



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103417246 A

(43) 申请公布日 2013. 12. 04

(21) 申请号 201310190431. 4

(22) 申请日 2013. 05. 21

(30) 优先权数据

2012-115321 2012. 05. 21 JP

(71) 申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 鹤野次郎

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限
责任公司 11240

代理人 余刚 吴孟秋

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

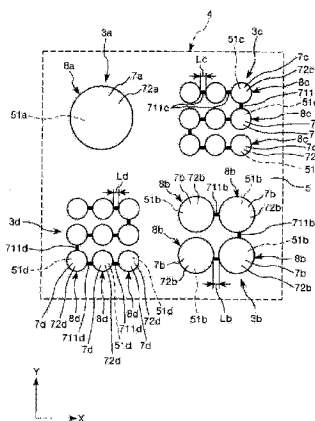
权利要求书3页 说明书13页 附图6页

(54) 发明名称

超声波换能器、超声波探测器、诊断装置以及
电子设备

(57) 摘要

本发明提供一种超声波换能器、超声波探测器、诊断装置以及电子设备。该超声波探测器具有： m 个第一超声波元件，具有第一隔膜，并进行超声波的收发， m 为1以上的整数；以及 n 个第二超声波元件，具有面积小于所述第一隔膜的第二隔膜，并进行超声波的收发， n 为大于 m 的整数，所述 n 个第二超声波元件被以串联方式电连接，当所述 m 个第一超声波元件的所述第一隔膜的面积的总和为 A 、所述 n 个第二超声波元件的所述第二隔膜的面积的总和为 B 时， B/A 为0.9以上且1.1以下。



1. 一种超声波换能器,其特征在于,具有:

m 个第一超声波元件,具有第一隔膜,并进行超声波的收发,m 为 1 以上的整数;以及
n 个第二超声波元件,具有面积小于所述第一隔膜的第二隔膜,并进行超声波的收发,n
为大于 m 的整数,

当所述 m 为 2 以上的整数时,所述 m 个第一超声波元件被以串联方式电连接,

所述 n 个第二超声波元件被以串联方式电连接,

当所述 m 个第一超声波元件的所述第一隔膜的面积的总和为 A、所述 n 个第二超声波元
件的所述第二隔膜的面积的总和为 B 时,B/A 为 0.9 以上且 1.1 以下。

2. 一种超声波换能器,其特征在于,周期性地配置多个超声波元件单元而成,

所述超声波元件单元具有:

m 个第一超声波元件,具有第一隔膜,并进行超声波的收发,m 为 1 以上的整数;以及

n 个第二超声波元件,具有面积小于所述第一隔膜的第二隔膜,并进行超声波的收发,n
为大于 m 的整数,

当所述 m 为 2 以上的整数时,所述 m 个第一超声波元件被以串联方式电连接,

所述 n 个第二超声波元件被以串联方式电连接,

当所述 m 个第一超声波元件的所述第一隔膜的面积的总和为 A、所述 n 个第二超声波元
件的所述第二隔膜的面积的总和为 B 时,B/A 为 0.9 以上且 1.1 以下。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波换能器,其中,

所述 n 为 3 以上的整数,

在以串联方式电连接所述 n 个第二超声波元件中每一个的配线中,所述 n 个第二超声
波元件的彼此电连接的相邻两个所述第二超声波元件间的各配线的距离相同。

4. 根据权利要求 1 至 3 中任一项所述的超声波换能器,其中,

所述 m 为 3 以上的整数,

所述 n 为 4 以上的整数,

在以串联方式电连接所述 m 个第一超声波元件中每一个的配线中,所述 m 个第一超声
波元件的彼此电连接的相邻两个所述第一超声波元件间的各配线的距离相同。

5. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的超声波换能器,其中,

所述超声波换能器具有 k 个第三超声波元件,所述第三超声波元件进行超声波的收
发,并具有面积小于所述第二隔膜的第三隔膜,k 为大于 m 的整数,

所述 k 个第三超声波元件被以串联方式电连接,

所述 k 个第三超声波元件的所述第三隔膜的面积的总和为 C 时,C/A 为 0.9 以上且 1.1
以下。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波换能器,其中,

所述 k 为 4 以上的整数,

在以串联方式电连接所述 k 个第三超声波元件中每一个的配线中,所述 k 个第三超声
波元件的彼此电连接的相邻两个所述第三超声波元件间的各配线的距离相同。

7. 根据权利要求 5 或 6 所述的超声波换能器,其中,

所述 m 为 3 以上的整数,

所述 n 为 4 以上的整数,

所述 k 为 5 以上的整数，

所述 m 个第一超声波元件的彼此电连接的相邻两个所述第一超声波元件间的各配线的距离、所述 n 个第二超声波元件的彼此电连接的相邻两个所述第二超声波元件间的配线的距离、所述 k 个第三超声波元件的彼此电连接的相邻两个所述第三超声波元件间的配线的距离全部相同。

8. 一种超声波探测器，其特征在于，具有：

权利要求 1 至 7 中任一项所述的超声波换能器；以及
收纳有所述超声波换能器的框体。

9. 一种诊断装置，其特征在于，具备：

权利要求 1 至 7 中任一项所述的超声波换能器；
收纳有所述超声波换能器的框体；以及
具有根据从所述超声波换能器输出的信号进行信号处理的信号处理部的装置主体。

10. 一种电子设备，其特征在于，具备：

权利要求 1 至 7 中任一项所述的超声波换能器；
收纳有所述超声波换能器的框体；以及
具有根据从所述超声波换能器输出的信号进行信号处理的信号处理部的装置主体。

11. 一种超声波换能器，其特征在于，具有：

具有多个开口的基板；
闭塞所述多个开口的支撑膜；以及
对应所述多个开口的每个而形成在所述支撑膜上的压电体，

所述多个开口中，在基板表面被所述支撑膜闭塞的面积即开口面积为第一面积的第一开口为 m 个， m 为 1 以上的整数；所述开口面积小于所述第一面积的第二面积的第二开口为 n 个， n 为大于 m 的整数，

当所述 m 为 2 以上的整数时，所述压电体中对应于所述 m 个所述第一开口而形成的所述 m 个第一压电体被以串联方式电连接，

所述压电体中对应于所述 n 个所述第二开口而形成的所述 n 个第二超声波元件被以串联方式电连接，

当所述第一开口的面积的总和为 A 、所述第二开口的面积的总和为 B 时， B/A 为 0.9 以上且 1.1 以下。

12. 一种超声波换能器，其特征在于，具有：

具有多个开口的基板；
闭塞所述多个开口的支撑膜；以及
对应所述多个开口的每个而形成在所述支撑膜上的压电体，

所述多个开口具有多个开口组被周期性地排列的排列开口组，所述开口组中，在基板表面被所述支撑膜闭塞的面积即开口面积为第一面积的第一开口为 m 个， m 为 1 以上的整数；所述开口面积小于所述第一面积的第二面积的第二开口为 n 个， n 为大于 m 的整数，

当所述 m 为 2 以上的整数时，所述压电体中对应于每个所述开口组的所述 m 个所述第一开口而形成的所述 m 个第一压电体被以串联方式电连接，

所述压电体中对应于每个所述开口组的所述 n 个所述第二开口而形成的所述 n 个第二

超声波元件被以串联方式电连接，

当所述第一开口的面积的总和为 A、所述第二开口的面积的总和为 B 时， B/A 为 0.9 以上且 1.1 以下。

超声波换能器、超声波探测器、诊断装置以及电子设备

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波换能器、超声波探测器、诊断装置以及电子设备。

背景技术

[0002] 众所周知有将多个超声波元件配置成矩阵状而成的超声波换能器。

[0003] 该超声波换能器具备具有多个开口的基板、设置在该基板上的用于闭塞所述各开口的支撑膜以及设置在该支撑膜的与所述各开口相对应的部位上的压电元件。支撑膜中，由俯视观察时与支撑膜的开口一致的部位即开口对应部位构成隔膜。于是，由隔膜及设置在该隔膜上的压电元件构成超声波元件。

[0004] 众所周知，在这样的超声波换能器中，设置隔膜面积相互不同的两种超声波元件，以相互不同的频率进行驱动（例如，参照专利文献 1）。而且，在专利文献 1 中，隔膜面积大的多个超声波元件以并联方式彼此电连接。同样，隔膜面积小的多个超声波元件以并联方式彼此电连接。

[0005] 比较上述两种超声波元件的时候，隔膜面积大的超声波元件由于其谐振频率低，因此以低频率进行驱动，发出低频超声波。另外，隔膜面积小的超声波元件由于其谐振频率高，因此以高频率进行驱动，发出高频超声波。

[0006] 在具有使用了该超声波换能器的超声波探测器的诊断装置中，在诊断作为检查对象的活体中深的部位（远距离）时，由于高频超声波无法到达深的部位，因此使用低频超声波进行诊断。另外，在诊断活体的浅的部位（近距离）时，为了使分辨率增大，使用高频超声波进行诊断。

[0007] 然而，存在如下问题：因为隔膜面积越大，超声波元件的灵敏度越高，在所述现有的超声波换能器中，隔膜面积小的超声波元件的灵敏度低于隔膜面积大的超声波元件的灵敏度。于是，根据其灵敏度的差异，从各超声波元件输出的信号的大小不同，为了使其信号的大小相配合，存在着电路结构复杂化的问题。

[0008] 在先技术文献

[0009] 专利文献

[0010] 专利文献 1：日本专利特开 2006-75425 号公报

发明内容

[0011] 发明要解决的技术问题

[0012] 本发明的目的在于提供一种能够降低两种超声波元件组的灵敏度差并能够收发多个频率的超声波信号、且实现电路构成简单化的超声波换能器、超声波探测器、诊断装置以及电子设备。

