



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102440005 B

(45) 授权公告日 2014. 09. 24

(21) 申请号 201080022255. 8

(22) 申请日 2010. 05. 21

(30) 优先权数据
2009-124840 2009. 05. 25 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2011. 11. 22

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2010/058636 2010. 05. 21

(87) PCT国际申请的公布数据
W02010/137528 JA 2010. 12. 02

(73) 专利权人 株式会社日立医疗器械
地址 日本东京都

(72) 发明人 町田俊太郎 小林孝

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021
代理人 汪惠民

(51) Int. Cl.

H04R 19/00(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

H04R 1/40(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2007052093 A1, 2007. 03. 08,

US 2007052093 A1, 2007. 03. 08,

CN 1714754 A, 2006. 01. 04,

US 2008259733 A1, 2008. 10. 23,

US 2006179640 A1, 2006. 08. 17,

JP 2008098697 A, 2008. 04. 24,

WO 2009041675 A1, 2009. 04. 02,

审查员 叶伟

权利要求书2页 说明书12页 附图11页

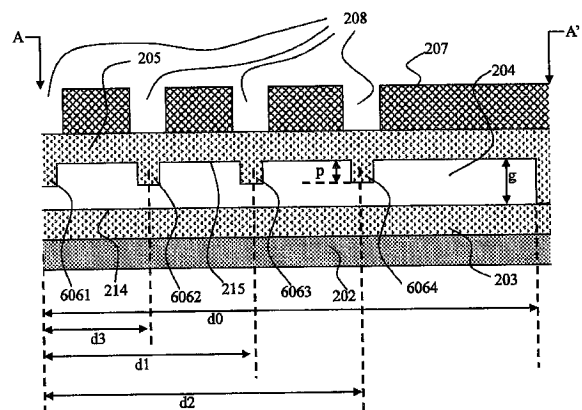
(54) 发明名称

超声波换能器及利用该超声波换能器的超声
波诊断装置

(57) 摘要

本发明提供一种具备优选的突起配置结构的
超声波换能器及利用该超声波换能器的超声波诊
断装置。该超声波换能器具备：第一电极；形成于
该第一电极上的下部绝缘膜；被设置为在该下部
绝缘膜上形成空洞部的上部绝缘膜；和形成于该
上部绝缘膜上的第二电极，其特征在于，在所述下
部绝缘膜或所述上部绝缘膜上，在所述空洞部侧
形成突起，在相当于形成所述突起的位置的所述
第一电极或第二电极上形成有开口部。由此，在为了抑制薄膜下表面与空洞部下表面接触所引起的电
荷向绝缘膜注入而配置向空洞部突出的绝缘膜的突起的情况下，可以抑制 CMUT 的驱动电压的上升、接收灵敏度的降低。

CN 102440005 B



1. 一种超声波换能器,其具备:
第一电极;
形成于该第一电极上的下部绝缘膜;
被设置为在该下部绝缘膜上形成空洞部的上部绝缘膜;和
形成于该上部绝缘膜上的第二电极,
所述超声波换能器特征在于,
在所述下部绝缘膜或所述上部绝缘膜上,在所述空洞部侧形成突起,
在相当于形成所述突起的位置的所述第一电极或第二电极上形成有开口部,
至少在相当于由所述上部绝缘膜与所述第二电极构成的薄膜的中央部的所述上部绝缘膜或所述下部绝缘膜上形成有第一突起,在所述第一突起与所述空洞部的边缘之间形成第二突起,

在所述第一突起通过施加在所述第一电极与所述第二电极上的驱动电压而与所述上部绝缘膜或所述下部绝缘膜接触,进而连接所述第一突起与所述空洞部的边缘的直线上的所述薄膜和所述下部绝缘膜接触的情况下,所述第二突起形成于该接触的部分。

2. 根据权利要求1所述的超声波换能器,其特征在于,
在所述第二突起与所述空洞部的边缘之间形成第三突起,
在通过施加在所述第一电极与所述第二电极上的驱动电压而使连接所述第二突起与所述空洞部的边缘的直线上的所述薄膜和所述下部绝缘膜接触的情况下,所述第三突起形成于该接触的部分。

3. 根据权利要求1所述的超声波换能器,其特征在于,
在所述第二突起与所述空洞部的边缘之间形成第三突起,
在通过施加在所述第一电极与所述第二电极上的驱动电压而使连接所述第二突起与所述空洞部的边缘的直线上的所述薄膜和所述下部绝缘膜接触的情况下,所述第三突起形成于比该接触的部分更向所述第一突起侧偏离的位置处。

4. 根据权利要求1所述的超声波换能器,其特征在于,
在通过施加在所述第一电极与所述第二电极上的驱动电压而使所述第一突起与所述第二突起之间的所述薄膜和所述下部绝缘膜接触的情况下,在所述第一突起与所述第二突起的中点处还形成有第三突起。

5. 根据权利要求1所述的超声波换能器,其特征在于,
超声波换能器配置为阵列状,且每个超声波换能器的突起为不同的配置。

6. 一种换能器阵列,其由多个超声波换能器排列而成,其特征在于,
所述超声波换能器是权利要求1所述的超声波换能器。

7. 根据权利要求6所述的换能器阵列,其特征在于,
每个超声波换能器的突起为不同的配置。

8. 根据权利要求7所述的换能器阵列,其特征在于,
超声波换能器的排列方向是正交的二维方向,
排列在其中一个方向上的各超声波换能器的突起为不同的配置。

9. 一种超声波诊断装置,其具备:对被检体收发超声波的超声波探头;基于从所述超声波探头输出的超声波接收信号来构成超声波图像的图像处理部;以及显示所述超声波图

像的显示部,所述超声波诊断装置特征在于,

所述超声波探头是超声波换能器,该超声波换能器具备:

第一电极;

形成于该第一电极上的下部绝缘膜;

被设置为在该下部绝缘膜上形成空洞部的上部绝缘膜;和

形成于该上部绝缘膜上的第二电极,

至少在相当于由所述上部绝缘膜与所述第二电极构成的薄膜的中央部的所述上部绝缘膜或所述下部绝缘膜上形成有第一突起,

在所述第一突起与所述空洞部的边缘之间形成第二突起,

在所述第一突起通过施加在所述第一电极与所述第二电极上的驱动电压而与所述上部绝缘膜或所述下部绝缘膜接触,进而连接所述第一突起与所述空洞部的边缘的直线上的所述薄膜和所述下部绝缘膜接触的情况下,所述第二突起形成于该接触的部分,

在相当于形成所述突起的位置的所述第一电极或第二电极上形成有开口部。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波换能器在所述第二突起与所述空洞部的边缘之间形成第三突起,

在通过施加在所述第一电极与所述第二电极上的驱动电压而使连接所述第二突起与所述空洞部的边缘的直线上的所述薄膜和所述下部绝缘膜接触的情况下,所述第三突起形成于该接触的部分。

11. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波换能器在所述第二突起与所述空洞部的边缘之间形成第三突起,

在通过施加在所述第一电极与所述第二电极上的驱动电压而使连接所述第二突起与所述空洞部的边缘的直线上的所述薄膜和所述下部绝缘膜接触的情况下,所述第三突起形成于比该接触的部分更向所述第一突起侧偏离的位置处。

12. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波换能器,在通过施加在所述第一电极与所述第二电极上的驱动电压而使所述第一突起与所述第二突起之间的所述薄膜和所述下部绝缘膜接触的情况下,在所述第一突起与所述第二突起的中点处还形成有第三突起。

13. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

超声波换能器配置为阵列状,且每个超声波换能器的突起为不同的配置。

超声波换能器及利用该超声波换能器的超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波换能器及利用该超声波换能器的超声波诊断装置。特别涉及通过 MEMS (Micro Electro Mechanical System) 技术制造出的超声波换能器及利用其的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 超声波换能器被用在通过发送、接收超声波来诊断人体内的肿瘤等的装置或非破坏方式检查构造物的装置等中。

[0003] 迄今为止,虽然可以采用利用了压电体的振动的超声波换能器,但是由于近年来的 MEMS 技术的进步,正在开发在硅基板上制作了振动部的电容检测型超声波换能器 (CMUT:Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducer),以实用化为目的正在积极地研究。

[0004] 例如,在美国专利第 6320239B1 号说明书(专利文献 1)中公开了单体的 CMUT 与配置为阵列状的 CMUT。

[0005] 再有,在美国专利第 6571445B2 号说明书(专利文献 2)及美国专利第 6562650B2 号说明书(专利文献 3)中公开了:在形成于硅基板上的信号处理电路的上层形成 CMUT 的技术。

[0006] 还有,在美国专利第 2005-0228285A1 号说明书(专利文献 4)及美国专利 2007-0264732A1 号说明书(专利文献 5)中公开了具有突出到空洞部的突起的结构的 CMUT。

[0007] 先行技术文献

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献 1:美国专利第 6320239B1 号说明书

[0010] 专利文献 2:美国专利第 6571445B2 号说明书

[0011] 专利文献 3:美国专利第 6562650B2 号说明书

[0012] 专利文献 4:美国专利第 2005-0228285A1 号说明书

[0013] 专利文献 5:美国专利第 2007-0264732A1 号说明书

[0014] 与现有的采用了压电体的换能器相比,CMUT 具有可以使用的超声波的频带较宽、或者高灵敏度等优点。再有,因为能够利用 LSI 加工技术来制作,所以能够进行微细加工。尤其是,在将超声波元件排列为阵列状,对各元件独立地进行控制的情况下,认为 CMUT 是必须的。原因在于:需要向各元件的布线,阵列内的布线数成为庞大的数目,但是因为 CMUT 可以使用 LSI 加工技术来制作,所以这些布线是比较容易的。再有,因为从超声波收发部向信号处理电路的 1 个芯片的混载在 CMUT 中也是可能的缘故。

[0015] 利用图 1 对 CMUT 的基本结构及动作进行说明。在下部电极 101 的上层形成被绝缘膜 103 包围的空洞部 102。隔着绝缘膜 103,在空洞部 102 上配置有上部电极 104。若在上部电极 104 与下部电极 101 之间,直流电压与交流电压重叠,则静电力作用在上部电极 104

与下部电极 101 之间,由空洞部 102 上的绝缘膜 103 与上部电极 104 构成的薄膜 105 以所施加的交流电压的频率振动,由此发送超声波。

[0016] 相反,在接收的情况下,通过到达薄膜 105 表面的超声波的压力,薄膜 105 振动。于是,由于上部电极 104 与下部电极 101 之间的距离变化,因此可以将电容的变化作为超声波来检测。

[0017] 虽然根据上述动作原理可以明白,但是因为利用基于在电极间施加电压而引起的静电力的薄膜的振动和振动所引起的电极间的电容变化来进行超声波的发送及接收,所以在动作稳定或提高设备的可靠性方面电极间的电压差的稳定性成为重点。

[0018] 在上述动作原理中,通过在上部电极 104 与下部电极 101 之间施加直流电压,从而静电力作用在两个电极间,薄膜变形,通过变形而引起的弹簧复原力与静电力平衡的变形量,薄膜稳定。

