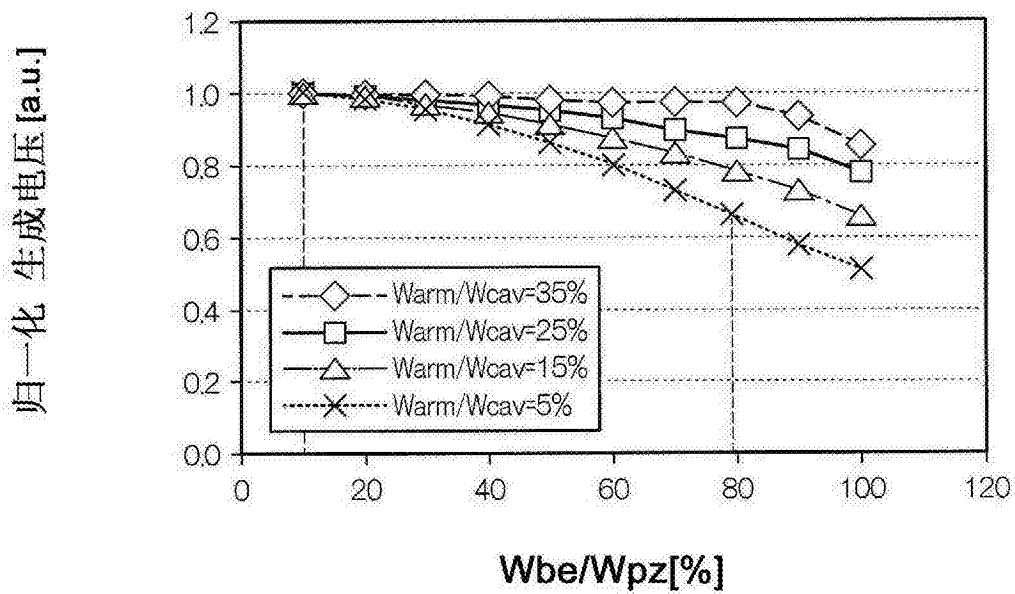


图 19

(a)



(b)

