



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 114145779 A

(43) 申请公布日 2022. 03. 08

(21) 申请号 202110993586.6

(22) 申请日 2021.08.26

(30) 优先权数据

2020-150291 2020.09.08 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 木之本升 森本康彦

(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 高颖

(51) Int. Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

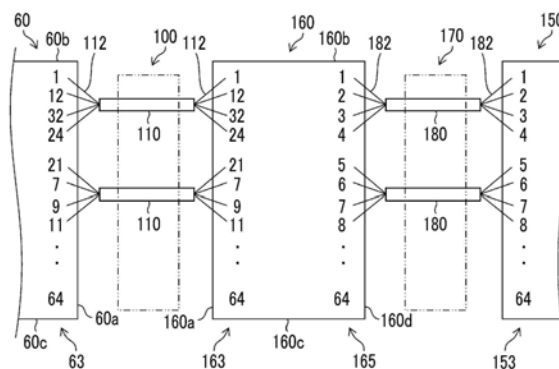
权利要求书2页 说明书13页 附图15页

(54) 发明名称

超声波内窥镜

(57) 摘要

本发明提供一种能够抑制非同轴电缆断线，改善配线的自由度的超声波内窥镜。超声波内窥镜具备将电连接有多个超声波振子的基板和中继基板电连接的第1电缆，第1电缆具备多个第1非同轴电缆，通过第1非同轴电缆的第1电缆束的信号线和基板的电极焊盘形成多个第1电接合部，通过第1电缆束的信号线和中继基板的第1电缆侧电极焊盘形成多个第2电接合部，多个第1电接合部和多个第2电接合部按每个第1电缆束集中配置。



1. 一种超声波内窥镜,其具备:

插入部,包含具有排列有多个超声波振子的超声波振子阵列的前端部;

第1电缆,插入并贯穿于所述插入部;

基板,将所述多个超声波振子和所述第1电缆电连接;及

第2电缆,在比所述第1电缆更靠基端侧的位置,将基端侧与连接器基板电连接,

所述第1电缆具有:

第1非同轴电缆,包含由多个信号线及多个接地线构成的第1电缆束和包覆所述第1电缆束的第1屏蔽层;及

外皮,包覆由多个所述第1非同轴电缆构成的第2电缆束,

所述基板具备分别与所述多个超声波振子连接的多个电极焊盘,

所述电极焊盘和所述第1电缆束的所述信号线电连接而形成多个第1电接合部,

多个所述第1电接合部按每个所述第1电缆束集中配置,

配置将所述第1电缆的基端侧和所述第2电缆的前端侧电连接的中继基板,

所述中继基板具备与所述第1电缆束中所包含的所述信号线相对应的多个第1电缆侧电极焊盘,

所述第1电缆侧电极焊盘和所述第1电缆束的所述信号线连接而形成多个第2电接合部,

多个所述第2电接合部按每个所述第1电缆束集中配置。

2. 根据权利要求1所述的超声波内窥镜,其中,

所述第2电缆具有:

第2非同轴电缆,包含由多个信号线及多个接地线构成的第3电缆束和包覆所述第3电缆束的第2屏蔽层;及

外皮,包覆由多个所述第2非同轴电缆构成的第4电缆束,

所述中继基板具备与所述第2电缆的所述第3电缆束中所包含的所述信号线相对应的多个第2电缆侧电极焊盘,

所述第2电缆侧电极焊盘和所述第3电缆束的所述信号线连接而形成多个第3电接合部,

多个所述第3电接合部按每个所述第3电缆束集中配置,

所述中继基板以1对1的对应关系,将不同的排列顺序的多个所述第2电接合部和多个所述第3电接合部电连接。

3. 根据权利要求2所述的超声波内窥镜,其中,

所述连接器基板具备与所述第2电缆的所述第3电缆束中所包含的所述信号线相对应的多个连接器电极焊盘,

所述连接器电极焊盘和所述第3电缆束中所包含的所述信号线连接而形成多个第4电接合部,

多个所述第4电接合部按每个所述第3电缆束集中配置。

4. 根据权利要求1所述的超声波内窥镜,其中,

所述第2电缆通过将多个具有信号线的同轴电缆集中而构成。

5. 根据权利要求2至4中任一项所述的超声波内窥镜,其中,

所述第2电缆中所包含的所述信号线比所述第1电缆中所包含的所述信号线的外径大或外周长度长,或者具有这两个特性。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的超声波内窥镜,其中,
所述超声波内窥镜具有加强所述中继基板的固定部件。

7. 根据权利要求6所述的超声波内窥镜,其中,
所述固定部件为金属部件,所述金属部件与所述第1非同轴电缆的第1屏蔽层电连接。

8. 根据权利要求1至7中任一项所述的超声波内窥镜,其中,
所述超声波内窥镜具有包覆所述中继基板的绝缘包覆部件。

9. 根据权利要求1至8中任一项所述的超声波内窥镜,其中,
所述中继基板在所述插入部中,配置得比所述前端部更靠基端侧。

10. 根据权利要求1至8中任一项所述的超声波内窥镜,其中,
所述超声波内窥镜具有:
操作部,与所述插入部的基端侧连接,
所述中继基板配置于所述操作部。

超声波内窥镜

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波内窥镜。

背景技术

[0002] 近年来,在医疗现场中使用超声波内窥镜,所述超声波内窥镜对受检者的体内照射超声波,接收该反射波并将其视频化,由此观察体内的状态。

[0003] 这种超声波内窥镜,例如,如专利文献1中所公开那样,具备:前端部,具备构成超声波振子的压电元件;弯曲部及软性部,与前端部的基端连接;多个同轴电缆,插入并贯穿于弯曲部及软性部;及配线基板,将压电元件和同轴电缆电连接。

[0004] 专利文献1:日本特开2019-054962号公报

[0005] 关于同轴电缆,由于以屏蔽层及外皮包覆被绝缘包覆的1根信号线的周围,因此同轴电缆的外径变大,难以使超声波内窥镜细径化。

[0006] 因此,考虑适用非同轴电缆来代替该同轴电缆,由此使超声波内窥镜细径化。然而,由于非同轴电缆并不在每1根信号线上具备屏蔽层及外皮,因此存在与配线基板连接时容易切断的问题。

[0007] 并且,非同轴电缆将多个信号线作为一组而进行电接合,因此在与基板的连接中,配线的自由度低。并且,在利用非同轴电缆与基端侧的连接器基板连接时,在非同轴电缆的信号线与连接器基板的电极焊盘的排列顺序不同的情况下,存在难以电接合的问题。

发明内容

[0008] 本发明是鉴于这种情况而完成的,其目的在于提供一种能够抑制非同轴电缆断线,改善配线的自由度的超声波内窥镜。

[0009] 第1方式的超声波内窥镜具备:插入部,包含具有排列有多个超声波振子的超声波振子阵列的前端部;第1电缆,插入并贯穿于插入部;基板,将多个超声波振子和第1电缆电连接;及第2电缆,在比第1电缆更靠基端侧的位置,将基端侧与连接器基板电连接,第1电缆具有:第1非同轴电缆,包含由多个信号线及多个接地线构成的第1电缆束和包覆第1电缆束的第1屏蔽层;及外皮,包覆由多个第1非同轴电缆构成的第2电缆束,基板具备分别与多个超声波振子连接的多个电极焊盘,电极焊盘和第1电缆束的信号线电连接而形成多个第1电接合部,多个第1电接合部按每个第1电缆束集中配置,配置将第1电缆的基端侧和第2电缆的前端侧电连接的中继基板,中继基板具备与第1电缆束中所包含的信号线相对应的多个第1电缆侧电极焊盘,第1电缆侧电极焊盘和第1电缆束的信号线连接而形成多个第2电接合部,多个第2电接合部按每个第1电缆束集中配置。

[0010] 在第2方式的超声波内窥镜中,第2电缆具有:第2非同轴电缆,包含由多个信号线及多个接地线构成的第3电缆束和包覆第3电缆束的第2屏蔽层;及外皮,包覆由多个第2非同轴电缆构成的第4电缆束,中继基板具备与第2电缆的第3电缆束中所包含的信号线相对应的多个第2电缆侧电极焊盘,第2电缆侧电极焊盘和第3电缆束的信号线连接而形成多个

第3电接合部,多个第3电接合部按每个第3电缆束集中配置,中继基板以1对1的对应关系,将不同的排列顺序的多个第2电接合部和多个第3电接合部电连接。

[0011] 在第3方式的超声波内窥镜中,连接器基板具备与第2电缆的第3电缆束中所包含的信号线相对应的多个连接器电极焊盘,连接器电极焊盘和第3电缆束中所包含的信号线连接而形成多个第4电接合部,多个第4电接合部按每个第3电缆束集中配置。

[0012] 在第4方式的超声波内窥镜中,第2电缆通过将多个具有信号线的同轴电缆集中而构成。

[0013] 在第5方式的超声波内窥镜中,第2电缆中所包含的信号线比第1电缆中所包含的信号线的外径大或外周长度长,或者具有这两个特性。

[0014] 在第6方式的超声波内窥镜中,具有加强中继基板的固定部件。

[0015] 在第7方式的超声波内窥镜中,固定部件为金属部件,金属部件与第1非同轴电缆的第1屏蔽层电连接。

[0016] 在第8方式的超声波内窥镜中,具有包覆中继基板的绝缘包覆部件。

[0017] 在第9方式的超声波内窥镜中,中继基板在插入部中,配置得比前端部更靠基端侧。

[0018] 在第10方式的超声波内窥镜中,具有与插入部的基端侧连接的操作部,中继基板配置于操作部。

[0019] 发明效果

[0020] 根据本发明的超声波内窥镜,能够抑制非同轴电缆断线,改善配线的自由度。

附图说明

[0021] 图1是表示超声波检查系统的结构的一例的概略结构图。

[0022] 图2是表示图1的超声波内窥镜的前端部及其附近的部分放大俯视图。

[0023] 图3是沿图2的III-III线剖切的剖视图。

[0024] 图4是沿图3所示的IV-IV线剖切的剖视图。

[0025] 图5是第1非同轴电缆的剖视图。

[0026] 图6是第1电缆的剖视图。

[0027] 图7是说明超声波检查系统中的超声波振子与超声波用处理器装置的电连接关系的图。

[0028] 图8是表示基板与第1电缆及中继基板与第1电缆的连接结构的图。

[0029] 图9是表示中继基板与第2电缆的连接结构的图。

[0030] 图10是表示连接器基板与第2电缆的连接结构的图。

[0031] 图11是表示基板与连接器基板之间的电气路径的第1方式的图。

[0032] 图12是表示基板与连接器基板之间的电气路径的第2方式的图。

[0033] 图13是表示中继基板的其他方式的图。

[0034] 图14是表示中继基板的优选的配置位置的图。

[0035] 图15是表示中继基板中所具备的绝缘包覆部件的图。

具体实施方式

[0036] 以下,根据附图,对本发明所涉及的超声波内窥镜的优选实施方式进行说明。

[0037] 图1是表示使用实施方式的超声波内窥镜12的超声波检查系统10的一例的概略结构图。

[0038] 如图1所示,超声波检查系统10具备:超声波内窥镜12;超声波用处理器装置14,生成超声波图像;内窥镜用处理器装置16,生成内窥镜图像;光源装置18,向超声波内窥镜12供给照亮体腔内的照明光;及显示器20,显示超声波图像及内窥镜图像。并且,超声波检查系统10具备:送水罐21a,储存清洗水等;及抽吸泵21b,抽吸体腔内的抽吸物。

[0039] 超声波内窥镜12具备:插入部22,插入于受检体的体腔内;操作部24,连接设置于插入部22的基端部且由执刀医生进行操作;及通用塞绳26,一端与操作部24连接。

