



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109330623 A

(43)申请公布日 2019.02.15

(21)申请号 201811183603.4

A61B 8/08(2006.01)

(22)申请日 2018.10.11

(71)申请人 业成科技(成都)有限公司

地址 611730 四川省成都市高新区西区合作路689号

申请人 业成光电(深圳)有限公司
英特盛科技股份有限公司

(72)发明人 迦文西

(74)专利代理机构 成都希盛知识产权代理有限公司 51226

代理人 杨冬梅 张行知

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/02(2006.01)

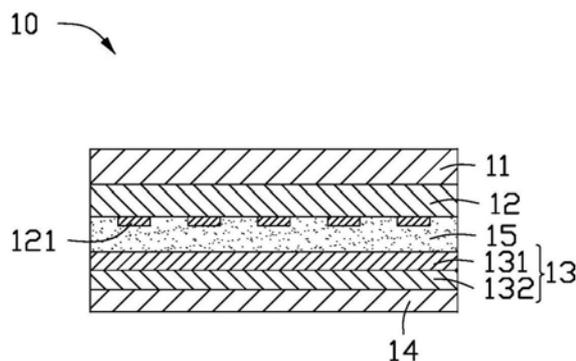
权利要求书1页 说明书6页 附图7页

(54)发明名称

超声波传感器及超声波传感器的制造方法

(57)摘要

本发明提供一种超声波传感器,包括:基板;超声波感测层,所述基板用于支撑所述超声波感测层;所述超声波感测层包括层叠设置的压电层和至少一电极层,所述超声波感测层用于发送和接收超声波信号。本发明的超声波传感器由同一超声波感测层实现超声波信号的发送与接收,无需分别设置信号发送层和信号接收层,减小了超声波传感器的厚度。



1. 一种超声波传感器,其特征在于,包括:
基板;
超声波感测层,所述基板用于支撑所述超声波感测层;
所述超声波感测层包括层叠设置的压电层和至少一电极层,所述超声波感测层用于发送和接收超声波信号。
2. 如权利要求1所述的超声波传感器,其特征在于:所述超声波传感器还包括控制单元,所述控制单元分时控制所述超声波感测层发送和接收超声波信号。
3. 如权利要求1所述的超声波传感器,其特征在于:所述超声波感测层包括多个相互独立的感测单元,每一感测单元包括所述压电层和至少一所述电极层。
4. 如权利要求1所述的超声波传感器,其特征在于:所述超声波传感器还包括与所述超声波感测层层叠设置的柔软层。
5. 如权利要求1所述的超声波传感器,其特征在于:所述基板为柔性材料。
6. 一种超声波传感器的制造方法,其包括:
提供一基板,所述基板为薄膜晶体管阵列基板,所述基板上定义有感应区和与所述感应区相邻的周边区;
在基板上形成遮罩,所述遮罩包括不透光区和透光区,所述不透光区覆盖所述基板的周边区,所述透光区覆盖所述基板的感应区;
涂布压电聚合物于所述感应区,移除所述遮罩,形成位于所述感应区的压电层;
形成覆盖所述压电层的电极层;
所述压电层与所述电极层作为超声波感测层,所述超声波感测层用于发送和接收超声波信号。
7. 如权利要求6所述的超声波传感器的制造方法,其中:在形成覆盖所述压电层的电极层之后,图案化所述超声波感测层,形成多个相互独立的感测单元。
8. 如权利要求6所述的超声波传感器的制造方法,其中:在涂布压电聚合物于所述感应区之后,软烘烤所述压电聚合物,结晶并退火处理所述压电聚合物。
9. 如权利要求8所述的超声波传感器的制造方法,其中:在形成所述压电层之前,在所述感应区上形成粘合层,所述压电层形成于所述粘合层远离所述基板的一侧。
10. 一种超声波传感器的制造方法,其包括:
提供一母基板,所述母基板包括多个基板,所述基板为薄膜晶体管阵列基板,每一所述基板上定义有感应区和与所述感应区相邻的周边区;
在所述母基板上形成遮罩,所述遮罩包括不透光区和透光区,所述不透光区覆盖每一所述基板的周边区,所述透光区覆盖每一所述基板的感应区;
涂布压电聚合物于每一所述感应区,移除所述遮罩,形成位于每一所述感应区的压电层;
形成覆盖每一所述压电层的电极层,每一所述压电层与对应的电极层作为超声波感测层,所述超声波感测层用于发送和接收超声波信号;
沿所述多个基板的边沿切割所述母基板,形成多个超声波传感器。

超声波传感器及超声波传感器的制造方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波传感器及超声波传感器的制造方法。

背景技术

[0002] 当代社会,人们自身的健康意识普遍提高,除了作息、饮食和锻炼的高度重视外,有规律的体检也是必不可少。超声波检查是利用超高频率的声波穿过人体,藉不同组织对声波的反射程度不同,收集这些反射波后,经由计算机的精密计算,呈现出体内组织的构造,供医师判断正常或及异常。

[0003] 目前,超声波传感器具有尺寸小、价格低、安全等优点已被广泛应用于医学成像设备。然,现有的超声波传感器通常包括层叠设置的保护层、信号接收层、基板、信号发送层及柔软层等多层结构,使超声波传感器的厚度较大,不利于超声波传感器的轻薄化。

发明内容

[0004] 鉴于此,本发明提供一种厚度较小的超声波传感器。

[0005] 一种超声波传感器,包括:基板;超声波感测层,所述基板用于支撑所述超声波感测层;所述超声波感测层包括层叠设置的压电层和至少一电极层,所述超声波感测层用于发送和接收超声波信号。

