



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101011263 B

(45) 授权公告日 2010.05.26

(21) 申请号 200610171120.3

(22) 申请日 2006.12.22

(30) 优先权数据

2005-370817 2005.12.22 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 青木稔 四方浩之 武内俊

牧田裕久 芝本弘一

(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 王以平

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G01N 29/24 (2006.01)

(56) 对比文件

EP 1445037 A3, 2004.08.11, 全文.

CN 1480100 A, 2004.03.10, 全文.

US 6551247 B2, 2003.04.22, 全文.

JP 特开平 11-151239 A, 1999.06.08, 全文.

US 4217684, 1980.08.19, 说明书第 4 栏第 20 行至第 5 栏第 2 行、附图 3-5.

US 2001/0041837 A1, 2001.11.15, 说明书第 8 页第 [0135] 至 [0136] 段、附图 11.

审查员 陈昭阳

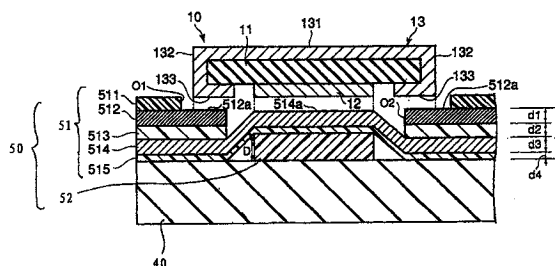
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 4 页

(54) 发明名称

超声波探头

(57) 摘要

本发明的超声波探头具备:在背面具有接地电极 (13) 和信号电极 (12) 的压电振子 (10);配置在上述压电振子 (10) 的前面侧的声音匹配层 (30);配置在上述压电振子 (10) 的背面侧的衬垫材料 (40);可变形基板 (50),隔在上述压电振子 (10) 和上述衬垫材料 (40) 之间,覆盖上述压电振子 (10) 的背面全体,并且具有接地布线层 (512) 和信号布线层 (514),其中接地布线层 (512) 和信号布线层 (514) 分别从上述可变形基板 (50) 的与上述压电振子 (10) 相对的表面露出,通过上述接地布线层 (512) 的露出面 (512a) 和信号布线层 (514) 的露出面 (514a) 与上述接地电极 (13) 和信号电极 (12) 电连接。



1. 一种超声波探头,其特征在于包括:

在背面具有第一电极和第二电极的压电振子;

配置在上述压电振子的前面侧的声音匹配层;

配置在上述压电振子的背面侧的衬垫材料;

可变形基板,夹在上述压电振子和上述衬垫材料之间,覆盖上述压电振子的背面全体,并且具有第一布线层和第二布线层,其中

上述压电振子还包括压电体,上述第二电极位于上述压电体的背面边缘的内侧,

上述第一布线层和上述第二布线层分别从上述可变形基板的与上述压电振子相对的表面露出,通过上述第一布线层的露出面和上述第二布线层的露出面与上述第一电极和上述第二电极电连接,

该超声波探头还包括间隔物,该间隔物夹在上述可变形基板的基板本体和上述衬垫材料之间,使上述可变形基板的一部分隆起,将上述第一布线层和上述第二布线层中的配置在离上述压电振子远的位置处的布线层的露出面,定位为与配置在离上述压电振子近的位置处的布线层的露出面处于同一平面内。

2. 根据权利要求1所述的超声波探头,其特征在于:

分别用厚度小于等于 $5\mu\text{m}$ 的非导电性粘接剂,将上述第一电极与上述第一布线层、以及上述第二电极与上述第二布线层粘接起来。

3. 一种超声波探头,其特征在于包括:

发送接收超声波的压电振子;

配置在上述压电振子的前面侧的声音匹配层;

配置在上述压电振子的背面侧的衬垫材料;

可变形基板,夹在上述压电振子和上述衬垫材料之间,覆盖上述压电振子的背面全体,并且具有第一布线层和第二布线层,其中

上述压电振子具有:

具有压电效果的压电体;

形成在上述压电体的背面边缘的内侧的第一电极;

第二电极,具有形成在上述压电体的前面的第一部分、形成在上述压电体的背面并夹着上述第一电极而位于两侧的第二部分,

上述第一布线层在与上述第一电极相对的部位从上述可变形基板露出,上述第二布线层在与上述第二电极的第二部分相对的部位从上述可变形基板露出,

上述第一布线层和第二布线层分别通过上述第一布线层的露出面和上述第二布线层的露出面,与上述第一电极和上述第二电极电连接,

上述超声波探头还包括间隔物,该间隔物夹在上述可变形基板的基板本体和上述衬垫材料之间,使上述可变形基板的一部分隆起,将上述第一布线层和上述第二布线层中的配置在离上述压电振子远的位置处的布线层的露出面,定位为与配置在离上述压电振子近的位置处的布线层的露出面处于同一平面内。