[0019] 通常,虽然以电极间的静电力与薄膜的弹簧复原力平衡的直流电压进行驱动,但是若施加比被称为限定电压的电压还大的直流电压,则电极间的静电力会变得比薄膜的弹簧复原力还大,薄膜不能稳定在固定的位置,薄膜的下表面 106 会和空洞部的下表面 107 接触,其中该限定电压是薄膜的变形量会变为电极间隔的约三分之一的电压。若接触,则绝缘膜 103 成为被上部电极与下部电极夹持的结构,电荷从两个电极注入,成为膜中的固定电荷。即使再次在两电极间施加直流电压,电极间的电场也会被绝缘膜中的固定电荷切断,最佳地使用 CMUT 的电压变动。因此,在上述专利文献 1 或专利文献 2、专利文献 3 所公开的 CMUT 中,为了防止薄膜的下表面和空洞部的下表面接触,通常需要在和限定电压相比非常低的电压下使用。

[0020] 但是,为了提高收发的灵敏度,需要尽可能缩窄 CMUT 使用中的两电极的间隔,因此重要的是使施加在两电极间的电压尽可能地接近限定电压。

[0021] 再有,为了提高超声波的接收声压,希望将薄膜 105 的振幅设为最大限。但是,在振动过程中,薄膜的下表面 106 和空洞部的下表面 107 接触,为了防止电荷向绝缘膜注入,需要将与交流电压重叠的直流电压也设定为比薄膜的下表面和下部电极或空洞部下的绝缘膜接触的电压低很多的电压。

[0022] 在上述专利文献 4 中示出了以下结构:即使在形成向 CMUT 的空洞部突出的绝缘膜的突起并施加了限定电压以上的直流电压或交流电压的情况下,突起变为支柱,除了突起的下表面以外的薄膜下表面也不会和空洞部下表面接触。但是,突起部成为被上下电极夹持的结构,所以不能避免电荷向突起部的绝缘膜的蓄积。

[0023] 另一方面,在上述专利文献 5 中,向空洞部突出的绝缘膜的突起成为未被上下电极夹持的结构,因此即使在突起的下表面和空洞部的下表面接触的情况下,也可以回避电荷向突起部的绝缘膜的蓄积。但是,若配置多个突起,则上下电极的重合部分的面积也相应地缩小,根据上述 CMUT 的动作原理可以很清楚,会导致 CMUT 的驱动电压的上升或接收灵敏度的降低。在图 2 中示意性地表示该状况,图 2(a) 是从上面观察配置了突出到空洞部 102 内的绝缘膜的突起时的突起配置的示意图。从上面观察的话,空洞部呈矩形,抽出表示了配置在其上部的薄膜中心的绝缘膜的突起 108、还有在其两侧配置了突起时的第 n 个绝缘膜的突起 109、第 $n+2$ 个绝缘膜的突起 110 以及第 $n+4$ 个绝缘膜的突起 111 的位置。因为空洞部 102 是矩形,所以电压引起的薄膜的变形相对于薄膜中心的突起 108 而言 是对称的,

在配置突起的情况下,突起个数两个两个地增加。若使突起的配置数从 n 个增加为 $n+2$ 个、 $n+4$ 个,则除了突起的下表面以外的薄膜下表面和空洞部下表面接触的电压上升,上下电极间的重合部的面积减少。图 2(b) 示意地表示了其形态。在图 2(b) 中,在用于获得超声波诊断所需的超声波的收发灵敏度、发送声压的 CMUT 的驱动电压为 X 伏的情况下,突起数为 n 个,在薄膜振动时,除了突起的下表面以外的薄膜下表面会和空洞部下表面接触,不能避免电荷向绝缘膜的蓄积。但是,若无限地配置突起,则上下电极间的重合部的面积会减少,接收灵敏度会降低。此时,若配置 $n+2$ 个突起,则由于驱动电压,虽然 $n+2$ 个突起的下表面会和空洞部的下表面接触,但这些突起会成为支柱,除了突起的下表面以外的薄膜下表面不会和空洞部下表面将接触,可以抑制电荷向绝缘膜蓄积,也可以抑制上下电极的重合部的面积的减少。

发明内容

[0024] 本发明的目的在于提供一种在 CMUT 中配置了向空洞部突出的绝缘膜的突起时决定突起的配置位置和个数的方法、具备通过该配置方法制作出的绝缘膜的突起的超声波换能器以及利用超声波换能器的超声波诊断装置。

[0025] 根据本说明书的描述以及附图可以清楚本发明的上述目的以及其他目的和新特征。

[0026] 若简单说明本申请所公开的发明中的典型发明的概要,则如下所述。

[0027] 本发明中的超声波换能器,具备:第一电极;形成于该第一电极上的下部绝缘膜;被设置为在该下部绝缘膜上形成空洞部的上部绝缘膜;和形成于该上部绝缘膜上的第二电极,所述超声波换能器的特征在于,在所述下部绝缘膜或所述上部绝缘膜上,在所述空洞部侧形成突起,在相当于形成所述突起的位置的所述第一电极或第二电极上形成有开口部。

[0028] 本发明中的超声波换能器,其特征在于,至少在相当于由所述上部绝缘膜与所述第二电极构成的薄膜的中央部的所述上部绝缘膜或所述下部绝缘膜上形成有第一突起。

[0029] 本发明中的超声波换能器,其特征在于,在所述第一突起与所述空洞部的边缘之间形成第二突起,在所述第一突起通过施加在所述第一电极与所述第二电极上的驱动电压而与所述上部绝缘膜或所述下部绝缘膜接触,进而连接所述第一突起与所述空洞部的边缘的直线上的所述薄膜和所述下部绝缘膜接触的情况下,所述第二突起形成于该接触的部分。

[0030] 本发明中的超声波换能器,其特征在于,在所述第二突起与所述空洞部的边缘之间形成第三突起,在通过施加在所述第一电极与所述第二电极上的驱动电压而使连接所述第二突起与所述空洞部的边缘的直线上的所述薄膜和所述下部绝缘膜接触的情况下,所述第三突起形成于该接触的部分。

[0031] 本发明中的超声波换能器,其特征在于,在所述第二突起与所述空洞部的边缘之间形成第三突起,在通过施加在所述第一电极与所述第二电极上的驱动电压而使连接所述第二突起与所述空洞部的边缘的直线上的所述薄膜和所述下部绝缘膜接触的情况下,所述第三突起形成于比该接触的部分更向所述第一突起侧偏离的位置处。

[0032] 本发明中的超声波换能器,其特征在于,在通过施加在所述第一电极与所述第二电极上的驱动电压而使所述第一突起与所述第二突起之间的所述薄膜和所述下部绝缘膜

接触的情况下,在所述第一突起与所述第二突起的中点处还形成有第三突起。

[0033] 本发明中的超声波换能器,其特征在于,超声波换能器配置为阵列状,且每个超声波换能器的突起为不同的配置。

[0034] 本发明中的超声波诊断装置,其具备:对被检体收发超声波的超声波探头;基于从所述超声波探头输出的超声波接收信号来构成超声波图像的图像处理部;以及显示所述超声波图像的显示部,所述超声波诊断装置的特征在于,所述超声波探头是超声波换能器,该超声波换能器具备:第一电极;形成于该第一电极上的下部绝缘膜;被设置为在该下部绝缘膜上形成空洞部的上部绝缘膜;和形成于该上部绝缘膜上的第二电极,在所述下部绝缘膜或所述上部绝缘膜上,在所述空洞部侧形成突起,在相当于形成所述突起的位置的所述第一电极或第二电极上形成有开口部。

[0035] 本发明中的超声波诊断装置,其特征在于,采用以下超声波换能器,该超声波换能器至少在相当于由所述上部绝缘膜与所述第二电极构成的薄膜的中央部的所述上部绝缘膜或所述下部绝缘膜上形成有第一突起。

[0036] 本发明中的超声波诊断装置,其特征在于,采用以下超声波换能器,该超声波换能器在所述第一突起通过施加在所述第一电极与所述第二电极上的驱动电压而与所述上部绝缘膜或所述下部绝缘膜接触,进而连接所述第一突起与所述空洞部的边缘的直线上的所述薄膜和所述下部绝缘膜接触的情况下,在该接触的部分形成第二突起。

[0037] 本发明中的超声波诊断装置,其特征在于,采用以下超声波换能器,该超声波换能器在通过施加在所述第一电极与所述第二电极上的驱动电压而使连接所述第二突起与所述空洞部的边缘的直线上的所述薄膜和所述下部绝缘膜接触的情况下,在该接触的部分形成第三突起。

[0038] 本发明中的超声波诊断装置,其特征在于,采用以下超声波换能器,该超声波换能器在通过施加在所述第一电极与所述第二电极上的驱动电压而使连接所述第二突起与所述空洞部的边缘的直线上的所述薄膜和所述下部绝缘膜接触的情况下,在比该接触的部分更向所述第一突起侧偏离的位置处形成所述第三突起。

[0039] 本发明中的超声波诊断装置,其特征在于,采用以下超声波换能器,该超声波换能器在通过施加在所述第一电极与所述第二电极上的驱动电压而使所述第一突起与所述第二突起之间的所述薄膜和所述下部绝缘膜接触的情况下,在所述第一突起与所述第二突起的中点处还形成有第三突起。

[0040] 本发明中的超声波诊断装置,其特征在于,采用超声波换能器配置为阵列状且每个超声波换能器的突起为不同的配置的超声波换能器阵列。

[0041] (发明的效果)

[0042] 以下简单说明通过本申请所公开的发明中的代表性发明而获得的效果。

[0043] 根据本发明,可以提供一种具备优选的突起配置结构的超声波换能器与采用该超声波换能器的超声波诊断装置,在为了抑制薄膜下表面与空洞部下表面接触所引起的电荷向绝缘膜注入而配置向空洞部突出的绝缘膜的突起的情况下,可以抑制 CMUT 的驱动电压的上升或者接收灵敏度的降低。

附图说明

[0044] 图 1 是本发明人研究过的超声波换能器的剖视图。

[0045] 图 2(a) 是从上面观察在空洞部配置了突起时的突起配置的示意图, (b) 是表示突起的配置数与上下电极间的重合面积的关系、以及突起的配置数和除了突起部以外的薄膜下表面与空洞部下表面接触的电压(接触电压)的关系的示意图。

[0046] 图 3 是表示本发明的实施方式 1 中的超声波换能器的俯视图, 是从上面观察空洞部的形状为六角形的情况。

[0047] 图 4(a) 是在图 3 的 A-A' 线切断的剖视图, (b) 是在图 3 的 B-B' 线切断的剖视图。

[0048] 图 5(a) 是在图 3 的 C-C' 线切断的剖视图, 表示未被施加驱动 CMUT 的电压的状态; (b) 是在图 3 的 C-C' 线切断的剖视图, 表示在未配置突起 2062、2063 而仅配置了突起 2061 的情况下通过超声波诊断装置驱动 CMUT, 突起 2061 和空洞部的下表面 214 接触, 薄膜的下表面 215 也和空洞部的下表面 214 接触的状态。