[0040] 在操作部24上并列设置:送气送水按钮28a,打开和关闭来自送水罐21a的送气送水管路(未图示);及抽吸按钮28b,打开和关闭来自抽吸泵21b的抽吸管路(未图示)。并且,在操作部24上设置有一对弯角钮29、29与处置器具插入口30。

[0041] 在通用塞绳26的另一端部上设置有:超声波用连接器32a,与超声波用处理器装置14连接;内窥镜用连接器32b,与内窥镜用处理器装置16连接;及光源用连接器32c,与光源装置18连接。超声波内窥镜12经由这些连接器32a、32b及32c分别装卸自如地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连接。并且,在连接器32c上设置有:送气送水用软管34a,与送水罐21a连接;及抽吸用软管34b,与抽吸泵21b连接。

[0042] 插入部22从前端侧依次具有:前端部40,具有超声波观察部36和内窥镜观察部38;弯曲部42,连接设置于前端部40的基端侧;及软性部43,连结弯曲部42的基端侧与操作部24的前端侧之间。

[0043] 弯曲部42通过转动操作设置于操作部24的一对弯角钮29、29,被远程弯曲操作。由此,能够使前端部40朝向所期望的方向。

[0044] 超声波用处理器装置14生成并供给用于使后述的超声波观察部36的超声波振子单元46(参考图2)的超声波振子阵列50产生超声波的超声波信号。并且,超声波用处理器装置14利用超声波振子阵列50接收并获取从被放射超声波的观察对象部位反射的回波信号,对所获取的回波信号实施各种信号处理来生成显示器20中所显示的超声波图像。

[0045] 内窥镜用处理器装置16在内窥镜观察部38中,接收并获取从被来自光源装置18的照明光照亮的观察对象部位获取到的摄像图像信号,对所获取到的图像信号实施各种信号处理及图像处理来生成显示器20中所显示的内窥镜图像。

[0046] 超声波用处理器装置14及内窥镜用处理器装置16分别由所设置的2台装置(计算机)构成。但是,并不限于此,也可以由一台装置来构成超声波观测装置14及内窥镜处理器16这两者。

[0047] 光源装置18为了使用内窥镜观察部38拍摄体腔内的观察对象部位来获取图像信号,产生由红光、绿光及蓝光等3原色光构成的白色光或特定波长光等的照明光,在超声波内窥镜12内的光导件(未图示)等中传播,从内窥镜观察部38射出来照亮体腔内的观察对象部位。

[0048] 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生成的各视频信号并显示超声波图像及内窥镜图像。关于这些超声波图像及内窥镜图像的显示,也能够

适当地切换仅任意一个图像而显示于显示器20上,或同时显示两个图像。

[0049] 另外,在实施方式中,在一台显示器20上显示超声波图像及内窥镜图像,但也可以分别设置超声波图像显示用显示器和内窥镜图像显示用显示器。并且,除了显示器20以外的显示方式例如也可以以显示于执刀医生所携带的终端的显示器的方式显示超声波图像及内窥镜图像。

[0050] 接着,参考图2至图4对前端部40的结构进行说明。

[0051] 图2是表示图1所示的前端部40及其附近的部分放大俯视图。图3是沿图2所示的III-III线剖切的剖视图,是以沿其纵轴方向的中心线剖切前端部40的纵剖视图。图4是沿图3所示的IV-IV线剖切的剖视图,是以前端部40的超声波观察部36的超声波振子阵列50的圆弧结构的中心线剖切的横剖视图。

[0052] 如图2及图3所示,在前端部40上搭载有用于在前端侧获取超声波图像的超声波观察部36、用于在基端侧获取内窥镜图像的内窥镜观察部38。并且,在前端部40上,在超声波观察部36与内窥镜观察部38之间设置有处置器具导出44。

[0053] 内窥镜观察部38由观察窗82、物镜84、固体成像元件86、照明窗88、清洗喷嘴90及配线电缆92等构成。

[0054] 处置器具导出口44与插入并贯穿于插入部22的内部处置器具通道45连接。从图1的处置器具插入口30插入的处置器具(未图示)经由处置器具通道45从处置器具导出口44导出至体腔内。

[0055] 如图2至图4所示,超声波观察部36具备:超声波振子单元46;外装部件41,保持超声波振子单元46;及第1电缆100,经由基板60与超声波振子单元46电连接。另外,外装部件41由硬质树脂等硬质部件构成,并构成前端部40的一部分。第1电缆100插入并贯穿于插入部22(参考图1)。

[0056] 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48构成;电极52,设置于超声波振子阵列50的宽度方向(与插入部22的纵轴方向正交的方向)的端部侧;背衬材料层54,从下表面侧支撑各超声波振子48;基板60,沿背衬材料层54的宽度方向的侧面配设且与电极52连接;及填充剂层80,填充在外装部件41与背衬材料层54之间的内部空间55。

[0057] 基板60只要能够电连接多个超声波振子48和第1电缆100,则其结构并不受特别限制。

[0058] 基板60例如优选由印刷配线电路基板(也称为PCB(Printed Circuit Board))或印刷配线基板(也称为PWB(Printed Wired Board))等配线基板构成,所述印刷配线电路基板由具有柔软性的挠性基板(也称为挠性印刷基板(FPC(Flexible Printed Circuit)))和不具有柔软性的刚性高的刚性基板构成。

[0059] 超声波振子单元46具有:声匹配层76,层叠在超声波振子阵列50上;及声透镜78,层叠在声匹配层76上。即,超声波振子单元46构成为具有声透镜78、声匹配层76、超声波振子阵列50及背衬材料层54的层叠体47。

[0060] 超声波振子阵列50由朝向外侧并以凸圆弧状排列的多个直方体形状的超声波振子48构成。该超声波振子阵列50例如是由48个至192个超声波振子48构成的48通道至192通道的阵列。这些超声波振子48分别具有压电体49。

[0061] 超声波振子阵列50具有电极52。电极52具有按每个超声波振子48分别独立的个别

电极52a;及作为所有超声波振子48共用的共用电极即超声波振子52b。在图4中,多个个别电极52a配置于多个超声波振子48的端部的下表面,振子接地52b配置于超声波振子48的端部上表面。

[0062] 基板60具有分别与48个至192个超声波振子48的个别电极52a电连接的48个至192个配线(未图示)、经由该配线分别与超声波振子48连接的多个电极焊盘62。

[0063] 超声波振子阵列50以多个超声波振子48为一例,具有以一维阵列状的预定的间距排列的结构。构成超声波振子阵列50的各超声波振子48沿着前端部40的轴线方向(插入部22的纵轴方向)以凸弯曲状等间隔排列,根据从超声波用处理器装置14(图1参照)输入的驱动信号依次驱动。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进行凸面电子扫描。

[0064] 声匹配层76用于获取受检体与超声波振子48之间的声阻抗匹配。

[0065] 声透镜78用于使从超声波振子阵列50发出的超声波朝向观察对象部位会聚。该声透镜78例如由硅系树脂(可磨(millable)型硅橡胶及液态硅橡胶等)、丁二烯系树脂或聚氨酯系树脂形成。并且,根据需要,在声透镜78中混合氧化钛、氧化铝或二氧化硅等粉末。由此,声透镜78在声匹配层76中,获取受检体与超声波振子48之间的声阻抗匹配,且能够提高超声波的透射率。

[0066] 如图3及图4所示,背衬材料层54配设于相对于多个超声波振子48的排列面为内侧的、即超声波振子阵列50的背面(下表面)。背衬材料层54以由背衬材料构成的部件的层构成。背衬材料层54机械且灵活地支撑超声波振子阵列50,并且具有衰减从多个超声波振子48振荡或者从观察对象反射而传播的超声波信号中的、向背衬材料层54侧传播的超声波的作用。因此,背衬材料由硬质橡胶等具有刚性的材料构成,并且根据需要添加有超声波衰减材料(铁氧体及陶瓷等)。

[0067] 填充剂层80填埋外装部件41与背衬材料层54之间的内部空间55,并且具有固定基板60、第1非同轴电缆110及各种配线部分的作用。并且,填充剂层80优选以规定以上的精度匹配与背衬材料层54的声阻抗,以避免在与背衬材料层54的边界面上,反射从超声波振子阵列50向背衬材料层54侧传播的超声波信号。进而,为了提高释放在多个超声波振子48中产生的热的效率,填充剂层80优选由具有散热性的部件构成。当填充剂层80具有散热性的情况下,由于从背衬材料层54、基板60及第1非同轴电缆110等接收热,因此能够提高散热效率。

[0068] 根据如上所述构成的超声波振子单元46,当驱动超声波振子阵列50的各超声波振子48,向超声波振子48的电极52施加电压时,压电体49振动而依次产生超声波,朝向受检体的观察对象部位照射超声波。然后,通过多工器等电子开关依次驱动多个超声波振子48,由此超声波以沿着配置有超声波振子阵列50的弯曲面的扫描范围例如自弯曲面的曲率中心起数十mm左右的范围进行扫描。

[0069] 并且,当接收从观察对象部位反射的回波信号时,压电体49振动而产生电压,将该电压作为与接收到的超声波回波对应的电信号输出至超声波用处理器装置14。然后,在超声波用处理器装置14中,实施各种信号处理后,作为超声波图像而显示于显示器20。

[0070] 在实施方式中,图4中所示的基板60具有在一端中电连接多个个别电极52a的多个电极焊盘62、与振子接地52b电连接的接地电极焊盘64。另外,在图4中,省略第1电缆100。

[0071] 基板60与个别电极52a的电接合例如能够通过具有导电性的树脂材料确立。作为树脂材料,能够例示将在热固性树脂中混合细微的导电性粒子的材料成型为膜状的ACF (Anisotropic Conductive Film:各向异性导电薄膜)或ACP (Anisotropic Conductive Paste:各向异性导电浆料)。

[0072] 作为其他树脂材料,例如,也可以为使金属粒子等导电性的填料分散于环氧或氨基甲酸酯等粘合剂树脂中,在粘接后,填料形成导电路径的树脂材料。作为该树脂材料,能够例示银浆等导电性浆料。

[0073] 如图3所示,第1电缆100具备多个第1非同轴电缆110及包覆多个第1非同轴电缆110的外皮102。第1非同轴电缆110中所包含的信号线与基板60的电极焊盘62电接合。

[0074] 接着,根据图5,对第1非同轴电缆110的剖面结构进行说明,接着,根据图6,对第1电缆100的剖面结构进行说明。这里的剖面结构是在与第1非同轴电缆110及第1电缆100的纵轴方向正交的面上剖切的剖视观察的结构。

[0075] 如图5所示,第1非同轴电缆110具有多个信号线112及多个接地线114。信号线112例如由导体112a、包覆导体112a的周围的绝缘层112b构成。导体112a例如由铜或铜合金的裸线构成。对裸线例如实施镀锡、镀银等电镀处理。导体112a具有0.03mm至0.04mm的直径。

[0076] 绝缘层112b例如能够由氟化乙烯丙烯 (FEP)、全氟烷氧基 (PFA) 等树脂材料构成。绝缘层112b具有0.015mm至0.025mm的厚度。

[0077] 接地线114由具有与信号线112相同直径的导体构成。接地线114由铜或铜合金的裸线、或绞合铜或铜合金的多个裸线的绞合线构成。

[0078] 通过多个信号线112与多个接地线114绞合而构成第1电缆束116。

[0079] 第1非同轴电缆110具备包覆第1电缆束116的周围的第1屏蔽层118。第1屏蔽层118能够由经由粘接剂层合金属箔的绝缘薄膜构成。绝缘薄膜由聚对苯二甲酸乙二酯 (PET) 薄膜构成。并且,金属箔由铝箔或铜箔构成。

