



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104545992 B

(45)授权公告日 2019.08.09

(21)申请号 201410264669.1

(22)申请日 2014.06.13

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104545992 A

(43)申请公布日 2015.04.29

(30)优先权数据
10-2013-0126701 2013.10.23 KR

(73)专利权人 三星电子株式会社
地址 韩国京畿道

(72)发明人 慎炯宰 朴相河

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所
11105
代理人 屈玉华

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

US 8099854 B2, 2012.01.24,
US 8099854 B2, 2012.01.24,
CN 1677706 A, 2005.10.05,
US 7736985 B2, 2010.06.15,

审查员 舒玉

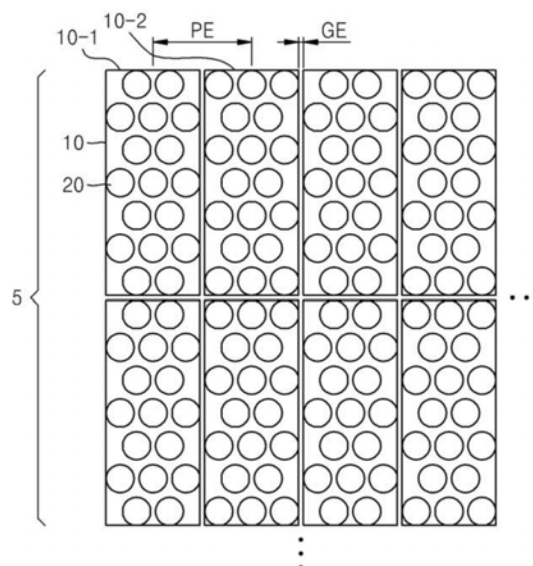
权利要求书3页 说明书8页 附图8页

(54)发明名称

超声波换能器以及包括其的超声波诊断装置

(57)摘要

本发明提供了一种超声波换能器和超声波诊断装置。该超声波换能器包括：基板，包括形成在基板的下表面中的沟槽；以及第一元件和第二元件，形成在基板的上表面上并彼此相邻地定位，其中沟槽位于第一元件和第二元件之间，其中第一元件和第二元件每个包括二维地布置的多个超声波单元，其中彼此相邻的第一元件的第一轮廓线和第二元件的第二轮廓线的每个形成彼此互补的锯齿形线，沟槽在第一轮廓线和第二轮廓线之间形成成为锯齿形图案。



1. 一种超声波换能器,包括:
基板,包括形成在所述基板的下表面中的沟槽;以及
第一元件和第二元件,形成在所述基板的上表面上并彼此相邻地定位,
其中所述沟槽位于所述第一元件和所述第二元件之间,
其中所述第一元件和所述第二元件每个包括二维地布置的多个超声波单元,
其中彼此相邻的所述第一元件的第一轮廓线和所述第二元件的第二轮廓线的每个形成彼此互补的锯齿形线,所述沟槽在所述第一轮廓线和所述第二轮廓线之间形成为锯齿形图案。
2. 如权利要求1所述的超声波换能器,其中所述第一轮廓线是配置为连接所述第一元件中的多个超声波单元当中的邻近于所述沟槽的多个第一超声波单元的边缘的线,所述第二轮廓线是连接所述第二元件中的多个超声波单元当中的邻近于所述沟槽的多个第二超声波单元的边缘的线。
3. 如权利要求2所述的超声波换能器,其中所述多个第一超声波单元和所述多个第二超声波单元不彼此交叠。
4. 如权利要求2所述的超声波换能器,还包括所述多个第一超声波单元当中的最靠近所述第二元件定位的第一超声波单元和所述多个第二超声波单元当中的最靠近所述第一元件定位的第二超声波单元之间的有效间隙,
其中所述有效间隙的大小等于或大于所述第一元件和所述第二元件中的所述多个超声波单元当中的多个超声波单元之间的单元间隙的大小。
5. 如权利要求1所述的超声波换能器,其中所述第一元件中的多个超声波单元被六边形地布置,所述第二元件中的多个超声波单元相对于所述第一元件中的多个超声波单元被六边形地布置。
6. 如权利要求1所述的超声波换能器,其中所述多个超声波单元的每个是电容微机械加工的超声波换能器(cMUT)。
7. 一种超声波换能器,包括:
基板;
第一元件,包括六边形地布置在所述基板的上表面上的多个第一超声波单元;以及
第二元件,邻近于所述第一元件并包括相对于所述第一元件而六边形布置的多个第二超声波单元,
其中位于所述第一元件的邻近所述第二元件的边缘部分处的多个第一超声波单元布置为第一锯齿形图案,并且位于所述第二元件的邻近所述第一元件的边缘部分处的多个第二超声波单元布置为与所述第一锯齿形图案互补的第二锯齿形图案,
其中沟槽形成在所述基板中,所述沟槽在所述多个第一超声波单元和所述多个第二超声波单元之间形成为锯齿形图案。
8. 如权利要求7所述的超声波换能器,其中所述沟槽配置为阻挡所述第一元件和所述第二元件之间的体声波的传输。
9. 如权利要求8所述的超声波换能器,其中所述沟槽位于所述基板的下表面上。
10. 如权利要求8所述的超声波换能器,其中有效间隙位于所述多个第一超声波单元当中的最靠近所述第二元件定位的第一超声波单元与所述多个第二超声波单元当中的最靠

近所述第一元件定位的第二超声波单元之间,其中所述有效间隙的大小等于或大于所述第一元件和所述第二元件中的多个超声波单元当中的多个超声波单元之间的单元间隙的大小。

11.如权利要求7所述的超声波换能器,其中所述多个超声波单元的每个是电容微机械加工的超声波换能器(cMUT)。

12.如权利要求7所述的超声波换能器,其中所述多个第一超声波单元和所述多个第二超声波单元不彼此交叠。

13.一种超声波诊断装置,包括:

超声波探头,包括超声波换能器,该超声波换能器包括:

基板,包括形成在所述基板的下表面中的沟槽;以及

第一元件,形成在所述基板的上表面上并包括多个第一超声波单元;

第二元件,形成在所述基板的上表面上,邻近于所述第一元件并包括多个第二超声波单元,

其中所述沟槽位于所述第一元件和所述第二元件之间,

其中所述第一元件的第一轮廓线和所述第二元件的第二轮廓线每个相对于彼此形成锯齿形线,并且所述沟槽在第一轮廓线和第二轮廓线

之间形成为锯齿形图案,

其中所述超声波探头配置为朝向物体传输超声波并配置为接收被所述物体反射的超声波以产生包括关于所述物体的信息的回声信号;以及

信号处理器件,配置为基于所述回声信号产生所述物体的图像。

14.如权利要求13所述的超声波诊断装置,其中所述第一轮廓线是连接所述多个第一超声波单元的邻近于所述沟槽的边缘的线,所述第二轮廓线是连接所述多个第二超声波单元的邻近于所述沟槽的边缘的线。

15.如权利要求14所述的超声波诊断装置,其中所述多个第一超声波单元和所述多个第二超声波单元不彼此交叠。

16.如权利要求14所述的超声波诊断装置,其中有效间隙位于所述多个第一超声波单元当中的最靠近所述第二元件定位的第一超声波单元与所述多个第二超声波单元当中的最靠近所述第一元件定位的第二超声波单元之间,其中所述有效间隙的大小等于或大于所述多个第一超声波单元和所述多个第二超声波单元之间的单元间隙的大小。

