



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109561884 A

(43)申请公布日 2019.04.02

(21)申请号 201780047766.7

(22)申请日 2017.07.21

(30)优先权数据

2016-153895 2016.08.04 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.01.31

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/026580 2017.07.21

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/025679 JA 2018.02.08

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 北原俊弘

(74)专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇 张会华

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

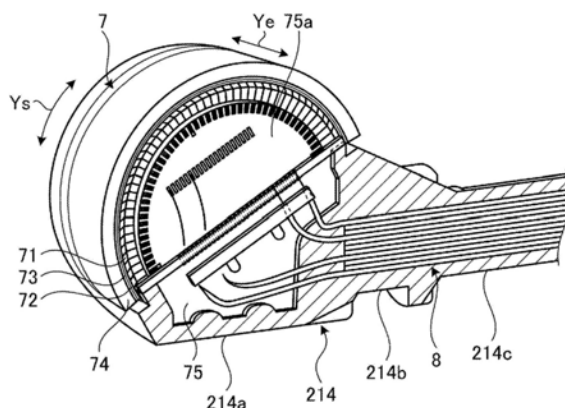
权利要求书1页 说明书9页 附图9页

(54)发明名称

超声波内窥镜及超声波振子组件的制造方法

(57)摘要

本发明的超声波内窥镜包括:超声波振子,其具有向被检体照射超声波并接收由该被检体反射来的超声波回波的超声波收发面;线缆,其在一端侧与超声波振子电连接,并在另一端侧与基板电连接,该基板能够与超声波观测装置连接,该超声波观测装置在其与超声波振子之间进行信号的收发;中继基板,其用于中转超声波振子和线缆之间的电连接;以及壳体,其使用具有绝缘性的单一的树脂而形成,超声波振子的超声波收发面在该壳体的一端侧暴露,线缆在该壳体的另一端侧伸出,该壳体的至少一部分分别相对于超声波振子的保持面、线缆及中继基板密合。



1. 一种超声波内窥镜,其特征在于,

该超声波内窥镜包括:

超声波振子,其具有向被检体照射超声波并接收由该被检体反射来的超声波回波的超声波收发面;

线缆,其在一端侧与所述超声波振子电连接,并在另一端侧与基板电连接,该基板能够与超声波观测装置连接,该超声波观测装置在其与所述超声波振子之间进行信号的收发;

中继基板,其用于中转所述超声波振子和所述线缆之间的电连接;以及

壳体,其使用具有绝缘性的单一的树脂而形成,所述超声波振子的所述超声波收发面在该壳体的一端侧暴露,所述线缆在该壳体的另一端侧伸出,该壳体的至少一部分分别相对于所述超声波振子的保持面、所述线缆及所述中继基板密合。

2. 一种超声波振子组件的制造方法,该超声波振子组件包括:超声波振子,其具有向被检体照射超声波并接收由该被检体反射来的超声波回波的超声波收发面;线缆,其在一端侧与所述超声波振子电连接,并在另一端侧与基板电连接,该基板能够与超声波观测装置连接,该超声波观测装置在其与所述超声波振子之间进行信号的收发;中继基板,其用于中转所述超声波振子和所述线缆之间的电连接;以及壳体,其用于保持所述超声波振子,该超声波振子组件的制造方法的特征在于,

该制造方法包括以下的步骤:

第1成形步骤,在该步骤中,通过利用立体造形法成形具有绝缘性的单一的树脂而形成与所述壳体的一部分相对应的成形物;以及

第2成形步骤,在该步骤中,在所述超声波振子、所述中继基板及所述线缆设于所述成形物的状态下,利用所述立体造形法在所述成形物的配设有所述超声波振子、所述中继基板及所述线缆的一侧进一步成形所述树脂而制作所述壳体。

3. 根据权利要求2所述的超声波振子组件的制造方法,其特征在于,

所述第1成形步骤和所述第2成形步骤使用3D打印机进行所述树脂的成形。

4. 根据权利要求2所述的超声波振子组件的制造方法,其特征在于,

在所述第1成形步骤和第2成形步骤中,向与正视方向相对应的方向喷出所述树脂进行成形,该正视方向是与所述超声波振子的扫描面正交的方向。

5. 根据权利要求2所述的超声波振子组件的制造方法,其特征在于,

该制造方法还包括载置步骤,在该步骤中,将预先组装好的所述超声波振子、所述中继基板及所述线缆载置于利用所述第1成形步骤成形的所述成形物。

6. 根据权利要求5所述的超声波振子组件的制造方法,其特征在于,

在所述载置步骤中,通过将在所述成形物的表面形成的突起收容于在所述超声波振子的表面形成的凹部来进行所述成形物和所述超声波振子的定位。

7. 根据权利要求5所述的超声波振子组件的制造方法,其特征在于,

在所述载置步骤中,通过将在所述超声波振子的表面形成的突起收容于在所述成形物的表面形成的凹部来进行所述成形物和所述超声波振子的定位。

## 超声波内窥镜及超声波振子组件的制造方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及在插入部的顶端具备向观测对象发送超声波并且接收由观测对象反射来的超声波回波并将其转换为电信号的超声波振子的超声波内窥镜、及具备超声波振子的超声波振子组件的制造方法。

### 背景技术

[0002] 为了观测作为观测对象的生物体组织或者材料的特性,有时应用超声波。具体地讲,通过超声波观测装置对从用于收发超声波的超声波振子接收到的超声波回波实施预定的信号处理,从而能够获取与观测对象的特性相关的信息。其中,利用超声波进行的体内的生物体组织等的诊断使用在插入部的顶端设有超声波振子的超声波内窥镜。

[0003] 超声波振子具备多个压电元件,该压电元件用于将电脉冲信号转换为超声波脉冲(声脉冲)并将其向观测对象照射,并且将由观测对象反射来的超声波回波转换为电回波信号并将其输出。例如通过将多个压电元件沿着预定的方向排列并将与收发相关的元件电子切换,从而自观测对象获取超声波回波。

[0004] 作为超声波振子的类别,已知有凸起型、线阵型、径向型等超声波光束的收发方向不同的多个类型。其中,就凸起型的超声波振子而言,多个压电元件沿着曲面排列,它们分别将超声波光束朝向曲面的径向射出(例如参照专利文献1)。

[0005] 图16是示意地表示具有以往的凸起型的超声波振子的超声波内窥镜的顶端部的主要部分的结构例的图。如图16所示,以往的超声波振子组件300包括超声波振子301、中继基板302、线缆303、基板304以及壳体305。在该超声波振子组件300中,超声波振子301借助中继基板302和线缆303与在超声波内窥镜的基端侧设置的基板304电连接。另外,基板304借助帘线等与超声波观测装置电连接。在制造这样的超声波振子组件300时,例如将安装有超声波振子301的中继基板302连接于线缆303的顶端,将该线缆303贯穿于壳体305之后,在线缆303的基端连接基板304。之后,通过在壳体305的收容部305a收容超声波振子301和中继基板302而制作超声波振子组件300。此时,超声波振子301和中继基板302相对于线缆303的贯穿方向从斜上方插入到收容部305a。

[0006] 现有技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:国际公开第2013/077101号

### 发明内容

[0009] 发明要解决的问题

[0010] 图17是示意地表示具有以往的凸起型的超声波振子的超声波内窥镜的顶端部的结构例的局部剖视图,是将穿过顶端部的长度轴线的平面作为切断面的局部剖视图。然而,在以往的超声波内窥镜中,在将超声波振子301组装于壳体305时,在中继基板302和收容部305a之间形成有空隙S。在确保如上所述那样将超声波振子301和中继基板302从斜上方组

装于收容部305a时的作业性的方面需要空隙S。在形成这样的空隙S的以往的结构中,难以使壳体305小型化。

[0011] 本发明即是鉴于上述情况而完成的,其目的在于,提供能够使收容超声波振子的壳体小型化的超声波内窥镜及超声波振子组件的制造方法。

#### [0012] 用于解决问题的方案

[0013] 为了解决上述的问题而达到目的,本发明的超声波内窥镜的特征在于,包括:超声波振子,其具有向被检体照射超声波并接收由该被检体反射来的超声波回波的超声波收发面;线缆,其在一端侧与所述超声波振子电连接,并在另一端侧与基板电连接,该基板能够与超声波观测装置连接,该超声波观测装置在其与所述超声波振子之间进行信号的收发;中继基板,其用于中转所述超声波振子和所述线缆之间的电连接;以及壳体,其使用具有绝缘性的单一的树脂而形成,所述超声波振子的所述超声波收发面在该壳体的一端侧暴露,所述线缆在该壳体的另一端侧伸出,该壳体的至少一部分分别相对于所述超声波振子的保持面、所述线缆及所述中继基板密合。

[0014] 此外,在本发明的超声波振子组件的制造方法中,该超声波振子组件包括:超声波振子,其具有向被检体照射超声波并接收由该被检体反射来的超声波回波的超声波收发面;线缆,其在一端侧与所述超声波振子电连接,并在另一端侧与基板电连接,该基板能够与超声波观测装置连接,该超声波观测装置在其与所述超声波振子之间进行信号的收发;中继基板,其用于中转所述超声波振子和所述线缆之间的电连接;以及壳体,其用于保持所述超声波振子,该超声波振子组件的制造方法的特征在于,包括以下的步骤:第1成形步骤,在该步骤中,通过利用立体造形法成形具有绝缘性的单一的树脂而形成与所述壳体的一部分相对应的成形物;以及第2成形步骤,在该步骤中,在所述超声波振子、所述中继基板及所述线缆设于所述成形物的状态下,利用所述立体造形法在所述成形物的配设有所述超声波振子、所述中继基板及所述线缆的一侧进一步成形所述树脂而制作所述壳体。