[0080] 第1非同轴电缆110由多个信号线112作为一组的第1屏蔽层118屏蔽。以第1非同轴电缆110为单位处理信号线112。

[0081] 如图5所示,在实施方式的第1非同轴电缆110中,第1电缆束116由4根信号线112和3根接地线这7根绞合而构成。4根信号线112中的1根信号线112配置于中心。剩余的3根信号线112与3根接地线114相邻地配置于中心的信号线112的周围。然而,第1电缆束116中的、信号线112的根数、接地线114的根数及这些配置并不限定于图5的结构。

[0082] 接着,如图6所示,第1电缆100具备多个第1非同轴电缆110。第2电缆束104由多个第1非同轴电缆110构成。

[0083] 外皮102包覆第2电缆束104。外皮102由挤出包覆的PFA、FEP、乙烯·四氟乙烯共聚物 (ETFE)、聚氯乙烯 (PVC) 等氟系的树脂材料构成。外皮102能够由缠绕的树脂制带 (PET带) 构成。基于外皮102的第2电缆束104的包覆包括直接包覆第2电缆束104的外侧的情况和间接包覆第2电缆束104的外侧的情况。间接包覆包括在外皮102与第2电缆束104之间配置其他层。

[0084] 实施方式的第1电缆100在外皮102与第2电缆束104之间,从内侧依次具备树脂层106和第2屏蔽层108。树脂层106包覆第2电缆束104。树脂层106例如能够由上述的氟系的树脂材料、树脂制带构成。

[0085] 第2屏蔽层108例如能够通过编织多根裸线而构成。裸线由电镀处理(镀锡或镀银)的铜线或铜合金线等构成。

[0086] 第1电缆100在除了上述结构以外不具备树脂层106及第2屏蔽层108中任一个的情况下,也可以是仅具备树脂层106及第2屏蔽层108中任一个的情况。

[0087] 实施方式的第1电缆100包含16根第1非同轴电缆110且包含64根信号线112。第1非同轴电缆110及信号线112的数量,并不限定于该数值。

[0088] 如上所述,第1电缆100中所包含的第1非同轴电缆110与现有的同轴电缆不同,并不在每个信号线112具备屏蔽层及外皮。尤其,当由多个第1非同轴电缆110构成第1电缆100的情况下,第1电缆100与现有的同轴电缆相比,能够实现细径化。并且,当与同轴电缆外径相同的情况下,第1电缆100与现有的同轴电缆相比,能够具备更多的信号线112。

[0089] 接着,根据图7,对超声波检查系统10中的超声波振子48与超声波用处理器装置14的电连接关系进行说明。由于在超声波振子阵列50中收发超声波信号,因此超声波振子48与超声波用处理器装置14电连接。因此,超声波检查系统10在超声波振子48与超声波用处理器装置14之间具备:基板60,与前端部40的超声波振子48电连接;连接器基板150,与超声波用处理器装置14电连接并配置于超声波用的连接器32a;中继基板160,配置于基板60与连接器基板150的电气路径之间;第1电缆100,将基板60和中继基板160电连接;及第2电缆170,将中继基板160和连接器基板150电连接。

[0090] 关于中继基板160,例如,优选由不具有柔软性的刚性高的刚性基板构成的印刷配线电路基板(也称为PCB(Printed Circuit Board))、或由印刷配线基板(也称为PWB(Printed Wired Board))等配线基板构成。

[0091] 基板60与第1电缆100在第1电缆100的前端侧中电连接。多个超声波振子48与第1电缆100通过基板60电连接。第1电缆100中所包含的第1非同轴电缆110的信号线112(未图示)与基板60电接合。

[0092] 中继基板160与第1电缆100在第1电缆100的基端侧中电连接。第1电缆100中所包含的第1非同轴电缆110的信号线112(未图示)与中继基板160电接合。

[0093] 中继基板160与第2电缆170在第2电缆170的前端侧中电连接。中继基板160将第1电缆100的基端侧和第2电缆170的前端侧电连接。第2电缆170在比第1电缆100更靠基端侧的位置,在第2电缆170的基端侧与连接器基板150电连接。

[0094] 通过超声波振子48、基板60、第1电缆100、中继基板160、第2电缆170、连接器基板150及超声波用处理器装置14形成电气路径。

[0095] 接着,对基板60与第1电缆100的连接结构及中继基板160与第1电缆100的连接结构进行说明。

[0096] 如图8所示,在基板60的边60a的一侧中,第1电缆100的树脂层106(未图示)、第2屏蔽层108(未图示)及外皮102被去除,多个第1非同轴电缆110露出。而且,在更靠近基板60的边60a的一侧中,各个第1非同轴电缆110的第1屏蔽层118被去除,第1电缆束116露出。第1非同轴电缆110与和边60a正交的边60b及边60c平行配置。

[0097] 从与基板60的主表面正交的方向观察时(以下,为俯视观察),基板60与第1屏蔽层118重叠。基板60与第1屏蔽层118也可以不重叠。

[0098] 由多个信号线112和多个接地线114的绞合线构成的第1电缆束116在前端116a中,

被解开成各信号线112。被解开的各信号线112与配置于基板60的各电极焊盘62电接合而形成多个第1电接合部63。另外,前端116a是被解开成各信号线112的开始位置。

[0099] 如图8所示,与各第1非同轴电缆110相对应的各电极焊盘62集中配置。即,4根信号线112和4个电极焊盘62的第1电接合部63在基板60上,按每个第1电缆束116集中配置。为了避免第1非同轴电缆110的信号线112的断线,第1非同轴电缆110和电极焊盘62的距离变近。

[0100] 即使在对第1电接合部63施加较大的负荷的情况下,为了防止信号线112的断线,也优选在第1电接合部63中具备保护第1电接合部63的固定部件130。优选固定部件130为刚性高的(刚性)部件。优选固定部件130为基于粘接剂固化等的绝缘树脂层、金属或硬度大的树脂部件。尤其,固定部件130为金属的情况下,能够抑制放射电磁波。另外,在一部分的第1电缆束116中,为了便于理解,省略基板60上的固定部件130。

[0101] 在基板60上,与电极焊盘62分开配置接地电极焊盘64。各第1电缆束116中所包含的接地线114与接地电极焊盘64电接合。通过将接地线114与接地电极焊盘64电接合,能够使多个第1电缆束116的接地电位为相同的电位。另外,多个接地线114的至少1根接地线114能够与接地电极焊盘64电接合即可。这是因为多个接地线114在第1电缆束116中接触。通过减少与接地电极焊盘64电接合的接地线114,能够减小配线所占区域。

[0102] 在中继基板160的边160a的一侧中,各个第1非同轴电缆110的第1屏蔽层118被去除,第1电缆束116露出。第1非同轴电缆110与和边160a正交的边160b及边160c平行配置。中继基板160具备与第1电缆束116中所包含的信号线112相对应的第1电缆侧电极焊盘162。第1非同轴电缆110的信号线112与第1电缆侧电极焊盘162电接合而形成第2电接合部163。

[0103] 如图8所示,与各第1非同轴电缆110相对应的各第1电缆侧电极焊盘162集中配置。即,由4根信号线112和4个第1电缆侧电极焊盘162形成的第2电接合部163在中继基板160上,按每个第1电缆束116集中配置。为了避免第1非同轴电缆110的信号线112的断线,第1非同轴电缆110和第1电缆侧电极焊盘162的距离变近。

[0104] 并且,与第1电接合部63同样地,在对第2电接合部163施加较大的负荷的情况下,为了防止信号线112的断线,优选在第2电接合部163中具备加强第2电接合部163的固定部件130。优选固定部件130为刚性高的(刚性)部件。优选固定部件130为基于粘接剂固化等的绝缘树脂层、金属或硬度大的树脂部件。尤其,固定部件130为金属的情况下,能够抑制放射电磁波。另外,在一部分的第1电缆束116中,为了便于理解,省略中继基板160上的固定部件130。

[0105] 在固定部件130为金属部件的情况下,例如,优选经由连接部件132与第1屏蔽层118电连接。

[0106] 接着,对中继基板160与第2电缆170的连接结构进行说明。如图9所示,中继基板160在基端侧具备用于与第2电缆170电连接的第2电缆侧电极焊盘164。第2电缆侧电极焊盘164沿边160d配置。

[0107] 第2电缆170具有与第1电缆100相同的结构。第2电缆170包含多个第2非同轴电缆180。第4电缆束(未图示)由多个第2非同轴电缆180构成。第4电缆束对应于第1电缆100的第2电缆束104。

[0108] 第2电缆170具备包覆多个第2非同轴电缆180的外皮172。外皮172由与第1电缆100的外皮102相同的材料及结构构成。

[0109] 第2非同轴电缆180具有与第1非同轴电缆110相同的结构,并且具有多个信号线182和多个接地线184。信号线182例如由导体(未图示)和包覆导体的周围的绝缘层(未图示)构成。第2非同轴电缆180的导体及绝缘层由与第1非同轴电缆110的导体112a及绝缘层112b相同的材料及结构构成。通过多个信号线182与多个接地线184绞合而构成第3电缆束186。第3电缆束186对应于第1非同轴电缆110的第1电缆束116。

[0110] 第2非同轴电缆180具备包覆第3电缆束186的周围的第2屏蔽层188。第2屏蔽层188由与第1非同轴电缆110的第1屏蔽层118相同的材料及结构构成。

[0111] 第2电缆170能够具备与第1电缆100的树脂层106及第2屏蔽层108相同的材料及结构的树脂层以及第2屏蔽层。

[0112] 在中继基板160的边160d的一侧中,各个第2非同轴电缆180的第2屏蔽层188被去除,第3电缆束186露出。第2非同轴电缆180与边160b及边160c平行配置。中继基板160具备与第3电缆束186中所包含的信号线182相对应的第2电缆侧电极焊盘164。第2非同轴电缆180的信号线182与第2电缆侧电极焊盘164电接合而形成第3电接合部165。

[0113] 如图9所示,与各第2非同轴电缆180相对应的各第2电缆侧电极焊盘164集中配置。即,由4根信号线182和4个第2电缆侧电极焊盘164形成的第3电接合部165在中继基板160上按每个第3电缆束186集中配置。

[0114] 与第2电接合部163同样地,优选在第3电接合部165中具备加强第3电接合部165的固定部件130。

[0115] 接着,对连接器基板150与第2电缆170的连接结构进行说明。如图10所示,在连接器基板150的边150a的一侧中,各个第2非同轴电缆180的第2屏蔽层188被去除,第3电缆束186露出。

[0116] 连接器基板150具备与第3电缆束186中所包含的信号线182相对应的连接器电极焊盘152。连接器电极焊盘152沿边150a配置。第2非同轴电缆180的信号线182与连接器电极焊盘152电接合而形成第4电接合部153。

[0117] 如图10所示,与各第2非同轴电缆180相对应的各连接器电极焊盘152集中配置。即,由4根信号线182和4个连接器电极焊盘152形成的第4电接合部153在连接器基板150上按每个第3电缆束186集中配置。

[0118] 优选在第4电接合部153中具备保护第4电接合部153的固定部件130。

[0119] 接着,根据图11,对基板60与连接器基板150之间的电气路径的第1方式进行说明。超声波振子48和超声波用处理器装置14经由基板60、第1电缆100、中继基板160、第2电缆170及连接器基板150形成电气路径。

[0120] 超声波用处理器装置14对驱动对象的超声波振子48收发超声波信号,因此与超声波用处理器装置14和各超声波振子48以1对1的关系电连接。

[0121] 例如,为了识别各超声波振子,对超声波振子48赋予元件编号(1~N)。与元件编号相对应的超声波振子48的电极、与元件编号相对应的电极编号的超声波用处理器装置14的电极以1对1的关系电连接。

[0122] 在实际的超声波内窥镜12中,与超声波振子48电连接的基板60的电极焊盘62例如为了抑制串扰的产生而以确定的配置构成。另一方面,连接器基板150的连接器电极焊盘152的配置也以由所连接的超声波用处理器装置14确定的配置构成。尤其,在适用包含第1

