

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 8/12 (2006.01)

G01N 29/24 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810090750.7

[43] 公开日 2008年10月8日

[11] 公开号 CN 101278843A

[22] 申请日 2008.3.31

[21] 申请号 200810090750.7

[30] 优先权

[32] 2007. 4. 2 [33] JP [31] 2007 - 096199

[32] 2007. 9. 28 [33] JP [31] 2007 - 255327

[71] 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 大泽敦

[74] 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限
责任公司

代理人 陆锦华 黄启行

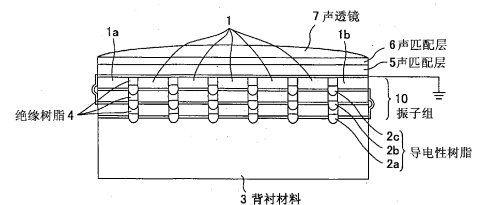
权利要求书 4 页 说明书 15 页 附图 9 页

[54] 发明名称

超声波探头及其制造方法

[57] 摘要

本发明提供一种使振子细微化的同时实现高灵敏度及宽频带的、且具有发热对策的超声波探头。该超声波探头包括：背衬材料；层叠构造的振子阵列，在第1方向排列的多个振子构成振子组，在和第1方向不同的第2方向上排列多个振子组；第1层导电性树脂，使在各振子组中相邻的振子的第1电极层彼此电连接；第2层导电性树脂，使在各振子组中相邻的振子的内部电极层彼此电连接；和绝缘树脂，在各振子组中在多个振子之间的规定区域配置。



1. 一种超声波探头，包括用于对超声波进行发送及/或接收的多个振子，其中，具有：

背衬材料；

振子阵列，由在第 1 方向排列的多个振子构成振子组，并将多个振子组在和第 1 方向不同的第 2 方向上排列而形成所述振子阵列，各振子具有层叠构造，包括在上述背衬材料的主面上形成的第 1 电极层、多个压电体层、至少一层内部电极层、及在各振子组中共用的第 2 电极层；

第 1 层导电性树脂，将在各振子组中相邻的振子的第 1 电极层彼此电连接；

第 2 层导电性树脂，将在各振子组中相邻的振子的内部电极层彼此电连接；和

绝缘树脂，在各振子组中、在多个振子之间的规定区域进行配置。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波探头，其中，上述第 1 层导电性树脂及上述第 2 层导电性树脂具有比上述绝缘树脂的硬度高的硬度。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波探头，其中，上述第 1 层导电性树脂具有比上述第 2 层导电性树脂的硬度高的硬度。

4. 根据权利要求 1~3 的任意一项所述的超声波探头，其中，在上述背衬材料的主面上形成有多个槽，并将上述第 1 层导电性树脂的一部分填充到上述多个槽的内部。

5. 根据权利要求 1~4 的任意一项所述的超声波探头，其中，上述第 2 层导电性树脂形成在比形成有上述第 1 层导电性树脂的区域大的区域上。

6. 根据权利要求 1~5 的任意一项所述的超声波探头，其中，
各振子包括夹持压电体层而交互形成的至少一层第 1 内部电极层、及至少一层第 2 内部电极层，

所述超声波探头还具有：

第 1 侧面绝缘膜，形成在各振子组的第 1 侧面上，覆盖上述第 2 内部电极层；

第 2 侧面绝缘膜，形成在各振子组的第 2 侧面上，覆盖上述第 1 内部电极层；

第 1 侧面电极，形成在各振子组的第 1 侧面上，与上述第 1 内部电极层及上述第 2 电极层连接，并且通过上述第 1 侧面绝缘膜从上述第 2 内部电极层绝缘；和

第 2 侧面电极，形成在各振子组的第 2 侧面上，与上述第 2 内部电极层及上述第 1 电极层连接，并且通过上述第 2 侧面绝缘膜从上述第 1 内部电极层绝缘。

7. 根据权利要求 1~5 的任意一项所述的超声波探头，其中，
各振子包括夹持压电体层而交互形成的至少一层第 1 内部电极层、及至少一层第 2 内部电极层，

所述超声波探头还具有：

第 1 侧面电极，形成在各振子组的第 1 侧面上，与上述第 1 及第 2 内部电极层及上述第 2 电极层连接；和

第 2 侧面电极，形成在各振子组的第 2 侧面上，与上述第 1 及第 2 内部电极层及上述第 1 电极层连接，

在各振子组的第 1 侧面一侧的端部，形成至少分离上述第 2 内部电极层的槽，在分离的上述第 2 内部电极层之间填充上述绝缘树脂，
在各振子组的第 2 侧面一侧的端部，形成至少分离上述第 1 内部电极层的槽，在分离的上述第 1 内部电极层之间填充上述绝缘树脂。

8. 一种超声波探头的制造方法，该超声波探头包括用于对超声波进行发送及/或接收的多个振子，其中，该方法具有以下步骤：

步骤(a)，在背衬材料的主面上形成包括第1电极层、多个压电体层、至少一层内部电极层、及第2电极层的层叠构造体；

步骤(b)，通过在上述层叠构造体的主面上形成到达上述背衬材料的多个槽，将上述层叠构造体分离为在第1方向排列的多个振子；

步骤(c)，向在步骤(b)中形成的多个槽填充导电性树脂；

步骤(d)，去除在步骤(c)中填充的上述导电性树脂的一部分；

步骤(e)，向在步骤(d)中去除了上述导电性树脂的多个槽中填充绝缘树脂；

步骤(f)，去除在步骤(e)中填充的上述绝缘树脂的一部分；

步骤(g)，根据需要重复步骤(c)~(f)，从而形成使相邻的振子的第1电极层彼此电连接的第1层导电性树脂、使相邻的振子的内部电极层彼此电连接的第2层导电性树脂、和配置在上述多个振子之间的规定区域的绝缘树脂；

步骤(h)，在上述层叠构造体的主面上形成共用电极层；

步骤(i)，在上述共用电极层上形成至少一层声匹配层；以及

步骤(j)，在上述层叠构造体的主面上，在第1方向上形成到达上述背衬材料的多个槽，从而将各振子分离为在与第1方向不同的第2方向上排列的多个振子。

9. 根据权利要求8所述的超声波探头的制造方法，其中，上述第1层导电性树脂及上述第2层导电性树脂具有比上述绝缘树脂的硬度高的硬度。

10. 根据权利要求8或9所述的超声波探头的制造方法，其中，上述第1层导电性树脂具有比上述第2层导电性树脂的硬度高的硬度。

11. 根据权利要求8~10的任意一项所述的超声波探头的制造方法，其中，

上述层叠构造体包括夹持压电体层而交互形成的至少一层第1内部电极层、及至少一层第2内部电极层，

步骤(a)包括以下步骤:

在上述层叠构造体的第1侧面上形成覆盖上述第2内部电极层的第1侧面绝缘膜,在上述层叠构造体的第2侧面上形成覆盖上述第1内部电极层的第2侧面绝缘膜;以及

在上述层叠构造体的第1侧面上形成第1侧面电极,在上述层叠构造体的第2侧面上形成第2侧面电极,所述第1侧面电极与上述第1内部电极层及上述第2电极层连接,并且通过上述第1侧面绝缘膜从上述第2内部电极层绝缘,所述第2侧面电极与上述第2内部电极层及上述第1电极层连接,并且通过上述第2侧面绝缘膜从上述第1内部电极层绝缘。

12. 根据权利要求8~10的任意一项所述的超声波探头的制造方法,其中,

上述层叠构造体包括夹持压电体层而交互形成的至少一层第1内部电极层、及至少一层第2内部电极层,

步骤(a)包括:在上述层叠构造体的第1侧面形成与上述第1及第2内部电极层及上述第2电极层连接的第1侧面电极,在上述层叠构造体的第2侧面形成与上述第1及第2内部电极层及上述第1电极层连接的第2侧面电极,

步骤(b)包括:在上述层叠构造体的第1侧面一侧的端部形成至少分离上述第2内部电极层的槽,在上述层叠构造体的第2侧面一侧的端部形成至少分离上述第1内部电极层的槽,

步骤(g)包括:在分离的上述第1内部电极层之间填充上述绝缘树脂,在分离的上述第2内部电极层之间填充上述绝缘树脂。

超声波探头及其制造方法

技术领域

本发明涉及到一种在超声波诊断装置中用于收发超声波的超声波探头，进而涉及到这种超声波探头的制造方法。

背景技术

在超声波探头中，作为用于对超声波进行发送及/或接收的超声波换能器，一般使用以PZT（锆钛酸铅：Pb（lead） zirconate titanate）为代表的压电陶瓷、以PVDF（聚偏二氟乙烯：polyvinyliden difluoride）为代表的在分子压电材料等压电体的两端形成电极的振子（压电振子）。

