(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109414251 A
(43)申请公布日 2019.03.01

(21)申请号 201780039789.3

(22)申请日 2017.04.12

(30)优先权数据
2016-130194 2016.06.30 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2018.12.26

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2017/014989 2017.04.12

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2018/003232 JA 2018.01.04

(71)申请人 富士胶片株式会社
地址 日本东京都

(72)发明人 冈田知 山本胜也 森本康彦

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127
代理人 韩香花 黄纶伟

(51)Int.Cl.
A61B 8/12(2006.01)

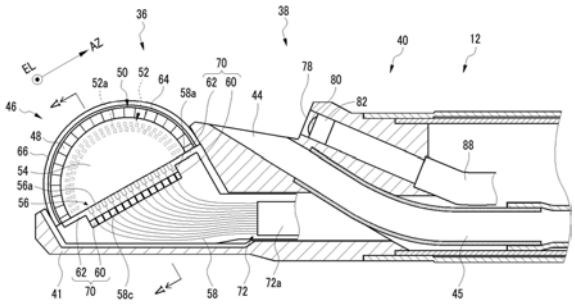
权利要求书3页 说明书20页 附图17页

(54)发明名称

超声波内窥镜及其制造方法

(57)摘要

在前端部具有:超声波振子阵列,排列有多个超声波振子;屏蔽电缆,具备多个信号线及配置于信号线外侧的金属制的多个屏蔽部件;配线部,具备将多个信号线分别与多个超声波振子电连接的多个连接部;地线部,与多个屏蔽部件电连接,且具有导热性;片状第1导热部件,配设于超声波振子阵列的侧面;及第2导热部件,将第1导热部件与地线部热连接。由此,提供一种能够提高超声波诊断中的诊断精度的超声波内窥镜及其制造方法。



CN 109414251 A

1.一种超声波内窥镜,其特征在于,在前端部具有:

多个超声波振子排列而成的超声波振子阵列;

屏蔽电缆,其具备多个信号线及配置于该信号线外侧的由金属制成的多个屏蔽部件;

配线部,其具备将所述多个信号线分别与所述多个超声波振子电连接的多个连接部;

具有导热性的地线部,其与所述多个屏蔽部件电连接;

片状的第1导热部件,其配置于所述超声波振子阵列的侧面;及

第2导热部件,其将所述第1导热部件与所述地线部热连接。

2.根据权利要求1所述的超声波内窥镜,其中,

所述屏蔽电缆为多个同轴电缆及非同轴电缆中的至少一方,

所述多个同轴电缆分别在中心侧具备所述信号线,在该信号线的外周侧具备所述屏蔽部件,

所述非同轴电缆为混合所述多个信号线和作为所述多个屏蔽部件的多个引流线而配置的电缆,或为在中心侧配置有所述多个信号线并在所述多个信号线的周围配置有作为所述多个屏蔽部件的多个导线的电缆。

3.根据权利要求1或2所述的超声波内窥镜,其还具有:

背衬材料层,其层叠于所述超声波振子阵列的背面侧,且支承所述多个超声波振子,

所述第1导热部件配置于具备所述超声波振子阵列及所述背衬材料层的层叠体的侧面,且延伸至成为与所述超声波振子阵列侧相反的一侧的所述背衬材料层的下侧,

所述第2导热部件在成为与所述超声波振子阵列侧相反的一侧的所述第1导热部件的下端部与所述第1导热部件预先成为一体,

所述多个屏蔽部件构成所述地线部,且分别连接于与所述第1导热部件成为一体的所述第2导热部件,

与所述第2导热部件成为一体的所述第1导热部件贴附于所述多个超声波振子。

4.根据权利要求3所述的超声波内窥镜,其中,

在所述第1导热部件中,使位于与所述超声波振子阵列侧相反的一侧的所述第1导热部件的下端部朝向作为所述超声波振子阵列侧的上侧而与所述第2导热部件连接,所述第1导热部件的上端部侧向所述层叠体的侧面侧折回而贴附于所述多个超声波振子。

5.根据权利要求1～4中任意一项所述的超声波内窥镜,其中,

所述第1导热部件及所述第2导热部件为导电性部件,

所述配线部的所述多个连接部分别将所述多个信号线使用第1焊料分别与所述多个超声波振子电连接,

所述多个屏蔽部件分别使用所述第1焊料而与所述第2导热部件连接,

所述第1导热部件使用熔点低于所述第1焊料的第2焊料、银膏及导电性粘合剂中的至少1个而与所述第2导热部件连接。

6.根据权利要求1～5中任意一项所述的超声波内窥镜,其中,

所述第2导热部件为地线端子。

7.根据权利要求1～5中任意一项所述的超声波内窥镜,其中,

所述第2导热部件为具备地线端子的配线基板,

所述第1导热部件连接于与所述地线端子电接合的所述配线基板上的位置。

8.根据权利要求1或2所述的超声波内窥镜，其中，

所述地线部为与所述多个屏蔽部件连接的公共集合地线，

所述第2导热部件热连接所述集合地线与所述第1导热部件。

9.根据权利要求8所述的超声波内窥镜，其中，

所述第2导热部件为比所述信号线粗的电缆或可变形的金属编织的网部件。

10.根据权利要求8所述的超声波内窥镜，其中，

所述第2导热部件为绝缘性导热部件。

11.根据权利要求1～10中任意一项所述的超声波内窥镜，其中，

所述第1导热部件为具有导电性及导热性的金属箔。

12.根据权利要求11所述的超声波内窥镜，其中，

所述金属箔为铜箔、铝箔或金箔。

13.一种超声波内窥镜的制造方法，其特征在于，

在制造权利要求3或4所述的超声波内窥镜时，

预先在成为与所述超声波振子阵列侧相反的一侧的所述第1导热部件的下端部，使所述第1导热部件与所述第2导热部件成为一体，

在将所述屏蔽电缆的所述多个屏蔽部件分别连接于与所述第1导热部件预先成为一体的所述第2导热部件之后，

将所述屏蔽电缆的所述多个信号线分别使用焊料来与所述配线部的所述多个连接部连接而与所述多个超声波振子电连接，其中所述屏蔽电缆具备连接于与所述第1导热部件预先成为一体的所述第2导热部件的所述多个屏蔽部件，且

将与所述第2导热部件成为一体的所述第1导热部件贴附于所述多个超声波振子，而配置于层叠体的侧面，该层叠体具备所述超声波振子阵列及层叠于所述超声波振子阵列的背面侧且支承所述多个超声波振子的背衬材料层。

14.根据权利要求13所述的超声波内窥镜的制造方法，其中，

将所述多个屏蔽部件分别与所述第2导热部件连接的步骤中，所述第2导热部件成为所述超声波振子阵列侧，且与所述第2导热部件预先成为一体的所述第1导热部件成为与所述超声波振子阵列侧相反的一侧，将所述多个屏蔽部件分别与所述第2导热部件连接，

将所述第1导热部件配置于所述层叠体的侧面的步骤中，使所述第1导热部件折回而成为与连接有所述第2导热部件侧相反的一侧来到所述超声波振子阵列侧的状态，并贴附于所述多个超声波振子，以配置于所述层叠体的侧面。

15.根据权利要求13或14所述的超声波内窥镜的制造方法，其中，

所述第2导热部件为地线端子，

在预先使所述第1导热部件与所述第2导热部件成为一体的步骤中，预先使具备所述地线端子的配线基板与所述第1导热部件成为一体而电连接所述地线端子与所述第1导热部件。

16.一种超声波内窥镜的制造方法，其特征在于，

在制造权利要求1或2所述的超声波内窥镜时，

将所述第1导热部件贴附于所述多个超声波振子，并配置于层叠体的侧面，该层叠体具备所述超声波振子阵列及层叠于所述超声波振子阵列的背面侧并支承所述多个超声波振

子的背衬材料层，

使用焊料而将所述屏蔽电缆的所述多个屏蔽部件分别与所述第2导热部件连接，且

在使用所述焊料而将所述屏蔽电缆的所述多个信号线分别与所述配线部的所述多个连接部连接而与所述多个超声波振子电连接之后，

使用熔点低于所述焊料的焊料、银膏及导电性粘合剂中的至少1个，将所述第1导热部件与所述第2导热部件连接。

超声波内窥镜及其制造方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波内窥镜及其制造方法，尤其涉及一种在前端部具有用于散热插入于体腔内的超声波内窥镜中所使用的超小型超声波振子中所产生的热的散热结构的超声波内窥镜及其超声波内窥镜的制造方法。

背景技术

[0002] 在使用超声波摄像的超声波诊断装置中，通常具备接触受检体而使用的体表用超声波探头或插入于受检体的体腔内而使用的体腔内用超声波探头(probe)。而且，近年来，使用组合了光学观察受检体内的内窥镜与体腔内用超声波探头的超声波内窥镜。

[0003] 使用超声波探头向人体等受检体发送超声波束，若接收受检体中所产生的超声波回声，则获取超声波图像信息。

[0004] 根据该超声波图像信息，受检体内存在的物体(例如，内脏或病变组织等)的超声波图像显示于与超声波内窥镜连接的超声波内窥镜装置主体的显示部。

[0005] 作为发送及接收超声波的超声波换能器(超声波振子阵列)，通常使用在产生压电效应的材料(压电体)的两面形成有电极的多个超声波振子(压电振子)。

[0006] 若对这些超声波振子的电极施加电压，则通过压电效应压电体伸缩而产生超声波。将多个超声波振子以一维或二维状排列并设为超声波振子阵列，通过依次驱动其多个超声波振子，能够形成向所希望的方向被发送的超声波束。

[0007] 并且，超声波振子因接收所传播的超声波而伸缩以生成电信号。该电信号用作超声波的检测信号。

[0008] 具备这种多个超声波振子的超声波内窥镜以通过消化管观察胆囊或胰脏为主要目的，在内窥镜的前端部设置有超声波观察部。在超声波内窥镜的前端部，除了超声波观察部以外，与没有设置超声波观察部的常规内窥镜相同地，还设置有光学传感器、照明、送气口、送水口及吸引口。如此，在插入于受检者的体腔内尤其插入于上部消化管或支气管等的超声波内窥镜中，为了减轻受检者身体的负担，要求超声波内窥镜的插入部的小径化及前端部尤其超声波观察部的小型化。

[0009] 并且，在超声波内窥镜的前端部，存在超声波振子及内窥镜的光源等发热主要因素。然而，超声波内窥镜的插入部尤其前端部与人体等生物的内部直接接触，因此从防止低温烫伤等安全上的理由考虑，要求插入部的表面温度设为规定的温度以下。

[0010] 于是，要求将前端部维持为小型且具有用于降低前端部的表面温度的机构的超声波内窥镜，近年来，提出有用于对热的产生源即超声波内窥镜的前端部进行冷却的各种方案(参考专利文献1)。

[0011] 专利文献1中公开有如下超声波内窥镜，即，具备具有弯曲部的插入部，该插入部具有：背衬材料，具有配置有多个超声波换能器的正面；外装部件，在插入部的末端收容多个超声波换能器；及导热部件，配设于外装部件内，且与背衬材料的背面及外装部件的内面相接。根据该结构，在超声波换能器中产生而传递到背衬材料的热及接收基于超声波换能

器的超声波而在背衬材料中产生的热经由背衬材料传递到导热部件，而且经由导热部件传递到外装部件，从而从外装部件向超声波内窥镜的外部散热。因此，在专利文献1中，从超声波换能器部向外部的散热得以促进。

[0012] 以往技术文献

[0013] 专利文献

[0014] 专利文献1：日本专利第5329065号

发明内容

[0015] 发明要解决的技术课题

[0016] 在专利文献1中所公开的超声波内窥镜中，仅考虑了将超声波振子及背衬材料层中所产生的热经由导热部件散热到外装部件的散热路径，因此存在无法指望进一步提高散热效果这一问题。而且，在专利文献1中所公开的技术中，热不会留存于超声波振子及背衬材料层，但为向外装部件散热的方式，因此成为向超声波内窥镜的前端部附近的体腔内散热。在此，由于热从外装部件扩散，因此温度上升得以一定程度的抑制，但存在导致使超声波内窥镜前端部的外装部件的温度及前端部周围的温度上升这一问题。

[0017] 目前，在超声波内窥镜中，为了提高诊断精度，层叠化超声波换能器(振子)而增加超声波的发送功率或增加超声波振子的数量以提高接收灵敏度。

[0018] 其结果，来自超声波振子的散热量变大，因超声波振子的发热而存在与体腔内壁接触的插入部尤其配置超声波振子的前端部的温度上升的可能性。

[0019] 而且，在超声波内窥镜中，提高所获得的超声波图像的画质等而提高诊断精度，因此除了提高接收灵敏度以外，还要考虑提高驱动超声波振子的驱动电压，但因提高驱动电压而可能会因超声波振子(超声波换能器)的发热而可能会引起进一步的温度上升。

[0020] 如此，为了实现基于超声波图像的画质等提高的诊断精度的提高，在增加了超声波振子的数量，或提高了超声波振子的驱动电压，或增加了超声波的发送功率的情况下，在专利文献1中所公开的技术中，存在导致使与人体等生物的内部直接接触的超声波内窥镜的前端部及外装部件等的周围的温度提升至容许温度以上这一问题。

[0021] 因此，需要维持插入部的小径化及前端部的小型化，并且抑制发热及温度上升，尤其如何散热所产生的振子的热成为重要的课题。

[0022] 本发明目的在于提供一种解决上述以往技术的问题点，将插入部维持为小径且将前端部维持为小型，并且具有能够有效散热超声波振子中所产生的热的散热结构，其结果，能够提高超声波诊断中的诊断精度的超声波内窥镜。

[0023] 并且，本发明除了上述目以外，另一目的在于提供一种不会对构成部件例如与超小型超声波振子连接的信号线等造成损伤，并且不会导致成本增高而能够可靠且稳定地制造这种超声波内窥镜的超声波内窥镜的制造方法。

[0024] 用于解决技术课题的手段

[0025] 为了实现上述目的，本发明的第1方式的超声波内窥镜的特征在于，在前端部具有：超声波振子阵列，排列有多个超声波振子；屏蔽电缆，具备多个信号线及配置于信号线外侧的金属制的多个屏蔽部件；配线部，具备将多个信号线分别与多个超声波振子电连接的多个连接部；地线部，与多个屏蔽部件电连接，且具有导热性；片状第1导热部件，配设于

超声波振子阵列的侧面;及第2导热部件,将第1导热部件与地线部热连接。

[0026] 在此,屏蔽电缆优选为分别在中心侧具备信号线且在信号线的外周侧具备屏蔽部件的多个同轴电缆,或混合多个信号线及作为多个屏蔽部件的多个引流线而配置或在中心侧配置有多个信号线且在多个信号线的周围配置有作为多个屏蔽部件的多个导线的非同轴电缆。

[0027] 并且,而且,优选具有层叠于超声波振子阵列的背面侧且支承多个超声波振子的背衬材料层,第1导热部件配设于具备超声波振子阵列及背衬材料层的层叠体的侧面,且延伸至成为与超声波振子阵列的一侧相反的一侧的背衬材料层的下侧,在成为与超声波振子阵列的一侧相反的一侧的第1导热部件的下端部,第2导热部件与第1导热部件预先成为一体,多个屏蔽部件构成地线部,且分别连接于与第1导热部件成为一体的第2导热部件,与第2导热部件成为一体的第1导热部件贴附于多个超声波振子。

[0028] 并且,优选为如下,关于第1导热部件,将位于与超声波振子阵列的一侧相反的一侧的第1导热部件的下端部朝向超声波振子阵列的一侧即上侧与第2导热部件连接,第1导热部件的上端部侧向层叠体的侧面侧折回而贴附于多个超声波振子。

[0029] 并且,优选第2导热部件为地线端子。

[0030] 并且,优选第1导热部件及第2导热部件为导电部件,配线部的多个连接部使用第1焊料分别将多个信号线分别与多个超声波振子电连接,多个屏蔽部件使用第1焊料分别与第2导热部件连接,第1导热部件使用熔点低于第1焊料的第2焊料、银膏及导电粘合剂中的至少1个而与第2导热部件连接。

[0031] 并且,优选第2导热部件为具备地线端子的配线基板,第1导热部件连接于与地线端子电接合的配线基板上的位置。

[0032] 并且,优选地线部为与多个屏蔽部件连接的共同的集合地线,第2导热部件热连接集合地线与第1导热部件。

[0033] 并且,优选第2导热部件为比信号线粗的电缆或可变形的金属编织的网部件。

[0034] 并且,优选第2导热部件为绝缘性导热部件。

[0035] 并且,优选第1导热部件为具有导电性及导热性的金属箔。

[0036] 并且,优选金属箔为铜箔、铝箔或金箔。

[0037] 并且,为了实现上述另一目的,本发明的第2方式的超声波内窥镜的制造方法的特征在于,在制造上述第1方式的超声波内窥镜时,预先在成为与超声波振子阵列的一侧相反的一侧的第1导热部件的下端部,一体化第1导热部件与第2导热部件,在将屏蔽电缆的多个屏蔽部件分别连接于与第1导热部件预先成为一体的第2导热部件之后,使用焊料将具备连接于与第1导热部件预先成为一体的第2导热部件的多个屏蔽部件的屏蔽电缆的多个信号线分别与配线部的多个连接部连接而与多个超声波振子电连接,且将与第2导热部件成为一体的第1导热部件贴附于多个超声波振子,而配设于具备超声波振子阵列及层叠于超声波振子阵列的背面侧且支承多个超声波振子的背衬材料层的层叠体的侧面。

