



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109688911 B

(45) 授权公告日 2022.03.29

(21) 申请号 201780052905.5

(22) 申请日 2017.08.29

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 109688911 A

(43) 申请公布日 2019.04.26

(30) 优先权数据  
2016-170383 2016.08.31 JP  
2016-170384 2016.08.31 JP  
2017-018408 2017.02.03 JP  
2017-115312 2017.06.12 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2019.02.27

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/JP2017/030930 2017.08.29

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02018/043483 JA 2018.03.08

(73) 专利权人 尼普洛株式会社

地址 日本国大阪府大阪市北区本庄西3丁目9番3号

(72) 发明人 宫川克也 岛崎夏美 森田友惠

(74) 专利代理机构 上海华诚知识产权代理有限公司 31300

代理人 汤国华

(51) Int.Cl.  
A61B 5/0215 (2006.01)  
H01R 13/11 (2006.01)  
H01R 39/00 (2006.01)

(56) 对比文件  
US 4886070 A, 1989.12.12  
US 2014066790 A1, 2014.03.06  
US 4023562 A, 1977.05.17  
US 2013045640 A1, 2013.02.21  
US 5916177 A, 1999.06.29

审查员 熊狮

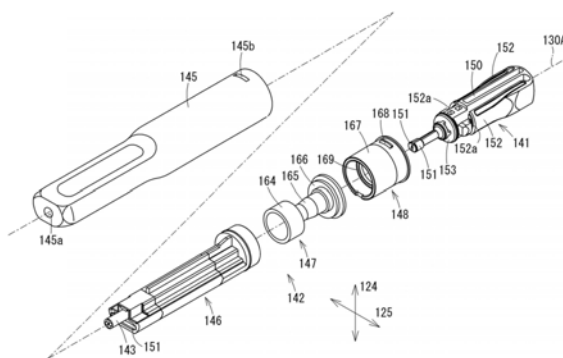
权利要求书1页 说明书28页 附图30页

(54) 发明名称

压力测量装置

(57) 摘要

一种连接件(140)设置有保持部件(141),支撑部件(148),电连接到由保持部件(141)保持的导丝(130)的触点的端子(144)和可相对于支撑部件(148)绕着导丝(130)的轴线(130A)旋转的引导部件(147)。保持部件(141)设置有本体(150)和保持件(151),本体(150)具有用于导丝(130)的插入孔(150a),保持件(151)沿着插入孔(150a)的轴线从本体(150)延伸并且能够相对于轴线在径向方向上向内弹性变形。引导部件(147)具有引导表面(165a),引导表面(165a)在径向方向上向内引导保持件(151)。保持部件(141)相对于引导部件(147)沿着插入孔(150a)的轴线滑动,从而保持抵靠在引导表面(165a)上以在径向方向上向内弹性变形。



CN 109688911 B

1. 一种压力测量装置,其特征在于,包括:  
导丝,所述导丝具有柔性并且能够插入到活体的内腔中,和  
传感器,所述传感器设置在所述导丝中,其中  
所述导丝具有容纳所述传感器的圆筒形壳体,  
所述传感器具有  
传感器本体,所述传感器本体具有远端表面,所述远端表面面向所述导丝的轴向方向上的远侧,  
膜片,所述膜片布置在所述远端表面上,  
桥电路,所述桥电路布置在所述远端表面上并围绕所述膜片,和  
四根导线,所述导线连接到所述桥电路,并且  
所述桥电路具有  
四个电阻器,所述电阻器固定到所述膜片的外周部分,并且在所述电阻器中,电阻值随着膜片的弹性变形而变化,和  
四个端子,所述端子连接到四个所述电阻器和四根所述导线,  
所述传感器本体还具有  
近端表面,所述近端表面面向所述轴向方向上的近侧,  
四个通孔,所述通孔向所述远端表面和所述近端表面开口,并沿着所述轴向方向形成,  
和  
四个导电层,所述导电层分别层叠在所述远端表面的所述四个通孔中的每一个通孔的开口周围,其中  
所述端子是所述导电层。
2. 根据权利要求1所述的压力测量装置,其特征在于,其中  
在所述传感器的所述远端表面的远侧形成空间。
3. 根据权利要求1或2所述的压力测量装置,其特征在于,其中  
所述膜片的形状是圆盘形状。
4. 根据权利要求1或2所述的压力测量装置,其特征在于,其中  
每个所述端子布置在所述四个电阻器中的两个相邻电阻器之间。
5. 根据权利要求1所述的压力测量装置,其特征在于,其中  
所述传感器具有涂层构件,所述涂层构件部分地覆盖四个所述导电层和四根所述导线,并且覆盖至少每个所述导电层和每根所述导线之间的每个所述连接部分。
6. 根据权利要求5所述的压力测量装置,其特征在于,其中  
所述导丝具有  
芯线,和  
锥形销,所述锥形销固定到所述芯线的远端部分,并且  
所述锥形销连接到所述涂层构件。

## 压力测量装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种压力测量装置,其插入到活体的内腔中以测量内腔中的流体的压力。本发明还涉及一种导丝连接器,其具有插入血管中的传感器。本发明还涉及一种插入血管的导丝和一种制造导丝的方法。

### 背景技术

[0002] 作为测量活体的内腔中的流体的压力,例如冠状动脉中的血压的方法,已知一种包括将具有压力传感器的导丝插入血管的方法。专利文件1公开了一种具有传感器的导丝,其中压力检测传感器芯片布置在设置在导丝的尖端部分中的壳体内。

[0003] 上述传感器芯片设置有包含晶片的膜片和设置在膜片中的压电电阻元件。施加血压至插入血管的导丝的膜片。当膜片被血压偏转时,压电电阻元件的电阻值变化。通过向压电电阻元件施加电流,流过压电电阻元件的电流量根据血压而变化。基于电流量的变化计算血压。

[0004] 为了检测血管中的各种物理量,例如血压和血液温度,将具有传感器的导丝插入血管中。例如,导丝从锁骨的下部或大腿插入静脉,并被送出以便到达冠状动脉。

[0005] 为了基于传感器获得的数据在计算装置中计算诸如血压和血液温度的物理量,导丝通过连接器电连通地连接到计算装置。在导丝的端部,提供触点,并且连接器设有端子。触点的形状通常是圆筒形。在专利文件2中描述的连接器的端子是彼此面对地布置的一对板簧。在导丝插入连接器的状态下,圆筒形状的触点保持在一对板簧之间。因此,导丝的触点电连接到连接器的端子。

[0006] 为了检测血管中的各种物理量,例如血压和血液温度,将具有传感器的导丝插入血管中。例如,导丝从锁骨的下部或大腿插入静脉,然后其尖端被送到冠状动脉。然后,通过设置在导丝的尖端上的传感器测量冠状动脉中的血压。

[0007] 基于从传感器输出的电信号,在计算装置中计算诸如血压和血液温度的物理量。因此,导丝连接到计算装置,以便能够通过阴型连接器和电缆传送电信号。从计算装置向传感器供电。可插入阴型连接器的阳型连接器设置在导丝的近端。例如,阳型连接器设置有多个电极。电极和传感器通过导线连接,导线插入并穿过导丝的内部空间(参见专利文件3)。在每根导线中,传输从传感器输出的电信号或者向传感器供电。

[0008] 引用列表

[0009] 专利文献

[0010] 专利文件1:日本未审查专利申请公报(PCT申请的翻译)No.2010-540114

[0011] 专利文件2:日本未审查专利申请公报(PCT申请的翻译)No.2001-516938

[0012] 专利文件3:日本未审查专利申请公报No.2003-225312

### 发明内容

[0013] 技术问题

[0014] 为了增加血压测量精度,希望传感器的增益(电压或电流的输入/输出比)大。另一方面,不希望因为增加增益而增加传感器的尺寸。

[0015] 当导丝在血管内前后移动时,导丝旋转。通过旋转导丝,构造成易于弯曲的导丝的尖端旋转。弯曲导丝的尖端的方向绕着导丝的轴线改变。例如,这使得导丝的尖端容易前进到血管的分支部分中的目标血管中。

[0016] 在专利文件2描述的连接器的中,端子是如上所述彼此面对地布置的一对板簧。通过一对板簧保持的导丝可以相对于导丝的中心轴线在径向方向上移动,同时随着导丝的旋转而旋转。

[0017] 在一对板簧彼此面对的方向上,即使当导丝移动时,该对板簧也跟随导丝的运动而移动。然而,在与一对板簧彼此面对的方向垂直的方向上,该对板簧不跟随导丝的运动。因此,当导丝也在与一对板簧彼此面对的方向垂直的方向上移动时,触点和端子之间的电连接瞬间被切断或者触点和端子之间的接触部分移位。结果,在从传感器传输到计算装置的电信号中可能出现跳跃或偏移。

[0018] 通常,导丝的外径足够小于1mm,因此导线插入并穿过的导丝的内部空间的内径同样小。另一方面,从防止导线断裂的观点来看,期望导线不会从导丝露出到外部。因此,导线和电极连接在导丝的阳型连接器的内部空间中,但是连接操作趋于复杂。

[0019] 鉴于上述情况作出了本发明。本发明的目的是提供一种能够实现传感器的增益的增加的压力测量装置。

[0020] 本发明的另一个目的是提供一种导丝连接器,其中触点和端子之间的电连接难以切割。

[0021] 本发明的又一个目的是提供一种导丝以及制造该导丝的方法,在导丝中,插入并穿过导丝的内部空间的导线和连接器的电极被容易地电连接。

[0022] 问题的解决方案

[0023] (1) 根据本发明的导丝连接器设置有保持导丝的保持部分、绕着由保持部分保持的导丝的轴线可旋转地支撑保持部分的支撑部分、电连接至通过保持部分保持的导丝的触点的端子和能够相对于支撑部分绕着导丝的轴线旋转的引导部分。保持部分设置有具有用于导丝的插入孔的本体和沿着插入孔的轴线从本体延伸并且能够相对于轴线在径向方向上向内弹性变形的保持件。引导部分具有引导表面,该引导表面在径向方向上向内引导保持件。保持部分相对于引导部分沿着插入孔的轴线滑动,由此保持件抵靠引导表面,以在径向方向上向内弹性变形。

[0024] 根据上述构造,保持部分相对于引导部分沿着插入孔的轴线滑动,由此保持件抵靠引导表面以在径向方向上向内弹性变形。结果,导丝通过保持件保持。当在相反方向上滑动时,保持件与引导表面分离,从而释放导丝的保持。因此,通过滑动保持部分来保持导丝或释放保持。

[0025] (2) 优选地,支撑部分设置有锁定部分,锁定部分将保持部分的滑动锁定在保持件抵靠引导表面的位置处,并使保持件能够绕着导丝的轴线旋转,保持部分设置有与本体整体模制并且能够在径向方向上向内弹性变形的钩部,凹陷部分形成在钩部的近端部分中,并且凹陷部分能够与锁定部分接合。

[0026] 根据上述构造,凹陷部分与支撑部分的锁定部分接合,由此调节了保持部件相对

于连接器本体沿着轴线的相对运动。

[0027] (3) 优选地,所述保持部分设置有装配部分,装配部分抵靠引导部分,以在保持件抵靠引导表面的位置处装配到引导部分,并且引导部分设置有要被装配至装配部分的装配目标部分。

[0028] 根据上述构造,当保持件抵靠引导表面时,即使在锁定部分未与凹陷部分接合的状态下,装配部分也装配到装配目标部分以抵靠在其上,从而保持部件向支撑部件的近侧的运动被抑制。

[0029] (4) 优选地,端子具有至少三个端子部分,该端子部分绕着通过保持部分保持的导丝的轴线布置,并且三个端子部分分别抵靠触点,同时通过保持部分保持的导丝的径向方向上向外弹性地移位。

[0030] (5) 优选地,两个相邻的端子部分之间绕着导丝的轴线的角度 $\theta$ 满足 $90^\circ < \theta < 180^\circ$ 的关系。

[0031] 根据上述构造,相对于两个相邻的端子部分之间绕着导丝的轴线的角度 $\theta$ ,设置绕着导丝的轴线布置的至少三个端子部分。因此,即使当触点在径向方向上移动以使得导丝的轴线移位时,每个端子部分也通过端子部分的弹性变形跟随触点的运动。因此,难以发生瞬间切断触点和端子之间的电连接的问题。优选地,角度 $\theta$ 满足 $90^\circ < \theta < 180^\circ$ 的关系。

[0032] (6) 更优选地,角度 $\theta$ 满足 $\theta = 120^\circ$ 的关系。

[0033] 根据上述构造,角度 $\theta$ 满足 $\theta = 120^\circ$ 的关系,因此三个端子部分以相等的间隔布置。因此,即使当导丝在径向方向的任何方向上移动时,每个端子部分也跟随接触。因此,更难以发生触点和端子之间的电连接被瞬间切断的问题。

[0034] (7) 优选地,每个端子部分具有面向导丝的触点的接触表面,并且接触表面具有沿着通过保持部分保持的导丝的轴线的横截面,具有在导丝的径向方向上向内突出的弯曲形状。

[0035] 根据上述构造,每个端子部分沿着导丝的轴线与触点点接触。因此,当导丝沿着轴线移动时,每个端子部分容易在与轴线分离的方向上退避。因此,导丝可以容易地插入连接器或从连接器移除。

[0036] (8) 优选地,每个端子部分是板簧,并且端子具有这样的形状:其中在每个板簧中在沿着导丝的轴线的方向上的两个端部中的每一个端部沿着周向方向呈圆筒形状一体地连续。

[0037] (9) 优选地,端子设置有本体和聚集管,在本体中在每个板簧中沿着导丝的轴线的方向上的一端沿着周向方向呈圆筒形状一体地连续,聚集管外嵌至每个板簧的另一端,并且能够弹性变形以便扩大直径。

[0038] 根据上述构造,聚集管外嵌到每个板簧的另一端并且能够弹性变形以扩大直径。作为端子部分的板簧不仅受到板簧本身的激励力,而且受到由管状弹簧引起的激励力。因此,容易调节端子部分的激励力。

[0039] (10) 根据本发明的导丝具有:管状本体;导线,其插入并穿过本体的内部空间以从本体的近端部分延伸,和连接器,其具有管状形状并且具有电极环和电极销,电极环露出于管状形状的外周表面,电极销连接到电极环并且从远端部分延伸通过管状形状的内部空间,以在远端部分中连接到导线。

[0040] 根据上述构造,即使当电极环和电极销被预先装配时,电极销的远端部分和导线也容易被连接。

[0041] (11) 优选地,导丝具有:两根以上的导线;两个以上的电极环,电极环在轴向方向上彼此分开,和两个以上的电极销,电极销连接到两个以上的电极环,其中导线和电极销一一对应地连接。

[0042] (12) 优选地,电极销在连接器的内部空间中在周向方向上被布置在不同的位置。

[0043] 由于电极销捆扎在电极环的内部空间中,因此保持了连接器的强度。

[0044] (13) 优选地,电极销的远端部分在连接管的内部空间中在轴向方向上被布置在不同的位置。

[0045] 根据上述构造,可以基于远端部分的位置掌握每个电极销和每个电极环之间的连接关系。

[0046] (14) 优选地,每个电极销在远端部分和与要被连接的电极环对应的位置处具有绝缘涂层的外周和不具有绝缘涂层的导电部分,其中在导电部分中,电极销分别连接到导线和电极环,并且电极销的导电部分在轴向方向上不重叠。

[0047] 根据上述构造,可以抑制电极销的导电部分之间的短路。

[0048] (15) 优选地,导丝还具有连接管,连接管覆盖导线和电极销,并连接本体的近端部分和连接器的远端部分。

[0049] 覆盖导线的连接部分和电极销的连接管被构造为与本体和连接器分开的主体。因此,在连接管未连接到本体和连接器的状态下,没有构件覆盖导线的连接部分和电极销,因此可操作性良好。

[0050] (16) 优选地,本体具有:锥形部分,在锥形部分中,外径朝向近端减小;和小直径部分,小直径部分从锥形部分向近端延伸,其中连接管能够在外嵌到小直径部分的状态下相对于小直径部分在轴向方向上移动。

[0051] 通过连接管相对于小直径部分在轴向方向上的运动,导线和电极销之间的连接部分露出于外部或被覆盖。此外,由于连接管外嵌到小直径部分,连接管的外径可以做得小。

[0052] (17) 优选地,连接管包含导电材料并且电连接到本体。

[0053] 根据上述构造,本体可以通过连接管容易地接地。

[0054] (18) 优选地,导丝还具有电子部件,该电子部件位于本体的要被连接到导线的远端部分,并且输出根据流体的物理量的电信号。

[0055] (19) 根据本发明的制造导丝的方法包括:第一处理,将导线与电极销电连接,该导线插入并穿过管状本体的内部空间以从本体的近端部分延伸,该电极销连接至设置在管状连接器中的电极环并从远端部分延伸通过连接器的内部空间;和第二处理,在覆盖导线和电极销的同时,将连接管连接到本体的近端部分和连接器的远端部分。

[0056] 根据以上描述,在连接管未连接到本体和连接器的状态下,没有构件覆盖导线和电极销的连接部分,因此可操作性良好。

[0057] (20) 优选地,在第一处理中,使得连接管进入被外嵌至本体或者连接器的外嵌状态,然后导线和电极销电连接,并且在第二处理中,处于外嵌状态的连接管在从本体的近端部分在轴向方向上突出的方向上或者在从连接器的远端部分在轴向方向上突出的方向上移动。

[0058] 通过连接管从外嵌状态相对于本体或连接器的运动,导线和电极销之间的连接部分露出至外部或被覆盖。

[0059] (21) 根据本发明的压力测量装置设置有:导丝,其具有柔性并且能够插入到活体的内腔中;和传感器,其设置在导丝中;其中,导丝具有容纳传感器的圆筒形壳体,并且传感器具有:传感器本体,其具有远端表面,该远端表面面向导丝的轴向方向上的远侧;膜片,其布置在远端表面上;桥电路,其布置在远端表面上并围绕膜片;和四根导线,其连接到桥电路。桥电路设置有:四个电阻器,其固定到膜片的外周部分,并且在该电阻器中,电阻值随着膜片的弹性变形而变化;和四个端子,其连接到四个电阻器和四根导线。

[0060] 根据上述构造,四个电阻器固定到膜片的外周部分。因此,当膜片由于内腔中的流体的压力而弹性变形时,四个电阻器的电阻值分别变化。因此,传感器的增益增加。

[0061] (22) 优选地,在传感器的远端表面的远侧形成空间。

[0062] 根据上述构造,由导丝的远端部分与内腔中的壁表面之间的接触引起的振动难以传递到传感器,因此传感器的检测精度变高。此外,由于尖端引导部分,螺旋体等相对于空间设置在远侧,因此与内腔中的壁表面的接触被进一步缓冲并且振动难以传递到传感器,因此传感器的检测精度变得更高。

[0063] (23) 优选地,膜片的形状是圆盘形状。

[0064] 根据上述构造,膜片的形状是圆盘形状。因此,当膜片弹性变形时,膜片的外周部分的变形量是均匀的,而与周向方向上的位置无关。电阻器的电阻值的变化量与电阻器被固定的位置处的膜片的变形量成比例。因此,即使当电阻器相对于膜片的位置由于制造等的变化而稍微偏移时,例如,电阻器的电阻变化特性,即电阻值对压力变化的变化量,不会急剧波动。在四个电阻器中,电阻变化特性保持均匀,因此由于制造的变化导致的传感器增益的波动小。

[0065] (24) 每个端子布置在四个电阻器中的两个相邻电阻器之间。

[0066] 根据上述构造,每个端子布置在两个相邻电阻器之间。因此,与每个端子布置在偏离两个电阻器之间的位置的位置的情况相比,缩短了桥电路的路径长度。因此,实现了传感器的小幅减小。

[0067] (25) 传感器本体具有:近端表面,其面向轴向方向上的近侧;四个通孔,其向远端表面和近端表面开口,并沿着轴向方向形成;和四个导电层,其分别层叠在远端表面的四个通孔中的每一个通孔的开口周围,其中端子是导电层。

[0068] 根据上述构造,每根导线连接到层叠在每个导电层的传感器本体的远端表面上的部分。因此,在传感器本体的外周表面上没有布置导线。

[0069] (26) 优选地,传感器设置有涂层构件,涂层构件部分地覆盖四个导电层和四根导线,并且覆盖至少导电层和导线之间的连接部分。

[0070] 根据上述构造,内腔中的流体不接触连接部分。因此,抑制了连接部分的劣化,并且连接部分是防水和绝缘的。

[0071] (27) 优选地,导丝设置有:芯线;和锥形销,其固定到芯线的远端部分,其中锥形销连接到涂层构件。

[0072] 发明的有利效果

[0073] 本发明的压力测量装置可以实现传感器增益的增加。

- [0074] 此外,根据本发明,难以发生瞬间切断触点和端子之间的电连接的问题。
- [0075] 此外,本发明有利于插入并穿过导丝的内部空间的导线与连接器的电极之间的电连接。

### 附图说明

- [0076] 图1是根据本发明的第一实施例的压力测量装置的示意图。
- [0077] 图2是沿图1的切割线II-II的放大截面图。
- [0078] 图3是沿图1的切割线III-III的放大截面图。
- [0079] 图4是压力传感器的立体图。
- [0080] 图5示出沿图4的切割线V-V的截面图。
- [0081] 图6是从图4的箭头VI所示的方向观察的图。
- [0082] 图7是根据本发明的第一实施例的桥电路的电路图。
- [0083] 图8是根据本发明的第二实施例的导丝系统的示意图。
- [0084] 图9是示出根据本发明的第二实施例的导丝的图。
- [0085] 图10是压力传感器的立体图。
- [0086] 图11是根据本发明的第二实施例的连接器的立体图。
- [0087] 图12是根据本发明的第二实施例的连接器的分解立体图。
- [0088] 图13是根据本发明的第二实施例的连接器处于非锁定状态的截面图,特别是图13 (A) 是沿图4中的切割线VIA-VIA的截面图以及图13 (B) 是沿切割线VIB-VIB的截面图。
- [0089] 图14是根据本发明的第二实施例的连接器处于锁定状态的截面图,特别是图14 (A) 是沿图11的切割线VIA-VIA的截面图以及图14 (B) 是沿切割线VIB-VIB的截面图。
- [0090] 图15是沿着图11的切割线VIA-VIA的根据本发明的第二实施例的端子壳的截面立体图。
- [0091] 图16是根据本发明的第二实施例的连接器的端子的立体图。
- [0092] 图17是根据本发明的第二实施例的连接器的端子的图,特别是图17 (A) 是正视图,图17 (B) 是俯视图,图17 (C) 是侧视图,以及图17 (D) 是展开图。
- [0093] 图18是沿图16的线XI-XI的截面图,特别是图18 (A) 是根据本发明的第二实施例的连接器的端子的截面图,图18 (B) 和图18 (C) 是根据本发明的第二实施例的连接器的端子和导丝之间的触点的截面图。
- [0094] 图19是根据本发明的第三实施例的连接器的端子的立体图。
- [0095] 图20是根据本发明的第三实施例的连接器的端子的正视图。
- [0096] 图21示出根据本发明的第二实施例的放大器输入 (V) -时间 (S) 的触点稳定性数据。
- [0097] 图22示出了作为对比物品的Volcano的Combewire的放大器输入 (V) -时间 (S) 的触点稳定性数据。
- [0098] 图23作为比较品的St Jude Medical的Certus的放大器输入 (V) -时间 (S) 的触点稳定性数据。
- [0099] 图24是导丝系统310的示意图。
- [0100] 图25是示出导丝330的图。



- [0101] 图26是压力传感器311的立体图。  
[0102] 图27是阳型连接器339的分解图。  
[0103] 图28是示出每个电极销345的图。  
[0104] 图29是沿图27的切割线VI-VI的截面图。  
[0105] 图30是示出当连接管336处于外嵌状态时的导丝330的图。

## 具体实施方式

[0106] 在下文中,描述了本发明的优选实施例。当然,实施例仅仅是本发明的示例,并且可以在不改变本发明的主旨的范围内改变这些实施例。

### [0107] 【第一实施例的构造】

#### [0108] <压力测量装置10>

[0109] 如图1所示,根据第一实施例的压力测量装置10设置有导丝30和设置在导丝30中的压力传感器11。计算控制部分40电连接到导丝30的一端。在图1中,固定端(连接到计算控制部分40的端部)是导丝30的两端中的近端(图1中的右侧),并且其自由端(插入血管时的尖端)是远端(图1中的左侧)。在下文中,在导丝30中,近端所在的一侧被定义为近侧,并且远端所在的一侧被定义为远侧。