4. 根据权利要求3所述的超声波探头,其特征在于:

分别用厚度小于等于 $5\mu\text{m}$ 的非导电性粘接剂,将上述第一电极与上述第一布线层、以及上述第二电极与上述第二布线层粘接起来。

5. 一种超声波探头,其特征在于包括:

多个压电体;

形成在上述各压电体的第一面边缘的内侧的第一电极;

第二电极,具有夹着上述第一电极形成在上述各压电体的上述第一面上的第一部分、形成在上述各压电体的与上述第一面相对的第二面上的第二部分、将上述第一部分和上述第二部分电连接起来的第三部分;

配置在上述各压电体的上述第二面侧的声音匹配层;

可变形基板,设置在上述各压电体的上述第一面侧,具有与上述各第一电极连接的第一布线层、与上述各第二电极连接的第三布线层,其中

上述第一布线层具有与多个上述第一电极相对的第一露出面,

上述第三布线层具有与多个上述第二电极相对的第二露出面,

上述超声波探头还具备间隔物,该间隔物通过按压上述第一露出面和上述第二露出面的至少一个,使该第一露出面和第二露出面实质上成为相同的高度。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波探头,其特征在于:

上述第一布线层是用于向上述各第一电极供给驱动信号的布线,

上述第三布线层是用于将上述多个第二电极与接地连接的布线。

7. 根据权利要求 5 所述的超声波探头,其特征在于:

上述第一面的上述第一电极的高度与上述第二电极的高度实质上相同。

8. 根据权利要求 6 所述的超声波探头,其特征在于:

分别用厚度小于等于 $5\mu\text{m}$ 的非导电性粘接剂,将上述第一电极与上述第一布线层、以及上述第二电极与上述第三布线层粘接起来。

超声波探头

技术领域

[0001] 本发明涉及与超声波诊断装置连接并对被检体发送接收超声波的超声波探头。

背景技术

[0002] 超声波探头是通过向对象物照射超声波,接收来自对象物内的声音阻抗不同的界面的反射波,而对对象物的内部进行图像化的装置。在用于检查人体的内部的超声波诊断装置等中采用这样的超声波探头。

[0003] 现有的超声波探头包括压电振子、配置在压电振子前面的声音匹配层、配置在压电振子的背面的衬垫 (backing) 材料、与压电振子连接的可变形 (flexible) 基板。压电振子在其前面和背面分别具备接地电极和信号电极,并根据从接地电极和信号电极施加的电压,产生用于扫描对象物的超声波。

[0004] 其中,在压电振子和可变形基板的连接中主要使用 2 种方法。

[0005] 第一方法是:在压电振子的背面引出接地电极,通过该接地电极的在压电振子的背面引出的部分,而在压电振子的背面侧将压电振子的接地布线和可变形基板连接起来(例如日本特开平 11-151239 号公报)。

[0006] 第二方法是:在声音匹配层的表面全体上形成电镀电极,通过该电镀电极,在压电振子的前面侧将压电振子的接地布线和可变形基板连接起来。也有使用具有导电性的声音匹配层的情况。在该情况下,不需要电镀电极。

[0007] 另外,在第一方法和第二方法中,都在压电振子的背面侧进行压电振子的信号电极和可变形基板的连接。

[0008] 但是,在第一方法中,通过焊锡工序将压电振子的接地电极和可变形基板的布线电连接起来。因此,有压电振子所使用的压电材料受到热的影响而劣化的情况。

[0009] 另外,在第一方法中,在衬垫材料的侧面,形成用于插入可变形基板的切口。因此,压电振子在切口部分成为悬浮状态。由此,在压电振子和衬垫材料的接合时,如果将压电振子向衬垫材料加压,则会对压电振子产生偏加压,使压电振子破裂。

[0010] 进而,在第一方法中,在一个位置将压电振子的接地电极和可变形基板连接起来。因此,压电振子的接地电极和可变形基板的电结合可靠性低。

[0011] 另外,在第二方法中,作为形成在声音匹配层的表面的电镀电极,使用声音阻抗高的金属。因此,由于在超声波的传播路径中存在电镀电极,所以有声音匹配的条件紊乱,声音特性低下的情况。