[0015] 此外,根据上述发明,本发明的超声波振子组件的制造方法的特征在于,所述第1成形步骤和第2成形步骤使用3D打印机进行所述树脂的成形。

[0016] 此外,根据上述发明,本发明的超声波振子组件的制造方法的特征在于,在所述第1成形步骤和第2成形步骤中,向与正视方向相对应的方向喷出所述树脂进行成形,该正视方向是与所述超声波振子的扫描面正交的方向。

[0017] 此外,根据上述发明,本发明的超声波振子组件的制造方法的特征在于,还包括载置步骤,在该步骤中,将预先组装好的所述超声波振子、所述中继基板及所述线缆载置于利用所述第1成形步骤成形的所述成形物。

[0018] 此外,根据上述发明,本发明的超声波振子组件的制造方法的特征在于,在所述载置步骤中,通过将在所述成形物的表面形成的突起收容于在所述超声波振子的表面形成的凹部来进行所述成形物和所述超声波振子的定位。

[0019] 此外,根据上述发明,本发明的超声波振子组件的制造方法的特征在于,在所述载置步骤中,通过将在所述超声波振子的表面形成的突起收容于在所述成形物的表面形成的凹部来进行所述成形物和所述超声波振子的定位。

#### [0020] 发明的效果

[0021] 根据本发明,起到能够使收容超声波振子的壳体小型化这样的效果。

## 附图说明

- [0022] 图1是示意地表示本发明的实施方式的内窥镜系统的图。
- [0023] 图2是示意地表示本发明的实施方式的超声波内窥镜的插入部的顶端结构的立体图。
- [0024] 图3是示意地表示本发明的实施方式的超声波内窥镜的插入部的顶端结构的分解立体图。
- [0025] 图4是示意地表示本发明的实施方式的超声波功能部的结构的局部剖视图。
- [0026] 图5是说明本发明的实施方式的超声波振子组件的制造方法的图。
- [0027] 图6是说明本发明的实施方式的超声波振子组件的制造方法的图。
- [0028] 图7是说明本发明的实施方式的超声波振子组件的制造方法的图。
- [0029] 图8是说明本发明的实施方式的超声波振子组件的制造方法的图。
- [0030] 图9是说明本发明的实施方式的超声波振子组件的制造方法的图。
- [0031] 图10是说明本发明的实施方式的超声波振子组件的制造方法的图。
- [0032] 图11是说明本发明的实施方式的超声波振子组件的制造方法的图。
- [0033] 图12是说明本发明的实施方式的超声波振子组件的制造方法的图。
- [0034] 图13是说明本发明的实施方式的超声波振子组件的制造方法的图。
- [0035] 图14是示意地表示本发明的实施方式的变形例1的超声波内窥镜的顶端部的结构例的局部剖视图,是将穿过顶端部的长度轴线的平面作为切断面的局部剖视图。
- [0036] 图15是示意地表示本发明的实施方式的变形例2的超声波内窥镜的顶端部的结构例的局部剖视图,是将穿过顶端部的长度轴线的平面作为切断面的局部剖视图。
- [0037] 图16是示意地表示具有以往的凸起型的超声波振子的超声波内窥镜的顶端部的主要部分的结构例的图。
- [0038] 图17是示意地表示具有以往的凸起型的超声波振子的超声波内窥镜的顶端部的结构例的局部剖视图,是将穿过顶端部的长度轴线的平面作为切断面的局部剖视图。

## 具体实施方式

- [0039] 以下,参照附图说明用于实施本发明的方式(以下是实施方式)。另外,本发明并不被以下说明的实施方式所限定。并且,在附图的记载中对相同的部分标注相同的附图标记。
- [0040] (实施方式)
- [0041] 图1是示意地表示本发明的实施方式的内窥镜系统的图。内窥镜系统1是使用超声波内窥镜对人等被检体内进行超声波诊断的系统。如图1所示,该内窥镜系统1包括超声波内窥镜2、超声波观测装置3、内窥镜观察装置4、显示装置5以及光源装置6。
- [0042] 超声波内窥镜2在其顶端部将从超声波观测装置3接收到的电脉冲信号转换为超声波脉冲(声脉冲)并将其向被检体照射,并且将由被检体反射来的超声波回波转换为以电压变化的方式体现的电回波信号并将其输出。
- [0043] 超声波内窥镜2具有摄像光学系统和摄像元件,其能够向被检体的消化道(食道、胃、十二指肠、大肠)或者呼吸器官(气管、支气管)插入而对消化道、呼吸器官进行拍摄。此外,能够利用超声波拍摄其周围内脏器官(胰脏、胆囊、胆管、胆道、淋巴结、纵隔脏器、血管等)。此外,超声波内窥镜2具有光导件,该光导件用于引导在光学摄像时向被检体照射

的照明光。该光导件的顶端部到达超声波内窥镜2向被检体插入的插入部的顶端,另一方面该光导件的基端部连接于用于产生照明光的光源装置6。

[0044] 如图1所示,超声波内窥镜2包括插入部21、操作部22、通用线缆23以及连接器24。插入部21是插入到被检体内的部分。如图1所示,该插入部21包括设在顶端侧且用于保持超声波振子7的硬性的顶端部211、与顶端部211的基端侧连结且能够弯曲的弯曲部212、以及与弯曲部212的基端侧连结且具有挠性的挠性管部213。在此,虽省略了具体的图示,但在插入部21的内部环绕有用于传送从光源装置6供给来的照明光的光导件、用于传送各种信号的多个信号线缆,并且形成有用于供处置器具贯穿的处置器具用贯穿路径等。另外,在本说明书中,将插入部21的超声波振子7侧设为顶端侧,将与操作部22相连的一侧设为基端侧。

[0045] 超声波振子7可以是凸起振子和线阵振子中的任一者。在本实施方式中,进行以下说明:对于超声波内窥镜2,将多个压电元件呈阵列状设置而作为超声波振子7,通过对与收发相关的压电元件进行电子切换或者对各压电元件的收发施加延迟来进行电子扫描,但也可以使超声波振子7进行机械地扫描。超声波振子7的结构见后述。

[0046] 图2是示意地表示本实施方式的超声波内窥镜的插入部的顶端结构的立体图。图3是示意地表示本实施方式的超声波内窥镜的插入部的顶端结构的分解立体图。如图2所示,顶端部211包括:超声波功能部211A,其设有超声波振子7;以及内窥镜功能部211B,其具备第2壳体215,该第2壳体215具有观察窗215a和照明窗215b,该观察窗215a用于向摄像光学系统入射光,该摄像光学系统包含用于接收来自外部的光的物镜等,该照明窗215b是用于会聚照明光并将其射出到外部的照明光学系统的一部分。在第2壳体215形成有处置器具突出部215c,该处置器具突出部215c与形成在插入部21内的处置器具用贯穿路径连通,使处置器具自插入部21的顶端突出。内窥镜功能部211B在一端以装拆自如的方式与超声波功能部211A连接,并且在另一端连接于弯曲部212。处置器具用贯穿路径设置为,与处置器具突出部215c相连的端部附近相对于插入部21的长度轴线倾斜,使处置器具自处置器具突出部215c向相对于长度轴线倾斜的方向突出。这里所说的长度轴线是指沿着插入部21的长度方向延伸的轴线。在弯曲部212、挠性管部213,轴向根据各位置而发生变化,但在硬性的顶端部211中,长度轴线是呈恒定的直线的轴线。

[0047] 操作部22是与插入部21的基端侧连结且用于接受来自医生等的各种操作的部分。如图1所示,该操作部22包括用于弯曲操作弯曲部212的弯曲旋钮221和用于进行各种操作的多个操作构件222。此外,在操作部22形成有处置器具插入部223,该处置器具插入部223与处置器具用贯穿路径连通,用于将处置器具贯穿于该处置器具用贯穿路径。

[0048] 通用线缆23是配设有从操作部22延伸且用于传送各种信号的多个信号线缆和用于传送从光源装置6供给来的照明光的光纤等的线缆。

[0049] 连接器24设在通用线缆23的顶端。而且,连接器24包括分别连接有超声波线缆31、视频线缆41及光纤线缆61的第1连接器部241~第3连接器部243。

[0050] 超声波观测装置3借助超声波线缆31(参照图1)与超声波内窥镜2电连接,其借助超声波线缆31向超声波内窥镜2输出脉冲信号,并且从超声波内窥镜2输入回波信号。而且,超声波观测装置3对该回波信号实施预定的处理而生成超声波图像。

[0051] 内窥镜观察装置4借助视频线缆41(参照图1)与超声波内窥镜2电连接,其借助视频线缆41输入来自超声波内窥镜2的图像信号。而且,内窥镜观察装置4对该图像信号实施

预定的处理而生成内窥镜图像。

[0052] 显示装置5使用液晶或者有机EL (Electro Luminescence:电致发光)、投影仪、CRT (Cathode Ray Tube:阴极射线管)等而构成,用于显示在超声波观测装置3生成的超声波图像、在内窥镜观察装置4生成的内窥镜图像等。