[0038] 在此,优选将多个屏蔽部件分别与第2导热部件连接的步骤中,第2导热部件成为超声波振子阵列的一侧,且与第2导热部件预先成为一体的第1导热部件成为与超声波振子阵列的一侧相反的一侧,而将多个屏蔽部件分别与第2导热部件连接,将第1导热部件配设于层叠体的侧面的步骤中,折回第1导热部件而成为与连接有第2导热部件的一侧相反的一

侧来到超声波振子阵列的一侧的状态，并贴附于多个超声波振子，以配设于层叠体的侧面。

[0039] 并且，优选第2导热部件为地线端子，预先一体化第1导热部件与第2导热部件的步骤中，预先一体化具备地线端子的配线基板与第1导热部件而电连接地线端子与第1导热部件。

[0040] 并且，为了实现上述另一目的，本发明的第3方式的超声波内窥镜的制造方法的特征在于，在制造上述第1方式的超声波内窥镜时，将第1导热部件贴附于多个超声波振子，并配设于具备超声波振子阵列及层叠于超声波振子阵列的背面侧且支承多个超声波振子的背衬材料层的层叠体的侧面，将屏蔽电缆的多个屏蔽部件使用焊料分别与第2导热部件连接，且在将屏蔽电缆的多个信号线使用焊料分别与配线部的多个连接部连接而与多个超声波振子电连接之后，将第1导热部件使用熔点低于焊料的焊料、银膏及导电粘合剂中的至少1个而与第2导热部件连接。

[0041] 发明效果

[0042] 根据本发明，能够提供将插入部维持为小径且将前端部维持为小型，并且具有能够有效地散热超声波振子中所产生的热的散热结构，其结果能够提高超声波诊断中的诊断精度的超声波内窥镜。

[0043] 即，根据本发明，例如，在多个超声波振子上贴附铜箔等第1导热部件，并且经由第2导热部件将第1导热部件与地线端子或集合地线等地线部连接，由此经由地线部有效地使在多个超声波振子中产生并传递到第1导热部件的热散热到与地线部连接的多个同轴电缆，从而有效地散热到受检体的外部。另外，在本发明中，经由第2导热部件将第1导热部件与地线部连接是指，当地线端子兼作地线部及第2导热部件时，将第1导热部件与地线端子直接连接，当集合地线为地线部时，经由第2导热部件将第1导热部件与集合地线连接。

[0044] 并且，根据本发明，不会对构成部件例如与超小型超声波振子连接的信号线等造成损伤，并且不会导致成本增高，从而可靠且稳定地制造这种超声波内窥镜。

附图说明

[0045] 图1是表示使用超声波内窥镜的超声波检查系统的结构的一例的概略结构图。

[0046] 图2是表示图1所示的超声波内窥镜的前端部的局部放大俯视图。

[0047] 图3是图2所示的III-III线向视图，是示意地表示图2所示的超声波内窥镜的前端部的局部纵剖视图。

[0048] 图4是示意地表示图2所示的超声波内窥镜的前端部的超声波观察部的局部放大剖视图。

[0049] 图5是图3所示的V-V线向视图，是示意地表示图3所示的超声波内窥镜的前端部的超声波观察部的一例的横剖视图。

[0050] 图6是示意地表示图3所示的超声波内窥镜的前端部的超声波观察部中所使用的同轴电缆的结构的剖视图。

[0051] 图7是示意地表示由图3所示的超声波内窥镜的前端部的超声波观察部中所使用的多个同轴电缆构成的屏蔽电缆的剖视图。

[0052] 图8是图4所示的超声波观察部中铜箔与地线端子的一体化部件的示意性主视图。

[0053] 图9是图8所示的铜箔与地线端子的一体化部件的示意性侧视图。

[0054] 图10是示意地表示图9所示的一体化部件的地线端子与同轴电缆的屏蔽部件的连接状态的侧视图。

[0055] 图11是示意地表示本发明的一实施方式的超声波内窥镜的前端部的超声波观察部的散热结构的说明图。

[0056] 图12是图9所示的一体化部件的另一方式的示意性侧视图。

[0057] 图13是示意地表示图12所示的一体化部件的地线端子与同轴电缆的屏蔽部件的连接状态的侧视图。

[0058] 图14是示意地表示本发明的另一实施方式的超声波内窥镜的散热结构的说明图。

[0059] 图15是示意地表示本发明的另一实施方式的超声波内窥镜的散热结构的一制造工序的说明图。

[0060] 图16是示意地表示本发明的另一实施方式的超声波内窥镜的散热结构的说明图。

[0061] 图17是示意地表示本发明的另一实施方式的超声波内窥镜的散热结构的一制造工序的说明图。

[0062] 图18是示意地表示本发明的另一实施方式的超声波内窥镜的散热结构的另一制造工序的说明图。

[0063] 图19是示意地表示本发明的另一实施方式的超声波内窥镜的散热结构的说明图。

[0064] 图20是示意地表示本发明的另一实施方式的超声波内窥镜的前端部的局部剖视图。

[0065] 图21是示意地表示本发明的另一实施方式的超声波内窥镜的插入部的前端部的局部放大俯视图。

[0066] 图22是图21所示的X-X线向视图，是图21所示的超声波内窥镜的插入部的前端部的局部纵剖视图。

[0067] 图23是示意地表示本发明的另一实施方式的超声波内窥镜的插入部的前端部的局部剖视图。

具体实施方式

[0068] 根据附图所示的优选实施方式对本发明所涉及的超声波内窥镜及超声波内窥镜的制造方法进行详细说明。

[0069] (第1实施方式)

[0070] 图1是表示使用本发明的第1实施方式所涉及的超声波内窥镜的超声波检查系统的结构的一例的概略结构图。

[0071] 图1所示的超声波检查系统10经由受检体的体腔即食道、胃、十二指肠、小肠及大肠等消化管能够进行自患者等受检体的体表的超声波检查中难以检查的胆囊或胰脏的观察，且具备本发明的超声波振子单元，并将具有获取超声波断层图像(以下，称为超声波图像)的超声波观察部、及获取内窥镜光学图像(以下，称为内窥镜图像)的内窥镜观察部的本发明的超声波内窥镜插入于受检体的体腔内，而一边观察受检体的内窥镜图像一边获取受检体的观察对象部位的超声波图像。

[0072] 如图1所示，超声波检查系统10构成为具备在前端部具有散热结构的本发明的第1实施方式的超声波内窥镜12、生成超声波图像的超声波用处理器装置14、生成内窥镜图像

的内窥镜用处理器装置16、将照明体腔内的照明光供给至超声波内窥镜12的光源装置18及显示超声波图像和/或内窥镜图像的显示器20。

[0073] 并且，超声波检查系统10还具备储存清洗水等的送水罐21a及吸引体腔内的吸引物(也包含所供给的清洗水等)的吸引泵21b。另外，虽然未图示，但超声波检查系统10还可以具备将送水罐21a内的清洗水或外部空气等气体供给至超声波内窥镜12内的管路(未图示)的供给泵等。

[0074] 首先，本发明的超声波内窥镜12在前端部具有具备作为本发明特征的散热结构(70：参考图3～图5)的超声波观察部36及内窥镜观察部38，并对受检体的体腔内进行摄影而分别获取超声波图像(回声信号)及内窥镜图像(图像信号)。

[0075] 超声波内窥镜12在前端部具备超声波观察部36及内窥镜观察部38，且由插入于受检体的体腔内的插入部22、与插入部22的基端部连接设置且用于医生及技术人员等执刀医进行操作的操作部24以及一端与操作部24连接的通用塞绳26构成。

[0076] 在操作部24，并列设置有从送水罐21a开闭送气送水管路(未图示)的送气送水按钮28a及开闭自吸引泵21b的吸引管路(未图示)的吸引按钮28b，并且设置有一对弯角钮29、29及处置器具插入口(钳道口)30。

[0077] 在此，送水罐21a用于储存为了超声波内窥镜12的内窥镜观察部38等的清洗等而供给至超声波内窥镜12内的送气送水管路的清洗水等。另外，送气送水按钮28a为了从插入部22的末端侧的内窥镜观察部38喷出从送水罐21a经送气送水管路被供给的空气等气体及清洗水等水而使用。

[0078] 并且，吸引泵21b为了从超声波内窥镜12的末端侧吸引体腔内的吸引物(也包含所供给的清洗水等)而对吸引管路(未图示)进行吸引。吸引按钮28b为了通过吸引泵21b的吸引力从插入部22的末端侧吸引体腔内的吸引物而使用。

[0079] 并且，处置器具插入口30用于插穿钳子、穿刺针及高频刀等处置器具。

[0080] 在通用塞绳26的另一端部设置有与超声波用处理器装置14连接的超声波用连接器32a、与内窥镜用处理器装置16连接的内窥镜用连接器32b及与光源装置18连接的光源用连接器32c。超声波内窥镜12经由这些各连接器32a、32b及32c分别与超声波用处理器装置14、内窥镜用处理器装置16及光源装置18装卸自如地连接。并且，在光源用连接器32c中连接有连接送水罐21a的送气送水用软管34a及连接吸引泵21b的吸引用软管34b等。

[0081] 插入部22从末端侧依次由通过硬质部件形成且具有超声波观察部36及内窥镜观察部38的前端部(末端硬质部)40、与前端部40的基端侧连接设置且连结多个弯曲块而成并且弯曲自如的弯曲部42、以及连结弯曲部42的基端侧与操作部24的末端侧之间并且具有柔韧性的细长且长尺寸的软性部43构成。

[0082] 弯曲部42通过转动设置于操作部24的一对弯角钮29、29而被远程弯曲操作。由此，能够将前端部40朝向所希望的方向。

[0083] 并且，在前端部40，可以在内部装卸自如地安装覆盖超声波观察部36的注入了超声波传输介质(例如，水、油等)的球囊。超声波及回声信号在空气中显著衰减，因此在该球囊中注入超声波传输介质而使其膨胀，并抵接于观察对象部位，由此从超声波观察部36的超声波振子(超声波换能器)阵列(50：参考图2～图5)与观察对象部位之间排出空气，从而能够防止超声波及回声信号的衰减。

[0084] 另外，超声波用处理器装置14生成并供给用于在超声波内窥镜12的插入部22的前端部40的超声波观察部36的超声波振子阵列(50:参考图2～图5)中产生超声波的超声波信号(数据)。并且，超声波用处理器装置14用于生成通过超声波振子阵列(50)接收并获取从被超声波照射的观察对象部位反射的回声信号(数据)，对所获取的回声信号实施各种信号(数据)处理并显示于显示器20的超声波图像。

[0085] 内窥镜用处理器装置16用于生成在超声波内窥镜12的插入部22的前端部40的内窥镜观察部38接收并获取由来自光源装置18的照明光照明的观察对象部位获取的拍摄图像信号(数据)，对所获取的图像信号实施各种信号(数据)处理及图像处理并显示于显示器20的内窥镜图像。

[0086] 另外，这些处理器装置14及16可以由PC(个人计算机)等处理器构成。

[0087] 光源装置18为了通过超声波内窥镜12的内窥镜观察部38拍摄体腔内的观察对象部位而获取图像信号，产生由红光(R)、绿光(G)及蓝光(B)等三原色光构成的白色光或特定波长光等照明光而供给至超声波内窥镜12，并通过超声波内窥镜12内的光导管(未图示)等进行传播，从超声波内窥镜12的插入部22的前端部40的内窥镜观察部38射出，以照明体腔内的观察对象部位。

[0088] 显示器20接收由超声波用处理器装置14及内窥镜用处理器装置16生成的各视频信号而显示超声波图像或内窥镜图像。关于这些超声波图像或内窥镜图像的显示，能够仅适当切换任意一侧的图像并显示于显示器20或同时显示两者的图像等。另外，可以单独设置用于显示超声波图像的显示器及用于显示内窥镜图像的显示器，也可以以其他任意方式显示这些超声波图像及内窥镜图像。

[0089] 接着，参考图2～图4对超声波内窥镜的插入部的前端部的结构进行详细说明。

[0090] 图2是表示图1所示的超声波内窥镜的前端部及其附近的局部放大俯视图。图3是图2所示的III-III线向视图，是将图2所示的超声波内窥镜的前端部用沿其长边方向的中心线切割的示意性纵剖视图。图4是图3所示的超声波内窥镜的前端部的超声波观察部的示意性局部放大纵剖视图。图5是图2所示的V-V线向视图，是图2所示的超声波内窥镜的前端部的超声波观察部的超声波振子阵列的圆弧结构用中心线切割的示意性横剖视图。

[0091] 如图2及图3所示，在超声波内窥镜12的前端部40，在末端侧设置有用于获取超声波图像的超声波观察部36，在基端侧设置有用于获取内窥镜图像的内窥镜观察部38，在它们之间设置有处置器具导出口44，且均安装保持于成为超声波内窥镜12的前端部40的前端部主体的由硬质树脂等硬质部件构成的外装部件41。

[0092] 在图2所示的例子中，处置器具导出口44设置于超声波观察部36与内窥镜观察部38之间，但本发明并不特别限定于图示例，可以设置于内窥镜观察部38内，也可以设置于比内窥镜观察部38更靠基端侧(弯曲部42侧)。

[0093] 如图2～图4所示，超声波观察部36由超声波振子单元46及安装并保持超声波振子单元46的外装部件41构成。

[0094] 超声波振子单元46具有:超声波振子阵列50，由多个超声波振子(换能器)48构成；电极部52，设置于超声波振子阵列50的外侧面或内侧面且具备与多个超声波振子48连接的多个单独电极52a；背衬材料层54，从下表面侧支承超声波振子阵列50的各超声波振子48；电缆配线部56，分别与电极部52的多个单独电极52a电连接，且具备配线连接多根同轴电缆

58的信号线58a的多个连接部56a;地线端子60,配置于与超声波振子阵列50相反的一侧的背衬材料层54的下侧,且分别连接有多根同轴电缆58的屏蔽部件58c;以及铜箔62,贴附于多个超声波振子48及背衬材料层54这两个外侧面整面,且延伸至与超声波振子阵列50相反的一侧的背衬材料层54的下侧而与地线端子60连接。

[0095] 在本发明的第1实施方式中,地线端子60及铜箔62预先成为一体,且屏蔽多个超声波振子48,并且构成将多个超声波振子48及背衬材料层54中产生的热散热到多根同轴电缆58的屏蔽部件58c的作为本发明特征的散热结构70。关于该散热结构70的详情将进行后述。

[0096] 如此,通过作为本发明特征的散热结构70,多个超声波振子48及背衬材料层54中所产生的热经由多根同轴电缆58的屏蔽部件58c并经插入部22散热到受检体外。

[0097] 并且,超声波振子单元46还具有层叠于超声波振子阵列50上方的声匹配层64及层叠于声匹配层64上的声透镜66。即,超声波振子单元46由声透镜66、声匹配层64、超声波振子阵列50及背衬材料层54的层叠体68构成。

[0098] 声匹配层64用于取得人体等受检体与超声波振子48之间的声阻抗耦合。

[0099] 安装于声匹配层64上的声透镜66用于使从超声波振子阵列50发射的超声波向观察对象部位收敛。声透镜66例如由硅酮类树脂(混炼型硅橡胶(HTV橡胶)、液体硅橡胶(RTV橡胶)等)、丁二烯类树脂及聚氨酯类树脂等构成。通过声匹配层64取得受检体与超声波振子48之间的声阻抗耦合,并提高超声波的透射率,因此根据需要在声透镜66中混合氧化钛、氧化铝及二氧化硅等粉末。

[0100] 超声波振子阵列50为由以圆弧状且朝向外侧排列的多个例如48～192个长方体形状的超声波振子(换能器)48构成的多个通道例如48～192通道(CH)的阵列。

[0101] 即,关于超声波振子阵列50,多个超声波振子48作为一例,如图示例,以一维阵列状以规定的间距排列。如此,构成超声波振子阵列50的各超声波振子48沿前端部40的轴线方向(插入部22的长边轴方向)以凸弯曲状等间隔排列,并根据从超声波用处理器装置14输入的驱动信号依次被驱动。由此,将排列有图2所示的超声波振子48的范围作为扫描范围而进行凸面电子扫描。