[0013] 解决技术问题的技术方法

[0014] 这样的目的是通过以下本发明实现的。

[0015] 本发明的超声波换能器的特征在于，具有 m 个第一超声波元件，具有第一隔膜，

并进行超声波的收发, m 为 1 以上的整数; 以及 n 个第二超声波元件, 具有面积小于上述第一隔膜的第二隔膜, 并进行超声波的收发, n 为大于 m 的整数, 当上述 m 为 2 以上的整数时, 上述 m 个第一超声波元件被以串联方式电连接, 上述 n 个第二超声波元件被以串联方式电连接, 当上述 m 个第一超声波元件的上述第一隔膜的面积的总和为 A 、上述 n 个第二超声波元件的上述第二隔膜的面积的总和为 B 时, B/A 为 0.9 以上且 1.1 以下。

[0016] 基于此, 能够降低两种超声波元件组的灵敏度的差, 并收发多个频率的超声波, 且实现电路构成的简单化。

[0017] 本发明的超声波换能器的特征在于, 是周期性地配置多个超声波元件单元而成, 上述超声波元件单元具有: m 个第一超声波元件, 具有第一隔膜, 并进行超声波的收发, m 为 1 以上的整数; 以及 n 个第二超声波元件, 具有面积小于上述第一隔膜的第二隔膜, 并进行超声波的收发, n 为大于 m 的整数, 当上述 m 为 2 以上的整数时, 上述 m 个第一超声波元件被以串联方式电连接, 上述 n 个第二超声波元件被以串联方式电连接, 当上述 m 个第一超声波元件的上述第一隔膜的面积的总和为 A 、上述 n 个第二超声波元件的上述第二隔膜的面积的总和为 B 时, B/A 为 0.9 以上且 1.1 以下。

[0018] 基于此, 能够降低两种超声波元件组的灵敏度的差, 并收发多个频率的超声波, 且实现电路构成的简单化。

[0019] 因此, 本发明的超声波换能器能够适用于超声波探测器。

[0020] 在本发明的超声波换能器中, 上述 n 为 3 以上的整数, 在以串联方式电连接上述 n 个第二超声波元件中每一个的配线中, 上述 n 个第二超声波元件的彼此电连接的相邻两个上述第二超声波元件间的各配线的距离相同。

[0021] 基于此, 在 n 个第二超声波元件中, 彼此电连接的相邻两个第二超声波元件间的超声波的位相差可以相同, 基于此能够容易地进行设计。

[0022] 在本发明的超声波换能器中, 上述 m 为 3 以上的整数, 上述 n 为 4 以上的整数, 在以串联方式电连接上述 m 个第一超声波元件中每一个的配线中, 上述 m 个第一超声波元件的彼此电连接的相邻两个上述第一超声波元件间的各配线的距离相同。

[0023] 基于此, 在 m 个第一超声波元件中, 彼此电连接的相邻两个第一超声波元件间的超声波的位相差可以相同, 基于此能够容易地进行设计。

[0024] 在本发明的超声波换能器中, 上述超声波换能器具有 k 个第三超声波元件, 上述第三超声波元件进行超声波的收发, 并具有面积小于上述第二隔膜的第三隔膜, k 为大于 m 的整数, 上述 k 个第三超声波元件被以串联方式电连接, 上述 k 个第三超声波元件的上述第三隔膜的面积的总和为 C 时, C/A 为 0.9 以上且 1.1 以下。

[0025] 基于此, 还能够以多种频率收发超声波。

[0026] 在本发明的超声波换能器中, 上述 k 为 4 以上的整数, 在以串联方式电连接上述 k 个第三超声波元件中每一个的配线中, 上述 k 个第三超声波元件的彼此电连接的相邻两个上述第三超声波元件间的各配线的距离相同。

[0027] 基于此, 在 k 个第三超声波元件中, 彼此电连接的相邻两个第三超声波元件之间的超声波位相差可以相同, 基于此, 能够容易地进行设计。

[0028] 在本发明的超声波换能器中, 上述 m 为 3 以上的整数, 上述 n 为 4 以上的整数, 上述 k 为 5 以上的整数, 上述 m 个第一超声波元件的彼此电连接的相邻两个上述第一超声波

元件间的各配线的距离、上述 n 个第二超声波元件的彼此电连接的相邻两个上述第二超声波元件间的配线的距离、上述 k 个第三超声波元件的彼此电连接的相邻两个上述第三超声波元件间的配线的距离全部相同。

[0029] 基于此, m 个第一超声波元件的彼此电连接的相邻两个第一超声波元件间的超声波位相差、n 个第二超声波元件的彼此电连接的相邻两个第二超声波元件间的位相差可以相同, 基于此, 能够容易地进行设计。

[0030] 本发明的超声波探测器的特征在于具有本发明的超声波换能器以及收纳有上述超声波换能器的框体。

[0031] 基于此, 能够提供具有上述本发明的效果的超声波探测器。

[0032] 本发明的诊断装置的特征在于具有本发明的超声波换能器、收纳有上述超声波换能器的框体以及具有根据从上述超声波换能器发送的信号进行信号处理的信号处理部的装置主体。

[0033] 基于此, 能够提供具有上述本发明效果的诊断装置。

[0034] 本发明的电子设备的特征在于具有本发明的超声波换能器、收纳有上述超声波换能器的框体以及具有根据上述超声波换能器发送的信号进行信号处理的信号处理部的装置主体。

[0035] 基于此, 能够提供具有上述本发明效果的电子设备。

附图说明

[0036] 图 1 是示出本发明的超声波探测器的实施方式的立体图。

[0037] 图 2 是示出图 1 所示的超声波探测器的超声波换能器的平面图。

[0038] 图 3 是示出图 2 所示的超声波换能器的单位单元的平面图。

[0039] 图 4 是示出放大图 2 所示的超声波换能器的一部分的平面图。

[0040] 图 5 是图 4 中在 A-A 线的截面图。

[0041] 图 6 是示出本发明的诊断装置的实施方式的立体图。

[0042] 图 7 是示出本发明的诊断装置的实施方式的模块图。

具体实施方式

[0043] 下面, 根据附图所示的优选实施方式详细地说明本发明的超声波换能器、超声波探测器、诊断装置以及电子设备。

[0044] < 超声波换能器、超声波探测器的实施方式 >

[0045] 图 1 是示出本发明的超声波探测器的实施方式的立体图, 图 2 示出图 1 所示的超声波探测器的超声波换能器的平面图, 图 3 是图 2 所示的超声波换能器的单位单元 (cell unit) 的平面图, 图 4 是示出放大图 2 所示的超声波换能器的一部分的平面图, 图 5 是在图 4 中 A-A 线的截面图。

[0046] 而且, 在下面, 以图 2 ~ 图 5 中的上侧为“上”、下侧为“下”、右侧为“右”、左侧为“左”进行说明。

[0047] 另外, 在图 2 以及图 3 中, 省略声匹配部、上部电极、下部电极、上部电极用导线、下部电极用导线的一部分等的图示, 示意性地示出超声波换能器。另外, 图 2 以及图 3 中, 以

虚线表示单位单元的轮廓。另外,在图 4 中省略声匹配部的图示。

[0048] 另外,如各图所示,设想相互直交的 X 轴、Y 轴。X 轴方向对应于方位方向, Y 轴方向对应于切片(slice)方向。

[0049] 如图 1 所示,超声波探测器 10 具有框体 200 以及收纳在框体 200 中的超声波换能器 1。超声波换能器 1 设置在框体 200 的前端部(图 1 中下侧)。此时,超声波换能器 1 的后述基板 2 直接或者通过支撑其基板 2 的没有图示的支撑部件固定在框体 200 上。该超声波探测器 10 能够用作例如后述的诊断装置 100 等各种诊断装置的超声波探测器。

[0050] 另外,在本实施方式中,超声波换能器 1 的表面即后述的声匹配部 6 的表面露出到外部。该声匹配部 6 作为超声波探测器 10 以及超声波换能器 1 的保护层而发挥作用。作为声匹配部 6 的构成材料,没有特别的限定,可以使用例如硅橡胶等声阻抗与活体几乎相同的原材料。而且,声匹配部 6 的表面也可以构成为不露出到外部。

[0051] 另外,在本实施方式中,超声波探测器 10 是以使声匹配部 6 的表面与检查对象活体接触(抵接)的方式使用的接触型传感器。即,检查时,超声波探测器 10 使声匹配部 6 的表面与检查对象即活体抵接而进行使用。此时,如从超声波换能器 1 的后述超声波元件向声匹配部 6 发送超声波,则超声波通过声匹配部 6 传播至活体内部,在活体内的指定部位反射后的超声波通过声匹配部 6 被输入至超声波元件。

[0052] 另外,超声波探测器 10 通过电缆 210 与后述的诊断装置 100 的装置主体 300(参照图 6、图 7)进行电连接。

[0053] 如图 2~图 5 所示,超声波换能器 1 包括基板 2、设置在基板 2 上进行超声波收发的多个(图示的构成中为 9 个)单位单元(超声波元件单元)4 以及设置在基板 2 的单位单元 4 侧且覆盖各单位单元 4 的声匹配部 6。

[0054] 基板 2 的形状没有特别的限定,在图示的构成中,在俯视观察时(从基板 2 的厚度方向观察的俯视观察)形成四角形。而且,作为基板 2 在俯视观察上的其他形状可以列举例如五角形、六角形等其他多角形、圆形、椭圆形等。

[0055] 另外,作为基板 2 的构成材料没有特别的限定,可以使用例如硅(Si)等半导体形成原材料。基于此,利用蚀刻法等能够容易地进行加工。

[0056] 各单位单元 4 在基板 2 上周期性地配置为行列状即二维。换言之,沿 X 轴方向并行设置多个(在图示的构成中为三个)的单位单元 4,并且沿 Y 轴方向并行设置多个(在图示的构成中为三个)单位单元 4。

