



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104688267 A

(43) 申请公布日 2015. 06. 10

(21) 申请号 201410749398. 9

(22) 申请日 2014. 12. 09

(30) 优先权数据

10-2013-0152167 2013. 12. 09 KR

(71) 申请人 三星麦迪森株式会社

地址 韩国江原道洪川郡

(72) 发明人 具真浩 李元熙 金载益

(74) 专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司 11286

代理人 韩芳 薛义丹

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

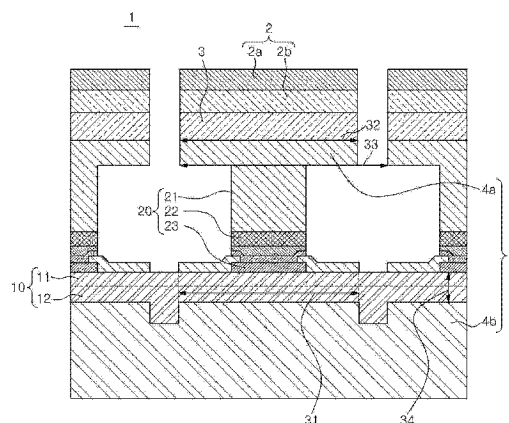
权利要求书2页 说明书9页 附图7页

(54) 发明名称

超声波诊断仪器及其制造方法

(57) 摘要

公开了一种超声波诊断仪器及其制造方法。所述超声波诊断仪器包括：匹配层；至少一个换能器，设置在匹配层的下表面处以产生超声波；第一吸声层，设置在换能器的下表面处，以将超声波产生信号发送到换能器；控制器，设置在第一吸声层的下表面处以控制换能器的运行，控制器具有形成在控制器的下表面中的凹陷；以及第二吸声层，设置在控制器的下表面处并具有形成在第二吸声层的上表面处的插入件，插入件与控制器的凹陷对应。



1. 一种超声波诊断仪器,所述超声波诊断仪器包括:
匹配层;
至少一个换能器,设置在匹配层的下表面处以产生超声波;
第一吸声层,设置在换能器的下表面处,以将超声波产生信号发送到换能器;
控制器,设置在第一吸声层的下表面处以控制换能器的运行,控制器具有形成在控制器的下表面中的凹陷;以及
第二吸声层,设置在控制器的下表面处,并且具有形成在第二吸声层的上表面处的插入件,插入件与控制器的凹陷对应。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断仪器,其中,第一吸声层包括导电材料。
3. 根据权利要求1所述的超声波诊断仪器,其中,第二吸声层包括碳同素异形体或者碳同素异形体和金属的复合物。
4. 根据权利要求1所述的超声波诊断仪器,其中,第二吸声层包括交替布置的导热材料和吸声材料。
5. 根据权利要求1所述的超声波诊断仪器,其中,插入件具有圆柱形、半球形、四面体形、五面体形和六面体形中的一种形状。
6. 根据权利要求1所述的超声波诊断仪器,其中,所述至少一个换能器包括矩阵阵列、线性阵列、凸阵列或凹阵列的形式多个换能器,
其中,控制器包括多个开关元件以控制相应的换能器,开关元件采取矩阵阵列、线性阵列、凸阵列或凹阵列的形式。
7. 根据权利要求6所述的超声波诊断仪器,其中,每个开关元件的宽度等于或大于被开关元件控制的换能器中的对应的换能器的宽度。
8. 根据权利要求6所述的超声波诊断仪器,其中,每个开关元件的宽度等于或小于被开关元件控制的换能器中的对应的换能器的宽度与在对应的换能器和位于所述对应的换能器一侧的另一换能器之间的间隙的总和。
9. 根据权利要求6所述的超声波诊断仪器,其中,每个开关元件的厚度具有通过被开关元件控制的换能器中的对应的换能器所产生的超声波的波长除以偶数获得的值。
10. 一种制造超声波诊断仪器的方法,所述方法包括:
设置匹配层;
在匹配层的下表面处设置至少一个换能器;
在换能器的下表面处设置第一吸声层;
在控制器的下表面中形成凹陷;
在第一吸声层的下表面处设置控制器;
在第二吸声层的上表面处形成插入件,插入件与控制器的凹陷对应;以及
在控制器的下表面处设置第二吸声层。
11. 根据权利要求10所述的方法,其中,形成在第二吸声层的上表面处的插入件具有圆柱形、半球形、四面体形、五面体形和六面体形中的一种形状。
12. 根据权利要求10所述的方法,所述方法还包括:
以矩阵阵列、线性阵列、凸阵列或凹阵列的形式布置多个换能器;以及
形成控制器,使得控制器包括多个开关元件以控制相应的换能器。

13. 根据权利要求 12 所述的方法, 其中, 每个开关元件的宽度等于或大于被开关元件控制的换能器中的对应的换能器的宽度。

14. 根据权利要求 12 所述的方法, 其中, 每个开关元件的宽度等于或小于被开关元件控制的换能器中的对应的换能器的宽度与在对应的换能器和位于所述对应的换能器一侧的另一换能器之间的间隙的总和。

15. 根据权利要求 12 所述的方法, 其中, 每个开关元件的厚度具有通过被开关元件控制的换能器中的对应的换能器所产生的超声波的波长除以偶数获得的值。

超声波诊断仪器及其制造方法

技术领域

[0001] 本发明的实施例涉及一种超声波诊断仪器和制造该超声波诊断仪器的方法,所述超声波诊断仪器通过散热器的增大的表面积获得增强的散热效率,并且还通过其封装结构获得提高的耐用性。

背景技术

[0002] 超声波诊断仪器是一种将超声信号从对象的身体表面发送到身体内部区域并且利用关于反射的超声信号(超声回声信号)的信息以无创的方式获得软组织或血流的断层图像的装置。与诸如X射线诊断设备、X射线计算断层(CT)扫描仪、核磁共振成像(MRI)设备、核医疗诊断设备等的其他诊断成像设备相比,超声波诊断仪器小且便宜、能够进行实时图像显示并且由于较少的X射线暴露而展现高安全性。因为这些优势,超声波诊断仪器已经被广泛地用于心脏、腹腔、泌尿系统和妇产科疾病的诊断。

[0003] 为了获得对象的超声图像,典型的超声波诊断仪器包括将超声信号发送到对象并接收从对象反射的超声回声信号的换能器,以获得对象的超声图像。

[0004] 更具体地讲,超声波诊断仪器可以包括:换能器,用于通过压电材料的振动来实现电信号和声信号之间的内部转换;匹配层,用于减少换能器和对象之间的声阻抗差,以允许在换能器中产生的超声波以最大程度发送到对象;透镜层,用于在特定点上校准超声波向换能器前方运动;以及吸声层,用于防止超声波向换能器后方运动,以防止图像失真。

[0005] 近来,包括在超声波诊断仪器中的小尺寸和高性能的换能器引发了热的产生,因此已经展开了对用于防止热向超声波诊断仪器前方传递的热传递的研究或者对超声波诊断仪器的冷却的研究。

