



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102413786 A

(43) 申请公布日 2012. 04. 11

(21) 申请号 201080018821. 8

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010. 11. 11

A61B 18/12 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 17/221 (2006. 01)

2010-008002 2010. 01. 18 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 10. 27

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2010/070119 2010. 11. 11

(87) PCT申请的公布数据

W02011/086753 JA 2011. 07. 21

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 矢沼丰 藤井秀基

(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

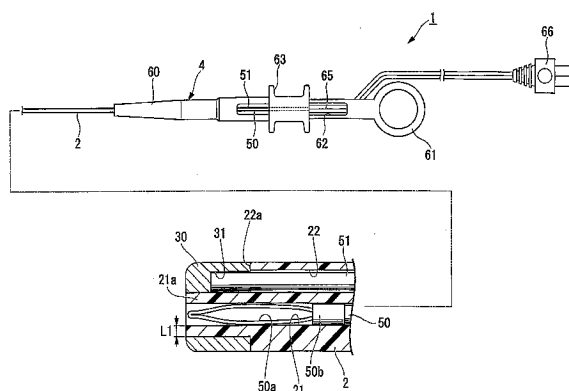
权利要求书 1 页 说明书 9 页 附图 14 页

(54) 发明名称

内窥镜用处理器具

(57) 摘要

本发明提供一种内窥镜用处理器具。在本发明的内窥镜用处理器具(1)中,护套(2)在护套(2)的顶端具有从第一孔(21)的内周面向径向外侧具有预定厚度且进一步向顶端侧延伸的筒状的延长部(21a),被动电极(30)围绕延长部(21a)的外周而配置。采用本发明,能够以简单的结构在配置于第一孔(21)内的高频处理部(50a)与被动电极(30)之间确保充分的绝缘性。



1. 一种内窥镜用处理器具,包括:

纵长的护套,其具有沿轴线方向延伸并且两端开口的第一孔及第二孔,并具有绝缘性;

导电性的操作线,其以能够自由进退的方式贯穿上述第一孔的内部,并在顶端具有高频处理部;

操作部,其与上述操作线的基端相连接而用于使上述操作线相对于上述护套进退;

被动电极,其以与上述操作线绝缘的方式固定在上述护套的顶端;

电线,其与上述被动电极相连接并且贯穿上述第二孔;以及

一对供给电极,其与上述电线和上述操作线分别电连接而用于向上述电线和上述操作线供给高频电流;

上述护套在上述护套的顶端具有从第一孔的内周面向径向外侧具有预定厚度且进一步向顶端侧延伸的筒状的延长部,

上述被动电极围绕上述延长部的外周而配置。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜用处理器具,其中,

上述延长部的外径小于上述护套的最大外径。

3. 根据权利要求1或2所述的内窥镜用处理器具,其中,

上述高频处理部是高频息肉切除圈套器,该高频息肉切除圈套器呈封闭环状且具有挠性的息肉切除圈套器环。

4. 根据权利要求1或2所述的内窥镜用处理器具,其中,

上述高频处理部是具有沿上述操作线的轴线方向延伸的针的高频切开处理器具。

5. 根据权利要求1或2所述的内窥镜用处理器具,其中,

上述高频处理部是具有能够进行开闭动作的一对把持部并能够切开生物体组织的双腿型高频处理器具。

内窥镜用处理器具

技术领域

[0001] 本发明涉及一种与内窥镜一起使用的内窥镜用处理器具。

[0002] 本申请是以 2010 年 1 月 18 日在日本提出申请的特愿 2010-008002 号作为要求优先权的基础而提出的申请,将其内容引用于此。

背景技术

[0003] 以往,公知有贯穿内窥镜来对生物体组织等进行处理的内窥镜用处理器具。在这种内窥镜用处理器具中,有的具有例如为了对生物体组织进行切开、烧灼、止血等处理而对处理器具通入高频电流的功能。

[0004] 作为这种内窥镜用处理器具的例子,在专利文献 1 中记载有一种用于利用通入高频电流的息肉切除圈套器来切开生物体组织的高频切开器具。该专利文献 1 所述的高频切开器具包括由具有电绝缘性的外管及内管构成的护套、自由进退地贯穿该护套的内部并在护套的手边侧能够进行进退操作的操作线、与该操作线的顶端相连结的息肉切除圈套器、暴露固定在护套的顶端部且与生物体组织相接触的电极、以及使电极及息肉切除圈套器穿过上述护套内部分别与高频产生装置导通的单元。

[0005] 采用该高频切开器具,利用息肉切除圈套器把持成为切开对象的生物体组织,向息肉切除圈套器通入高频电流,从而能够对生物体组织进行烧灼。

[0006] 另外,在专利文献 2 中记载有一种内窥镜用双极型高频处理器具。该内窥镜用双极型高频处理器具包括形成有一对引导孔的多腔管和贯穿一对引导孔的每一个的导电性操作线。

[0007] 采用该内窥镜用双极型高频处理器具,能够充分地确保贯穿多腔管的一对导电性操作线的每一个之间的电绝缘性。

[0008] 专利文献 1:日本特公昭 61-9051 号公报

[0009] 专利文献 2:日本特开 2004-57454 号公报

[0010] 但是,在专利文献 1 所述的高频切开器具中,由于是使内管贯穿外管进行组装的结构,因此组装性较差。

[0011] 另一方面,在专利文献 2 所述的多腔管中,从各个引导孔的顶端突出的导电性操作线相互靠近。因此,若将该多腔管应用于如专利文献 1 所述那种在护套的顶端具有固定电极的双极型息肉切除圈套器,则难以同时实现绝缘性与组装性。

发明内容

[0012] 本发明是鉴于上述情况而做成的,其提供一种能够以简单的结构确保充分的绝缘性的内窥镜用处理器具。

[0013] 为了解决上述问题,本发明提出了以下技术方案。

[0014] 本发明的内窥镜用处理器具包括:纵长的护套,其具有沿轴线方向延伸并且两端开口的第一孔及第二孔,并具有绝缘性;导电性的操作线,其以能够自由进退的方式贯穿上

述第一孔的内部,并在顶端具有高频处理部;操作部,其与上述操作线的基端相连接而用于使上述操作线相对于上述护套进退;被动电极,其以与上述操作线绝缘的方式固定在上述护套的顶端;电线,其与上述被动电极相连接并且贯穿上述第二孔;以及一对供给电极,其与上述电线和上述操作线分别电连接而用于向上述电线和上述操作线供给高频电流。此外,上述护套在上述护套的顶端具有从第一孔的内周面向径向外侧具有预定厚度且进一步向顶端侧延伸的筒状的延长部,上述被动电极围绕上述延长部的外周而配置。

[0015] 采用本发明,使对象物介于高频处理部与被动电极之间,能够向该对象物通入高频电流。此时,在护套上形成有第一孔与第二孔,护套具有绝缘性,因此能够保持贯穿第一孔的操作线与贯穿第二孔的电线之间的绝缘。而且,在护套的顶端形成有延长部,以围绕延长部的外周的方式配置的被动电极与在筒状的延长部的内部进行进退动作的高频处理部的接触受到抑制,因此抑制了高频电流短路。

[0016] 另外,在本发明的内窥镜用处理器具中,优选的是,上述延长部的外径小于上述护套的最大外径。

[0017] 在该情况下,由于延长部的外径小于护套的外径,因此能够将被动电极的外径控制在与护套的外径以下。其结果,即使在护套的顶端配置被动电极,该被动电极的外表面与内窥镜的钳子通道等通路之间的滑动阻力也适当地降低。

[0018] 另外,在本发明的内窥镜用处理器具中,优选的是,上述高频处理部是高频息肉切除圈套器,该高频息肉切除圈套器呈封闭环状且具有挠性的息肉切除圈套器环。

[0019] 在该情况下,由于配置于延长部的外表面的被动电极与贯穿第一孔的高频息肉切除圈套器之间处于相隔了预定厚度的位置关系,因此抑制了高频息肉切除圈套器与被动电极相接触。因而,良好地抑制了向电线及高频息肉切除圈套器通入的高频电流短路,从而能够对成为被高频息肉切除圈套器处理的对象的对象物高效地通入高频电流。

[0020] 此外,在本发明的内窥镜用处理器具中,也可以是,上述高频处理部是具有沿上述操作线的轴线方向延伸的针的高频切开处理器具。

[0021] 此外,在本发明的内窥镜用处理器具中,也可以是,上述高频处理部是具有能够进行开闭动作的一对把持部并能够切开生物体组织的双腿型高频处理器具。

[0022] 采用本发明的内窥镜用处理器具,由于在从护套的顶端进一步向顶端侧突出的延长部的外周配置有被动电极,因此能够以简单的结构在高频处理部与被动电极之间确保充分的绝缘性。