[0057] 单位单元 4 具有:第一超声波元件组 3a,具备 m (m 为 1 以上的整数)个(在图示构成中为 1 个)进行超声波的收发的第一超声波元件(第一超声波振子)8a,该第一超声波元件 8a 具有第一隔膜 51a;第二超声波元件组 3b,具备 n (n 为大于 m 的整数)个(图示构成中为 4 个)进行超声波收发的第二超声波元件(第二超声波振子)8b,该第二超声波元件具有面积(俯视观察的面积)小于第一隔膜 51a 的第二隔膜 51b;两个第三超声波元件组 3c、3d,具备 k (k 为大于 m 的整数)个进行超声波收发信息的第三超声波元件(第三超声波振子)8c、8d,分别具有面积(俯视观察时的面积)小于第二隔膜 51b 的第三隔膜 51c、51d。而且,第三超声波元件组的数目也可以为 1。

[0058] 下面分别称第一超声波元件组 3a、第二超声波元件组 3b 以及第三超声波元件组 3c、3d 为“超声波元件组”。另外,分别称第一超声波元件 8a、第二超声波元件 8b 以及第三

超声波元件 8c、8d 为“超声波元件”。另外，分别称第一隔膜 51a、第二隔膜 51b 以及第三隔膜 51c、51d 为“隔膜”。

[0059] 分别配置第一超声波元件组 3a 在左上、第二超声波元件组 3b 在右下、第三超声波元件组 3c 为右上、第三超声波元件组 3d 为左下。而且，并不限于该配置。

[0060] 在此，对第一超声波元件 8a、第二超声波元件 8b 以及第三超声波元件 8c、8d 进行说明，然而，虽然这些超声波元件 8a、8b、8c、8d 为尺寸不同的，但由于基本构成相同，因此以下代表性地对第一超声波元件 8a 进行说明。而且，在图 4、图 5 中，针对第二超声波元件组 3b、第三超声波元件组 3c、3d，分别对与第一超声波元件组 3a 的各部分相对应的各部分用括号书写将末尾从“a”变更为“b”、“c”、“d”的符号，以表示其各部分。

[0061] 如图 4、图 5 所示，第一超声波元件 8a 由第一隔膜 51a 以及压电体（压电元件）7a 构成，设置在基板 2 上。

[0062] 压电体 7a 的形状没有特别限定，在图示的构成中，在俯视观察时形成圆形。而且，作为俯视观察压电体 7a 时的其他形状分别可以列举例如四边形（正方形、长方形）、五角形、六角形等多角形、椭圆形等。而且，对压电体 7a 及其配线在后面进行叙述。

[0063] 另外，在与基板 2 的各第一超声波元件 8a 相对应的部位分别形成用于形成该第一超声波元件 8a 的隔膜 51a 的开口 21。

[0064] 开口 21 的形状没有特别的限定，在图示的构成中，在俯视观察时形成圆形。而且，作为俯视观察开口 21 时的其他形状分别可以列举例如四边形（正方形、长方形）、五角形、六角形等多角形、椭圆形等。

[0065] 于是，在基板 2 上形成支撑膜 5，各开口 21 被支撑膜 5 闭塞。在该支撑膜 5 中，由闭塞开口 21 的部位（区域）即在俯视观察时与支撑膜 5 的开口 21 一致的部位（重叠的部位）即开口对应部位构成第一隔膜 51a。而且，在第一隔膜 51a 上设置有压电体 7a。

[0066] 作为支撑膜 5 的构成材料没有特别的限定，支撑膜 5 例如可以由 SiO_2 层和 ZrO_2 层的层压体（二层结构）、 SiO_2 层等构成。在此， SiO_2 层在基板 2 是 Si 基板时可以通过热氧化处理基板 2 的表面来形成。另外， ZrO_2 层可以通过例如溅射等方法形成在 SiO_2 层上。在此， ZrO_2 层在使用例如 PZT 作为后述的压电体 7a 的压电膜 72a 时是用于防止构成 PZT 的 Pb 扩散至 SiO_2 层的层。另外， ZrO_2 层还具有使对于压电膜 72a 翘曲的弯曲效率提高等效果。

[0067] 如图 5 所示，压电体 7a 具有形成在第一隔膜 51a（支撑膜 5）上的下部电极 71a、形成于下部电极 71a 上的压电膜 72a 以及形成于压电膜 72a 上的上部电极 73a。

[0068] 另外，在下部电极 71a 上例如如图 4 所示连接有在支撑膜 5 上沿 Y 轴方向延伸的下部电极用导线（配线）711a。下部电极用导线 711a 通过形成于支撑膜 5 以及基板 2 的未图示的通孔与电缆 210 电连接。基于此，能够独立驱动第一超声波元件 8a（第一超声波元件组 3a）。而且，同样地能够分别独立驱动第二超声波元件组 3b、第三超声波元件组 3c、3d。

[0069] 另外，第二超声波元件组 3b 中，通过下部电极用导线 711b 以串联方式与各第二超声波元件 8b 电连接。此时，下部电极用导线 711b 介于相邻的两个第二超声波元件 8b 的下部电极 71b 之间，并且，相邻的两个第二超声波元件 8b 的下部电极 71b 通过其下部电极用导线 711b 被电连接。

[0070] 同样，在第三超声波元件组 3c 中，通过下部电极用导线 711c，各第三超声波元件

8c 以串联方式电连接。此时,下部电极用导线 711c 介于相邻的两个第三超声波元件 8c 的下部电极 71c 之间,并且,相邻的两个第三超声波元件 8c 的下部电极 71c 通过其下部电极用导线 711c 被电连接。

[0071] 同样,在第三超声波元件组 3d 中,通过下部电极用导线 711d,各第三超声波元件 8d 以串联方式电连接。此时,下部电极用导线 711d 介于相邻的两个第三超声波元件 8d 的下部电极 71d 之间,并且,相邻的两个第三超声波元件 8d 的下部电极 71d 通过其下部电极用导线 711d 被电连接。

[0072] 另外,在上部电极 73a、73b、73c、73d 例如如图 4 以及图 5 所示连接有在支撑膜 5 上沿 X 轴方向延伸的上部电极用导线 731a。该上部电极用导线 731a 为在 X 轴方向上排列的各第一超声波元件 8a(第一超声波元件组 3a)、各第二超声波元件组 3b、各第三超声波元件组 3c、各第三超声波元件组 3d 的共同的导线,在其端部与例如 GND 连接。基于此,使各超声波元件 8a、8b、8c、8d 的上部电极 73a、73b、73c、73d 接地。

[0073] 而且,也可以与前述相反,将下部电极用导线 711a、711b、711c、711d 连接在 GND 上。

[0074] 作为这些下部电极 71a、上部电极 73a、下部电极用导线 711a、上部电极用导线 731a 的构成材料,只要分别是具有导电性的材料就没有特别的限定,可以使用例如各种金属材料等。另外,下部电极 71a、上部电极 73a、下部电极用导线 711a、上部电极用导线 731a 可以分别为单层,另外,还可以是层压多层而成的层压体。作为具体示例,例如作为下部电极 71a 以及下部电极用导线 711a 可以分别使用 Ti/Ir/Pt/Ti 积压膜,作为上部电极 73a 以及上部电极用导线 731a 可以分别使用 Ir 膜。

[0075] 压电膜 72a 可以通过将例如 PZT(锆钛酸铅:lead zirconate titanate)成膜为膜状来形成。而且,在本实施方式中,作为压电膜 72a 使用 PZT,但如果通过施加电压能够在面内方向上收缩(伸缩)的原材料,则可以使用任何原材料,除了 PZT 之外,还可以使用例如钛酸铅(PbTiO_3)、锆酸铅(PbZrO_3)、钛酸镧铅($(\text{Pb}, \text{La})\text{TiO}_3$)等。

[0076] 在这样的第一超声波元件 8a 中,例如利用装置主体 300(参照图 6、图 7),通过经由电缆 210 在下部电极 71a 和上部电极 73a 之间施加电压,从而使压电膜 72a 在面内方向上伸缩。此时,压电膜 72a 的一个面经由下部电极 71a 与支撑膜 5 接合,并在另外的面上形成上部电极 73a。在此,由于在上部电极 73a 上没有形成其他层,因此压电膜 72a 的支撑膜 5 侧难以伸缩,而上部电极 73a 侧容易伸缩。因此,如果对压电膜 72a 施加电压,则在开口 21 侧出现凸状的弯曲,使第一隔膜 51a 弯曲。因而,通过在压电膜 72a 上施加交流电压,从而第一隔膜 51a 相对膜厚方向振动,超声波通过该第一隔膜 51a 的振动被发送(发信)。

[0077] 发送该超声波时,对压电膜 72a 施加与第一超声波元件 8a 的谐振频率相等或者接近其谐振频率且比谐振频率小的频率的交流电压,以谐振驱动第一超声波元件 8a。基于此,第一隔膜 51a 能够大幅弯曲、发送高输出的超声波。

[0078] 此时,向第一超声波元件 8a 施加的交流电压的频率优选为第一超声波元件 8a 的谐振频率的 0.5 倍以上且 0.9 倍以下。如果所述交流电压的频率比第一超声波元件 8a 的谐振频率的 0.5 倍小,则根据其他条件,有时发送的超声波的输出变小,另外,超声波的波形也容易乱。另外,所述交流电压的频率如果大于第一超声波元件 8a 的谐振频率的 0.9 倍,则根据其他的条件,有时第一超声波元件 8a 容易损坏。

[0079] 另外,用第一超声波元件 8a 接收超声波时,如果超声波被输入至第一隔膜 51a,则第一隔膜 51a 在膜厚方向振动。在第一超声波元件 8a 中,通过该第一隔膜 51a 的振动在压电膜 72a 的下部电极 71a 侧的面和上部电极 73a 侧的面产生电位差,从上部电极 73a 以及下部电极 71a 输出对应于压电膜 72a 的移位量的接收信号(检测信号)(电流)。该信号通过电缆 210 被发送至装置主体 300(参照图 6、图 7),在装置主体 300 中,根据其信号完成指定的信号处理等。基于此,在装置主体 300 上形成、显示超声波图像(电子图像)。

