



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107534815 A

(43)申请公布日 2018.01.02

(21)申请号 201580079075.6

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2015.02.24

H04R 17/00(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.10.20

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/KR2015/001759 2015.02.24

(87)PCT国际申请的公布数据
W02016/137023 KO 2016.09.01

(71)申请人 爱飞纽医疗器械贸易有限公司
地址 韩国首尔
申请人 庆北大学校产学协力团

(72)发明人 卢龙来 李沅锡 裴凡硕 李亨根

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 唐京桥 陈炜

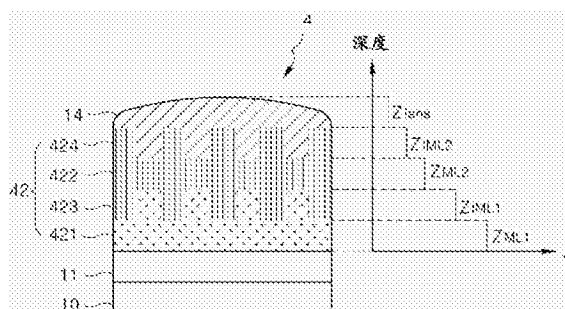
权利要求书2页 说明书9页 附图9页

(54)发明名称

包括具有复合结构的匹配层的超声换能器及其制造方法

(57)摘要

公开了一种包括具有复合结构的匹配层的超声换能器及其制造方法。根据本发明的一个实施方式的超声换能器包括：有源元件，其包括至少一个压电元件；以及匹配层，其在所述有源元件的前表面上形成，具有至少两层结构，并且对有源元件与被检查的对象之间的声阻抗进行匹配，其中，为了匹配有源元件与被检查的对象之间的声阻抗，通过使用N个数目(N是整数，且N≥2)的材料，所述匹配层各自具有声阻抗量值彼此不同的2N个数目的层。



1. 一种超声换能器,包括:
有源元件,其包括至少一个压电元件;以及
匹配层,其具有至少两层结构并且在所述有源元件的前面形成,以对所述有源元件与被检查的对象之间的声阻抗进行匹配,
其中,通过使用N种材料(N是整数,且 $N \geq 2$),所述匹配层形成具有不同的声阻抗量值的2N个层,以对所述有源元件与所述被检查的对象之间的声阻抗进行匹配。
2. 根据权利要求1所述的超声换能器,其中,所述匹配层包括:
第一层,其由具有第一阻抗值的第一材料形成;
第二层,其由具有第二阻抗值的第二材料形成;以及
第三层,其在所述第一层与所述第二层之间形成,并且被配置成通过将所述第一材料和所述第二材料组合来减小所述第一层与所述第二层之间的声阻抗的变化宽度。
3. 根据权利要求2所述的超声换能器,其中,所述匹配层还包括:第四层,其在位于所述匹配层的前面的声透镜与所述第二层之间形成,并且被配置成通过将声透镜材料和所述第二材料组合来减小所述声透镜与所述第二层之间的声阻抗的变化宽度。
4. 根据权利要求2所述的超声换能器,其中,所述第三层具有考虑到声阻抗变化的变化宽度而调节的以下中的至少一个:所述第一材料与所述第二材料之间的间距;所述第一材料和所述第二材料的宽度;以及所述第一材料和所述第二材料的层厚度。
5. 根据权利要求2所述的超声换能器,其中,所述第三层由以锯齿状交替布置的第一材料和第二材料形成。
6. 根据权利要求2所述的超声换能器,其中,所述第三层由以多面体、圆、角以及柱中的至少一种形式设置的第一材料和第二材料形成。
7. 根据权利要求3所述的超声换能器,其中,所述第四层具有考虑到声阻抗的变化宽度而调节的以下中的至少一个:所述第二材料与所述声透镜材料之间的间距;所述第二材料和所述声透镜材料的宽度;以及所述第二材料和所述声透镜材料的层厚度。
8. 根据权利要求3所述的超声换能器,其中,所述第四层由以锯齿状交替布置的第二材料和声透镜材料形成。
9. 根据权利要求3所述的超声换能器,其中,所述第四层由以多面体、圆、角以及柱中的至少一种形式设置的第二材料和声透镜材料形成。
10. 根据权利要求1所述的超声换能器,其中,所述匹配层具有在各层之间以阶梯式的且不连续的方式变化的声阻抗的变化宽度。
11. 根据权利要求1所述的超声换能器,其中,所述匹配层的下层的声阻抗值大于上层的声阻抗值。
12. 一种超声换能器,包括:
具有至少两层结构的匹配层;以及
在所述匹配层的前面形成的声透镜,
其中,所述匹配层包括:
第一层,其由第一材料形成;以及
第二层,其在所述第一层与所述声透镜之间形成,并且被配置成通过将所述第一材料和形成所述声透镜的材料组合来减小所述第一层与所述声透镜之间的声阻抗变化。

13. 一种制造超声换能器的方法,所述方法包括制造交错匹配层(IML),其中,IML的制造包括:

形成由第一材料形成的第一层;

在所述第一层中加工多个凹槽;

通过将第二材料浇注到所述第一层的凹槽中并填充所述凹槽来形成由所述第一材料和所述第二材料的组合形成的第二层;以及

通过将所述第二材料在所述第二层上堆叠并调节所堆叠的第二材料的厚度来在所述第二层上形成由所述第二材料形成的第三层。

14. 根据权利要求13所述的方法,其中,所述匹配层的制造还包括:

在由所述第二材料形成的第三层中加工多个凹槽;以及

通过将声透镜材料浇注到所述第三层的凹槽中并填充所述凹槽来形成由所述第二材料和所述声透镜材料的组合形成的第四层,

其中,所述方法还包括:

通过堆叠所述声透镜材料并调节所堆叠的声透镜材料的厚度和形状来在所述第四层上形成声透镜。

15. 根据权利要求13所述的方法,其中,所述匹配层的制造还包括:

在由所述第二材料形成的第三层中加工多个凹槽;

通过将第三材料浇注到所述第三层的凹槽中并填充所述凹槽来形成由所述第二材料和所述第三材料的组合形成的第四层;以及

通过将所述第三材料在所述第四层上堆叠并调节所堆叠的第三材料的厚度来在所述第四层上形成由所述第三材料形成的第五层。

包括具有复合结构的匹配层的超声换能器及其制造方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种能够通过使用超声波来获取被检查的对象的内部的图像信息的超声换能器。

背景技术

[0002] 超声诊断设备是通过用超声信号照射被检查的对象并使用从所述对象反射的超声信号来对被检查的对象的内部组织进行成像的设备。超声诊断设备可以通过以下操作来获取诊断区域的图像信息：朝向对象的诊断区域发送超声信号，并且接收从对象的具有不同声阻抗的内部组织的界面反射的超声信号。

[0003] 超声诊断设备包括：超声换能器，其被配置成朝向被检查的对象发送超声信号并且接收从被检查的对象反射的超声信号。超声换能器大致分为有源元件、匹配层和背衬层。

发明内容

[0004] 技术问题

[0005] 本发明旨在提供一种能够减小匹配层的声阻抗变化以使得超声换能器的带宽和灵敏度增加的超声换能器，以及一种制造该超声换能器的方法。

[0006] 技术方案

[0007] 根据实施方式的超声换能器包括：有源元件，其包括至少一个压电元件；以及匹配层，其具有至少两层结构并且在有源元件的前面形成，以对有源元件与被检查的对象之间的声阻抗进行匹配，其中，所述匹配层通过使用在有源元件与被检查的对象之间进行声阻抗匹配的N种材料(N是整数，且 $N \geq 2$)来形成具有不同的声阻抗量值的2N个层。