[0053] 光源装置6借助光纤线缆61(参照图1)连接于超声波内窥镜2,其借助光纤线缆61向超声波内窥镜2供给用于照明被检体内的照明光。

[0054] 接着,参照图2~图4说明设在插入部21的顶端的超声波振子7的结构。图4是示意地表示本实施方式的超声波功能部的结构的局部剖视图,是将穿过插入部21的长度轴线的平面作为切断面的局部剖视图。在本实施方式中,对超声波振子7是图2所示的凸起型的超声波振子且是多个压电元件71排列成一系列的一维阵列(1D阵列)进行说明。换言之,在本实施方式的超声波振子7中,多个压电元件71沿着该超声波振子7的形成曲面的外表面配置,其在包含长度轴线且与该长度轴线平行的扫描面上收发超声波。

[0055] 超声波振子7具有呈棱柱状且排列为沿长度方向对齐的多个压电元件71、分别设在比各压电元件71靠该超声波振子7的外表面侧的位置的第1声阻匹配层72和第2声阻匹配层73、设在第2声阻匹配层73的与同压电元件71接触的一侧相反的那一侧的声透镜74、用于将各压电元件71和贯穿插入部21的线缆电连接的中继基板75、以及设在压电元件71的与同第1声阻匹配层72接触的一侧相反的那一侧的背衬材料(未图示)。背衬材料填充于中空空间,该中空空间形成在压电元件71和呈杯状且收容中继基板75的一部分的壁部之间。中继基板75借助挠性基板75a与各压电元件71电连接,并且连接有由贯穿插入部21的多个线缆构成的线缆组8。

[0056] 压电元件71用于将电脉冲信号转换为超声波脉冲(声脉冲)并将其向被检体照射,并且接收由被检体反射来的超声波回波并将其转换为以电压变化的方式体现的电回波信号而输出。以下,将压电元件71的长度方向且是与超声波振子7的扫描面正交的方向称作正视方向 $Y_e$ ,将压电元件71的排列方向称作扫描方向 $Y_s$ 。

[0057] 为了在压电元件71和观测对象之间使声音(超声波)有效率地透过,第1声阻匹配层72和第2声阻匹配层73使压电元件71的声音阻抗和观测对象的声音阻抗匹配。第1声阻匹配层72和第2声阻匹配层73既可以分别形成由互不相同的材料构成的多个层,也可以根据压电元件71和观测对象的特性而均设为一层。

[0058] 声透镜74包覆第2声阻匹配层73的外表面和壁部的外表面。声透镜74形成超声波振子7的外表面的一部分。声透镜74使用硅、聚甲基戊烯、环氧树脂、聚醚酰亚胺等而形成,其一个面呈凸状或者凹状而具有使超声波汇集的功能,该声透镜74将穿过第2声阻匹配层73的超声波射出到外部、或者接收来自外部的超声波回波。声透镜74在覆盖第2声阻匹配层73的部分进行超声波的收发,该部分的表面形成超声波收发面。

[0059] 背衬材料用于减弱因压电元件71的动作而产生的无用的超声波振动。背衬材料使用衰减率较大的材料、例如分散有氧化铝、氧化锆等填料的环氧树脂、分散有上述的填料的橡胶而形成。

[0060] 超声波功能部211A使用具有绝缘性的单一的树脂而形成,其如上所述以装拆自如的方式与内窥镜功能部211B连接。具体地讲,超声波功能部211A包括超声波振子7和用于保持超声波振子7的第1壳体214。第1壳体214具有用于保持超声波振子7的主体部214a、自主

体部214a突出且与内窥镜功能部211B连接的连接部214b、以及从连接部214b的与主体部214a相反的那一侧的端部延伸的延伸部214c。相对于此,内窥镜功能部211B的第2壳体215具有孔部215d,该孔部215d是设在第2壳体215的与同弯曲部212连接的一侧相反的那一侧的端部且与第1壳体214连接的孔。超声波功能部211A和内窥镜功能部211B通过连接部214b嵌合于孔部215d而连接。此时,也可以利用粘接剂、螺钉固定等众所周知的方法将两者固定。另外,也可以在第1壳体214中形成可供球囊(未图示)卡定的槽、突起。此外,第1壳体214只要是具有绝缘性的树脂,就也可以使用多个树脂而形成。

[0061] 此外,在线缆组8的自超声波功能部211A伸出的伸出部分设有用于捆束线缆组8的各线缆的捆束带76。

[0062] 具有以上的结构的超声波振子7通过各压电元件71根据脉冲信号的输入而振动,从而借助第1声阻匹配层72、第2声阻匹配层73及声透镜74向观测对象照射超声波。此时,压电元件71中的与第1声阻匹配层72、第2声阻匹配层73及声透镜74的配设侧相反的那一侧利用背衬材料减弱了压电元件71的振动,不传递压电元件71的振动。此外,从观测对象反射来的超声波经由第1声阻匹配层72、第2声阻匹配层73及声透镜74被传递到各压电元件71。在传递来的超声波的作用下压电元件71振动,压电元件71将该振动转换为电回波信号并将其作为回波信号经由线缆组8等输出到超声波观测装置3。

[0063] 接着,参照图5~图13说明由第1壳体214、超声波振子7及线缆组8构成的超声波振子组件的制造方法。图5~图13是说明本发明的实施方式的超声波振子组件的制造方法的图。在本制造方法中,例如通过使用3D打印机按照预先设定好的程序向图5所示的载置台100喷出树脂而成形第1壳体214。利用将加热到熔点以上的树脂喷出使其固化并以设计好的形状层叠树脂的层叠造形法来进行通过树脂的喷出而进行的成形物的制作。由此,制作第1壳体214保持超声波振子7且线缆组8从第1壳体214伸出的超声波振子组件。本实施方式的超声波振子组件至少包括超声波振子7、线缆组8、中继基板75及第1壳体214。树脂向沿着第1壳体214保持超声波振子7时的压电元件71的正视方向Ye的方向喷出。另外,并不限于层叠造形法,也可以利用光造形法、粉末法这样的其他的立体造形法。

[0064] 载置台100使用呈阶梯形状的成形构件101而构成。成形构件101具有用于辅助主体部214a的成形的第1成形部102、用于辅助连接部214b的成形的第2成形部103、以及用于辅助延伸部214c的成形的第3成形部104。第1成形部102、第2成形部103及第3成形部104均呈与第1壳体214的成形对象部分的一部分外表面的形状相对应的孔形状。

[0065] 首先,通过向第1成形部102喷出树脂,从而成形主体部214a的一部分且是由保持超声波振子7的一个侧面的侧部201构成的第1成形物200A(参照图6)。在该侧部201的上表面成形两个突起201a。该突起201a具有通过其收容于在声透镜74的侧面形成的凹部74a(参照图9)而将主体部214a和超声波振子7定位的功能。凹部74a呈形成沿着正视方向Ye延伸的柱状空间的孔形状。

[0066] 在成形第1成形物200A之后,通过按照程序继续向第1成形部102喷出树脂,从而成形第2成形物200B,该第2成形物200B进一步成形有形成中继基板75的载置面的载置部202(参照图7)。

[0067] 在成形第2成形物200B之后,通过按照程序继续向第2成形部103和第3成形部104喷出树脂,从而成形第3成形物200C,该第3成形物200C进一步成形有形成连接部214b的一

部分的局部连接部203和形成延伸部214c的一部分的局部延伸部204(参照图8)。局部连接部203例如相当于将连接部214b分割成两部分而成的一个部分。同样,局部延伸部204例如相当于将延伸部214c分割成两部分而成的一个部分。根据至此的成形处理,成形第1壳体214的大约一半(第1成形步骤)。这里所说的一半例如是与利用与超声波的发送方向平行的平面分割第1壳体214而成的其中一部分相对应的成形物,包括分割后的一个成形物的体积与分割后的另一个成形物的体积不同的情况。利用第1成形步骤成形的成形物不必利用穿过第1壳体214的中心轴线的平面一分为二,只要在从一者喷出了树脂之后从另一者喷出树脂的情况下能够成形第1壳体214即可。

[0068] 之后,将超声波振子7、中继基板75及线缆组8载置于第3成形物200C(参照图9)。超声波振子7、中继基板75及线缆组8是预先组装好的。此时,在超声波振子7的声透镜74,在正视方向Ye的两侧面分别形成有两个凹部74a。在将超声波振子7载置于第3成形物200C时,通过将上述的突起201a收容于在一个侧面形成的凹部74a,从而将超声波振子7和第3成形物200C定位。另外,超声波振子7、中继基板75及线缆组8也可以将其一部分组装在载置台100上。

[0069] 在超声波振子7、中继基板75及线缆组8载置于第3成形物200C的状态下,再次开始树脂的喷出,经过进一步层叠有第1壳体214的外周部的第4成形物200D(参照图10),得到中继基板75被树脂所覆盖、成形有连接部214b和延伸部214c的第5成形物200E(参照图11)。

[0070] 之后,通过进一步继续树脂的喷出,从而成形主体部214a,能够制作保持超声波振子7、中继基板75且贯穿有线缆组8的第1壳体214(第2成形步骤:参照图12)。此时,向图9等图示的另一个凹部74a填充树脂,即使在该另一个侧面,也成为超声波振子7和主体部214a定位的状态。