[0080] 另外,在这样的超声波探测器 10 中,通过使从沿 X 轴方向并行地设置的各单位单元 4 发送超声波的定时延迟以错开,从而能够向要求的方向发送超声波的平面波。

[0081] 在此,第一超声波元件 8a 的第一隔膜 51a 的面积为 S_1 、第二超声波元件 8b 的第二隔膜 51b 的面积为 S_2 、第三超声波元件 8c、8d 的第三隔膜 51c、51d 的面积为 S_3 时,虽然如前所述 $S_1 > S_2 > S_3$,但优选 S_2/S_1 为 0.2 以上且 0.8 以下,更优选为 0.3 以上且 0.6 以下。另外, S_3/S_1 优选为 0.1 以上 0.5 以下,更优选为 0.2 以上 0.4 以下。

[0082] 另外,第一超声波元件 8a 的谐振频率为 F_1 、第二超声波元件 8b 的谐振频率为 F_2 、第三超声波元件 8c、8d 的谐振频率的谐振频率为 F_3 时($F_1 < F_2 < F_3$),但优选地,以使 F_3 优选为 F_1 和 F_2 的最小公倍数的方式分别设定 S_1 、 S_2 以及 S_3 。

[0083] 另外,第二超声波元件组 3b 的第二超声波元件 8b 的数量多于第一超声波元件组 3a 的第一超声波元件 8a 的数量。在本实施方式中,第二超声波元件组 3b 具有三个以上、具体而言为四个第二超声波元件 8b。

[0084] 另外,第三超声波元件组 3c、3d 的第三超声波元件 8c、3d 的数量分别多于第二超声波元件组 3b 的第二超声波元件 8b 的数量。在本实施方式中,第三超声波元件组 3c、3d 分别具有四个以上、具体而言为九个超声波元件 8c、3d。

[0085] 而且,第二超声波元件组 3b 的第二超声波元件 8b 的数量只要比第一超声波元件组 3a 的第一超声波元件 8a 的数量多就没有特别的限定,优选为 4 以上且 6 以下。

[0086] 另外,第三超声波元件组 3c、3d 的第三超声波元件组 8c、8d 的数量只要分别比第二超声波元件组 3b 的第二超声波元件 8b 的数量多,则没有特别的限定,优选为 5 以上且 10 以下。

[0087] 另外,第一超声波元件组 3a 的第一隔膜 51a 的面积总和为 A 、第二超声波元件组 3b 的第二隔膜 51b 的面积总和为 B 时, B/A 为 0.9 以上且 1.1 以下。由于超声波元件 8a 的灵敏度取决于隔膜 51a 的面积,基于此第一超声波元件组 3a 的灵敏度以及第二超声波元件组 3b 的灵敏度能够大致相同。因此,所述灵敏度不同时,可以省略合并信号大小所必需的电路,可以简化电路结构。

[0088] 而且, B/A 优选为 0.95 以上且 1.05 以下。此时,由于第一超声波元件组 3a 的噪声电平与第二超声波元件组 3b 的噪声电平的差小,在显示断层图像时不需要进行微调整以比较各自的信号,因此可以进一步简化电路结构。

[0089] 另外,第三超声波元件组 3c、3d 的第三隔膜 51c、51d 的面积总和为 C 时, C/A 为 0.9 以上且 1.1 以下。由此,第一超声波元件组 3a 的灵敏度与第三超声波元件组 3c、3d 的灵敏度能够大致相同。因此,在所述灵敏度不同时可以省略为与信号大小一致而必需的电路,可以简化电路结构。

[0090] 而且, C/A 优选为 0.95 以上且 1.05 以下。此时,由于第一超声波元件组 3a 的噪

声电平和第三超声波元件组 3c 的噪声电平差小,在显示断层图像时不需要进行微调整以比较各自的信号,因此可以进一步简化电路结构。

[0091] 另外,以串联方式电连接第二超声波元件组 3b 的各第二超声波元件 8b 的配线即下部电极用导线 711b 优选被设置为彼此电连接的相邻两个第二超声波元件 8b 间的下部电极用导线 711b 的距离 L_b 的总和最短。基于此,可以使下部电极用导线 711b 中的电压下降减少。

[0092] 在本实施方式中,第二超声波元件组 3b 的各第二超声波元件 8b 如图 3 所示地通过下部电极用导线 711b 被连接,并满足所谓所述距离 L_b 总和最短的要素。

[0093] 同样,以串联方式电连接第三超声波元件组 3c 的各第三超声波元件 8c 的配线即下部电极用导线 711c 优选被设置为彼此电连接的相邻两个第三超声波元件 8c 间的下部电极用导线 711c 的距离 L_c 的总和最短。由此可以使下部电极用导线 711c 中的电压下降减少。

[0094] 在本实施方式中,第三超声波元件组 3c 的各第三超声波元件 8c 如图 3 所示地通过下部电极用导线 711c 被连接为 Z 字形,并满足所谓所述 L_c 距离总和最短的要素。

[0095] 同样,以串联方式电连接第三超声波元件组 3d 的各第三超声波元件 8d 的配线即下部电极用导线 711d 优选被设置为彼此电连接的相邻两个第三超声波元件 8d 间的下部电极用导线 711d 的距离 L_d 的总和最短。基于此,可以使下部电极用导线 711d 中的电压下降减少。

[0096] 在本实施方式中,第三超声波元件组 3d 的各第三超声波元件 8d 如图 3 所示地通过下部电极用导线 711d 被连接为 Z 字形,并满足所谓所述距离 L_d 总和最短的要素。

[0097] 而且,作为所述距离 L_c 、 L_d 的总和最短的下部电极用导线 711c、711d 的图案,除了前面所述之外,还可以列举例如涡旋状等。

[0098] 另外,在以串联方式电连接第二超声波元件组 3b 的各第二超声波元件 8b 的配线即下部电极用导线 711b 中,优选第二超声波元件组 3b 的彼此电连接的相邻两个第二超声波元件 8b 之间的各下部电极用导线 711b 的距离 L_b 全部相同。由此,在第二超声波元件组 3b 中,可以使彼此电连接的相邻两个第二超声波元件 8b 间的超声波的位相差相同,由此能够容易地进行设计。

[0099] 同样,在以串联方式电连接第三超声波元件组 3c 的各第三超声波元件 8c 的配线即下部电极用导线 711c 中,优选第三超声波元件组 3c 的彼此电连接相邻的两个第二超声波元件 8c 之间的各下部电极用导线 711c 的距离 L_c 全部相同。由此,在第三超声波元件组 3c 中,可以使彼此电连接的相邻两个第三超声波元件 8c 间的超声波的位相差相同,由此能够容易地进行设计。

[0100] 同样,在以串联方式电连接第三超声波元件组 3d 的各第三超声波元件 8d 的配线即下部电极用导线 711d 中,优选第三超声波元件组 3d 的彼此电连接的相邻两个第三超声波元件 8d 之间的各下部电极用导线 711d 的距离 L_d 全部相同。由此,在第三超声波元件组 3d 中,可以使彼此电连接的相邻两个第三超声波元件 8d 间的超声波的位相差相同,由此能够容易地进行设计。

[0101] 另外,优选距离 L_c 与距离 L_d 相同。基于此,能够使第三超声波元件组 3c 的彼此电连接的相邻两个第三超声波元件 8c 间的超声波位相差与第三超声波元件组 3d 的彼此电

连接的相邻两个第三超声波元件 8d 间的超声波位相差相同,从而能够容易地进行设计。

[0102] 另外,优选距离 Lb 与距离 Lc、Ld 为相同。基于此,能够使第二超声波元件组 3b 的彼此电连接的相邻两个第二超声波元件 8b 间的超声波位相差、第三超声波元件组 3c 的彼此电连接的相邻两个第三超声波元件 8c 间的超声波位相差以及第三超声波元件组 3d 的彼此电连接的相邻两个第三超声波元件 8d 间的超声波位相差相同,基于此,能够容易地进行设计。

[0103] 在此,所述的“距离相同”不仅是完全一致的情况,还包含大致相同的情况或者实际上相同的情况。

[0104] 其次,对将超声波探测器 10 应用到后述诊断装置 100 情况下的使用例进行说明。

[0105] 此时,针对不使用第三超声波元件组 3d,而是在发送超声波过程中从第一超声波元件组 3a、第二超声波元件组 3b 以及第三超声波元件组 3c 中任选一个来使用,在超声波的接收过程中从第一超声波元件组 3a、第二超声波元件组 3b 以及第三超声波元件组 3c 中任选一个来使用,作为显示模式,使用 B(Brightness: 亮度)模式、谐波模式的任一个的情况进行说明。而且,还可以使用第三超声波元件组 3d 来代替第三超声波元件组 3c。另外,还可以使用第三超声波元件组 3c、第三超声波元件组 3d 两者。

[0106] B 模式是变更接收的超声波强度为亮度(进行亮度调制)从而进行图像显示的显示模式。

[0107] 另外,超声波在活体内行进时,根据在活体行进的超声波的速度的差异,波形翘曲,产生相对于已发送的超声波的高谐波成分。谐波模式是接收相对于已发送的超声波的高谐波、进行图像显示的显示模式。通常,在谐波模式中,接收具有发送的超声波即基本波的两倍频率的第二高谐波或者具有三倍频率的第三高谐波。而且,在诊断远距离的部位时,因为难以生成高谐波,因此不使用谐波模式。在该谐波模式过程中,因为接收高谐波,所以能够使灵敏度提高,得到良好的超声波图像。

[0108] 另外,第一超声波元件组 3a 的谐振频率为 1.00MHz、第二超声波元件组 3b 的谐振频率为 1.5MHz、第三超声波元件组 3c、3d 的谐振频率分别为 3.00MHz。