非同轴电缆110的第1电缆100、包含第2非同轴电缆180的第2电缆170的情况下,使基板60与连接器基板150的各自的电极焊盘(电极焊盘62及连接器电极焊盘152)之间的配置一致变得重要。

[0123] 在此,以64个超声波振子48为例进行说明。如图11所示,在基板60上,超声波振子48的一侧的电极焊盘62(未图示)以确定的配置构成。例如,在基板60上,第1电接合部63以及与超声波振子48的元件编号相对应的、“1”、“12”、“32”、“24”、“21”、“7”、“9”、“11” • • “64”的顺序配置。各个第1电接合部63在前端部40(未图示)中,与元件编号相对应的超声波振子48电连接。

[0124] 另一方面,在连接器基板150上,与超声波用处理器装置14的电极的电极编号相对应地,第4电接合部153以“1”、“2”、“3”、“4”、“5”、“6”、“7”、“8” • • “64”的顺序配置。第1电接合部63和第4电接合部153的共用编号(元件编号与电极编号)彼此电连接。

[0125] 也可以考虑仅利用包含第1非同轴电缆110的第1电缆100电连接基板60和连接器基板150。然而,第1非同轴电缆110需要将4根信号线112作为1组来处理,若基板60与连接器基板150的电极焊盘之间的配置不同,则有可能难以连接。

[0126] 因此,在实施方式中适用中继基板160。如图11所示,基板60与中继基板160通过第1电缆100电连接。与各第1非同轴电缆110相对应的多个第1电接合部63及多个第2电接合部163以1对1的对应关系电连接,且分别集中配置。其结果,在比较多个第1电接合部63及多个第2电接合部163时,各自的配置的顺序相同或者大致相同。

[0127] 以第1非同轴电缆110为单位观察时,在多个第1电接合部63及多个第2电接合部163的配置的顺序一致的情况下,可以说配置的顺序相同。在实施方式中,第1电接合部63是以“1”、“12”、“32”、“24”的顺序,第2电接合部163是以“1”、“12”、“32”、“24”的顺序的情况。

[0128] 以第1非同轴电缆110为单位观察时,即使集中配置的多个第1电接合部63与多个第2电接合部163的配置的顺序不同的情况下,也可以说配置的大致相同。例如,第1电接合部63是以“1”、“12”、“32”、“24”的顺序,第2电接合部163是以“1”、“32”、“24”、“12”的顺序的情况。因为只要将4根信号线112作为1组来处理,则第1非同轴电缆110允许第1电接合部63与第2电接合部163之间的不同的配置顺序。

[0129] 而且,以第1非同轴电缆110为单位观察时,即使集中配置的多个第1电接合部63和多个第2电接合部163的配置的顺序在基板60及中继基板160上的位置不同的情况下,也可以说配置的顺序大致相同。

[0130] 例如,第1电接合部63是以“1”、“12”、“32”、“24”的顺序配置于靠近基板60的边60b的位置,第2电接合部163是以“1”、“12”、“32”、“24”的顺序配置于靠近中继基板160的边160c的位置的情况。因为只要将4根信号线112作为1组来处理,则第1非同轴电缆110允许相对于第1电接合部63的基板60的位置及相对于第2电接合部163的中继基板160的位置不同。

[0131] 并且,连接器基板150和中继基板160通过第2电缆170电连接。与各第2非同轴电缆180相对应的多个第3电接合部165及多个第4电接合部153以1对1的对应关系电连接,分别集中配置。其结果,在比较多个第3电接合部165及多个第4电接合部153时,各自的配置的顺序相同或大致相同。

[0132] 多个第3电接合部165及多个第4电接合部153可以为与上述的多个第1电接合部63及多个第2电接合部163相同的配置顺序。

[0133] 在中继基板160上电连接有第1电缆100和第2电缆170电连接。多个第2电接合部163和多个第3电接合部165以不同的排列顺序配置。这是因为多个第2电接合部163反应了超声波振子48的一侧的电极焊盘62的配置,多个第3电接合部165反应了超声波用处理器装置14的一侧的连接器电极焊盘152的配置。另一方面,中继基板160能够将不同的排列顺序的多个第2电接合部163和多个第3电接合部165以1对1的对应关系电连接。在中继基板160中,通过未图示的配线将第2电接合部163和第3电接合部165电连接,以使对应的元件编号和电极编号一致。通过适用中继基板160,即使基板60和连接器基板150的电极焊盘之间的配置不同的情况下,也能够使用非同轴电缆(第1非同轴电缆110及第2非同轴电缆180)将超声波振子48和超声波用处理器装置14电连接。

[0134] 接着,根据图12,对基板60与连接器基板150之间的电气路径的第2方式进行说明。电气路径的第2方式可以适用与第2电缆170不同的结构的第2电缆190。第2电缆190例如由外皮196将多个具有信号线194的同轴电缆192集中而构成。同轴电缆192例如由将信号线194设置在中心侧,设置在信号线194的外侧的层的绝缘性的外皮、设置在该外皮的外侧的层的屏蔽层及设置在最外侧的层的绝缘性的外皮构成。

[0135] 如图12所示,中继基板160与连接器基板150通过第2电缆190电连接。与电气路径的第1方式同样地,中继基板160能够将不同的排列顺序的多个第2电接合部163与多个第3电接合部165以1对1的对应关系电连接。

[0136] 另外,在第2电缆190为由多个同轴电缆192构成的情况下,关于配置的排列,第3电接合部165和第4电接合部153能够不受限制地配置。这是因为由于同轴电缆192为不易断线的结构,因此即使第3电接合部165与第4电接合部153的配置的顺序排列不同的情况下,也能够自由地电连接。

[0137] 在电气路径的第1方式及第2方式中,适用1片中继基板160,因此结构简单且能够减少零件数量,而中继基板160变小。

[0138] 并且,优选具有第2电缆170中所包含的信号线182及第2电缆190中所包含的信号线194比第1电缆100中所包含的信号线112的外径大或外周长度长,或者具有这两个特性。通过信号线182及信号线194与信号线112具有上述关系,在电气路径的整体中,能够降低超声波信号的衰减。通常,这是因为外径大或外周长度长及具有这两个特性的信号线能够减小衰减率。特别是,在不进入人体内的部位中,对于信号线,外径的大小等没有限制,因此能够对第2电缆170、190的信号线182、194适用上述结构。

[0139] 接着,根据图13,对中继基板的优选方式进行说明。图13(A)是表示中继基板的第1方式的图,图13(B)是表示中继基板的第2方式的图。能够由装卸自如的多个中继基板构成图13的中继基板。

[0140] 如图13(A)所示,中继基板200由第1中继基板200a和第2中继基板200b构成。第1中继基板200a具备基板用连接器200c。第2中继基板200b具备基板用连接器200d。在中继基板200中,通过基板用连接器200c和基板用连接器200d,第1中继基板200a和第2中继基板200b构成为装卸自如。并且,能够将基板用连接器200c和基板用连接器200d通过电缆(未图示)电连接。

[0141] 并且,如图13(B)所示,中继基板210由第1中继基板210a、第2中继基板210b、第3中继基板210c构成。第1中继基板210a具备基板用连接器210d。第2中继基板210b具备基板用

连接器210e和基板用连接器210f。第3中继基板210c具备基板用连接器210g。通过基板用连接器210d和基板用连接器210e,第1中继基板210a和第2中继基板210b构成为装卸自如。通过基板用连接器210f和基板用连接器210g,第2中继基板210b和第3中继基板210c构成为装卸自如。能够将基板用连接器210d和基板用连接器210e,并且将基板用连接器210f和基板用连接器210g通过电缆(未图示)电连接。

[0142] 根据图13的中继基板200、210,能够分离成超声波振子48的一侧和超声波用处理器装置14的一侧,例如,在保养及修理时,能够仅更换需要的零件。并且,能够仅减小与第1电缆100电连接的第1中继基板200a及210a。能够实现超声波内窥镜12的细径化。

[0143] 接着,根据图14,对中继基板的优选的配置位置进行说明。图14(A)是表示中继基板160的配置位置的第1方式的图,图14(B)是表示中继基板160的配置位置的第2方式的图。

[0144] 如图14(A)所示,中继基板160配置于以单点划线围绕的超声波内窥镜12的操作部24的内部。操作部24具有相对宽的空间,因为容易实现中继基板160的配置。在配置于操作部24的情况下,不仅能够适用由1片构成的中继基板160,也能够适用图13中所示的装卸自如的中继基板200、210。

[0145] 如图14(B)所示,中继基板160在插入部22中,配置得比前端部40更靠基端侧。例如,中继基板160能够配置于以单点划线围绕的软性部43的内部。

[0146] 接着,根据图15,对中继基板160的绝缘包覆部件134进行说明。

[0147] 图15(A)是中继基板160的俯视图,图15(B)是沿B-B线剖切的剖视图,图15(C)是沿C-C线剖切的剖视图。

[0148] 由于超声波振子48(未图示)在40V左右的高电压下被驱动,因此如图15(A)所示,中继基板160优选被绝缘包覆部件134包覆。

[0149] 如图15(B)所示,绝缘包覆部件134例如是绝缘带。能够从两侧利用绝缘包覆部件134夹入中继基板160。除了绝缘带以外,绝缘软管也能够用作绝缘包覆部件134。

[0150] 并且,如图15(C)所示,优选第2电接合部163、第3电接合部165由绝缘包覆部件134包覆。与图15(B)同样地,安全性提高。绝缘包覆部件134优选具有2kV以上的绝缘破坏电压。

[0151] 以上,对本发明进行了说明,但本发明并不限于以上的例子,在不脱离本发明的主旨的范围内可以进行各种改良或变形是理所当然的。

[0152] 符号说明

[0153] 10-超声波检查系统,12-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-抽吸泵,22-插入部,24-操作部,26-通用塞绳,28a-送气送水按钮,28b-抽吸按钮,29-弯角钮,30-处置器具插入口,32a-连接器,32b-连接器,32c-连接器,34a-送气送水用软管,34b-抽吸用软管,36-超声波观察部,38-内窥镜观察部,40-前端部,41-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-超声波振子单元,47-层叠体,48-超声波振子,49-压电体,50-超声波振子阵列,52-电极,52a-个别电极,52b-振子接地,54-背衬材料层,55-内部空间,60-基板,60a-边,60b-边,60c-边,62-电极焊盘,63-第1电接合部,64-接地电极焊盘,76-声匹配层,78-声透镜,80-填充剂层,82-观察窗,84-物镜,86-固体成像元件,88-照明窗,90-清洗喷嘴,92-配线电缆,100-第1电缆,102-外皮,104-第2电缆束,106-树脂层,108-第2屏蔽层,110-第1非同轴电缆,112-信号线,112a-导体,112b-绝缘层,114-接地线,116-第1电缆束,

116a-前端,118-第1屏蔽层,130-固定部件,132-连接部件,134-绝缘包覆部件,150-连接器基板,150a-边,152-连接器电极焊盘,153-第4电接合部,160-中继基板,160a-边,160b-边,160c-边,160d-边,162-第1电缆侧电极焊盘,163-第2电接合部,164-第2电缆侧电极焊盘,165-第3电接合部,170-第2电缆,172-外皮,180-第2非同轴电缆,182-信号线,184-接地线,186-第3电缆束,188-第2屏蔽层,190-第2电缆,192-同轴电缆,194-信号线,196-外皮,200-中继基板,200a-第1中继基板,200b-第2中继基板,200c-基板用连接器,200d-基板用连接器,210-中继基板,210a-第1中继基板,210b-第2中继基板,210c-第3中继基板,210d-基板用连接器,210e-基板用连接器,210f-基板用连接器,210g-基板用连接器。