[0008] 根据实施方式的匹配层可以包括：第一层，其由具有第一阻抗值的第一材料形成；第二层，其由具有第二阻抗值的第二材料形成；以及第三层，其在第一层与第二层之间形成，并且被配置成通过将第一材料和第二材料组合来减小第一层与第二层之间的声阻抗变化。匹配层还可以包括第四层，该第四层在位于匹配层的前面的声透镜与第二层之间形成，所述第四层被配置成通过将声透镜材料和第二材料组合来减小声透镜与第二层之间的声阻抗变化。

[0009] 根据实施方式的第三层可以具有考虑到声阻抗变化而调节的以下中的至少一个：第一材料与第二材料之间的间距；第一材料的宽度和第二材料的宽度；以及第一材料和第二材料的层厚度。根据实施方式的第三层可以由以锯齿状交替布置的第一材料和第二材料形成。根据实施方式的第三层可以由以多面体、圆、角以及柱中的至少一种形式设置的第一材料和第二材料形成。

[0010] 根据实施方式的第四层可以具有考虑到声阻抗变化而调节的以下中的至少一个：第二材料与声透镜材料之间的间距；第二材料的宽度与声透镜材料的宽度；以及第二材料和声透镜材料的层厚度。根据所述实施方式的第四层可以由以锯齿状交替布置的第二材料和声透镜材料形成。根据实施方式的第四层可以由以多面体、圆、角以及柱中的至少一种形

式设置的第二材料和声透镜材料形成。

[0011] 根据实施方式的匹配层可以具有在各层之间以阶梯式的且不连续的方式变化的声阻抗变化。根据实施方式的匹配层可以包括具有比上层的声阻抗值大的声阻抗值的下层。

[0012] 根据另一实施方式的超声换能器包括：具有至少两层结构的匹配层；以及在匹配层的前面形成的声透镜。其中，所述匹配层包括：第一层，其由第一材料形成；以及第二层，其在第一层与声透镜之间形成，并且被配置成通过将第一材料和形成声透镜的材料组合来减小第一层与声透镜之间的声阻抗变化。

[0013] 根据另一实施方式的制造超声换能器的方法包括制造交错匹配层 (IML)，其中，所述 IML 的制造包括：形成由第一材料形成的第一层；在第一层中加工多个凹槽；通过将第二材料浇注到第一层的凹槽中并填充凹槽来形成由第一材料和第二材料的组合形成的第二层；以及通过将第二材料在第二层上堆叠并调节所堆叠的第二材料的厚度来在第二层上形成由第二材料形成的第三层。

[0014] 根据其他实施方式的匹配层的制造还可以包括：在由第二材料形成的第三层中加工多个凹槽；以及通过将声透镜材料浇注到第三层的凹槽中并填充凹槽来形成由第二材料和声透镜材料的组合形成的第四层。其中，所述方法还可以包括：通过将声透镜材料在第四层上堆叠并调节所堆叠的声透镜材料的厚度和形状来在第四层上形成声透镜。

[0015] 根据其他实施方式的匹配层的制造可以包括：在由第二材料形成的第三层中加工多个凹槽；通过将第三材料浇注到第三层的凹槽中并填充凹槽来形成由第二材料和第三材料的组合形成的第四层；以及通过将第三材料在第四层上堆叠并调节所堆叠的第三材料的厚度来在第四层上形成由第三材料形成的第五层。

[0016] 有利效果

[0017] 根据实施方式，当将由有源元件生成的超声波通过具有小的声阻抗变化的交错匹配层 (IML) 传送至被检测的对象时，超声换能器的灵敏度和带宽增加。

[0018] 另外，可以利用最小量的材料最大化调节声阻抗变化的效率。例如，当在有源元件与被检查的对象之间进行声阻抗匹配时，仅使用 N 种材料 (N 是整数，且 $N \geq 2$) 就可以获得使用各自具有不同声阻抗量值的 $2N$ 个层的效果。此外，由于通过自由调节 IML 的间距和宽度来确定匹配层的声阻抗变化，因此可以增加超声换能器的设计自由度。

[0019] 另外，可以将根据本发明的 IML 应用于各种类型的换能器，包括线阵换能器、凸阵换能器、相控阵换能器、单个元件换能器等。

[0020] 另外，具有高中心频率的超声换能器导致超声换能器的匹配层较薄，这引起制造换能器的困难。然而，根据本发明的 IML 增加了匹配层的总厚度，使得确保了制造换能器的容易性。

附图说明

[0021] 图1是示意性地示出根据本发明的实施方式的具有交错匹配层 (IML) 的超声换能器的配置的结构视图。

[0022] 图2是示意性地示出根据本发明的实施方式的超声换能器的配置的结构视图。

[0023] 图3是示意性地示出根据本发明的另一实施方式的超声换能器的配置的结构视

图。

[0024] 图4和图5是示意性地示出根据本发明的其他实施方式的超声换能器的配置的结构视图。

[0025] 图6至图8是示出根据本发明的各种实施方式的IML的结构视图。

[0026] 图9是示出根据本发明的实施方式的超声诊断设备的框图。

[0027] 图10是示出制造根据本发明的实施方式的超声换能器的方法的流程图。

[0028] 图11是示出根据图10示出的方法制造的IML的形式的参考视图。

[0029] 图12和图13是示出具有根据本发明的实施方式的匹配层的超声换能器与普通的超声换能器之间的性能差异的曲线图。

具体实施方式

[0030] 在下文中,将参照附图详细描述本发明的实施方式。在本发明的描述中,将省略对于相关的已知功能或构造的详细描述,以避免使本公开内容的主题不清楚。此外,考虑到本公开内容的实施方式中的功能来定义以下使用的术语,并且所述术语可以随着用户和操作者的意图或习惯而变化。因此,术语的定义应该基于本说明书的总体内容来确定。

[0031] 在描述中,当将第一材料层称为在第二材料层上形成时,除非上下文另外明确地指示,否则第一材料层可以直接在第二材料层上,或者第一材料层与第二材料层之间可以存在介于中间的第三材料层。

[0032] 图1是示意性地示出根据本发明的实施方式的具有交错匹配层(IML)的超声换能器的配置的结构视图。

[0033] 在本文中,术语“示意性”表示附图示出包括在超声换能器中的部件之间的相对位置关系或相对堆叠关系。因此,包括在超声换能器中的部件的详细形状和厚度可能不一定与附图中示出的一致。

[0034] 参照图1,超声换能器1包括背衬层10、有源元件11以及匹配层12。

[0035] 超声换能器1可以是单个元件换能器或者可以是包括多个元件110的阵列换能器。本发明可以应用于所有类型的阵列换能器,包括线阵换能器、凸阵换能器、相控阵换能器等。以下描述是关于阵列换能器作出的。然而,应该理解的是,本发明不受以下描述的实施方式限制。

[0036] 在图1中,将布置超声换能器1的元件110的方向称为方位方向,将波束信号行进的深度方向称为轴向方向,并且将与这两个方向正交的方向称为垂直方向。同一孔中存在越多的元件,横向分辨率将会越高并且接受角将会越宽。因此,可以提高所获取的超声图像的质量。