[0049] 图 6 是表示突起的配置位置 d_1 、与突起长度 p 、空洞部的厚度 g 以及薄膜的中央、与到空洞部的边缘为止的距离 d_0 之间的关系图。

[0050] 图 7 是表示本发明的实施方式 1 中的超声波换能器的俯视图, 是从上面观察空洞部的形状为矩形的情况。

[0051] 图 8 是在图 7 的 A-A 线切断的剖视图, 是未被施加驱动 CMUT 的电压的状态。

[0052] 图 9 是表示在本发明的实施方式 1 中配置绝缘膜的突起时判断是否需要配置的流程图。

[0053] 图 10 是在图 7 的 A-A 线切断的剖视图, 表示绝缘膜的突起的长度不同的情况, (a) 是未被施加驱动 CMUT 的电压的状态, (b) 是被施加驱动 CMUT 的电压且绝缘膜的突起和空洞部下表面接触的状态。

[0054] 图 11 是将本发明的实施方式 2 中的超声波换能器配置为阵列状时的芯片的俯视图。

[0055] 图 12 是本发明的超声波诊断装置的构成图。

[0056] 具体实施方式

[0057] 以下, 基于附图对本发明的实施方式进行详细说明。其中, 在用于说明实施方式的所有附图中, 作为原则, 对于同一部件赋予同一标记, 并省略重复的说明。

[0058] 在以下的实施方式中, 为了方便, 在有必要的情况下分割为多个区段或实施方式进行说明, 但是在没有特别明示的情况下, 这些部分并不是互相没有关系的, 存在一方是另一方的部分或者全部的变形例、详细内容、补充说明等的关系。

[0059] 再有, 在以下的实施方式中, 在言及要素的数等(包括个数、数值、量、范围)的情况下, 除了特别明示的情况以及在原理方面可以清楚地限定为特定数的情况等以外, 并不限定为特定的数, 既可以是特定的数以上也可以是特定的数以下。

[0060] 进而, 在以下的实施方式中, 其构成要素(也包括要素步骤等)除了特别明示的情况以及在原理上非常清楚地认为是必须的情况等以外, 也可以说并非必须的。

[0061] 同样的, 在以下的实施方式中, 在言及构成要素等的形状、位置关系等时, 除了特别明示的情况以及在原理上清楚地认为并非如此的情况等以外, 也包含实质上和其形状等近似或类似的状况。该状况对于上述数值及范围而言也是同样的。

[0062] 另外, 为了即使在俯视图中也容易理解, 有时赋予阴影。

[0063] (超声波换能器)

[0064] 在下述的实施方式的记载中,通过以超声波诊断装置所需要的超声波换能器的驱动电压和薄膜下表面接触空洞部下表面的电压的大小关系来决定突起的配置和是否需要配置,从而实现制作适当地配置了向空洞部突出的绝缘膜的突起的超声波换能器这一目的。

[0065] 实施方式 1

[0066] 参照图 3 及图 4 来说明本实施方式 1 中的超声波换能器 (CMUT) 的结构。图 3 是表示本实施方式 1 中的超声波换能器 (CMUT) 的俯视图。图 4(a) 表示在图 3 的 A-A' 线切断的剖视图,图 4(b) 表示在图 3 的 B-B' 线切断的剖视图。

[0067] 在图 3 中示出 1 个 CMUT 单元。CMUT 单元构成为具备:下部电极 202;形成于下部电极 202 之上的空洞部 204;形成为向空洞部 204 突出且由硅氧化膜构成的绝缘膜的突起 206;以及形成于空洞部 204 之上的上部电极 207 等。211 是用于形成空洞部的湿蚀刻孔。即,湿蚀刻孔 211 和成为空洞部 204 的空间连接。212 是向下部电极 202 连接的开口部,213 是向上部电极 207 连接的开口部。在上部电极 207 与空洞部 204 之间,按照覆盖空洞部 204 与下部电极 202 的方式形成了硅氧化膜构成的绝缘膜 205,在下部电极 202 与空洞部 204 之间按照覆盖下部电极的方式形成硅氧化膜构成的绝缘膜 203,但是在图 3 中,为了表示空洞部 204、下部电极 202 而并未示出这些绝缘膜。208 是从上面观察按照上部电极 207 不会与突起 206 重合的方式设置在上部电极 207 上的开口部。通过在上部电极 207 上设置开口部,从而防止电荷向作为绝缘膜的突起蓄积。

[0068] 如图 4(a) 及图 4(b) 所示,在形成于半导体基板 200 上的由硅氧化膜构成的绝缘膜 201 之上形成 CMUT 的下部电极 202。在下部电极 202 的下层隔着由硅氧化膜构成的绝缘膜 203 而形成空洞部 204。按照包围空洞部 204 的方式形成由硅氧化膜构成的绝缘膜 205,在绝缘膜 205 的上层形成上部电极 207。在绝缘膜 205 的下表面,硅氧化膜构成的突起 206 按照向空洞部 204 突出的方式形成,在突起 206 的上层的上部电极 207 形成开口部 208。在上部电极 207 的上层形成由硅氮化膜构成的绝缘膜 209 与绝缘膜 210。再有,在绝缘膜 205 及绝缘膜 209 上形成贯通这些膜的湿蚀刻孔 211。该湿蚀刻孔 211 是为了形成空洞部 204 而形成的,在形成空洞部 204 之后将绝缘膜 210 嵌入其中。

[0069] 在图 3、图 4 所示的 CMUT 中,从上面观察,在薄膜的中央配置 1 个突起,从薄膜的中央到空洞部的边缘,在六角形的对角线上配置 2 个突起,该突起配置是通过利用图 5、图 6 而说明的方法来进行的。

[0070] 图 5(a) 是在图 3 的 C-C' 线切断的剖视图。示出了未被超声波诊断装置施加用于驱动 CMUT 的电压的状态,是将下部电极 202、下部绝缘膜 203、空洞部 204、上部绝缘膜 205、突起 206 以及上部电极 207 抽取之后进行表示的图。从上面观察,绝缘膜的突起 206 从薄膜的中心 (C-C' 剖面的 C 侧) 沿着空洞部的边缘 (C-C' 剖面的 C' 侧) 分别被编号为 2061、2062、2063。

[0071] 图 5(b) 表示:在未配置图 5(a) 的突起 2062、2063 而仅配置了突起 2061 的情况下,由超声波诊断装置驱动 CMUT,突起 2061 的下表面与空洞部的下表面接触,还有除了突起 2061 的下表面以外的薄膜的下表面 215 和空洞部的下表面 214 接触的状态。

[0072] 进行图 5(a) 所示的突起的配置的方法如下所述。

[0073] 在该方法中,对超声波诊断装置施加给 CMUT 的驱动电压 V_0 和薄膜下表面与空洞部的下表面接触的电压 V 进行比较。电压 V 是根据作为对象的薄膜的尺寸的变化而变化的,在 CMUT 的设计阶段中例如可以通过进行采用了有限要素法 (FEM:Finite Element Method) 的仿真来决定。再有,也可以通过对试作设备进行施加电压-静电电容测量来决定。在设计阶段可以求取电压 V 、可以决定突起的配置位置这一点上,优选前一种方法。

[0074] 首先,由超声波诊断装置施加的 CMUT 的驱动电压 V_0 和薄膜中央部的薄膜的下表面 215 接触空洞部的下表面 214 的电压 V_1 相等还是比其大,根据驱动电压的不同,在下表面 215 接触空洞部的下表面 214 的情况下,在薄膜中央部配置突起 2061。

[0075] 进而,如图 5(b) 所示,在由薄膜中央部的突起 2061 和空洞部的边缘支撑的薄膜中,由超声波诊断装置施加的 CMUT 的驱动电压 V_0 和薄膜的下表面 215 接触空洞部下表面的电压 V_2 相等还是比其大,根据驱动电压 V_0 的不同,在薄膜的下表面 215 接触空洞部下表面的情况下,在接触部 401 配置突起 2062。突起的配置位置、即从薄膜中央部的突起 2061 到薄膜下表面和空洞部下表面接触的位置 x 是由该位置 x 处的薄膜的弹簧反作用力与电极间的静电引力的大小来决定的。弹簧反作用力是由接触位置的薄膜的弹簧常数与薄膜的变形量来决定的,静电引力是由位置 x 处的电极间距离与电极面积来决定的,可以通过仿真来求取。

[0076] 在图 6 中示出:基于仿真,求取了从中央部的突起 2061 到接触部 401 的距离、即应配置第二突起 2062 的位置 d_1 、空洞部的厚度 g 、从薄膜的中央部到空洞部的边缘为止的距离 d_0 以及突起的长度 p 之间的关系的曲线图。图 6 的曲线图的横轴表示 [突起的长度 p]/[空洞部的厚度 g],纵轴表示 [突起配置位置 d_1]/[从中央部到边缘为止的距离 d_0]。基于该关系,可以决定第二突起的配置位置 d_1 。

[0077] 在本实施方式 1 中,作为一例,突起的长度 p 为 80nm,空洞部的厚度 g 为 200nm,从薄膜的中央部到空洞部的边缘为止的距离 d_0 为 100 μm ,因此,在图 6 中, d_1 为 40 μm ,在与突起 2061 的距离为 40 μm 的位置处配置突起 2062。

[0078] 对于突起 2063 的配置而言,也根据同样的方法来决定。也就是说,在由突起 2062 与空洞部的边缘支撑的薄膜中,在通过超声波诊断装置施加的 CMUT 的驱动电压而使薄膜的下表面 215 和空洞部下表面 214 接触的情况下,在接触部配置突起 2063。此时也可以利用图 6 来决定配置位置。决定了突起 2062 的位置 d_1 时的 d_0 变为突起 2062 与空洞部的边缘之间的距离 d_0-d_1 , d_1 与 d_2-d_1 对应。具体是,突起的长度 p 的 80nm、空洞部的厚度 g 的 200nm 不变, d_0 为 100 μm , d_1 为 40 μm ,因此 d_0-d_1 为 60 μm , d_2-d_1 为 24 μm 。因此, d_2 为 64 μm ,突起 2063 配置在和薄膜的中央部的突起 2061 之间的距离为 64 μm 的位置处。

[0079] 因为超声波诊断装置施加的 CMUT 的驱动电压,使突起 2061、2062、2063 和空洞部的下表面接触,而突起或空洞部的边缘之间的薄膜的下表面 215 不与空洞部的下表面 214 接触的情况下,没有必要配置更多的突起,但是在因为超声波诊断装置施加的 CMUT 的驱动电压,使突起 2061、2062、2063 和空洞部的下表面接触,而突起或空洞部的边缘之间的薄膜的下表面 215 也与空洞部的下表面 214 接触的情况下,只要依据同样的顺序配置更多的突起即可。

[0080] 以上,利用作为图 3 的 C-C' 剖面的图 5 进行了说明,但是即使在其他剖面也根据同样的方法来配置突起即可。再有,在图 3 所示的 CMUT 中,因为从上面观察空洞部 204 的