附图说明

[0023] 图1是用局部剖面表示本发明的一实施方式的内窥镜用处理器具的侧视图。

[0024] 图2是表示该内窥镜用处理器具的顶端侧的结构的主视图。

[0025] 图3是表示该内窥镜用处理器具的使用时的一个过程的图。

[0026] 图4是表示该内窥镜用处理器具的使用时的一个过程的图。

[0027] 图5是用局部剖面表示该实施方式的变形例1的内窥镜用处理器具的侧视图。

[0028] 图6是表示变形例1的内窥镜用处理器具的使用时的一个过程的图。

[0029] 图7是用局部剖面表示该实施方式的变形例2的内窥镜用处理器具的侧视图。

[0030] 图8是表示变形例2的内窥镜用处理器具的使用时的一个过程的图。

- [0031] 图 9 是表示变形例 2 的内窥镜用处理器具的使用时的一个过程的图。
- [0032] 图 10 是用局部剖面放大表示该实施方式的变形例 3 的内窥镜用处理器具的一部分的立体图。
- [0033] 图 11 是用局部剖面表示变形例 3 的内窥镜用处理器具中的其他结构例的立体图。
- [0034] 图 12 是用局部剖面放大表示该实施方式的变形例 4 的内窥镜用处理器具的一部分的立体图。
- [0035] 图 13 是用局部剖面表示变形例 4 的内窥镜用处理器具中的其他第 1 结构例的立体图。
- [0036] 图 14 是用局部剖面表示变形例 4 的内窥镜用处理器具中的其他第 2 结构例的立体图。
- [0037] 图 15 是表示变形例 4 的内窥镜用处理器具中的其他第 3 结构例的主视图。
- [0038] 图 16A 是表示变形例 4 的内窥镜用处理器具中的其他第 4 结构例的主视图。
- [0039] 图 16B 是表示变形例 4 的内窥镜用处理器具中的其他第 5 结构例的主视图。
- [0040] 图 16C 是表示变形例 4 的内窥镜用处理器具中的其他第 6 结构例的主视图。
- [0041] 图 17 是表示图 16B 所示的内窥镜用处理器具组装的一个过程的主视图。
- [0042] 图 18A 是放大表示该实施方式的变形例 5 的内窥镜用处理器具的一部分的主视图。
- [0043] 图 18B 是该实施方式的变形例 5 的内窥镜用处理器具中的护套的径向剖面图。

具体实施方式

- [0044] 以下,参照图 1 及图 2 说明本发明的一实施方式的内窥镜用处理器具。
- [0045] 图 1 是用局部剖面表示内窥镜用处理器具 1 的侧视图。内窥镜用处理器具 1 具有用于向体腔内插入的纵长的护套 2、及与护套 2 的基端侧相连接并供使用者操作内窥镜用处理器具 1 的操作部 4。
- [0046] 在护套 2 上形成有沿轴线方向延伸并且两端开口的第一孔 21 及第二孔 22。另外,护套 2 由具有绝缘性的材料构成,例如由绝缘性的树脂等形成。另外,优选的是,护套 2 构成为柔软到在生物体内沿着管腔组织等的弯曲能够进退的程度。
- [0047] 在护套 2 的顶端形成有延长部 21a,使得第一孔 21 的顶端在比第二孔 22 的顶端面 22a 进一步向顶端侧延伸的位置处开口。延长部 21a 形成成为护套 2 的顶端侧的外周面被削去的形状,形成为具有预定厚度 L1 的筒状,延长部 21a 的外径小于护套 2 的中间部的直径。另外,在本发明中,表示延长部 21a 的形状的“筒状”并不限于在延长部 21a 的外部形状上径向剖面的轮廓形状呈圆形的圆筒状。即,延长部 21a 只要是从基端侧朝向顶端侧形成有第一孔 21 且形成为在顶端侧向外部开口的形状,则其外部形状并不受限。而且,延长部 21a 的顶端的第一孔 21 的开口端部的轮廓形状也并不限于圆形。另外,后面说明延长部 21a 的具体形状。
- [0048] 在延长部 21a 的外周面固定有具有导电性的被动电极 (passive electrode) 30。被动电极 30 配置为从延长部 21a 的内壁面离开延长部 21a 的预定厚度 L1。优选的是,被动电极 30 的外径是不超过护套 2 的外径的大小。另外,在被动电极 30 上形成有与第二孔 22 同轴的孔 31。另外,优选的是,被动电极 30 的顶端位于与延长部 21a 的顶端相同的位置,或

者位于比延长部 21a 的顶端的位置靠基端侧的位置。

[0049] 在第一孔 21 内自由进退地贯穿有导电性的操作线 50, 该导电性的操作线 50 在顶端具有作为高频处理部的息肉切除圈套器环 50a (snare loop)。在本实施方式中, 息肉切除圈套器环 50a 与操作线 50 一起插入连接管 50b, 利用钎焊相固定。另外, 息肉切除圈套器环 50a 与操作线 50 的连接并不限于钎焊, 也可以利用焊接或铆接来完成。另外, 也可采用未具有连接管 50b 而一体成形了息肉切除圈套器环 50a 与操作线 50 的结构。此外, 操作线 50 的基端从护套 2 向操作部 4 侧延伸。

[0050] 此外, 在第二孔 22 内贯穿有顶端插入并电连接于被动电极 30 的孔 31 内、并且具有导电性的电线 51。电线 51 穿过第二孔 22 向操作部 4 侧延伸。优选的是, 被动电极 30 与电线 51 之间的连接利用焊接等来完成而电阻较小。最好是单纯地向孔 31 内压入电线 51 的结构、向孔 31 内插入电线 51 而嵌塞固定被动电极 30 的连接方法。

[0051] 操作部 4 可适当地采用公知的内窥镜用处理器具的操作部的结构。例如, 设有与护套 2 相连接并形成有在轴线方向上较长的长孔 62 的操作主体 60、形成在操作主体 60 的基端并供使用者搭挂手指的搭手环 61、以及卡合于操作主体 60 的外表面并沿着长孔 62 的长轴方向能够进行进退动作的滑块 63。

[0052] 另外, 上述操作线 50 及电线 51 在操作部 4 中延伸。操作线 50 固定在滑块 63 上。因而, 操作线 50 通过使滑块 63 相对于操作主体 60 沿轴线方向直线移动而相对于护套 2 进行进退动作。在本实施方式中, 在使滑块 63 最大限度地移动到操作主体 60 的顶端侧时, 息肉切除圈套器环 50a 从护套 2 的顶端突出, 在使滑块 63 最大限度地移动到操作主体 60 的基端侧时, 息肉切除圈套器环 50a 完全容纳于护套 2 的内部。

[0053] 另外, 在操作部 4 上设有具有 2 根导线的电源线 65, 其中一根导线电连接于操作线 50, 另一个导线与电线 51 相连接。电源线 65 具有能够与未图示的高频电源装置相连接连接器 66, 从而作为能够对操作线 50 及电线 51 供给高频电流的供给电极发挥作用。

[0054] 图 2 是内窥镜用处理器具 1 的护套 2 的顶端侧的主视图。被动电极 30 是与第一孔 21 的中心轴线同轴地具有贯通孔的形状, 因此不妨碍息肉切除圈套器环 50a 从第一孔 21 进出。

[0055] 参照图 3 及图 4 说明具有如上所述的结构、本实施方式的内窥镜用处理器具 1 的使用时的动作。图 3 及图 4 是用局部剖面表示内窥镜用处理器具 1 的使用时的一个过程的图。

[0056] 首先, 使用者将内窥镜用处理器具 1 的电源线 65 的连接器 66 与高频电源装置相连接, 使得能够向内窥镜用处理器具 1 供给高频电流。

[0057] 另外, 虽未图示, 但是利用众所周知的手法将内窥镜插入体腔内, 将内窥镜的顶端引导至欲进行处理的对象部位, 在内窥镜的视场中捕捉对象部位。在本实施方式中, 作为对生物体组织进行处理的例子, 示出切除从生物体的上皮鼓起的息肉的过程。

[0058] 如图 3 所示, 使用者将内窥镜用处理器具 1 的护套 2 穿过内窥镜的钳子通道等通路向体腔内引导, 将护套 2 的顶端向成为处理对象的息肉 P 引导。

[0059] 使用者使图 1 所示的操作部 4 的滑块 63 相对于操作主体 60 向顶端侧滑动。这样, 与滑块 63 相连接的操作线 50 相对于护套 2 向顶端侧推压移动, 息肉切除圈套器环 50a 从护套 2 的顶端即延长部 21a 的开口突出。息肉切除圈套器环 50a 由于由自身的弹性带来的

恢复力而以呈环状打开的方式变形。使用者将息肉切除圈套器环 50a 套挂在息肉 P 上。

[0060] 接着,使用者使操作部 4 的滑块 63 向操作主体 60 的基端侧滑动。这样,如图 4 所示,息肉切除圈套器环 50a 向被容纳到护套 2 的第一孔 21 中的方向移动。此时,由于息肉切除圈套器环 50a 套挂在息肉 P 上,因此息肉 P 被息肉切除圈套器环 50a 紧紧束缚。

[0061] 被息肉切除圈套器环 50a 紧紧束缚的息肉 P 与息肉切除圈套器环 50a 相抵接,并且也被推压在护套 2 的顶端侧。由于在护套 2 的顶端固定有被动电极 30,因此,此时,息肉 P 被推压在被动电极 30 的外表面 30a 上。

[0062] 另外,被动电极 30 也可以与除息肉 P 以外的部位相接触,例如被动电极 30 的外表面 30a 也可以与正常组织即组织 T2 等相接触。

[0063] 接着,操作高频电源装置而向内窥镜用处理器具 1 供给高频电流。高频电流在电线 51 与息肉切除圈套器环 50a 之间流通,在处于电线 51 与息肉切除圈套器环 50a 之间的组织 T3 处产生由高频电流引起的焦耳热。

[0064] 此时,由于延长部 21a 具有预定厚度 L1,因此能够防止紧紧束缚息肉 P 的息肉切除圈套器环 50a 与被动电极 30 的外表面 30a 相接触,在息肉切除圈套器环 50a 与被动电极 30 之间向组织 T3 良好地通入高频电流。

[0065] 使用者一边利用息肉切除圈套器环 50a 紧紧地束缚息肉 P 一边通入高频电流,从而在通入了高频电流的组织 T3 中被烧灼切开组织。因而,息肉 P 在组织 T3 的部分处被切除。

[0066] 若切除了息肉 P,则通过未图示的内窥镜的抽吸通道等将息肉 P 向体外输送,从体腔内拔出内窥镜用处理器具 1 及内窥镜从而完成一连串的处理。

[0067] 如上所述,采用本实施方式的内窥镜用处理器具 1,由于在从护套 2 的顶端进一步向顶端侧突出的延长部 21a 的外周配置有被动电极 30,因此能够以简单的结构在高频处理部即息肉切除圈套器环 50a 与被动电极 30 之间确保充分的绝缘性。