发明内容

[0006] 本发明的一方面提供了一种超声波诊断仪器和一种制造超声波诊断仪器的方法,该超声波诊断仪器具有其中插入件形成在控制器的下表面处、凹陷形成在第二吸声层的上表面处、凹陷与控制器的插入件对应的封装结构。

[0007] 本发明的附加方面将在下面的描述中部分地阐述,并且部分地,将根据该描述是明显的,或者可以通过本发明的实践而明了。

[0008] 根据一个实施例,一种超声波诊断仪器包括:匹配层;至少一个换能器,设置在匹配层的下表面处以产生超声波;第一吸声层,设置在换能器的下表面处,以将超声波产生信号发送到换能器;控制器,设置在第一吸声层的下表面处以控制换能器的运行,控制器具有形成在控制器的下表面中的凹陷;以及第二吸声层,设置在控制器的下表面处,并且具有形成在第二吸声层的上表面处的插入件,插入件与控制器的凹陷对应。

[0009] 插入件可以具有圆柱形、半球形、四面体形、五面体形和六面体形中的一种形状。

[0010] 所述至少一个换能器可以包括矩阵阵列、线性阵列、凸阵列或凹阵列的形式的多个换能器。

[0011] 控制器可以包括多个半导体元件以控制相应的换能器, 半导体元件采取矩阵阵列、线性阵列、凸阵列或凹阵列的形式。

[0012] 每个开关元件的宽度可以等于或大于被半导体元件控制的换能器中的对应的换能器的宽度, 并且可以等于或小于被半导体元件控制的换能器中的对应的换能器的宽度与在对应的换能器和位于所述对应的换能器一侧的另一换能器之间的间隙的总和。

[0013] 每个半导体元件的厚度可以具有通过被半导体元件控制的换能器中的对应的换能器所产生的超声波的波长除以偶数来获得的值。

[0014] 根据另一个实施例, 一种制造超声波诊断仪器的方法包括: 设置匹配层; 在匹配层的下表面处设置至少一个换能器; 在换能器的下表面处设置第一吸声层; 在控制器的下表面中形成凹陷; 在第一吸声层的下表面处设置控制器; 在第二吸声层的上表面处形成插入件, 插入件与控制器的凹陷对应; 以及在控制器的下表面处设置第二吸声层。

附图说明

[0015] 通过下面结合附图对实施例进行的描述, 本发明的这些和 / 或其他方面将变得明显且更容易理解, 在附图中:

[0016] 图 1 是根据一个实施例的超声波诊断仪器中的声波模块的剖视图;

[0017] 图 2 是根据一个实施例的在声波模块和控制器结合之前的超声波诊断仪器的剖视图;

[0018] 图 3 是图 2 的 A 部分的放大剖视图, 示出了根据实施例的在声波模块和控制器结合之后的超声波诊断仪器;

[0019] 图 4A 是示出根据一个实施例的在具有四面体插入件的第二吸声层和具有与插入件对应的凹陷的控制器结合之前的外观的透视图;

[0020] 图 4B 是示出根据图 4A 的实施例的在具有四面体插入件的第二吸声层和具有与插入件对应的凹陷的控制器结合之后的剖面的剖视图;

[0021] 图 5A 是示出根据一个实施例的在具有六面体插入件的第二吸声层和具有与插入件对应的凹陷的控制器结合之前的外观的透视图;

[0022] 图 5B 是示出根据图 5A 的实施例的在具有六面体插入件的第二吸声层和具有与插入件对应的凹陷的控制器结合之后的剖面的剖视图;

[0023] 图 6A 是示出根据一个实施例的在具有球形插入件的第二吸声层和具有与插入件对应的凹陷的控制器结合之前的外观的透视图;

[0024] 图 6B 是示出根据图 6A 的实施例的在具有球形插入件的第二吸声层和具有与插入件对应的凹陷的控制器结合之后的剖面的剖视图;

[0025] 图 7 是示出根据一个实施例的换能器以二维矩阵 (144×72) 布置于的超声波诊断仪器的外观的透视图;

[0026] 图 8 是制造根据一个实施例的超声波诊断仪器的方法的流程图。

具体实施方式

[0027] 现在将详细地参考本发明的实施例, 本发明的实施例的示例示出在附图中, 以使本领域技术人员容易理解并且再现本发明的实施例。在下面的本发明的实施例的描述中,

当包含在这里的已知功能或结构的详细描述会使得本公开的主题相当不清楚时,将对其进行省略。

[0028] 通过考虑到根据实施例所获得的功能来选择在下面的描述中使用的术语,可以基于本领域技术人员的意图、习惯等用其他术语替换这些术语。因此,在下面的实施例的描述中使用的术语的含义应该遵循说明书中具体描述的定义,并且应该被解释为具有被本领域技术人员通常认可的普通含义,只要没有具体的限定。

[0029] 另外,即使本说明书的选择描述的方面或实施例的选择描述的构造在附图中示出为单独的集成构造,只要没有额外的解释,则应当理解的是,如果本领域技术人员判定该结合没有清楚的技术矛盾,则它们可以自由地彼此结合。

[0030] 在下文中,将参照附图描述超声波诊断仪器 1 的一个实施例。

[0031] 图 1 是根据一个实施例的超声波诊断仪器 1 中的声波模块 8 的剖视图。

[0032] 如图 1 中示例性示出的,超声波诊断仪器 1 可以包括:声波模块 8,由换能器 3、设置在换能器 3 的下表面处的吸声层 4 以及设置在换能器 3 的上表面处的匹配层 2 构成;保护层 5,覆盖声波模块 8 的上表面以及侧表面的一部分;以及透镜层 6,覆盖保护层 5 的上表面和侧表面。

[0033] 超声波换能器的示例可以包括利用磁性材料的磁致伸缩效应的磁致伸缩超声波换能器、利用几百或几千个微型机械薄膜的振动发送和接收超声波的电容性微型机械超声波换能器以及利用压电材料的压电效应的压电超声波换能器。在下文中,作为换能器的一个实施例,将描述压电超声波换能器。

[0034] 压电效应或逆压电效应是当对材料施加机械压力时产生电压,并且在施加电压时产生机械形变的效应。具有该效应的材料可以被称作压电材料。即,压电材料可以将电能转换为机械振动能或将机械振动能转换为电能。

[0035] 换能器 3 可以由压电材料形成。因此,当将电信号施加到超声波诊断仪器 1 时,换能器 3 可以将电信号转换为机械振动,从而产生超声波。

[0036] 构成换能器 3 的压电材料可以包括锆钛酸铅 (PZT) 陶瓷、由铌酸镁和锆钛酸铅固溶体制成的 PZMT 单晶或由铌酸锌和锆钛酸铅固溶体制成的 PZNT 单晶。自然地,用于将电信号转换为机械振动的各种其他材料可以用作构成换能器 3 的压电材料的一个示例。

[0037] 另外,换能器 3 可以以单层或多层的堆叠件布置。通常,就阻抗和电压调整而言,堆叠件形式的换能器 3 可以更有优势,由此实现高的能量转换效率和柔和的频谱。自然地,考虑到换能器 3 的性能的各种其他结构可以用作换能器 3 的结构的一个示例。