当向这种振子的电极施加电压时，通过压电效果，压电体伸缩，产生弹性波。特别是，通过将宽频带的信号电压施加到振子的电极上，生成具有和压电体厚度对应的波长的谐振弹性波。尤其是当陶瓷压电体的厚度为数mm以下时，由压电体产生超声波。进一步，将多个振子一维或二维状地排列，由施加了规定延迟的多个驱动信号驱动，从而可使超声波束朝向所需方向形成。另一方面，振子通过接收传播的超声波而伸缩，产生电信号。该电信号作为超声波的检测信号使用。

超声波诊断装置使用超声波探头将超声波发送到人体等被检测体，并通过接收从被检测体反射的超声波回波，根据超声波的检测信号显示图像。这样一来，进行体内的脏器、血管的检查。但是，在振子中使用压电陶瓷时，振子的声阻抗和人体等的声阻抗之间较大的差，在存在这种声阻抗的差的界面下会产生超声波反射，造成传播损失。

其中，声阻抗是由传声介质密度和声速的积所表示的物质固有的常数，其单位一般使用 MRayl (mega rayl)，而 $1\text{MRayl}=1\times 10^6\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{s}^{-1}$ 。一般的压电陶瓷的声阻抗为约 25 MRayl~约 35 MRayl，人体的声阻抗约为 1.5 MRayl。

设振子的声阻抗为 Z_0 、人体的声阻抗为 Z_M 时，接触界面中的超声波的反射率 R 以下式 (1) 表示。

$$R = |Z_0 - Z_M| / (Z_0 + Z_M) \quad \dots (1)$$

公式 (1) 中， $Z_0=35\text{MRayl}$ ， $Z_M=1.5\text{MRayl}$ 时， $R=0.92$ ，因此可知大部分的超声波在接触界面反射，超声波传播不到一成。

为了解决该问题，在振子和被检测体之间插入声匹配层，实现声阻抗的匹配。进一步，如果使声匹配层为多层构造，则可改善超声波的传播效率，但因制造上的原因，声匹配层的上限是 2 层~3 层。

因此，为了进一步改善超声波的传播效率，考虑降低振子自身的声阻抗。例如，在压电体上形成格子状的槽并阵列化，在槽内部填充声阻抗为 2 MRayl~4 MRayl 左右的材料较为有效。此时，槽的间隔与在被槽分离的各振子内传播的超声波的波长相比足够小。一般情况下，槽的间隔优选为超声波波长的 $1/8\sim 1/10$ 左右。作为这种阵列振子，例如使用将在一个方向较长的棒状 PZT 配置在树脂中而成的复合压电体，该复合压电体称为 1-3 复合材料。

1-3 复合材料中，各振子是棒状的，因此其振动模式为 33 振动模式。33 振动模式是指，对在第 3 方向 (Z 轴方向) 进行了分极处理 (还原处理) 的压电体在相同的第 3 方向上施加电场而使之振动时的振动模式。一般情况下，在振子中，33 振动模式下的机电耦合系数 k_{33} 大于板状下的机电耦合系数 k_t 、条状下的机电耦合系数 k_{33}' ，因此通过使各振子为棒状，可实现较高的变换效率。

并且，机电耦合系数 k_{33} 较大时有利于振子的频带扩大。进一步，通过采用 1-3 复合材料，声阻抗高的压电体的一部分置换为声阻抗低的树脂，因此振子的声阻抗下降，改善了超声波的传播效率。当介电常数大的压电体的有效面积减少时，振子的电容量下降，电阻抗上升。

作为相关技术，日本国专利申请公开 JP-P2003-70096A 中公开了使用具有细微构造并具有较高可行性的低成本复合压电体的超声波探头。在该复合压电体中，在树脂层表面在一定方向上排列有多个细线状烧结压电体而成的复合片材，以使各细线状烧结压电体位于树脂层之间的方式层叠多个并一体化，在与细线状烧结压电体的长度方向垂直的方向上切断。

并且，日本国专利申请公开 JP-P2003-174698A 中公开了和低频带的超声波振动对应的复合压电体的制造方法。在该制造方法中，形成单位复合片材，并通过层叠该复合片材而形成复合压电体。单位复合片材的制造方法包括以下步骤：准备在板状压电体的一个表面上形成有树脂层的复合板的步骤；对复合板的板状压电体，不完全断开树脂层地形成多个槽，从而由板状压电体形成多个细线状压电体的步骤。

进一步，日本国专利申请公开 JP-P2003-189395A 中公开了如下复合压电体的制造方法：可不降低性能地、廉价地提供电阻抗小的复合压电体，该复合压电体具有细微的、纵横比高的多个柱状压电体。该制造方法包括以下步骤：在树脂层上准备将向一个方向延伸的多个压电体及多个导电体交互配置而成的复合板的步骤；对复合板的板状压电体，形成在与压电体的长边方向相交的方向上延伸的多个槽，从而在树脂层上形成多个柱状压电体、及横切多个柱状压电体而延伸的多个内部导电体的步骤。

另一方面，近些年来，超声波探头用于从口插入到体内的内视镜

(经口内视镜)、从鼻子插入到体内的内视镜(经鼻内视镜)、血管导管等,因此要求超声波探头的细微化。经口内视镜的直径为8mm~11mm左右,经鼻内视镜的直径为4mm~5mm左右,因此需要减小振子的尺寸。例如,FNA(fine needle aspiration:细针吸引)用的凸起型阵列振子的上升方向的尺寸为4mm~5mm左右。

但是,随着振子的细微化,振子的电阻抗上升。收发的超声波的频带中的振子的电阻抗与超声波诊断装置主体的接收电路的电阻抗或连接电缆的特性阻抗相比较大时,检测信号的传送特性下降。并且,加上振子尺寸变小,接收时的灵敏度下降。

为了弥补这种灵敏度下降,使振子为层叠构造,并列连接各层振子,从而可增加振子的电容,降低电阻抗。

发明内容

本发明鉴于以上问题而产生。本发明的目的在于提供一种使振子细微化的同时实现高灵敏度及宽频带的、且具有发热对策的超声波探头。

为了实现上述目的,本发明的一个观点涉及的超声波探头,包括用于对超声波进行发送及/或接收的多个振子,其中,具有:(i)背衬材料;(ii)振子阵列,由在第1方向排列的多个振子构成振子组,并将多个振子组在和第1方向不同的第2方向上排列而形成所述振子阵列,各振子具有层叠构造,包括在背衬材料的主面上形成的第1电极层、多个压电体层、至少一层内部电极层、及在各振子组中共用的第2电极层;(iii)第1层导电性树脂,将在各振子组中相邻的振子的第1电极层彼此电连接;(iv)第2层导电性树脂,将在各振子组中相邻的振子的内部电极层彼此电连接;和(v)绝缘树脂,在各振子组中、在多个振子之间的规定区域进行配置。

并且，本发明的一个观点涉及的超声波探头的制造方法中，该超声波探头包括用于对超声波进行发送及/或接收的多个振子，其中，步骤（a），在背衬材料的主面上形成包括第1电极层、多个压电体层、至少一层内部电极层、及第2电极层的层叠构造体；步骤（b），通过在层叠构造体的主面上形成到达背衬材料的多个槽，将层叠构造体分离为在第1方向排列的多个振子；步骤（c），向在步骤（b）中形成的多个槽填充导电性树脂；步骤（d），去除在步骤（c）中填充的导电性树脂的一部分；步骤（e），向在步骤（d）中去除了导电性树脂的多个槽中填充绝缘树脂；步骤（f），去除在步骤（e）中填充的绝缘树脂的一部分；步骤（g），根据需要重复步骤（c）~（f），从而形成使相邻的振子的第1电极层彼此电连接的第1层导电性树脂、使相邻的振子的内部电极层彼此电连接的第2层导电性树脂、和配置在多个振子之间的规定区域的绝缘树脂；步骤（h），在层叠构造体的主面上形成共用电极层；步骤（i），在共用电极层上形成至少一层声匹配层；以及步骤（j），在层叠构造体的主面上，在第1方向上形成到达背衬材料的多个槽，从而将各振子分离为在与第1方向不同的第2方向上排列的多个振子。