17.如权利要求13所述的超声波诊断装置,其中所述第一元件中的多个第一超声波单元被六边形地布置,所述第二元件中的多个第二超声波单元相对于所述第一元件中的多个第一超声波单元被六边形地布置。

18.如权利要求13所述的超声波诊断装置,其中所述多个第一超声波单元和所述多个第二超声波单元的每个是电容微机械加工的超声波换能器(cMUT)。

19.一种超声波换能器,包括:

基板,包括形成在所述基板的下表面中的沟槽;

第一换能器元件,形成在所述基板的上表面上并包括多个第一超声波单元;和

第二换能器元件,形成在所述基板的上表面上,邻近于所述第一换能器元件定位并包括多个第二超声波单元;

其中所述多个第一超声波单元当中邻近所述沟槽的多个第一超声波单元布置为第一锯齿形图案,所述多个第二超声波单元当中邻近所述沟槽的多个第二超声波单元布置为与所述第一锯齿形图案互补的第二锯齿形图案,

其中所述沟槽在所述第一换能器元件和所述第二换能器元件之间形成为锯齿形图案。

20.如权利要求19所述的超声波换能器,其中所述多个第一超声波单元的每个和所述多个第二超声波单元的每个是电容微机械加工的超声波换能器(cMUT)。

21.一种超声波诊断装置,包括:

超声波探头,包括超声波换能器,该超声波换能器包括:

基板,包括形成在所述基板的下表面中的沟槽;

第一换能器元件,形成在所述基板的上表面上并包括多个第一超声波单元;和

第二换能器元件,形成在所述基板的上表面上,邻近于所述第一换能器元件定位并包括多个第二超声波单元;

其中所述多个第一超声波单元当中邻近所述沟槽的多个第一超声波单元布置为第一锯齿形图案,所述多个第二超声波单元当中邻近所述沟槽的多个第二超声波单元布置为与所述第一锯齿形图案互补的第二锯齿形图案,所述沟槽在所述第一换能器元件和所述第二换能器元件之间形成为锯齿形图案,

其中所述超声波探头配置为朝向物体传输超声波并配置为接收被所述物体反射的超声波以产生包括关于所述物体的信息的回声信号;以及

信号处理器件,配置为基于所述回声信号产生所述物体的图像。

超声波换能器以及包括其的超声波诊断装置

技术领域

[0001] 根据示范性实施例的装置涉及能够产生并检测超声波的超声波换能器以及包括该超声波换能器的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置照射超声波到物体的内部部分诸如人体或动物的器官上,并检测从该物体的内部部分反射的回声信号。然后超声波诊断装置能够显示物体中的器官的截面图像并提供诊断物体中的疾病所需的信息。

[0003] 超声波诊断装置中的探头包括用于将电信号转换成超声波信号或将超声波信号转换成电信号的超声波换能器。超声波换能器具有二维地布置的多个超声波单元。微机械加工的超声波换能器(MUT)已经被用作超声波单元。MUT可以根据其转换类型分为压电MUT(pMUT)、电容MUT(cMUT)和磁MUT(mMUT)。

发明内容

[0004] 一个或多个示范性实施例提供能够增加用于产生和/或感测超声波的有效面积的超声波换能器以及采用该超声波换能器的超声波诊断装置。

[0005] 一个或多个示范性实施例提供能够减少频率响应特性的带宽的降低量的超声波换能器以及采用该超声波换能器的超声波诊断装置。

[0006] 额外的方面将在以下的描述中被部分地阐述,并将部分地从该描述而显然,或者可以通过实践给出的示范性实施例而掌握。

[0007] 根据示范性实施例的方面,一种超声波换能器包括:基板,包括形成在基板的下表面中的沟槽;以及第一元件和第二元件,形成在基板的上表面上并彼此相邻地定位,其中沟槽位于第一元件和第二元件之间,其中第一元件和第二元件每个包括二维地布置的多个超声波单元,其中彼此相邻的第一元件的第一轮廓线和第二元件的第二轮廓线每个形成彼此互补的锯齿形线,沟槽在第一轮廓线和第二轮廓线之间形成为锯齿形图案。

[0008] 第一轮廓线可以是配置为连接第一元件中的多个超声波单元当中的邻近于沟槽的多个第一超声波单元的边缘的线,第二轮廓线可以是连接第二元件中的多个超声波单元当中的邻近于沟槽的多个第二超声波单元的边缘的线。

[0009] 多个第一超声波单元和多个第二超声波单元可以不彼此交叠。

[0010] 超声波换能器还包括多个第一超声波单元当中的最靠近第二元件定位的第一超声波单元和多个第二超声波单元当中的最靠近第一元件定位的第二超声波单元之间的有效间隙,其中有效间隙的大小可以等于或大于第一元件和第二元件中的多个超声波单元当中的多个超声波单元之间的单元间隙的大小。

[0011] 第一元件中的多个超声波单元可以被六边形地布置,第二元件中的多个超声波单元可以关于第一元件中的多个超声波单元而六边形地布置。

[0012] 多个超声波单元的每个可以是电容微机械加工的超声波换能器(cMUT)。

[0013] 根据示范性实施例的方面,一种超声波换能器包括:基板;第一元件,包括六边形地布置在基板的上表面上的多个第一超声波单元;以及第二元件,邻近于第一元件并包括关于第一元件而六边形布置的多个第二超声波单元,其中位于第一元件的邻近第二元件的边缘部分处的多个第一超声波单元和位于第二元件的邻近第一元件的边缘部分处的多个第二超声波单元布置为锯齿形图案。

[0014] 配置为阻挡第一元件和第二元件之间的体声波的传输的沟槽可以形成在基板中,其中沟槽可以在多个第一超声波单元和多个第二超声波单元之间形成为锯齿形图案。

[0015] 沟槽可以位于基板的下表面上。

[0016] 有效间隙位于多个第一超声波单元当中的最靠近第二元件定位的第一超声波单元和多个第二超声波单元当中的最靠近第一元件定位的第二超声波单元之间,其中有效间隙的大小可以等于或大于第一元件和第二元件中的多个超声波单元当中的多个超声波单元之间的单元间隙的大小。

[0017] 多个超声波单元的每个可以是电容微机械加工的超声波换能器(cMUT)。

[0018] 根据示范性实施例的方面,一种超声波诊断装置包括:超声波探头,包括超声波换能器,并配置为朝向物体传输超声波并配置为接收被物体反射的超声波以产生包括关于该物体的信息的回声信号;和信号处理器件,配置为根据回声信号产生该物体的图像。

附图说明

[0019] 从以下结合附图对示范性实施例的描述,这些和/或其他的方面将变得明显并更易于理解,附图中:

[0020] 图1是根据示范性实施例的超声波诊断装置的示意性方框图;

[0021] 图2是根据示范性实施例的超声波换能器的平面图;

[0022] 图3是根据示范性实施例的作为超声波单元的示例的电容微机械加工超声波换能器(cMUT)的截面图;