[0037] 匹配层12布置在有源元件11与被检查的对象之间,以调和这两部分之间的声阻抗的差。根据实施方式的匹配层12具有一个堆叠在另一个之上的多个层。按照惯例,压电元件即有源元件11具有约30MRayl的声阻抗,而人体的软组织即被检查的对象具有约1.5MRayl的声阻抗。在没有匹配层12的情况下,由有源元件11生成的超声波或从被检查的对象反射的超声波不通过有源元件11与被检查的对象之间的界面传播,并且因此大部分被反射或散射。因此,在没有匹配层12的情况下,基本上难以对具有较低声阻抗的对象如人体的软组织使用超声换能器来进行检查并且基于所述检查来诊断对象具有病变。

[0038] 已知:为了有效调和声阻抗的差,匹配层的声阻抗需要满足对象的声阻抗与有源元件的声阻抗的乘积的平方根(DeSilet's公式)。然而,不存在满足DeSilet's公式同时还满足匹配层的要求如低信号衰减的具有单层结构的适当的材料。因此,本发明使用多层结构,例如,如图1所示,包括第一层121和第二层122的匹配层12。

[0039] 在下文中,将参照图2至图5来描述包括具有一个堆叠在另一个之上的多个层的匹配层的超声换能器的各种实施方式。以下参照图2至图5描述的超声换能器设置有匹配层,每个匹配层被制造成具有小的声阻抗变化宽度。当由有源元件生成的超声波经过匹配层传送到被检查的对象时,声阻抗变化越小,超声换能器的灵敏度和带宽将会增加得越多。

[0040] 图2是示意性地示出根据本发明的实施方式的超声换能器的配置的结构视图。

[0041] 参照图2,超声换能器2包括背衬层10、有源元件11以及匹配层22,并且还可以包括声透镜14。

[0042] 匹配层22具有包括两个或更多个层的多个层。匹配层22具有多个层的原因在于:如参照图1所述,有源元件11与人体组织——即被检查的对象——之间的声阻抗的差很大,并且通过使用单一材料层难以形成具有期望的特性的匹配层。

[0043] 在图2中,示出了具有匹配层22的超声换能器2,所述匹配层22设置为一个堆叠在另一个之上的三个层——即第一层221、第二层222以及第三层223。然而,这仅意在帮助理解本发明,并且形成匹配层22的层的数目不限于此。例如,当还包括由第三材料形成的匹配层时,也可以形成具有第二材料和第三材料的组合的匹配层。在下文中,为了描述的方便,关于图2所示的具有包括221、222以及223三个层的匹配层22的超声换能器2来作出以下描述。

[0044] 匹配层22的第一层221由作为单一材料的第一材料形成,并且第二层222由作为单一材料的第二材料形成。相反地,第三层223由第一层221的第一材料和第二层222的第二材料的组合形成。在下文中,将由单一材料形成的匹配层称为匹配层(ML),并且将由彼此混合的多种材料形成的匹配层称为IML。

[0045] 背衬层10被配置成具有与有源元件11的声阻抗恰当地匹配的声阻抗。背衬层10可以被配置成具有优良的吸声特性,即声衰减特性。具有优良的吸声特性的背衬层10阻止由有源元件11生成的超声波不必要地向后传播并且抑制形成在背衬层10的前面的有源元件11的自由振动,以减小超声波的脉冲宽度,从而防止图像失真的产生。背衬层10包括由具有优良的吸声特性的材料形成的一个或更多个层。背衬层10耦接至位于背衬层10的前面的柔性印刷电路板(PCB),并且被配置成与位于柔性PCB的前面的有源元件交换电信号。

[0046] 有源元件11包括单个层或多个层。与具有单个层的有源元件相比,具有堆叠结构的有源元件11可以具备更低的声阻抗和更高的电容。根据实施方式的有源元件11通过被以各种方式供应能量来产生超声波信号,例如通过施加至柔性PCB和位于有源元件11的相反端的接地片(groundsheet)的电压来产生超声波信号。由根据实施方式的有源元件11生成的超声信号可以具有各种频率。

[0047] 有源元件11的类型可以取决于超声换能器2的类型来变化。通常,有源元件11由压电元件形成。根据压电效应,压电元件具有以下特性:响应于施加的机械压力而生成电压以及响应于施加的电压而机械变形。压电元件的形状和布置模式不受限制。压电元件可以由以下物质形成:基于锆钛酸铅(PZT)的压电陶瓷、单晶体、通过将材料与聚合物材料组

合而获得的复合压电材料或由以聚偏二氟乙烯 (PVDF) 表示的聚合物材料形成的压电材料。当有源元件11被制造成具有堆叠结构时,可以将相同的压电元件一个堆叠在另一个之上。可替代地,可以混合和堆叠不同类型的压电元件,例如基于PZT的压电陶瓷压电元件和单晶压电元件。

[0048] 匹配层22位于有源元件11的前面。匹配层22对有源元件11与被检查的对象之间的声阻抗进行匹配,以将由有源元件11生成的超声波传送至被检查的对象或者减少从被检查的对象反射后返回的反射信号的损耗。匹配层22可以用作缓冲器,以减少由于有源元件11与被检查的对象之间的声阻抗的突然变化而可能产生的图像失真。

[0049] 匹配层22可以包括两个或更多个层。参照图2,形成匹配层22的ML1 221和ML2 222各自由单一材料形成。例如,ML1 221由作为单个材料的第一材料形成,并且ML2 222由作为单一材料的第二材料形成。在这种情况下,第一材料和第二材料具有不同的声阻抗。形成下层的第二材料可以具有比形成上层的第一材料的声阻抗更高的声阻抗。例如,作为下层的ML1 221可以是由具有相对较高的声阻抗(例如,6MrayI至9MrayI)的材料形成的高阻抗匹配层。ML2 222可以是由具有相对较低的声阻抗(例如,2MrayI至3MrayI)的材料形成的低阻抗匹配层。

[0050] IML1 223在ML1 221与ML2 222之间的界面处形成。将形成ML1221的第一材料和形成ML2 222的第二材料组合,以减小第一材料与第二材料之间的声阻抗的差。由于IML1 223,ML1 221与ML2 222之间的声阻抗变化减小。

[0051] 根据实施方式的IML1 223具有以锯齿状交替布置的第一材料和第二材料。根据实施方式的IML1 223包括各自具有多面体、圆、角以及柱中的至少一种形式的第一材料和第二材料。各实施方式将在随后参照图6至图8来进行描述。

[0052] 参照根据深度示出声阻抗(Z)曲线图的图2,声阻抗变化在各层之间以阶梯式的方式并且以不连续的方式来变化。声阻抗的量值沿着ML2222、IML1 223以及ML1 221在向下的方向上以阶梯式的方(Z_{ML2} 、 Z_{IML1} 以及 Z_{ML1})而非以连续线性的方式增加。声阻抗变化可以根据形成IML1223的材料的成分以及成分的组合来进行调节。在根据实施方式的IML1223中,可以考虑到声阻抗变化来调节第一材料与第二材料之间的间距、第一材料和第二材料中的每个的宽度以及第一材料和第二材料的层厚度。由于匹配层22的声阻抗变化照此进行调节,因此超声换能器2的设计自由度增加。

