



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102905638 B

(45) 授权公告日 2016.02.24

(21) 申请号 201280001437.6

(22) 申请日 2012.02.27

(30) 优先权数据

2011-045031 2011.03.02 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012.11.23

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/054777 2012.02.27

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/118012 JA 2012.09.07

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 铃木启太 木村惠

(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)

A61B 1/00(2006.01)

(56) 对比文件

WO 2010/005006 A1, 2010.01.14, 说明书第29, 32-33, 45-49 段及附图 6-9.

US 5762631 A, 1998.06.09, 说明书第 6 栏第 11-67 行及附图 1-2, 3A, 3B.

CN 201143210 Y, 2008.11.05, 全文.

CN 201175347 Y, 2009.01.07, 全文.

审查员 何煦佳

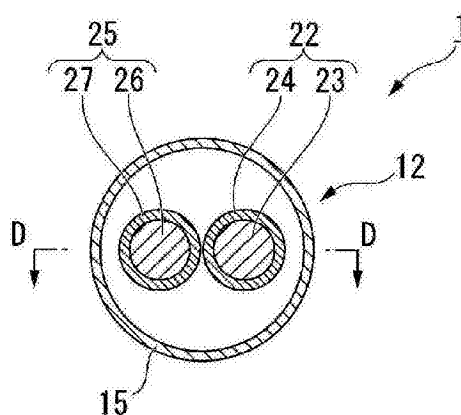
权利要求书1页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

内窥镜用高频处理器具

(57) 摘要

本发明提供一种内窥镜用处理器具。该内窥镜用处理器具(1)与内窥镜一起使用,其中,该内窥镜用处理器具(1)具有操作线(22)和供电线(25),该操作线(22)和供电线(25)在彼此的外周面能够相接触的状态下以能够相对移动的方式配置在能够贯穿于内窥镜的处理器具通道内的挠性的插入部(12)的内部,操作线(22)的外周面的表面状态与供电线(25)的外周面的表面状态不同。



1. 一种内窥镜用高频处理器具,包括:

护套,其能够贯穿于内窥镜的处理器具通道;

处理部,其设于上述护套的顶端侧;

供电线,其与上述处理部相连接,并且贯穿于上述护套,该供电线由第1芯材及覆盖该第1芯材的第1覆盖构件构成;以及

操作线,为了驱动上述处理部,该操作线与上述处理部相连接,并且该操作线在外周面能够与上述供电线相接触的状态下以能够相对移动的方式贯穿于上述护套,且该操作线由第2芯材及第2覆盖构件构成,该第2覆盖构件覆盖该第2芯材并且具有与上述第1覆盖构件不同的表面状态,从而使上述第1覆盖构件的外周面与上述第2覆盖构件的外周面之间的摩擦系数和上述第1覆盖构件相互间的摩擦系数与上述第2覆盖构件相互间的摩擦系数中的任一个都不同。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜用高频处理器具,其中,

上述供电线是用于向上述处理部供给电力的供电线。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜用高频处理器具,其中,

上述第1覆盖构件与上述第2覆盖构件由不同的材料构成。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜用高频处理器具,其中,

在上述第1覆盖构件的外周面上形成有第一凹凸图案。

5. 根据权利要求4所述的内窥镜用高频处理器具,其中,

利用与上述第一凹凸图案的形成方法不同的形成方法,在上述第2覆盖构件的外周面上形成有形状与上述第一凹凸图案的形状不同的第二凹凸图案。

6. 根据权利要求2所述的内窥镜用高频处理器具,其中,

上述第1覆盖构件由具有电绝缘性的材料构成。

7. 根据权利要求1所述的内窥镜用高频处理器具,其中,

上述第1覆盖构件的外表面的细微构造与上述第2覆盖构件的外表面的细微构造相互不同。

内窥镜用高频处理器具

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜用处理器具。

[0002] 本申请是以 2011 年 3 月 2 日在日本提出申请的日本特愿 2011 - 045031 作为要求优先权的基础,并在此引用其内容。

背景技术

[0003] 以往,公知有在使用内窥镜进行手术的情况下使用的内窥镜用处理器具。作为这种内窥镜用处理器具的例子,例如在专利文献 1 中记载有一种在形成为筒状的护套构件的内部配置有两条操作线(操作轴构件)的处理器具,该两条操作线(操作轴构件)的顶端与一对钳子构件各自连结,并且能够相对移动。在专利文献 1 所记载的处理器具中,通过使两条操作线分别在护套构件内进退动作而使一对钳子构件动作。

[0004] 另外,在专利文献 2 中记载有一种将用于使一对钳子构件动作的操作线和用于向钳子构件通入高频电流的供电线分别配置在护套构件(线圈护套)内的处理器具(高频处理器具)。在专利文献 2 所记载的处理器具中,构成为通过使操作线在护套构件内进行进退动作而使一对钳子构件进行开闭动作。