[0102] 关于超声波振子阵列50,与和背衬材料层54的底面平行的方向(AZ(横向)方向)相比,与AZ方向正交的超声波振子48的长边方向(EL(标高)方向)的长度短,且配置成以后端侧伸出的方式倾斜。如图5所示,超声波振子48例如具有在PZT(锆钛酸铅)或PVDF(聚偏氟乙烯)等压电体厚膜的底面形成有电极的结构。一侧电极成为按每个超声波振子48分别独立的单独电极52a,另一侧电极成为所有超声波振子48共同的共同电极(例如,接地(ground)电极)52b。在图示例中,多个单独电极52a分别设置于多个超声波振子48内侧的下表面,且分别与电缆配线部56的多个配线(未图示)电连接。另外,在电缆配线部56中,多个配线(未图示)分别与多个连接部56a电连接。另一方面,在图示例中,共同电极52b设置于超声波振子48端部的上表面,且与地线端子60连接。这些多个单独电极52a及共同电极52b构成电极部52。

[0103] 另外,虽然省略图示,但在相邻的2个超声波振子48之间的间隙中填充有环氧树脂等填充材料。

[0104] 在超声波观察部36的超声波振子单元46中,若驱动超声波振子阵列50的各超声波振子48并对超声波振子48的两个电极施加电压,则压电体振动而依次产生超声波,并朝向

受检体的观察对象部位照射超声波。而且，通过用多工器等电子开关依次驱动多个超声波振子48，在沿配设有超声波振子阵列50的曲面的扫描范围内，例如在从曲面的曲率中心至数十mm左右的范围内超声波进行扫描。其结果，超声波振子阵列50的各超声波振子48在产生超声波时发热，而且，背衬材料层54也因超声波的作用而发热。

[0105] 并且，若接收从观察对象部位反射的回声信号(超声波回声)，则压电体振动而产生电压，并作为与接收了该电压的超声波回声相应的电信号(超声波检测信号)而输出至超声波用处理器装置14。而且，在超声波用处理器装置14中，实施各种信号处理之后，作为超声波图像显示于显示器20。

[0106] 如图3及图4所示，电极部52在相对于由多个(48～192)超声波振子48排列而成的圆弧状面成为垂直的超声波振子阵列50(各超声波振子48)的内侧下表面以圆弧状设置，且由分别与多个(48～192)超声波振子48导通的多个(48～192)单独电极52a构成。另外，在电极部52可以包含多个超声波振子48的共同电极。在本发明中，垂直并不限定于90度，还可以包含大致垂直。例如，包含90度±5度即85度～95度范围的角度。

[0107] 另外，在图3及图4中，排列为圆弧状的多个单独电极52a及由它们构成的电极部52被背衬材料层54挡住而无法看见，但为了便于理解以虚线来表示。

[0108] 在图5所示的例子中，电极部52在相对于多个超声波振子48的排列面成为垂直的超声波振子阵列50的内侧下表面设置为2列，但当超声波振子48的数量少时，可以仅为1列，当多个超声波振子48的排列沿长边方向以多列延伸时，可以是2列以上的多列。另外，电极部52不仅可以设置于超声波振子阵列50的内侧下表面，还可以设置于超声波振子阵列50的长边方向的两个外侧面，也可以设置于单侧的外侧面，还可以在超声波振子阵列50的内侧下表面设置1列以上及也可以设置于其外侧面的单侧或两侧。

[0109] 另外，优选超声波振子48的数量多的一方，因此多个单独电极52a优选在超声波振子阵列50的内侧下表面设置多列，或设置于其两个外侧面，或者设置于两者。

[0110] 另外，在图5所示的例子中，将多个单独电极52a由设置于各超声波振子48的长边方向的端面侧的单独电极来构成，但本发明并不限定于此，只要与超声波振子48的单独电极52a导通，则可以由从单独电极通过配线连接的其他电极构成。并且，在电极部52直接包含共同电极，但也可以包含从共同电极52b通过配线连接的电极。

[0111] 电极部52的多个单独电极52a及共同电极52b优选作为电极焊盘来设置。

[0112] 接着，如图3～图5所示，背衬材料层54由配设于相对于多个超声波振子48的排列面成为内侧即超声波振子阵列50的背面(下表面)的背衬材料构成，且为支承排列为阵列状的多个超声波振子48的部件的层。背衬材料层54的上表面(上侧面)形成为剖面凸圆弧状。

[0113] 另外，在图5所示的例子中，背衬材料层54成为将分别与电极部52的多个单独电极52a连接的电缆配线部56的多个配线(未图示)的部分埋入于内部的结构。另外，电缆配线部56的多个连接部56a露出于背衬材料层54的下侧。

[0114] 构成背衬材料层54的背衬材料作为柔软地支承超声波振子阵列50的各超声波振子48等的缓冲材料而发挥功能。因此，背衬材料由硬质橡胶等具有刚性的材料构成，并根据需要添加超声波衰减件(铁氧体、陶瓷等)。

[0115] 因此，在图示例中，超声波振子阵列50在背衬材料层54的成为形成为剖面凸圆弧状的上表面的圆弧状的外表面上，将多个长方体状的超声波振子48以使其长边方向成为平

行的方式优选以等间隔排列，即多个超声波振子48以圆弧状且朝向外侧排列。

[0116] 电缆配线部56具备与电极部52的多个单独电极52a电连接的多个配线(未图示)及分别与多个配线(未图示)连接且配线连接多根同轴电缆58的信号线58a的多个连接部56a。

[0117] 电缆配线部56可以在与电极部52的多个单独电极52a电连接的多个配线(未图示)的端部分别具备多个连接部56a。

[0118] 然而，从对电极部52的多个单独电极52a的连接的容易度考虑，电缆配线部56例如优选由柔性印刷配线基板(以下，简称为FPC(Flexible Printed Circuit))、印刷电路板(以下，称为PCB(Printed Circuit Board))或印刷线路板(以下，称为PWB(Printed Wired Board))等配线基板构成，如图3及图4所示，优选具有用于分别与电极部52的多个(48～192)单独电极52a电连接的多个(48～192)配线，且具有分别与多个(48～192)配线连接的多个连接部56a。

[0119] 在该情况下，电缆配线部56可以由1个配线基板例如FPC等柔性配线基板构成，或者由PCB或PWB等刚性配线基板构成，而且，也可以由FPC等柔性配线基板与PCB或PWB等刚性配线基板成为一体的多层基板构成。例如，作为电缆配线部56，能够使用将具有用于分别与电极部52的多个(48～192)单独电极52a电连接的多个(48～192)配线的FPC和具有配线连接多根同轴电缆58的信号线58a的多个(48～192)连接部56a的刚性配线基板，以多个(48～192)配线与多个(48～192)连接部56a分别连接的方式一体化的电缆配线部。

[0120] 由此，能够轻松地分别电连接电缆配线部56的多个配线与超声波振子阵列50的电极部52的多个单独电极52a。

[0121] 在此，电缆配线部56的多个配线与超声波振子阵列50的电极部52的多个单独电极(电极焊盘)52a的电连接可以使用各向异性导电片或各向异性导电粘合剂来进行，并且，也可以通过热熔合来进行。另外，这些电连接并不限制于这些连接方法，只要不妨碍配线的操作性且操作工序的难易度不高，则可以使用任何方法，也可以使用焊接等的方法等公知的方法。

[0122] 由此，在本发明中，能够提供一种能够实现超声波振子配线作业的简化、效率化、操作性的提高，能够小型化，且使用具有在对超声波振子阵列的各电极及多个电缆进行配线时操作性良好、操作工序的难易度低、电缆不易被施加负荷且断线危险性少的配线结构的超声波振子单元的超声波内窥镜。

[0123] 如图6所示，本发明中所使用的同轴电缆58在中心具备信号线58a，在信号线58a的外周具备第1绝缘层58b，在第1绝缘层58b的外周具备屏蔽部件58c，在屏蔽部件58c的外周具备第2绝缘层58d。换言之，同轴电缆58从中心侧以同心圆状依次层叠有信号线58a、第1绝缘层58b、屏蔽部件58c及第2绝缘层58d。

[0124] 在此，在本发明中，如图7所示，多个同轴电缆58用作将多个同轴电缆58用最外层的外皮72a来包裹在其内部的1根屏蔽电缆72。

[0125] 另外，本发明中所使用的屏蔽电缆并不限定于将多个同轴电缆58用外皮72a来包裹的屏蔽电缆72，可以是将用电介质等绝缘层来包裹中心导体外周的多个信号线与由作为屏蔽部件而发挥功能的导体构成的多个引流线无规则地混在一起配置而设成1根电缆单元的非同轴电缆，也可以是将用电介质等绝缘层来包裹中心导体外周的多个信号线配置于中心侧，并在多个信号线周围配置作为屏蔽部件而发挥功能的多个外部导体，用屏蔽材料包

裹整体而设成1根电缆单元的非同轴电缆。

[0126] 如图3所示，地线端子60构成散热结构70，且用于电性且热性连接1根屏蔽电缆72的多个同轴电缆58的各屏蔽部件58c。

[0127] 在此，电连接地线端子60及屏蔽部件58c等2个部件是指直接接触固定或者用焊料或导电粘合剂等接合固定，以使电流在2个部件之间良好地流动。

[0128] 并且，热连接地线端子60及屏蔽部件58c等2个部件是指直接接触固定或者用焊料或导热粘合剂等接合固定，以便在2个部件之间良好地产生热传递，且热从一侧部件良好地传递至另一侧部件。

[0129] 作为地线端子60，例如只要通过焊料等能够电连接多个同轴电缆58的多个屏蔽部件58c，则可以是任何地线端子，只要是超声波内窥镜中所使用的以往公知的地线端子即可。

[0130] 另外，在分别进行对多个屏蔽部件58c的地线端子60的电连接及对上述多个信号线58a的电缆配线部56的多个连接部56a的电连接时，剥去1根屏蔽电缆72的末端侧的外皮72a，取出多个同轴电缆58，剥去所取出的多个同轴电缆58的末端侧的第2绝缘层58d，将多个屏蔽部件58c暴露于外侧，将暴露于外侧的多个屏蔽部件58c留在基端侧，切除该前端部的屏蔽部件58c并且剥去第2绝缘层58d而将多个信号线58a暴露于外侧。

[0131] 如此，以暴露于多个同轴电缆58外侧的状态残留的多个屏蔽部件58c通过焊料等分别与地线端子60电连接。

[0132] 并且，暴露于多个同轴电缆58末端外侧的多个信号线58a通过焊料等分别与电缆配线部56的多个连接部56a电连接。

[0133] 铜箔62配置于超声波振子阵列50的多个超声波振子48的外侧面，且担负屏蔽效果及散热效果的作用。铜箔62与地线端子60一同构成散热结构70，且贴附于超声波振子阵列50的多个超声波振子48，并且至少配设于超声波振子阵列50的侧面即层叠体68的外侧面，具体而言，配设于超声波振子阵列50及背衬材料层54的外侧面。

[0134] 在此，在本发明的第1实施方式的超声波内窥镜12的前端部40的超声波观察部36的散热结构70中，铜箔62与作为本发明的第2导热部件而发挥功能的地线端子60预先一体化后使用，但在本发明中，作为配设于超声波振子阵列50的侧面的本发明的片状第1导热部件而发挥功能。

[0135] 铜箔62并不限定于箔形状，优选为网形状及片形状等能够从超声波振子阵列50及背衬材料层54的宽度方向的侧面充分传导热的形状。

[0136] 另外，作为本发明的片状第1导热部件使用铜箔62，但本发明并不限定于此，只要是导热性良好的薄板状体，则可以是任何导热部件，例如，可以是银箔等金属箔，也可以是薄金属板。

[0137] 另一方面，地线端子60相对于分别与电极部52的多个单独电极52a电连接的多根同轴电缆58的信号线58a，作为与电极部52的共同电极52b连接的地线部而发挥功能，且与多个同轴电缆58的多个屏蔽部件58c电连接而将地线部的电位设为多个屏蔽部件58c的电位。

[0138] 另外，地线端子60例如由金属等构成且具有导电性，因此还具有导热性。因此，地线端子60与本发明的第1导热部件即铜箔62热性及电性连接，且将铜箔62与多个屏蔽部件

58c连接，因此还作为将本发明的第1导热部件即铜箔62与地线部热连接的本发明的第2导热部件而发挥功能。

[0139] 接着，对本发明的第1实施方式的超声波内窥镜的制造方法进行说明。在此，作为超声波内窥镜的制造方法，对超声波内窥镜的前端部的超声波观察部的超声波振子单元46的散热结构70的制造工序进行详细说明，但视为已进行超声波振子单元46的各构成要件及各部件的制造。

[0140] 并且，参考图8～图11对本发明的超声波内窥镜12的制造方法进行说明，但图8～图11并不表示实际构成要件及部件，而是仅记载说明中所需的部分且为省略说明中不使用的部分的用于说明的图。

[0141] 在本发明的第1实施方式的超声波内窥镜中，如图8～图11中示意图所示，能够制造超声波观察部的超声波振子单元46的散热结构70。

[0142] 首先，如图8及图9所示，预先在铜箔62的图中下侧的侧面安装并连接地线端子60，而进行一体化，以准备铜箔62与地线端子60成为一体的一体化部件76。

[0143] 接着，如图10所示，在图8及图9所示的一体化部件76的地线端子60中通过常规焊料例如常规焊接中所使用的高温焊料或高熔点焊料等连接同轴电缆58的屏蔽部件58c。另外，在图10中，只示出了与一体化部件76的地线端子60连接的1根同轴电缆58的屏蔽部件58c，但多个即相当于所需通道数的根数的同轴电缆58的屏蔽部件58c与一体化部件76的地线端子60连接是不言而喻的。

[0144] 接着，如图11所示，与上述的屏蔽部件58c的连接的情况相同地，通过焊料等将在一体化部件76的地线端子60中连接有屏蔽部件58c的多个同轴电缆58的信号线58a分别与所对应的电缆配线部56的连接部56a连接。另外，虽然未图示，但电缆配线部56的多个连接部56a分别与所对应的超声波振子阵列50的电极部52的多个单独电极52a电连接。

[0145] 并且，在同时或前后，将一体化部件76的铜箔62贴附配置于多个超声波振子48及背衬材料层54的外侧面即层叠体68的外侧面。此时，优选将铜箔62以在抵接于层叠体68的背衬材料层54底面的部分中折弯而使其沿层叠体68的外侧面的方式配置。并且，铜箔62的贴附优选使用焊料、银膏及导电粘合剂等中的至少1个导电部件或硅类非导电粘合剂等来进行。

[0146] 如此，能够制造具有散热结构70的超声波内窥镜12的超声波振子单元46。

[0147] 另外，在图11所示的超声波振子单元46中，具有铜箔62的散热结构70只设置于层叠体68(多个超声波振子48及背衬材料层54)的两个外侧面的单侧，但在本发明中，如图5所示，可以设置于层叠体68的两个外侧面。另外，为了强调表示散热结构70而简化图5所示的超声波内窥镜12而示意地表示图11所示的超声波内窥镜12，除了散热结构70设置于单侧这一点以外，具有相同的结构是不言而喻的。

[0148] 以往，在将铜箔与连接有多个同轴电缆的地线端子连接时，若使用焊料进行焊接，则因焊料的热而对同轴电缆的信号线造成伤害，从而存在导致对信号线造成损伤的结果的可能性。然而，在本第1实施方式的超声波内窥镜12中，预先一体化铜箔62与地线端子60而设为一体化部件76，在该一体化部件76的地线端子60中连接多个同轴电缆58的屏蔽部件58c，然后，将多个同轴电缆58的信号线58a分别与电缆配线部56的多个连接部56a连接，将一体化部件76的铜箔62配置于层叠体68的外侧面，因此无需进行使用了焊料的焊接，而能

够制造散热结构70，从而能够将来自超声波振子48的发热通过散热结构70来实现。

[0149] 如此，不会对构成部件例如对与超小型超声波振子连接的信号线等造成损伤，并且不会导致成本增高，而能够可靠且稳定地制造本发明的超声波内窥镜。

[0150] 在此，如图5所示，在将超声波振子单元46安装于本发明的超声波内窥镜12的前端部40的外装部件41时，超声波振子单元46的层叠体68的背衬材料层54与电缆配线部56之间的间隙(空间)；铜箔62与地线端子60与多个同轴电缆58(信号线58a、屏蔽部件58c等)之间的间隙(空间)；以及层叠体68、铜箔62、地线端子60、多个同轴电缆58及背衬材料层54与外装部件41之间的间隙(空间)优选用散热性良好的填充材料来填埋并设为填充材料层74。