[0071] 如图13所示,利用上述的成形处理制作的主体部214a密合于中继基板75、线缆组8,未形成图16所示的空隙S。

[0072] 根据以上说明的本实施方式,通过利用立体造形法成形第1壳体214,从而能够实现以往形成的空隙量的小型化。在上述的本实施方式的制造方法中,在将超声波振子7、中继基板75及线缆组8组装于第1壳体214时需要的作业只是载置,即使不像以往的作业那样形成用于插入线缆组8、中继基板75的空隙也能够制造。因此,不必在壳体设置空隙,能够小型化。此外,这样成形的第1壳体214可以设为密合于超声波振子7、中继基板75、线缆组8的结构,能够抑制由来自外部的载荷导致超声波振子7等相对于第1壳体214错位的状况。

[0073] 此外,根据上述的实施方式,由于沿着正视方向Ye喷出树脂,因此利用一个载置台100不使载置台100、成形物旋转、翻转就能够制作保持超声波振子7的第1壳体214。

[0074] 另外,在上述的实施方式中,作为在立体造形时向树脂沿着正视方向Ye的方向喷出的方式进行了说明,但只要能够成形第1壳体214,就也可以向与正视方向Ye不同的方向喷出树脂。

[0075] 此外,在上述的实施方式中,对沿着形成于载置台100的成形部的形状成形成形物进行了说明,但也可以通过组装的超声波振子7、中继基板75及线缆组8向正视方向Ye喷出树脂,成形了第1壳体214的一个侧部201之后,使包含超声波振子7、中继基板75及线缆组8的成形物翻转而喷出树脂,成形另一个侧部201,从而制作第1壳体214。

[0076] 此外,在上述的实施方式中,对用于与主体部214a定位的凹部74a形成朝向正视方

向Ye延伸的柱状空间进行了说明,但只要主体部214a和超声波振子7能够定位,就并不限于此。例如既可以在声透镜74侧形成突起,在主体部214a侧形成凹部,也可以形成在声透镜74的表面上延伸的槽形状。以下,参照图14、图15说明超声波振子的变形例的一个例子。

[0077] (实施方式的变形例1)

[0078] 图14是示意地表示本发明的实施方式的变形例1的超声波内窥镜的顶端部的结构例的局部剖视图,是将穿过顶端部的长度轴线的平面作为切断面的局部剖视图。本变形例1的超声波振子7A具有声透镜74A而替代上述的超声波振子7的声透镜74。声透镜74A具有自该声透镜74A的表面突出的突起74b。在该情况下,在主体部214a形成有呈与突起74b相应的凹形状的凹部。通过该突起74b收容于凹部,从而主体部214a和超声波振子7A定位。

[0079] (实施方式的变形例2)

[0080] 图15是示意地表示本发明的实施方式的变形例2的超声波内窥镜的顶端部的结构例的局部剖视图,是将穿过顶端部的长度轴线的平面作为切断面的局部剖视图。本变形例2的超声波振子7B具有声透镜74B而替代上述的超声波振子7的声透镜74。声透镜74B在该声透镜74B的表面上具有呈弧状延伸的呈槽形状的两个凹部74c、74d。在该情况下,在主体部214a形成有与凹部74c、74d相应地突出而成的突起。通过该突起收容于凹部74c、74d,从而主体部214a和超声波振子7B定位。

[0081] 另外,在上述的变形例中,既可以是形成有凹部74c和凹部74d中的任一个凹部,也可以是形成于相对的侧面的凹部互不相同。例如也可以在一个侧面形成凹部74c,在另一个侧面形成凹部74d。

[0082] 至此,说明了用于实施本发明的方式,但本发明并不应仅被上述的实施方式和变形例所限定。本发明并不限于以上说明的实施方式和变形例,可在不脱离权利要求栏所记载的技术思想的范围内包含各种各样的实施方式。此外,也可以将实施方式的结构和变形例的结构适当地组合起来。

[0083] 另外,在上述的实施方式中,以1D阵列为例进行了说明,但即便是在与超声波振子的扫描方向(1D阵列中的压电元件的排列方向)大致正交的方向(正视方向)上排列有多个压电元件(振荡部)的1.25D阵列、1.5D阵列、1.75D阵列等也可以应用。另外,在本实施方式中,作为多个压电元件一维排列的方式包含在正视方向Ye上被分割且在扫描方向Ys上获取一个超声波图像这样的1.25D、1.5D及1.75D。

[0084] 此外,以超声波振子是凸起型的振子为例进行了说明,但也可以应用于线阵型的振子。在超声波振子是线阵振子的情况下,其扫描区域呈矩形(长方形、正方形)。

[0085] 此外,在上述的实施方式中,作为射出超声波并且将从外部入射的超声波转换为回波信号的方式举例说明了压电元件,但并不限于此,也可以是利用MEMS(Micro Electro Mechanical Systems:微电子机械系统)制造的元件、例如C-MUT(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers:电容微机械超声换能器)、P-MUT(Piezoelectric Micromachined Ultrasonic Transducers:压电微机械超声换能器)。

[0086] 此外,作为超声波内窥镜,也可以不应用于光学系统而应用于使振子机械地旋转而扫描的细径的超声波探头。超声波探头通常在插入到胆道、胆管、胰管、气管、支气管、尿道、尿管而观察其周围内脏器官(胰脏、肺、前列腺、膀胱、淋巴结等)时使用。

[0087] 产业上的可利用性

[0088] 像以上那样,本发明的超声波内窥镜及超声波振子组件的制造方法对于使收容超声波振子的壳体小型化是有用的。

[0089] 附图标记说明

[0090] 1、内窥镜系统;2、超声波内窥镜;3、超声波观测装置;4、内窥镜观察装置;5、显示装置;6、光源装置;7、超声波振子;21、插入部;22、操作部;23、通用线缆;24、连接器;31、超声波线缆;41、视频线缆;61、光纤线缆;71、压电元件;72、第1声阻匹配层;73、第2声阻匹配层;74、74A、74B、声透镜;75、中继基板;211、顶端部;211A、超声波功能部;211B、内窥镜功能部;212、弯曲部;213、挠性管部;214、第1壳体;214a、主体部;214b、连接部;214c、延伸部;215、第2壳体;215a、观察窗;215b、照明窗;215c、处置器具突出口;215d、孔部;221、弯曲旋钮;222、操作构件;223、处置器具插入口;241、第1连接器部;242、第2连接器部;243、第3连接器部。

