



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101431941 B

(45) 授权公告日 2011.05.18

(21) 申请号 200780015381.9

(22) 申请日 2007.04.27

(30) 优先权数据

125536/2006 2006.04.28 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008.10.28

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2007/059221 2007.04.27

(87) PCT申请的公布数据

W02007/126069 JA 2007.11.08

(73) 专利权人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

(72) 发明人 齐藤孝悦

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 葛飞

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

(56) 对比文件

US 4672591 A, 1987.06.09, 说明书第5栏第20—27行.

US 20010041837 A1, 2001.11.15, 说明书第0038段—0070段、附图2—4.

US 5415175 A, 1995.05.16, 附图14—15, 19.

审查员 栾志超

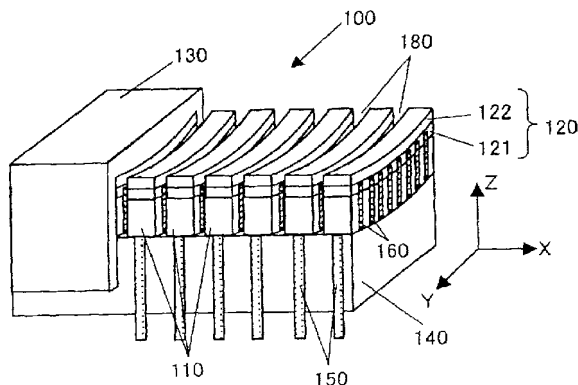
权利要求书 2 页 说明书 19 页 附图 6 页

(54) 发明名称

超声波探头

(57) 摘要

本发明提供一种超声波探头,其能够提高质量,能够得到高灵敏度且宽频带的特性,并能够得到高分辨率的超声波图像。在该超声波探头中,采用以下的结构:设置槽(160),并利用该槽将压电元件(110)以及第一声匹配层(121)形成为曲面形状,无需声透镜即可汇聚超声波,并且将信号用导体(150)设置在压电元件(110)的信号用电极面上。



1. 一种超声波探头,包括:

压电元件,其在规定的方向被排列多个,在用于发送接收超声波的两面设置有电极;  
至少两层以上的声匹配层,其设置在所述压电元件的一个面上;以及  
信号用导体,其设置在与所述压电元件的所述一个面相反一侧的面上,  
并且使所述两层以上的声匹配层中至少第一声匹配层、所述压电元件、以及所述信号用导体,在所述压电元件的排列方向上分离,

在所述超声波探头中,还设置:

多个槽,其从所述声匹配层一侧的相反一侧,对所述压电元件以及所述两层以上的声匹配层中的至少所述压电元件上的第一声匹配层的一部分,在与所述压电元件的排列方向正交的长度方向上进行分割;

其中,所述声匹配层、所述压电元件以及所述信号用导体利用在与所述压电元件的排列方向正交的长度方向上分割了的所述多个槽变形成曲面形状而形成。

2. 一种超声波探头,包括:

压电元件,其在规定的方向被排列多个,在用于发送接收超声波的两面设置有电极;  
至少两层以上的声匹配层,其设置在所述压电元件的一个面上;  
信号用导体,其设置在与所述压电元件的所述一个面相反一侧的面上;以及  
背面承载部件,其设置在所述压电元件的另外一个面上,  
并且使所述两层以上的声匹配层中至少第一声匹配层、所述压电元件、以及所述信号用导体,在所述压电元件的排列方向上分离,

在所述超声波探头中,还设置:

接地用导体,其设置在所述压电元件的一个面上设置了的所述第一声匹配层的面上;  
第二声匹配层,其设置在所述接地用导体上;以及  
多个槽,其从所述第一声匹配层一侧的相反一侧,对所述压电元件以及至少所述第一声匹配层的一部分或者全部,在与所述压电元件的排列方向正交的长度方向上进行分割,

其中,所述两层的声匹配层、所述接地用导体、所述压电元件以及所述信号用导体利用在与所述压电元件的排列方向正交的长度方向上分割了的所述多个槽,沿着设置在所述背面承载部件的曲面变形成曲面形状而形成。

3. 如权利要求 1 所述的超声波探头,其中,

所述至少两层以上的声匹配层为三层。

4. 如权利要求 3 所述的超声波探头,其中,在与所述压电元件的排列方向正交的长度方向上分割了的所述多个槽,相对所述第一声匹配层以贯穿所述压电元件一侧的面和与所述压电元件一侧相反的一侧的面的方式而被设置。

5. 如权利要求 1 所述的超声波探头,其中,还包括用于支承所述声匹配层、所述压电元件以及所述信号用导体的背面承载部件,所述背面承载部件的所述压电元件一侧的表面在所述压电元件的长度方向上形成为曲面形状。

6. 如权利要求 1 所述的超声波探头,其中,设置了在与所述压电元件的排列方向正交的长度方向上分割了的所述多个槽的所述压电元件以及所述声匹配层的厚度,在与所述压电元件的排列方向正交的长度方向上发生变化。

7. 如权利要求 1 所述的超声波探头,其中,所述声匹配层、所述压电元件以及所述信号

用导体在所述压电元件的长度方向形成为凹面形状。

8. 如权利要求 1 所述的超声波探头,其中,所述第一声匹配层为导体,或者所述第一声匹配层的一部分为导体。

9. 如权利要求 1 所述的超声波探头,其中,除了所述第一声匹配层以外的所述声匹配层由具有能够对应于曲面形状的柔软性的材料形成。

10. 如权利要求 1、2、4 中任一项所述的超声波探头,其中,所述声匹配层中至少层叠在最上面的声匹配层的材料为橡胶弹性体且为具有声速为 1650m/sec 以下的值的材料。

## 超声波探头

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声波探头,其用于通过接触生物体等的被检测体并发送超声波来得到被检测体的诊断信息。

### 背景技术

[0002] 超声波诊断装置对人或动物等生物体的被检测体内照射超声波,检测在被检测体内反射的回声(echo),并将生物体内组织的断层图像(cross-sectional image)等显示在显示屏,由此提供被检测体的诊断所需的信息。此时,超声波诊断装置利用超声波探头向被检测体内发送超声波、以及接收来自被检测体内的反射回声。

[0003] 图1表示一例这样的超声波探头。在图1中,超声波探头10包括:多个压电元件11,其被排列在一个方向(X方向),以便在与被检测体(未图示)之间发送接收超声波;声匹配层12(12a和12b),其由设置在压电元件11的被检测体一侧的前面(同图的上方)的一层以上(同图为两层)构成;传播介质13,其设置在该声匹配层12的被检测体一侧表面;以及背面承载部件14,设置在相对于压电元件11与声匹配层12相反一侧即背面。压电元件11的前面与背面分别配置有未图示的电极。电信号通过该电极以及电气端子15提供给压电元件11。压电元件11从声匹配层12一侧形成多个槽,并相对于与排列方向(X方向)正交的一个方向(Y方向)形成凹面形状(例如参照专利文献1)。

[0004] 压电元件11由PZT(Piezoelectric Transducer,压电换能器)系等的压电陶瓷或压电单晶体等形成,压电元件11将所印加的电压变换为超声波而发送到被检测体内,接收在被检测体内反射了的回声,并将其变换为电信号。在图示的例子中,多个压电元件11被排列在X方向。通过这样多个地排列压电元件11,能够对超声波以电子方式进行扫描并使超声波偏转或者汇聚(focusing),可进行所谓电子扫描。

[0005] 声匹配层12用于高效地对被检测体内发送接收超声波而被设置。更具体而言,声匹配层12用于将压电元件11的声阻抗呈阶梯状地接近被检测体的声阻抗。

[0006] 在图示的例子中,因为将压电元件11以及声匹配层12相对于被检测体一侧形成凹面形状,所以具有汇聚超声波束的功能,但是形状呈凹面则与被检测体之间不能充分地贴紧,因此采用设置了传播介质13的结构,该传播介质13也包含解决该问题的功效。传播介质13为选项构件,根据需要而设置。

[0007] 背面承载部件14与压电元件11结合,并保持其,进而用于衰减无用的超声波。另外,在本说明书中,还将图的X方向称为“(压电元件的)排列方向”,将Y方向称为“(压电元件的)宽度方向”,将Z方向称为“(压电元件的)厚度方向”。

[0008] 【专利文献1】日本专利申请特表平8-506227号公报

[0009] 电子扫描型的超声波诊断装置使多个排列的压电元件成为任意的群体,对每个压电元件给予一定的延迟时间而驱动它们,并进行从压电元件到被检测体内的超声波的发送和接收。通过给予这样的延迟时间,超声波束被汇聚或者扩散,从而能够得到广视野宽度或者高分辨率的超声波图像。该结构作为通常的系统已为人所知。近年来,采取利用相对于

基本频率的 2 次或者 3 次的高次谐波频率分量来提高超声波诊断装置的诊断图像的分辨率的方式,因此超声波探头的高灵敏度和扩展频宽至关重要。作为扩展频宽的一个方法,专利文献 1 所示的压电元件的方法是使用将压电陶瓷与高分子进行复合的复合压电体。另外,作为提高灵敏度的一个方法,具有降低硅橡胶等声透镜的衰减的方法,作为该方法,如专利文献 1 所示那样,使压电元件呈凹面的形状,并在该凹面部设置衰减较小的聚氨酯高分子 (polyurethane polymer) 等。

[0010] 但是,在这样的以往的结构中,从所排列的压电元件 11 的电极引出的电气端子 15 只与压电元件 11 的电极的一部分连接,因此如果压电元件 11 因机械式冲击而裂损,则与电气端子 15 之间的连接有时会断线,从而在可靠性 (质量) 上存在问题。而且,在上述以往的结构中,采用设置压电陶瓷与高分子的复合压电体以及两层的声匹配层并使它们分别呈凹面形状,因此可使用的材料限定为柔软的材料,并且频宽的扩展受到限制。另外,要在该结构中进一步扩展频宽时,也可考虑在复合压电体中减少压电陶瓷所占的比例而降低声阻抗的方法,但是在该情况下,复合压电体的电容率变小,作为结果电阻抗会变大,从而出现灵敏度降低的问题。

## 发明内容

[0011] 本发明的目的在于提供一种高质量、能够得到高灵敏度且宽频带的特性、并能够得到高分辨率的超声波图像的超声波探头。

[0012] 本发明的超声波探头,采用的结构包括:压电元件,其在规定的方向被排列多个,在用于发送接收超声波的两面设置有电极;至少两层以上的声匹配层,其设置在所述压电元件的一个面上;以及信号用导体,其设置在与所述压电元件的所述一个面相反一侧的面上,并且使所述两层以上的声匹配层中至少第一声匹配层、所述压电元件、以及所述信号用导体,在所述压电元件的排列方向上分离,在所述超声波探头中,还设置:多个槽,其从所述声匹配层一侧的相反一侧,对所述压电元件以及所述两层以上的声匹配层中的至少所述压电元件上的第一声匹配层的一部分,在与所述压电元件的排列方向正交的长度方向上进行分割;其中,所述声匹配层、所述压电元件以及所述信号用导体利用在与所述压电元件的排列方向正交的长度方向上分割了的所述多个槽变形成曲面形状而形成。