[0012] 进而,在第二方法中,具有导电性的声音匹配层由于并不只限于必须具有希望的声音阻抗,所以有由于材料的制约而无法得到充分的声音匹配条件的情况。

发明内容

[0013] 本发明就是鉴于上述问题而提出的,其目的在于:提供一种压电振子难以破损,具有高可靠性和良好的声音特性的超声波探头。

[0014] 根据一个方面的发明,是一种超声波探头,具备:在背面具有第一电极和第二电极的压电振子;配置在上述压电振子的前面侧的声音匹配层;配置在上述压电振子的背面侧的衬垫材料;隔在上述压电振子和上述衬垫材料之间,覆盖上述压电振子的背面全体,并且具有第一布线层和第二布线层的可变形基板,其中上述第一布线层和上述第二布线层分别从上述可变形基板的与上述压电振子相对的表面露出,通过上述第一布线层的露出面和上述第二布线层的露出面与上述第一电极和上述第二电极电连接。

[0015] 根据另一个方面的发明,是一种超声波探头,具备:发送接收超声波的压电振子;配置在上述压电振子的前面侧的声音匹配层;配置在上述压电振子的背面侧的衬垫材料;隔在上述压电振子和上述衬垫材料之间,覆盖上述压电振子的背面全体,并且具有第一布线层和第二布线层的可变形基板,其中上述压电振子具有:具有压电效果的压电体;形成在上述压电体的背面的一部分上的第一电极;第二电极,具有形成在上述压电体的前面的第一部分、形成在上述压电体的背面并夹着上述第一电极而位于两侧的第二部分,上述第一布线层在与上述第一电极相对的部位从上述可变形基板露出,上述第二布线层在与上述第二电极的第二部分相对的部位从上述可变形基板露出,上述第一布线层和第二布线层分别通过上述第一布线层的露出面和上述第二布线层的露出面,与上述第一电极和上述第二电极电连接。

[0016] 根据又一个方面的发明,是一种超声波探头,具备:多个压电体;形成在上述各压电体的第一面上的第一电极;第二电极,具有夹着上述第一电极形成在上述各压电体的上述第一面上的第一部分、形成在上述各压电体的与上述第一面相对的第二面上的第二部分、将上述第一部分和上述第二部分电连接起来的第三部分;配置在上述各压电体的上述第二面侧的声音匹配层;可变形基板,设置在上述各压电体的上述第一面侧,具有与上述各第一电极连接的第一布线层、与上述各第二电极连接的第二布线层。

附图说明

[0017] 图 1 是本发明的一个实施例的超声波探头的概要图。

[0018] 图 2 是该实施例的压电振子的断面图。

[0019] 图 3 是该实施例的可变形基板的概要图。

[0020] 图 4 是该实施例的压电振子和衬垫材料和可变形基板的分解图。

[0021] 图 5 是用于说明该实施例的效果的图。

具体实施方式

[0022] 以下,一边参考图 1~图 5,一边说明本发明的一个实施例。

[0023] (超声波探头的结构)

[0024] 图 1 是本发明的一个实施例的超声波探头的概要图。

[0025] 如图 1 所示,本实施例的超声波探头向探头的轴心方向发送接收超声波,主要具备压电振子 10、声音透镜 20、声音匹配层 30、衬垫材料 40、可变形基板 50。另外,在以下的说明中,将超声波扫描的方向作为扫描方向(相对于纸面为直角方向),将超声波收敛的方向作为透镜方向(纸面上的左右方向)。

[0026] [压电振子 10]

[0027] 图 2 是本实施例的压电振子 10 的断面图。

[0028] 如图 2 所示,压电振子 10 具备:具有压电效果的压电体 11;向压电体 11 施加信号电压的信号电极(第二电极)12;向压电体 11 施加接地电压的接地电极(第一电极)13。

[0029] 压电体 11 相对于扫描方向被分割为多个元件。压电体 11 的厚度是 $100\mu\text{m} \sim 500\mu\text{m}$ 左右。作为压电体 11 的材料,例如使用 PZT 等压电陶瓷。

[0030] 信号电极 12 形成在压电体 11 的背面。信号电极 12 的形成范围被限定为相对于透镜方向位于压电体 11 的背面边缘的内侧。即,在压电体 11 的背面的相对于透镜方向的边缘附近,存在不形成信号电极 12 的区域。作为信号电极 12 的材料,使用导电性良好的金、铜等金属。