形状为六角形,所以相对于中心而言,呈 60 度的旋转对称,只要在薄膜的中央配置 1 个,从薄膜的中央到空洞部边缘,在六角形的对角线上配置 2 个即可。

[0081] 这样,本实施方式 1 的特征在于:通过对超声波诊断装置施加的 CMUT 的驱动电压和薄膜的下表面接触空洞部的下表面的电压进行比较 来决定是否需要配置绝缘膜的突起,且依据图 6 的关系来决定突起的配置位置。

[0082] 通过采用该方法,从而可以将配置的突起的个数限定为所需要的最低限度。因此,即使在从上面观察电极的配置时配置为未与绝缘膜的突起重合的情况下(在本实施方式中,在上部电极设置开口部,且配置为电极与绝缘膜未重合),也可以抑制上下电极的重合部的面积缩小到所需面积以上而引起的 CMUT 的驱动电压的过度上升或者接收灵敏度的下降。

[0083] 另外,在依据图 6 的关系配置突起的情况下,即使并未正确地配置在由图 6 的曲线规定的位置处,只要配置在图 6 所示的薄膜的下表面和空洞部的下表面接触的中的薄膜变形量成为 -10% 为止的范围内的变形量的点,就可以获得同样的效果。若将接触点位置设为 d_1 ,则薄膜变形量成为 -10% 为止的范围内的变形量的位置的范围具体为 $0.8d_1-1.2d_1$ 。

[0084] 再有,如图 5 的突起 2062、或 2063 所示,在由突起和空洞部的边缘支撑的薄膜的接触点配置突起的情况下,将突起配置在比由图 6 的曲线规定的位置更靠近薄膜中央部的场所的方法,在抑制薄膜下表面和空洞部下表面接触方面是优选的。

[0085] 接着,参照图 7 及图 8 对本实施方式 1 的其他实施例进行说明。图 7 是 CMUT 单元的俯视图,图 8 是表示在图 7 的 A-A' 线切断的剖面的图。

[0086] 如图 7 所示,从上面观察,空洞部的形状为矩形,本实施例的 CMUT 单元构成为具备:下部电极 202;形成于下部电极 202 之上的空洞部 204;形成为向空洞部 204 突出并由硅氧化膜构成的绝缘膜的突起 6061、6062、6063、6064;形成于空洞部 204 之上的上部电极 207 等。211 是用于形成空洞部的湿蚀刻孔。即,湿蚀刻孔 211 和成为空洞部的 204 连接。212 是向下部电极 202 连接的开口部,213 是向上部电极 207 连接的开口部。在上部电极 207 与空洞部 204 之间,按照覆盖空洞部 204 及下部电极 202 的方式形成由硅氧化膜构成的绝缘膜 205,在下部电极与空洞部之间,按照覆盖下部电极的方式形成由硅氧化膜构成的绝缘膜 203,但是为了表示空洞部 204、下部电极 202 而并未图示。208 是从上面观察按照上部电极 207 不会与突起 6061、6062、6063、6064 重合的方式设置在上部电极 207 的开口部。

[0087] 图 8 表示在图 7 的 A-A' 线切断的剖面,是抽取了下部电极 202、下部绝缘膜 203、空洞部 204、上部绝缘膜 205、绝缘膜的突起以及上部电极 207 后进行表示的图。其他构成和图 4 是同样的。从上面观察的话,从薄膜的中心的突起(A-A' 剖面的 A 侧)开始沿着空洞部的边缘(A-A' 剖面的 A' 侧)对绝缘膜的突起分别编号为 6061、6062、6063、6064。

[0088] 配置突起 6061、6062、6063、6064 的方法和图 5、图 6 中说明的方法同样。首先,根据超声波诊断装置施加的 CMUT 的驱动电压,在薄膜中央部的薄膜的下表面 215 和空洞部的下表面 214 接触的情况下,在薄膜中央部配置突起 6061。

[0089] 接着,在薄膜中央部的突起 6061 和空洞部 204 的下表面接触且由突起 6061 与空洞部的边缘支撑的薄膜中,在根据超声波诊断装置施加的 CMUT 的驱动电压而使除了突起部下表面以外的薄膜的下表面 215 和空洞部下表面 214 接触的情况下,在接触部配置突起 6063。此时,从薄膜中央部的突起 6061 到接触部的距离、即应配置 6063 的位置 d_1 、空洞部

的厚度 g 、从薄膜中央部到空洞部的边缘的距离 d_0 、突起的长度 p 之间,与上述同样,存在图 6 所示的关系,基于该关系可以决定 d_1 。

[0090] 接下来,对于突起 6064 的配置而言,也可以通过同样的方法来决定。也就是说,在突起 6063 与空洞部 204 的下表面接触且由突起 6063 与空洞部的边缘支撑的薄膜中,在根据超声波诊断装置施加的 CMUT 的驱动电压而使薄膜的下表面 215 和空洞部下表面 214 接触的情况下,在接触部配置突起 6064。该情况下,也可以利用图 6 来决定配置位置。

[0091] 进而,对于突起 6062 而言,在突起 6061、6063 与空洞部的下表面接触且由突起 6061 与 6063 支撑的薄膜中,在根据超声波诊断装置施加的 CMUT 的驱动电压而使薄膜的下表面 215 和空洞部下表面 214 接触的情况下,在接触部配置突起 6062。此时,突起 6061 与突起 6063 为相同的长度,也就是说,因为突起长度 p 与空洞部厚度 g 相等,所以根据图 6 的关系可知:在突起 6061 与 6063 的中间点处,薄膜的下表面和空洞部的下表面接触。因此,只要将突起 6062 配置在突起 6061 与 6063 的中间点即可。

[0092] 图 9 是决定是否配置上述突起与决定配置位置之际的决定顺序的流程图。在各步骤中,对超声波诊断装置施加的 CMUT 的驱动电压 V_0 和除了突起部下表面以外的薄膜的下表面接触空洞部下表面的电压 V_i ($i = 1, 2, 3 \dots k+1$, k 是从最终设置的中央突起到端部突起的个数) 进行比较,判断薄膜的下表面和空洞部的下表面是否接触,在接触的情况下,在接触点配置突起。在配置突起的情况下,利用图 6 的关系决定突起的配置位置,根据 CMUT 的驱动电压,通过同样的流程来配置突起,直到薄膜的下表面和空洞部的下表面不会接触为止。

[0093] 在图 7-图 9 所示的实施例中,配置了突起 6061 至突起 6064,但是在超声波诊断装置施加的 CMUT 的驱动电压低的情况下,没有必要配置突起,既可以完全不配置突起,也可以仅配置突起 6061,还可以仅配置突起 6061、6063。进而,判断是否需要配置突起 6064 与 6062 的顺序也根据配置两突起的位置处的薄膜的下表面与空洞部的下表面接触的电压的大小来决定,也有需要配置突起 6062 而不需要配置突起 6064 的情况。

[0094] 再有,当然是否需要配置突起需要考虑驱动电压的稳定性或 CMUT 制造时的薄膜的接触电压的偏差。

[0095] 这样,通过对超声波诊断装置施加的 CMUT 的驱动电压和薄膜的下表面接触空洞部的下表面的电压进行比较,从而决定是否需要配置绝缘膜的突起,且通过依据图 6 的关系来决定突起的配置位置,由此可以将配置的突起的个数限定为所需要的最低限。因此,即使在配置成从上面观察电极的配置而未与绝缘膜的突起重合的情况下,也可以抑制上下电极的重合部的面积减小而引起的 CMUT 的驱动电压的过度上升或者接收灵敏度的下降。

[0096] 另外,本实施方式 1 所示的突起是从薄膜的下表面向空洞部突出的结构,但即使是从空洞部下表面突出的结构,也可以获得同样的效果,只要基于图 9 与图 6 来配置突起即可。

[0097] 此外,在本实施方式 1 中,突起的长度在薄膜内是相同的,但是 CMUT 的驱动电压所导致的薄膜的变形量在薄膜的中央部最大,随着接近空洞部的边缘而逐渐减小,因此如图 10 所示,从上面观察,也可以是薄膜中央部的突起短,随着接近空洞部的边缘而逐渐变长。通过采用这种配置,从而可以进一步增大薄膜的振幅。即使在该情况下,也可以通过图 9 所示的流程来决定是否需要配置突起,还可以利用图 6 所示的关系来决定突起的配置。

[0098] 还有,在本实施方式 1 所示的实施例中,作为从上面观察电极与突起未重合的结构,对在上部电极设置开口部的情况进行了说明,但是即使在从上面观察突起重合的下部电极上设置开口部的情况下也是同样的,只要依据同样的顺序来决定是否需要配置突起或者突起的配置,在成为突起的下层的下部电极形成了开口部之后,在下部电极的开口部内嵌入绝缘膜并形成空洞部或薄膜等即可。

[0099] 实施方式 2

[0100] 在上述实施方式 1 中示出了 CMUT 单元单体中的突起配置的形态,但在本实施方式 2 中示出将 CMUT 单元排列为阵列状的换能器的形态。

[0101] 图 11 示出将矩形的 CMUT 单元排列为阵列状的芯片的一部分。与图 3 同样,具备:下部电极 2021、2022、2023;形成于下部电极 2021、2022、2023 之上的空洞部 204;形成于空洞部 204 突出且由硅氧化膜构成的绝缘膜的突起 206;形成于空洞部 204 上的上部电极 207 等,211 是用于形成空洞部的湿蚀刻孔。即,湿蚀刻孔 211 与成为空洞部的 204 连接。212 是向下部电极 202 连接的开口部,213 是向上部电极 207 连接的开口部。在上部电极 207 与空洞部 204 之间,按照覆盖空洞部 204 与下部电极 2021、2022、2023 的方式形成了硅氧化膜构成的绝缘膜 205,在下部电极 2021、2022、2023 与空洞部 204 之间按照覆盖下部电极 2021、2022、2023 的方式形成硅氧化膜构成的绝缘膜 203,但是在图中为了表示空洞部 204、下部电极 2021、2022、2023 而并未示出这些绝缘膜。208 是从上面观察按照上部电极 207 不会与突起 206 重合的方式设置在上部电极 207 上的开口部。图 11 的 CMUT 单元的剖面的膜构成和图 4 所示的构成相同。

[0102] 在阵列中,上部电极与下部电极其排列方向正交,在 1 个交点处配置 2 个 CMUT 单元,用布线 1001 来连接各上部电极。在图 11 中,表示在方位角方向上为 4 沟道的上部电极、在仰角方向上为 3 沟道的下部电极的阵列,但是在超声波诊断装置所使用的探头中,例如在为一般的线性探头的情况下,排列 192 沟道的上部电极。

[0103] 如图 11 所示,本实施方式 2 的特征在于:在仰角方向上被分割的下部电极上的 CMUT 单元中,针对各下部电极而改变了绝缘膜的突起 206 的配置。

[0104] 在具备图 11 所示的在仰角方向被分割的下部电极的换能器的情况下,通过改变施加在各下部电极上的电压,从而可以控制在上部电极与下部电极的各交点处被发送、接收的超声波束的形状或强度,希望提高诊断图像的画质。因此,在驱动 CMUT 时施加在上下电极间的电压根据施加在各下部电极上的电压而有所不同,但是只要根据各施加电压的大小在各下部电极上配置 CMUT 单元的绝缘膜的突起即可。配置突起的位置、配置的个数可以通过上述的实施方式 1 中示出的突起配置方法来决定。