根据本发明，通过振子的1-3复合材料化，可提高机电耦合系数，同时可降低声阻抗，通过振子的层叠化，可降低电阻抗，实现高灵敏度且宽频带的超声波探头。

附图说明

图1是表示在本发明的第1实施方式涉及的超声波探头中使用的超声波换能器阵列的示意平面图。

图2是表示本发明的第1实施方式涉及的超声波探头的内部构造的正面图。

图3A及图3B是放大表示振子的层叠构造的透视图。

图4是表示导电性树脂及绝缘树脂的材料表。

图5A~5H是用于说明本发明的第1实施方式涉及的超声波探头的

制造方法的图。

图 6 是用于说明本发明的第 1 实施方式涉及的超声波探头的制造方法的变形例的图。

图 7 是表示本发明的第 2 实施方式涉及的超声波探头的内部构造的正面图。

图 8 是表示本发明的第 3 实施方式涉及的超声波探头的内部构造的正面图。

图 9A~9C 是表示由扫描电子显微镜对在背衬材料上制造的振子组的切断面的一部分进行拍摄的影像的图。

图 10A 及图 10B 是表示对在本发明的第 3 实施方式中制造的振子的电阻抗特性进行测定的结果的图。

具体实施方式

以下参照附图详细说明本发明的实施方式。此外，对相同的构成要素标以相同的参照标号，并省略说明。

图 1 是表示在本发明的第 1 实施方式涉及的超声波探头中使用的超声波换能器阵列（振子阵列）的示意平面图。该振子阵列包括多个超声波换能器（振子）1，其通过被提供驱动信号而伸缩，使超声波向被检测体发送，并且通过接收由被检测体反射的超声波来输出电信号（检测信号）。在图 1 中，为了表示多个振子 1 的配置，省略了这些振子 1 的上部电极层、及这些振子 1 之间的绝缘树脂。此外，在多个振子 1 中，使图中左端的振子为 1a，图中右端的振子为 1b。

如图 1 所示，多个振子 1 二维状配置，在 X 轴方向上（上升方向）上排列的 1 列振子 1 的电极通过导电性树脂 2 而并列连接，因此 1 列振子 1 构成同时动作的一个振子组 10。因此，在 Y 轴方向（方位方向）排列的多个振子组 10 构成一维振子阵列。这样一来，在 X 轴方向上分割形成振子，从而使各振子中含有的压电体为 1-3 复合材料的形状，因此与在 X 轴方向上不分割振子时相比，可增大机电耦合系数。

图 2 是表示本发明的第 1 实施方式涉及的超声波探头的内部构造的正面图。如图 2 所示，在背衬材料 3 上形成由 1 列振子 1 构成的振子组 10。各振子 1 具有层叠构造，为了并列连接在 X 轴方向上相邻的二个振子的电极，配置了多层的导电性树脂 2a~2c。背衬材料 3 例如由加入铁素体粉、金属粉、PZT 粉的环氧树脂、加入铁素体粉的橡胶等声衰减较大的材料形成，加快由多个振子 1 产生的不需要的超声波的衰减。并且，在多个振子 1 之间及周围，在不存在导电性树脂 2a~2c 的区域，配置有绝缘树脂 4，以降低振子之间的干扰、抑制振子横向的振动，使振子仅在纵向振动。

在多个振子 1 上形成有至少 1 层声匹配层（在图 2 中表示 2 层声匹配层 5 及 6）。并且，根据需要也可在声匹配层上形成声透镜 7。声匹配层 5 及 6 例如由易于传播超声波の パイレックス（注册商标：PYREX）玻璃、加入金属粉的环氧树脂等形成，改善生物体等被检测体和振子 1 之间的声阻抗的匹配。这样一来，由振子 1 发送的超声波可高效地在被检测体中传播。声透镜 7 例如由硅胶形成，使由多个振子 1 发送、并在声匹配层 5 及 6 中传播的超声波在被检测体内的规定深度下集中。该部分 1~7 收容在筐体内，从多个振子 1 引出的布线通过电缆与超声波诊断装置主体内的电路连接。

图 3A 及 3B 是放大表示振子的层叠构造的透视图，图 3A 表示图 2 所示的振子组 10 中的图中左端的振子 1a，图 3B 表示图 2 所示的振子组中的图中右端的振子 1b。各振子具有：下部电极层 11、多个压电体层 12、至少一层内部电极层、和通常与接地电位共同连接的上部电极层 14。

优选内部电极层含有：夹持压电体层而交互形成的至少一层第 1 内部电极层、及至少一层第 2 内部电极层。在图 3A 及图 3B 中，表示了夹持压电体层 12 而形成的第 1 内部电极层 13a 和第 2 内部电极层

13b。其中，由下部电极层 11、最下层的压电体层 12、和内部电极层 13a 构成第 1 压电元件，由内部电极层 13a、中间层的压电体层 12、和内部电极层 13b 构成第 2 压电元件，由内部电极层 13b、最上层的压电体层 12、和上部电极层 14 构成第 3 压电元件。

进一步，图中左端的振子 1a 具有侧面绝缘膜 15a、侧面电极 16a。侧面电极 16a 与内部电极层 13a 及上部电极层 14 连接，并且通过侧面绝缘膜 15a 从内部电极层 13b 绝缘。并且，图中右端的振子 1b 具有侧面绝缘膜 15b、侧面电极 16b。侧面电极 16b 与内部电极层 13b 及下部电极层 11 连接，并且通过侧面绝缘膜 15b 从内部电极层 13a 绝缘。

参照图 2、3A 及 3B，一个振子组 10 中含有的多个振子的下部电极层 11 通过第 1 层导电性树脂 2a 彼此电连接，一个振子组 10 中含有的多个振子的内部电极层 13a 通过第 2 层导电性树脂 2b 彼此电连接，一个振子组 10 中含有的多个振子的内部电极层 13b 通过第 3 层导电性树脂 2c 彼此电连接。

这样一来，在各振子中，层叠的第 1~第 3 压电元件并列连接，从而使振子的电容增加，电阻抗下降。并且，一个振子组 10 中的多个振子并列连接，从而使振子的电容进一步增加，电阻抗进一步下降。这样一来，提高了与超声波诊断装置主体内的电路的电阻抗的匹配度。

进一步，通过使压电元件复合体化，振子整体体积中的压电元件的体积比例减少，作为发热源的压电体的体积比降低，因此可抑制超声波探头表面温度的上升。尤其是，当压电元件具有层叠构造时，与压电元件具有单层构造时相比，发热量非常高，因此更为有效。

在本实施方式中，作为压电体的材料使用压电陶瓷。压电陶瓷的电气/机械能源变换能力较高，因此产生可到达体内深部的强力超声波，并且接收灵敏度也较高。具体材料可使用 PZT（锆钛酸铅：Pb (Ti, Zr)

O₃)、具有同样的钙钛矿系结晶构造的变质组成的材料、一般称为弛豫 (Relaxor) 类材料的材料等。

并且, 在本实施方式中, 导电性树脂 2 的硬度比绝缘树脂 4 的硬度高。作为导电性树脂及绝缘树脂的材料, 例如使用图 4 所示的材料。作为绝缘树脂, 可使用エポキシテクノロジー (Epoxy Technology) 公司制造のエポテック 310 (EPO-TEK310)、エポテック 310-2FL (EPO-TEK310-2FL)、エポテック 330 (EPO-TEK330) 等环氧类树脂。另一方面, 作为导电性树脂可使用该エポキシテクノロジー公司制造的 H20S、H20E 等导电软膏。

图 4 表示这些材料的邵氏 (SHORE) 硬度。邵氏硬度表示在 ISO868 规定的条件下, 压入到材料中的规定的压入针的压入深度的测定值, 和 A 规格相比, D 规格较硬, 并且表示在各规格下数值越大越硬。例如, 在图 4 所示的材料中, 作为绝缘树脂选择エポテック 310 时, 作为导电性树脂可选择 H20S, 也可选择 H20E。此外, 邵氏硬度规格在 ASTM 的 D2240-97e1 (Standard Test Method for Rubber Property-Durometer Hardness)、JIS 的 K7215 (Testing Method for Durometer Hardness of Plastics) 等中也有规定。

将振子形成为柱状, 而使其为 1-3 复合材料的形状时, 即使向多个振子之间填充软性树脂, 振子的振动程度也变大, 因此无法获得所需的电气机械变换特性, 并且, 存在产生多个谐振峰值的缺点。另一方面, 向多个振子之间全部填充硬度高的树脂时, 抑制了振子振动, 因此同样无法获得所需的电气机械变换特性。

因此, 在本实施方式中, 通过向软性树脂中部分配置硬度高的树脂, 成为可防止振子的振动程度的同时不抑制振动的构造。即, 如图 2 所示, 通过在多个振子 1 之间配置硬度较高的导电性树脂 2 和硬度较低的绝缘树脂 4, 可实现上述构造。并且, 在背衬材料 3 上形成的槽中,