[0038] 吸声层 4 可以安装到换能器 3 的下表面,以吸收在换能器 3 中产生并向换能器 3 后方运动的超声波,由此防止超声波向换能器 3 后方运动。因此,吸声层 4 可以防止图像失真。吸声层 4 可以以多层形成以提高超声波的衰减或阻止超声波。自然地,用于提高超声波的衰减或阻止超声波的各种结构可以用作吸声层 4 的结构的一个示例。

[0039] 匹配层 2 可以被安装在换能器 3 的上表面处。匹配层 2 可以减小在换能器 3 和对象之间的声阻抗差,以使换能器 3 和对象的声阻抗彼此匹配,由此使得在换能器 3 中产生的超声波被有效地发送到对象。为此,匹配层 2 的阻抗可以具有换能器 3 的声阻抗和对象的声阻抗之间的中间值。

[0040] 匹配层 2 可以由玻璃或树脂形成。自然地,用于使换能器 3 和对象的声阻抗彼此

匹配的各种其他材料可以用作匹配层 2 的组成材料的一个示例。

[0041] 另外,匹配层 2 可以包括多个匹配层 2,以保证从换能器 3 到对象的声阻抗的逐步改变,匹配层 2 可以由不同的材料形成。自然地,用于保证声阻抗的逐步改变的各种其他结构可以用作匹配层 2 的结构的一个示例。

[0042] 可以通过切割将换能器 3 和匹配层 2 加工为 2 维 (2D) 矩阵阵列,或者可以将它们加工为 1D 矩阵阵列。

[0043] 保护层 5 可以被安装为覆盖匹配层 2 的上表面和声波模块 8 的侧表面的一部分。保护层 5 可以包括化学屏蔽件,以保护内部元件不受用于消毒的水和药物的影响。化学屏蔽件可以通过在防潮和耐化学膜的表面上涂覆或沉积导电材料来形成。例如,化学屏蔽件可以通过在匹配层 2 的上表面和声波模块 8 的侧表面的一部分上实施聚合物膜的聚对二甲苯涂覆 (Parylene coating) 来形成。在另一个示例中,化学屏蔽件可以通过在聚合物膜的表面上溅射来形成。

[0044] 另外,保护层 5 可以包括射频 (RF) 屏蔽件,以防止来自换能器 3 的 RF 波的泄露和外部 RF 信号的引入。自然地,用于防止 RF 分量的引入 / 泄露的各种其他构造可以用作保护层 5 的组成构造的一个示例。

[0045] 透镜层 6 可以被安装为覆盖保护层 5 的上表面和侧表面。透镜层 6 可以由低衰减材料形成,以防止在换能器 3 中产生的超声信号的衰减。例如,透镜层 6 可以由诸如 DER322 或 DEH24 的低粘度环氧树脂形成。自然地,用于防止超声信号的衰减的各种其他材料可以用作透镜层 6 的组成材料的一个示例。作为由低衰减材料形成透镜层 6 的结果,可以增强超声信号的灵敏度。

[0046] 此外,作为将透镜层 6 安装为覆盖声波模块 8 的侧表面的一部分的结果,即,作为将透镜层 6 安装为覆盖声波模块 8 的外表面的一部分的结果,可以减少串扰。

[0047] 在下文中,将参照图 2 和图 3 来描述根据一个实施例的包括声波模块 8 和控制器 10 的超声波诊断仪器 1。

[0048] 图 2 是在声波模块 8 和控制器 10 结合之前的超声波诊断仪器 1 的剖视图,图 3 是图 2 的 A 部分的放大剖视图,示出了在声波模块 8 和控制器 10 结合之后的超声波诊断仪器 1 的剖面。

[0049] 超声波诊断仪器 1 可以包括透镜层 6、匹配层 2、换能器 3、第一吸声层 4a、第一连接件 7、控制器 10、第二连接件 20 和第二吸声层 4b。

[0050] 透镜层 6 可以防止在换能器 3 中产生的超声信号的衰减,由此增强超声信号的灵敏度。透镜层 6 可以被安装为覆盖匹配层 2,可以被安装为覆盖匹配层 2 和换能器 3,或者可以被安装为覆盖匹配层 2、换能器 3 和第一吸声层 4a。透镜层 6 的功能、材料等可以与以上参照图 1 阐述的透镜层 6 的功能、材料等相同或不同。

[0051] 匹配层 2 可以减小换能器 3 和对象之间的声阻抗差,以使换能器 3 和对象的声阻抗彼此匹配,由此使得在换能器 3 中产生的超声波被有效地发送到对象。

[0052] 另外,匹配层 2 可以包括第一匹配层 2a 和第二匹配层 2b。更具体地讲,可以基于将被诊断的对象的区域、包括换能器 3 的超声波诊断仪器 1 的特性以及将被发送或接收的超声波的频率将匹配层 2 划分为第一匹配层 2a 和第二匹配层 2b。第一匹配层 2a 和第二匹配层 2b 可以由不同的材料形成以获得不同的声阻抗,或者可以由相同的材料形成。匹配层

2 的功能、形状、材料等可以与以上参照图 1 阐述的匹配层 2 的功能、形状、材料等相同或不同。

[0053] 换能器 3 可以将施加的电信号转换为机械振动以发送超声波,或者可以通过接收从将被诊断的区域反射的超声信号将机械振动转换为电信号。换能器 3 的功能、形状、材料等可以与以上参照图 1 阐述的换能器 3 的功能、形状、材料等相同或不同。

[0054] 第一吸声层 4a 可以被安装到换能器 3 的下表面以吸收在换能器 3 中产生并且向换能器 3 后方运动的超声波,由此防止超声波向换能器 3 的后方运动。另外,第一吸声层 4a 可以通过第二连接件 20 接收控制器 10 的控制信号,然后通过第一连接件 7 将控制信号发送到换能器 3,以能够在换能器 3 中产生超声波。

[0055] 为了将控制器 10 的控制信号发送到换能器 3,第一吸声层 4a 可以由导电材料形成。例如,第一吸声层 4a 可以由具有高阻抗的钨 (W) 形成,因此将控制器 10 的控制信号放大以将放大的控制信号发送到换能器 3。自然地,用于将控制器 10 的控制信号发送到换能器 3 的各种其他材料可以被用作第一吸声层 4a 的组成材料的一个示例。

[0056] 另外,第一吸声层 4a 的阻抗可以基于将被发送或接收的超声波的频率和第一吸声层 4a 的结构而改变,但是第一吸声层 4a 可以具有大约 $100\ \Omega$ 的值。

[0057] 第一连接件 7 可以位于换能器 3 和第一吸声层 4a 之间,以使换能器 3 和第一吸声层 4a 彼此物理连接和电连接。

[0058] 更具体地讲,第一连接件 7 可以使换能器 3 和第一吸声层 4a 彼此物理结合,以将换能器 3 的振动发送到第一吸声层 4a,这样通过第一吸声层 4a 使振动衰减。另外,第一连接件 7 可以使换能器 3 和第一吸声层 4a 彼此电结合,以将控制器 10 的控制信号发送到用于产生超声波的换能器 3,并将通过换能器 3 从机械振动转换的电信号发送到控制器 10。