[0023] 图4是示出根据示范性实施例的在元件中六边形地布置的超声波单元的平面图;

[0024] 图5是示出根据比较示例的在元件中布置为正方形的超声波单元的平面图;

[0025] 图6是根据示范性实施例的超声波换能器的截面图,在该超声波换能器中沟槽形成在彼此相邻的第一元件和第二元件之间;

[0026] 图7是示出根据比较示例在超声波单元布置为正方形的情形下当间隙存在时和当间隙不存在时的带宽的模拟结果的图形;

[0027] 图8是在图2的超声波换能器中的彼此相邻的第一元件和第二元件的平面图;

[0028] 图9是示出形成在图8的超声波换能器中的基板的下表面上的沟槽的示意图;

[0029] 图10是示出根据比较示例在超声波单元在元件中布置为正方形的情形下的有效间隙的平面图;以及

[0030] 图11是用于比较根据示范性实施例的图8的超声波换能器和根据比较示例的图10的超声波换能器中的有效面积密度的图形。

具体实施方式

[0031] 现在将详细参照示范性实施例,其示例在附图中示出。同样的附图标记始终指代

同样的元件。在这点上,示范性实施例可以具有不同的形式并不应当被解释为限于这里阐述的描述。因此,以下通过参照附图仅描述了示范性实施例以解释本说明书的多个方面。

[0032] 图1是超声波诊断装置的示意性方框图。参照图1,超声波诊断装置100包括超声波探头1和信号处理器件2。超声波探头1包括朝向物体3发射超声波4a的超声波换能器5。物体3可以是例如人体或人体的部分。物体3接收从物体3反射的超声波4b。超声波换能器5容纳在壳体9中。

[0033] 基于由超声波探头1检测的代表关于物体3的信息的回声信号,信号处理器件2控制超声波探头1并产生物体3的图像。信号处理器件2可以包括控制器6和图像产生器7。控制器6可以控制超声波换能器5从而发送超声波4a和/或接收超声波4b。控制器6确定超声波将照射的位置和照射的超声波的强度,并根据确定结果来控制超声波换能器5。本领域普通技术人员将理解,控制器6可以另外地控制超声波探头1的一般的操作。

[0034] 超声波换能器5可以接收从物体3反射的回声超声波以产生回声信号从而进行诊断。图像产生器7接收该回声信号,并利用该回声信号产生物体的超声波图像。利用回声信号产生超声波图像的过程在本领域是公知的,因此,这里省略其详细说明。

[0035] 超声波图像可以在显示器8上显示。显示器8可以例如是监视器。

[0036] 信号处理器件2可以通过例如包括多个逻辑门的阵列的处理器实现,或可以实现为通用微处理器和存储可在微处理器中执行的程序的存储器的组合。此外,本领域普通技术人员将理解,信号处理器件2可以实现为适当类型的硬件。

[0037] 图2是根据示范性实施例的超声波换能器5的平面图。参照图2,超声波换能器5包括在横向方向和竖直方向上二维地布置的多个元件10。元件10可以是例如换能(transducing)元件。每个元件10包括二维地布置的多个超声波单元20。每个超声波单元20自身用作超声波换能器,超声波单元20可以是例如压电微机械加工超声波换能器(pMUT)、电容微机械加工超声波换能器(cMUT)或磁微机械加工超声波换能器(mMUT)。

[0038] 在本示范性实施例中,cMUT被用作超声波单元20。由于pMUT使用压电器件,所以在制造精细MUT中经常存在限制。cMUT具有约数十微米的尺寸。由于cMUT可以通过一系列半导体制造工艺形成,所以与当pMUT被用作超声波单元20时相反,当cMUT用作超声波单元20时更多的超声波单元20可以被二维地布置在有限的区域中。因此,可以实现高水平的诊断准确性,并可以获得高分辨率的诊断图像。

[0039] 图3是采用cMUT作为超声波单元20的超声波换能器5的截面图。参照图3,cMUT可以通过在基板21上形成用于限定腔27的下电极22、绝缘层23和壁体24以及在壁体24上提供其上形成有上电极26的振动层25而制造。由于当基板21是低电阻基板时基板21可以用作下电极22,所以可以省略图3所示的下电极22。

[0040] 根据以上配置,下电极22和振动层25(上电极26位于其上)形成电容器。当直流(DC)电压施加在下电极22和上电极26之间时,振动层25被静电力诸如库仑力移动。也就是说,振动层25被下拉到下电极22。振动层25停止在由振动层25的内应力引起的阻力(drag)与静电力平衡的位置。在此状态下,当小于直流电压的交流(AC)电压施加在下电极22和上电极26之间时,振动层25振动以产生超声波。相反地,在振动层25由于直流电压的施加而移动的情况下,当超声波的声压从cMUT外部施加到振动层25时,振动层25的位移改变。振动层25的位移的变化引起静电电容的变化。通过检测静电电容的变化,可以接收超声波。也就是

说,可以利用cMUT产生和接收用于进行处理和/或诊断的超声波。

[0041] 根据要求的频率性能、材料的物理性质和制造工艺中的限制,超声波换能器5包括一维或二维地布置的多个元件10,每个元件10形成一个驱动单元。多个元件10的每个包括多个超声波单元20。

[0042] 其上形成超声波单元20的基板21设置在驱动基板30上。驱动基板30包括分别电连接到上电极26和下电极22的第一电力供应单元31和第二电力供应单元32。经由第一电力供应单元31和第二电力供应单元32的路径,信号电压可以施加到超声波单元20,或者超声波单元20的超声波感测信号可以被接收。在图3中,附图标记41和42表示形成在基板21和驱动基板30上的绝缘层。

[0043] 第一电力供应单元31包括穿过驱动基板30并用导电材料填充在其中的导电的通路31a、位于导电的通路31a的上端部分上的导电焊盘31b以及位于导电的通路31a的下部用于将外部信号源和导电的通路31a电连接到彼此的电极焊盘31c。

[0044] 用于将上电极26和第一电力供应单元31电连接到彼此的第一连接单元28可以设置在基板21上。第一连接单元28可以包括穿过基板21的通孔28a和设置在通孔28a中并电连接到上电极26的导电层28b。导电层28b的下端部分可以沿基板21的下表面延伸,并可以电连接到导电焊盘31b。

[0045] 根据以上配置,电压可以经由第一电力供应单元31施加到上电极26。在一个元件10中的超声波单元20上的上电极26可以形成公共电极。或者,配置超声波换能器5的所有的元件10的上电极26可以形成公共电极。然而,一个或多个示范性实施例不限于此,例如多个元件10可以分为两个或更多组,第一电力供应单元31可以对于每个组形成。

[0046] 第二电力供应单元32可以包括穿过驱动基板30并用导电材料填充在其中的导电的通路32a、位于导电的通路32a的上端部分上的导电焊盘32b以及设置在导电的通路32a的下部用于将外部信号源和导电的通路32a电连接到彼此的电极焊盘32c。基板21可以是低电阻基板。在这种情况下,可以简化用于电连接下电极22到第二电力供应单元32的结构。

