



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103298409 A

(43) 申请公布日 2013. 09. 11

(21) 申请号 201280004054. 4

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 05. 31

A61B 8/00 (2006. 01)

H04R 17/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2011-123922 2011. 06. 02 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 06. 07

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2012/064144 2012. 05. 31

(87) PCT申请的公布数据

W02012/165573 JA 2012. 12. 06

(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 芝本弘一

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 杨谦 房永峰

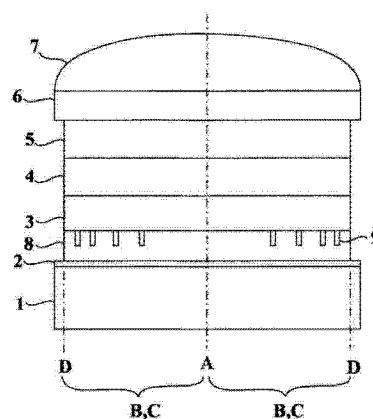
权利要求书1页 说明书7页 附图7页

(54) 发明名称

超声波探头

(57) 摘要

提供一种以廉价并且高可靠性的方式进行了加权(weighting)的超声波探头。实施方式的超声波探头具有压电振子和层,压电振子收发超声波。层与压电振子的背面即与收发超声波的一侧的面相反的面相接合;层具有比压电振子更大的声阻抗和杨氏模量;层具有多个槽,这些槽以槽口朝向压电振子的背面的方式配置;多个槽形成槽的容积相对于层的体积所占的比例沿着从压电振子的背面的中央部到端部的方向而增加。



1. 一种超声波探头,具有:
用于收发超声波的压电振子;以及
与所述压电振子的背面接合且具有比所述压电振子大的声阻抗的层,所述背面是所述压电振子的收发超声波一侧的面的相反侧的面;
其特征在于,
所述层具有多个槽,所述槽形成为其槽口朝向所述压电振子的背面;
所述多个槽形成为,该槽的容积相对于所述层的体积所占的比例沿着从所述压电振子的背面的中央部到端部的方向增加。
2. 如权利要求1所述的超声波探头,其特征在于,
所述层具有比所述压电振子大的杨氏模量。
3. 如权利要求1所述的超声波探头,其特征在于,
所述多个槽以沿着从所述压电振子的背面的中央部到端部的方向所述槽的间距变窄、沿着从所述压电振子的背面的中央部到端部的方向所述槽的宽度变宽、或者沿着从所述压电振子的背面的中央部到端部的方向所述槽的深度加深的方式来形成,或者,以这些方式之中的两种以上的组合来形成。
4. 如权利要求1~3中任一项所述的超声波探头,其特征在于,
所述槽的深度比所述层的厚度小。
5. 如权利要求1~3中任一项所述的超声波探头,其特征在于,
所述槽贯穿所述层。
6. 如权利要求1~3中任一项所述的超声波探头,其特征在于,
在所述压电振子的背面上与所述层的所述多个槽的位置相对应地形成有多个比与所述压电振子的厚度相当的深度浅的槽。
7. 如权利要求1~6中任一项所述的超声波探头,其特征在于,
所述槽中填充有树脂材料。
8. 如权利要求1~6中任一项所述的超声波探头,其特征在于,
所述层的声阻抗大于等于 30[Mrayl],以及/或者,杨氏模量大于等于 50[GPa]。
9. 如权利要求1~6中任一项所述的超声波探头,其特征在于,
所述层具有导电体。

超声波探头

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波探头。

背景技术

[0002] 存在一种超声波诊断装置,通过超声波扫描被检体内,基于由来自被检体内的反射波生成的接收信号,将该被检体的内部状态图像化。这样的超声波诊断装置从超声波探头向被检体内发送超声波,并由超声波探头接收在被检体内部由于声阻抗的不匹配而产生的反射波,由此生成接收信号。其中,与超声波的发送接收方向正交的方向有时候被称为透镜方向、分层(slice)方向或正视(elevation)方向。另外,与超声波的发送接收方向以及透镜方向正交的方向有时候被称为阵列方向。

[0003] 超声波探头具有压电振子,该压电振子基于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。在阵列方向上配置有多个元件的压电振子被称为一维阵列超声波振子。

[0004] 为了减小一维阵列超声波振子的透镜方向声场的旁瓣、实现均匀声场,存在一种对压电振子 3 进行发送声压强度或接收灵敏度加权的技术(例如专利文献 1)。加权技术有时候也称为权重(weighting)技术。

发明内容

[0005] 发明要解决的课题

[0006] 但是,作为加权技术的一个实例,在对没有足够强度的陶瓷等具有脆性的压电振子进行槽加工时,压电振子可能会破损,导致压电元件 3 的可靠性下降。进而,对压电振子进行加工时所受的制约引起成本升高,并同时存在着槽加工受限、难以实现充分而且理想的加权的问题。

[0007] 本实施方式是为了解决上述问题而提出的,其目的是提供一种以廉价并且高可靠性的方式进行了加权的超声波探头。

[0008] 用于解决课题的手段

[0009] 为了解决上述课题,实施方式的超声波探头具有压电振子和层,压电振子收发超声波。层与压电振子的背面即收发超声波的一侧的面的相反侧的面接合;层具有比压电振子更大的声阻抗;层具有多个槽,这些槽以槽口朝向压电振子的背面的方式配置;多个槽形成为槽的容积相对于层的体积所占比例沿着从压电振子的背面的中央部到端部的方向而增加。