[0005] 专利文献 1:日本特开 2005 - 187 号公报

[0006] 专利文献 2:日本特开 2010 - 17224 号公报

[0007] 但是,在专利文献 1 和专利文献 2 所记载的处理器具中,配置在护套构件的内部的一个操作线以这些操作线的外周面能够相互接触的状态配置在护套构件内。因此,在使一对钳子构件动作时,有时两条操作线相互滑动。

[0008] 另外,在专利文献 2 所记载的处理器具中,在使一对钳子构件进行开闭动作时,操作线与供电线滑动。

[0009] 在于护套构件内相对移动的各条线相互滑动的情况下,在各条线之间产生了摩擦阻力,为了使各条线相对移动所需的作用力增大了该摩擦阻力的量。

[0010] 因此,在专利文献 1、专利文献 2 所记载的处理器具中,在使一对钳子构件动作时所需的作用力较大。

发明内容

[0011] 本发明的目的在于提供一种即使作用力的量较小也能进行动作的内窥镜用处理器具。

[0012] 为了解决上述问题,本发明提出了以下技术方案。

[0013] 本发明的第一技术方案的内窥镜用处理器具与内窥镜一起使用,其中,该内窥镜用处理器具具有第一线和第二线,该第一线和第二线在彼此的外周面能够相接触的状态下以能够相对移动的方式配置在能够贯穿于上述内窥镜的处理器具通道内的挠性的筒状构件的内部,上述第一线的外周面的表面状态与上述第二线的外周面的表面状态不同。

[0014] 另外,在本发明的第二技术方案中,上述第一线具有:第一芯材;以及第一覆盖构

件,其具有与上述第二线的外周面的表面状态不同的表面状态,并覆盖上述第一芯材。

[0015] 另外,在本发明的第三技术方案中,上述第二线具有:第二芯材;以及第二覆盖构件,其具有与上述第一覆盖构件的外周面的表面状态不同的表面状态,并覆盖上述第二芯材。

[0016] 另外,在本发明的第四技术方案中,上述第一覆盖构件与上述第二覆盖构件的外周面上的摩擦系数相互不同。

[0017] 另外,在本发明的第五技术方案中,上述第一覆盖构件与上述第二覆盖构件由不同的材料构成。

[0018] 另外,根据上述第四或第五技术方案中的任一个技术方案的内窥镜用处理器具,在本发明的第六技术方案中,在上述第一覆盖构件的外周面上形成有第一凹凸图案。

[0019] 另外,根据上述第六技术方案的内窥镜用处理器具,在本发明的第七技术方案中,利用与上述第一凹凸图案的形成方法不同的形成方法,在上述第二覆盖构件的外周面上形成有形状与上述第一凹凸图案的形状不同的第二凹凸图案。

[0020] 另外,根据上述第一至第七技术方案中的任一个技术方案的内窥镜用处理器具,在本发明的第八技术方案中,上述第一线与上述第二线中的至少任一者具有导电性。

[0021] 另外,根据上述第一至第八技术方案中的任一个技术方案的内窥镜用处理器具,在本发明的第九技术方案中,上述第一线与上述第二线中的一者具有导电性并且能够与向上述第一线与上述第二线中的一者供给电能的供电装置电连接。上述第一线与上述第二线中的另一者相对于上述第一线与上述第二线中的一者绝缘。该内窥镜用处理器具还具有处理部与操作部。该处理部与上述第一线与上述第二线中的一者电连接且机械连接,并且与上述第一线与上述第二线中的另一者机械连接,使用经由上述第一线与上述第二线中的一者从上述供电装置供给的上述电能对生物体组织进行处理。该操作部与上述第一线与上述第二线中的另一者机械连接并经由上述第一线与上述第二线中的另一者向上述处理部传递动力。

[0022] 根据本发明的内窥镜用处理器具,通过使第一线的外周面的表面状态与第二线的外周面的表面状态不同,能够减少第一线与第二线之间的滑动阻力,即使对内窥镜用处理器具施加的作用力较少也能够使内窥镜用处理器具进行动作。

附图说明

[0023] 图 1 是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 是表示本发明的一实施方式的内窥镜用处理器具的处理部附近的结构的局部剖视图。