[0006] 本发明还提供一种超声波传感器的制造方法。

[0007] 一种超声波传感器的制造方法,其包括:

[0008] 提供一基板,所述基板为薄膜晶体管阵列基板,所述基板上定义有感应区和与所述感应区相邻的周边区;

[0009] 在基板上形成遮罩,所述遮罩包括不透光区和透光区,所述不透光区覆盖所述基板的周边区,所述透光区覆盖所述基板的感应区;

[0010] 涂布压电聚合材料于所述感应区,移除所述遮罩,形成位于所述感应区的压电层;

[0011] 形成覆盖所述压电层的电极层;

[0012] 所述压电层与所述电极层作为超声波感测层,所述超声波感测层用于发送和接收超声波信号。

[0013] 提供一母基板,所述母基板包括多个基板,所述基板为薄膜晶体管阵列基板,每一所述基板上定义有感应区和与所述感应区相邻的周边区;

[0014] 在所述母基板上形成遮罩,所述遮罩包括不透光区和透光区,所述不透光区覆盖每一所述基板的周边区,所述透光区覆盖每一所述基板的感应区;

[0015] 涂布压电聚合材料于每一所述感应区,移除所述遮罩,形成位于每一所述感应区的压电层;

[0016] 形成覆盖每一所述压电层的电极层,每一所述压电层与对应的电极层作为超声波感测层,所述超声波感测层用于发送和接收超声波信号;

[0017] 沿所述多个基板的边沿切割所述母基板,形成多个超声波传感器。

[0018] 相较于现有技术,本发明的超声波传感器由同一超声波感测层实现超声波信号的发送与接收,无需分别设置信号发送层和信号接收层,减小了超声波传感器的厚度。

附图说明

[0019] 图1是本发明第一实施例的超声波感测装置的立体示意图。

[0020] 图2是图1沿II-II线剖开的剖面示意图。

[0021] 图3是本发明第二实施例的超声波传感器的剖面结构示意图。

[0022] 图4是本发明第一实施例的超声波传感器的制造流程图。

[0023] 图5~图8是制造本发明第一实施例的超声波传感器的各制造流程步骤的结构示意图。

[0024] 图9是本发明第二实施例的超声波传感器的制造流程图。

[0025] 图10是制造本发明第二实施例的超声波传感器的步骤S905的结构示意图。

[0026] 图11是本发明一变更实施例的超声波传感器的制造流程图。

[0027] 图12~16是制造本发明一变更实施例的超声波传感器的各制造流程步骤的结构示意图。

[0028] 主要元件符号说明

	超声波感测装置	100
	超声波传感器	10
	保护层	11
	基板	12
[0029]	薄膜晶体管	121
	母基板	120
	超声波感测层	13
	感测单元	130
	压电层	131
	电极层	132
	柔软层	14
	粘合层	15
[0030]	遮罩	16
	不透光区	161
	透光区	162

[0031] 如下具体实施方式将结合上述附图进一步说明本发明。

具体实施方式

[0032] 本实施例以穿戴式超声波感测装置为例进行说明,但是,并不仅限于穿戴式超声波感测装置,在其他的实施例中,本发明的超声波感测装置可以为适用于本技术方案的其他类型的超声波感测装置。具体地,以下将以穿戴式超声波感测装置为例说明本发明的超声波感测装置的具体实施例。

[0033] 请参考图1,图1是本发明第一实施例的超声波感测装置100的立体示意图。如图1所示,在本实施例中,超声波感测装置100为穿戴式超声波感测装置。超声波感测装置100包括超声波传感器10,超声波传感器10可用于监测被测对象的血流量、血管弹性、心率及心脏收缩能力等生理参数,该技术可运用多普勒效应。

[0034] 在本实施例中,超声波传感器10为贴布型,能够更好地紧密贴合于使用者的皮肤,使超声波传感器10的诊断不受其与皮肤之间空气间隙的影响,因而能够更准确地诊断。

[0035] 请参考图2,图2是图1沿II-II线剖开的剖面示意图。在本实施例中,超声波传感器10包括依次层叠设置的保护层11、基板12、超声波感测层13和柔软层14。其中,基板12用于支撑超声波感测层13,进一步地,基板12和超声波感测层13通过粘合层15连接并固定。超声波传感器10使用时,柔软层14用于与使用者的皮肤贴合。保护层11能够保护超声波感测层13。

[0036] 如图2所示,超声波感测层13包括压电层131和至少一电极层132。超声波感测层13用于发送和接收超声波信号。在本实施例中,超声波传感器10还包括与超声波感测层13电性连接的控制单元(图未示),控制单元分时控制超声波感测层13,使超声波感测层13分时实现发送和接收接收超声波信号的功能,无需分别设置发送超声波信号的信号发送层和接收超声波信号的信号接收层,能够减小超声波传感器10的厚度。

[0037] 如图2所示,所述基板12的表面可以形成有多个矩阵排列的薄膜晶体管(thin film transistor, TFT) 121,该多个薄膜晶体管121形成薄膜晶体管阵列与超声波感测层13电性耦合。薄膜晶体管阵列用于接收来自超声波感测层13的电信号,并将接收到的电信号转化成图像或数据信息以供使用者读取。本实施方式中,基板12为柔性材料,例如硅胶、塑料(例如聚酰亚胺(PI)或聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET))等,以利于超声波传感器10与使用者贴合。在其他实施例中,基板12具有一定的弧度,从而能够使超声波传感器10与使用者的被侦测位置(例如手臂)较贴合,基板12的材质可为玻璃、蓝宝石,但不以此为限。