附图说明

[0010] 图 1 是第 1 实施方式的超声波探头沿透镜方向切开时的剖视图。

[0011] 图 2 是超声波探头沿阵列方向切开时的剖视图。

[0012] 图 3 是表示超声波探头的声模拟的结果(发送声压最大值)的图。

- [0013] 图 4 是第 2 实施方式的超声波探头沿透镜方向切开时的剖视图。
- [0014] 图 5 是第 3 实施方式的超声波探头沿透镜方向切开时的剖视图。
- [0015] 图 6 是表示超声波探头的声模拟的结果(发送声压最大值)的图。
- [0016] 图 7 是作为比较例的超声波探头沿阵列方向切开时的剖视图。
- [0017] 图 8 是表示作为比较例的声模拟的结果(发送声压最大值)的图。

具体实施方式

[0018] 接下来,参照各图对实施方式的超声波探头进行说明。

[0019] 超声波探头包含压电振子 3 和具有更大的声阻抗的中间层 8,由此实现了使压电振子 3 的厚度达到超声波的波长 λ 的 $1/4$ 的结构(以下称为 $\lambda/4$ 振动结构)。此外,中间层 8 也被称为硬背(hard back)。通过采用 $\lambda/4$ 振动结构,可以抑制经中间层 8 反射的超声波对压电振子 3 造成的影响。

[0020] 在 $\lambda/4$ 振动结构中,对具有更高强度并易于加工的中间层 8 进行槽加工,由此实现发送接收灵敏度的加权。具体而言,可以考虑以下的结构。这里,中间层 8 的背面指的是中间层 8 的位于压电振子 3 一侧的面的相反侧的面。

[0021] (1)形成槽 9,该槽 9 具有从压电振子 3 一侧的面开始达到中间层 8 的厚度的中途为止的深度(参照图 1)。

[0022] (2)形成槽 9,该槽 9 具有从中间层 8 的背面开始达到压电振子 3 一侧端面为止的深度(参照图 4)。

[0023] (3)形成槽 9,该槽 9 具有从中间层 8 的背面开始达到压电振子 3 的厚度的中途为止的深度(参照图 5)。这时的压电振子 3 的槽 9 的深度比较例(参照图 7)的槽 9 的深度浅即可。

[0024] 下面对各实施方式的结构进行说明。进而,对通过有限元分析实施的声模拟结果进行说明。

[0025] 【第 1 实施方式】

[0026] 下面参照图 1、图 2 和图 3 说明第 1 实施方式的超声波探头的结构和制造方法。

[0027] 图 1 是超声波探头沿透镜方向切开时的剖视图,图 2 是超声波探头沿阵列方向切开时的剖视图。这里作为超声波探头的代表实例,针对一维的扇形阵列探头(sector array probe)进行说明。

[0028] 如图 1 和图 2 所示,超声波探头具有背面部件 1、信号引出用基板 2、压电振子 3、声匹配层、声透镜 7 和中间层 8。其中,信号引出用基板 2 有时候称为 FPC (Flexible Print Circuit :软性印刷电路板)。

[0029] 在已知的背面部件(省略图示)上设置多个压电振子 3,在这些压电振子 3 上设置已知的声匹配层,进而在声匹配层之上隔着 FPC (省略图示)设置已知的声透镜 7。即,按照背面部件 1、压电振子 3、声匹配层、FPC、声透镜 7 的顺序层叠。在压电振子 3 上设置有声匹配层的面成为超声波的放射面侧,与该面相反的一侧的面(设置有背面部件 1 的面)成为背面。压电振子 3 的放射面连接着公共(GND)电极,背面连接着信号电极。在压电振子 3 的背面一侧设置有中间层 8,该中间层 8 下方设置有 FPC2,进而,在 FPC2 的下方设置有背面部件 1。此外,中间层 8 的详细情况将在后文叙述。

[0030] 压电振子 3 可以使用压电陶瓷等声 / 电可逆式变换元件等。例如,可以优选使用锆钛酸铅 $\text{Pb}(\text{Zr},\text{Ti})\text{O}_3$ 、铌酸锂 (LiNbO_3) 、钛酸钡 (BaTiO_3) 或钛酸铅 (PbTiO_3) 等陶瓷材料。

[0031] 声匹配层是为了改善超声波振子的声阻抗与被检体的声阻抗的声匹配而设置的。声匹配层既可以只有 1 层,也可以有 2 层,也可以如本实施方式所示有第一声匹配层 4、第二声匹配层 5、第三声匹配层 6 等 3 层以上。

[0032] 背面部件 1 防止超声波从超声波振子向后方传播。另外,背面部件 1 衰减吸收从压电振子 3 振荡产生的超声波振动和接收时的超声波振动之中的、超声波诊断装置(省略图示)的图像提取所不需要的超声波振动成分。背面部件 1 通常使用在合成橡胶、环氧树脂或聚氨酯橡胶等之中掺进钨、铁氧体、氧化锌等无机粒子粉末等所形成的材料。

[0033] [中间层]

[0034] 下面参照图 1 和图 2 说明中间层 8。

[0035] 如图 1 和图 2 所示,在压电振子 3 的背面和 FPC2 之间配置有中间层 8。

[0036] 中间层 8 使用声阻抗比压电振子 3 (约 30Mrayl) 大、杨氏模量比压电振子 3 (约 50Gpa) 大的更硬的材料。

[0037] 作为中间层 8 所使用材料的一个实例,可以使用金、铅、钨、蓝宝石、硬质合金等。利用这些材料形成中间层 8,就可以很容易地在中间层 8 上形成槽 9。

[0038] 中间层 8 上设置着具有导电性的部件。作为具有导电性的部件的一个实例,可以使用金、铅、钨、硬质合金等。利用具有导电性的部件,可以经由中间层 8 将压电振子 3 的下面电极与 FPC2 连接起来。

[0039] (槽)