[0068] 此外,由于延长部 21a 的外径小于护套 2 的最大外径,因此在被动电极 30 被固定时也能够使被动电极 30 的最大外径不超过护套 2 的最大外径。因此,在使护套 2 贯穿了内窥镜的钳子通道等通路时减小由被动电极 30 与这些通路的内表面滑动所引起的插入阻力。

[0069] 此外,由于采用形成有第一孔 21 及第二孔 22 的多腔管作为护套 2,因此良好地维持了第一孔 21 与第二孔 22 之间的绝缘性。另外,由于通过将操作线 50、电线 51 贯穿于孔内而能够进行组装,因此内窥镜用处理器具的组装性较好。

[0070] 此外,由于操作线 50 与电线 51 的各自的外部被构成护套 2 的绝缘性高的材料包围且没有多余的间隙,因此即使设置较细的护套 2 也能够确保充分的绝缘性。

[0071] (变形例 1)

[0072] 以下,参照图 5 及图 6 说明本实施方式的内窥镜用处理器具的变形例。另外,以下,对于具有与上述内窥镜用处理器具相同结构的部分标记相同的附图标记,省略其说明。

[0073] 图 5 是表示本变形例的内窥镜用处理器具的一部分的结构的侧视剖面图。如图 5 所示,本变形例的内窥镜用处理器具 100 在取代上述息肉切除圈套器环 50a 而具有沿操作线 50 的轴线方向延伸的针 151 这一点上与上述内窥镜用处理器具 1 的结构不同。针 151 的顶端 151a 侧是用于与生物体组织相接触的部分,基端 151b 侧固定或连结于操作线 50。

[0074] 针 151 的基端 151b 侧配置在操作线 50 的顶端,且被连接管 50b 固定,该连接管 50b 覆盖且固定于操作线 50 的顶端和针 151 的基端的各个外周。连接管 50b 可采用由例如含有金属等且具有导电性的筒状构件构成的结构。另外,连接管 50b 的外部形状只要为筒状,则既可以是径向剖面的轮廓形状成为圆环的圆筒状,也可以是径向剖面的轮廓形状成为多边形的所谓的方筒状。此外,为了减少相对于护套 2 的内周面的钩挂,连接管 50b 的外表面的棱角也可以平滑地形成。

[0075] 此外,连接管 50b 可采用以操作线 50 与针 151 位于同一轴线上或者在径向上相邻排列的位置关系利用钎焊、焊接或铆接等固定操作线 50 与针 151 之间的结构。

[0076] 另外,在操作线 50 与针 151 连接的连接构造中,也可以设为操作线 50 与针 151 直接连接的结构。在该情况下,可设为操作线 50 的顶端与针 151 的基端通过焊接等而位于同一轴线上或者在径向上相邻并焊接的结构。而且,也可以是针 151 与操作线 50 一体成形的结构。

[0077] 图 6 是表示内窥镜用处理器具 100 的使用时的一个过程的图。在使用内窥镜用处理器具 100 时,针 151 因操作部 4(参照图 5)上的滑块 63 的进退动作而从护套 2 的第一孔 21 的顶端突出预定的突出长度。接着,使用者使针 151 的顶端 151a 与成为处理对象的对象部位 T 相接触,并且使被动电极 30 的一部分与对象部位附近的生物体组织相接触。接着,若使用者操作高频电源装置而向内窥镜用处理器具 100 供给高频电流,则在针 151 与被动电极 30 之间向对象部位通入高频电流。因此,在针 151 与被动电极 30 之间对生物体组织产生焦耳热,从而切开对象部位。

[0078] 在本变形例中,由于在从护套 2 的顶端进一步向顶端侧突出的延长部 21a 的外周配置有被动电极 30,因此能够以简单的结构在作为高频处理部的针 151 与被动电极 30 之间确保充分的绝缘性。

[0079] (变形例 2)

[0080] 以下,参照图 7 至图 9 说明本实施方式的内窥镜用处理器具的其他变形例。如图 7 所示,本变形例的内窥镜用处理器具 200 在取代上述内窥镜用处理器具 1 中的息肉切除圈套器环 50a 而具有沿操作线 50 的轴线方向延伸的、通过与延长部 21a 的内壁相抵接而能够进行开闭动作的一对把持部 251 这一点上结构不同。

[0081] 在一对把持部 251 中形成有能够与成为处理对象的对象部位相接触的顶端部 251a。顶端部 251a 的每一个向相互靠近的一侧弯曲而形成,在一对把持部 251 向闭合的方向动作时,顶端部 251a 与成为对象部位的生物体组织相接触。本变形例的内窥镜用处理器具 200 作为利用一对把持部 251 来把持生物体组织的双腿型高频处理器具发挥作用。

[0082] 图 8 及图 9 是表示内窥镜用处理器具 200 的使用时的一个过程的图。如图 8 及图 9 所示,在使用内窥镜用处理器具 200 时,把持部 251 因操作部 4(参照图 7)上的滑块 63 的进退动作而在护套 2 的顶端侧从延长部 21a 的顶端突出预定的突出长度。接着,使用者使把持部 251 的顶端部 251a 与成为处理对象的对象部位相接触,并且使被动电极 30 的一部分与对象部位附近的生物体组织相接触。接着,若使用者操作高频电源装置而向内窥镜用处理器具 200 供给高频电流,则在顶端部 251a 与被动电极 30 之间向对象部位通入高频电流。因此,在顶端部 251a 与被动电极 30 之间对生物体组织产生焦耳热,从而切开对象部位。

[0083] 另外,在对对象部位进行烧灼或切开时或者利用把持部 251 把持对象部位处的生

物体组织等时,使用者使操作部 4(参照图 7)的滑块 63 进行进退动作而使操作线 50 沿护套 2 的轴线方向相对移动。这样,把持部 251 从护套 2 的顶端突出的长度发生变化,例如若把持部 251 向容纳于护套 2 的内部的方向移动,则把持部 251 与护套 2 的顶端侧的第一孔 21 的内壁相接触,从而使把持部 251 的顶端部 251a 向闭合的方向弹性变形。

[0084] 在本变形例中,由于在从护套 2 的顶端进一步向顶端侧突出的延长部 21a 的外周配置有被动电极 30,因此能够以简单的结构在作为高频处理部的把持部 251 与被动电极 30 之间确保充分的绝缘性。

[0085] (变形例 3)

[0086] 以下,参照图 10 及图 11 说明本实施方式的内窥镜用处理器具的另一其他变形例。

[0087] 在本变形例的内窥镜用处理器具 300 中,被动电极与延长部的结构与上述内窥镜用处理器具 1 不同。

[0088] 图 10 是用局部剖面放大表示本变形例的内窥镜用处理器具 300 的顶端侧的立体图。本变形例的内窥镜用处理器具 300 取代延长部 21a 而具有延长部 321a,取代被动电极 30 而具有被动电极 330。另外,在本变形例中,被动电极 330 也可以与被动电极 30 相同地形成成为棱角平滑的曲面。延长部 321a 在外周面的一部分上具有嵌合部 321b,被动电极 330 具有供嵌合部 321b 嵌合的被嵌合部 330b。

[0089] 延长部 321a 上的嵌合部 321b 是从延长部 321a 的外周面向径向外侧突出并沿延长部 321a 的圆周方向延伸的线条突起,被动电极 330 上的被嵌合部 330b 是以供嵌合部 321b 嵌合的方式在被动电极 330 的内部沿圆周方向延伸的线条槽。

[0090] 在本变形例中,在延长部 321a 与被动电极 330 相连接时,延长部 321a 弹性变形,从而嵌合部 321b 能够对被嵌合部 330b 进行插入。嵌合部 321b 与被嵌合部 330b 相嵌合后,抑制了延长部 321a 与被动电极 330 在延长部 321a 的轴线方向上的相对移动。如此,采用本变形例的内窥镜用处理器具 300,在被动电极 330 连接于延长部 321a 的状态下,能够防止被动电极 330 从延长部 321a 上脱落。

[0091] 另外,也可以相反地构成本变形例中的线条突起与线条槽的关系。即,如图 11 所示,也可以是延长部 321a 上的嵌合部 321c 形成为从延长部 321a 的外周面向径向内侧凹陷并沿延长部 321a 的圆周方向延伸的线条槽、被动电极 330 上的被嵌合部 330c 形成为与嵌合部 321c 相嵌合的线条突起的结构。

[0092] 另外,上述线条突起不一定要在圆周方向上连续,只要上述线条槽能够与上述线条突起相嵌合,就不一定要在圆周方向上连续。

[0093] (变形例 4)

[0094] 以下,参照图 12 至图 17 说明本实施方式的内窥镜用处理器具的另一其他变形例。

[0095] 在本变形例的内窥镜用处理器具 400 中,嵌合部与被嵌合部的形状与上述变形例 3 所示的结构不同。

[0096] 图 12 是用局部剖面放大表示本变形例的内窥镜用处理器具 400 的顶端侧的立体图。本变形例的内窥镜用处理器具 400 取代延长部 21a 而具有延长部 421a,取代被动电极 30 而具有被动电极 430。延长部 421a 在外周面的一部分上具有嵌合部 421b,被动电极 430 具有供嵌合部 421b 嵌合的被嵌合部 430b。

[0097] 延长部 421a 上的嵌合部 421b 是从延长部 421a 的外周面向径向外侧突出并沿延

长部 421a 的轴线方向延伸的线条突起,被动电极 430 上的被嵌合部 430b 是以供嵌合部 421b 嵌合的方式在被动电极 430 的内周面的一部分上沿轴线方向延伸形成的线条槽。

[0098] 在本变形例中,在延长部 421a 与被动电极 430 相连接时,设置在延长部 421a 上的线条突起形状的嵌合部 421b 对齐位置地插入设置在被动电极 430 上的线条槽形状的被嵌合部 430b 中。因而,能够防止被动电极 430 绕第一孔 21 的中心轴线旋转。