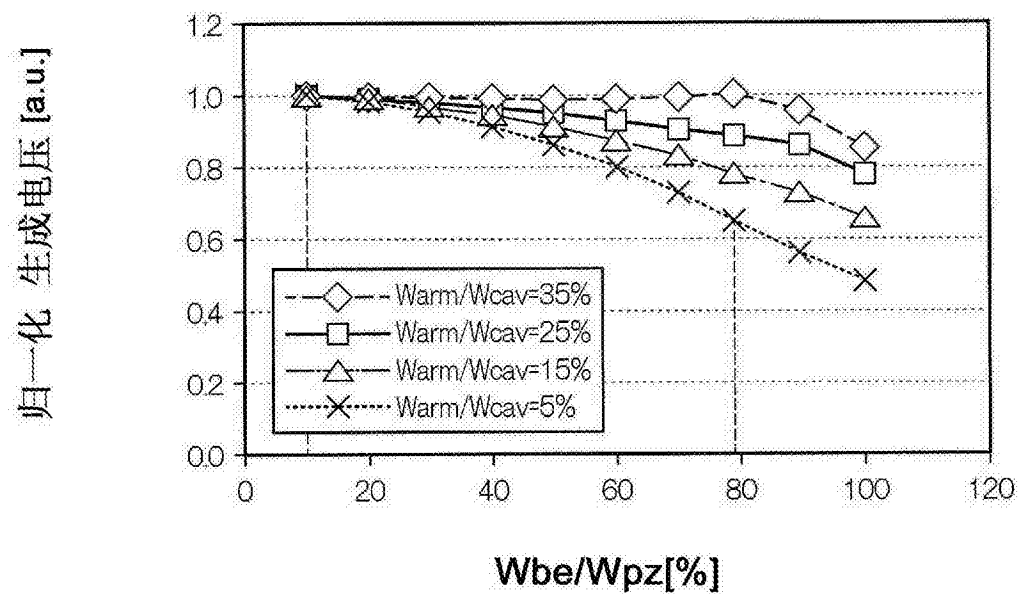


图 20

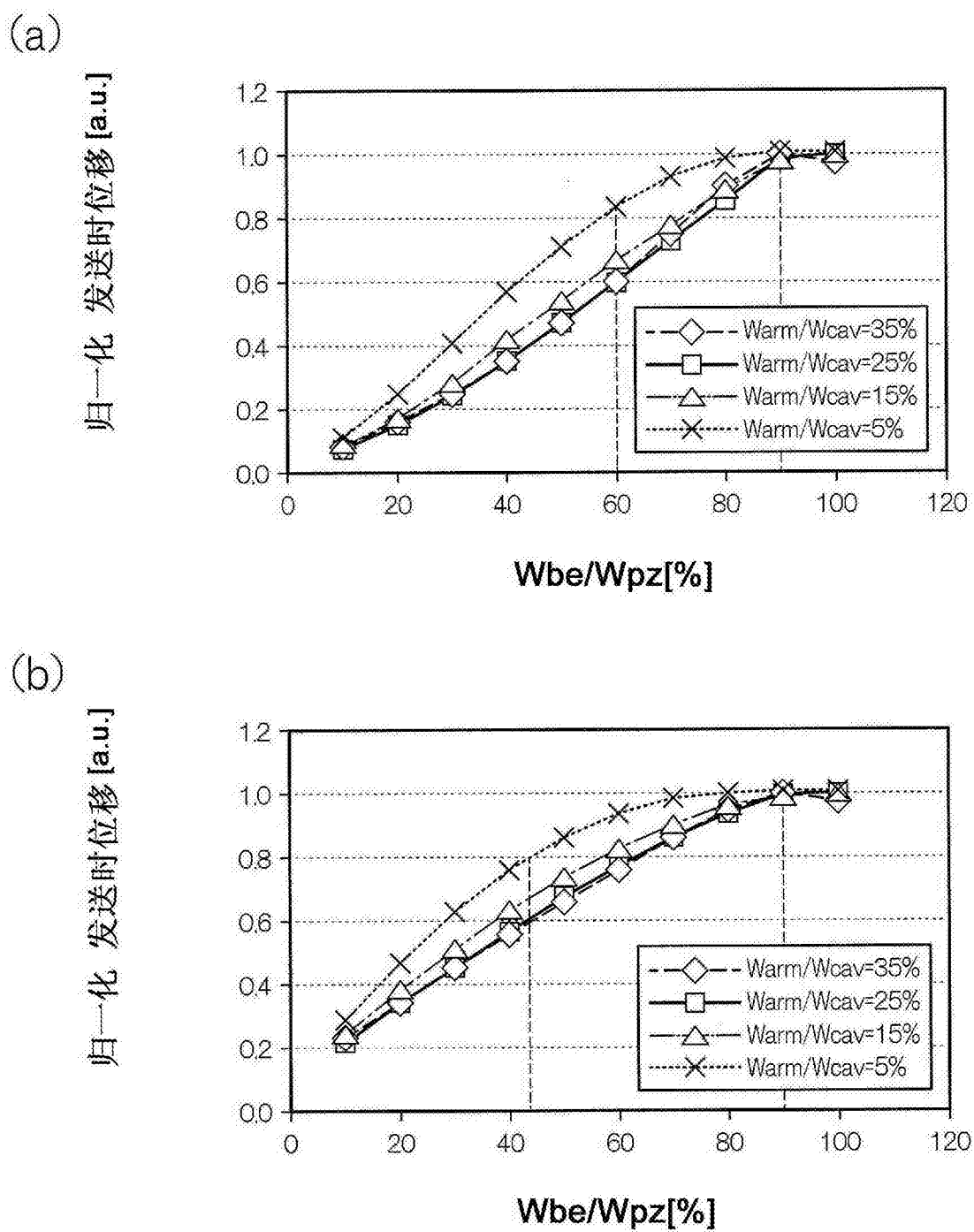


图 21

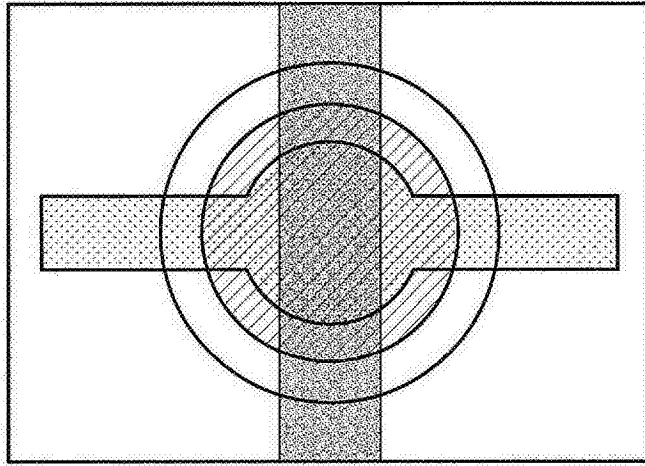


