



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103270775 A

(43) 申请公布日 2013. 08. 28

(21) 申请号 201280004304. 4

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 06. 07

H04R 17/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 8/00 (2006. 01)

2011-128057 2011. 06. 08 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 06. 25

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2012/064629 2012. 06. 07

(87) PCT申请的公布数据

W02012/169568 JA 2012. 12. 13

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 都筑健太郎

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 张丽

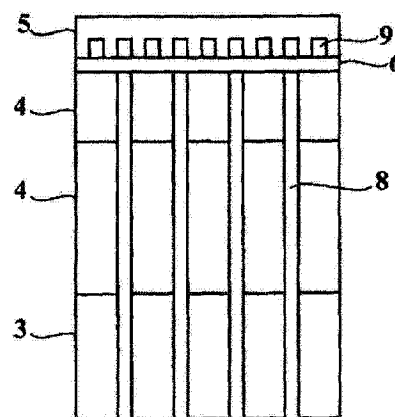
权利要求书1页 说明书6页 附图9页

(54) 发明名称

超声波探测器

(57) 摘要

本发明提供一种能够防止超声波图像中的分辨率劣化,进而能够以高的可靠性引出超声波振子的电极的超声波探测器。具有超声波振子、电极引出层以及低声阻匹配层。超声波振子具有以规定的间距排列的多个元件。电极引出层与超声波振子电连接。低声阻匹配层是设置于电极引出层上、具有比超声波振子低的声阻,并且平行于元件的排列方向地在电极引出层侧的面形成有多个槽的薄片状的层。



1. 一种超声波探测器,其特征在于,具有:
超声波振子,具有以规定的间距排列的多个元件;
电极引出层,与所述超声波振子电连接;以及
薄片状的低声阻匹配层,设置于所述电极引出层上,具有比所述超声波振子低的声阻,平行于所述元件的排列方向地在所述电极引出层侧的面形成有多个槽。
2. 一种超声波探测器,其特征在于,具有:
超声波振子,具有以规定的间距排列的多个元件;
电极引出层,与所述超声波振子电连接;以及
薄片状的低声阻匹配层,设置于所述电极引出层上,具有比所述超声波振子低的声阻,以比所述规定的间距小的间距在所述电极引出层侧的面形成有孔。
3. 根据权利要求1或者2所述的超声波探测器,其特征在于,
还具有高声阻匹配层,该高声阻匹配层具有以与所述规定的间距相同的间距在所述超声波振子上排列的小片,具有低于所述超声波振子并且高于所述低声阻匹配层的声阻,所述电极引出层设置于所述高声阻匹配层上。
4. 根据权利要求1或者3所述的超声波探测器,其特征在于,
所述多个槽以小于等于所述规定的间距的大致 $1/2$ 的间距排列。
5. 根据权利要求3或者4所述的超声波探测器,其特征在于,
所述超声波振子以及所述高声阻匹配层排列于二维的方向上,
所述多个槽排列在相对所述二维的方向平行的方向上。
6. 根据权利要求2或者3所述的超声波探测器,其特征在于,
所述孔具有与小于等于所述规定的间距的大致 $1/4$ 的长度相当的直径。
7. 根据权利要求1、3、4、或者5所述的超声波探测器,其特征在于,
所述低声阻匹配层的厚度是超声波的波长的大致 $1/4$,
所述槽的深度是相对所述低声阻匹配层的厚度为 25% 至 75% 的值。
8. 根据权利要求2、3或者6所述的超声波探测器,其特征在于,
所述低声阻匹配层的厚度是超声波的波长的大致 $1/4$,
所述孔的深度是相对所述低声阻匹配层的厚度为 25% 至 75% 的值。
9. 根据权利要求1、3、4、5或者7所述的超声波探测器,其特征在于,
在所述槽中填充有填充材料。
10. 根据权利要求2、3、6或者8所述的超声波探测器,其特征在于,
在所述孔中填充有填充材料。
11. 根据权利要求9或者10所述的超声波探测器,其特征在于,
所述填充材料是用于将所述低声阻匹配层和电极引出层粘接起来的环氧系列粘接剂。
12. 根据权利要求1至11中的任意一项所述的超声波探测器,其特征在于,
所述低声阻匹配层由具有大于等于 0.43 的泊松比的材料形成。
13. 根据权利要求1至12中的任意一项所述的超声波探测器,其特征在于,
所述低声阻匹配层由聚氨酯、聚乙烯、以及聚酯纤维中的某一种材料形成。

超声波探测器

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波探测器。

背景技术

[0002] 有用超声波在被检体内进行扫描,并根据依据来自被检体内的反射波而生成的接收信号对该被检体的内部状态进行图像化的超声波诊断装置。

[0003] 这样的超声波诊断装置从超声波探测器向被检体内发送超声波,用超声波探测器接收在被检体内部由于声阻的不匹配而产生的反射波,并生成接收信号。在超声波探测器中,在扫描方向上阵列状地配设有多个微小振子,该微小振子根据发送信号进行振动而产生超声波,并接收反射波而生成接收信号。另外,有时将微小振子称为元件。而且,有时将阵列状地配设有微小振子的器件称为超声波振子。

[0004] 参照图 10,说明超声波探测器的基本结构。图 10 是超声波 1D 阵列探测器的基本结构图。如图 10 所示,超声波探测器具备产生超声波的超声波振子 3、从超声波振子 3 朝向生物体接触面侧缓和超声波振子—生物体间的声阻的不匹配的高声阻匹配层(高 AI 匹配层)4、上表面电极引出层 6、低声阻匹配层(低 AI 匹配层)5、使超声波会聚的声音透镜 7。另外,从超声波振子 3 在线缆侧(与生物体接触面相反的一侧)有下表面电极引出层 2 以及背面材料 1。此处,将上表面电极设为 GND (ground:接地)电极。

[0005] 关于高 AI 匹配层 4、低 AI 匹配层 5,从超声波振子 3 朝向生物体在逐渐降低声阻的同时设定有 2~3 层。关于各声音匹配层 4、5 的厚度,广泛地使用波长 λ 的 1/4。此处,波长 λ 是在各声音匹配层 4、5 中传播的超声波的波长。一般地,高 AI 匹配层 4 硬,且切削性良好,所以为了降低与邻接元件的声音的耦合,在分割超声波振子 3 的同时也分割高 AI 匹配层 4。另一方面,关于低 AI 匹配层 5,音速慢,所以无法充分地减小形状比(w/t)。由此,采用接下来的 2 个方法。另外, w 、 t 分别表示低 AI 匹配层 5 的宽度、厚度。

