



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107409261 A

(43)申请公布日 2017. 11. 28

(21)申请号 201680011506.X

(22)申请日 2016.01.18

(30)优先权数据

2015-038544 2015.02.27 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.08.22

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/051286 2016.01.18

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/136327 JA 2016.09.01

(71)申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 元木和也 小林和裕 渡边彻

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

代理人 刘慧群

(51)Int.Cl.

H04R 17/00(2006.01)

A61B 8/14(2006.01)

G01S 7/521(2006.01)

H01L 41/09(2006.01)

H01L 41/113(2006.01)

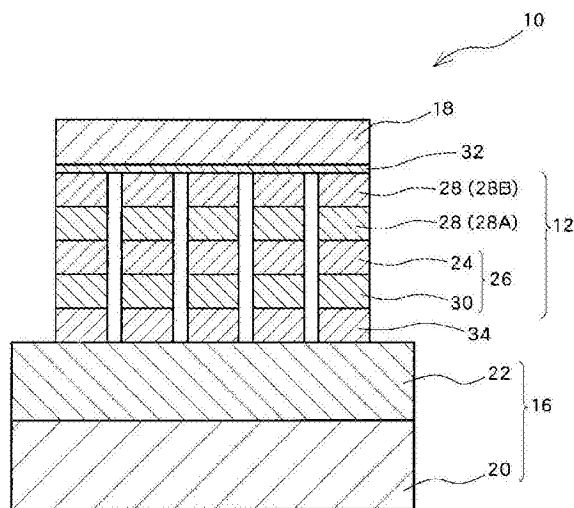
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

超声波振子单元

(57)摘要

在压电元件(24)与具备对压电元件进行驱动的电子电路的电路板(16)之间,使谐振层(30)和声分离层(34)彼此相邻地配置。谐振层(30)的声阻抗比压电元件(24)高,声分离层(34)的声阻抗比电路板(16)低。在声阻抗之差较大的谐振层(30)与声分离层(34)的界面,超声波被反射,从而传播到电路板(16)侧的超声波减少。



1. 一种超声波振子单元, 具有:
压电元件;
电路基板, 其具备对压电元件进行驱动的电子电路;
谐振层, 其配置在压电元件与电路基板之间, 声阻抗比压电元件的声阻抗高; 以及
声分离层, 其与谐振层相邻地配置在谐振层的电路基板侧, 声阻抗比电路基板的声阻抗低。
2. 根据权利要求1所述的超声波振子单元, 其中,
声分离层由多孔质材料构成。
3. 根据权利要求1所述的超声波振子单元, 其中,
声分离层由多孔质碳构成。
4. 根据权利要求1~3中的任一项所述的超声波振子单元, 其中,
谐振层的声阻抗是压电元件的声阻抗的2.3倍以上, 声分离层的声阻抗是电路基板的声阻抗的1/20以下。
5. 根据权利要求1~4中的任一项所述的超声波振子单元, 其中,
声分离层的声阻抗为谐振层的声阻抗的1/70以下。

超声波振子单元

技术领域

[0001] 本发明涉及用于超声波探头的超声波振子单元,特别涉及其构造。

背景技术

[0002] 在医疗领域中超声波诊断装置得到了有效地利用。超声波诊断装置是对生物体收发超声波并基于由此得到的接收信号来形成超声波图像的装置。对生物体的超声波的收发通过超声波探头(探针)进行。探针具备包括压电元件的振子,通过驱动压电元件,从而收发超声波。

[0003] 振子包括配置在压电元件的生物体侧的匹配层。匹配层是用于使从压电元件向生物体的声阻抗依次减少而对压电元件和生物体进行声匹配的层。此外,振子也可以具有与压电元件的背面即与和生物体侧相反一侧的面相邻地配置的谐振层。谐振的声阻抗相对于压电元件较高,有助于与压电元件进行谐振而朝向生物体高效地发送超声波。在振子的背面配置电路板,电路板具备对压电元件进行驱动的电子电路。在下述专利文献1示出了超声波探头的例子。

[0004] 在先技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本特表2005-507581号公报

发明内容

[0007] 发明要解决的课题

[0008] 若从振子发射的超声波传播到电路板,则会在电路板内反射,一部分返回到振子,再发射到生物体内。基于该电路板内的反射的超声波迟于直接发射的超声波进行发射,有时由于该延迟会成为噪声而导致超声波图像劣化。

