

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 8/00

G01N 29/00



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410089942.8

[43] 公开日 2005 年 3 月 23 日

[11] 公开号 CN 1596831A

[22] 申请日 2004.2.24

[21] 申请号 200410089942.8

[30] 优先权

[32] 2003. 2.24 [33] JP [31] 046515/2003

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同申请人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 须藤正昭 比企进 佐藤信一
佐藤太平

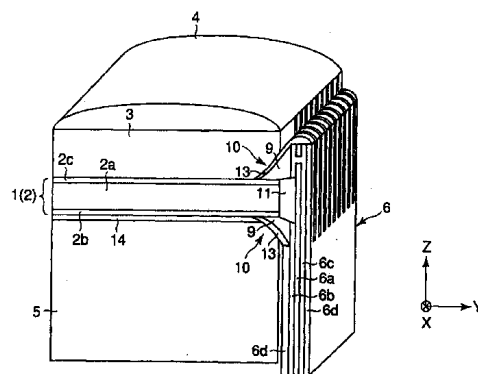
[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所
代理人 李德山

权利要求书 3 页 说明书 11 页 附图 12 页

[54] 发明名称 超声波探测头及其制造方法

[57] 摘要

本发明提供一种超声波探测头，其具有发送、接收超声波用的压电振子(1)和向该压电振子通电用的导电基板 FPC(6)，上述 FPC(6)与上述压电振子(1)的侧面相对配置，在由上述压电振子(1)和上述 FPC(6)构成的角部(10)处，配置有电连接压电振子(1)和 FPC(6)电连接的焊锡材料(9)。



ISSN 1008-4274

1、一种超声波探测头，具有发送、接收超声波用的压电振子和向该压电振子通电用的导电基板，上述导电基板与上述压电振子的侧面相对配置，在由上述压电振子和上述导电基板构成的角部处，配置有电连接这些压电振子和导电基板的导电性材料。

2、如权利要求 1 所述的超声波探测头，其中上述导电性基板具有信号用配线和接地用配线。

3、如权利要求 2 所述的超声波探测头，其中上述压电振子和上述信号用配线的连接部与上述压电振子和上述接地用配线的连接部之间由非导电性材料进行绝缘。

4、如权利要求 1 所述的超声波探测头，其中上述导电基板具有信号用配线和接地用配线，

这些配线中的任一个配线通过配置在第 1 角部处的导电性材料与在上述压电振子表面侧上形成的第 1 电极电连接，其中第 1 角部由上述压电振子的表面与上述导电基板构成，

而另一个配线通过配置在第 2 角部处的导电性材料与在上述压电振子内面侧上形成的第 2 电极电连接，其中第 2 角部由上述压电振子的内面与上述导电基板构成。

5、如权利要求 1 所述的超声波探测头，其中提供给上述角部处的导电性材料被非导电性材料覆盖。

6、如权利要求 1 所述的超声波探测头，其中上述导电基板的上述压电振子侧的表面配置在与上述压电振子侧面相同的平面上或配置在与上述压电振子具有间隔的平面上。

7、如权利要求 1 所述的超声波探测头，其中上述导电基板在上述压电振子附近形成成为平板状。

8、如权利要求 1 所述的超声波探测头，其中上述导电性材料形成成为焊角状。

9、一种超声波探测头，具有发送、接收超声波用的压电振子、向该压电振子通电用的设置有信号用配线的第 1 导电基板和与上述压电振子连接用的设置有接地用配线的第 2 导电基板，在上述第 1 导电基板与上述压电振子的第 1 侧

面相对配置, 上述第2导电基板与上述压电振子的第2侧面相对配置,

上述接地用配线由配置在第1角部处的导电性材料电连接, 其中第1角部由在上述压电振子第1主表面侧上形成的第1电极和上述第1导电基板构成,

上述信号用配线由配置在第2角部处的导电性材料电连接, 其中第2角部由
5 在上述压电振子第2主表面侧上形成的第2电极和上述第2导电基板构成。

10、如权利要求9所述的超声波探测头, 其中上述压电振子和上述信号用配线的连接部与上述压电振子和上述接地用配线的连接部之间由非导电性材料进行绝缘。

11、如权利要求9所述的超声波探测头, 其中上述导电性材料被非导电性材料所覆盖。
10

12、如权利要求9所述的超声波探测头, 其中上述导电基板的上述压电振子侧的表面配置在与上述压电振子侧面相同的平面上或配置在与上述压电振子具有间隔的平面上。

13、如权利要求9所述的超声波探测头, 其中上述导电性材料形成为焊角状。

14、一种超声波探测头的制造方法, 是制造具有发送、接收超声波用的压电振子、向该压电振子通电用的导电基板的超声波探测头的超声波探测头的制造方法, 具有: 将上述导电基板与上述压电振子侧面相对配置的配置步骤, 向由上述压电振子和上述导电基板构成的角部提供导电性材料的导电性材料供给步骤, 以及通过加热上述导电性材料使上述压电振子和上述导电基板电连接的加
15
20 热步骤。

15、如权利要求14的超声波探测头的制造方法, 其中作为上述导电性材料采用焊锡材料, 在加热该焊锡材料时采用接触式加热部件。

16、如权利要求14的超声波探测头的制造方法, 其中作为上述导电性材料采用焊锡材料, 在加热该焊锡材料时采用非接触式加热部件。

17、如权利要求14的超声波探测头的制造方法, 其中作为上述导电性材料采用热固化材料。
25

18、如权利要求14的超声波探测头的制造方法, 其中作为上述导电性材料采用焊糊。

19、如权利要求14的超声波探测头的制造方法, 其中作为上述导电性材料采用光反应性固化材料。
30

20、如权利要求 14 的超声波探测头的制造方法，其中在将上述压电振子与上述导电性基板电连接后，对上述压电振子进行再极化处理。

超声波探测头及其制造方法

5 相关申请的交叉参考

本申请基于2003年2月24日提交的申请号为2003-46515的在先日本专利申请并要求其优先权，该申请的整个内容在此引入作为参考。

技术领域

10 本发明涉及接收和发送超声波用的超声波探测头及其制造方法。

背景技术

在例如医疗用诊断和工业用诊断中采用超声波诊断装置，其通过对人体和管道等诊断对象发出超声波并接收其反射波，检测出体内病灶和管道的龟裂等。

15 该超声波诊断装置由超声波诊断装置本身和发出、接收超声波用的超声波探测头构成。

图14和图15示出了现有医疗用超声波诊断装置的超声波探测头的结构。如图14所示，该超声波探测头具有压电振子201。该压电振子201是通过对板状压电振动材料进行切块加工，将其元件化而形成的长方形压电元件。

20 在压电振子201的接地电极201c侧处，设置有匹配声阻抗用的声匹配层203，并进一步在声匹配层203的表面设置声透镜205。此外，在压电振子201的信号电极201b侧处通过环氧类树脂207结合有由吸音性能优异的橡胶等形成的衬垫材料209。