[0151] 这种填充材料层74为了填埋超声波振子单元46与外装部件41之间的间隙尤其背衬材料层54与外装部件41之间的间隙而设置，并且固定电缆配线部56、多个同轴电缆58的配线部分及延长部分的一部分而能够防止电缆配线部56的多个连接部56a中的同轴电缆58的信号线58a的连接不良的产生、地线端子60中的同轴电缆58的屏蔽部件58c的连接不良的产生及同轴电缆58等的断线。如此，通过将电缆配线部56及多个同轴电缆58中的至少一部分用散热性良好的填充材料来覆盖而形成填充材料层74，能够进行对本发明的超声波内窥镜12的前端部40的超声波振子单元46及处理超声波观察部36的组件时的多个同轴电缆58的部分的保护。

[0152] 而且，填充材料层74优选与背衬材料层54的声阻抗耦合，以使从超声波振子阵列50中振荡而传播到其下侧的超声波不在与背衬材料层54的边界中反射，且从超声波振子阵列50中振荡出的超声波在观察对象或其周边部反射而能够充分衰减传播到超声波振子阵列50的下侧的超声波。因此，当将填充材料层74的声阻抗设为Zp(kg/m^{2}s)，且将背衬材料层54的声阻抗设为Zb(kg/m^{2}s)时，由下述式(1)表示的填充材料层74及背衬材料层54的声阻抗反射率Q(%)优选为50％以下。

[0153] $Q=100\times|Zp-Zb|/(Zp+Zb)$ ……(1)

[0154] 该声阻抗反射率Q为表示填充材料层74与背衬材料层54的边界面上的超声波(声束)反射的容易度的指标，即，表示值越接近0％，填充材料层74的声阻抗与背衬材料层54的声阻抗越耦合。若上述声阻抗反射率为50％以下左右，则能够以如下方式进行处理，即，在使用超声波振子阵列50中所接收的超声波信号而在超声波处理器装置14中生成超声波图像中，由传播到超声波振子阵列50下侧的超声波造成的杂音不会带来问题。

[0155] 并且，在从超声波振子单元46的超声波振子阵列50振荡超声波时，从超声波用处理器装置14传送至超声波振子阵列50的驱动信号成为热能，而超声波振子阵列50发热，因此填充材料层74优选具有散热性。因此，填充材料层74的导热率优选为1.0W/mK以上。

[0156] 本发明的超声波内窥镜12的前端部40的超声波观察部36以以上方式构成。

[0157] 接着，内窥镜观察部38由观察窗78、物镜80、固体成像元件82、照明窗84、清洗喷嘴86及配线电缆88等构成。

[0158] 观察窗78安装成朝向前端部40的斜上方。从观察窗78入射的观察对象部位的反射光通过物镜80成像于固体成像元件82的成像面。固体成像元件82对透射观察窗78及物镜80而成像于成像面的观察对象部位的反射光进行光电转换，并输出成像信号。作为固体成像元件82，能够举出CCD(Charge Coupled Device:电荷耦合器件)及CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor:互补金属氧化物半导体)等。通过固体成像元件82输出的摄

像图像信号经由从插入部22延伸设置至操作部24的配线电缆88并通过通用塞绳26传送至内窥镜用处理器装置16。内窥镜用处理器装置16对所传送的成像信号实施各种信号处理及图像处理，并作为内窥镜光学图像显示于显示器20。

[0159] 照明窗84隔着观察窗78设置于两侧。在照明窗84中连接有光导管(未图示)的射出端。光导管从插入部22延伸设置至操作部24，该入射端与经由通用塞绳26连接的光源装置18连接。通过光源装置18发射的照明光沿着光导管从照明窗84照射至被观察部位。

[0160] 并且，清洗喷嘴86为了清洗观察窗78及照明窗84的表面而从送水罐21a经超声波内窥镜12内的送气送水管路向观察窗78及照明窗84喷出空气或清洗水。

[0161] 并且，在前端部40设置有处置器具导出口44。处置器具导出口44与插穿插入部22内部的处置器具通道45连接，插入于处置器具插入口30的处置器具经由处置器具通道45从处置器具导出口44导入于体腔内。另外，处置器具导出口44位于超声波观察部36与内窥镜观察部38之间，但当为通过超声波图像确认从处置器具导出口44导入至体腔内的处置器具的移动时，优选靠近配设于超声波观察部36。

[0162] 虽然未图示，但可以在处置器具导出口44的内部设置改变从处置器具导出口44导入于体腔内的处置器具的导出方向的立起台。在立起台中安装有钢丝(未图示)，通过基于操作部24的立起杆(未图示)操作的推拉操作而立起台的立起角度发生变化，由此处置器具沿所希望的方向被导出。

[0163] 当通过超声波内窥镜12观察体腔内时，首先，将插入部22插入于体腔内，通过显示器20一边观察内窥镜观察部38中所获取的内窥镜光学图像，一边搜索观察对象部位。

[0164] 接着，若前端部40到达观察对象部位且发出获取超声波断层图像的命令，则驱动控制信号从超声波用处理器装置14经由超声波内窥镜12内的同轴电缆58、电缆配线部56及电极部52输入于超声波振子48。若输入驱动控制信号，则规定的电压施加于超声波振子48的两个电极。而且，超声波振子48的压电体被激励，超声波经由声透镜66发射到观察对象部位。

[0165] 另外，此时，超声波振子48及背衬材料层54发热，但所产生的热有效地传递到构成散热结构70的铜箔62，传递到铜箔62的热经由与铜箔62一体连接的地线端子60有效地传递到多个同轴电缆58的屏蔽部件58c，并有效地散热到受检体的体腔外部，因此超声波内窥镜12的前端部40的温度上升得以抑制，从而不会对前端部40接触的体腔表面造成低温烫伤等损伤。

[0166] 如上所述，在照射超声波之后，由超声波振子48接收来自观察对象部位的回声信号。通过多工器等电子开关错开所驱动的超声波振子48的同时重复进行该超声波的照射及回声信号的接收。由此，超声波扫描观察对象部位。在超声波处理器装置14中，根据接收回声信号而从超声波振子48输出的检测信号，生成超声波断层图像。所生成的超声波断层图像显示于显示器20。

[0167] 本发明的第1实施方式的超声波内窥镜基本上以以上方式构成。

[0168] 以下，参考图12～图19对本发明的第2～第4实施方式的超声波内窥镜及其制造方法进行说明。在此，图12～图19与图8～图11相同地，是为了强调表示超声波内窥镜的前端部的超声波观察部的超声波振子单元的散热结构而简化超声波振子单元的详细结构而示意地示出的图，并不表示实际构成要件及部件，而是仅记载说明中所需的部分且为省略了

说明中不使用的部分的用于说明的图。

[0169] (第2实施方式)

[0170] 图12及图13是表示本发明的第2实施方式所涉及的超声波内窥镜的超声波振子单元的散热结构的制造工序的示意图，图14是示意地表示本发明的第2实施方式所涉及的超声波内窥镜的超声波振子单元的散热结构的说明图。

[0171] 在本发明的第2实施方式的超声波内窥镜中，如图12～图14中示意图所示，能够制造超声波振子单元46a的散热结构70a。

[0172] 首先，预先在铜箔62的图中下侧的侧面安装并连接地线端子60而进行一体化，以准备铜箔62与地线端子60成为一体的图9所示的一体化部件76，如图12所示，反转铜箔62及地线端子60，以设为铜箔62引出至与超声波振子48相反的一侧的状态。

[0173] 接着，如图13所示，通过常规焊料等在图12所示的一体化部件76的地线端子60中连接多个同轴电缆58的屏蔽部件58c。

[0174] 接着，如图11所示，通过常规焊料等将在一体化部件76的地线端子60中连接有屏蔽部件58c的多个同轴电缆58的信号线58a分别连接于与所对应的超声波振子阵列50的电极部52的多个单独电极52a电连接的电缆配线部56的连接部56a。

[0175] 然后，将一体化部件76的引出至与超声波振子48相反的一侧的铜箔62向超声波振子48侧折回而贴附配置于层叠体68(多个超声波振子48及背衬材料层54)的外侧面，能够制造具有设成折回铜箔62的结构的散热结构70a的本实施方式的超声波内窥镜的超声波振子单元46a。即，本实施方式的超声波内窥镜的超声波振子单元46a的散热结构70a仅在相对于图11所示的超声波振子单元46的散热结构70设成折回铜箔62的结构这一点上不同。

[0176] 本实施方式的散热结构70a设成折回铜箔62的结构，因此相对于第1实施方式的散热结构70，能够缩小配线空间，从而能够节省空间。

[0177] 另外，在本实施方式的超声波振子单元46a中，也与第1实施方式的超声波振子单元46相同地，散热结构70a不仅可以设置于层叠体68的外侧面的单侧，还可以设置于层叠体68的两个外侧面是不言而喻的。

[0178] (第3实施方式)

[0179] 上述的第1及第2实施方式使铜箔与地线端子预先成为一体化，但本发明并不限定于此，也可以不预先成为一体化。

[0180] 图15是表示本发明的第3实施方式所涉及的超声波内窥镜的超声波振子单元的散热结构的制造工序的示意图，图16是示意地表示本发明的第3实施方式所涉及的超声波内窥镜的超声波振子单元的散热结构的说明图。

[0181] 如图15所示，首先，通过常规焊料等在地线端子60中连接多个同轴电缆58的屏蔽部件58c，并通过常规焊料等将多个同轴电缆58的信号线58a分别连接于与所对应的超声波振子阵列50的电极部52的多个单独电极52a电连接的电缆配线部56的连接部56a。

[0182] 并且，将铜箔62贴附配置于层叠体68(多个超声波振子48及背衬材料层54)的外侧面。

[0183] 然后，如图16所示，折回铜箔62而在地线端子60中使用在低于常规焊料等的温度下能够进行焊接的低温焊料、低熔点焊料、银膏及导电粘合剂等中的至少一个而进行连接。

[0184] 如此，能够制造具有本实施方式的散热结构70b的本实施方式的超声波内窥镜的

超声波振子单元46b。

[0185] 另外，在本实施方式的超声波振子单元46b中，散热结构70b不仅可以设置于层叠体68的两个外侧面，还可以设置于层叠体68的外侧面的单侧是不言而喻的。

[0186] 并且，在本实施方式的散热结构70b中，地线端子60与铜箔62不成为一体，因此在通过常规焊料等将信号线58a与电缆配线部56的连接部56a连接之后，需要连接地线端子60与铜箔62，但在地线端子60与铜箔62的连接中，使用在低于常规焊料等的温度下能够进行焊接的低温焊料等，因此与第1及第2实施方式相同地，能够消除对信号线58a的损伤。

[0187] (第4实施方式)

[0188] 图17及图18是表示本发明的第4实施方式所涉及的超声波内窥镜的超声波振子单元的散热结构的制造工序的示意图，图19是示意地表示本发明的第4实施方式所涉及的超声波内窥镜的超声波振子单元的散热结构的说明图。

[0189] 首先，图19所示的本实施方式所涉及的超声波内窥镜的超声波振子单元46c的散热结构70c在使用具备成为地线端子60的部分及成为具有连接多个同轴电缆58的信号线58a的多个连接部56a的电缆配线部56的部分的配线基板90这一点上，与上述的第1～第3实施方式的散热结构不同，能够实现与超声波振子阵列50的电极部52的多个超声波振子48的各单独电极52a的连接操作性的提高。

[0190] 如图17所示，准备具备成为地线端子60的部分的配线基板90，以引出至与配置超声波振子阵列50的一侧相反的一侧的图中下侧的方式将铜箔62连接于与地线端子60电接合的配线基板90上的位置。此时，铜箔62对配线基板90的连接部无需与地线端子60直接相连，而与地线端子60电接合即可，因此能够提高铜箔62的布局自由度。在图示例中，铜箔62连接于远离地线端子60的配线基板90上的位置。

[0191] 在此，作为配线基板90，可以使用上述的FPC等柔性配线基板，也可以使用PCB或PWB等刚性配线基板。

[0192] 在图17所示的例子中，准备有预先使铜箔62与配线基板90成为一体的1对(2个)一体化部件92。

[0193] 接着，如图18所示，将1对的(2个)一体化部件92的配线基板90的多个连接部56a分别连接于与所对应的超声波振子阵列50的电极部52的多个超声波振子48的各单独电极52a连接的多个配线94。

[0194] 接着，如图19所示，将一体化部件92的引出至与超声波振子48相反的一侧的铜箔62向超声波振子48侧折回而贴附配置于层叠体68(多个超声波振子48及背衬材料层54)的外侧面，能够制造具有设成折回铜箔62的结构的散热结构70c的本实施方式的超声波内窥镜的超声波振子单元46c。

[0195] 另外，虽然未在图19所示的散热结构70c中示出，但在一体化部件92的地线端子60中通过常规焊料等连接有多个同轴电缆58的屏蔽部件58c，在设置于一体化部件92的电缆配线部56的多个连接部56a通过常规焊料等分别连接有多个同轴电缆58的信号线58a是不言而喻的。

[0196] 并且，在本实施方式的超声波振子单元46c中，散热结构70c不仅可以设置于层叠体68的两个外侧面，还可以设置于层叠体68的外侧面的单侧是不言而喻的。

[0197] 并且，在图17～图19所示的例子中，使用预先使铜箔62与配线基板90成为一体的

一体化部件92，但本实施方式并不限定于此，可以将配线基板90的多个连接部56a分别与所对应的多个配线94连接之后，将铜箔62与配线基板90连接，而且，也可以将多个同轴电缆58的信号线58a分别与多个连接部56a连接之后，和/或将多个同轴电缆58的屏蔽部件58c与地线端子60连接之后，将铜箔62与配线基板90连接。

[0198] (第5实施方式)

[0199] 图20是示意地表示本发明的第5实施方式所涉及的超声波内窥镜的前端部的局部剖视图。

[0200] 图20所示的超声波内窥镜12a的前端部40a除了在代替图3及图4所示的超声波内窥镜12的前端部40及其地线端子60而具有集合地线96，且将配置于层叠体68(多个超声波振子48及背衬材料层54)的外侧面的铜箔62经由第2导热部件98与集合地线96热连接这一点上不同以外，具有相同的结构，因此对相同的构成要件标注相同的参考符号，并省略其说明。

[0201] 图20所示的超声波内窥镜12a的前端部40a的超声波振子单元46d的散热结构70d具备成为本发明的地线部的集合地线96、本发明的第1导热部件即铜箔62及将铜箔62与集合地线96热连接的第2导热部件98。

[0202] 集合地线96为使屏蔽电缆72的多个同轴电缆58的屏蔽部件58c紧密贴合并用金属制环状体捆扎的部分，且所有屏蔽部件58c及金属制环状体既电连接又热连接。

[0203] 另外，多个同轴电缆58在集合地线96中，包含其前后而屏蔽部件58c成为外表面，与电缆配线部56的多个连接部56a连接的末端仅成为信号线58a，在集合地线96与多个连接部56a之间，第1绝缘层58b成为外表面，信号线58a被第1绝缘层58b覆盖，多个信号线58a彼此绝缘。

[0204] 第2导热部件98只要能够将在多个超声波振子48及背衬材料层54中产生且传递到铜箔62的热传递到集合地线96，则并无特别限制，只要具有导热性且能够柔软地收容于超声波内窥镜12a的前端部40a的狭窄的空间，则可以是任何导热部件。作为第2导热部件98需要具有导热性且能够柔软地收容于狭窄的空间，因此例如能够举出具备芯线的电缆等导热性电缆、金属线等导热性线材、金属网部件等导热性网或将第1导热部件即铜箔62的一部分作为线材而延长的导热部件等。

[0205] 作为第2导热部件98，当使用这些导热部件时，为了提高热传递效率，优选使用具备比同轴电缆58的信号线58a粗的芯线的电缆或比信号线58a粗的金属线。

[0206] 并且，作为第2导热部件98，当要求能够收容于狭窄空间的柔软性时，优选使用金属编织的网部件。

[0207] 而且，作为第2导热部件98，通过使用绝缘性导热部件，能够提高抗噪声性。作为绝缘性导热部件，例如能够使用散热硅橡胶或散热片等。

[0208] 在上述本发明的第1～第5实施方式的前端部具备散热结构的超声波内窥镜均为具有凸面型超声波探头的凸面型超声波内窥镜，但本发明并不限定于此，可以是具有在前端部具备散热结构的径向型超声波探头的径向型超声波内窥镜。

[0209] (第6实施方式)

[0210] 图21是示意地表示本实施方式的超声波内窥镜的插入部的前端部的局部放大俯视图。并且，图22是图21所示的X-X线向视图，是图21所示的超声波内窥镜的插入部的前端

部的局部纵剖视图。

[0211] 另外，图21及图22所示的第6实施方式的超声波内窥镜100除了在代替具备图1～图7所示的第1实施方式的超声波内窥镜12、凸面型超声波观察部36及内窥镜观察部38的前端部40，具有具备径向型超声波观察部104及内窥镜观察部106的前端部102这一点上不同以外，具有相同的结构，因此对相同的构成要件标注相同的参考符号，并省略详细说明。