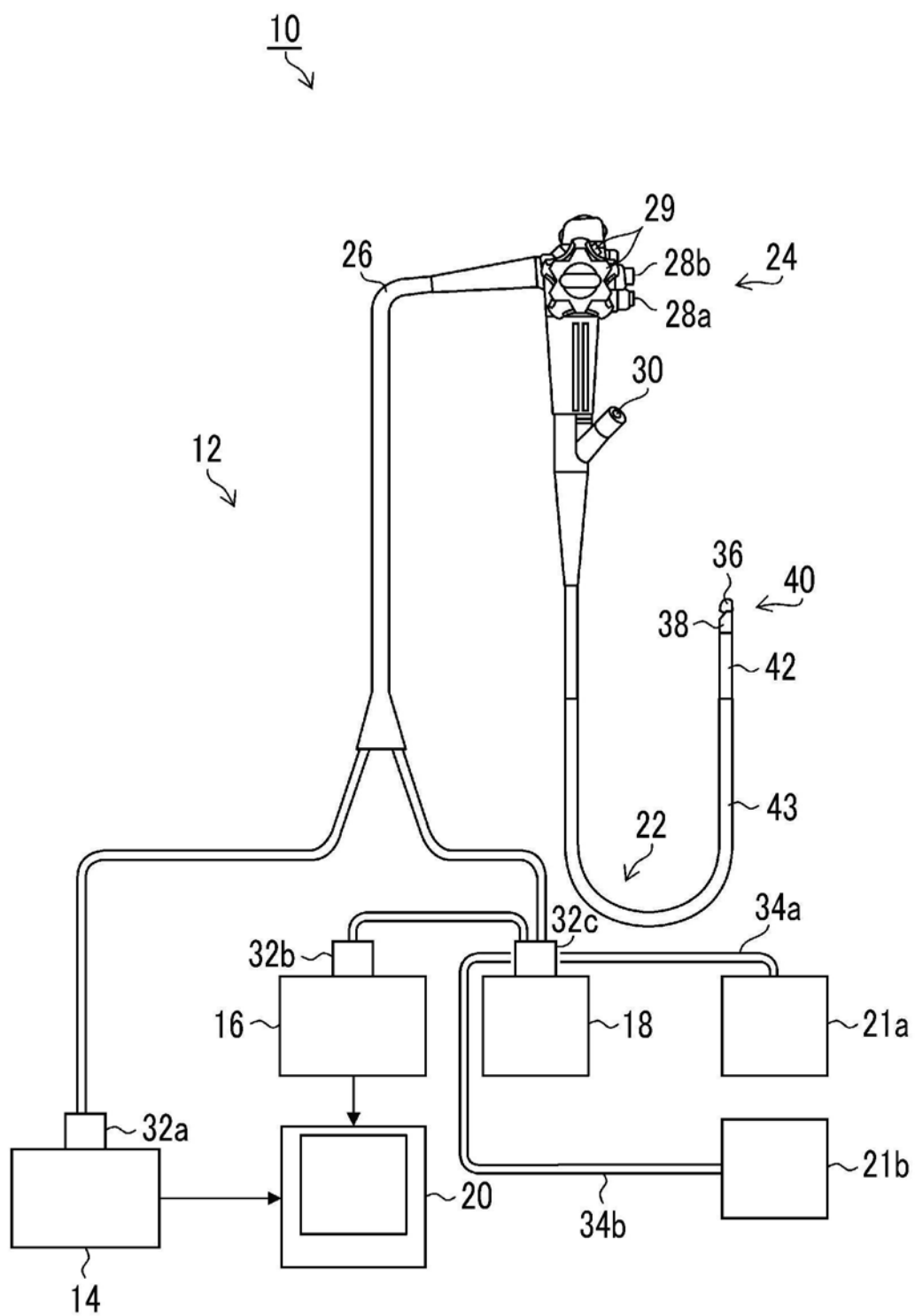


图1

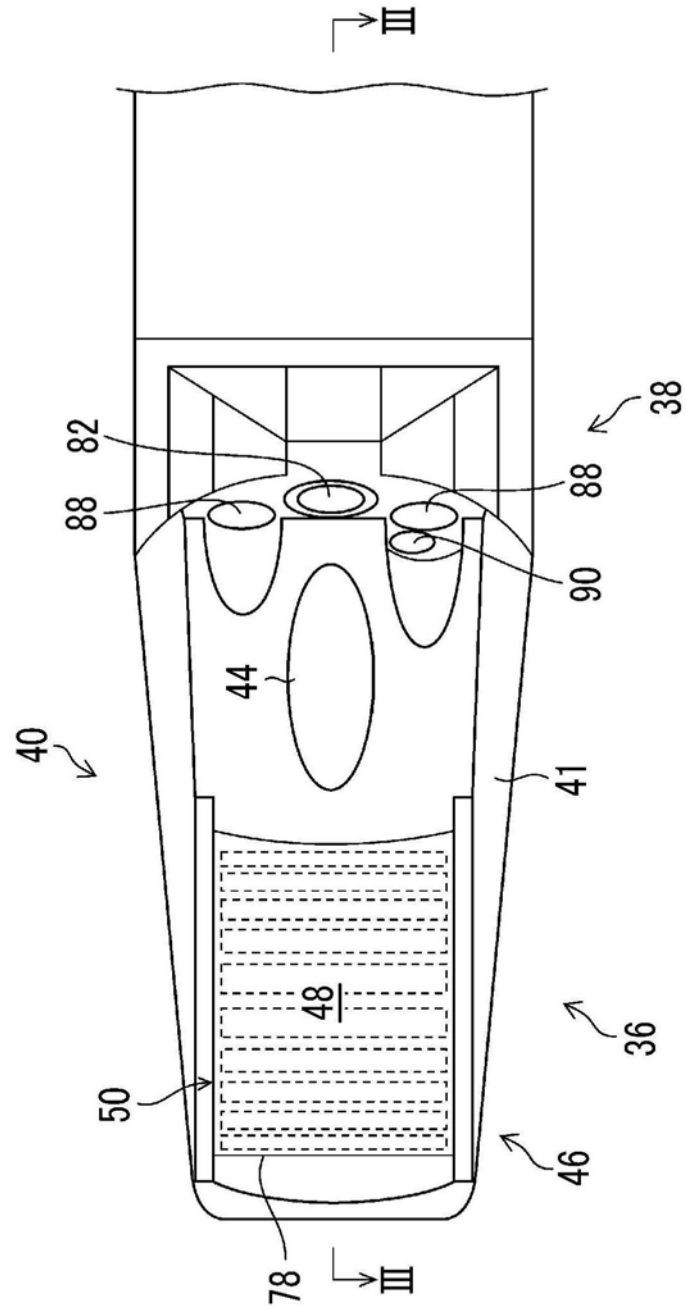


图2

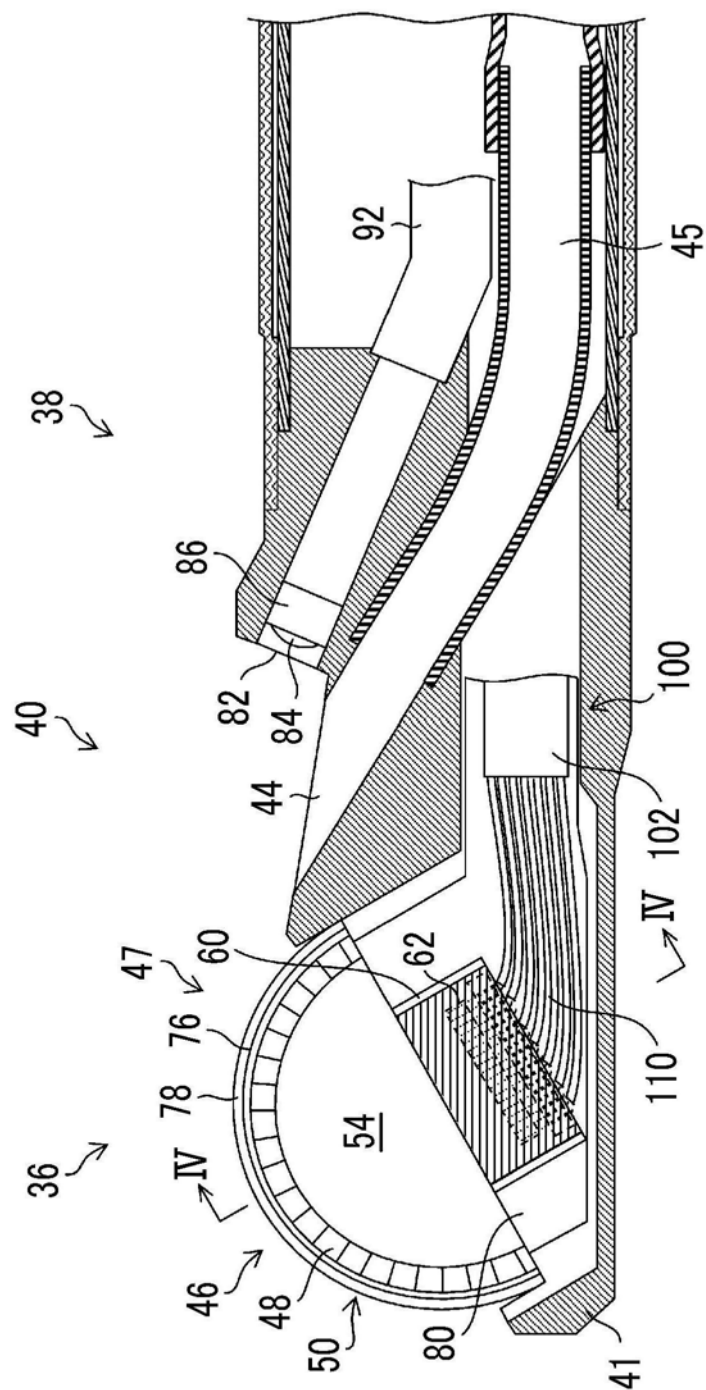


图3

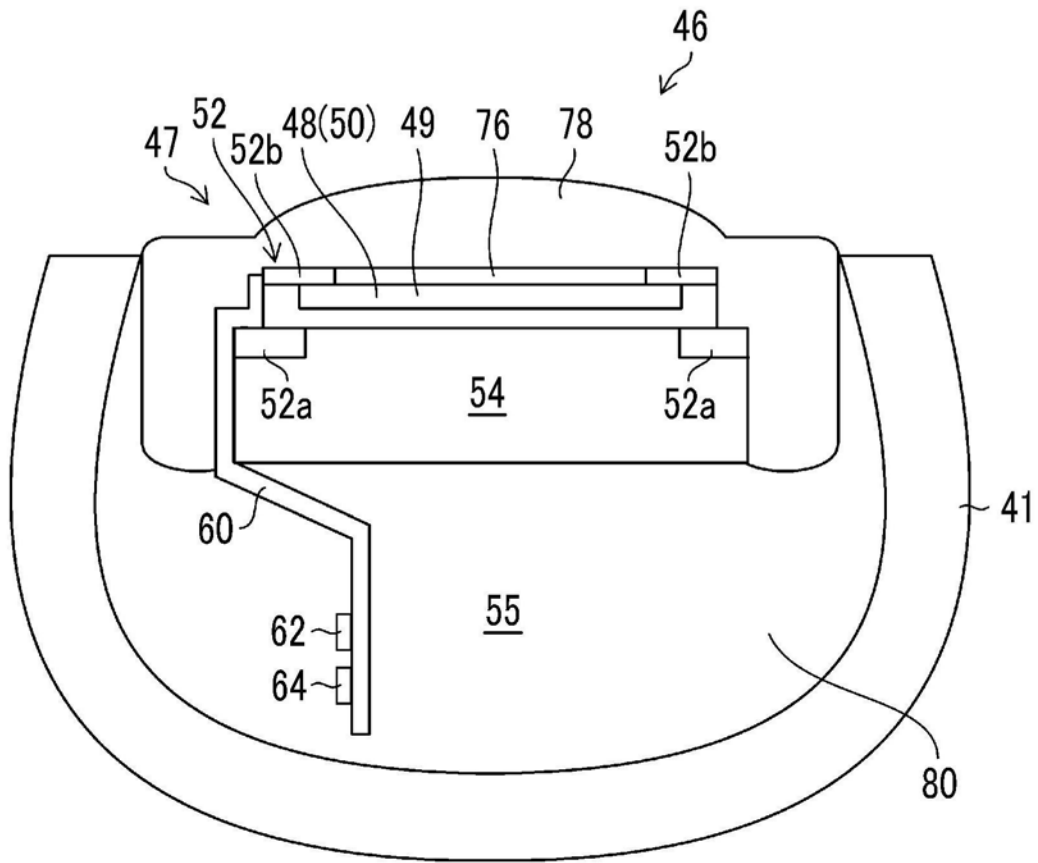