[0110] 导丝30是长而窄的电缆,可以插入血管(活体的内腔的实例),例如冠状动脉。压力传感器11设置在导丝30的远侧的端部中。计算控制部40基于要从压力传感器11输出的电信息(电压值)来计算血压(内腔中的流体的压力的示例)。更具体地,压力测量装置10用于测量血压。

[0111] 图1至图3示出了导丝30的轴向中心线30L。在本说明书中,与构成导丝30的部件有关的方向,即轴向方向30A、径向方向30R和周向方向30C,被定义如下。轴向方向30A、径向方向30R和周向方向30C基于在导丝30处于直线状态而没有偏转或弯曲的状态下的轴线中心线30L(即为直线的轴向中心线30L)被定义。轴向方向30A是平行于轴向中心线30L并且包括远端方向和近端方向的方向。径向方向30R包括与轴向中心线30L正交的所有方向。周向方向30C是绕着轴向中心线30L的方向。

#### [0112] <导丝30>

[0113] 如图1所示,导丝30设置有芯线31、尖端引导部分32、第一螺旋体33、壳体34、第二螺旋体35和引导管38。如图2所示,导丝30设有锥形销39。如图3所示,导丝30设置有连接壁36和尖端线37。

[0114] 如图1所示,芯线31是构成导丝30的骨架的构件。芯线31为导丝30的弯曲提供固定的机械强度,以使得导丝30可以插入血管而不会弯曲。芯线31是圆筒形线棒并且从近端延伸到远侧。例如,芯线31的材料是医用不锈钢。芯线31的轴向中心线平行于轴向中心线30L。

[0115] 在芯线31中,远侧比近侧更容易偏转。芯线31具有位于远侧的小直径部分31a,位于近侧的大直径部分31b,以及连接小直径部分31a和大直径部分31b的锥形部分31c。小直径部分31a和大直径部分31b均具有固定的外径。大直径部分31b的外径大于小直径部分31a的外径。锥形部分31c的外径等于近端中的大直径部分31b的外径,从近端朝向远端逐渐减小,并且等于远侧中的小直径部分31a的外径。由于芯线31的外径朝向远侧逐渐减小的事实,芯线31的刚度按大直径部分31b、锥形部分31c和小直径部分31a的顺序减小。

[0116] 如图2所示,锥形销39从远侧的芯线31的远端部分布置。锥形销39也是与芯线31一样构成导丝30的骨架的构件,并且对导丝30的弯曲提供固定的机械强度。

[0117] 锥形销39设置有位于近侧的轴部分39a和从轴部分39a延伸到远侧的锥形部分39b。轴部分39a的外径是不变的。轴部分39a插入芯线31的小直径部分31a中。例如,轴部分39a通过激光焊接或粘合剂固定到小直径部分31a。锥形部分39b的外径形成朝向远侧逐渐变细。因此,锥形部分39b的刚度朝向远侧逐渐减小。导丝30的布置有锥形销39的远端部分易于弯曲,因此导丝30易于沿血管被引导。此外,从锥形销39的近端到锥形部分39b的近侧部分平行于轴向方向30A形成向锥形销39的外周表面开口的槽39c。压力传感器11的四根导线15(稍后描述)经由槽39c穿过芯线31的内部以连接到计算控制部分40。

[0118] 如图1和图2所示,引导管38位于芯线31的小直径部分31a的径向方向30R上的外侧,并且覆盖小直径部分31a的近侧部分。引导管38的形状是圆筒形状。引导管38的轴向中心线平行于轴向中心线30L。引导管38固定到芯线31的小直径部分31a的外周表面。引导管38具有柔性。引导管38例如包含医用合成树脂,并且例如热熔合到芯线31的外周表面。

[0119] 如图1和图3所示,尖端引导部分32设置在导丝30的远端。尖端引导部分32是当导丝30插入血管中时抵靠血管壁的部分,从而引导导丝30沿血管的运动方向。尖端引导部分32设置有位于远侧的半球形部分32a和从半球形部分32a向近侧延伸的柱状部分32b。半球形部分32a具有向远侧突出的半球形形状,以便不损坏血管壁。半球形部分32a的外径几乎等于第二螺旋体35的外径。柱状部分32b具有从半球形部分32a向近侧突出的并且具有小于半球形部分32a的外径的圆柱形状。柱状部分32b插入第二螺旋体35中,由此尖端引导部分32相对于第二螺旋体35定位,以使得半球形部分32a和第二螺旋体35的外表面平滑连续而没有级别差异。尖端引导部分32的材料例如是医用不锈钢。

[0120] 如图1和图3所示,第一螺旋体33和第二螺旋体35设置在导丝30的远侧。第一螺旋体33和第二螺旋体35的弯曲刚度低于锥形销39的弯曲刚度,即易于弯曲。第一螺旋体33由螺旋缠绕的线棒构成。第一螺旋体33的材料例如是医用不锈钢。第一螺旋体33的轴向中心线平行于轴向中心线30L。如图2所示,锥形销39的锥形部分39b插入第一螺旋体33中。第一螺旋体33具有近端部分33a(图2)和远端部分33b(图3)。如图2所示,例如,近端部分33a通过激光焊接或粘合剂固定到锥形销39的锥形部分39b的外周表面。因此,利用锥形销39增强第一螺旋体33的弯曲刚度。

[0121] 如图1和图3所示,壳体34是在其内部空间34S中容纳压力传感器11的壳体。壳体34具有圆筒形状并具有内部空间34S。壳体34的材料例如是医用不锈钢。壳体34的轴向中心线平行于轴向中心线30L。例如,在壳体34的近端部分中,第一螺旋体33的远端部分33b通过激光焊接或粘合剂固定。

[0122] 壳体34具有多个通孔34a。在第一实施例中,壳体34具有两个通孔34a。通孔34a沿径向方向30R穿透壳体34的圆筒形状的壁。壳体34的内部空间34S和外部通过通孔34a彼此连通。两个通孔34a沿着导丝30的周向方向30C绕着轴向中心线30L以180°间隔设置。

[0123] 第二螺旋体35由螺旋缠绕的线棒构成。第二螺旋体35的材料例如是医用不锈钢。第二螺旋体35的轴向中心线平行于轴向中心线30L。第二螺旋体35具有近端部分35a和远端部分35b。第二螺旋体35的近端部分35a固定到壳体34的远端部分。例如,第二螺旋体35和壳体34通过激光焊接或粘合剂固定。尖端引导部分32的柱状部分32b插入第二螺旋体35的远

端部分35b中。远端部分35b固定到柱状部分32b的外周表面。例如，第二螺旋体35和尖端引导部分32通过激光焊接或粘合剂固定。

[0124] 连接壁36是用于将尖端线37连接到壳体34的构件。连接壁36固定到壳体34的远端部分。例如，连接壁36由金属焊接材料构成。

[0125] 尖端线37增强第二螺旋体35的弯曲刚度。例如，尖端线37是包含医用不锈钢的线棒。尖端线37的轴向中心线平行于轴向中心线30L。尖端线37的近端部分固定到连接壁36。例如，通过激光焊接或粘合剂将尖端线37的远端部分固定到尖端引导部分32的柱状部分32b。

[0126] 根据上述构造，锥形销39和尖端引导部分32通过第一螺旋体33，壳体34和第二螺旋体35连接。壳体34和尖端引导部分32通过尖端线37连接。锥形销39固定到芯线31。因此，导丝（芯线31除外）30本身由芯线31支撑，并且被给予机械强度。

[0127] 根据这样的构造，当执行将导丝30送到近端中的血管的操作时，导丝30在血管中前进而没有跟随该操作而弯曲。当尖端引导部分32接触血管壁时，导丝30沿着血管壁弯曲。

[0128] <压力传感器11>

[0129] 如图3所示，压力传感器11布置在壳体34的内部空间34S中。内部空间34S的近侧部分几乎由压力传感器11填充。另一方面，位于内部空间34S的远侧，即压力传感器11的远侧的内部空间34S作为空间存在。壳体34的通孔34a在内部空间34S的远侧部分中开口。

[0130] 如图3至图6所示，压力传感器11设置有传感器本体12、膜片13、桥电路14、四根导线15和涂层构件16。

[0131] 如图4所示，传感器本体12的形状是圆柱形。膜片13、桥电路14和四根导线15附接至传感器本体12。传感器本体12的轴向中心线平行于轴向中心线30L。传感器本体12具有面向远侧的远端表面12a、面向近侧的近端表面12b以及面向径向方向30R的外周表面12c。

[0132] 如图5所示，传感器本体12具有凹陷部分21。凹陷部分21设置在传感器本体12中，以使得膜片13能够通过内腔中的流体的压力而容易地变形。凹陷部分21向远端表面12a开口。从传感器本体12的远端侧观察，凹陷部分21的形状是圆形形状。凹陷部分21在轴向方向30A上的深度是恒定的。凹陷部分21的轴向中心线与传感器本体12的轴向中心线一致。

[0133] 如图4至图6所示，传感器本体12具有四个通孔22。四个通孔22形成在传感器本体12中，以便在传感器本体12中提供稍后描述的四个端子18。四个通孔22围绕传感器本体12的轴向中心线以90°的间隔沿着周向方向30C布置。每个通孔22沿轴向方向30A延伸并且向传感器本体12的远端表面12a和近端表面12b两者开口。从轴向方向30A观察，通孔22的形状为圆形形状。

[0134] 如图4至图6所示，膜片13布置在传感器本体12的远端表面12a上并固定在其上。膜片13的形状是圆盘形状。更具体地，膜片13的形状从轴向方向30A观察是圆形形状，从径向方向30R观察是矩形形状。膜片13的轴向中心线和传感器本体12的轴向中心线彼此一致。远端表面12a，膜片13和凹陷部分21同轴布置。膜片13的外径大于凹陷部分21的内周表面的直径。膜片13覆盖凹陷部分21的整个开口。

[0135] 如图4、图6和图7所示，桥电路14设有四个电阻器17（17A，17B），四个端子18（18A，18B，18C，18D）和四个连接体19。桥电路14围绕膜片13。

[0136] 桥电路14是全桥电路，其中四个电阻器17都作用于测量的应变计。因此，四个电

阻器17包含两种电阻变化特性不同的电阻器。该两种电阻器是第一电阻器17A和第二电阻器17B。在本说明书中,当不需要将第一电阻器17A和第二电阻器17B彼此区分时,第一电阻器17B和第二电阻器17B被称为电阻器17。

[0137] 四个电阻器17固定到膜片13的远侧的表面。从轴向方向30A观察,四个电阻器17固定到膜片13的外周部分。四个电阻器17围绕传感器本体12的轴向中心线以 $90^\circ$ 间隔沿周向方向30C布置。这里,第一电阻器17A和第二电阻器17B沿周向方向30C交替设置。

[0138] 第一电阻器17A和第二电阻器17B都是利用压电电阻效应的半导体。电阻器17固定到膜片13,因此随着膜片13的弹性变形而弹性变形。当电阻器17弹性变形时,电阻器17的电阻值变化。

[0139] 第一电阻器17A和第二电阻器17B的形状彼此不同。第一电阻器17A和第二电阻器17B相对于膜片13的姿态也彼此不同。由于形状和姿态的差异,在第一电阻器17A和第二电阻器17B之间产生上述电阻变化特性的差异。

[0140] 从轴向方向30A观察,第一电阻器17A的形状为方U形。在相对于膜片13的姿态下,第一电阻器17A设置有周向方向部件51和两个径向方向部件52。周向方向部件51大致沿着膜片13的周向方向延伸。径向方向部件52大致沿膜片13的径向方向延伸。第一电阻器17A被构造为使得电阻值随着膜片13在加压时的变形而增加。

[0141] 从轴向方向30A观察,第二电阻器17B的形状为矩形形状。第二电阻器17B由在相对于膜片13的姿态下的大致沿膜片13的周向方向延伸的周向方向部件构成。第二电阻器17B被构造为使得电阻值随着膜片13在加压时的变形而减小。

[0142] 如图6和图7所示,四个端子18是桥电路14中的两个输入端子18A和18C以及两个输出端子18B和18D。在本说明书中,当输入端子18A和18C以及两个输出端子18B和18D不需要彼此区分时,输入端子18A和18C以及两个输出端子18B和18D被称为端子18。如图5所示,四个端子18是分别对应于传感器本体12的四个通孔22设置的四个导电层。导电层包含远端表面12a中的每个通孔22的开口周围层叠的远端导电层24。

[0143] 如图4和图6所示,四个端子18在径向方向30R上布置在膜片13的外侧。四个端子18围绕传感器本体12的轴向中心线以 $90^\circ$ 间隔沿周向方向30C布置。四个端子18和四个电阻器17在周向方向30C上交替设置。每个端子18布置在四个电阻器17中的两个相邻电阻器17之间。

[0144] 如图4至图6所示,四个连接体19分别对应于四个端子18设置。每个连接体19是在远端表面12a中的每个通孔22的开口周围层叠的导电层。每个连接体19电连接两个相邻的电阻器17和位于两个相邻的电阻器17之间的端子18。因此,四个电阻器17和四个端子18交替地电连接。

[0145] 如图6所示,在桥电路14中,两个输入端子18A和18C彼此以 $180^\circ$ 间隔布置,并且两个输出端子18B和18D彼此以 $180^\circ$ 间隔布置。如图6和图7所示,从一个输入端子18A朝向另一个输入端子18C,桥电路14具有两个路径,一条路径27和另一条路径28。一条路径27是经过第一电阻器17A,一个输出端子18B和第二电阻器17B的路径。另一条路径28是经过第二电阻器17B,另一个输出端子18D和第一电阻器17A的路径。这里,一个输入端子18A是高压侧,而另一个输入端子18C是低压侧。

[0146] 在两个输入端子18A和18C之间施加电压的状态下,在一条路径27中按照第一电阻

器17A和第二电阻器17B的顺序发生电压下降,并且在另一条路径28中按照第二电阻器17B和第一电阻器17A的顺序发生电压下降。

[0147] 在膜片13未被加压的状态下,第一电阻器17A和第二电阻器17B不会变形。此时,第一电阻器17A和第二电阻器17B的电阻值相同。因此,在两个输出端子18B和18D之间不产生电位差。

[0148] 另一方面,在膜片13被加压的状态下,第一电阻器17A和第二电阻器17B变形。如上所述,在加压时,第一电阻器17A的电阻值增加,并且第二电阻器17B的电阻值减小。更具体地,第一电阻器17A中的电压下降量大于第二电阻器17B中的电压下降量。因此,在两个输出端子18B和18D之间产生电位差。

[0149] 在导丝30插入血管,从而血压施加到压力传感器11的状态下,根据血压在两个输出端子18B和18D之间产生电位差。可以基于电位差来确定血压的大小。

[0150] 如图5所示,四根导线15分别电连接到四个端子18。如上所述,端子18具有层叠在远端表面12a上的远端导电层24。导线15连接到远端导电层24。导线15具有包含导体的导线体15a和包含绝缘体的绝缘盖15b。除了导线体15a的两个端部之外,绝缘盖15b覆盖导线体15a。在导线15的远端部分中,导线体15a通过焊接电连接且机械连接到远端导电层24。通过该焊接,连接部分26形成在导线体15a和远端导电层24之间。

[0151] 如图3至图5所示,涂层构件16设置在传感器本体12的近侧。在第一实施例中,涂层构件16包含粘合剂。涂层构件16固定到传感器本体12的近端表面12b并从近端表面12b向近侧突出。涂层构件16部分地进入传感器本体12的四个通孔22中,以封闭近端表面12b中的四个通孔22的开口。四根导线15的远侧端部分和四个连接部分26被涂层构件16覆盖并固定到涂层构件16。这里,从绝缘盖15b露出的整个导线体15a被涂层构件16覆盖。

[0152] 如图4和图6所示,四个导线体15a和四个连接部分26被涂层构件16覆盖并固定到涂层构件16,但是在图4和图6中省略了涂层构件16。涂层构件16的构造不限于粘合剂,并且可以是焊料,焊膏等。

[0153] 如图4所示,锥形销39连接到涂层构件16并固定到锥形销39。因此,传感器本体12固定到锥形销39。

[0154] <计算控制部40>

[0155] 如图1所示,计算控制部40具有电连接到压力传感器11的四根导线15,向压力传感器11供给电流的电源部分41,对要从压力传感器11输出的电信息执行计算处理的计算部分42以及连接到四根导线15的连接部43。

[0156] 如图1所示,电源部分41被构造为通过连接到两个输入端子18A和18C的两根导线15将电压施加到压力传感器11的桥电路14。

[0157] 计算部分42通过连接到两个输出端子18B和18D的两根导线15获取要从压力传感器11的桥电路14输出的电压值。计算部分42基于所获取的输出电压值的变化来计算作用在压力传感器11上的血压。计算部分42设有存储器42a。更具体地,计算部分42如下计算血压。

[0158] 例如,存储器42a将如上所述的输出电压值和血压之间的对应关系存储为一一对应的数据。因此,当获取到输出电压值时,计算部分42可以基于存储在存储器42a中的对应关系来确定与输出电压值对应的血压。因此,计算部分42可以基于要从压力传感器11输出的电压值来计算作用在压力传感器11上的血压。

[0159] <压力测量装置10的使用示例>

[0160] 例如,压力测量装置10用于测量冠状动脉中的血压。导丝30插入冠状动脉中,其中设置尖端引导部分32的远端作为插入血管的插入方向上的头部。基于投影在血管的X射线荧光透视图像上的末端引导部分32的位置来掌握导丝30在冠状动脉中的位置。

[0161] 当压力传感器11到达冠状动脉中的血压的测量位置时,导丝30的插入被中断。在这种状态下,通过用户的操作从电源部分41向压力传感器11提供固定电压。

[0162] 在血管中,血液流入壳体34的内部空间34S,并且血压作用在压力传感器11的膜片13的表面上。因此,膜片13弹性变形,然后四个电阻器17的电阻值相应地变化。

[0163] 在血流中,发生脉动,其中通过心脏的运动重复血压的增加和减少。四个电阻器17随着血流的脉动而弹性变形。因此,四个电阻器17的电阻值对应于血流的脉冲血压而变化。

[0164] 计算控制部40的计算部分42获取要从压力传感器11输出的电信息。如上所述,计算部分42基于电信息计算作用在压力传感器11上的血压。

[0165] <第一实施例的操作效果>

[0166] 根据第一实施例的压力测量装置10,四个电阻器17固定到膜片13的外周部分。因此,当通过内腔(血管)中的流体的压力(血压)使膜片弹性变形时,四个电阻器17的电阻值分别变化。因此,传感器11的增益增加。

[0167] 膜片13的形状是圆盘形状,因此,当膜片13弹性变形时,膜片13的外周部分的变形量是均匀的,与周向方向上的位置无关。电阻器17的电阻值的变化量与电阻器17固定的位置处的膜片13的变形量成比例。因此,即使当电阻器17到膜片13的位置由于制造等的变化而稍微偏移时,例如,电阻器17的电阻变化特性,即电阻值对压力的变化量不会急剧波动。在四个电阻器17中电阻变化特性保持均匀,因此由于制造的变化导致的传感器11的增益的波动小。

[0168] 每个端子18布置在两个相邻的电阻器17之间,因此与每个端子18布置在偏离两个电阻器17之间的位置的情况相比,桥电路14的路径长度缩短。因此,实现了传感器11的尺寸减小。

[0169] 每根导线15连接到层叠在传感器本体12的远端表面12a上的部分(远端导电层24)。因此,导线15没有布置在传感器本体12的外周表面12c上。

[0170] 内腔中的流体不接触连接部分26,因此抑制了连接部分26的劣化并且连接部分26被防水和绝缘。

[0171] 由导丝30的远端部分(尖端引导部分32)与内腔中的壁表面之间的接触引起的振动难以传递到传感器11,因此传感器11的检测精度增加。

[0172] 【第一实施例的修改】

[0173] 如上所述,尽管详细描述了本发明的实施例,但是以上描述在所有方面仅仅是本发明的示例。当然,在不脱离本发明的范围的情况下,可以进行各种改进或修改。关于根据第一实施例的压力测量装置10的构成部件,根据实施例,可以适当地省略,替换和添加构成部件。此外,压力测量装置10的构成部件的形状和尺寸也可以根据实施例适当地设定。例如,可以进行以下替换。

[0174] 在第一实施例中,传感器本体12的形状是圆柱形,并且远端表面12a垂直于导丝30的轴向方向30A。传感器本体12可以具有面向远侧的远端表面12a,并且传感器本体12的形

状和远端表面12a相对于轴向方向30A的角度不受限制。传感器本体12的形状例如可以是方柱形,并且远端表面12a可以相对于轴向方向30A倾斜。

[0175] 在第一实施例中,膜片13的形状是圆盘形状。膜片13的形状不受限制,只要该形状允许膜片13根据施加到膜片13的压力的变化而弹性变形。膜片13可以是板状构件,并且当从轴向方向30A观察该板状构件时的形状可以是任意形状。例如,任意形状是多边形形状,并且包括例如正方形,六边形,八边形等。

[0176] 在第一实施例中,涂层构件16包含粘合剂,但是本发明不限于此。例如,涂层构件16可以是刚性部件,并且可以是要固定到传感器本体12的近端表面12b的部件。

[0177] 在第一实施例中,涂层构件16不仅覆盖连接部分26,而且将压力传感器11固定到锥形销39。涂层构件16可以仅覆盖连接部分26。在这种情况下,压力传感器11通过另一个构件固定到锥形销39。

[0178] 在第一实施例中,四个电阻器17围绕传感器本体12的轴向中心线以90°间隔布置。四个电阻器17的布置不受限制,只要四个电阻器17沿着周向方向30C布置在膜片13的外周部分中即可。例如,四个电阻器17可以以不均匀的间隔,例如120°,60°,120°和60°的间隔,或60°,90°,30°和180°的间隔围绕传感器本体12的轴向中心线布置。

[0179] 在第一实施例中,用于设置四个端子18的四个通孔22围绕传感器本体12的轴向中心线以90°间隔布置。四个通孔22的布置不受限制,只要每个通孔22沿周向方向30C布置在两个相邻的电阻器17之间即可。四个通孔22可以与四个电阻器17一样,以不均匀的间隔,例如120°,60°,120°和60°的间隔,或60°,90°,30°和180°的间隔围绕传感器本体12的轴向中心线布置。此外,在第一实施例中,从轴向方向30A观察的通孔22的形状是圆形形状。从轴向方向30A观察的通孔22的形状可以是例如多边形,并且不受限制。

[0180] 在第一实施例中,希望对传感器12的本体的整个外表面或部分外表面进行防水和绝缘涂层,以使得传感器本体12的膜片13的运动不受阻碍。特别地,Parylene(注册商标)涂层是理想的,但涂层方法没有特别限制。

[0181] **【第二实施例】**

[0182] <导丝系统110>

[0183] 如图8所示,根据第二实施例的导丝系统110设置有导丝130,计算装置120和连接导丝130和计算装置120的连接器140。导丝130是长而窄的电缆并且可以插入血管,例如冠状动脉。导丝130设置有压力传感器111(图10),其根据血管中的压力输出电信息。

[0184] 计算装置120设置有向导丝130的压力传感器111提供电流的电源部分121,对要从压力传感器111输出的电信息执行计算处理的计算部分122,以及存储计算处理所需的信息的存储器123。要从压力传感器111输出的电信息经由连接器140从导丝130传输到计算部分122。计算部分122基于要从压力传感器111输出的电信息计算血压。具体地,导丝系统110用于血压测量。

[0185] 在图8中,固定端(连接到计算控制装置120的端部)是导丝30的两端中的近端(图8中的左下端),且其自由端(插入血液中的尖端)是远端(图8中的左上端)。在下文中,在导丝130中,将近端所在的一侧称为近侧,将远端所在的一侧称为远侧。

[0186] <导丝130>

[0187] 图9示出了导丝130。在图9中,左侧是导丝130的远侧,右侧是导丝130的近侧。导丝

130设置有尖端引导部分132,第一螺旋体133,壳体134,第二螺旋体135,电极管136,四个触点137,锥形销138和尖端引导销139。芯线131从近端延伸到远侧。尖端引导部分132布置在远端。第一螺旋体133,壳体134,第二螺旋体135和电极管136从远端的尖端引导部分132朝向近端依次布置。四个触点137布置在电极管136的外周侧,并且沿着导丝130的轴线130A设置。轴线130A指的是当导丝130处于笔直状态而没有偏转或弯曲时导丝130的轴线。