[0212] 如图21及图22所示，本实施方式的超声波内窥镜100具有具备径向型超声波观察部104及内窥镜观察部106的前端部102，且拍摄受检体的体腔内而分别获取超声波图像(回声信号)及内窥镜图像(图像信号)。虽然未在图21及图22中图示，但与图1所示的超声波内窥镜12相同地，超声波内窥镜100除了前端部102以外，还具有具备弯曲部(42)及软性部(43)的插入部(22)、操作部(24)以及通用塞绳(26)。

[0213] 在此，在图21及图22所示的例子中，超声波观察部104配设于比内窥镜观察部106更靠超声波内窥镜100的末端侧，但本发明并不限定于此，可以配设于比内窥镜观察部106更靠基端侧，也可以配设于比内窥镜观察部106的一部分构成要件更靠末端侧且比其余构成要件更靠基端侧。

[0214] 另外，本实施方式的超声波内窥镜100与图1～图7所示的第1实施方式的超声波内窥镜12相同地，可以具备导出钳子、穿刺针及高频刀等处置器具的机构。并且，这些处置器具导出的处置器具导出口(44(参考图3))可以位于比超声波观察部104更靠基端侧例如超声波观察部104与内窥镜观察部106之间，也可以位于超声波内窥镜100的末端侧例如最末端。

[0215] 并且，本实施方式的超声波内窥镜100的内窥镜观察部106具有与图2及图3所示的第1实施方式的超声波内窥镜12的内窥镜观察部38相同的结构，且具有观察部(78)、物镜(80)、固体成像元件(82)、照明窗(84)、清洗喷嘴(86)及配线电缆(88)等是不言而喻的。

[0216] 如图21及图22所示，本实施方式的超声波观察部104由超声波振子单元108、安装并保持超声波振子单元108的圆筒状外装部件110及配线于超声波振子单元108的屏蔽电缆72的多根同轴电缆58构成。

[0217] 如图22所示，超声波振子单元108具有多个超声波振子112以圆筒状排列的超声波振子阵列114、与超声波振子阵列114导通的电极部116、从超声波振子单元108中心侧的面(超声波振子112内侧的面)侧支承超声波振子阵列114的各超声波振子112的背衬材料层118、相对于超声波振子阵列114层叠于背衬材料层118的相反的一侧(超声波振子阵列114的外侧)的声匹配层120、及相对于声匹配层120层叠于超声波振子阵列114的相反的一侧(声匹配层120的外侧)的声透镜122。如上所述，超声波振子单元108具有由声透镜122、声匹配层120、超声波振子阵列114及背衬材料层118构成的层叠体124。

[0218] 在此，电极部116具备超声波振子阵列114的多个超声波振子112的各单独电极116a及对多个超声波振子112共同的共同电极116b。

[0219] 并且，背衬材料层118由具有配设于中心侧的凸缘126a的圆筒状部件126支承。

[0220] 另外，本实施方式的超声波振子112、超声波振子阵列114、电极部116、背衬材料层118、声匹配层120、声透镜122及层叠体124在形状上与图1～图7所示的第1实施方式的超声波振子48、超声波振子阵列50、电极部52、背衬材料层54、声匹配层64、声透镜66及层叠体68不同，但其结构及功能相同，因此省略其说明。

[0221] 并且，超声波振子单元108具有与电极部116的多个单独电极116a电连接且具备配线连接多根同轴电缆58的信号线58a的多个连接部128a的柔性配线基板(FPC)128、设置于FPC128且与电极部116的共同电极116b电连接的地线端子130、以及配设于FPC128与背衬材料层118之间且沿圆筒状背衬材料层118的侧端面(内窥镜观察部106侧的端面)及与侧端面相邻的外周面贴附的铜箔132。

[0222] 在此，在FPC128的多个连接部128a中分别电连接多根同轴电缆58的信号线58a，将多个超声波振子112的各单独电极116a分别与多根同轴电缆58的信号线58a电连接。

[0223] 另一方面，在地线端子130中分别电连接多根同轴电缆58的屏蔽部件58c，将多个超声波振子112的共同电极116b分别与多根同轴电缆58的屏蔽部件58c电连接。

[0224] 另外，在圆筒状部件126中，在层叠体124的基端侧的端部附近打开有贯穿圆筒状部件126内外的1个以上的狭缝126b，多根同轴电缆58、其信号线58a及屏蔽部件58c通过狭缝126b而从圆筒状部件126内部引出至外部，并分别与FPC128的多个连接部128a及地线端子130连接。另外，狭缝126b只要能够使多根同轴电缆58、其信号线58a及屏蔽部件58c通过，则可以是1个，也可以是多个。

[0225] 并且，铜箔132与地线端子130热连接，且经由地线端子130与多根同轴电缆58的屏蔽部件58c热连接。

[0226] 在此，铜箔132及地线端子130屏蔽多个超声波振子112，并且构成将在多个超声波振子112及背衬材料层118中所产生的热散热到多根同轴电缆58的屏蔽部件58c的作为本发明特征的散热结构134。

[0227] 如此，通过作为本发明特征的散热结构134，多个超声波振子112及背衬材料层118中所产生的热经由多根同轴电缆58的屏蔽部件58c并经插入部(22)散热到受检体外。

[0228] 在本实施方式中，如上述的第1、第2及第4实施方式的铜箔62及地线端子60，铜箔132及地线端子130可以预先成为一体化，如上述的第3及第4实施方式的铜箔62及地线端子60，也可以不预先成为一体化而先电性及热性连接多根同轴电缆58的信号线58a之后进行电性及热性连接。

[0229] 另外，在图21及图22所示的例子中，如上述的第2实施方式，铜箔132折回后与地线端子130连接，但本发明并不限定于此。

[0230] 并且，在图21及图22所示的例子中，将FPC128、地线端子130及铜箔132设置于背衬材料层118的内窥镜观察部38侧，但本发明并不限定于此，可以设置于前端部102的末端侧，也可以将其中任一个设置于一侧(例如，内窥镜观察部38侧)，而将其余部分设置于另一侧(例如，前端部102的末端侧)。

[0231] (第7实施方式)

[0232] 图23是示意地表示本实施方式的超声波内窥镜的插入部的前端部的局部剖视图。

[0233] 另外，图23所示的第7实施方式的超声波内窥镜100a的前端部102a除了在代替图22所示的超声波内窥镜100的前端部102及其地线端子130而具有集合地线96，且将配置于背衬材料层118的侧端面的铜箔132经由第2导热部件136与集合地线96热连接这一点上不同以外，具有相同的结构，因此对相同的构成要件标注相同的参考符号，并省略其说明。

[0234] 图23所示的超声波内窥镜100a的前端部40a的超声波振子单元108a的散热结构134a具备本发明的第5实施方式中使用的集合地线96、本发明的第1导热部件即铜箔132及

将铜箔132与集合地线96热连接的第2导热部件136。

[0235] 在此，多根同轴电缆58及其信号线58a与第6实施方式相同地，通过圆筒状部件126的1个以上的狭缝126b，并从圆筒状部件126的内部引出至外部而分别与FPC128的多个连接部128a连接。

[0236] 并且，与铜箔132连接的第2导热部件136也通过圆筒状部件126的1个以上的狭缝126b，并从圆筒状部件126的外部引入于内部而分别与集合地线96连接。

[0237] 另外，多个同轴电缆58在集合地线96中，包含其前后而屏蔽部件58c成为外表面，与FPC128的多个连接部128a连接的末端仅成为信号线58a，在集合地线96与多个连接部128a之间，第1绝缘层58b成为外表面，信号线58a被第1绝缘层58b覆盖，多个信号线58a彼此绝缘。

[0238] 第2导热部件136与图20所示的第2导热部件98相同地，只要能够将在多个超声波振子112及背衬材料层118中产生且传递至铜箔132的热传导至集合地线96，则并无特别限制，只要具有导热性且能够柔软地收容于超声波内窥镜100a的前端部102a的狭窄的空间，则可以是任何导热部件。作为第2导热部件136，使用与本发明的第5实施方式中使用的第2导热部件98相同的导热部件即可。

[0239] 另外，在图22所示的超声波内窥镜100的前端部102及图23所示的超声波内窥镜100a的前端部102a中，优选包含从屏蔽电缆72中散开的多个同轴电缆58及其信号线58a的连接部，并用填充材料填埋配线部分与外装部件41之间。

[0240] 作为此时所使用的填充材料，只要是环氧树脂或硅酮类树脂等非导电性填充材料，则能够使用任何填充材料。

[0241] 以上，对本发明所涉及的超声波内窥镜及超声波内窥镜的制造方法进行了说明，但本发明并不限定于以上的例子，在不脱离本发明的宗旨的范围内，可以进行各种改良或变形是不言而喻的。

[0242] 符号说明

[0243] 10-超声波检查系统，12、12a、100、100a-超声波内窥镜，14-超声波用处理器装置，16-内窥镜用处理器装置，18-光源装置，20-显示器，21a-送水罐，21b-吸引泵，22-插入部，24-操作部，26-通用塞绳，28a-送气送水按钮，28b-吸引按钮，29-弯角钮，30-处置器具插入口(钳道口)，32a-超声波用连接器，32b-内窥镜用连接器，32c-光源用连接器，34a-送气送水用软管，34b-吸引用软管，36、104-超声波观察部，38、106-内窥镜观察部，40、40a、102、102a-前端部，41、110-外装部件，42-弯曲部，43-软性部，44-处置器具导出口，45-处置器具通道，46、46a、46b、46c、46d、108、108a-超声波振子单元，48、112-超声波振子，50、114-超声波振子阵列，52、116-电极部，52a、116a-单独电极，52b、116b-共同电极，54、118-背衬材料层，56-电缆配线部，56a、128a-连接部，58-同轴电缆，58a-信号线，58b-第1绝缘层，58c-屏蔽部件，58d-第2绝缘层，60、130-地线端子，62、132-铜箔，64、120-声匹配层，66、122-声透镜，68、124-层叠体，70、70a、70b、70c、70d、134、134a-散热结构，72-屏蔽电缆，72a-外皮，74-填充材料层，76、92-一体化部件，78-观察窗，80-物镜，82-固体成像元件，84-照明窗，86-清洗喷嘴，88-配线电缆，90-配线基板，94-配线，96-集合地线，98-第2导热部件，126-圆筒状部件，126a-凸缘，126b-狭缝，128-柔性配线基板(FPC)，136-第2导热部件，EL-长边方向(标高方向)，AZ-平行方向(横向方向)。

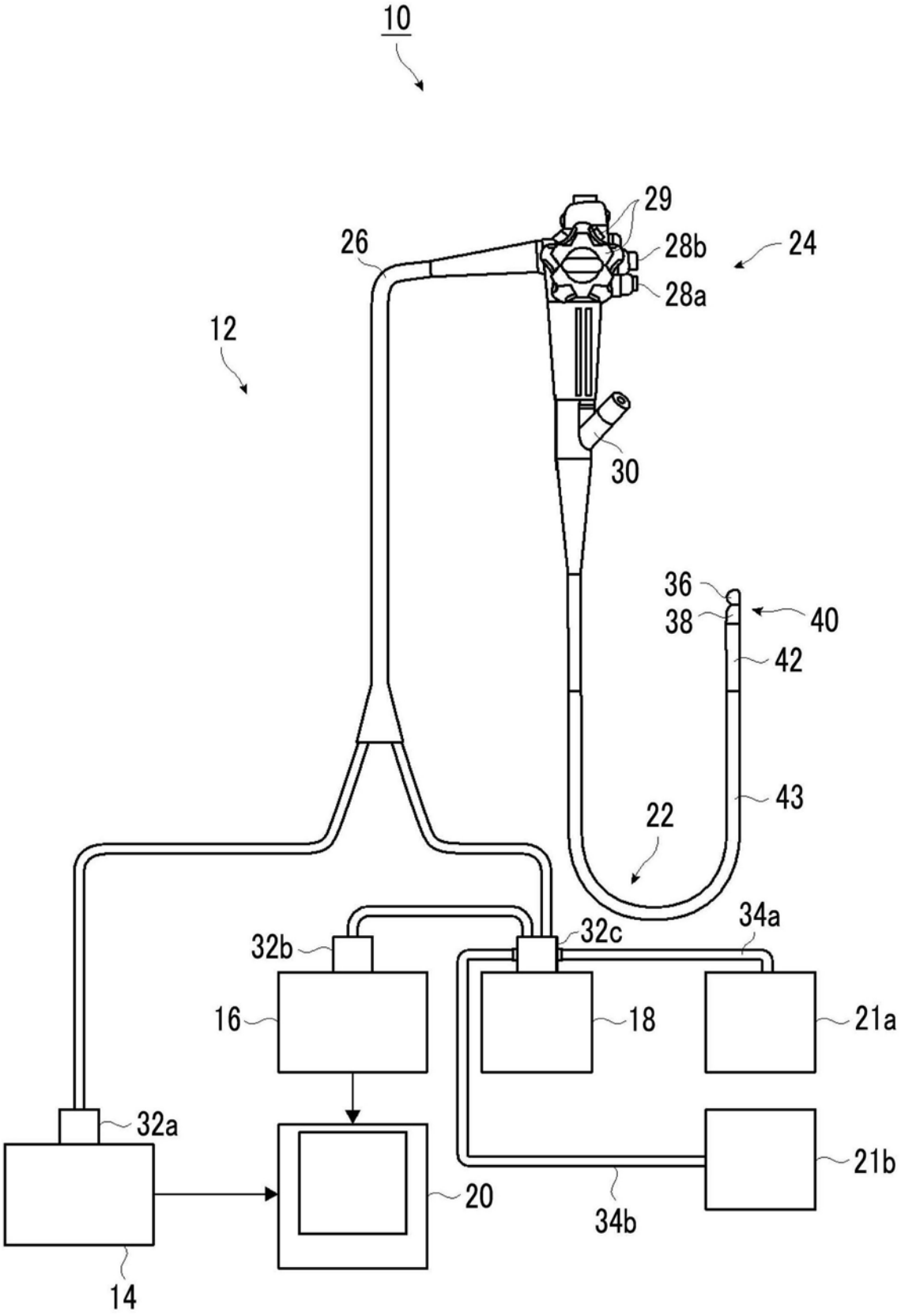

10
29
26
28b
24
28a
12
30
36
38
40
42
43
22
32b
32c
34a
16
18
21a
32a
21b
20
34b
14

