



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105073049 B

(45)授权公告日 2017. 10. 10

(21)申请号 201480019282.8

(22)申请日 2014.10.09

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105073049 A

(43)申请公布日 2015.11.18

(30)优先权数据

2013-212061 2013.10.09 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.09.29

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/077070 2014.10.09

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/053365 JA 2015.04.16

(73)专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 和家史知 坂本雄次

(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 18/12(2006.01)

(56)对比文件

JP 2006115966 A, 2006.05.11,

US 2011137123 A1, 2011.06.09,

JP 2001178740 A, 2001.07.03,

JP 2009240380 A, 2009.10.22,

CN 102458290 A, 2012.05.16,

US 2004210215 A1, 2004.10.21,

JP H11114060 A, 1999.04.27,

CN 101653375 A, 2010.02.24,

审查员 刘洋洋

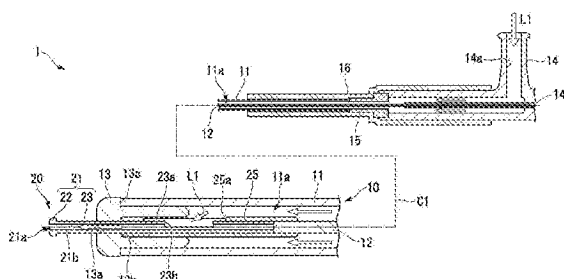
权利要求书2页 说明书9页 附图8页

(54)发明名称

内窥镜用高频处理器具

(57)摘要

该内窥镜用高频处理器具包括:护套,其由具有绝缘性的材料形成;轴状构件,其由具有导电性的材料形成,并以能够进退的方式贯穿于护套内;以及电极,其形成有能够向前方喷出被供给到护套内的流体的管路,该电极连接于轴状构件的顶端部,电极具有向所接触的组织通电而进行处理的外周面和在供给流体时与流体相面对的管路的内周面,外周面的算术平均粗糙度大于内周面的算术平均粗糙度,并且内周面的算术平均粗糙度为 $0.1\mu\text{m}$ 以下。



1. 一种内窥镜用高频处理器具,其中,该内窥镜用高频处理器具包括:
护套,其由具有绝缘性的材料形成;
轴状构件,其由具有导电性的材料形成,并以能够进退的方式贯穿于所述护套内;以及
电极,其形成有能够向前方喷出被供给到所述护套内的流体的管路,该电极连接于所述轴状构件的顶端部,

所述电极具有向所接触的组织通电而进行处理的外周面和
在供给流体时与所述流体相面对的所述管路的内周面,

其特征在于,

所述外周面的算术平均粗糙度大于所述内周面的算术平均粗糙度,并且所述内周面的算术平均粗糙度为 $0.1\mu\text{m}$ 以下,

所述电极是沿着所述护套的长度轴线形成有所述管路的管状电极,

所述电极的顶端面的算术平均粗糙度大于所述内周面的算术平均粗糙度,并且所述电极的顶端面的算术平均粗糙度小于所述外周面的算术平均粗糙度。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜用高频处理器具,其中,

所述电极的所述外周面、所述电极的顶端面以及所述管路的所述内周面由构成所述电极的、具有导电性的材料的表面形成,

作为具有所述导电性的材料的研磨表面的所述内周面的算术平均粗糙度为所述外周面的算术平均粗糙度的六分之一以下。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜用高频处理器具,其中,

所述电极具有:

电极主体,其形成为中空;以及

覆盖层,其设于所述电极主体的内周面。

4. 根据权利要求2所述的内窥镜用高频处理器具,其中,

所述电极具有位于顶端侧的大径部和位于基端侧的小径部,

所述管路穿过所述小径部在所述大径部的顶端面开口,

所述外周面形成于所述小径部的外周上,

位于所述大径部的顶端的所述顶端面的外周缘部形成为曲面状。

5. 根据权利要求4所述的内窥镜用高频处理器具,其中,

在所述电极的所述外周面、所述管路的所述内周面以及所述电极的所述顶端面分别与组织相接触时的摩擦系数中,

所述外周面的摩擦系数大于所述内周面的摩擦系数且所述外周面的摩擦系数为所述顶端面的摩擦系数以上,所述外周面构成为能够切开与所述外周面相接触的组织,

所述顶端面的摩擦系数为所述外周面的摩擦系数以下,并且所述顶端面的摩擦系数大于所述内周面的摩擦系数,所述顶端面构成为在与所述组织相接触的状态下使所述电极移动、并且防止从所述管路排出的凝固物滞留于所述顶端面,

所述内周面的摩擦系数小于所述外周面的摩擦系数和所述顶端面的摩擦系数,所述内周面的摩擦系数构成为伴随着所述组织的切开能够利用流体的供给来剥离并排出在所述内周面上凝固的凝固物。

6. 根据权利要求4或5所述的内窥镜用高频处理器具,其中,

所述电极的长度为1mm~5mm,并且所述小径部的外径为0.3mm~0.5mm,

所述管路的内径为0.2mm~0.4mm,并且与所述管路相连通的所述流体的供给口中的供给所述流体的压力为100kPa~3000kPa。

内窥镜用高频处理器具

技术领域

[0001] 本发明涉及一种能够切开生物体组织等并且能够向前方喷出流体的内窥镜用高频处理器具。本申请基于2013年10月9日在日本提出申请的日本特愿2013—212061号要求优先权,并将其内容引用于此。

背景技术

[0002] 以往,进行使用了内窥镜用高频处理器具的处理,该内窥镜用高频处理器具能够经内窥镜地切开粘膜等生物体组织,并且能够从顶端部喷出药液、生理盐水等。作为这样的内窥镜用高频处理器具,例如公知有专利文献1和专利文献2所记载的处理器具。

[0003] 在专利文献1的内窥镜用高频处理器具中,在以沿轴线方向进退自如的方式贯穿配置于外套管内的内管的顶端连接固定有中空电极。因而,通过使内管在外套管内沿轴线方向进退,从而使中空电极相对于外套管的顶端突出、没入。

[0004] 在外套管的顶端附近的内表面上配置有用于限制中空电极过度突出的金属环制的止挡件。另外,在中空电极的后半部形成有自外周面突出的凸缘部。若中空电极自外套管的顶端突出预定的长度且凸缘部抵接于止挡件,则中空电极成为不能继续自外套管的顶端突出的状态。在内管内贯穿有导电线,该导电线的顶端连接于中空电极的后端部附近。

[0005] 在如此构成的内窥镜用高频处理器具中,能够经由内管从注射筒向中空电极输送药液(流体)。能够利用高频电源经由导电线对中空电极施加高频电压。

[0006] 在使用该内窥镜用高频处理器具时,在药液的注射等处理结束并从粘膜中拔出中空电极之前,对中空电极施加高频电压并使中空电极周围的粘膜烧灼、凝固。其结果,即使在向较粗的血管中穿刺中空电极那样的情况下,也能够防止拔出中空电极后自针孔的出血。