图4

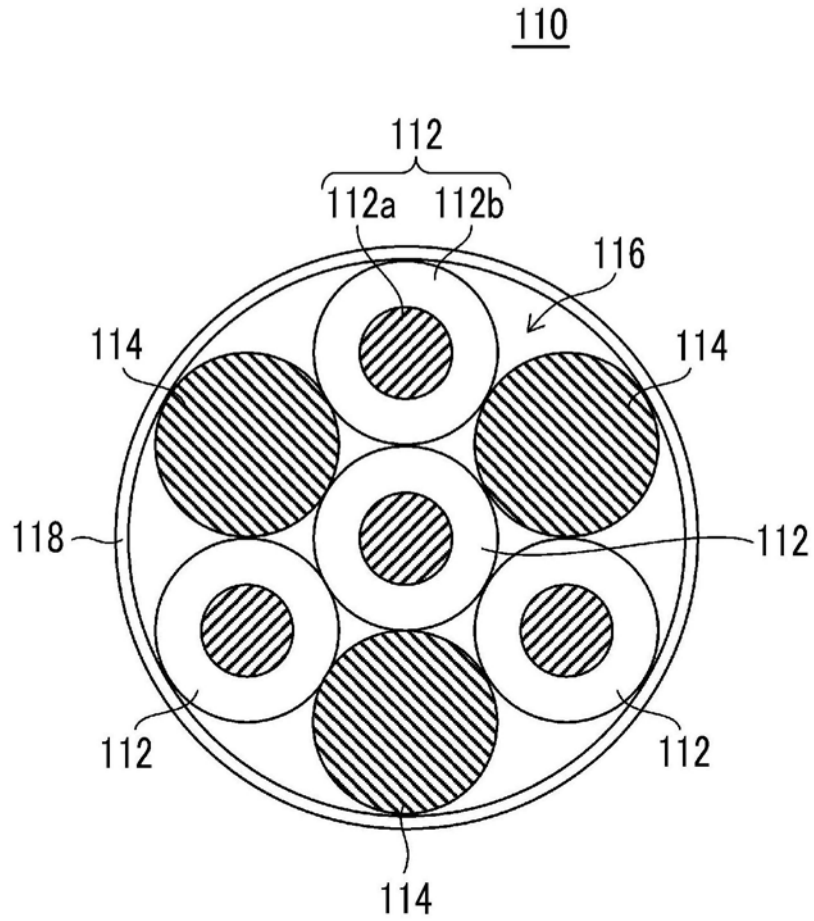


图5

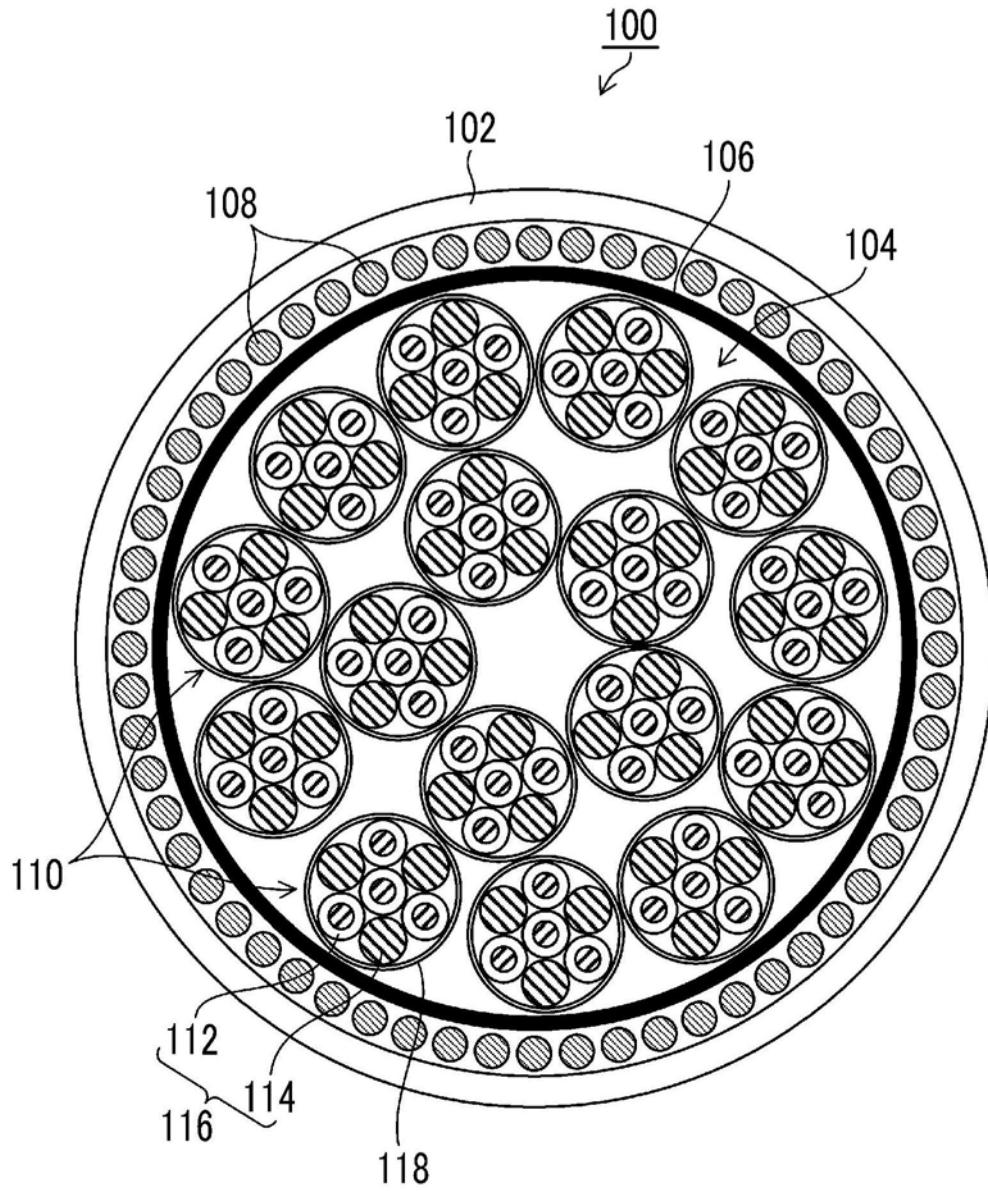


图6

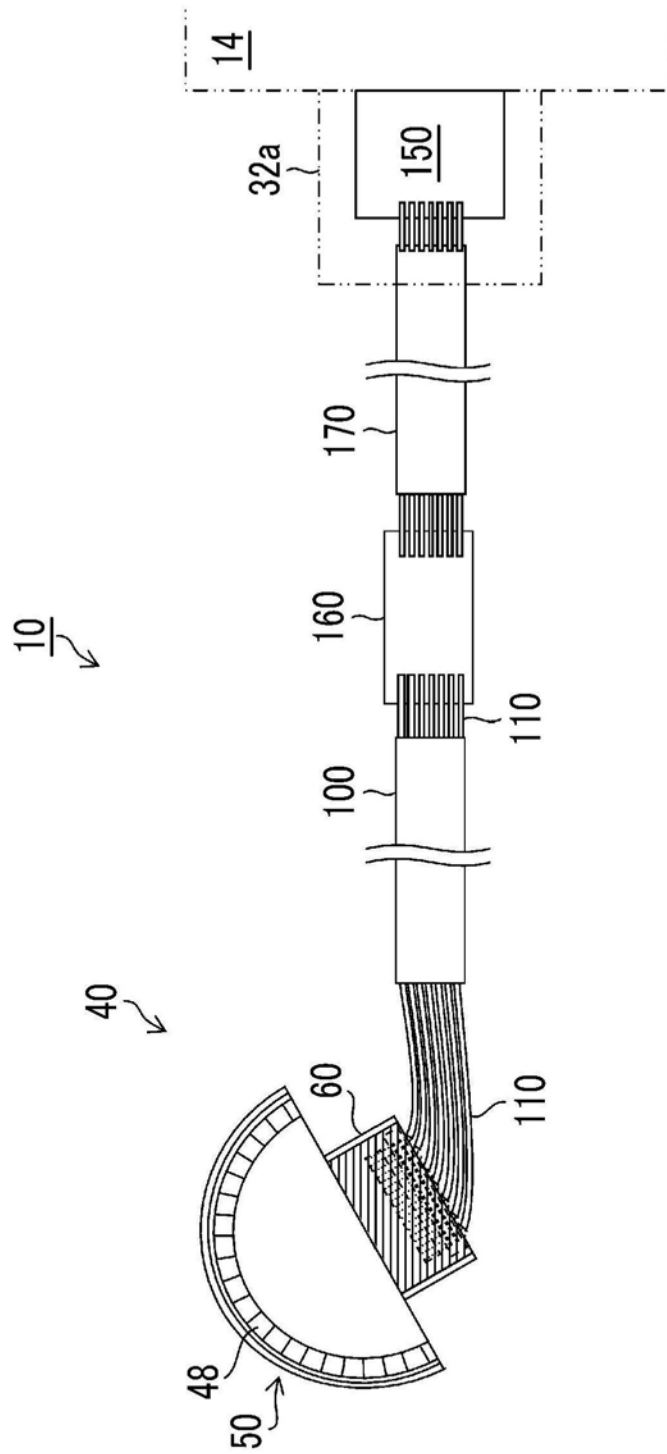


图7