[0013] 本发明的超声波探头,采用的结构包括:压电元件,其在规定的方向被排列多个,在用于发送接收超声波的两面设置有电极;至少两层以上的声匹配层,其设置在所述压电元件的一个面上;信号用导体,其设置在与所述压电元件的所述一个面相反一侧的面上;以及背面承载部件,其设置在所述压电元件的另外一个面上,并且使所述两层以上的声匹配层中至少第一声匹配层、所述压电元件、以及所述信号用导体,在所述压电元件的排列方向上分离,在所述超声波探头中,还设置:接地用导体,其设置在所述压电元件的一个面上设置了的所述第一声匹配层上的面上;第二声匹配层,其设置在所述接地用导体上;以及多个槽,其从所述第一声匹配层一侧的相反一侧,对所述压电元件以及至少所述第一声匹配层的一部分或者全部,在与所述压电元件的排列方向正交的长度方向上进行分割,其中,所述两层的声匹配层、所述接地用导体、所述压电元件以及所述信号用导体利用在与所述压电元件的排列方向正交的长度方向上分割了的所述多个槽,沿着设置在所述背面承载部件的曲面变形成曲面形状而形成。

[0014] 根据本发明,能够提高质量,能够得到高灵敏度且宽频带的特性,并能够得到高分辨率的超声波图像。

[0015] 也就是说,相对压电元件以及第一声匹配层,在与压电元件的排列方向(X方向)正交的长度方向(Y方向)设置多个槽,并且在压电元件的厚度方向(Z方向)背面设置信号用导体,在Y方向将声匹配层、压电元件以及信号用导体形成为曲面形状,从而能够得到高可靠性、高灵敏度、频宽的扩展以及高分辨率。

## 附图说明

[0016] 图1是表示一例以往的超声波探头的结构的概况的立体图。

[0017] 图2A是表示本发明的实施方式1的超声波探头的部分概况的立体图。

[0018] 图2B是表示从X方向观察图2A所示的超声波探头的概况的剖面图。

[0019] 图3A是表示本发明的实施方式2的超声波探头的部分概况的立体图。

[0020] 图3B是从X方向观察图3A所示的超声波探头的概况的剖面图。

[0021] 图4A是表示本发明的实施方式3的超声波探头的部分概况的立体图。

[0022] 图4B是从X方向观察图4A所示的超声波探头的概况的剖面图。

[0023] 图5是表示实施方式3中的第三声匹配层材料的声速与方向性角度之间的关系图。

[0024] 图6A为表示本发明的实施方式4的超声波探头的部分概况的立体图。

[0025] 图6B为从X方向观察图6A所示的超声波探头的概况的剖面图。

## 具体实施方式

[0026] 以下,参照附图详细说明本发明的实施方式。

[0027] (实施方式1)

[0028] 图2A为表示本发明的实施方式1的超声波探头的部分概况的立体图。

[0029] 图2B为从X方向观察图2A所示的超声波探头的概况的剖面图。

[0030] 图2A以及图2B所示的超声波探头100包括:排列在一个方向(X方向)的多个压电元件110;相对于各个压电元件110配置在被检测体一侧(同图的上方)的厚度方向(Z方向)前面的两层声匹配层120(121和122);根据需要相对于压电元件110配置在与声匹配层120(121和122)一侧相反的一侧的厚度方向(Z方向)背面(同图的下方)的背面承载部件140;以及根据需要配置在声匹配层120(121和122)上的传播介质130。这些各个结构元件的各自的功能与在图1所示的以往技术中所说明的同样。

[0031] 压电元件110的厚度方向(Z方向)的前面设置有接地电极(未图示),背面设置有信号用电极(未图示)。通过蒸镀或者阴极溅镀(sputtering)金或者银、或者焊接银等分别在压电元件110的前面以及背面形成两个电极。

[0032] 以下,进一步详细地说明超声波探头100的结构。

[0033] 使用像PZT系那样的压电陶瓷、PZN-PT、PMN-PT系那样的压电单晶体等材料形成压电元件110。第一声匹配层121以及第二声匹配层122设置在接地电极(未图示)一侧,所述接地电极设置在这样的材料的压电元件110。作为本发明的第一槽的多个槽160,从压电元件110的、与设置了第一声匹配层121一侧相反的一侧的面、沿着X方向设置在压电元

件 110 以及第一声匹配层 121。该槽 160 利用例如切割机 (dicing machine) 等装置来设置。该槽 160 贯穿压电元件 110 的 Z 方向的两面 (前面和背面), 将压电元件 110 完全分割, 但是对于第一声匹配层 121 只贯穿 Z 方向的两面中的一个面。也就是说, 对于第一声匹配层 121, 槽 160 从压电元件 110 一侧的面以保留与压电元件 110 一侧相反的一侧的部分的一部分的方式而被设置。

[0034] 这里, 保留第一声匹配层 121 的一部分的理由是为了只在 Y 方向的一端进行来自所分割的压电元件 110 的接地电极的电气端子 (未图示) 的取出。根据该理由, 第一声匹配层 121 需要为电导体。因此, 第一声匹配层 121 使用例如石墨 (graphite)、或者将金属的粉体填充到高分子而制成的导体 (例如导电性粘结剂等) 的材料较好。当然, 对于第一声匹配层 121 而言, 声阻抗的值需要具有压电元件 110 与被检测体 (生物体) 之间的值。

[0035] 另外, 设置在压电元件 110 以及第一声匹配层 121 的槽 160 的间隔既可以为等间隔也可以为随机的间隔。但是, 压电元件 110 的材料例如 PZT 系的压电陶瓷除了所使用的厚度纵向振动模式 (axial vibration mode) 以外, 还产生不必要的横向振动模式 (amplitude vibration mode), 而该横向振动模式对频率特性等产生不良影响。因此, 需要预先使压电陶瓷的宽度变窄, 也就是使槽 160 的间隔变窄, 以使横向振动模式的频率落于所使用的频域之外。

[0036] 另外, 使用 PZT 系的压电陶瓷形成压电元件 110, 在该压电元件 110 设置槽 160, 并在该槽 160 中填充环氧 (epoxide) 树脂或者尿烷 (urethane) 树脂等的高分子材料, 由此压电元件 110 具有复合了压电陶瓷与高分子材料的复合压电体的功能。也就是说, 对于压电元件 110 而言, 通过将声阻抗较小的高分子材料填充到槽 160 的部分, 能够使声阻抗小于压电陶瓷, 从而能够接近被检测体的声阻抗。由此, 能够扩展频宽。对于该复合压电体而言, 能够通过改变压电陶瓷与高分子材料的体积比例来改变声阻抗的值。

[0037] 另一方面, 对于复合压电体的电容率而言, 与压电陶瓷的电容率相比高分子材料的电容率极小, 因此若减小压电陶瓷的体积比例, 则作为复合压电体的电容率变小而电阻抗变大。其结果, 与所连接的超声波诊断装置主机或者电缆 (cable) 发生不匹配, 并影响灵敏度使其下降。因此, 复合压电体的压电陶瓷的体积比例通常使用 50 ~ 75% 的范围。

[0038] 另外, 第一声匹配层 121 也与压电元件 110 同样地设置槽 160, 并将高分子材料填充到该槽 160 中, 所以其成为复合体, 声阻抗发生变化 (降低)。因此, 需要考虑该降低的部分而选择第一声匹配层 121 的材料。

[0039] 在将高分子材料 (例如环氧树脂) 填充到所分割的压电元件 110 以及第一声匹配层 121 的槽 160 时, 将用于信号的电气端子 (以下称为“信号用导体”) 150 按压在形成为曲面形状的背面承载部件 140, 同时包含压电元件 110、第一声匹配层 121 以及第二声匹配层 122 也形成为曲面形状。

[0040] 另外, 虽然在本实施方式中, 如图 2A 以及图 2B 所示那样, 将背面承载部件 140、压电元件 110、第一声匹配层 121 以及第二声匹配层 122 相对于被检测体一侧, 形成为凹面的曲面形状而使超声波汇聚, 但是曲面形状并不只限于此。例如, 也可以呈使超声波扩散的凸面形状。

[0041] 这里, 压电陶瓷的压电元件 110、以及使用石墨或者将金属的粉体填充到石墨等的材料的第一声匹配层 121 原本不具有可形成为曲面的柔软性, 为了形成曲面, 需要预先准

备事先加工成曲面形状的压电元件 110 以及第一声匹配层 121,但它们很难高精度地形成。因此,通过设置槽 160 可形成曲面为本实施方式的一个要点 (point)。另外,在第二声匹配层 122 使用环氧树脂或聚酰亚胺等可形成曲面的、具有柔软性的高分子薄膜 (film) 较好。

[0042] 另外,对于信号用导体 150 而言,以不对设置压电元件 110 的区域进行印刻 (patterning) 的整面导体构成,只对压电元件 110 的 Y 方向的两侧引出部分进行印刻而构成较好。另外,信号用导体 150 使用像铜那样的金属材料,厚度为 10 微米 ( $\mu\text{m}$ ) 左右较好。另外,在单独使用铜等金属导体则强度较弱的情况下,也可以采用设置了 10 ~ 25 微米 ( $\mu\text{m}$ ) 左右的厚度的聚酰亚胺薄膜的结构。像这样的信号用导体 150 因为具有柔软性,所以即使设置槽 160 而分割了的压电元件 110 的信号用电极呈曲面形状也能够与其良好地贴紧而取得电导通。另外,通过利用这样的信号用导体 150,即使压电元件 110 裂损,信号用导体 150 也因为具有柔软性而不会断线,可靠性 (质量) 提高。其与专利文献 1 所示那样将电气端子只与压电元件的电极的一部分连接的结构相比,能够解决由于来自外部的机械式冲击压电元件裂损而电极破裂发生断线等问题。

[0043] 用于形成曲面的曲率可根据将超声波的焦点距离设定于何处而改变。另外,要形成的曲面既可以为具有单一的曲率半径的曲面,也可以为对于图 2A 以及图 2B 的 Y 方向逐渐改变曲率半径的曲面。

[0044] 声匹配层 120 (第一声匹配层 121 和第二声匹配层 122)、压电元件 110 以及信号用导体 150 由作为本发明的第二槽的多个分割槽 180 分割为多个压电元件列。也就是说,在本实施方式中,将信号用导体 150、压电元件 110、第一声匹配层 121 以及第二声匹配层 122 按压在形成曲面形状的背面承载部件 140,并将它们形成曲面形状后,在 X 方向 (与 Y 方向正交的方向),沿着信号用导体 150 的图案 (pattern),通过上述多个分割槽 180 将第二声匹配层 122、第一声匹配层 121、压电元件 110、信号用导体 150 以及背面承载部件 140 的一部分分割为多个压电元件列。该方向为电子扫描的方向。在多个分割槽 180 中填充硬度比填充到槽 160 的环氧树脂那样的材料低的硅橡胶那样的材料。

[0045] 对于填充到槽 160 的材料而言,因为使排列在 Y 方向的多个压电体 (由槽 160 分割的压电元件 110 的各个部分) 整体地以相同相位振动,所以即使振动通过填充到槽 160 的环氧树脂等填充材料漏出,Y 方向的各个压电体也没有问题,因此槽 160 的填充材料也可以在硬度上较高。但是,对于在 X 方向分割的多个压电元件 110 列而言,通过信号用导体 150 将电信号提供给各个压电元件 110 时,为了分别施加延迟而对电信号进行相位控制以使超声波偏转或者汇聚,需要减少在压电元件 110 之间的超声波振动的漏出。因此,对于用于在 X 方向分割信号用导体 150、压电元件 110、第一声匹配层 121 以及第二声匹配层 122 的分割槽 180 的填充材料而言,需要使其为硬度比用于在 Y 方向分割压电元件 110 的槽 160 的填充材料低、振动不易传递的材料。