[0007] 现有技术文献

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献1:日本特开平11—114060号公报

[0010] 专利文献2:日本特开2001—178740号公报

发明内容

[0011] 发明要解决的问题

[0012] 发明人实际试制了上述内窥镜用高频处理器具并进行了研究,其中发现,若对中空电极施加高频电压,则有时组织或血液附着于中空电极的内部并被烧焦而使管路堵塞。若管路堵塞,则无法向中空电极的前方喷出药液。

[0013] 本发明是鉴于这种问题而做成的,其目的在于提供一种抑制了电极的管路堵塞的内窥镜用高频处理器具。

[0014] 用于解决问题的方案

[0015] 本发明的第1技术方案的内窥镜用高频处理器具包括：护套，其由具有绝缘性的材料形成；轴状构件，其由具有导电性的材料形成，并以能够进退的方式贯穿于所述护套内；以及电极，其形成有能够向前方喷出被供给到所述护套内的流体的管路，该电极连接于所述轴状构件的顶端部，所述电极具有向所接触的组织通电而进行处理的外周面和在与供给流体时与所述流体相面对的所述管路的内周面，所述外周面的算术平均粗糙度大于所述内周面的算术平均粗糙度，并且所述内周面的算术平均粗糙度为 $0.1\mu\text{m}$ 以下。

[0016] 本发明的第2技术方案也可以是，在第1技术方案的内窥镜用高频处理器具中，所述电极是沿着所述护套的长度轴线形成有所述管路的管状电极。

[0017] 本发明的第3技术方案也可以是，在第2技术方案的内窥镜用高频处理器具中，所述电极的顶端面的算术平均粗糙度大于所述管路的内周面的算术平均粗糙度，且所述电极的顶端面的算术平均粗糙度为所述外周面的算术平均粗糙度以下。

[0018] 本发明的第4技术方案也可以是，在第3技术方案的内窥镜用高频处理器具中，所述管路的内周面的算术平均粗糙度为所述外周面的算术平均粗糙度的六分之一以下。

[0019] 本发明的第5技术方案也可以是，在第1技术方案的内窥镜用高频处理器具中，所述电极具有：电极主体，其形成为中空；以及覆盖层，其设于所述电极主体的内周面。

[0020] 本发明的第6技术方案也可以是，在第1～第5任意技术方案的内窥镜用高频处理器具中，所述电极具有位于顶端侧的大径部和位于基端侧的小径部，所述管路穿过所述小径部在所述大径部的顶端面开口。

[0021] 本发明的第7技术方案也可以是，在第1～第5任意技术方案的内窥镜用高频处理器具中，在所述电极的所述外周面、所述管路的所述内周面以及所述电极的所述顶端面分别与组织相接触时的摩擦系数中，所述外周面的摩擦系数大于所述内周面的摩擦系数且所述外周面的摩擦系数为所述顶端面的摩擦系数以上，所述外周面构成为能够切开与所述外周面相接触的组织，所述顶端面的摩擦系数为所述外周面的摩擦系数以下，并且所述顶端面的摩擦系数大于所述内周面的摩擦系数，所述顶端面构成为在与所述组织相接触的状态下使所述电极移动、并且防止从所述管路排出的凝固物滞留于所述顶端面，所述内周面的摩擦系数小于所述外周面的摩擦系数和所述顶端面的摩擦系数，所述内周面的摩擦系数构成为伴随着所述组织的切开能够利用流体的供给来剥离并排出在所述内周面上凝固的凝固物。

[0022] 本发明的第8技术方案也可以是，在第1～第7任意技术方案的内窥镜用高频处理器具中，所述电极的长度为 $1\text{mm}\sim 5\text{mm}$ ，并且所述小径部的外径为 $0.3\text{mm}\sim 0.5\text{mm}$ ，所述管路的内径为 $0.2\text{mm}\sim 0.4\text{mm}$ ，并且与所述管路相连通的所述流体的供给口中的供给所述流体的压力为 $100\text{kPa}\sim 3000\text{kPa}$ 。

[0023] 发明的效果

[0024] 根据上述内窥镜用高频处理器具，能够抑制电极的管路堵塞。

附图说明

[0025] 图1是本发明的一实施方式的内窥镜用高频处理器具的整体图。

[0026] 图2是本发明的一实施方式的内窥镜用高频处理器具的压入状态下的顶端侧的轴线方向的剖视图。

[0027] 图3是图2的电极构件的主要部分的放大图。

[0028] 图4是图3所示的切断线A—A的剖视图。

[0029] 图5是本发明的一实施方式的内窥镜用高频处理器具的拉回状态下的顶端侧的轴线方向的剖视图。

[0030] 图6是用于说明使用了本发明的一实施方式的内窥镜用高频处理器具的手法的图,是表示使病变粘膜部分隆起时的状态的图。

[0031] 图7是用于说明使用了本发明的一实施方式的内窥镜用高频处理器具的手法的图,是表示使病变粘膜部分切开时的状态的图。

[0032] 图8是用于说明使用了本发明的一实施方式的内窥镜用高频处理器具的手法的图,是表示体液进入电极构件的管路内的状态的图。

[0033] 图9是用于说明使用了本发明的一实施方式的内窥镜用高频处理器具的手法的图,是表示从电极构件的管路内喷出生理盐水的状态的图。

[0034] 图10是用于说明使用了本发明的一实施方式的内窥镜用高频处理器具的手法的图,是表示剥离开病变粘膜部分的状态的图。

[0035] 图11是本发明的一实施方式的第1变形例中的内窥镜用高频处理器具的顶端侧的轴线方向的剖视图。

[0036] 图12是本发明的一实施方式的第2变形例中的内窥镜用高频处理器具的电极构件的轴线方向的剖视图。

[0037] 图13是本发明的一实施方式的第2变形例的电极构件的立体图。

[0038] 图14是本发明的一实施方式的第3变形例中的内窥镜用高频处理器具的电极构件的轴线方向的剖视图。

[0039] 图15是本发明的一实施方式的第4变形例中的内窥镜用高频处理器具的电极构件的轴线方向的剖视图。

[0040] 图16是本发明的一实施方式的第4变形例的电极构件的立体图。

具体实施方式

[0041] 以下,参照图1~图16说明本发明的内窥镜用高频处理器具的一实施方式。另外,在以下所有附图中,为了易于观察附图,适当地使各个构成要素的厚度、尺寸的比例不同。

[0042] 图1是本实施方式的内窥镜用高频处理器具的整体图。如图1所示,本实施方式的内窥镜用高频处理器具1将在顶端部设有处理部20的软性的插入部10插入未图示的内窥镜的通道内进行使用。

[0043] 图2是本实施方式的内窥镜用高频处理器具的压入状态下的顶端侧的轴线方向的剖视图。本实施方式的内窥镜用高频处理器具1包括软性的护套11、操作线(轴状构件)12以及电极构件21。

