



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108024736 B

(45) 授权公告日 2020.09.25

(21) 申请号 201680051684.5

(22) 申请日 2016.08.31

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 108024736 A

(43) 申请公布日 2018.05.11

(30) 优先权数据
2015-175967 2015.09.07 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.03.07

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2016/075435 2016.08.31

(87) PCT国际申请的公布数据
W02017/043384 JA 2017.03.16

(73) 专利权人 欧姆龙健康医疗事业株式会社
地址 日本京都府

(72) 发明人 嶋原教子 加藤雄树 若宫祐之
小椋敏彦

(74) 专利代理机构 隆天知识产权代理有限公司
72003

代理人 向勇

(51) Int.Cl.
A61B 5/02 (2006.01)

审查员 卢晓萍

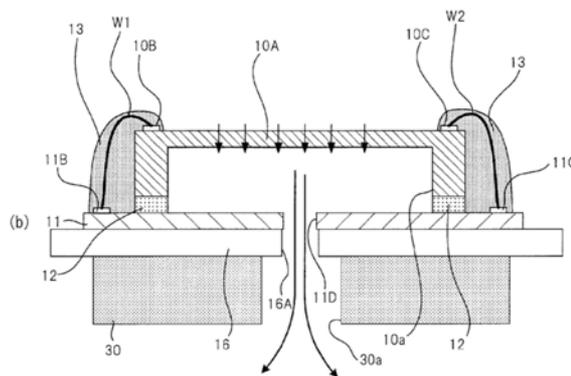
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54) 发明名称

压力脉搏波传感器的检查方法及压力脉搏波传感器的制造方法

(57) 摘要

本发明提供一种能够了解使用环境的变化对压力脉搏波的检测精度产生的影响的压力脉搏波传感器的检查方法。传感器芯片(10)具有半导体基板(10A)和端子部(10B、10C),半导体基板(10A)在因凹部(10a)而在厚度变薄的部分形成有感压元件列(10D),端子部(10B、10C)与感压元件列(10D)电连接,在以使凹部(10a)仅通过基板(11)的贯通孔(11D)与大气连通的方式,将该传感器芯片(10)粘接固定于基板(11)之后,用引线(W1、W2)将基板(11)的端子部(11B、11C)与传感器芯片(10)的端子部(10B、10C)连接,然后在从贯通孔(11D)吸引空气来对形成有感压元件列(10D)的面施加负压的状态下,基于从基板(11)的端子部(11B、11C)输出的信号进行传感器芯片(10)的特性评估。



1. 一种压力脉搏波传感器的检查方法,其中,

所述压力脉搏波传感器具有:

传感器芯片,具有感压元件列,所述感压元件列由在一个方向上排列的多个感压元件构成,所述传感器芯片通过在所述一个方向与生物体的动脉的走向交叉的状态下,将形成有所述感压元件列的感压面按压在所述生物体的体表来使用,以及

基板,所述传感器芯片被固定于所述基板;

所述基板具有贯通孔和基板侧端子部,

所述传感器芯片在所述感压面的相反侧具有在与所述感压面垂直的方向上凹陷的凹部,在所述传感器芯片的因所述凹部而在所述垂直方向上厚度变薄的部分的所述感压面形成有所述感压元件列;

所述传感器芯片在沿着所述一个方向延伸的所述感压元件列的一端或者两端,还具有与所述感压元件列电连接的芯片侧端子部,

所述传感器芯片以使所述凹部仅通过所述基板的所述贯通孔与大气连通的方式,粘接固定于所述基板,

粘接固定有所述传感器芯片的所述基板的所述基板侧端子部与所述芯片侧端子部由导电构件连接,

所述导电构件由保护构件覆盖,

在所述压力脉搏波传感器的检查方法中,所述导电构件由保护构件覆盖后,在从所述基板的所述贯通孔吸引空气来对所述感压面施加负压的状态下,基于从所述基板侧端子部输出的信号,针对所述传感器芯片的多个所述感压元件的偏差进行特性评估。

2. 根据权利要求1所述的压力脉搏波传感器的检查方法,其中,

所述芯片侧端子部包括分别配置在所述感压面的在所述一个方向上的两端部的第一端子部和第二端子部,

所述基板侧端子部包括在所述基板的粘接固定有所述传感器芯片的面上形成的第三端子部和第四端子部,

在从垂直于所述感压面的方向观察的俯视下,所述第三端子部、所述第一端子部、所述第二端子部及所述第四端子部按照所述第三端子部、所述第一端子部、所述第二端子部及所述第四端子部的顺序在所述一个方向上排列,

所述第一端子部与所述第三端子部由第一导电构件连接,所述第二端子部与所述第四端子部由第二导电构件连接,

由所述保护构件分别覆盖所述第一导电构件和所述第二导电构件。

3. 一种压力脉搏波传感器的制造方法,其中,

所述压力脉搏波传感器具有:

传感器芯片,具有感压元件列,所述感压元件列由在一个方向上排列的多个感压元件构成,所述传感器芯片通过在所述一个方向与生物体的动脉的走向交叉的状态下,将形成有所述感压元件列的感压面按压在所述生物体的体表来使用,以及

基板,所述传感器芯片被固定于所述基板;

在所述基板上形成有贯通孔和基板侧端子部,

在所述传感器芯片上,在所述感压面的相反侧形成有在与所述感压面垂直的方向上凹

陷的凹部,在所述传感器芯片的因所述凹部而在所述垂直方向上厚度变薄的部分的所述感压面形成有所述感压元件列;

在所述传感器芯片上,在沿着所述一个方向延伸的所述感压元件列的一端或者两端,还形成有与所述感压元件列电连接的芯片侧端子部,

所述压力脉搏波传感器的制造方法包括:

第一工序,以使所述凹部仅通过所述基板的所述贯通孔与大气连通的方式,将所述传感器芯片粘接固定于所述基板,

第二工序,由导电构件将粘接固定有所述传感器芯片的所述基板的所述基板侧端子部与所述芯片侧端子部连接,

第三工序,由保护构件覆盖在所述第二工序中形成的所述导电构件,

第四工序,在所述第三工序之后,在从所述基板的所述贯通孔吸引空气来对所述感压面施加负压的状态下,基于从所述基板侧端子部输出的信号,针对所述传感器芯片的多个所述感压元件的偏差进行特性评估,以及

第五工序,形成保护层,所述保护层用于保护基于所述第四工序中的特性评估的结果而被判定为合格的传感器芯片、以及覆盖将所述传感器芯片的所述芯片侧端子部与所述基板侧端子部连接的导电构件的所述保护构件。

4. 根据权利要求3所述的压力脉搏波传感器的制造方法,其中,

所述芯片侧端子部包括分别配置在所述感压面的在所述一个方向上的两端部的第一端子部和第二端子部,

所述基板侧端子部包括在所述基板的粘接固定有所述传感器芯片的面上形成的第三端子部和第四端子部,

在从垂直于所述感压面的方向观察的俯视下,所述第三端子部、所述第一端子部、所述第二端子部及所述第四端子部按照所述第三端子部、所述第一端子部、所述第二端子部及所述第四端子部的顺序在所述一个方向上排列,