[0040] 中间层 8 上设置有用以加权的多个槽 9。多个槽 9 以其槽口朝向压电振子 3 的背面的方式配置。多个槽 9 按照槽 9 的容积相对于中间层 8 的体积所占的比例沿着从压电振子 3 的背面的中央部到端部的方向(透镜方向、分层方向)而增加的方式形成。

[0041] 这里,将中间层 8 与压电振子 3 的背面的中央部和端部相对应的位置表示为 A 和 D。另外,将位置 A 到位置 D 之间与位置 A 的距离为任意距离 L 的位置、及其一半距离 $L/2$ 的位置表示为 C 和 B。进而,将 A-B 之间的中间层 8 的体积以及 B-C 之间的中间层 8 的体积表示为 V_1 和 V_2 。这时,多个槽 9 按照 B-C 之间的槽 9 的容积 V_2 大于等于 A-B 之间的槽 9 的容积 V_1 的方式而形成($V_1 \leq V_2$)。此外, $V_2=V_1$ 的状态存在于 A-B 之间和 B-C 之间没有形成槽 9 时。

[0042] 多个槽 9 基于以下的具体实例中的某一个而形成。这里假定中间层 8 具有一定的厚度。

[0043] (实例 1)

[0044] 多个槽 9 按照相邻接的槽 9 之间的距离即间距(pitch)在透镜方向上变窄(由疏变密)的方式形成。即,B-C 之间的间距 P_2 比 A-B 之间的间距 P_1 狭窄($P_2 \leq P_1$)。

[0045] (实例 2)

[0046] 另外,多个槽 9 按照其宽度变大的方式形成。即,B-C 之间的槽 9 的宽度 W_2 比 A-B 之间的槽 9 的宽度 W_1 大($W_1 \leq W_2$)。这里,所谓宽度指的是在透镜方向上的长度。

[0047] (实例 3)

[0048] 另外,多个槽 9 按照其深度增大的方式形成。即,B-C 之间的槽 9 的深度 D_2 比 A-B

之间的槽 9 的深度 $D1$ 大 ($D1 \leq D2$)。这里,所谓的深度指的是在与透镜方向和阵列方向都正交的方向上(超声波的发送接收方向)的长度。

[0049] (实例 4)

[0050] 另外,多个槽 9 按照实例 1 ~ 3 中的任意两个以上组合而成的方式形成。

[0051] [超声波探头的制造方法]

[0052] 在中间层 8 中加工形成未贯穿的槽 9。将中间层 8 形成有槽 9 的面与压电振子 3 的背面层叠。进而,在中间层 8 的背面上接合 FPC2 和背面部件 1。接合的实例通常是使用环氧类粘接剂等的粘接接合。其结果是,中间层 8 的槽 9 之间填充上环氧树脂。对中间层 8 单独进行了槽加工之后再与 FPC2 接合,因此容易加工。另外,由于在槽 9 中填充了环氧类树脂剂,因此利用槽 9 的固着效果而提高了中间层 8 的粘接强度。

[0053] 其后,在压电振子 3 的声放射面一侧层叠声匹配层(第一声匹配层 4、第二声匹配层 5、第三声匹配层 6)。针对该层叠结构,通过从声匹配层一侧开始进行切割实现元件阵列化之后,通过接合声透镜 7 而完成超声波探头的制造。

[0054] [声模拟的结果]

[0055] 接下来参照图 3 说明第 1 实施方式的超声波探头的声模拟的结果。图 3 是表示超声波探头的声模拟的结果(发送声压最大值)的图。

[0056] 使压电振子 3 按照脉冲波形振动,并测绘出在以水为介质时第三匹配层表面上的发送声压的最大值。确认了深度达到中间层 8 的厚度的中途为止的槽 9 所产生的影响。槽 9 按照实例 1 所示方式形成。

[0057] 在图 3 中,纵轴表示分贝 [dB],横轴表示从中央部开始到透镜方向的端部的位置 [mm]。例如,中央部的位置表示为 0[mm],端部的位置表示为 6[mm]、-6[mm]。另外,将槽 9 的深度相对于中间层 8 的厚度的值表示为“0”、“1/7”、“1/2”、“9/10”。

[0058] 如图 3 所示,与尚未加工出槽 9 的情形即槽 9 深度相对于中间层 8 的厚度的值为 0 时相比较,随着槽 9 从“1/7”到“9/10”逐渐加深,与中央部(0[mm])相比,透镜方向的端部(5[mm]、-5[mm])的灵敏度逐渐下降,发送灵敏度的加权效果提高。

[0059] 【第 2 实施方式】

[0060] 下面参照图 3 和图 4 说明第 2 实施方式的超声波探头的结构和制造方法。图 4 是第 2 实施方式的超声波探头沿透镜方向切开时的剖视图。

[0061] 超声波探头的基本结构与实施例 1 相同。在第 1 实施方式中,中间层 8 的槽 9 是从压电振子 3 一侧开始以未贯穿中间层 8 的厚度的方式而形成的,这里则针对贯穿的情形进行说明。在这种情况下,先将压电振子 3 和中间层 8 进行接合之后,再从中间层 8 一侧开始形成预定的槽 9,或者先将 FPC2 和中间层 8 进行接合之后,再从中间层 8 一侧开始形成预定的槽 9。此后的制造方法与第 1 实施方式的实例相同。

[0062] [声模拟的结果]

[0063] 接下来参照图 3 说明第 2 实施方式的超声波探头的声模拟的结果。

[0064] 在图 3 中,槽 9 深度值表示为与中间层 8 的厚度相对的“1/1”。确认了以贯穿中间层 8 的厚度的方式加工而成的槽 9 所产生的影响。如图 3 所示,与中央部(0[mm])相比,透镜方向的端部(5[mm]、-5[mm])的灵敏度下降,发送灵敏度的加权效果提高。