[0006] 第 1 方法是薄片状地层叠橡胶系列材料的低 AI 匹配层 5 的方法。图 11 是基于第 1 方法的超声波探测器的构造图。如图 11 所示,在该构造中,层叠单一的低 AI 匹配层 5,所以能够不考虑形状比(w/t)的进行层叠。在单一的声音匹配层的情况下,超声波振子 3 的指向特性恶化,但通过采用高泊松比材料(例如聚氨酯(polyurethane)材料)作为低 AI 匹配层 5 的材料,能够减轻超声波振子 3 的指向性恶化。一般来说,上表面电极引出层 6 的声阻的值是高 AI 匹配层 4 与低 AI 匹配层 5 之间的值,所以需要在低 AI 匹配层 5 的超声波振子 3 侧层叠上表面电极引出层 6,但在该构造中,能够对超声波振子 3 至高 AI 匹配层 4 进行分割,并在高 AI 匹配层 4 侧薄片状地层叠上表面电极引出层 6、低 AI 匹配层 5,通过充分地确保上表面电极引出层 6 与高 AI 匹配层 4 的接触面积,能够以高的可靠性引出超声波振子 3 的上表面电极(GND 电极)。

[0007] 第 2 方法是分割非橡胶系列低 AI 匹配层 5,并在所形成的槽中填充橡胶系列材料的方法。图 12 是基于第 2 方法的超声波探测器的构造图。在图 12 所示的构造中,无法充分减小低 AI 匹配层 5 的形状比(w/t),但能够用在槽中填充的橡胶系列材料来减轻所产生

的横向振动。另外,低 AI 匹配层 5 被完全或者部分性地分割,所以能够减轻元件间串扰的影响。

发明内容

[0008] 图 13 是示出以往技术的超声波探测器的指向特性仿真结果的图。在图 11 所示的超声波探测器中,跨越多个元件间层叠低 AI 匹配层 5,所以由于元件间的串扰的影响,在图 13 中如箭头所示,元件指向特性针对每个频率而细微地变化,根据在超声波诊断装置中进行图像描绘时的频率,指向性变窄。因此,超声波波束的摆角(Swing angle)变小,成为超声波图像中的扫描方向的分辨率(方位分辨率)显著劣化的原因。

[0009] 在图 12 所示的超声波探测器中,为了还分割低 AI 匹配层 5,在采用了包括超声波振子 3 的上表面电极引出层 6 的构造的情况下,必须与低 AI 匹配层 5 同样地也分割上表面电极引出层 6。超声波探测器的切裁间距成为约 0.2mm 这样的非常窄的间距,所以各元件的上表面电极(GND 电极)引出的可靠性显著降低。

[0010] 图 14 是以往例的超声波探测器的构造图。如图 14 所示,作为引出上表面电极 11 的其他方法,有从超声波振子 3 的端部引出的方法。但是,超声波振子 3 的厚度为 200 μm 至 500 μm ,非常薄,所以难以充分地确保接合面积,存在超声波振子 3 的电极引出的可靠性低的问题。

[0011] 该实施方式用于解决上述问题,其目的在于提供一种超声波探测器,能够防止超声波图像中的方位分辨率的劣化,进而能够得到超声波振子的电极引出的高可靠性。

[0012] 为了解决上述问题,实施方式的超声波探测器具有超声波振子、电极引出层、以及低声阻匹配层。超声波振子具有以规定的间距排列的多个元件。电极引出层与超声波振子电连接。低声阻匹配层是设置于电极引出层上、具有比超声波振子低的声阻,且与元件的排列方向平行地在电极引出层侧的面形成有多个槽的薄片状的层。

[0013] 另外,实施方式的超声波探测器具有超声波振子、电极引出层、以及低声阻匹配层。超声波振子具有以规定的间距排列的多个元件。电极引出层与超声波振子电连接。低声阻匹配层是设置于电极引出层上、具有比超声波振子低的声阻,且以小于规定的间距的间距在电极引出层侧的面形成有孔的薄片状的层。

附图说明

[0014] 图 1 是示出第 1 实施方式的超声波振子以及声音匹配层等的结构的图。

[0015] 图 2 是低 AI 匹配层的构造图。

[0016] 图 3 是示出第 1 实施方式的超声波探测器的指向特性仿真结果的图。

[0017] 图 4 是示出第 2 实施方式的超声波振子以及声音匹配层等的结构的图。

[0018] 图 5 是低 AI 匹配层的构造图。

[0019] 图 6 是一般的超声波 2D 阵列探测器的构造图。

[0020] 图 7 是第 3 实施方式的低 AI 匹配层的构造图。

[0021] 图 8 是示出第 4 实施方式的超声波振子等的结构的图。

[0022] 图 9 是超声波诊断装置的基本结构框图。

[0023] 图 10 是超声波 1D 阵列探测器的基本结构图。

[0024] 图 11 是以往例的超声波探测器的构造图。

[0025] 图 12 是以往例的超声波探测器的构造图。

[0026] 图 13 是示出以往例的超声波探测器的指向特性仿真结果的图。

[0027] 图 14 是以往例的超声波探测器的构造图。

[0028] (符号说明)

[0029] 1:背面材料;2:下表面电极引出层;3:超声波振子;4:高 AI 匹配层;5:低 AI 匹配层;5a:槽;5b:孔;6:上表面电极引出层;7:声音透镜;8:阵列分割槽;9:填充材料;10:下表面电极;11:上表面电极。

具体实施方式

[0030] [第 1 实施方式]

[0031] 参照图 9,说明设置第 1 实施方式的超声波探测器 12 的超声波诊断装置的基本结构。图 9 是超声波诊断装置的基本结构框图。

[0032] 如图 9 所示,在医疗领域中,超声波诊断装置被用于诊断生物体(患者)的疾病。详细而言,超声波诊断装置通过具备超声波振子的超声波探测器向被检体内发送超声波。然后,用超声波探测器接收由于被检体内部中的声阻的不匹配而产生的超声波的反射波,根据上述反射波对被检体的内部状态进行图像化。

[0033] 作为超声波诊断装置,使用阵列状地一维地排列有多个元件(微小振子)的超声波 1D 阵列探测器、或者阵列状地二维地排列有多个元件的超声波 2D 阵列探测器。

[0034] 超声波诊断装置具备超声波探测器 12、发送延迟加法单元 21、发送处理单元 22、控制处理器(CPU) 28、接收延迟加法单元 44、接收处理单元 46、信号处理单元 47、显示控制单元 27、监视器 14。

[0035] 超声波探测器 12 具有超声波振子、匹配层、背衬材料等。

[0036] 在超声波探测器 12 中,在既知的背面材料上设置有多个超声波振子,在该超声波振子上设置有既知的匹配层。即,以背面材料、超声波振子、匹配层的顺序层叠。在超声波振子中,设置有匹配层的面成为超声波的放射面侧,该面的相反侧的面(设置有背面材料的面)成为背面侧。在超声波振子的放射面侧连接有共通(GND)电极(图示省略),在背面侧连接有信号电极(图示省略)。