[0099] 在本变形例的内窥镜用处理器具 400 中,由于抑制了被动电极 430 与延长部 421a 绕轴线的相对旋转移动,因此被动电极 430 的孔 31 与护套 2 的第二孔 22(参照图 1)的定位变容易,易于使电线 51 贯穿孔 31,因此能够提高组装性。

[0100] 另外,在本变形例中,也可以与上述变形例 3 相同地相反地构成线条突起与线条槽的关系。即,如图 13 所示,也可以是延长部 421a 上的嵌合部 421c 形成为从延长部 421a 的外周面向径向内方凹陷并沿延长部的轴线方向延伸的线条槽、被动电极 430 上的被嵌合部 430c 形成为能够与嵌合部 421b 相嵌合的线条突起的结构。

[0101] 另外,嵌合部 421b 与被嵌合部 430b 并不限于一对。即,例如也可以如图 14 所示那样设为在延长部 421a 的外周面上在沿圆周方向分离的多个部分形成有向径向突出的嵌合部 421b、在被动电极 430 上形成有供嵌合部 421b 的每一个嵌合的被嵌合部 430b 的结构。

[0102] 另外,用于防止被动电极 430 绕第一孔 21 的中心轴线旋转的延长部 421a 的形状并不限于具有嵌合部 421b 的形状,只要延长部 421a 的径向剖面的轮廓形状为圆形以外的形状,就可以是任意形状。即,可以将延长部 421a 的外部形状设为除圆筒状以外的所谓的方筒状。

[0103] 图 15 是表示作为上述方筒状的形状组合了嵌合部与被嵌合部而获得的形状的主视图。另外,图 15 中的双点划线表示形成为圆筒状的上述延长部 21a 的轮廓形状。如图 15 所示,可设为在延长部 421a 上设有径向剖面的轮廓形状形成为四边形的嵌合部 421c、在被动电极 430 上设有在径向剖视下形成为能够与嵌合部 421c 相嵌合的四边形的被嵌合部 430c 的结构。在如此延长部 421a 的径向剖面的轮廓形状为多边形形状的情况下,延长部 421a 与被动电极 430 在圆周方向上的旋转位置由于被确定在嵌合部 421c 与被嵌合部 430c 相嵌合的一个位置,因此定位容易。

[0104] 另外,在能够构成为筒状的延长部的其他形状中,存在如下形状。图 16A 至图 16C 是表示延长部 421a 的其他结构例的主视图。

[0105] 如图 16A 所示,可设为在延长部 421a 上形成有径向剖面的轮廓形状形成为椭圆形的嵌合部 421d、在被动电极 430 上设有在径向剖视下形成为能够与嵌合部 421d 相嵌合的椭圆形的被嵌合部 430d 的结构。

[0106] 另外,如图 16B 所示,可设为在延长部 421a 上形成有径向剖面的轮廓形状形成为正方形的嵌合部 421e、在被动电极 430 上设有在径向剖视下形成为正方形的被嵌合部 430e 的结构。

[0107] 而且,如图 16C 所示,可设为在延长部 421a 上形成有径向剖面的轮廓形状形成为星型正多边形的嵌合部 421f、在被动电极 430 上设有在径向剖视下形成为能够与嵌合部 421f 相嵌合的星型正多边形的被嵌合部 430f 的结构。

[0108] 如图 16A 至图 16C 所示,在延长部 421a 的径向剖面的轮廓形状为椭圆形或正多边形等具有旋转对称性的形状的情况下,有时也对延长部 421a 以多个朝向安装被动电极

430。例如如图 17 所示,有时延长部 421a 与被动电极 430 以与图 16B 所示的朝向不同的不恰当的朝向进行安装。但是,在延长部 421a 的中心轴线相对于护套 2 的中心轴线偏心的情况下,在被动电极 430 的外周面与护套 2 的外周面之间产生台阶,从而能够容易地发现安装位置错误。

[0109] (变形例 5)

[0110] 以下,参照图 18A 及图 18B 说明本实施方式的内窥镜用处理器具的另一其他变形例。

[0111] 在本变形例中,护套、被动电极及电线的结构与上述内窥镜用处理器具不同。

[0112] 图 18A 是从顶端侧观看本变形例的内窥镜用处理器具 500 的图。此外,图 18B 是本变形例的护套的径向剖面图。如图 18A 及图 18B 所示,本变形例的内窥镜用处理器具 500 取代护套 2 而具有护套 502,取代被动电极 30 而具有被动电极 530,取代电线 51 而具有电线 51a、51b。护套 502 取代第二孔 22 而具有多个第二孔 522a、522b。在第二孔 522a、522b 中取代电线 51 而贯穿有电线 51a、51b,电线 51a、51b 均在与上述相同的操作部 4 中能够从连接器 66 进行供电。

[0113] 此外,在被动电极 530 中取代孔 31 而形成有供电线 51a、51b 的每一个贯穿的孔 531a、531b。

[0114] 如此,在本变形例中,是对被动电极 530 连接并导通多个电线的结构。因此,与利用上述电线 51 与被动电极 30 电连接的情况相比,与被动电极相连接的电线的路径的自由度提高。此外,由于能够较广地确保电线的截面面积,因此能够将通入高频电流时的阻抗抑制得较低。

[0115] 以上,参照附图详细说明了本发明的实施方式,但是具体结构并不限于该实施方式,也包含不脱离本发明的主旨的范围内的设计变更等。

[0116] 例如,在本实施方式中,为了连接被动电极 30 与电线 51 而采用了在被动电极 30 上形成有孔 31 的结构,但是并不限于此,也可以设为被动电极不具有供电线插入的孔而利用焊接等将电线固定在被动电极的外表面上的结构。

[0117] 此外,能够适当地组合构成上述实施方式及变形例所示的构成要素。

[0118] 产业上的可利用性

[0119] 采用本发明,由于在从护套的顶端进一步向顶端侧突出形成的延长部的外周配置有被动电极,因此能够以简单的结构在高频处理部与被动电极之间确保充分的绝缘性。

[0120] 附图标记说明

[0121] 1、100、200、300、400、500 内窥镜用处理器具;2、502 护套;4 操作部;21 第一孔;21a、321a、421a 延长部;22、522a、522b 第二孔;30、330、430、530 被动电极;50 操作线;50a 息肉切除圈套器环(高频处理部);51、51a、51b 电线;66 连接器(供给电极)。