[0065] 【第 3 实施方式】

[0066] 下面参照图 5 和图 6 说明第 3 实施方式的超声波探头的结构和制造方法。图 5 是超声波探头沿透镜方向切开时的剖视图。

[0067] 第 3 实施方式的超声波探头的基本结构与第 1 实施方式相同。在第 1、第 2 实施方式中仅在中间层 8 形成有槽 9, 这里则是包括压电振子 3 在内形成槽 9。在这种情况下, 先将压电振子 3 和中间层 8 进行接合之后, 再从中间层 8 一侧开始形成预定的槽 9。此后的制造方法与第 1 实施方式相同。

[0068] [声模拟的结果]

[0069] 接下来参照图 6 说明第 3 实施方式的超声波探头的声模拟的结果。图 6 是表示超声波探头的声模拟的结果(发送声压最大值)的图。

[0070] 在图 6 中, 纵轴表示分贝 [dB], 横轴表示从中央部开始到透镜方向的端部的位置。例如, 中央部的位置表示为 0, 端部的位置表示为 6、-6。另外, 将槽 9 的深度相对于压电振子 3 的厚度的值表示为“1/20”、“1/4”、“1/2”、“1/1”。

[0071] 如图 6 所示, 当不仅在中间层 8、而且在压电振子 3 中也加工出槽 9 的情况下, 与中央部(0[mm])相比, 透镜方向的端部(5[mm]、-5[mm])的灵敏度下降, 发送灵敏度的加权效果提高。

[0072] [比较例]

[0073] 接下来参照图 7 简单地说明比较例中的超声波探头的结构。图 7 是作为比较例的超声波探头沿透镜方向切开时的剖视图。

[0074] 如图 7 所示, 比较例的结构与在上述实施方式的不同之处在于, 其不具有中间层 8, 而且其仅在压电振子 3 中加工出槽 9。

[0075] 与实施方式中的槽 9 相同, 在压电振子 3 中加工形成的槽 9 形成为, 通过使槽 9 的宽度、深度、间距变化, 从压电振子 3 的中央部开始到透镜方向上的端部, 槽 9 的容积相对于压电振子 3 的体积所占比例逐渐增加。由此, 就可以对压电振子 3 进行在分层方向(透镜方向)上的加权。

[0076] 此外, 前面提到了在对具有脆性的压电振子 3 实施槽加工时存在着槽加工过程中的制约等问题, 但在这里假设在比较例中的压电振子 3 中不存在槽加工的制约, 进行了充分的加权。

[0077] [比较例中的声模拟的结果]

[0078] 图 8 是表示比较例中的超声波探头的声模拟结果的图。使压电振子 3 按照脉冲波形振动, 并测绘出在以水为介质时第三声匹配层 6 的表面上的发送声压的最大值。根据声模拟结果确认了槽 9 的深度所产生的影响。

[0079] 在图 8 中, 纵轴表示分贝 [dB], 横轴表示从中央部开始到透镜方向的端部的位置 [mm]。例如, 中央部的位置表示为 0[mm], 端部的位置表示为 6[mm]、-6[mm]。另外, 将槽 9 的深度相对于压电振子 3 的厚度的值表示为“1/20”、“1/4”、“1/2”、“1/1”。

[0080] 如图 8 中从“1/20”到“1/1”的状况所示, 随着槽 9 的加深, 与中央部相比, 端部的灵敏度下降, 可知发送灵敏度被加权。

[0081] [声模拟结果的比较]

[0082] 接下来参照图 3 和图 8 对第 1、第 2 实施方式中的声模拟结果与比较例中的声模拟结果的比较进行说明。

[0083] 如图 3 所示,当实施方式中的压电振子 3 中形成的槽 9 的深度为例如“9/10”(第 1 实施方式)、“1/1”(第 2 实施方式)时,在端部(5[mm]、-5[mm])的发送灵敏度分别约为 -4.5[dB]。另一方面,如图 8 所示,当比较例中的压电振子 3 中形成的槽 9 的深度为例如“1/1”时,在端部(5[mm]、-5[mm])的发送灵敏度约为 -5.5[dB]。

[0084] 根据这一结果,在第 1、第 2 实施方式中,通过在中间层 8 中形成槽 9,就能够获得与比较例同等程度的发送灵敏度加权效果。因为在压电振子 3 中没有必要形成槽 9,所以压电振子 3 不会发生破损,可以提高压电振子 3 的可靠性。另外也缓解了压电振子 3 的加工性制约,可以降低成本。

[0085] 接下来参照图 6 和图 8 对第 3 实施方式中的声模拟结果与比较例中的声模拟结果的比较进行说明。

[0086] 如图 6 所示,当第 3 实施方式中的压电振子 3 中形成的槽 9 的深度为例如“1/20”、“1/4”时,在端部(5[mm]、-5[mm])的发送灵敏度分别约为 -4[dB]、-5[dB]。另一方面,如图 8 所示,当比较例中的压电振子 3 中形成的槽 9 的深度为例如“1/1”时,在端部(5[mm]、-5[mm])的发送灵敏度约为 -5.5[dB]。

[0087] 根据这一结果,在获得与比较例同等程度的发送灵敏度加权效果时压电振子 3 中所形成的槽 9 的深度无需太深,因此压电振子 3 不会发生破损,可以提高压电振子 3 的可靠性。另外也缓解了压电振子 3 的加工性制约,可以降低成本。