[0025] 图 3 是用于说明本发明的一实施方式的内窥镜用处理器具中的处理部的动作的图。

[0026] 图 4 是表示本发明的一实施方式的内窥镜用处理器具中的处理部的局部剖视图,且是图 2 的 A 向视图。

[0027] 图 5 是表示本发明的一实施方式的内窥镜用处理器具中的处理部的局部剖视图,且是图 4 的 B 向视图。

[0028] 图 6 是图 4 的 C—C 线剖视图。

[0029] 图 7 是表示本发明的一实施方式的变形例的结构图,是图 6 的 D—D 线剖视图。

[0030] 图 8 是图 7 中附图标记 X 所示的部分的放大图。

[0031] 图 9 是表示本发明的一实施方式的变形例中的其他结构例的图,是放大表示与图 7 中附图标记 X 所示的部分相当的部分的放大图。

[0032] 图 10 是表示本发明的一实施方式的内窥镜用处理器具的其他结构例的图,且是放大表示与图 7 中附图标记 X 所示的部分相当的部分的放大图。

[0033] 图 11 是表示本发明的一实施方式的内窥镜用处理器具的其他结构例的图,且是放大表示与图 7 中附图标记 X 所示的部分相当的部分的放大图。

具体实施方式

[0034] 说明本发明的一实施方式的内窥镜用处理器具 1。图 1 是表示本实施方式的内窥镜用处理器具 1 的侧视图。图 2 是表示内窥镜用处理器具 1 的处理部 2 附近的结构的局部剖视图。图 3 是用于说明内窥镜用处理器具 1 中的处理部 2 的动作的图。

[0035] 本实施方式的内窥镜用处理器具 1 是对生物体组织进行处理的医疗用的处理器具。内窥镜用处理器具 1 贯穿到内窥镜的处理器具通道内,与内窥镜一起进行使用。

[0036] 如图 1 和图 2 所示,内窥镜用处理器具 1 包括用于对生物体组织进行处理的处理部 2、在顶端安装有处理部 2 的纵长状挠性的插入部 12、设置在插入部 12 的基端的操作部 16 以及设置在插入部 12 内的操作线 22(第一线)及供电线 25(第二线)。

[0037] 如图 2 所示,处理部 2 具有用于把持生物体组织的一对钳子构件 3(第一钳子构件 3a、第二钳子构件 3b)、固定在操作线 22 的顶端的传递构件 9、连结一对钳子构件 3 与传递构件 9 的一组环构件 11(第一环构件 11a、第二环构件 11b)以及以使一对钳子构件 3 能够开闭的方式支承该一对钳子构件 3 的罩构件 7。

[0038] 第一钳子构件 3a 具有用于向生物体组织通入高频电流的线状的切开电极 4。切开电极 4 与供电线 25 电连接,构成为经由供电线 25 供给高频电流。另外,第一钳子构件 3a 在除了切开电极 4 和第一钳子构件 3a 与供电线 25 之间的连接部分这两个位置的外表面上实施有由具有绝缘性的材料进行的涂敷。

[0039] 在本实施方式的内窥镜用处理器具 1 中,向切开电极 4 供给的高频电流在成为使用内窥镜用处理器具 1 的对象的患者的体内传递并向后述的极板 31(参照图 1)流动。即,本实施方式的内窥镜用处理器具 1 是所谓的单极型的高频处理器具。

[0040] 第二钳子构件 3b 具有朝向第一钳子构件 3a 的切开电极 4 并形成有锯齿状的凹凸的钳子面 5。

[0041] 第一钳子构件 3a 与第二钳子构件 3b 在连结轴部 6 上以彼此自由转动的方式相联结。连结构件的两端与罩构件 7 相联结(参照图 4)。

[0042] 图 4 是内窥镜用处理器具 1 的局部剖视图,是图 2 的 A 向视图。

[0043] 如图 2 和图 4 所示,罩构件 7 固定在后述的内螺旋护套 15 上。罩构件 7 构成为相对于构成插入部 12 的最外层的外护套 13 绕外护套 13 的中心轴线自由旋转。由此,若在插入部 12 内使内螺旋护套 15 绕其中心轴线旋转,则罩构件 7 和一对钳子构件 3 与内螺旋护套 15 的旋转连动地旋转。

[0044] 如图 2 所示,在罩构件 7 与外护套 13 之间设有固定在外护套 13 的内周面上并且

供罩构件 7 以自由旋转的方式贯穿的大致筒状的支承构件 8。

[0045] 传递构件 9 设置在罩构件 7 的内部,其基端的一部分构成为能够插入到后述的内螺旋护套 15 的内部。传递构件 9 的顶端借助于销 10 以自由转动的方式与第一环构件 11a 和第二环构件 11b 相连接。

[0046] 第一环构件 11a 和第二环构件 11b 借助于销 10 以自由转动的方式与传递构件 9 相连接,并且分别以自由转动的方式与第一钳子构件 3a 和第二钳子构件 3b 相连接。借助于第一环构件 11a 和第二环构件 11b,使操作线 22 向插入部 12 的中心轴线方向进退的作用力(按压力 and 牵引力)的量转换为使一对钳子构件 3 开闭的动力。