[0046] 另外,压电元件 110 (更严密而言为每个压电体) 在图 2A 以及图 2B 的 X 方向与 Y 方向被分别分割而呈柱状,但是这两个方向的分割间隔大致一致较好。如上述那样,压电元件 110 的压电陶瓷发生无用的横向振动模式,若使压电陶瓷的宽度为在使用频带发生横向振动模式的宽度,则对所使用的频率特性产生不良影响 (例如频带变窄),因此需要使横向振动模式的频率落于使用频带外。这在 X 方向也相同。因此,通过使压电元件 110 在 X 方向的分割间隔与 Y 方向大致相同,能够减低无用的横向振动模式的影响。

[0047] 最后,传播介质 130 根据需要设置在第二声匹配层 122 上。作为传播介质 130,使用声阻抗具有接近生物体的值,并且超声波衰减系数小的尿烷树脂或聚丁橡胶 (butadiene rubber)、硅橡胶等较好。另外,在传播介质 130 的声速与生物体的声速不同的情况下,超声波在界面发生折射,因此需要同时考虑该折射,考虑第二声匹配层 122 的曲面形状而设定超声波的焦点距离。

[0048] 这样,根据本实施方式,采用以下的结构:设置槽 160,并利用该槽将压电元件 110 以及第一声匹配层 121 形成为曲面形状,无需声透镜即可汇聚超声波,并且将信号用导体 150 设置在压电元件 110 的信号用电极面上。因此,能够制作可得到高灵敏度且宽频带的频率特性、并且可靠性高的结构,从而能够得到质量高且稳定的超声波探头。另外,能够汇聚超声波束,还能够使超声波束偏转,因此能够得到提供高灵敏度且分辨率较高的超声波图像的超声波探头。

[0049] 另外,虽然在本实施方式中说明了将压电元件 110 在 X 方向线性 (linear) 地 (平面地) 排列的情形,但是 X 方向的排列的形状并不只限于此。例如,即使将压电元件在 X 方向排列为凸面或者凹面的曲面形状时,也可以得到同样的效果。

[0050] 另外,虽然在本实施方式中说明了第一声匹配层 121 使用导体的材料的情形,但是本发明并不只限于此。例如,即使以绝缘体与导体的复合体构成第一声匹配层,并通过第一槽 (槽 160) 在 Y 方向分割第一声匹配层,将导体设置在第一声匹配层的一部分以使被分割的各个部分在 Z 方向可电导通时,也能够得到同样的效果。

[0051] 另外,虽然在本实施方式中说明了将压电元件 110 以及声匹配层 120 在 Y 方向相对于被检测体一侧形成为凹面的曲面形状的情形,但是曲面形状并不只限于此。例如,即使将压电元件以及声匹配层在 Y 方向相对于被检测体一侧形成为凸面形状时,或者不论是凹面还是凸面,使其成为具有单一的曲率半径的曲面或者使其成为具有逐渐改变曲率半径的多个曲率半径的曲面时,也能够得到同样的效果。

[0052] 另外,虽然在本实施方式中说明了压电元件 110 以及声匹配层 120 在 Y 方向具有大致均一的厚度的情形,但是本发明并不只限于此。例如,即使在 Y 方向变化压电元件以及声匹配层的厚度的情况下,也能够得到同样的效果。

[0053] (实施方式 2)

[0054] 实施方式 2 为将接地用导体设置在第一声匹配层上来代替实施方式 1 中的电气端子 (未图示) 的情形。

[0055] 图 3A 为表示本发明的实施方式 2 的超声波探头的部分概况的立体图。图 3B 为从 X 方向观察图 3A 所示的超声波探头的概况的剖面图。另外,该超声波探头具有与图 2A 以及图 2B 所示的实施方式 1 所对应的超声波探头同样的基本结构,对于相同的结构元件标注相同的标号。

[0056] 图 3A 以及图 3B 所示的超声波探头 200 包括:排列在一个方向 (X 方向) 的多个压电元件 110;相对于各个压电元件 110 配置在被检测体一侧 (同图的上方) 的厚度方向 (Z 方向) 前面的两层声匹配层 120a (121a 和 122);配置在该两层声匹配层 120a (121a 和 122) 之间的接地导体 210;根据需要相对于压电元件 110 配置在与声匹配层 120a (121a 和 122) 一侧相反的一侧的厚度方向 (Z 方向) 背面 (同图的下方) 的背面承载部件 140;以及,根据需要配置在声匹配层 120a (121a 和 122) 上的传播介质 130。这些各个结构元件 (除了接

地导体 210) 的各自的功能与在图 1 所示的以往技术中所说明的同样。

[0057] 压电元件 110 的厚度方向 (Z 方向) 的前面设置有接地电极 (未图示), 背面设置有信号用电极 (未图示)。通过蒸镀或者阴极溅镀金或者银、或者焊接银等分别在压电元件 110 的前面以及背面形成两个电极。

[0058] 以下, 进一步详细地说明超声波探头 200 的结构。

[0059] 使用像 PZT 系那样的压电陶瓷、PZN-PT、PMN-PT 系那样的压电单晶等材料形成压电元件 110。第一声匹配层 121、接地导体 210 以及第二声匹配层 122 设置在接地电极 (未图示) 一侧, 所述接地电极设置在这样的材料的压电元件 110。作为本发明的第一槽的多个槽 160, 沿着 X 方向设置在压电元件 110 以及第一声匹配层 121a。槽 160 利用例如切割机等装置来设置。在本实施方式中, 该槽 160 贯穿压电元件 110 以及第一声匹配层 121a 的 Z 方向的两面, 将压电元件 110 以及第一声匹配层 121a 分别完全分割。因此, 设置槽 160 的方向, 无论从与压电元件 110 的、设置了第一声匹配层 121a 的一侧相反的一侧的面, 还是从与第一声匹配层 121a 的、设置了压电元件 110 的一侧相反的一侧的面, 从哪个面的一侧设置都可以。也就是说, 设置槽 160 的方向, 因为即使不从压电元件 110 一侧而从第一声匹配层 121a 一侧也可以使本结构成立, 因此从哪一侧设置都可以。

[0060] 另外, 虽然在本实施方式中, 槽 160 将压电元件 110 以及第一声匹配层 121a 完全分割, 但是本发明并不只限于此。例如, 也可以与实施方式 1 同样地, 在第一声匹配层 121a 保留一部分地设置槽。在该情况下, 槽 160 从压电元件 110 一侧设置。

[0061] 另外, 在本结构中, 利用接地导体 210 进行来自所分割的压电元件 110 的接地电极的电气端子的取出。因此, 第一声匹配层 121a 需要为电导体。因此, 第一声匹配层 121a 使用例如石墨、或者将金属的粉体填充到高分子而制成的导体 (例如导电性粘结剂等) 的材料较好。当然, 对于第一声匹配层 121a 而言, 声阻抗的值需要具有压电元件 110 与被检测体 (生物体) 之间的值。

[0062] 另外, 设置在压电元件 110 以及第一声匹配层 121a 的槽 160 的间隔既可以为等间隔也可以为随机的间隔。但是, 压电元件 110 的材料例如 PZT 系的压电陶瓷除了所使用的厚度纵向振动模式以外, 还产生不必要的横向振动模式, 而该横向振动模式对频率特性等产生不良影响。因此, 需要预先使压电陶瓷的宽度变窄, 也就是槽 160 的间隔变窄, 以使横向振动模式的频率落于所使用的频域之外。

[0063] 另外, 使用 PZT 系的压电陶瓷形成压电元件 110, 在该压电元件 110 设置槽 160, 并在该槽 160 填充环氧树脂或者尿烷树脂等的高分子材料, 由此压电元件 110 具有复合了压电陶瓷与高分子材料的复合压电体的功能。也就是说, 对于压电元件 110 而言, 通过将声阻抗较小的高分子材料填充到槽 160 的部分, 能够使声阻抗小于压电陶瓷, 从而能够接近被检测体的声阻抗。由此, 能够扩展频宽。对于该复合压电体而言, 能够通过改变压电陶瓷与高分子材料的体积比例来改变声阻抗的值。

[0064] 另一方面, 对于复合压电体的电容率而言, 与压电陶瓷的电容率相比高分子材料的电容率极小, 因此若减小压电陶瓷的体积比例, 则作为复合压电体的电容率变小而电阻抗变大。其结果, 与所连接的超声波诊断装置主机或者电缆发生不匹配, 并影响灵敏度使其下降。因此, 复合压电体的压电陶瓷的体积比例通常使用 50 ~ 75% 的范围。

[0065] 另外, 第一声匹配层 121a 也与压电元件 110 同样地设置槽 160, 并将高分子材料填

充到该槽 160, 因此其成为复合体, 声阻抗发生变化 (降低)。因此, 需要考虑该降低的部分而选择第一声匹配层 121a 的材料。

[0066] 如上所述, 在本实施方式中, 采用通过压电元件 110 的接地电极以及作为导体的第一声匹配层 121a 从接地导体 210 取出电气端子的结构, 因此第一声匹配层 121a 既可以与压电元件 110 同样地完全分割, 也可以保留一部分地分割。

[0067] 接地导体 210 既可以只使用铜等金属的薄膜构成, 也可以将聚酰亚胺等薄膜设置在金属薄膜而整体构成以便增强强度, 只要是具有柔软性的结构就没有问题。在后者的结构的情况下, 不言而喻的是: 接地导体 210 的金属的导体 (金属薄膜) 一侧的面需要与第一声匹配层 121a 连接。接地导体 210 与压电元件 110 的接地电极 (未图示) 以及作为导体的第一声匹配层 121a 电连接, 具有作为电气端子的功能。另外, 在本实施方式中, 接地导体 210 与所有的压电元件 110 的接地电极 (导体) 电连接。

[0068] 另外, 为了增强强度而设置在金属薄膜的聚酰亚胺等薄膜也可以为兼作第二声匹配层 122 的结构。

[0069] 在将高分子材料 (例如环氧树脂) 填充到所分割的压电元件 110 以及第一声匹配层 121a 的槽 160 时, 将信号用导体 150 按压在形成曲面形状的背面承载部件 140, 同时包含压电元件 110、第一声匹配层 121a、接地导体 210 以及第二声匹配层 122 也形成曲面形状。

[0070] 另外, 虽然在本实施方式中, 如图 3A 以及图 3B 所示那样, 将背面承载部件 140、压电元件 110、第一声匹配层 121a、接地导体 210 以及第二声匹配层 122 相对于被检测体一侧, 形成凹面的曲面形状而使超声波汇聚, 但是曲面形状并不只限于此。例如, 也可以呈使超声波扩散的凸面形状。

[0071] 这里, 压电陶瓷的压电元件 110、以及使用石墨或者将金属的粉体填充到石墨等的材料的第一声匹配层 121a 原本不具有可形成曲面的柔软性, 为了形成曲面, 需要预先准备事先加工成曲面形状的压电元件 110 以及第一声匹配层 121a, 但它们很难高精度地形成。因此, 在本实施方式中, 通过设置槽 160 采取可形成曲面的结构。另外, 在第二声匹配层 122 使用环氧树脂或聚酰亚胺等可形成曲面的、具有柔软性的高分子薄膜较好。