[0037] 作为超声波振子,能够使用压电陶瓷等声音/电可逆的变换元件等。例如,优选使用锆钛酸铅 $\text{Pb}(\text{Zr}, \text{Ti})\text{O}_3$ 、铌酸锂 (LiNbO_3) 、钛酸钡 (BaTiO_3) 或者钛酸铅 (PbTiO_3) 等陶瓷材料。

[0038] 超声波振子根据来自发送处理单元 22 的驱动信号产生超声波。所产生的超声波在被检体内的声阻不连续的面被反射。各超声波振子接收该反射波,产生信号,按照每个通道而被取入接收处理单元 46。

[0039] 匹配层是为了使超声波振子的声阻与被检体的声阻的声音匹配变得良好而设置的。匹配层既可以仅是 1 层,也可以设置 2 层以上。

[0040] 背衬材料防止超声波从超声波振子向后方传播。

[0041] 另外,背面材料对从超声波振子振荡出的超声波振动和接收时的超声波振动中的、对于超声波诊断装置的图像提取来说不需要的超声波振动分量进行衰减吸收。在背面

材料中一般使用在合成橡胶、环氧树脂或者氨基甲酸酯橡胶等中混入钨、铁酸盐、氧化锌等无机粒子粉末等而得到的材料。

[0042] 发送延迟加法单元 21 根据所述焦距进行延迟加法处理。接收延迟加法单元 44 以与基于发送延迟加法单元 21 的延迟定时相反的定时进行延迟加法处理。

[0043] 接收处理单元 46 具有变迹(Apodization)设备(未图示)、频率调制/解调设备(未图示)、接收缓冲设备(未图示)、接收混频器(未图示)、DBPF(未图示)、离散傅立叶变换设备(未图示)、波束存储器(未图示)。另外,在附加延迟得到的接收定时接收信号并进行放大。放大后的信号被输出到信号处理单元 47。

[0044] 信号处理单元 47 具有 A/D 变换电路、B 模式处理电路、多普勒处理电路等。

[0045] A/D 变换电路对由接收处理单元 46 接收的信号进行 A/D 变换。

[0046] B 模式处理电路从接收处理单元 46 接收信号,实施对数放大、包络线检波处理等,生成以亮度的明亮度表现信号强度的数据。将该数据发送到显示控制单元 27,作为用亮度表示反射波的强度的 B 模式图像,显示于监视器 14。

[0047] 多普勒处理电路根据从接收处理单元 46 接收的信号对速度信息进行频率解析,提取通过多普勒效应得到的血流或组织、造影剂回波分量,针对多点求出平均速度、方差、功率等血流信息。特别地,多普勒处理电路从接收处理单元 46 逐次读出多相位解调数据,运算在各范围中得到的谱,使用所得到的谱来运算 CW 谱图像的数据。

[0048] 显示控制单元 27 使用从信号处理单元 47 接收的数据,生成超声波图像。进而,将所生成的图像与各种参数的文字信息、刻度等一起进行合成,作为视频信号输出到监视器 14。

[0049] 控制处理器(CPU)28 具有作为信息处理装置的功能,控制所述各单元的动作。即,控制超声波诊断装置主体的动作。控制处理器 28 从存储部读出用于实现图像的实时显示功能的专用程序、用于执行规定的扫描时序的控制程序,在自身具有的存储器上展开,执行与各种处理有关的运算/控制等。

[0050] 存储部保管用于通过不同的视场角设定来收集多个个体数据的规定的扫描时序、用于实现图像的实时显示功能的专用程序、用于执行图像生成、显示处理的控制程序、诊断信息(患者 ID、医生意见等)、诊断程序、发送接收条件、体标志生成程序和数据群。

[0051] 以上,说明了设置超声波探测器 12 的超声波诊断装置的基本构造。接下来,说明第 1 实施方式的超声波探测器的主要的结构。

[0052] 关于超声波探测器的基本结构,如上所述,包括声音透镜 7、高 AI 匹配层 4、低 AI 匹配层 5、超声波振子 3、下表面电极引出层 2、上表面电极引出层 6、背面材料 1,经由声音透镜 7 而与被检体接触(参照图 10)。超声波振子 3 成为通过阵列分割槽 8 以规定间距(元件间距)排列有多个元件的结构。高 AI 匹配层 4 也成为被阵列分割槽 8 以与元件间距相同的间距分割、并将所分割的匹配层配置于与元件相同的位置的结构(参照图 11)。有时将所分割出的各个匹配层称为小片。

[0053] 第 1 实施方式的超声波探测器与图 11 所示的以往的超声波探测器不同的点在于低 AI 匹配层 5 的结构。

[0054] 接下来,参照图 1,说明低 AI 匹配层 5 的结构。图 1 是示出超声波振子 3 以及声音匹配层等的结构的图。如图 1 所示,在低 AI 匹配层 5 的超声波振子 3 侧的面(与上表面

电极引出层 6 粘接的面), 平行于元件的排列方向(元件仰角方向)地以小于等于元件间距的 $1/2$ 的间距形成有槽 5a。所形成的槽 5a 的深度优选为低 AI 匹配层 5 的 25% 至 75%。另外, 槽 5a 的宽度优选为小于等于元件间距的 $1/4$ 的长度。进而, 槽 5a 优选用填充材料填充。

[0055] 另外, 为了维持超声波探测器的性能, 低 AI 匹配层 5 由具有大于等于 0.43 的泊松比的材料形成即可, 例如, 由聚氨酯、聚乙烯、以及聚酯中的某一种材料形成。

[0056] 接下来, 参照图 2, 说明超声波探测器的制造方法。图 2 是低 AI 匹配层的构造图。在粘接前的低 AI 匹配层 5 的超声波振子 3 侧, 在相对元件排列方向平行的方向上, 形成间距小于等于阵列分割槽 8 的 $1/2$ 间距、深度为低 AI 匹配层 5 的厚度的 25% 至 75% 的槽 5a (参照图 2)。

[0057] 通过使槽 5a 的间距成为小于等于阵列分割槽 8 的 $1/2$ 间距的间距, 能够使方位分辨率更稳定。另外, 通过使槽 5a 的深度为低 AI 匹配层 5 的厚度的 25% 至 75%, 能够维持声音匹配功能。

[0058] 接下来, 使该加工面与以往方法同样地与上表面电极引出层 6 粘接。此时, 槽 5a 相对阵列分割槽 8 平行即可, 无需一致。因此, 如果使阵列分割槽 8 和低 AI 匹配层 5 的槽 5a 对齐(角度调整), 则能够比较容易地粘接。关于槽 5a 的填充材料的填充方向, 既可以在槽 5a 的形成时预先填充填充材料, 也可以在将低 AI 匹配层 5 与上表面电极引出层 6 粘接时用所涂敷的环氧系列粘接剂来填充。另外, 填充材料以及粘接剂是不影响低 AI 匹配层 5 的声音匹配功能的材料即可。通过对槽 5a 填充填充材料, 能够使槽 5a 的形状稳定。