[0047] 插入部 12 具有由管状的树脂形成的外护套 13、贯穿到外护套 13 内部的外螺旋护套 14 以及贯穿到外螺旋护套 14 内部的内螺旋护套 15。

[0048] 外护套 13 是出于不使体液等进入到插入部 12 内部的目的而设置在插入部 12 上的构件,其具有挠性。

[0049] 外螺旋护套 14 是将形成为剖面圆形的金属线材呈螺旋状卷绕而形成的护套,其具有挠性。

[0050] 内螺旋护套 15 是将剖面形成为长方形的金属线材呈螺旋状卷绕而形成的平螺旋护套(日文:平コイルシース),其具有挠性。

[0051] 内螺旋护套 15 的顶端例如通过焊接、激光焊接等固定在外螺旋护套 14 的顶端。由此,内螺旋护套 15 与外螺旋护套 14 相对于外护套 13 一体旋转。

[0052] 在本实施方式中,外螺旋护套 14 与内螺旋护套 15 呈同心状配置在外护套 13 内。因此,能够同时实现插入部 12 的中心轴线方向上的耐压缩性与插入部 12 的绕中心轴线的旋转追随性。另外,插入部 12 整体具有挠性,能够插入到柔性内窥镜的处理器具通道内。

[0053] 如图 1 所示,操作部 16 具有筒状的主体部 17、固定有外螺旋护套 14 和内螺旋护套 15 的基端的棒状的旋转操作体 18 以及以能够在旋转操作体 18 的长轴方向上进行进退动作的方式与旋转操作体 18 相连接的滑动件 21。

[0054] 主体部 17 固定着外护套 13 的基端,并且供外螺旋护套 14 和内螺旋护套 15 以自由旋转的方式贯穿于其内部。

[0055] 旋转操作体 18 以自由旋转的方式与主体部 17 相连接,能够使图 2 所示的外螺旋护套 14、内螺旋护套 15、操作线 22 及供电线 25 相对于主体部 17 一体旋转。另外,如图 1 所示,在旋转操作体 18 上设有能够与向供电线 25 供给高频电流(电能)的高频电源装置 30(供电装置)相连接的端子部 19。在端子部 19 上固定有供电线 25 的基端 25b。另外,在旋转操作体 18 的基端形成有供使用内窥镜用处理器具 1 的使用者搭挂手指的环状的搭指部 20。

[0056] 在本实施方式中,在高频电源装置 30 上设有粘贴在成为使用内窥镜用处理器具 1 的对象的患者的体表而使用的极板 31。由此,向内窥镜用处理器具 1 的切开电极 4 供给的高频电流经由患者的身体向极板 31 流动。

[0057] 滑动件 21 的外表面以凹陷的方式形成,以便能够供使用内窥镜用处理器具 1 的使用者搭挂手指。在滑动件 21 上固定有操作线 22 的基端 22b。通过使用者的操作,滑动件 21 向旋转操作体 18 的长轴方向移动。其结果,构成为使用者施加在滑动件 21 上的力向操作线 22 传递而使操作线 22 沿其中心轴线方向进退动作。

[0058] 操作部 16 通过使滑动件 21 相对于旋转操作体 18 进行进退动作而将用于使一对钳子构件 3 进行开闭动作的动力经由操作线 22 向处理部 2 传递。在本实施方式中,使用者在使滑动件 21 进行进退动作时施加在滑动件 21 上的力是内窥镜用处理器具 1 中的作用力的量。

[0059] 图 5 是内窥镜用处理器具 1 的局部剖视图,且是图 4 的 B 向视图。图 6 是图 4 的 C—C 线剖视图。

[0060] 如图 2 和图 6 所示,操作线 22 和供电线 25 在插入部 12 中的内螺旋护套 15 的内部相互大致平行地排列配置。另外,在本实施方式中,出于使插入部 12 的外形细径的目的,在内螺旋护套 15 上未设有用于分隔操作线 22、供电线 25 及容纳空间的分隔件。因此,操作线 22 的外周面与供电线 25 的外周面构成为在内螺旋护套 15 内能够相互接触的状态。

[0061] 操作线 22 的顶端 22a 固定在处理部 2 的传递构件 9 上(参照图 2),基端 22b 固定在操作部 16 的滑动件 21 上(参照图 1)。操作线 22 具有形成为线状的第一芯材 23 和覆盖在第一芯材 23 的外周面上的绝缘性的第一覆盖构件 24。

[0062] 作为第一芯材 23 的材料,能够采用向中心轴线方向按压时的耐压缩性较高、向中心轴线方向牵引时的伸缩较少的挠性材料。例如,作为第一芯材 23,能够采用金属或合金制的细线材等。