[0047] 参照图3,电连接到基板21的第二连接单元29设置在基板21的下表面上。第二连接单元29可以是由导电材料形成的连接焊盘。第二连接单元29连接到导电焊盘32b。根据以上配置,第二电力供应单元32可以从外部信号源施加电信号例如电压到下电极22,并可以将cMUT外部的腔27中的静电电容的变化转换为电信号。

[0048] 如上所述,当基板21是低电阻基板时,基板21可以用作下电极,并且下电极22可以省略。此外,尽管没有在图3中示出,如果基板21是高电阻基板,则第二连接单元29可以包括穿过基板21的通孔,导电层可以设置在通孔中并电连接到下电极22和导电焊盘32b,因为导电层的下端部分沿基板21的下表面延伸。

[0049] 每个元件10中的超声波单元20彼此分离,单元间隙GC在其间。一个超声波单元20的有效面积等于其上设置振动层25的腔27的投影面积。因此,当单元间隙GC增大时,有效面积比(也就是,元件10的面积和超声波单元20的有助于产生和/或检测超声波的有效面积的总和之比)降低。因此,在元件10中,超声波单元20需要布置为保持相对大的有效面积比。

[0050] 根据示范性实施例,每个元件10中的超声波单元20被六边形地布置。图4示出六边形地布置的超声波单元20的示例。根据该布置,考虑到超声波单元20之间的单元间隙GC,在元件10中被每个超声波单元20占据的物理区域是正六边形,其一边具有长度 d_h 。此正六边

形外接圆,该圆的直径D等于超声波单元20的有效直径 D_E +单元间隙GC,在这种情况下,可以建立公式 $D = \tan 60^\circ \times d_h$ 。

[0051] 被超声波单元20占据的面积 A_u 是正六边形的面积,其一边具有长度 d_h ,并可以由以下的公式1计算。

$$[0052] \quad A_u = \frac{6}{2} \tan 60^\circ \times d_h^2 = \frac{6}{4} \frac{D^2}{\tan 60^\circ} \quad [\text{公式1}]$$

[0053] 当超声波单元20的有效半径为 $r = D_E/2$ 时,超声波单元20的有效面积 A_e 是 πr^2 ,因此,在元件10中的一个超声波单元20的有效面积比可以由以下的公式2计算。

$$[0054] \quad \frac{A_e}{A_u} = \frac{4}{6} \tan 60^\circ \frac{\pi r^2}{D^2} = 1.1547 \frac{\pi r^2}{D^2} \quad [\text{公式2}]$$

[0055] 作为比较示例,图5示出在元件10'中的超声波单元20的正方形布置的示例。这里,在元件10'中被一个超声波单元20占据的区域是正方形的区域,该正方形的边具有 d_s 的长度,也就是, $A_u' = d_s^2 = D^2$ 。此外,由于超声波单元20的有效面积是 πr^2 ,所以元件10'中的超声波单元20的有效面积比可以通过以下的公式3计算。

$$[0056] \quad \frac{A_e'}{A_u'} = \frac{\pi r^2}{D^2} \quad [\text{公式3}]$$

[0057] 当将公式2和公式3互相比时,在六边形的布置的情况下的有效面积可以比正方形布置大大约15.5%。这表示,与布置为正方形布置时相比,当具有有效面积 A_e 的超声波单元20被六边形地布置时,在给定的区域中可以布置更多的超声波单元20。因此,通过六边形地布置超声波单元20,元件10中的超声波单元20的有效面积比可以增加,从而改善超声波产生效率和对于超声波的灵敏度。

[0058] 图6是超声波换能器5的示意截面图,其中沟槽50形成在两个相邻的元件(也就是,第一元件10-1和第二元件10-2)之间。图6示出超声波单元20,驱动基板30被省略。参照图6,沟槽50可以形成在基板21中以便阻挡彼此相邻的第一元件10-1和第二元件10-2之间的体声波的传输。通过阻挡体声波,可以防止第一元件10-1和第二元件10-2的超声波感测信号之间的串扰,从而改善超声波换能器5的灵敏度。

[0059] 沟槽50从基板21的下表面21b朝向其上布置有超声波单元20的上表面21a延伸。在位于第一元件10-1和第二元件10-2的边缘部分处的第一超声波单元20a和第二超声波单元20b之间需要保持至少等于沟槽50的宽度W或更大的间隙GM。除了超声波换能器5的制造工艺的限制之外,沟槽50的宽度W由诸如形成基板21的材料因素确定。此外,即使当第一元件10-1和第二元件10-2之间的节距PE(参照图2)改变时,沟槽50的宽度W也很少改变。例如,在通过低频范围驱动的用于腹部的超声波换能器的情形下,第一元件10-1和第二元件10-2之间的节距PE为约250 μm 。在以高频范围驱动的用于乳房的超声波换能器的情形下,第一元件10-1和第二元件10-2之间的节距PE为约200 μm 。然而,由于沟槽50的宽度W在以上两种情况下都不改变,所以在位于第一元件10-1和第二元件10-2的边缘部分处的第一超声波单元20a和第二超声波单元20b之间需要保持间隙GM。

[0060] 尽管没有在图6中示出,但是沟槽50可以形成于在垂直方向上彼此相邻的两个元

件10之间,并且形成于在垂直方向上彼此相邻的两个元件10之间的沟槽50可以形成成为直线。

[0061] 图7是示出当超声波单元20为正方形布置时在存在有效间隙GE(见图2)的情形下和在有效间隙GE不存在的情形下的频率响应的模拟带宽的结果的图形。有效间隙GE不存在的情形表示,位于相邻的第一元件10-1和第二元件10-2的边缘部分处的超声波单元20彼此分隔开单元间隙GC。超声波单元20的直径是 $20\mu\text{m}$,超声波单元20之间的单元间隙GC是 $5\mu\text{m}$,元件之间的节距PE是 $15\mu\text{m}$ 。

[0062] 参照图7,当间隙GE存在时的频带宽度可以比当间隙GE不存在时的频带宽度窄。当间隙GE增大时,频带宽度还可以进一步减小。因此,需要这样一种方法,在保持位于第一元件10-1和第二元件10-2的边缘部分处的第一超声波单元20a和第二超声波单元20b之间的间隙GM的同时,减小第一元件10-1和第二元件10-2之间的有效间隙GE,即,第一超声波单元20a当中的最靠近第二元件10-2的超声波单元20a-1(见图8)和第二超声波单元20b当中的最靠近第一元件10-1的超声波单元20b-1之间的间隙。

[0063] 图8是图2所示的超声波换能器5中的彼此相邻的第一元件10-1和第二元件10-2的平面图。图9是示出在图8的超声波换能器5中的基板21的下表面21a的图。参照图8,第一元件10-1和第二元件10-2中的超声波单元20被六边形地布置。位于第一元件10-1的边缘部分处的第一超声波单元20a靠近位于第二元件10-2的边缘部分处的第二超声波单元20b。位于第一元件10-1和第二元件10-2的边缘部分处的第一超声波单元20a和第二超声波单元20b布置为锯齿形图案。