[0053] 在根据实施方式的匹配层22与有源元件11之间形成接地片,并且匹配层22可以通过接地片与有源元件11交换电信号。

[0054] 声透镜14位于超声换能器2的最外部。声透镜14使得超声波能够穿过匹配层22以聚焦至被检查的对象。根据实施方式的声透镜14被配置成以最小损耗或没有损耗来发送超声波,并且最小化由于在界面处的反射/重复反射而产生的损耗。为此,声透镜14可以具有与人体的软组织的声阻抗相等或相似的声阻抗 Z_{lens} 。

[0055] 图3是示意性地示出根据本发明的另一实施方式的超声换能器的配置的结构视图。

[0056] 参照图3,超声换能器3包括背衬层10、有源元件11、匹配层32以及声透镜14。

[0057] 当与图2示出的超声换能器2相比较时,超声换能器3与超声换能器2在以下方面是相同的:超声换能器3具有各自具有不同阻抗的单一材料形成的多个层。然而,超声换能

器3与超声换能器2在以下方面是不同的:匹配层32的IML1 323是以IML1 323的材料中组合有声透镜14的材料的形式来设置的。在下文中,将描述与以上描述不同的或在本发明中重要的部件,而其余未描述的部件应理解为与参照图2描述的部件相同或相似。

[0058] 匹配层32具有包括两个或更多个层的多个层。与图1所述类似,匹配层32具有多个层的原因在于:如参照图1所述,有源元件11与人体组织——即被检查的对象——之间的声阻抗的差很大,并且通过使用单一材料层难以形成具有期望的特性的匹配层。

[0059] 在图3中,示出了具有匹配层32的超声换能器3,所述匹配层32设置为一个堆叠在另一个之上的三个层——即ML1 321、ML2 322以及IML1 323。然而,这仅意在帮助理解本发明,并且形成匹配层32的层的数目不限于此。

[0060] 匹配层32位于有源元件11的前面。匹配层32对有源元件11与被检查的对象之间的声阻抗进行匹配,以将由有源元件11生成的超声波传送至被检查的对象或者减少从被检查的对象反射后返回的反射信号的损耗。匹配层32可以用作缓冲器,以减少由于有源元件11与被检查的对象之间的声阻抗的突然变化而可能产生的图像失真。

[0061] 匹配层32可以包括两个或更多个层。参照图3,形成匹配层32的ML1 321和ML2 322各自由单一材料形成。例如,ML1 321由作为单一材料的第一材料形成,并且ML2 322由作为单一材料的第二材料形成。在这种情况下,第一材料和第二材料具有不同的声阻抗。形成下层的第二材料可以具有比形成上层的第一材料的声阻抗更高的声阻抗。例如,作为下层的ML1 321可以是由具有相对较高的声阻抗(例如,6MrayI至9MrayI)的材料形成的高阻抗匹配层。ML2 322可以是由具有相对较低的声阻抗(例如,2MrayI至3MrayI)的材料形成的低阻抗匹配层。

[0062] IML1 323在ML2 322与声透镜14之间的界面处形成。将形成ML2322的第二材料与形成声透镜14的材料组合,以减小第二材料与声透镜材料之间的声阻抗的差。根据实施方式的IML1 323具有以锯齿状交替布置的第二材料和声透镜材料。根据实施方式的IML1 323包括各自具有多面体、圆、角以及柱中的至少一种形式的第二材料和声透镜材料。各实施方式将在随后参照图6至图8进行描述。

[0063] 参照根据深度示出声阻抗(Z)曲线图的图3,声阻抗变化在各层之间以阶梯式的方式并以不连续的方式来变化。声阻抗的量值沿着IML1323、ML2 322以及ML1 321在向下的方向上以阶梯式的方式(Z_{IML1} 、 Z_{ML2} 以及 Z_{ML1})而非以连续线性的方式增加。声阻抗变化可以根据形成IML1 323的材料的成分以及成分的组合来进行调节。在根据实施方式的IML1 323中,可以考虑到声阻抗变化来调节第二材料与声透镜材料之间的间距、第二材料和声透镜材料中的每个的宽度以及第二材料和声透镜材料的层厚度。由于匹配层32的声阻抗变化照此进行调节,因此超声换能器3的设计自由度增加。

[0064] 声透镜14位于超声换能器3的最外部。声透镜14允许超声波穿过匹配层32而连接至被检查的对象。根据实施方式的声透镜14被配置成:以最小损耗或没有损耗来发送超声波,并且最小化由于在界面处的反射/重复反射而产生的损耗。为此,声透镜14可以具有与人体的软组织的声阻抗相等或相似的声阻抗 Z_{Lens} 。

[0065] 图4和图5是示意性地示出根据本发明的其他实施方式的超声换能器的配置的结构视图。

[0066] 参照图4,超声换能器4包括背衬层10、有源元件11、匹配层42以及声透镜14。图4示

出的超声换能器4以下形式进行设置:将超声换能器2的匹配层22的特性与超声换能器3的匹配层32的特性进行组合。

[0067] 首先,匹配层42由多个层形成,所述多个层包括ML1 421和ML2422,ML1 421由作为单一材料的第一材料形成,ML2 422由具有与第一材料的阻抗不同的阻抗的作为单一材料的第二材料形成。此外,匹配层42包括IML1 423和IML2 424,IML1 423由形成ML1 421的第一材料和形成ML2 422的第二材料的组合形成,IML2 424由形成ML2 422的第二材料和形成声透镜14的材料的组合形成。在这种情况下,超声换能器4通过使用用于在有源元件11与被检查的对象之间的声阻抗进行匹配的N种材料(N是整数,且 $N \geq 2$)来形成具有不同的声阻抗的 $2N$ 个层。例如,如图4所示,可以使用两种材料(第一材料和第二材料)来形成四个匹配层(ML1 421、ML2 422、IML1 423以及IML2 424)。照此,使用最少量的材料形成了大量的匹配层。

[0068] 在下文中,将描述与图2和图3的上述描述不同的或在本发明中重要的部件,而未描述的其余部件应理解为与参照图2描述的部件相同或相似。

[0069] IML1 423在ML1 421与ML2 422之间的界面处形成。将形成ML1421的第一材料和形成ML2 422的第二材料组合,以减少第一材料与第二材料之间的声阻抗的差。根据实施方式的IML1 423具有以锯齿状交替布置的第一材料和第二材料。根据实施方式的IML1 423包括各自具有多面体、圆、角以及柱中的至少一种形式的第一材料和第二材料。

[0070] IML2 424在ML2 422与声透镜14之间的界面处形成。将形成ML2422的第二材料与形成声透镜14的材料组合,以减小第二材料与声透镜材料之间的声阻抗的差。根据实施方式的IML2 424具有以锯齿状交替布置的第二材料和声透镜材料。根据实施方式的IML2 424包括各自具有多面体、圆、角以及柱中的至少一种形式的第二材料和声透镜材料。

[0071] 参照根据深度示出声阻抗(Z)曲线图的图4,声阻抗变化在各层之间以阶梯式的方式并以不连续的方式来变化。声阻抗的量值沿着IML2424、ML2 422、IML1 423以及ML1 421在向下的方向上以阶梯式的方式(Z_{IML2} 、 Z_{ML2} 、 Z_{IML1} 、 Z_{ML1})而非以连续线性的方式增加。声阻抗变化可以根据形成IML1 423和IML2 424的材料的成分以及成分的组合来进行调节。在根据实施方式的IML1 423中,可以考虑到声阻抗变化来调节第一材料与第二材料之间的间距、第一材料和第二材料中的每个的宽度以及第一材料和第二材料的层厚度。在根据实施方式的IML2 424中,可以考虑到声阻抗变化来调节第二材料与声透镜材料之间的间距、第二材料和声透镜材料中的每个的宽度以及第二材料和声透镜材料的层厚度。由于匹配层42的声阻抗变化照此进行调节,因此超声换能器4的设计自由度增加。