[0088] 如上述说明,根据实施方式的结构,可以对超声波探头进行廉价而且高可靠性的加权。

[0089] 进而,根据第 1、第 2 实施方式的结构,不需要对压电振子 3 进行槽加工,压电振子 3 不会因槽加工而破损,因此可以提高压电振子 3 的可靠性。另外,缓解了槽加工的制约,因而能够在中间层 8 中实施与比较例的槽加工相比间距更窄的槽加工,由此可以进行充分的加权。

[0090] 进而,在第 3 实施方式的结构中,即使压电振子 3 中形成的槽 9 的深度比较例的压电振子 3 中形成的槽 9 的深度浅,也能够获得与比较例同等程度的加权效果,并且由于槽 9 无需太深,因而能够防止在槽加工时压电振子 3 发生破损等事故,可以提高压电振子 3 的可靠性。

[0091] 此外,在所述实施方式中,所形成的槽 9 的深度分别是一定的,但并不限于此,例如在中间层 8 的中央部和端部所形成的槽 9 的深度也可以不同。

[0092] 另外,在实施方式中记述了发送强度作为声模拟结果,但在利用本实施方式的超声波探头接收在被检体内反射的超声波时,也可以考虑与发送灵敏度同样的方式进行接收灵敏度加权。

[0093] 以上说明了本发明的若干实施方式,但这些实施方式是作为实例而呈现的,其意图并不是为了限定发明的范围。这些新实施方式可以通过其他的各种各样的方式加以实施,在不脱离发明主旨的范围内能够作出各种各样的省略、替换、变更。这些实施方式或其变形既包含在发明的范围或主旨内,也包含在权利要求书中记载的发明及其均等的范围内。

[0094] 符号说明

[0095] 1 背面部件

- [0096] 2FPC
- [0097] 3 压电振子
- [0098] 4 第一声匹配层
- [0099] 5 第二声匹配层
- [0100] 6 第三声匹配层
- [0101] 7 声透镜
- [0102] 8 中间层
- [0103] 9 槽