[0031] 接地电极 13 包括:形成在压电体 11 的前面的前面电极部分(第一部分)131;形成在压电体 11 的透镜方向的两侧面的侧面电极部分 132;形成在压电体 11 的背面的背面电极部分(第二部分)133。前面电极部分 131、侧面电极部分 132、背面电极部分 133 相互电连接。作为接地电极 13 的材料,使用导电性良好的铜等金属。

[0032] 背面电极部分 133 逐一地形成在透镜方向的两侧,使得夹着信号电极 12。即,背面电极部分 133 形成在压电体 11 的背面的没有形成信号电极 12 的区域中。

[0033] [声音透镜 20]

[0034] 声音透镜 20(参考图 1)使发送接收的超声波收敛而整形为波束状,它被配置在声音匹配层 30 的前面。作为声音透镜 20 的材料,使用声音阻抗与生物体接近的硅等。

[0035] [声音匹配层 30]

[0036] 声音匹配层 30(参考图 1)使压电振子 10 和声音透镜 20 声音匹配,它隔在压电振子 10 和声音透镜 20 之间。声音匹配层 30 包括第一匹配层 31 和第二匹配层 32。作为第一、第二声音匹配层 31、32 的材料,并没有特别限制,但要选定材质使得声音阻抗从压电振子 10 向声音透镜 20 阶段地变化。

[0037] [衬垫材料 40]

[0038] 衬垫材料 40 吸收传播到压电振子 10 的背面侧的超声波,它被配置在压电振子 10 的背面侧。作为衬垫材料 40 的材料,并没有特别限定,但使用吸音性优越的橡胶等。

[0039] [可变形基板 50]

[0040] 图 3 是本实施例的可变形基板 50 的概要图,图 4 是本实施例的压电振子 10 和衬垫材料 40 和可变形基板 50 的分解图。另外,图 3 中的可变形基板 50 是热施压之前的基板。

[0041] 可变形基板 50 对向压电振子 10 传输的驱动信号、来自压电振子 10 的接收信号进行传输,隔在压电振子 10 和衬垫材料 40 之间。

[0042] 如图 3 和图 4 所示,该可变形基板 50 包含基板本体 51 和间隔物(spacer)52。基板本体 51 包含从压电振子 10 向衬垫材料 40 顺序地层叠的第一绝缘层 511、接地布线层(第一布线)512、第二绝缘层 513、信号布线层(第二布线层)514、第三绝缘层 515。

[0043] 接地布线层 512 的厚度和信号布线层 514 的厚度大致相等。另外,以后用(d1)和(d3)表示各个的厚度。作为接地布线层 512 和信号布线层 514 的材料,使用导电性良好的铜等金属。

[0044] 对于第一绝缘层 511,相对于透镜方向除去了比与压电振子 10 的背面对应的部分仅大一点区域。即,在第一绝缘层 511 中,相对于透镜方向,形成比压电振子 10 的背面仅

大一点的开口 01。

[0045] 接地布线层 512 和第二绝缘层 513 相对于透镜方向,除去了比与压电振子 10 的背面对应的部分小并且比与信号电极 12 对应的部分大的区域。即,在接地布线层 512 层和第二绝缘层 513 中,相对于透镜方向,形成比压电振子 10 的背面小并且比信号电极 12 大的开口 02。由此,信号布线层 514 从可变形基板 50,露出到形成在压电振子 10 的背面的信号电极 12。并且,开口 02 的大小比形成在第一绝缘层 511 上的开口 01 的大小小。因此,接地布线层 512 从形成在压电振子 10 的背面的 2 个背面电极部分 133 露出。

[0046] 间隔物 52 隔在衬垫材料 40 和可变形基板 50 之间,使可变形基板 50 的与压电振子 10 的信号电极 12 对应的部分朝向压电振子 10 隆起。间隔物 52 的形成范围大致与压电振子 10 的信号电极 12 的形成范围对应。但是,间隔物 52 的形成范围只要限定于形成在接地布线层 512 和第二绝缘层 513 上的开口 02 的内侧,则比信号电极 12 大或小都可以。