[0038] 在使用超声波传感器10时,使用者首先将超声波传感器10设有柔软层14的一侧贴置于皮肤表面,例如佩戴于手腕上,并打开超声波传感器10的电源开关,此时,超声波感测层13发出超声波,超声波发送至人体进入皮下组织并有部分超声波自皮下组织反射至超声波感测层13,受手皮下组织状态变化,使被反射的超声波强度发生相应的变化,从而产生对应使用者血流量的电信号耦合至薄膜晶体管121。薄膜晶体管121将电信号转化为图像信息或数据信息保存至存储器或直接发送至外部读取装置。

[0039] 在一实施例中,以超声波传感器10对血流量的检测为例进行说明,超声波感测层13示例性地产生了频率为2.5MHz的超声波,超声波穿透至血管内,由血液中的血球反射回超声波传感器10。此时,由于超声波与血球具有相对运动,根据多普勒效应,回传至超声波感测层13的超声波的频率发生了变化。例如,超声波的频率的变化量可以为0~4kHz,也就是回传到超声波感测层13的超声波的频率可以为 $2.5\text{MHz} \pm 4\text{kHz}$ 。此时,超声波的频率的变

化量定义为音频讯号,对音频讯号进行分析,即可分析获得血流量的参数。

[0040] 压电层131可以为聚二氟亚乙烯 (Polyvinylidene Fluoride, PVDF)、压电陶瓷锆钛酸铅 (PZT)、偏氟乙烯与三氟乙烯共聚物 (PVDF-TrFE) 等压电材料。在本实施例中,压电层为偏氟乙烯与三氟乙烯共聚物 (PVDF-TrFE)。

[0041] 电极层132可选自氧化铟锡、氧化锌、聚(3,4-乙烯二氧噻吩)-聚苯乙烯磺酸、碳纳米管、银纳米线以及石墨烯中的一种,但不以此为限。

[0042] 柔软层14例如可以为乳胶。超声波传感器10通过柔软层14能够与使用者的皮肤紧密贴合而使超声波传感器10的诊断不受其与皮肤之间的空气间隙的影响,因而能够更准确地诊断。

[0043] 保护层11也为柔性的材料,确保了超声波传感器10整体为柔性的,能够贴合于使用者的皮肤。

[0044] 在本实施例中,粘合层15可以为异方性导电粘胶,压电层131产生的电荷能够通过粘合层15传递至薄膜晶体管121。

[0045] 为了描述方便,以下实施例的元件符号沿用第一实施例的元件符号,其相同结构或功能的描述在此不再赘述。

[0046] 请参考图3,图3是本发明第二实施例的超声波传感器10的剖面结构示意图。本实施例的超声波传感器10与第一实施例的超声波传感器10的区别在于:在本实施例中,所述超声波感测层13包括多个相互独立的感测单元130,每一感测单元130包括层叠设置的压电层131和电极层132。多个感测单元130各自发送超声波,以形成波束成形 (beam forming) 模式。在该波束成形模式下,对于一感测单元130而言,其发送的超声波与相邻的二所述感测单元130所发送的超声波进行加权再发送,形成窄的发射波束,从而增强了超声波感测层13整体的发送信号,相应地也增强了超声波感测层13的接收到的信号强度。

[0047] 请参考图4~8,图4是本发明第一实施例的超声波传感器10的制造流程图,图5~图8是制造本发明第一实施例的超声波传感器10的各制造流程步骤的结构示意图。制造本发明第一实施例的超声波传感器10的方法包括:

[0048] 步骤S401:如图5,提供一基板12,基板12为TFT(薄膜晶体管)阵列基板;清洁并干燥基板12;基板12上定义有感应区121和与感应区121相邻的周边区122。

[0049] 在本实施例中,基板12的表面可以形成有多个矩阵排列的薄膜晶体管 (thin film transistor, TFT) 121 (如图2所示)。

[0050] 步骤S402:如图6,在基板12上形成遮罩16,遮罩16包括不透光区161和透光区162,不透光区161覆盖基板12的周边区122,透光区162覆盖基板12的感应区121。

[0051] 在本实施例中,遮罩16的透光区162镂空设置,以使光线能够透过透光区162。

[0052] 在本实施例中,遮罩16为覆盖基板12表面的可剥离的遮罩16,但不限于此。在其他实施例中,遮罩16还可以为能够通过蚀刻去除的光阻,或者为金属遮罩。

[0053] 步骤S403:如图7,涂布压电聚合材料(例如PVDF-TrFE共聚物)于感应区121,移除遮罩16,形成位于感应区121的压电层131。

[0054] 在本实施例中,涂布压电聚合材料(例如PVDF-TrFE共聚物)于感应区121之后,还包括软烘烤所述压电聚合材料,以降低压电聚合材料中剩余溶剂的浓度、防止形成气泡结晶、提高附着力以及防止其与其他涂布工艺中溶解;之后结晶并退火处理压电聚合材料,以

及极化压电聚合物材料,提高所形成的压电层131的性能。

[0055] 在形成压电层131之前,制造本发明第一实施例的超声波传感器10的方法还包括在感应区21上形成粘合层15(如图2)。在形成粘合层15之后,在粘合层15远离基板12的表面上形成压电层131。在本实施例中,粘合层15为异方性导电粘胶。

[0056] 步骤S404:如图8,形成覆盖压电层131的电极层132;压电层131与电极层132作为超声波传感器10的超声波感测层13,超声波感测层13用于发送和接收超声波信号。

[0057] 制造本发明第一实施例的超声波传感器10的方法还包括在周边区122形成与电极层132电性连接的走线(图未示),以及在基板12远离超声波感测层13的一侧形成保护层11、在超声波感测层13远离基板12的一侧形成柔软层14。在本实施例中,超声波传感器10为贴布型,保护层11、基板12、超声波感测层13及柔软层14均为柔性的。