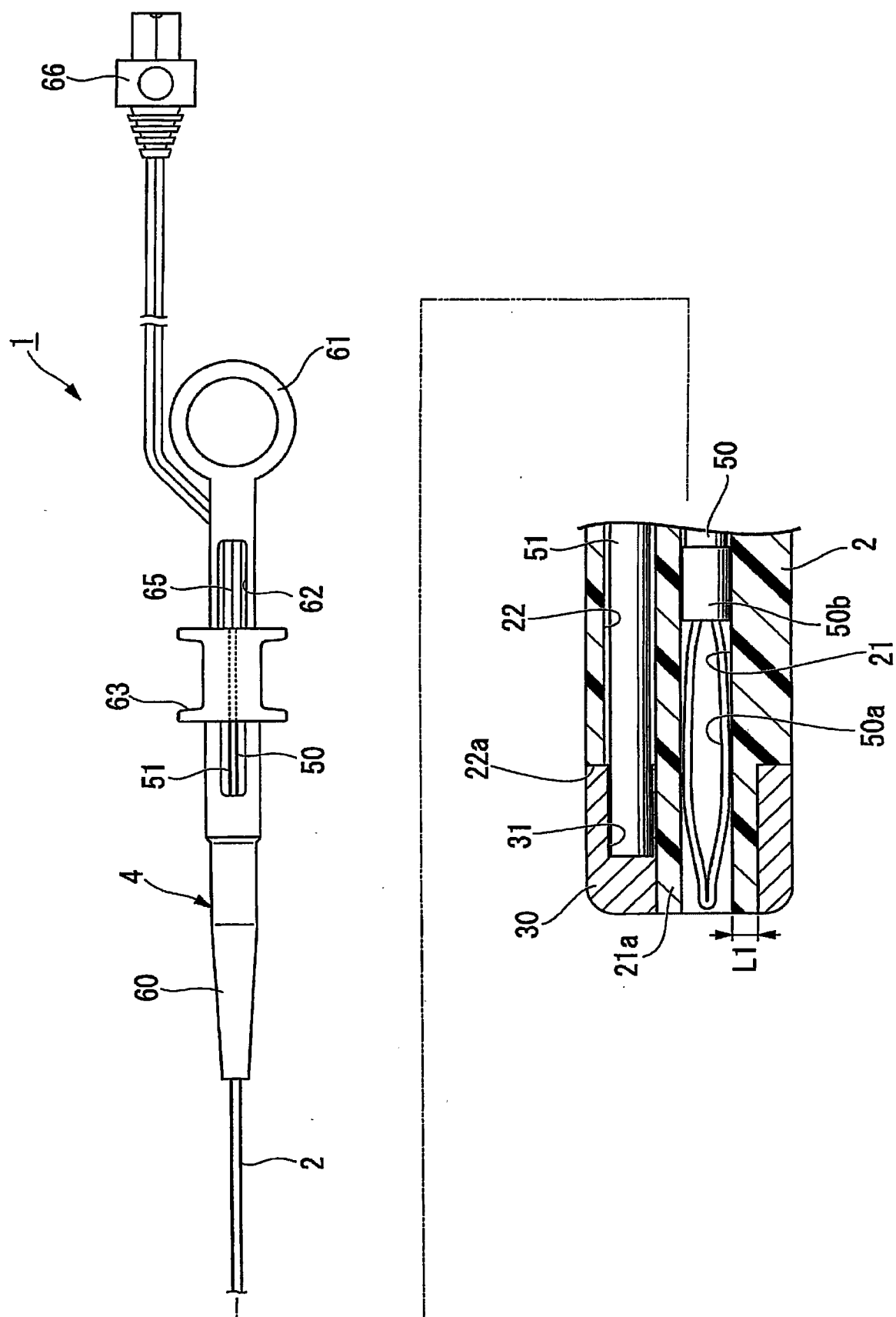


图 1

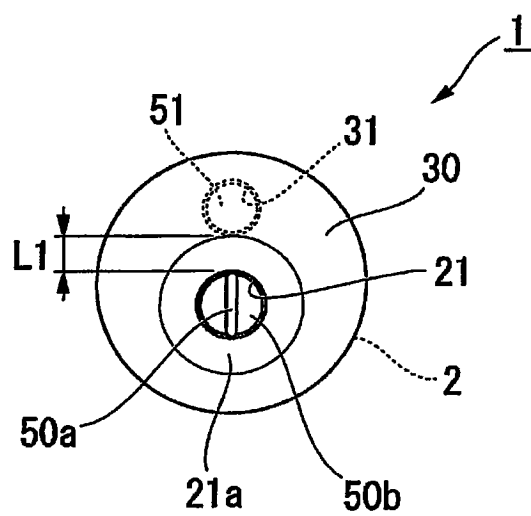


图 2

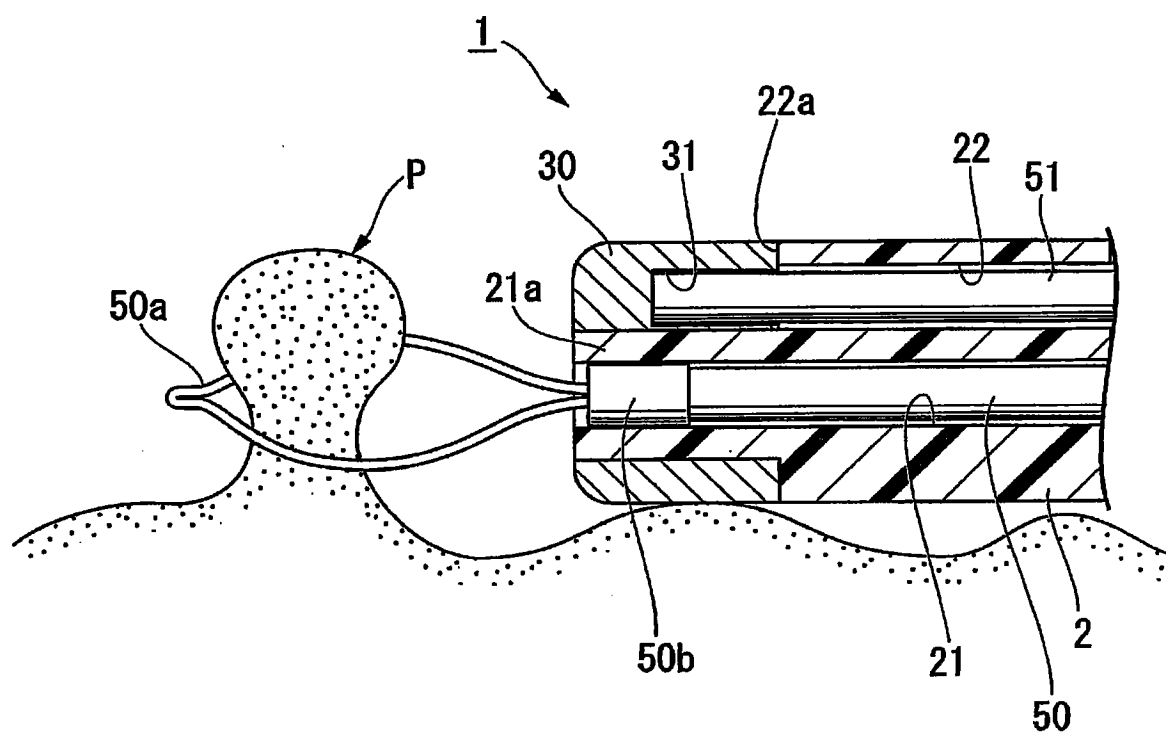


图 3

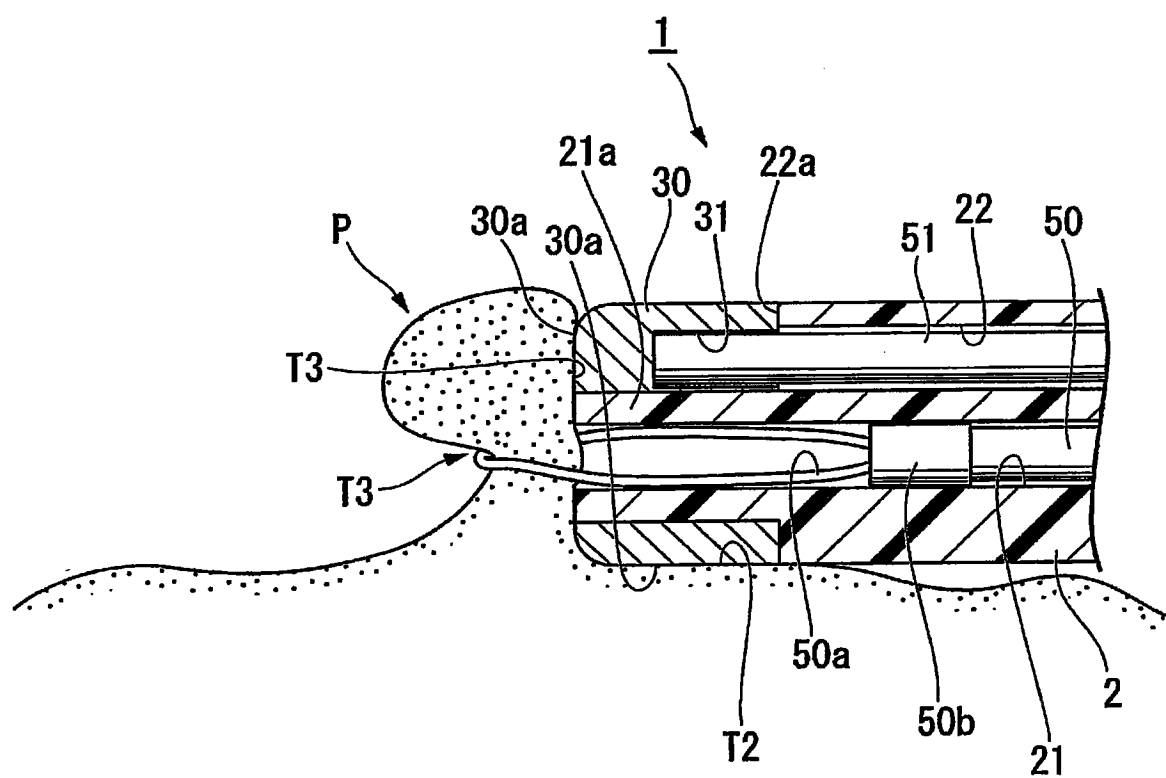


图 4

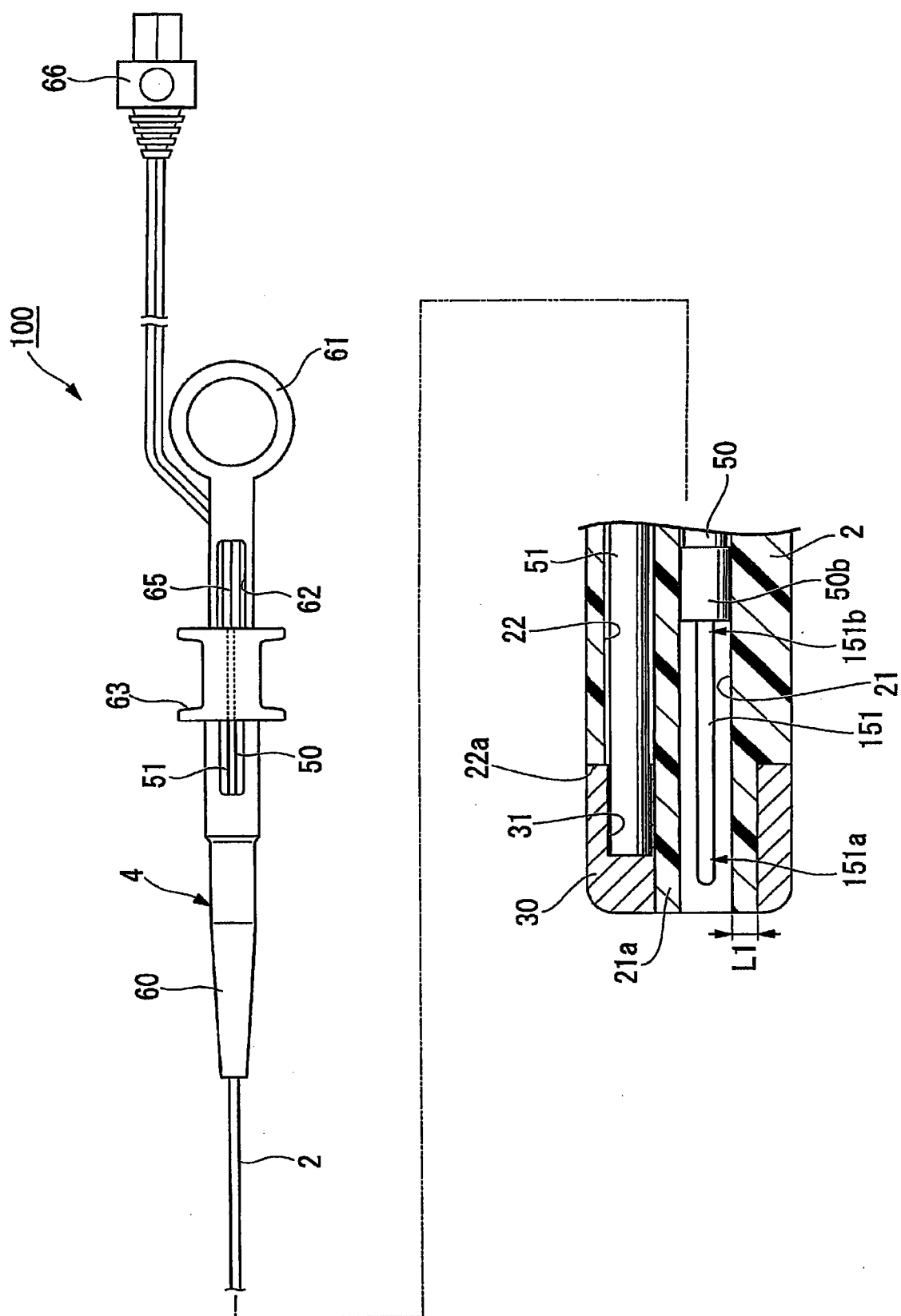


图 5

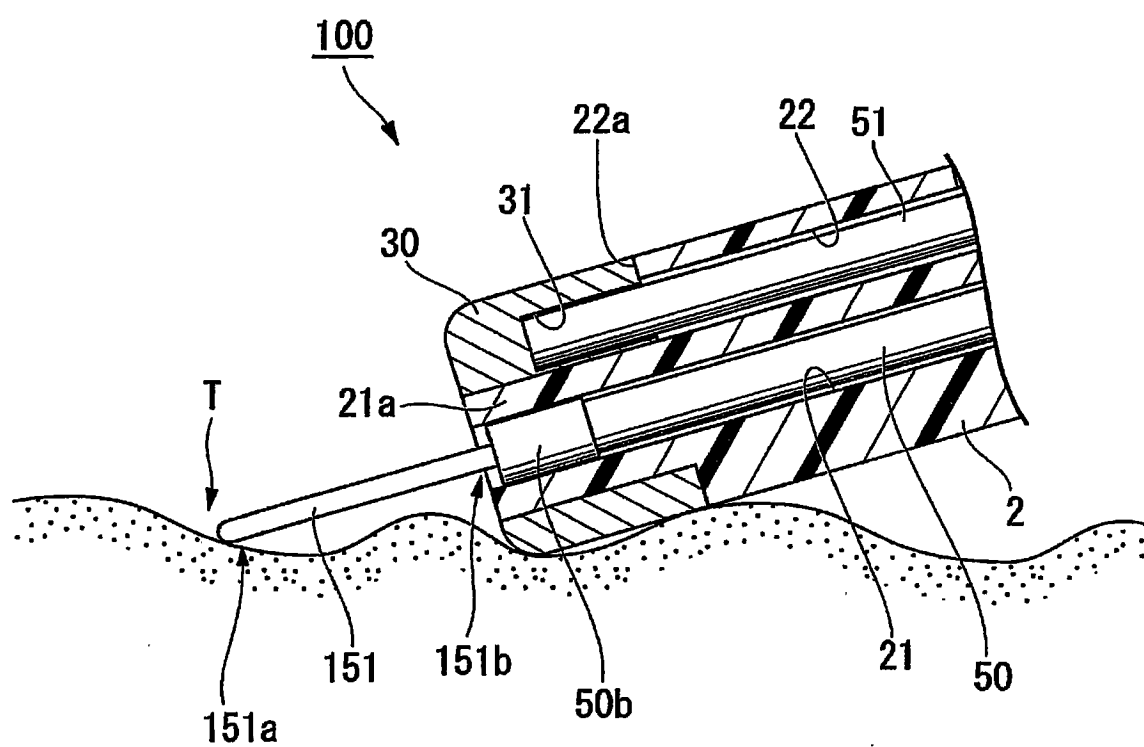


图 6

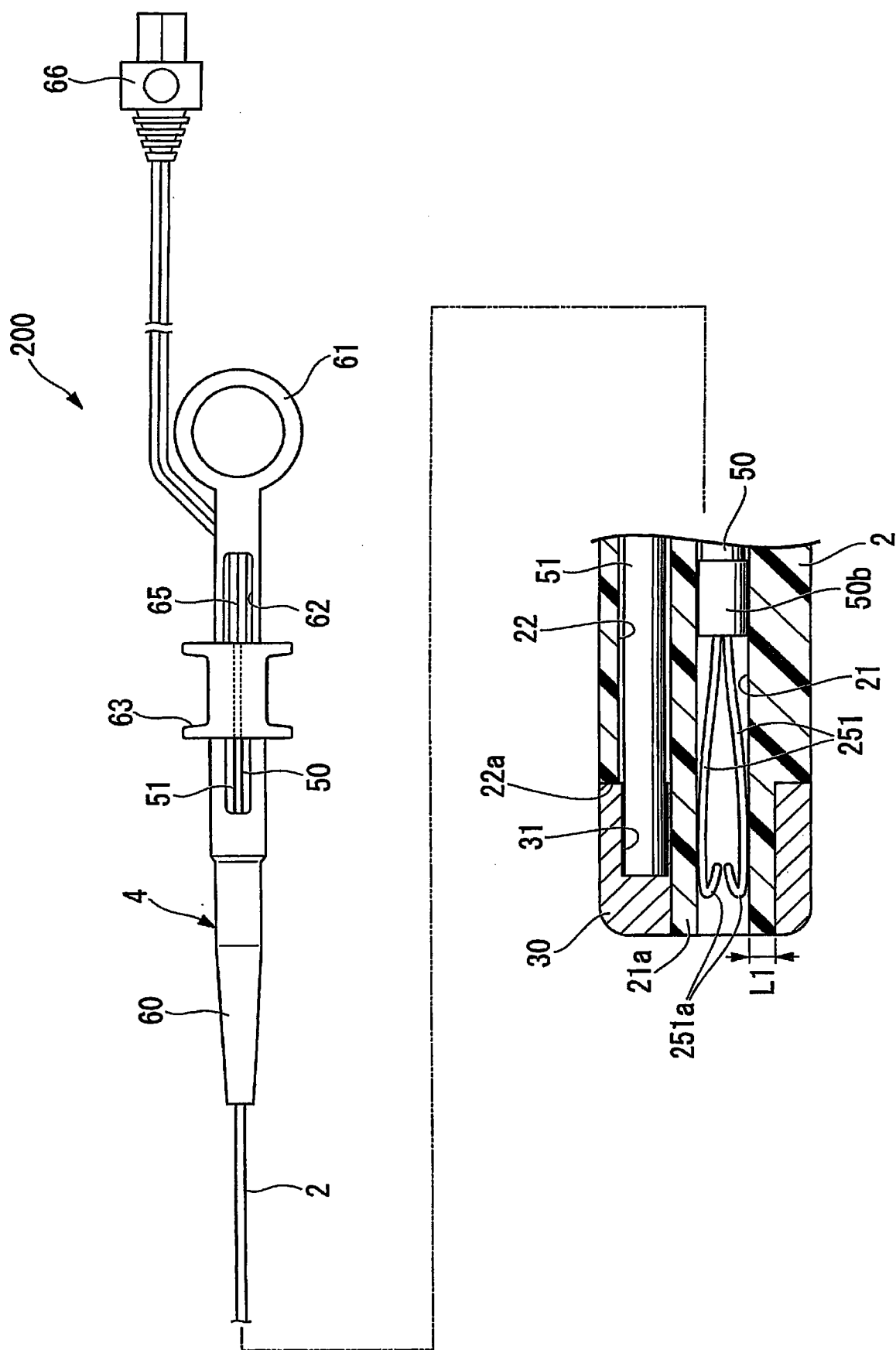


图 7

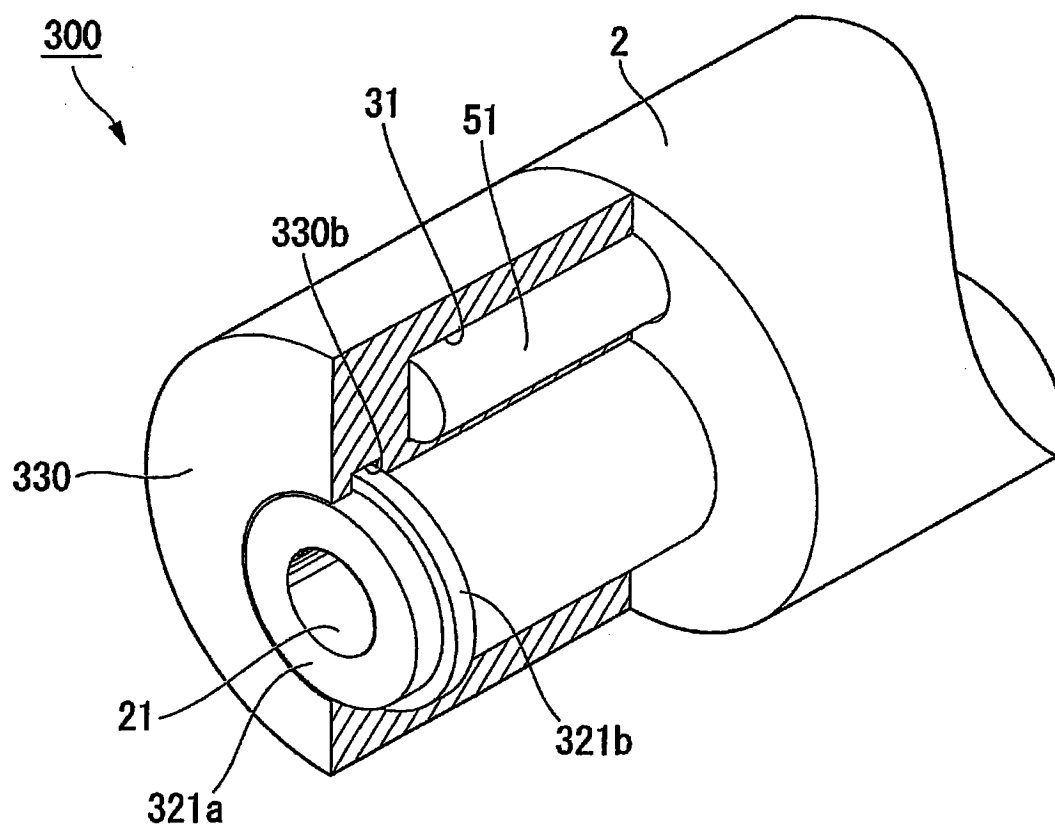


图 10