[0188] 芯线131是构成导丝130的骨架的构件。尖端引导部分132是半球形构件,其布置在远端且向远侧突出,并且抵靠在血管壁上,从而引导导丝130沿着血管的运动方向。第一螺旋体133和第二螺旋体135是螺旋缠绕的线棒,并且构造成比芯线131更容易弯曲,以使得导丝130的远端部分易于顺应血管。壳体134是在内部空间中容纳压力传感器111的壳体。壳体134具有两个通孔134a。血液可以通过通孔134a接触布置在壳体134内部的压力传感器111(图10)。电极管136是容纳从压力传感器111延伸的四根导线115(图10)的圆筒形构件,并固定到芯线131的近端部分。四个触点137分别连接到四根导线115(图10)并固定到电极管136的外周表面。触点137的形状是环形形状(图18)。锥形销138是加强第二螺旋体135的弯曲刚度的构件,被固定到芯线131的远端部分,并且从芯线131延伸到壳体134。尖端引导销139是加强第一螺旋体133的弯曲刚度的构件,并且固定到壳体134和尖端引导部分132。

[0189] 如图10所示,例如,压力传感器111设置有传感器本体112,膜片113,桥电路114,四根导线115和连接部分116。例如,传感器本体112通过包含粘合剂的连接部分116固定到固定到芯线131的锥形销138。膜片113,桥电路114和四根导线115附接到传感器本体112。桥电路114是全桥电路,其中四个电阻器117都用于测量的应变计。桥电路114设置有四个电阻器117,四个端子118A和118B,以及四个连接体119。四个电阻器117固定到膜片113。四个端子118A和118B包含两个输入端子118A和两个输出端子118B。每个连接体119将每个电阻器117电连接到每个端子118A和118B。每根导线115电连接到每个端子118A和118B。

[0190] 在导丝130插入血管以使血压施加到压力传感器111的状态下,膜片113根据血压弹性变形。四个电阻器117随着膜片113的弹性变形而弹性变形,以使得四个电阻器117的电阻值变化。当在该状态下在两个输入端子118A之间施加电压时,在两个输出端子118B之间产生电位差。基于电位差,可以在计算装置120中确定血压的大小(图8)。

[0191] <连接器140>

[0192] 如图11所示,连接器140设置有保持导丝130的保持部件(保持部分的示例)141和附接有保持部件141的连接器本体142。连接器本体142设置有电连接到四根导线115的电缆143。电缆143电连接到计算装置120(图8)。

[0193] 在图11中,第一方向124和第二方向125是与轴线130A正交的方向。第一方向124和第二方向125彼此正交。在下文中,使用第一方向124和第二方向125描述连接器140的姿态。图13(A)和图14(A)是由包括轴线130A并且平行于第一方向124的平面切割的截面图。图13(B)和图14(B)是由包括轴线130A并且平行于第二方向125的平面切割的截面图。

[0194] 图12是连接器140的分解立体图。连接器本体142设置有管状盖145,端子壳146,引导部件(引导部分的示例)147和支撑部件(支撑部分的示例)148。

[0195] 保持部件141在图12至图14中示出。如图12所示,保持部件141设置有本体150,两个保持件151和两个钩部152。保持部件141由树脂材料模制而成。因此,本体150,两个保持件151和两个钩部152被一体地模制。



[0196] 本体150的形状示意性地为管状形状,其中作为内部空间的插入孔150a沿轴线130A延伸。导丝130可以插入并穿过插入孔150a。本体150在近端部分中设置有装配部分153。装配部分153的形状是以轴线130A为轴的圆盘形状,并且在径向方向上向外突出。装配部分153通过与作为保持部件141的连接器本体142结合而装配到引导部件147,并且调节保持部件141在插入连接器本体142的方向上的运动。此外,装配部分153抵靠在支撑部件148的锁定部分169上,从而防止插入连接器本体142中的保持部件141容易地从连接器本体142脱落。

[0197] 两个保持件151从本体150的近端(图12的左侧,图13的右侧)沿轴线130A延伸。两个保持件151在第二方向125上彼此面对。两个保持片151中的每一个的形状是沿着轴线130A延伸的半圆筒形状。当两个保持件151彼此接近以彼此邻接时,形成大致圆筒形状。两个保持件151在没有给定外力的状态下在第二方向125上彼此分开。在保持件151中,近端侧可以以每个保持件151和本体150之间的连接位置,即每个保持件151的远端作为支点,在彼此接近的方向上弹性变形。当两个保持件151形成圆筒形状时,导丝130通过用作内部空间的空间插入并穿过保持部件141。由于每个保持件151的近端部分抵靠在引导部件147上,两个保持件151弹性变形以便彼此接近。因此,导丝130由两个保持件151保持。

[0198] 两个钩部152从本体150的远端(图12的左侧,图13的右侧)沿着轴线130A朝向近侧(图12的左侧,图13的右侧)延伸。在第二方向125上,本体150位于两个钩部152之间。在钩部152中,近端侧可以以每个钩部152和本体150之间的连接位置,即每个钩部的远端作为支点而相对于轴线130A在径向方向上向内弹性变形。凹陷部分152a形成在每个钩部152的近端部分中。每个凹陷部分152a在每个钩部152中相对于轴线130A在径向方向上向内凹陷。每个凹陷部分152a可以与支撑部件148的锁定部分169接合。由于每个凹陷部分152a与支撑部件148的锁定部分169接合的事实,保持部件141沿轴线130A相对于连接器本体142的相对运动被调节。

[0199] 管状盖145在图12至图14中示出。管状盖145容纳容纳端子144的端子壳146,引导部件147和支撑部件148,它们从近侧(图12的左下侧)朝向远侧(图12的右上侧)依次布置。容纳在管状盖145中的端子壳146,引导部件147和支撑部件148彼此组装成一体。

[0200] 管状盖145的形状示意性地是沿轴线130A延伸的管状形状。管状盖145的近端侧的外形为矩形管状。管状盖145的近端被密封,并且形成沿轴线130A穿透的电缆孔145a。电缆143通过电缆孔145a从管状盖145的内部延伸到外部。管状盖145的远端侧具有圆筒形状。在管状盖145的周壁的远端周围,形成两个相对于轴线130A在径向方向上穿透的接合孔145b。两个接合孔145b在第一方向124上彼此面对。支撑部件148的凸部分168与每个接合孔145b接合。管状盖145的远端开口。

[0201] 如图12至图15所示,端子壳146设置有分别电连接到导丝130的四个触点137的四个端子144(图13至图18)。如图15所示,端子壳146设置有容纳四个端子144的内壳154,电缆143固定到其上的连接板155,容纳内壳154和连接板155的外壳156,以及线引导部件157。

[0202] 如图15所示,电缆143具有四根导线126和覆盖四根导线126的保护涂层膜127。四根导线126分别电连接到端子壳146中的四个端子144。

[0203] 内壳154是通过组合第一壳体件158和第二壳体件159而构造的长而窄的长方体。第一壳体件158和第二壳体件159在第一方向124上彼此面对,并且沿着轴线130A长且窄地

延伸。在第一壳体件158和第二壳体件159之间,形成沿轴线130A延伸的空间160。在空间160中,四个端子144沿轴线130A并排设置。内壳154的远端开口,并且空间160通过该开口连续到外部。

[0204] 连接板155是在第一方向124上面向第一壳体件158和第二壳体件159的板。第二壳体件159与连接板155相邻。在第二壳体件159中,沿第一方向124形成四个端子孔154a。在连接板155中,沿第一方向124设置四个端子孔151a。连接板155的每个端子孔151a与第二壳体件159的每个端子孔154a连续。端子144的连接部分170插入并穿过一对端子孔154a和端子孔151a。

[0205] 在连接板155和外壳156之间,沿轴线130A的空间161和162形成在第一方向124的两侧。内壳154和电缆143的保护涂层膜127的远端部分布置在空间161中。在空间162中,四个端子144的四个连接部分170突出,布置有电缆143的四根导线126,并且每个连接部分170通过焊接电连接到每根导线126。为了便于说明,一些导线126以断开状态示出。

[0206] 外壳156具有大致方管形状。在外壳156的远端部分中,形成向远端侧开口的圆筒形的第一凹陷部分156a和第二凹陷部分156b。第一凹陷部分156a的内部空间与容纳在外壳156中的内壳154的内部空间连续。第一凹陷部分156a和第二凹陷部分156b均具有沿轴线130A的内部空间。线引导部件157装配到第一凹陷部分156a。引导部件147的第一管部分164装配到第二凹陷部分156b。

[0207] 线引导部件157是沿轴线130A定位插入连接器140中的导丝130的部件。线引导部件157具有通孔,该通孔具有圆筒形状并且沿轴线130A穿透。通孔的内表面具有两个锥形表面157a,它们分别布置在远侧和近侧,其直径朝向中心和圆周表面157b分别减小,圆周表面157b连接两个锥形表面157a。圆周表面157b的内径略大于导丝130的外径。锥形表面157a的最小直径等于圆周表面157b的内径,并且锥形表面157a的最大直径大于圆周表面157b的内径。每个锥形表面157a朝向圆周表面157b逐渐变细。因此,插入线引导部件157中的导丝130被引导以通过圆周表面157b与轴线130A同轴。

[0208] 引导部件147在图12至图14中示出。引导部件147是引导保持部件141的部件,使得当保持部件141沿轴线130A滑动时,保持部件141的两个保持件151的远端部分弹性变形。

[0209] 如图12所示,引导部件147设置有第一管部分164,引导部分165和第二管部分166,它们从近侧(图12的左下侧)朝向远侧(图12的右上侧)依次布置。第一管部分164,引导部分165和第二管部分166被一体地模制。第一管部分164的形状是有底的圆筒形状,并且第一管部分164具有沿轴线130A的通孔164a。导丝130插入并穿过通孔164a。第一管部分164外嵌到端子壳146的第二凹陷部分156b,以便可绕轴线130A旋转。引导部分165可相对于端子壳146旋转。

[0210] 如图12所示,引导部分165的形状是具有锥形内表面的管状形状。如图13和图14所示,引导部分165的内表面是沿轴线130A形成的引导表面165a。引导表面165a是朝向近侧(图13和图14的右侧)逐渐变细的锥形表面。

[0211] 如图12至图14所示,第二管部分166的形状是示意性的圆筒形状。第二管部分166的内径和外径以三个阶段逐步变化,以使得第二管部分166沿轴线130A向远侧扩张。支撑部件148装配到第二管部分166的远侧。本体150的装配部分153装配到第二管部分166的内部空间。

[0212] 支撑部件148在图12至图14中示出。支撑部件148是围绕轴线130A可旋转地支撑保持部件141的部件。支撑部件148设置有本体167,两个凸部分168和锁定部分169。本体167的形状是圆筒形状,具有沿轴线130A延伸的内部空间。每个凸部分168从本体167的外周表面相对于轴线130A在径向方向上向外突出。与管状盖145的两个接合孔145b对应地,两个凸部分168在第一方向124上彼此面对地布置。锁定部分169从本体167的内周表面相对于轴线130A在径向方向上向内突出。锁定部分169是围绕轴线130A连续延伸的突起。在保持部件141的钩部152的凹陷部分152a与锁定部分169接合的状态下,保持部件141沿着轴线130A的运动由锁定部分169调节,并且保持部件141通过锁定部分169引导以可绕轴线130A旋转。

[0213] 参考图13和图14,描述处于非锁定状态和锁定状态的连接器140。图13示出了处于非锁定状态的连接器140。图14示出了处于锁定状态的连接器140。

[0214] 连接器本体142可以如图12所示被拆卸,并且端子壳146,引导部件147和支撑部件148容纳在管状盖145中并且被彼此组装成一体。保持部件141可附接到连接器本体142并且可从连接器本体142拆卸。

[0215] 当被移除的保持部件141附接到连接器本体142时,保持部件141以保持部件151作为插入前侧而从连接器本体142的远侧(图13的左侧)朝向近侧(图13的右侧)插入。装配部分153的外径略大于锁定部分169的外径。然而,装配部分153由树脂材料形成,因此可以弹性变形。因此,施加外力,使得保持部件141被压入连接器本体142中,由此装配部分153可以越过锁定部分169移动到近侧。当装配部分153位于锁定部分169的近侧时,装配部分153抵靠在锁定部分169上,从而防止保持部件141从连接器本体142脱落。此外,施加外力,使得保持部件141从连接器本体142中拉出,由此装配部分153越过锁定部分169而向远侧移动,以使得保持部件141从连接器本体142移除。

[0216] 当装配部分153位于锁定部分169的近侧时,可以切换连接器140的非锁定状态和锁定状态。当装配部分153未装配到引导部件147的第二管部分166时,连接器140处于非锁定状态(图13)。当装配部分153装配到引导部件147的第二管部分166时,连接器140处于锁定状态(图14)。在非锁定状态下,导丝130未锁定到连接器140。在非锁定状态下,保持件151位于引导部分165中,但不抵靠引导表面165a。两个保持件151保持分离状态,因此,即使当导丝130插入连接器140中时,两个保持件151也不保持导丝130。

[0217] 施加外力以夹住两个钩部152,由此两个钩部152弹性变形以在径向方向上向内移动。因此,钩部152的近端相对于锁定部分169位于径向方向上的内部,以使得钩部152的近端可相对于锁定部分169向连接器本体142的近端侧移动。当保持部件141进一步向近侧移动时,装配部分153装配到第二管部分166以抵靠第二管部分166,从而阻止保持部件141进一步向连接器本体142的近侧移动。在装配部分153装配到第二管部分166的状态下,钩部152的凹陷部分152a面对锁定部分169。当释放施加到两个钩部152的外力时,弹性恢复的钩部152在径向方向上向外移动,以使得凹陷部分152a和锁定部分169彼此接合。结果,连接器140进入图14所示的锁定状态。在锁定状态下,保持部件141不能相对于连接器本体142在沿轴线130A的方向上相对移动,而是保持部件141可相对于连接器本体142绕轴线130A旋转。

[0218] 导丝130在非锁定状态下插入连接器140中。导丝130从保持部件141的插入孔150a穿过两个保持件151和线引导部件157之间的间隙插入,直到导丝130的近端抵靠在内壳154的近端的内壁上。此时,导丝130的四个触点137分别接触空间160中的四个端子144。

[0219] 通过保持部件141相对于连接器本体142向近侧的移动,连接器140从非锁定状态进入锁定状态。此时,通过保持片151的近端部分在抵靠引导表面165a的同时向近侧的运动,两个保持片151的近端部分弹性变形,从而在径向方向上相互向内移动。因此,插入连接器140中的导丝130被保持为保持在两个保持件151之间。因此,根据在通常操作中施加到导丝130的外力,导线130被保持成不会从连接器140中拉出。此外,导丝130与保持部件141一体地旋转,因此,当保持部件141相对于连接器本体142绕轴线130A相对旋转时,导丝130也相对于连接器本体142与保持部件141一起绕轴线130A相对旋转。这里,保持件151抵靠在引导表面165a上,因此引导部件147也与保持部件141一起旋转。

[0220] 在处于锁定状态的连接器140中,两个钩部152通过外力在径向方向上向内移动,由此钩部152的凹陷部分152a与锁定部分169分离,以使得保持部件141变为可沿轴线130A移动。在该状态下,保持部件141相对于连接器本体142向远侧移动,从而连接器140从锁定状态进入非锁定状态。

[0221] <端子144>

[0222] 参考图16至图18描述端子144。如图16和图17所示,端子144设置有连接部分170,第一连接部分171,三个端子部分172和第二连接部分173。端子144的材料是具有导电性并且可以经受弯曲处理的金属,并且优选地是弹簧钢。连接部分170,第一连接部分171,三个端子部分172和第二连接部分173通过执行金属板的冲压和弯曲处理而一体地形成。

[0223] 连接部分170是电连接到电缆143的导线126的部分。连接部分170具有弯曲成L形的长而窄的平板形状。第一连接部分171和第二连接部分173分别连接三个端子部分172的轴线130A上的两端。第一连接部分171和第二连接部分173均具有大致圆筒形状。

[0224] 三个端子部分172围绕轴线130A布置。端子部分172具有相同的形状并且沿着轴线130A分别具有长而窄的板形状,并且沿着轴线130A的方向上的中心弯曲成在径向方向上向内隆起。用作相邻端子部分172中绕着轴线130A的间距(间隔)的角度 $\theta$ 是 $120^\circ$ (图18(A))。换句话说,在每个端子部分172中指向轴线130A的表面的中心或一个边缘的相位各自相差 $120^\circ$ 。

[0225] 端子部分172的内表面是面对导丝130的触点137的接触表面172a。如图16和图17(C)所示,沿着包括轴线130A的平面切割的接触表面172a的横截面是弯曲的,以便相对于轴线130A在径向方向上向内突出。此外,如图16和图17(A)所示,在与轴线130A正交的切割平面中的接触表面172a是直线。当导丝130由连接器140保持时,每个接触表面172a在最靠近轴线130A的部分中接触触点137。触点137是圆周表面,因此接触表面172a和触点137之间的接触是所谓的点接触。

[0226] 端子部分172通过弯曲形状具有作为板簧的弹性。在导丝130的每个触点137抵靠在每个端子部分172上的状态下,每个端子部分172在径向方向上向外弹性变形。

[0227] 参照图18描述三个端子部分172的位置的变化。图18的每个图示出了在端子部分172中最靠近轴线130A的位置处的端子144的横截面。

[0228] 图18(A)示出了处于自然状态,即导丝130的触点137不抵靠端子144的状态下的端子部分172的位置。

[0229] 图18(B)示出了在导丝130的触点137抵靠在端子144上的状态下端子部分172的位置。触点137的外周表面的半径大于从轴线130A到端子部分172的接触表面172a的最短距

离。因此,每个端子部分172通过抵靠在触点137上而在径向方向上向外弹性变形。因此,每个接触表面172a从自然状态在径向方向上向外移动。图18(B)中的导丝130的轴线与连接器140中的轴线130A一致。因此,每个端子部分172的接触表面172a位于与轴线130A分开的位置,该位置对应于等于触点137的外周表面的半径的距离。每个端子部分172弹性变形,因此每个端子部分172通过恢复力而朝向触点137被激励。因此,每个端子部分172压力接触触点137,从而维持端子144和触点137之间的电连接。

[0230] 图18(C)还示出了在导丝130的触点137抵靠在端子144上的状态下的端子部分172的位置。图18(C)中的导丝130的轴线130B位于偏离连接器140的轴线130A的位置。通过执行用户旋转导丝130等的操作,出现这种状态。例如,当在血管内向前和向后移动导丝130时,执行导丝130的操作。例如,当导丝130旋转时,保持导丝130的保持部件141也一起旋转。保持部件141由支撑部件148可旋转地支撑。因此,例如,导丝130相对于放置在台子上的连接器本体142旋转。例如,通过将管状盖145的矩形形状的外形部分抵靠在台子的放置表面上来抑制连接器本体142的旋转。

[0231] 当导丝130相对于连接器本体142旋转时,导丝130的触点137相对于连接器140的端子144旋转。保持导丝130的保持部件141相对于连接器本体142旋转,因此在它们之间存在容差或间隙。通过导丝的旋转扭矩,保持部件141相对于连接器本体142晃动。结果,触点137在径向方向上移动,使得导丝130的轴线130B偏离连接器140的轴线130A。因此,即使当触点137在径向方向上移动时,三个端子部分172也通过三个端子部分172的弹性变形产生的激励力而跟随触点137的运动。因此,维持三个端子部分172和触点137之间的电连接。除此之外,通过三个端子部分172的激励力的平衡,触点137返回到轴线130A的位置,因此触点137的位置可以从图18(C)的位置返回到图18(B)的位置。

[0232] <导丝系统110的使用示例>

[0233] 例如,导丝系统110用于测量冠状动脉中的血压。导丝130插入冠状动脉中,其中设置有尖端引导部分132的远端作为插入血管的插入方向上的头部。

[0234] 当压力传感器111到达冠状动脉中的血压测量位置时,导丝130的插入被中断。在这种状态下,通过用户的操作从电源部分121向压力传感器111提供固定电压。

[0235] 在血管中,血液流入壳体134的内部空间,以使得血压作用在压力传感器111的膜片113的表面上。因此,膜片113弹性变形,因此四个电阻器117的电阻值变化。

[0236] 在血流中,发生脉动,其中通过心脏的运动重复血压的增加和减少。四个电阻器117随着血流的脉动而弹性变形。因此,四个电阻器117的电阻值对应于血流的脉动血压而变化。

[0237] 计算控制装置120的计算部分122获取要从压力传感器111输出的电信息。如上所述,计算部分122基于电信息计算作用在压力传感器111上的血压。

[0238] 当在血压测量期间改变血压测量位置时,根据需要执行例如旋转或滑动导丝130的操作,以便改变导丝130的位置。例如,当操作导丝130时,导丝130的触点137通过旋转扭矩在径向方向上移动。设置在连接器140中的端子144的每个端子部分172跟随触点137的径向方向上的运动。因此,在已经施加旋转扭矩的情况下,也维持触点137和端子144之间的电连接。因此,在要从压力传感器111传输到计算装置120的数据中难以发生跳跃或偏移。

[0239] <第二实施例的操作效果>

[0240] 根据第二实施例的连接器140,保持部件141相对于支撑部件148沿插入孔150a的轴线130A滑动,由此保持件151抵靠在引导表面165a上以在径向方向上向内弹性变形。结果,导丝130由保持件151保持。当在相反方向上滑动时,保持件151与引导表面165a分离,从而释放导丝130的保持。因此,通过滑动保持部件141来保持导丝130或释放该保持。

[0241] 由于每个凹陷部分152a与支撑部件148的锁定部分169接合的事实,保持部件141相对于支撑部件148沿轴线130A的相对运动被调节。

[0242] 在保持件151抵靠在引导表面165a上的情况下,即使在锁定部分169没有通过钩部152的弹性变形而与凹陷部分152a临时接合的状态下,装配部分153也装配至第二管部分166以抵靠在第二管部分166上,从而抑制了保持部件141向支撑部件148的近侧的运动。

[0243] 两个相邻端子部分172之间的绕着导丝130的轴线130A的角度 $\theta$ 满足 $90^\circ < \theta < 180^\circ$ 的关系。因此,即使当触点137在径向方向上移动以使得导丝130的轴线130A和130B移位时,端子部分172也通过端子部分172的弹性变形而跟随触点137的运动。因此,难以发生触点137和端子144之间的电连接被瞬间切断的问题。

[0244] 角度 $\theta$ 满足关系 $\theta = 120^\circ$ ,因此三个端子部分172以相等的间隔布置。因此,即使当导丝130在径向方向的任何方向上移动时,每个端子部分172也跟随触点137。因此,更难以发生触点137和端子144之间的电连接被瞬间切断的问题。

[0245] 端子部分172沿着导丝130的轴线130A与触点137点接触。因此,当导丝130沿轴线130A移动时,端子部分172容易在与轴线130A分离的方向上退避。因此,导丝130可以容易地插入连接器140和从连接器140移除。

[0246] 锁定部分169将该滑动锁定在保持件151抵靠引导表面165a的位置处,并使引导部件147能够围绕导丝130的轴线130A旋转。因此,当在由保持部件141保持导丝130的状态下将连接器本体142放置在工作台上时,管状盖145自身不旋转,并且引导部件147和保持部件141变得可旋转。因此,连接器本体142本身不会因导丝的操作中的振动而旋转,因此难以发生瞬间切断电连接的问题。

[0247] <触点稳定性数据>

[0248] 参考图21至图23描述用于确认端子144的触点稳定性的实验方法和实验结果。

[0249] 对根据第二实施例的连接器140和比较物品进行评估作为阴端子的电触点稳定性的实验。作为比较物品,使用Volcano的Volokeire和St Jude Medical的Certus。比较物品具有这样的构造,其中与连接器140中的保持部件141和连接器本体142等效的构件通过螺钉系统固定并且不相对旋转(例如,参见日本未审查专利申请公报(PCT的翻译)No. 2001-516938)。为了对连接器140和比较物品模拟导丝端子电极被连接的状态,使用直径等于0.014mm导丝的直径的 $\phi 0.36\text{mm}$ 镀金SUS销作为阳端子。通过焊接将 $100\ \Omega$ 的模拟电阻器连接到阳端子的近端侧。将阳端子的尖端侧插入阴端子,然后评估阳端子基端和阴端子之间的接触电阻。