在所述第二工序中,由第一导电构件将所述第一端子部与所述第三端子部连接,由第二导电构件将所述第二端子部与所述第四端子部连接,

在所述第三工序中,由所述保护构件分别覆盖在所述第二工序中形成的所述第一导电构件和所述第二导电构件,

在所述第五工序中,由保护材料覆盖所述传感器芯片的露出面和所述保护构件,由此形成所述保护层。

压力脉搏波传感器的检查方法及压力脉搏波传感器的制造方法

技术领域

[0001] 本发明涉及压力脉搏波传感器的检查方法及压力脉搏波传感器的制造方法。

背景技术

[0002] 通常,已知通过按压被测物来测定其与该被测物之间的接触压力的按压式压力测定装置。作为应用该按压式压力测定装置的装置,有脉搏波测定装置。

[0003] 为了测定在位于生物体内比皮肤浅的位置的动脉中产生的压力脉搏波,脉搏波测定装置将具有感压元件的基板按压于体表来测定压力脉搏波。利用这样的脉搏波测定装置来测定被测者的压力脉搏波,对于了解被测者的健康状态是非常重要的。

[0004] 该按压式脉搏波测定装置中,通常使用具有应变仪或隔膜的压力传感器芯片作为感压元件。作为涉及这种按压式脉搏波测定装置的文献,例如有专利文献1。

[0005] 专利文献1中记载了一种搭载压力传感器芯片的脉搏波检测装置,该压力传感器芯片在平板状的半导体基板上形成膜片,并通过钎焊材料将半导体基板表面的电气端子与柔性基板的电气端子连接。

[0006] 该膜片中,多个感压元件在一个方向上排列,并且布线从各感压元件向与该一个方向正交的正交方向的两侧延伸,在该布线的端部上连接有柔性基板。

[0007] 此外,专利文献2、3记载了一种方法作为压力传感器芯片的特性检查方法,通过在晶圆状态下从背面吸引膜片结构的压力传感器芯片的压力室,由此对膜片施加负压,进行压力传感器芯片的特性检查。

发明内容

[0008] 现有技术文献

[0009] 专利文献1:日本特开2004-188183号公报

[0010] 专利文献2:日本特开平02-025050号公报

[0011] 专利文献3:日本特开昭63-118629号公报

[0012] 发明所要解决的问题

[0013] 在将多个感压元件排列在一个方向上排列而成的感压元件列与动脉的走向交叉的状态下,将脉搏波测定装置所使用的压力传感器芯片按压在皮肤上。在脉搏波测定装置中,在将压力传感器芯片定位于动脉上并决定最优感压元件及最优按压力后,在该最优按压力下基于从最优感压元件输出的脉搏波信号检测压力脉搏波。

[0014] 因此,脉搏波测定装置所使用的压力传感器芯片中,为了决定最优感压元件,需要使多个感压元件各自的检测灵敏度一致,使得无论哪个感压元件都能够在相同条件下检测压力脉搏波。

[0015] 包括感压元件列的压力传感器芯片被树脂等粘接材料固定在基板上,该基板上设置有用于与该压力传感器芯片的电气端子电连接的布线端子。

[0016] 此时,若粘接压力传感器芯片与基板的粘接材料因温度及湿度而变形,压力传感器芯片上有可能因环境的变化而被施加应力。若产生这样的应力,则感压元件列的各感压元件的检测灵敏度产生偏差,难以高精度地检测压力脉搏波。

[0017] 因此,对脉搏波测定装置所使用的压力传感器芯片而言,在压力传感器芯片被固定于基板的状态下进行特性检查是重要的。

[0018] 专利文献1中未记载关于进行压力传感器芯片的特性检查的内容。

[0019] 专利文献2、3中记载的检查方法是在晶圆状态下检查压力传感器芯片的方法。因此,无法了解在如上所述的因粘接材料而对膜片施加了应变的状态下的特性。

[0020] 此外,专利文献2、3未涉及设想了脉搏波测定的压力传感器芯片,并未认识到在将压力传感器芯片固定于基板的状态下进行检查的重要性。

[0021] 本发明是鉴于上述情况而提出的,其目的在于提供一种能够了解使用环境的变化对压力脉搏波的检测精度产生的影响的压力脉搏波传感器的检查方法及制造方法。

[0022] 解决问题的技术方案

[0023] 本发明的压力脉搏波传感器的检查方法中,所述压力脉搏波传感器具有:传感器芯片,具有感压元件列和芯片侧端子部,所述感压元件列由在一个方向上排列的多个感压元件构成,所述芯片侧端子部与所述感压元件列电连接,所述传感器芯片通过在所述一个方向与生物体的动脉的走向交叉的状态下,将形成有所述感压元件列的感压面按压在所述生物体的体表来使用,以及基板,所述传感器芯片被固定于所述基板并且所述基板具有贯通孔;所述传感器芯片具有在与所述感压面垂直的方向上凹陷的凹部,在因所述凹部而在所述方向上厚度变薄的部分形成有所述感压元件列;所述压力脉搏波传感器的检查方法包括:第一工序,以使所述凹部仅通过所述基板的所述贯通孔与大气连通的方式,将所述传感器芯片粘接固定于所述基板,第二工序,由导电构件将粘接固定有所述传感器芯片的所述基板的基板侧端子部与所述芯片侧端子部连接,以及第三工序,在所述第二工序之后,在从所述基板的所述贯通孔吸引空气来对所述感压面施加负压的状态下,基于从所述基板侧端子部输出的信号进行所述传感器芯片的特性评估。

[0024] 本发明的压力脉搏波传感器的制造方法中,所述压力脉搏波传感器具有:传感器芯片,具有感压元件列和芯片侧端子部,所述感压元件列由在一个方向上排列的多个感压元件构成,所述芯片侧端子部与所述感压元件列电连接,所述传感器芯片通过在所述一个方向与生物体的动脉的走向交叉的状态下,将形成有所述感压元件列的感压面按压在所述生物体的体表来使用,以及基板,所述传感器芯片被固定于所述基板并且所述基板具有贯通孔;所述传感器芯片具有在与所述感压面垂直的方向上凹陷的凹部,在因所述凹部而在所述方向上厚度变薄的部分形成有所述感压元件列;所述压力脉搏波传感器的制造方法包括:第一工序,以使所述凹部仅通过所述基板的所述贯通孔与大气连通的方式,将所述传感器芯片粘接固定于所述基板,第二工序,由导电构件将粘接固定有所述传感器芯片的所述基板的基板侧端子部与所述芯片侧端子部连接,第三工序,在所述第二工序之后,在从所述基板的所述贯通孔吸引空气来对所述感压面施加负压的状态下,基于从所述基板侧端子部输出的信号进行所述传感器芯片的特性评估,以及第五工序,形成保护层,所述保护层用于保护基于所述第三工序中的特性评估的结果而被判定为合格的传感器芯片、以及连接所述传感器芯片的所述芯片侧端子部与所述基板侧端子部的导电构件。