[0059] 图 3 是示出第 1 实施方式的超声波探测器的指向特性仿真结果的图。比较图 3 和图 13 可知, 元件指向特性并不针对每个频率细微地变化, 并且, 指向性也不会根据利用超声波诊断装置进行图像描出时的频率而变窄。由此, 超声波波束的摆角也不会变小, 能够防止超声波图像中的扫描方向的分辨率(方位分辨率)劣化。

[0060] [第 2 实施方式]

[0061] 接下来, 参照图 4 ~ 图 6, 说明第 2 实施方式的超声波探测器。

[0062] 图 4 是第 2 实施方式的超声波 2D 阵列探测器的构造图、图 5 是低 AI 匹配层的构造图、图 6 是所比较的一般的超声波 2D 阵列探测器的构造图。另外, 构成超声波探测器的各部件与第 1 实施方式相同。

[0063] 如图 4 以及如图 6 所示, 第 2 实施方式的超声波 2D 阵列探测器相对一般的超声波 2D 阵列探测器, 仅低 AI 匹配层 5 的结构不同。

[0064] 接下来, 说明低 AI 匹配层 5 的结构。如图 4 所示, 关于超声波 2D 阵列探测器, 在元件仰角方向、元件方位角方向格子状地进行了元件分割, 所以形成于低 AI 匹配层 5 的槽 5a 也需要格子状地形成。在元件仰角方向、元件方位角方向的元件间距不同的情况下, 设形成于低 AI 匹配层 5 的槽 5a 的间距为小于等于各个方向的元件间距的 $1/2$ 的间距(参照图 5)。此处, 元件方位角方向是指, 与仰角方向以及声音匹配层的层叠方向分别正交的方向。

[0065] 通过使各方向上的槽 5a 的间距为小于等于元件间距的 $1/2$ 的间距, 能够防止三维图像中的方位分辨率的劣化。

[0066] 如果与第 1 实施方式同样地进行阵列分割槽 8 和低 AI 匹配层 5 的槽 5a 的角度调整, 则能够比较容易地进行粘接。与第 1 实施方式同样地, 所形成的槽 5a 优选用填充材料填充。

[0067] [第3实施方式]

[0068] 接下来,参照图7来说明第3实施方式的超声波探测器的构造。另外,超声波探测器的基本的结构与第1实施方式相同。

[0069] 图7是低AI匹配层的构造图。如图7所示,在低AI匹配层5的所述上表面电极侧,以小于等于元件间距的1/2的间距配置直径小于等于元件间距的1/4的孔5b。由此,能够取得充分的声压。在第3实施方式中,设置了代替第1实施方式的槽5a的孔5b。

[0070] 所形成的孔5b的深度优选为匹配层厚的25%至75%。另外,孔5b的部分优选用填充材料填充。

[0071] 关于本实施方式的加工方法,除了所述槽5a被变更为所述孔5b以外,与第1实施方式相同。

[0072] 如以上那样,通过本实施方式,元件间的串扰的影响被减轻,所以元件指向性的针对每个频率的变化被缓和。由此,不依赖于通过超声波诊断装置进行图像提取时使用的频率,而能够维持超声波波束的摆角,能够防止超声波图像中的方位分辨率的劣化。另外,因为是预先加工并层叠低AI匹配层5的构造,所以上表面电极引出层6能够不分割地层叠,能够得到超声波振子3的电极引出的高的可靠性。

[0073] [第4实施方式]

[0074] 接下来,参照图8来说明第4实施方式的超声波探测器的构造。另外,在第4实施方式中,主要说明与第1实施方式不同的结构,关于与第1实施方式相同的结构,省略其说明。

[0075] 在第1实施方式中,在超声波振子3上排列有高AI匹配层4,在高AI匹配层4上设置有上表面电极引出层6,在上表面电极引出层6上设置有低AI匹配层5。

[0076] 相对于此,参照图8来说明第4实施方式的超声波振子3等的构造。图8是示出超声波振子3等的结构的图。如图8所示,在超声波振子3上设置有上表面电极引出层6,在上表面电极引出层6上设置有低AI匹配层5。

[0077] 另外,在第1实施方式中,将低AI匹配层5设为具有比高AI匹配层4低的阻抗,但在第4实施方式中将低AI匹配层5设为具有比超声波振子3低的声阻。

[0078] 在第4实施方式中高AI匹配层4可省略的理由在于,在用相对被检体而声阻之差小的材料制作了超声波振子3的情况下,无需在超声波振子3与被检体之间隔有高AI匹配层4以及低AI匹配层5这二种,而隔有低AI匹配层5就足够了。

[0079] 另外,在第4实施方式中,与第1实施方式同样地,在超声波振子3上设置阵列分割槽8,另外,在低AI匹配层5中设置槽5a。进而,优选槽5a用填充材料9填充。

[0080] 另外,在第4实施方式中,也可以与第3实施方式同样地,代替槽5a而设置孔5b。

[0081] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式作为例子而提示,而并不意图限定发明的范围。这些新的实施方式能够通过其他方式实施,能够在不脱离发明的要旨的范围内,进行各种省略、置换、变更。这些实施方式及其变形包含于发明的范围、要旨中,并且包含于权利要求书记载的发明和其均等的范围中。