[0064] 第一轮廓线L1连接第一元件10-1中的第一超声波单元20a的边缘。这里,由于每个第一超声波单元20a是圆形的,所以第一轮廓线L1是连接第一超声波单元20a的边缘的切线。第一轮廓线L1形成成为朝向第二元件10-2反复地凸起和凹入的锯齿形线。第二轮廓线L2连接第二元件10-2的第二超声波单元20b的边缘。这里,由于每个第二超声波单元20b是圆形的,所以第二轮廓线L2是连接第二超声波单元20b的边缘的切线。第二轮廓线L2形成成为朝向第一元件10-1反复地凸起和凹入的锯齿形线。

[0065] 为了尽可能靠近地布置第一元件10-1和第二元件10-2,第一轮廓线L1和第二轮廓线L2互补地成形。为此,第二元件10-2的超声波单元20被六边形地布置为与第一元件10-1的超声波单元20互补。因而,如图8和9所示,第一元件10-1和第二元件10-2可以布置为使得第一轮廓线L1和第二轮廓线L2之间的垂直距离可以等于或大于沟槽50的宽度W。

[0066] 参照图9,具有宽度W的沟槽50提供在基板21中。沟槽50可以在第一轮廓线L1和第二轮廓线L2之间形成成为锯齿形图案。沟槽50的宽度W等于或小于间隙GM。因此,在保持其中可以形成沟槽50的间隙GM的同时,小于间隙GM或沟槽50的宽度W的有效间隙GE可以形成在第一元件10-1和第二元件10-2之间。

[0067] 第一超声波单元20a和第二超声波单元20b布置为使得彼此不交叠,因此,每个形成独立的驱动单元的第一元件10-1和第二元件10-2不彼此交叠。为此,第一超声波单元20a当中的最靠近第二元件10-2的超声波单元20a-1(见图8)和第二超声波单元20b当中的最靠近第一元件10-1的超声波单元20b-1之间的有效间隙GE大于0。考虑到制造工艺期间的分辨率,有效间隙GE可以设定为等于或大于单元间隙GC。

[0068] 图10是示出在超声波单元的正方形布置的情形下的有效间隙GE'的平面图。参照

图10,超声波单元20在第一元件10-1'中和在第二元件10-2'中布置为正方形。连接位于第一元件10-1'和第二元件10-2'的边缘部分处的超声波单元20a'和20b'的边缘的线L1'和L2'是直线。为了保持其中沟槽50'形成为直线且具有宽度W的空间,线L1'和L2'需要彼此分隔开有效间隙GE'那样多。因此,根据该正方形布置,第一元件10-1和第二元件10-2之间的有效间隙GE'等于或大于间隙GM或沟槽50'的宽度W。

[0069] 图11是用于比较根据如图8所示的示范性实施例的超声波换能器中和根据图10所示的比较示例的超声波换能器中的有效面积密度的图形。超声波单元的直径是20 μm ,单元间隙GC是5 μm ,元件节距PE是15 μm 。在正方形布置的情况下,在元件中布置在横向方向上的三个超声波单元用来计算有效面积密度,在六边形布置的情况下,交替地布置在横向方向上的三个超声波单元和两个超声波单元被使用。

[0070] 参照图11,当与比较示例的超声波换能器比较时,示范性实施例的超声波换能器5具有更均一的有效面积,超声波换能器5中的超声波单元20的有效面积可以被扩大。这表示超声波产生效率和超声波灵敏度可以被改善。此外,在保持用于形成沟槽50的间隙GM的同时,第一元件10-1第二元件10-2之间的有效间隙GE可以被减小为小于间隙GM。因此,可以获得宽的频率响应带宽。

[0071] 如上所述,彼此相邻的第一元件10-1和第二元件10-2的第一轮廓线L1和第二轮廓线L2形成为锯齿形图案从而在超声波换能器5中彼此互补,第一轮廓线L1和第二轮廓线L2之间的垂直距离等于或大于提供在基板21中的沟槽50的宽度W。

[0072] 此外,沟槽50在第一轮廓线L1和第二轮廓线L2之间形成为锯齿形图案。因而,在保持用于形成沟槽50的间隙GM的同时,第一元件10-1和第二元件10-2之间的有效间隙GE可以被最小化,从而增加超声波换能器5中的超声波单元20的有效面积并获得宽的频率响应带宽。

[0073] 此外,在第一元件10-1和第二元件10-2(每个包括六边形地布置的多个超声波单元20)中,位于第一元件10-1的边缘部分并邻近于第二元件10-2的第一超声波单元20a和位于第二元件10-2的边缘部分并邻近于第一元件10-1的第二超声波单元20b可以布置为不彼此交叠。因此,第一元件10-1和第二元件10-2之间的有效间隙GE可以被减小,同时,用于形成沟槽50的间隙GM可以保持在第一超声波单元20a和第二超声波单元20b之间。

[0074] 此外,包括二维地布置在基板21的上表面21a上的多个cMUT单元并包括以锯齿形图案从下表面21b嵌入的沟槽50的第一元件10-1和第二元件10-2被布置为彼此分离同时沟槽50插设在两者之间。此外,第一元件10-1和第二元件10-2的第一超声波单元20a和第二超声波单元20b沿沟槽50布置为锯齿形图案,从而减小第一元件10-1和第二元件10-2之间的有效间隙GE。

[0075] 在以上示范性实施例中,cMUT被用作超声波单元;然而,示范性实施例不限于此。例如,如果pMUT用作超声波单元,则可以获得相同的效果,也就是,超声波换能器中的超声波单元中的有效面积的增加并获得宽的频率响应带宽。

[0076] 应当理解,这里描述的示范性实施例应当仅以描述性的含义理解,而不是为了限制的目的。对每个示范性实施例内的特征或方面的描述应该通常被认为可用于其他的示范性实施例中的其他类似的特征或方面。