图 22

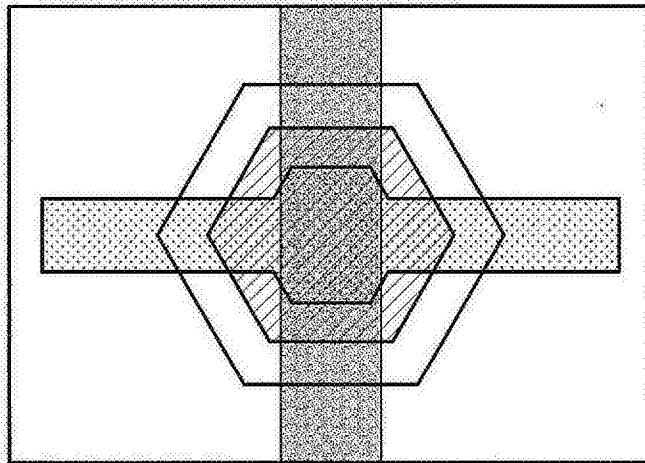


图 23

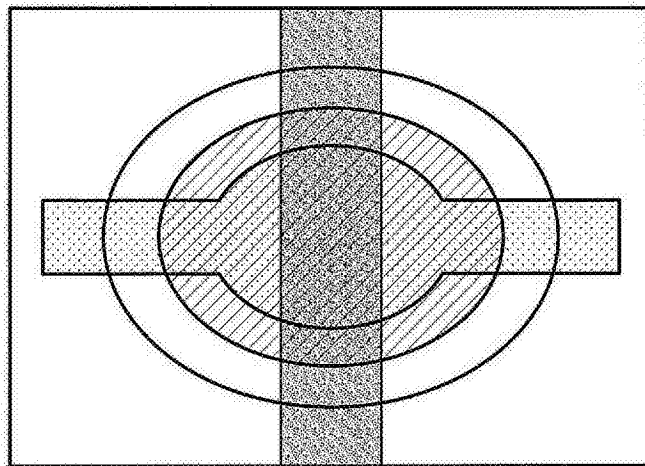
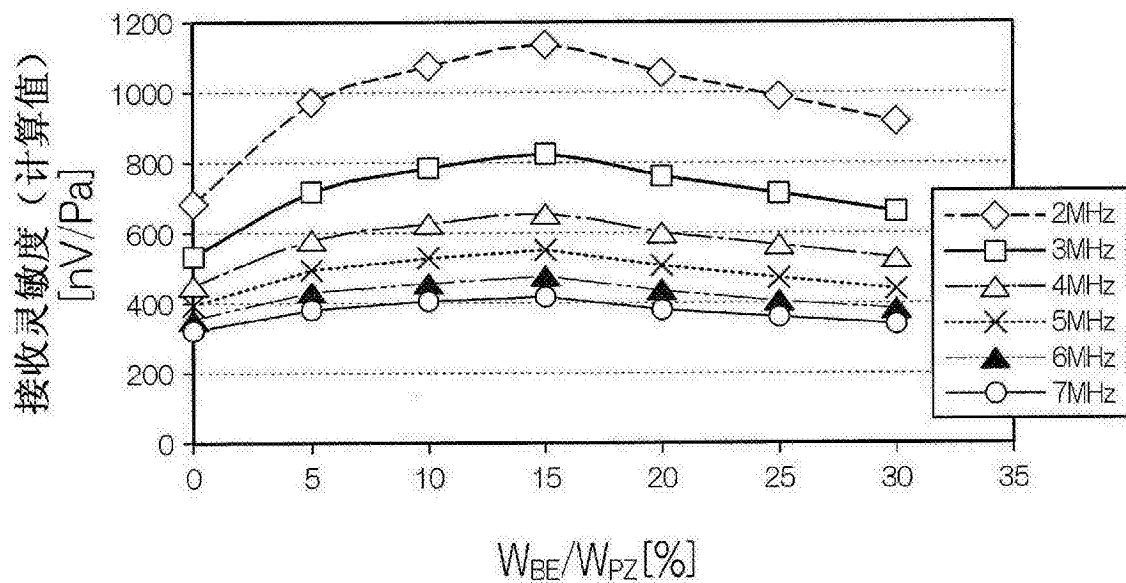