[0250] 为了评估接触电阻,使用包含惠斯通电桥的放大器电路。设计并使用放大和输出阳端子基端和阴端子之间的电阻(约 $100\ \Omega$ )和 $100\ \Omega$ 的参考电阻之间的一个差值。对于偏置调节,参考电阻从 $100\ \Omega$ 稍微增加/减少,以被设定成使基线为3V。在这个放大器电路中,输出电压的1V变化相当于接触电阻的 $0.5\ \Omega$ 变化。来自放大器电路的输出电压由数据记录器(YOKOGAWA,DL850)记录。在上述连接状态下,模拟在操作期间假设的导丝的运动,并且对阳

端子施加振动和旋转,然后确认此时放大器电路输出的波动。结果如图21至图23所示。在连接器140(图21)中确认,当向阳端子施加振动和旋转时,放大器输出变化(即,接触电阻变化)比比拟物品的放大器输出变化进一步得到抑制(图22,图23)。这表明可以抑制由于导丝在操作期间的运动导致的不良接触以及由于不良接触引起的传感器输出的偏移。

[0251] 【第三实施例】

[0252] <端子244>

[0253] 参考图19和图20描述根据第三实施例的端子244。根据第三实施例的连接器140与根据第二实施例的连接器140的不同之处在于端子244的构造。除了这一点之外,第三实施例与第二实施例相同。在下文中,描述根据第三实施例的端子244的构造。与第二实施例共同的部件用相同的附图标记表示,并省略对这些部件的描述。

[0254] 端子244设置有本体180和聚集管181。本体180设置有连接部分170,第一连接部分171和三个端子部分272。本体180的材料是具有导电性并且可以经受弯曲处理的金属,并且优选地是弹簧钢。连接部分170,第一连接部分171和三个端子部分272通过执行金属板的冲压和弯曲处理而一体地形成。

[0255] 除了轴线130A中的一端开口之外,端子部分272以与根据第二实施例的端子部分172相同的方式构造。端子部分272的内表面是面对导丝130的触点137的接触表面272a,并且接触表面272a是弯曲的,以便在径向方向上向内突出。

[0256] 聚集管181外嵌到端子部分272在沿着轴线130A的方向上的一端。聚集管181的形状是圆筒形。聚集管181的材料是树脂材料。因此,聚集管181可以弹性变形,从而扩大直径。

[0257] 每个端子部分272的一个端部由第一连接部分171支撑,另一个端部由聚集管181支撑。因此,当导丝130的触点布置在三个端子部分272内时,端子部分272用作板簧。

[0258] <第三实施例的操作效果>

[0259] 根据第三实施例的连接器140,聚集管181外嵌到每个端子部分172的另一端,并且可以弹性变形以扩大直径。作为端子部分172的板簧不仅受到板簧本身的激励力,而且受到由作为圆筒形弹簧的第一连接部分171引起的激励力。因此,可以容易地调节端子部分172的激励力。

[0260] 【第二实施例和第三实施例的修改】

[0261] 以上详细描述了本发明的实施例,但是以上描述在所有方面仅仅是本发明的示例。当然,在不脱离本发明的范围的情况下,可以进行各种改进或修改。关于根据每个实施例的连接器140的构成部件,根据实施例,可以适当地省略,替换和添加构成部件。此外,根据实施例,连接器140的构成部件的形状和尺寸也可以适当地设定。例如,可以进行以下替换。

[0262] 在第二和第三实施例中,尽管端子144和244分别设置有三个端子部分172和272,但是本发明不限于该构造。端子144和244可以分别设置四个或更多个端子部分172和272。在这种情况下,关于四个或更多个端子部分172和272中的至少三个端子部分172和272,分别地,两个相邻端子部分172和272之间的角度 $\theta$ 满足 $90^\circ < \theta < 180^\circ$ 的关系。

[0263] 在第二和第三实施例中,尽管两个相邻端子部分172和272之间的角度 $\theta$ 满足 $\theta = 120^\circ$ 的关系,但是本发明不限于该构造。角度 $\theta$ 可以是另一个角度,只要满足 $90^\circ < \theta < 180^\circ$ 的关系即可。绕着轴线130A的间距(间隔)可以不相等。

[0264] 在第二和第三实施例中,尽管沿轴线130A的横截面中的接触表面172a和272a的形状是在径向方向上向内突出的弯曲形状,但是本发明不限于该构造。接触表面172a和272a的形状不受限制,只要该形状允许接触表面172a和272a接触触点137,即,接触表面172a和272a与轴线130A之间的距离小于导丝130的触点137的半径的形状。接触表面172a和272a的形状可以是平行于轴线130A延伸的弯曲表面或平面。

[0265] 在第二和第三实施例中,尽管在垂直于轴线130A的横截面中接触表面172a和272a的形状是线性形状,但是本发明不限于该构造。在该横截面中的接触表面172a和272a的形状可以是向轴线130A侧突出的曲线,或者相反地是向轴线130A侧凹入的曲线。在曲线向轴线130A凹入的情况下,优选的是,接触表面172a和272a的曲率半径大于触点137的外表面的曲率半径,以便不成为插入/移去导丝130时的阻力。

[0266] 在第二和第三实施例中,尽管连接器140设置有四个端子144和244,但是本发明不限于该构造。例如,端子144和244的数量可以与导丝130的对应触点137的数量相同,并且可以是两个,三个或五个或更多个。

[0267] 在第二和第三实施例中,尽管近端侧相对于轴线130A在径向方向上向内弹性变形,以使保持部件141以每个钩部152的远端作为支点而滑动到引导部件147,但是保持部件141和引导部件147可以彼此螺纹配合,并且该方面不受特别限制。此外,保持部件141的保持件151的数量可以是一个或两个或更多个,并且保持部件141的本体150和保持件151可以是分离的构件。

[0268] 在第二和第三实施例中,尽管锁定部分169设置在支撑部件148的内表面上,但是支撑部件148可以与管状盖145一体地形成,然后锁定部分169可以设置在整体模制的管状盖145本身的内表面上。此外,锁定部分169的数量可以对应于保持部件141的对应的凹陷部分152a的数量,并且可以是两个,三个或五个或更多个。

[0269] 在第二和第三实施例中,尽管连接器140用于压力传感器111,但是本发明不限于压力传感器,并且能够测量血管中的血液的物理量的那些也是可接受的。例如,测量元件可以是测量血管中血液流速的流速传感器,测量血管中血流量的流量传感器,测量血液温度的温度传感器等。

[0270] **【第四实施例】**

[0271] [导丝系统310]

[0272] 如图24所示,导丝系统310设置有导丝330,计算装置320和连接导丝330和计算装置320的阴型连接器340。导丝330是长而窄的电缆并且可以插入血管,例如冠状动脉。导丝330设置有压力传感器311(参见图26,传感器的示例),其根据远端部分中的血管中的压力输出电信息。

[0273] 计算装置320设置有向导丝330的压力传感器311提供电流的电源部分321,执行要从压力传感器311输出的电信息的计算处理的计算部分322,以及存储计算处理所需的信息的存储器323。要从压力传感器311输出的电信息经由阴型连接器340和电缆324从导丝330传输到计算部分322。计算部分322基于要从压力传感器311输出的电信息计算血压。更具体地,导丝系统310用于血压测量。

[0274] 在图24中,固定端(连接到阴型连接器340的端部)是导丝330的两个端部中的近端(图24中的左下侧的端部),并且其自由端(当插入血管中时的尖端)是远端(图24中的左上



侧的端部)。在本说明书中,在导丝30中,将近端所在的一侧定义为近侧,将远端所在的一侧定义为远侧。

[0275] [导丝330]

[0276] 图25示出导丝330。在图25中,左侧是导丝330的远端侧,右侧是导丝330的近端表面。导丝330大致分为尖端部分330A(远端的示例),芯线331(本体的示例)和阳型连接器339(连接器的示例)。尖端部分330A具有尖端引导部分332,第一螺旋体333,壳体334和第二螺旋体335。芯线331和阳型连接器339通过连接管336连接。尖端部分330A,芯线331,连接管336和阳型连接器339沿轴线350线性布置。轴线350指的是在导丝330处于直线状态而不弯折或弯曲的状态下的导丝330的轴线。

[0277] 芯线331是构成导丝330的骨架的圆筒形构件,并且例如是不锈钢管。尖端引导部分332是半球形构件,其布置在远端且突出到远端侧,并且抵靠在血管壁上,从而引导导丝330沿着血管的运动方向。第一螺旋体333和第二螺旋体335是螺旋缠绕的线棒,并且构造成比芯线331更容易弯曲,以使得导丝330的远端部分容易沿着血管移动。

[0278] 壳体334是在内部空间中容纳压力传感器311(电子部件的示例)的壳。壳体334具有两个通孔334a。两个通孔334a相对于轴线350呈 $180^{\circ}$ 对称地布置。图24仅示出了一个通孔334a。血液通过通孔334a进入壳体334,以接触压力传感器311的膜片313(图26)。

[0279] 锥形销338在第二螺旋体335的内部空间中从芯线331的远端朝向壳体334延伸。锥形销338是增强第二螺旋体335的弯曲刚度的构件。锥形销338具有圆柱形状,并且外径从芯线331的远端朝向壳体334逐渐减小。尽管在每个图中未示出,但是尖端引导销在第一螺旋体333的内部空间中从壳体334的远端朝向尖端引导部分332延伸。尖端引导销是具有圆柱形状并增强第一螺旋体333的弯曲刚度的构件。尖端引导销固定到壳体334和尖端引导部分332。

[0280] 如图26所示,压力传感器311设置有传感器本体312,膜片313,桥电路314,四根导线315和连接部分316。例如,传感器本体312通过包含粘合剂的连接部分316固定到固定到芯线331的锥形销338。膜片313,桥电路314和四根导线315附接到传感器本体312。桥电路314是全桥电路,其中四个电阻器317都用于测量的应变计。桥电路314设置有四个电阻器317,四个端子318A和318B,以及四个连接体319。四个电阻器317固定到膜片313。四个端子318A和318B包含两个输入端子318A和两个输出端子318B。每个连接体319将每个电阻器317电连接到端子318A和端子318B中的每一个。每根导线315电连接到端子318A和318B中的每一个,并且朝向芯线331的内部空间中的近端延伸。

[0281] 在导丝330插入血管以使得血压施加到压力传感器311的状态下,膜片313根据血压弹性变形。四个电阻器317随着膜片313的弹性变形而弹性变形,以使得四个电阻器317的电阻值变化。当在该状态下在两个输入端子318A之间施加电压时,在两个输出端子318B之间产生电位差。基于电位差,在计算装置320(图24)中计算血压。

[0282] 如图27所示,在芯线331的近端部分中形成锥形部分341,其中外径朝向近端减小,并且小直径部分342从锥形部分341向近端延伸。小直径部分342的外径小于相对于锥形部分341的远端中的芯线331的外径,并且是沿轴线350的固定外径。小直径部分342沿着轴线350的长度比连接管336沿着轴线350的长度长。芯线331的近端被开口,并且插入并穿过芯线331的内部空间的四根导线315从该近端的开口延伸到外部。

[0283] 如图25和27所示,连接管336连接芯线331的近端部分和阳型连接器339的远端部分。例如,连接管336是包含诸如不锈钢的导电材料的管并且近端和远端分别开口。连接管336的外径几乎等于相对于芯线331的锥形部分341的远端侧的外径。连接管336的内径几乎等于芯线331的小直径部分342的外径。连接管336的内表面接触小直径部分342的外表面,由此连接管336和芯线331电连接。在连接管336未通过粘合剂等固定到小直径部分342的状态下,连接管336可相对于小直径部分342沿轴线350移动。在连接管336固定到小直径部分342的状态下,连接管336覆盖从芯线331的近端延伸的四根导线315。

[0284] 如图25和27所示,阳型连接器339是通过将四个电极销345插入圆管形状的复合体344的内部空间中而获得的,其中四个电极环337A,337B,337C和337D以及五个绝缘环343交替地连接。

[0285] 电极环337A,337B,337C和337D具有圆筒形状和导电性,导电性允许内表面和外表面之间的导电。电极环337A,337B,337C和337D可以是例如由导电构件形成的那些,或者可以通过用导电构件电镀圆筒形构件的表面而获得的那些。绝缘环343是具有圆筒形状并且包含诸如聚酰亚胺的绝缘材料的绝缘环。电极环337A,337B,337C和337D的内径和外径以及绝缘环343的内径和外径分别彼此相等。通过在五个绝缘环343之间分别布置电极环337A,337B,337C和337D,然后将它们整体固定,形成圆管形状的复合体344。例如,每个电极环337A,337B,337C和337D和每个绝缘环343沿着轴线350的长度可以相同或者可以彼此不同。复合体344的外径几乎等于连接管336的外径。

[0286] 如图28所示,四个电极销345A,345B,345C和345D是沿轴线350的长度不同的柱状构件。四个电极销345A,345B,345C和345D是包含导电材料的那些或具有镀有导电构件的表面的那些和具有绝缘涂层的最外表面的那些。四个电极销345A,345B,345C和345D的外径彼此相等。在本说明书中,当给出描述而没有特别将四个电极销345A,345B,345C和345D彼此区分时,四个电极销345A,345B,345C和345D仅仅被简称为“电极销345”。

[0287] 如图28所示,四个电极销345A,345B,345C和345D的远端部分是不具有绝缘涂层的导电部分346。导电部分346以一一对应的方式连接到导线315。在如图所示四个电极销345A,345B,345C和345D在近端部分的沿着轴线350的方向上的位置上并排设置的状态下,远端部分的导电部分346(位于图28中的左侧的导电部分346)在沿着轴线350的方向上的位置彼此不重叠。

[0288] 四个电极销345A,345B,345C和345D各自具有两个导电部分346。在四个电极销中沿轴线350具有最短长度的电极销345A具有在稍微远离近端部分(图28中右侧的端部)的位置处不具有绝缘涂层的导电部分346。电极销345A的近端侧的导电部分346对应于位于复合体344中的最近端侧的电极环337A在沿着轴线350的方向上的位置。

[0289] 具有下一个最短长度的电极销345B在远离近端的位置处具有导电部分346。电极销345B的近端侧的导电部分346对应于从复合体344中的近端的第二电极环337B在沿着轴线350的方向上的位置。在图28所示的状态下,电极销345A的近端侧的导电部分346和电极销345B的近端侧的导电部分346在沿着轴线350的方向(图28中的水平方向)上的位置彼此不重叠。

[0290] 类似地,具有第三最短长度的电极销345C中的近端侧的导电部分346对应于从复合体344中的近端的第三电极环337C在沿着轴线350的方向上的位置。最长电极销345D中的

近端侧的导电部分346对应于从复合体344中的近端的第四电极环337D在沿着轴线350的方向上的位置。在图28所示的状态下,四个电极销345A,345B,345C和345D的导电部分346在沿着轴线350的方向上的位置不与其他导电部分346的位置重叠。

[0291] 如图27所示,四个电极销345A,345B,345C和345D在近端的位置彼此并排的状态下插入复合体344的内部空间。四个电极销345A,345B,345C和345D的远端部分从复合体344的远端延伸到外部,并且远端侧的导电部分346露出到外部。在四个电极销345A,345B,345C和345D插入复合体344的内部空间的状态下,远端在沿着轴线350的方向上的位置彼此不同。

[0292] 如图29所示,四个电极销345A,345B,345C和345D布置成在复合体344的内部空间中在周向方向上的位置不同。更具体地,四个电极销345A,345B,345C和345D处于捆扎成一个的状态。四个电极销345A,345B,345C和345D分别抵靠复合体344的内表面并且分别抵靠另外两个电极销345。因此,四个电极销345A,345B,345C和345D稳定地布置在复合体344的内部空间中。尽管未在图中示出,但是抵靠在四个电极销345A,345B,345C和345D中的每一个上的柱状芯材料可以布置在复合体344的中心(轴线350的位置)处。

[0293] 如图29所示,第三最短电极销345C的近端侧的导电部分346接触第三电极环337C的内表面,并通过焊接等固定在从复合体344中的近端的第三电极环337C中而被使得导电。其他电极销345A,345B和345D的外周表面被绝缘涂层,因此尽管抵靠在第三电极环337C上但是绝缘。因此,四个电极销345A,345B,345C和345D的近端侧的导电部分46以一一对应的方式电连接到电极环337A,337B,337C和337D。

[0294] 【导丝330的制造方法】

[0295] 在下文中,描述了用于制造导丝330的方法,特别是用于连接芯线331和阳型连接器339的方法。

[0296] 四根导线315从芯线331的近端延伸,压力传感器311等被预先装配到该芯线331的近端。阳型连接器339在四个电极销345A,345B,345C和345D插入复合体344的内部空间的状态下被装配,并且导电部分346分别连接到电极环337A,337B,337C和337D。

[0297] 【第一处理】

[0298] 如图30所示,形成外嵌状态,其中连接管336外嵌到芯线331的小直径部分342,然后移动到最远端侧。在外嵌状态下,连接管336不在沿着轴线350的方向从小直径部分342的近端突出,或者即使在突出时也只略微突出。此外,在外嵌状态下,四根导线315从连接管336的近端部分向外延伸。在外嵌状态下,导线315和电极销345通过焊接等电连接。例如,通过用颜色对绝缘涂层进行分类,可以将导线315彼此区分开。此外,基于从复合体344突出的远端的位置,可以将连接了电极销345的电极环337A,337B,337C和337D彼此区分开。

[0299] 【第二处理】

[0300] 在导线315和电极销345电连接之后,处于外嵌状态的连接管336移动,以在沿着轴线350的方向上从芯线331的小直径部分342突出。因此,导线315和电极销345的导电部分346之间的连接部分被连接管336覆盖,并且连接管336的近端部分接触阳型连接器339,如图25所示。然后,连接管336通过被粘合剂等固定到芯线331的小直径部分342和阳型连接器339上而被连接。

[0301] 【第四实施例的操作效果】

[0302] 根据导丝330,即使当阳型连接器339是预先组装物品时,电极销345的导电部分

346也从复合体344的远端向外突出,因此导电部分346和导线315容易地连接。而且,即使在导电部分346和导线315的连接处理中出现问题时,也可以仅更换阳型连接器339,因此生产率良好。

[0303] 此外,电极销345布置在复合体344的内部空间中的周向方向上的不同位置处,因此,由于电极销345被捆扎在复合体344的内部空间中,保持了阳型连接器339的强度。

[0304] 此外,容纳在复合体344的内部空间中的电极销345的远端侧的导电部分346在沿着轴线350的方向上的位置不同,因此电极销345与电极环337A,337B,337C和337D之间的连接关系可以基于导电部分346的位置容易地掌握。

[0305] 此外,电极销345具有绝缘涂层的最外表面并且在远端部分中且在与要连接的电极环337A,337B,337C和337D分别对应的位置处具有导电部分346,并且导电部分346在阳型连接器339中在沿着轴线350的方向上不重叠。因此,可以抑制电极销345的导电部分346之间的短路。

[0306] 此外,覆盖导线315和电极销345之间的连接部分的连接管336被构造为与芯线331和阳型连接器339分开的部件。因此,在连接管336未连接到芯线331和阳型连接器339的状态下,没有构件覆盖导线315和电极销345的导电部分346,因此电连接导线315和电极销345的导电部分346的操作易于执行。

[0307] 此外,小直径部分342设置在芯线331的远端部分中,并且连接管336可在沿着轴线350的方向上相对于小直径部分342移动。因此,通过连接管336的运动,导线315和电极销345的导电部分346容易露出至外部或被覆盖。此外,连接管336的外径和相对于芯线331的锥形部分341的远端侧的外径可以彼此相等。

[0308] 此外,连接管336是一个包含导电材料的连接管并且电连接到芯线331,因此芯线331可以通过连接管336容易地接地。

[0309] 根据第四实施例中的导丝330的制造方法,导线315和电极销345的导电部分346在连接管336未连接到芯线331和阳型连接器339的状态下被连接。因此,没有构件覆盖导线315和电极销345的导电部分346,因此可操作性良好。

[0310] 此外,通过连接管336相对于芯线331的小直径部分342从外嵌状态的运动,导线315和电极销345的导电部分346容易露出至外部或被覆盖。

[0311] **【第四实施例的修改】**

[0312] 在上述第四实施例中的导丝330的制造方法中,尽管连接管336在外嵌状态下外嵌到芯线331的小直径部分342,但是连接管336外嵌到阳型连接器339以代替小直径部分342的状态可以是外嵌状态。在外嵌状态的情况下,连接管336的内径几乎等于阳型连接器339的外径。在导线315和电极销345的导电部分346被连接之后,处于外嵌状态的连接管336移动,以便在沿着轴线350的方向上从阳型连接器339突出。

[0313] 此外,在上述第四实施例中的导丝330的制造方法中,导线315和电极销345的导电部分346可以在连接管336未进入外嵌状态并且也没有外嵌到导丝330和阳型连接器339的状态下被连接。此后,例如,连接管336可以移动到远端部分,同时外嵌到阳型连接器339的近端部分,以使得连接管336可以外嵌并连接到芯线331的小直径部分342和阳型连接器339。

[0314] 此外,连接管336不是导丝330中必不可少的构造,可以构造不具有连接管336的导

丝330。例如,芯线331的近端和阳型连接器339可以直接连接。在这种情况下,从芯线331的近端延伸的导线315连接到相应的电极销345的导电部分346,以使得导线315以偏转状态容纳在芯线331的内部空间中。

[0315] 此外,上述第四实施例中的导线315的数量,电极环337A,337B,337C和337D的数量以及电极销345的数量仅仅是示例性的,导线315的数量,电极环337A,337B,337C和337D的数量以及电极销345的数量可以是一个或任意两个或更多个。

[0316] 此外,设置在导丝330中的压力传感器311仅是电子部件的示例,可以提供测量除压力之外的血液或血管的物理量(温度,流速等)的其他传感器或者电子电路。此外,上述第四实施例中描述的导丝330的远端的构造仅是示例。当然,可以适当地改变螺旋体,锥形销,壳体等的构造。

[0317] 参考标记列表

[0318] 10 压力测量装置

[0319] 11 压力传感器

[0320] 12 传感器本体

[0321] 12a 远端表面

[0322] 12b 近端表面

[0323] 13 膜片

[0324] 14 桥电路

[0325] 15 导线

[0326] 16 涂层构件

[0327] 17 电阻器

[0328] 17A 第一电阻器

[0329] 17B 第二电阻器

[0330] 18 端子

[0331] 18A,18C 输入端子

[0332] 18B,18D 输出端子

[0333] 22 通孔

[0334] 24 远端导电层(层叠在导电层的远端表面上的部分)

[0335] 26 连接部分

[0336] 30 导丝

[0337] 30A 轴向方向

[0338] 31 芯线

[0339] 34 壳体

[0340] 39 锥形销

[0341] 110 导丝系统

[0342] 111 压力传感器

[0343] 130 导丝

[0344] 130A 轴线

[0345] 135 第二螺旋体

- [0346] 137 触点
- [0347] 140 连接器
- [0348] 141 保持部件(保持部分的示例)
- [0349] 142 连接器本体
- [0350] 143 电缆
- [0351] 144,244 端子
- [0352] 147 引导部件(引导部分的示例)
- [0353] 148 支撑部件(支撑部分的示例)
- [0354] 150 本体
- [0355] 150a 插入孔
- [0356] 151 保持件
- [0357] 153 装配部分
- [0358] 165a 引导表面
- [0359] 169 锁定部分
- [0360] 172,272 端子部分
- [0361] 172a,272a 接触表面
- [0362] 180 本体
- [0363] 181 聚集管
- [0364]  $\theta$  角度
- [0365] 311 压力传感器(电子部件)
- [0366] 315 导线
- [0367] 330 导丝
- [0368] 331 芯线(本体)
- [0369] 336 连接管
- [0370] 337A,337B,337C,337D 电极环
- [0371] 339 阳型连接器
- [0372] 341 锥形部分
- [0373] 342 小直径部分
- [0374] 345 电极销
- [0375] 346 导电部分