[0077] 虽然已经参照附图描述了一个或多个示范性实施例,但是本领域普通技术人员将

理解,可以在其中进行形式和细节上的各种变化而不背离由权利要求书限定的精神和范围。

[0078] 本申请要求于2013年10月23日在韩国知识产权局提交的韩国专利申请No.10-2013-0126701的优先权,其公开内容通过引用整体结合于此。

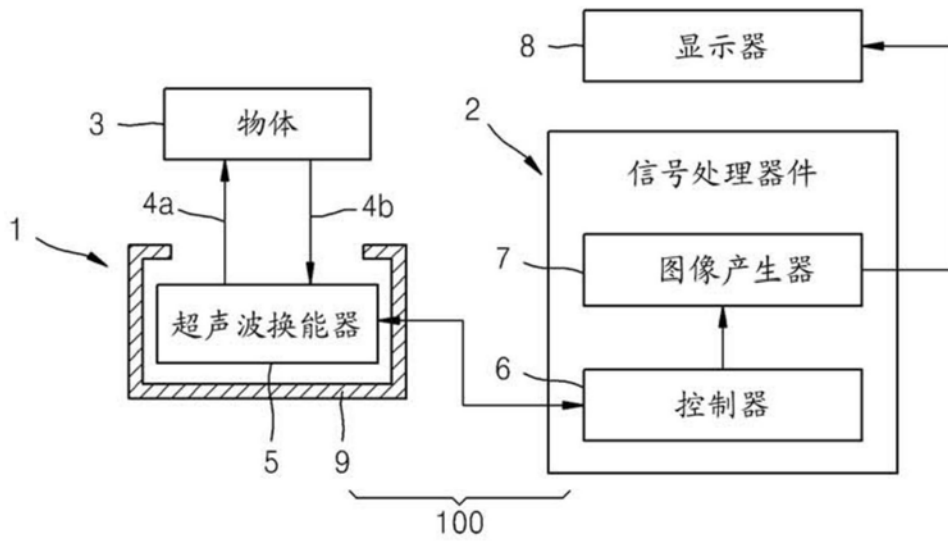


图1

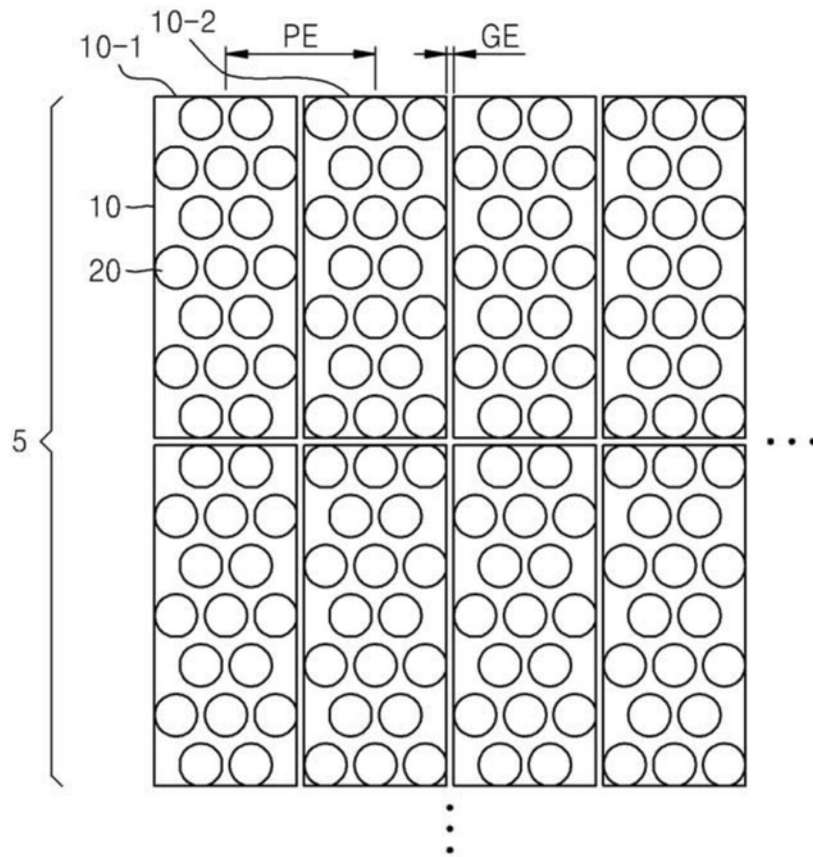


图2

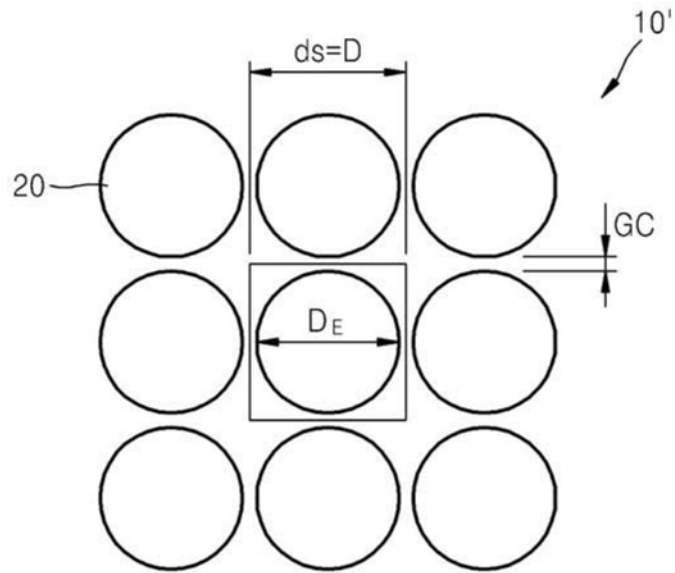


图5

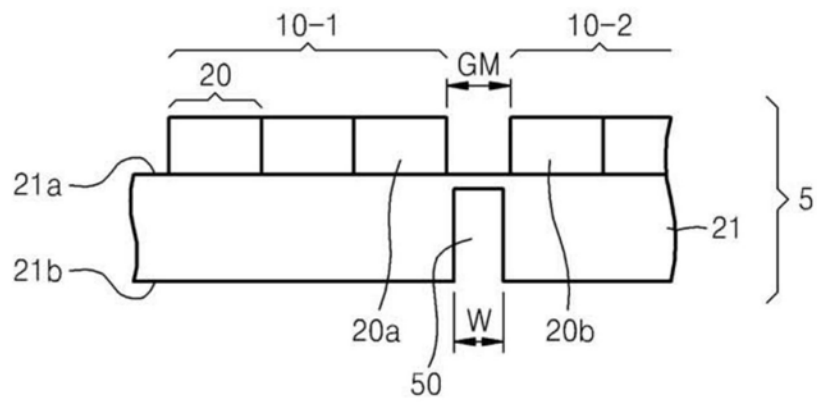


图6

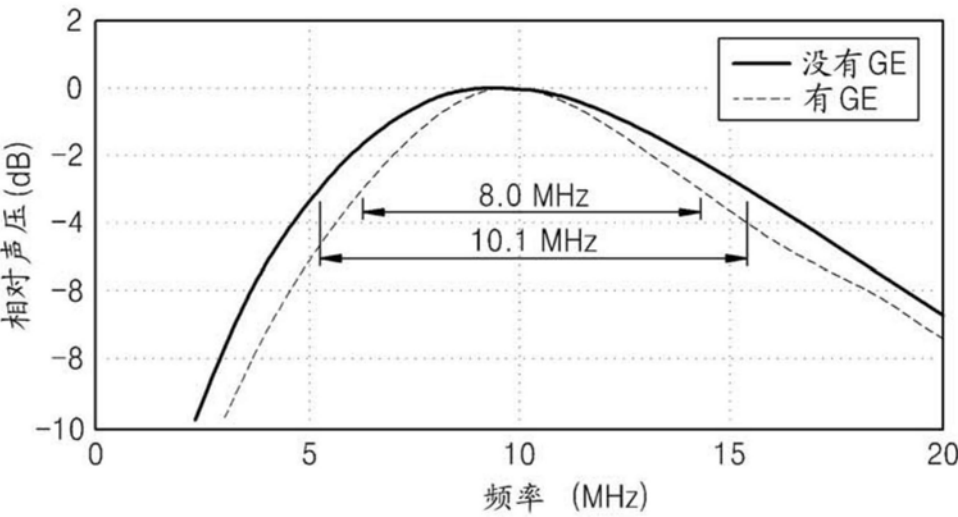


图7

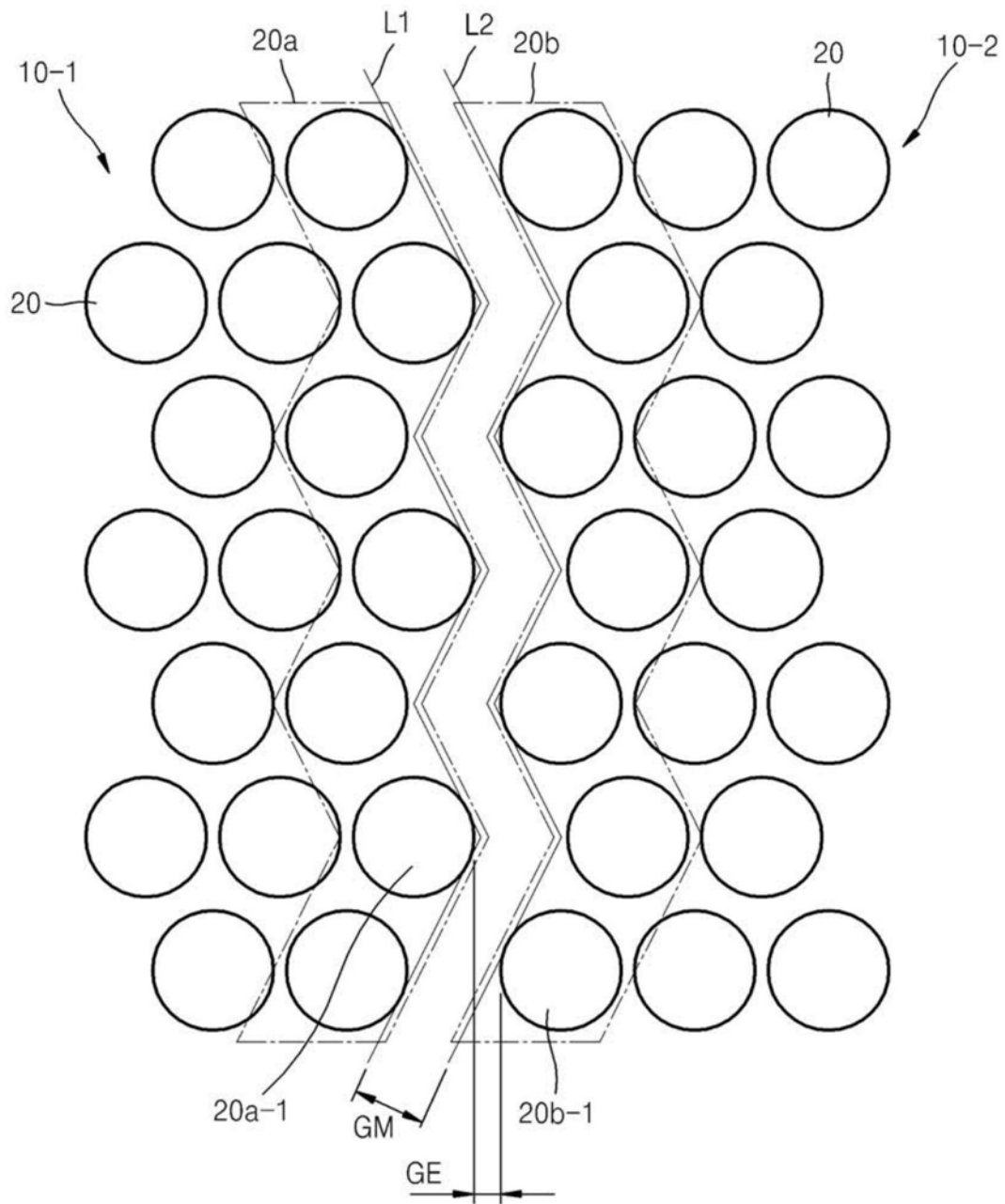