[0059] 另外,虽然第一连接件 7 可以由环氧树脂形成,但是自然地,将换能器 3 和第一吸声层 4a 彼此物理连接和电连接的各种其他材料可以用作第一连接件 7 的组成材料的一个示例。

[0060] 控制器 10 可以位于第二连接件 20 和第二吸声层 4b 之间,以将控制信号发送到换能器 3,从而能够在换能器 3 中产生超声波,或者接收从机械振动转换的电信号,即,通过换能器 3 从将被诊断的区域反射的超声信号。

[0061] 更具体地讲,控制器 10 可以独立地处理外部输入信号或来自换能器 3 的电信号,控制器 10 可以将接收的通过外部系统处理的信号转换为用于产生超声信号的控制信号,以将控制信号发送到换能器 3,或者可以将从换能器 3 接收的电信号发送到外部系统。

[0062] 在独立地处理外部输入信号或换能器 3 的电信号的情况下,控制器 10 可以包括中央处理单元和图形处理单元。

[0063] 包括在控制器 10 中的中央处理单元可以是微处理器。微处理器是其中算术逻辑单元、寄存器、程序计数器、命令译码器、控制电路等安装在至少一个硅芯片上的处理单元。中央处理单元可以产生控制信号以控制换能器 3 的运行,并且可以通过第一吸声层 4a 将产生的控制信号发送到换能器 3。另外,中央处理单元可以接收通过换能器 3 转换的电信号并将电信号发送到图形处理单元。根据实施例,中央处理单元可以产生用于控制开关元件的信号并将产生的控制信号发送到开关元件,该开关元件用于控制阵列形式的多个换能器 3 中的每个。

[0064] 图形处理单元是处理图形信息的处理单元。图形处理单元可以辅助中央处理单元的图形处理功能,或者可以单独实施图形处理。图形处理单元可以将由换能器 3 接收的超声信号转换为超声图像信号,或者可以处理信号以显示超声波诊断仪器 1 的运行。

[0065] 控制器 10 可以包括至少一个开关元件。开关元件可以控制以矩阵阵列、线性阵列、凸阵列或凹阵列形式布置的多个换能器 3。开关元件可以控制一个换能器 3,或者可以控制两个或更多个换能器 3。

[0066] 开关元件可以由半导体材料形成以控制换能器 3。在这种情况下,半导体材料可以是硅 (Si) 或硅 (Si) 的化合物、蓝宝石、锗、石英和玻璃。自然地,用于控制换能器 3 的各种其他材料可以用作半导体材料的一个示例。

[0067] 因此,当控制器 10 的中央处理单元将具有阈值电压或更大电压的操作信号施加到开关元件时,如图 3 中示例性示出的,由半导体材料形成的开关元件可以被划分为有源区域 11 和无源区域 12。因此,控制器 10 可以通过开关元件将控制信号发送到换能器 3。

[0068] 开关元件的宽度 31 (W2) 可以等于或大于由开关元件控制的对应的换能器 3 的宽度 32 (W1) ($W1 \leq W2$),并且可以等于或小于换能器 3 的节距 33 (P) ($W2 \leq P$)。这里,节距 P 是由开关元件控制的换能器 3 的宽度与在对应的换能器 3 和位于其一侧的另一换能器之间的间隙的总和。另外,开关元件的宽度 31 (W2) 可以等于或大于由开关元件控制的对应的换能器 3 的宽度 32 (W1),并且等于或小于换能器 3 的节距 33 (P) ($W1 \leq W2 \leq P$)。

[0069] 另外,开关元件的厚度 34 (H) 可以通过换能器 3 中产生的超声波的波长除以偶数来获得的值。例如,开关元件的厚度 34 (H) 可以是产生的超声波的波长的 $1/2$ 、 $1/4$ 、 $1/8$ 和 $1/16$ 中的一个 ($H = \lambda/2$ 、 $\lambda/4$ 、 $\lambda/8$ 或 $\lambda/16$)。

[0070] 控制器 10 可以具有形成在其下表面中的凹陷。凹陷可以与在下文中将描述的第二吸声层 4b 的插入件对应。控制器 10 的凹陷可以通过背面研磨 (back-grinding)、切割 (dicing) 或蚀刻来形成。

[0071] 更具体地讲,背面研磨是去除在晶圆后表面上的不必要的膜并研磨不必要的厚的后表面以减小电阻并增加导热性的工艺。切割是在高速旋转的主轴上使用金刚石刀片的切割工艺。蚀刻是去除未涂覆光致抗蚀剂膜的氧化膜的工艺。

[0072] 自然地,各种其他方法可以被用于在控制器 10 的下表面中形成凹陷。

[0073] 以下将详细地描述凹陷的形状等。

[0074] 第二连接件 20 可以位于第一吸声层 4a 和控制器 10 之间,以使第一吸声层 4a 和控制器 10 彼此电连接。第二连接件 20 可以包括由铜 (Cu) 形成的柱 21、由锡 (Sn) 和银 (Ag) 形成的凸块 22 以及由金 (Au) 形成的焊盘 23。

[0075] 第二连接件 20 可以通过使用下电极图案以倒装芯片 (flip-chip) 方式使第一吸声层 4a 和控制器 10 彼此直接熔化来将第一吸声层 4a 和控制器 10 彼此电连接,而没有诸如金属引线的额外的连接结构或者诸如球栅阵列 (BGA) 的中间介质。更具体地讲,在附着到第一吸声层 4a 的铜柱 21 和凸块 22 位于附着到控制器 10 的焊盘 23 上方之后,在朝向控制器 10 的方向上对第一吸声层 4a 施加压力或者对凸块 22 加热,直到凸块 22 覆盖位于控制器 10 的上表面处的焊盘 23。以这种方式,第二连接件 20 可以使第一吸声层 4a 和控制器 10 彼此电连接。

[0076] 第二吸声层 4b 可以被安装到控制器 10 的下表面,以吸收没有被第一吸声层 4a 吸

收的向换能器 3 后方运动的超声波。另外,第二吸声层 4b 可以防止在控制器 10 中产生的热量向前传递,由此使热量向后传递。

[0077] 第二吸声层 4b 可以由导热材料和吸声材料形成,并且可以具有插入件。

[0078] 更具体地讲,导热材料可以包括如碳同素异形体、石墨烯或石墨的碳纳米管(CNT),或者可以包括碳同素异形体和金属的复合物。碳同素异形体和金属的复合物可以通过熔化每种组分来生产,或者可以通过在相应的层中交替地堆叠碳同素异形体和金属来生产。自然地,可以将增强导热性的各种其他材料用作导热材料的一个示例。

[0079] 吸声材料可以用于调节声阻抗和衰减常数。在代表性示例中,吸声材料可以包括环氧树脂。自然地,可以将调节声阻抗和衰减常数的各种其他材料用作吸声材料的一个示例。另外,吸声材料可以具有每层不同的声阻抗。

[0080] 第二吸声层 4b 可以由导热材料和吸声材料中的至少一种形成,并且可以通过交替布置导热材料和吸声材料来形成。自然地,可以将调节第二吸声层 4b 的导热性、声阻抗和衰减常数的各种其他布置作为第二吸声层 4b 的布置的一个示例。