[0009] 本发明的目的在于,降低从振子传播到电路板侧的超声波。

[0010] 用于解决课题的技术方案

[0011] 本发明涉及的超声波振子单元具有:压电元件;电路板,其具备对压电元件进行驱动的电子电路;谐振层,其配置在压电元件与电路板之间,声阻抗比压电元件的声阻抗高;以及声分离层,其与谐振层相邻地配置在谐振层的电路板侧,声阻抗比电路板的声阻抗低。

[0012] 由于谐振层与声分离层的声阻抗之差,从而在这些层的边界面对超声波进行反射,由此能够抑制超声波传播到电路板侧。

[0013] 此外,声分离层能够由多孔质材料特别是多孔质碳构成。

[0014] 进而,能够使谐振层的声阻抗为压电元件的声阻抗的2.3倍以上,并使声分离层的声阻抗为电路板的声阻抗的1/20以下。此外,能够使声分离层的声阻抗为谐振层的声阻抗的1/70。

[0015] 发明效果

[0016] 通过在声分离层与谐振层的边界面对超声波进行反射,抑制超声波传播到电路板,从而能够降低在电路基板内反射的超声波所引起的噪声。

附图说明

[0017] 图1是示出本实施方式的超声波振子单元的概略结构的立体图。

[0018] 图2是示出本实施方式的超声波振子单元的概略结构的剖视图。

[0019] 图3是示出声分离层的效果的图。

具体实施方式

[0020] 以下,按照附图对本发明的实施方式进行说明。图1是示出本实施方式的超声波振子单元10的立体图。此外,图2是超声波振子单元10的剖视图。超声波振子单元10内置于超声波诊断装置的探针,对探针接触的生物体进行超声波的收发。图1中的超声波的发送方向是上方。另外,在以下的说明中,“上”、“下”等表示上下的关系的语句表示的是图中的上下,并不表示使用方式等的上下关系。

[0021] 超声波振子单元10包括纵横配置了单振子(individual transducer)12的二维的阵列振子14。在图示的阵列振子14中,纵横排列有相同数目的单振子12,作为整体构成为大致正方形。此外,虽然在图中为了进行说明而将单振子12的数目设为 5×5 配置的25个,但是实际的阵列振子14具备非常多的单振子12,例如几千个。在该结构中,能够以任意的角度扫描超声波束。根据通过任意的角度的扫描而导入的三维空间内的数据,能够形成表示三维空间的三维超声波图像。根据该数据还能够形成任意的剖面处的超声波图像。阵列振子也可以是单振子12呈直线状排列为一系列的一维阵列。此外,也可以是在纵向和横向上排列了不同个数的单振子12的大致长方形的阵列。

[0022] 超声波振子单元10具有电路板16和保护层18,电路板16具备对阵列振子14进行驱动的电子电路,保护层18覆盖阵列振子14而进行保护。在该超声波振子单元10的情况下,电路板16具有电子电路板20和中继基板22,电子电路板20形成有电子电路,中继基板22具有用于对该电子电路和单振子12进行连接的布线或电路。中继基板22也可以具有对电子电路上的端子与单振子12的连接进行切换的功能。

[0023] 单振子12包括振动元件26和声匹配层28,振动元件26包括压电元件24。振动元件26除了压电元件24以外还包括谐振层30。谐振层30配置在压电元件24的背面侧,即,配置在对超声波进行收发的方向的相反侧。此外,谐振层30的声阻抗比压电元件24高,形成硬背面层,压电元件24与谐振层30成为一体而进行超声波的发射以及接收。压电元件24和谐振层30的声阻抗例如分别为 30MRayl 左右、 $70 \sim 100\text{MRayl}$,谐振层30的声阻抗是压电元件24的2.3倍以上。谐振层30的材料是包含碳、钨的导电性的填料的树脂材料、金属、合金、金属的烧结体、金属与无机材料的烧结体、或它们的复合体。谐振层30有助于与压电元件24进行谐振而朝向生物体高效地发送超声波。此外,电路板16特别是中继基板22的声阻抗为大约 20MRayl 。

[0024] 声匹配层28是用于使声阻抗从压电元件24向生物体阶段性地减少、对压电元件24和生物体进行声匹配的层。虽然声匹配层28可以仅由一层构成,但是为了使声阻抗朝向生物体尽可能平滑地减少,也可以具有多个层。在图示的例子中,由第一声匹配层28A、第二声