25 在压电振子201的两个侧面处相对地配置有柔性印刷电路211(FPC)。在各FPC211的前端部，压电振子201的信号电极201b和接地电极201c通过焊锡材料相连接。

该FPC211如图15所示，在其与压电振子201的连接部的附近处，呈约90度弯曲，在其基端部与衬垫材料209侧配置的超声波诊断装置主体(未图示)相连接。

30 在使用上述结构的超声波探测头时，首先将声透镜205与诊断对象相接触。

然后通过 FPC211 将电信号附加在压电振子 201 上,使得从压电振子 201 发出超声波。发生的超声波通过声透镜 205 向诊断对象发出信号,在诊断对象内部反射后,由压电振子 201 接收信号。所接收的超声波在压电振子 201 处被转换成电信号,通过 FPC211 发送到超声波诊断装置主体。

5 根据这种结构的超声波探测头, FPC211 在其与压电振子 201 的结合部附近呈约 90 度弯曲。如果根据大弯曲理论,在 FPC211 弯曲部的工作弯曲应力超过 $100[\text{N}/\text{mm}^2]$,由 FPC211 的弯曲部的工作弯曲应力, FPC211 与压电振子 201 的结合部非常容易破损。特别是在切片加工时,由于在 FPC211 与压电振子 201 的结合部施加大的加工应力,因此结合部更容易破损。

10 因此开发出一种这样的结构,使压电振子从衬垫材料的端面突出, FPC 以不弯曲的方式与压电振子相连。在这种超声波探测头中, FPC 沿着衬垫材料的端面配置, FPC 的端部与压电振子突出端下部形成的接地电极接合。

但是,如果压电振子的端部从衬垫材料的端面突出,该突出部分呈在空中悬浮的结构,则在切片加工时所产生的加工应力容易造成压电材料产生破裂的问题。如果压电材料产生破裂,对超声波特性则会产生大的影响,因此近年来需求以不损伤压电材料的方式进行切片加工的方法。

发明内容

本发明是针对上述情况作出的,其目的是提供一种可抑制压电材料破裂、提
20 高压电振子和导电性基板结合强度的超声波探测头及其制造方法。

为解决上述问题和达到目的,本发明的超声波探测头及其制造方法为如下所示的构成。

具有发送、接收超声波用的压电振子和与该压电振子通电用的导电基板,上述导电基板与上述压电振子的侧面相对配置,在由上述压电振子和上述导电基
25 板构成的角部处,配置有电连接这些压电振子和导电基板的导电性材料。

本发明的其它目的和优点将在以下的描述中进行说明,并且其一部分将从描述中清楚明了,或者通过实施本发明而了解。本发明的目的和优点将通过此后具体指出的实施方式和组合而实现和得到。

30 附图说明

附图在此引入并作为本说明书的一部分，这些附图图解了本发明的优选实施例，并与以上给出的概述和以下给出的优选实施例的详细说明一起用于解释本发明的原理。

图 1 为显示作为本发明第 1 实施形式的超声波探测头结构的斜视图。

5 图 2 为显示与上相同的实施形式的超声波探测头结构的截面图。

图 3 为显示从图 2 中 A-A 线切断与上相同的实施形式的超声波探测头结构而得到的截面图。

图 4 为显示从图 2 中 B-B 线切断与上相同的实施形式的超声波探测头结构而得到的截面图。

10 图 5A~5C 为显示作为相同实施形式的超声波探测头的制造方法的步骤图。

图 6A~6C 为显示作为相同实施形式的超声波探测头的制造方法的步骤图。

图 7A, 7B 为显示作为相同实施形式的超声波探测头的制造方法的步骤图。

图 8 为显示作为相同实施形式的信号用配线和接地用配线在切片加工前的形状的简图。

15 图 9 为显示作为本发明第 2 实施形式的超声波探测头结构的截面图。

图 10 为显示剥离强度评价实验结果的图表。

图 11 为显示切片加工耐性实验结果的相片，A 表示在结合部处形成焊角的情形，B 表示在结合部处不形成焊角的情形。

图 12 为显示作为本发明第 3 实施形式的超声波探测头结构的截面图。

20 图 13 为显示现有超声波探测头结构的截面图。

图 14 为显示现有超声波探测头结构的斜视图。

图 15 为显示现有超声波探测头结构的截面图。

具体实施方式

25 以下参照图 1~图 8 对本发明的第 1 形式进行说明。图 1 为显示作为本发明第 1 实施形式的超声波探测头结构的斜视图。图 2 为显示与上相同的实施形式的超声波探测头结构的截面图。图 3 为显示从图 2 中 A-A 线切断与上相同的实施形式的超声波探测头结构而得到的截面图。图 4 为显示从图 2 中 B-B 线切断而得到的截面图。

30 图 1 和图 2 中所示的超声波探测头具有压电振子 1。该压电振子 1 制作成为

长方体形状,其3个棱互相正交,分别与x、y、z3个方向一致。

如图3所示,压电振子1由沿x方向以预定间距并列设置的多个(例如128~256个)长方形压电元件2构成(图中仅示出11个)。

各个压电元件2具有压电材料2a、接地电极2c(第1电极)和信号电极(第2电极),信号电极2b和接地电极2c分别设置在压电材料2a的z方向的两个端面处。而在接地电极2c的表面上,分别设置匹配声阻抗用的声匹配层3。

作为压电材料2a的原料,使用锆钛酸铅(PZT)陶瓷、铌酸铅和钛酸铅的固溶体形成的PZNT单晶体、铌酸铅和钛酸铅的固溶体形成的PZMT单晶体等。而作为信号电极2b和接地电极2c的材料,使用金或银等的好的电良导体。作为声匹配层3的材料,使用玻璃或树脂。

如图1和图2所示,在压电振子1的接地电极2c侧处,通过上述声匹配层3设置声透镜4。而在压电振子1的信号电极2b侧处,通过环氧树脂14粘合块状的衬垫材料5。作为衬垫材料5的材料,使用吸音性能优异的橡胶等。

在压电振子1的y方向的一个侧面处,FPC6(导电基板)以与y方向几乎垂直地,即构成角度 θ 呈约90度地进行设置。各FPC6具有通过绝缘体层6a绝缘的信号用配线6b和接地用配线6c,在其外侧被绝缘材料制成的外罩6d盖覆。各配线6b、6c具有与上述压电元件2对应数目的电通路7(参照图4)。

在各配线6b、6c的电通路7的前端部,作为信号用配线电极8b和接地用配线电极8c分别从FPC6的外罩6d在压电振子1侧露出。而且,信号用配线电极8b和接地用配线电极8c的间距与压电振子1的z方向的尺寸大致一致,信号用配线电极8b和接地用配线电极8c分别位于压电振子1的y方向的两侧。

在由压电振子1和FPC6构成的角部10a、10b处设有焊锡材料9(导电性材料)。位于接地电极2c侧的第1角部10a的焊锡材料9将接地用配线电极8c和接地电极2c电连接,位于信号电极2b侧的第2角部10b的焊锡材料9将信号用配线电极8b和信号电极2b电连接。