图8

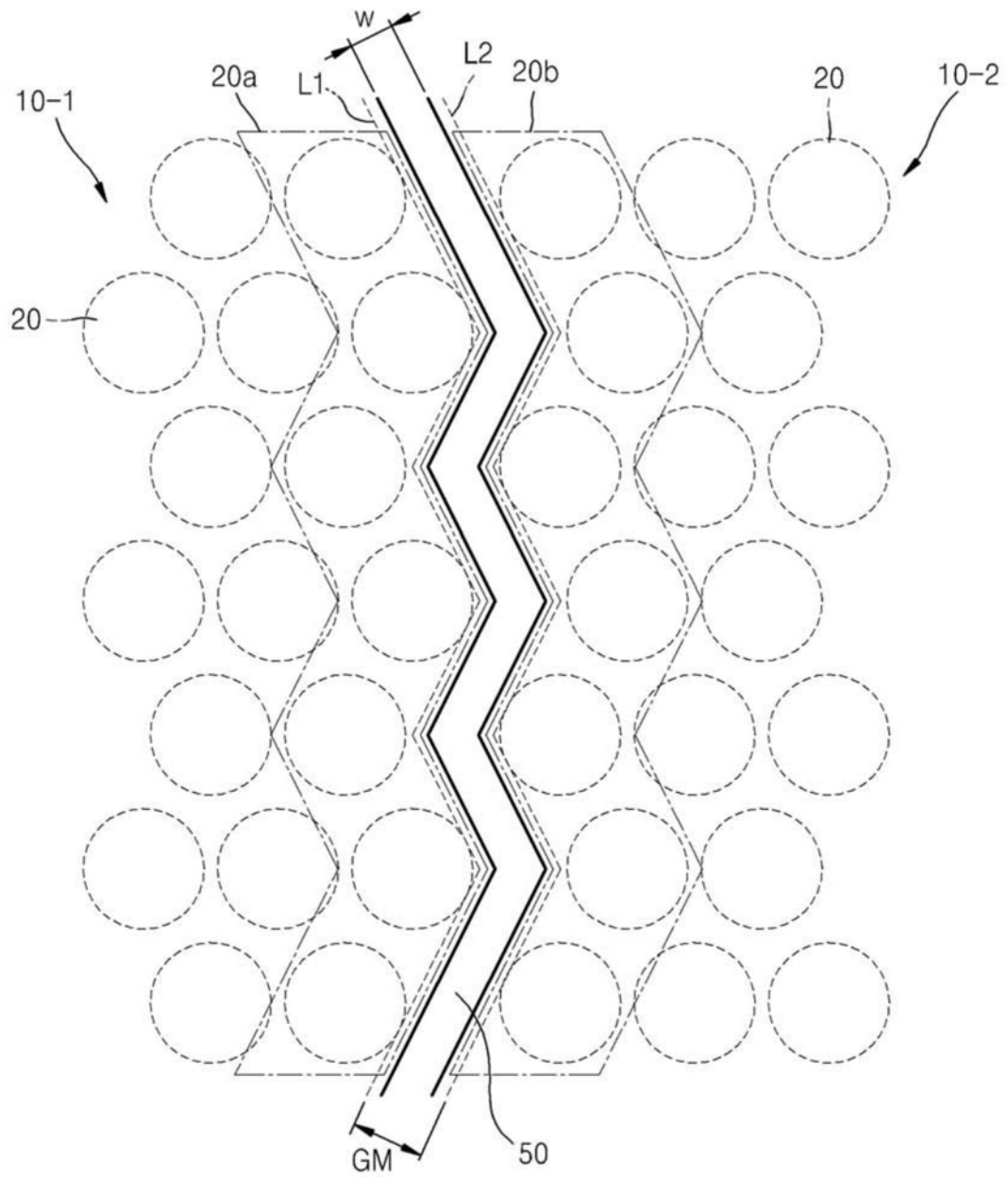


图9

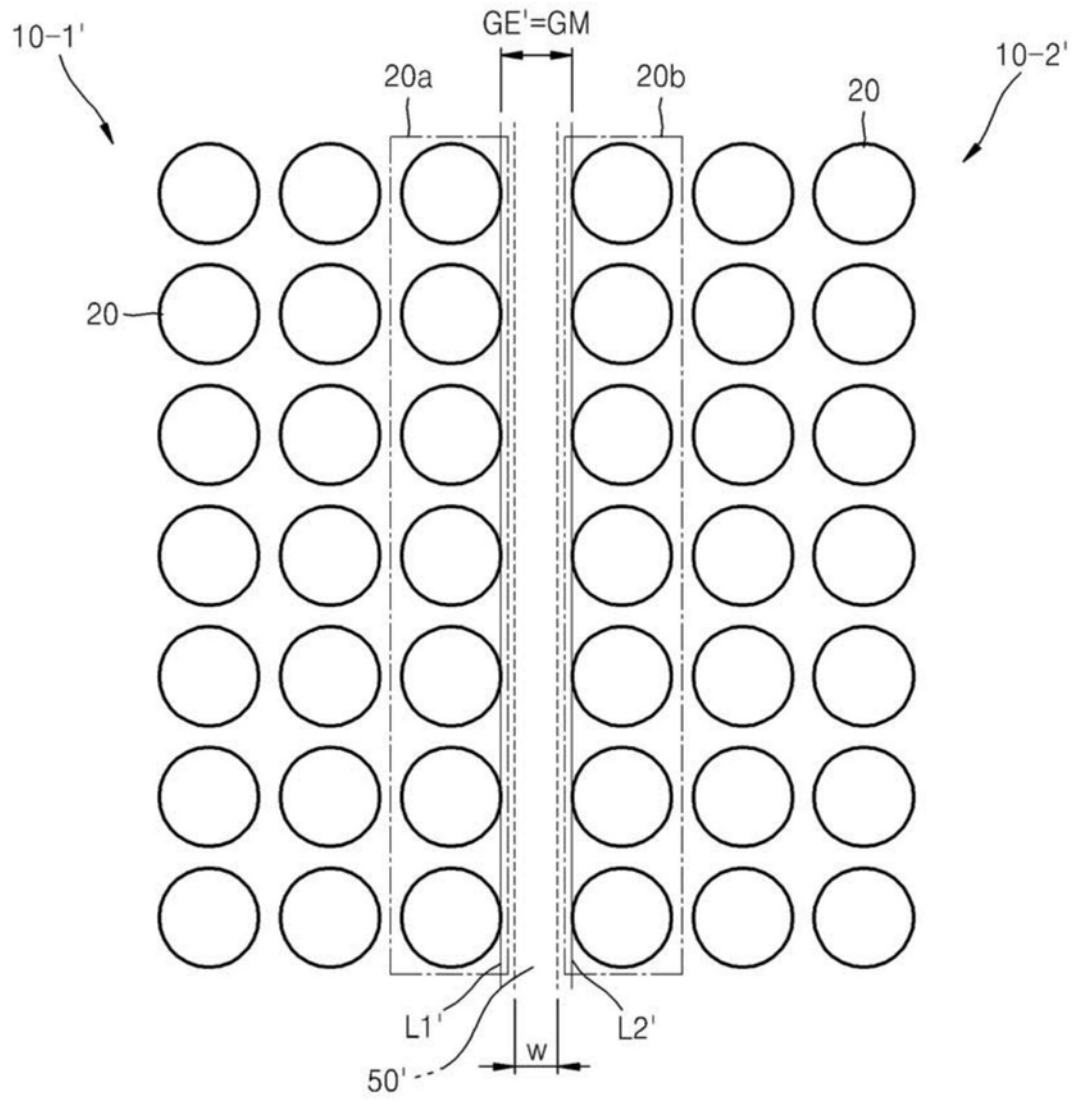


图10

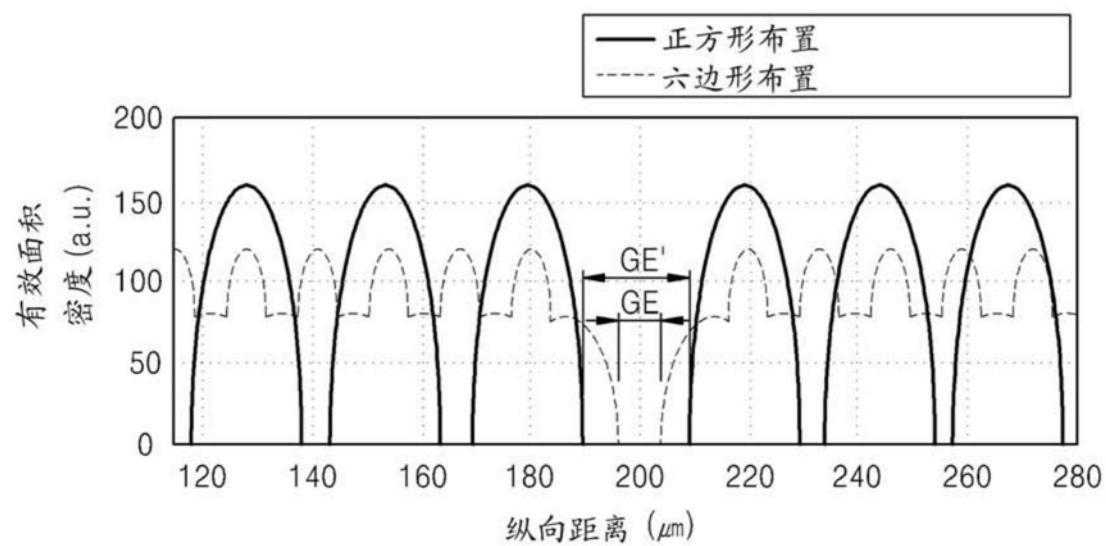


图11

专利名称(译)	超声波换能器以及包括其的超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN104545992B	公开(公告)日	2019-08-09
申请号	CN201410264669.1	申请日	2014-06-13
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
[标]发明人	慎炯宰 朴相河		
发明人	慎炯宰 朴相河		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/4483 B06B1/0292 G01N29/0654 G01N29/26 G01N2291/017 G01N2291/0289 G01N2291/106 A61B8/4494 B06B1/0629		
优先权	1020130126701 2013-10-23 KR		
其他公开文献	CN104545992A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种超声波换能器和超声波诊断装置。该超声波换能器包括：基板，包括形成在基板的下表面中的沟槽；以及第一元件和第二元件，形成在基板的上表面上并彼此相邻地定位，其中沟槽位于第一元件和第二元件之间，其中第一元件和第二元件每个包括二维地布置的多个超声波单元，其中彼此相邻的第一元件的第一轮廓线和第二元件的第二轮廓线的每个形成彼此互补的锯齿形线，沟槽在第一轮廓线和第二轮廓线之间形成成为锯齿形图案。