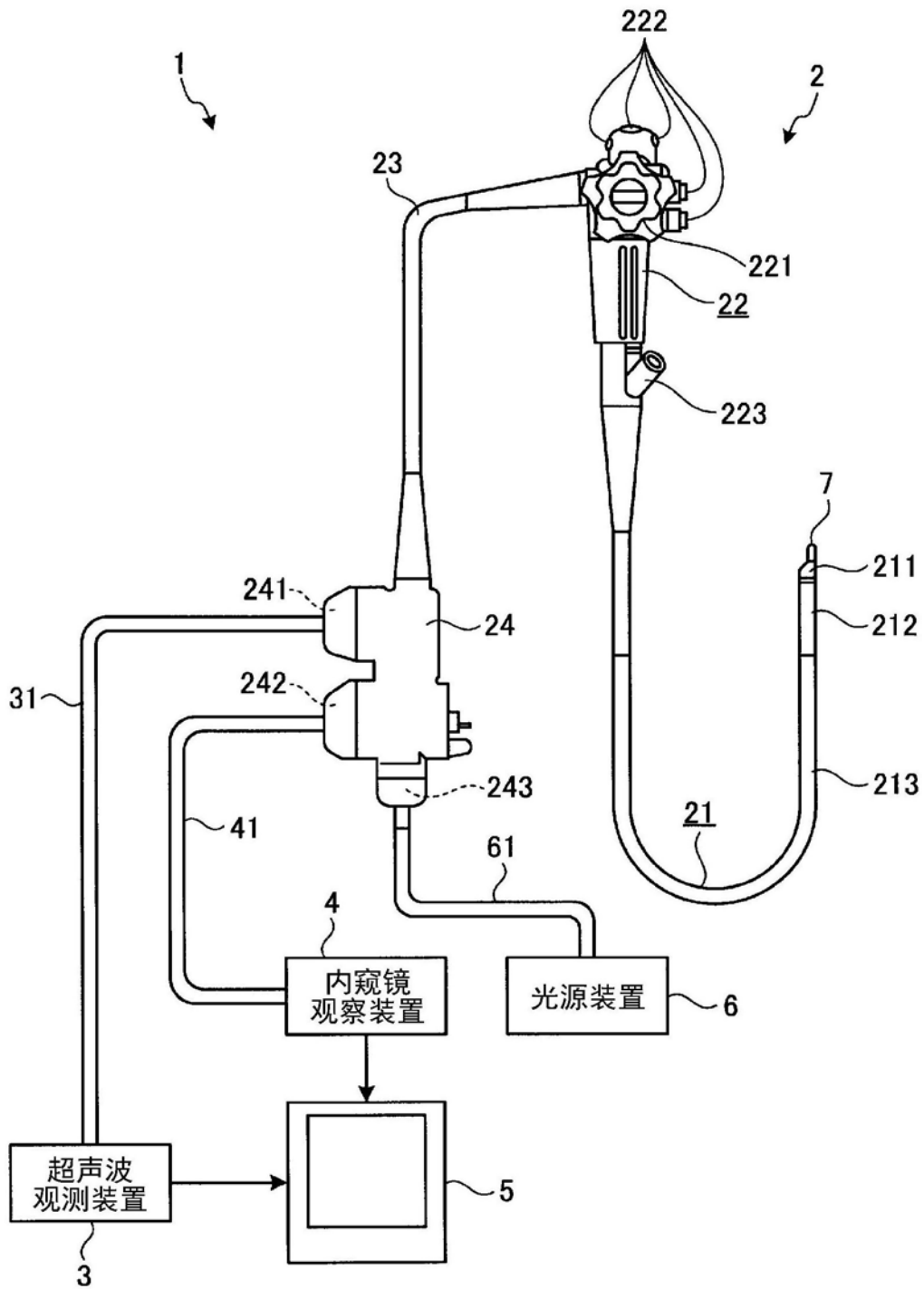


图1

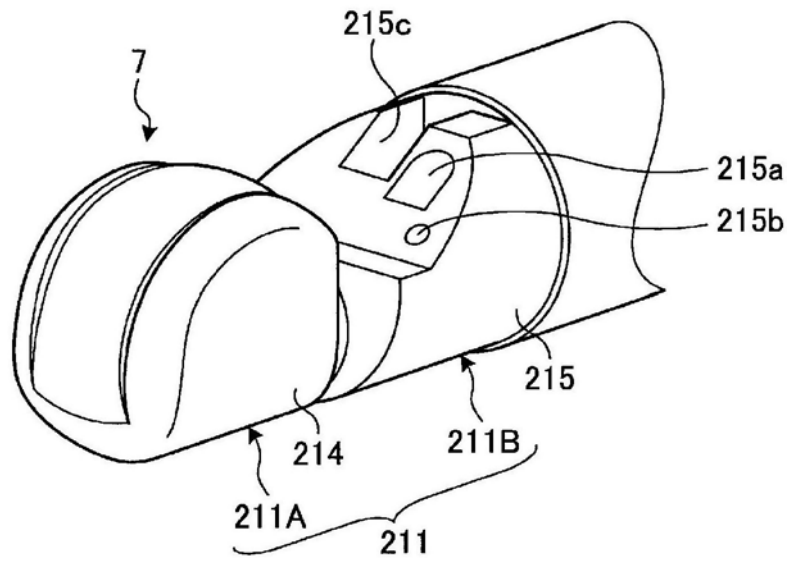


图2

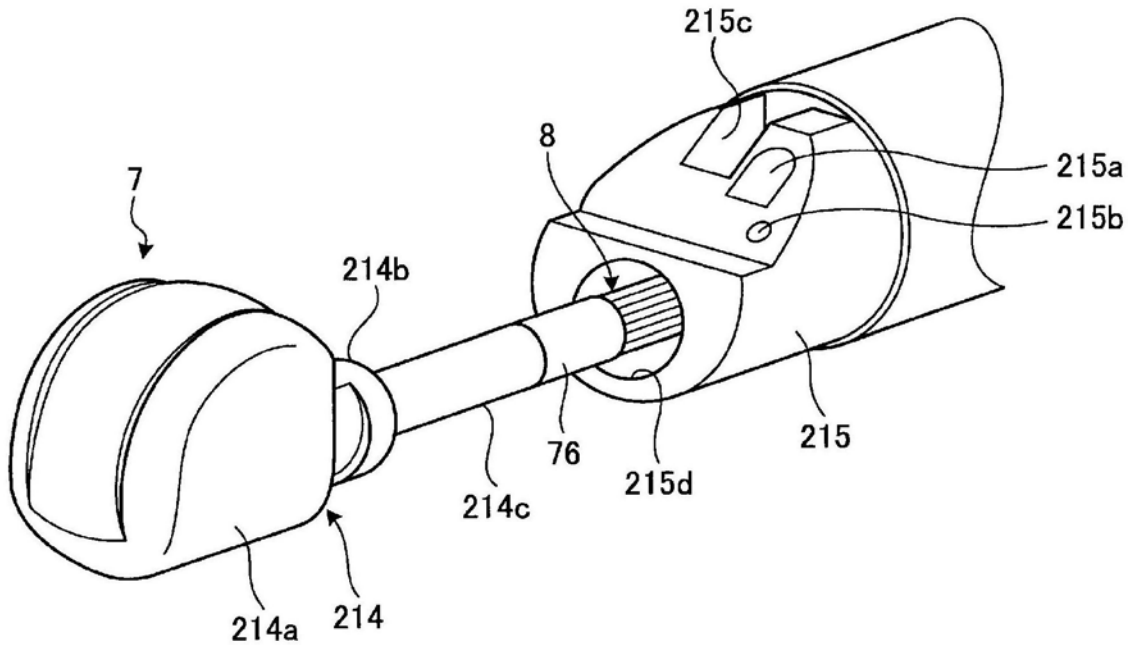


图3

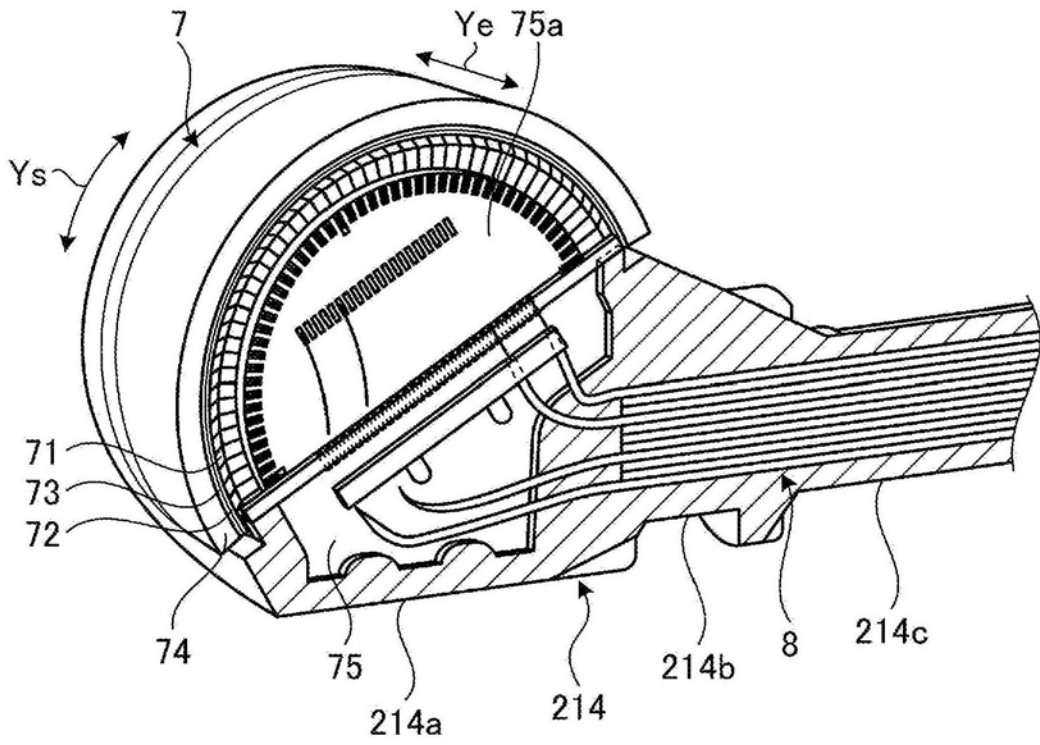


图4

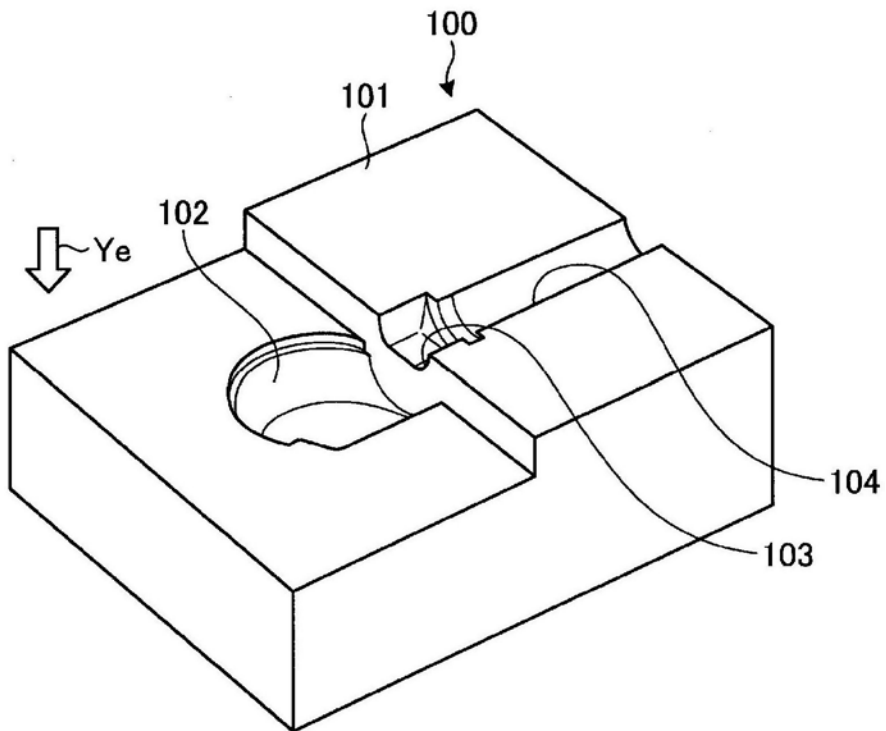


图5

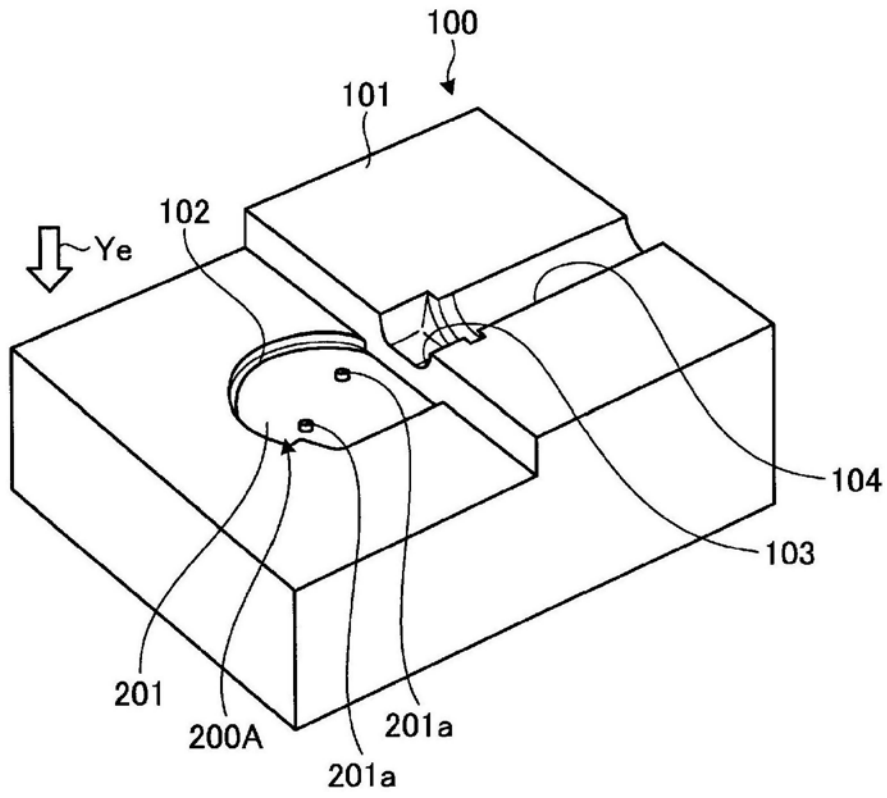


图6

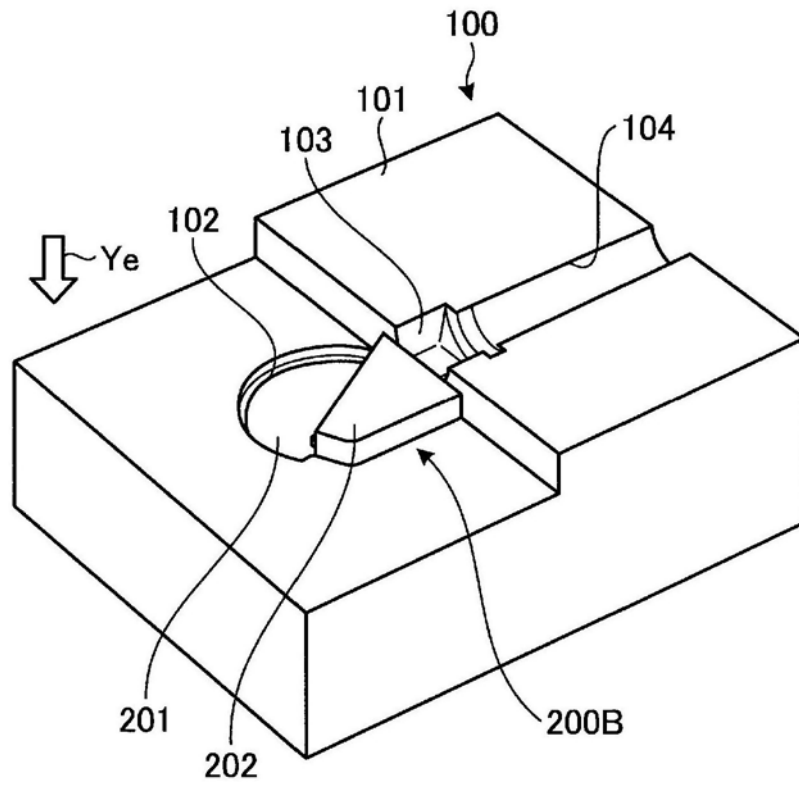


图7

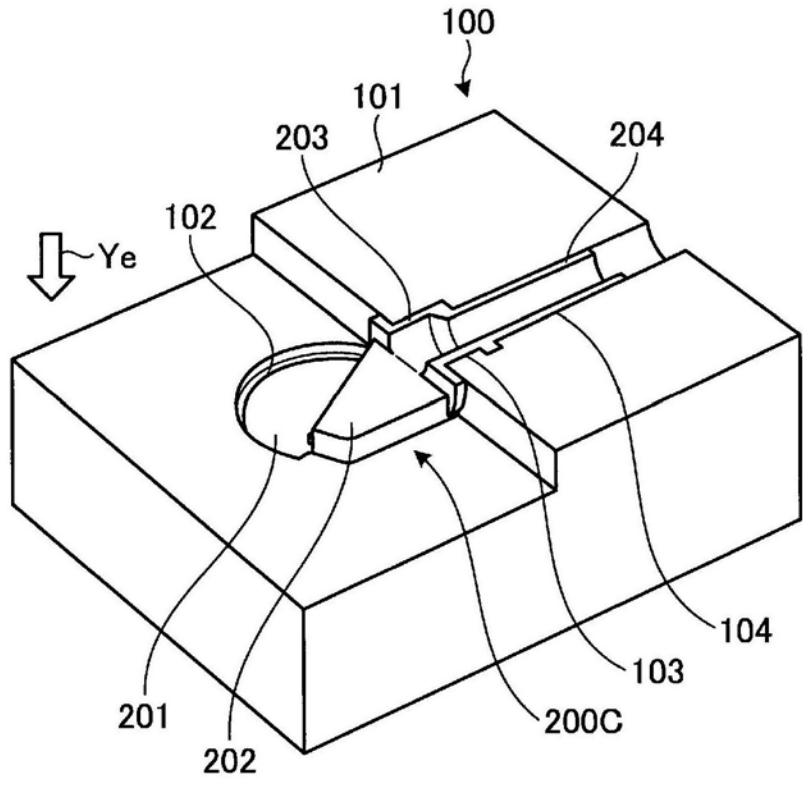


图8