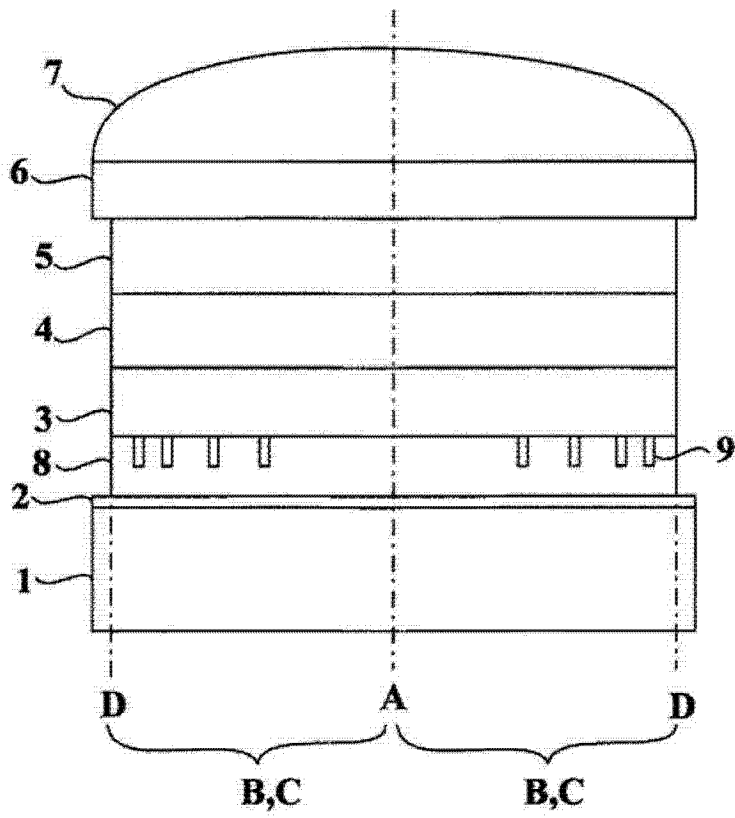


图 1

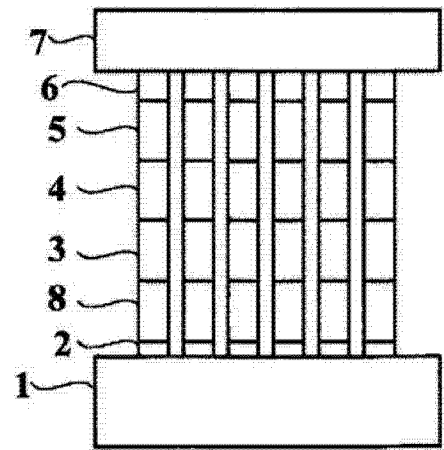


图 2

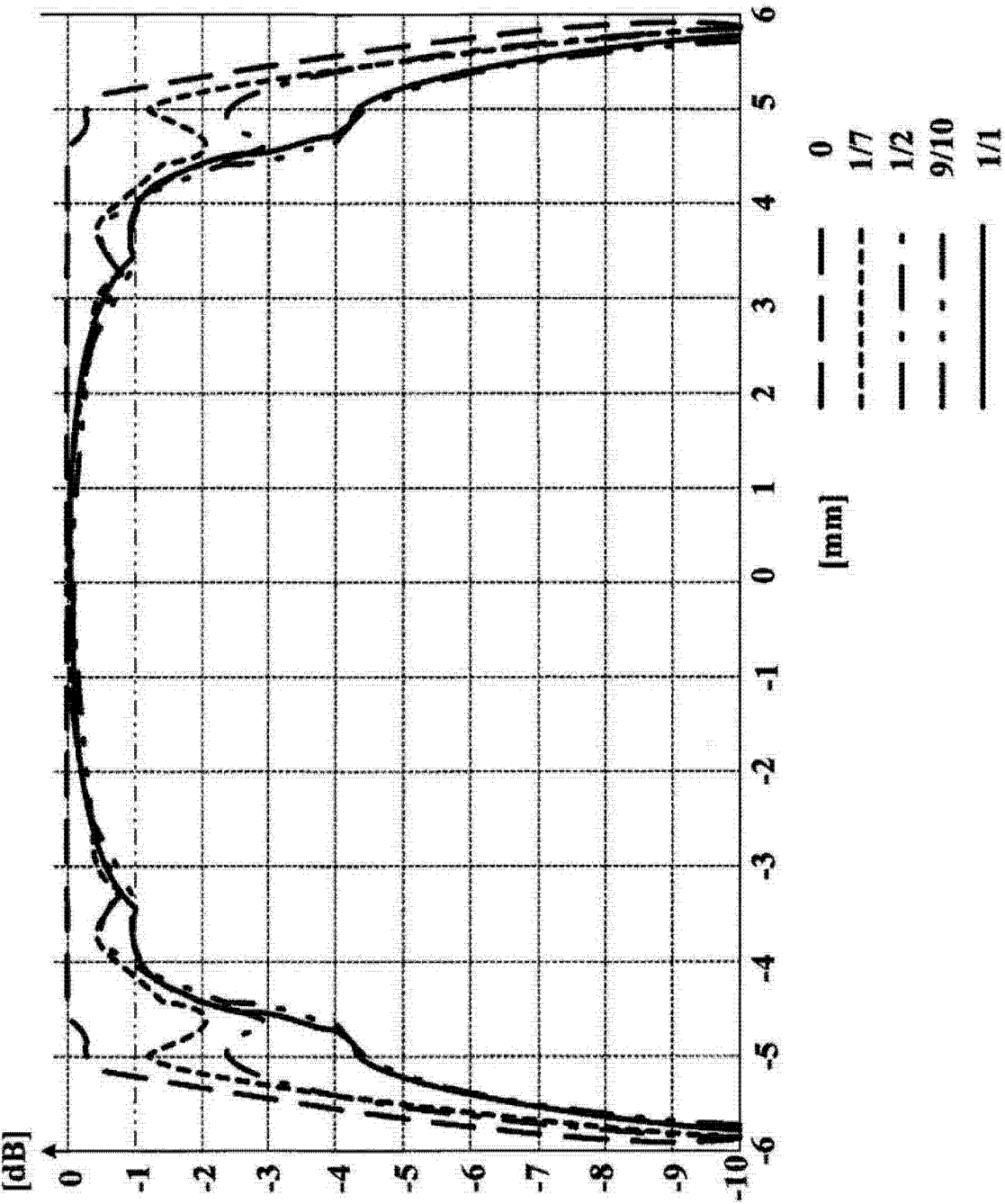


图 3

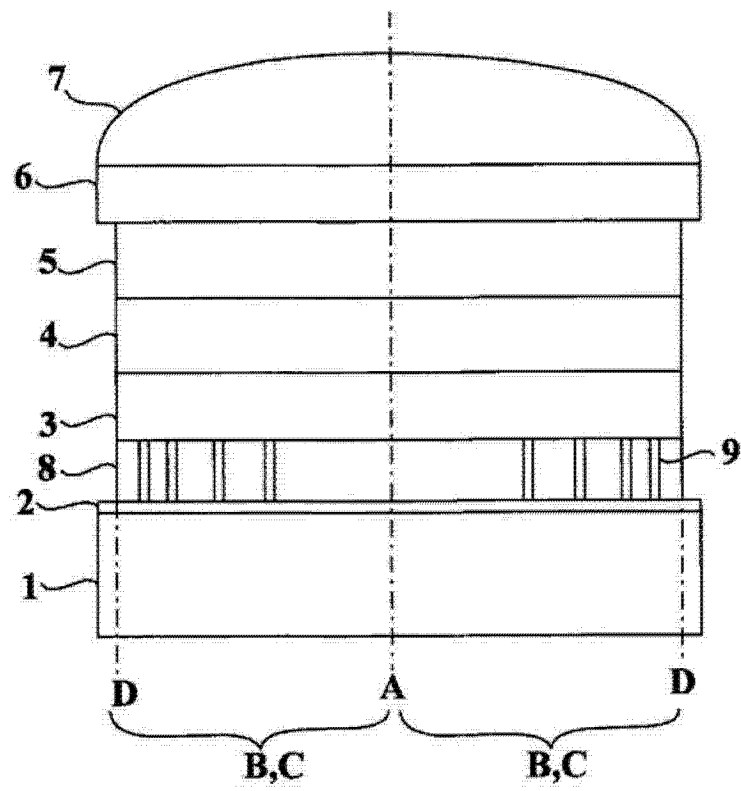


图 4

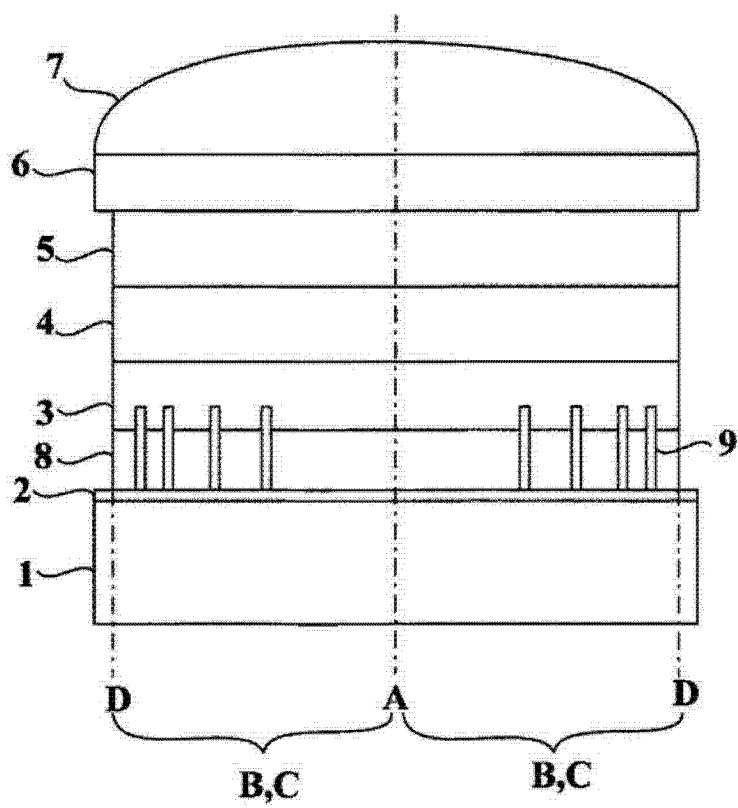


图 5

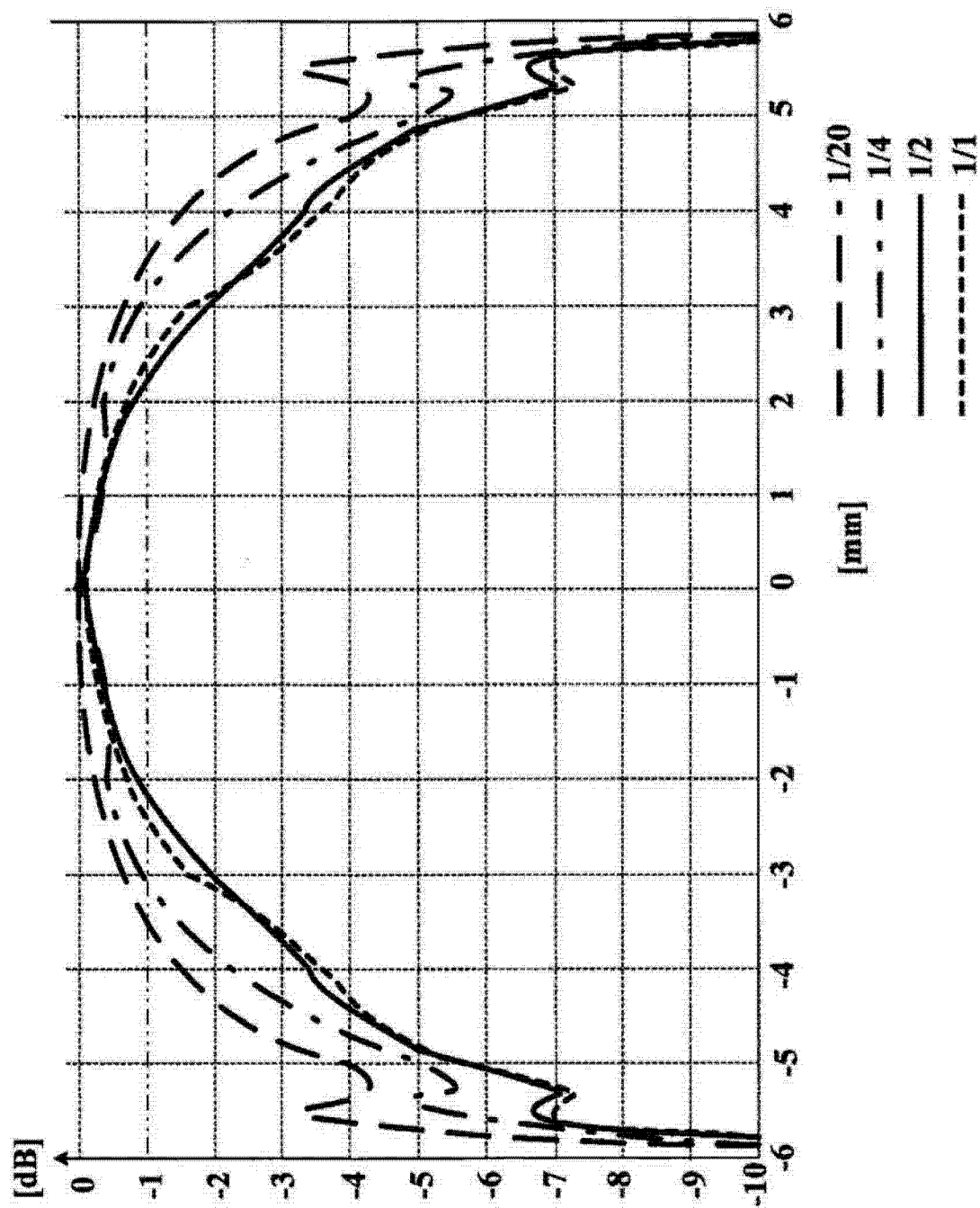


图 6

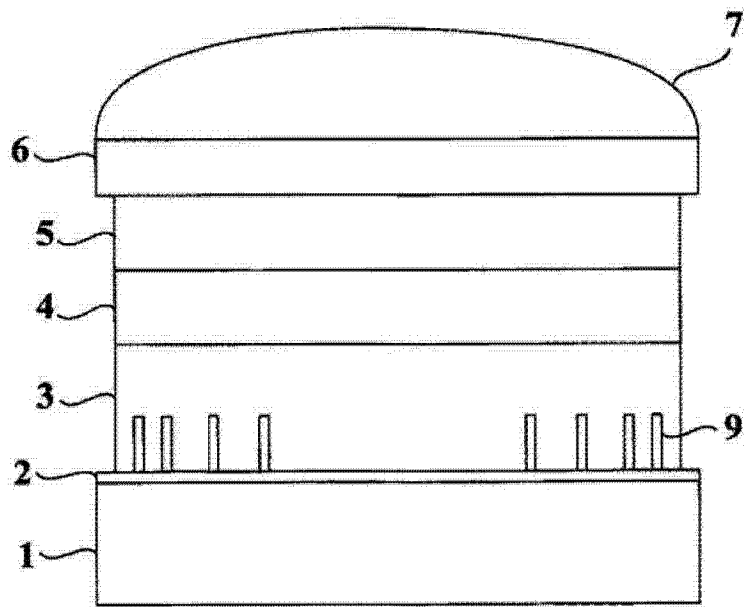