[0072] 同时,图5示出的超声换能器5以除参照图4描述的超声换能器4的匹配层之外还包括两个层的形式来设置。

[0073] 参照图5,匹配层52包括:由作为单一材料的第一材料形成的ML1521;由作为单一材料的第二材料形成的ML2 522;由形成ML1 521的第一材料和形成ML2 522的第二材料的组合形成的IML1 523;由作为单一材料的第三材料形成的ML3 524;由第二材料和第三材料的组合形成的IML2 525;以及由第三材料和形成声透镜14的材料的组合形成的IML3526。在这种情况下,与以上参照图4描述的超声换能器5的实施方式类似,超声换能器5可以通过使用用于在有源元件11与被检查的对象之间进行声阻抗匹配的N种材料(N是整数,且 $N \geq 2$)来形成具有不同的阻抗的 $2N$ 个层。例如,如图5所示,可以使用三种材料(第一材料、第二材料

以及第三材料)来形成六个匹配层(ML1 521、ML2 522、IML1 523、ML3 524、IML2 525以及IML3 526)。照此,使用最少量的材料形成了大量的匹配层。随着IMLs的数目的增加,各层之间的声阻抗变化减小,使得超声换能器具有增加的带宽和提高的灵敏度。此外,由于匹配层的厚度增加,因此确保了制造的容易性。

[0074] 图6至图8示出根据本发明的各个实施方式的IML的结构视图。

[0075] 参照图6至图8,根据实施方式的IML具有以锯齿状交替布置的第一材料和第二材料。根据实施方式的IML的第一材料和第二材料的每个可以具有多面体、圆、角以及柱中的至少一种形式。然而,这仅意在帮助理解本发明,并且IML的形式不限于此。第一材料和第二材料可以以相同的形式或以不同的形式来设置。另外,以锯齿状交替布置的第一材料和第二材料可以具有多面体、圆、角以及柱中的至少一种形式。

[0076] 图9是示出根据本发明的实施方式的超声诊断设备的框图。

[0077] 参照图9,超声诊断设备9包括超声换能器1、波束形成部2、图像处理部3以及输出部4。

[0078] 超声换能器1可以包括多个元件110-1、110-2、……以及110-n。超声换能器1包括具有至少两层结构的匹配层,并且所述匹配层包括通过使用用于在有源元件与被检查的对象之间的声阻抗进行匹配的N种材料(N是整数,且 $N \geq 2$)而各自具有不同的阻抗的 $2N$ 个层。

[0079] 例如,超声换能器1的匹配层包括:由第一材料形成的第一层;由具有与第一材料的阻抗值不同的阻抗值的第二材料形成的第二层;以及在第一层与第二层之间形成的第三层,该第三层被配置成通过将第一材料与第二材料进行组合来减小第一层与第二层之间的声阻抗变化。另外,超声换能器1包括第四层,该第四层在由第二材料形成的第二层与声透镜之间形成并且被配置成通过将形成声透镜的材料与第二材料组合来减小第二层与声透镜之间的声阻抗变化。

[0080] 根据另一实施方式的超声换能器1包括具有至少两层结构的匹配层和在匹配层的前面形成的声透镜。匹配层包括由第一材料形成的第一层和在第一层与声透镜之间形成的第二层,该第二层由第一材料和形成声透镜的材料的组合形成,以减小第一层与声透镜之间的声阻抗变化。

[0081] 波束形成部2通过驱动超声换能器1来向被检查的对象发送超声信号,并且通过处理从被检查的对象返回的反射信号来生成波束信号。图像处理部3从波束形成部2接收波束信号并生成超声图像。输出部4将由图像处理部3生成的超声图像显示给外部。

[0082] 图10是示出制造根据本发明的实施方式的超声换能器的方法的流程图,而图11是示出根据图10示出的方法制造的IML的形态的参考视图。

[0083] 参照图10和图11,通过在第一材料上执行抛光处理来形成以具有预定的厚度的片的形式设置的ML1 1100(1000)。然后,通过切割处理等在ML1 1100中形成多个凹槽,以形成具有所述多个凹槽的ML1 1110(1010)。

[0084] 然后,将第二材料浇注到ML1 1110的凹槽中,以用第二材料填充凹槽从而形成由第一材料和第二材料的组合形成的IML1(1020)。然后,将第二材料在IML1上堆叠,并且通过抛光处理等来调节所堆叠的第二材料的厚度,以形成由在IML1上的第二材料形成的ML2(1030)。因此,在由第一材料形成的ML1 1120上形成由第一材料和第二材料的组合形成的IML1 1130,并且在IML1 1130上形成由第二材料形成的ML2 1140。

[0085] 可以重复上述过程以添加新的IML和新的ML。例如,通过在由第二材料形成的ML2 1140上执行切割处理等来加工多个凹槽(1040),并且将第三材料浇注到ML2的凹槽中以用第三材料填充凹槽(1050)。然后,再将第三材料在ML2上堆叠,并且通过抛光处理等来调节第三材料的厚度。因此,另外形成由第二材料和第三材料的组合形成的IML2以及由第三材料形成的ML3(1060)。

[0086] 同时,可以重复上述过程以添加新的IML和声透镜。例如,通过在由第二材料形成的ML2 1140上执行切割处理等来加工多个凹槽,并且将声透镜材料浇注到ML2的凹槽中,以用声透镜材料填充凹槽从而形成由第二材料和声透镜材料的组合形成的IML2。然后,再将声透镜材料在IML2上堆叠,并且调节声透镜材料的厚度和形状以适合声透镜的形状。因此,在IML2上另外形成声透镜。

[0087] 通常,具有高中心频率的超声换能器导致超声换能器的匹配层较薄,这引起制造换能器的困难。然而,根据本发明的IML增加了匹配层的总厚度,使得确保了制造的容易性。

[0088] 图12和图13是示出具有根据本发明的实施方式的匹配层的超声换能器与普通的超声换能器之间的性能差异的曲线图。

[0089] 参照图12和图13,可以看出:当将由有源元件生成的超声波通过根据本发明的具有小的声阻抗变化的IML传送至被检测对象时,超声换能器的灵敏度和带宽增加。

[0090] 详细地,图12是比较常规的超声换能器与包括根据本发明的IML的超声换能器之间的电压量值相对于时间的曲线图。参照图12,可以看出:根据本发明的超声换能器在同一时间段中具有比常规的超声换能器的电压变化更大的电压变化。

[0091] 图13是比较常规的超声换能器与包括根据本发明的IML的超声换能器之间的归一化量值相对于频率的曲线图。参照图13,可以看出:根据本发明的超声换能器在更宽的范围内具有归一化量值。因此,包括根据本发明的IML的超声换能器具有增加的带宽和提高的灵敏度。

[0092] 虽然已经出于说明的目的而描述了本公开内容的示例性实施方式,但是本领域技术人员应当理解的是:在不背离本公开内容的范围和精神的情况下,各种修改、添加和替换是可能的。因此,并非出于限制的目的而是出于说明的目的描述了本公开内容的示例性实施方式。因此,本公开内容的范围不受上述实施方式限制,而是由本公开内容的权利要求及其等同物限制。