[0044] 护套11由例如四氟乙烯等具有电绝缘性的材料形成。护套11的外径设定为能够贯穿未图示的内窥镜的通道内的大小。在护套11内,以能够在沿着护套11的长度轴线C1的方向上进退的方式贯穿有操作线12。操作线12由金属等具有导电性的材料形成。护套11和操作线12构成贯穿于内窥镜的通道内的插入部10(参照图2)。

[0045] 在护套11的顶端部,利用未图示的粘接剂等固定有绝缘头13。绝缘头13由氧化锆、

陶瓷等具有耐热性和绝缘性的材料形成筒状。在绝缘头13上形成有与护套11的内部空间连通并且在顶端开口的筒孔13a。在绝缘头13的筒孔13a内,通过使基端侧扩径而形成有台阶部13b。在绝缘头13的外周面上,通过使基端侧缩径而形成有外周台阶部13c。

[0046] 绝缘头13的比外周台阶部13c靠顶端侧的部分的外径与护套11的外径大致相等。护套11的顶端部与绝缘头13的外周台阶部13c相固定。

[0047] 在护套11的基端部,借助筒状的连接构件15安装有送液管头14。在送液管头14上形成有与护套11的内部空间11a相连通的注入口(供给口)14a。在护套11与送液管头14之间的连接部的外周面上安装有防折断用管16。防折断用管16是为了在使护套11的基端部弯曲时防止护套11的基端部折断而设置的。

[0048] 在送液管头14上形成有供操作线12的基端部贯穿的开口14b。在送液管头14的开口14b内设有未图示的密封件。利用O形环等密封件,将送液管头14和操作线12液密地密封,并且,操作线12以能够使操作线12在沿着长度轴线C1的方向上相对于送液管头14进退的方式支承于该送液管头14。在注入口14a处,虽未图示,但是以能够拆装的方式构成有注射器或自送水泵延长的送水管等送液部件。

[0049] 处理部20具有中空的电极构件(电极)21。图3是图2的电极构件的主要部分的放大图。在本实施方式中,如图2和图3所示,电极构件21形成管状,在内部形成有管路21a。如图2所示,电极构件21连接于操作线12的顶端部。

[0050] 为了切开粘膜组织、并且不切除肌层部分,电极构件21的沿着长度轴线C1的方向上的、自护套11突出的最大突出长度(在本实施方式中,电极构件21的自绝缘头13突出的最大突出长度)期望为例如1mm~5mm左右。

[0051] 电极构件21由不锈钢等具有导电性的材料形成。

[0052] 图4是图3所示的切断线A-A的剖视图。如图3和图4所示,电极构件21具有大径部22和小径部23。大径部22位于电极构件21的顶端侧。小径部23位于比大径部22靠基端侧的位置,且外径比大径部22的外径小。如图3所示,大径部22的顶端面22a的外周缘部形成为侧视时为圆滑。

[0053] 为了适当地提高高频电流的密度,小径部23的外径期望为例如0.3mm~0.5mm左右。小径部23的外径稍微小于绝缘头13的筒孔13a的比台阶部13b靠顶端侧的部分的内径。电极构件21的小径部23贯穿于绝缘头13的筒孔13a内。

[0054] 电极构件21的管路21a穿过小径部23在大径部22的顶端面开口。即,电极构件21的管路21a在沿着长度轴线C1的方向上贯穿电极构件21,电极构件21是沿着长度轴线C1形成有管路21a的管状电极。

[0055] 管路21a的内径不管沿着长度轴线C1的方向的位置如何均恒定。为了实现用于向粘膜下适当地注入生理盐水、药液的喷出压力和喷出流径,管路21a的内径期望为例如0.2mm~0.4mm左右。

[0056] 如图2所示,在小径部23的沿着长度轴线C1的方向的中间部形成有从小径部23的外周面23a贯穿至内周面的连通孔23b。

[0057] 大径部22的外周面22b和小径部23的外周面23a的由日本工业标准JIS B0601—1994规定的算术平均粗糙度(Ra)大于(粗于)管路21a的内周面21b的算术平均粗糙度。管路21a的内周面21b的算术平均粗糙度为0.1μm(微米)以下,在该例子中,为0.02μm。另外,更优

选的是,内周面21b的算术平均粗糙度为 $0.05\mu\text{m}$ 以下。

[0058] 图3和图4所示的大径部22的外周面22b的算术平均粗糙度和小径部23的外周面23a的算术平均粗糙度例如为 $6.3\mu\text{m}$ 。管路21a的内周面21b的算术平均粗糙度为大径部22的外周面22b的算术平均粗糙度的六分之一以下,为小径部23的外周面23a的算术平均粗糙度的六分之一以下。

[0059] 大径部22的顶端面22a的算术平均粗糙度大于管路21a的内周面21b的算术平均粗糙度,为大径部22的外周面22b的算术平均粗糙度以下且为小径部23的外周面23a的算术平均粗糙度以下。在本实施方式中,大径部22的顶端面22a的算术平均粗糙度例如为 $2.5\mu\text{m}$ 。

[0060] 而且,小径部23的外周面23a、管路21a的内周面21b以及电极构件21的顶端面22a分别与后述的粘膜等组织相接触时的摩擦系数如下进行设定。

[0061] 外周面23a上的摩擦系数大于内周面21b上的摩擦系数且为顶端面22a上的摩擦系数以上。顶端面22a上的摩擦系数为外周面23a上的摩擦系数以下,并且大于内周面21b上的摩擦系数。内周面21b上的摩擦系数小于外周面23a上的摩擦系数和顶端面22a上的摩擦系数。

[0062] 电极构件21能够通过对例如外径比电极构件21的大径部22的外径粗的管的基端侧的外周面进行切削来形成。

[0063] 管路21a的内周面21b的加工能够适当地选择并采用使用了细微的磨粒的电解研磨、CMP (Chemical Mechanical Polishing: 化学机械抛光) 研磨等公知的研磨方法。

[0064] 如图2所示,在小径部23与操作线12之间的连接部的外周面上安装有筒状的止挡构件25,止挡构件25连接着电极构件21和操作线12。在止挡构件25上形成有从外周面到内周面贯穿止挡构件25的透孔25a。止挡构件25的透孔25a与电极构件21的连通孔23b相连通。电极构件21的管路21a经由电极构件21的连通孔23b和止挡构件25的透孔25a与护套11的内部空间11a相连通。

[0065] 止挡构件25的外径稍微小于绝缘头13的筒孔13a的比台阶部13b靠基端侧的部分的内径。贯穿于筒孔13a的小径部23和止挡构件25构成为通过使操作线12进退而能够在筒孔13a中的比台阶部13b靠基端侧的范围内进退。

[0066] 在本实施方式中,如图1所示,内窥镜用高频处理器具1还具有操作部30。操作部30设于插入部10的基端部。

[0067] 操作部30包括操作部主体31和操作用滑动件32。操作部主体31固定于送液管头14的基端部。操作用滑动件32设置为能够相对于操作部主体31滑动。

[0068] 在操作部主体31上,沿着长度轴线C1形成有狭缝31a。操作用滑动件32能够沿着狭缝31a相对于操作部主体31进行滑动。操作部主体31在基端部具有勾指用的环31b。