[0072] 另外, 信号用导体 150 与实施方式 1 同样地形成。信号用导体 150 使用像铜那样的金属材料, 厚度为 10 微米 ( $\mu\text{m}$ ) 左右较好。另外, 在单独使用铜等金属导体则强度较弱的情况下, 也可以采用设置了 10 ~ 25 微米 ( $\mu\text{m}$ ) 左右的厚度的聚酰亚胺薄膜的结构。像这样的信号用导体 150 因为具有充分的柔软性, 所以即使设置槽 160 而分割了的压电元件 110 的信号用电极呈曲面形状也能够与其良好地贴紧而取得电导通。另外, 通过利用这样的信号用导体 150 以及上述的接地导体 210, 即使压电元件 110 裂损, 信号用导体 150 以及接地导体 210 也因为具有柔软性而不会断线, 可靠性 (质量) 提高。其与专利文献 1 所示那样将电气端子只与压电元件的电极的一部分连接的结构相比, 能够解决由于来自外部的机械式冲击压电元件裂损而电极破裂发生断线等问题。

[0073] 用于形成曲面的曲率可根据将超声波的焦点距离设定于何处而改变。另外, 要形成的曲面既可以为具有单一的曲率半径的曲面, 也可以为对于图 3A 以及图 3B 的 Y 方向逐渐改变曲率半径的、具有多个曲率的曲面。

[0074] 声匹配层 120a (第一声匹配层 121a 和第二声匹配层 122)、接地导体 210、压电元

件 110 以及信号用导体 150 由作为本发明的第二槽的多个分割槽 180 分割为多个压电元件列。也就是说,在本实施方式中,将信号用导体 150、压电元件 110、第一声匹配层 121a、接地导体 210 以及第二声匹配层 122 按压在形成曲面形状的背面承载部件 140,并将它们形成曲面形状后,在 X 方向(与 Y 方向正交的方向),沿着信号用导体 150 的图案,通过上述多个分割槽 180 将第二声匹配层 122、接地导体 210、第一声匹配层 121a、压电元件 110、信号用导体 150 以及背面承载部件 140 的一部分分割为多个压电元件列。该方向为电子扫描的方向。对于多个分割槽 180,填充硬度比填充到槽 160 的环氧树脂那样的材料低的硅橡胶那样的材料。

[0075] 对于填充到槽 160 的材料而言,因为使排列在 Y 方向的多个压电体(由槽 160 分割的压电元件 110 的各个部分)整体地以相同相位振动,所以即使振动通过填充到槽 160 的环氧树脂等填充材料漏出,Y 方向的各个压电体也没有问题,因此槽 160 的填充材料在硬度上较高也没有问题。但是,对于在 X 方向分割的多个压电元件 110 列而言,通过信号用导体 150 以及接地导体 210 将电信号提供给各个压电元件 110 时,为了分别施加延迟而对电信号进行相位控制以使超声波偏转或者汇聚,需要减少在压电元件 110 之间的超声波振动的漏出。因此,对于用于在 X 方向分割信号用导体 150、压电元件 110、第一声匹配层 121a、接地导体 210 以及第二声匹配层 122 的分割槽 180 的填充材料而言,需要选择硬度比用于在 Y 方向分割压电元件 110 以及第一声匹配层 121a 的槽 160 的填充材料低、振动不易传递的材料。

[0076] 另外,压电元件 110(更严密而言为每个压电体)在图 3A 以及图 3B 的 X 方向与 Y 方向被分别分割而呈柱状,但是这两个方向的分割间隔大致相同较好。如上述那样,压电元件 110 的压电陶瓷产生无用的横向振动模式,若使压电陶瓷的宽度为在使用频带产生横向振动模式生的宽度,则对所使用的频率特性产生不良影响(例如频带变窄),因此需要使横向振动模式的频率落于使用频带外。这在 X 方向也相同。因此,通过使压电元件 110 在 X 方向的分割间隔与 Y 方向大致相同,能够减低无用的横向振动模式的影响。

[0077] 最后,传播介质 130 根据需要设置在第二声匹配层 122 上。作为传播介质 130,使用声阻抗具有接近生物体的值、并且超声波衰减系数小的尿烷树脂或聚丁橡胶、硅橡胶等较好。另外,在传播介质 130 的声速与生物体的声速不同的情况下,超声波在界面发生折射,因此需要同时考虑该折射,考虑第二声匹配层 122 的曲面形状而设定超声波的焦点距离。

[0078] 这样,根据本实施方式,采用以下的结构:设置槽 160,并利用该槽将压电元件 110 以及第一声匹配层 121a 形成为曲面形状,无需声透镜即可汇聚超声波,并且采取将信号用导体 150 设置在压电元件 110 的信号用电极面,并将接地导体 210 设置在与第一声匹配层 121a 的压电元件 110 一侧相反的一侧的面上。因此,能够制作可得到高灵敏度且宽频带的频率特性、并且可靠性高的结构,从而能够得到质量高且稳定的超声波探头。另外,能够汇聚超声波束,还能够使超声波束偏转,因此能够得到提供高灵敏度且分辨率较高的超声波图像的超声波探头。

[0079] 另外,虽然在本实施方式中说明了将压电元件 110 在 X 方向线性地(平面地)排列的情形,但是 X 方向的排列形状并不只限于此。例如,即使将压电元件在 X 方向排列为凸面或者凹面的曲面形状时,也可以得到同样的效果。

[0080] 另外,虽然在本实施方式中说明了第一声匹配层 121a 使用导体的材料的情形,但

是本发明并不只限于此。例如,即使以绝缘体与导体的复合体构成第一声匹配层,并通过第一槽(槽 160)在 Y 方向分割第一声匹配层,将导体设置在第一声匹配层的一部分以使被分割的各个部分在 Z 方向可电导通时,也能够得到同样的效果。

[0081] 另外,虽然在本实施方式中说明了将压电元件 110 以及声匹配层 120a 在 Y 方向相对于被检测体一侧形成为凹面的曲面形状的情形,但是曲面形状并不只限于此。例如,即使将压电元件以及声匹配层在 Y 方向相对于被检测体一侧形成为凸面形状时,或者不论是凹面还是凸面,使其成为具有单一的曲率半径的曲面或者使其成为具有逐渐改变曲率半径的多个曲率半径的曲面时,也能够得到同样的效果。

[0082] 另外,虽然在本实施方式中说明了将接地导体 210 设置在作为导体的第一声匹配层 121a 上的情形,但是本发明并不只限于此。例如,第一以及第二声匹配层为导体时,即使将接地导体设置在第二声匹配层上,也可以得到同样的效果。

[0083] (实施方式 3)

[0084] 实施方式 3 为设置三层声匹配层来代替实施方式 2 中的两层的声匹配层 120a 的情形。

[0085] 图 4A 为表示本发明的实施方式 3 的超声波探头的部分概况的立体图。图 4B 为从 X 方向观察图 4A 所示的超声波探头的概况的剖面图。另外,该超声波探头具有与图 3A 以及图 3B 所示的实施方式 2 所对应的超声波探头同样的基本结构,对于相同的结构元件标注相同的标号。

[0086] 图 4A 以及图 4B 所示的超声波探头 300 包括:排列在一个方向(X 方向)的多个压电元件 110;相对于各个压电元件 110 配置在被检测体一侧(同图的上方)的厚度方向(Z 方向)前面的三层声匹配层 310(121a、122 以及 311);配置在该三层声匹配层 310(121a、122 以及 311)之间的接地导体 210;根据需要相对于压电元件 110 配置在与声匹配层 310(121a、122 以及 311)一侧相反的一侧的厚度方向(Z 方向)背面(同图的下方)的背面承载部件 140;以及根据需要配置在声匹配层 310(121a、122 以及 311)上的传播介质 130。这里,接地导体 210 设置在第一声匹配层 121a 与第二声匹配层 122 之间。这些各个结构元件(除了接地导体 210)的各自的功能与在图 1 所示的以往技术中所说明的同样。

[0087] 压电元件 110 的厚度方向(Z 方向)的前面设置有接地电极(未图示),背面设置有信号用电极(未图示)。通过蒸镀或者阴极溅镀金或者银、或者焊接银等分别在压电元件 110 的前面以及背面形成两个电极。

[0088] 以下,进一步详细地说明超声波探头 300 的结构。

[0089] 压电元件 300 使用像 PZT 系那样的压电陶瓷、PZN-PT、PMN-PT 系那样的压电单晶体等材料形成。第一声匹配层 121a、接地导体 210、第二声匹配层 122 以及第三声匹配层 311 设置在接地电极(未图示)一侧,所述接地电极设置在这样的材料的压电元件 110。作为本发明的第一槽的多个槽 160,沿着 X 方向设置在压电元件 110 以及第一声匹配层 121a。槽 160 利用例如切割机等装置来设置。在本实施方式中,该槽 160 贯穿压电元件 110 以及第一声匹配层 121a 的 Z 方向的两面,将压电元件 110 以及第一声匹配层 121a 分别完全分割。因此,设置槽 160 的方向,无论从与压电元件 110 的、设置了第一声匹配层 121a 的一侧相反的一侧的面,还是从与第一声匹配层 121a 的、设置了压电元件 110 的一侧相反的一侧的面,从哪个面的一侧设置都可以。也就是说,设置槽 160 的方向,因为即使不从压电元件

110 一侧而从第一声匹配层 121a 一侧也可以使本结构成立,因此从哪一侧设置都可以。

[0090] 另外,虽然在本实施方式中,槽 160 将压电元件 110 以及第一声匹配层 121a 完全分割,但是本发明并不只限于此。例如,也可以与实施方式 1 同样地,在第一声匹配层 121a 保留一部分地设置槽。在该情况下,槽 160 从压电元件 110 一侧设置。

[0091] 另外,在本结构中,利用接地导体 210 进行来自所分割的压电元件 110 的接地电极的电气端子的取出。因此,第一声匹配层 121a 需要为电导体。因此,第一声匹配层 121a 使用例如石墨,或者将金属的粉体填充到高分子而制成的导体(例如导电性粘结剂等)的材料较好。当然,对于第一声匹配层 121a 而言,声阻抗的值需要具有压电元件 110 与被检测体(生物体)之间的值。

[0092] 另外,设置在压电元件 110 以及第一声匹配层 121a 的槽 160 的间隔既可以为等间隔也可以为随机的间隔。但是,压电元件 110 的材料例如 PZT 系的压电陶瓷除了所使用的厚度纵向振动模式以外,还产生不必要的横向振动模式,而该横向振动模式对频率特性等产生不良影响。因此,需要预先使压电陶瓷的宽度变窄,也就是槽 160 的间隔变窄,以使横向振动模式的频率落于所使用的频域之外。

[0093] 另外,使用 PZT 系的压电陶瓷形成压电元件 110,在该压电元件 110 设置槽 160,并在该槽 160 填充环氧树脂或者尿烷树脂等的高分子材料,由此压电元件 110 具有复合了压电陶瓷与高分子材料的复合压电体的功能。也就是说,对于压电元件 110 而言,通过将声阻抗较小的高分子材料填充到槽 160 的部分,能够使声阻抗小于压电陶瓷,从而能够接近被检测体的声阻抗。由此,能够扩展频宽。对于该复合压电体而言,能够通过改变压电陶瓷与高分子材料的体积比例来改变声阻抗的值。

[0094] 另一方面,对于复合压电体的电容率而言,与压电陶瓷的电容率相比高分子材料的电容率极小,因此若减小压电陶瓷的体积比例,则作为复合压电体的电容率变小而电阻抗变大。其结果,与所连接的超声波诊断装置主机或者电缆发生不匹配,并影响灵敏度使其下降。因此,复合压电体的压电陶瓷的体积比例通常使用 50 ~ 75% 的范围。