在焊锡材料12的周边部形成焊角。该焊角在与压电振子1或FPC6的结合面上产生比切断应力更强的拉伸应力,从而提高了结合面处的粘结强度。焊锡材料12被非导电性树脂材料13(非导电性材料)所覆盖,以进行表面保护。

在压电振子1和FPC6之间插装着使信号电极2b和接地电极2c之间绝缘用的非导电性粘结剂11(非导电性材料)。该非导电性粘结剂11在如后所述的超

声波探测头的制造方法中具有暂时固定压电振子1和FPC6的作用。

FPC6的基端部通过连接器(未图示)与配置在衬垫材料5侧的超声波诊断装置主体(未图示)相连接。

在使用上述结构的超声波探测头时,首先使声透镜4与诊断对象相接触。然后通过信号用配线6b和接地用配线6c从超声波诊断装置主体向压电振子1附加电信号,从压电振子1产生超声波。所产生的超声波通过声透镜4向诊断对象发出信号,在诊断对象内部反射后,由压电振子1接收信号。所接收的超声波由压电振子1变换为电信号,通过信号用配线6b和接地用配线6c传送至超声波诊断装置主体。

以下采用图5~图7对上述结构的超声波探测头的制造方法进行说明。

如图5A所示,制备分离前的压电振子21。该分离前的压电振子21具有长方体形状的压电材料21a。压电材料21a的3个棱与上述x、y、z的方向一致,z方向的两个表面上分别形成金或银等的金属薄膜21b、21c。

此后,如图5B所示,在分离前的压电振子21的y方向的一个侧面上相对y方向大致垂直地配置FPC6,由非导电性粘结剂11将分离前的压电振子21和FPC6暂时固定。

然后如图5C所示,向分离前的压电振子21和FPC6构成的角部10提供焊锡材料9,采用烙铁等的接触式加热工具(加热部件),将金属薄膜21b和信号用配线电极8b,以及金属薄膜21和接地用配线电极8c进行熔接。

由此,将金属薄膜21b和信号用配线电极8b,金属薄膜21和接地用配线电极8c电连接。而且在该状态下,信号用配线电极8b和接地用配线电极8c通过板状部22导通(参照图8)。

此外,在对焊锡材料9加热时,也可以采用烙铁等接触式加热工具以外的激光照射、红外线照射等的非接触式加热工具。而且还可以用焊糊或导电性粘结剂代替焊锡材料9。在采用焊糊时,一般进行气氛加热,但是当加热温度在压电材料21a的居里(キューリー)点温度以上时,会引起压电材料21a脱极化,因此在后续步骤中需要再次进行分级处理。在采用导电性粘结剂时,在与焊糊一样的气氛中进行加热固化或紫外线照射,从而实施光反应固化。

此后,如图6A所示,由非导电性树脂材料13包覆焊锡材料9的表面,对信号电极2b和信号用配线电极8b,以及接地电极和接地用配线电极8c的结合部

12 进行保护。

此后,如图 6B 所示,在金属薄膜 21c 的表面粘结声匹配层 3,在金属薄膜 21b 的表面通过环氧树脂 14 粘结块状衬垫材料 5。

由以上步骤,形成由声匹配层 3、金属薄膜 21c、压电材料 21a、金属薄膜 5 21b 和衬垫材料 5 形成的多层体 23。

此后,如图 6c 所示,采用切片装置在多层体 23 上设置多个沟状部 24 (切片加工)。沟状部 24 以从声匹配层 13 侧延伸至衬垫材料 14 的方式形成。

由此,由压电材料 21a、金属薄膜 21b、21c 形成的分离前压电振子 21 如图 7A 所示,是由多个长方形压电元件 2 构成的上述压电振子 1。

10 此时,与金属薄膜 21b、21c 相连的 FPC6 的前端板状部 22 也被切片装置切断分离,各压电元件 2 和各电通路 7 独立导通。

最后,如图 7B 所示,在声粘结层 13 的表面设置声透镜 4。由以上步骤完成超声波探测头的制造过程。

15 根据以上构成的超声波探测头及其制造方法,在压电振子 1 的 y 方向的一个侧面上以相对于 y 方向几乎垂直的方式配置 FPC6,并且向压电振子 1 与 FPC6 构成的角部 10 提供焊锡材料 9,由此使信号电极 2b 和信号用配线电极 8b,以及接地电极 2c 和接地用配线电极 8c 电连接。

因此,无需使压电振子 1 与 FPC6 相连用的 FPC6 弯曲,在连接部 12 不施加不需要的负载,从而提高了压电振子 1 和 FPC6 的粘结强度。

20 此外,压电振子 1 和 FPC6 构成的角部 10 为约 90 度,因此提供给该角部 10 的焊锡材料 9 容易形成焊角。该焊角增加了与压电振子 1 或 FPC6 的粘结面处的耐破坏性能,因此可提高压电振子 1 和 FPC6 的粘结强度。

而且,如上所述,由于提高了压电振子 1 和 FPC6 的粘结强度,在切片加工时由连接部 12 处施加的加工应力,可抑制结合部 12 的破损程度。

25 另外,作为导电基板,使用具有信号用配线 8b 和接地用配线 8c 的 FPC6。因此,可用 1 个 FPC6 与压电振子 1 通电,从而减少部件成本。

此外,压电振子 1 和 FPC6 之间插装有非导电性粘结剂 11。

因此,压电振子 1 的信号侧与接地侧用非导电性粘结剂 11 绝缘隔离,在由压电振子 1 和 FPC6 构成的角部 10 处提供焊锡材料 9 的操作可容易地实施。

30 另外,提供给角部 10 的焊锡材料 9 被非导电性树脂材料 13 覆盖,保护其不

受外部大气和水分等的侵害。

因此,焊锡材料9不容易劣化,可抑制压电振子1和FPC6的粘结强度下降。

以下参照图9对本发明的第2实施形式进行说明。

图9显示作为本发明第2实施形式的超声波探测头结构的截面图。在说明本
5 实施形式时,对于具有与上述第1实施形式相同的结构用相同符号表示,并省略其说明。

如图9所示,在本实施形式的超声波探测头中,在压电振子1的y方向的两个侧面处分别设置FPC31b、31c。FPC31b、31c分别具有信号用配线32b和接地用配线32c,这些信号用配线32b和接地用配线32c具有与压电元件2对应数
10 目的电通路7。

FPC31b、31c的前端部分别向压电振子1侧以弯曲角度 φ 弯曲,在压电振子1和FPC32b、32c之间,以构成角度呈 θ 的方式分别形成角部33。作为构成角度 θ 最好在5[度]~90[度]的范围内,优选在10[度]~90[度]的范围内。

在由压电振子1和FPC31b、31c构成的角部33处提供焊锡材料9。该焊锡
15 材料9将接地电极2c和接地用配线32c、以及信号电极2b和信号用配线32b电连接。