[0069] 操作用滑动件32在与长度轴线C1正交的方向上排列具有勾指用的环32a、32b。操作用滑动件32具有连接器部33。连接器部33电连接有与未图示的高频产生装置相通的线缆。

[0070] 操作线12的基端部固定于操作用滑动件32并且电连接于连接器部33。

[0071] 接着,说明像以上那样构成的内窥镜用高频处理器具1的动作。本实施方式的内窥镜用高频处理器具1是作为手术者等的使用者将大拇指放入例如操作部主体31的环31b中、并将食指和中指放入操作用滑动件32的环32a、32b中进行操作的。利用该操作,能够用一只

手使操作作用滑动件32在沿着长度轴线C1的方向上相对于操作部主体31滑动。

[0072] 而且,若通过使操作作用滑动件32相对于操作部主体31向顶端侧移动来使操作线12相对于护套11向顶端侧移动(压入),则如图2所示止挡构件25卡定于绝缘头13的台阶部13b,从而向顶端侧压入操作线12后的压入状态被定位。

[0073] 在该压入状态下,能够使电极构件21的小径部23穿过绝缘头13的筒孔13a而比护套11向顶端侧突出。从送液管头14的注入入口14a向护套11的内部空间11a供给生理盐水(流体)L1。生理盐水L1经由止挡构件25的透孔25a和电极构件21的连通孔23b向电极构件21的管路21a供给并通过管路21a的内周面21b向电极构件21的前方喷出。

[0074] 图5是本实施方式的内窥镜用高频处理器具1的拉回状态下的顶端侧的轴线方向的剖视图。通过使操作作用滑动件32相对于操作部主体31向基端侧移动,从而使操作线12相对于护套11向基端侧移动(拉回)。其结果,如图5所示,电极构件21的小径部23收纳于护套11的内部空间11a内且大径部22抵接于绝缘头13的顶端面。由此,将操作线12拉回到基端侧的拉回状态被定位。

[0075] 接着,说明使用了本实施方式的内窥镜用高频处理器具1的处理。以下,说明使用本实施方式的内窥镜用高频处理器具1进行例如经内窥镜地切除体腔内的粘膜时的动作。

[0076] 首先,预先在患者身上安装对电极板(未图示)。穿过未图示的内窥镜的通道,将成为拉回状态的内窥镜用高频处理器具1经内窥镜地导入体腔内。此时,一边利用监视器等显示部观察由内窥镜的观察单元获取的图像一边进行导入。

[0077] 使内窥镜用高频处理器具1的插入部10的顶端部自内窥镜的通道突出,使处理部20与体腔内的作为应切除的目标部位的病变粘膜部分相对。

[0078] 在送液管头14的注入入口14a安装未图示的注射器或送水管。使用者分别将手指放入环31b、环32a、环32b中,相对于操作部主体31压入操作作用滑动件32,将内窥镜用高频处理器具1设为压入状态并使电极构件21自绝缘头13前进。图6是表示使病变粘膜部分隆起的状态的图。如图6所示,向病变粘膜部分P1附近刺入电极构件21,将收纳于注射器或送水泵的生理盐水L1向护套11的内部空间11a供给并从电极构件21向前方喷出。喷出的生理盐水L1被注入病变粘膜部分P1的粘膜下层,使病变粘膜部分P1隆起。

[0079] 接着,在操作部30的连接部33连接未图示的高频产生装置。利用高频产生装置经由连接器部33、操作线12对电极构件21施加高频电压。此时,电极构件21成为约100℃的高温。

[0080] 图7是表示切开病变粘膜部分时的状态的图。如图7所示,若使内窥镜用高频处理器具1的电极构件21向与长度轴线C1正交的横向移动,则与电极构件21相接触的粘膜(组织)P2被切开。小径部23的外周面23a的算术平均粗糙度大于管路21a的内周面21b的算术平均粗糙度,具体地说例如为6.3 μm 。另外,外周面23a与粘膜P2之间的摩擦系数如上所述进行设定。因此,粘膜P2可靠地卡挂于小径部23的外周面23a,与外周面23a相接触的粘膜P2被切开。这样,小径部23的外周面23a构成为向与外周面23a相接触的粘膜P2通电并进行处理。

[0081] 大径部22的顶端面22a的算术平均粗糙度大于管路21a的内周面21b的算术平均粗糙度,且为小径部23的外周面23a的算术平均粗糙度以下。另外,顶端面22a与粘膜P2之间的摩擦系数如上所述进行设定。因此,即使在大径部22的顶端面22a接触到周边的组织的状态下使电极构件21移动,顶端面22a对组织施加负荷的情况也较少。

[0082] 图8是表示体液进入电极构件的管路内的状态的图。如图8所示,在进行粘膜P2的切开、使出血点凝固的处理时,有时血液等体液L2因毛细管现象等而从顶端侧进入电极构件21的管路21a内。在该情况下,从高温的电极构件21传递热量,从而体液L2在管路21a的内周面21b上凝固。能够根据利用注射器供给生理盐水L1时所需的力、驱动送水泵所需的电力来识别体液L2是否在管路21a内凝固。这是由于体液L2在管路21a的内周面21b上凝固,因此管路21a的流路面积变窄。

[0083] 图9是表示从电极构件21的管路21a内喷出生理盐水L1的状态的示意图。当体液L2凝固在了管路21a的内周面21b上时,如图9所示,使生理盐水L1穿过电极构件21的管路21a以较大的压力向前方喷出。管路21a的内周面21b的算术平均粗糙度为 $0.1\mu\text{m}$ 以下,内周面21b与粘膜P2之间的摩擦系数如上所述进行设定。因此,在管路21a的内周面21b上凝固的体液L2的凝固物L3在生理盐水L1的压力作用下自内周面21b剥落、排出。由于大径部22的顶端面22a的算术平均粗糙度和与粘膜P2之间的摩擦系数如上所述进行设定,因此能够防止从管路21a排出的凝固物L3滞留于顶端面22a。

[0084] 此时,期望的是,从注射器或送水泵输送的生理盐水L1在送液管头14的注入口14a以 100kPa (千帕)~ 3000kPa 左右的压力进行供给。若供给压力小于 100kPa ,则存在凝固物L3的剥离不充分的可能性。若供给压力超过 3000kPa ,则存在因生理盐水L1的流入压力而使护套11破损的可能性。

[0085] 图10是表示剥离病变粘膜部分的状态的图。如果在整个周向上完全切开病变粘膜部分P1,则如图10所示,使电极构件21抵接于将病变粘膜部分P1的周围切开而成的切口P3,依次切开病变粘膜部分P1并全部切除病变粘膜部分P1而使其剥离。

