(19)国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 113453627 B
(45)授权公告日 2024.03.01

(21)申请号 202080014073.X
(22)申请日 2020.03.23
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 113453627 A
(43)申请公布日 2021.09.28
(30)优先权数据
2019-058608 2019.03.26 JP
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2021.08.12
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2020/012778 2020.03.23
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2020/196428 JA 2020.10.01
(73)专利权人 泰尔茂株式会社
地址 日本东京都
(72)发明人 井口阳
(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所 11256
专利代理师 陈伟 孙明轩
(51)Int.Cl.
A61B 8/12(2006.01)
A61B 1/00(2006.01)
A61B 1/313(2006.01)
(56)对比文件
CN 108336216 A,2018.07.27
US 2007216257 A1,2007.09.20
US 2009160293 A1,2009.06.25
US 5327895 A,1994.07.12
审查员 李馥然

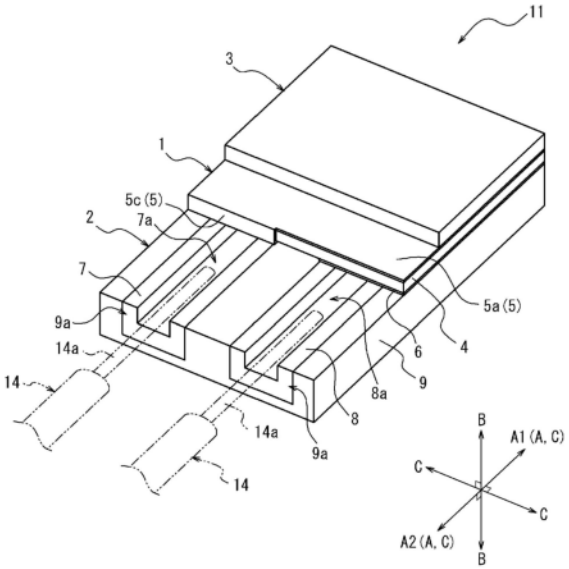
权利要求书1页 说明书11页 附图8页

(54)发明名称

超声波振子

(57)摘要

本发明的超声波振子具有压电元件、和支承所述压电元件的支承部件,其中,所述压电元件由如下部分构成:扁平状的压电体;层叠于所述压电体的厚度方向上的至少一侧的第1电极;和层叠于所述压电体的所述厚度方向上的至少另一侧的第2电极,所述支承部件具有:与所述压电元件的所述第1电极连接的第1端子;和与所述压电元件的所述第2电极连接的第2端子,所述第1端子以及所述第2端子具有在所述厚度方向上没有与所述压电元件重叠的部分。



CN 113453627 B

1.一种超声波振子,具有压电元件、和支承所述压电元件的支承部件,其特征在于,

所述压电元件由如下部分构成:

扁平状的压电体;

层叠于所述压电体的厚度方向上的至少一侧的第1电极;和

层叠于所述压电体的所述厚度方向上的至少另一侧的第2电极,

所述支承部件具有:

层叠于所述压电元件的所述厚度方向上的所述另一侧的支承主体部;

与所述压电元件的所述第1电极连接的第1端子;和

与所述压电元件的所述第2电极连接的第2端子,

所述第1端子以及所述第2端子设于所述支承主体部上,且具有在所述厚度方向上没有与所述压电元件重叠的部分。

2.根据权利要求1所述的超声波振子,其特征在于,

所述支承主体部在与所述厚度方向正交的方向上延伸至与所述压电元件相比靠外侧的位置。

3.根据权利要求2所述的超声波振子,其特征在于,

所述压电元件的所述第1电极具有:

位于所述压电体的所述厚度方向上的所述一侧的表面电极层;

位于所述压电体的所述厚度方向上的所述另一侧的背面电极层;和

将所述表面电极层以及所述背面电极层连结的连结导电部。

4.根据权利要求3所述的超声波振子,其特征在于,

所述第1端子在所述压电元件与所述支承主体部之间与所述第1电极的所述背面电极层连接。

5.根据权利要求2至4中任一项所述的超声波振子,其特征在于,

所述第2端子在所述压电元件与所述支承主体部之间与所述第2电极连接。

6.根据权利要求2至4中任一项所述的超声波振子,其特征在于,

所述压电元件具有:

由在所述厚度方向上与所述第1端子重叠的部分以及与所述第2端子重叠的部分构成的第1部分;和

除所述第1部分以外的第2部分,

所述第2部分的所述厚度方向上的所述另一侧的整个区域被所述支承主体部覆盖。

超声波振子

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波振子。

背景技术

[0002] 包含超声波振子的超声波探头被利用作为医疗用超声波诊断装置的超声波的收发器。最近正在采用如下方法:向导管装填超声波探头,在将导管插入体内的状态下进行超声波诊断。

[0003] 在专利文献1中公开了一种超声波探头,其具有:具有顶部主表面以及底部主表面的有源传感器元件;形成在顶部主表面上的顶部电极;形成在底部主表面上的底部电极;覆盖底部电极的导电性垫圈元件;与顶部电极电连接的第1导线;和与导电性垫圈元件电连接的第2导线。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本特开2006—198425号公报

发明内容

[0007] 对于装填至导管的超声波探头,为了减轻患者负担以及为了提高向血管深部等更细径的体腔内的插入性,小型化的要求较高。

[0008] 超声波探头的小型化能够通过使包括由压电体以及一对电极构成的压电元件的超声波振子小型化来实现。但是,若使超声波振子小型化,则压电元件也变小。因此,压电元件的电极也变小,将连接压电元件与外部电源的电气信号线连接至压电元件的电极上的作业变得困难。

[0009] 本发明的目的为,提供一种具有容易相对于压电元件连接电气信号线的构成的超声波振子。

[0010] 作为本发明的第1方式的超声波振子具有压电元件、和支承所述压电元件的支承部件,其中,所述压电元件由如下部分构成:扁平状的压电体;层叠于所述压电体的厚度方向上的至少一侧的第1电极;和层叠于所述压电体的所述厚度方向上的至少另一侧的第2电极,所述支承部件具有:与所述压电元件的所述第1电极连接的第1端子;和与所述压电元件的所述第2电极连接的第2端子,所述第1端子以及所述第2端子具有在所述厚度方向上没有与所述压电元件重叠的部分。

[0011] 作为本发明的一个实施方式,所述支承部件具有支承主体部,该支承主体部在所述厚度方向上的所述另一侧层叠于所述压电元件,在与所述厚度方向正交的方向上延伸至与所述压电元件相比靠外侧的位置,所述第1端子以及所述第2端子支承于所述支承主体部。

[0012] 作为本发明的一个实施方式,所述压电元件的所述第1电极具有:位于所述压电体的所述厚度方向上的所述一侧的表面电极层;位于所述压电体的所述厚度方向上的所述另

一侧的背面电极层;和将所述表面电极层以及所述背面电极层连结的连结导电部。

[0013] 作为本发明的一个实施方式,所述第1端子在所述压电元件与所述支承主体部之间与所述第1电极的所述背面电极层连接。

[0014] 作为本发明的一个实施方式,所述第2端子在所述压电元件与所述支承主体部之间与所述第2电极连接。

[0015] 作为本发明的一个实施方式,所述压电元件具有:由在所述厚度方向上与所述第1端子重叠的部分以及与所述第2端子重叠的部分构成的第1部分;和除所述第1部分以外的第2部分,所述第2部分的所述厚度方向上的所述另一侧的整个区域被所述支承主体部覆盖。

[0016] 发明效果

[0017] 根据本发明,能够提供一种具有容易相对于压电元件连接电气信号线的构成的超声波振子。

附图说明

[0018] 图1是表示包括作为本发明的一个实施方式的超声波振子的图像诊断用导管与外部装置连接后的状态的图。

[0019] 图2是表示图1所示的图像诊断用导管的顶端部中的与长边方向平行的截面的剖视图。

[0020] 图3是表示图1所示的图像诊断用导管的超声波振子的图。

[0021] 图4是表示图3所示的超声波振子中的压电元件的背面的图。

[0022] 图5是图3所示的超声波振子的分解立体图。

[0023] 图6是在图3所示的超声波振子中表示压电元件与支承部件在厚度方向上重叠的区域的图。

[0024] 图7是表示将电气信号线向第1端子连接的工序的概要的图。

[0025] 图8是表示包括作为本发明的一个实施方式的超声波振子的图像诊断用导管的一部分的剖视图。

具体实施方式

[0026] 以下,参照附图来说明本发明的超声波振子的实施方式。对各图中共通的部件及部位标注同一附图标记。

[0027] 首先,说明能够适用本发明的超声波振子的图像诊断装置的一例。图1是表示具有作为一个实施方式的超声波振子11的图像诊断装置100的图。

[0028] 图像诊断装置100具有图像诊断用导管110和外部装置120。在图1中表示图像诊断用导管110与外部装置120连接的状态。图2是表示图像诊断用导管110的顶端部中的与长边方向A平行的截面的剖视图。图3是表示超声波振子11的图。在图3中,为了方便说明,由双点划线表示与超声波振子11连接的电气信号线14的位置。图4表示图3所示的超声波振子11中的压电元件1的背面的图。图5是图3所示的超声波振子11的分解立体图。图5中,为了便于说明,由双点划线表示与超声波振子11连接的电气信号线14的位置。另外,在图5中,为了便于说明,由虚线表示压电元件1的第1电极5的背面电极层5b的位置以及第2电极6的位置。图6