[0109] 而且,第一超声波元件组 3a 的谐振频率的 0.5 倍~0.9 倍为 0.50MHz~0.90MHz。另外,第二超声波元件组 3b 的谐振频率的 0.5 倍~0.9 倍为 0.75MHz~1.35MHz。另外,第三超声波元件组 3c、3d 的谐振频率的 0.5 倍~0.9 倍分别为 1.5MHz~2.70MHz。

[0110] 另外,在下述说明中,所谓远距离为大于 200mm 且 300mm 以下,所谓中距离为大于 50mm 且 200mm 以下,所谓近距离为 50mm 以下。

[0111] 首先,在该超声波探测器 10 中,通过变更发送超声波的超声波元件组和接收超声波的超声波元件组的组合,能够以多种频率收发超声波,能够得到使用了多个频率的超声波的多种超声波图像。因此,在诊断近距离、中距离、远距离的部位过程中,可以不交换超声波探测器 10,而分别使用该超声波探测器 10 进行诊断。基于此,能够减轻操作者的麻烦。

[0112] 在诊断近距离的部位时,例如通过能够产生频率高的超声波的第三超声波元件组 3c 发送超声波,并通过第一超声波元件组 3c 接收超声波。基于此,分辨率提高,能够得到良好的近距离部位的图像。

[0113] 另外,在诊断远距离部位时,例如通过第一超声波元件组 3a 或者第二超声波元件组 3b 发送超声波,并通过第一超声波元件组 3a、第二超声波元件组 3b 或者第三超声波元件

组 3c 接收超声波。基于此,能够得到良好的远距离部位的图像。

[0114] 另外,例如通过使用谐波模式,并利用第二超声波元件组 3b 或者第三超声波元件组 3c 接收超声波,能够得到良好的中距离、远距离部位的图像。

[0115] 接着,根据下表 1 说明具体示例。

[0116] 表 1

[0117]

	发送的超声波 元件组	接收的超声波 元件组	模式	范围	发送频率 (MHz)	接收频率 (MHz)
结构 1	3a	3a	B 模式	远距离	0.60	0.60
结构 2	3a	3a	B 模式	远距离	0.75	0.75
结构 3	3a	3a	B 模式	中距离	0.90	0.90
结构 4	3a	3b	谐波模式	远距离	0.60	1.20
结构 5	3a	3b	谐波模式	中距离	0.75	1.50
结构 6	3a	3c	谐波模式	远距离	0.60	1.80
结构 7	3b	3b	B 模式	中距离	0.90	0.90
结构 8	3b	3a	B 模式	中距离	0.90	0.90
结构 9	3b	3b	B 模式	中距离	1.20	1.20
结构 10	3b	3b	B 模式	中距离	1.35	1.35
结构 11	3b	3c	谐波模式	远距离	1.20	2.40
结构 12	3b	3c	谐波模式	远距离	1.35	2.70
结构 13	3b	3c	谐波模式	远距离	1.00	3.00
结构 14	3c	3c	B 模式	近距离	1.80	1.80
结构 15	3c	3c	B 模式	近距离	2.40	2.40
结构 16	3c	3c	B 模式	近距离	2.70	2.70

[0118] 如所述表 1 所示,结构 1 为 B 模式,用第一超声波元件组 3a 发送超声波,用第一超声波元件组 3a 接收超声波。这是在诊断远距离部位的情况下使用。发送的超声波频率例如是 0.60MHz,接收的超声波频率例如是 0.60MHz。

[0119] 结构 2 是 B 模式,用第一超声波元件组 3a 发送超声波,第一超声波元件组 3a 接收超声波。这是在诊断远距离部位的情况下使用。发送的超声波的频率例如是 0.75MHz,接收的超声波的频率例如是 0.75MHz。

[0120] 结构 3 是 B 模式,用第一超声波元件组 3a 发送超声波,第一超声波元件组 3a 接收超声波。这是在诊断中距离部位的情况下使用。发送的超声波的频率例如是 0.90MHz,接收的超声波的频率例如是 0.90MHz。

[0121] 结构 4 是谐波模式,用第一超声波元件组 3a 发送超声波,用第二超声波元件组 3b 接收超声波。这是在诊断远距离部位的情况下使用。发送的超声波频率例如是 0.60MHz,接收的超声波的频率例如是 1.20MHz。

[0122] 结构 5 是谐波模式,用第一超声波元件组 3a 发送超声波,用第二超声波元件组 3b 接收超声波。这是在诊断中距离部位的情况下使用。发送的超声波的频率例如是 0.75MHz,接收的超声波的频率例如是 1.50MHz。

[0123] 结构 6 是谐波模式,用第一超声波元件组 3a 发送超声波,第三超声波元件组 3c 接收超声波。这是在诊断远距离部位的情况下使用。发送的超声波的频率例如是 0.60MHz,接收的超声波的频率例如是 1.80MHz。

[0124] 结构 7 是 B 模式,用第二超声波元件组 3b 发送超声波,用第二超声波元件组 3b 接收超声波。这是在诊断中距离部位的情况下使用。发送的超声波的频率例如是 0.90MHz,接收的超声波的频率例如是 0.90MHz。

[0125] 结构 8 是 B 模式,用第二超声波元件组 3b 发送超声波,用第一超声波元件组 3a 接收超声波。这是在诊断中距离部位的情况下使用。发送的超声波的频率例如是 0.90MHz,接收的超声波的频率例如是 0.90MHz。

[0126] 结构 9 是 B 模式,用第二超声波元件组 3b 发送超声波,第二超声波元件组 3b 接收超声波。这是在诊断中距离部位的情况下使用。发送的超声波的频率例如是 1.20MHz,接收的超声波的频率例如是 1.20MHz。

[0127] 结构 10 是 B 模式,用第二超声波元件组 3b 发送超声波,用第二超声波元件组 3b 接收超声波。这是在诊断中距离部位的情况下使用。发送的超声波的频率例如是 1.35MHz,接收的超声波的频率例如是 1.35MHz。

[0128] 结构 11 是谐波模式,用第二超声波元件组 3b 发送超声波,用第三超声波元件组 3c 接收超声波。这是在诊断远距离部位的情况下使用。发送的超声波的频率例如是 1.20MHz,接收的超声波的频率例如是 2.40MHz。

[0129] 结构 12 是谐波模式,用第二超声波元件组 3b 发送超声波,用第三超声波元件组 3c 接收超声波。这是在诊断远距离部位的情况下使用。发送的超声波的频率例如是 1.35MHz,接收的超声波的频率例如是 2.70MHz。

[0130] 结构 13 是谐波模式,用第二超声波元件组 3b 发送超声波,用第三超声波元件组 3c 接收超声波。这是在诊断远距离部位的情况下使用。发送的超声波的频率例如是 1.00MHz,接收的超声波的频率例如是 3.00MHz。

[0131] 结构 14 是 B 模式,用第三超声波元件组 3c 发送超声波,用第三超声波元件组 3c 接收超声波。这是在诊断近距离部位的情况下使用。发送的超声波的频率例如是 1.80MHz,接收的超声波的频率例如是 1.80MHz。

[0132] 结构 15 是 B 模式,用第三超声波元件组 3c 发送超声波,用第三超声波元件组 3c 接收超声波。这是在诊断近距离部位的情况下使用。发送的超声波的频率例如是 2.40MHz,接收的超声波的频率例如是 2.40MHz。

[0133] 结构 16 是 B 模式,用第三超声波元件组 3c 发送超声波,用第三超声波元件组 3c 接收超声波。这是诊断近距离部位的情况下使用。发送的超声波的频率例如是 2.70MHz,接收的超声波的频率例如是 2.70MHz。

[0134] 而且,在前面叙述中,对在超声波的发送过程中从第一超声波元件组 3a、第二超声波元件组 3b 和第三超声波元件组 3c 中选择任一个来使用、在超声波的接收过程中从第一超声波元件组 3a、第二超声波元件组 3b 和第三超声波元件组 3c 中选择任一个来使用的情况进行说明,然而并不限于此,在超声波的发送过程中,还可以从第一超声波元件组 3a、第二超声波元件组 3b 和第三超声波元件组 3c 中选择任意两个来使用,或者还可以使用全部。另外,在接收超声波的过程中,还可以从第一超声波元件组 3a、第二超声波元件组 3b 和第三超声波元件组 3c 中选择任意两个来使用,或者还可以全部使用。

[0135] <超声波换能器的变形例>

[0136] 在上述实施方式的超声波换能器 1 中,第一超声波元件组 3a 的超声波元件 8a 的数量为 1 个,其数量也可以为 2 个,或者还可以为 3 个以上。在此,对超声波换能器 1 的第一超声波元件组 3a 的第一超声波元件 8a 的数量为 3 个以上的情况进行说明。

[0137] 首先,以串联方式电连接第一超声波元件组 3a 的各第一超声波元件 8a 的配线即

下部电极用导线 711a 优选被设置为彼此电连接的相邻两个第一超声波元件 8a 间的下部电极用导线 711a 的距离总和最短。基于此,能够使下部电极用导线 711a 中的电压下降减少。

[0138] 另外,在以串联方式电连接第一超声波元件组 3a 的各第一超声波元件 8a 的配线即下部电极用导线 711a 中,优选第一超声波元件组 3a 的彼此电连接的相邻两个第一超声波元件 8a 间的各下部电极用导线 711a 的距离全部相同。基于此,在第一超声波元件组 3a 中,能够使彼此电连接的相邻两个第一超声波元件 8a 间的超声波位相差相同,基于此,能够容易地进行设计。