根据上述构成的超声波探测头,向压电振子1通电用的FPC31b、31c配置在压电振子1的y方向的两侧上,并且使与压电振子1连接的前端部向压电振子1侧弯曲。

20 因此,在FPC31b、31c的弯曲部的工作弯曲应力可变小,使得施加在压电振子1和FPC31b、31c结合部处的负载降低。由此,提高压电振子1和FPC31b、31c的粘结强度。

另外,由于角部33的构成角度 θ 在5度以上,在所提供的焊锡材料9处容易形成焊角。

25 因此,由与上述第1实施形式一样的原理,提高压电振子1和FPC31b、31c的粘结强度。

下面,对剥离强度评价实验和切片加工耐性实验进行说明。这些剥离强度评价实验和切片加工耐性实验是为了搞清焊角对压电振子1和FPC6的粘结强度施与的效果而实施的。

30 图10显示了剥离强度评价实验的结果。图4中点P表示平均剥离负载,从

点 P 向上和向下延伸的线的上端和下端分别表示剥离负载的最大值和最小值。

在该剥离强度评价实验中,测定从压电振子牵引剥离与压电振子焊锡粘结的 FPC 时所需的剥离负载。作为实验片,各制备 10 个在压电振子 1 和 FPC 的连接部 12 处形成焊角和不形成焊角的实验片。

5 实验条件如下所示。

实验片的宽度: 约 2[mm]、

实验次数: 10 次、

角部的构成角度 θ : 5[度]。

如图 10 所示,在连接部不形成焊角时,平均剥离负载为 0.44[N]。另一方面,10 在连接部处形成焊角时,平均剥离负载为 1.74[N]。换言之,可知形成焊角时的平均剥离负载提高至未形成焊角时的约 4 倍。

因此,由该剥离强度评价实验可以确定通过在粘结压电振子和 FPC 时在连接部形成焊角,可大幅度地提高压电振子与 FPC 的粘结强度。

此外,发明者对构成角度 θ 为 10[度]的情形也进行了剥离强度评价实验,并15 确定获得更高的效果。

图 11A 和 11B 显示了切片加工耐性实验的结果。

在该切片加工耐性实验中每进行 6 次切片,切断间隙每次变窄 0.01[mm],同时测定从压电振子剥离与压电振子焊锡粘结的 FPC 时的元件宽度。作为实验片,分别制备在压电振子和 FPC 的连接部处形成焊角和不形成焊角的实验片。

20 实验条件如下所示。

刀具的旋转数: 30000[rpm]、

刀具宽度: 0.05[mm]、

切断间距: 0.15[mm] ~ 0.10[mm] 、

元件宽度: 0.1[mm] ~ 0.05[mm] 。

25 如图 11A、11B 所示,已确定在连接部处未形成焊角时,元件宽度为 0.07[mm] 时产生剥离。另一方面,在粘结部处形成焊角时,元件宽度为 0.05[mm] 时也产生剥离。

因此,通过该切片加工耐性实验可以确定,在粘合压电振子与 FPC 时,通过30 在连接部处形成焊角,可以抑制由切片加工时施加的加工应力产生的压电振子与 FPC 剥离。

本发明者对构成角度为 10[度]的情形也进行了切片加工耐性实验,并确认获得更高的效果。

以下对 FPC 的工作弯曲应力与现有技术之间的数值比较进行说明。该数值比较采用的是层压聚亚酰胺/Cu/聚亚酰胺形成的 FPC。

5 计算条件(现有)如下所示。

FPC 的曲率半径 R: 5[mm]、

弯曲角度 ϕ : 90[度]

Cu 的厚度尺寸 t: 0.025[mm]

Cu 的杨氏率 E: 130000[N/mm²]

10 弯曲部工作弯曲应力的最大值 σ 根据应力-偏移关系式用以下[数 1]表示。

$$\begin{aligned}\sigma &= (\Delta L / L) \times E \\ &= \frac{1/4 \times 2\pi \times (R + t/2) - (1/4 \times 2\pi \times R)}{1/4 \times 2\pi \times R} \times E \\ &= \frac{tE}{2R} \\ &= 325[N/mm^2]\end{aligned}$$

如上述[数 1]所示, FPC 在上述条件下弯曲时, 弯曲部工作弯曲应力的最大值 σ 为约 325[N/mm²].

另一方面, 由于作为第 1 实施形式的超声波探测头 FPC 不产生弯曲, 因此
15 弯曲应力为 0, 可知与现有技术相比, 弯曲应力大幅度地下降。

此外, 对于作为第 1 实施形式的超声波探测头, FPC 的弯曲角度 ϕ 也不足 90 度, 因此可知与现有技术相比, 弯曲应力下降。

图 12 为显示作为本发明第 3 实施形式的超声波探测头结构的截面图。图 12 所示的超声波探测头具有压电振子 101。该压电振子 101 制作成为立方体形状。
20 压电振子 101 由多个(例如 128~256 个)长方形压电元件 102 构成。

各压电元件 102 具有压电材料 102a、接地电极 102c(第 1 电极)和信号电极 102b(第 2 电极), 信号电极 102b 和接地电极 102c 分别设置在压电材料 102a 放射方向的两个端面处。而在接地电极 102c 的表面上, 分别设置匹配声阻抗用的声匹配层 103。

25 压电材料 102a、信号电极 102b 和接地电极 102c、声匹配层 103 的材料与上述压电材料 2a、信号电极 2b 和接地电极 2c、声匹配层 3 采用一样的材料。

如图 1 和图 2 所示, 在压电振子 101 的接地电极 102c 侧处, 通过上述声匹

配层 103 设置声透镜 104。此外,在压电振子 101 的信号电极 102b 侧处通过环氧类树脂 114 粘结块状的衬垫材料 105。作为衬垫材料 105,采用吸音性优异的橡胶等。

在压电振子 101 的一个侧面处,FPC106 (第 1 导电基板)以稍微间隔一段距离地平行、换言之以构成角度 θ 为约 90 度的方式进行设置,在另一侧面上,FPC107 (第 2 导电基板)以稍微间隔一段距离地平行、换言之以构成角度 θ 为约 90 度的方式进行设置。

FPC106 具有从压电振子 101 侧露出的信号用配线 106a。信号用配线 106a 具有与压电元件 102 相对应数目的电通路(参照图 4)。FPC107 具有从压电振子 101 侧露出的接地用配线 107a。接地用配线 107a 具有与压电元件 102 相对应数目的电通路(参照图 4)。

在由压电振子 101 和 FPC107 构成的角部 110a 处配置由焊锡材料(导电材料)形成的焊角 109a。位于接地电极 102c 处的第 1 角部 110a 的焊锡材料 109 使接地用配线 107a 与接地电极 102c 电连接。

在由压电振子 101 和 FPC106 构成的角部 110b 处配置由焊锡材料(导电材料)形成的焊角 109b。位于信号电极 102b 侧处的第 2 角部 110b 的焊锡材料 109b 使信号用配线 106a 与信号电极 102b 电连接。

焊角 109a 和 109b 在与压电振子 101 或 FPC106、107 之间的粘结面处产生比切断应力更强的拉伸应力,从而提高了结合面处的粘结强度。焊角 109a 和 109b 被非导电性树脂材料 113 (非导电性材料)所覆盖,以进行表面保护。