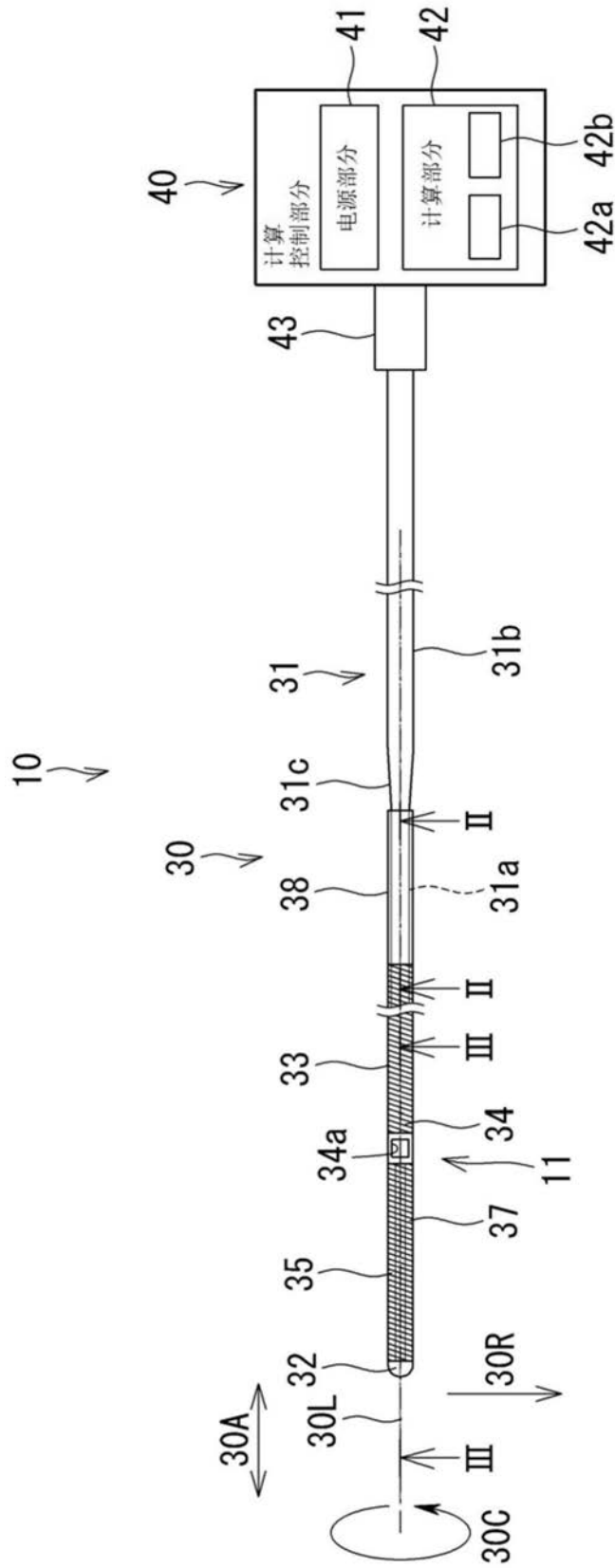


图1

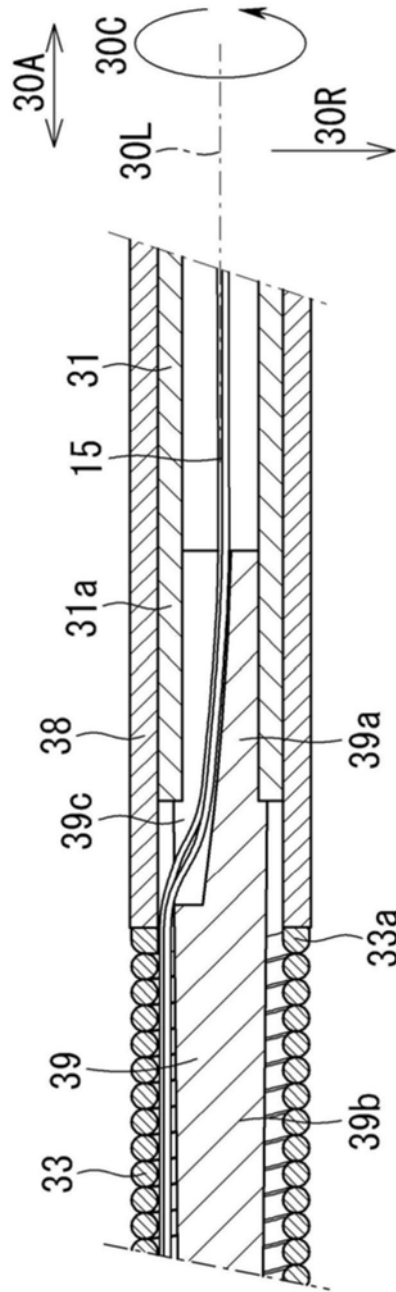


图2



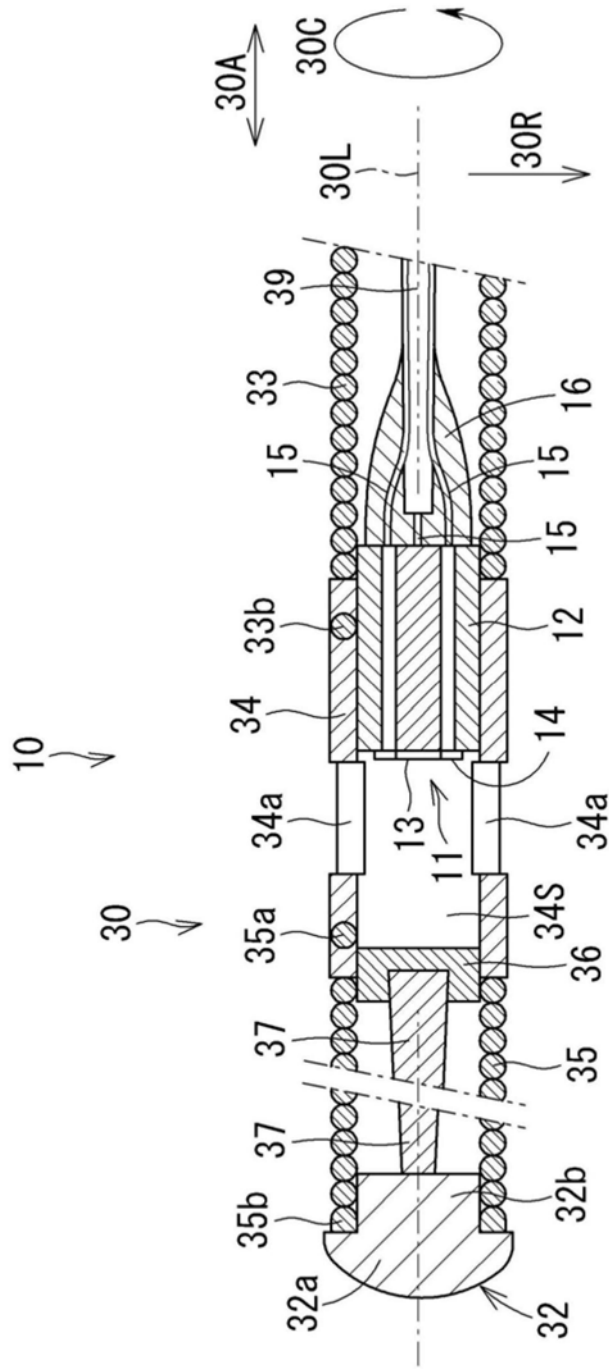


图3

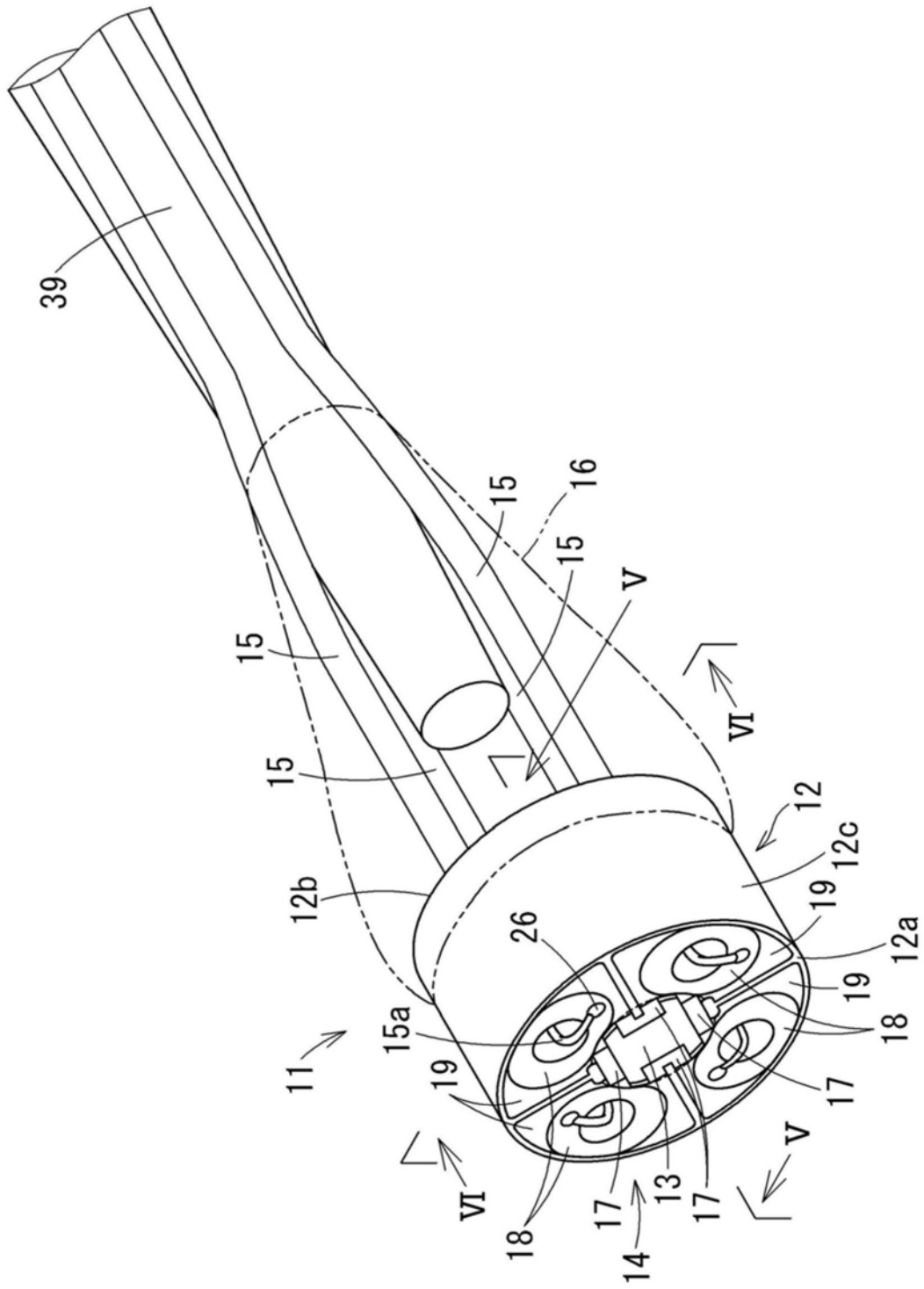


图4

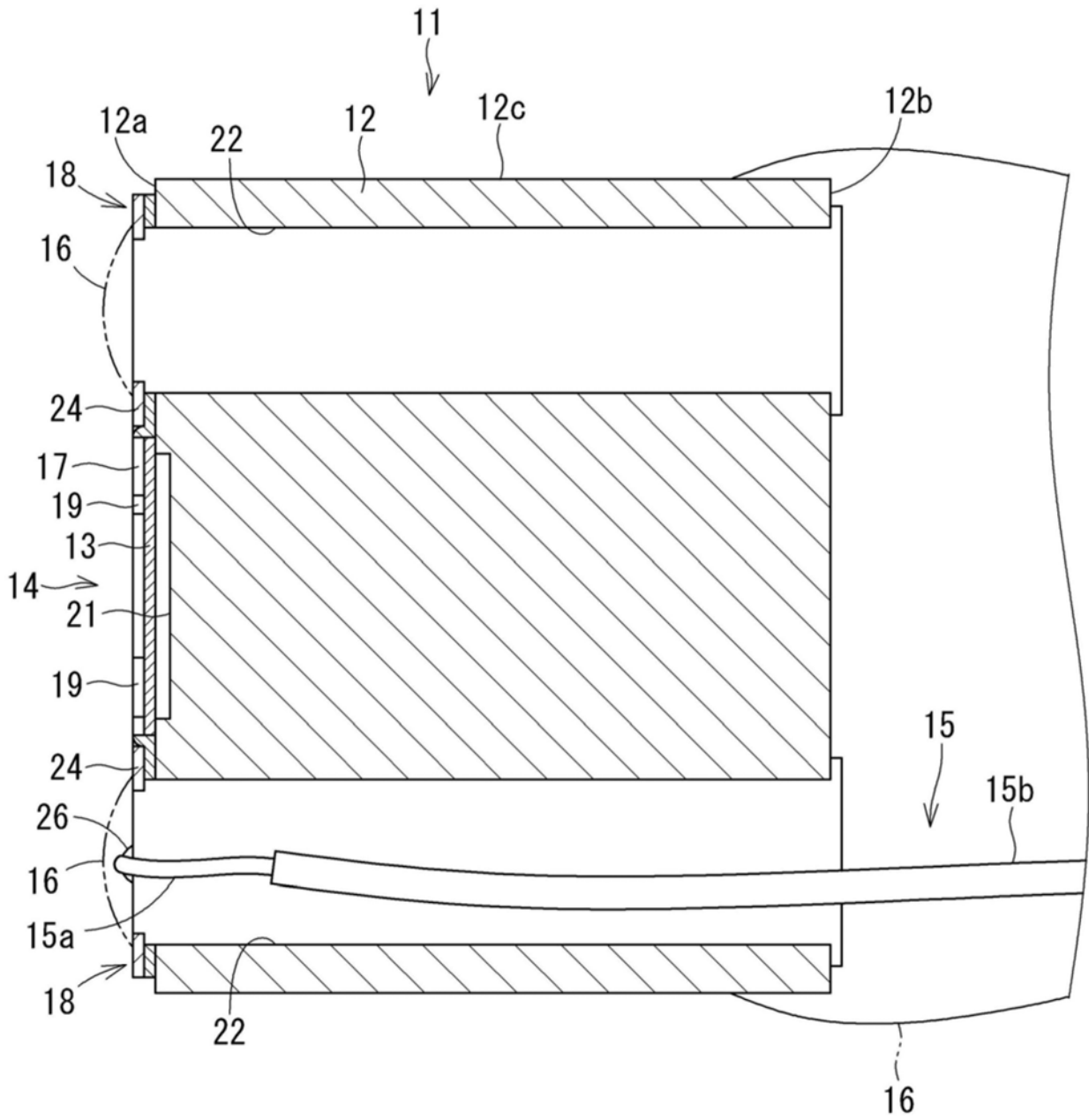


图5

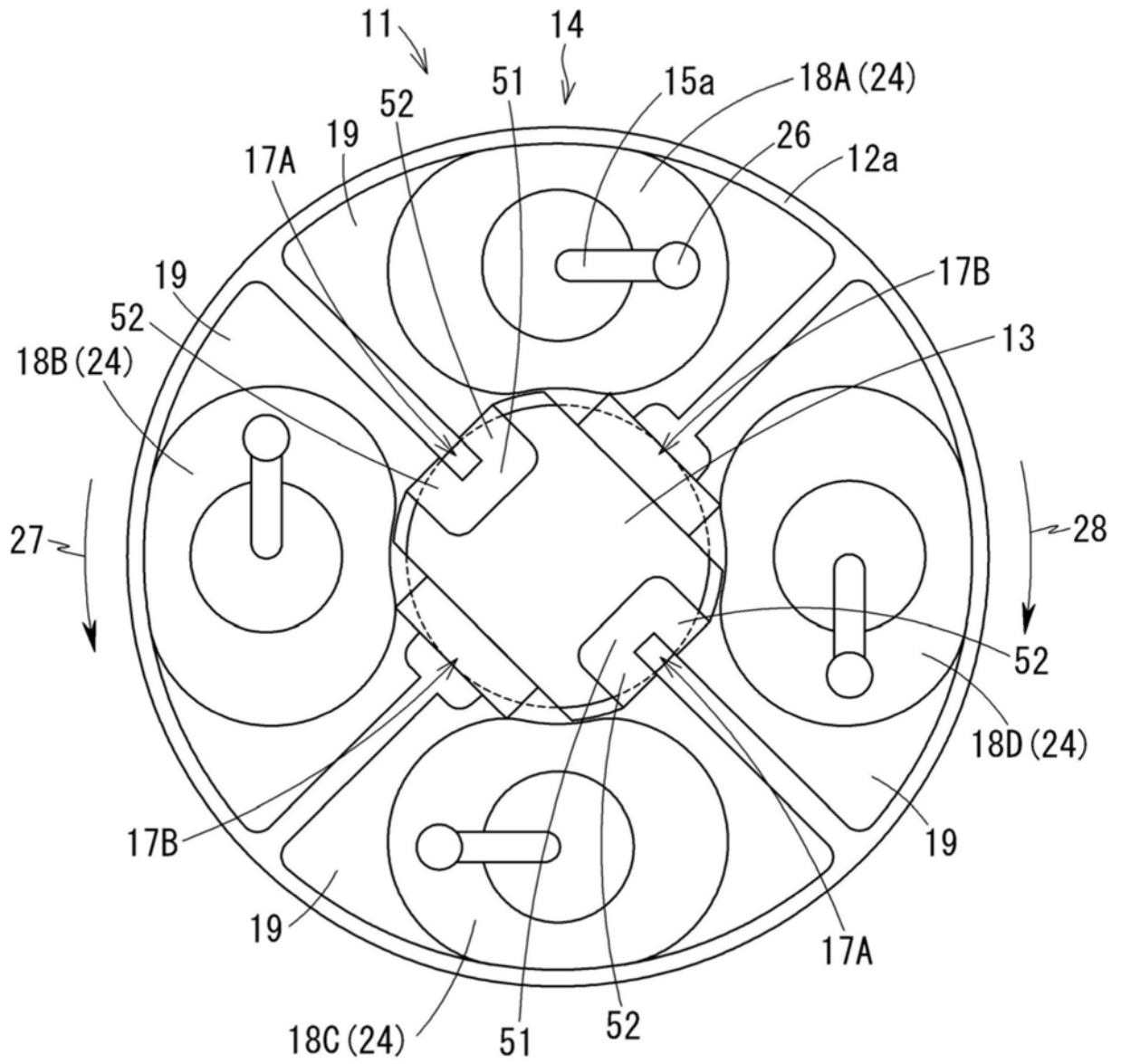


图6

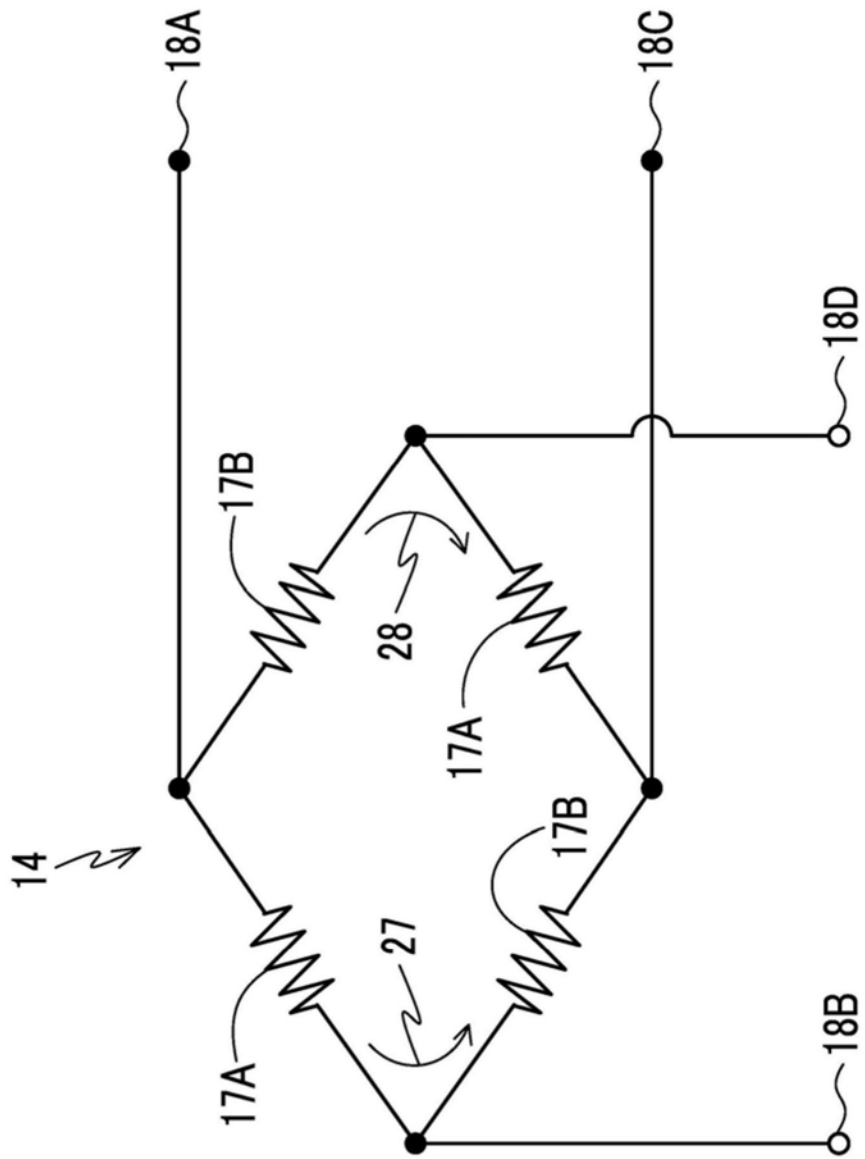


图7

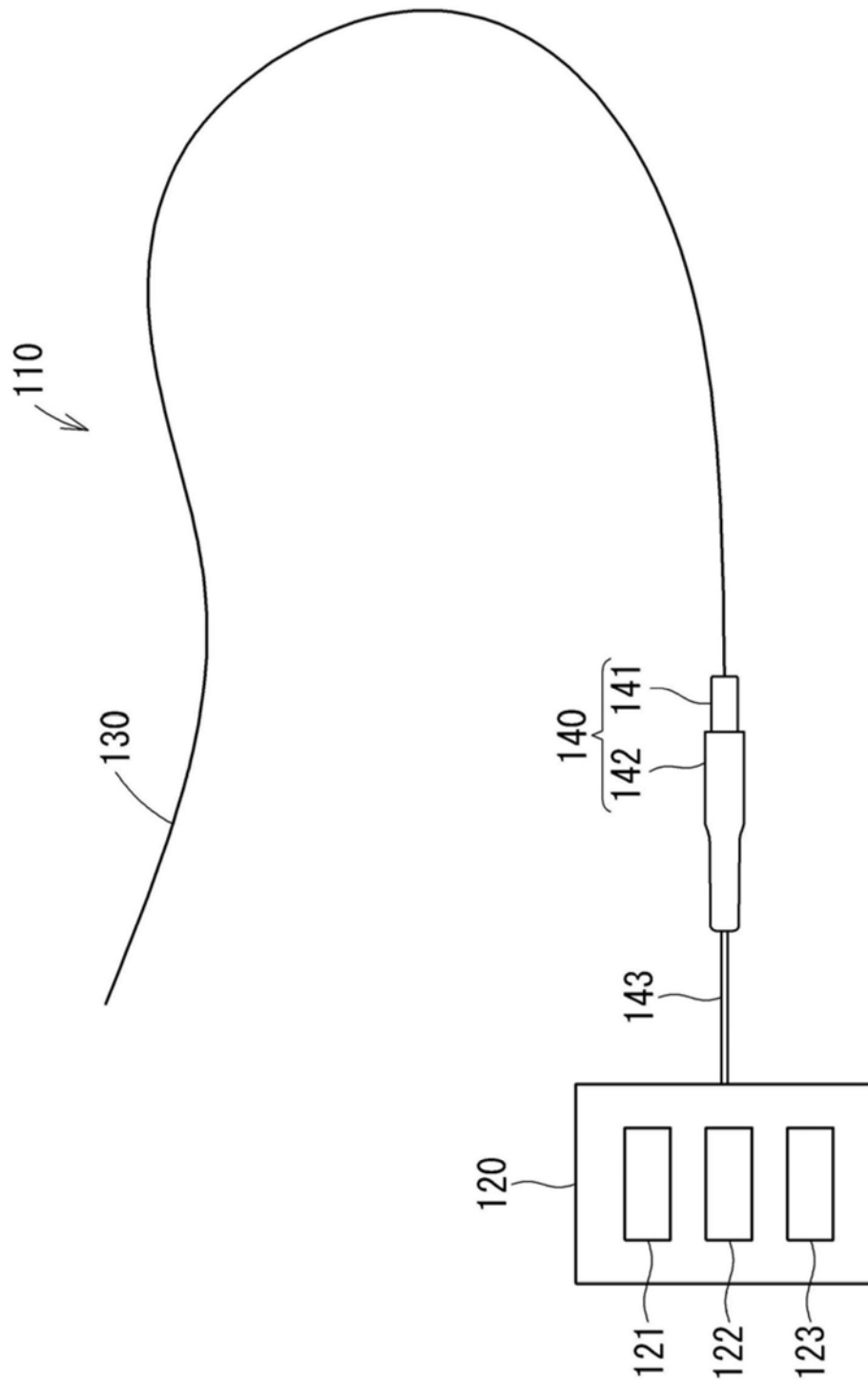