[0063] 第一覆盖构件 24 由具有绝缘性的材料形成。例如,作为第一覆盖构件 24 的材料,能够采用聚乙烯(PE)、PE 弹性体、聚醚醚酮(PEEK)或氟树脂。作为氟树脂的具体例子,例如能够采用聚四氟乙烯(PTFE)、全氟烷氧基树脂(PFA)、全氟乙烯丙烯共聚物(FEP)等。

[0064] 如图 1 和图 4 所示,供电线 25 的顶端 25a 固定在处理部 2 的第一钳子构件 3a 上,基端 25b 固定在操作部 16 的端子部 19 上。

[0065] 如图 5 和图 6 所示,供电线 25 具有由导体构成的第二芯材 26 和覆盖在第二芯材 26 的外表面上的绝缘性的第二覆盖构件 27。在本实施方式中,通过设有绝缘性的第二覆盖构件 27,使供电线 25 与操作线 22 绝缘。另外,通过使上述第一覆盖构件 24 也具有绝缘性,供电线 25 与操作线 22 之间的绝缘性进一步提高。

[0066] 作为第二芯材 26 的材料,能够采用能够通入高频电流的材料。例如,作为第二芯材 26,能够采用金属或合金制的细线材。在本实施方式中,供电线 25 的第二芯材 26 固定在处理部 2 和端子部 19 上,能够从端子部 19 经由第二芯材 26 向第一钳子构件 3a 的切开电极 4 供给高频电流。

[0067] 第二覆盖构件 27 由与第一覆盖构件 24 不同种类的材料构成。第二覆盖构件 27 的材料能够从聚乙烯(PE)、PE 弹性体、聚醚醚酮(PEEK)及氟树脂中选择与第一覆盖构件 24 所采用的材料不同的材料。另外,在作为第一覆盖构件 24 而采用了氟树脂的情况下,也能够将组成与第一覆盖构件 24 的材料的组成不同的氟树脂用作第二覆盖构件 27 的材料。即,作为第一覆盖构件 24 与第二覆盖构件 27 的材料的组合,选择在第一芯材 23 和第二芯材 26 上分别覆盖了第一覆盖构件 24 和第二覆盖构件 27 之后、第一覆盖构件 24 和第二覆盖构件 27 的表面状态相互不同的材料的组合。

[0068] 通过使第一覆盖构件 24 和第二覆盖构件 27 的表面状态相互不同,从而使第一覆盖构件 24 的外周面与第二覆盖构件 27 的外周面之间的摩擦系数和第一覆盖构件 24 相互间的摩擦系数与第二覆盖构件 27 相互间的摩擦系数中的任一个都不同。

[0069] 在本实施方式中,供电线 25 的顶端 25a 借助于第一钳子构件 3a 和罩构件 7 而与插入部 12 的顶端相联结,供电线 25 的基端 25b 固定在操作部 16 的旋转操作体 18 上。因此,相对于操作线 22 能够在插入部 12 内进行进退动作,供电线 25 在插入部 12 内不进行进退动作。这样,通过使滑动件 21 相对于旋转操作体 18 进行进退动作,从而使操作线 22 与供电线 25 相对移动。

[0070] 接着,说明内窥镜用处理器具 1 的作用。

[0071] 在使用内窥镜用处理器具 1 时,内窥镜用处理器具 1 的使用者使图 1 所示的操作部 16 的滑动件 21 相对于旋转操作体 18 进行进退动作。由此,借助操作线 22 对一对钳子构件 3 施加作用力。若在一对钳子构件 3 处于闭合状态时使操作线 22 向插入部 12 的顶端侧移动,则一对钳子构件 3 张开(参照图 3)。反之,若在一对钳子构件 3 处于张开状态时使操作线 22 向插入部 12 的基端侧移动,则一对钳子构件 3 闭合。

[0072] 另外,即使一对钳子构件 3 进行开闭动作,固定在一对钳子构件 3 中的形成有切开电极 4 的第一钳子构件 3a 上的供电线 25 也不会在内螺旋护套 15 内移动。

[0073] 因此,若出于使一对钳子构件 3 进行开闭动作的目的而使操作线 22 在内螺旋护套 15 内进退,则操作线 22 与供电线 25 相对移动。而且,此时,操作线 22 的外周面与供电线 25 的外周面相滑动。

[0074] 在本实施方式中,操作线 22 的覆盖构件与供电线 25 的覆盖构件由不同的材料构成。操作线 22 的外周面的表面状态与供电线 25 的外周面的表面状态因构成各自外周面的材料不同而相互不同。即,在本实施方式中,操作线 22 的外周面的细微构造与供电线 25 的外周面的细微构造相互不同。