在压电振子 101 和 FPC6 之间插装着使信号电极 102b 和接地电极 102c 之间绝缘用的非导电性粘结剂 111 (非导电性材料)。该非导电性粘结剂 111 在超声波探测头的制造过程中具有暂时固定压电振子 101 和 FPC106、107 的作用。

FPC106、FPC107 的基端部通过连接器(未图示)与配置在衬垫材料 105 侧的超声波诊断装置主体(未图示)相连接。

根据以上构成的超声波探测头,在压电振子 101 的侧面上 FPC106、FPC107 平行地配置,同时在由压电振子 101、FPC106、FPC107 构成的角部 110a, 110b 处由焊锡材料形成焊角 109a、109b,由此使信号电极 102b 和信号用配线 106a,以及接地电极 102c 和接地用配线电极 107a 电连接。

因此,无需使连接压电振子 101 与 FPC106,107 用的压电振子 101 附近处的

FPC106,107 弯曲而保持平板状, 因此不施加不需要的负载, 从而提高了压电振子 101 和 FPC106, 107 的粘结强度。

图 13 是说明图 12 的粘结强度用的现有技术, 与图 12 具有相同功能的部分用同一符号标记, 并省略了其详细说明。

- 5 焊接强度在图 13 所示的结构中为 $0.22(\text{N/mm})$, 而在图 12 所示的结构中为 $1.62(\text{N/mm})$, 因此焊接强度提高。此外, FPC 的弯曲应力图 13 所示的结构中为 $300(\text{N/mm}^2)$, 而在图 12 所示的结构中几乎为 $0(\text{N/mm}^2)$, 由此可知基本不施加负载。

- 10 此外, 本发明不受上述实施形式的限制, 在不脱离本发明要旨的范围中, 可对本发明作各种变更。

本发明的附加优点和改进对本领域技术人员来说是容易想到的。因此, 本发明在其更宽泛的方面不限于本文所示和描述的具体细节和代表性实施例。因此, 在不脱离所附的权利要求和与其相当的总的发明构思的精神和范围的情况下, 可以进行各种改进。

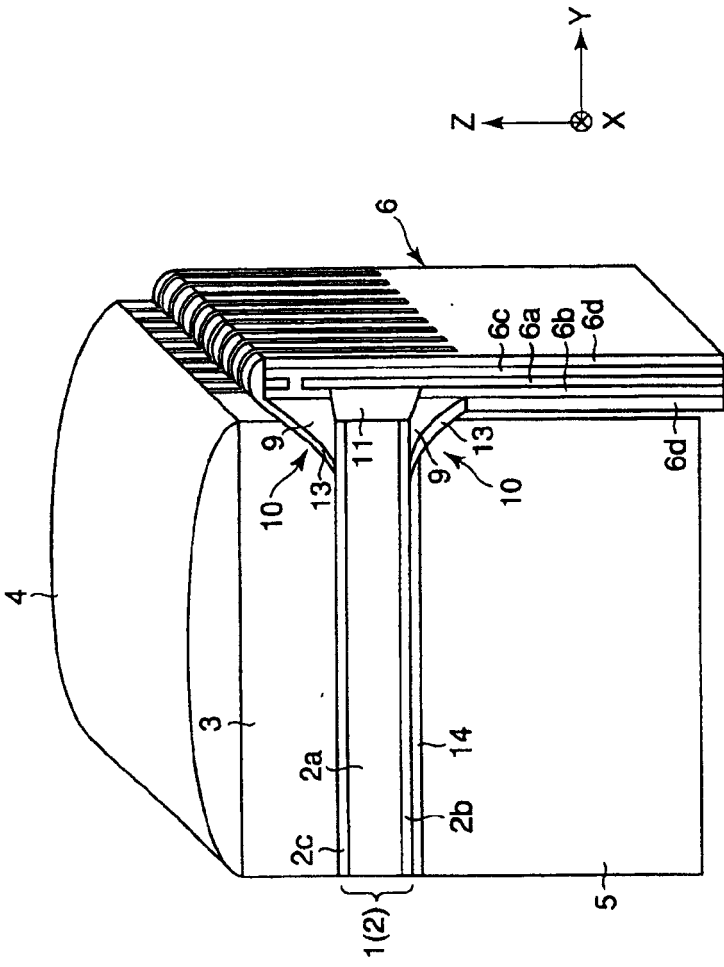
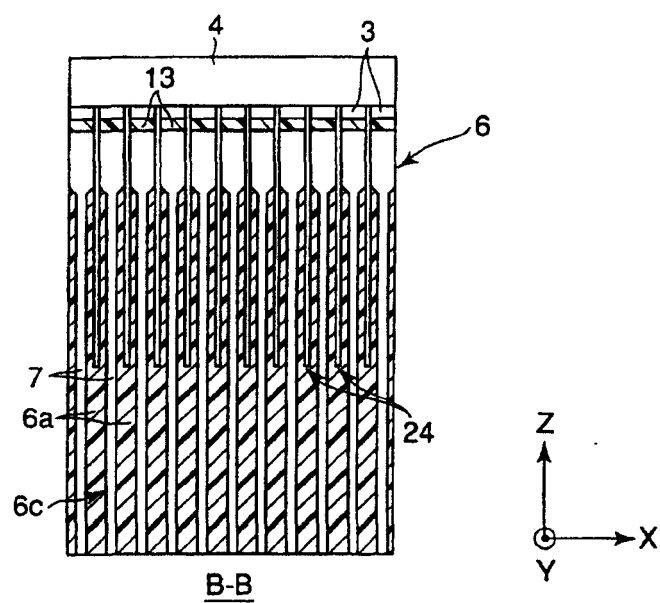