[0025] 发明效果

[0026] 根据本发明,能够提供一种可以了解使用环境的变化对压力脉搏波的检测精度产生的影响的压力脉搏波传感器的检查方法及制造方法。

附图说明

[0027] 图1是用于说明本发明的一个实施方式的、示出作为生物体信息测定装置的血压测定装置100的结构框图。

[0028] 图2是安装有图1所示的压力脉搏波传感器1的柔性基板16的俯视图。

[0029] 图3是沿着图2所示的A-A线的剖视示意图。

[0030] 图4是示出从与皮肤接触一侧观察压力脉搏波传感器1的主要部分的结构立体图。

[0031] 图5是用于说明保护构件13产生的应力的影响的图。

[0032] 图6是用于说明压力脉搏波传感器1的检查方法的图。

[0033] 图7是用于说明压力脉搏波传感器1的检查方法的图。

[0034] 图8是示出图4所示的压力脉搏波传感器1的立体图的变形例的图。

具体实施方式

[0035] 下面,参照附图说明本发明的实施方式。

[0036] 图1是用于说明本发明的一个实施方式的、示出作为生物体信息测定装置的血压测定装置100的结构框图。血压测定装置100例如是戴在手腕上使用的手腕佩戴型装置。

[0037] 血压测定装置100具有:压力脉搏波传感器1;按压机构2,用于将压力脉搏波传感器1按压在被测者的体表;控制部3,基于从压力脉搏波传感器1输出的信号来控制按压机构,并基于该信号计算包括被测者血压的生物体信息。

[0038] 图2是安装有图1所示的压力脉搏波传感器1的柔性基板16的俯视图。

[0039] 柔性基板16呈矩形状,并以Y方向为长度方向,该Y方向与作为一个方向的X方向正交,该柔性基板16的表面上安装有两个压力脉搏波传感器1和连接器16C。

[0040] 柔性基板16中,在树脂膜内设置有与两个压力脉搏波传感器1的各个连接端子连接的布线。各布线引出到连接器16C。连接器16C与形成有图1的控制部3等的未图示的电路基板的连接器连接。

[0041] 此外,柔性基板16在安装两个压力脉搏波传感器1中的各压力脉搏波传感器1的区域的大致中央具有贯通孔16A、16B。贯通孔16A、16B将在后文叙述。

[0042] 图3是沿着图2所示的A-A线的剖视示意图。图4是示出从与皮肤接触一侧观察压力脉搏波传感器1的主要部分的结构立体图。图4中省略了一部分结构要素的图示。图3中,除了柔性基板16以外的结构要素构成压力脉搏波传感器1。

[0043] 如图4所示,压力脉搏波传感器1具有传感器芯片10和平板状的基板11。

[0044] 传感器芯片10具有硅单晶或砷化镓(GaAs)等化合物半导体的单晶等的半导体基板10A。半导体基板10A呈以X方向为长度方向的矩形状。

[0045] 基板11由具有陶瓷基板、玻璃基板等与半导体基板10A相比刚性足够高的硬质基板构成。基板11呈以X方向为长度方向的矩形状。

[0046] 如图4所示,在半导体基板10A的表面(与生物体的皮肤接触一侧的面)上,多个感压元件S沿X方向排列,该感压元件S由包括四个应变电阻元件的电桥构成并用于检测接触压力。由在X方向排列的该多个感压元件S构成感压元件列10D。需要说明的是,图3中省略了感压元件S的图示。

[0047] 如图3所示,在半导体基板10A中,在形成有感压元件列10D的面(以下,称为感压面)的相反面上,形成有在与感压面垂直的方向(以下,称为传感器按压方向)上凹陷的凹部10a。

[0048] 半导体基板10A具有薄壁部(膜片),该薄壁部因该凹部10a而在传感器按压方向上的厚度比其他部分薄。并且,在位于该凹部10a的底面的相反侧的感压面的区域,形成有感压元件列10D。

[0049] 半导体基板10A的感压面的相反面中的、除了凹部10a以外的部分(换言之,形成有凹部10a的面)被粘接材料12固定于基板11的表面。作为粘接材料12,例如使用紫外线固化树脂的树脂类材料。

[0050] 半导体基板10A以半导体基板10A的凹部10a仅通过在基板11上形成的贯通孔11D与大气连通的方式被固定于基板11的表面。

[0051] 血压测定装置100的两个压力脉搏波传感器1中的一个压力脉搏波传感器1以在从感压面侧观察的俯视下贯通孔11D与贯通孔16A重叠的方式被安装在柔性基板16上。此外,血压测定装置100的两个压力脉搏波传感器1中的另一个压力脉搏波传感器1以在相同俯视下贯通孔11D与贯通孔16B重叠的方式被安装在柔性基板16上。

[0052] 根据该结构,在压力脉搏波传感器1中,由半导体基板10A、粘接材料12和基板11划分出的空间通过基板11的贯通孔11D及柔性基板16的贯通孔16A(或贯通孔16B)而保持在大气压(基准压)。

[0053] 在半导体基板10A的感压面的X方向上的两端部,配置有与感压元件列10D电连接的第一端子部10B及第二端子部10C。第一端子部10B和第二端子部10C分别由在与X方向正交的Y方向上排列的多个电极垫构成。

[0054] 在基板11的粘接固定有半导体基板10A的表面上设置有用于与第一端子部10B电连接的第三端子部11B和用于与第二端子部10C电连接的第四端子部11C。

[0055] 当从与半导体基板10A的感压面垂直的方向观察的俯视下,第三端子部11B、第一端子部10B、第二端子部10C及第四端子部11C按照第三端子部11B、第一端子部10B、第二端子部10C及第四端子部11C的顺序在X方向上排列配置。

[0056] 第三端子部11B和第四端子部11C分别由在与X方向正交的Y方向上排列的多个电极垫构成。第三端子部11B的各端子对应于第一端子部10B中的某一个端子。第四端子部11C的各端子对应于第二端子部10C中的某一个端子。

[0057] 如图3所示,第一端子部10B的各端子与对应的第三端子部11B的端子通过作为第一导电构件的引线W1进行电连接。此外,第二端子部10C的各端子与对应的第四端子部11C的端子通过作为第二导电构件的引线W2进行电连接。

[0058] 虽未进行图示,但在基板11上,与第三端子部11B的各端子连接的连接端子和与第四端子部11C的各端子连接的连接端子以在柔性基板16侧的表面露出的方式设于柔性基板16侧的表面。并且,这些连接端子与柔性基板16的布线端子连接。

[0059] 用保护构件13分别单独地覆盖引线W1和引线W2的周围以保护引线W1和引线W2。作为保护构件13,例如使用环氧类或硅类等树脂。作为用于保护引线的树脂材料,经常使用因温度、湿度等环境条件而导致的体积变化较大的材料。

[0060] 半导体基板10A的感压面、引线W1的保护构件13和引线W2的保护构件13被用于保护压力脉搏波传感器1表面的表面涂层15覆盖。表面涂层15例如由硅类树脂构成。

[0061] 如上构成的压力脉搏波传感器1通过在感压元件列10D位于动脉的正上方且X方向与动脉的走向交叉(优选正交)的状态下,将半导体基板10A的形成有感压元件列10D的感压面隔着表面涂层15按压在生物体的体表来使用。由此,从各感压元件S输出与施加到半导体基板10A的薄壁部的应变对应的电信号,即,输出表示作用于感压元件S的压力变动的信号。