如桩子一样插入硬度较高的导电性树脂 2，因此可进一步防止振子的振动程度。

接着说明本发明的第 1 实施方式涉及的超声波探头的制造方法。图 5A~5H 是用于说明本发明的第 1 实施方式涉及的超声波探头的制造方法的图。

在第 1 步骤中，如图 5A 所示，在背衬材料 3 的主面上形成含有下部电极层 11、多个压电体层 12、内部电极层 13a 及 13b、及上部电极层 14 的层叠构造体 20。

进一步，通过电沉积法、分配法、或印刷法等，在层叠构造体 20 的图中左侧的侧面形成覆盖内部电极层 13b 的侧面绝缘膜 15a，在层叠构造体 20 的图中右侧的侧面形成覆盖内部电极层 13a 的侧面绝缘膜 15b。作为侧面绝缘膜 15a 及 15b 的材料使用环氧树脂或玻璃软膏等。

之后，通过镀敷法、溅射法等，在层叠构造体 20 的图中左侧的侧面形成与内部电极层 13a 及上部电极层 14 连接的侧面电极 16a，在层叠构造体 20 的图中右侧的侧面形成与内部电极层 13b 及下部电极层 11 连接的侧面电极 16b。侧面电极 16a 及 16b 的材料可使用铂、金、钯、镍、铬、钛、钴等金属，或至少含有其中一种的合金等。

在第 2 步骤中，如图 5B 所示，在层叠构造体 20 的主面上，在上升方向（图 1 的 X 轴方向）上形成到达背衬材料 3 的多个槽 17。这样一来，层叠构造体 20 分割为在 X 轴方向上较长的多个振子 1'。

在第 3 步骤中，如图 5C 所示，将导电性树脂 2 填充到多个槽 17 中。进一步，在第 4 步骤中，如图 5D 所示，沿着多个槽 17，通过切割（dicing）将至少导电性树脂 2 的一部分切断去除。这样一来，第 1 层的导电性树脂 2a 形成在距最下层的压电体层 12 的下方 1/3 左右。

在第5步骤中，如图5E所示，将绝缘树脂4填充到在第4步骤中去除了导电性树脂2的多个槽17的部分中。进一步，在第6步骤中，如图5F所示，沿着多个槽17，通过切割将至少绝缘树脂4的一部分切断去除。

根据需要重复第3步骤~第6步骤，最后在第6步骤中切断绝缘树脂4的突出部，从而如图5G所示，完成配置了第1层导电性树脂2a~第3层导电性树脂2c及绝缘树脂4的构造。并且，通过切割将上部电极层14的一部分切断，因此如图5H所示，在层叠构造体20的主面上形成补充上部电极层14的共用电极层21。

进一步，在共用电极层21上形成至少一层声匹配层，在形成了声匹配层的层叠构造体20的主面上，在和第1方向不同的第2方向（例如图1所示的Y轴方向）形成到达背衬材料3的多个槽。这样一来，如图1所示，形成含有在X轴方向上排列的多个振子1的各振子组10。之后，进行对电极层的布线，安装声透镜7，完成图2所示的超声波探头。

作为上述制造方法的变形例，在通过切割而切断绝缘树脂4的一部分的第6步骤（图5F）中，也可逐渐增大切割刀片的宽度，或进行多个切割处理，从而如图6所示，阶段性地增大槽17的宽度。这样一来，也阶段性地增大第1层导电性树脂2a~第3层导电性树脂2c的宽度。其结果是，振子的侧面形状成为图中下侧变大上侧变小的梯形，因此振子振动稳定。并且，振子的声阻抗朝向被检测体而阶段性地降低，因此提高了人体等被检测体和振子之间的声阻抗的匹配性，超声波探头的灵敏度、频带等性能提高。

接着说明本发明的第2实施方式。

图 7 是表示本发明的第 2 实施方式涉及的超声波探头的内部构造的正面图。在第 2 实施方式中，在各振子组 10 中，如图 7 所示，在图中左端的槽中不形成第 3 层导电性树脂 2c，而仅形成第 1 层导电性树脂 2a 及第 2 层导电性树脂 2b，在图中右端的槽中不形成第 2 层导电性树脂 2b，而仅形成第 1 层导电性树脂 2a 及第 3 层导电性树脂 2c。

并且，内部电极层包括：夹持压电体层而交互形成的至少一层第 1 内部电极层、及至少一层第 2 内部电极层。在图 7 中，表示了夹持压电体层 12 而形成的第 1 内部电极层 13a、及第 2 内部电极层 13b。

在各振子组 10 的图中左侧的侧面形成与内部电极层 13a 及 13b 以及上部电极层 14 电连接的侧面电极 8，在各振子组 10 的图中的右侧的侧面形成与内部电极层 13a 及 13b 以及下部电极层 11 电连接的侧面电极 9。

在各振子组 10 的图中左侧的端部，形成至少分离内部电极层 13b 的槽，在分离的内部电极层 13b 之间填充绝缘树脂 4。并且，在各振子组 10 的图中右侧的端部，形成至少分离内部电极层 13a 的槽，在分离的内部电极层 13a 之间填充绝缘树脂 4。其他和第 1 实施方式相同。

因此，在第 2 实施方式中，即使不形成图 5A 所示的侧面绝缘膜 15a 及 15b，也可通过改变图中左端及右端的槽中的导电性树脂 2a~2c 及绝缘树脂 4 的配置，而确保层叠体中的电极的连接状态。

接着说明本发明的第 2 实施方式涉及的超声波探头的制造方法。第 2 实施方式涉及的超声波探头通过变更参照图 5A~5H 说明的第 1 实施方式涉及的超声波探头的制造方法的一部分而制造。

在第 1 步骤中，如图 5A 所示，在背衬材料 3 的主面上形成包括下部电极层 11、多个压电体层 12、内部电极层 13a 及 13b、及上部电极

层 14 的层叠构造体 20。但不形成图 5A 所示的侧面绝缘膜 15a 及 15b，如图 7 所示，在层叠构造体的图中左侧的侧面形成与内部电极层 13a 及 13b 以及上部电极层 14 连接的侧面电极 8，并且在层叠构造体的图中右侧的侧面形成与内部电极层 13a 及 13b 以及下部电极层 11 连接的侧面电极 9。

并且，在第 2 步骤中，如图 7 所示，在层叠构造体的图中左侧的端部中，在方位方向（图 1 的 Y 轴方向）上形成至少分离内部电极层 13b 的槽，在层叠构造体的图中右侧的侧面，在方位方向上形成至少分离内部电极层 13a 的槽。

进一步，根据需要重复第 3 步骤~第 6 步骤，从而形成第 1 层~第 3 层的导电性树脂 2a~2c 及绝缘树脂 4。其中，如图 7 所示，在层叠构造体的图中左端的槽中分离的内部电极层 13a 之间填充绝缘树脂 4，在层叠构造体的图中右端的槽中分离的内部电极层 13b 之间填充绝缘树脂 4。

接着说明本发明的第 3 实施方式。

图 8 是表示本发明的第 3 实施方式涉及的超声波探头的内部构造的正面图。在第 3 实施方式中，决定第 1 实施方式涉及的超声波探头中的振子组的具体形状，实际制造出振子组，测定振子的电阻抗特性。

在本实施方式中，作为背衬材料 3 使用混入了铁素体粉的氯化聚乙烯，其声阻抗为 6MRayl 左右。并且，作为导电性树脂 2a~2c，使用エポキシテクノロジー公司制造的作为银（Ag）软膏的 H20S，作为绝缘树脂 4，使用エポキシテクノロジー公司制造的作为环氧类树脂のエポテック 330（EPO-TEK330）。

作为压电体 12，生片成型的 1 层厚度 100 μ m 的 3 层压电陶瓷（具

体为 PZT) 夹持内部电极 13a 及 13b 而层叠。该压电陶瓷的介电常数在 1kHz 时为 4500。并且, 压电体 12 和树脂区域(导电性树脂 2a~2c 及绝缘树脂 4) 的体积比率为 1: 2 左右。

在图 8 中, 一个振子组 10 的长度(上升方向)为 5.0mm, 宽度(方位方向)为 0.11mm (110 μm), 高为 0.3mm (300 μm)。并且, 导电性树脂 22a~22c 及绝缘树脂 4 的排列间距为 550 μm , 下部电极层 11 中的一个电极的长度为 250 μm , 上部电极层 14 中的一个电极的长度为 200 μm 。侧面电极 16a 及 16b 分别具有铬 (Cr) 及金 (Au) 的双层构造, 整个厚度为 450nm 左右。