[0058] 可以理解的,在其他实施例中,超声波传感器10可以为非柔性的曲面传感器。保护层11可以为玻璃、塑料等其他材质,保护层11通过模内装饰成型(IMD, In-Mold Decoration)技术与基板12和超声波感测层13等其他元件相结合。

[0059] 请参考图9~10,图9是本发明第二实施例的超声波传感器10的制造流程图,图10是制造本发明第二实施例的超声波传感器10的步骤S905的结构示意图。

[0060] 制造本发明第二实施例的超声波传感器10的步骤S901~S904与制造本发明第一实施例的超声波传感器10的步骤S401~S404相似,在此不再赘述。在本实施例中,制造本发明第二实施例的超声波传感器10的方法还包括:

[0061] 步骤S905:如图10所示,在形成覆盖压电层131的电极层132之后,图案化超声波感测层13,形成多个相互独立的感测单元130。

[0062] 在本实施例中,每一感测单元130包括层叠设置的压电层131和电极层132。多个感测单元130各自发送超声波,以形成波束成形(beam forming)模式。在该波束成形模式下,对于一感测单元130而言,其发送的超声波与相邻的二所述感测单元130所发送的超声波进行加权再发送,形成窄的发射波束,从而增强了超声波感测层13整体的发送信号,相应地也增强了超声波感测层13的接收到的信号强度。

[0063] 请参考图11~16,图11是本发明一变更实施例的超声波传感器10的制造流程图。图12~16是制造本发明一变更实施例的超声波传感器10的各制造流程步骤的结构示意图。在本实施例中,超声波传感器10可以被批量制造,具体方法如下:

[0064] 步骤S1101:如图12,提供一母基板120,清洁并干燥母基板120;其中,母基板120包括多个基板12,基板12为TFT(薄膜晶体管)阵列基板,每一基板12上定义有感应区121和与感应区121相邻的周边区122。

[0065] 步骤S1102:如图13,在母基板120上形成遮罩16,遮罩16包括不透光区161和镂空设置的透光区162,不透光区161覆盖每一个基板12的周边区122,透光区162覆盖每一个基板12的感应区121。

[0066] 步骤S1103:如图14,涂布压电聚合物材料(例如PVDF-TrFE共聚物)于每一感应区121,移除遮罩16,形成位于每一感应区121的压电层131。

[0067] 在本实施例中,涂布压电聚合物材料(例如PVDF-TrFE共聚物)于感应区121之后,还包括软烘烤压电聚合物材料,以降低压电聚合物材料中剩余溶剂的浓度、防止形成气泡结晶、提高附着力以及防止其在其他涂布工艺中溶解;之后结晶并退火处理所述压电聚合物材料,以

及极化压电聚合物材料,提高所形成的压电层131的性能。

[0068] 在形成压电层131之前,制造本发明第一实施例的超声波传感器10的方法还包括在感应区21上形成粘合层15(如图2)。在形成粘合层15之后,在粘合层15远离基板12的表面上形成压电层131。在本实施例中,粘合层15为异方性导电粘胶。

[0069] 步骤S1104:如图15,形成覆盖压电层131的电极层132;每一压电层131与对应的电极层132作为超声波感测层13,超声波感测层13用于发送和接收超声波信号;

[0070] 步骤S1105:如图16,沿多个基板12的边沿切割母基板120,形成多个超声波传感器10。

[0071] 可以理解的,制造本实施例的超声波传感器10的方法还包括在周边区122形成与电极层132电性连接的走线(图未示),以及在基板12远离超声波感测层13的一侧形成保护层11、在超声波感测层13远离基板12的一侧形成柔软层14。

[0072] 以上实施例仅用以说明本发明的技术方案而非限制,尽管参照较佳实施对本发明进行了详细说明,本领域的普通技术人员应当理解,可以对本发明的技术方案进行修改或等同替换,而不脱离本发明技术方案的精神和范围。