[0105] 在图 11 所示的换能器中,为了缩窄仰角方向的波束宽度,增大向位于中央的下部电极 2022 施加的电压而减小向下部电极 2021、2023 施加的电压,因此将与下部电极 2022 重合的 CMUT 单元的突起的配置数设为 7 个,将与下部电极 2021、2023 重合的 CMUT 单元的配置数设为 5 个。通过采取这种构成,从而可以将所配置的突起的个数限定为所需要的最低限,因此即使在将电极配置为从上面观察不会与绝缘膜的突起重合的情况下,也可以抑制上下电极的重合部的面积减小而导致接收灵敏度下降的状况。

[0106] (超声波诊断装置的构成)

[0107] 最后,参照图 12 对采用本发明的超声波诊断装置的构成进行说明。图 12 是超声

波诊断装置的构成图。

[0108] 超声波诊断装置 1201 由超声波探头 1202、收发分离部 1203、发送部 1204、偏置部 1206、接收部 1208、相位调整加法运算部 1210、图像处理部 1212、显示部 1214、控制部 1216、操作部 1218 构成。

[0109] 超声波探头 1202 是与被检体接触并和被检体之间收发超声波的装置,在与被检体的接触面上具备超声波换能器元件的阵列。作为超声波换能器,采用本发明的超声波换能器。从超声波探头 1202 向被检体发送超声波,由超声波探头 1202 接收来自被检体的反射回波信号。发送部 1204 及偏置部 1206 是向超声波探头 1202 提供驱动信号的装置。

[0110] 接收部 1208 是接收从超声波探头 1202 输出的反射回波信号的装置。接收部 1208 还对所接收到的反射回波信号进行模拟数字变换等处理。

[0111] 收发分离部 1203 切换、分离发送与接收,以便在发送时将驱动信号从发送部 1204 传递到超声波探头 1202,在接收时将接收信号从超声波探头 1202 传递到接收部 1208。

[0112] 相位调整加法运算部 1210 是对所接收到的反射回波信号进行相位调整加法运算的装置。

[0113] 图像处理部 1212 是基于相位调整加法运算后的反射回波信号来构成诊断图像(例如断层图像或血流图像)的装置。

[0114] 显示部 1214 是显示图像处理后的诊断图像的显示装置。

[0115] 控制部 1216 是控制上述的各构成要素的装置。

[0116] 操作部 1218 是向控制部 1216 发出指示的装置。操作部 1218 例如是转向球、键盘或鼠标等输入设备。

[0117] 本发明的超声波诊断装置的特征在于:作为超声波探头的超声波换能器,采用了以最佳的配置在上下电极间配置所需要的最低限度数的突起的换能器,获得的技术效果在于:防止由驱动电压产生的实际电场的降低,提高收发灵敏度等。

[0118] (工业上的可利用性)

[0119] 本发明的超声波换能器或超声波诊断装置可以作为医疗或结构物的诊断装置而广泛利用。

[0120] 符号说明:

[0121] 101、202、2021、2022、2023- 下部电极,

[0122] 102、204- 空洞部,

[0123] 103、201、209、210- 绝缘膜,

[0124] 200- 半导体基板,

[0125] 203- 下部绝缘膜,

[0126] 205- 上部绝缘膜,

[0127] 104、207- 上部电极,

[0128] 105- 薄膜,

[0129] 106- 薄膜的下表面,

[0130] 107、214- 空洞部的下表面,

[0131] 108- 薄膜中心的第 1 个突起,

[0132] 109- 第 n 个绝缘膜的突起,

- [0133] 110- 第 n+2 个绝缘膜的突起,
- [0134] 111- 第 n+4 个绝缘膜的突起,
- [0135] 206、2061、2062、2063、6061、6062、6063、6064- 绝缘膜的突起,
- [0136] 208- 上部电极的开口部,
- [0137] 211- 湿蚀刻孔,
- [0138] 212- 向下部电极的开口部,
- [0139] 213- 向上部电极的开口部,
- [0140] 215- 除了突起部下表面以外的薄膜的下表面,
- [0141] 401- 薄膜下表面与空洞部下表面的接触点,
- [0142] 1001- 连接上部电极的布线,
- [0143] 1101-CMUT 芯片,
- [0144] 1201- 超声波诊断装置,
- [0145] 1202- 超声波探头,
- [0146] 1203- 收发分离部,
- [0147] 1204- 发送部,
- [0148] 1206- 偏置部,
- [0149] 1208- 接收部,
- [0150] 1210- 相位调整加法运算部,
- [0151] 1212- 图像处理部,
- [0152] 1214- 显示部,
- [0153] 1216- 控制部,
- [0154] 1218- 操作部。