图1

图 4



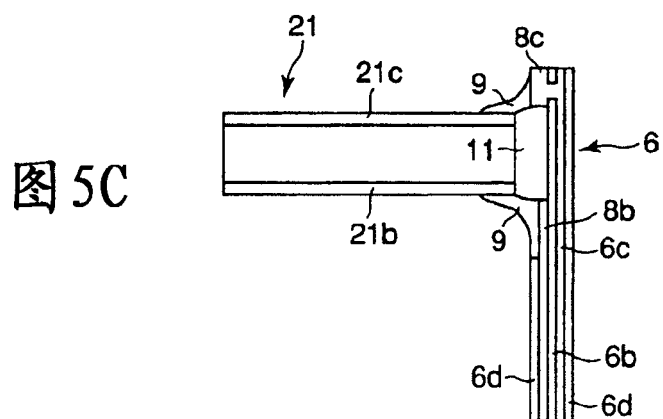
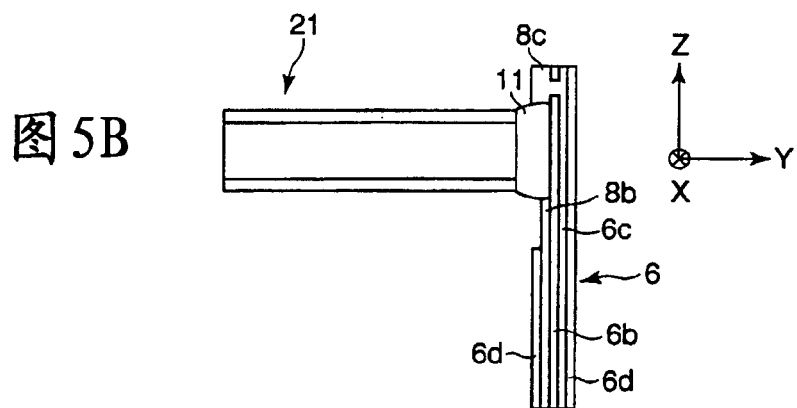
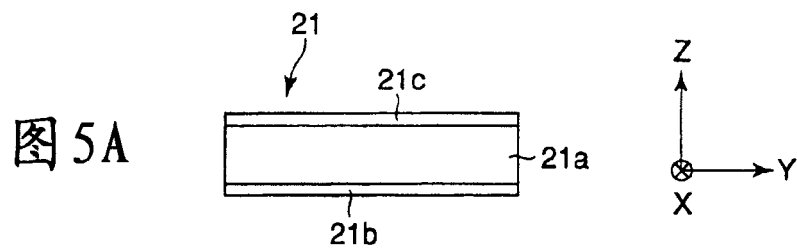