匹配层28B这两层构成。

[0025] 在单振子12的与保护层18对置的面,与各单振子12接合有公共的接地电极32。声匹配层28具有导电性,对接地电极32和振动元件26进行电连接。关于声匹配层28,为了使其具有导电性,能够使用混入了玻璃状碳、碳、石墨材料或导电性填料的树脂。关于该树脂,例如能够使用环氧树脂。

[0026] 在谐振层30的背面侧即电路板16侧,与谐振层30相邻地配置有声分离层34。关于声分离层34,其声阻抗比压电元件24以及电路板16低。电路板16包括的中继基板22与电子电路板20的声阻抗大致相等,但是在它们存在差异的情况下,声分离层34的声阻抗会比位于声分离层34侧的中继基板22的声阻抗低。此外,在没有中继基板22的情况下,声分离层34的声阻抗会比电子电路板20的声阻抗低。通过声阻抗比压电元件24高的谐振层30与声阻抗比电路板16低的声分离层34相邻,从而在谐振层30与声分离层34的边界处产生较大的声阻抗之差。由此,超声波在谐振层30与声分离层34的界面进行反射,从而传播到电路板16的超声波减少。通过使谐振层30的声阻抗比压电元件24高,并且使声分离层34的声阻抗比中继基板22低,从而能够增大谐振层30与声分离层34的声阻抗之差。

[0027] 单振子12经由声分离层34与设置在电路板16的表面的电极连接。谐振层30以及声分离层34具有导电性,将压电元件24与电路板16的电极电连接。中继基板22具有对单振子12和设置在电子电路板20的上表面的电极进行连接的功能,例如,通过设置在中继基板22的贯通孔来实现单振子12与电极的连接。通过中继基板22内的布线的配置,能够对电子电路板20上的电极以及单振子12的排列、间距的差异进行匹配。此外,也可以使得在中继基板22内具备用于对电子电路板20上的电极与单振子12的连接关系进行切换的电路。

[0028] 如前所述,声分离层34是用于通过与谐振层30的声阻抗之差从而在与谐振层30的界面对超声波进行反射的层,因此需要由与谐振层30的声阻抗之差较大的材料构成。如前所述,谐振层30的声阻抗较高,因此声分离层34优选降低声阻抗来设置较大的声阻抗之差。此外,在声分离层34中流过从电路板16供给的电力,因此要求高导电性。进而,声分离层34对单振子12和电路板16进行连接,还要求高构造强度。像这样,声分离层34要求低声阻抗、高导电性、以及高构造强度。

[0029] 作为满足声分离层34要求的上述的特性的材料,可以举出多孔质材料。例如,能够通过烧蚀导电材料的生成时混入粘合剂等而使空孔率为80%以上,由此,能够使声阻抗为 1MRayl 以下。作为更具体的材料,可以举出多孔质金属、多孔质碳。某种多孔质碳的特性是声阻抗为 $0.7\sim 1.0\text{MRayl}$,固有电阻为大约 $2\sim 20\times 10^{-2}\Omega\text{cm}$,弯曲弹性模量为 $2\sim 15\text{GPa}$,满足前述的特性要求。

[0030] 图3是示出具有上述的特性的多孔质碳制的声分离层34的效果的图。横轴表示时间,纵轴表示超声波的振幅。虚线是未设置声分离层34的情况下的曲线图,实线是设置了声分离层34的情况下的曲线图。示出了 -20dB 处的超声波的脉冲宽度成为大约50%的情况。这表示,声分离层34的背后的层内的多重反射所造成的影响减少。在实际的超声波图像中,因多重反射而产生的声音噪声的减少也得到了确认。

[0031] 该多孔质碳制的声分离层34的声阻抗相对于电路板16为 $1/20$,相对于谐振层30为 $1/100\sim 1/70$ 。给出了如下启示,即,若为其以下的数值,则能够使超声波的脉冲宽度成为

50%以下,能够实现超声波图像的画质改善。

[0032] 通过使得在谐振层30与声分离层34的界面处对超声波进行反射,从而关于配置在声分离层34的背面侧的层,材料选择的自由度提高。在没有声分离层34的以往的结构的情况下,通过使进入到电路板16等振动元件26的背后的层的超声波在层内衰减,来进行噪声的抑制。因此,该层的材料需要选择衰减大的材料。通过设置声分离层34,从而传播到声分离层34的背后的超声波减少,因此能够选择衰减小的材料。

[0033] 附图标记说明

[0034] 10:超声波振子单元,12:单振子,16:电路板,20:电子电路板,22:中继基板,24:压电元件,26:振动元件,28:声匹配层,30:谐振层,34:声分离层。