是在图3所示的超声波振子11中表示压电元件1与支承部件2的厚度方向B上重叠的区域的图。

[0029] ＜图像诊断用导管110＞

[0030] 图像诊断用导管110适用于血管内超声波诊断法(Intravascular Ultrasound,简称“IVUS”)。如图1所示,图像诊断用导管110通过与外部装置120连接而驱动。更具体地,本实施方式的图像诊断用导管110与外部装置120的驱动单元120a连接。

[0031] 以下,为了便于说明,在图像诊断用导管110中,将在图像诊断用导管110的长边方向A上插入生物体内的一侧记载为“顶端侧”,将其相反侧记载为“基端侧”。另外,有时将从图像诊断用导管110的基端侧朝向顶端侧的方向仅称为“插入方向A1”。另外,有时将从图像诊断用导管110的顶端侧朝向基端侧的方向仅称为“拔出方向A2”。

[0032] 如图1所示,图像诊断用导管110具有插入部110a和操作部110b。插入部110a是图像诊断用导管110中的插入至生物体内来使用的部位。操作部110b是图像诊断用导管110中的在插入部110a插入至生物体内的状态下在生物体外操作的部位。在本实施方式的图像诊断用导管110中,在与后述的顶端侧连接器42(参照图1)相比靠顶端侧的部分是插入部110a,从顶端侧连接器42靠基端侧的部分是操作部110b。

[0033] 如图1、图2所示,插入部110a具有超声波探头10和护套20。

[0034] 如图1所示,操作部110b具有内管部件30和外管部件40。内管部件30保持超声波探头10的基端侧的端部。外管部件40保持护套20的基端侧的端部。虽然详细后述,但内管部件30在外管部件40内沿中心轴方向移动,由此超声波探头10能够在护套20内沿长边方向A移动。另外,虽然详细后述,但作为超声波探头10的一部分的驱动轴13以及电气信号线14从内管部件30以及外管部件40的内部通过,在长边方向A上,不仅在插入部110a的区域,而且在操作部110b的区域内延伸。即,本实施方式的操作部110b在内管部件30以及外管部件40的基础上,由超声波探头10构成了一部分。

[0035] [超声波探头10]

[0036] 如图2所示,超声波探头10具有超声波振子11、壳体12、驱动轴13和电气信号线14。

[0037] 如图3所示,超声波振子11具有压电元件1、支承部件2和声匹配部件3。具体地,压电元件1由扁平状的压电体4、层叠于该压电体4的厚度方向B上的至少一侧的第1电极5;和层叠于压电体4的厚度方向B上的至少另一侧的第2电极6构成。以下,为了便于说明,将至少设有第1电极5的一部分的、压电体4的厚度方向B上的一侧记载为“压电元件1的表面侧”。另外,为了便于说明,将至少设有第2电极6的一部分的、压电体4的厚度方向B上的另一侧记载为“压电元件1的背面侧”。压电元件1的表面侧是指进行超声波收发的一侧。另外,压电元件1的背面侧是指进行超声波收发的一侧的相反侧。

[0038] 压电元件1的压电体4例如由压电陶瓷片构成。作为压电陶瓷片的材料,例如能够举出锆钛酸铅(PZT)、铌酸锂等压电陶瓷材料。压电体4也可以不是压电陶瓷材料,而由水晶形成。

[0039] 压电元件1的第1电极5以及第2电极6例如能够通过使用掩膜材料的离子镀法、蒸镀法、溅镀法,作为电极层分别层叠于压电体4的厚度方向B的两面而由此形成。作为第1电极5以及第2电极6的材料,例如能够举出银、铬、铜、镍、金等金属、和这些金属的层叠体等。

[0040] 如图3、图4所示,本实施方式的第2电极6仅形成在压电元件1的背面侧。

[0041] 相对于此,如图3、图4所示,本实施方式的第1电极5由折回电极构成。具体地,本实施方式的第1电极5具有表面电极层5a、背面电极层5b和连结导电部5c。表面电极层5a位于压电元件1的表面侧。背面电极层5b位于压电元件1的背面侧。连结导电部5c将表面电极层5a以及背面电极层5b连结。换言之,本实施方式的第1电极5在从压电元件1的表面侧至背面侧的范围内形成。通过将第1电极5设为折回电极,能够在压电元件1的背面侧一同配置第1电极5的背面电极层5b以及第2电极6。由此,与第1电极以及第2电极分别仅配置于压电元件的各个不同面的情况相比较,能够仅在压电元件1的单面侧进行电气信号线14与第1电极5以及第2电极6的连接作业。

[0042] 另外,如图6所示,压电元件1具有由在厚度方向B上与后述的支承部件2的第1端子7重叠的部分以及与第2端子8重叠的部分构成的第1部分1a、和在厚度方向B上将第1部分1a排除的第2部分1b。详细内容后述。

[0043] 另外,如图6所示,当在厚度方向B上观察超声波振子11的俯视时,压电元件1的外形相较于设为长方形,更优选为如本实施方式那样地设为正方形。通过这样做,能够提高超声波的直进性。因此,如图6所示,优选使压电元件1的纵(图6的上下方向)以及横(图6的左右方向)的长度大致相等。而且,在血管内使用的小型的超声波振子11的情况下,优选提高超声波的输出。因此,优选将作为压电元件1的主要振动部分的第2部分1b确保得大。根据以上措施,压电元件1优选为,在图6所示的俯视下为正方形的外形,且压电元件1的第2部分1b的面积比压电元件1的第1部分1a的面积大。

[0044] 如图3所示,支承部件2支承压电元件1。另外,如图3、图5所示,支承部件2具有与压电元件1的第1电极5连接的第1端子7、和与压电元件1的第2电极6连接的第2端子8。另外,如图3所示,第1端子7以及第2端子8具有在厚度方向B上没有与压电元件1重叠的部分。通过具有这样的第1端子7以及第2端子8,能够将压电元件1的第1电极5以及第2电极6之间的电气接点引出至压电元件1的外侧。因此,例如小型化的压电元件1等,即使在难以将电气信号线14与压电元件1的第1电极5以及第2电极6直接连接的情况下,也通过利用上述的第1端子7以及第2端子8,容易将电气信号线14相对于压电元件1电连接。

[0045] 如图3所示,本实施方式的支承部件2从压电元件1的背面侧支承压电元件1。换言之,支承部件2以将压电元件1的背面侧覆盖的方式层叠于压电元件1的背面侧。

[0046] 作为第1端子7以及第2端子8的材料,例如能够举出银,铬,铜,镍,金等的金属和这些金属的层叠体等。

[0047] 更具体地,本实施方式的支承部件2具有层叠于压电元件1的背面侧的支承主体部9。支承主体部9将压电元件1的至少压电体4的背面侧的整个区域覆盖。本实施方式的支承主体部9将压电元件1的背面侧的整个区域覆盖。更具体地,本实施方式的支承主体部9在与压电元件1的厚度方向B正交的方向C(以下记载为“面内方向C”。)上延伸至与压电元件1相比靠外侧的位置。本实施方式的第1端子7以及第2端子8支承于支承主体部9。

[0048] 支承部件2的支承主体部9例如是由橡胶、和使钨粉末等金属粉末分散的环氧树脂等构成的吸音体。通过支承部件2的支承主体部9,能够吸收成为噪音的来自压电元件1的超声波。即,本实施方式的支承部件2构成了将压电元件1的超声波吸收的吸音层。

[0049] 能够通过在形成支承主体部9的片材上预先配设第1端子7以及第2端子8并使该片材与压电元件1粘贴的方法等来形成作为支承部件2的吸音层。第1端子7以及第2端子8例如