图1

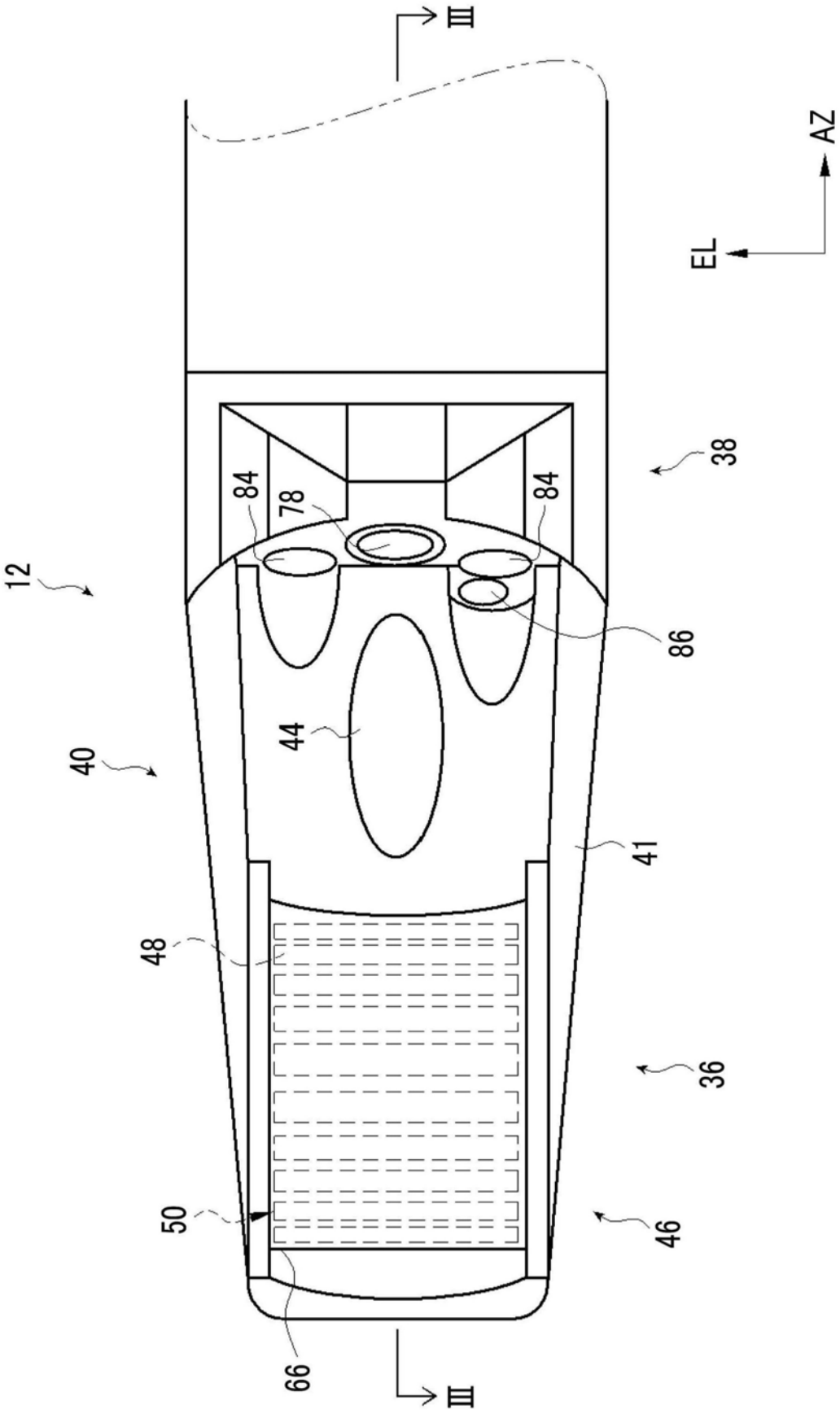


图2

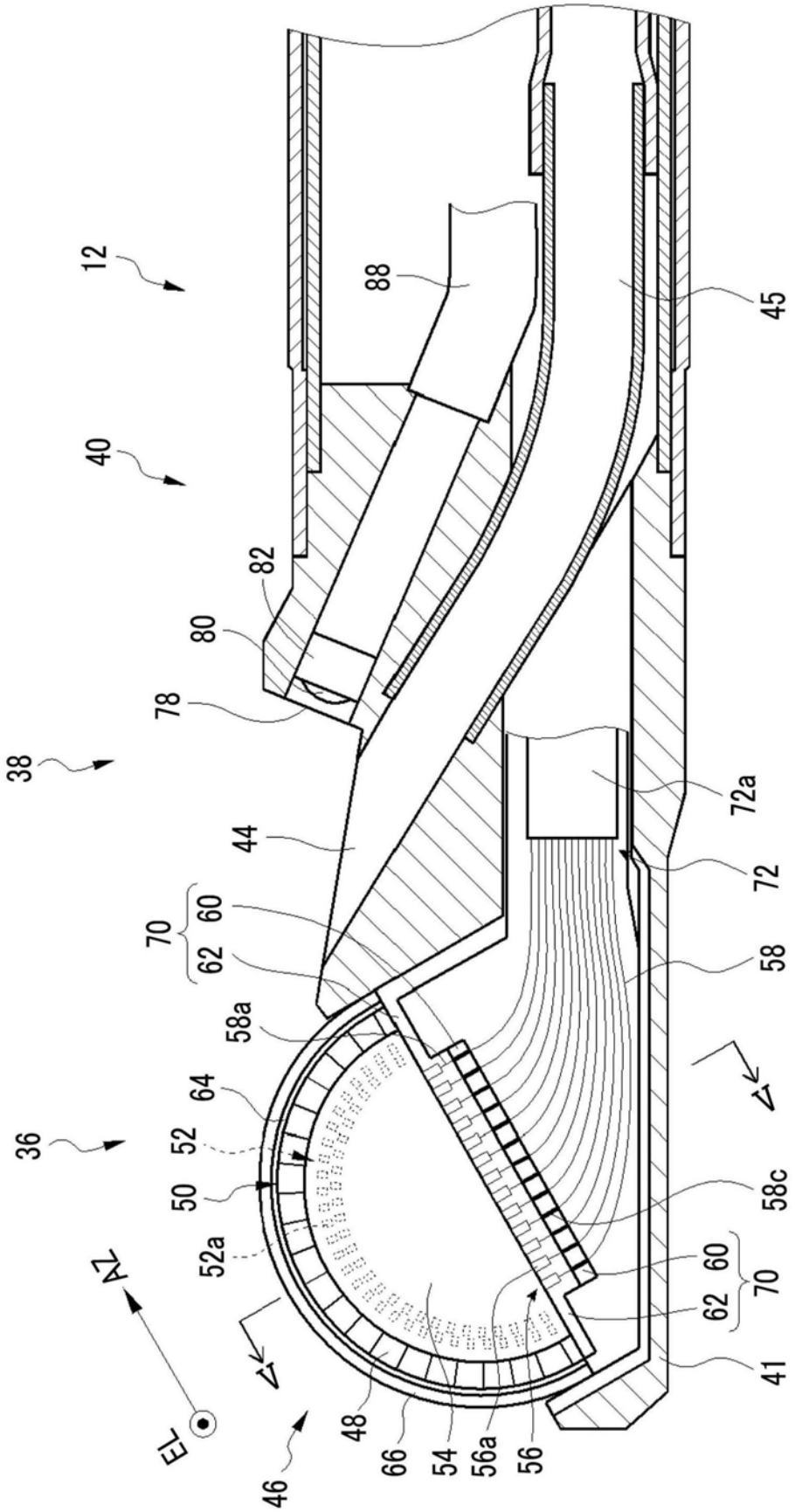

12
88
45
40
82
80
78
38
44
72a
72
70
60
62
58
58a
64
52
36
50
58c
52a
60
70
62
41
AL
EL
48
66
54
56a
56
46

图3

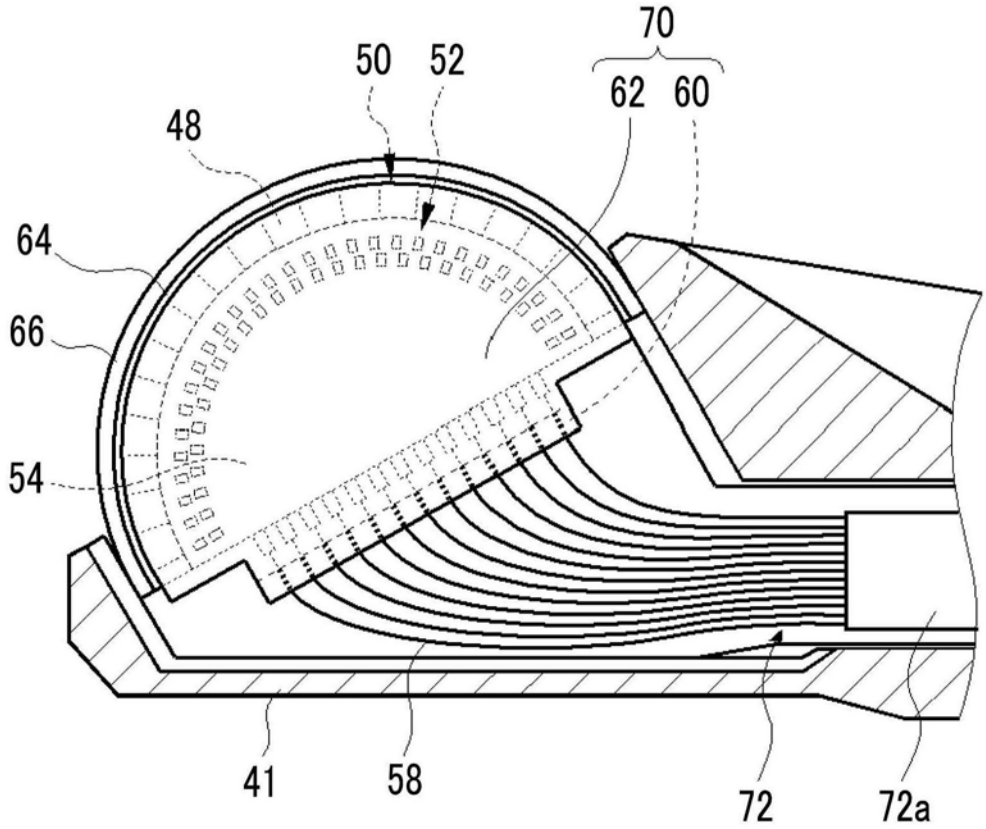


图4

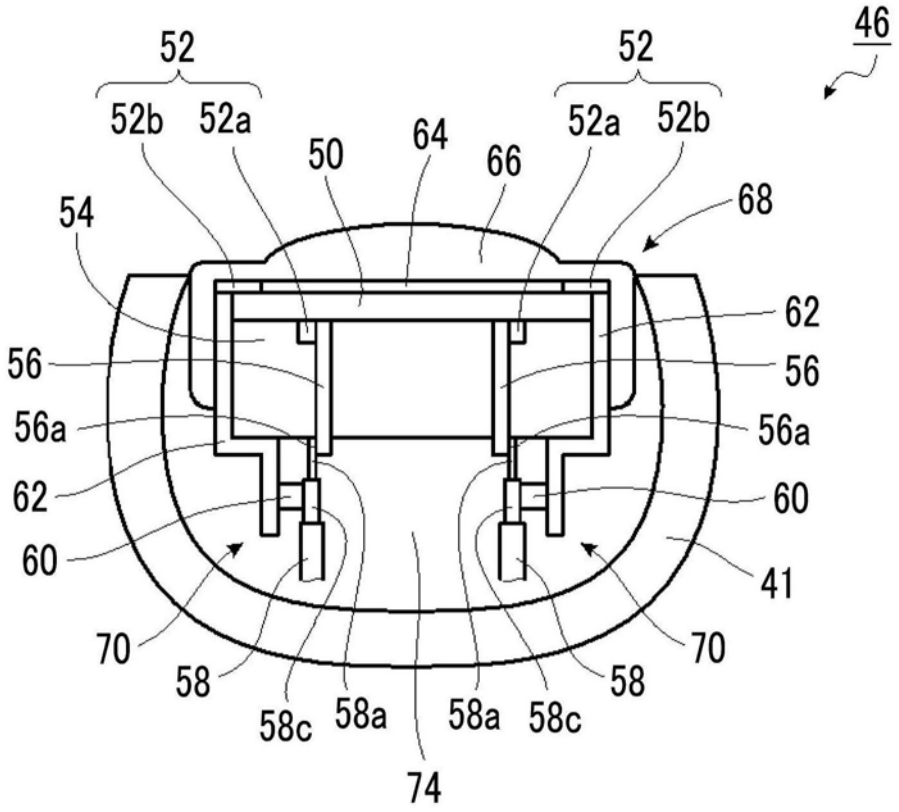

46
52
52
52b
52a
52a
52b
50
64
66
68
54
62
56
56
56a
56a
62
60
60
41
70
70
58
58
58c
58a
58a
58c
74