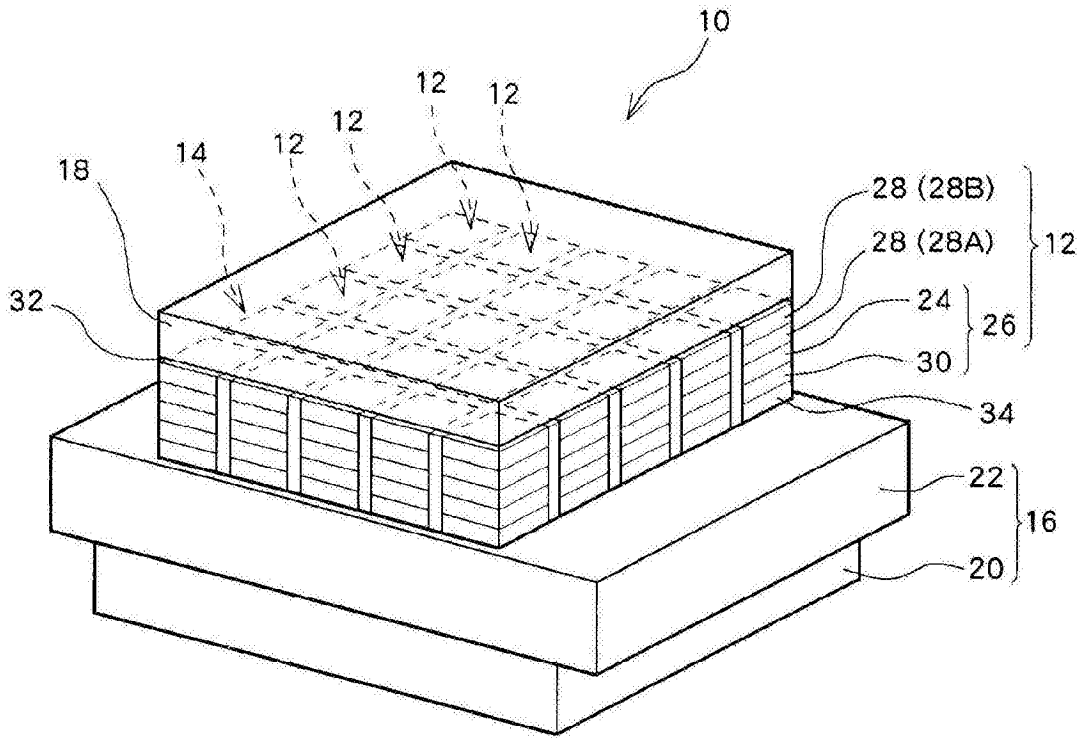


图1

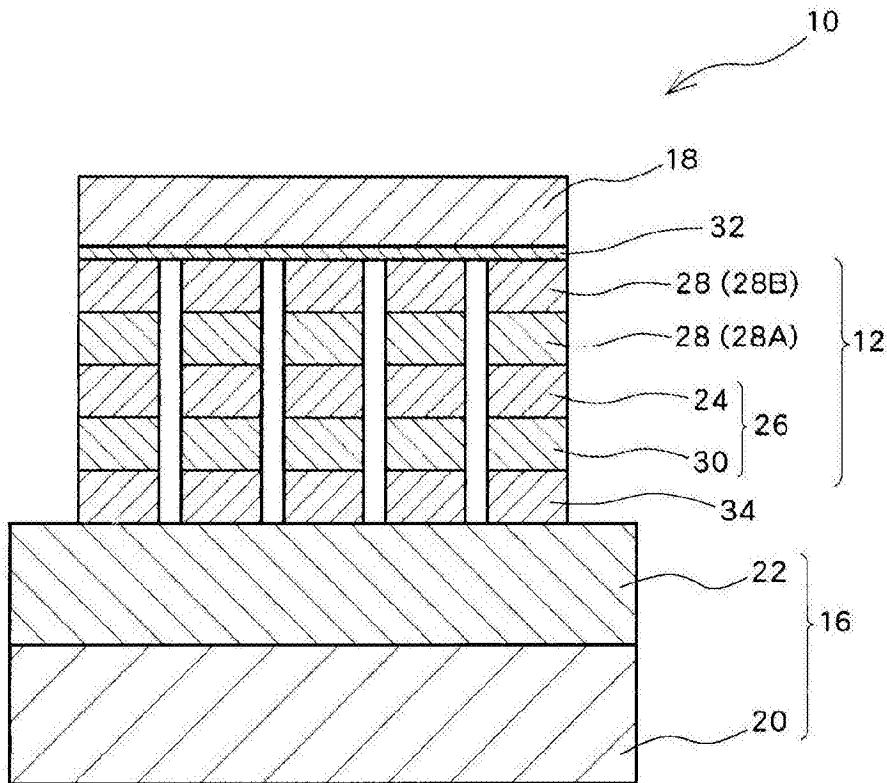


图2

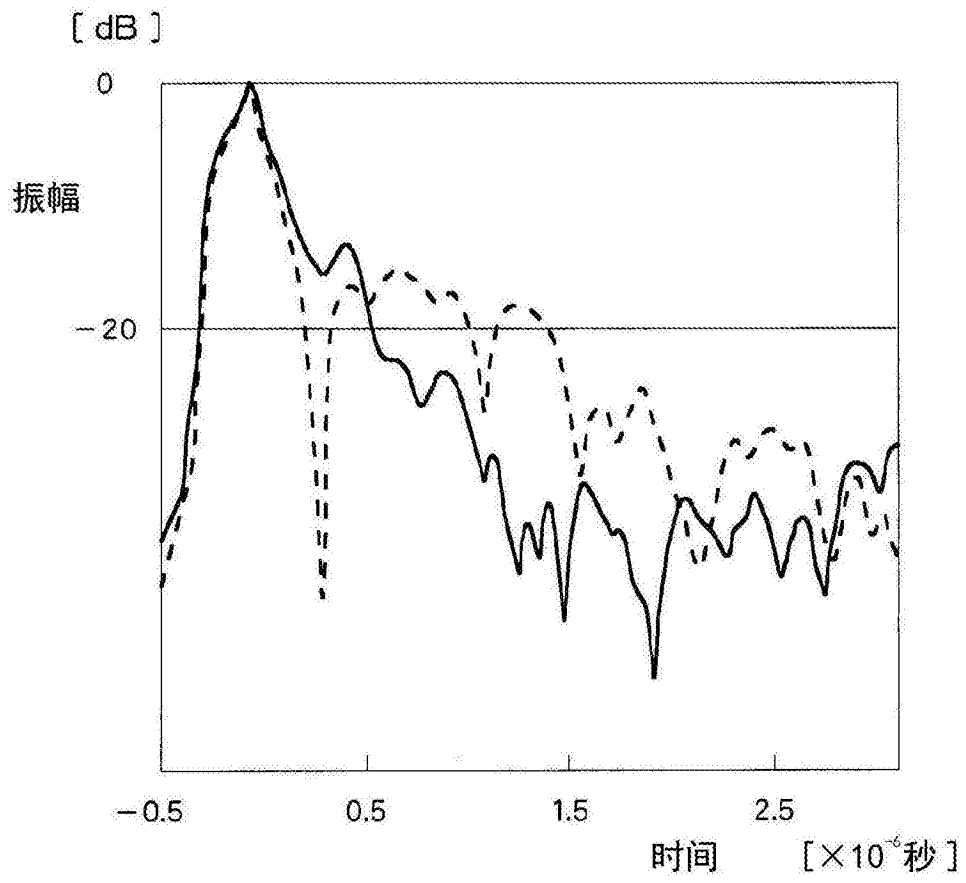


图3

专利名称(译)	超声波振子单元		
公开(公告)号	CN107409261A	公开(公告)日	2017-11-28
申请号	CN201680011506.X	申请日	2016-01-18
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	元木和也 小林和裕 渡边彻		
发明人	元木和也 小林和裕 渡边彻		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/14 G01S7/521 H01L41/09 H01L41/113		
CPC分类号	A61B8/14 G01S7/521 H01L41/09 H01L41/113 H04R17/00 H04R17/10		
代理人(译)	刘慧群		
优先权	2015038544 2015-02-27 JP		
其他公开文献	CN107409261B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在压电元件(24)与具备对压电元件进行驱动的电子电路的电路板(16)之间，使谐振层(30)和声分离层(34)彼此相邻地配置。谐振层(30)的声阻抗比压电元件(24)高，声分离层(34)的声阻抗比电路板(16)低。在声阻抗之差较大的谐振层(30)与声分离层(34)的边界面，超声波被反射，从而传播到电路板(16)侧的超声波减少。