也可以通过使用掩膜材料的离子镀法、蒸镀法、溅镀法而层叠于形成支承主体部9的片材而形成，其制造方法没有特别限定。也可以将形成第1端子7以及第2端子8的端子部件与支承主体部9粘接等而接合。

[0050] 如图3～图5所示，本实施方式的第1端子7在压电元件1与支承主体部9之间与第1电极5的背面电极层5b连接。换言之，本实施方式的压电元件1以及支承部件2以使第1电极5的背面电极层5b与第1端子7相对的方式层叠。另外，本实施方式的第1端子7从压电元件1与支承主体部9之间的位置在面内方向C上延伸至与压电元件1相比靠外侧的位置。换言之，第1端子7在支承主体部9的厚度方向B上的压电元件1侧的面(以下记载为“支承主体部9的上表面”。)上，引出至在厚度方向B上不与压电元件1重叠的位置。

[0051] 如图3～图5所示，本实施方式的第2端子8在压电元件1与支承主体部9之间与第2电极6连接。换言之，本实施方式的压电元件1以及支承部件2以使第2电极6和第2端子8相对的方式层叠。另外，本实施方式的第2端子8从压电元件1与支承主体部9之间的位置在面内方向C上延伸至与压电元件1相比靠外侧的位置。换言之，第2端子8在支承主体部9的上表面上引出至在厚度方向B上不与压电元件1重叠的位置。

[0052] 这样地，压电元件1的第1电极5以及第2电极6在压电元件1的背面侧，与支承部件2的第1端子7以及第2端子8连接。因此，在进行超声波的收发的压电元件1的表面侧，不确保电气信号线14的连接部位也行，当电气信号线14的连接时，能够抑制超声波振子11中的进行超声波的收发的压电元件1的表面侧的部分破损。另外，通过使第1端子7以及第2端子8从压电元件1与支承主体部9之间的位置在面内方向C上延伸至与压电元件1相比靠外侧的位置，从而第1端子7以及第2端子8成为能够从压电元件1的表面侧视觉确认的状态。因此，能够一边用目视等监视连接部位，一边执行将电气信号线14与第1端子7以及第2端子8连接的作业。由此，能够抑制由连接不良导致的不合格品的发生。

[0053] 另外，本实施方式的第1端子7以及第2端子8在图像诊断用导管110中，从在厚度方向B上与压电元件1重叠的位置朝向长边方向A上的基端侧引出。因此，本实施方式的第1端子7以及第2端子8中的在厚度方向B上不与压电元件1重叠的部分相对于压电元件1设在基端侧。由此，如图2所示，本实施方式的第1端子7以及第2端子8能够容易连接至从驱动轴13的顶端向壳体12内延伸的电气信号线14的顶端部14a。

[0054] 而且如图3所示，本实施方式的第1端子7以及第2端子8延伸至支承部件2的面内方向C的周缘。更具体地，本实施方式的第1端子7以及第2端子8延伸至与支承主体部9的面内方向C上的端面成为一个面的位置。通过这样做，能够从超声波振子11的外部将电气信号线14更容易地与第1端子7以及第2端子8连接。

[0055] 另外，在本实施方式的支承部件2中，在与压电元件1的背面相对的支承主体部9的上表面划分有两个槽部9a。本实施方式的槽部9a的横截面为矩形状，但例如也可以为V字形状，圆弧形状等其他横截面形状。本实施方式的第1端子7以及第2端子8配置于支承主体部9的槽部9a内。另外，与压电元件1的背面相对的第1端子7的上表面以及第2端子8的上表面以与支承主体部9的上表面成为一个面的方式配置。由此，通过将压电元件1以及支承部件2层叠，能够使压电元件1的第1电极5以及第2电极6与支承部件2的第1端子7以及第2端子8接触，并且能够提高压电元件1的支承部件2上的位置稳定性。压电元件1的第1电极5及第2电极6和支承部件2的第1端子7及第2端子8使用导电性粘接剂等连接。

[0056] 然而,与压电元件1的背面相对的第1端子7的上表面以及第2端子8的上表面也可以不从支承主体部9的上表面突出,配置于槽部9a内。这样的情况下,只要将压电元件1的第1电极5以及第2电极6与支承部件2的第1端子7以及第2端子8之间由上述的导电性粘接剂等导电材料充填即可。通过这样做,能够获得与基于将第1端子7的上表面、第2端子8的上表面以及支承主体部9的上表面设成一个面获得的上述效果同样的效果。

[0057] 而且,如图3、图5所示,本实施方式的第1端子7划分出将电气信号线14收容的槽部7a。第1端子7划分出这样的槽部7a,由此能够在将电气信号线14定位于槽部7a内的状态下,将电气信号线14与第1端子7连接。因此,提高了电气信号线14与第1端子7之间的连接作业的效率。

[0058] 另外,如图3、图5所示,关于本实施方式的第2端子8,也划分了将电气信号线14收容的槽部8a。第2端子8划分出这样的槽部8a,由此能够在将电气信号线14定位于槽部8a内的状态下,将电气信号线14与第2端子8连接。因此提高了电气信号线14与第2端子8之间的连接作业的效率。

[0059] 这样地,通过在第1端子7以及第2端子8设置槽部(本实施方式中为槽部7a、8a),容易使电气信号线14与各端子(本实施方式中为第1端子7、第2端子8)连接。本实施方式的槽部7a以及槽部8a的横截面形状为矩形状,但例如也可以为具有V字形状、圆弧形状等横截面形状的槽部。另外,关于槽部7a以及槽部8a,也优选为,延伸至与支承主体部9的面内方向C上的端面成为一个面的位置。通过这样做,更容易使电气信号线14定位。

[0060] 在此,说明将电气信号线14与第1端子7连接的方法的一例。图7是表示将电气信号线14与第1端子7连接的工序的概要的图。首先,在电气信号线14的端部形成有由被覆材料被除去后的导线构成的连接部14a。另外,向第1端子7的槽部7a填充焊膏205。也可以代替焊膏205,将预备焊锡向槽部7a填充。在该状态下,将电气信号线14的连接部14a配置于填充至第1端子7的槽部7a内的焊膏205上。也可以埋入至填充至槽部7a的焊膏205内。也可以为,以将连接部14a夹在焊膏205之间的方式进一步涂覆预备焊锡和焊膏。接着,通过用热风加热,使焊膏205和预备焊锡熔融,将连接部14a在槽部7a内与第1端子7连接。这样地,能够将电气信号线14与第1端子7连接。

[0061] 在此,表示了电气信号线14与第1端子7的连接方法,但电气信号线14与第2端子8的连接方法也是同样。

[0062] 另外,如上述那样,压电元件1具有:由在厚度方向B上与第1端子7重叠的部分以及与第2端子8重叠的部分构成的第1部分1a;和将第1部分1a排除的第2部分1b(参照图6)。如图6所示,在本实施方式中,压电元件1的第2部分1b的背面侧的整个区域被支承主体部9覆盖。通过这样的构成,在作为压电元件1的主要振动部分的第2部分1b的背面整个区域内配置有支承主体部9。因此,能够由支承主体部9更可靠地吸收成为噪音的来自压电元件1的超声波。

[0063] 如图3所示,声匹配部件3以将压电元件1的表面侧的一部分覆盖的方式层叠。更具体地,本实施方式的声匹配部件3以将压电元件1的第2部分1b的表面侧的大部分(例如80%以上)覆盖的方式层叠,但并不限于该构成,也可以为,以将压电元件1的第2部分1b的表面侧的整个区域覆盖的方式层叠。另外,也可以为,以将压电元件1的第1部分1a以及第2部分1b双方的表面侧覆盖的方式层叠,也可以以将压电元件1的表面侧的整个区域覆盖的方式

层叠。

[0064] 通过设置声匹配部件3,能够提高超声波向被检测体的传播效率。即,本实施方式的声匹配部件3构成了提高超声波的传播效率的声匹配层。

[0065] 作为声匹配部件3的声匹配层能够通过将形成声匹配层的片材粘贴至压电元件1的方法、将形成声匹配层的液状的声匹配性材料涂覆并使其固化的方法等来形成。作为声匹配部件3的材料,例如能够举出环氧树脂等树脂材料。另外,声匹配部件3也可以由从树脂材料构成的树脂层的层叠体构成。