[0095] 另外,第一声匹配层 121a 也与压电元件 110 同样地设置槽 160,并将高分子材料填充到该槽 160,因此其成为复合体,声阻抗发生变化(降低)。因此,需要考虑该降低的部分而选择第一声匹配层 121a 的材料。

[0096] 如上所述,在本实施方式中,采用通过压电元件 110 的接地电极以及作为导体的第一声匹配层 121a 从接地导体 210 取出电气端子的结构,因此第一声匹配层 121a 既可以与压电元件 110 同样地完全分割,也可以保留一部分地分割。

[0097] 接地导体 210 既可以只使用铜等金属的薄膜构成,也可以将聚酰亚胺等薄膜设置在金属薄膜而整体构成以便增强强度,只要是具有柔软性的结构就没有问题。在后者的结构的情况下,不言而喻的是:接地导体 210 的金属的导体(金属薄膜)一侧的面需要与第一声匹配层 121a 连接。与实施方式 2 同样地,接地导体 210 与压电元件 110 的接地电极(未图示)以及作为导体的第一声匹配层 121a 电连接,具有作为电气端子的功能。另外,在本实施方式中,接地导体 210 也与所有的压电元件 110 的接地电极(导体)电连接。

[0098] 另外,为了增强强度而设置在金属薄膜的聚酰亚胺等薄膜也可以为兼作第二声匹配层 122 的结构。

[0099] 在将高分子材料(例如环氧树脂)填充到所分割的压电元件 110 以及第一声匹配

层 121a 的槽 160 时,将信号用导体 150 按压在形成为曲面形状的背面承载部件 140,同时包含压电元件 110、第一声匹配层 121a、接地导体 210、第二声匹配层 122 以及第三声匹配层 311 也形成为曲面形状。

[0100] 另外,虽然在本实施方式中,如图 4A 以及图 4B 所示那样,将背面承载部件 140、压电元件 110、第一声匹配层 121a、接地导体 210、第二声匹配层 122 以及第三声匹配层 311 相对于被检测体一侧,形成为凹面的曲面形状而使超声波汇聚,但是曲面形状并不只限于此。例如,也可以呈使超声波扩散的凸面形状。

[0101] 这里,压电陶瓷的压电元件 110、以及使用石墨或者将金属的粉体填充到石墨等的材料的第一声匹配层 121a 原本不具有可形成曲面的柔软性,为了形成曲面,需要预先准备事先加工成曲面形状的压电元件 110 以及第一声匹配层 121a,但它们很难高精度地形成。因此,在本实施方式中,也通过设置槽 160 采取可形成曲面的结构。另外,在第二声匹配层 122 使用填充了金属或氧化物等粉体的环氧树脂等可形成曲面的、具有柔软性的高分子薄膜较好。

[0102] 另外,信号用导体 150 与实施方式 1 同样地形成。信号用导体 150 使用像铜那样的金属材料,厚度为 10 微米 ( $\mu\text{m}$ ) 左右较好。另外,在单独使用铜等金属导体则强度较弱的情况下,也可以采用设置了 10 ~ 25 微米 ( $\mu\text{m}$ ) 左右的厚度的聚酰亚胺薄膜的结构。像这样的信号用导体 150 因为具有充分的柔软性,所以即使设置槽 160 而分割了的压电元件 110 的信号用电极呈曲面形状也能够与其良好地贴紧而取得电导通。另外,通过利用这样的信号用导体 150 以及上述的接地导体 210,即使压电元件 110 裂损,信号用导体 150 以及接地导体 210 也因为具有柔软性而不会断线,可靠性(质量)提高。其与专利文献 1 所示那样将电气端子只与压电元件的电极的一部分连接的结构相比,能够解决由于来自外部的机械式冲击压电元件裂损而电极破裂发生断线等问题。

[0103] 用于形成曲面的曲率可根据将超声波的焦点距离设定于何处而改变。另外,要形成的曲面既可以为具有单一的曲率半径的曲面,也可以为对于图 4A 以及图 4B 的 Y 方向逐渐改变曲率半径的、具有多个曲率的曲面。

[0104] 第二声匹配层 122、第一声匹配层 121a、接地导体 210、压电元件 110 以及信号用导体 150 由作为本发明的第二槽的多个分割槽 180 分割为多个压电元件列。也就是说,在本实施方式中,将信号用导体 150、压电元件 110、第一声匹配层 121a、接地导体 210 以及第二声匹配层 122 按压在形成为曲面形状的背面承载部件 140,并将它们形成为曲面形状后,在 X 方向(与 Y 方向正交的方向),沿着信号用导体 150 的图案,通过上述多个分割槽 180 将第二声匹配层 122、接地导体 210、第一声匹配层 121a、压电元件 110、信号用导体 150 以及背面承载部件 140 的一部分分割为多个压电元件列。该方向为电子扫描的方向。对于多个分割槽 180,填充硬度比填充到槽 160 的环氧树脂那样的材料低的硅橡胶那样的材料。

[0105] 对于填充到槽 160 的材料而言,因为使排列在 Y 方向的多个压电体(由槽 160 分割的压电元件 110 的各个部分)整体地以相同相位振动,所以即使振动通过填充到槽 160 的环氧树脂等填充材料漏出,Y 方向的各个压电体也没有问题,因此槽 160 的填充材料在硬度上较高也没有问题。但是,对于在 X 方向分割的多个压电元件 110 列而言,通过信号用导体 150 以及接地导体 170 将电信号提供给各个压电元件 110 时,为了分别施加延迟而对电信号进行相位控制以使超声波偏转或者汇聚,需要减少在压电元件 110 之间的超声波振动

的漏出。因此,对于用于在 X 方向分割信号用导体 150、压电元件 110、第一声匹配层 121a、接地导体 170 以及第二声匹配层 122 的分割槽 180 的填充材料而言,需要选择硬度比用于在 Y 方向分割压电元件 110 以及第一声匹配层 121a 的槽 160 的填充材料低、振动不易传递的材料。

[0106] 另外,压电元件 110(更严密而言为每个压电体)在图 4A 以及图 4B 的 X 方向与 Y 方向被分别分割而呈柱状,但是这两个方向的分割间隔大致相同较好。如上述那样,压电元件 110 的压电陶瓷产生无用的横向振动模式,若使压电陶瓷的宽度为在使用频带产生横向振动模式的宽度,则对所使用的频率特性产生不良影响(例如频带变窄),因此需要将横向振动模式的频率落于使用频带外。这在 X 方向也相同。因此,通过使压电元件 110 在 X 方向的分割间隔与 Y 方向大致相同,能够减低无用的横向振动模式的影响。

[0107] 进而,在本实施方式中,第三声匹配层 311 设置在第二声匹配层 122 上。第三声匹配层 311 如图 4A 以及图 4B 所示那样,在哪个方向都不分割地、整面设置在被在 X 方向分割的第二声匹配层 122 上。

[0108] 但是,为了使 X 方向的各个压电元件 110 单独地振动而不使超声波振动漏出到相邻的压电元件 110,最好也与第一以及第二声匹配层 121a、122 同样地分割第三声匹配层 311。作为评价一个压电元件 110 是否单独地进行超声波振动而向被检测体放射超声波的方法,有测量超声波在 X 方向从压电元件 110 通过各个声匹配层 121a、122 以及 311 放射到被检测体一侧的方向性的程度的方法。方向性越宽,则表明超声波的漏出在横向上较少,压电元件 110 单独地振动,结果良好,而与其相反,方向性较窄则表明结果不好。

[0109] 一般来讲,使用在一个方向(X 方向)排列了多个压电元件 110 的、所谓电子扫描型的超声波探头,如何扩大排列了的压电元件 110 的 X 方向的方向性是提高超声波图像的分辨率的关键所在。另外,与压电元件 110 相同,通过减少要分割的声匹配层的数目,即使比如以较窄的间隔(例如 0.1mm)分割,也能够进行稳定的加工,从而能够制作均一的、高精度的超声波探头。而且,能够采用不会缩小方向性的结构。

[0110] 例如,将中心频率为 3.5MHz 的压电元件 110 以压电元件 110 的 X 方向的间隔为 0.38mm(将以 0.19mm 的间隔分割了的两个压电元件 110 电汇聚的状态)地分割,若将此时的 X 方向的方向性的角度以 -6dB 的水平(level)定义,则在将第三声匹配层 311 与压电元件 110 同样地分割了的结构的情况下,成为大约 23 度的方向角。另外,将硅橡胶材料填充到分割了压电元件 110、第一声匹配层 121a 以及第二声匹配层 122 的分割槽 180。

[0111] 另一方面,将上述的压电元件 110 以与上述同样的形态分割,并且在三层声匹配层 310 中,与压电元件 110 同样地分割压电元件 110 一侧的第一以及第二声匹配层 121a 和 122,而对位于被检测体一侧的第三声匹配层 311 则采用不经任何分割的结构,在这样的情况下,测量了压电元件 110 的排列方向(X 方向)的超声波的方向特性。此时,作为位于被检测体一侧的第三声匹配层 311 的材料分别使用:硅橡胶(硬度为肖氏(Shore)A 硬度 76、声速 915m/sec、声阻抗 2.1 兆雷耳(Mrayls))、氯丁橡胶(chloroprene rubber)(硬度为肖氏 A 硬度 70、声速 1630m/sec、声阻抗 2.16 兆雷耳)、乙丙橡胶(ethylenepropylene rubber)(硬度为肖氏 A 硬度 65、声速 1480m/sec、声阻抗 1.94 兆雷耳)、丁腈橡胶(Acrylonitrile butadiene rubber)(硬度为肖氏 A 硬度 60、声速 1640m/sec、声阻抗 1.97 兆雷耳)、以及聚氨酯橡胶(硬度为肖氏 A 硬度 78、声速 1850m/sec、声阻抗 1.98 兆雷耳)。其结果,可知方

向特性根据第三声匹配层 311 的材料而存在不同。另外,与到第二声匹配层 122 为止分割了的结构同样地,将硅橡胶的材料填充到分割了压电元件 110、第一声匹配层 121a 以及第二声匹配层 122 的分割槽 180(此时的分割槽 180 的宽度约为 0.03mm)。另外,作为除了上述例举的材料中的聚氨酯橡胶以外的材料,为了调整声阻抗使用了填充了任意量的氧化铝(alumina)、碳(carbon)、以及碳酸钙(calcium carbonate)等填料(filler)的材料。

[0112] 上述方向特性的不同与材料的硬度以及声阻抗等之间不存在相关,这些项目基本上不影响方向特性。影响方向特性的、也就是与方向特性存在相关的项目为第三声匹配层 311 的材料的声速特性,在其与方向特性之间可看出良好的相关。图 5 表示在 3.5MHz 的频率以 -6dB 的水平测定了的方向性角度与第三声匹配层 311 的材料的声速之间的关系的结果。如图 5 所示,在方向性角度可看出与声速的良好的相关,相关系数为 0.86。由此可知,在不分割位于被检测体一侧的第三声匹配层 311 的结构中,为了扩大方向性,需要注目第三声匹配层 311 的材料的声速。

[0113] 例如,在上述的例子中使用了的第三声匹配层 311 的各个材料的方向性角度如下。也就是说,使用了硅橡胶时为 25 度,使用了氯丁橡胶时为 23.5 度,使用了乙丙橡胶时为 23.5 度,使用了丁腈橡胶时为 22.9 度,使用了聚氨酯橡胶时为 20 度。另外,该测量结果的偏差可考虑为  $\pm 0.5$  度左右。