图8

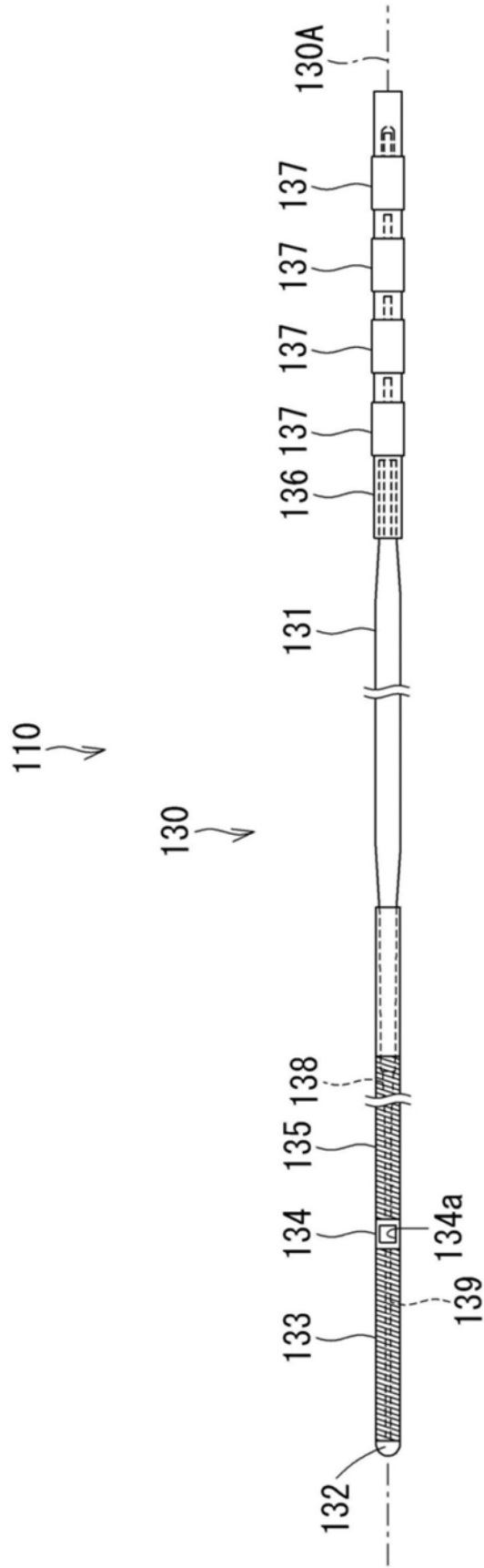


图9

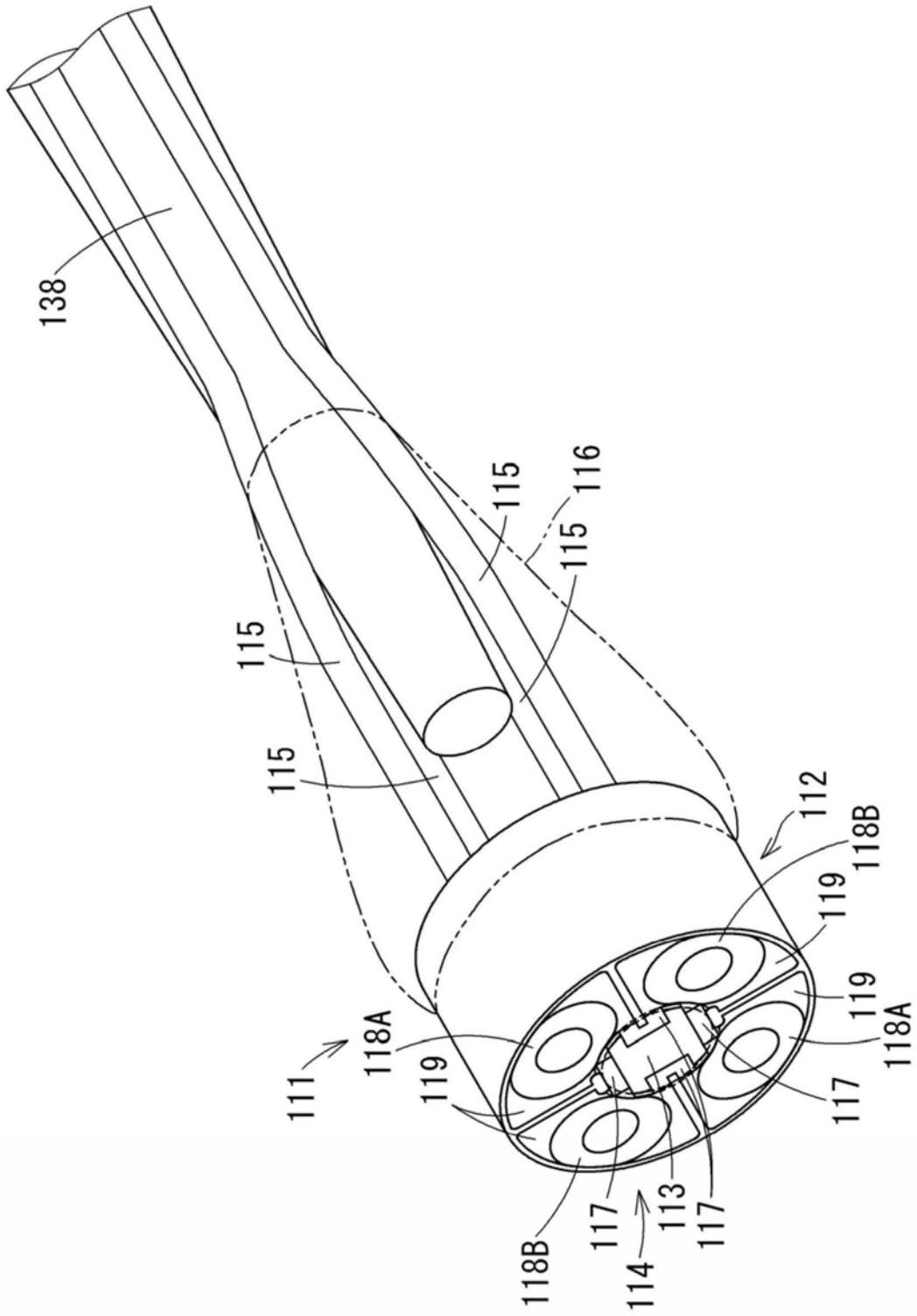


图10



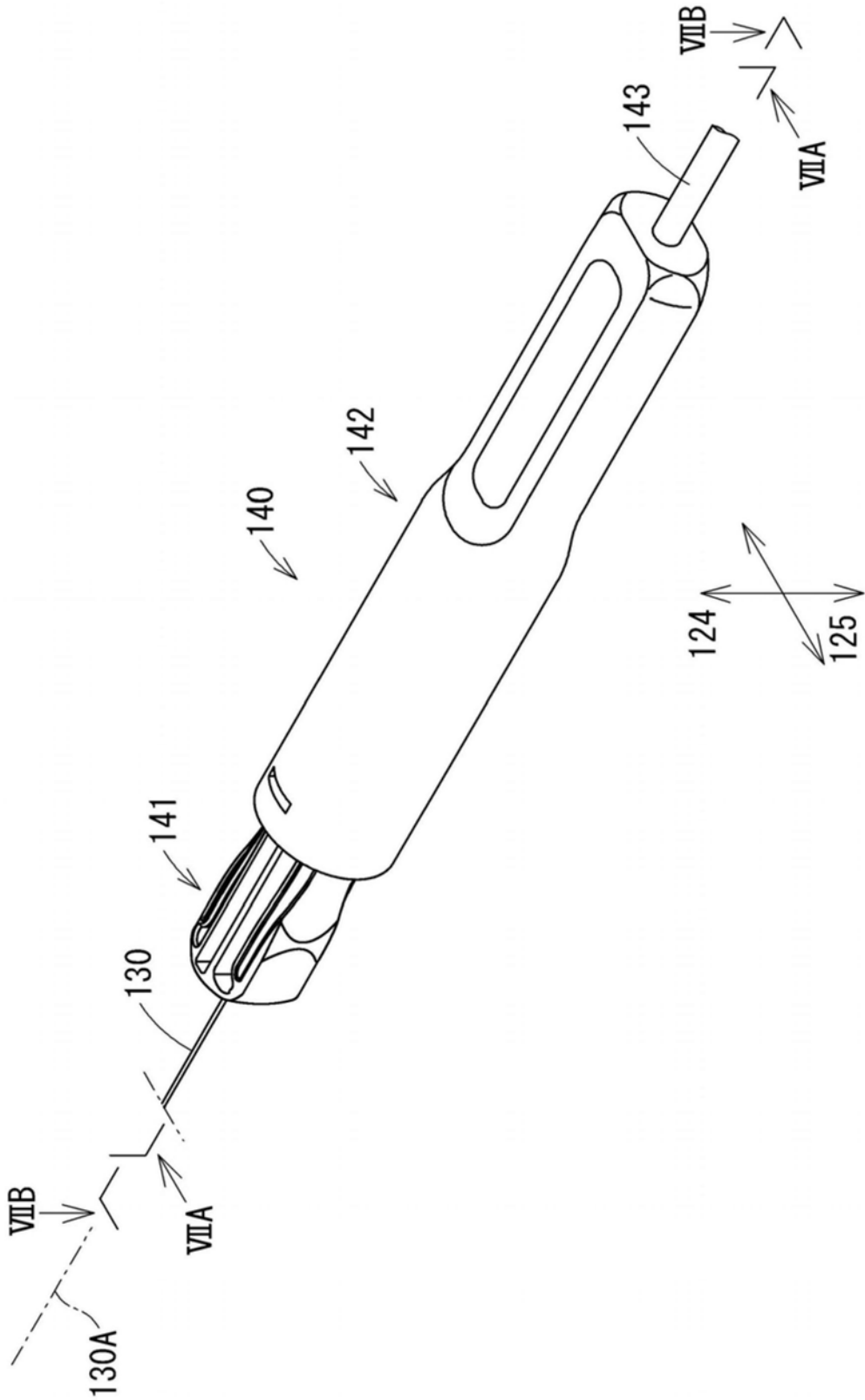


图11

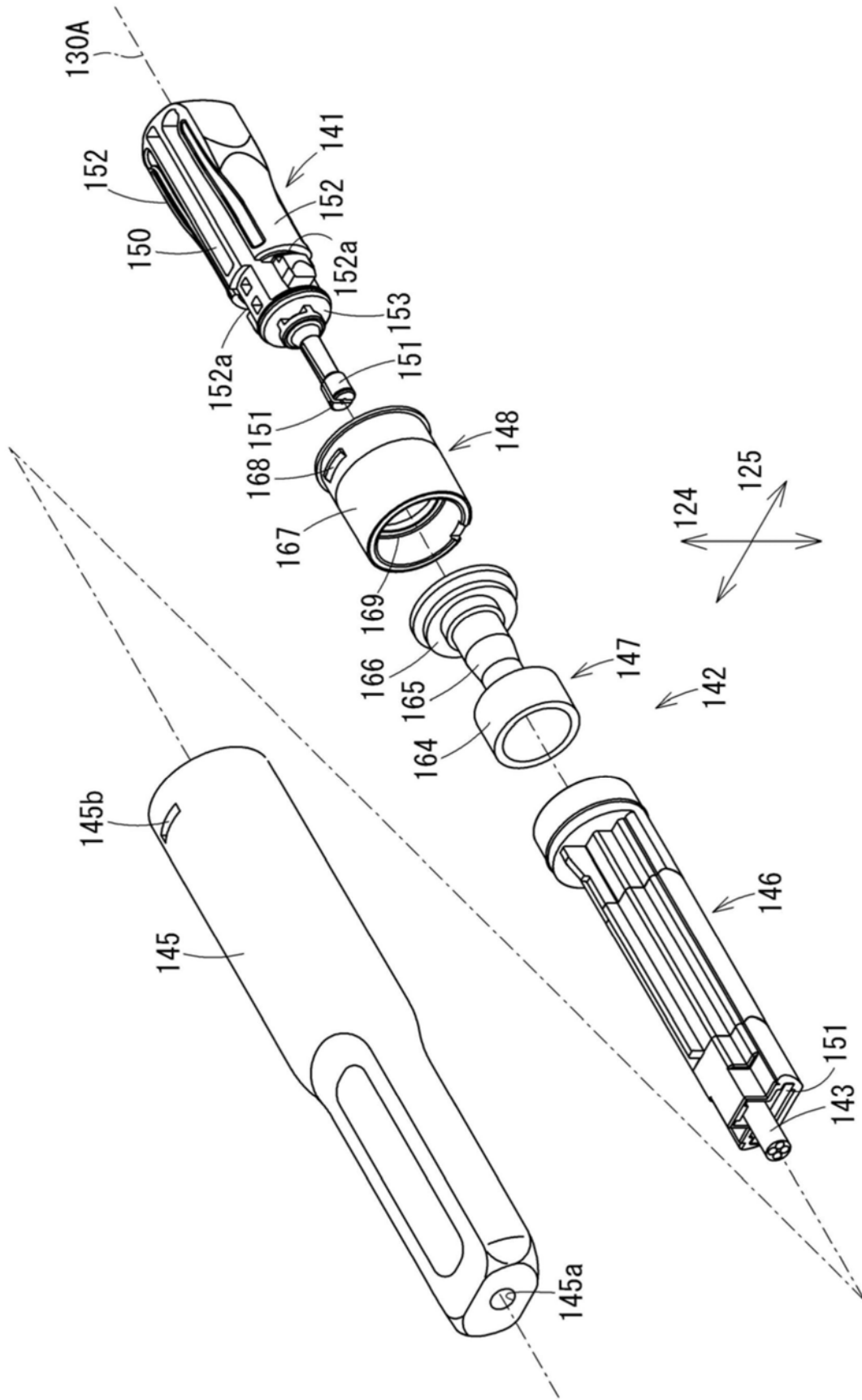


图12

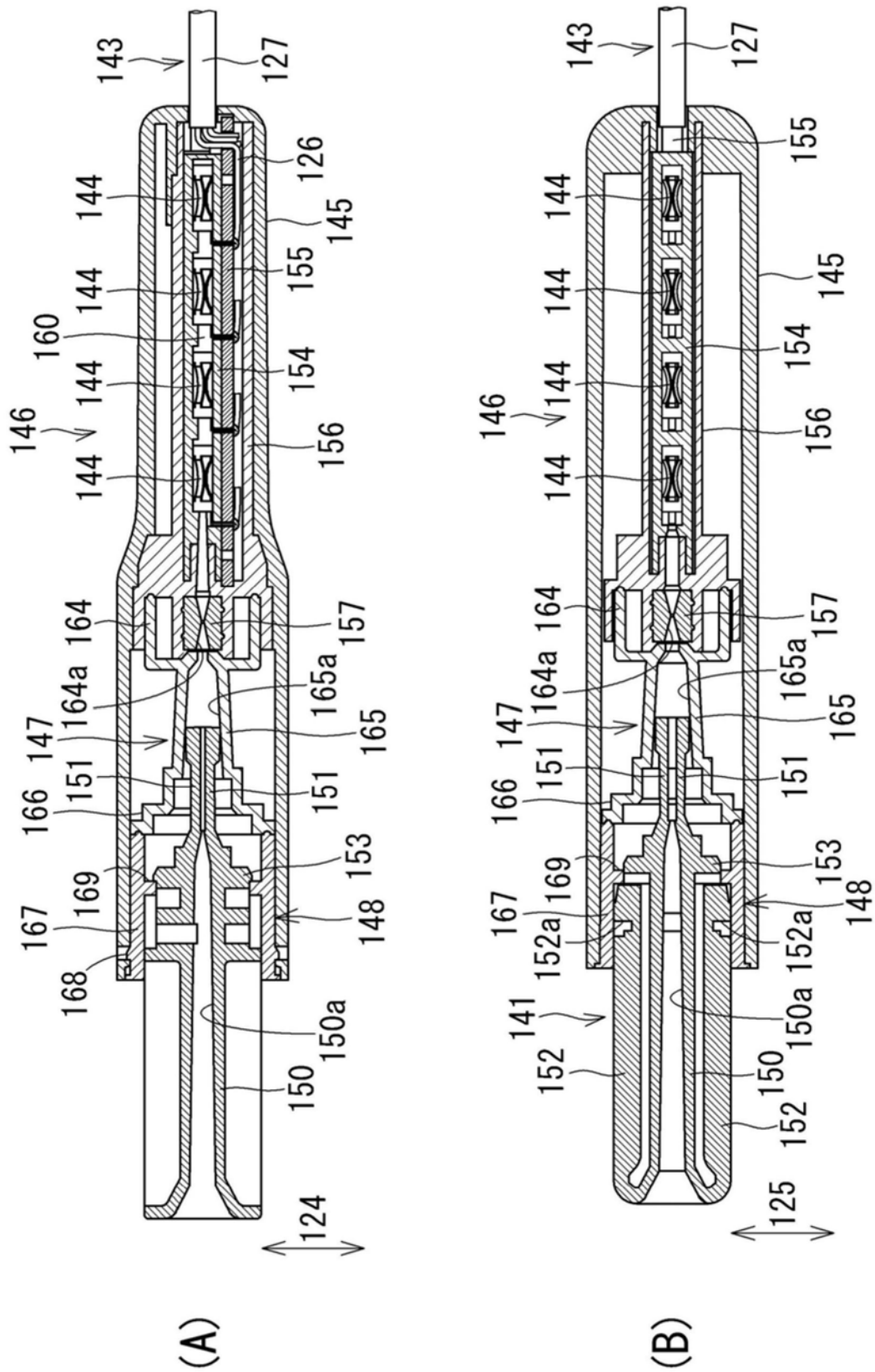


图13

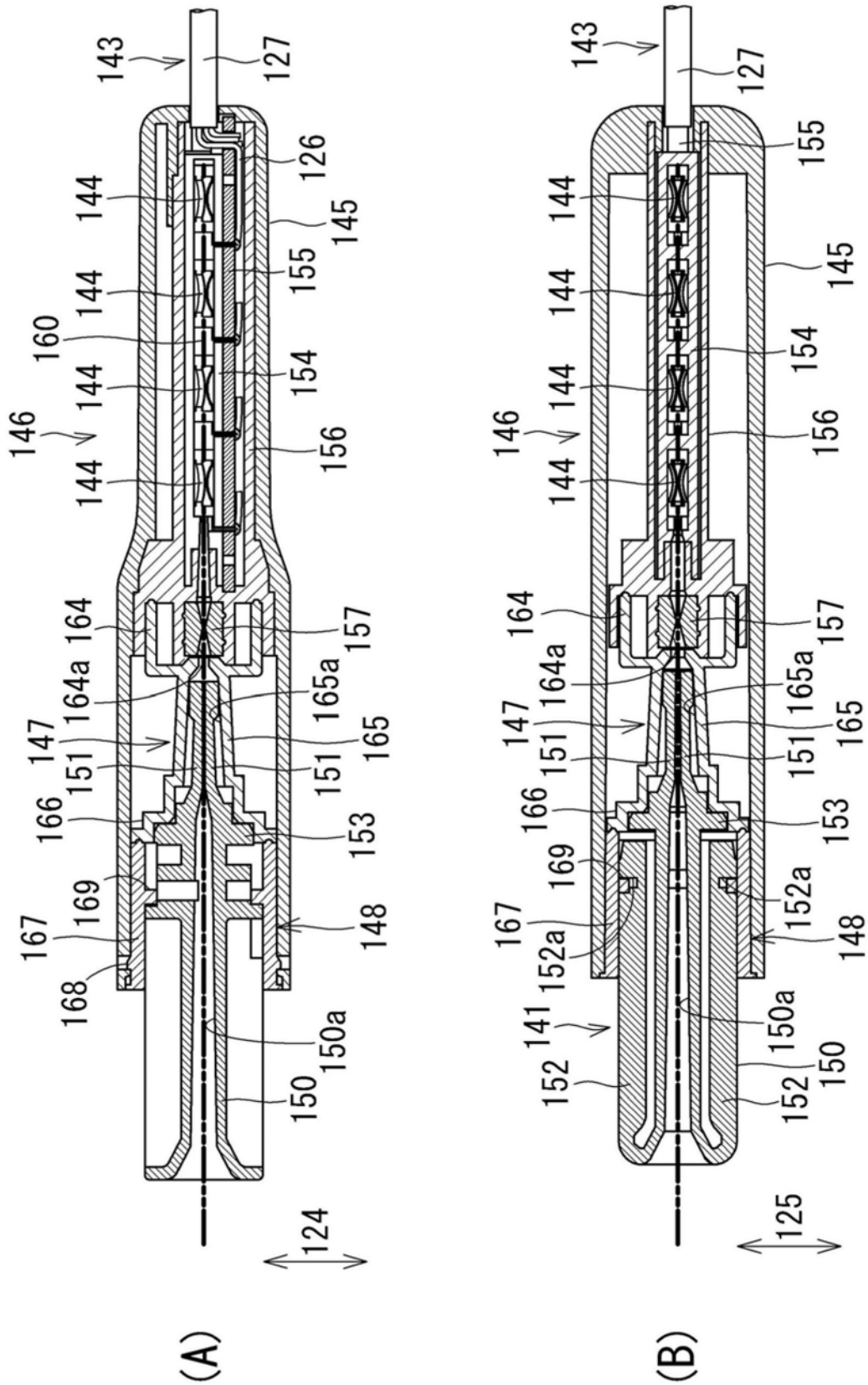


图14

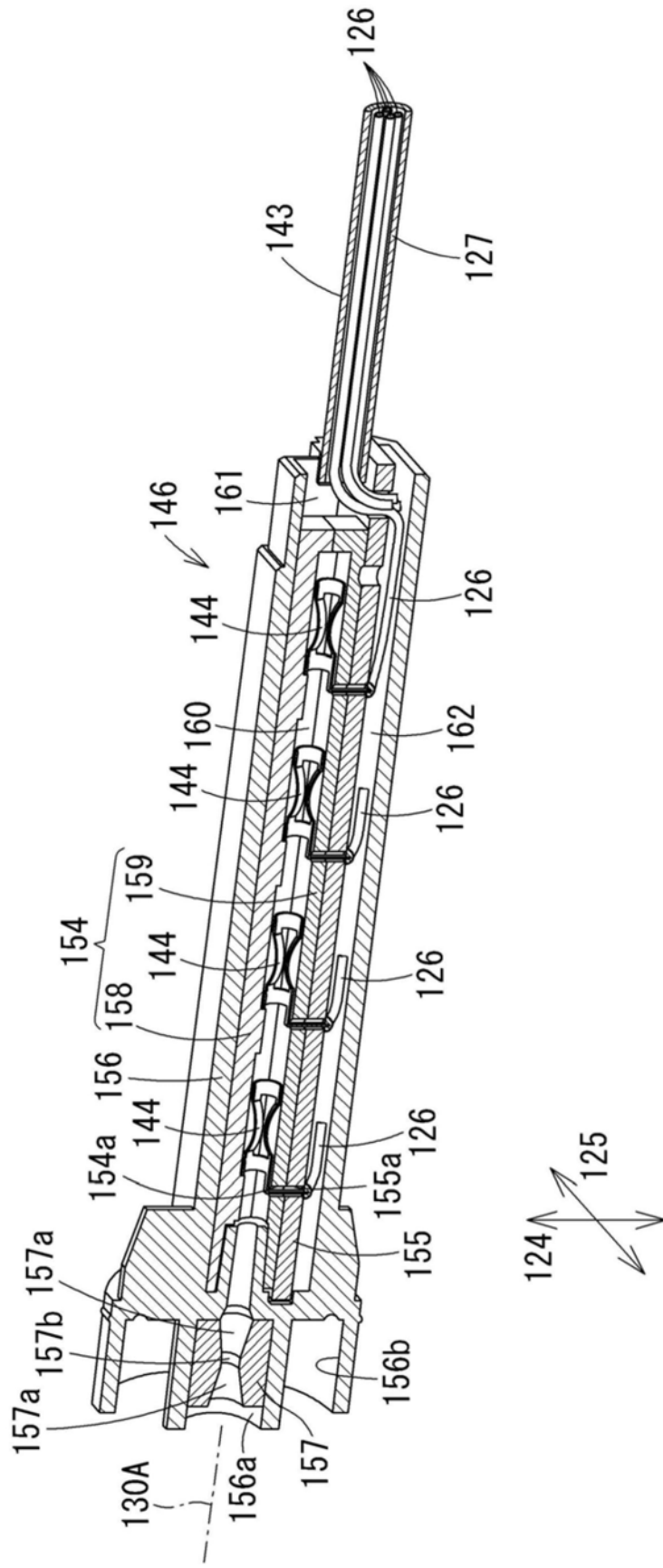


图15