图 6A

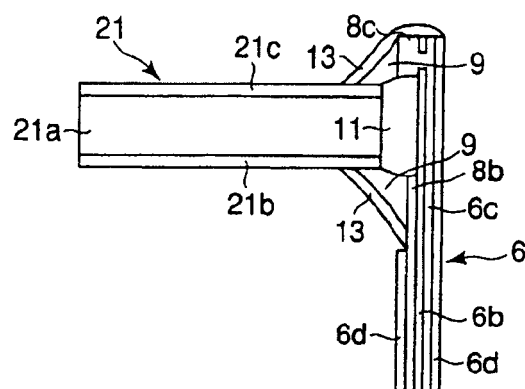


图 6B

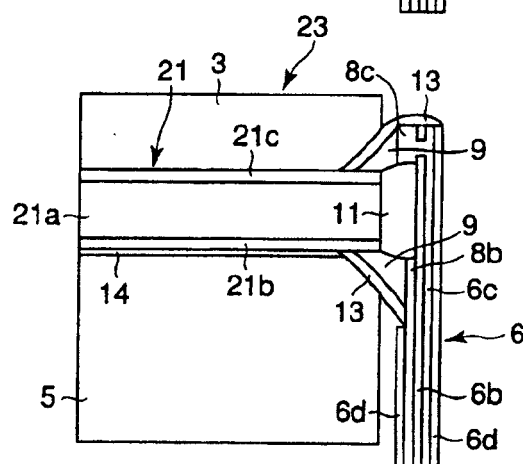


图 6C

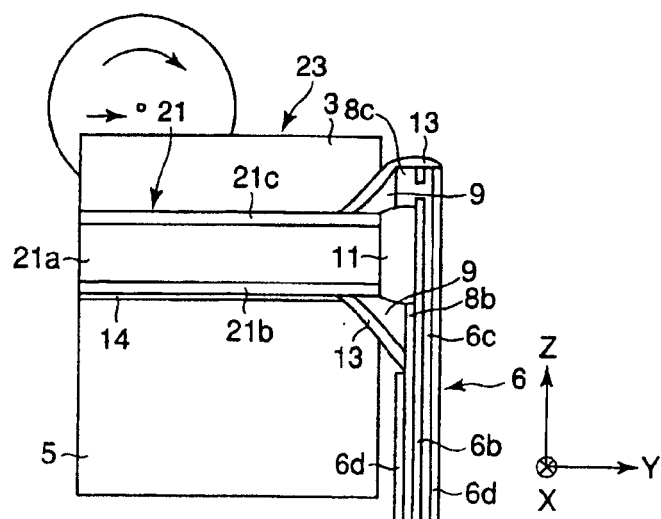


图7A

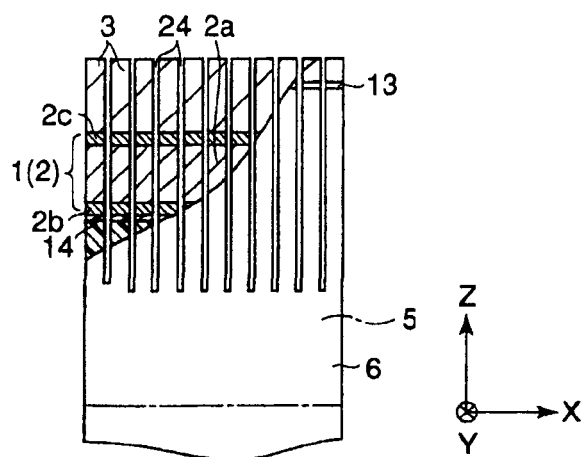


图7B

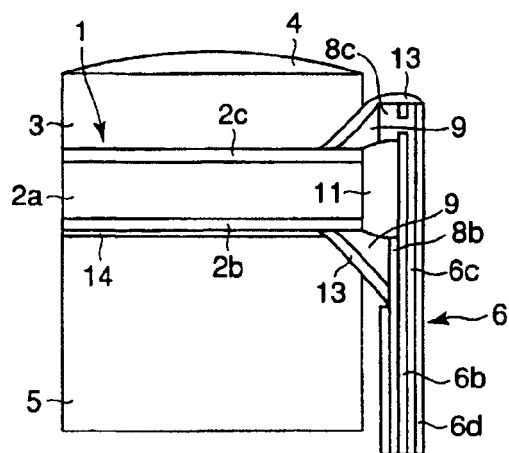


图 8

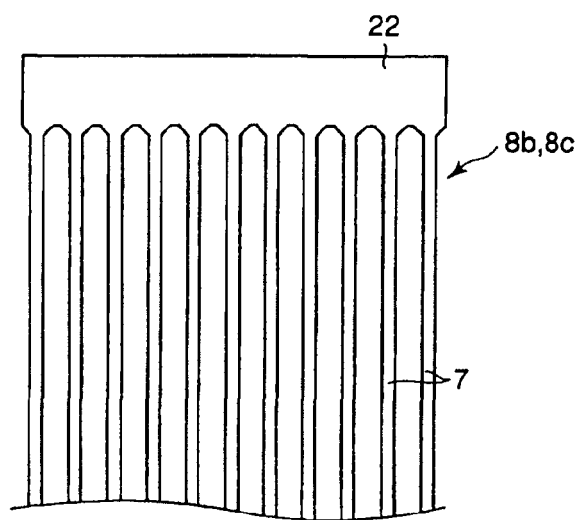


图9

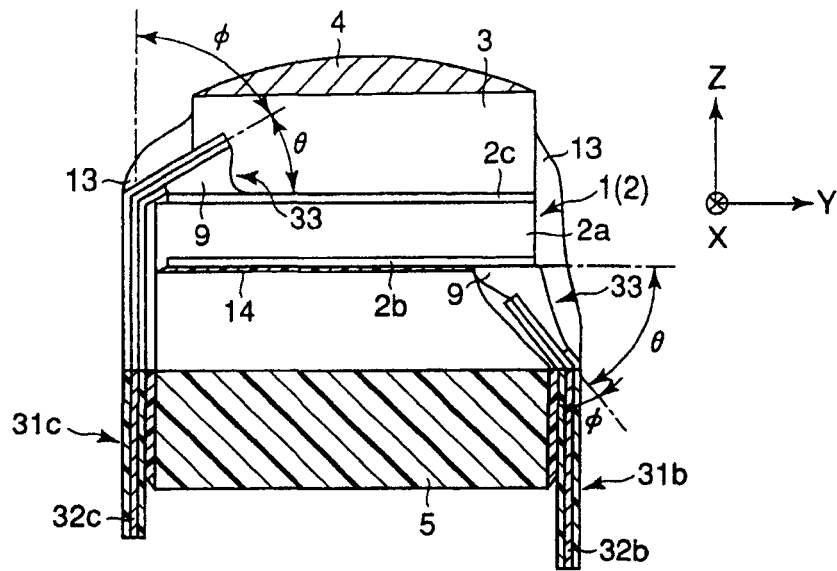


图10

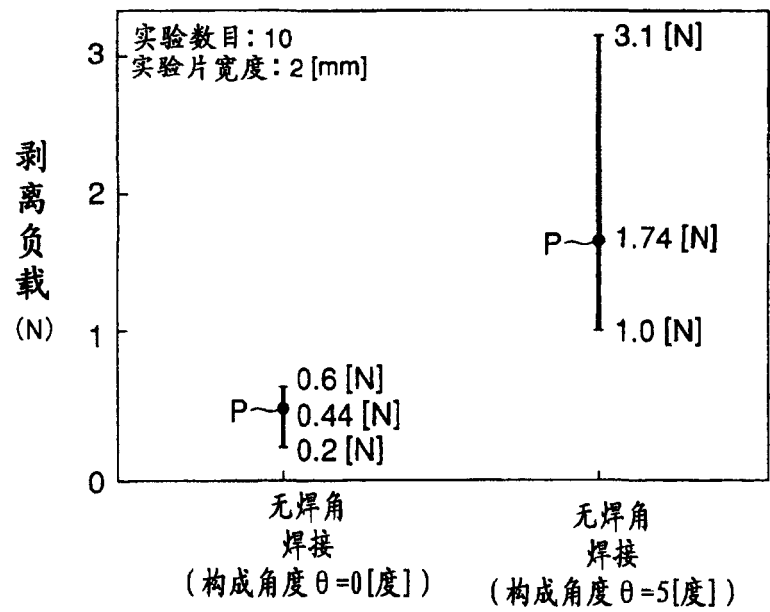


图11A

无焊角的焊接
(构成角度 $\theta = 0$ [度])

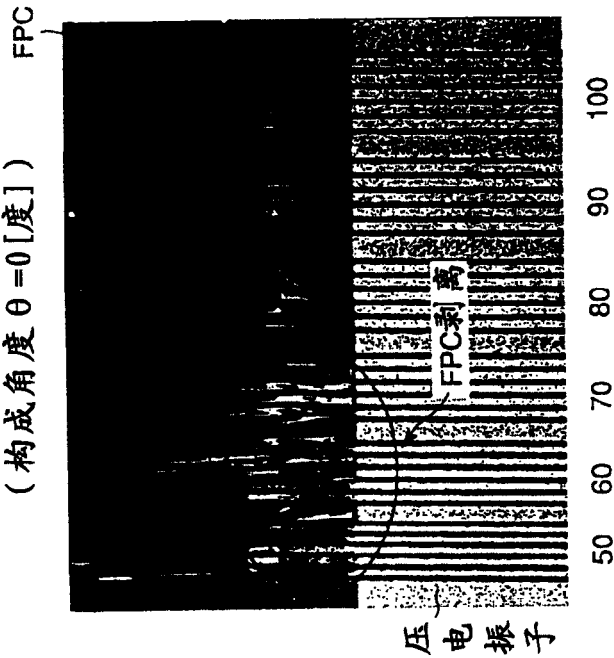


图11B

无焊角的焊接
(构成角度 $\theta = 5$ [度])