[0114] 由此可以说明,在不与压电元件 110 同样地将多层化的声匹配层的所有层分割的结构中,为了得到与压电元件 110 同样地将多层化的声匹配层的所有层分割的结构同等或者其上的方向特性,只需限定声匹配层的声速,只要使用具有声速为 1650m/sec 或者其以下的值的橡胶弹性体材料即可。当然,因为第三声匹配层 311 为橡胶弹性体,具有充分的柔软性,所以能够在第二声匹配层 122 的曲面上沿着其曲面形状而形成。

[0115] 最后,传播介质 130 根据需要设置在第三声匹配层 311 上。作为传播介质 130,使用声阻抗具有接近生物体的值,并且超声波衰减系数小的尿烷树脂或聚丁橡胶、硅橡胶等较好。另外,在传播介质 130 的声速与生物体的声速不同的情况下,超声波在界面发生折射,因此需要同时考虑该折射,考虑第二声匹配层 122 的曲面形状而设定超声波的焦点距离。

[0116] 这样,根据本实施方式,采用以下的结构:设置槽 160,并利用该槽将压电元件 110 以及第一声匹配层 121a 形成为曲面形状,无需声透镜即可汇聚超声波,并且采取将信号用导体 150 设置在压电元件 110 的信号用电极面,并将接地导体 210 设置在与第一声匹配层 121a 的压电元件 110 一侧相反的一侧的面上,进而将声匹配层 310 设置为 3 层。因此,能够制作可得到高灵敏度且宽频带的频率特性、并且可靠性高的结构,从而能够得到质量高且稳定的超声波探头。另外,能够汇聚超声波束,还能够使超声波束偏转,因此能够得到提供高灵敏度且分辨率较高的超声波图像的超声波探头。

[0117] 另外,虽然在本实施方式中说明了将压电元件 110 在 X 方向线性地(平面地)排列的情形,但是 X 方向的排列形状并不只限于此。例如,即使将压电元件在 X 方向排列为凸面或者凹面的曲面形状时,也可以得到同样的效果。

[0118] 另外,虽然在本实施方式中说明了第一声匹配层 121a 使用导体的材料的情形,但是本发明并不只限于此。例如,即使以绝缘体与导体的复合体构成第一声匹配层,并通过第一槽(槽 160)在 Y 方向分割第一声匹配层,将导体设置在第一声匹配层的一部分以使被分割的各个部分在 Z 方向可电导通时,也能够得到同样的效果。

[0119] 另外,虽然在本实施方式中说明了将压电元件 110 以及声匹配层 310 在 Y 方向相对于被检测体一侧形成为凹面的曲面形状的情形,但是曲面形状并不只限于此。例如,即使将压电元件以及声匹配层在 Y 方向相对于被检测体一侧形成为凸面形状时,或者不论是凹面还是凸面,使其成为具有单一的曲率半径的曲面或者使其成为具有逐渐改变曲率半径的多个曲率半径的曲面时,也能够得到同样的效果。

[0120] 另外,虽然在本实施方式中说明了将接地导体 210 设置在作为导体的第一声匹配层 121a 上的情形,但是本发明并不只限于此。例如,第一以及第二声匹配层为导体时,即使在将接地导体设置在第二声匹配层上,进而在其上面配置第三声匹配层的情况下,也可以得到同样的效果。

[0121] (实施方式 4)

[0122] 实施方式 4 为在实施方式 2 中压电元件以及第一声匹配层的厚度的变化情形。

[0123] 图 6A 为表示本发明的实施方式 4 的超声波探头的部分概况的立体图。图 6B 为从 X 方向观察图 6A 所示的超声波探头的概况的剖面图。另外,该超声波探头具有与图 3A 以及图 3B 所示的实施方式 2 所对应的超声波探头同样的基本结构,对于相同的结构元件标注相同的标号。

[0124] 图 6A 以及图 6B 所示的超声波探头 400 包括:排列在一个方向(X 方向)的多个压电元件 410;相对于各个压电元件 410 配置在被检测体一侧(同图的上方)的厚度方向(Z 方向)前面的两层声匹配层 420(421 和 422);配置在该两层声匹配层 420(421 和 422)之间的接地导体 210;根据需要相对于压电元件 410 配置在与声匹配层 420(421 和 422)一侧相反的一侧的厚度方向(Z 方向)背面(同图的下方)的背面承载部件 430;以及根据需要配置在声匹配层 420(421 和 422)上的传播介质 130。这些各个结构元件(除了接地导体 210)的各自的功能与在图 1 所示的以往技术中所说明的同样。

[0125] 压电元件 410 的厚度方向(Z 方向)的前面设置有接地电极(未图示),背面设置有信号用电极(未图示)。通过蒸镀或者阴极溅镀金或者银、或者焊接银等分别在压电元件 410 的前面以及背面形成两个电极。

[0126] 以下,进一步详细地说明超声波探头 400 的结构。

[0127] 在本实施方式中,使用像 PZT 系那样的压电陶瓷、PZN-PT、PMN-PT 系那样的压电单晶体等材料,在 Y 方向厚度变化地形成压电元件 410。第一声匹配层 421、接地导体 210 以及第二声匹配层 422 设置在接地电极(未图示)一侧,所述接地电极设置在使用这样的材料、在 Y 方向厚度变化的压电元件 410。第一声匹配层 421 以及第二声匹配层 422 分别与压电元件 410 同样地在 Y 方向厚度变化。

[0128] 作为本发明的第一槽的多个槽 160,沿着 X 方向设置在压电元件 410 以及第一声匹配层 421。槽 160 利用例如切割机装置来设置。在本实施方式中,该槽 160 贯穿压电元件 410 以及第一声匹配层 421 的 Z 方向的两面,将压电元件 410 以及第一声匹配层 421 分别完全分割。因此,设置槽 160 的方向,无论从与压电元件 410 的、设置了第一声匹配层 421 的一侧相反的一侧的面,还是从与第一声匹配层 421 的、设置了压电元件 410 的一侧相反的一侧的面,从哪个面的一侧设置都可以。也就是说,设置槽 160 的方向,因为即使不从压电元件 410 一侧而从第一声匹配层 421 一侧也可以使本结构成立,因此从哪一侧设置都可以。

[0129] 另外,虽然在本实施方式中,槽 160 将压电元件 410 以及第一声匹配层 421 完全分

割,但是本发明并不只限于此。例如,也可以与实施方式 1 同样地,在第一声匹配层 421 保留一部分地设置槽。在该情况下,槽 160 从压电元件 410 一侧设置。

[0130] 另外,在本结构中,利用接地导体 210 进行来自所分割的压电元件 410 的接地电极的电气端子的取出。因此,第一声匹配层 421 需要为电导体。因此,第一声匹配层 421 使用例如石墨,或者将金属的粉体填充到高分子而制成的导体(例如导电性粘结剂等)的材料较好。当然,对于第一声匹配层 421 而言,声阻抗的值需要具有压电元件 410 与被检测体(生物体)之间的值。

[0131] 这里,与压电元件 410 的排列方向(X 方向)正交的一个方向(Y 方向)的压电元件 410 的厚度在 Y 方向上在中心附近较薄而越向端部就越厚,是不均匀的。具体而言,压电元件 410 如图 6A 以及图 6B 所示那样,被检测体一侧的前面呈平面形状,背面承载部件 430 一侧的背面呈曲面形状。通过使压电元件 410 的厚度不均匀,能够延长超声波束的焦点深度,并且能够得到宽频带的频率特性及提高分辨率。这样使压电元件的厚度在 Y 方向不均匀的结构,比如已经通过日本专利申请特开平 7-107595 号公报等成为公知技术。也就是说,因为压电元件 410 的 Y 方向的中心附近厚度较薄,所以可以发送接收高频分量的超声波,而因为向两端逐渐变厚,所以可以发送接收低频分量的超声波。另一方面,即使声匹配层 420(421 和 422),也相对于对应于压电元件 410 的厚度的频率的变化而变化厚度,将基本的厚度设为四分之一波长。因此,如图 6A 以及图 6B 所示那样,对于声匹配层 420(421 和 422)而言,其中心部分的厚度最薄,向端部逐渐变厚,所以相对于被检测体一侧呈凹面的曲面形状。

[0132] 像这样声匹配层 420(421 和 422)呈凹面形状,当然意味着超声波基于凹面形状的曲率半径汇聚在向被检测体一侧的某个距离。但是,要汇聚的距离不一定是目标距离,会发生汇聚在比目标距离近的地方或者远的地方的问题。本实施方式以具有能够解决该问题的结构为特征。

[0133] 另外,设置在压电元件 410 以及第一声匹配层 421 的槽 160 的间隔既可以为等间隔也可以为随机的间隔。但是,压电元件 410 的材料例如 PZT 系的压电陶瓷所使用的厚度除了纵向振动模式以外,还产生不必要的横向振动模式,而该横向振动模式对频率特性等产生不良影响。因此,需要预先使压电陶瓷的宽度变窄,也就是槽 160 的间隔变窄,以使横向振动模式的频率落于所使用的频域之外。

[0134] 另外,使用 PZT 系的压电陶瓷形成压电元件 410,在该压电元件 410 设置槽 160,并在该槽 160 填充环氧树脂或者尿烷树脂等的高分子材料,由此压电元件 410 具有复合了压电陶瓷与高分子材料的复合压电体的功能。也就是说,对于压电元件 410 而言,通过将声阻抗较小的高分子材料填充到槽 160 的部分,能够使声阻抗小于压电陶瓷,从而能够接近被检测体的声阻抗。由此,能够进一步扩展频宽。对于该复合压电体而言,能够通过改变压电陶瓷与高分子材料的体积比例来改变声阻抗的值。

[0135] 另一方面,对于复合压电体的电容率而言,与压电陶瓷的电容率相比高分子材料的电容率极小,因此若减小压电陶瓷的体积比例,则作为复合压电体的电容率变小而电阻抗变大。其结果,与所连接的超声波诊断装置主机或者电缆发生不匹配,并影响灵敏度使其下降。因此,复合压电体的压电陶瓷的体积比例通常使用 50 ~ 75% 的范围。

[0136] 另外,第一声匹配层 421 也与压电元件 410 同样地设置槽 160,并将高分子材料填

充到该槽 160, 因此其成为复合体, 声阻抗发生变化 (降低)。因此, 需要考虑该降低的部分而选择第一声匹配层 421 的材料。

[0137] 如上所述, 在本实施方式中, 采用通过压电元件 410 的接地电极以及作为导体的第一声匹配层 421 从接地导体 210 取出电气端子的结构, 因此第一声匹配层 421 既可以与压电元件 410 同样地完全分割, 也可以保留一部分地分割。

[0138] 接地导体 210 既可以只使用铜等金属的薄膜构成, 也可以将聚酰亚胺等薄膜设置在金属薄膜而整体构成, 只要是具有柔软性的结构就没有问题。在后者的结构的情况下, 不言而喻的是: 接地导体 210 的金属的导体 (金属薄膜) 一侧的面需要与第一声匹配层 421 连接。接地导体 210 与压电元件 410 的接地电极 (未图示) 以及作为导体的第一声匹配层 421 电连接, 具有作为电气端子的功能。另外, 在本实施方式中, 接地导体 210 与所有的压电元件 410 的接地电极 (导体) 电连接。

[0139] 另外, 为了增强强度而设置在金属薄膜的聚酰亚胺等薄膜也可以为兼作第二声匹配层 422 的结构。

[0140] 在将高分子材料 (例如环氧树脂) 填充到所分割的压电元件 410 以及第一声匹配层 421 的槽 160 时, 将信号用导体 150 按压在形成曲面形状的背面承载部件 140, 同时包含压电元件 410、第一声匹配层 421、接地导体 210 以及第二声匹配层 422 也形成曲面形状。