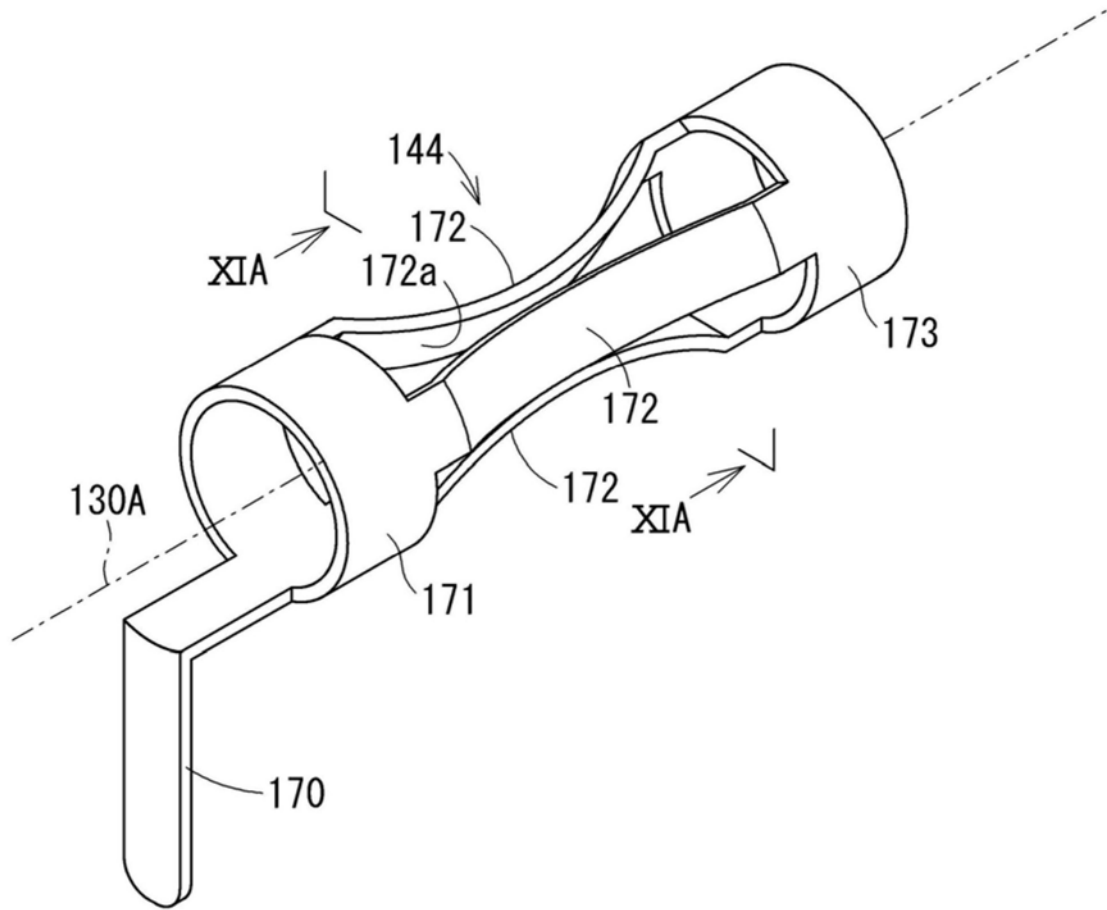


图16

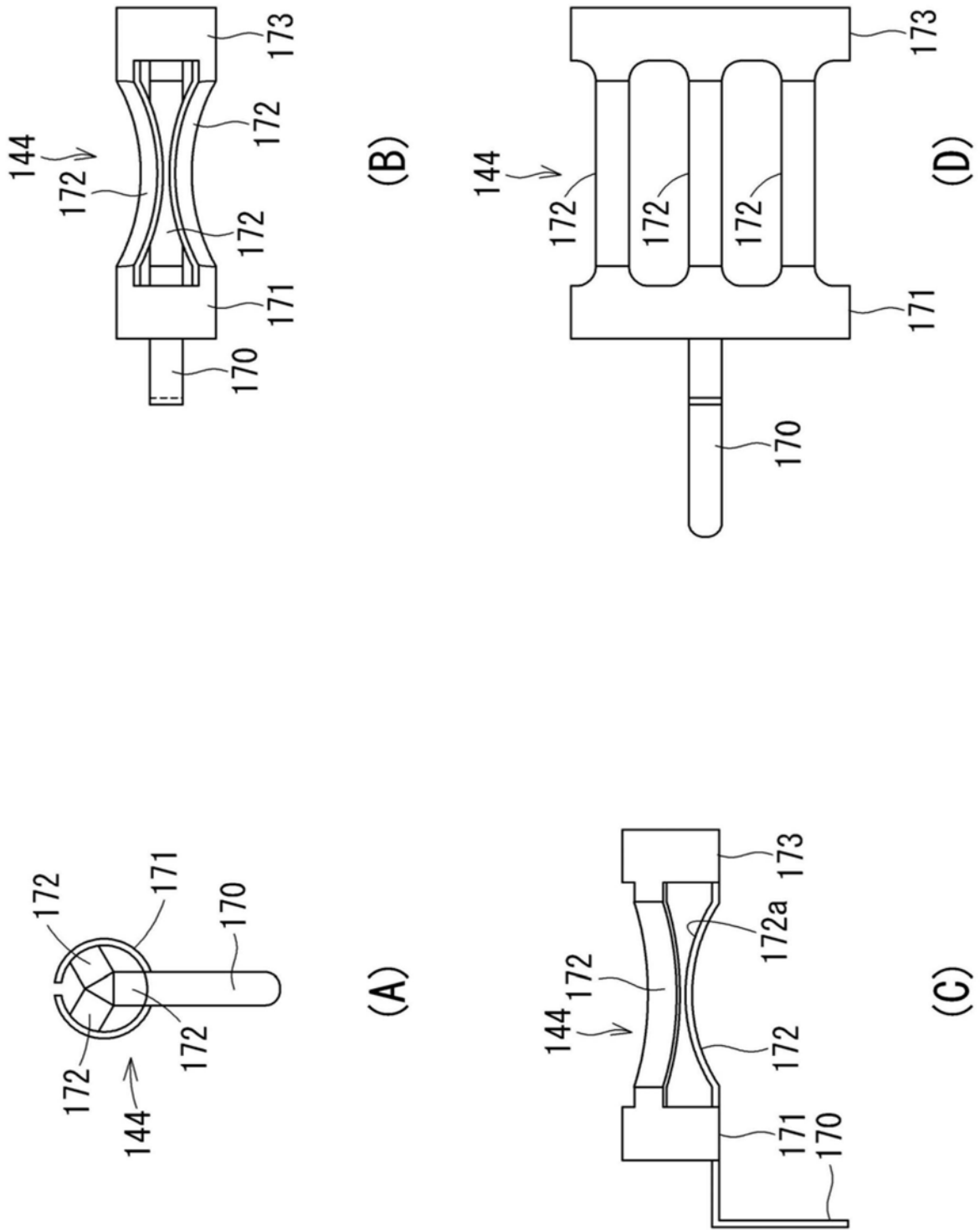


图17

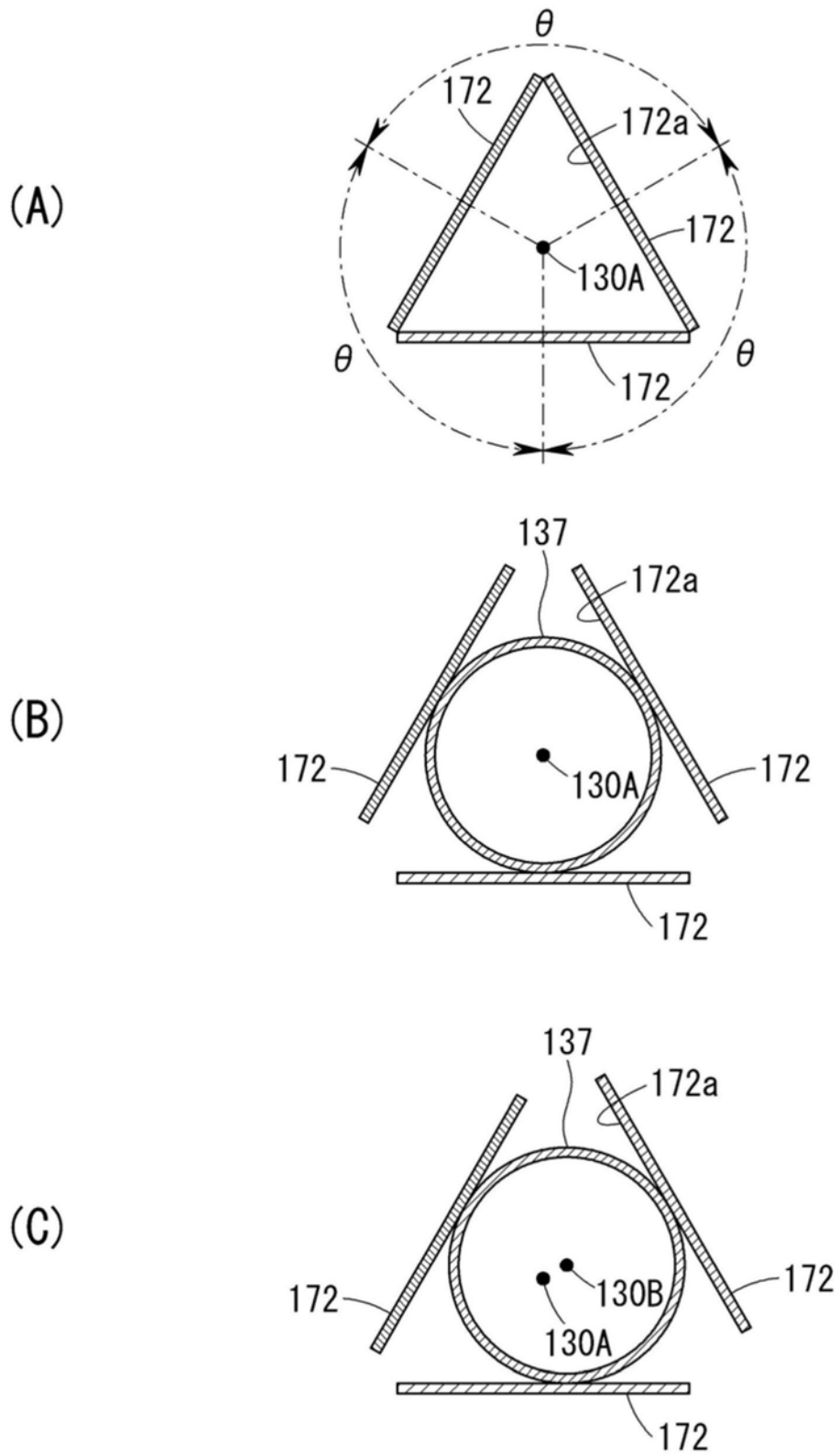


图18



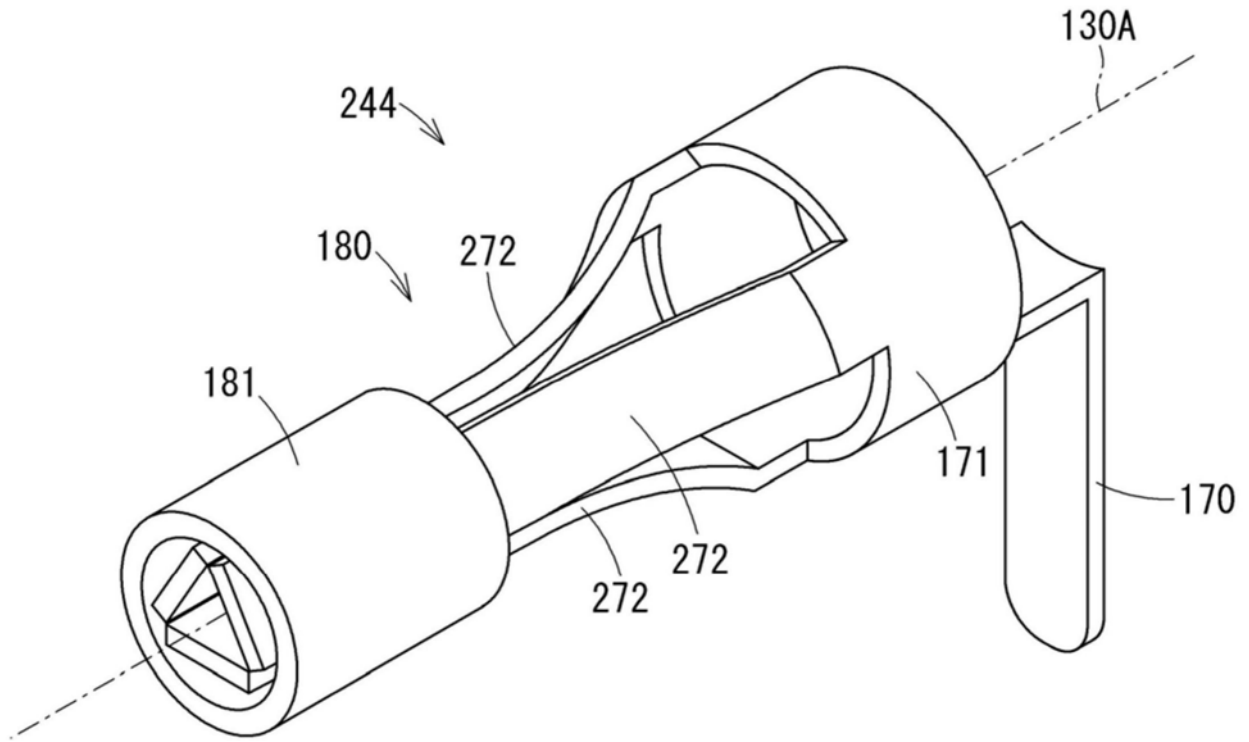


图19

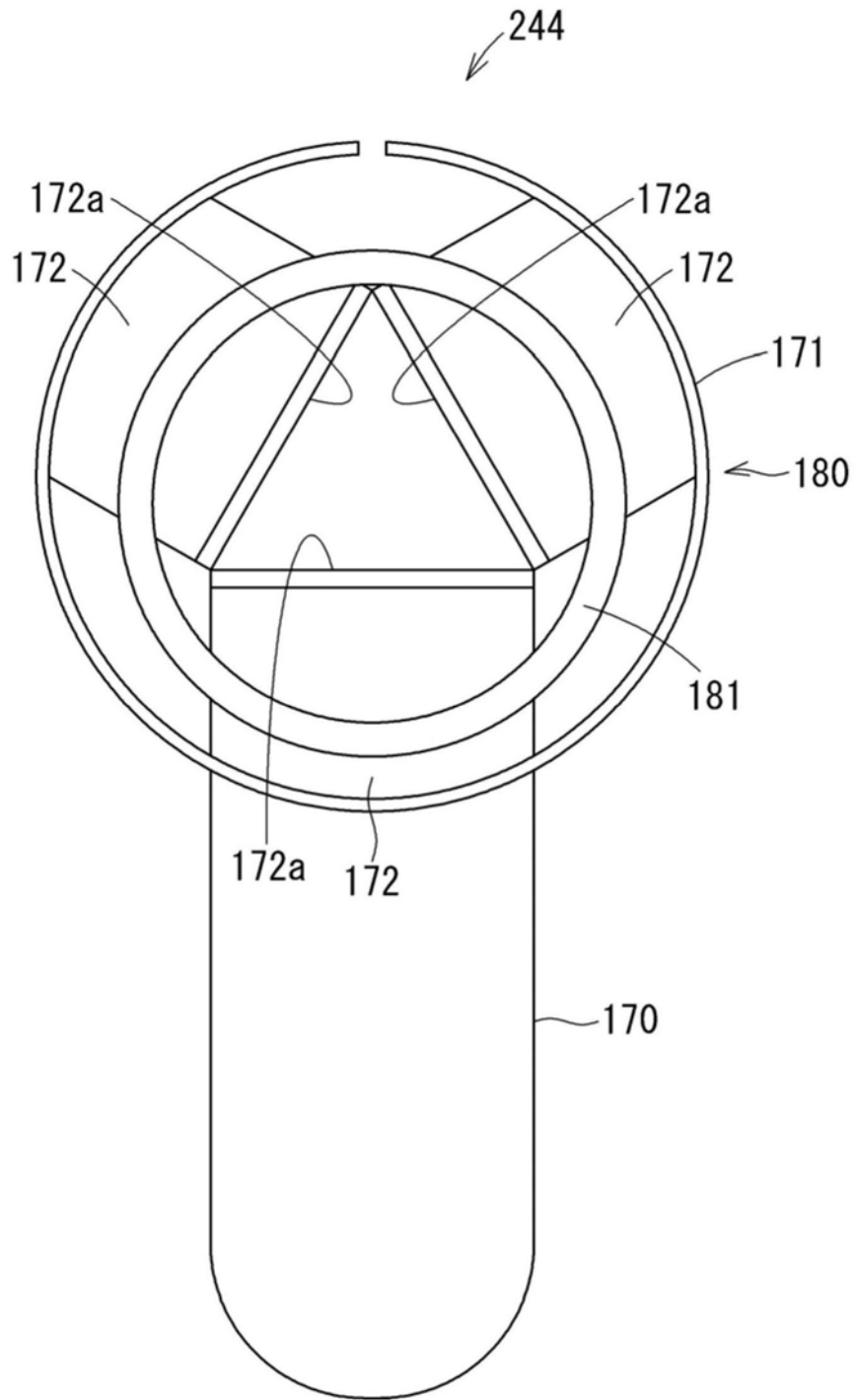


图20

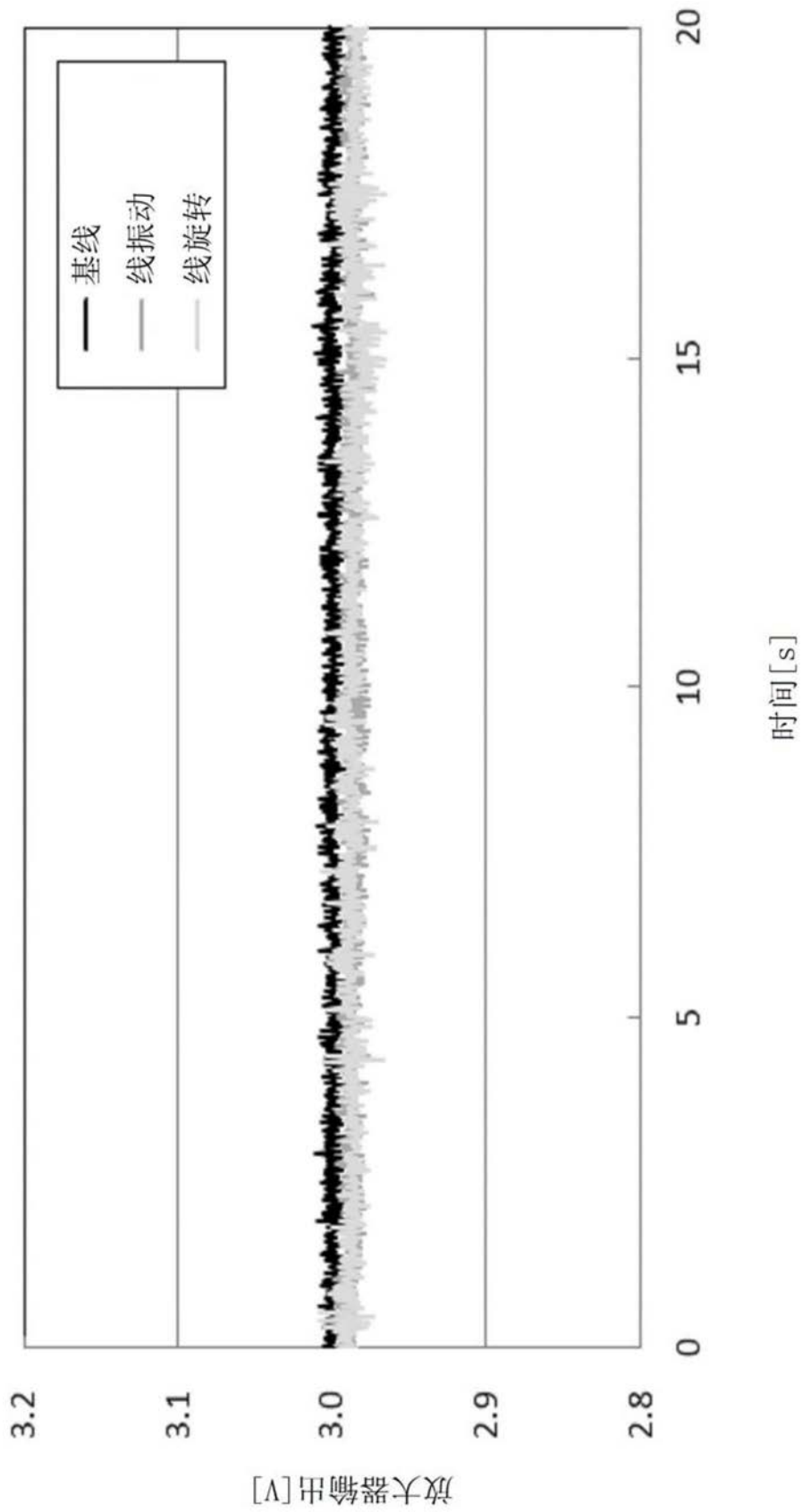


图21

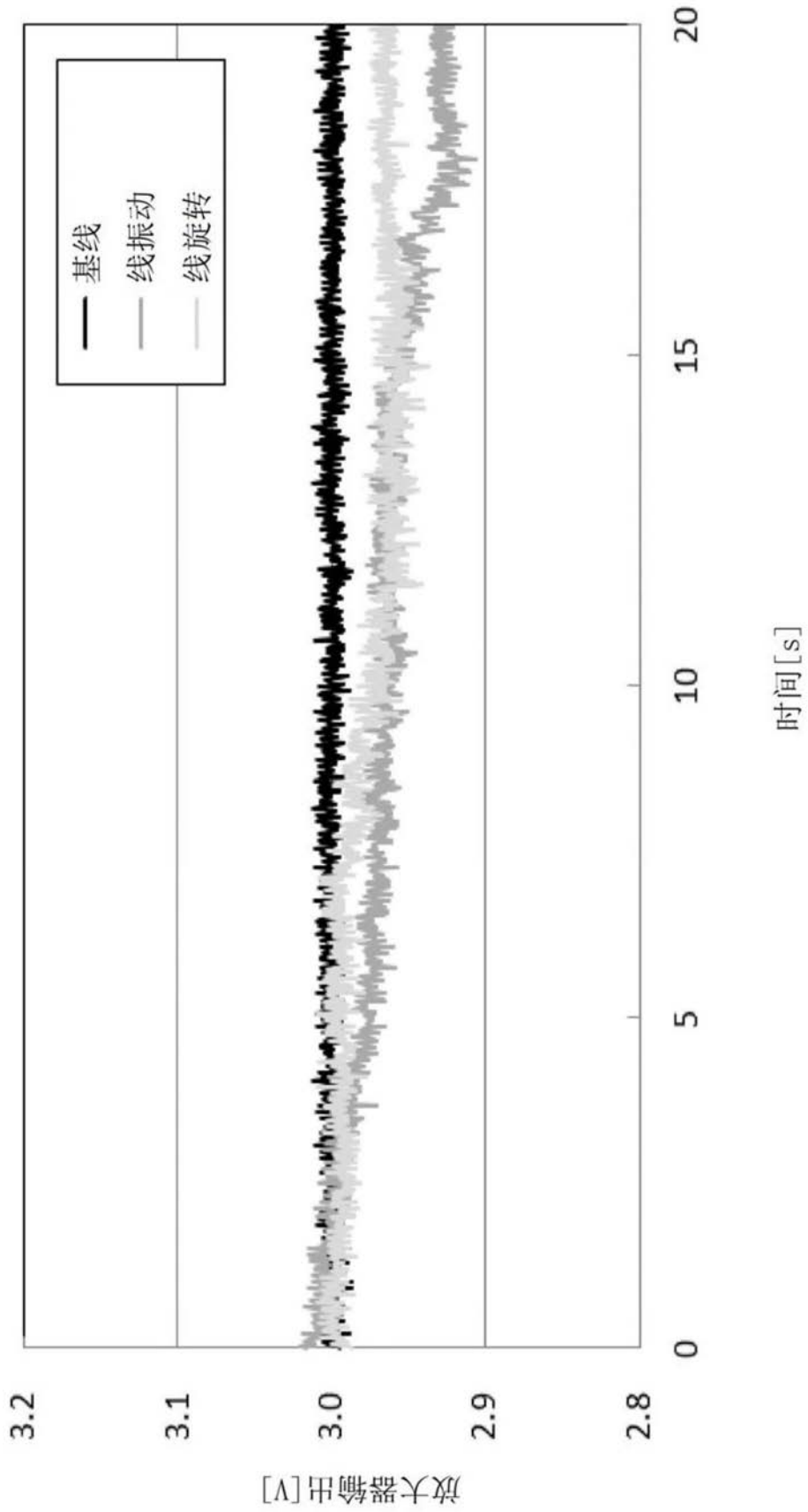


图22

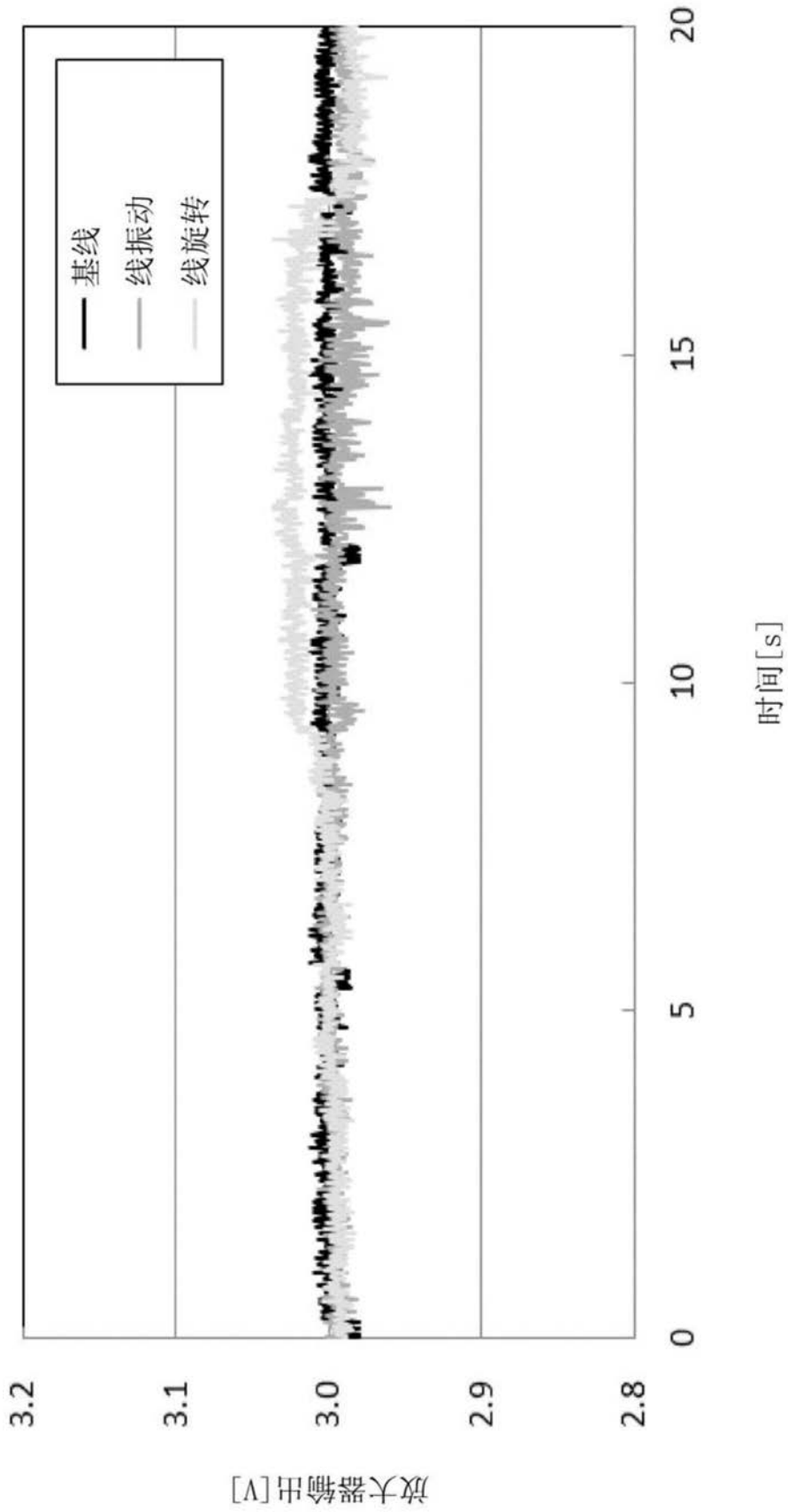