图5

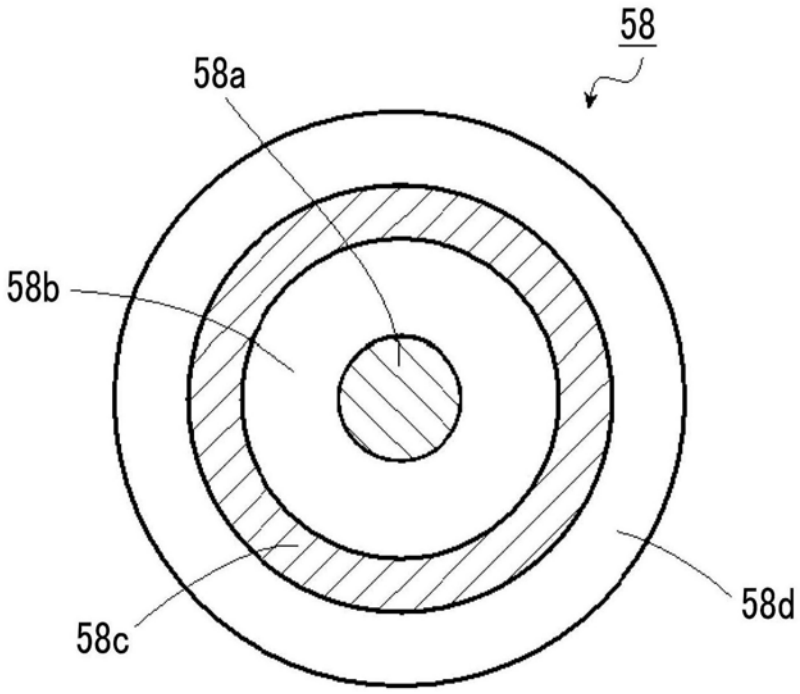

58
58a
58b
58c
58d

图6

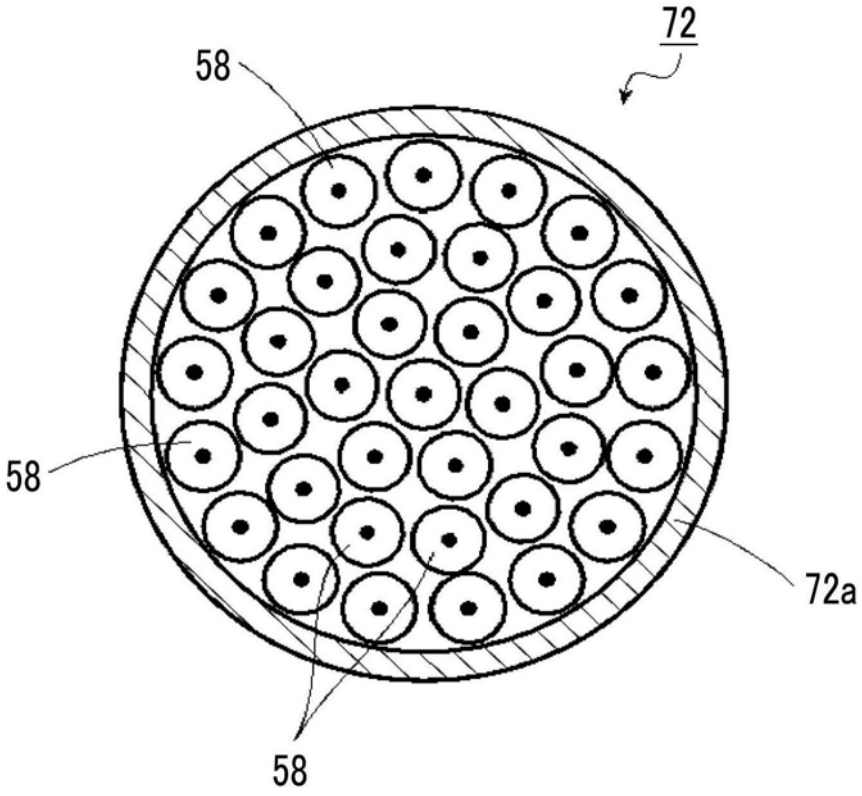


图7

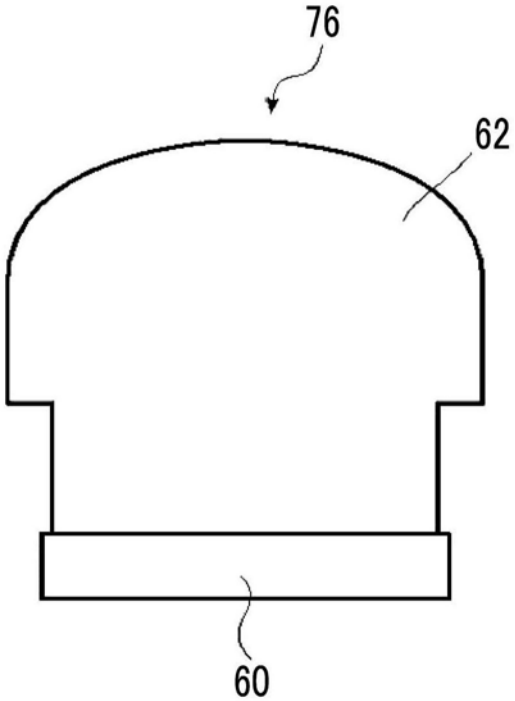


图8

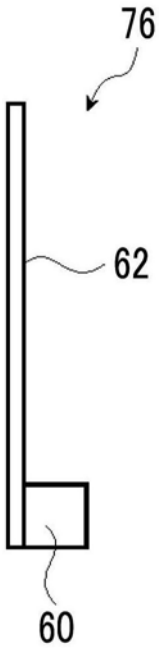


图9

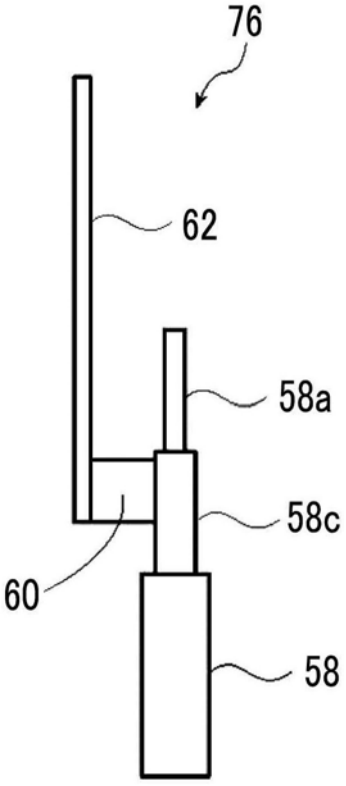


图10

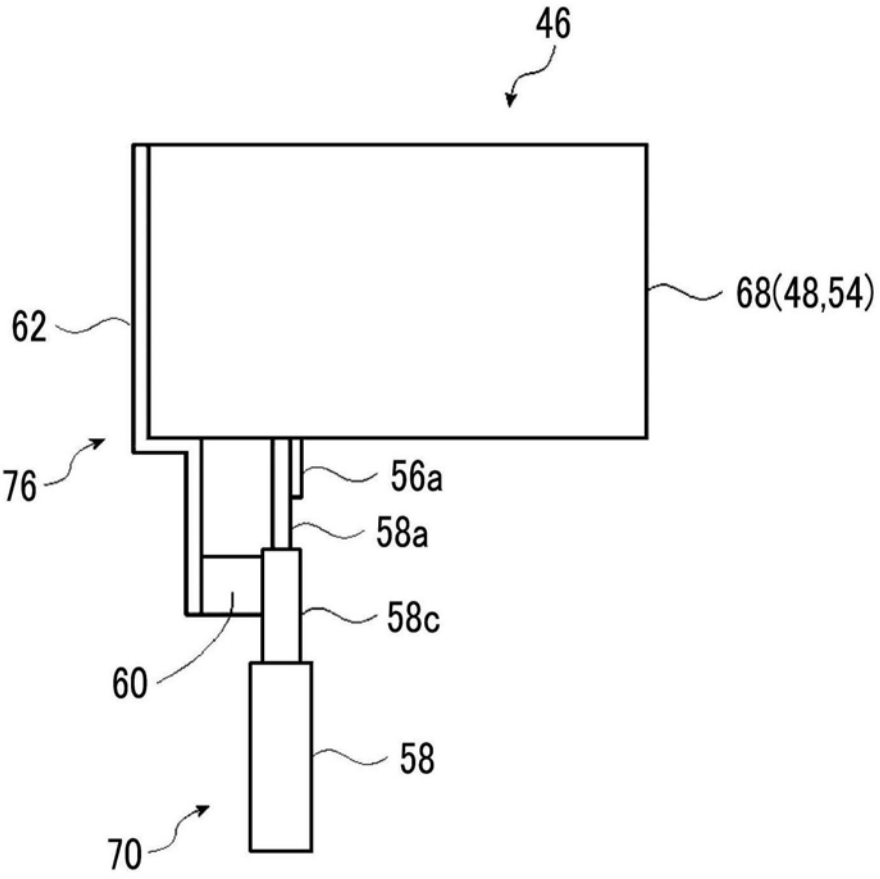


图11

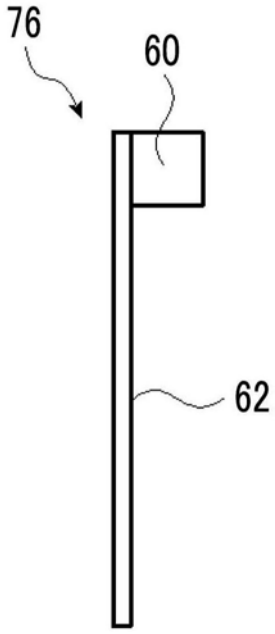


图12

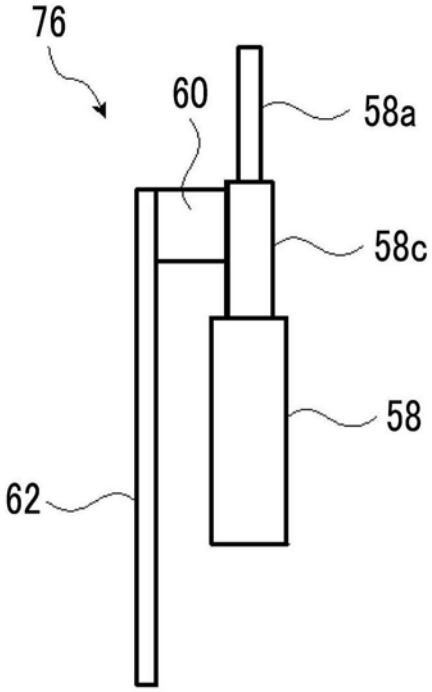


图13

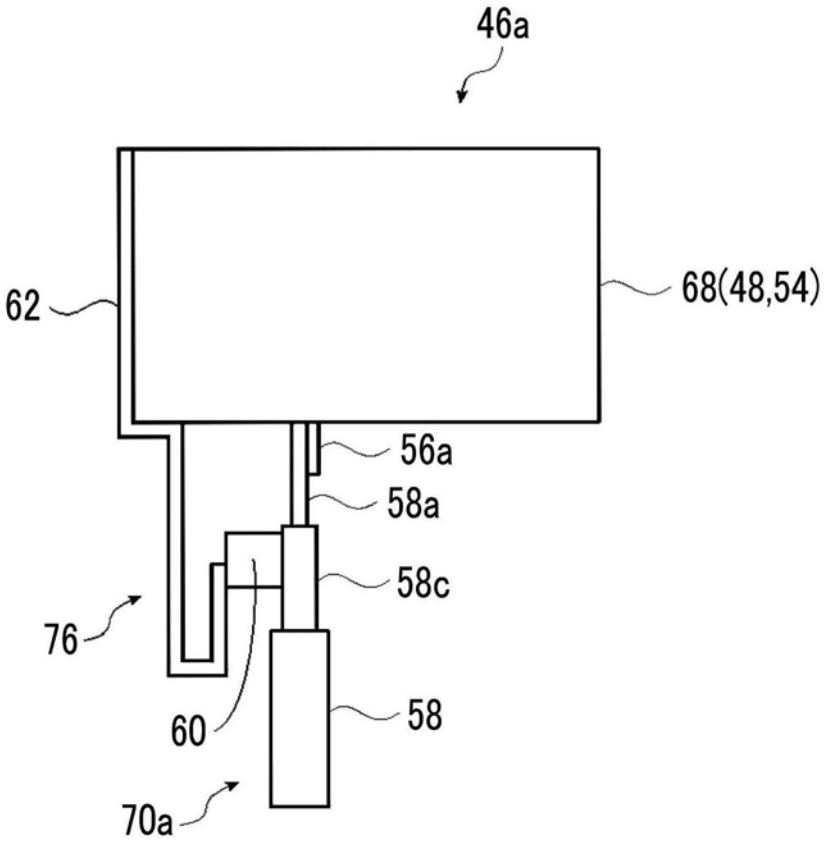


图14

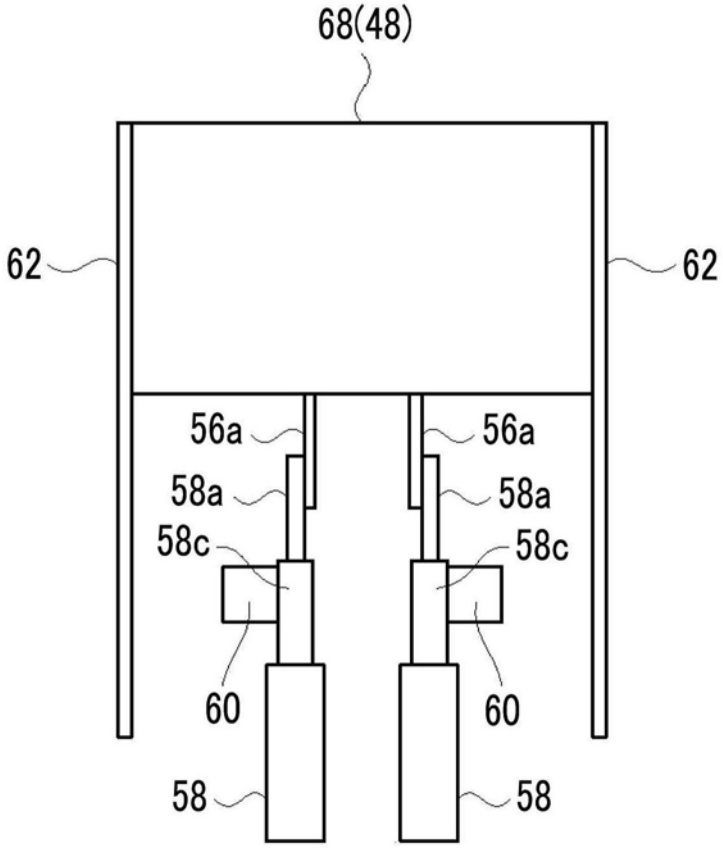


图15

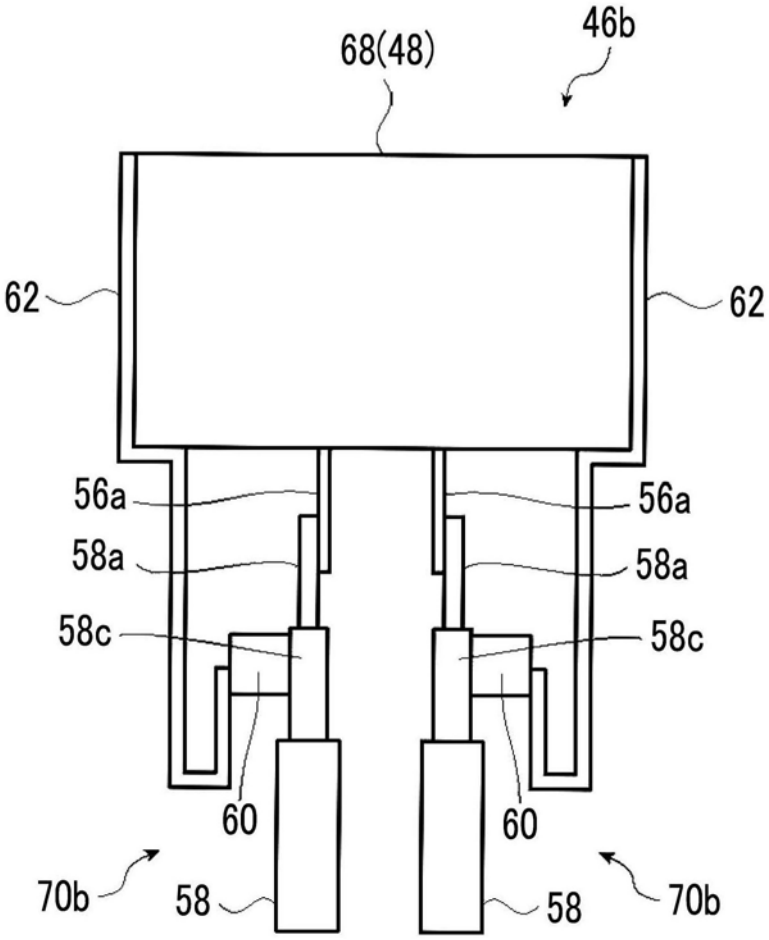

68(48)
46b
62
62
56a
56a
58a
58a
58c
58c
60
60
70b
58
58
70b

图16

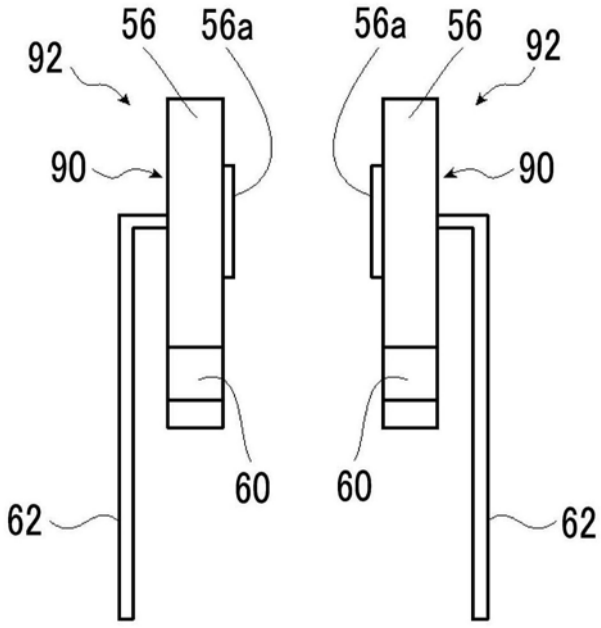

56
56a
56a
56
92
92
90
90
60
60
62
62

图17

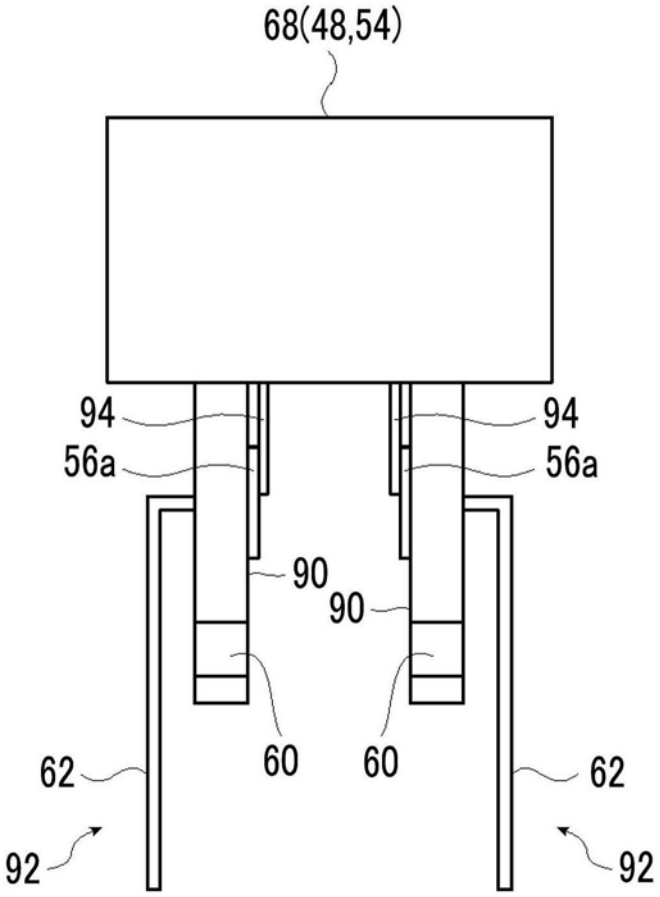


图18

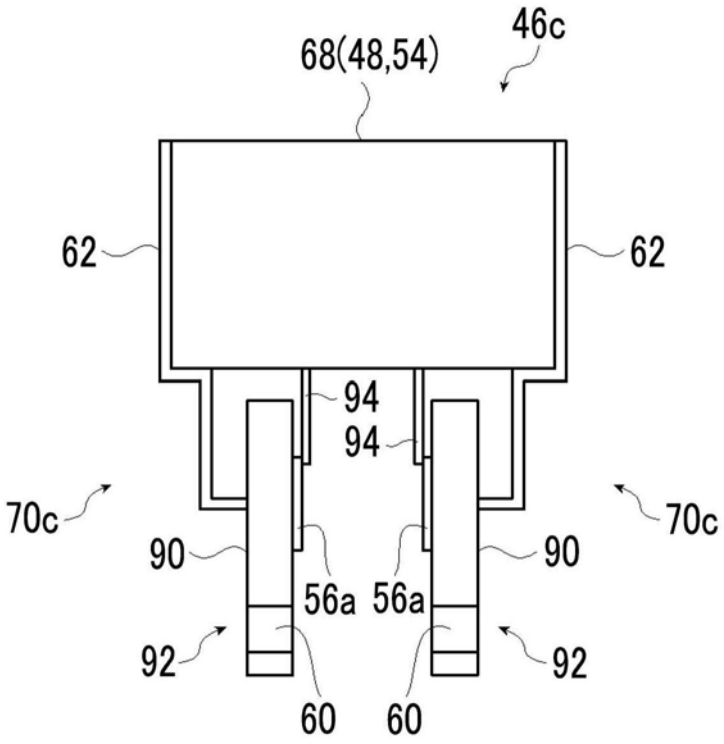


图19

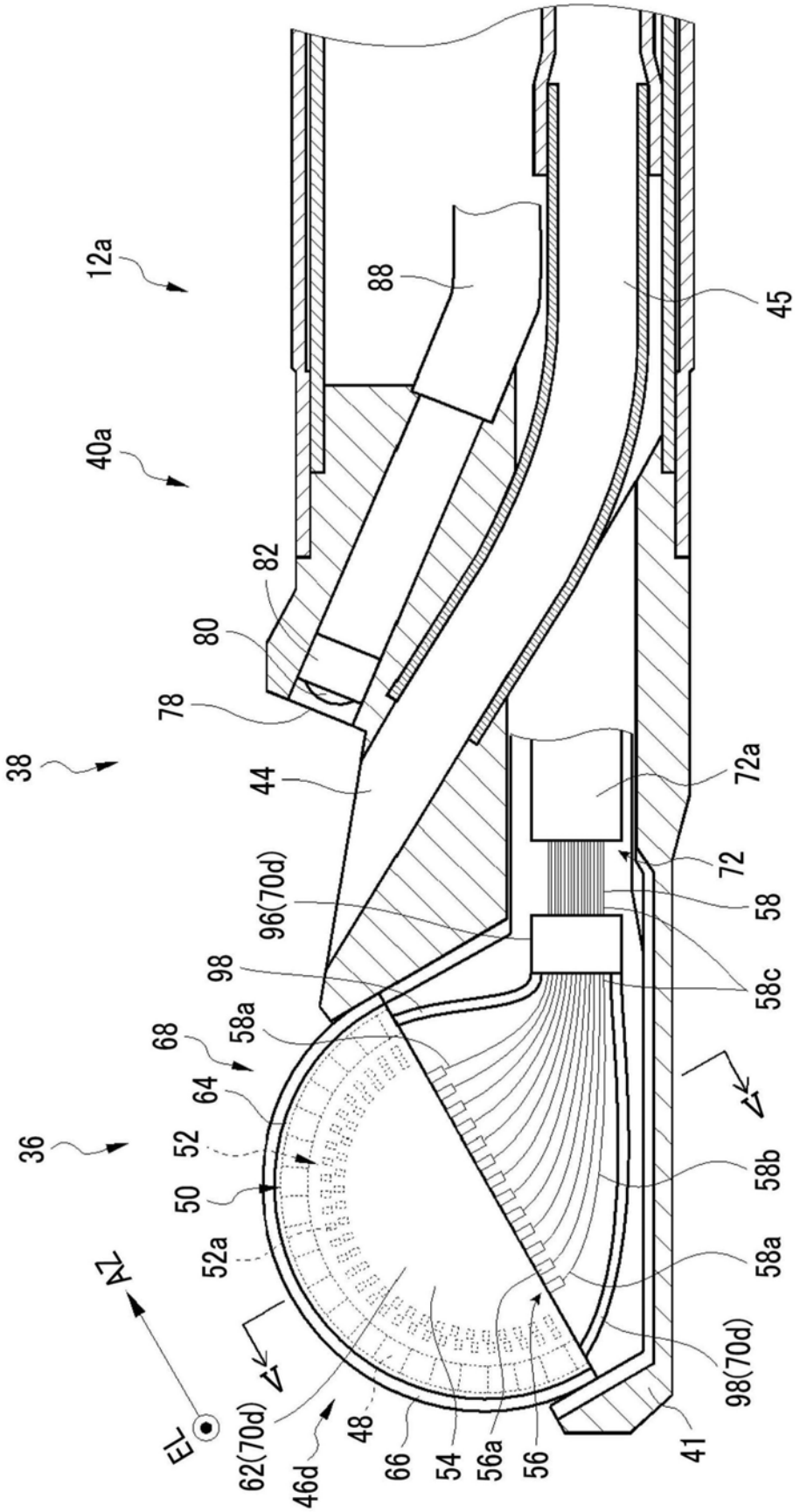

12a
40a
38
36
88
45
82
80
78
44
72a
72
58
58c
58b
58a
96(70d)
98
98(70d)
68
64
52
50
52a
62(70d)
46d
48
66
54
56a
56
41
AL
EL

图20

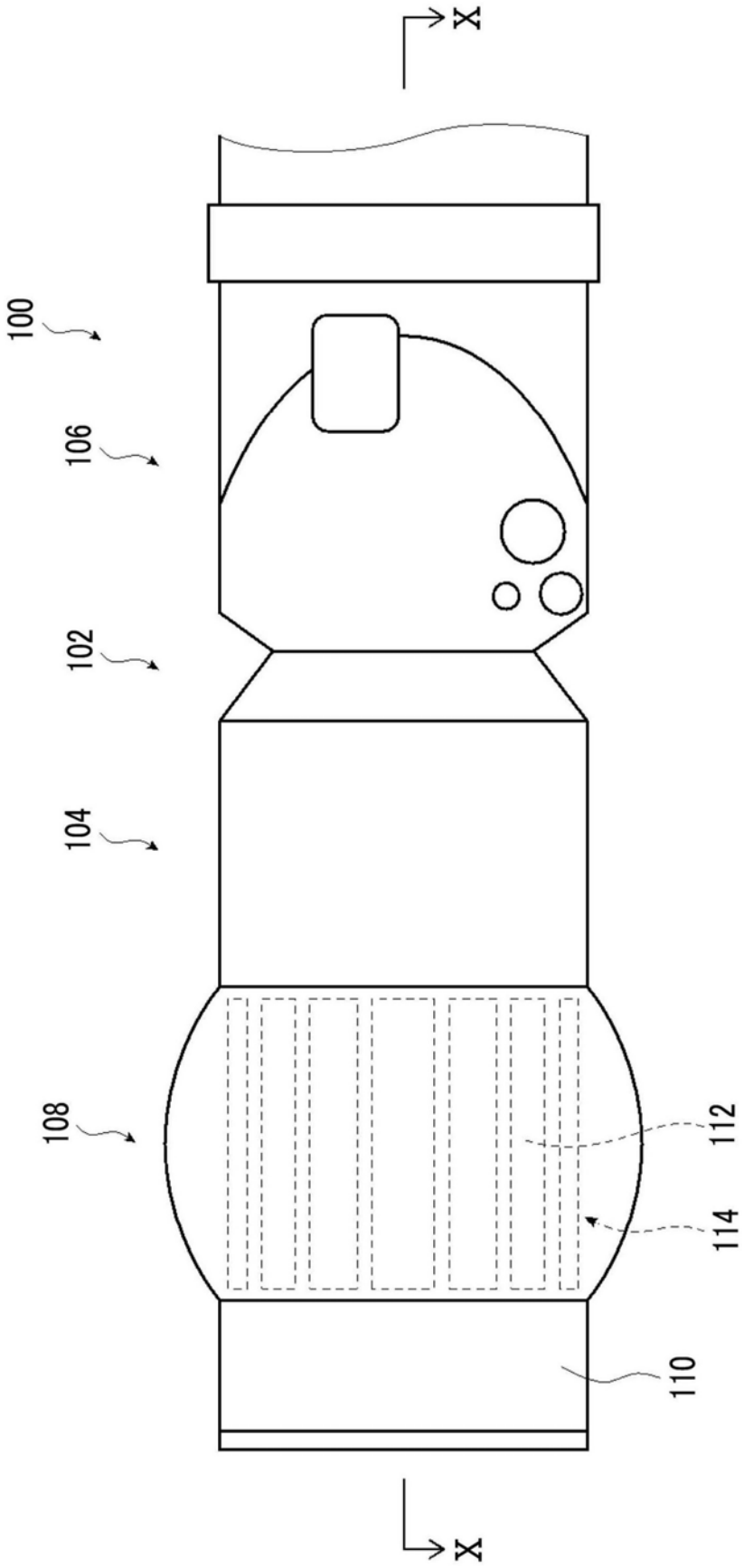


图21

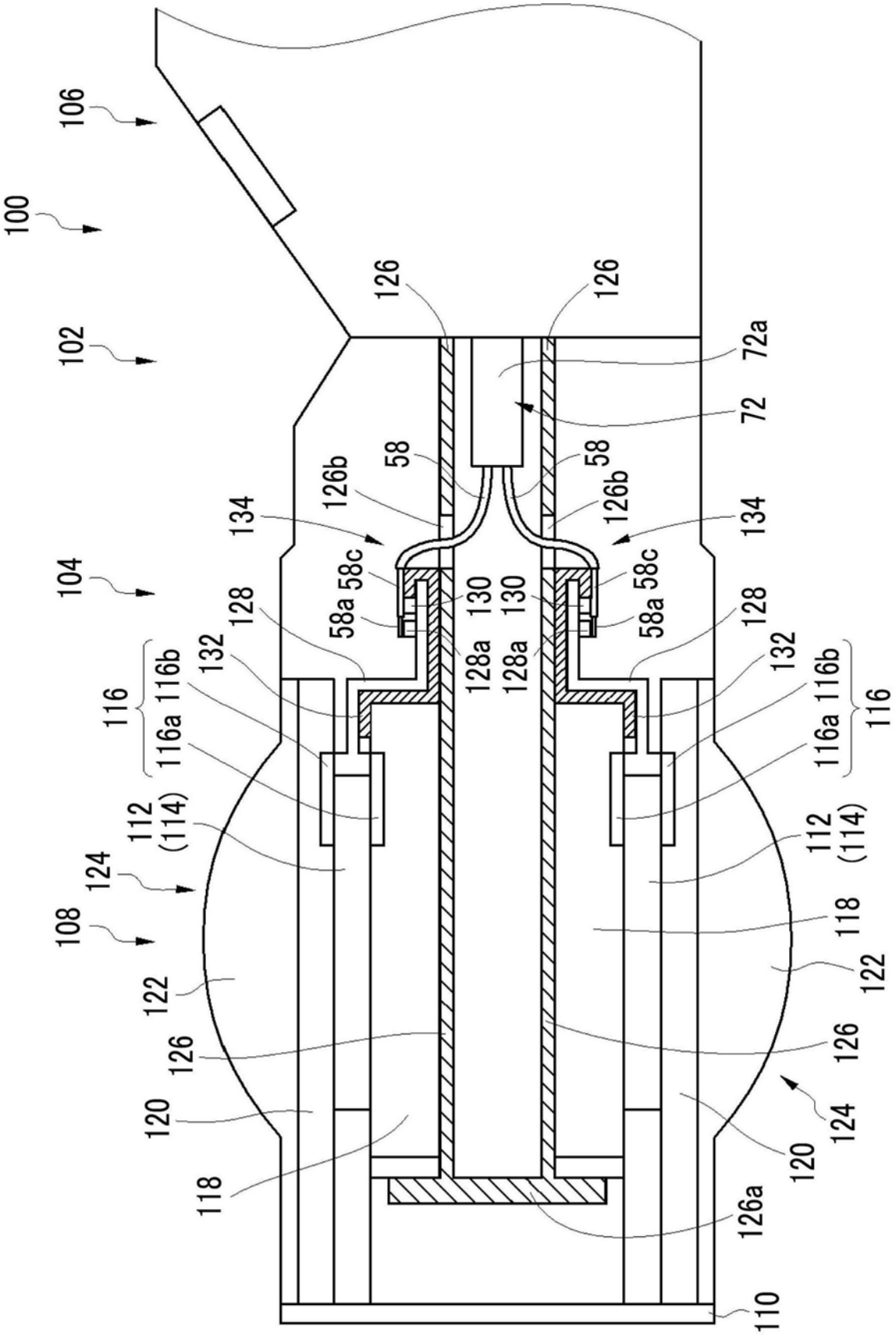

106
100
102
104
108
124
122
126
120
118
110
126a
126