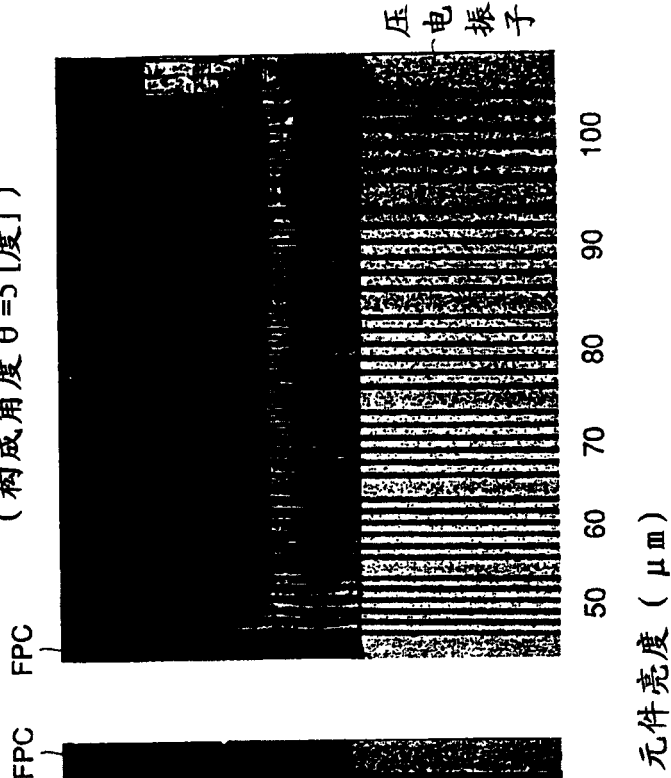


图 12

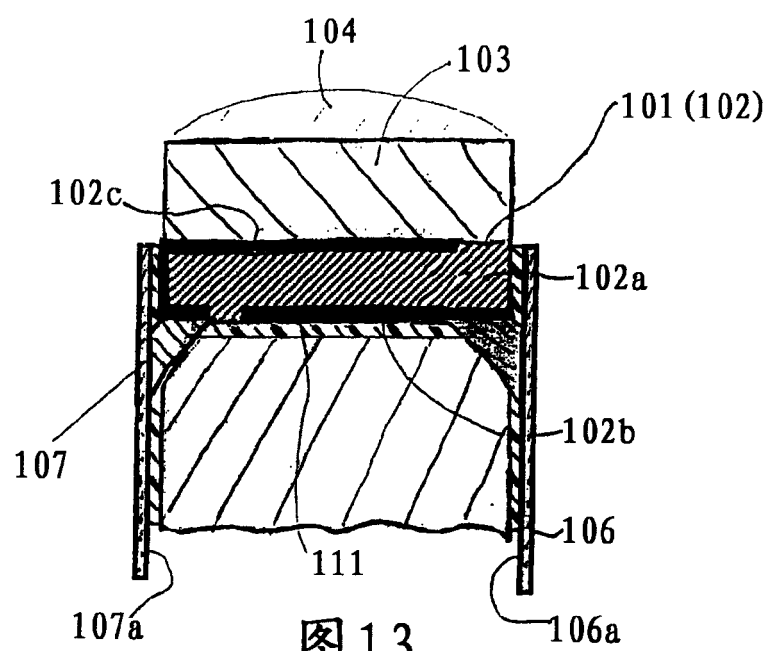
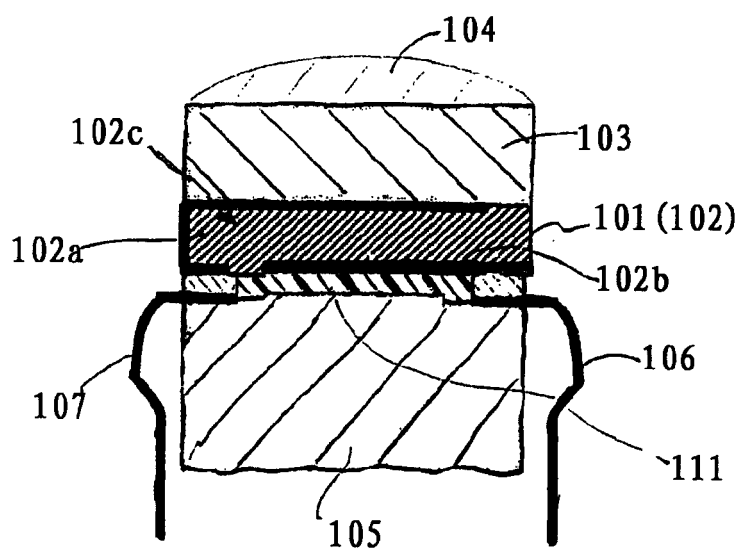


图 13



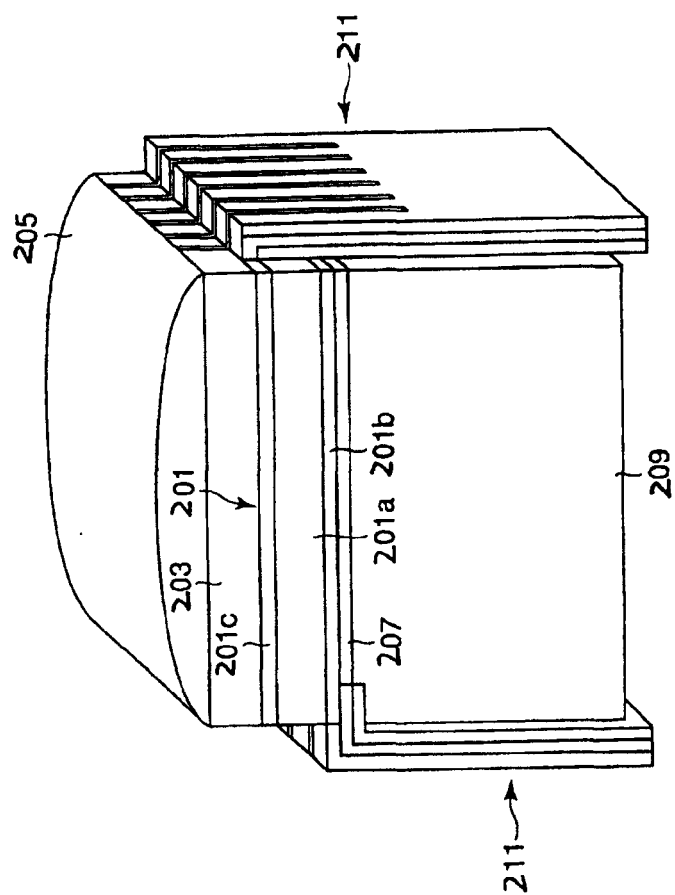
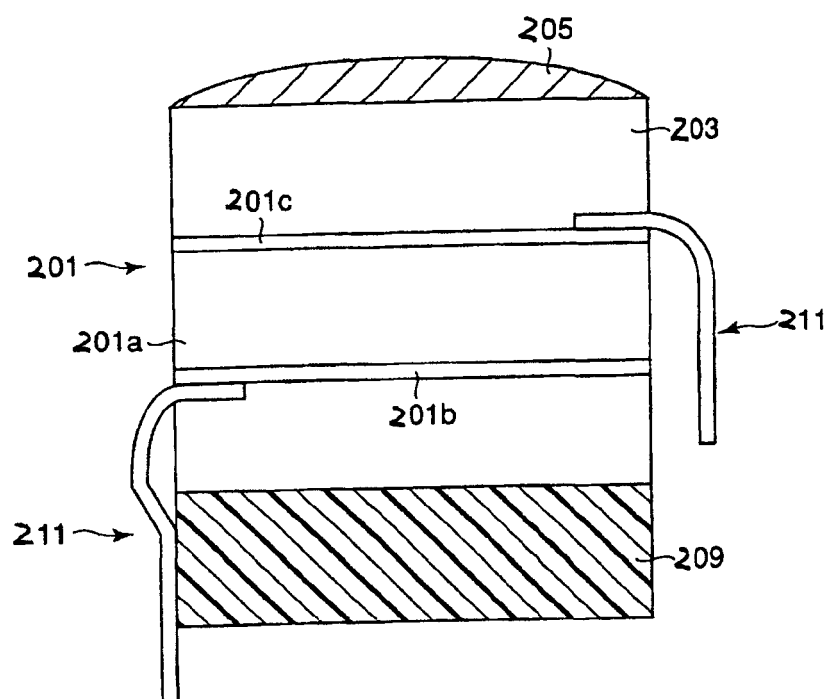


图14

图15



专利名称(译)	超声波探测头及其制造方法		
公开(公告)号	CN1596831A	公开(公告)日	2005-03-23
申请号	CN200410089942.8	申请日	2004-02-24
[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	须藤正昭 比企进 佐藤信一 佐藤太平		
发明人	须藤正昭 比企进 佐藤信一 佐藤太平		
IPC分类号	G01N29/24 A61B8/00 B06B1/06 H04R17/00 G01N29/00		
CPC分类号	A61B8/00 B06B1/0622 B63B25/08 B63J2/10 F16K31/20 F24F13/12 Y02T70/72		
代理人(译)	李德山		
优先权	2003046515 2003-02-24 JP		
其他公开文献	CN100358475C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波探测头，其具有发送、接收超声波用的压电振子(1)和向该压电振子通电用的导电基板FPC(6)，上述FPC(6)与上述压电振子(1)的侧面相对配置，在由上述压电振子(1)和上述FPC(6)构成的角部(10)处，配置有电连接压电振子(1)和FPC(6)电连接的焊锡材料(9)。