[0062] 在血压测定装置100中,控制部3一边调节由按压机构2将压力脉搏波传感器1按压在体表的按压状态,一边在基于从压力脉搏波传感器1输出的信号决定出最优感压元件及最优按压力之后,在该最优按压力下基于从最优感压元件输出的信号测定压力脉搏波,并基于该压力脉搏波计算血压值、脉搏数等生物体信息。

[0063] 如上所述,保护构件13中经常使用因温度、湿度的变化而导致的体积变化较大的材料。在压力脉搏波传感器1中,在感压元件列10D的在X方向上的两端侧设置保护构件13。因此,根据保护构件13所引起的应力的影响,感压元件列10D的各感压元件S的检测灵敏度如图5所示。

[0064] 图5中示出了各感压元件S的检测灵敏度恒定的理想的灵敏度特性、当因保护构件13而导致产生压缩应力时的感压元件列10D的灵敏度特性和当因保护构件13而导致产生拉伸应力时的感压元件列10D的灵敏度特性。

[0065] 在像压力脉搏波传感器1那样,在感压元件列10D的在X方向上的两端侧设置保护构件13的结构中,可知,通过因保护构件13的变形而产生的应力,导致位于靠近保护构件13的位置的感压元件S和位于离保护构件13较远的位置的感压元件S的灵敏度产生偏差。

[0066] 因此,在压力脉搏波传感器1中,在将传感器芯片10固定于基板11,用导电构件(引线W1、W2)将传感器芯片10与基板11电连接,并用保护构件13保护该导电构件的状态下,基于从感压元件列10D输出的信号来评估传感器芯片10是重要的。

[0067] 下面,说明压力脉搏波传感器1的检查方法。图6及图7是用于说明压力脉搏波传感器1的检查方法的图。图6及图7对应于图3的剖视图,并且对与图3相同的结构要素标记相同的附图标记。

[0068] 首先,准备在半导体基板10A上形成有第一端子部10B、第二端子部10C和感压元件列10D的传感器芯片10,以及形成有第三端子部11B和第四端子部11C的基板11。然后,如图6中的(a)所示,在使凹部10a与基板11的包括贯通孔11D的区域重叠的状态下,用粘接材料12将传感器芯片10固定在基板11表面。

[0069] 然后,进行引线键合工序,如图6中的(b)所示,用引线W1连接第一端子部10B的各端子与该各端子所对应的第三端子部11B的端子。此外,用引线W2连接第二端子部10C的各端子与该各端子所对应的第四端子部11C的端子。

[0070] 然后,进行引线保护工序,如图6中的(c)所示,分别用保护构件13覆盖并保护引线W1和引线W2。

[0071] 然后,在图6中的(c)的状态的形成过程中的元件的贯通孔11D与柔性基板16的贯

通孔16A重叠的状态下,将该元件安装于柔性基板16。由此,成为柔性基板16的连接器16C与感压元件列10D电连接的状态。

[0072] 在该状态下,连接器16C上连接有检查装置,该检查装置获取感压元件列10D的各感压元件S的输出信号,并基于获取的输出信号进行传感器芯片10的特性评估的处理。

[0073] 进而,如图7所示,将柔性基板16以贯通孔16A与吸引装置30所具有的吸引孔30a重叠的方式配置于吸引装置30,该吸引孔30a用于吸引空气。当吸引装置30从吸引孔30a吸引空气时,降低由半导体基板10A、粘接材料12和基板11划分出的空间的压力,从而向形成有感压元件列10D的半导体基板10A的薄壁部施加负压。

[0074] 在施加该负压的状态下,用上述的检查装置获取各感压元件S的输出信号,按照规定的评估算法来实施传感器芯片10的特性评估。该特性评估是一边改变制造过程中的压力脉搏波传感器1所处环境的温度及湿度一边进行的。

[0075] 例如,在各种环境中,求出感压元件列10D的各感压元件S的检测灵敏度的偏差,并将偏差在容许范围内的元件判定为合格。

[0076] 被判定为合格的制造过程中的元件被转移到表面涂布工序。在表面涂布工序中,用硅类树脂等保护材料覆盖两处保护构件13和传感器芯片10的露出面而形成表面涂层15。表面涂层15覆盖并保护传感器芯片10和保护构件13,并构成保护层。通过该表面涂布工序,完成压力脉搏波传感器1。

[0077] 根据以上的检查方法,在形成很有可能对感压元件列10D的特性产生影响的保护构件13的状态下,进行传感器芯片10的特性评估,因此能够了解使用环境的变化对压力脉搏波的检测精度产生的影响,并且能够制造出提高了压力脉搏波的检测精度的压力脉搏波传感器。

[0078] 此外,根据以上的检查方法,能够在不接触半导体基板10A的情况下进行传感器芯片10的特性评估。因此,由于能够在形成表面涂层15前进行特性评估,对于不合格的元件不必形成表面涂层15,因此能够提高生产效率。

[0079] 以上的说明中,在形成了保护构件13后,进行传感器芯片10的特性评估。作为该变形例,可以在图6中的(b)的状态下,将基板11安装于柔性基板16,并从贯通孔11D及贯通孔16A吸引空气,进行传感器芯片10的特性评估。

[0080] 在将传感器芯片10固定于基板11的状态下,粘接材料12的涂布量偏差可能导致传感器芯片10的特性发生变化。此外,当使用因温度及湿度而导致体积变化的材料作为粘接材料12时,考虑传感器芯片10的特性因使用环境而变化。

[0081] 因此,即使在保护构件13形成前的阶段通过吸引装置30对感压面施加负压,并由检查装置进行传感器芯片10的特性评估,也能够了解使用环境的变化对压力脉搏波的检测精度产生的影响,并且能够制造出提高了压力脉搏波的检测精度的压力脉搏波传感器。

[0082] 此外,根据该变形例,在形成保护构件13前的阶段进行特性评估,因此能够在早期阶段确定出不合格的元件,提高生产效率。

[0083] 另外,该变形例中,在传感器芯片10的特性评估后形成保护构件13,但例如,若使用因温度及湿度而导致的体积变化较小的材料作为保护构件13,则能够防止在特性评估后传感器芯片10的特性大幅变化,性能可以得到保证。此外,该变形例中,在形成了保护构件13后,由树脂等保护材料覆盖传感器芯片10的露出面和保护构件13,由此形成表面涂层15

并完成压力脉搏波传感器。

[0084] 图6所示的检查方法提高了保护构件13的材料选择的自由度,并且能够考虑粘接材料12和保护构件13两者对感压元件列10D的特性产生的影响而检查,因此可以特别优选地进行。

[0085] 压力脉搏波传感器1的结构如下:在半导体基板10A的感压面的在X方向上的两端部设置由第一端子部10B及第二端子部10C构成的芯片侧端子部,并设置由与第一端子部10B及第二端子部10C各自对应的第三端子部11B及第四端子部11C构成的基板侧端子部。

[0086] 如图8所示,作为该变形例,可以仅在半导体基板10A的感压面的在X方向上的两端部中的一端部,设置由与各感压元件S电连接的端子组成的芯片侧端子部10E。

[0087] 此时,可以以芯片侧端子部10E为边界,在X方向上位于感压元件列10D的相反侧,在基板11的表面形成由用于与芯片侧端子部10E的各端子电连接的端子构成的基板侧端子部11E。