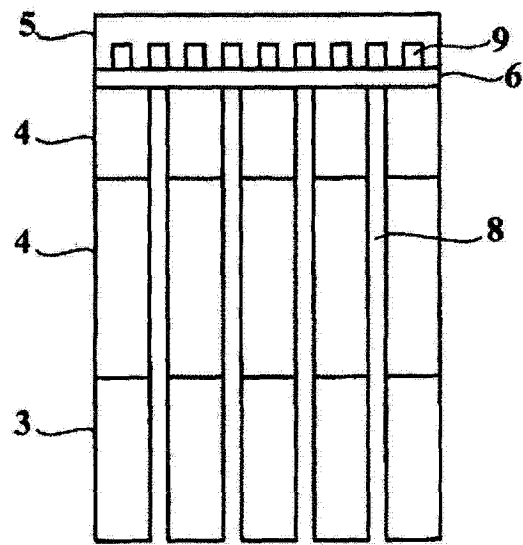


图 1

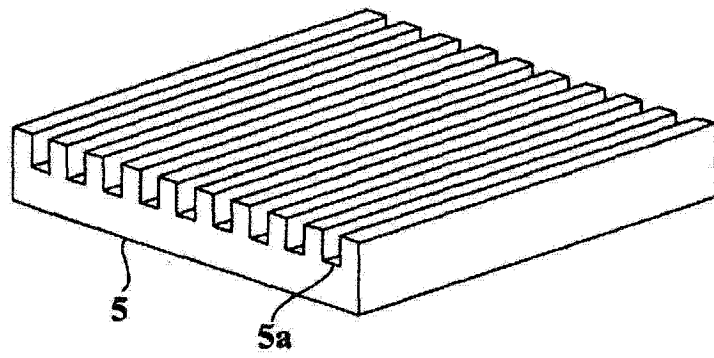


图 2

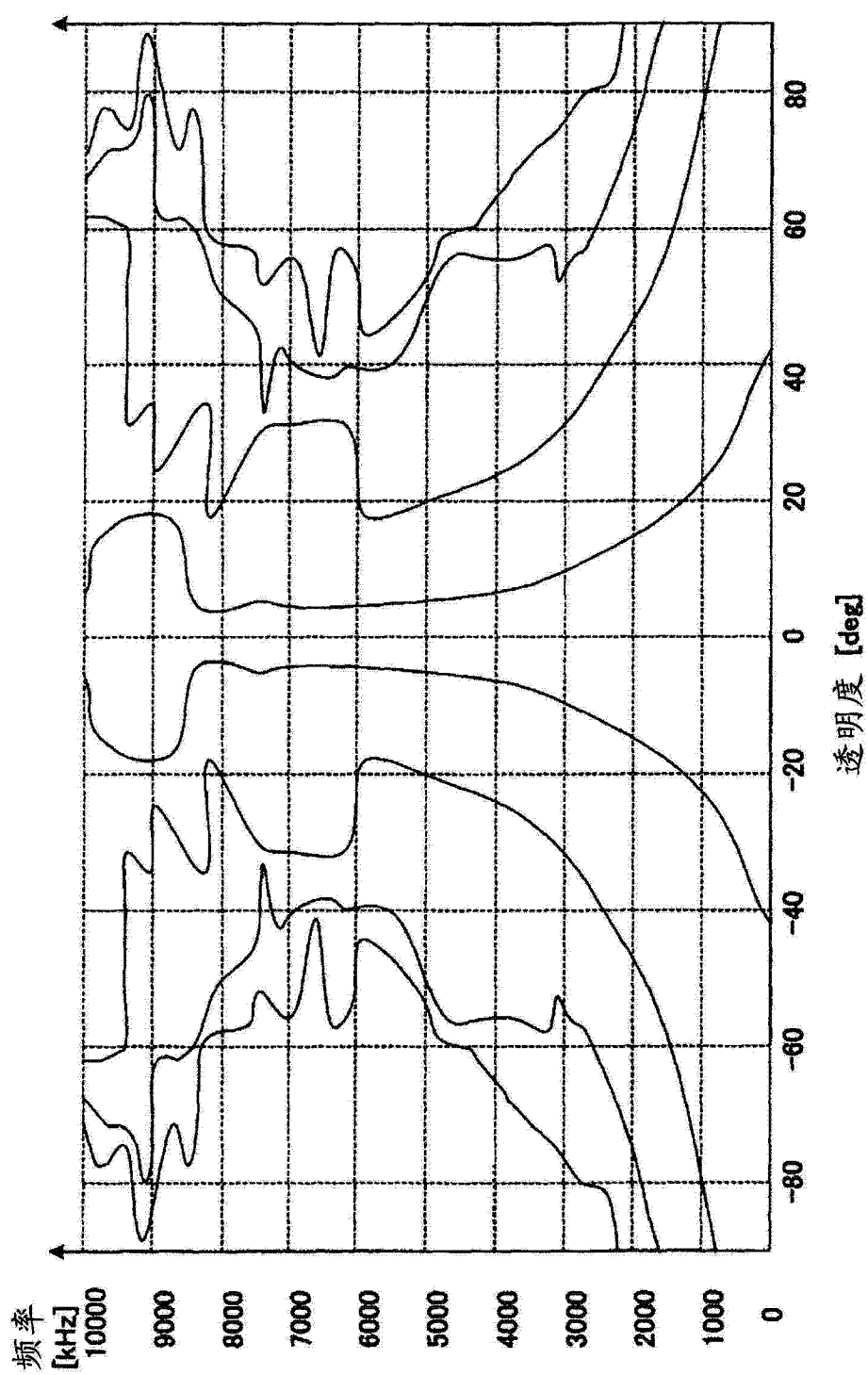


图 3

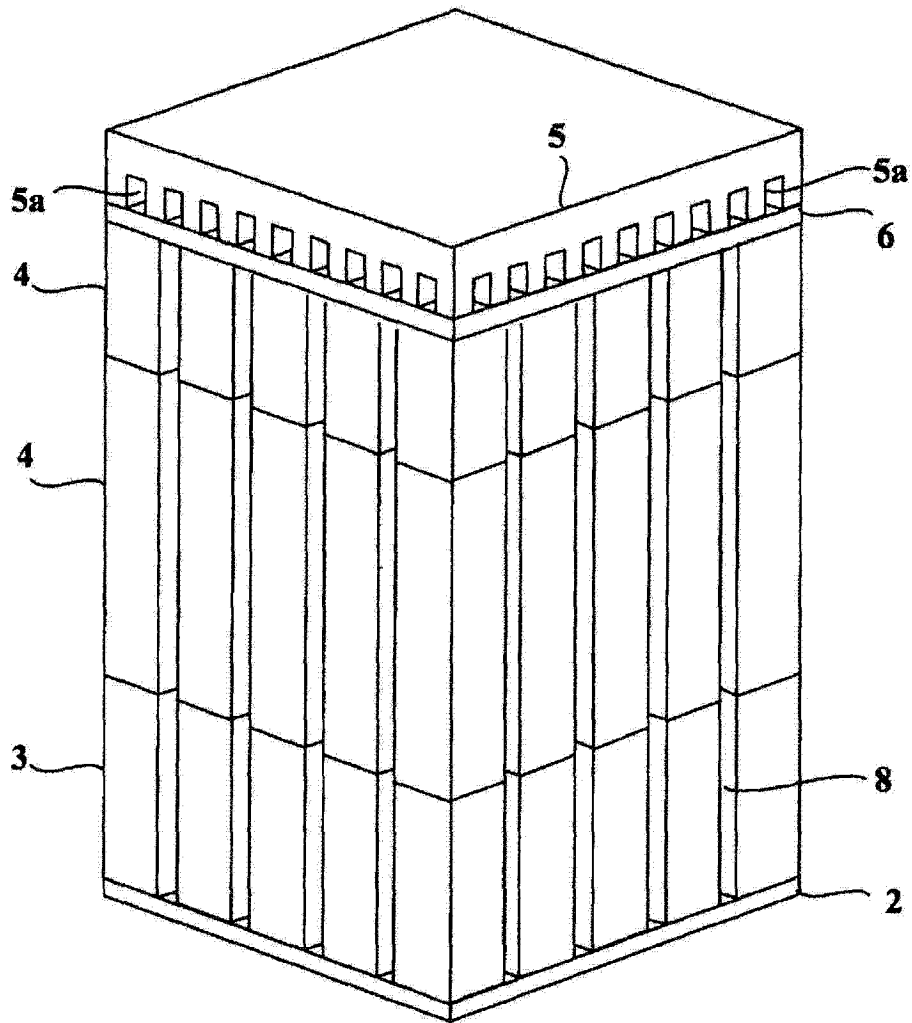


图 4

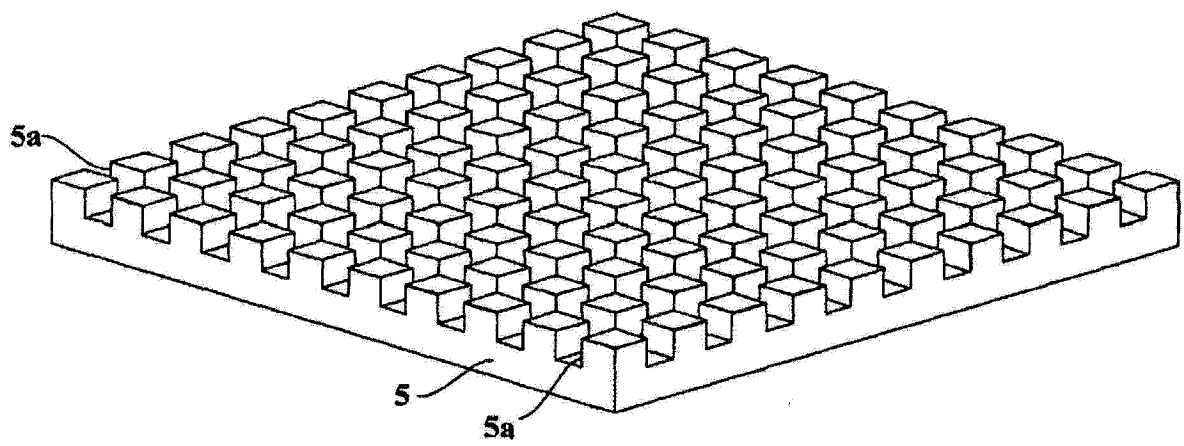


图 5

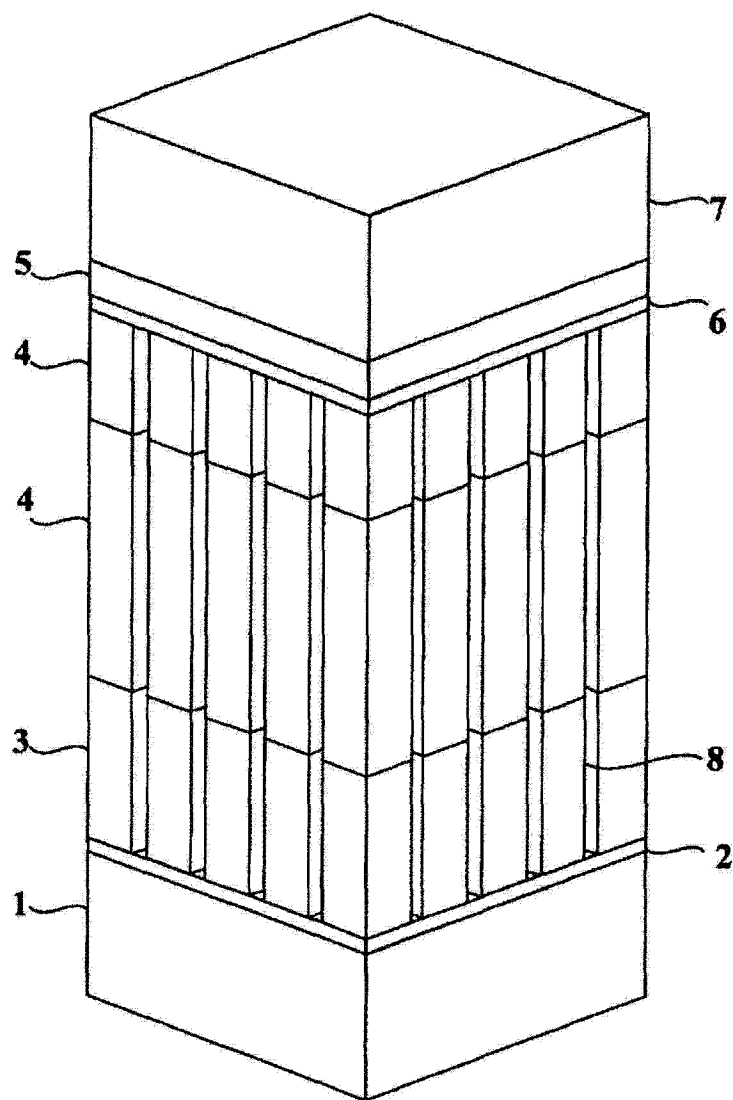


图 6