[0066] 如图2所示,壳体12将超声波振子11收容于内部。壳体12的基端侧与驱动轴13连接。壳体12设为在轴向的两端部封闭的圆筒状的金属管的周壁的一部分上设有开口部12a的形状,通过从金属块的刨削和MIM(金属粉末注塑成形)等形成。

[0067] 更具体地,本实施方式的壳体12具有与上述的开口部12a相比位于顶端侧的顶端壁部12b;和与上述的开口部12a相比位于基端侧的基端壁部12c。本实施方式的壳体12的内部空间由顶端壁部12b以及基端壁部12c封闭了轴向的两端部。通过这样地由超声波振子11的顶端侧以及基端侧封闭壳体12,能够抑制超声波的误检测,提高图像诊断的精度。如图2所示,在驱动轴13内延伸的电气信号线14将基端壁部12c贯穿而延伸至壳体12内。

[0068] 驱动轴13由具有挠性的管体构成。在驱动轴13的内部,配置有与超声波振子11连接的电气信号线14。驱动轴13例如由绕着轴的卷绕方向不同的多层线圈构成。作为线圈的材料,例如能够举出不锈钢、Ni-Ti(镍钛)合金等。通过设为这样的驱动轴13,即使将两条电气信号线14由双螺旋状的双绞线构成,也能够提高遮蔽性来减轻由从电气信号线14产生的噪音导致的影响。

[0069] 驱动轴13从内管部件30以及外管部件40的内部通过,延伸至位于内管部件30的基端部的后述的管座32。即,驱动轴13在长边方向A上从插入部110a的顶端部延伸至操作部110b的基端部。

[0070] 如图2所示,电气信号线14在驱动轴13内延伸,将超声波振子11与外部装置120电连接。即,电气信号线14与驱动轴13同样地,在长边方向A上从插入部110a的顶端部延伸至操作部110b的基端部。电气信号线14设有多个(本实施方式中为两条),各电气信号线14经由上述的支承部件2的第1端子7或第2端子8与上述的压电元件1的第1电极5或第2电极6连接。多个电气信号线14例如由使两条电气信号线14捻合而成的双绞线构成。各电气信号线14能够设为外径比0mm大且为0.1mm以下的具有挠性的柔软的细线部件。各电气信号线14例如能够由比0mm大且为0.05mm以下的导线、和由绝缘材料形成且将导线的周围包覆的被覆材料构成。这样的电气信号线14通过由被覆材料被除去而露出的导线构成的连接部14a(参照图3、图5)而与压电元件1连接。

[0071] 本实施方式中,两条电气信号线14的连接部14a使用焊料、导电性粘接剂等,与支承部件2的第1端子7以及第2端子8连接(参照图7)。由此,两条电气信号线14经由支承部件2的第1端子7以及第2端子8与压电元件1的第1电极5以及第2电极6电连接。更具体地,两条电气信号线14在与壳体12的基端壁部12c相比靠顶端侧的位置,与支承部件2的第1端子7以及第2端子8连接。

[0072] [护套20]

[0073] 如图2所示,护套20划分出第1中空部21a以及第2中空部21b。在第1中空部21a收容

有超声波探头10。超声波探头10在第1中空部21a内能够沿长边方向A进退移动。在第2中空部21b能够穿插导丝W。在本实施方式中，划分第2中空部21b的管状的导丝插通部20b相对于划分第1中空部21a的管状的主体部20a的顶端部的位置，成为彼此平行的状态。将彼此不同的管部件通过热熔融等接合，由此能够形成主体部20a以及导丝插通部20b，但不限于这种形成方法。

[0074] 在主体部20a设有由X线非透过的材料形成的具有X线造影性的标识22。另外，在导丝插通部20b中也设有具有X线造影性的标识23。标识22以及23例如能够由铂金、金、铱、钨等的X线非透过性高的金属线圈构成。

[0075] 护套20的长边方向A上供超声波振子11移动的范围内，形成有超声波的透过性比其他部位形成得高的窗部24。更具体地，本实施方式的窗部24形成于护套20中的主体部20a。

[0076] 主体部20a的窗部24以及导丝插通部20b由具有挠性的材料形成，该材料没有特别限定。作为构成材料，例如能够举出聚乙烯、苯乙烯、聚烯烃、聚氨酯、聚酯、聚酰胺、聚酰亚胺、聚丁二烯、反式聚异戊二烯、氟橡胶、氯化聚乙烯等各种热塑性弹性体等，也能够使用使这些中的一种或两种以上组合而成的混合物合金、聚合物共混物、层叠体等。

[0077] 在与主体部20a的窗部24相比靠基端侧的位置，具有由刚性比窗部24高的材料加强的加强部。加强部例如在树脂等具有挠性的管状部件上配设将不锈钢制等的金属线编织为网眼状的加强材料而形成。上述管状部件由与窗部24同样的材料形成。

[0078] 优选为，在护套20的外表面配置当湿润时表现润滑性的亲水性润滑被覆层。

[0079] 在护套20的主体部20a的顶端部，形成有将第1中空部21a的内部与外部连通的连通孔26。当预处理时，从该连通孔26通过，能够排出主体部20a内的气体。

[0080] [内管部件30以及外管部件40]

[0081] 如图1所示，内管部件30具有内管31和管座32。内管31以能够在外管部件40内进退移动的方式插入。管座32设于内管31的基端侧。

[0082] 如图1所示，外管部件40具有外管41、顶端侧连接器42和基端侧连接器43。外管41位于内管31的径向外侧，内管31在外管41内进退移动。顶端侧连接器42将护套20的主体部20a的基端部与外管41的顶端部连接。基端侧连接器43设于外管41的基端部，以将内管31收容于外管41内的方式构成。

[0083] 上述的超声波探头10的驱动轴13以及电气信号线14延伸至护套20的主体部20a、与该主体部20a的基端侧连接的外管部件40、以及位于一部分插入至该外管部件40内的内管部件30的基端部的管座32。

[0084] 上述的超声波探头10以及内管部件30以各自一体地在长边方向A上进退移动的方式彼此连接。因此，例如，若内管部件30执行了朝向插入方向A1推动的操作，则内管部件30朝向插入方向A1被推入至外管部件40内。若内管部件30朝向插入方向A1被推入至外管部件40内，则与内管部件30连接的超声波探头10在护套20的主体部20a内向插入方向A1移动。相反地，若内管部件30执行了朝向拔出方向A2拉拽的操作，则内管部件30从外管部件40内向拔出方向A2拉出。若内管部件30从外管部件40内向拔出方向A2拉出，则与内管部件30连接的超声波探头10在护套20的主体部20a内向拔出方向A2移动。

[0085] 内管部件30向插入方向A1最大限度推入时，内管部件30的顶端部到达至外管部件

40的顶端侧连接器42附近。此时,超声波探头10的超声波振子11位于护套20的主体部20a的顶端附近。

[0086] 在内管部件30的顶端部设有止挡部,该止挡部防止内管部件30飞出至与外管部件40相比靠顶端侧的位置,并且当内管部件30最大限度拉拽至基端侧时防止向外管部件40的基端侧拔出。止挡部只要是能够实现上述功能的构成,就没有特别限定,例如可以由在规定位置与外管部件40在长边方向A上抵住的壁部等构成。

[0087] 在内管部件30的管座32的基端设有与外部装置120机械性以及电连接的连接器部。即,图像诊断用导管110通过设于内管部件30的管座32的连接器部与外部装置120机械性以及电连接。更具体地,超声波探头10的电气信号线14从超声波振子11延伸至管座32的连接器部,在管座32的连接器部与外部装置120连接的状态下,将超声波振子11与外部装置120电连接。超声波振子11中的接收信号经由管座32的连接器部向外部装置120发送,实施规定的处理并作为图像而被显示。

[0088] ＜外部装置120＞

[0089] 如图1所示,外部装置120具有作为用于使驱动轴13旋转的动力源的电机121、和作为用于使驱动轴13沿长边方向A移动的动力源的电机122。电机122的旋转运动通过与电机122连接的滚珠丝杆123而转换为轴向的运动。

[0090] 更具体地,本实施方式的外部装置120具有:驱动单元120a;与该驱动单元120a以有线或无线方式电连接的控制装置120b;和能够显示基于该控制装置120b从图像诊断用导管110收到的接收信号而生成的图像的监视器120c。本实施方式的上述电机121、电机122以及滚珠丝杆123设于驱动单元120a。该驱动单元120a的动作由控制装置120b控制。控制装置120b能够由包括CPU以及存储器的处理器构成。