[0086] 接下来,将内窥镜用高频处理器具1设为拉回状态并从内窥镜的通道内向手边侧抽拔。使未图示的把持钳子等贯穿内窥镜的空通道。操作把持钳子并经内窥镜地取出病变粘膜部分P1,结束一系列的处理。

[0087] 如以上所说明,根据本实施方式的内窥镜用高频处理器具1,电极构件21的内周面21b的算术平均粗糙度为 $0.1\mu\text{m}$ 以下。因此,能够在生理盐水L1的压力作用下将附着于该内周面21b的凝固物L3容易地从内周面21b剥离,并容易地向电极构件21的外部冲走。因而,能够抑制电极构件21的管路21a被凝固物L3堵塞。

[0088] 在本实施方式中,由于小径部23的外周面23a的算术平均粗糙度大于管路21a的内周面21b的算术平均粗糙度,因此粘膜P2可靠地卡挂于小径部23的外周面23a,热量从高温的电极构件21可靠地传递到粘膜P2。由此,能够利用电极构件21可靠地切开粘膜P2。

[0089] 由于大径部22的顶端面22a的算术平均粗糙度大于管路21a的内周面21b的算术平均粗糙度,因此能够利用公知的研磨等比较容易地进行大径部22的顶端面22a的加工。由于大径部22的顶端面22a的算术平均粗糙度为小径部23的外周面23a的算术平均粗糙度以下,因此能够抑制大径部22的顶端面22a对周边的组织施加负荷。

[0090] 通过如此设定大径部22的顶端面22a的算术平均粗糙度,从而大径部22的表面成为适度的粗糙度,难以产生大径部22相对于组织打滑、大径部22卡挂于组织的情况,内窥镜用高频处理器具1的控制精度变好。

[0091] 而且,管路21a与大径部22的顶端面22a相面对并开口,但是顶端面22a具有适度的表面粗糙度,因此从电极构件21的内周面21b剥离的凝固物L3不会滞留于大径部22的表面,

能够可靠地将凝固物L3从管路21a中排出。

[0092] 本实施方式的内窥镜用高频处理器具1的电极构件21能够如以下所说明的那样使其形状进行各种变形。

[0093] 例如,图11是表示本实施方式的第1变形例的电极构件41的顶端部分的剖视图。像图11所示的内窥镜用高频处理器具1A那样,也可以取代本实施方式的电极构件21而具有电极构件41。本变形例的电极构件41在电极主体42的内周面42a上设有覆盖层43这一点与上述实施方式不同。

[0094] 覆盖层43能够由例如四氟乙烯等具有耐热性并且表面光滑的材料形成。覆盖层43的内周面43a的算术平均粗糙度为 $0.1\mu\text{m}$ 以下。另外,大径部22的顶端面22a的算术平均粗糙度大于覆盖层43的内周面43a的算术平均粗糙度。

[0095] 根据如此构成的内窥镜用高频处理器具1A,也能够起到与上述实施方式的内窥镜用高频处理器具1相同的效果。

[0096] 图12和图13是表示上述实施方式的第2变形例的电极构件46的顶端部分的剖视图。像图12和图13所示的电极构件46那样,也可以形成为大径部47仅向与长度轴线C1交叉的一方侧延伸。在本变形例中,电极构件46整体形成为L字状。

[0097] 在本变形例中,在中空的电极构件46的顶端面上,不仅包含大径部47的顶端面47a,也包含成为大径部47的延伸方向的顶端的面47b。即,优选的是,大径部47的顶端面47a和面47b的各个面的算术平均粗糙度大于电极构件46的管路46a的内周面46b的算术平均粗糙度,且为小径部23的外周面23a的算术平均粗糙度以下。

[0098] 图14是表示上述实施方式的第3变形例的电极构件51的顶端部分的剖视图。像图14所示的电极构件51那样,也可以将大径部52形成为具有朝向顶端侧凸起的曲面的半球状。在该情况下,通过利用陶瓷等具有绝缘性的材料形成大径部52,能够防止与电极构件51的顶端面相接触的组织被切开。

[0099] 图15是表示上述实施方式的第4变形例的电极构件56的顶端部分的剖视图。图16是表示上述实施方式的第4变形例的电极构件56的顶端部分的立体图。像图15和图16所示的电极构件56那样,也可以将大径部57形成为在从沿着长度轴线C1的方向观察时成为三角形的板状。另外,从沿着长度轴线C1的方向和与长度轴线C1垂直的方向观察大径部时的形状并不限于三角形,也可以是四边形等多边形,亦可以是椭圆。

[0100] 在上述实施方式中,大径部22的顶端面22a的算术平均粗糙度大于管路21a的内周面21b的算术平均粗糙度,且为小径部23的外周面23a的算术平均粗糙度以下。但是,也可以将大径部22的顶端面22a的算术平均粗糙度设为管路21a的内周面21b的算术平均粗糙度以下,或者使其大于小径部23的外周面23a的算术平均粗糙度。

[0101] 在上述实施方式中,流体为生理盐水L1,但是流体并不限于此,也可以是灭菌水、药液等。

[0102] 以上,说明了本发明的各个实施方式,但是本发明的保护范围并不限于上述实施方式,能够在不脱离本发明的主旨的范围内改变各个实施方式中的构成要素的组合,或者对各个构成要素施加各种变更或进行删除。本发明并不由上述说明限定,而仅由添加的权利要求书限定。

[0103] 产业上的可利用性

[0104] 能够提供一种能够抑制电极的管路堵塞的内窥镜用高频处理器具。

[0105] 附图标记说明

[0106] 1、1A内窥镜用高频处理器具；11护套；12操作线(轴状构件)；14a注入口(供给口)；21、41、46、51、56电极构件(电极)；21a、46a管路；21b、43a、46b内周面；22、47、52、57大径部；22a顶端面；22b外周面；23a外周面；42电极主体；42a内周面；43覆盖层；C1长度轴线。