[0139] 另外,优选第一超声波元件组 3a 的彼此电连接的相邻两个第一超声波元件 8a 间的各下部电极用导线 711a 的距离、距离 Lb、距离 Lc、距离 Ld 相同。基于此,能够使第一超声波元件组 3a 的彼此电连接的相邻两个第二超声波元件 8a 间的超声波位相差、第二超声波元件组 3b 的彼此电连接的相邻两个第二超声波元件 8b 间的超声波位相差、第三超声波元件组 3c 的彼此电连接的相邻两个第三超声波元件 8c 间的超声波位相差以及第三超声波元件组 3d 的彼此电连接的相邻两个第三超声波元件 8d 间的超声波位相差相同,基于此,能够容易地进行设计。

[0140] 以上说明的超声波探测器 10 或超声波换能器 1 可以适当地应用于诊断装置等各种电子设备。以下,作为电子设备的实施方式,以诊断装置的实施方式为代表进行说明。

[0141] <诊断装置的实施方式>

[0142] 图 6 是示出本发明的诊断装置的实施方式的立体图,图 7 是示出本发明的诊断装置的实施方式的模块图。

[0143] 如图 6 以及图 7 所示,诊断装置 100 具有上述超声波探测器 10 以及经由电缆 210 与超声波探测器 10 电连接的装置主体 300。

[0144] 装置主体 300 具备控制部(控制单元)310、驱动信号产生部 320、检测信号处理部 330、图像信号处理部 340 以及图像显示部(显示单元)350。而且,由检测信号处理部 330 以及图像信号处理部 340 构成信号处理部。

[0145] 控制部 310 由例如微型计算机等构成,进行驱动信号产生部 320、图像信号处理部 340 等、装置主体 300 整体的控制。另外,图像显示部 350 由例如 CRT、LCD 等显示装置构成。

[0146] 接着,对诊断装置 100 的动作进行说明。

[0147] 在检查时,将超声波探测器 10 的声匹配部 6 的表面与检查对象即活体抵接,并使诊断装置 100 动作。

[0148] 首先,控制部 310 对驱动信号产生部 320 输出发送命令,则驱动信号产生部 320 分别在指定的时机对各超声波元件 8 发送驱动其超声波元件 8 的驱动信号。基于此,各超声波元件 8 分别在指定的时机驱动。基于此,从超声波探测器 10 的超声波换能器 1 发送超声波。

[0149] 被发送的超声波传播至活体内部,在活体内的指定部位反射后的超声波被输入至超声波探测器 10 的超声波换能器 1。

[0150] 然后,从超声波换能器 1 输出与已输入的超声波相对应的检测信号。该检测信号经由电缆 210 被发送至装置主体 300 的检测信号处理部 330,并在检测信号处理部 330 中,实施指定的信号处理,通过检测信号处理部 330 所包含的未图示的 A/D 转换器转换为数字信号。

[0151] 从检测信号处理部 330 输出的数字信号被输入至图像信号处理部 340,与帧定时信号同步地作为面数据依次存储到图像信号处理部 340 所包含的未图示的主存储部。图像信号处理部 340 根据各面数据在重新构成二维或者三维图像数据的同时,对图像数据实施例如插补(内插)、响应增强处理、灰度处理等图像处理。实施图像处理后的图像数据被记忆在图像信号处理部 340 所包含的未图示的二次存储部中。

[0152] 然后,实施图像处理的图像数据从图像信号处理部 340 的二次存储部中被读出,并输入至图像显示部 350。图像显示部 350 根据图像数据显示图像。医师等医疗工作者观看所述图像显示部 350 所显示的图像进行诊断。

[0153] 以上根据图示的实施方式说明了本发明的超声波换能器、超声波探测器、诊断装置以及电子设备,然而本发明并不限于此,各部的构成可以置换为具有同样功能的任意构成。另外,本发明中还可以附加其他任意构成物。

[0154] 而且,在所述实施方式中,二维地配置单位单元,然而在本发明中并不限于此,单位单元还可以配置为例如一维。

[0155] 另外,在所述实施方式中,单位单元的数目为复数,然而在本发明中并不限于此,单位单元的数目也可以为单数。

[0156] 另外,在所述实施方式中,单位单元具有隔膜面积不同的三种(三个大小)的超声波元件组,然而在本发明中并限于此,单位单元还可以具有例如隔膜面积不同的两种(两个大小)的超声波元件组,另外,还可以具有隔膜面积不同的四种以上(四个以上的大小)的超声波元件组。

[0157] 另外,在所述实施方式中,第一超声波元件组的超声波元件的数量为单数,然而在本发明中并不限于此,第一超声波元件组的超声波元件的数量也可以为复数。此时,第一超声波元件组的各第一超声波元件被以串联方式电连接。

[0158] 另外,在本发明中,超声波换能器(超声波探测器)并不限定为以接触检查对象的方式使用的接触型传感器,也可以是适用于以不接触检查对象的方式使用的接近传感器之类的非接触型传感器。