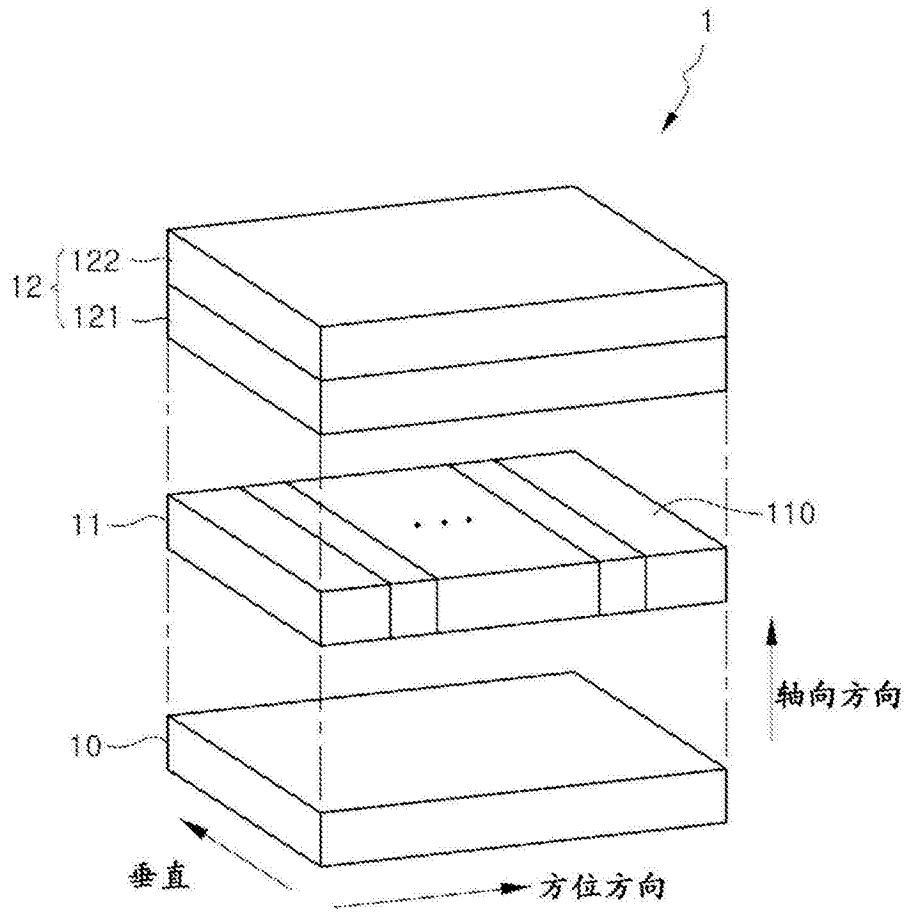


图1

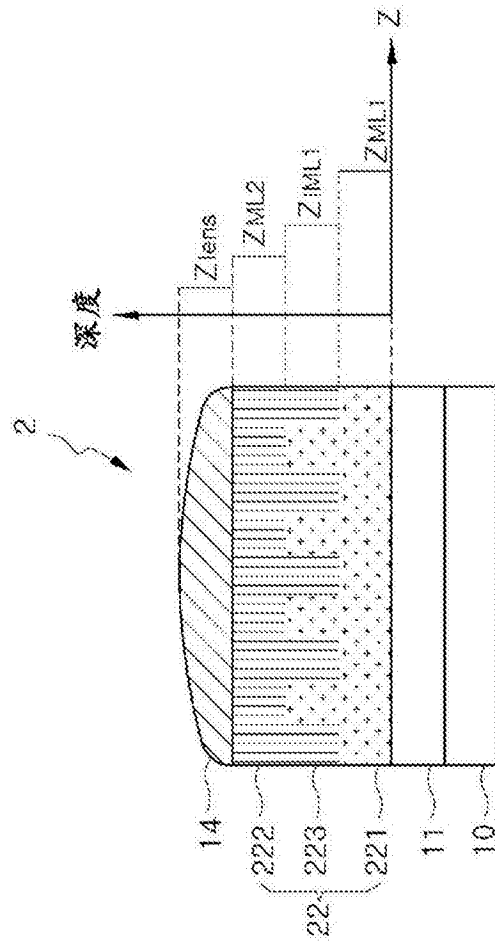


图2

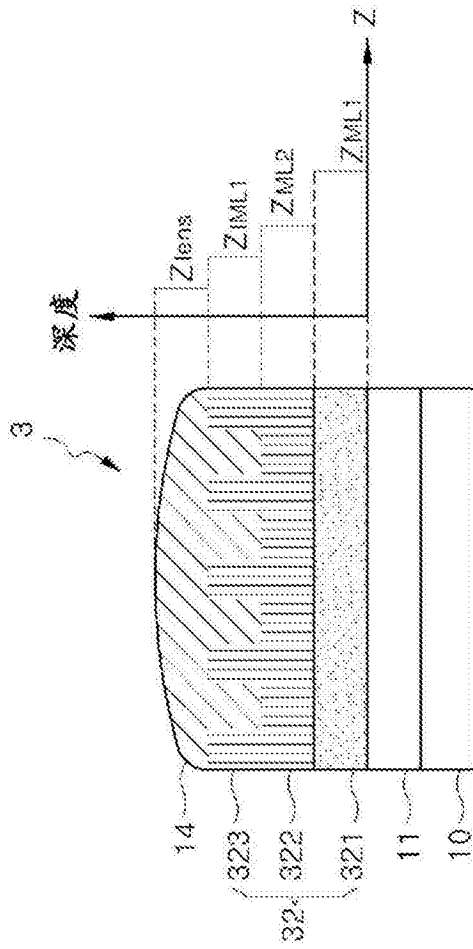


图3

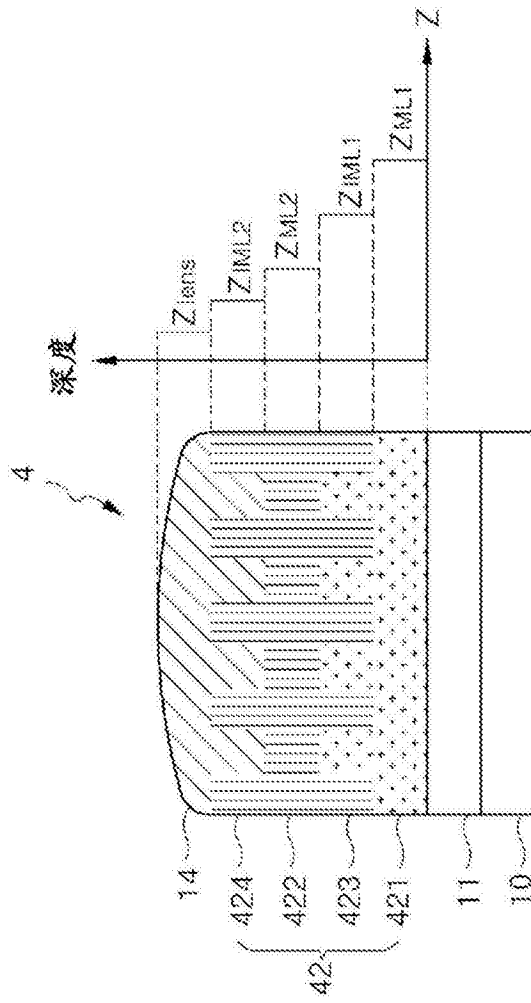


图4

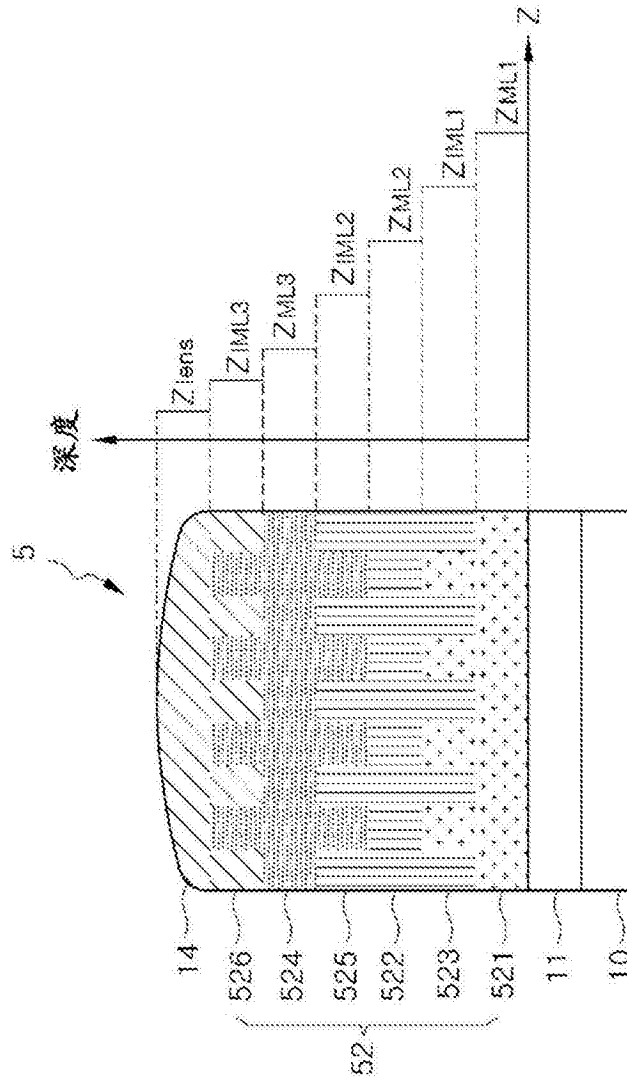


图5



图6

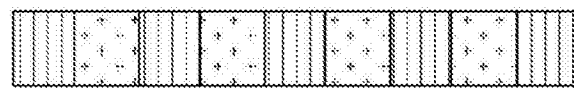


图7



图8

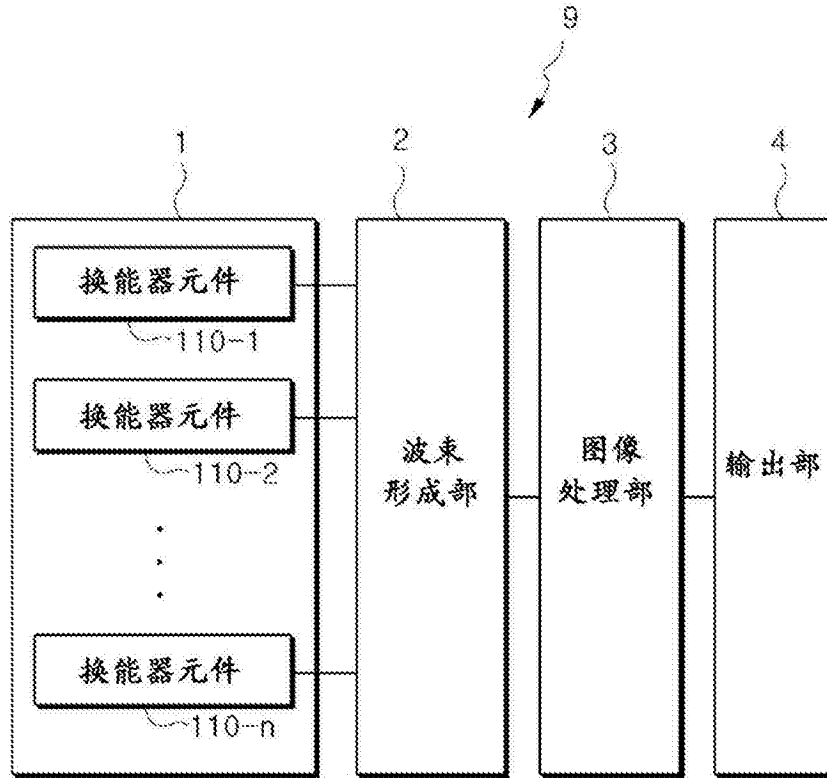


图9

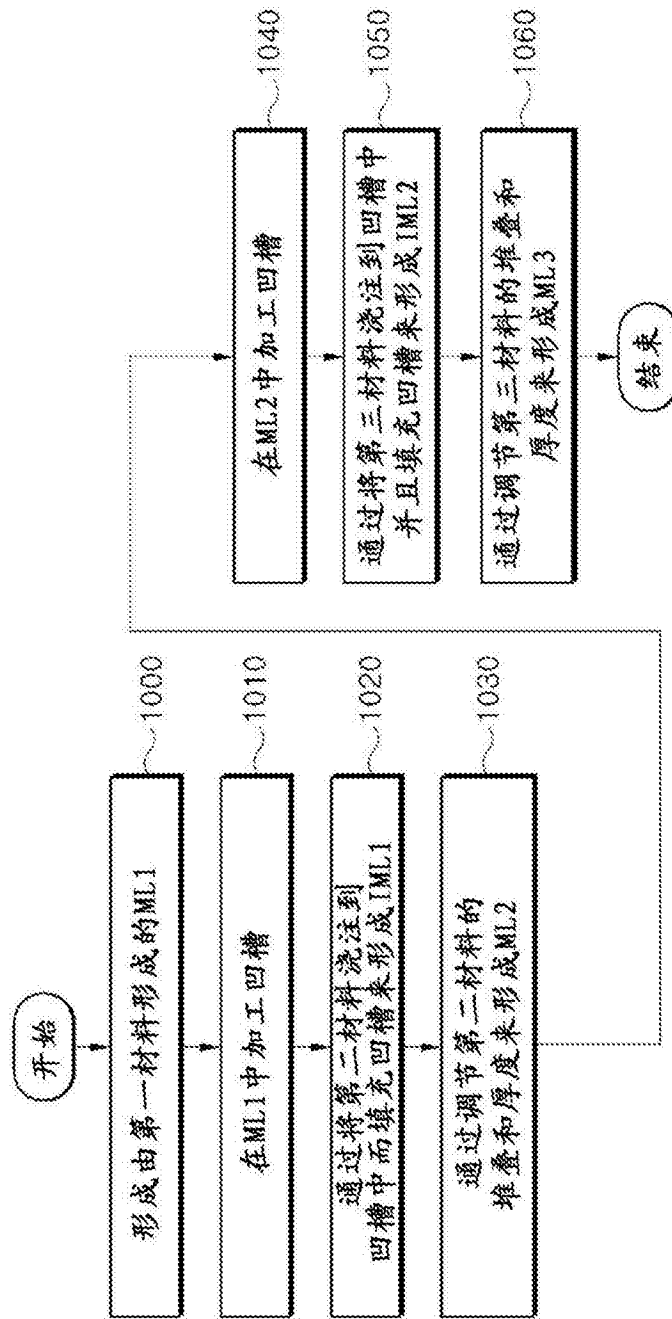


图10

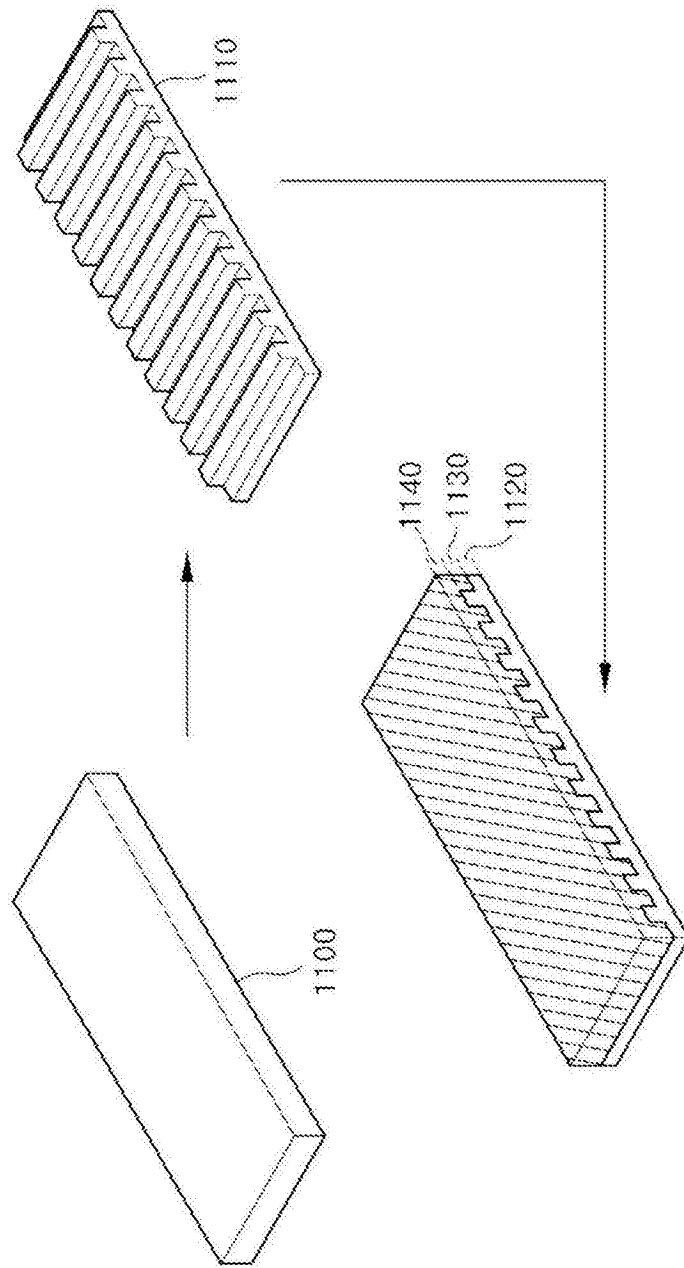