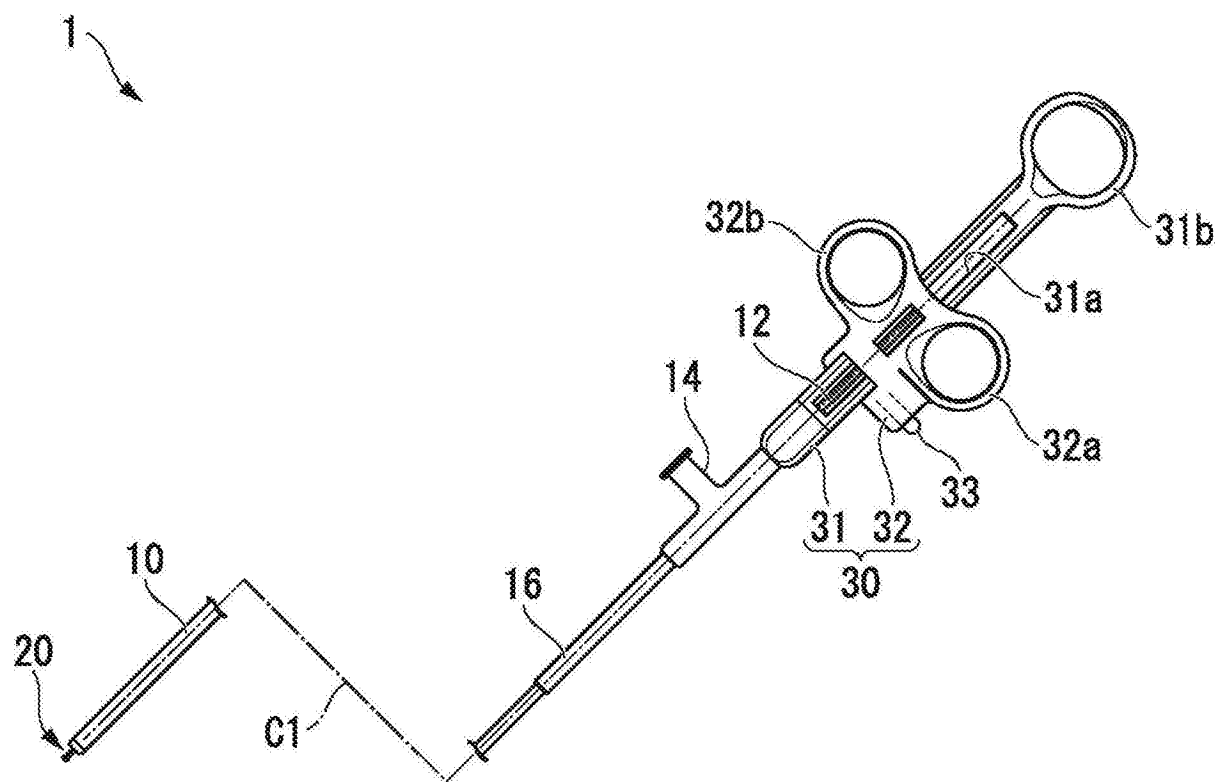


图1

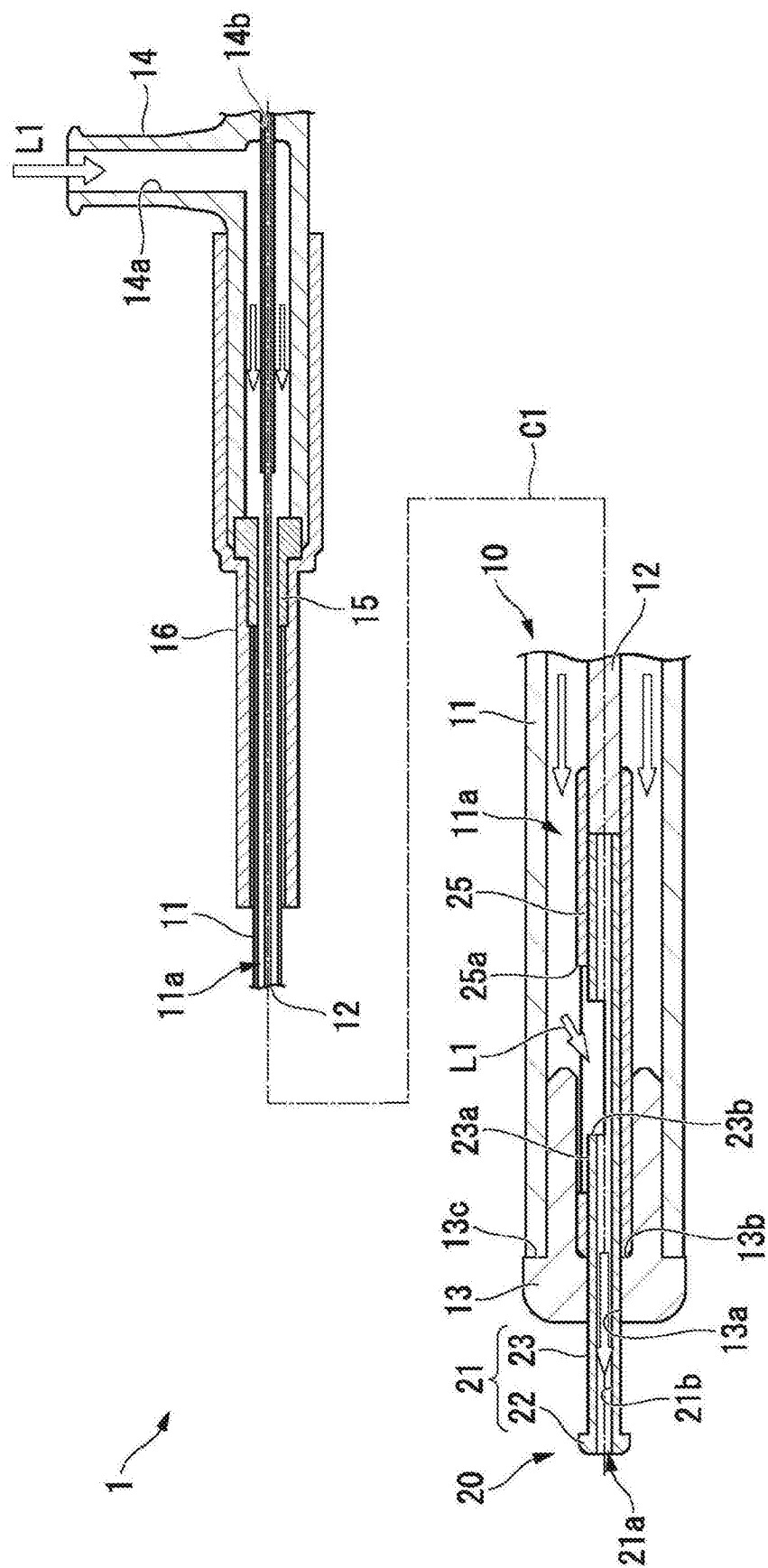


图 2

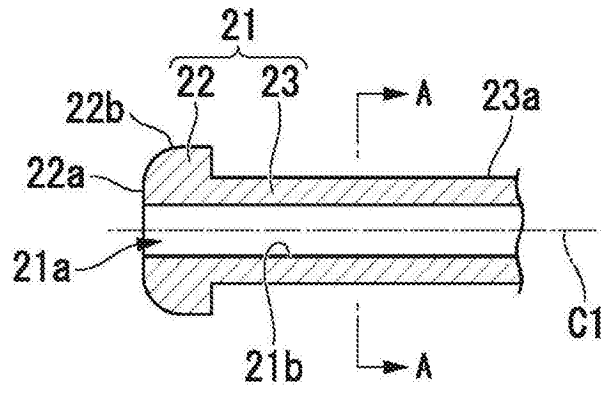


图3

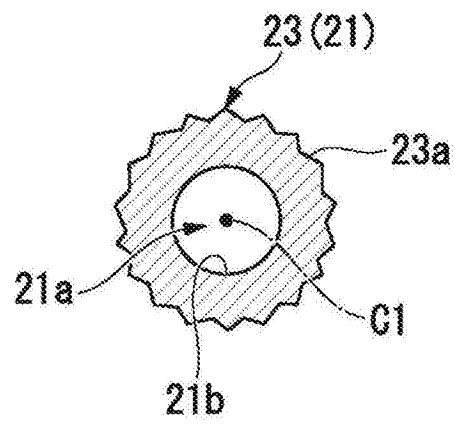


图4

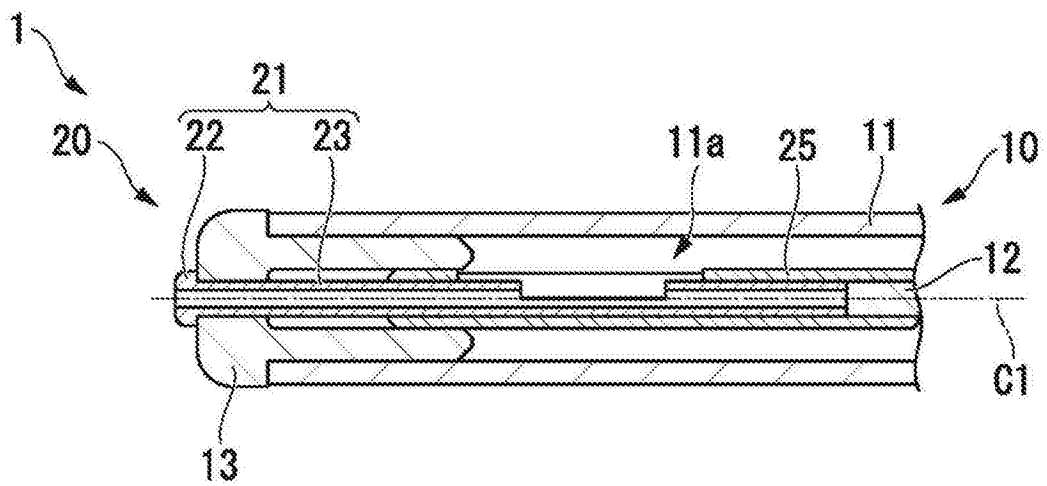


图5

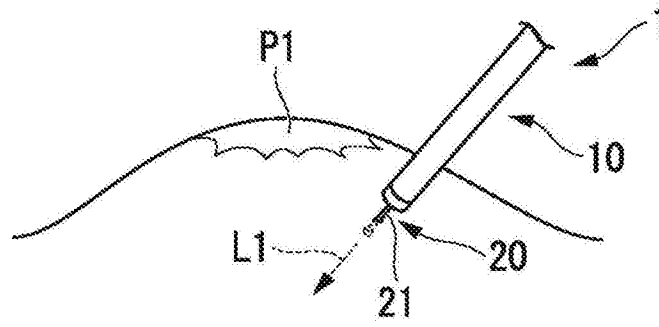


图6

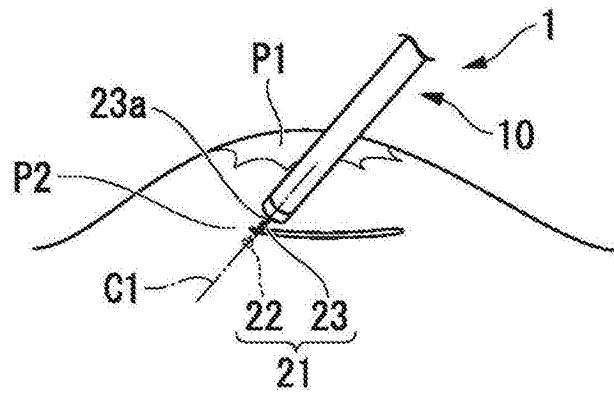


图7

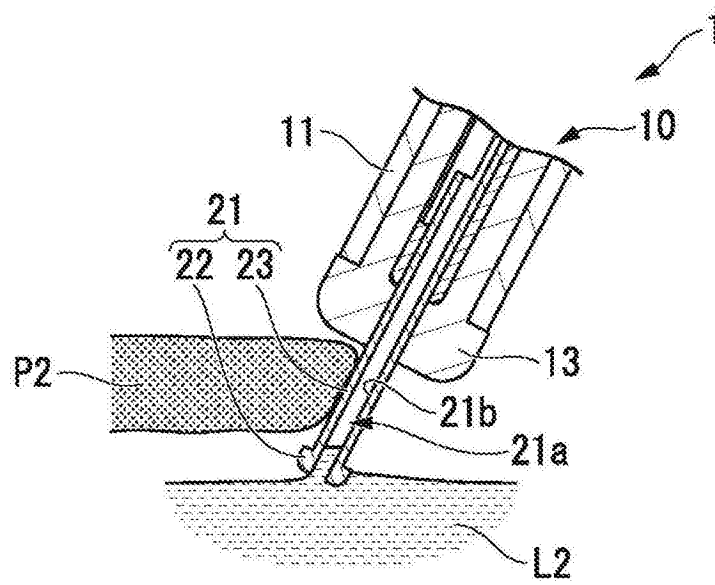


图8

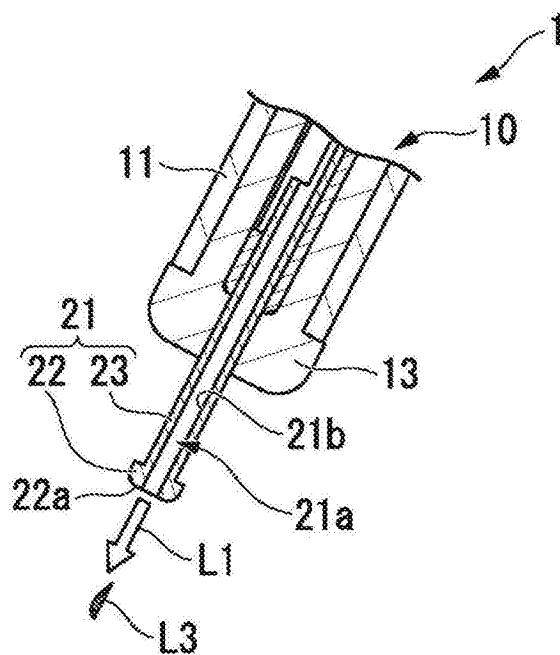


图9

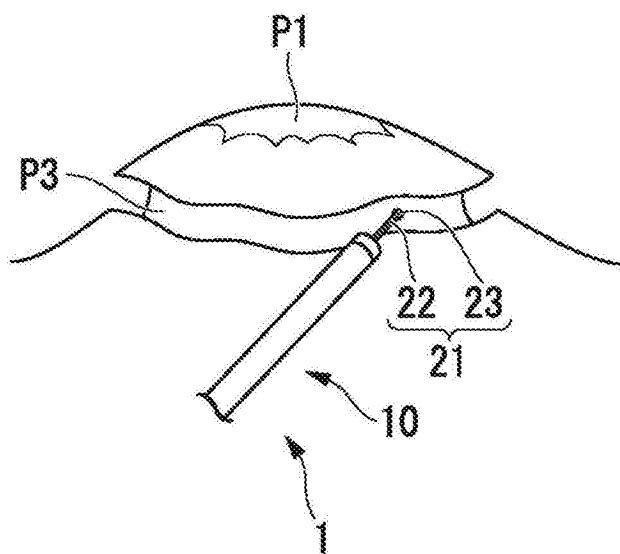


图10

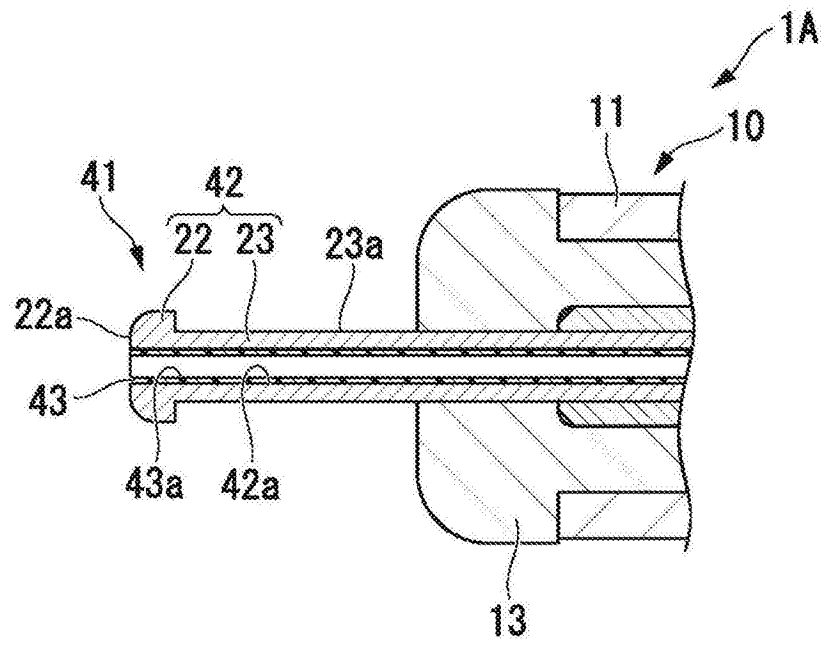