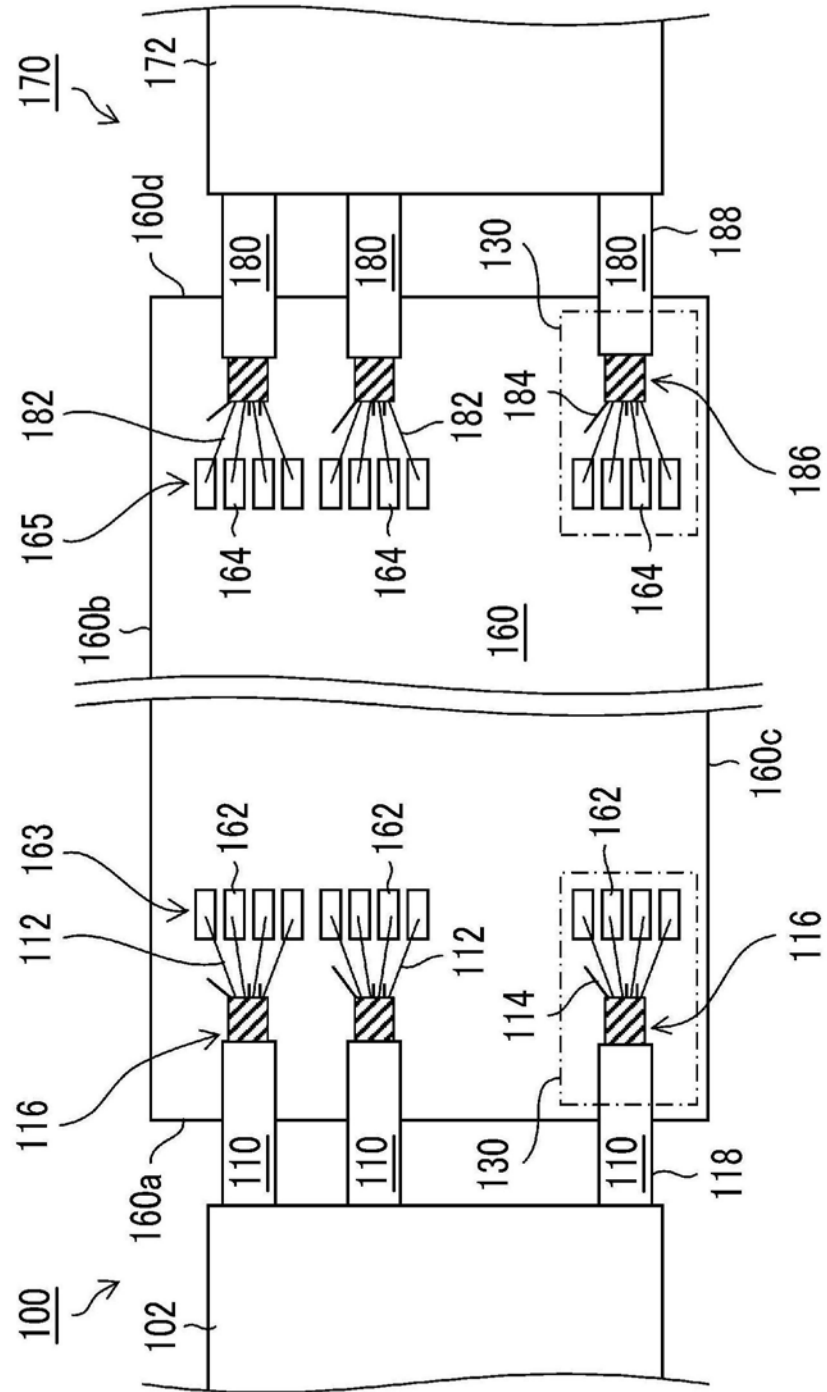


图9

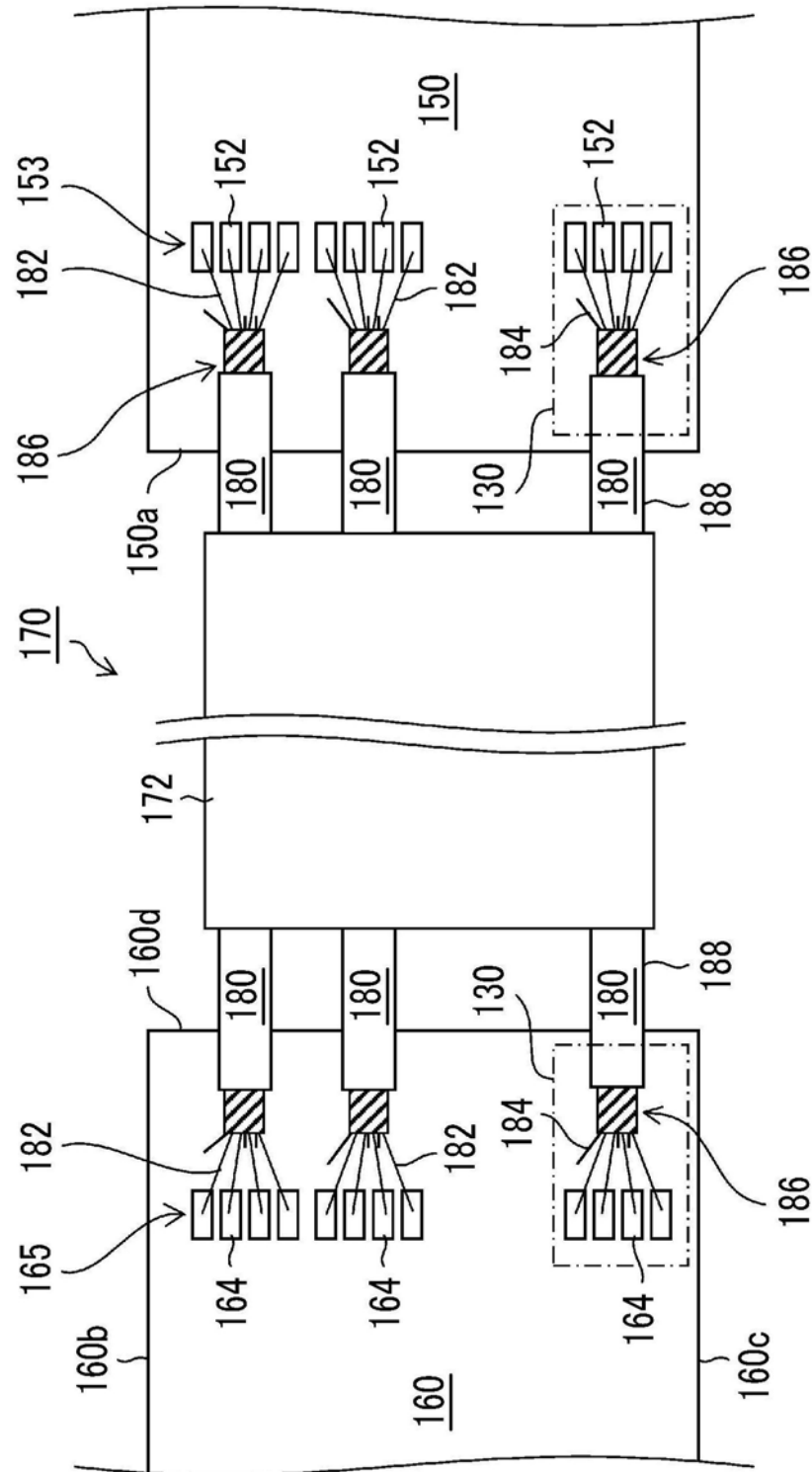


图10

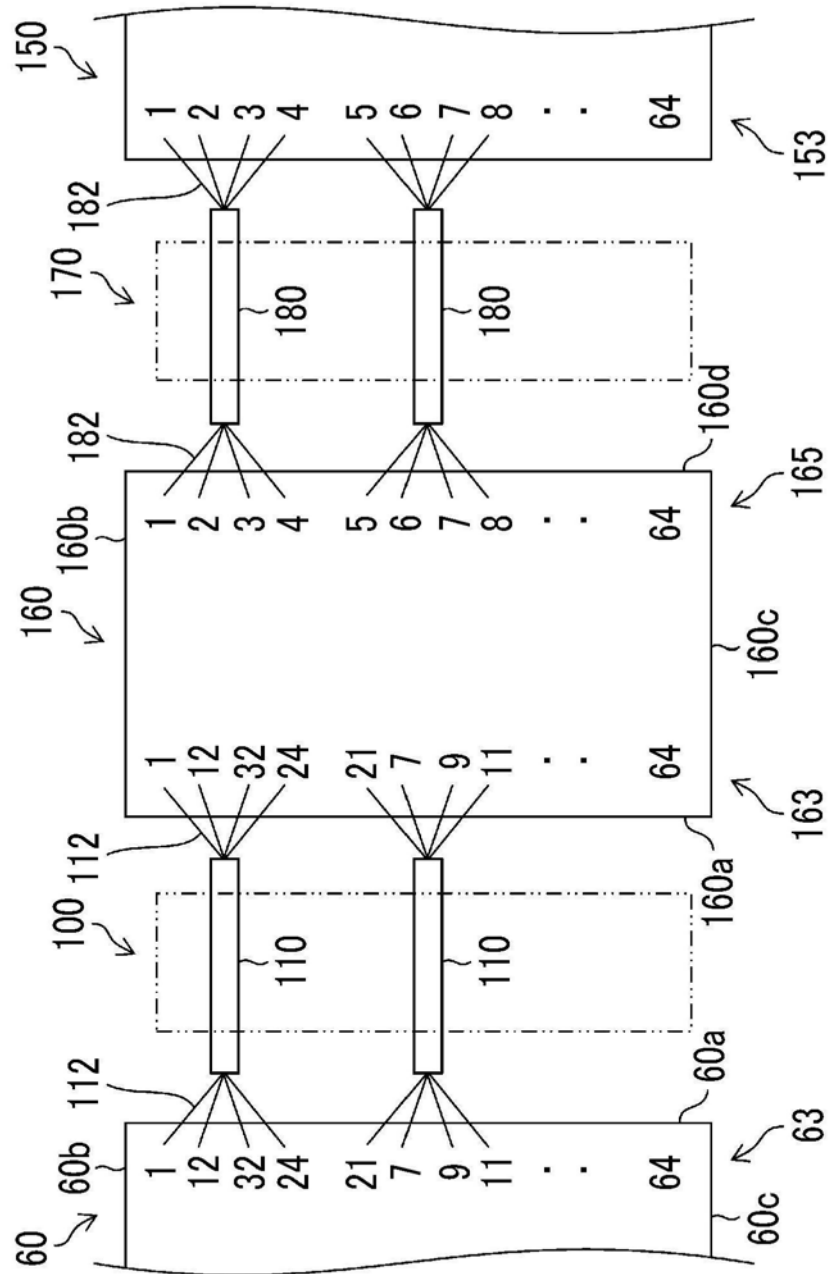


图11

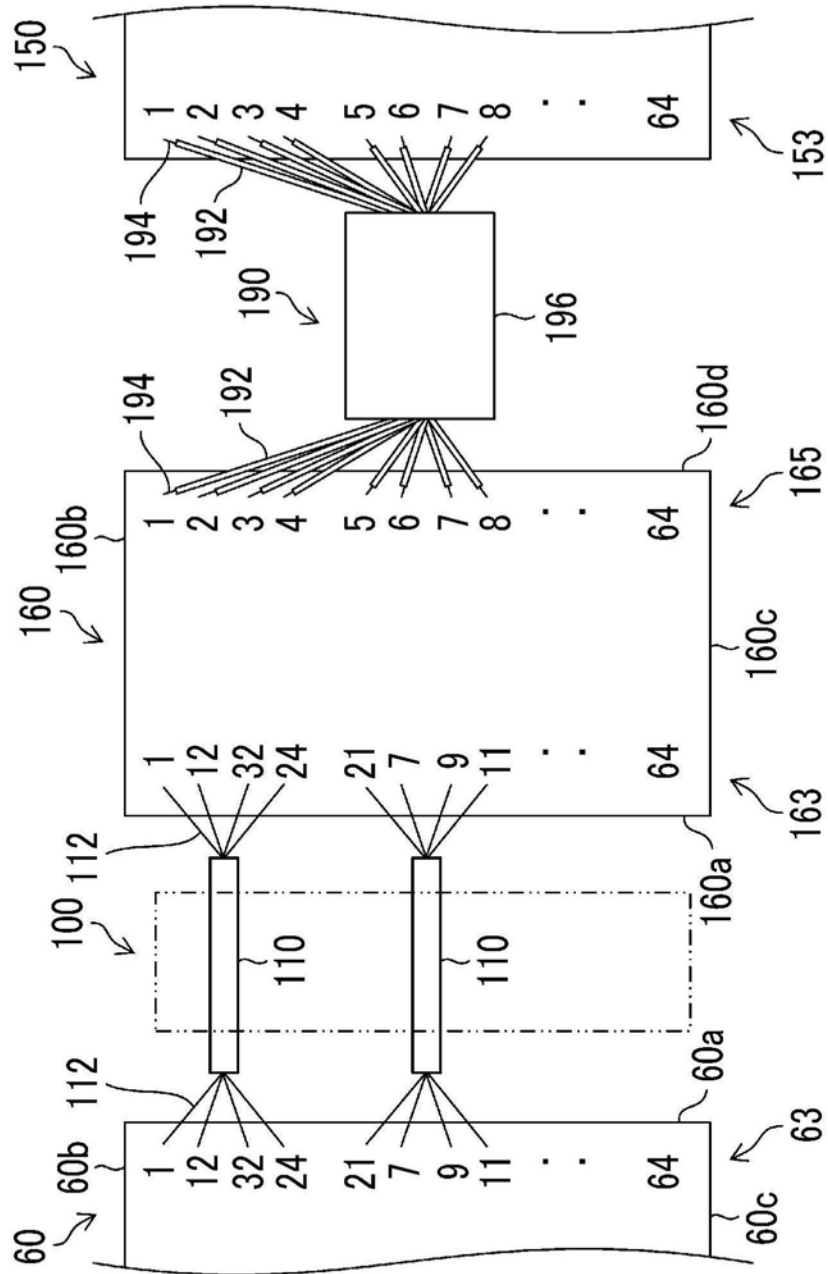