[0081] 第二吸声层 4b 可以具有形成在其上表面处的插入件。插入件具有圆柱形、半球形、四面体形、五面体形和六面体形中的任意一种形状。自然地,可以使在控制器 10 中产生的热量发散的各种其他形状用作第二吸声层 4b 的插入件的一个示例。第二吸声层 4b 的插入件可以通过背面研磨、切割或蚀刻来形成。自然地,可以将其他各种方法用作在第二吸声层 4b 的上表面处形成插入件的方法的一个示例。

[0082] 以下将详细描述插入件的形状等。

[0083] 第二吸声层 4b 的导热材料可以具有方波形或圆柱形等,第二吸声层 4b 的空的空间可以填充有吸声材料,从而提供具有合适的声阻抗的超声波诊断仪器 1。

[0084] 因此,在控制器 10 中产生的热可以被传递到形成在控制器 10 的下表面中的凹陷,然后被传递到形成在第二吸声层 4b 的上表面处的插入件。传递到插入件的热可以被发散,同时通过导热材料在第二吸声层 4b 的下表面处传播。

[0085] 在下文中,将参照图 4A 至图 6B 描述根据不同实施例的具有插入件的第二吸声层 4b 和具有与插入件对应的凹陷的控制器 10 的封装结合结构。

[0086] 图 4A 是图 2 的 B 部分的放大图并且示出在具有四面体插入件的第二吸声层 4b 和具有与插入件对应的凹陷的控制器 10 结合之前的外观,图 4B 是图 2 的 B 部分的放大图并且示出在具有四面体插入件的第二吸声层 4b 和具有与插入件对应的凹陷的控制器 10 结合之后的剖面。

[0087] 如图 4A 中示例性示出的,第二吸声层 4b 可以包括四面体插入件 42,控制器 10 可以包括与四面体插入件 42 对应的凹陷 41。四面体插入件 42 和与插入件 42 对应的凹陷 41 可以具有相同的尺寸和相同的方向,以实现雌雄接合 43。

[0088] 因此,如图 4B 中示例性示出的,当第二吸声层 4b 和控制器 10 彼此连接时,插入件 42 和凹陷 41 可以被封装为在尺寸和方向方面彼此一致,从而实现四面体雌雄接合 43。

[0089] 以这种方式,控制器 10 实现了增大的散热面积,使得在控制器 10 中产生的热可以通过具有高散热效率的控制器 10 的凹陷 41 被传递到第二吸声层 4b 的插入件 42。另外,第二吸声层 4b 包围并封装控制器 10 以减少对控制器 10 造成的损坏,这可以增强超声波诊断仪器 1 的耐用性。

[0090] 图 5A 是图 2 的 B 部分的放大图并且示出在具有六面体插入件 45 的第二吸声层 4b 和具有与插入件 45 对应的凹陷 44 的控制器 10 结合之前的外观,图 5B 是图 2 的 B 部分的放大图并且示出在具有六面体插入件 45 的第二吸声层 4b 和具有与插入件 45 对应的凹陷 44 的控制器 10 结合之后的剖面。

[0091] 如图 5A 中示例性示出的,第二吸声层 4b 可以包括六面体插入件 45,控制器 10 可以包括与六面体插入件 45 对应的凹陷 44。六面体插入件 45 和与插入件 45 对应的凹陷 44 可以具有相同的尺寸和相同的方向,以实现雌雄接合 46。

[0092] 因此,如图 5B 中示例性示出的,当第二吸声层 4b 和控制器 10 彼此连接时,插入件 45 和凹陷 44 可以被封装为在尺寸和方向方面彼此一致,从而实现六面体雌雄接合 46。

[0093] 以这种方式,控制器 10 实现了增大的散热面积,使得在控制器 10 中产生的热可以通过具有高散热效率的控制器 10 的凹陷 44 被传递到第二吸声层 4b 的插入件 45。另外,第二吸声层 4b 包围并封装控制器 10 以减少对控制器 10 造成的损坏,这可以增强超声波诊断仪器 1 的耐用性。

[0094] 图 6A 是图 2 的 B 部分的放大图并且示出在具有半球形插入件 48 的第二吸声层 4b 和具有与插入件 48 对应的凹陷 47 的控制器 10 结合之前的外观,图 6B 是图 2 的 B 部分的放大图并且示出在具有半球形插入件 48 的第二吸声层 4b 和具有与插入件 48 对应的凹陷 47 的控制器 10 结合之后的剖面。

[0095] 如图 6A 中示例性示出的,第二吸声层 4b 可以包括半球形插入件 48,控制器 10 可以包括与半球形插入件 48 对应的凹陷 47。半球形插入件 48 和与插入件 48 对应的凹陷 47 可以具有相同的尺寸和相同的方向,以实现雌雄接合 49。

[0096] 因此,如图 6B 中示例性示出的,当第二吸声层 4b 和控制器 10 彼此连接时,插入件 48 和凹陷 47 可以被封装为在尺寸和方向方面彼此一致,从而实现半球形雌雄接合 49。

[0097] 以这种方式,控制器 10 实现了增大的散热面积,使得在控制器 10 中产生的热可以通过具有高散热效率的控制器 10 的凹陷 47 被传递到第二吸声层 4b 的插入件 48。另外,第二吸声层 4b 包围并封装控制器 10 以减少对控制器 10 造成的损坏,这可以增强超声波诊断仪器 1 的耐用性。

[0098] 在下文中,将参照图 7 描述根据一个实施例的 2D 矩阵阵列形式的换能器 3。

[0099] 图 7 示出换能器 3 以 2D 矩阵阵列 (144×72) 布置的超声波诊断仪器 1 的外观的透视图。

[0100] 换能器模块 14 可以包括一个换能器 3 和控制换能器 3 的一个开关元件 13,多个换能器模块 14 可以如图 7 中示例性示出的以 2D 矩阵阵列布置。

[0101] 更具体地讲,144 个换能器模块 14 可以沿着阵列的横坐标 51 布置,72 个换能器模块 14 可以沿着阵列的纵坐标 52 布置。因此,换能器模块 14 以 144×72 的 2D 矩阵布置,总共可以布置 10368 个换能器模块 14。

[0102] 然而,2D 矩阵阵列不限于 144×72 的矩阵,其仅是换能器模块 14 的阵列的一个示例。换能器模块 14 可以采用线性阵列、凸阵列或凹阵列的形式。

[0103] 在下文中,将参照图 8 来描述制造根据一个实施例的包括具有凹陷的控制器和具有插入件的第二吸声层的超声波诊断仪器的方法。

[0104] 图 8 制造超声波诊断仪器的方法的流程图。

[0105] 首先可以设置匹配层 (S10), 可以在匹配层的下表面处设置发送和接收超声波的换能器 (S20)。然后, 在换能器的下表面处设置具有导电性的第一吸声层 (S30), 可以形成包括半导体开关元件的控制器 (S40), 可以通过背面研磨、切割或蚀刻等在控制器的下表面中形成凹陷 (S50)。

[0106] 可以在第一吸声层的下表面处设置控制器 (S60)。然后, 可以通过背面研磨、切割或蚀刻等在第二吸声层的上表面处形成与控制器的凹陷对应的插入件 (S70)。最后, 随着在控制器的下表面处设置第二吸声层 (S80), 可以制造超声波诊断仪器。