[0047] 如图 4 所示,间隔物 52 的厚度 (D) 被设置为可变形基板 50 的接地布线层 512 的厚度 (d1) 与第二绝缘层 513 的厚度 (d2) 的和 (d1+d2)。因此,从衬垫材料 40 的前面到信号布线层 514 的露出面 514a 的厚度为信号布线层 514 的厚度 (d3)、第三绝缘层 515 的厚度 (d4)、以及间隔物 52 的厚度 (d1+d2) 的和 (d1+d2+d3+d4)。这与从衬垫材料 40 到接地布线层 512 的露出面 512a 的厚度相等。即,通过将间隔物 52 的厚度 (D) 设置为 (d1+d2),而使接地布线层 512 的露出面 512a 和信号布线层 514 的露出面 514a 包含在同一平面内。

[0048] 另外,还可以与间隔物 52 的材料相应地微调整间隔物 52 的厚度 (D)。即,如果间隔物 52 是柔软的材料,则通过夹在衬垫材料 40 和基板本体 51 之间而稍微压缩。因此,考虑到间隔物 52 的压缩量 (α),可以事先将间隔物 52 的厚度 (D) 设置为 (d1+d2+ α)。

[0049] 接地电极 13 的 2 个背面电极部分 133 分别与接地布线层 512 的 2 个露出面 512a 电连接。另外,信号电极 12 与信号布线层 514 的露出面 514a 电连接。

[0050] 在压电振子 10 与可变形基板 50 的接合时使用非导电性粘接剂。作为非导电性粘接剂的材料,并没有特别限制,但在本实施例中用环氧树脂等树脂。将非导电性粘接剂的厚度设置为小于等于 $5\mu\text{m}$ 。

[0051] (可变形基板 50 的制造工序)

[0052] 首先,对第一绝缘层 511、接地布线层 512、第二绝缘层 513、信号布线层 514 以及第三绝缘层 515 进行层叠。然后,通过热施压等对这些层叠体进行加压。由此,信号布线层 514 和第三绝缘层 515 受到来自间隔物 52 的按压而在开口 02 的内侧隆起,接地布线层 512 的露出面 512a 和信号布线层 514 的露出面 514a 被设置在同一平面内。以上,完成可变形基板 50 的制造工序。

[0053] (压电振子 10、衬垫材料 40、可变形基板 50 的接合工序)

[0054] 首先,在衬垫材料 40 的前面涂抹粘接剂。然后,可变形基板 50 对衬垫材料 40 加压,使衬垫材料 40 和可变形基板 50 接合。

[0055] 接着,向压电振子 10 的信号电极 12 和接地电极 13 的背面电极部分 133 涂抹非导电性粘接剂。这时,将非导电性粘接剂的厚度设置为小于等于 $5\mu\text{m}$ 。然后,压电振子 10 对可变形基板 50 加压,使可变形基板 50 和压电振子 10 接合。由此,分别将信号布线层 514 的露出面 514a 与信号电极 12、接地布线层 512 的露出面 512a 与接地电极 13 的背面电极部分 133 电连接起来。以上,完成压电振子 10、衬垫材料 40、可变形基板 50 的接合工序。

[0056] 另外,在本实施例中,在衬垫材料 40 与可变形基板 50 的接合时,在衬垫材料 40 的前面涂抹粘接剂,但并不只限于此,也可以在可变形基板 50 的背面涂抹粘接剂。

[0057] 另外,在压电振子 10 与可变形基板 50 的接合时,向压电振子 10 所具有的信号电极 12 和背面电极部分 133 涂抹非导电性粘接剂,但并不只限于此,也可以向可变形基板 50 的信号布线层 514 的露出面 514a 和接地布线层 512 的露出面 512a 涂抹非导电性粘接剂。

[0058] (本实施例的作用)

[0059] 本实施例的可变形基板 50 在同一平面内设置信号布线层 514 的露出面 514a、接地布线层 512 的露出面 512a。因此,在可变形基板 50 的前面与压电振子 10 的背面密切接合时,在信号电极 12 与信号布线层 514 之间、或接地电极 13 的背面电极部分 133 与接地布线层 512 之间,几乎不产生间隙,因此能够在压电振子 10 与可变形基板 50 的粘接时使用非导电性树脂。其结果是不需要现有技术那样的焊锡工序,因此不对压电振子 10 的压电体 11 进行加热,能够防止制造工序中的压电体 11 的劣化。

[0060] 本实施例的可变形基板 50 被夹在压电振子 10 和衬垫材料 40 之间,而完全覆盖压电振子 10 的背面全体。因此,在衬垫材料 40 上不形成现有技术那样的用于容纳可变形基板 50 的端部的切口。其结果是在衬垫材料 40 上对压电振子 10 进行加压时,对压电振子 10 产生的压力没有偏差,压电振子 10 难以产生破损。