图 24

(a)



(b)

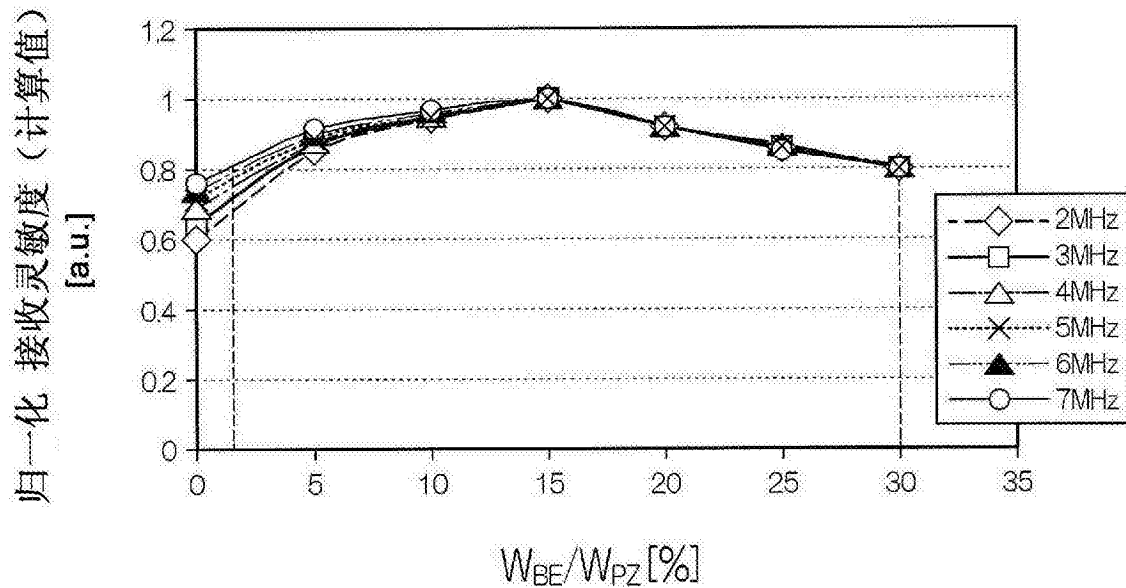


图 25