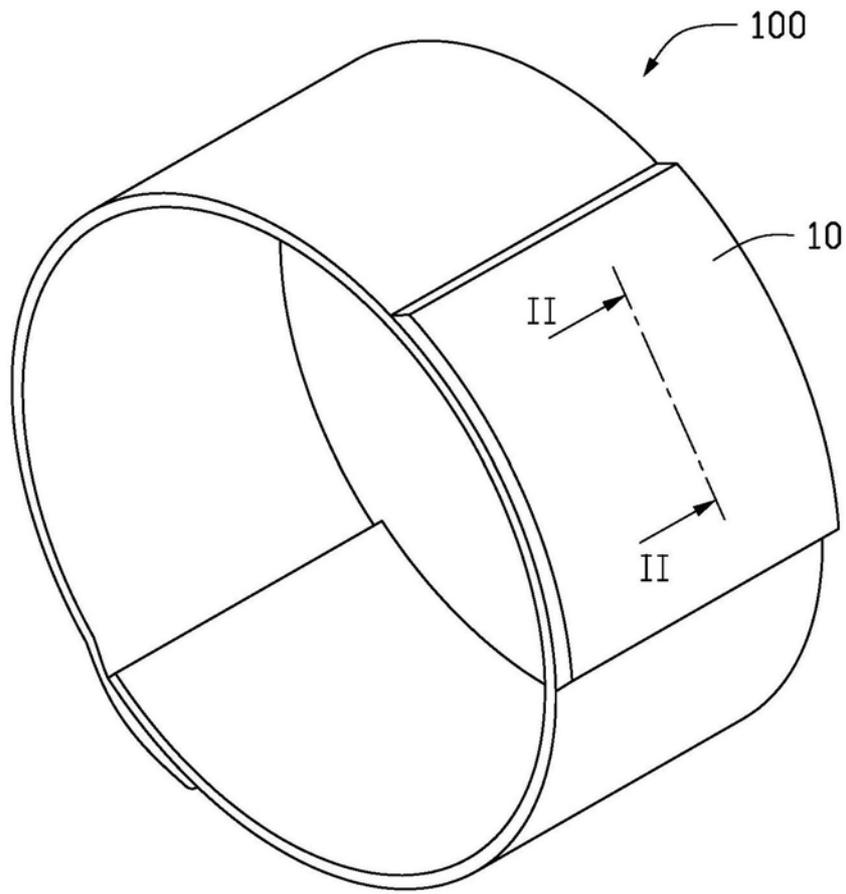


图1

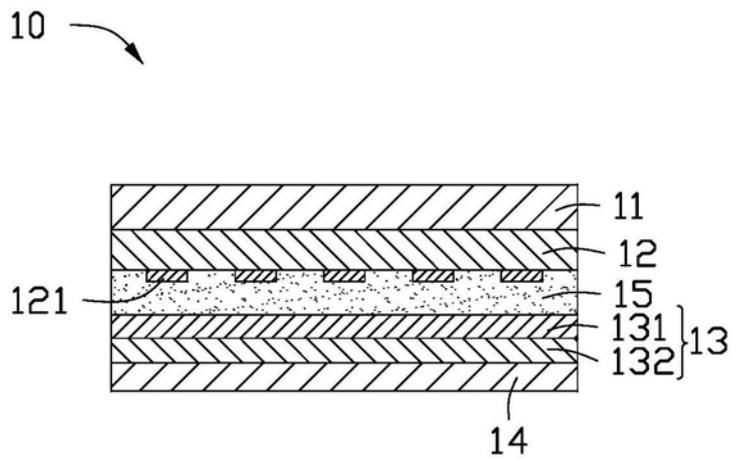


图2

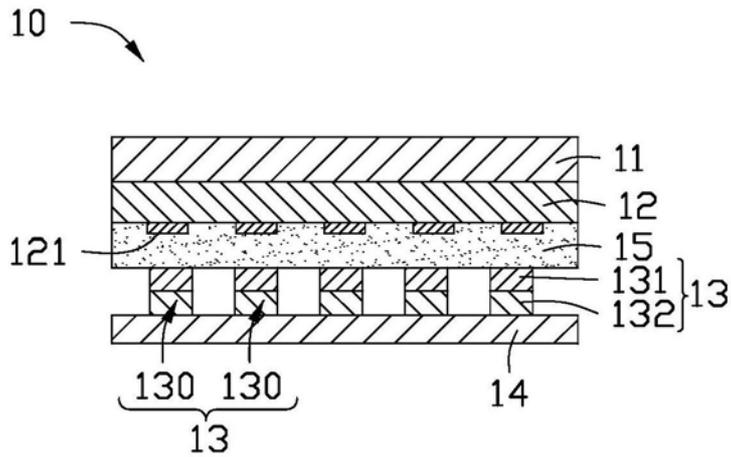


图3

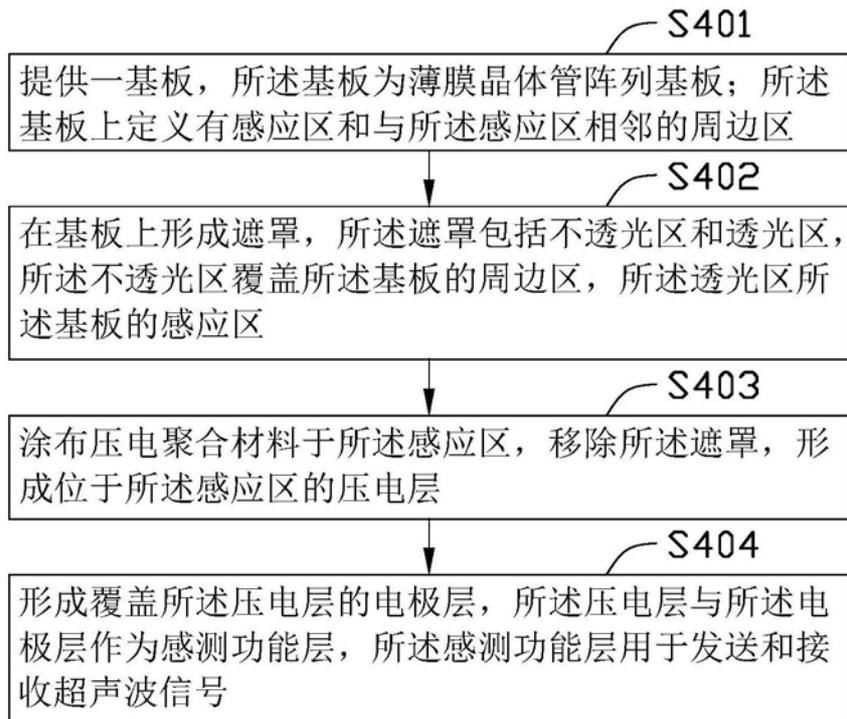


图4

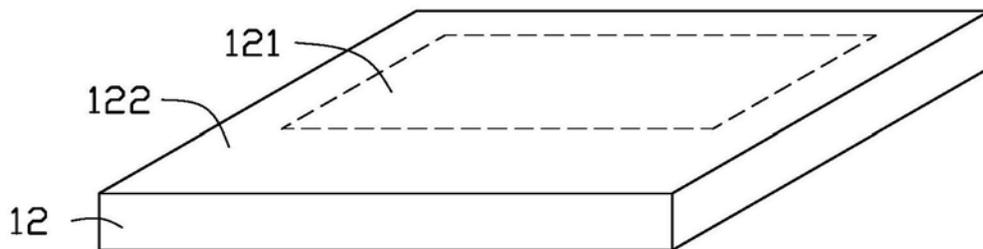


图5

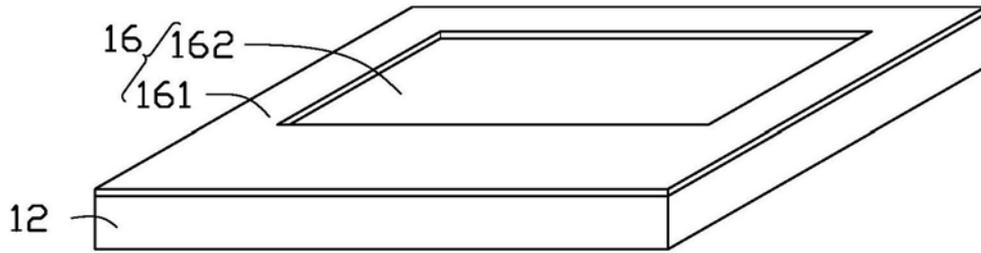


图6

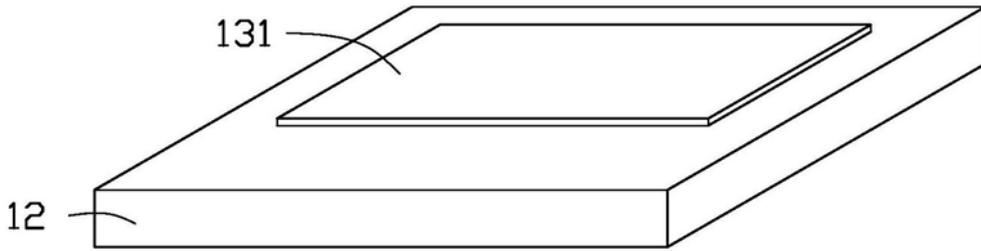


图7

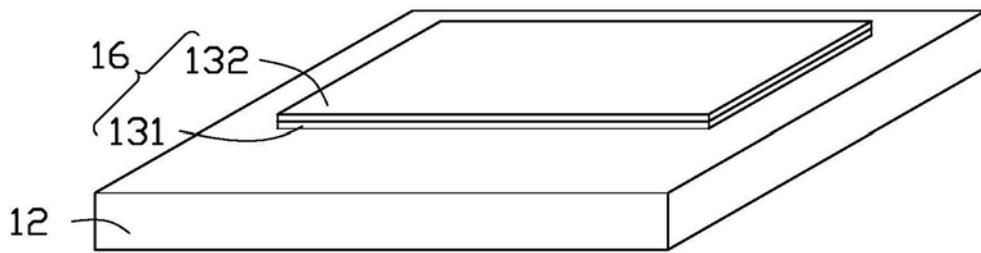