[0075] 例如,若操作线 22 的外周面与供电线 25 的外周面由相同的材料形成成为相同的形状,则操作线 22 的外周面的细微构造与供电线 25 的外周面的细微构造大致相同。在这种情况下,当操作线 22 与供电线 25 相互接触时,操作线 22 的外周面与供电线 25 的外周面存在相互嵌合、紧密接触的情况。

[0076] 与操作线 22 和供电线 25 未相互接触的情况相比,在操作线 22 的外周面与供电线 25 的外周面相互嵌合、紧密接触的情况下,为了使操作线 22 进行进退动作而使一对钳子构件 3 开闭所需的作用力的量增加。具体而言,作用力的量增加操作线 22 的覆盖构件和供电线 25 的覆盖构件之间的摩擦阻力的量。

[0077] 与此相对,在本实施方式中,由于操作线 22 的外周面的细微构造与供电线 25 的外周面的细微构造相互不同,因此即使操作线 22 与供电线 25 的彼此的外周面相接触,在操作线 22 与供电线 25 的彼此的外周面之间,也在其全长范围内产生有多个细微的间隙。由此,操作线 22 的外周面与供电线 25 的外周面成为难以嵌合或紧密接触的结构。

[0078] 其结果,通过利用相互不同的材料构成操作线 22 的第一覆盖构件 24 与供电线 25 的第二覆盖构件 27,从而即使在操作线 22 与供电线 25 相互接触的情况下,也能够减少操作线 22 与供电线 25 之间的摩擦阻力。由此,与操作线 22 的覆盖构件的材料和供电线 25 的覆盖构件的材料为相同的材料的情况相比,能够以较小的作用力的量来使操作线 22 进行进退动作。

[0079] 另外,第一覆盖构件 24 与第二覆盖构件 27 的材质不同,也使第一覆盖构件 24 的外表面与第二覆盖构件 27 的外表面之间的摩擦阻力减少。

[0080] 这样,根据本实施方式的内窥镜用处理器具 1,通过使操作线 22 的外周面的表面状态与供电线 25 的外周面的表面状态不同,能够减少操作线 22 与供电线 25 之间的滑动阻力,即使施加在内窥镜用处理器具 1 上的作用力的量较少也能够使该内窥镜用处理器具 1 进行动作。

[0081] 另外,由于通过在第一芯材 23 上覆盖第一覆盖构件 24 而构成操作线 22,通过在第二芯材 26 上覆盖第二覆盖构件 27 而构成供电线 25,因此操作线 22 与供电线 25 之间的绝缘性较高。

[0082] 由于摩擦系数如上所述因第一覆盖构件 24 的外周面与第二覆盖构件 27 的外周面上的细微构造的不同而相互不同,因此能够减少第一覆盖构件 24 的外周面与第二覆盖构件 27 的外周面相嵌合、紧密接触的可能性。

[0083] 另外,由于第一覆盖构件 24 的材料与第二覆盖构件 27 的材料相互不同,因此能够容易地构成表面状态相互不同的覆盖构件。

[0084] 变形例

[0085] 接着,说明本实施方式的内窥镜用处理器具 1 的变形例。

[0086] 图 7 是表示本变形例中的内窥镜用处理器具 1 的一部分的结构的图,且是图 6 的 D—D 线剖视图。图 8 是图 7 中附图标记 X 所示的部分的放大图。

[0087] 如图 7 所示,在本实施方式中,取代操作线 22 而设有操作线 22A 这一点是不同的。

[0088] 操作线 22A 具有第一芯材 23 与第一覆盖构件 24A。

[0089] 与上述第一覆盖构件 24 不同,第一覆盖构件 24A 在外周面上形成有第一凹凸图案 40。第一凹凸图案 40 是在第一芯材 23 上覆盖第一覆盖构件 24A 的工序中例如通过压纹加工等而成形的。本实施方式中的第一凹凸图案 40 是形成有从第一覆盖构件 24A 的外周面向径向内侧凹陷的多个凹槽 41 的图案。另外,第一凹凸图案 40 中的各个凹槽 41 的深度在成形时被调整为不会在第一覆盖构件 24A 上开有使第一芯材 23 露出的孔的程度的深度。

[0090] 如图 8 所示,在本变形例中,第一凹凸图案 40 形成在操作线 22A 的外周面上。由此,即使操作线 22A 的外周面与供电线 25 的外周面相接触,在凹槽 41 中,在操作线 22A 的外周面与供电线 25 的外周面之间也产生了间隙。因此,操作线 22A 的外周面与供电线 25 的外周面未紧密接触,与上述内窥镜用处理器具 1 相同地即使作用力的量较少也能够使处理部 2 动作。