[0088] 即使在图8所示的结构的情况下,通过因保护构件的变形而产生的应力,位于靠近该保护构件的位置的感压元件S和位于离该保护构件较远的位置的感压元件S的灵敏度也有可能产生偏差,其中,该保护构件覆盖将芯片侧端子部10E与基板侧端子部11E连接的导电构件。因此,能够检查保护构件对传感器芯片10产生的影响的本实施方式的检查方法是有效的。

[0089] 另外,如图4所示,在半导体基板10A的感压面的在X方向上的两端部设置由第一端子部10B及第二端子部10C构成的芯片侧端子部的结构中,可以不必增大传感器芯片10在Y方向上的宽度,因此有利于减小压力脉搏波传感器1的体积。

[0090] 应当认为,本次公开的实施方式在所有方面均为例示而非限制性的。本发明的范围不是由上述说明而是由权利要求书的范围表示,旨在包括与权利要求书的范围等同的含义及权利要求书的范围内的所有变更。

[0091] 例如,以上说明了用于检测手腕的桡骨动脉的压力脉搏波的手腕佩戴型血压测定装置,但也可以适用于颈动脉或足背动脉。

[0092] 此外,作为检测接触压力的感压元件S,不限于利用桥电路和膜片,也可以利用其他公知结构。此外,血压测定装置100具有两个压力脉搏波传感器1,但只要具有至少一个压力脉搏波传感器1,就能检测压力脉搏波并测定生物体信息。

[0093] 此外,第一端子部10B的各端子与对应的第三端子部11B的端子之间的连接不限于引线,例如也可以由导电膏等导电构件来进行。同样地,第二端子部10C的各端子与对应的第四端子部11C的端子之间的连接不限于引线,例如也可以由导电膏等导电构件来进行。

[0094] 由于无论用何种导电构件进行连接,都需要用于保护由该导电构件形成的布线的保护构件13,因此本发明是有效的。

[0095] 此外,柔性基板16的连接部16C与检查装置连接来进行传感器芯片10的特性评估,但可以代替使用柔性基板16,而是在图6中的(c)的状态下,使检查探针与在基板11的背面露出的连接端子接触,来提取来自传感器芯片10的信号。此时,不会在不合格的元件上浪费柔性基板。

[0096] 如上所述,本说明书中公开了以下的事项。

[0097] 公开的压力脉搏波传感器的检查方法中,所述压力脉搏波传感器具有:传感器芯

片,具有感压元件列和芯片侧端子部,所述感压元件列由在一个方向上排列的多个感压元件构成,所述芯片侧端子部与所述感压元件列电连接,所述传感器芯片通过在所述一个方向与生物体的动脉的走向交叉的状态下,将形成有所述感压元件列的感压面按压在所述生物体的体表来使用,以及基板,所述传感器芯片被固定于所述基板并且所述基板具有贯通孔。所述传感器芯片具有在与所述感压面垂直的方向上凹陷的凹部,在因所述凹部而在所述方向上厚度变薄的部分形成有所述感压元件列。所述压力脉搏波传感器的检查方法包括:第一工序,以使所述凹部仅通过所述基板的所述贯通孔与大气连通的方式,将所述传感器芯片粘接固定于所述基板;第二工序,由导电构件将粘接固定有所述传感器芯片的所述基板的基板侧端子部与所述芯片侧端子部连接,以及第三工序,在所述第二工序之后,在从所述基板的所述贯通孔吸引空气来对所述感压面施加负压的状态下,基于从所述基板侧端子部输出的信号进行所述传感器芯片的特性评估。

[0098] 公开的压力脉搏波传感器的检查方法中,所述芯片侧端子部包括分别配置在所述感压面的在所述一个方向上的两端部的第一端子部和第二端子部,所述基板侧端子部包括在所述基板的粘接固定有所述传感器芯片的面上形成的第三端子部和第四端子部,在从垂直于所述感压面的方向观察的俯视下,所述第三端子部、所述第一端子部、所述第二端子部及所述第四端子部按照所述第三端子部、所述第一端子部、所述第二端子部及所述第四端子部的顺序在所述一个方向上排列,在所述第二工序中,由第一导电构件将所述第一端子部与所述第三端子部连接,由第二导电构件将所述第二端子部与所述第四端子部连接,所述压力脉搏波传感器的检查方法还包括第四工序,所述第四工序在所述第三工序之前;在所述第四工序中,由保护构件分别覆盖在所述第二工序中形成的所述第一导电构件和所述第二导电构件。

[0099] 公开的压力脉搏波传感器的制造方法中,所述压力脉搏波传感器具有:传感器芯片,具有感压元件列和芯片侧端子部,所述感压元件列由在一个方向上排列的多个感压元件构成,所述芯片侧端子部与所述感压元件列电连接,所述传感器芯片通过在所述一个方向与生物体的动脉的走向交叉的状态下,将形成有所述感压元件列的感压面按压在所述生物体的体表来使用,以及基板,所述传感器芯片被固定于所述基板并且所述基板具有贯通孔。所述传感器芯片具有在与所述感压面垂直的方向上凹陷的凹部,在因所述凹部而在所述方向上厚度变薄的部分形成有所述感压元件列。所述压力脉搏波传感器的制造方法包括:第一工序,以使所述凹部仅通过所述基板的所述贯通孔与大气连通的方式,将所述传感器芯片粘接固定于所述基板,第二工序,由导电构件将粘接固定有所述传感器芯片的所述基板的基板侧端子部与所述芯片侧端子部连接,第三工序,在所述第二工序之后,在从所述基板的所述贯通孔吸引空气来对所述感压面施加负压的状态下,基于从所述基板侧端子部输出的信号进行所述传感器芯片的特性评估;以及第五工序,形成保护层,所述保护层用于保护基于所述第三工序中的特性评估的结果而被判定为合格的传感器芯片、以及连接所述传感器芯片的所述芯片侧端子部与所述基板侧端子部的导电构件。

[0100] 公开的压力脉搏波传感器的制造方法中,所述芯片侧端子部包括分别配置在所述感压面的在所述一个方向上的两端部的第一端子部和第二端子部,所述基板侧端子部包括在所述基板的粘接固定有所述传感器芯片的面上形成的第三端子部和第四端子部,在从垂直于所述感压面的方向观察的俯视下,所述第三端子部、所述第一端子部、所述第二端子部

及所述第四端子部按照所述第三端子部、所述第一端子部、所述第二端子部及所述第四端子部的顺序在所述一个方向上排列,在所述第二工序中,由第一导电构件将所述第一端子部与所述第三端子部连接,由第二导电构件将所述第二端子部与所述第四端子部连接,所述压力脉搏波传感器的检查方法还包括第四工序,所述第四工序在所述第三工序之前;在所述第四工序中,由保护构件分别覆盖在所述第二工序中形成的所述第一导电构件和所述第二导电构件。在所述第五工序中,由保护材料覆盖所述传感器芯片的露出面和所述保护构件,由此形成所述保护层。