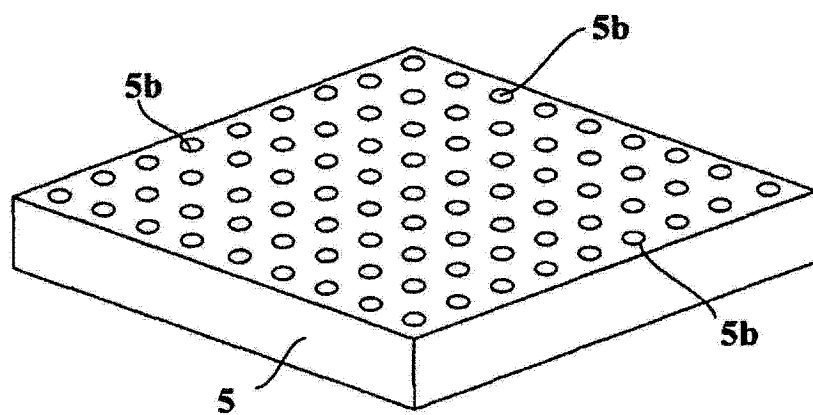


图 7

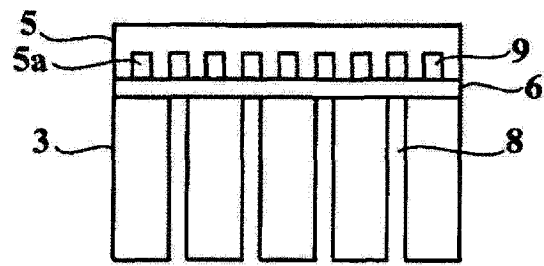


图 8

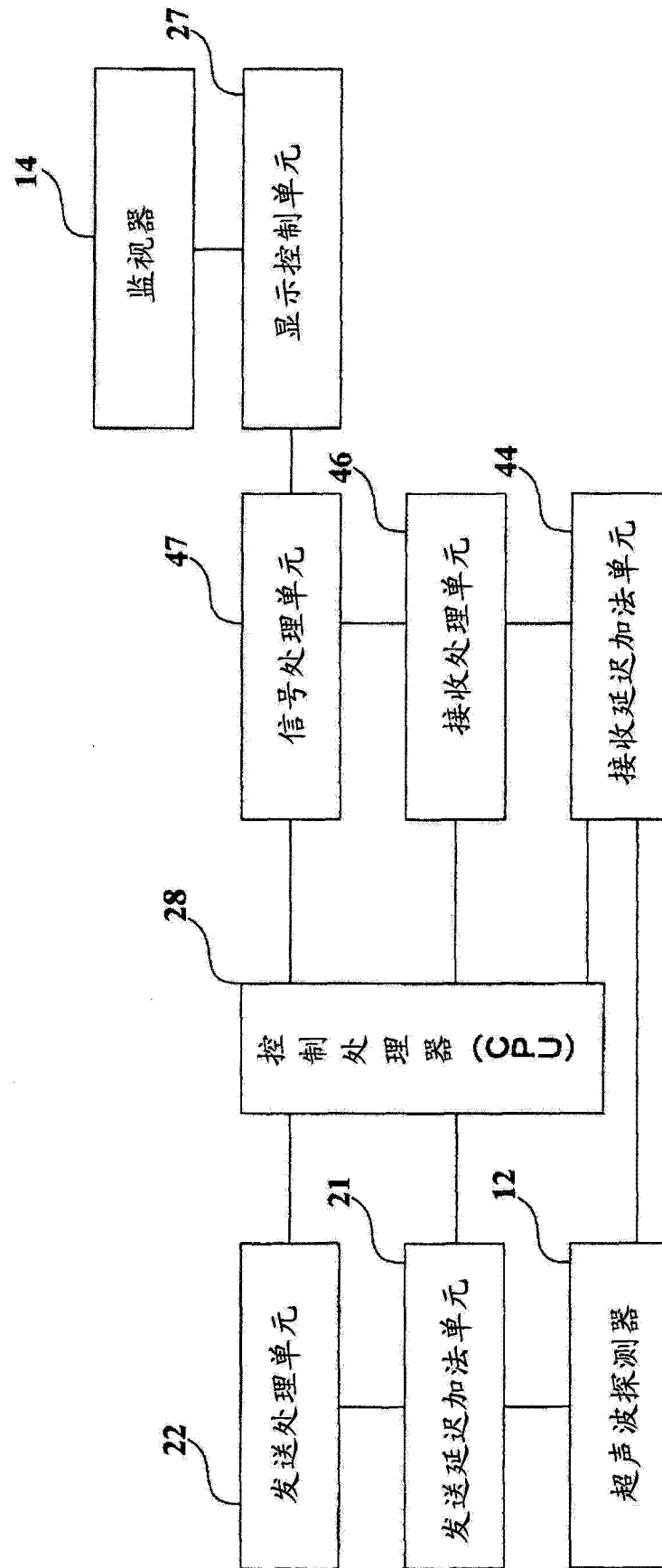


图 9

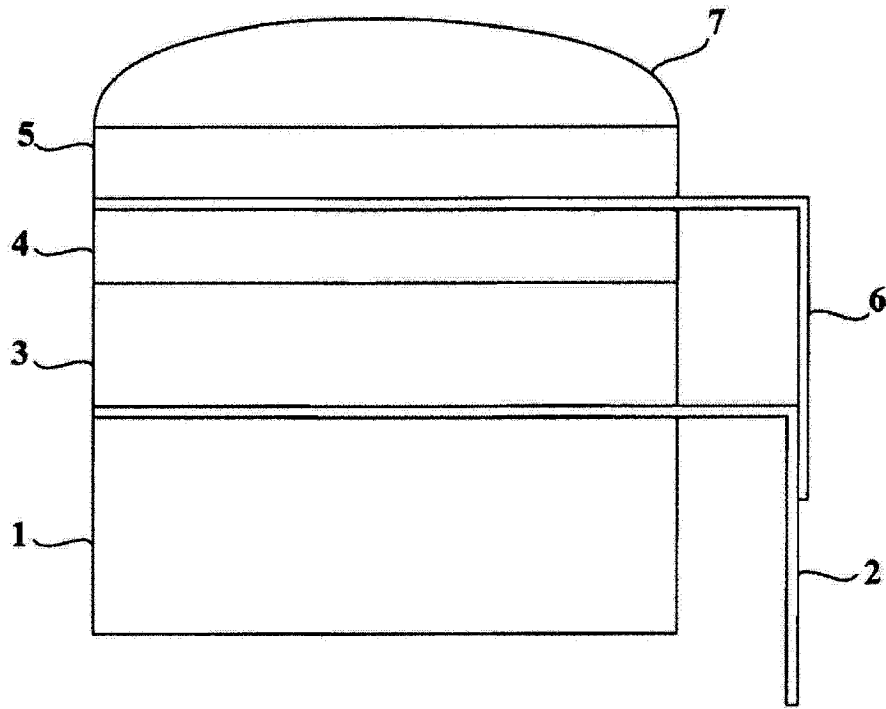


图 10

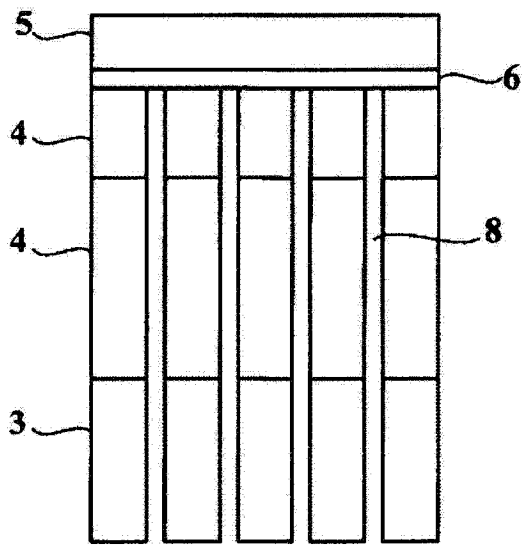


图 11

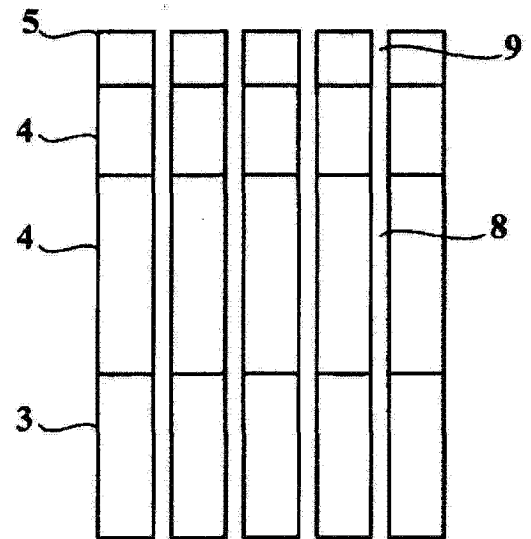


图 12