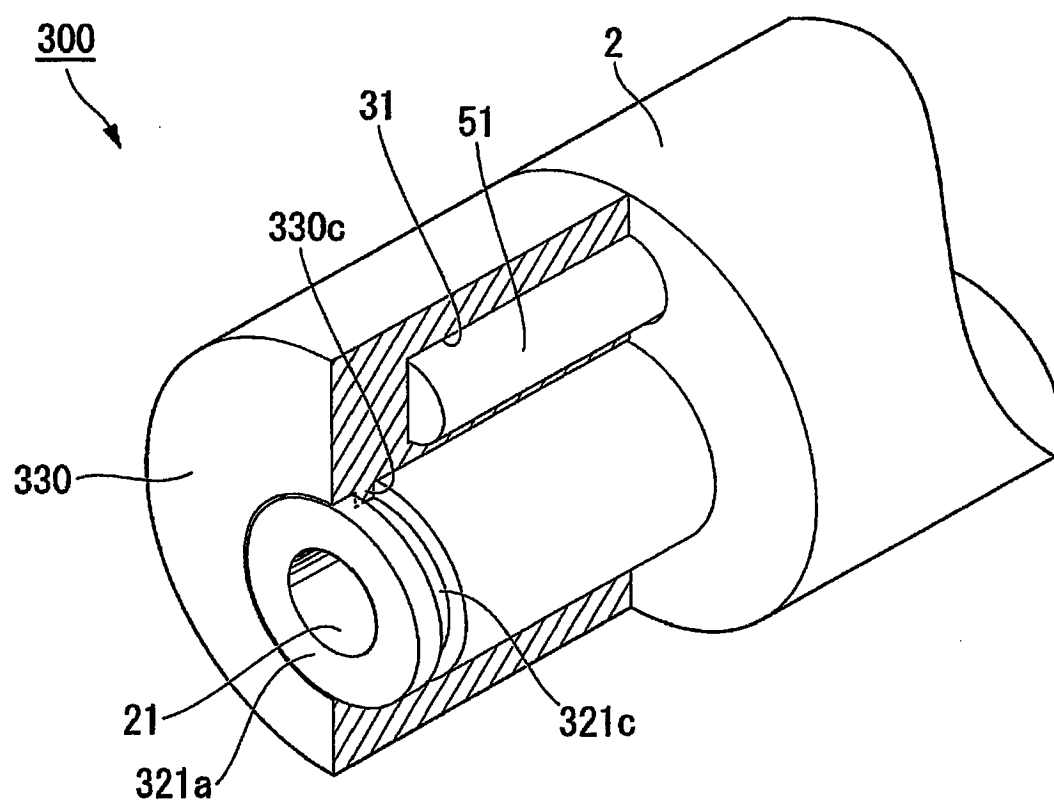


图 11

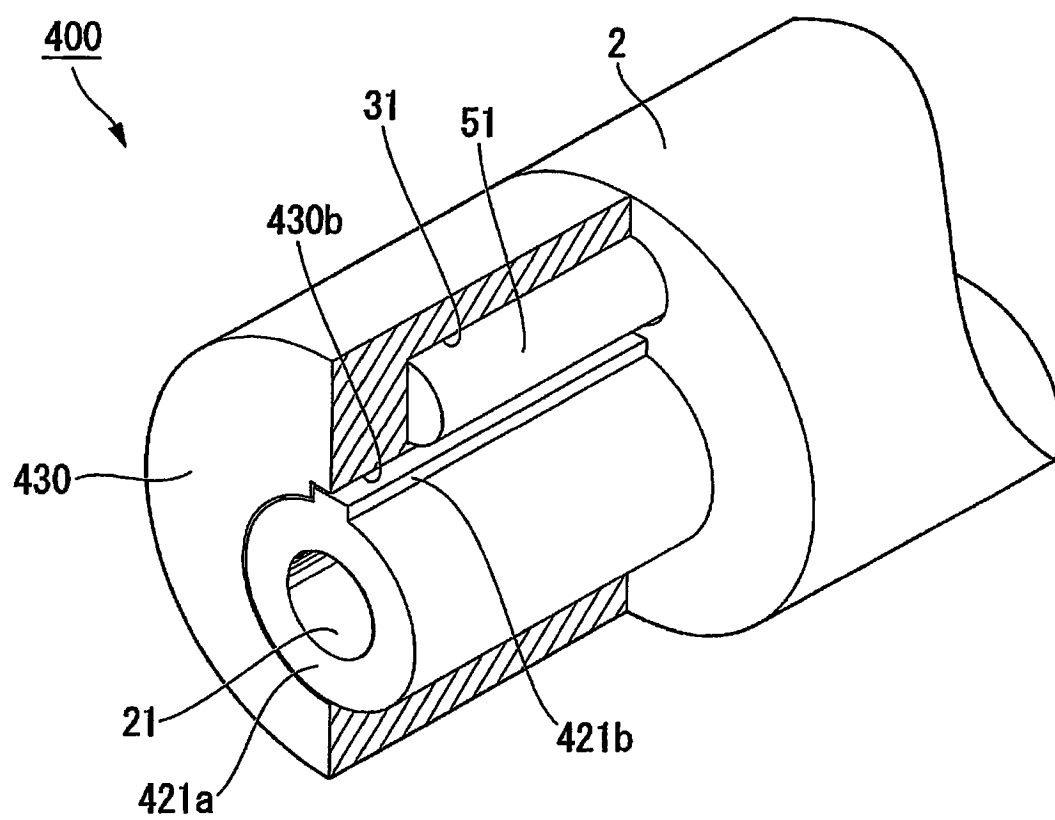


图 12

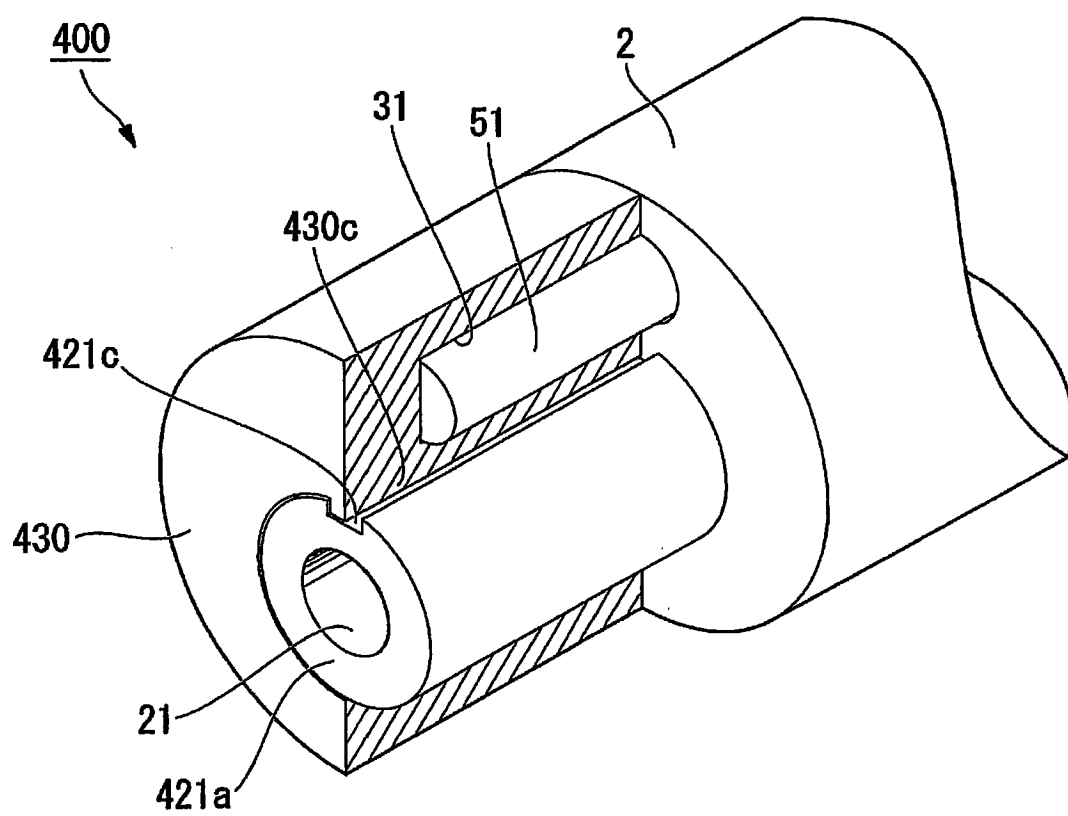


图 13

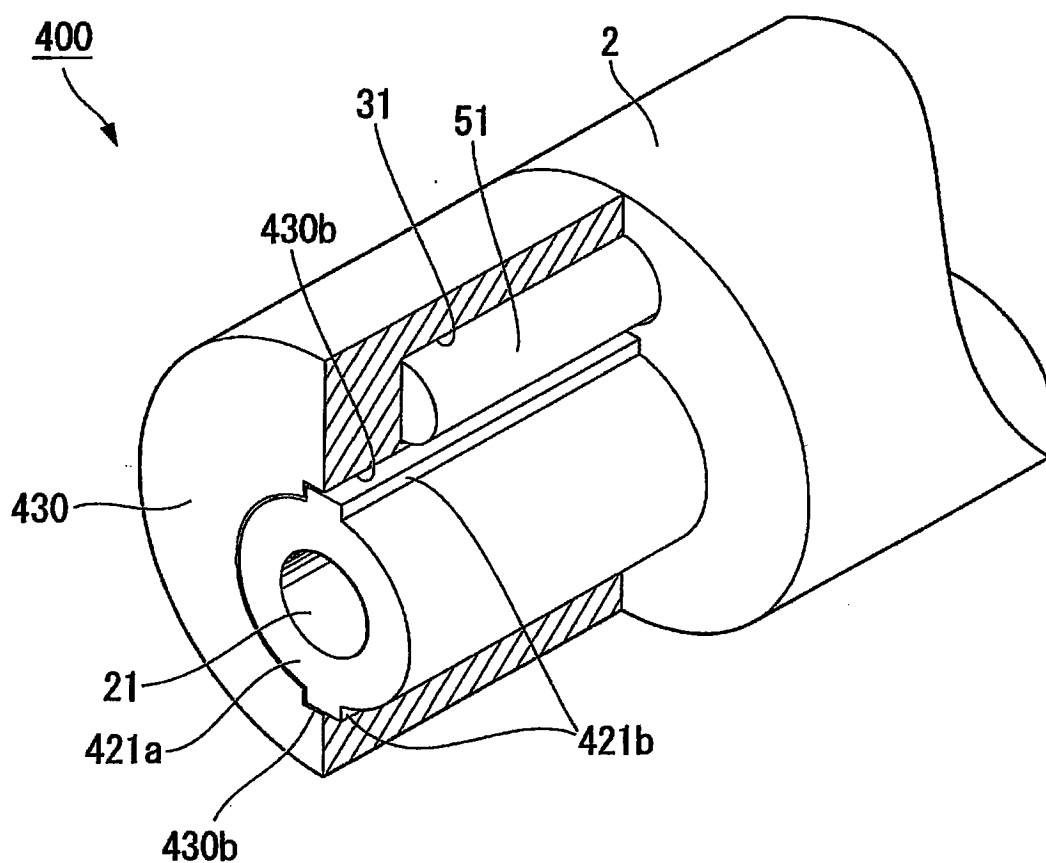


图 14

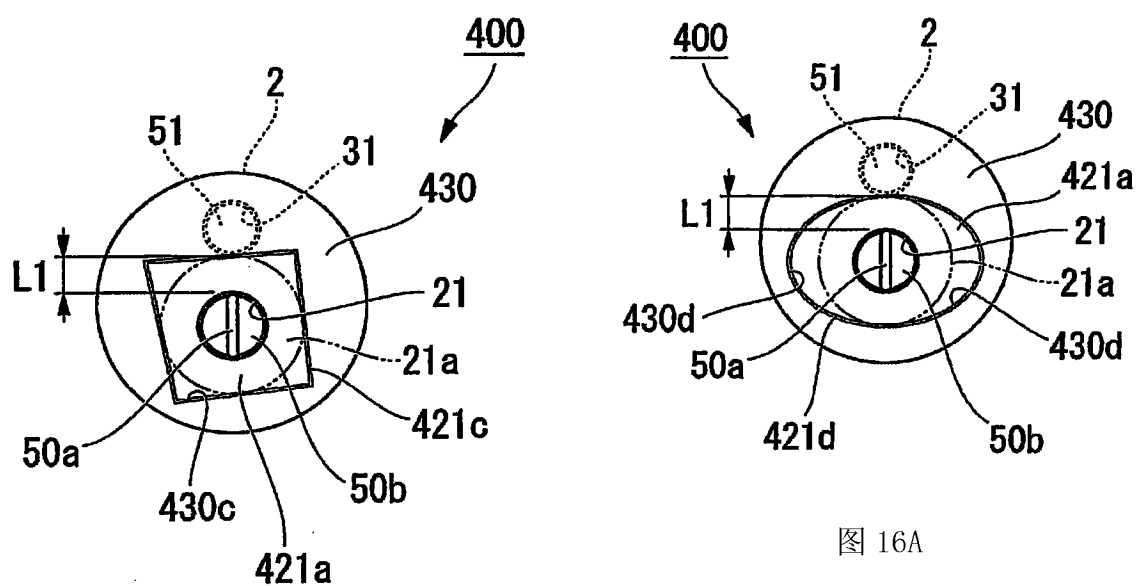


图 16A

图 15

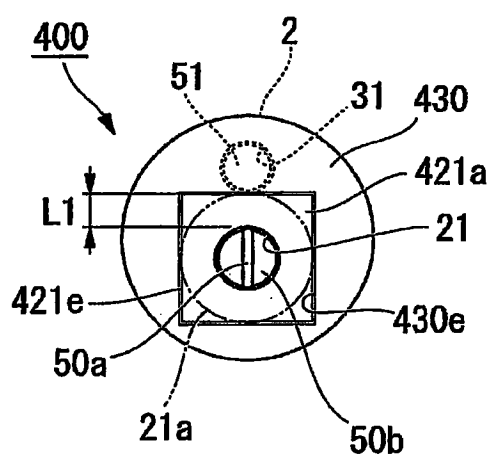


图 16B

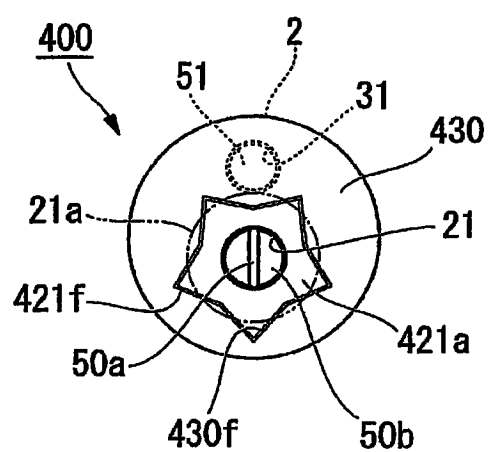


图 16C

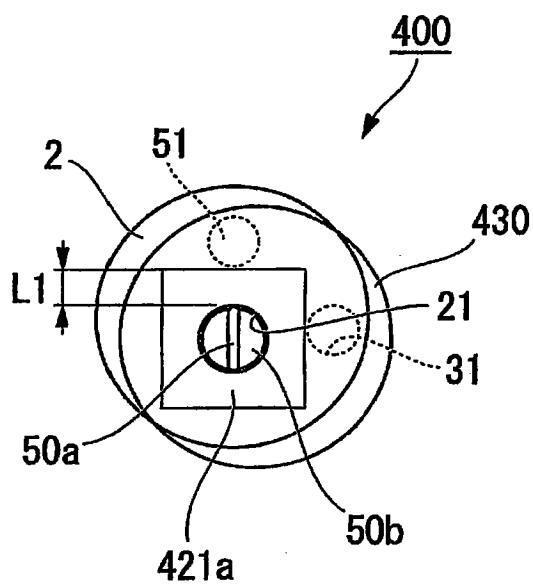