[0091] 外部装置120不限于本实施方式所示的构成,例如也可以构成为,还具有键盘等的外部输入部。

[0092] 本发明的超声波振子不限于由上述实施方式特定的具体构成,只要不脱离技术方案的记载,就能够进行各种变形、变更。在本实施方式的超声波振子11中,第1电极5由折回电极构成,但第1电极5以及第2电极6可以均不是折回电极,而是分别仅层叠于单面的构成。另外,也可以代替第1电极5,而使第2电极6由折回电极构成。但是,如本实施方式那样地,通过将第1电极5构成为折回电极,从而将压电元件1的第1电极5以及第2电极6在压电元件1的背面侧与支承部件2的第1端子7以及第2端子8连接。因此,如上述那样地,在进行超声波的收发的压电元件1的表面侧,不确保电气信号线14的连接部位也行,当电气信号线14的连接时,能够抑制超声波振子11中的进行超声波收发的压电元件1的表面侧的部分破损。

[0093] 另外,针对本发明的超声波振子能够适用的超声波探头,也不限于上述实施方式所示的超声波探头10的构成。上述实施方式的超声波探头10构成为,作为显微影像核心而仅具有能够进行血管内超声波诊断的超声波振子11,但并不限于该构成,例如,也可以构成为,还具有能够进行光学相干断层诊断(Optical Coherence Tomography,简称“OCT”)的光收发部。图8是表示具有超声波探头310的图像诊断用导管410的一部分的剖视图,该超声波探头310具有超声波振子11以及光收发部301。图8所示的超声波探头310与上述的超声波探头10相比较,不同点在于,附加了能够进行光学相干断层诊断的构成。

[0094] 具体地,在图8所示的超声波探头310中,在壳体12内在超声波振子11的基础上还

配置有光收发部301。该光收发部301将从作为在驱动轴13内延伸的光信号线302的光纤线缆传送的光(测定光)连续地向生物体管腔内发送,并且连续地接收来自生物体管腔内的生物体组织的反射光。光收发部301将接收到的反射光通过光信号线302向外部装置120(参照图1)发送。外部装置120的控制装置120b(参照图1)通过使由测定得到的反射光与将来自光源的光分离得到的参照光干涉而生成干涉光数据。另外,外部装置120的控制装置120b基于生成的干涉光数据来生成光断层图像,并使其显示于监视器120c(参照图1)。

[0095] 如图8所示,在驱动轴13内,多个电气信号线14绕着光信号线302的周围以螺旋状卷绕,多个电气信号线14彼此平行延伸。更具体地,图8所示的两条电气信号线14在作为沿长边方向A延伸的光信号线302的光纤线缆的周围以双螺旋状延伸。

[0096] 工业实用性

[0097] 本发明涉及超声波振子。

[0098] 附图标记说明

[0099] 1:压电元件

[0100] 1a:第1部分

[0101] 1b:第2部分

[0102] 2:支承部件

[0103] 3:声匹配部件

[0104] 4:压电体

[0105] 5:第1电极

[0106] 5a:表面电极层

[0107] 5b:背面电极层

[0108] 5c:连结导电部

[0109] 6:第2电极

[0110] 7:第1端子

[0111] 7a:槽部

[0112] 8:第2端子

[0113] 8a:槽部

[0114] 9:支承主体部

[0115] 9a:槽部

[0116] 10、310:超声波探头

[0117] 11:超声波振子

[0118] 12:壳体

[0119] 12a:开口部

[0120] 12b:顶端壁部

[0121] 12c:基端壁部

[0122] 13:驱动轴

[0123] 14:电气信号线

[0124] 14a:连接部

[0125] 20:护套

[0126] 20a:主体部

[0127] 20b:导丝插通部

[0128] 21a:第1中空部

[0129] 21b:第2中空部

[0130] 22、23:标识

[0131] 24:窗部

[0132] 26:连通孔

[0133] 30:内管部件

[0134] 31:内管

[0135] 32:管座

[0136] 40:外管部件

[0137] 41:外管

[0138] 42:顶端侧连接器

[0139] 43:基端侧连接器

[0140] 100:图像诊断装置

[0141] 110,410:图像诊断用导管

[0142] 110a:插入部

[0143] 110b:操作部

[0144] 120:外部装置

[0145] 120a:驱动单元

[0146] 120b:控制装置

[0147] 120c:监视器

[0148] 121:电机

[0149] 122:电机

[0150] 123:滚珠丝杆

[0151] 205:焊膏

[0152] 301:光收发部

[0153] 302:光信号线

[0154] A:图像诊断用导管的长边方向

[0155] A1:插入方向

[0156] A2:拔出方向

[0157] B:压电元件的厚度方向

[0158] C:面内方向(与压电元件的厚度方向正交的方向)

[0159] W:导丝。

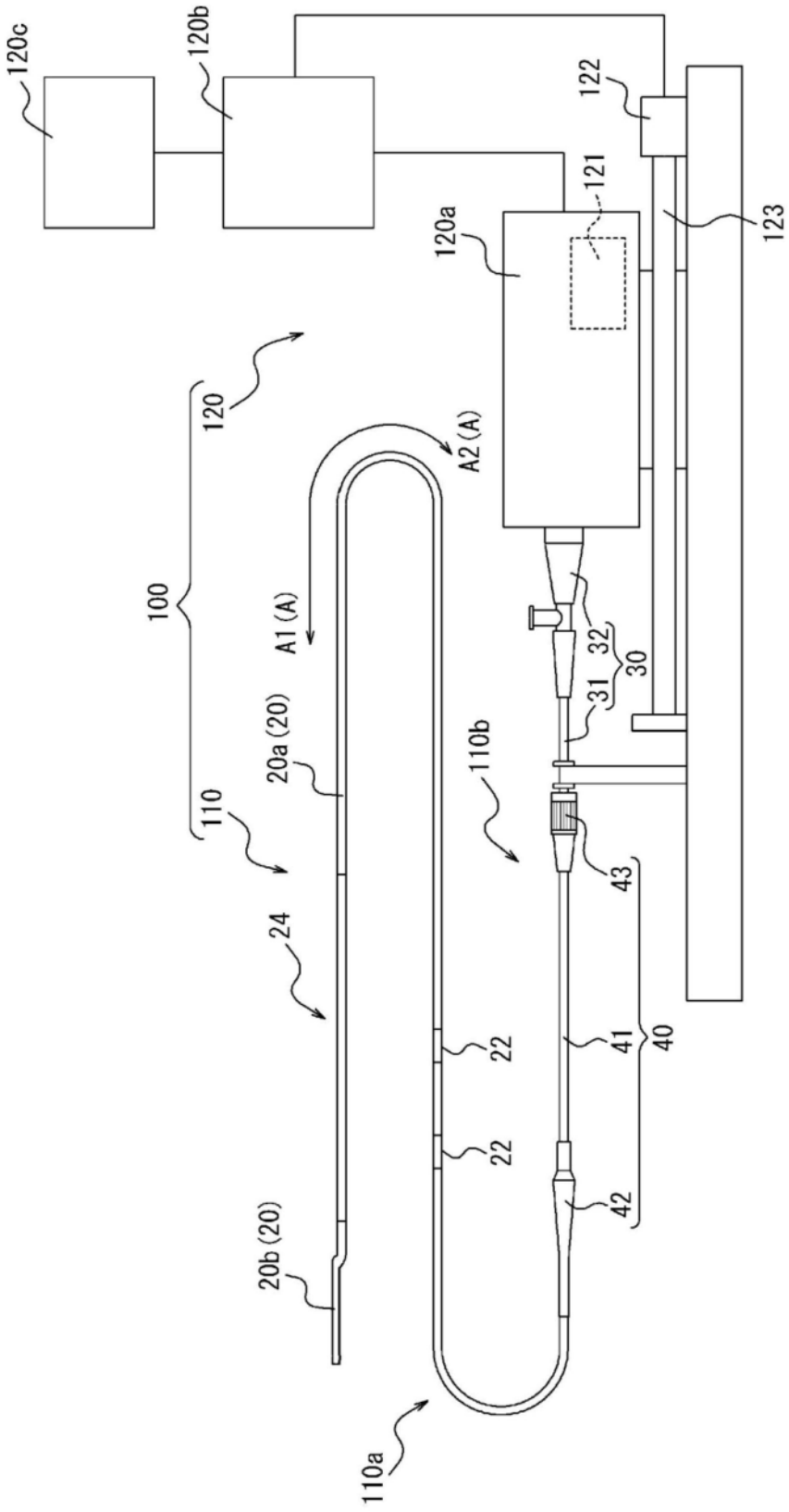

120c
120b
122
121
123
120a
120
A2 (A)
100
A1 (A)
32
30
31
20a (20)
110b
110
43
24
22
41
40
22
42
20b (20)
110a