[0101] 工业实用性

[0102] 根据本发明,能够提供一种能够了解使用环境的变化对压力脉搏波的检测精度产生的影响的压力脉搏波传感器的检查方法及制造方法。

[0103] 以上,通过特定的实施方式说明了本发明,但本发明不限于该实施方式,在不脱离公开的发明的技术思想的范围内可以进行各种变更。

[0104] 本申请基于2015年9月7日申请的日本专利申请(特愿2015-175967),并将其内容援引至本文。

[0105] 附图标记说明

[0106] 100 血压测定装置

[0107] 1 压力脉搏波传感器

[0108] 10 传感器芯片

[0109] S 感压元件

[0110] 10A 半导体基板

[0111] 10B 第一端子部

[0112] 10C 第二端子部

[0113] 10D 感压元件列

[0114] 10E 芯片侧端子部

[0115] 10a 凹部

[0116] 11 基板

[0117] 11B 第三端子部

[0118] 11C 第四端子部

[0119] 11D 贯通孔

[0120] 11E 基板侧端子部

[0121] 12 粘接材料

[0122] 13 保护构件

[0123] 15 表面涂层

[0124] 16 柔性基板

[0125] 16A、16B 贯通孔

[0126] W1、W2 引线(第一导电构件,第二导电构件)