图12

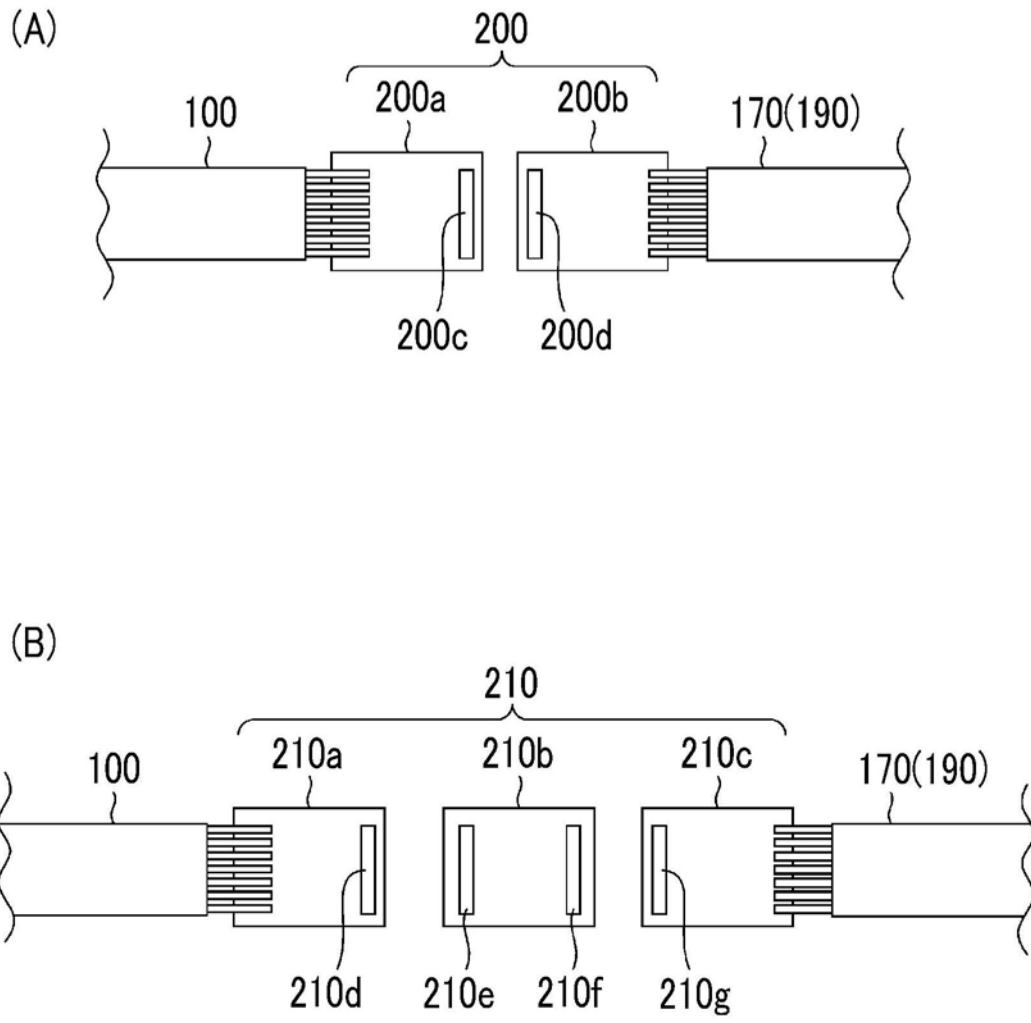


图13

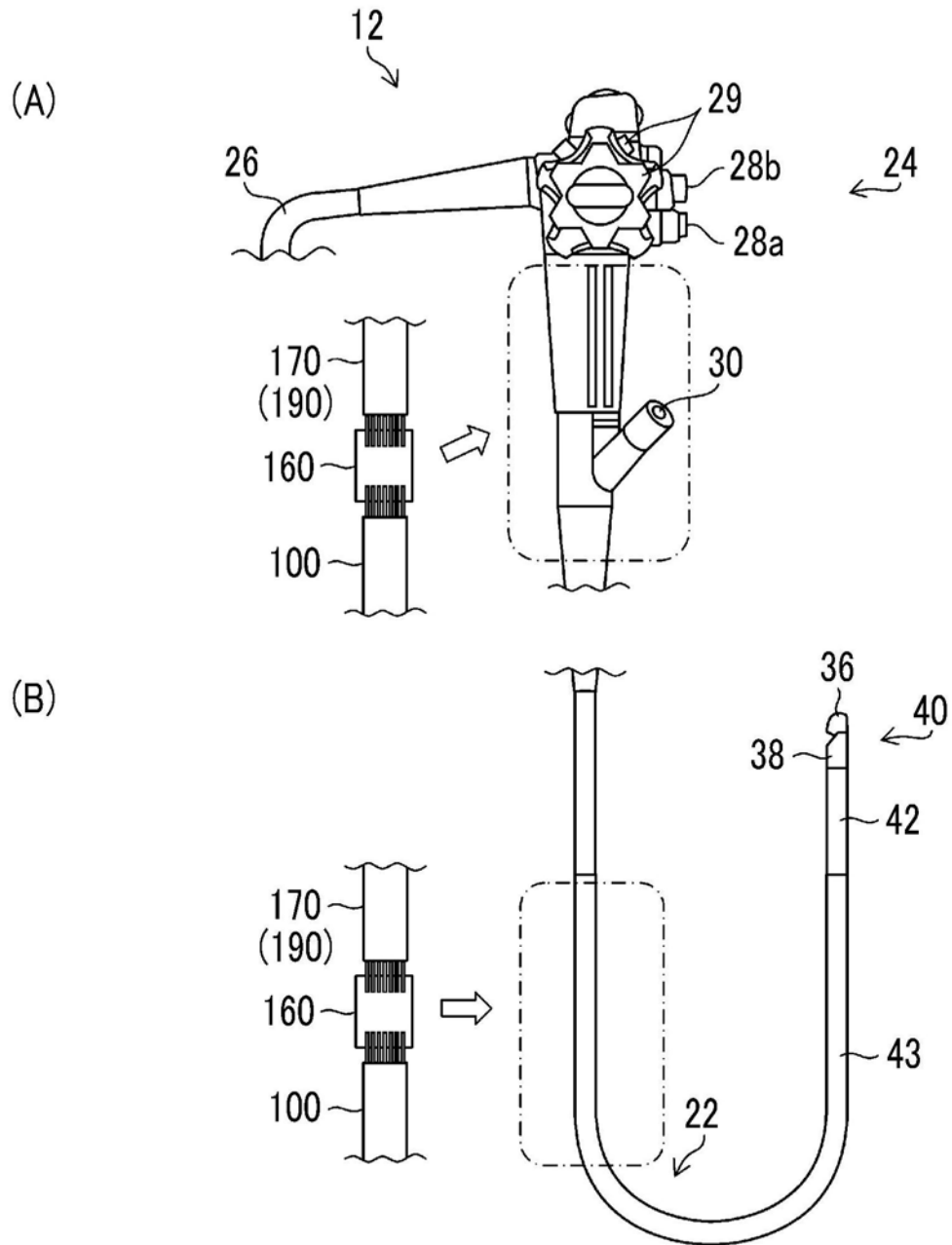


图14

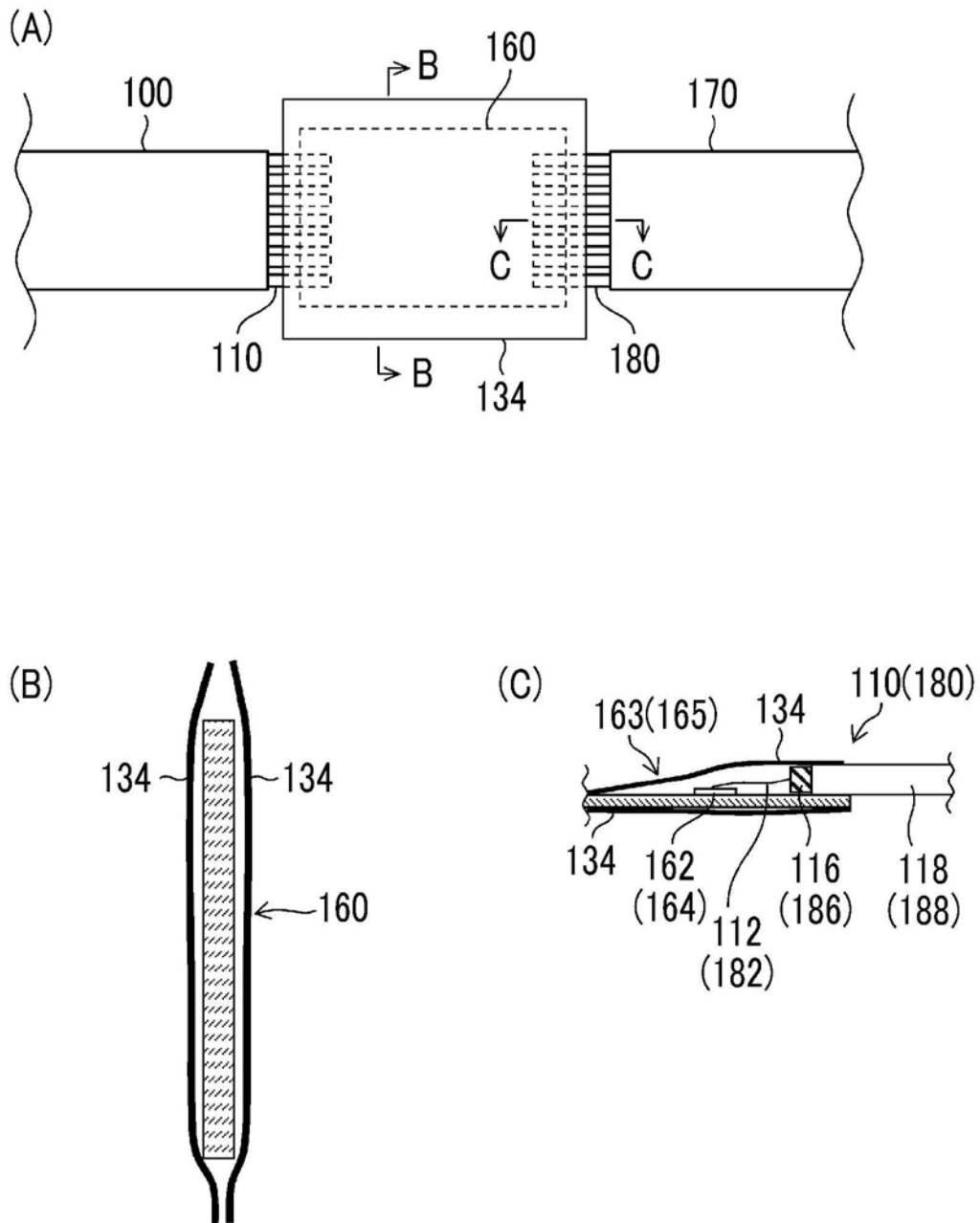


图15