图1

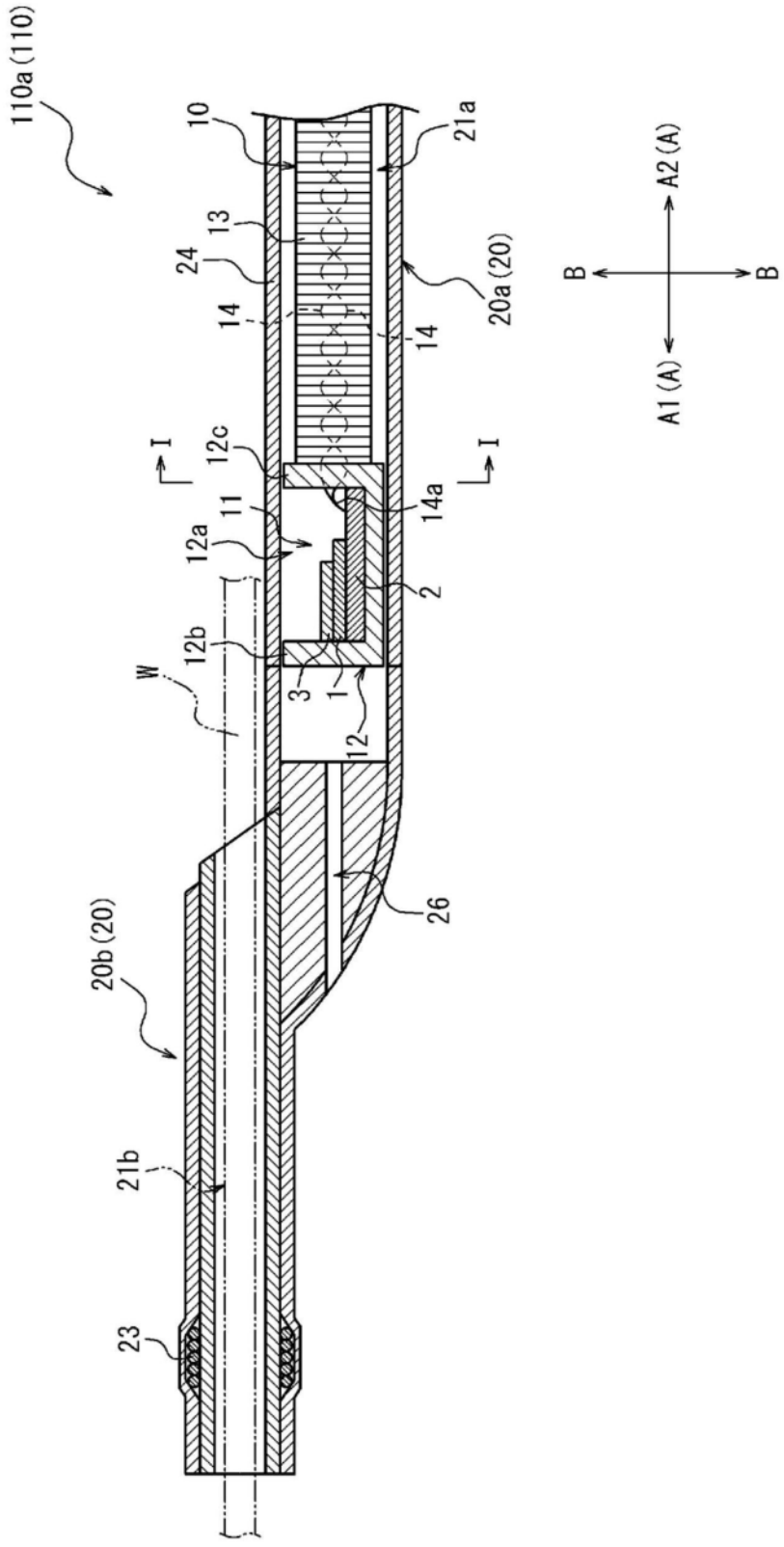

110a(110)
10
21a
13
24
14
20a(20)
14
I
12c
11
14a
12a
2
12b
W
3
1
12
26
20b(20)
21b
23
A2(A)
B
B
A1(A)