[0091] 另外,在本变形例的情况下,由于利用作为第一凹凸图案 40 而形成的各凹槽 41 使第一覆盖构件 24A 的外周面与第二覆盖构件 27 的外周面之间的摩擦阻力发生变化,因此第一覆盖构件 24A 与第二覆盖构件 27 也可以由相同的材料构成。

[0092] 图 9 是表示上述变形例中的其他结构例的图,是与图 7 中附图标记 X 所示的部分相当的部分的放大图。

[0093] 如图 9 所示,即使是上述第 1 实施方式所说明的操作线 22 与本变形例的具有形成有第一凹凸图案 40 的第二覆盖构件 27A 的供电线 25A 的组合,也会起到与本变形例相同的效果。

[0094] 另外,作为上述变形例的其它结构例,也可以在操作线 22 与供电线 25 这两者的外周面上形成有相互不同的两种凹凸图案(第一凹凸图案和第二凹凸图案)。

[0095] 例如,具有第一凹凸图案的第一覆盖构件 24 与具有第二凹凸图案的第二覆盖构

件 27 以使所形成的各个凹槽的开口直径、多个凹槽的密度等不同的方式利用相互不同的成形方法来覆盖操作线 22 与供电线 25 中的每一个。

[0096] 以上,参照附图详细说明了本发明的实施方式,但是具体的结构并不限于该实施方式,不脱离本发明的主旨的范围内的设计变更也包含其中。

[0097] 图 10 和图 11 是分别表示上述实施方式的内窥镜用处理器具 1 中的其他结构例的图,是放大显示与图 7 中附图标记 X 所示的部分相当的部分的放大图。

[0098] 如图 10 和图 11 所示,即使仅将操作线 22 与供电线 25 中的任一个设为被覆盖的线,操作线 22 的外周面与供电线 25 的外周面各自的表面状态也不同,起到与上述实施方式和变形例所示的效果相同的效果。

[0099] 另外,在上述实施方式中,例示了设有不需通电的操作线 22 和通入高频电流的供电线 25 的单极型的结构,但是本实施方式的内窥镜用处理器具的结构并不限于单极。例如,即使在将通入高频电流的两根一组的供电线配置在插入部内的所谓的双极型的内窥镜用处理器具中,也能够适当地应用本发明,起到上述本发明的效果。

[0100] 另外,在上述实施方式中,示出了在筒状构件的内部配置有两根线的例子,但是也可以在 1 个筒状构件的内部配置有 3 根以上的线。在该情况下,若构成为 3 根以上的线各自的外周面中的、能够相互接触的外周面的表面状态相互不同,则会起到本发明的效果。

[0101] 另外,上述各个实施方式和变形例中所示的构成要素能够适当地组合而构成。

[0102] 产业上的可利用性

[0103] 根据本发明的内窥镜用处理器具,通过使第一线的外周面的表面状态与第二线的外周面的表面状态不同,能够减少第一线与第二线之间的滑动阻力。

[0104] 附图标记说明

[0105] 1 内窥镜用处理器具;2 处理部;3 钳子构件;4 切开电极;12 插入部(筒状构件);13 外护套;14 外螺旋护套;15 内螺旋护套;16 操作部;21 滑动件;22、22A 操作线;23 第一芯材;24、24A 第一覆盖构件;25、25A 供电线;26 第二芯材;27 第二覆盖构件;40 第一凹凸图案。