[0127] 30 吸引装置

[0128] 30a 吸引孔

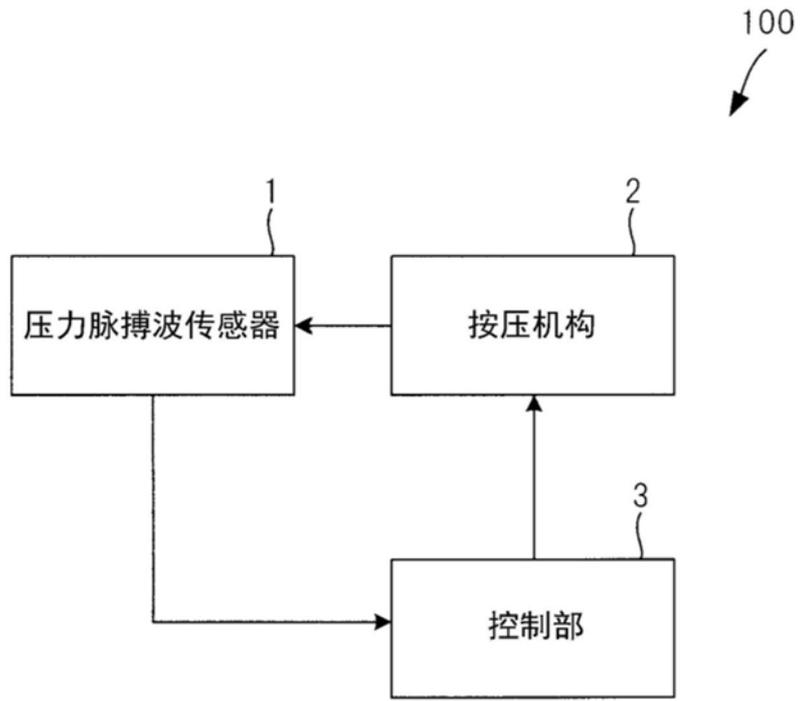


图1

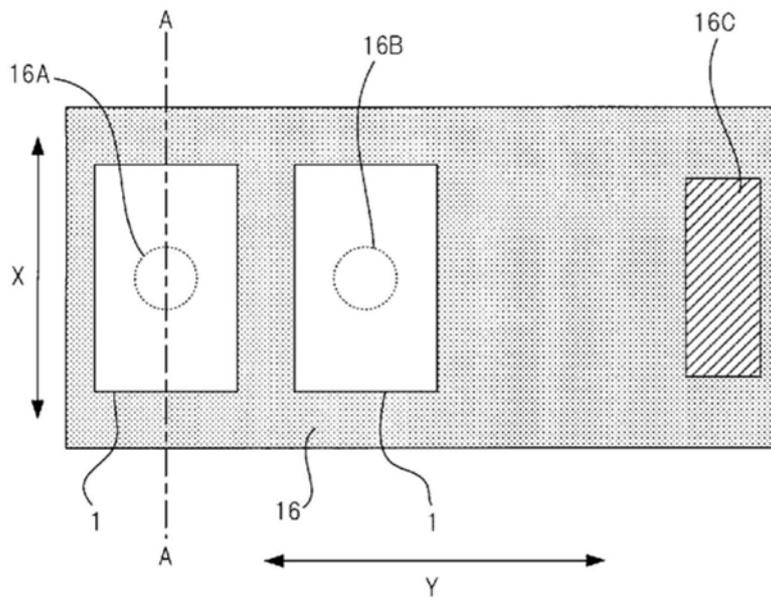


图2

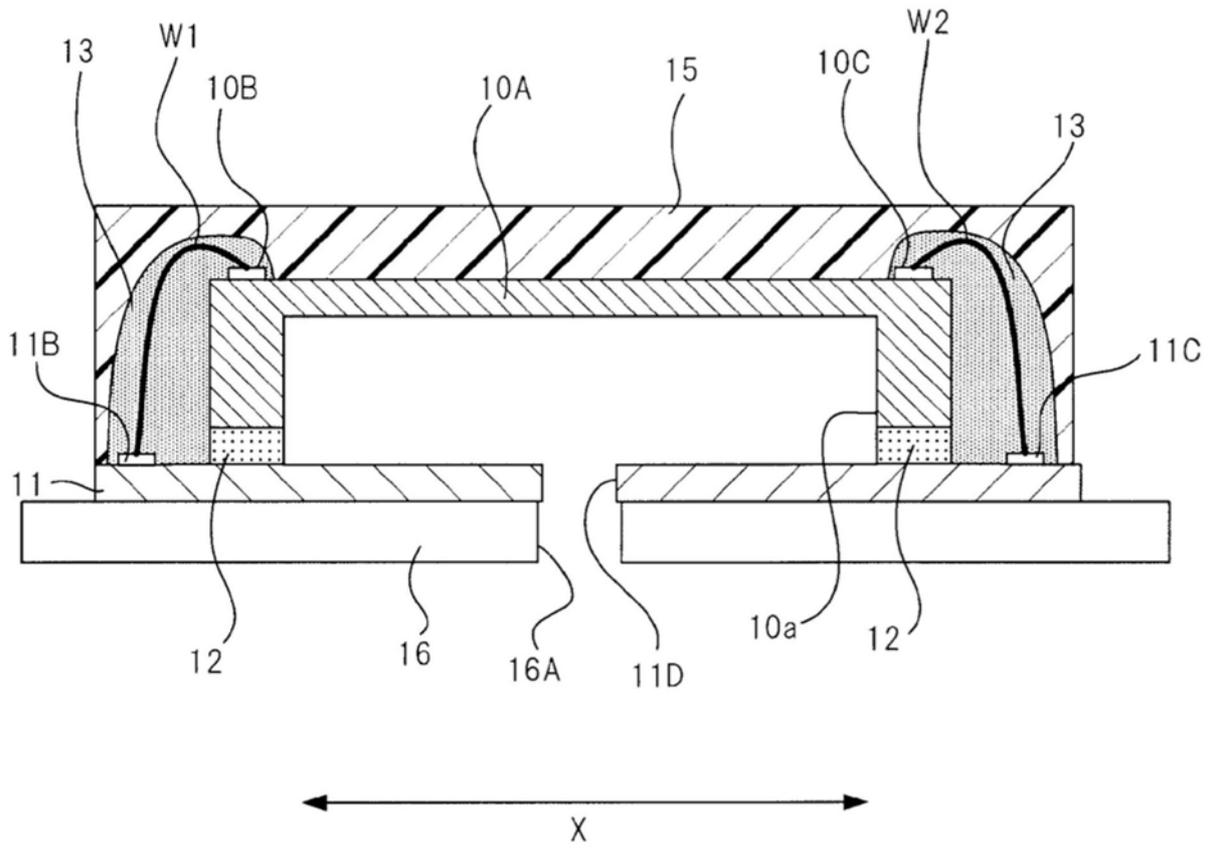


图3

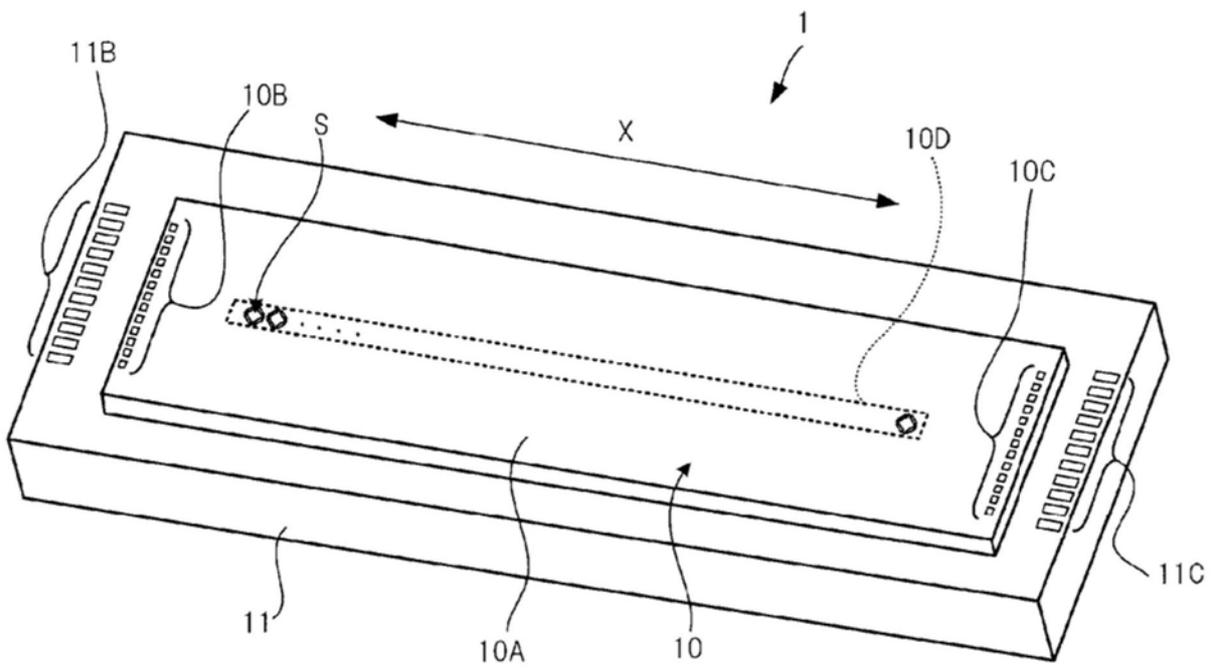