[0159] 符号说明

[0160] 1、超声波换能器,2、基板,21、开口,

[0161] 3a、第一超声波元件组,3b、第二超声波元件组,

[0162] 3c、3d 第三超声波元件组,4、单位单元,

[0163] 5、支撑膜,51a、第一隔膜,51b、第二隔膜、

[0164] 51c、51d 第三隔膜,6、声匹配部,

[0165] 7a、7b、7c、7d 压电体,71a、71b、71c、71d、下部电极,

[0166] 711a、711b、711c、711d、下部电极用导线,

[0167] 72a、72b、72c、72d 压电膜,73a、73b、73c、73d 上部电极,

[0168] 731a 上部电极用导线,8a 第一超声波元件,8b 第二超声波元件,

[0169] 8c、8d 第三超声波元件,10 超声波探测器,100 诊断装置,

[0170] 200 框体,210 电缆,300 装置主体,310 控制部,

[0171] 320 驱动信号产生部,330 检测信号处理部,

[0172] 340 图像信号处理部,350 图像显示部

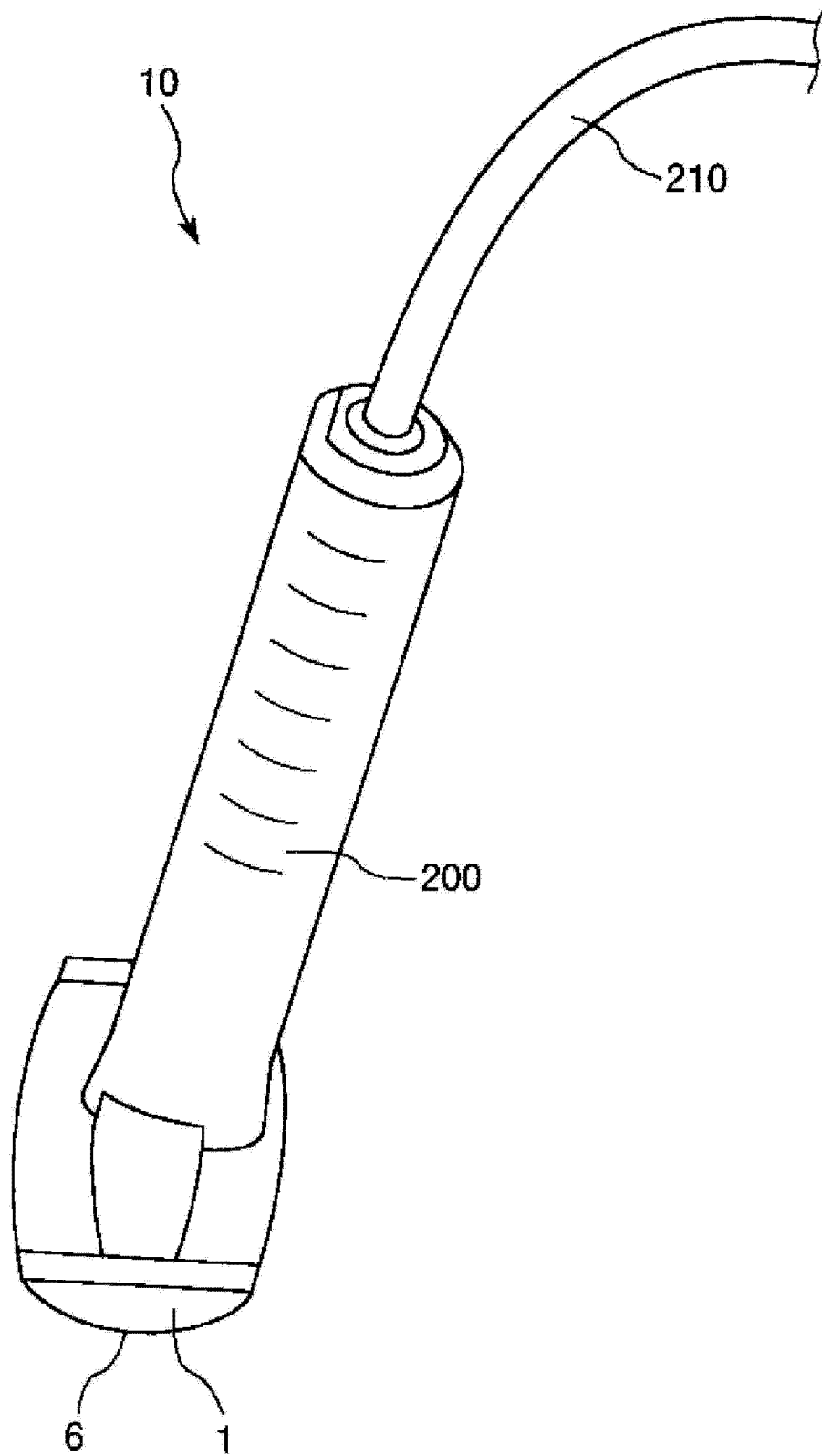


图 1

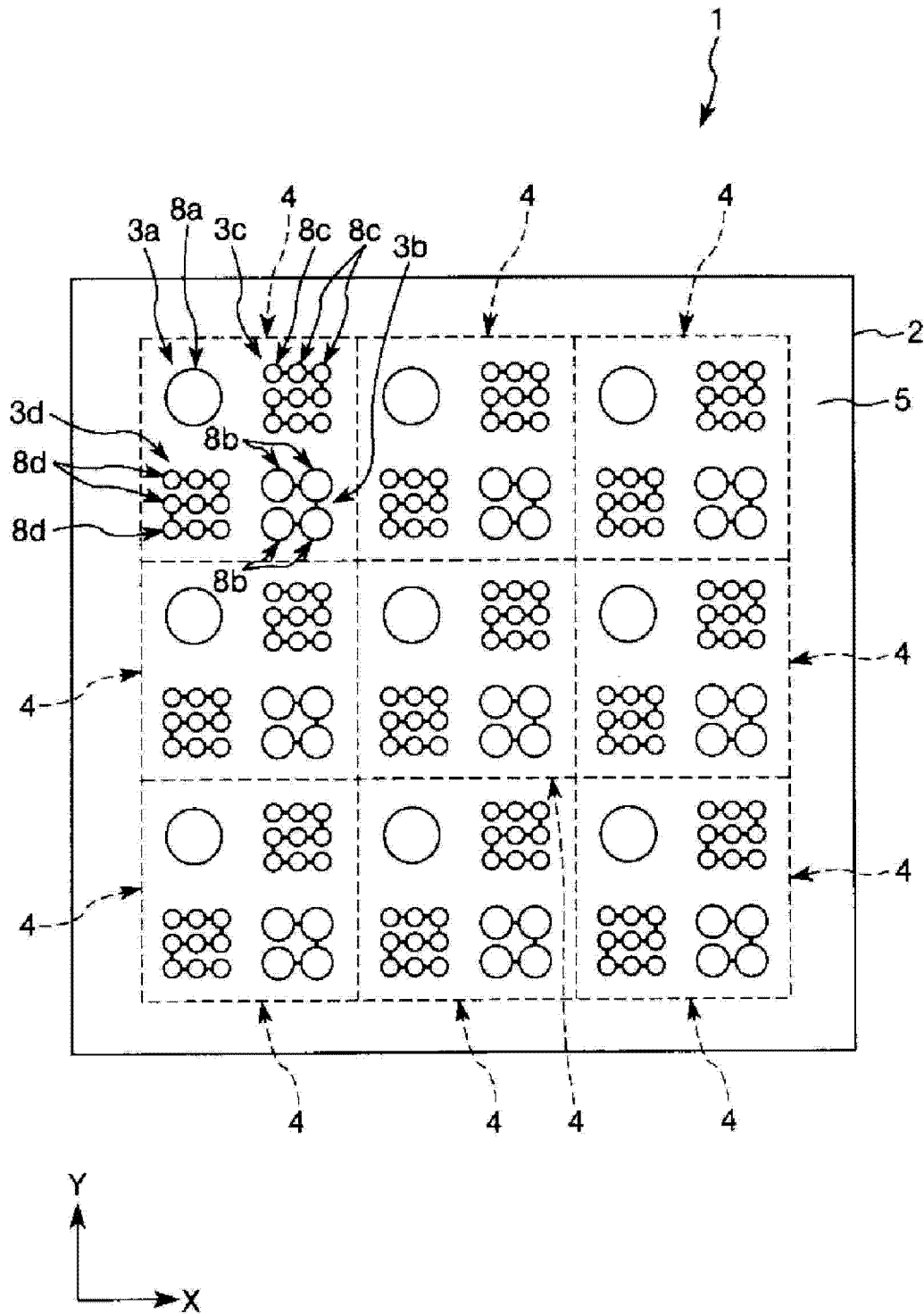


图 2

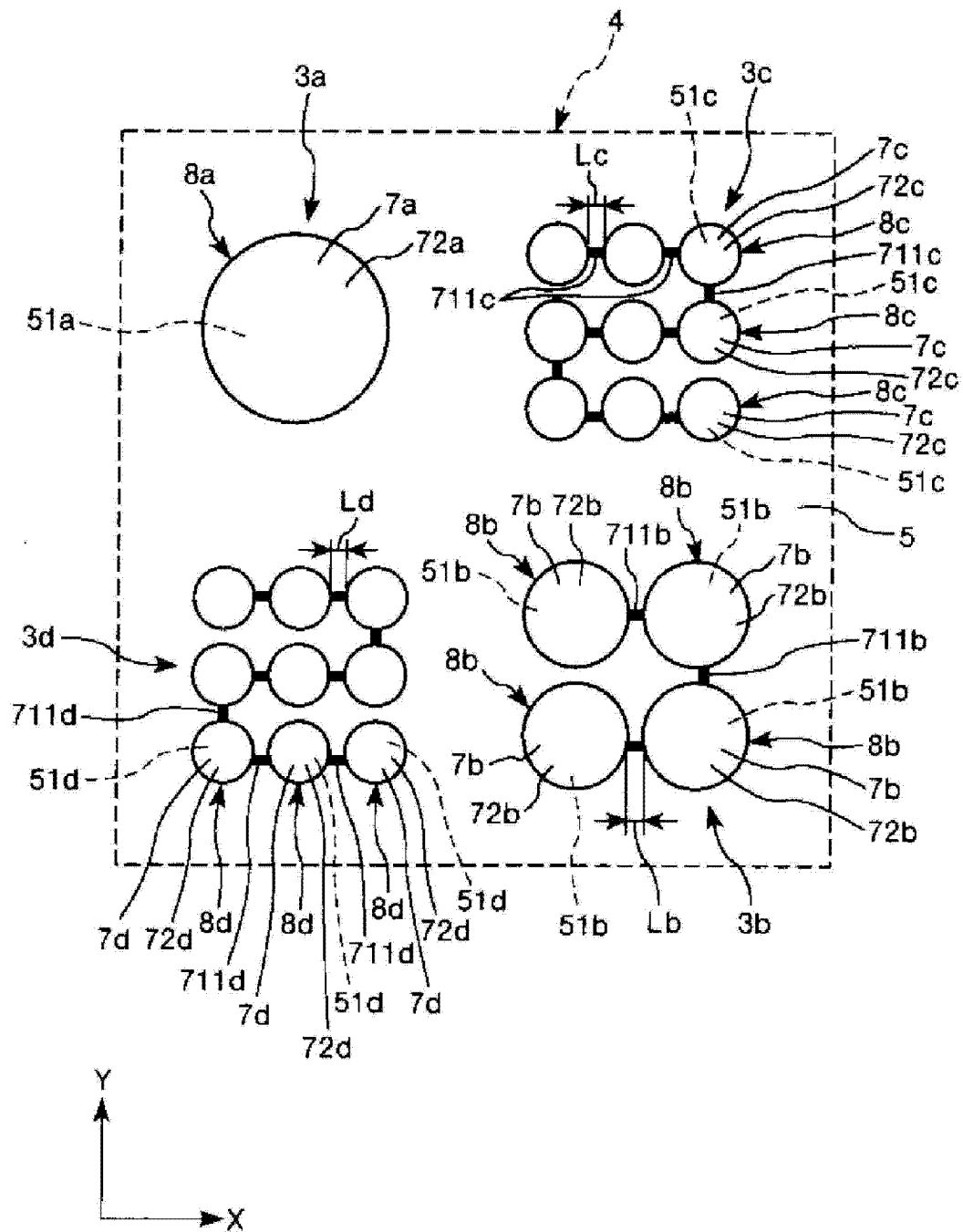


图 3

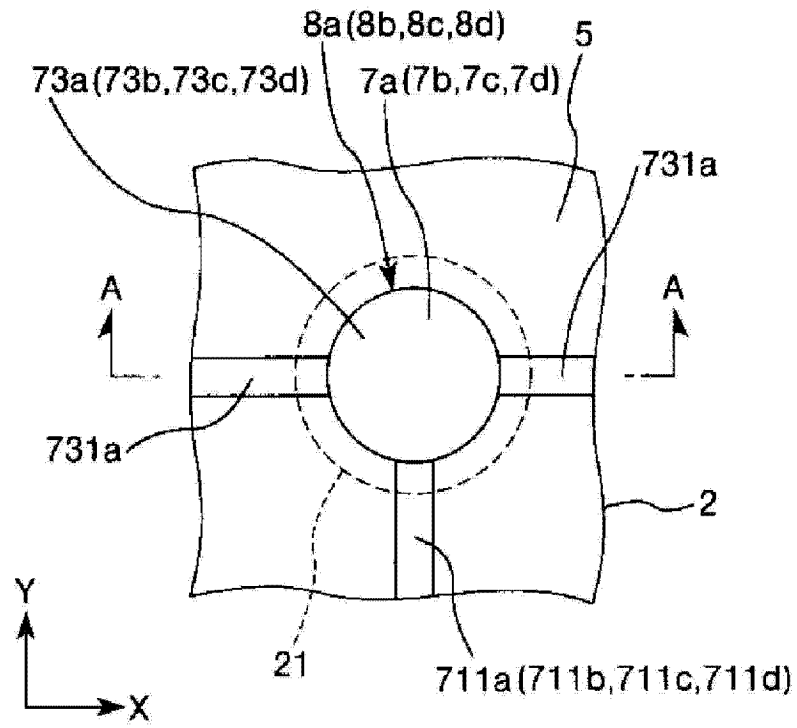


图 4

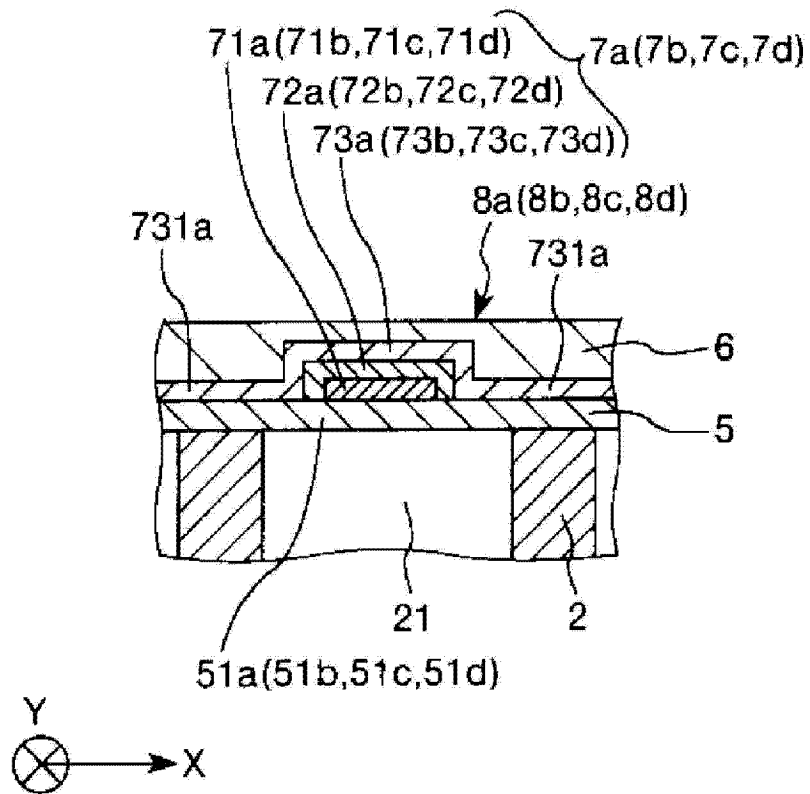