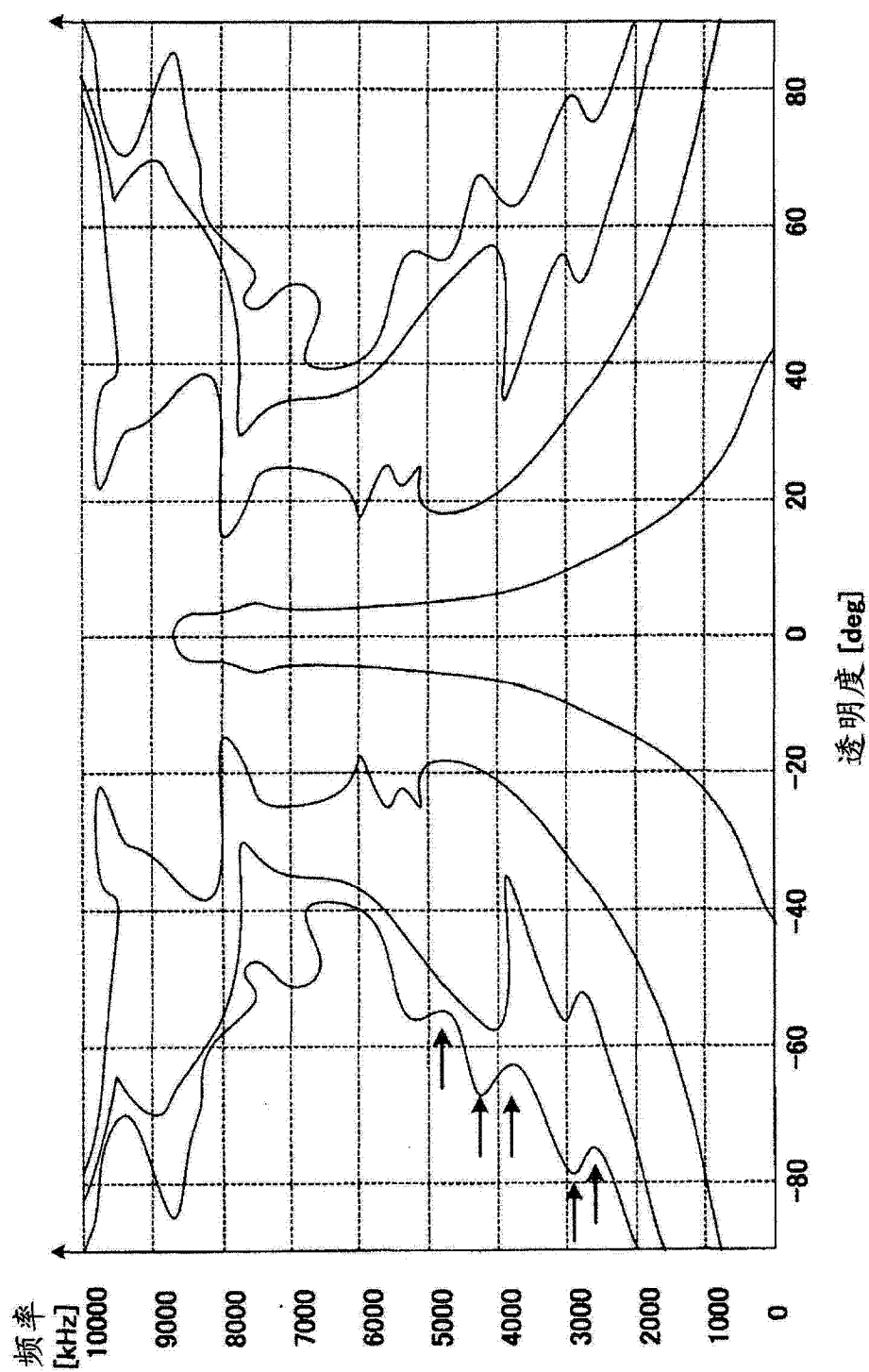


图 13

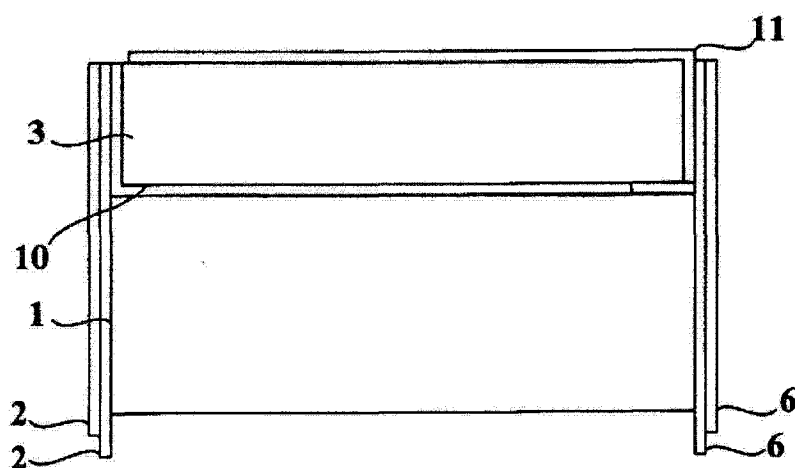


图 14

专利名称(译)	超声波探测器		
公开(公告)号	CN103270775A	公开(公告)日	2013-08-28
申请号	CN201280004304.4	申请日	2012-06-07
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	都筑健太郎		
发明人	都筑健太郎		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4494 A61B8/4483 B06B1/0622 G10K11/02		
代理人(译)	张丽		
优先权	2011128057 2011-06-08 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种能够防止超声波图像中的分辨率劣化，进而能够以高的可靠性引出超声波振子的电极的超声波探测器。具有超声波振子、电极引出层以及低声阻匹配层。超声波振子具有以规定的间距排列的多个元件。电极引出层与超声波振子电连接。低声阻匹配层是设置于电极引出层上、具有比超声波振子低的声阻，并且平行于元件的排列方向地在电极引出层侧的面形成有多个槽的薄片状的层。