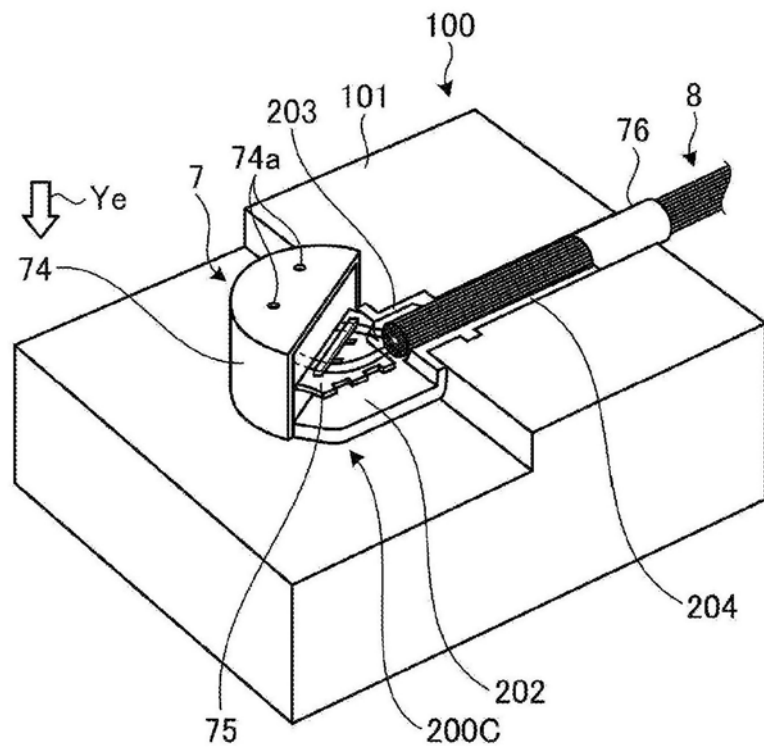


图9

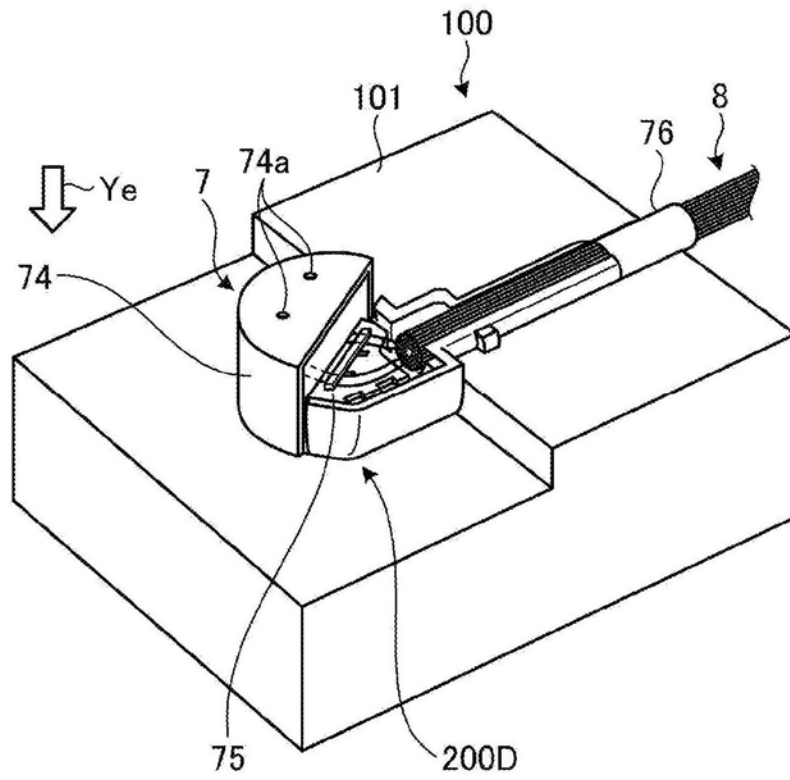


图10

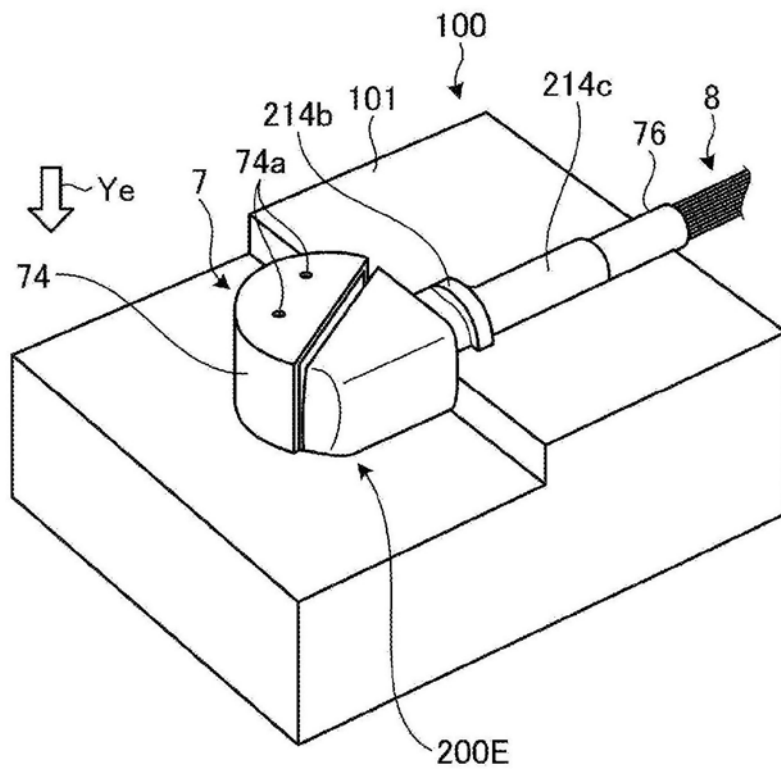


图11

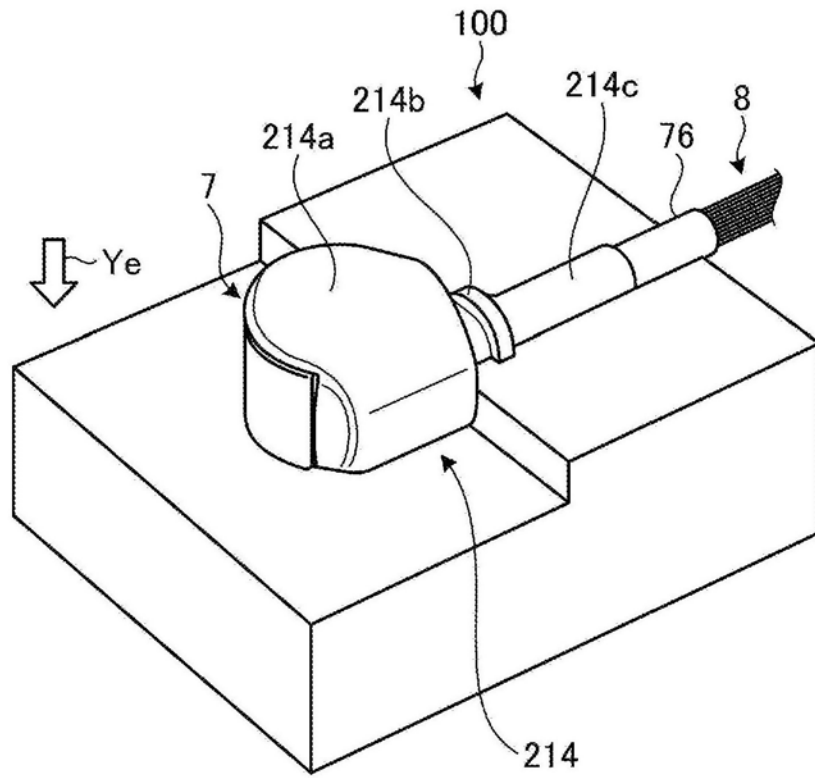


图12

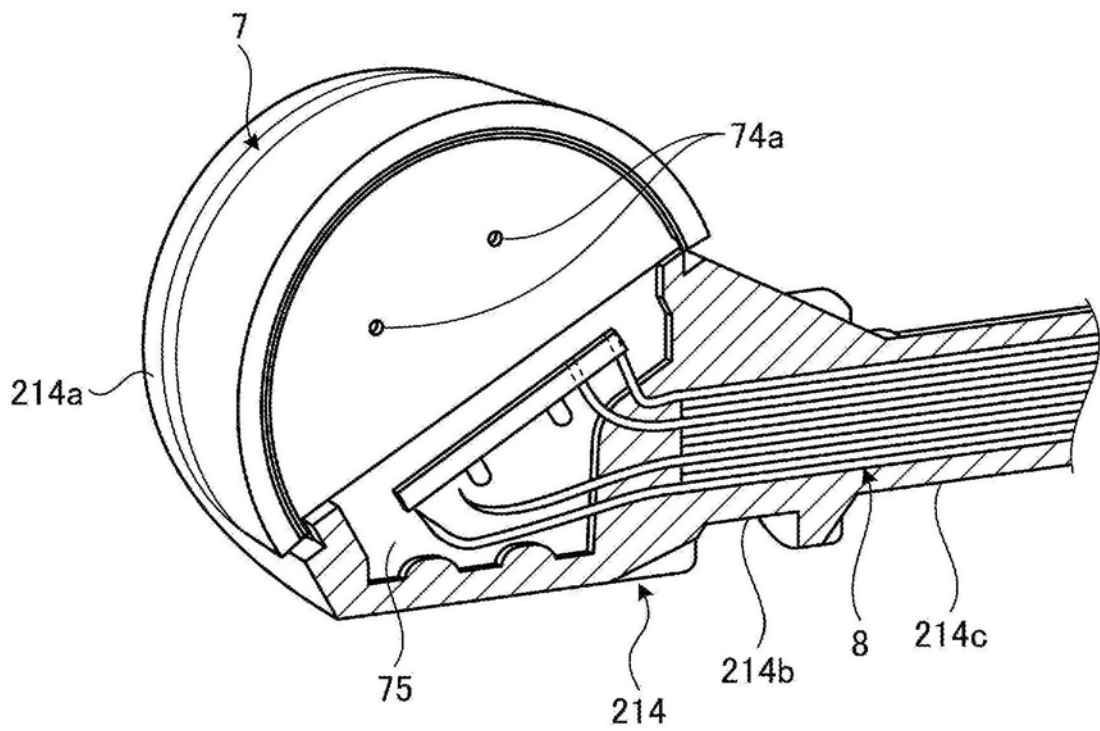


图13

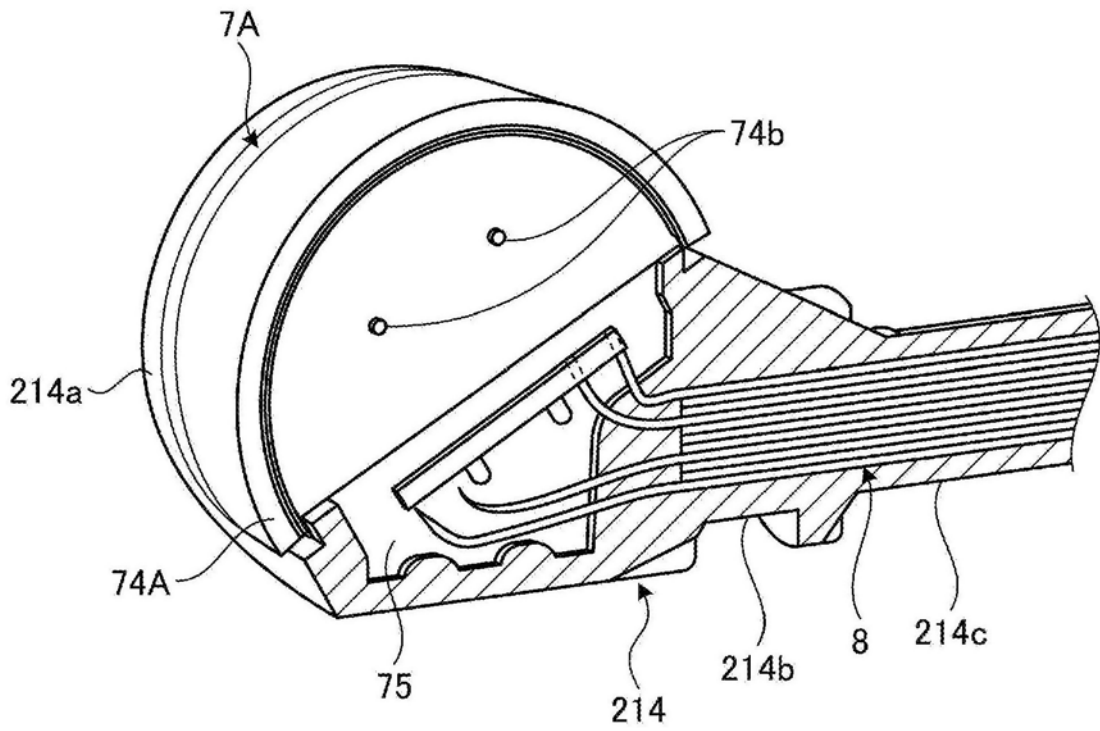


图14

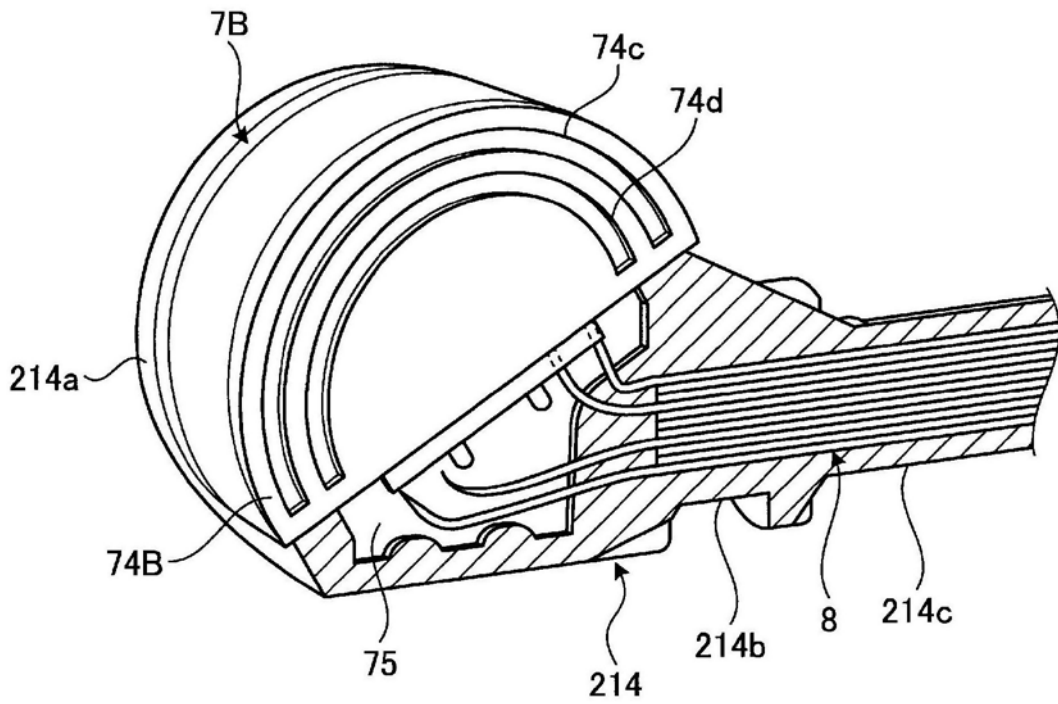


图15

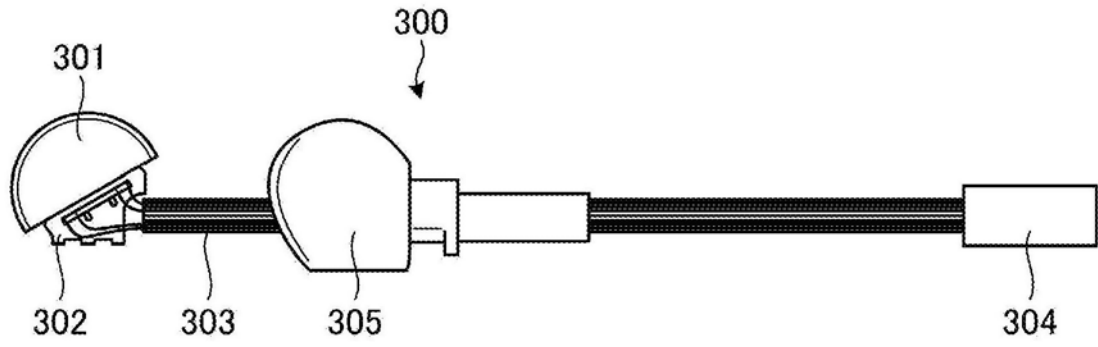


图16