[0107] 从以上描述明显的是, 根据超声波诊断仪器和制造超声波诊断仪器的方法, 可以增强在换能器中产生的热的散射效率并提高了超声波诊断仪器的耐用性。

[0108] 将明显的是, 以上描述仅对技术构思进行举例, 在不脱离本公开的基本特性的情况下, 医疗器械领域的技术人员可以做出各种修改、变化和替换。因此, 应理解的是, 并不意图将技术构思限制为公开的实施例和附图。相反, 提供公开的实施例和附图以解释技术构思, 本公开的范围应该通过权利要求限定, 所有等同技术想法应被解释为落入如权利要求限定的精神和范围内。

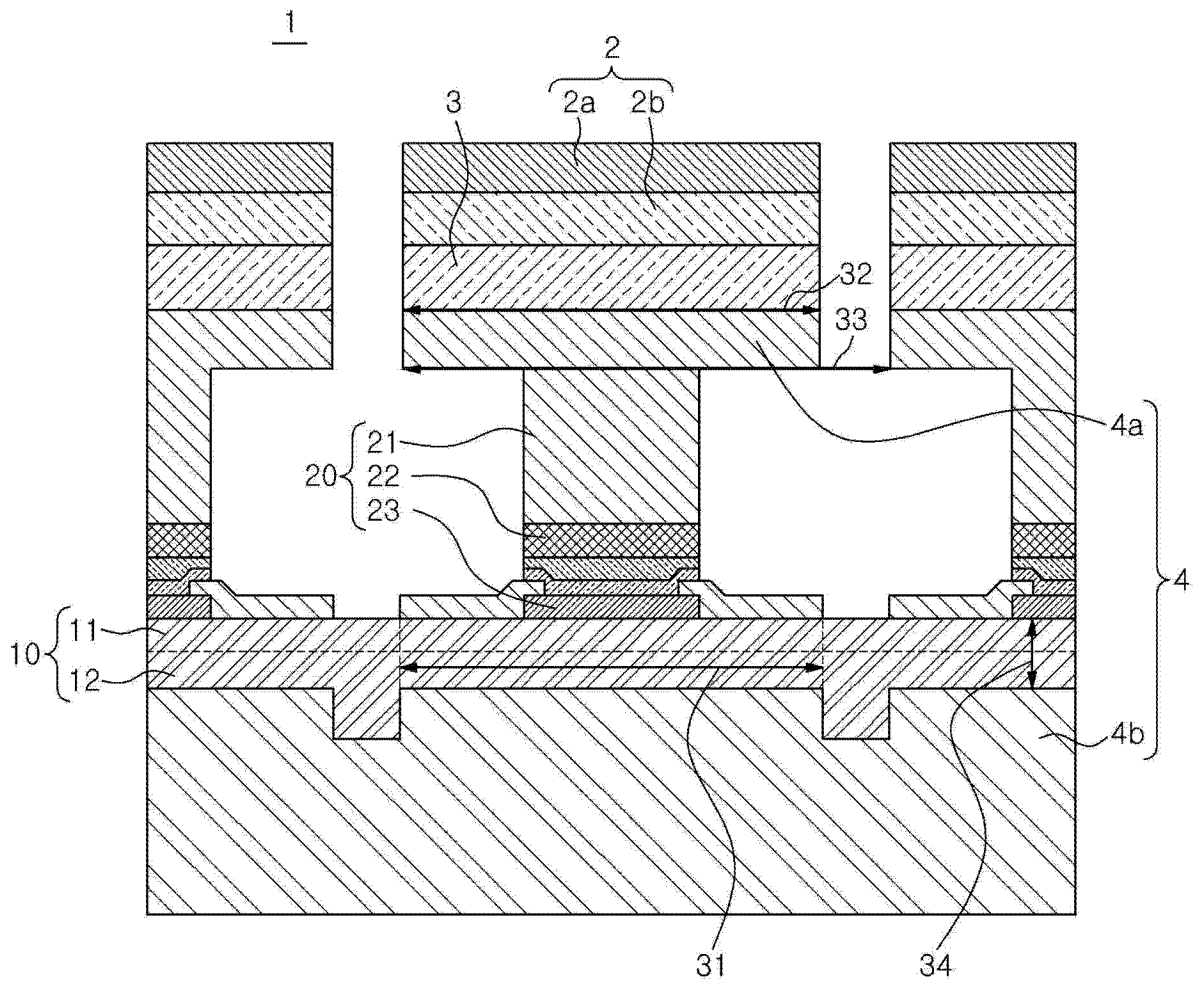


图 3

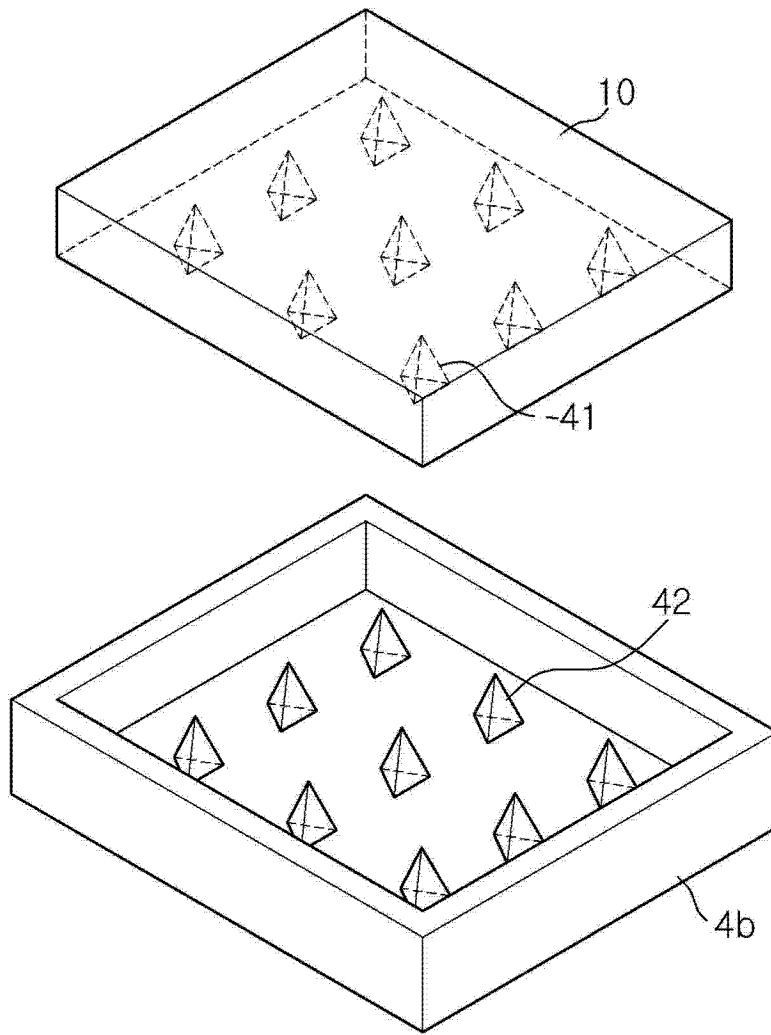


图 4A

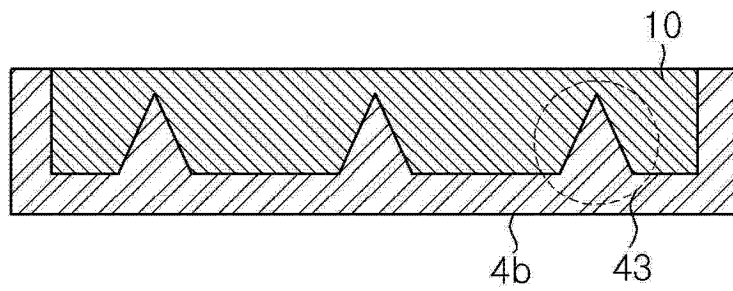


图 4B

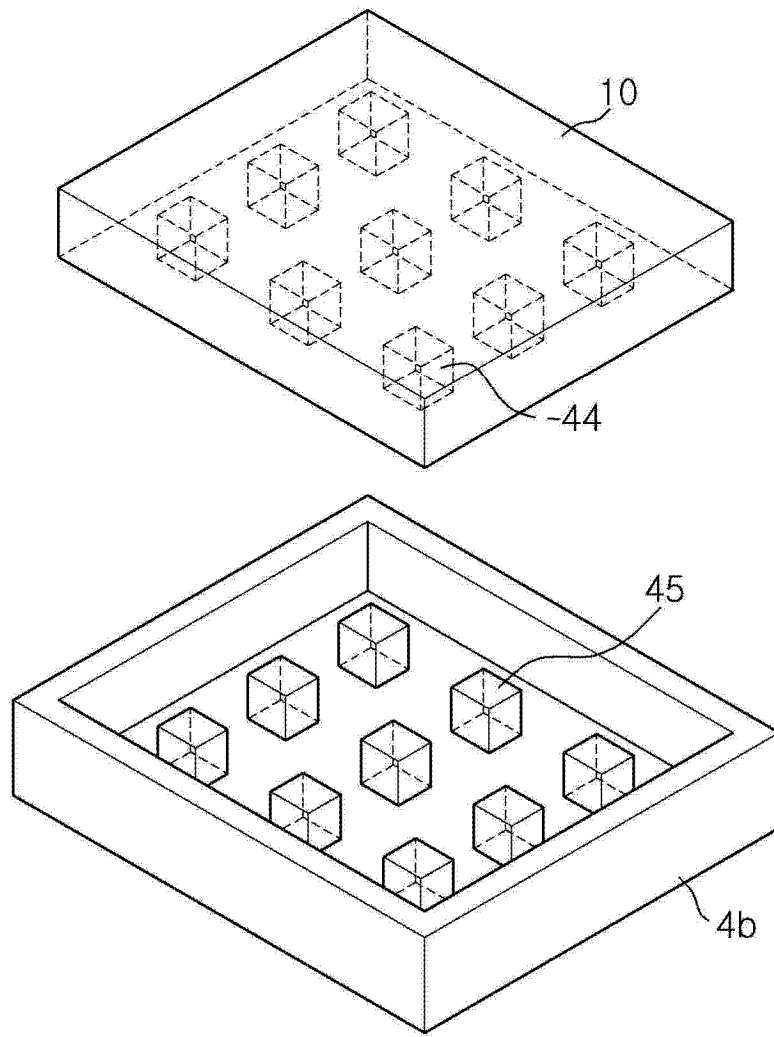