[0141] 这里, 压电陶瓷的压电元件 410、以及使用石墨或者将金属的粉体填充到石墨等的材料的第一声匹配层 421 原本不具有可形成曲面的柔软性, 为了形成曲面, 需要预先准备事先加工成曲面形状的压电元件 410 以及第一声匹配层 421, 但它们很难高精度地形成。因此, 通过设置槽 160 采取可形成曲面的结构。另外, 在第二声匹配层 422 使用环氧树脂或聚酰亚胺等可形成曲面的、具有柔软性的高分子薄膜较好。

[0142] 另外, 信号用导体 150 与实施方式 1 同样地形成。信号用导体 150 使用像铜那样的金属材料, 厚度为 10 微米 ( $\mu\text{m}$ ) 左右较好。另外, 在单独使用铜等金属导体则强度较弱的情况下, 也可以采用设置了 10 ~ 25 微米 ( $\mu\text{m}$ ) 左右的厚度的聚酰亚胺薄膜的结构。像这样的信号用导体 150 因为具有充分的柔软性, 所以即使设置槽 160 而分割了的压电元件 410 的信号用电极呈曲面形状也能够与其良好地贴紧而取得电导通。另外, 通过利用这样的信号用导体 150 以及上述的接地导体 210, 即使压电元件 410 裂损, 信号用导体 150 以及接地导体 210 也因为具有柔软性而不会断线, 可靠性 (质量) 提高。其与专利文献 1 所示那样将电气端子只与压电元件的电极的一部分连接的结构相比, 能够解决压电元件由于来自外部的机械式冲击裂损而电极破裂发生断线等问题。

[0143] 用于形成曲面的曲率可根据将超声波的焦点距离设定于何处而改变。另外, 要形成的曲面既可以为具有单一的曲率半径的曲面, 也可以为对于图 6A 以及图 6B 的 Y 方向逐渐改变曲率半径的、具有多个曲率的曲面。

[0144] 声匹配层 420 (第一声匹配层 421 和第二声匹配层 422)、接地导体 210、压电元件 410 以及信号用导体 150 由作为本发明的第二槽的多个分割槽 180 分割为多个压电元件列。也就是说, 将信号用导体 150、压电元件 410、第一声匹配层 421、接地导体 210 以及第二声匹配层 422 按压在形成曲面形状的背面承载部件 430, 并将它们形成曲面形状后, 在 X 方向 (与 Y 方向正交的方向), 沿着信号用导体 150 的图案, 通过上述多个分割槽 180 将第二

声匹配层 422、接地导体 210、第一声匹配层 421、压电元件 410、信号用导体 150 以及背面承载部件 430 的一部分分割为多个压电元件列。该方向为电子扫描的方向。对于多个分割槽 180, 填充硬度比填充到槽 160 的环氧树脂那样的材料低的硅橡胶那样的材料。

[0145] 对于填充到槽 160 的材料而言, 因为使排列在 Y 方向的多个压电体 (由槽 160 分割的压电元件 410 的各个部分) 整体地以相同相位振动, 所以即使振动通过填充到槽 160 的环氧树脂等填充材料漏出, Y 方向的各个压电体也没有问题, 因此槽 160 的填充材料在硬度上较高也没有问题。但是, 对于在 X 方向分割的多个压电元件 410 列而言, 通过信号用导体 150 以及接地导体 210 将电信号提供给各个压电元件 410 时, 为了分别施加延迟而对电信号进行相位控制以使超声波偏转或者汇聚, 需要减少在压电元件 410 之间的超声波振动的漏出。因此, 对于用于在 X 方向分割信号用导体 150、压电元件 410、第一声匹配层 421、接地导体 210 以及第二声匹配层 422 的分割槽 180 的填充材料而言, 需要选择硬度比用于在 Y 方向分割压电元件 410 以及第一声匹配层 421 的槽 160 的填充材料低、振动不易传递的材料。

[0146] 最后, 传播介质 130 根据需要设置在第二声匹配层 422 上。作为传播介质 130, 使用声阻抗具有接近生物体的值, 并且超声波衰减系数小的尿烷树脂或聚丁橡胶、硅橡胶等较好。另外, 在传播介质 130 的声速与生物体的声速不同的情况下, 超声波在界面发生折射, 因此需要同时考虑该折射, 考虑第二声匹配层 422 的曲面形状而设定超声波的焦点距离。

[0147] 这样, 根据本实施方式, 采取以下的结构: 设置槽 160, 并利用该槽将变化了厚度的压电元件 410 以及第一声匹配层 421 形成为曲面形状, 无需声透镜即可汇聚超声波, 并且采取将信号用导体 150 设置在压电元件 410 的信号用电极面, 并将接地导体 210 设置在与第一声匹配层 421 的压电元件 410 一侧相反的一侧的面上。因此, 能够制作可得到高灵敏度且宽频带的频率特性、并且可靠性高的结构, 从而能够得到质量高且稳定的超声波探头。另外, 能够汇聚超声波束, 还能够使超声波束偏转, 因此能够得到提供高灵敏度且分辨率较高的超声波图像的超声波探头。

[0148] 另外, 虽然在本实施方式中说明了将压电元件 410 在 X 方向线性地 (平面地) 排列的情形, 但是 X 方向的排列形状并不只限于此。例如, 即使将压电元件在 X 方向排列为凸面或者凹面的曲面形状时, 也可以得到同样的效果。

[0149] 另外, 虽然在本实施方式中说明了第一声匹配层 421 使用导体的材料的结构的情形, 但是本发明并不只限于此。例如, 即使以绝缘体与导体的复合体构成第一声匹配层, 并通过第一槽 (槽 160) 在 Y 方向分割第一声匹配层, 将导体设置在第一声匹配层的一部分以使被分割的各个部分在 Z 方向可电导通时, 也能够得到同样的效果。

[0150] 另外, 虽然在本实施方式中说明了将压电元件 410 以及声匹配层 420 在 Y 方向相对于被检测体一侧形成为凹面的曲面形状的情形, 但是曲面形状不只限于此。例如, 即使将压电元件以及声匹配层在 Y 方向相对于被检测体一侧形成为凸面形状时, 或者不论是凹面还是凸面, 使其成为具有单一的曲率半径的曲面或者使其成为具有逐渐改变曲率半径的多个曲率半径的曲面时, 也能够得到同样的效果。