图2

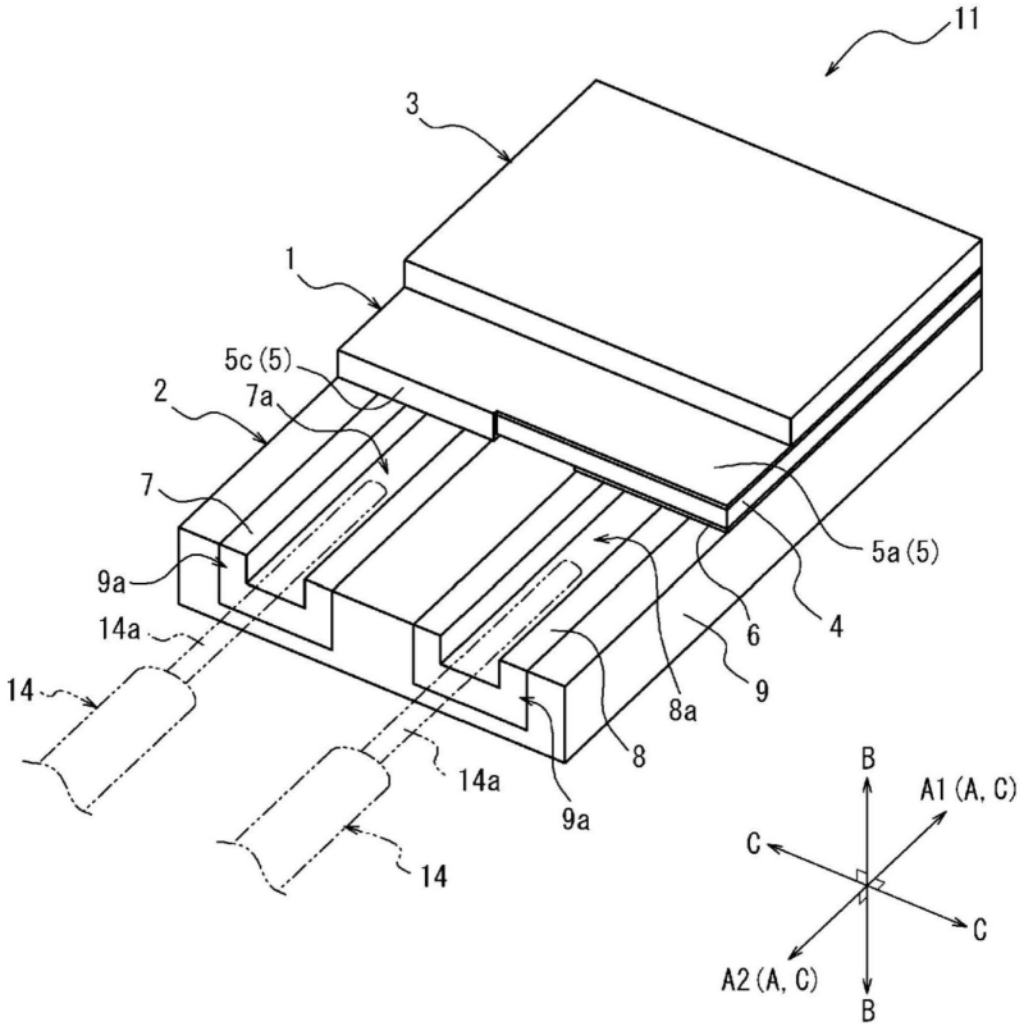


图3

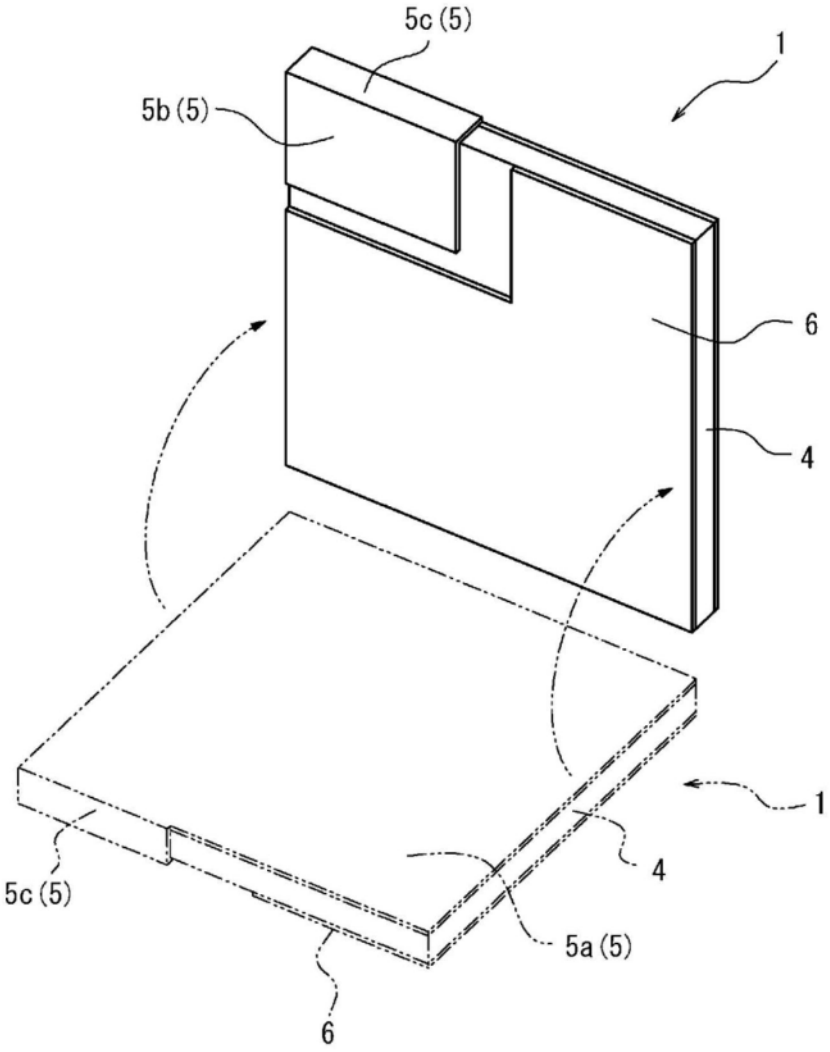


图4

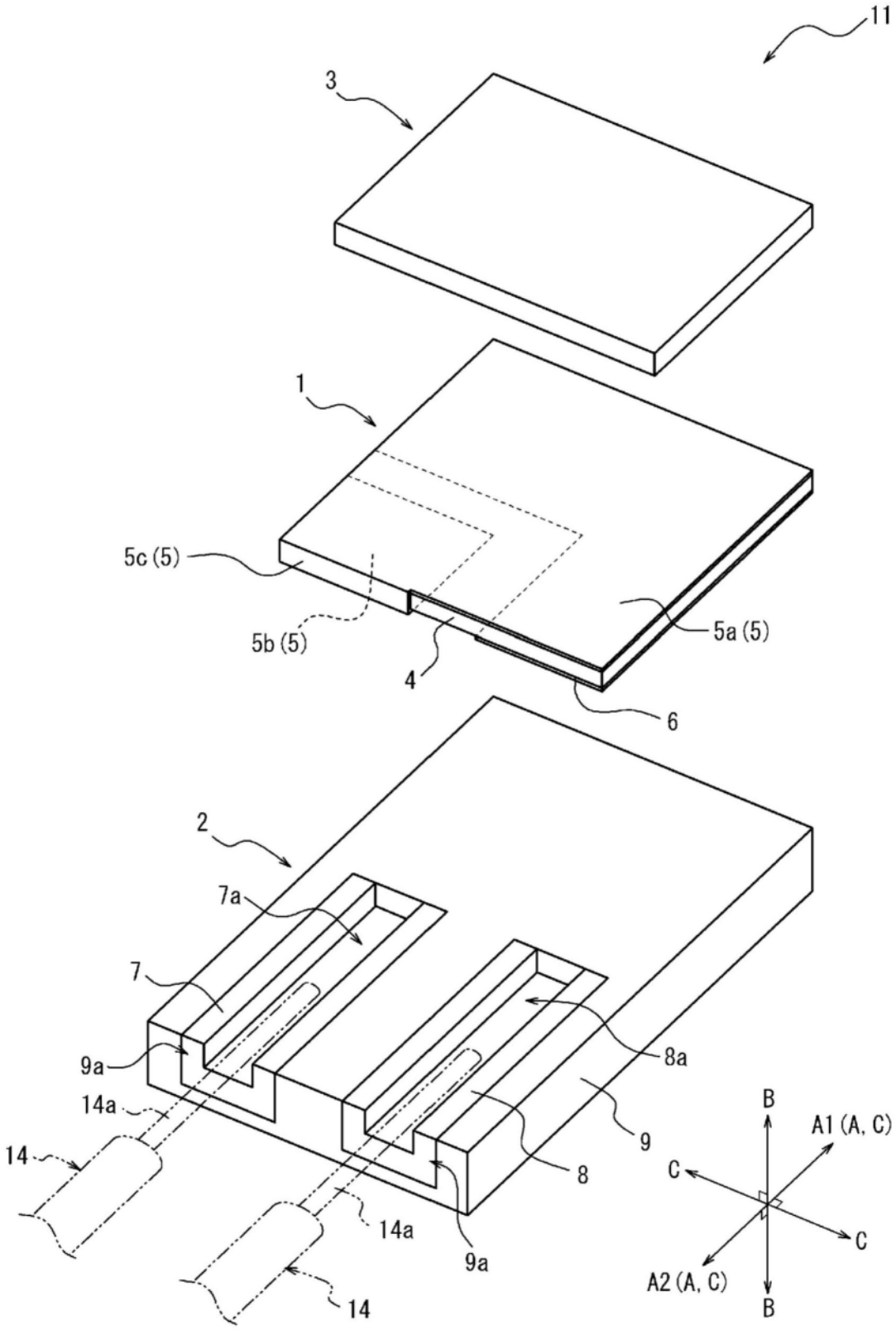