图 5A

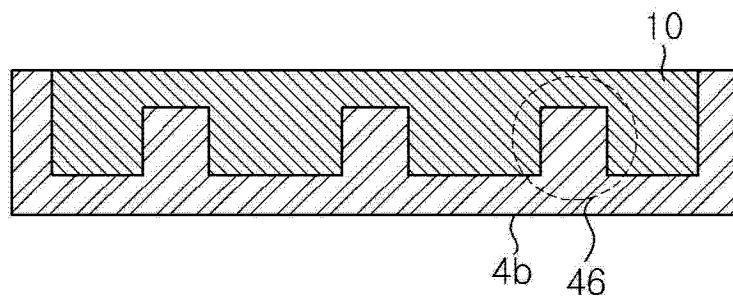


图 5B

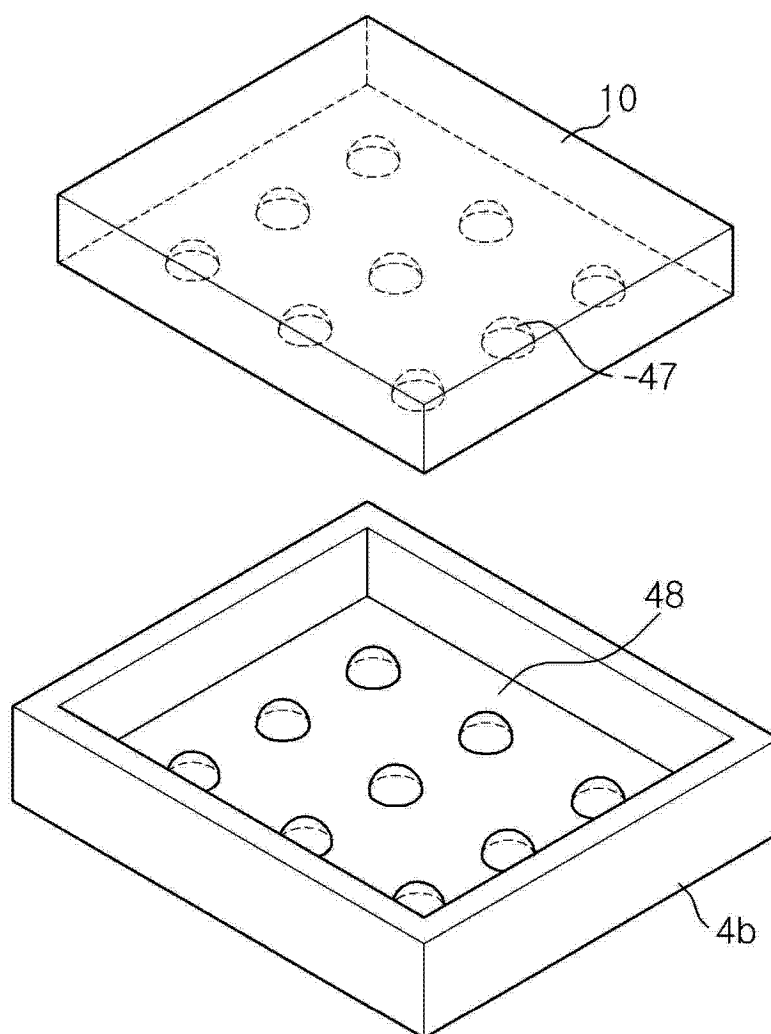


图 6A

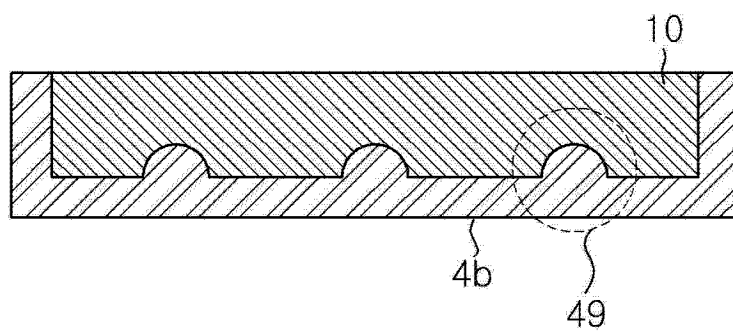


图 6B

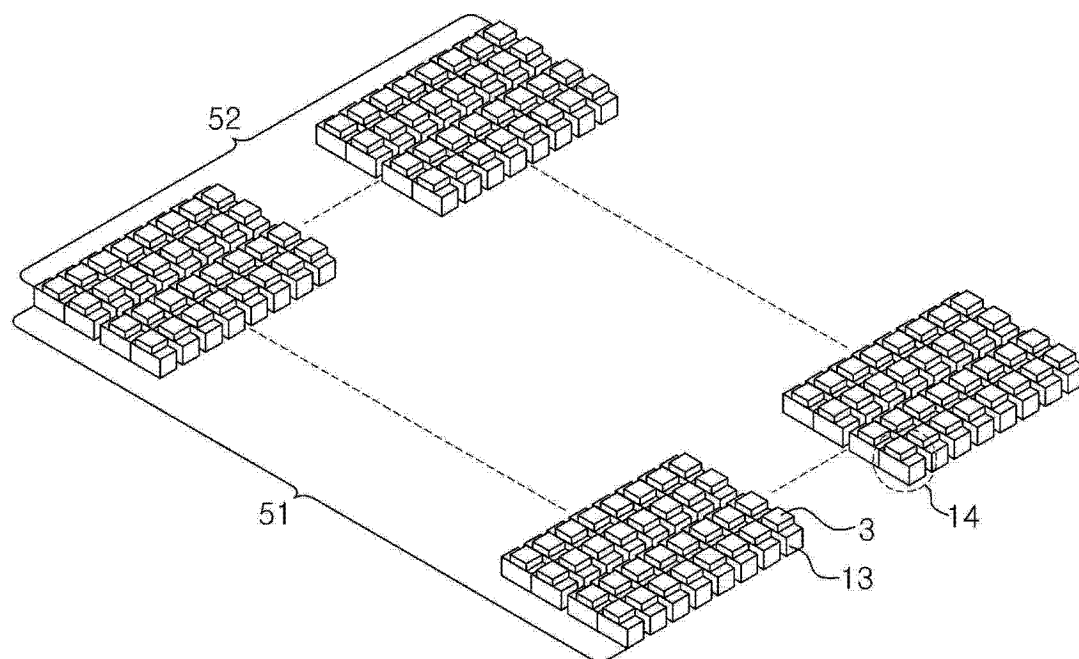


图 7

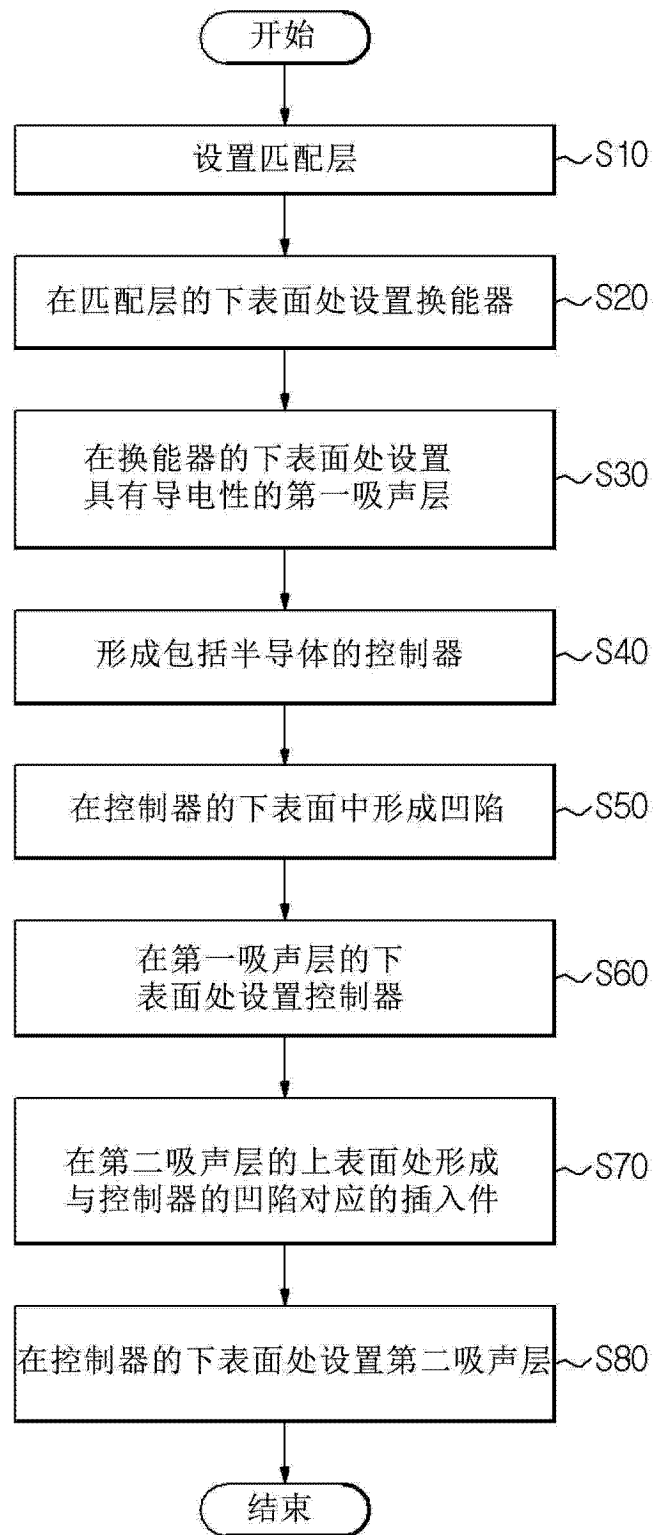


图 8

专利名称(译)	超声波诊断仪器及其制造方法		
公开(公告)号	CN104688267A	公开(公告)日	2015-06-10
申请号	CN201410749398.9	申请日	2014-12-09
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
[标]发明人	具真浩 李元熙 金载益		
发明人	具真浩 李元熙 金载益		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4444 A61B8/4488 A61B8/54 G10K11/02 Y10T29/49005		
代理人(译)	韩芳		
优先权	1020130152167 2013-12-09 KR		
其他公开文献	CN104688267B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种超声波诊断仪器及其制造方法。所述超声波诊断仪器包括：匹配层；至少一个换能器，设置在匹配层的下表面处以产生超声波；第一吸声层，设置在换能器的下表面处，以将超声波产生信号发送到换能器；控制器，设置在第一吸声层的下表面处以控制换能器的运行，控制器具有形成在控制器的下表面中的凹陷；以及第二吸声层，设置在控制器的下表面处并具有形成在第二吸声层的上表面处的插入件，插入件与控制器的凹陷对应。