图 9A~9C 是表示由扫描电子显微镜 (SEM) 对在背衬材料上制造的振子组的切断面的一部分进行拍摄的影像的图。图 9A 表示含有 7 个振子的振子组。图 9B 是放大表示图 9A 所示的振子组的一部分的图。如图 9B 所示, 各振子在压电体和压电体之间具有内部电极, 为了连接相邻的二个振子的内部电极, 由绝缘树脂 (エポテック 330) 包围, 并配置导电性树脂 (银软膏 H20S)。图 9C 是放大表示图 9B 所示的振子和树脂区域的一部分的图。在图 9C 中, 内部电极和导电性树脂良好地连接。

图 10A 及图 10B 是表示测定的在本发明的第 3 实施方式中制造的振子的电阻抗特性的结果的图。在图 10A 及 10B 中, 横轴表示频率 (MHz), 图 10A 中的纵轴表示电阻抗的绝对值 $|Z|$ (欧姆/ Ω), 图 10B 中的纵轴表示电阻抗的偏角 ϕ (度)。测定用的振子的采样个数为 3 个。根据 2MHz 下的振子的电阻抗的测定值计算压电体的表观介电常数, 约为 12570。

如本实施方式所示, 使介电常数为 4500 的压电体和介电常数为 5 左右的树脂以体积比 1:2 复合材料化时, 复合材料的介电常数为 1500 左右。并且, 一般情况下, 在层叠 N 层压电体而制造的层叠构造的振

子中，与相同大小的单层构造的振子相比，静电电容变为 N^2 倍，因此换算为单层构造的振子的表观介电常数也变为 N^2 倍。因此，使用介电常数 1500 的复合材料制造三层构造的振子时，推测表观介电常数为 $1500 \times 32 = 13500$ 。本实施方式中的表观介电常数的测定值为 12570，是推测值的 93%，因此可以说与推测值基本一致。并且，本实施方式中的电阻抗的偏角的测定值也和推测接近，这些测定结果表示成功制造了使用复合材料的三层构造的振子。

根据上述实施方式，通过振子的 1-3 复合材料化，可提高机电耦合系数，并且降低声阻抗，通过振子的层叠化，降低了电阻抗，可实现高灵敏度且宽频带的超声波探头。其结果是，与现有的超声波探头相比，提高了谐波成像、对比多普勒成像（contrast Doppler imaging）中的画质、诊断性能。并且，降低了振子的发热。进一步，通过在多个振子之间配置硬度较高的导电性树脂和硬度较低的绝缘树脂，可成为防止振子振动程度的同时不抑制振动的构造。此外，本发明可适用于扇形、直线形、凸起形、放射形等任意形状的超声波探头。