图 7

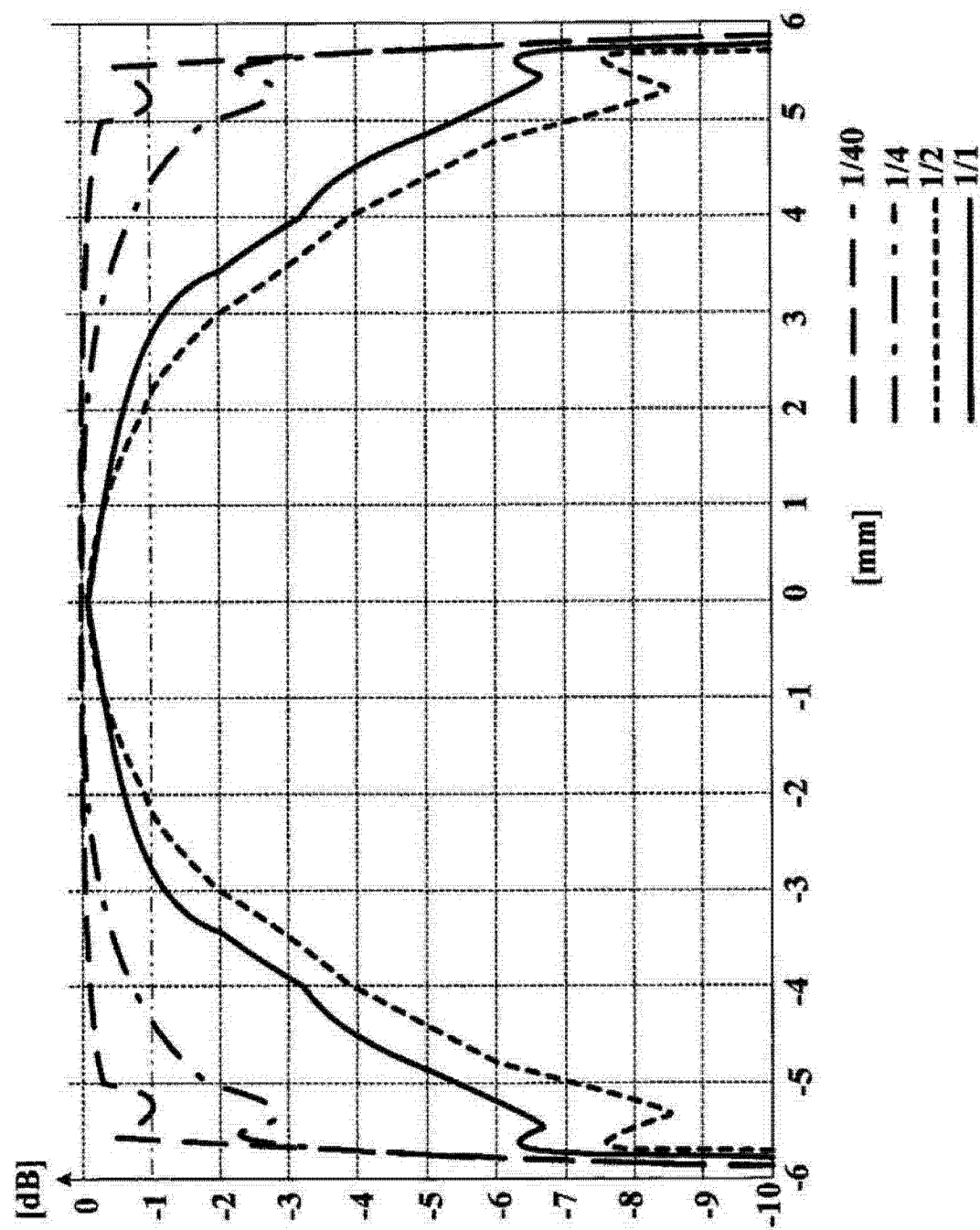


图 8

专利名称(译)	超声波探头		
公开(公告)号	CN103298409A	公开(公告)日	2013-09-11
申请号	CN201280004054.4	申请日	2012-05-31
[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)	东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	芝本弘一		
发明人	芝本弘一		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00		
CPC分类号	B06B1/06 G10K11/002		
代理人(译)	杨谦		
优先权	2011123922 2011-06-02 JP		
其他公开文献	CN103298409B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种以廉价并且高可靠性的方式进行了加权 (weighting) 的超声波探头。实施方式的超声波探头具有压电振子和层，压电振子收发超声波。层与压电振子的背面即与收发超声波的一侧的面相反的面相接合；层具有比压电振子更大的声阻抗和杨氏模量；层具有多个槽，这些槽以槽口朝向压电振子的背面的方式配置；多个槽形成槽的容积相对于层的体积所占的比例沿着从压电振子的背面的中央部到端部的方向而增加。