图11

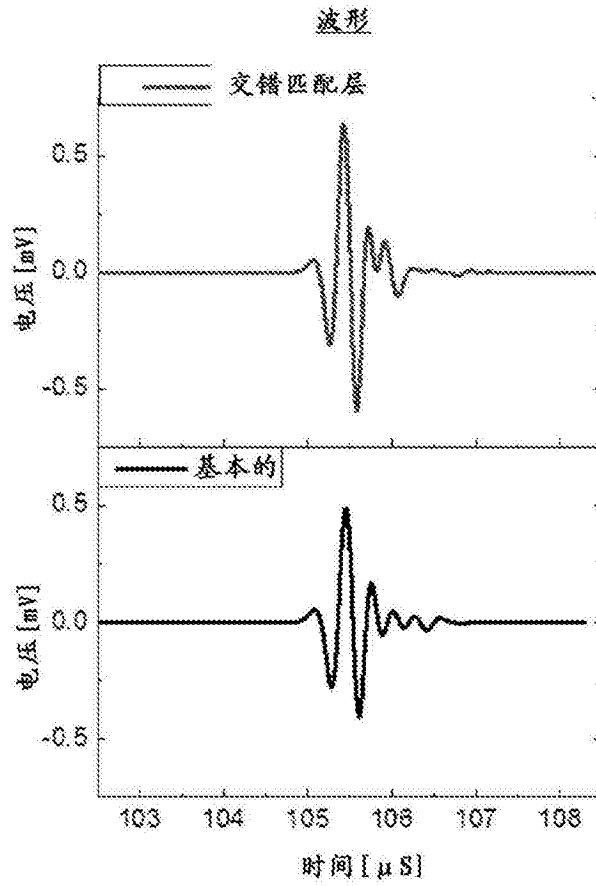


图12

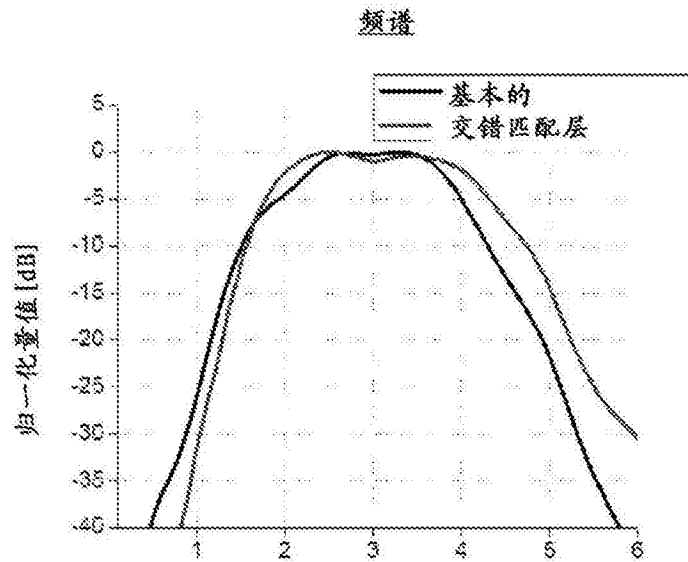


图13

专利名称(译)	包括具有复合结构的匹配层的超声换能器及其制造方法		
公开(公告)号	CN107534815A	公开(公告)日	2018-01-02
申请号	CN201580079075.6	申请日	2015-02-24
[标]申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗器械贸易有限公司		
申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗器械贸易有限公司 庆北大学校产学协力团		
当前申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗器械贸易有限公司 庆北大学校产学协力团		
[标]发明人	卢龙来 李沅锡 裴凡硕 李亨根		
发明人	卢龙来 李沅锡 裴凡硕 李亨根		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 H04R17/00		
代理人(译)	陈炜		
其他公开文献	CN107534815B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种包括具有复合结构的匹配层的超声换能器及其制造方法。根据本发明的一个实施方式的超声换能器包括：有源元件，其包括至少一个压电元件；以及匹配层，其在所述有源元件的前表面上形成，具有至少两层结构，并且对有源元件与被检查的对象之间的声阻抗进行匹配，其中，为了匹配有源元件与被检查的对象之间的声阻抗，通过使用N个数目(N是整数，且 $N \geq 2$)的材料，所述匹配层各自具有声阻抗量值彼此不同的2N个数目的层。