图4

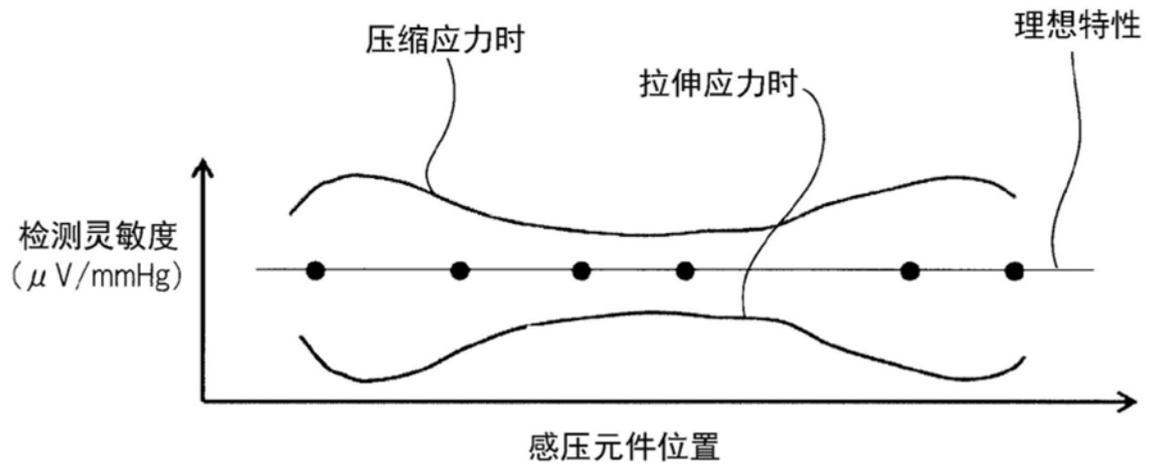


图5

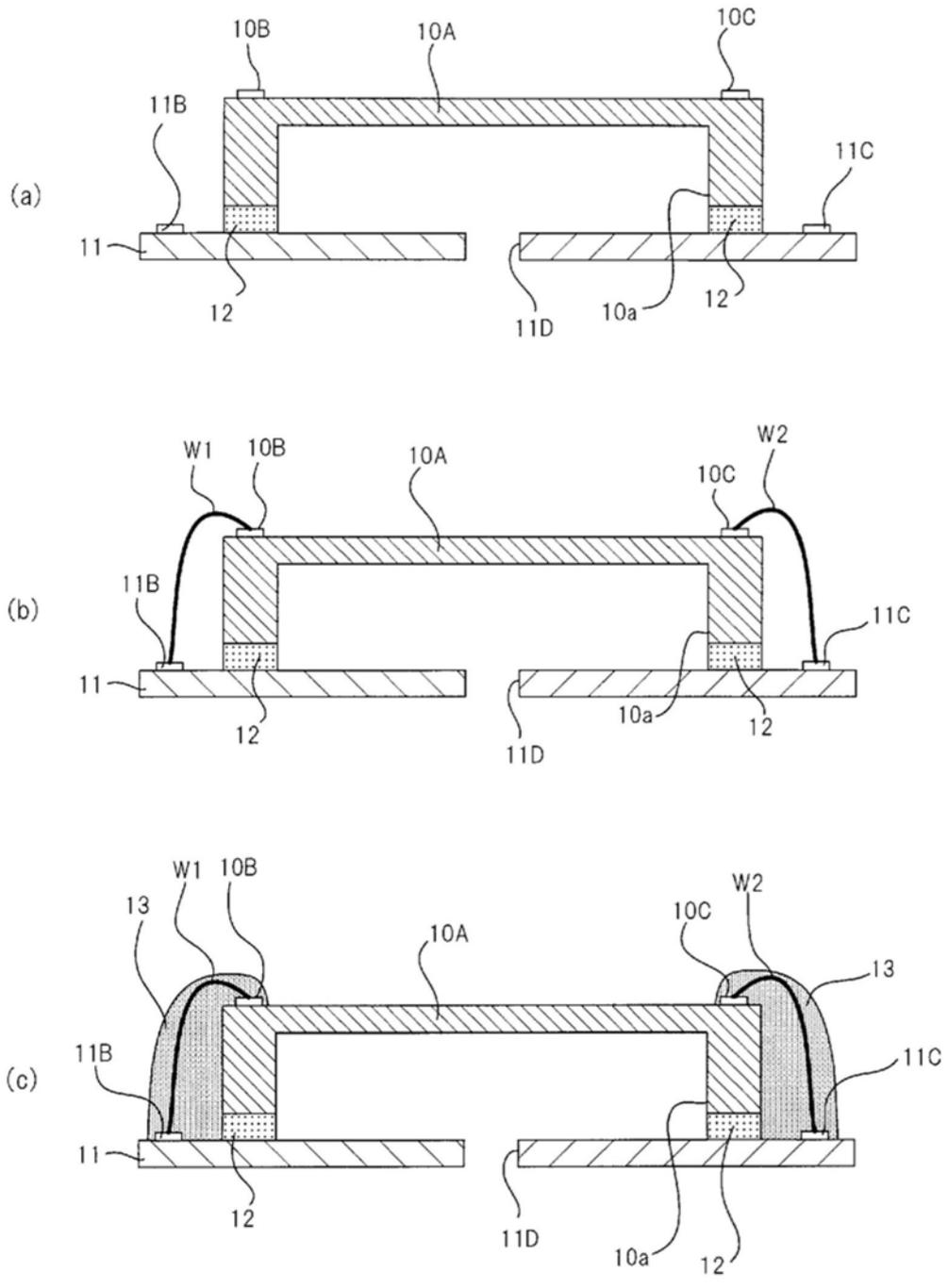


图6

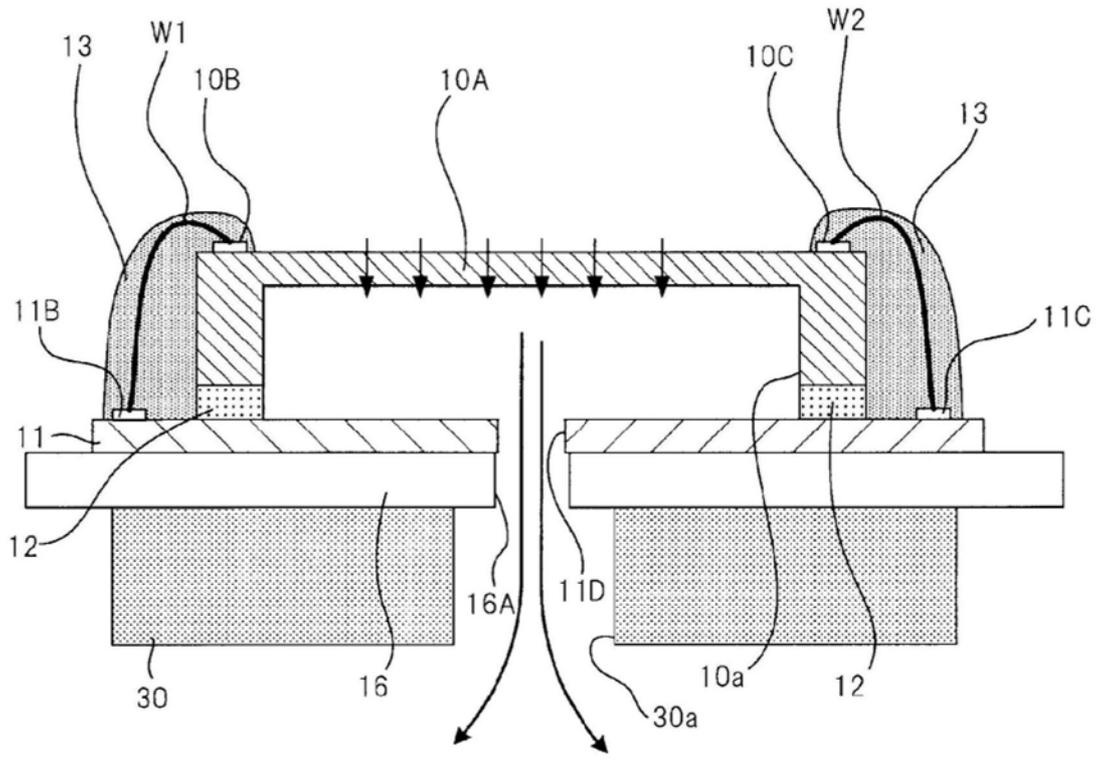


图7

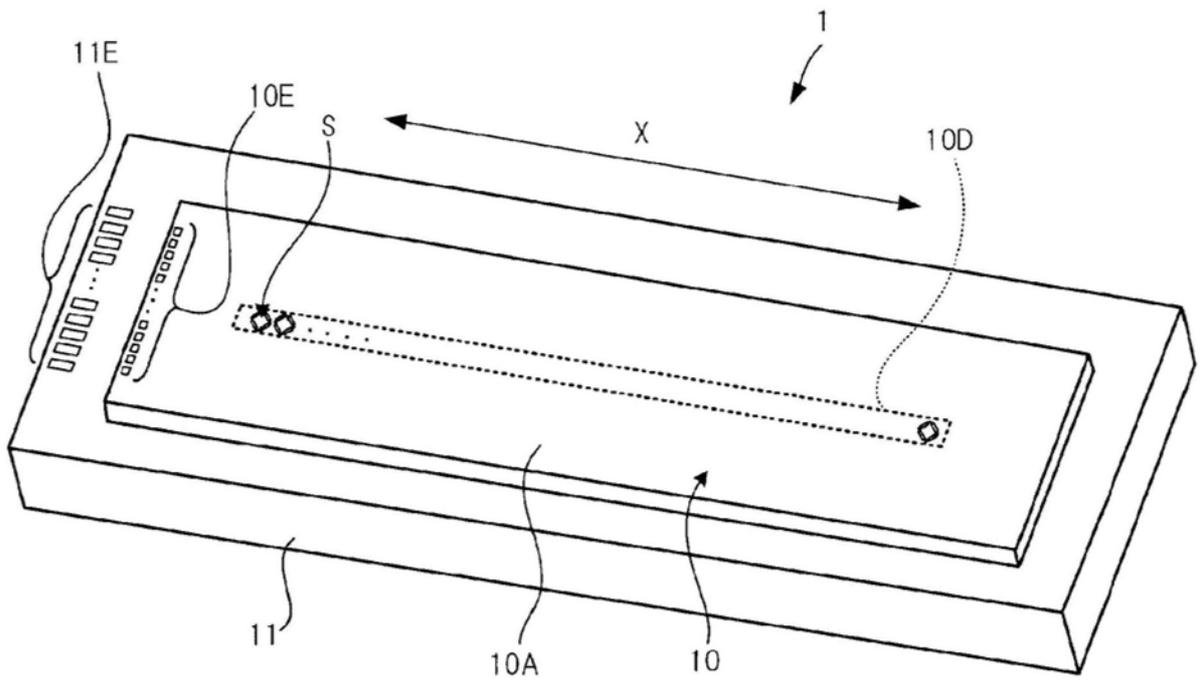


图8