图5

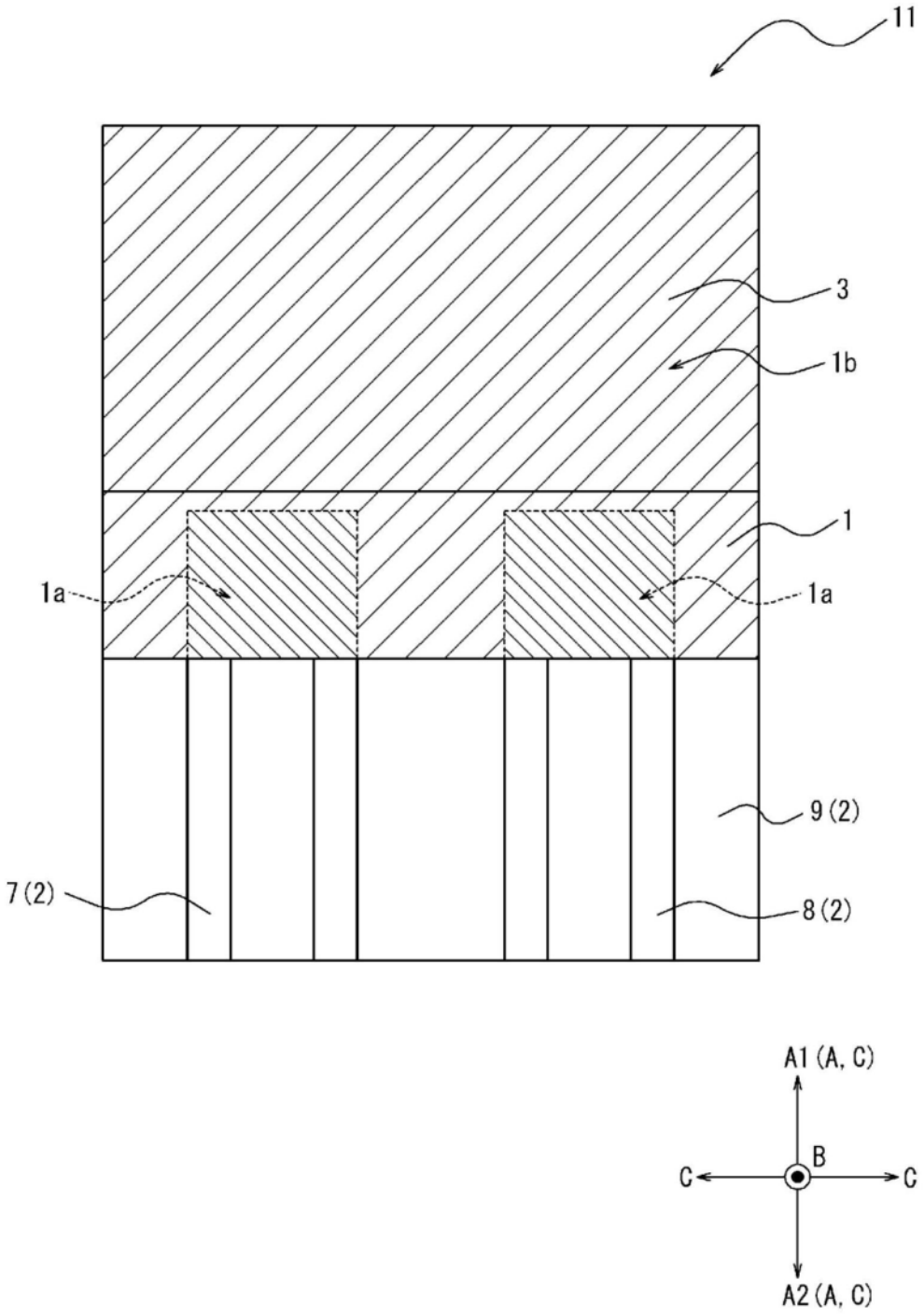


图6

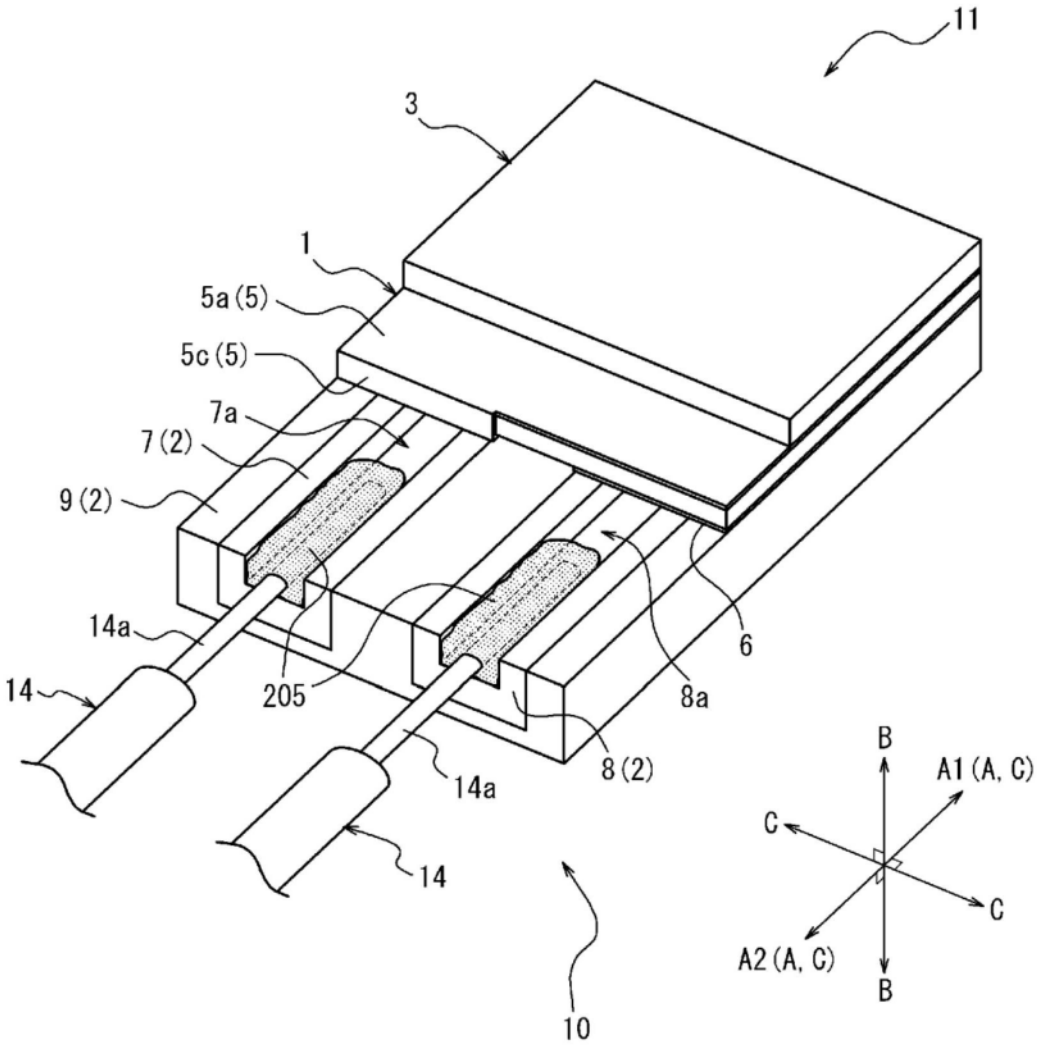


图7

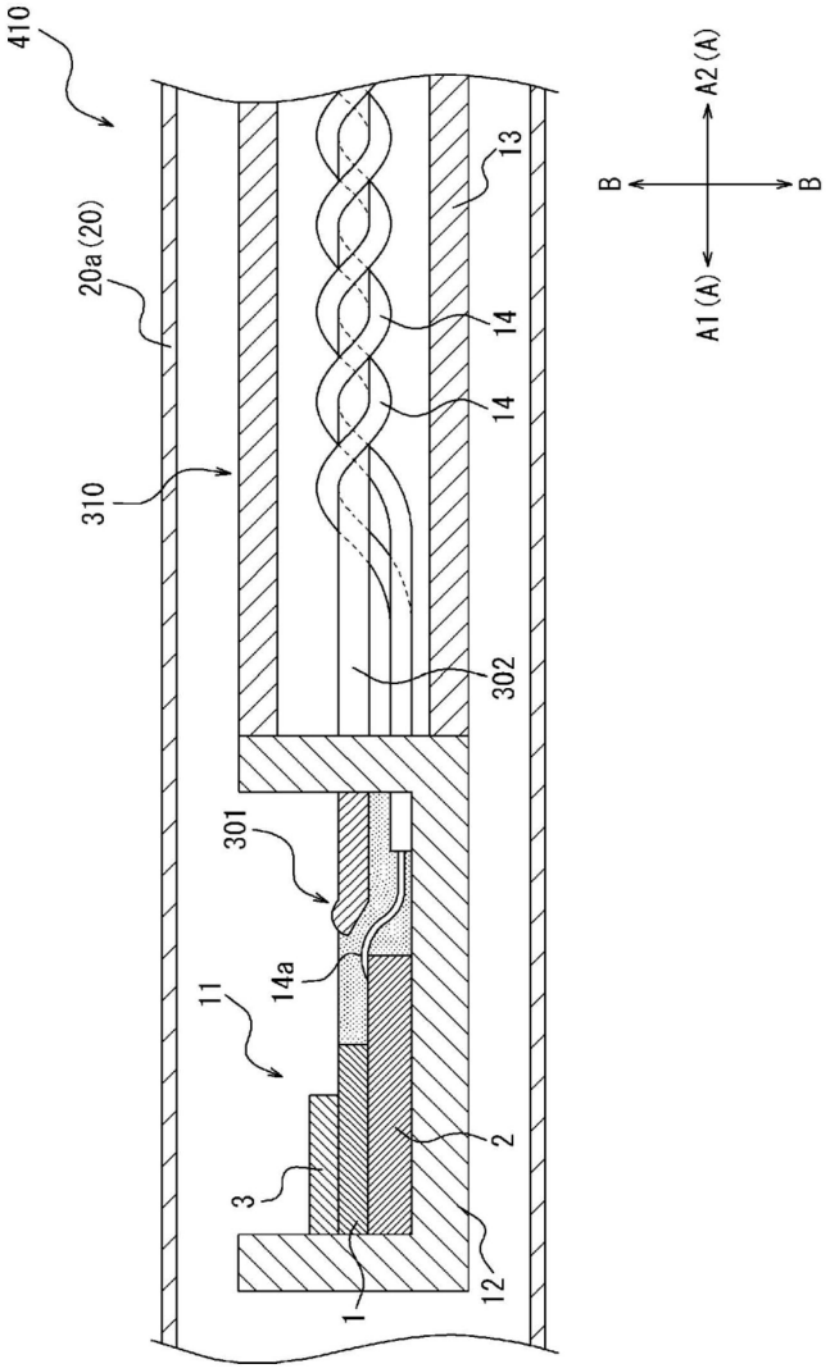


图8