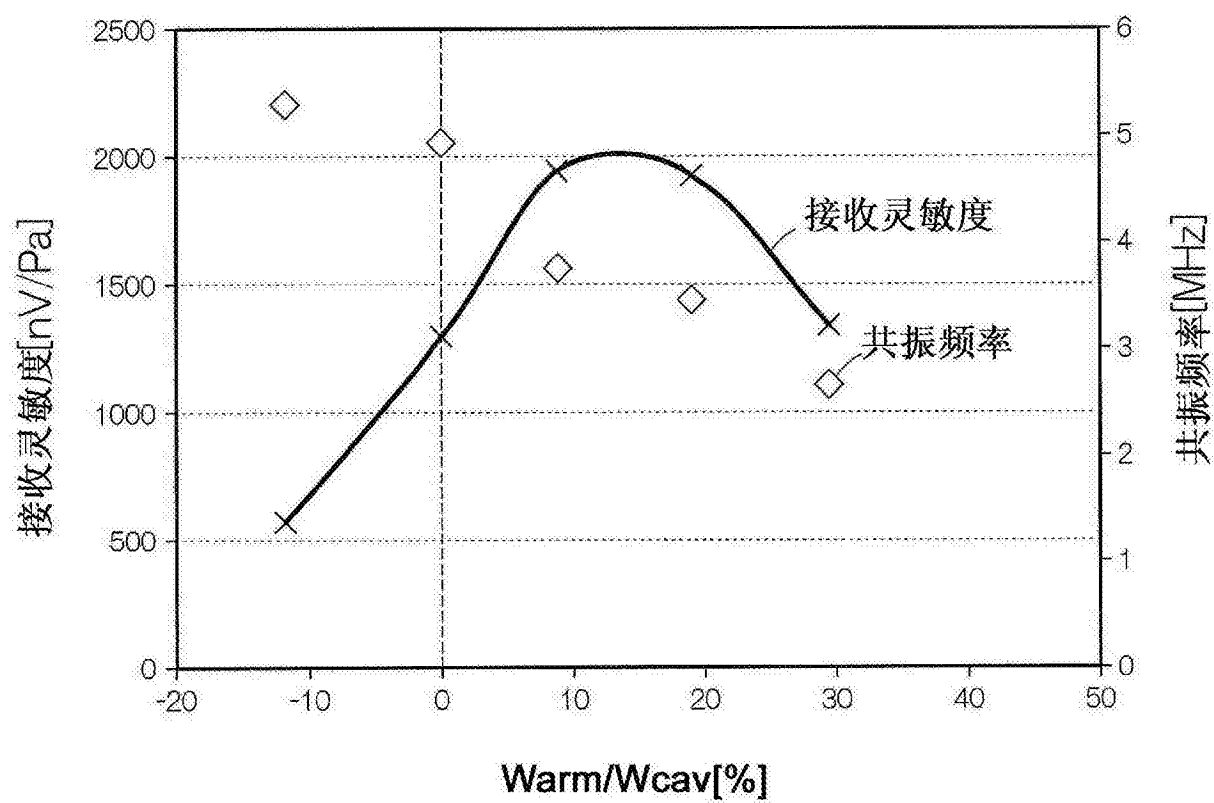


图 26

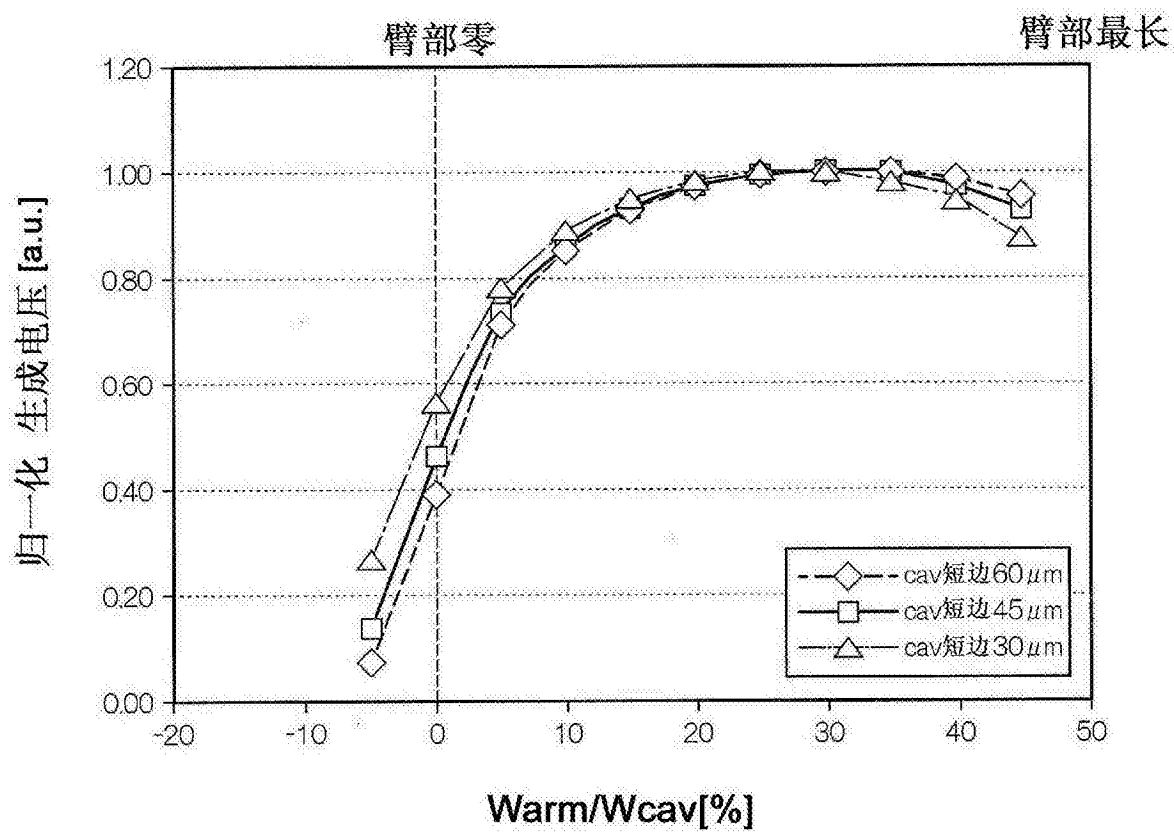


图 27