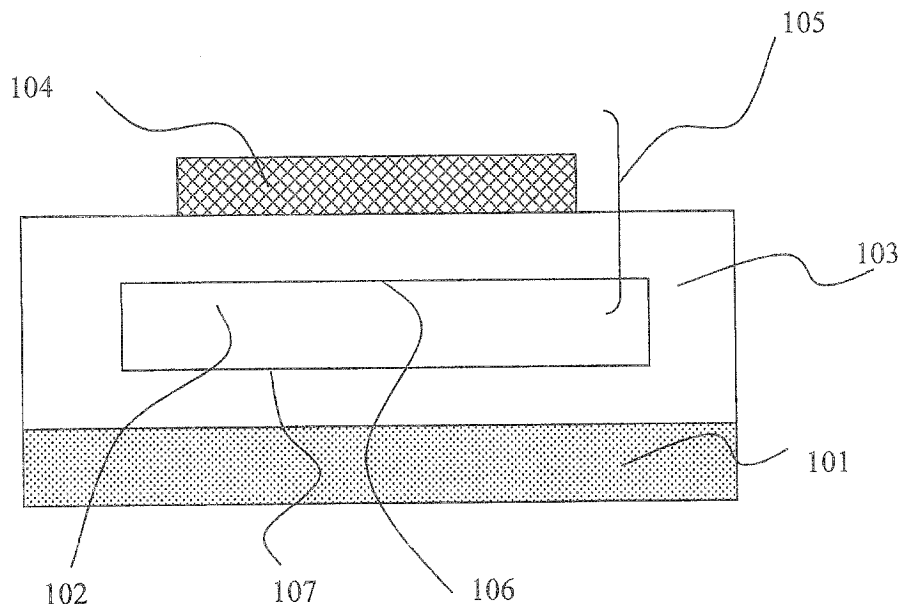


图 1

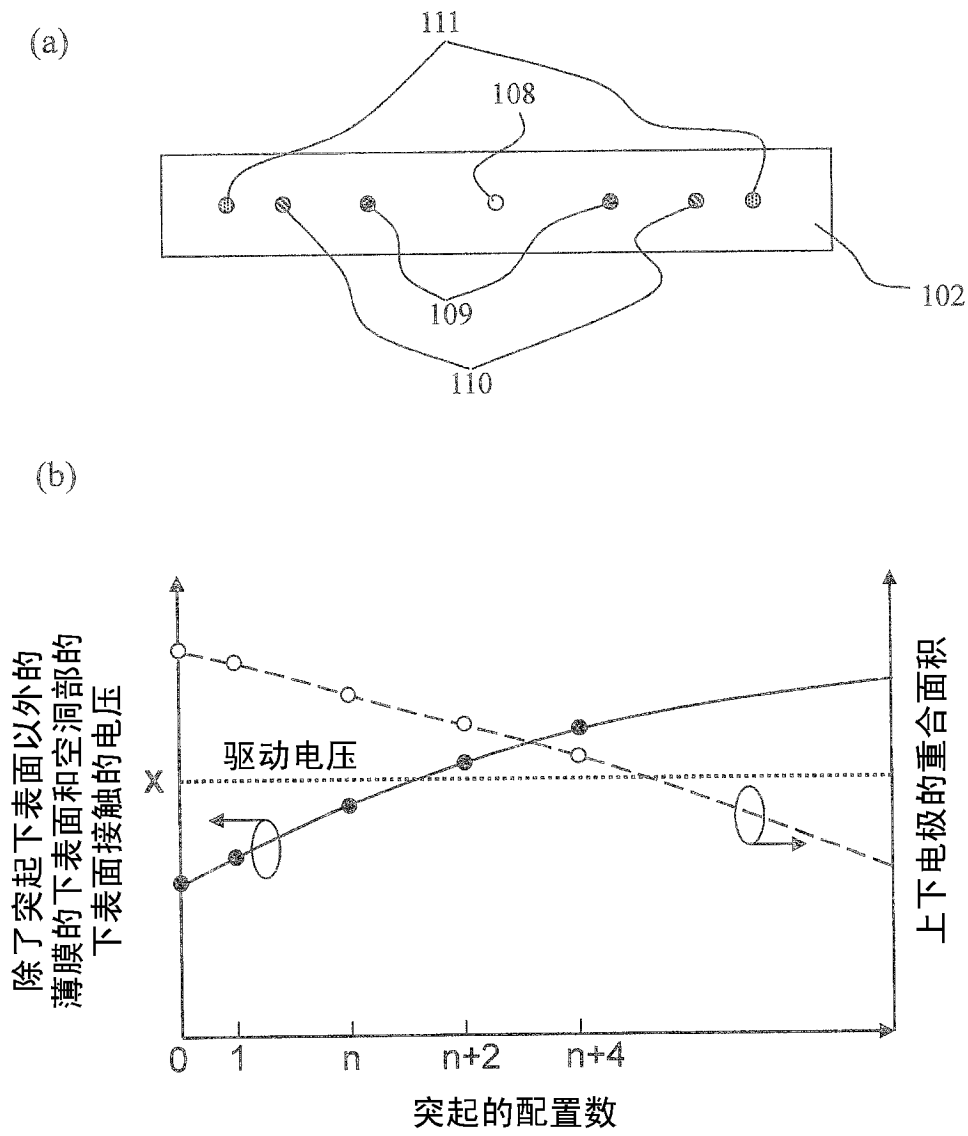


图 2

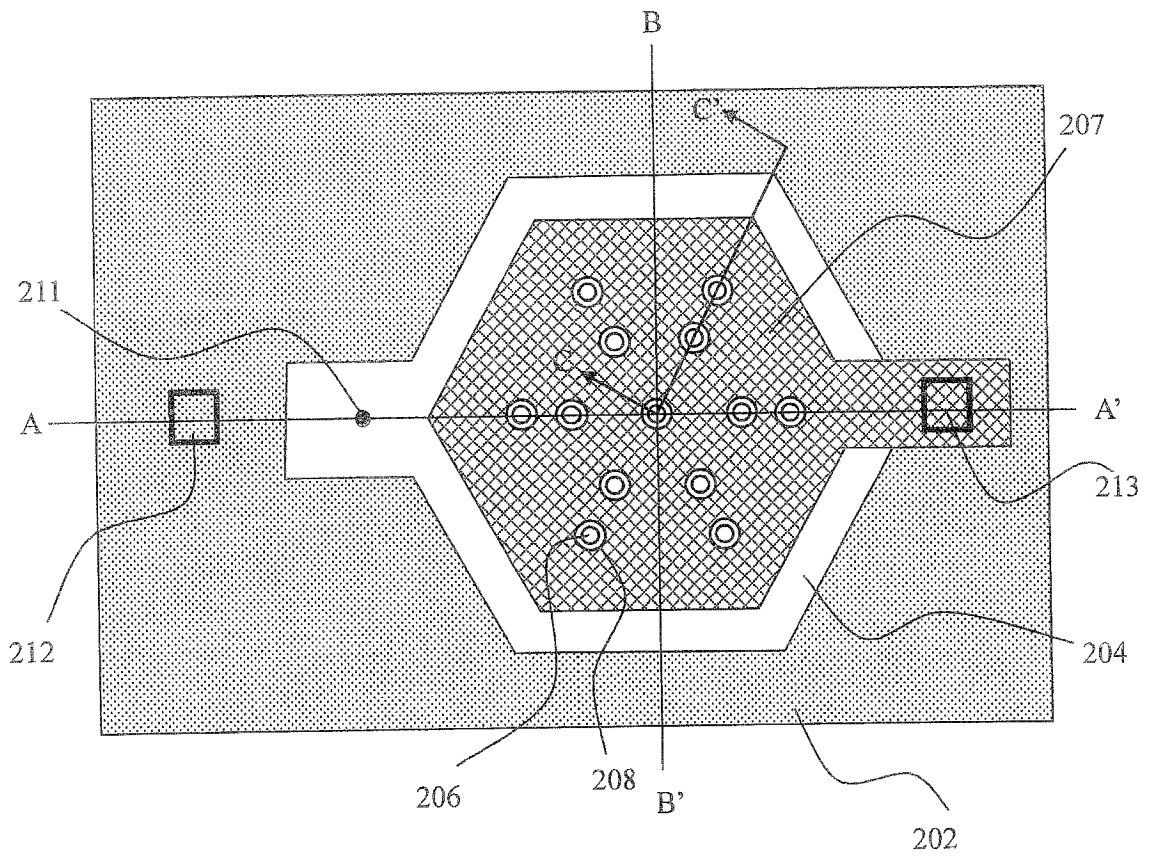


图 3

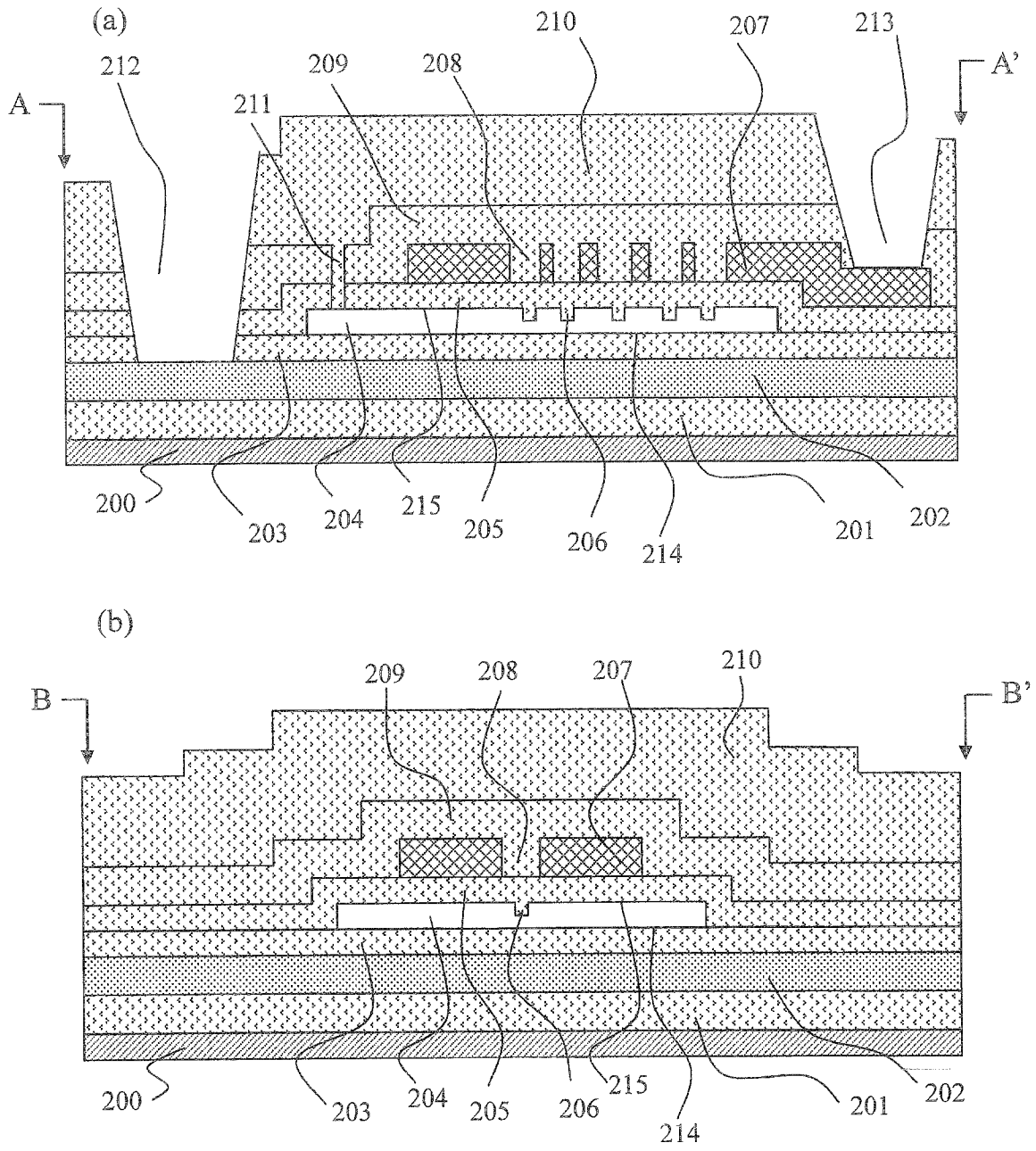


图 4

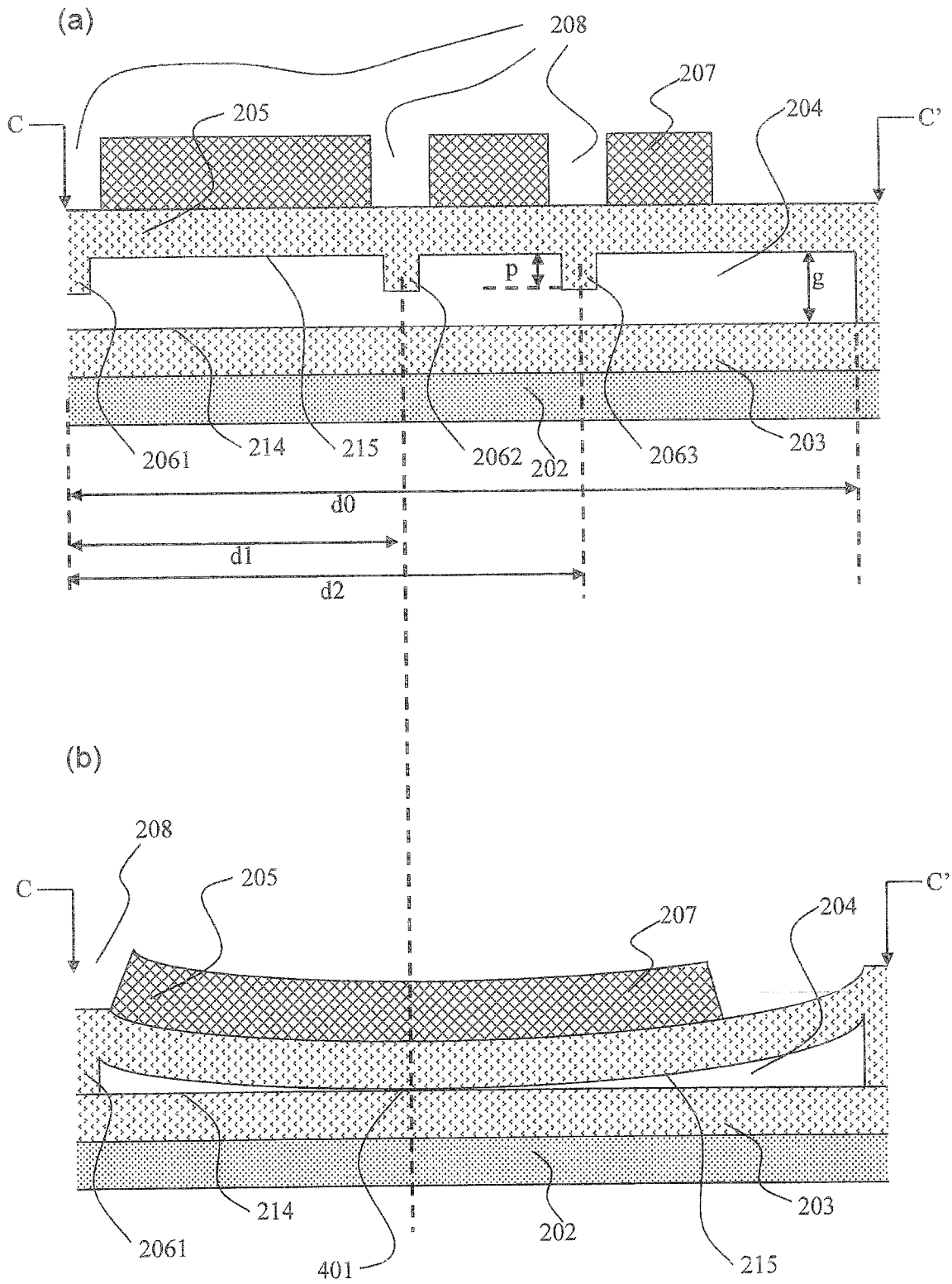


图 5

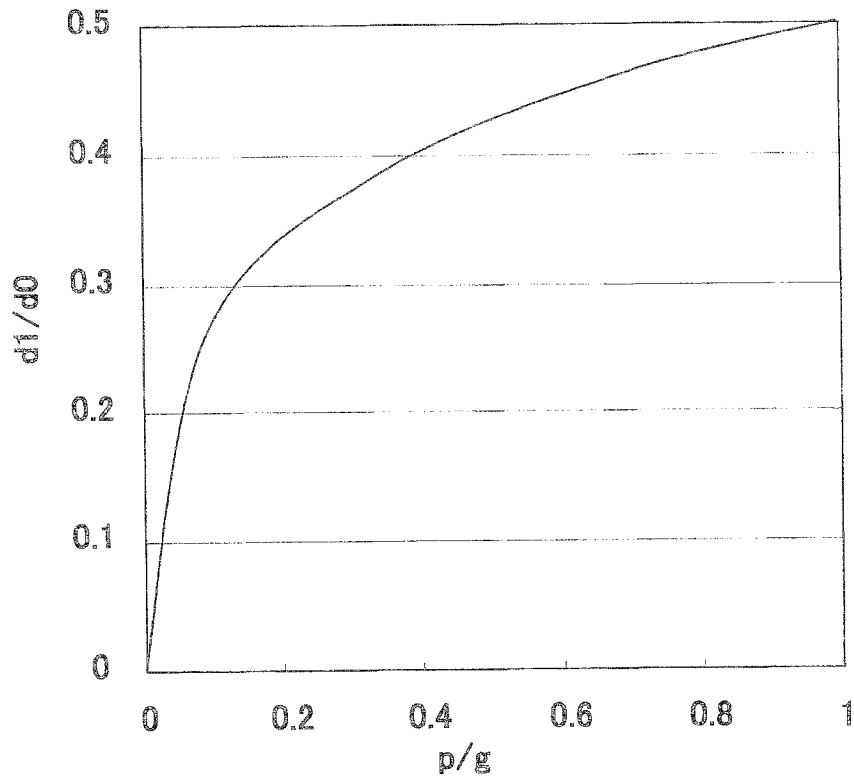


图 6

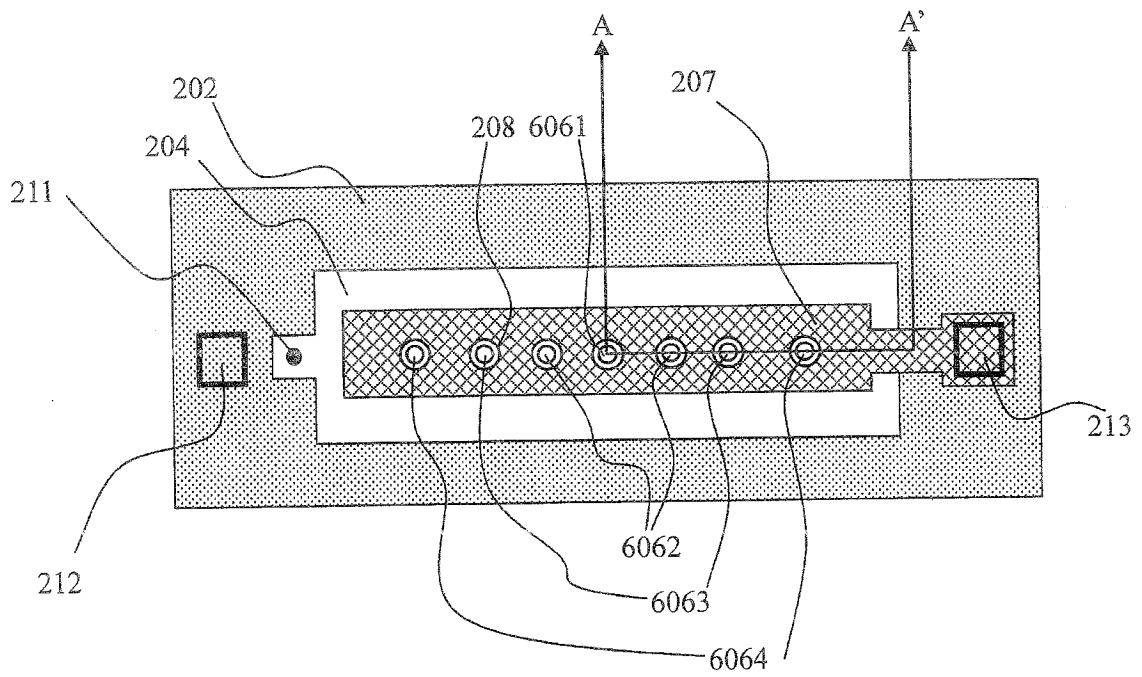


图 7

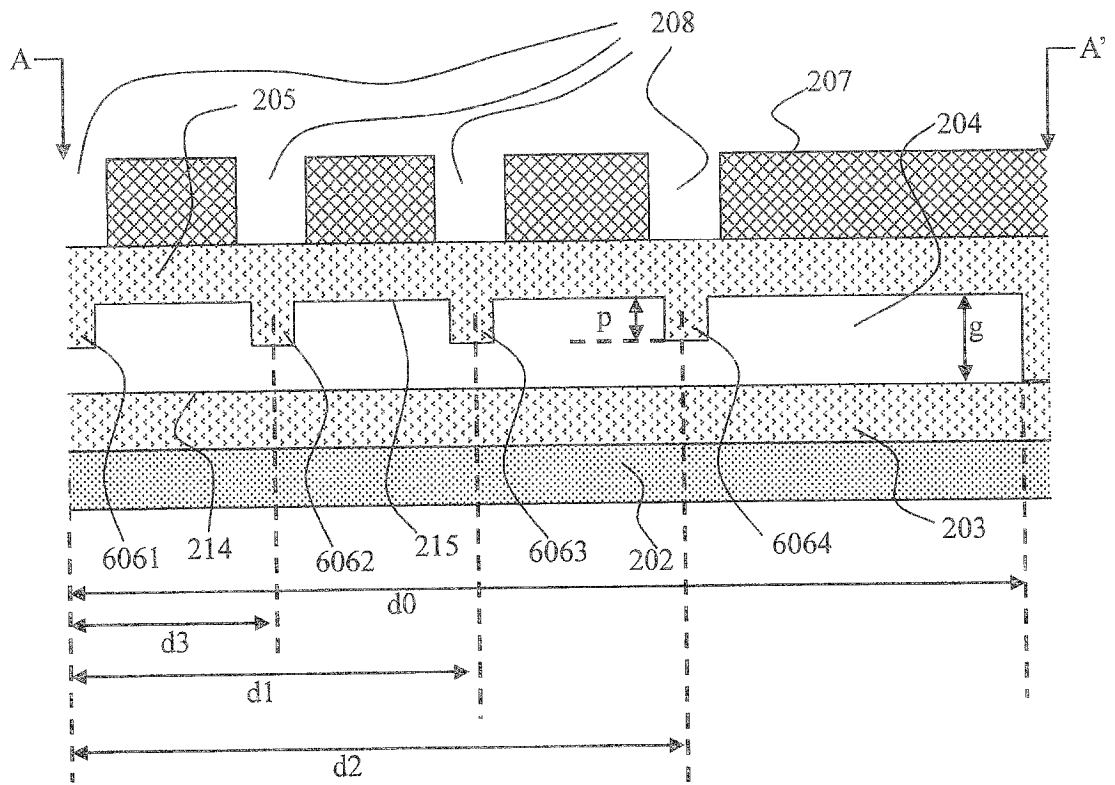


图 8

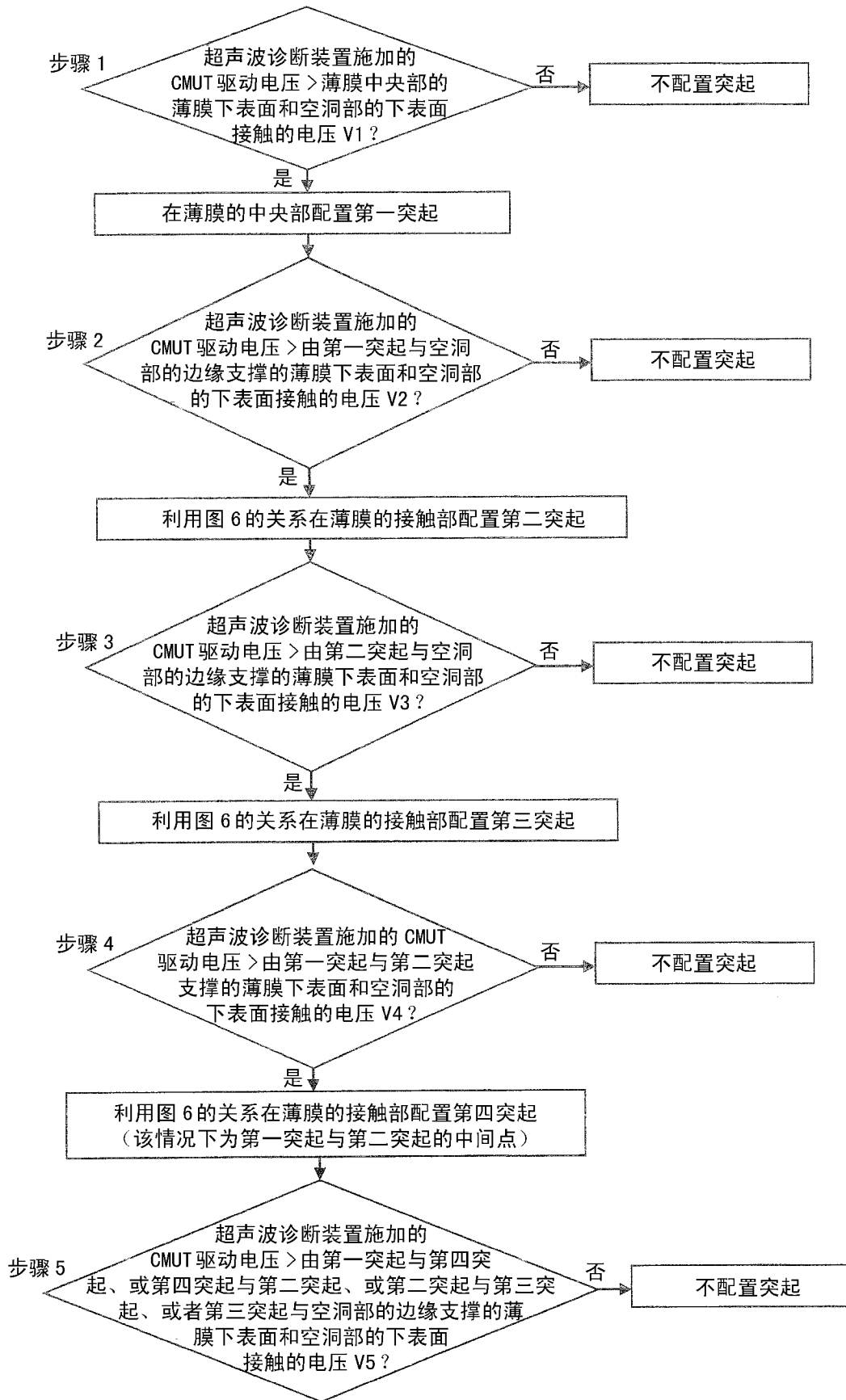


图 9