[0061] 本实施例的压电振子 10 在压电振子 10 的背面具备 2 个背面电极部分 133。即,本实施例的接地电极 13 延伸到压电振子 10 的背面上的信号电极 12 两侧的区域。另外,可变形基板 50 的接地布线层 512 在与接地电极 13 的背面电极部分 133 对应的 2 个位置处从可变形基板 50 露出。因此,压电振子 10 的接地电极 13 与可变形基板 50 的接地布线层 512 在 2 处电连接,因此与现有技术的 1 处连接相比,接合可靠性大大提高。进而,不需要如现有技术那样在声音匹配层的表面形成金属镀金,因此所设计的声音匹配条件难以紊乱,声音特性不降低。这样的效果特别在高频区域是显著的。

[0062] 图 5 表示使用了本实施例的超声波探头和现有的超声波探头的模拟结果。如该图所示,在现有的超声波探头中,在高频区域(例如 12MHz 以上的区域)中,因存在形成在声音匹配层的表面的金属镀金电极,而匹配条件产生劣化。而与此相对,在本实施例的超声波探头中,由于在声音匹配层的表面不形成金属镀金电极,所以能够在高频区域中也实现良好的灵敏度。

[0063] 本实施例的用于使压电振子 10 和可变形基板 50 接合的非导电性粘接材料的厚度被设置为小于等于 $5\mu\text{m}$ 。因此,从压电振子 10 向背面侧传播的超声波在该非导电性粘接材料处不反射,因此从超声波探头向被检体发送的超声波维持高质量。

[0064] 另外,在本实施例中,在压电振子 10 的背面形成有信号电极 12,但本发明并不只限于此。例如,如果压电振子是 2D 阵列型,则也可以将接地电压与向压电振子的前面和背面施加的信号电压替换。本发明也可以适用于具有这样的 2D 阵列型的压电振子的超声波探头。

[0065] 本发明并不只限于上述实施例的形式,在实施阶段,在不脱离其宗旨的范围内可以对构成要素进行变形并具体化。另外,通过对上述实施例所揭示的多个构成要素进行适当的组合,能够形成各种发明。例如,也可以从实施例所示的全部构成要素中删除几个构成要素。进而,也可以适当地组合不同实施例的构成要素。