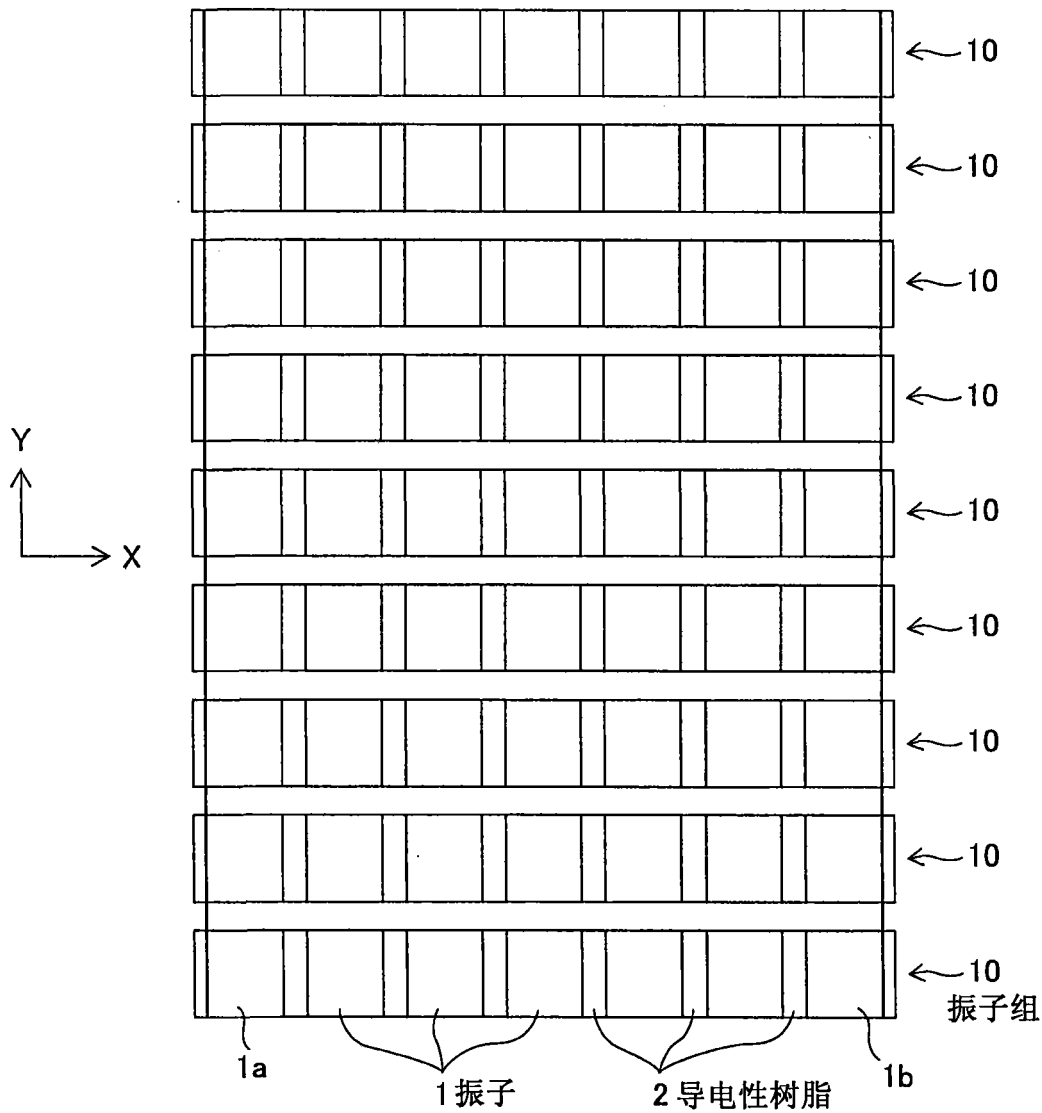


图1

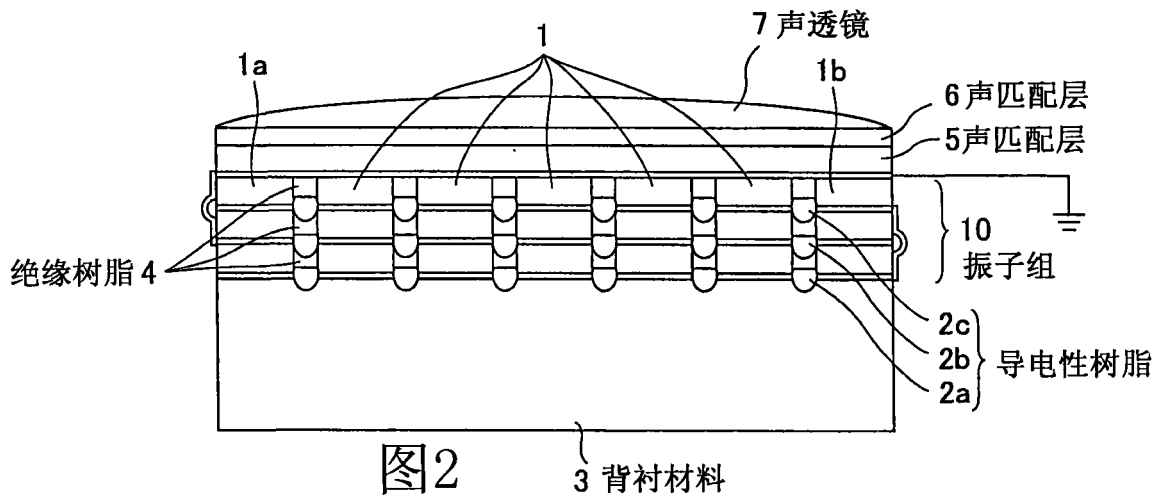


图2

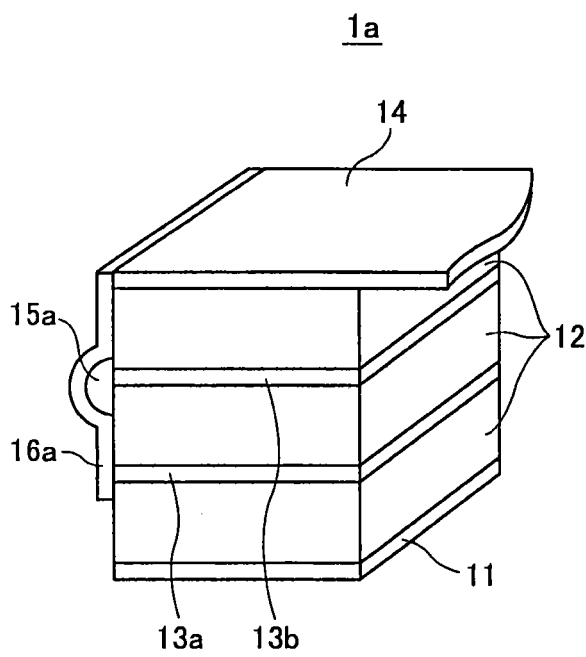


图3A

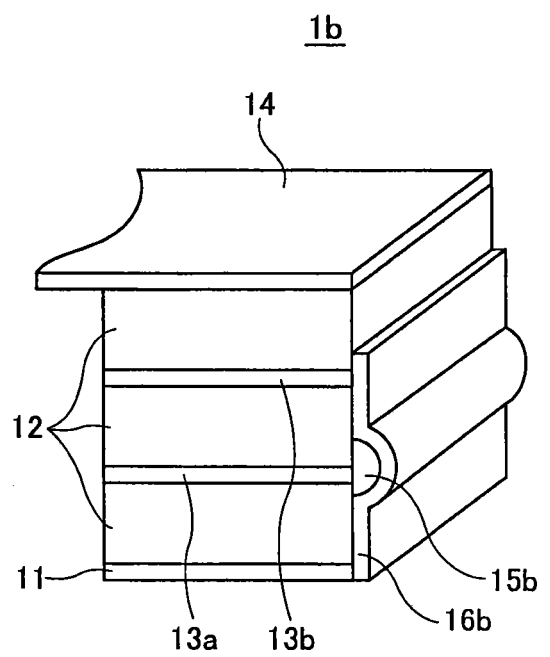
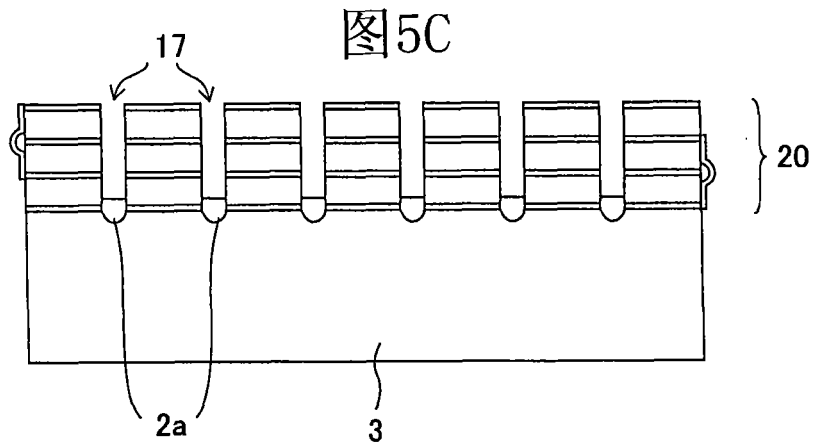
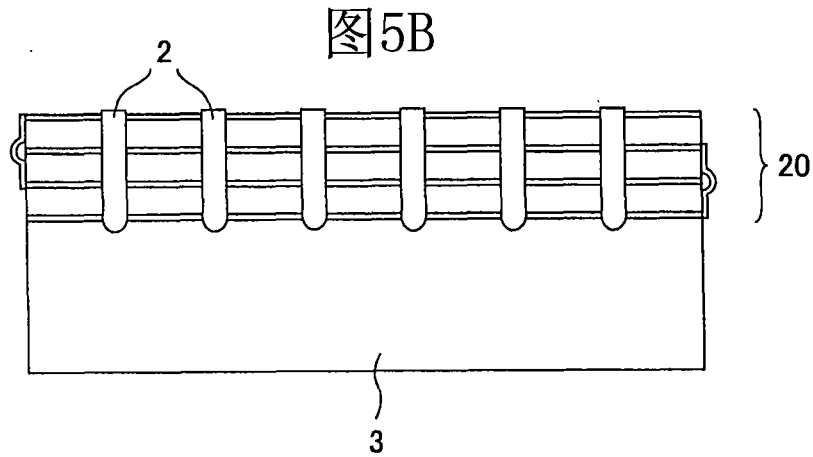
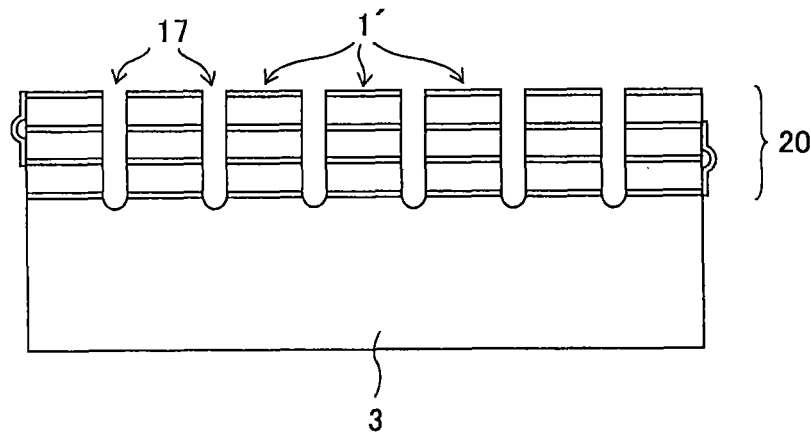
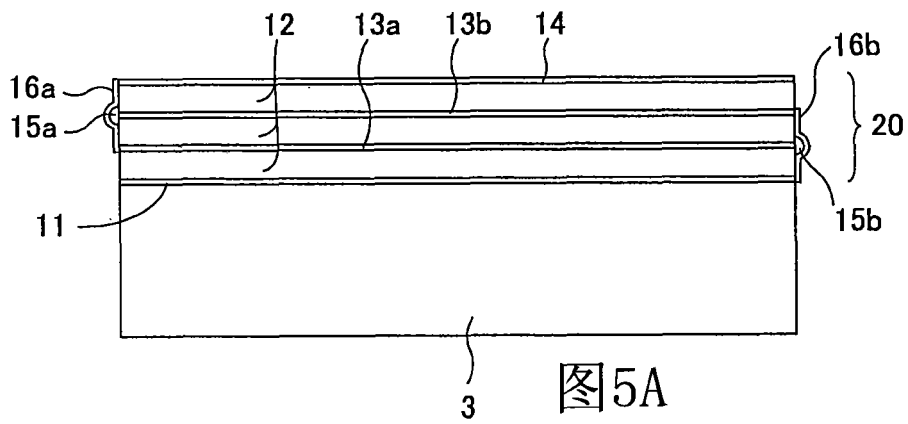


图3B

类型	树脂名称	厂家	绍氏硬度
绝缘/环氧类树脂	EPO-TEK310	Epoxy Technology	Shore A 63
	EPO-TEK301-2FL	Epoxy Technology	Shore D 70
	EPO-TEK330	Epoxy Technology	Shore D 80
导电软膏	H20S	Epoxy Technology	Shore D 57
	H20E	Epoxy Technology	Shore D 75