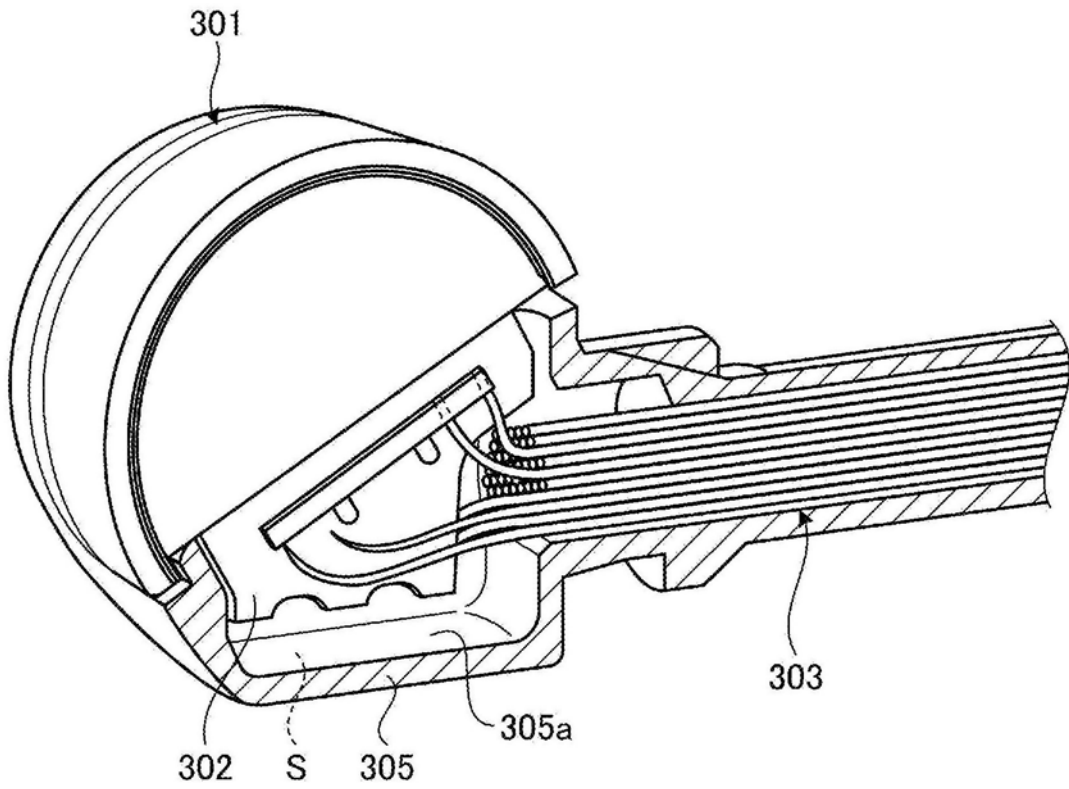


图17

专利名称(译)	超声波内窥镜及超声波振子组件的制造方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN109561884A</a>	公开(公告)日	2019-04-02
申请号	CN201780047766.7	申请日	2017-07-21
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	北原俊弘		
发明人	北原俊弘		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/14 A61B8/445 B29C70/72 B29L2031/753 B33Y10/00 B33Y80/00 B29C64/135		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2016153895 2016-08-04 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明的超声波内窥镜包括：超声波振子，其具有向被检体照射超声波并接收由该被检体反射来的超声波回波的超声波收发面；线缆，其在一端侧与超声波振子电连接，并在另一端侧与基板电连接，该基板能够与超声波观测装置连接，该超声波观测装置在其与超声波振子之间进行信号的收发；中继基板，其用于中转超声波振子和线缆之间的电连接；以及壳体，其使用具有绝缘性的单一的树脂而形成，超声波振子的超声波收发面在该壳体的一端侧暴露，线缆在该壳体的另一端侧伸出，该壳体的至少一部分分别相对于超声波振子的保持面、线缆及中继基板密合。