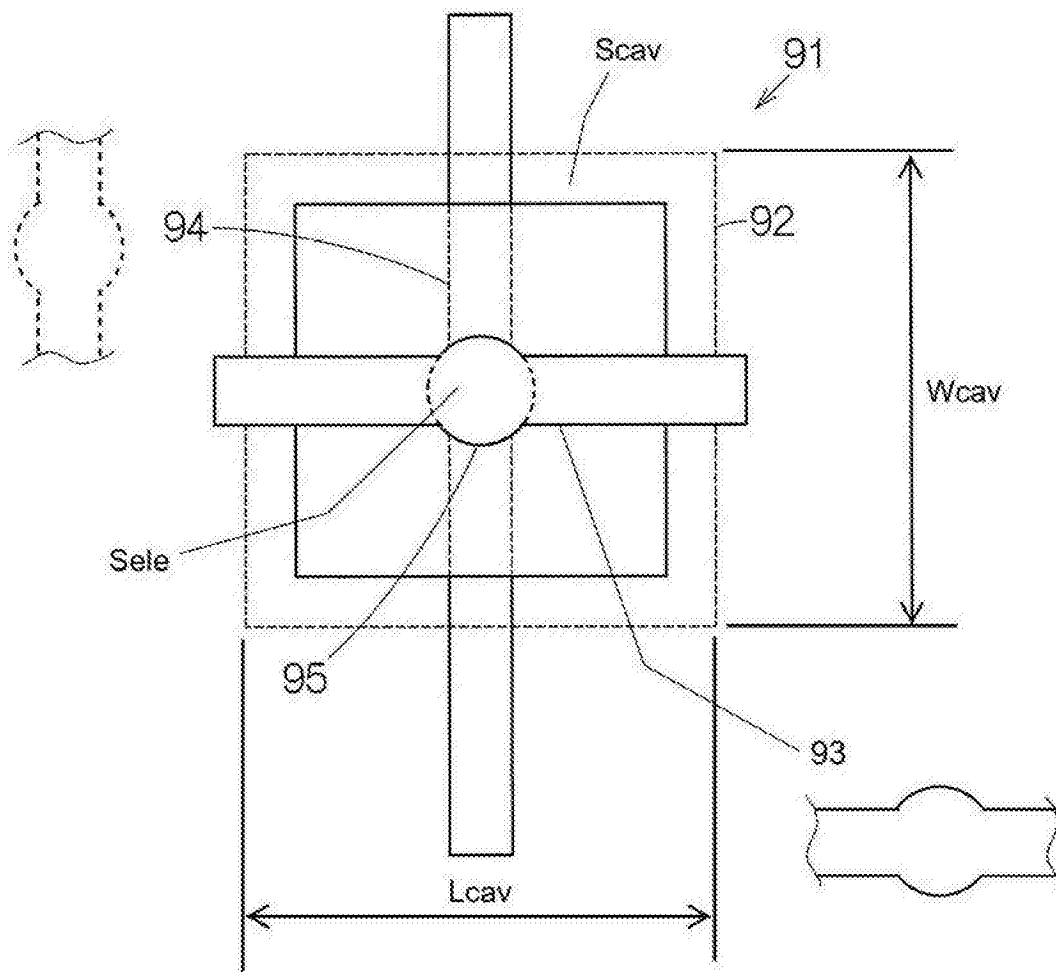
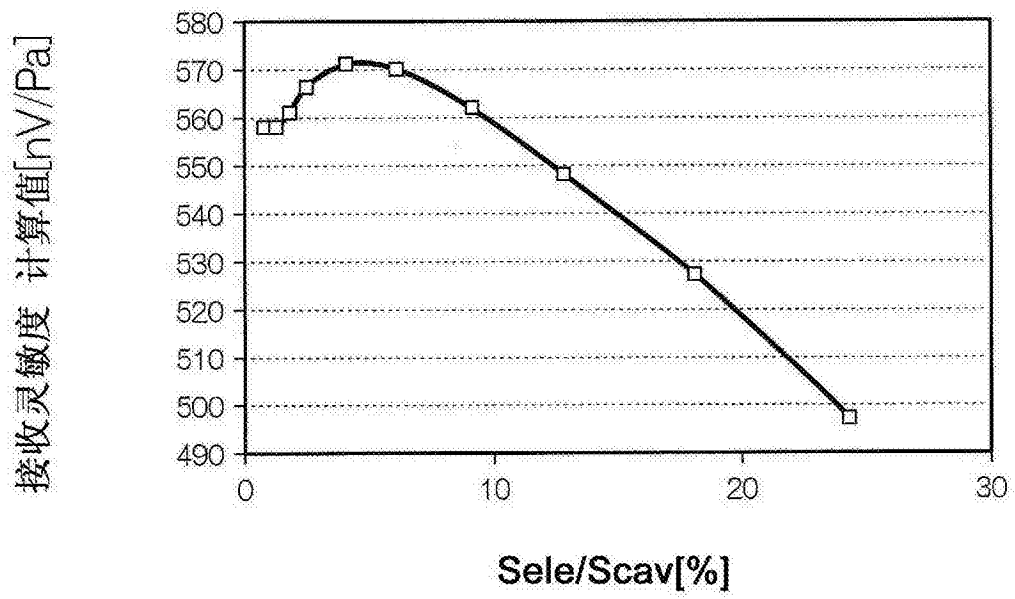