图 17

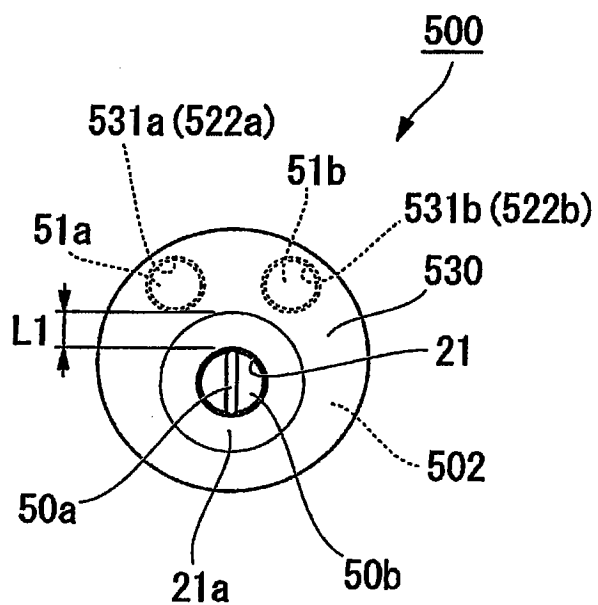


图 18A

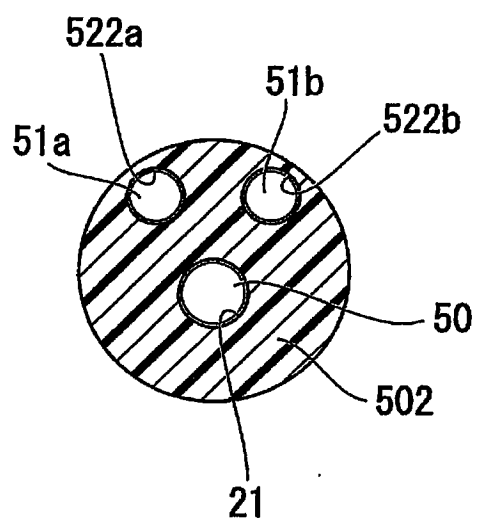


图 18B

专利名称(译)	内窥镜用处理器具		
公开(公告)号	CN102413786A	公开(公告)日	2012-04-11
申请号	CN201080018821.8	申请日	2010-11-11
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	矢沼丰 藤井秀基		
发明人	矢沼丰 藤井秀基		
IPC分类号	A61B18/12 A61B17/221		
CPC分类号	A61B18/16 A61B2018/1407 A61B2017/2215 A61B18/1492 A61B2018/00601 A61B2017/320064 A61B2018/141 A61B2018/00595		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2010008002 2010-01-18 JP		
其他公开文献	CN102413786B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜用处理器具。在本发明的内窥镜用处理器具(1)中，护套(2)在护套(2)的顶端具有从第一孔(21)的内周面向径向外侧具有预定厚度且进一步向顶端侧延伸的筒状的延长部(21a)，被动电极(30)围绕延长部(21a)的外周而配置。采用本发明，能够以简单的结构在配置于第一孔(21)内的高频处理部(50a)与被动电极(30)之间确保充分的绝缘性。