图8

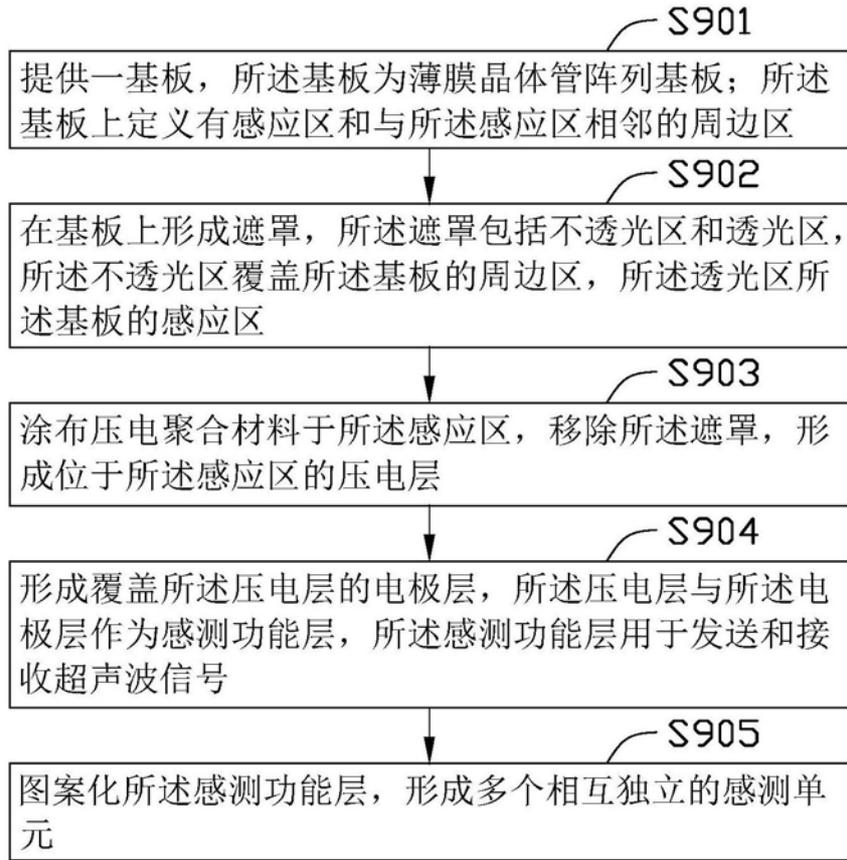


图9

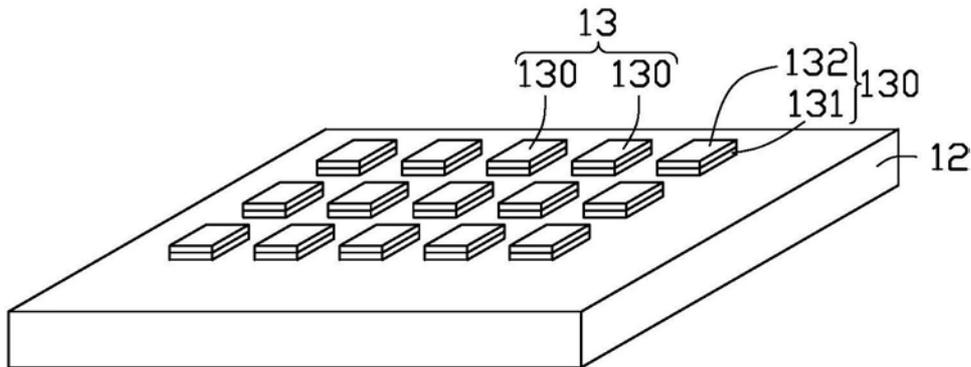


图10

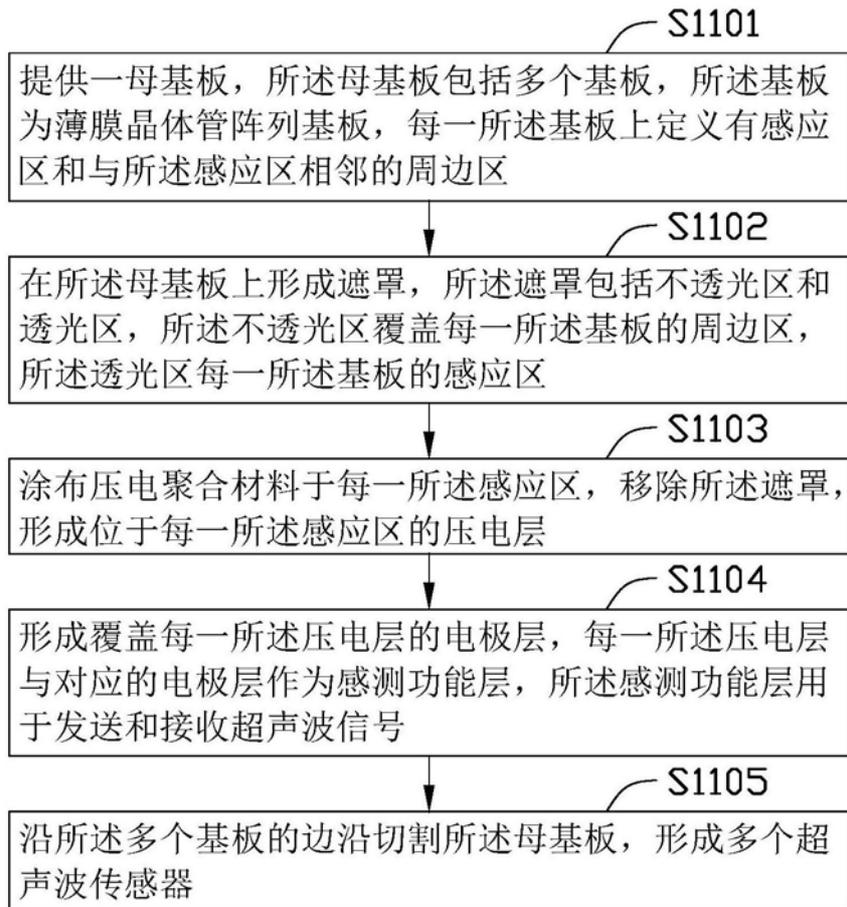


图11

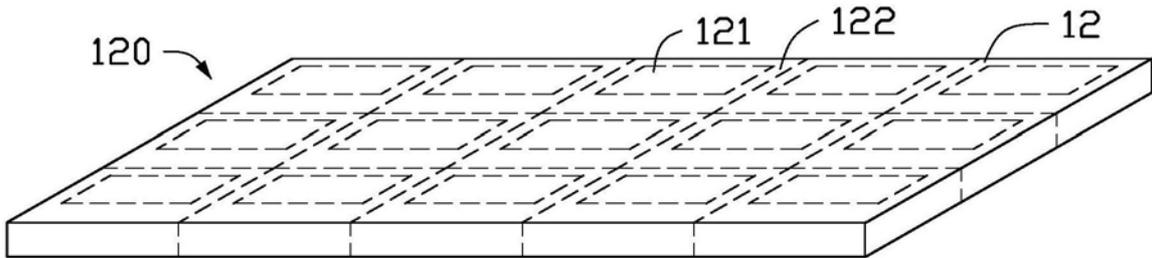


图12

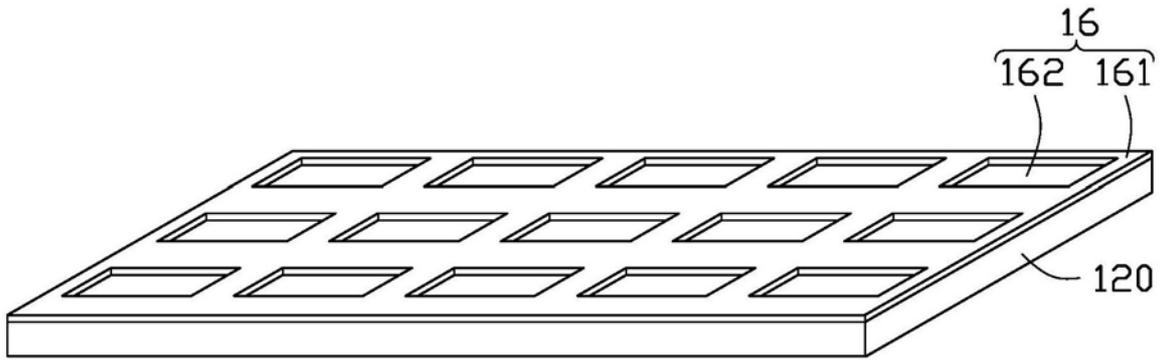


图13

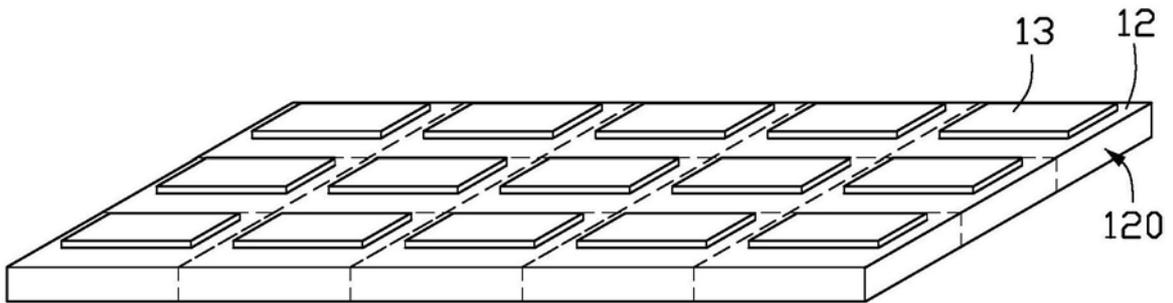


图14

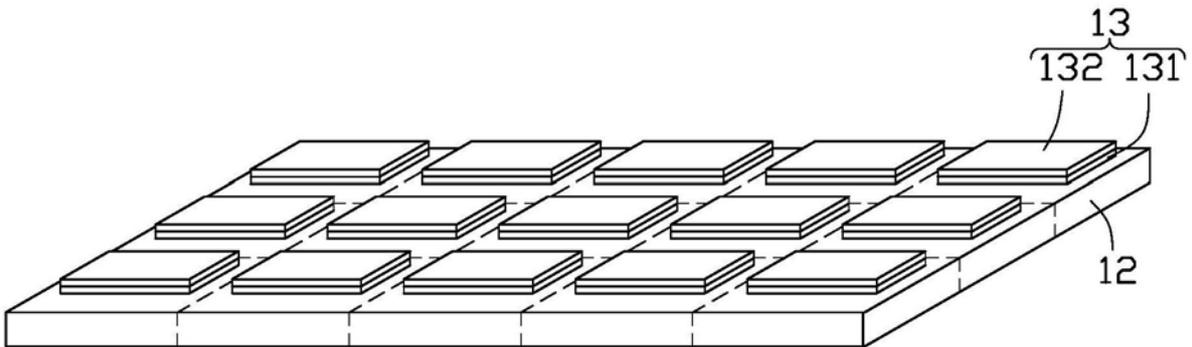


图15

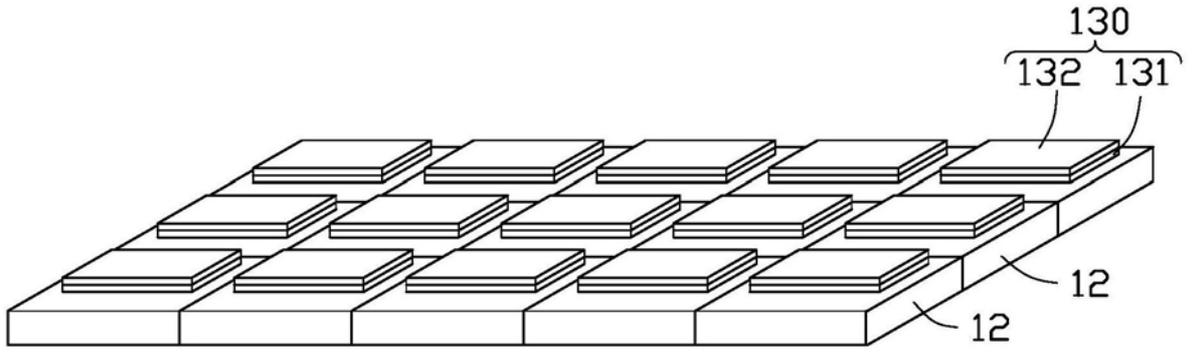


图16

专利名称(译)	超声波传感器及超声波传感器的制造方法		
公开(公告)号	CN109330623A	公开(公告)日	2019-02-15
申请号	CN201811183603.4	申请日	2018-10-11
[标]申请(专利权)人(译)	英特盛科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	业成科技(成都)有限公司 业成光电(深圳)有限公司 英特盛科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	业成科技(成都)有限公司 业成光电(深圳)有限公司 英特盛科技股份有限公司		
[标]发明人	迦文西		
发明人	迦文西		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 A61B8/02 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/4483 A61B8/02 A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/4494		
代理人(译)	杨冬梅		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波传感器，包括：基板；超声波感测层，所述基板用于支撑所述超声波感测层；所述超声波感测层包括层叠设置的压电层和至少一电极层，所述超声波感测层用于发送和接收超声波信号。本发明的超声波传感器由同一超声波感测层实现超声波信号的发送与接收，无需分别设置信号发送层和信号接收层，减小了超声波传感器的厚度。