126
72a
72
58
58
126b
126b
134
134
58a 58c
58a 58c
130
130
128
128
128a
128a
132
132
116
116a 116b
116a 116b
116
112
(114)
112
(114)
118
122
126
124
120

图22

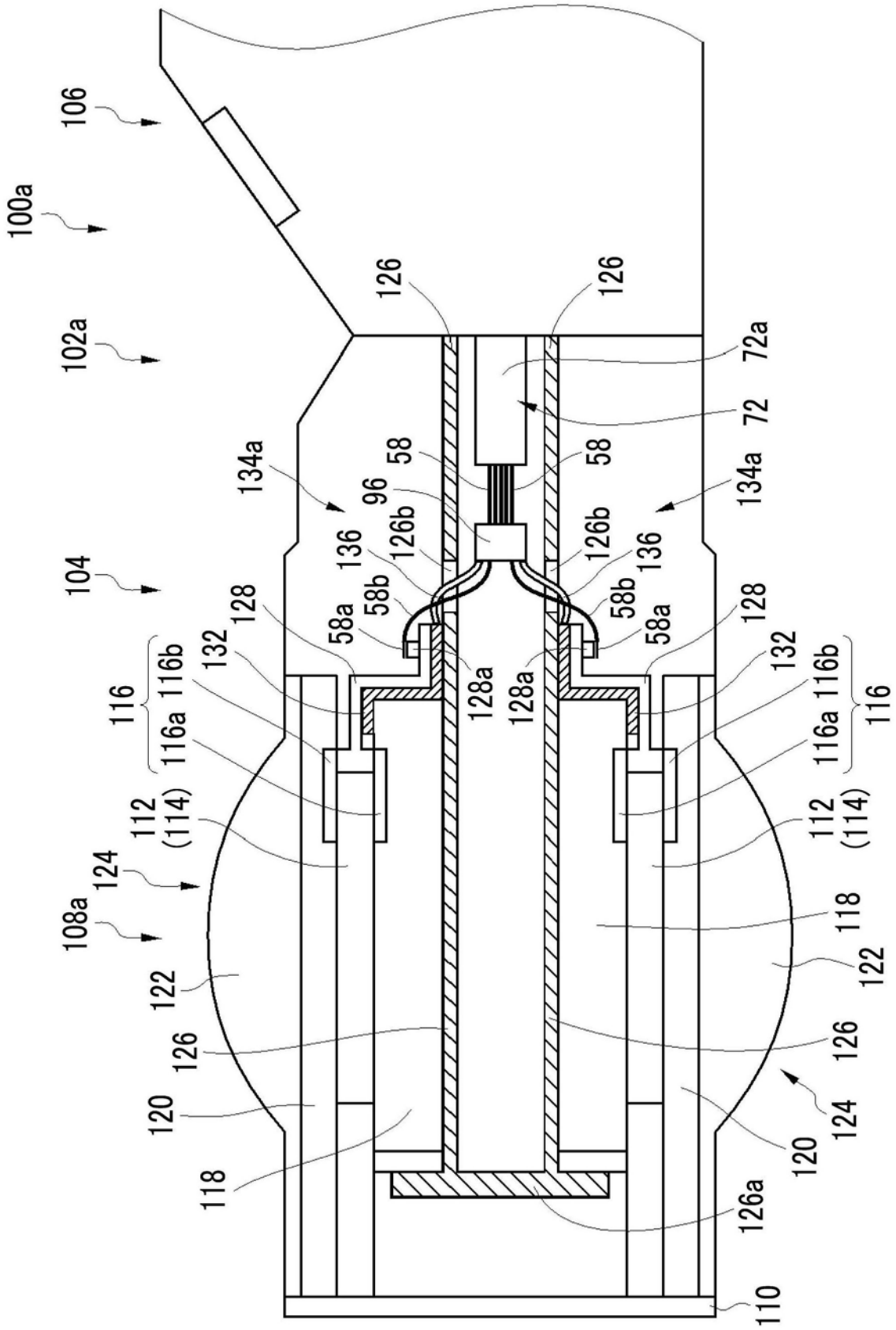
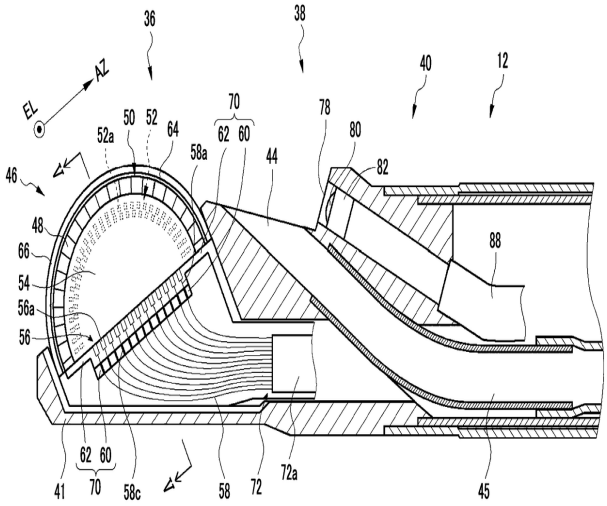

106
100a
102a
104
108a
124
126
126
72a
72
134a
58
58
96
126b
126b
136
136
58b
58b
58a
58a
128
128
132
132
116
116b
116a
116a
116b
116
112
(114)
112
(114)
128a
128a
118
122
120
126a
110

图23

专利名称(译)	超声波内窥镜及其制造方法		
公开(公告)号	CN109414251A	公开(公告)日	2019-03-01
申请号	CN201780039789.3	申请日	2017-04-12
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	冈田知 山本胜也 森本康彦		
发明人	冈田知 山本胜也 森本康彦		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4477 A61B8/4483 A61B8/4494 A61B8/546 A61B1/0011 A61B1/00114 A61B1/128 A61B8/4488 B06B1/0622 B06B2201/76 H01L41/04 H01L41/0475 H01L41/29 H01R4/023 H01R9/0512		
优先权	2016130194 2016-06-30 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在前端部具有：超声波振子阵列，排列有多个超声波振子；屏蔽电缆，具备多个信号线及配置于信号线外侧的金属制的多个屏蔽部件；配线部，具备将多个信号线分别与多个超声波振子电连接的多个连接部；地线部，与多个屏蔽部件电连接，且具有导热性；片状第1导热部件，配设于超声波振子阵列的侧面；及第2导热部件，将第1导热部件与地线部热连接。由此，提供一种能够提高超声波诊断中的诊断精度的超声波内窥镜及其制造方法。