图11

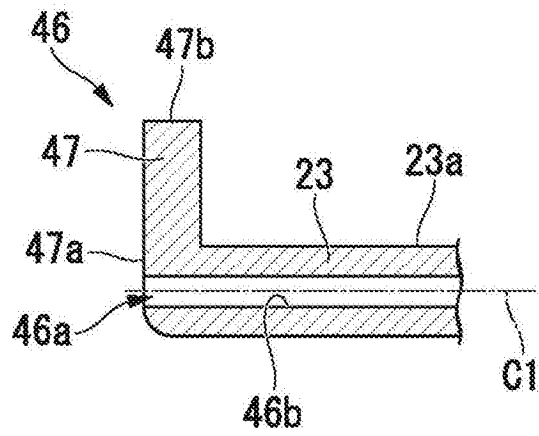


图12

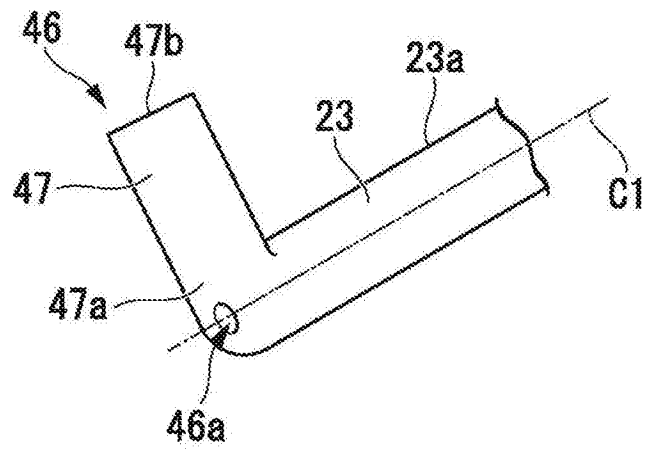


图13

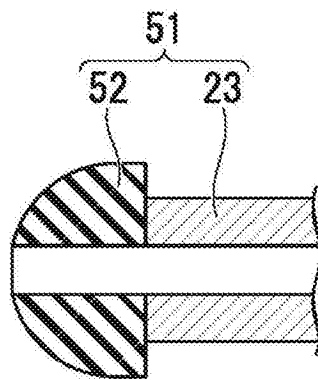


图14

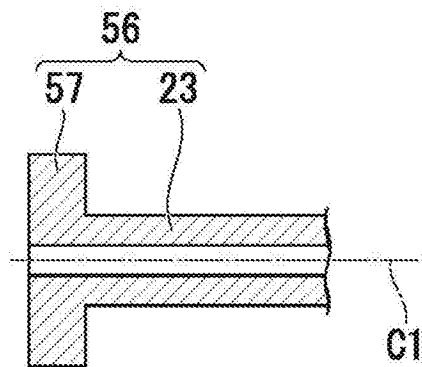


图15

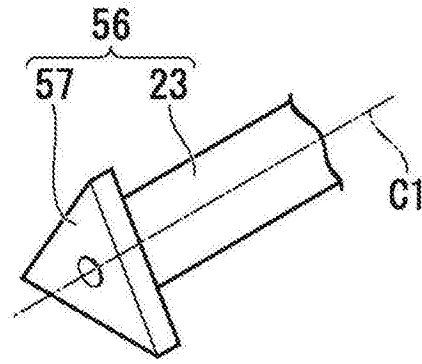


图16

专利名称(译)	内窥镜用高频处理器具		
公开(公告)号	CN105073049B	公开(公告)日	2017-10-10
申请号	CN201480019282.8	申请日	2014-10-09
[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	和家史知 坂本雄次		
发明人	和家史知 坂本雄次		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B2018/00077 A61B2018/00083 A61B2018/0013 A61B2018/00196 A61B2018/00494 A61B2018/00589 A61B2018/00601 A61B2018/00982 A61B2018/1405 A61B2018/1475 A61B2218/002 A61B17/3203 A61B2018/1472		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
审查员(译)	刘洋洋		
优先权	2013212061 2013-10-09 JP		
其他公开文献	CN105073049A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

该内窥镜用高频处理器具包括：护套，其由具有绝缘性的材料形成；轴状构件，其由具有导电性的材料形成，并以能够进退的方式贯穿于护套内；以及电极，其形成有能够向前方喷出被供给到护套内的流体的管路，该电极连接于轴状构件的顶端部，电极具有向所接触的组织通电而进行处理的周面和在供给流体时与流体相面对的管路的内周面，外周面的算术平均粗糙度大于内周面的算术平均粗糙度，并且内周面的算术平均粗糙度为0.1μm以下。