图4



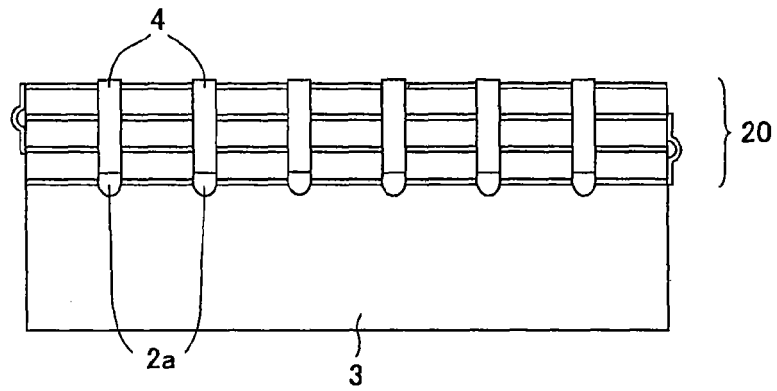


图5E

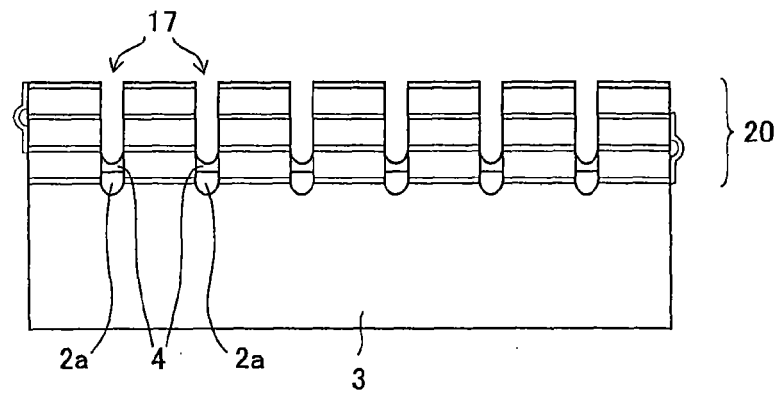


图5F

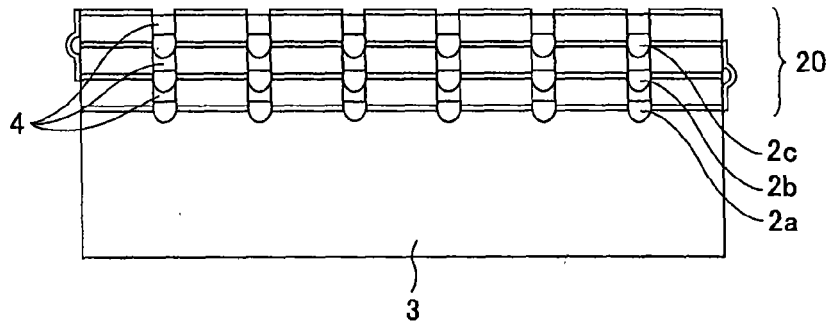


图5G

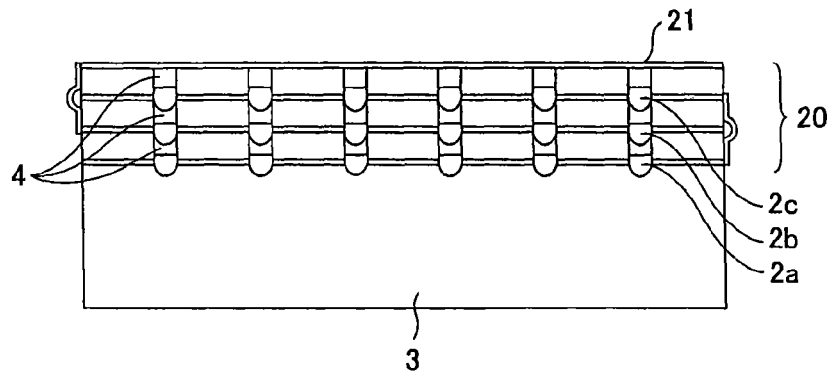


图5H

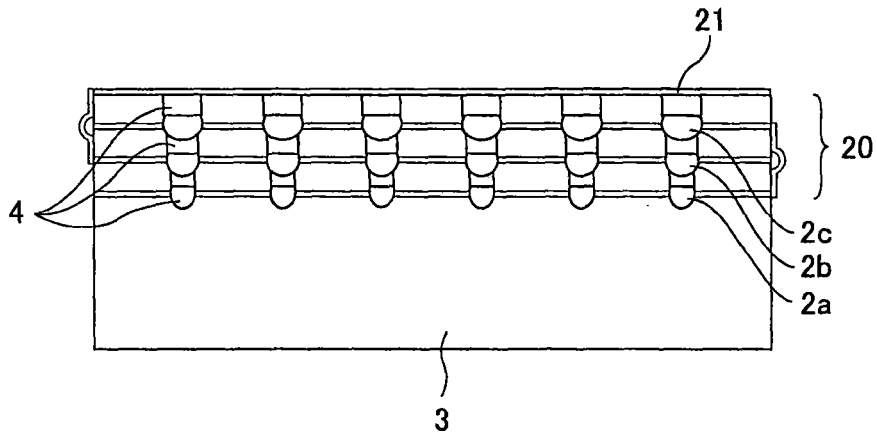


图6

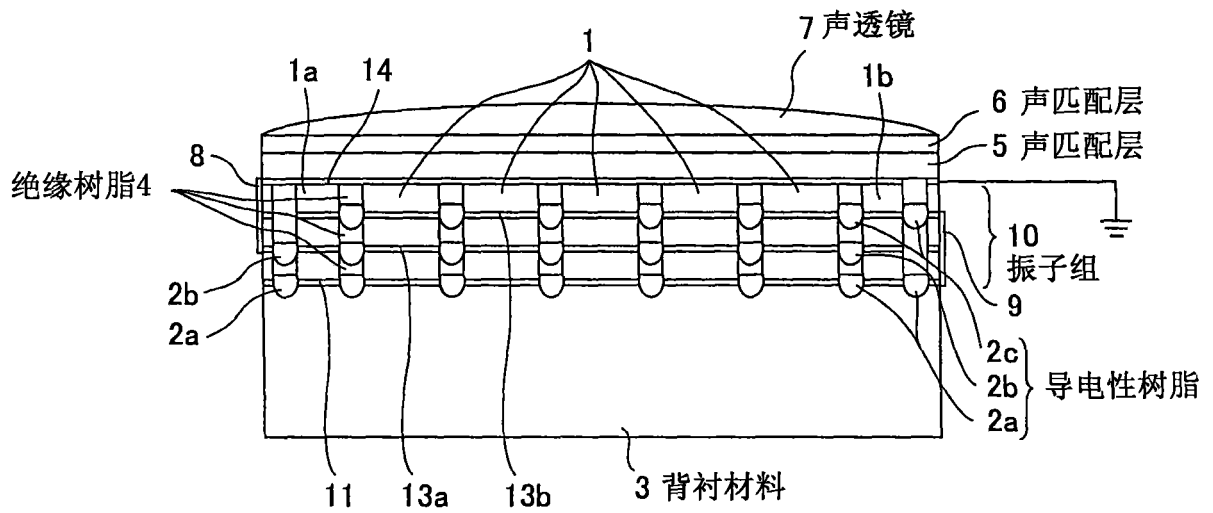


图7

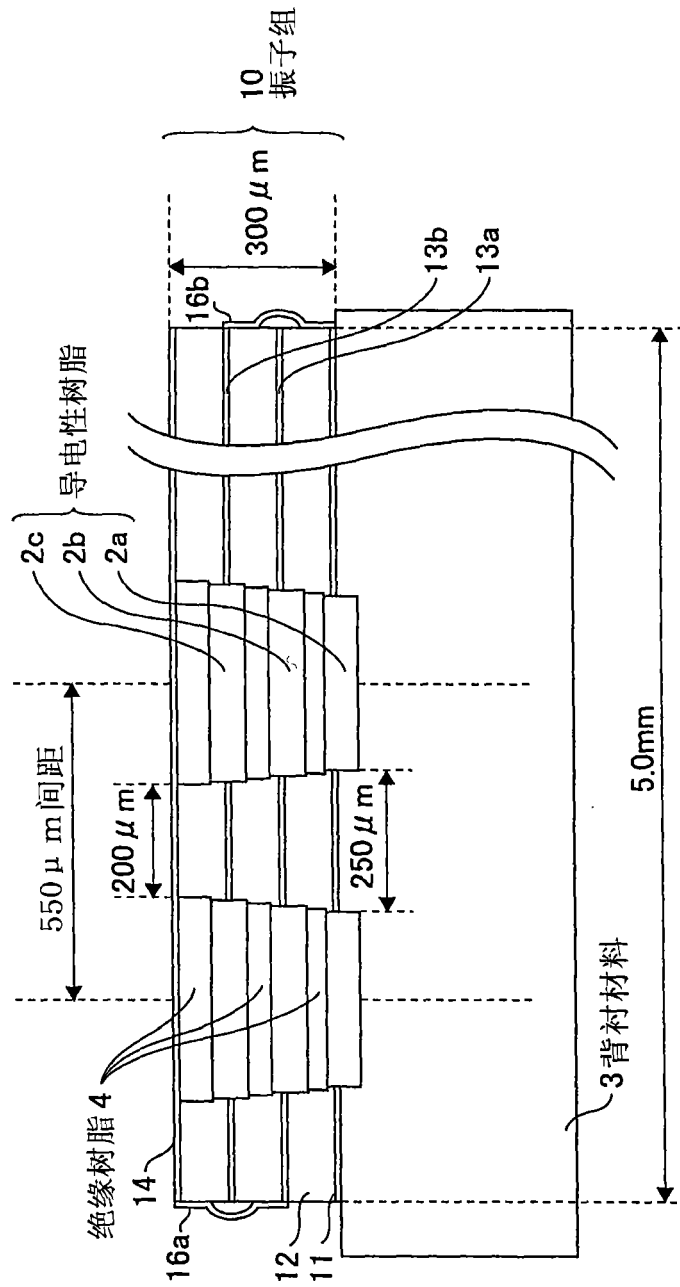


图8

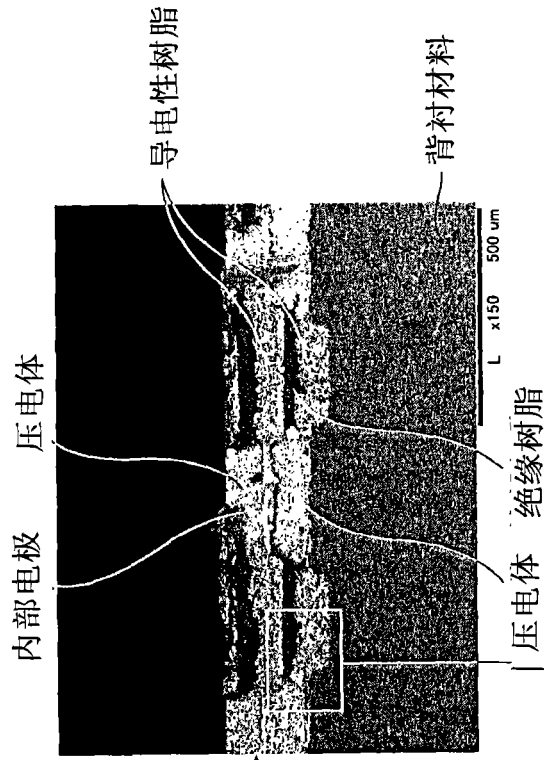


图9B

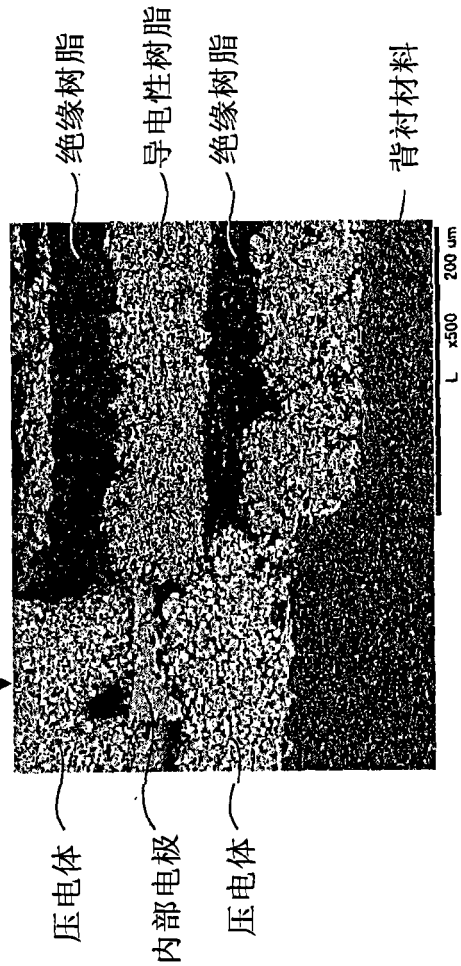


图9C

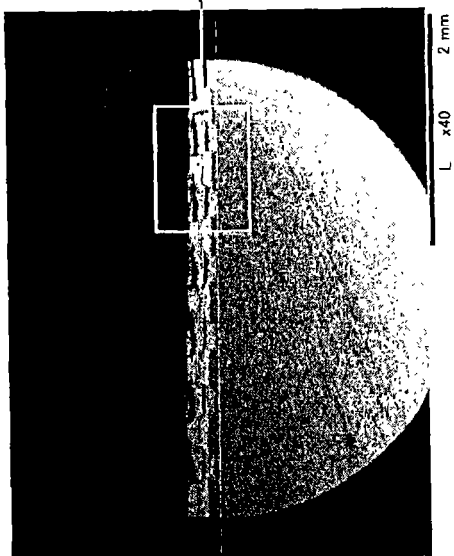


图9A

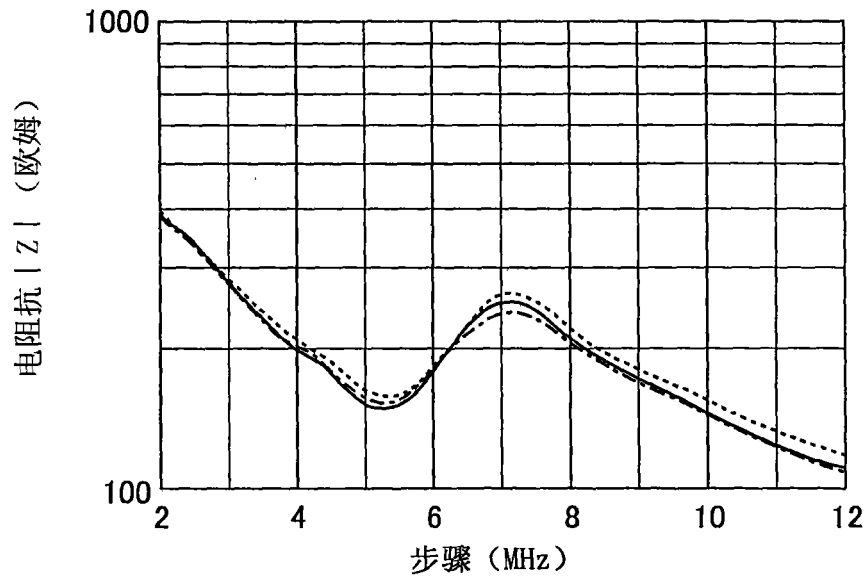


图10A

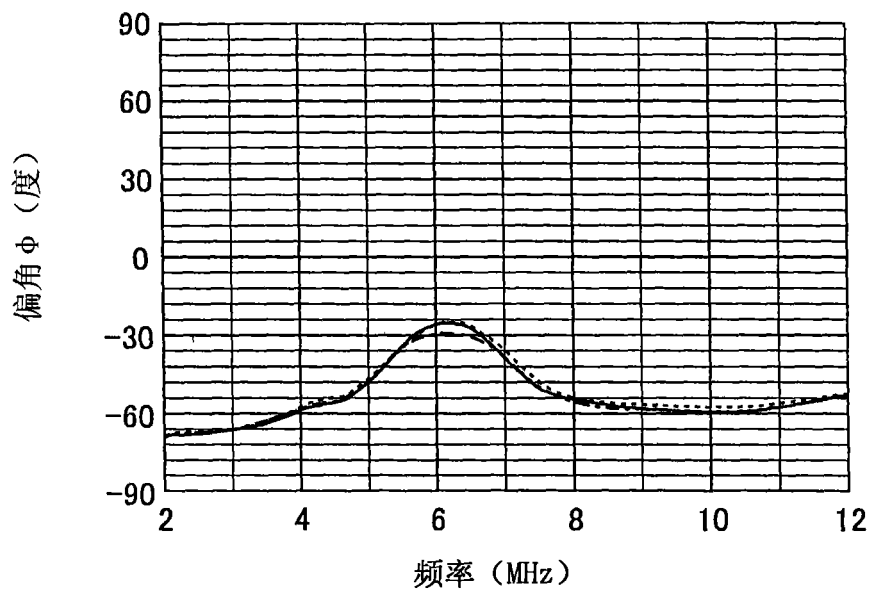


图10B

专利名称(译)	超声波探头及其制造方法		
公开(公告)号	CN101278843A	公开(公告)日	2008-10-08
申请号	CN200810090750.7	申请日	2008-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	大泽敦		
发明人	大泽敦		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/12 G01N29/24		
代理人(译)	陆锦华		
优先权	2007096199 2007-04-02 JP 2007255327 2007-09-28 JP		
其他公开文献	CN101278843B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种使振子细微化的同时实现高灵敏度及宽频带的、且具有发热对策的超声波探头。该超声波探头包括：背衬材料；层叠构造的振子阵列，在第1方向排列的多个振子构成振子组，在和第1方向不同的第2方向上排列多个振子组；第1层导电性树脂，使在各振子组中相邻的振子的第1电极层彼此电连接；第2层导电性树脂，使在各振子组中相邻的振子的内部电极层彼此电连接；和绝缘树脂，在各振子组中在多个振子之间的规定区域配置。