图 28

(a)



(b)

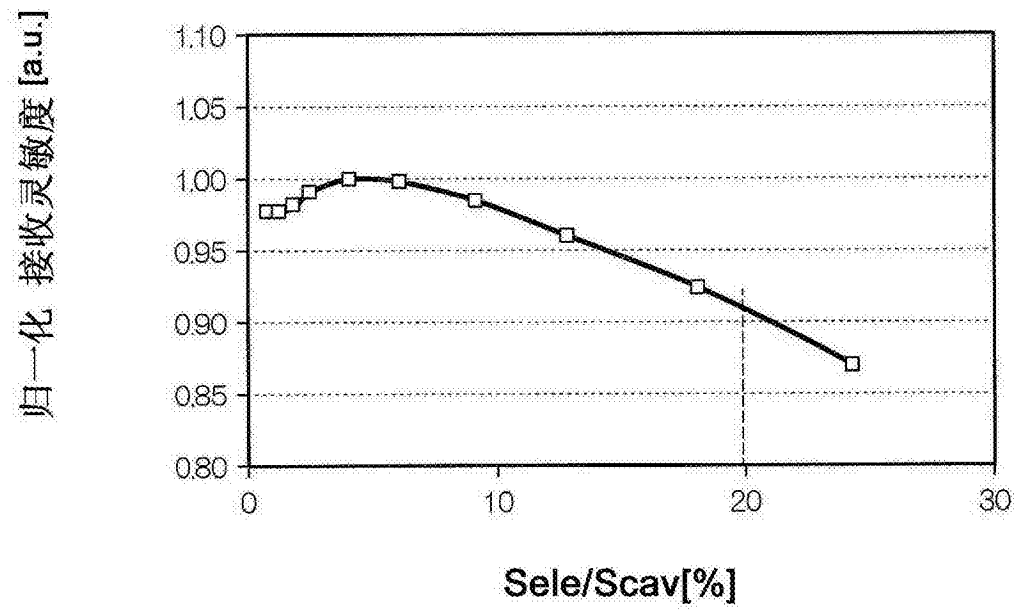


图 29

专利名称(译)	超声波传感器、探测器、以及电子设备		
公开(公告)号	CN105455844A	公开(公告)日	2016-04-06
申请号	CN201510642577.7	申请日	2015-09-30
[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	山田昌佳 松田洋史 中村友亮 伊藤浩 宫泽弘		
发明人	山田昌佳 松田洋史 中村友亮 伊藤浩 宫泽弘		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4427 A61B8/4444 A61B8/4483 A61B8/4488 A61B8/4494 A61B8/462 B06B1/0629 G01N29/0654 G01N29/226 G01N29/2437 G01N2291/02475 G01N2291/106 H01L41/1138		
优先权	2014201934 2014-09-30 JP		
其他公开文献	CN105455844B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明披露超声波传感器、探测器、以及电子设备。该超声波传感器具备：振动板；下电极，层叠于振动板，沿着振动板的表面在第一方向上具有长度L，并沿着振动板的表面在与第一方向正交的第二方向上具有长度L以下的宽度Wbe；压电体，层叠于下电极，在第二方向上具有宽度Wpz；以及上电极，层叠于压电体。下电极的宽度Wbe与压电体的宽度Wpz之比Wbe/Wpz为0.1以上0.8以下。