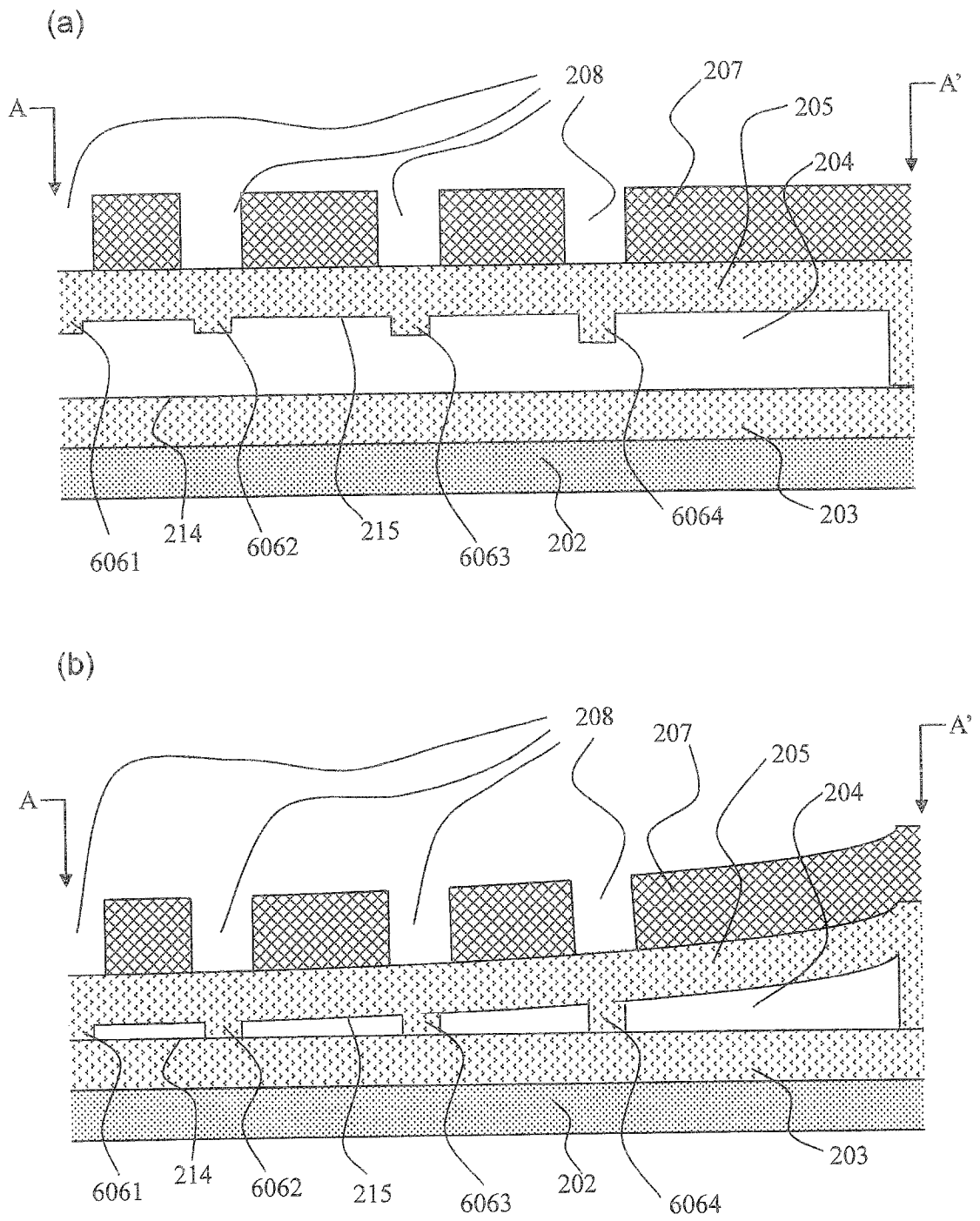


图 10

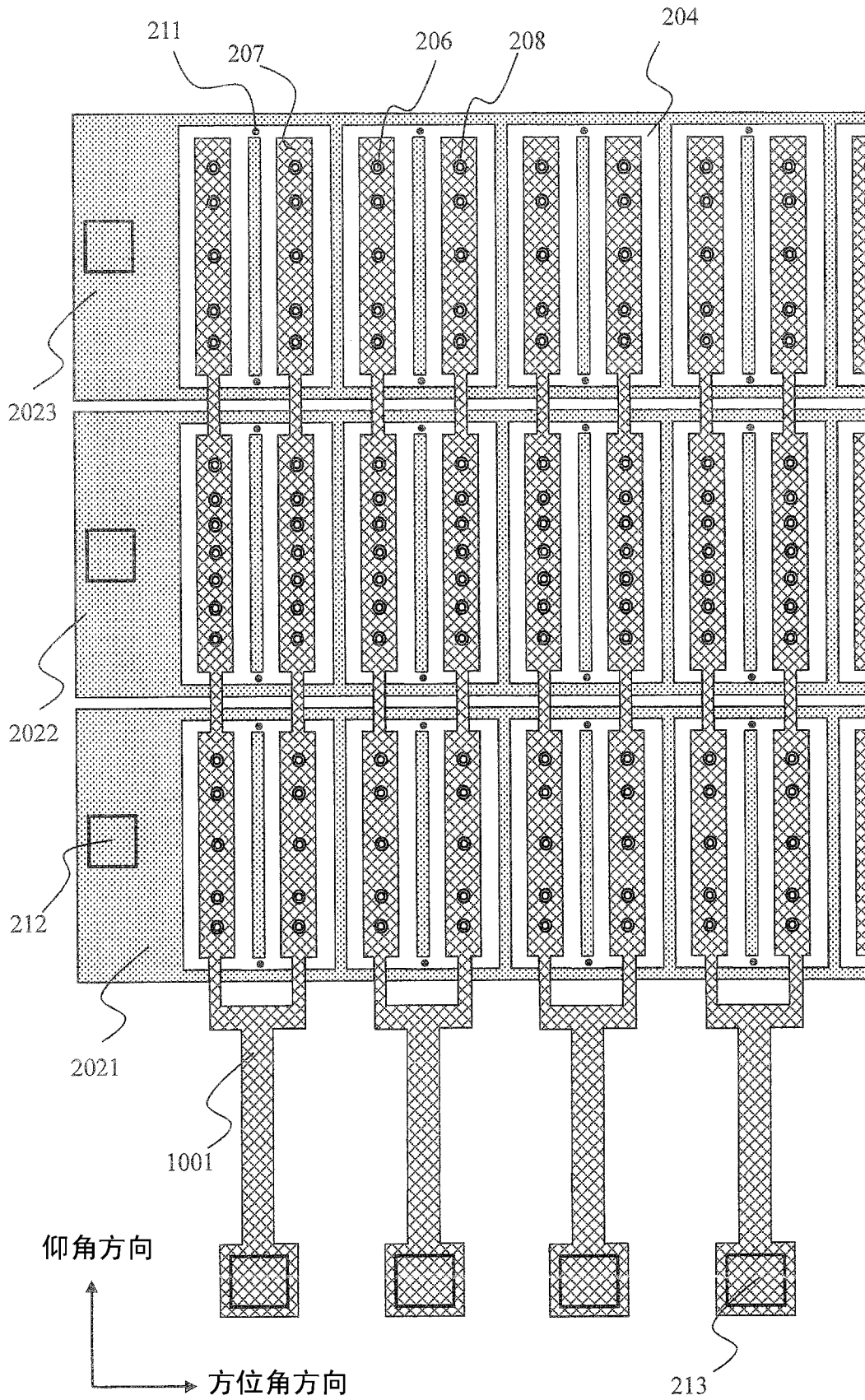


图 11

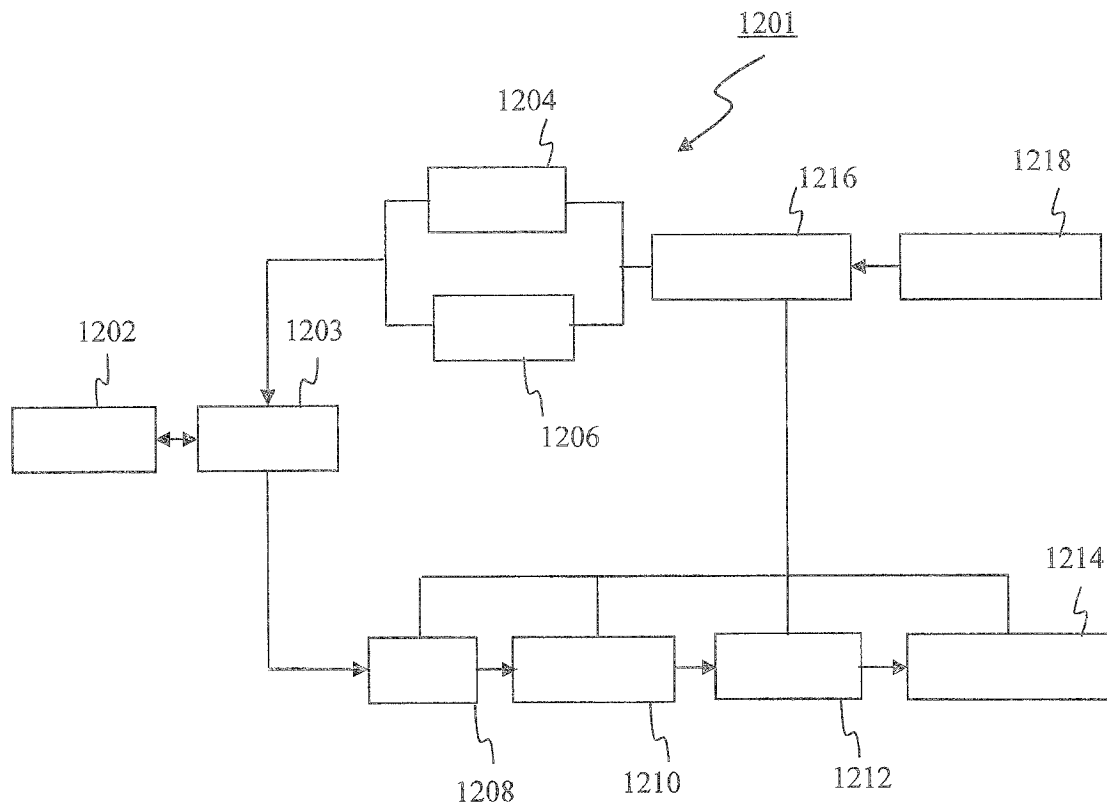


图 12

专利名称(译)	超声波换能器及利用该超声波换能器的超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN102440005B	公开(公告)日	2014-09-24
申请号	CN201080022255.8	申请日	2010-05-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
[标]发明人	町田俊太郎 小林孝		
发明人	町田俊太郎 小林孝		
IPC分类号	H04R19/00 A61B8/00 H04R1/40		
CPC分类号	B81B3/0021 A61B8/4483 H04R19/005 A61B8/00 B81B2201/0257 B06B1/0292 G01N29/2406		
审查员(译)	叶伟		
优先权	2009124840 2009-05-25 JP		
其他公开文献	CN102440005A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种具备优选的突起配置结构的超声波换能器及利用该超声波换能器的超声波诊断装置。该超声波换能器具备：第一电极；形成于该第一电极上的下部绝缘膜；被设置为在该下部绝缘膜上形成空洞部的上部绝缘膜；和形成于该上部绝缘膜上的第二电极，其特征在于，在所述下部绝缘膜或所述上部绝缘膜上，在所述空洞部侧形成突起，在相当于形成所述突起的位置的所述第一电极或第二电极上形成有开口部。由此，在为了抑制薄膜下表面与空洞部下表面接触所引起的电荷向绝缘膜注入而配置向空洞部突出的绝缘膜的突起的情况下，可以抑制CMUT的驱动电压的上升、接收灵敏度的降低。