图 5

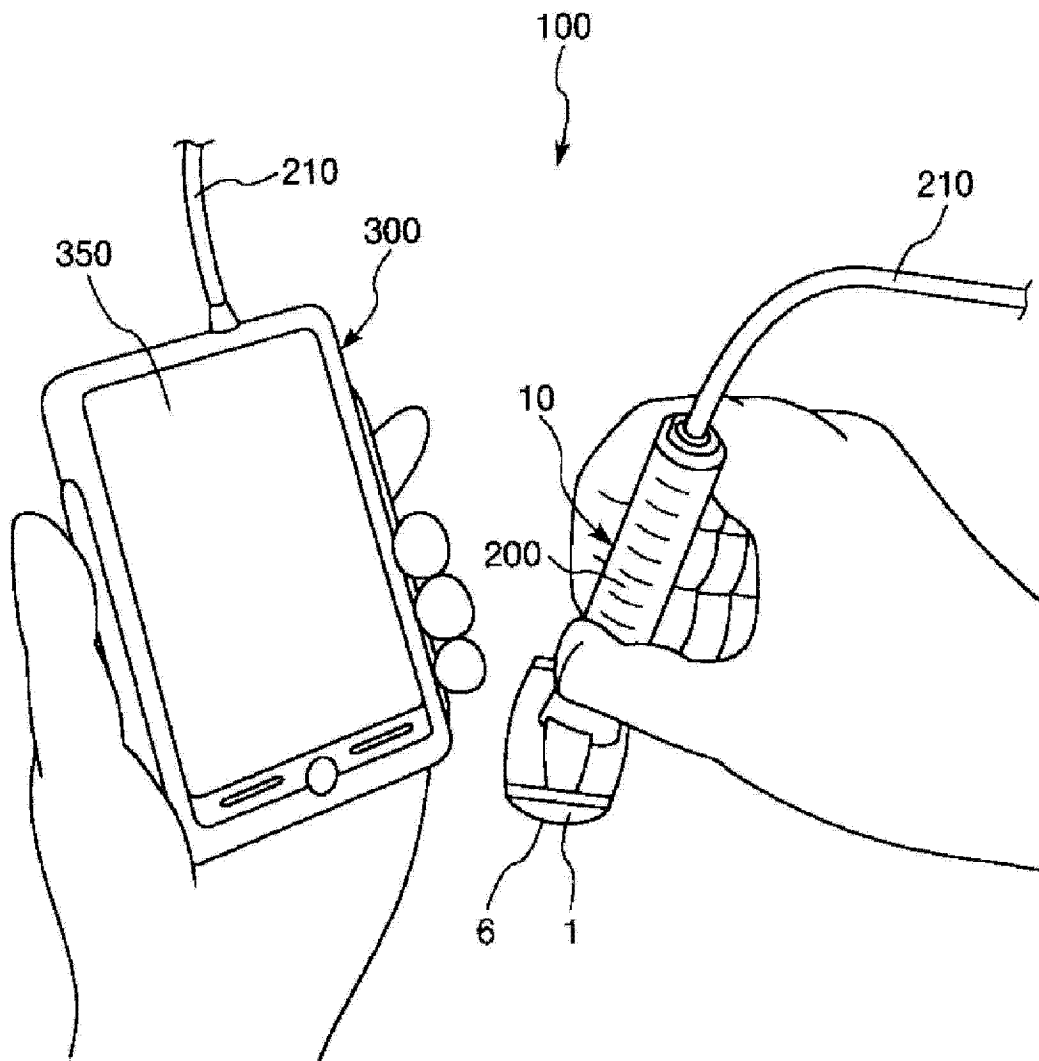


图 6

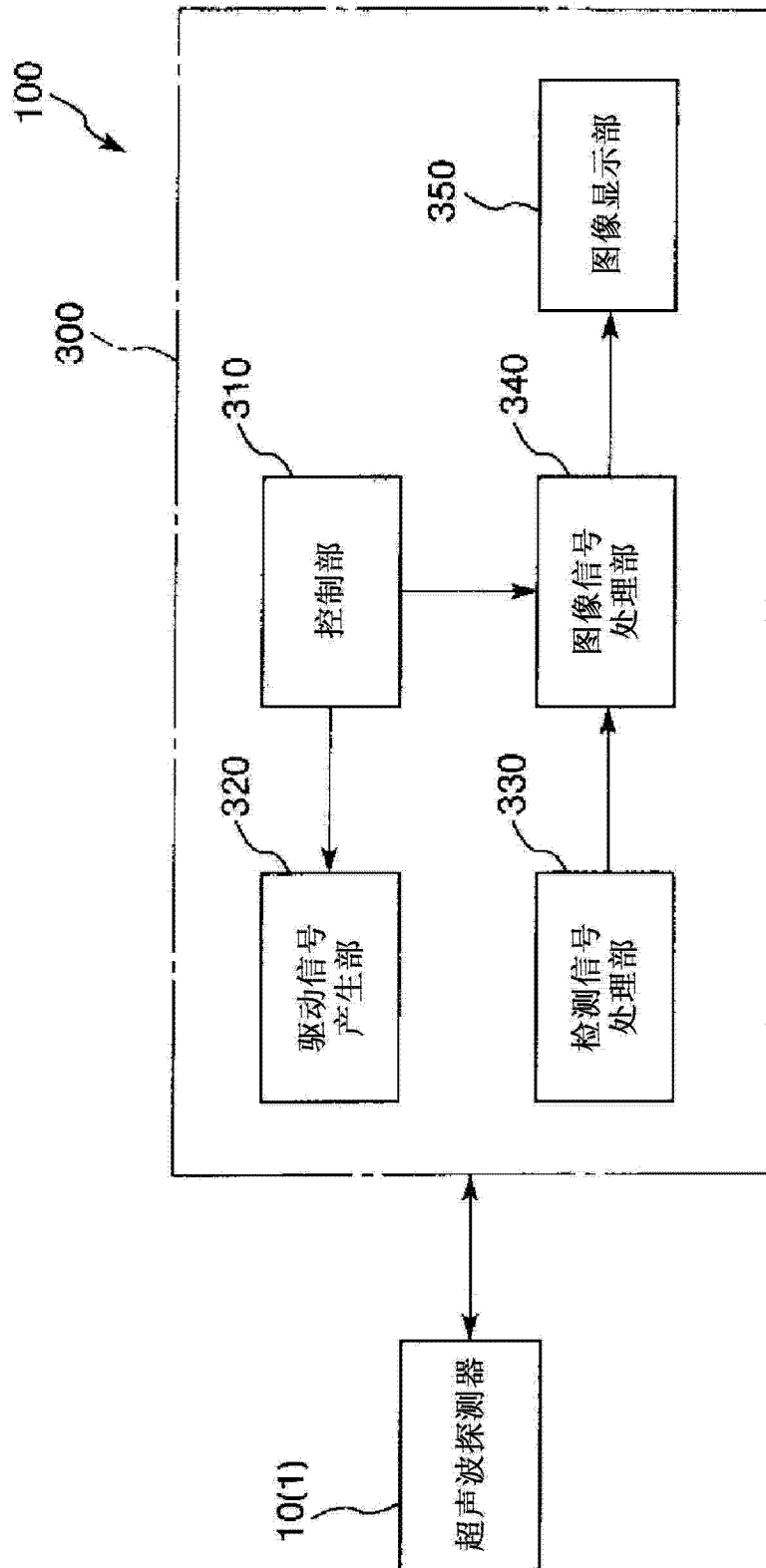


图 7

专利名称(译)	超声波换能器、超声波探测器、诊断装置以及电子设备		
公开(公告)号	CN103417246A	公开(公告)日	2013-12-04
申请号	CN201310190431.4	申请日	2013-05-21
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
[标]发明人	鹤野次郎		
发明人	鹤野次郎		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	B06B1/0607 A61B8/4494 B06B1/0629		
代理人(译)	余刚		
优先权	2012115321 2012-05-21 JP		
其他公开文献	CN103417246B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波换能器、超声波探测器、诊断装置以及电子设备。该超声波探测器具有:m个第一超声波元件,具有第一隔膜,并进行超声波的收发,m为1以上的整数;以及n个第二超声波元件,具有面积小于所述第一隔膜的所述第二隔膜,并进行超声波的收发,n为大于m的整数,所述n个第二超声波元件被以串联方式电连接,当所述m个第一超声波元件的所述第一隔膜的面积的总和为A、所述n个第二超声波元件的所述第二隔膜的面积的总和为B时,B/A为0.9以上且1.1以下。