图23

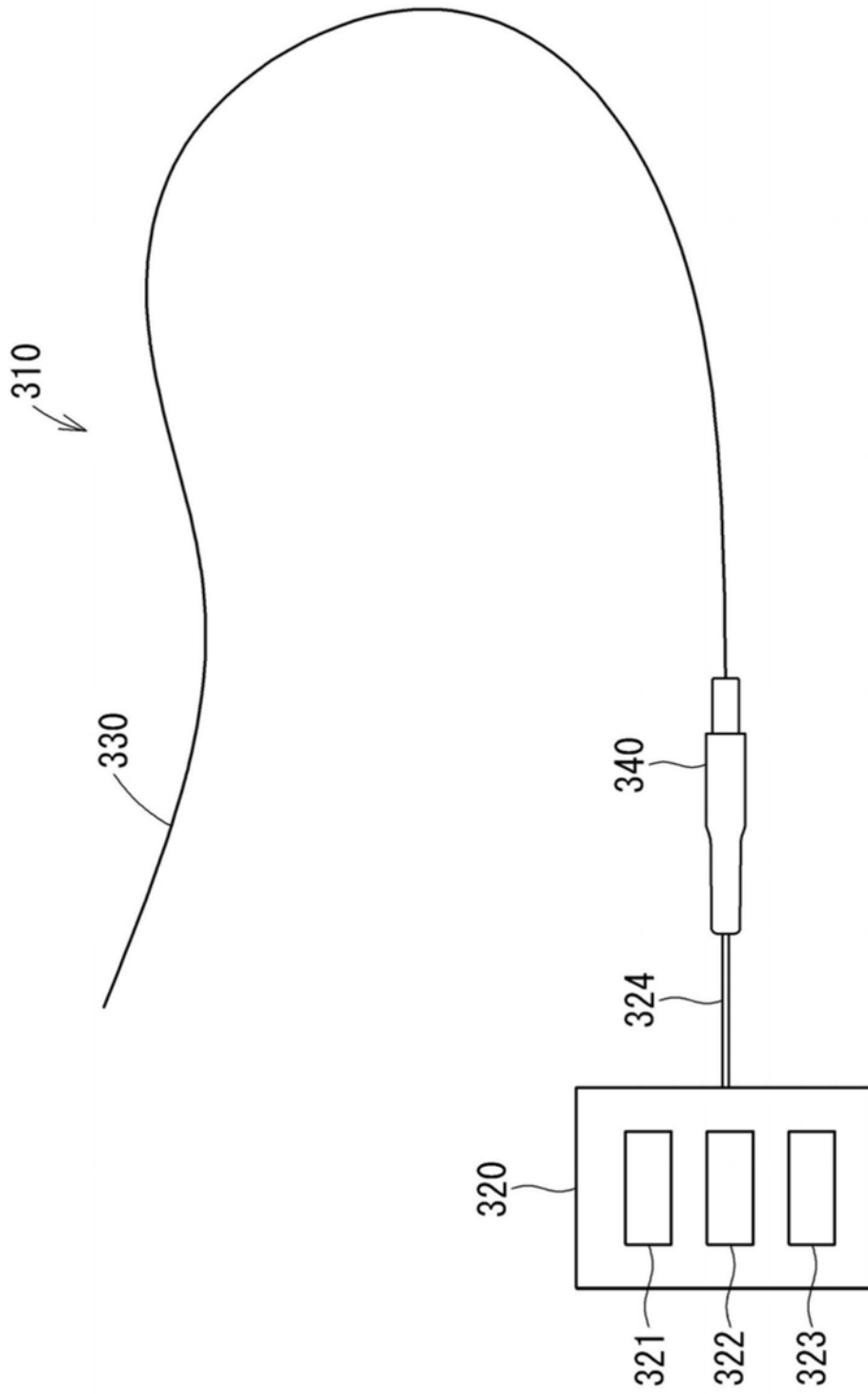


图24

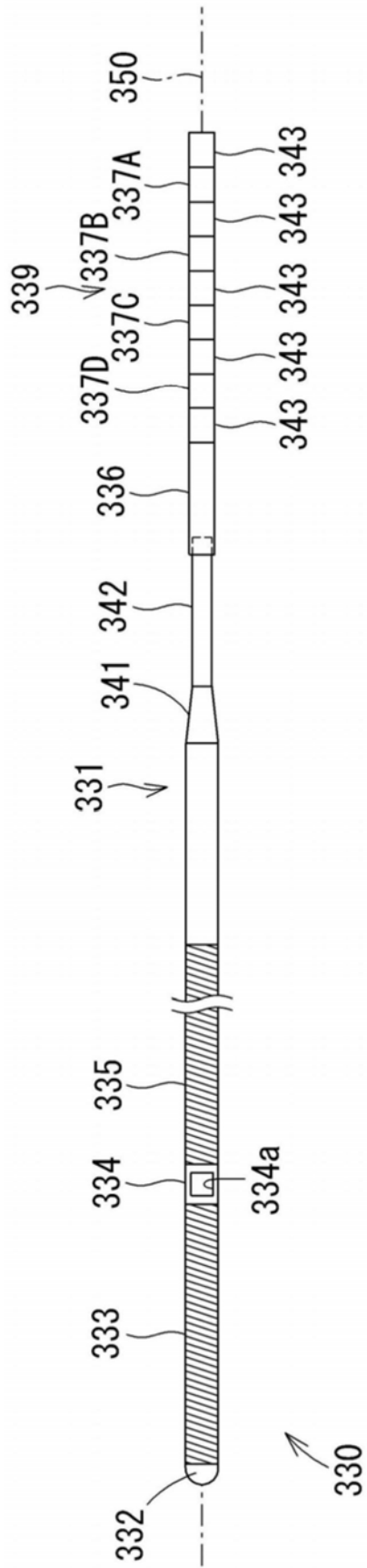


图25

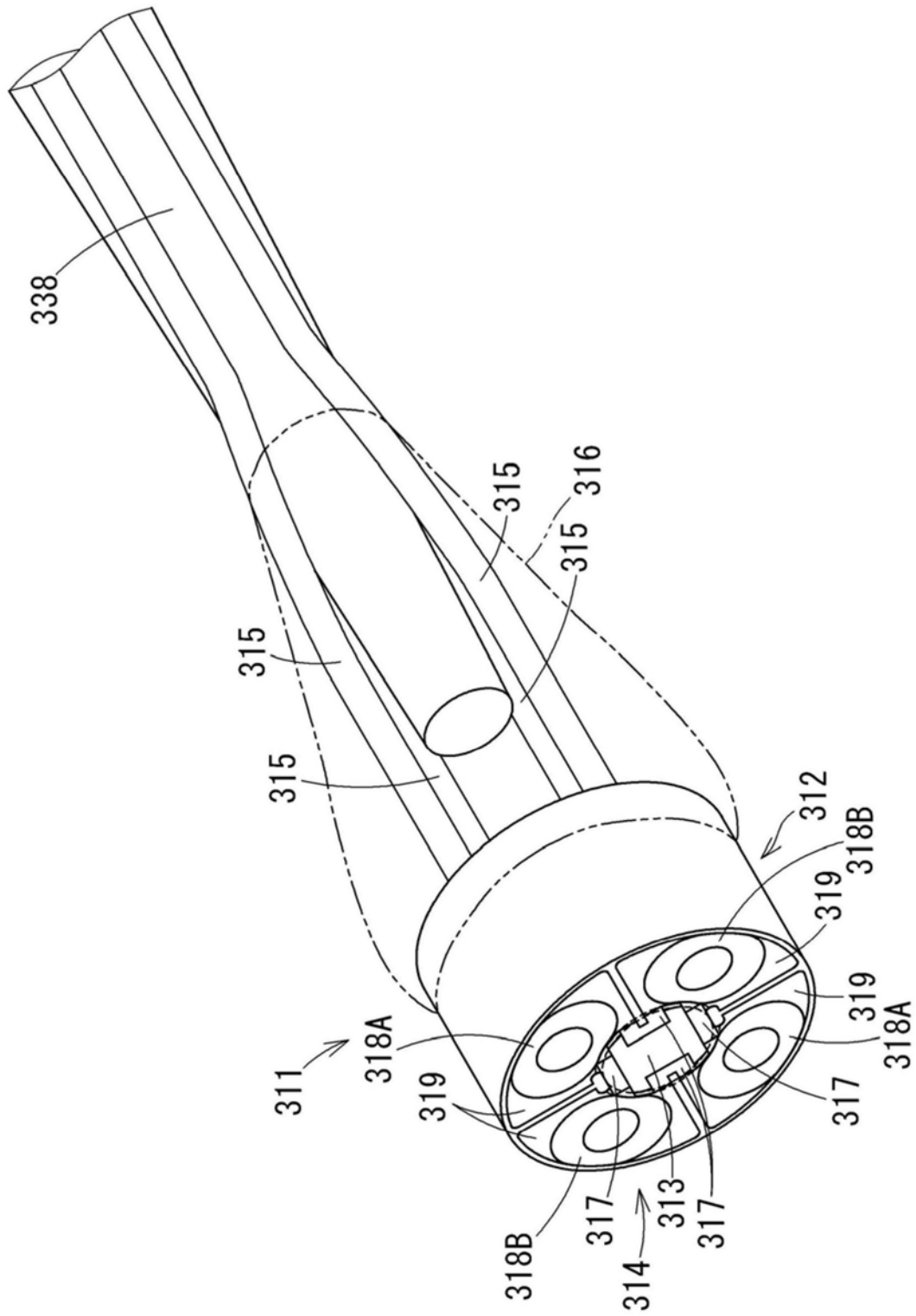


图26



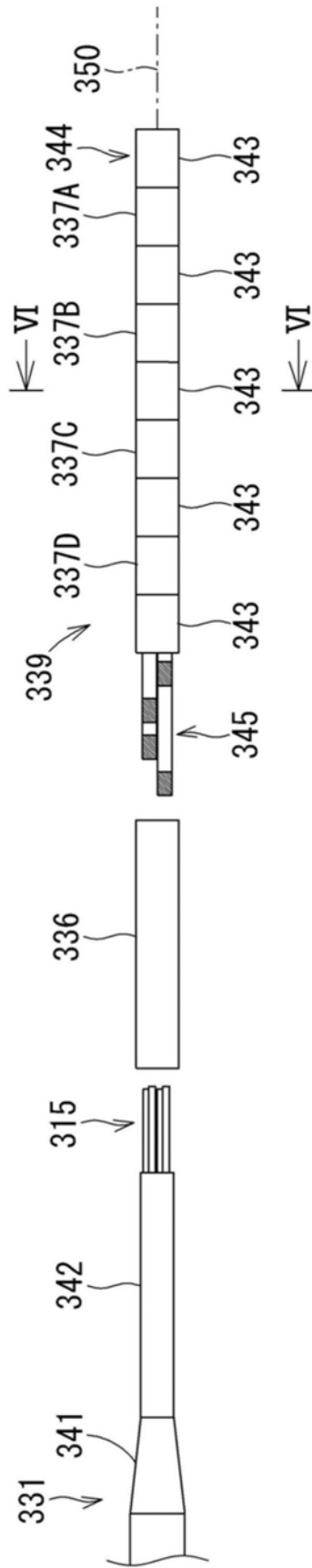


图27

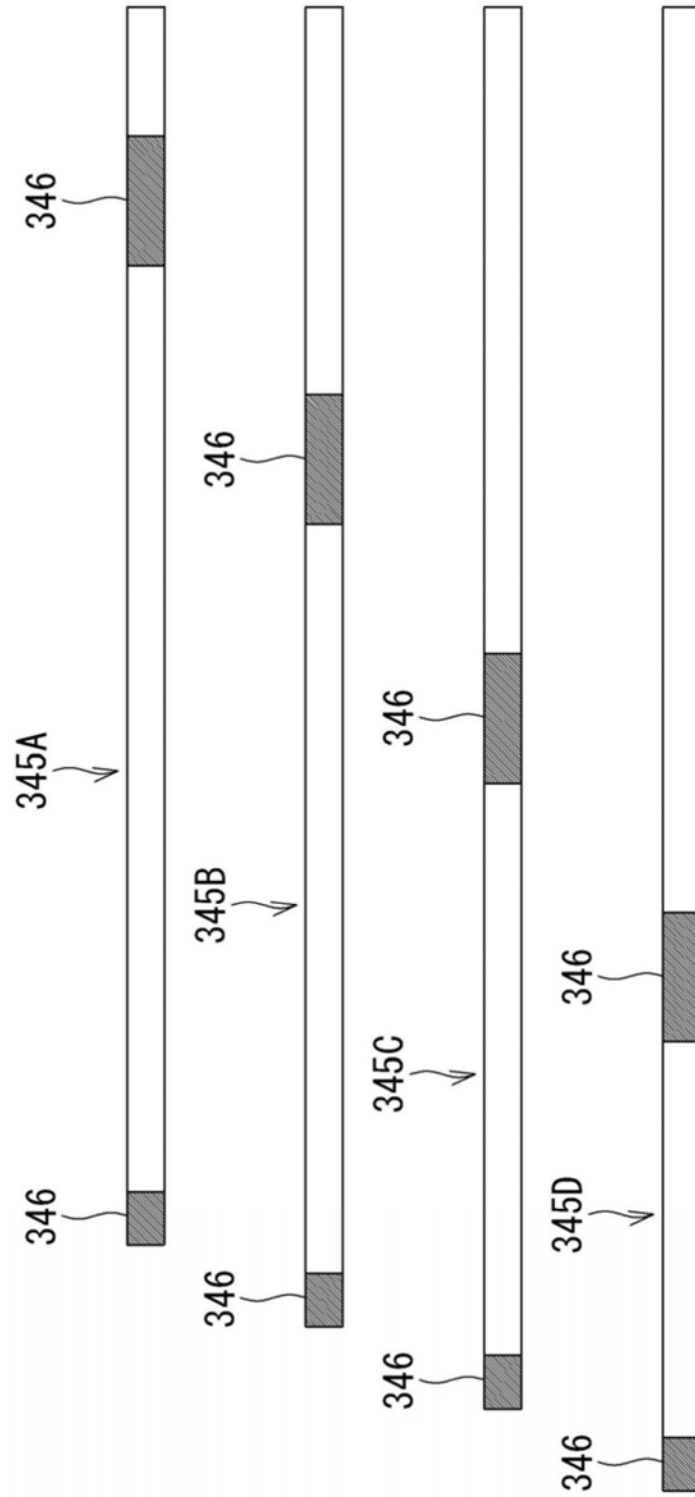


图28

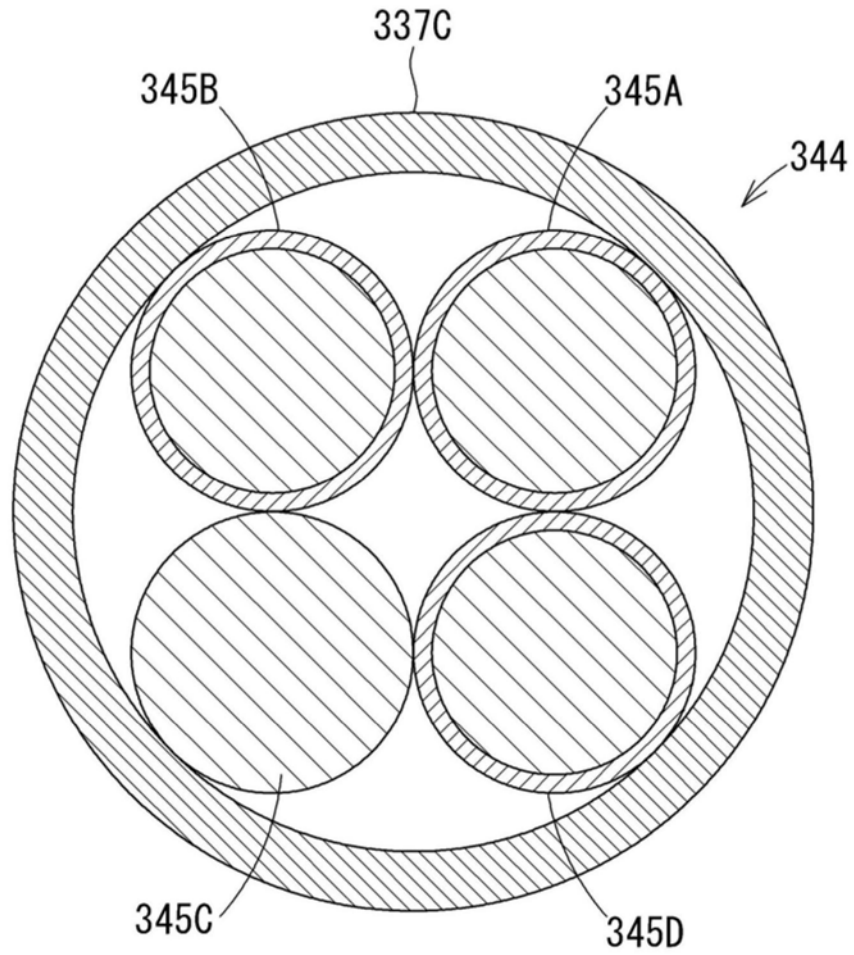


图29

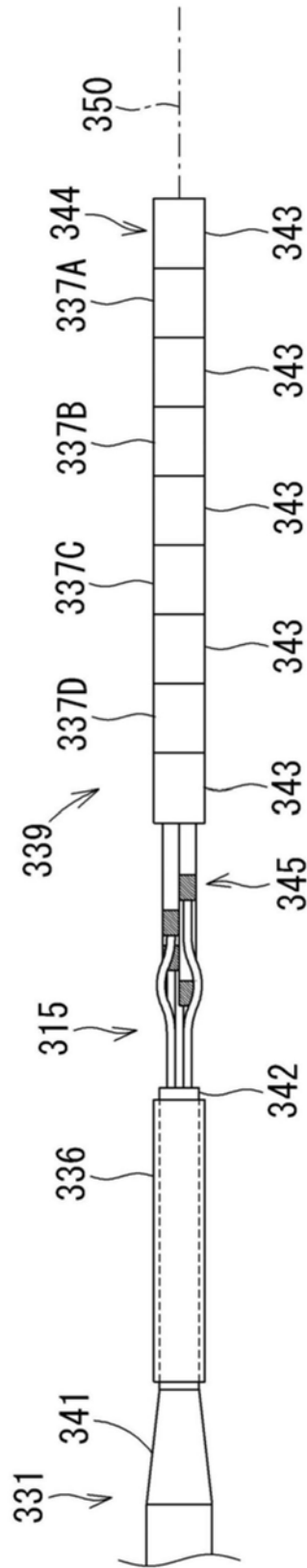


图30