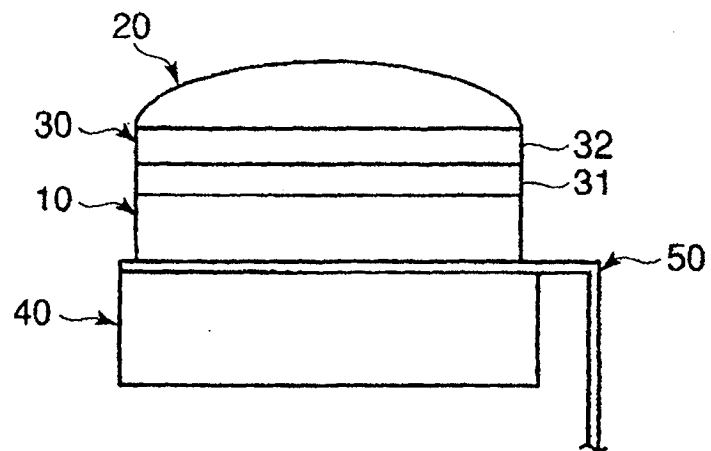


图 1

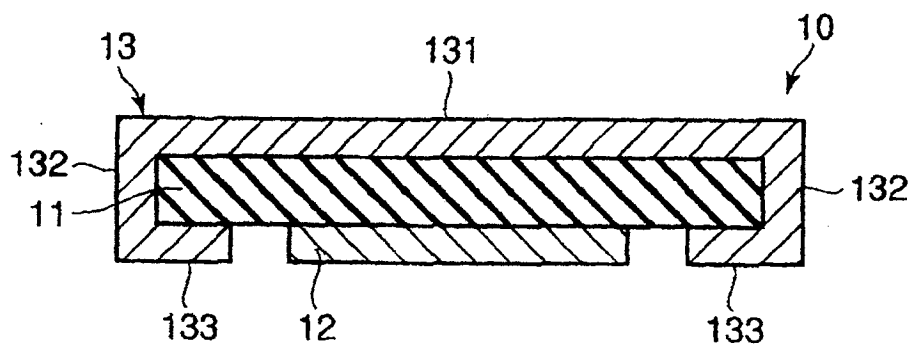


图 2

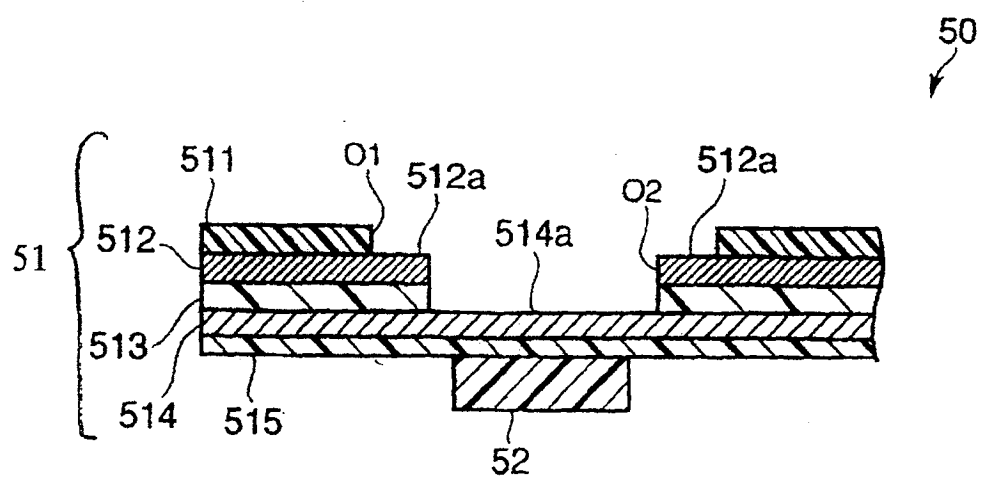


图 3

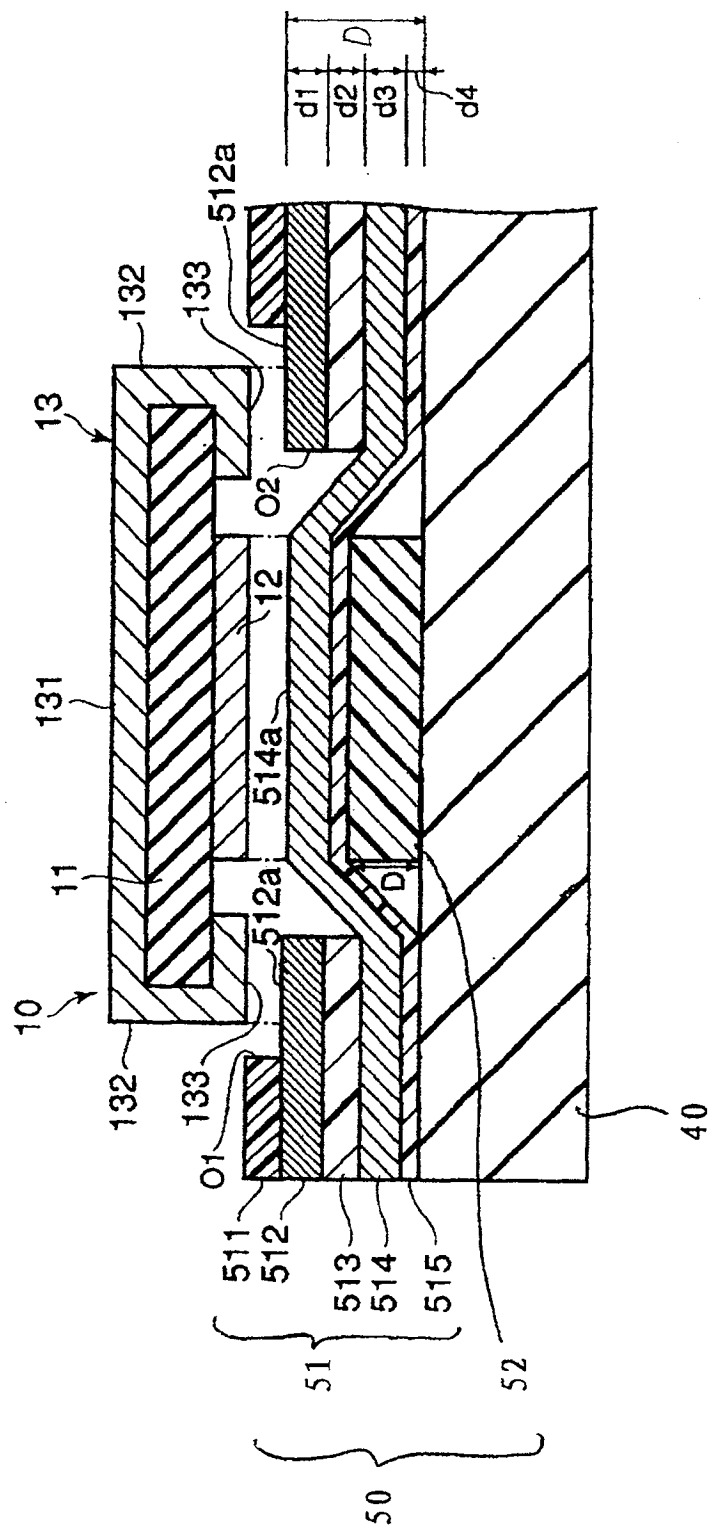


图 4

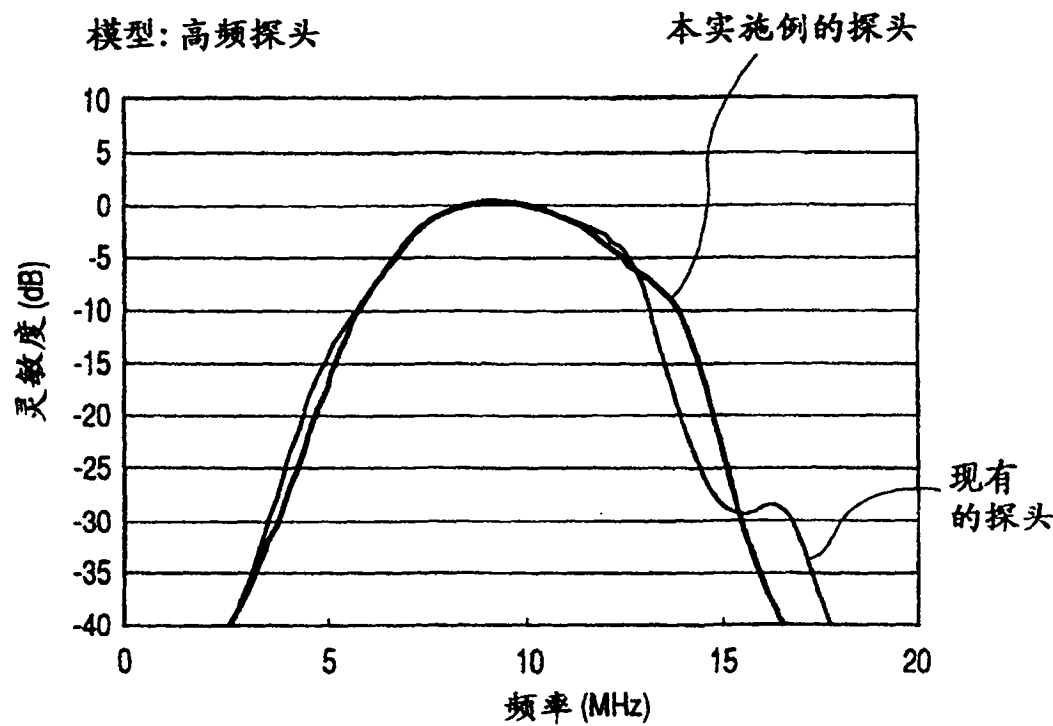


图 5

专利名称(译)	超声波探头		
公开(公告)号	CN101011263B	公开(公告)日	2010-05-26
申请号	CN200610171120.3	申请日	2006-12-22
[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	青木稔 四方浩之 武内俊 牧田裕久 芝本弘一		
发明人	青木稔 四方浩之 武内俊 牧田裕久 芝本弘一		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/24 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/4281 B06B1/0622		
审查员(译)	陈昭阳		
优先权	2005370817 2005-12-22 JP		
其他公开文献	CN101011263A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的超声波探头具备：在背面具有接地电极(13)和信号电极(12)的压电振子(10)；配置在上述压电振子(10)的前面侧的声音匹配层(30)；配置在上述压电振子(10)的背面侧的衬垫材料(40)；可变形基板(50)，隔在上述压电振子(10)和上述衬垫材料(40)之间，覆盖上述压电振子(10)的背面全体，并且具有接地布线层(512)和信号布线层(514)，其中接地布线层(512)和信号布线层(514)分别从上述可变形基板(50)的与上述压电振子(10)相对的表面露出，通过上述接地布线层(512)的露出面(512a)和信号布线层(514)的露出面(514a)与上述接地电极(13)和信号电极(12)电连接。