[0151] 另外, 虽然在本实施方式中说明了以两层来构成声匹配层的情形, 但是本发明并不只限于此。即使以三层以上来构成声匹配层, 也能够得到同样的效果。

[0152] 另外, 虽然在本实施方式中说明了将接地导体 210 设置在作为导体的第一声匹配

层 421 上的情形,但是本发明并不只限于此。例如,第一以及第二声匹配层为导体时,即使将接地导体设置在第二声匹配层上,也可以得到同样的效果。

[0153] 2006 年 4 月 28 日提交的日本专利申请 2006-125536 所包含的说明书、附图以及说明书摘要的公开内容被全部引用在本发明。

[0154] 工业实用性

[0155] 本发明的超声波探头能够利用于进行人体等被检测体的超声波诊断的各种医疗领域,进而能够利用于以材料或构造物的内部探伤为目的的工业领域。

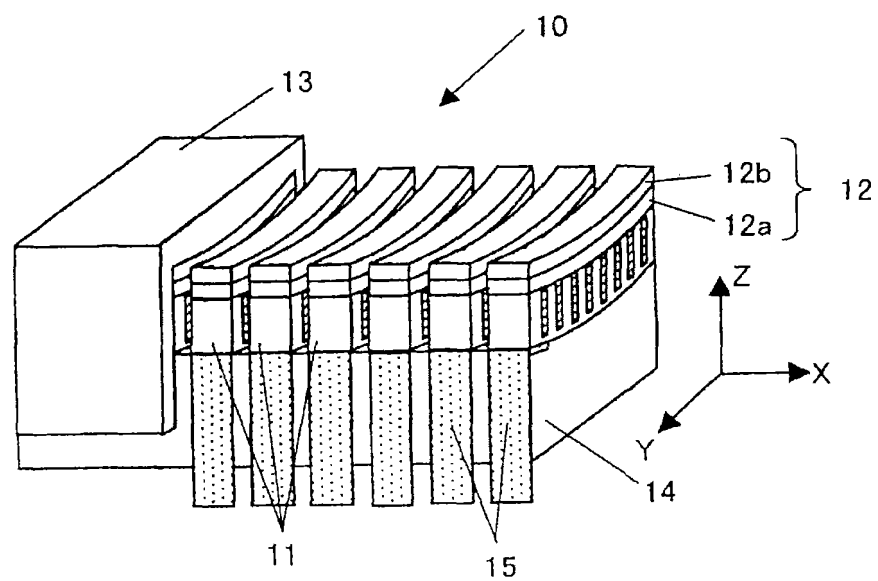


图 1

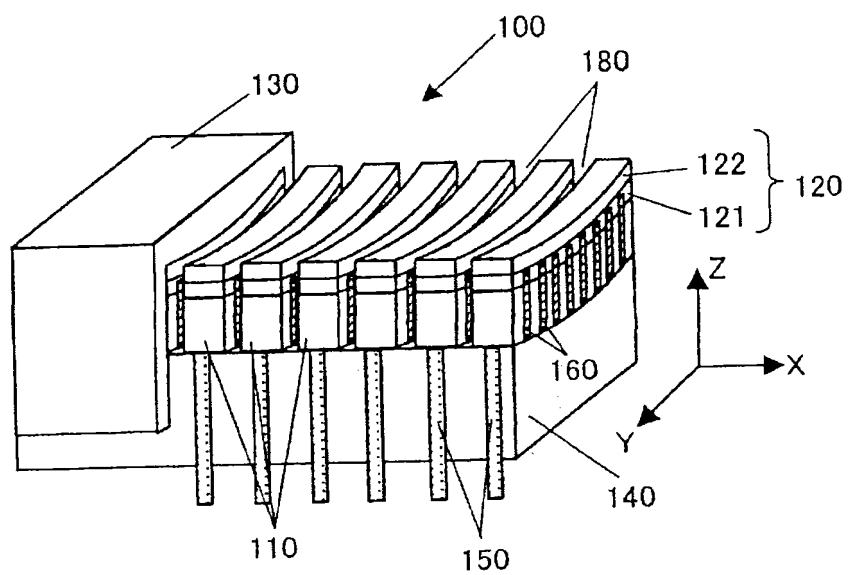


图 2A

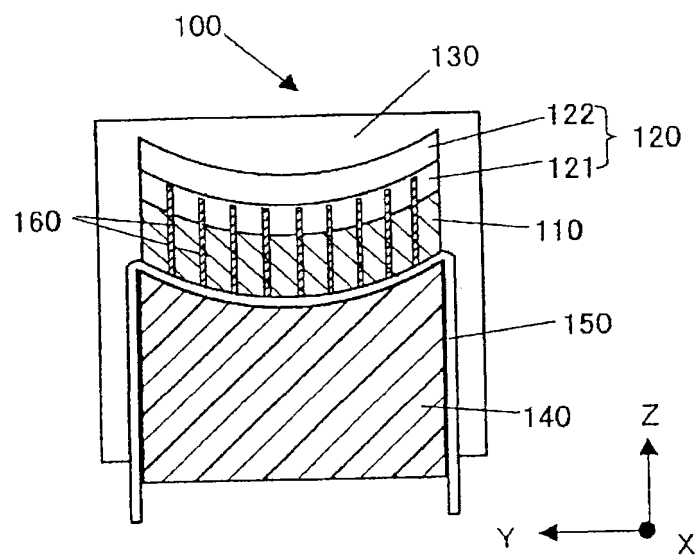


图 2B

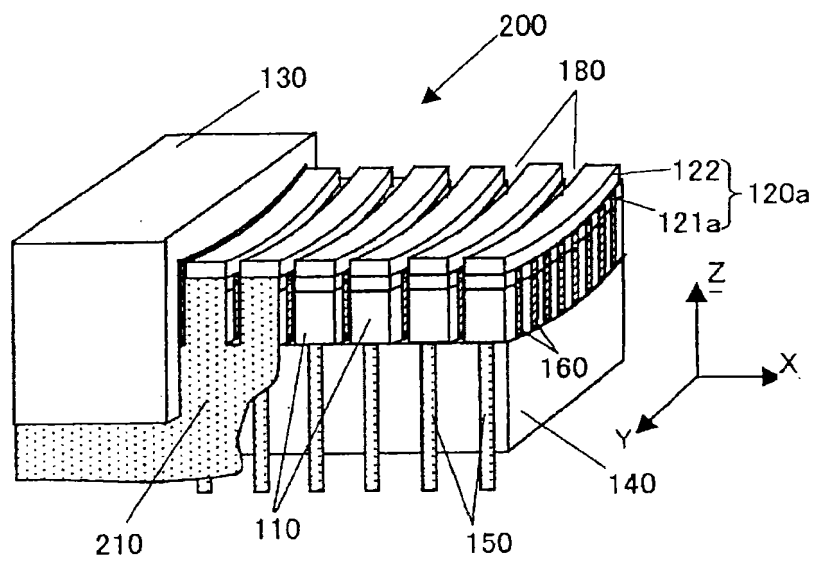


图 3A

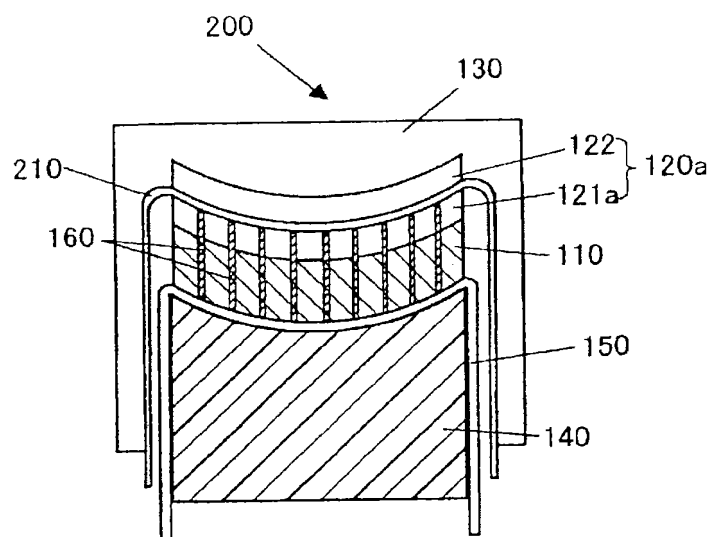


图 3B

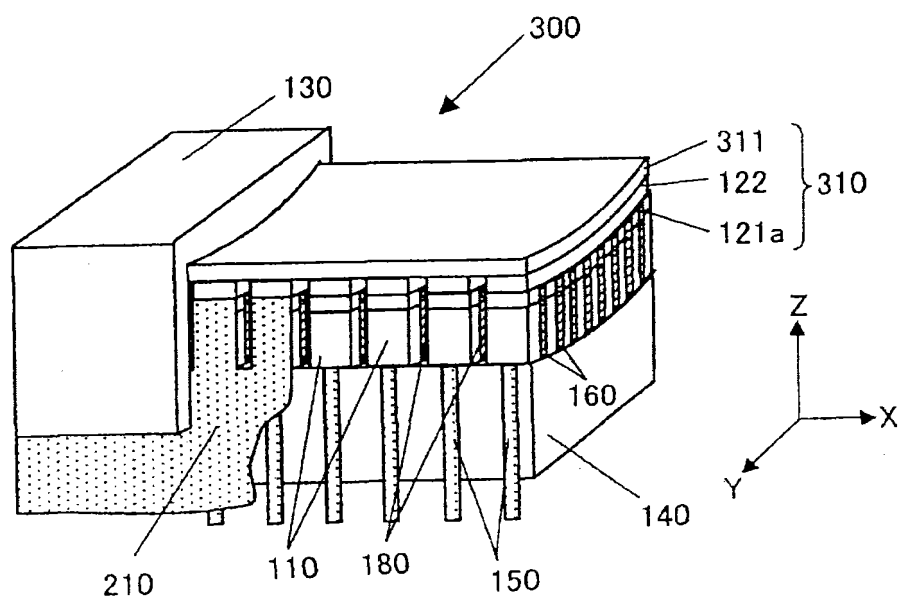


图 4A

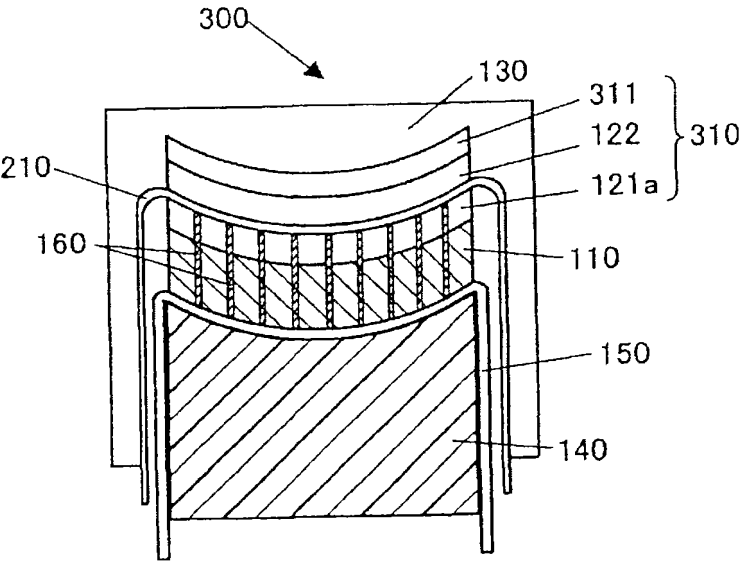


图 4B

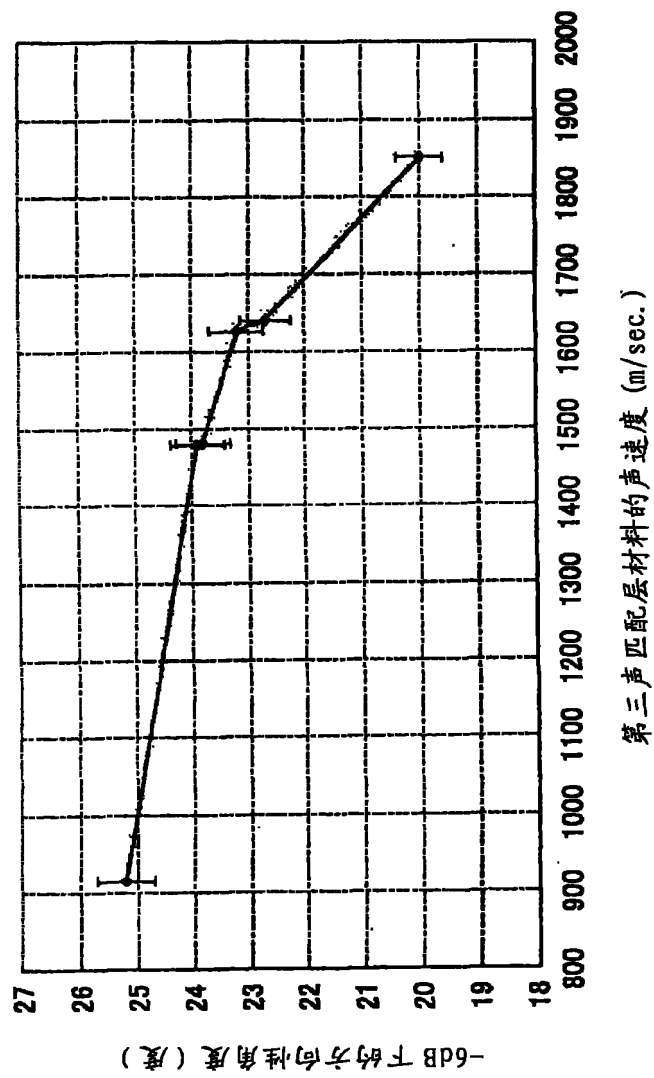


图 5

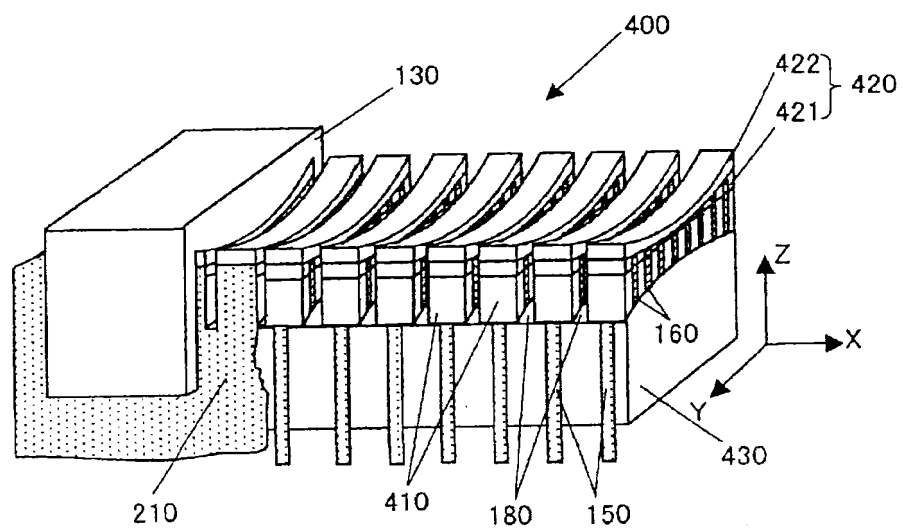


图 6A

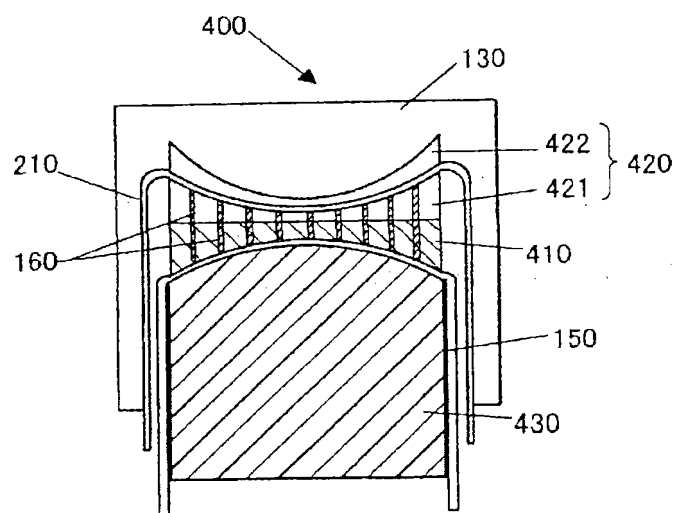


图 6B