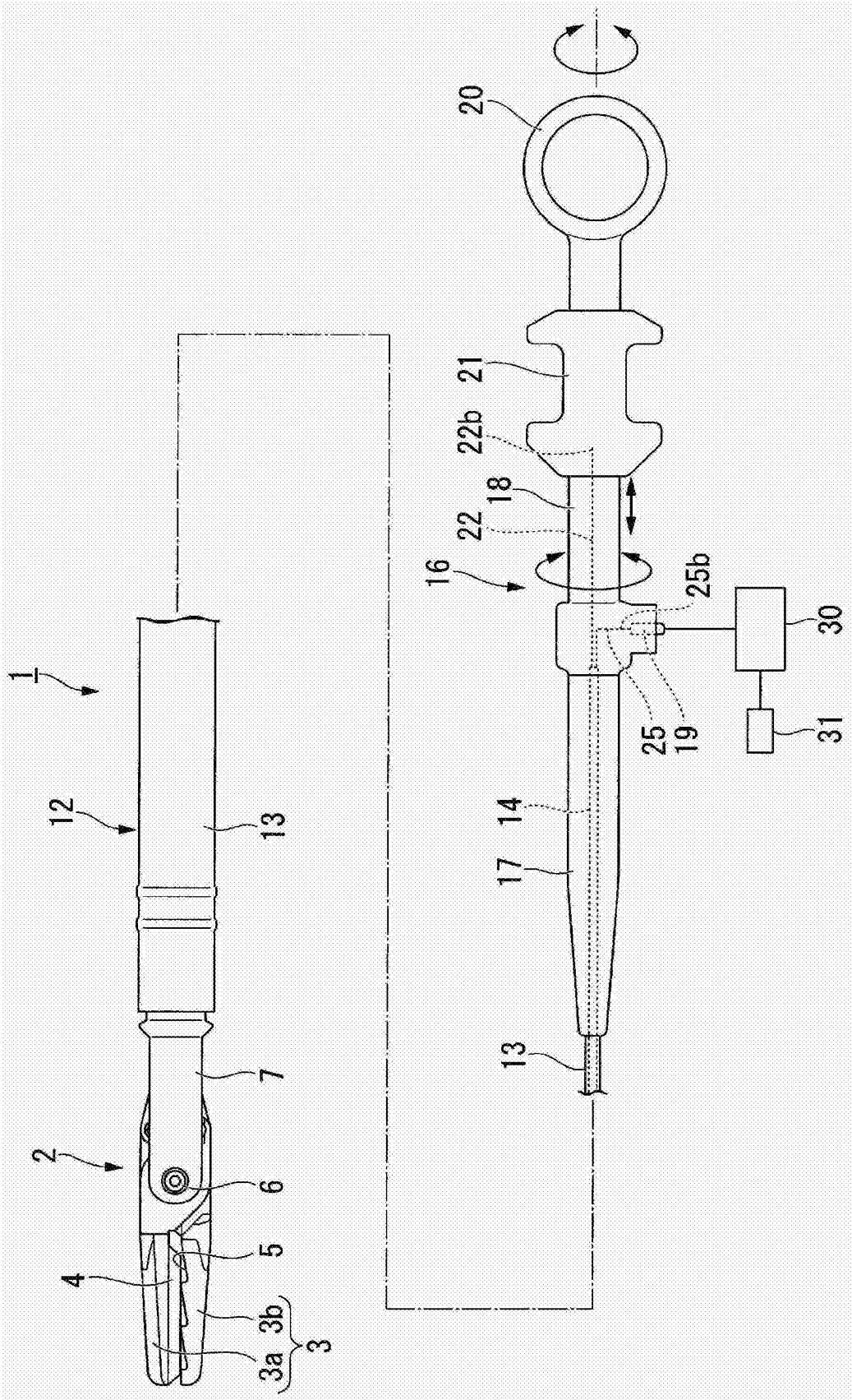


图 1

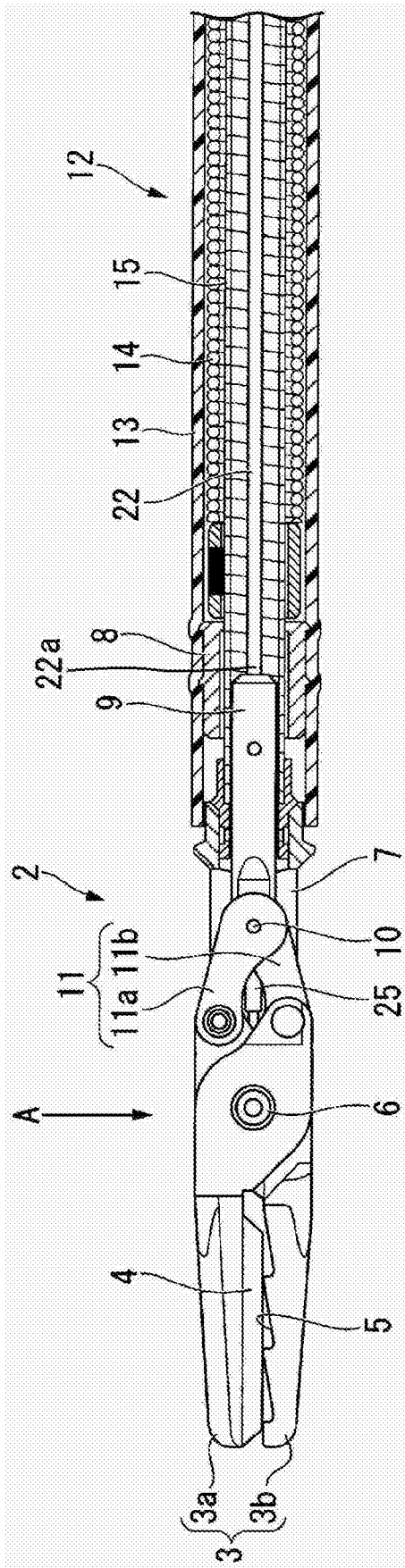
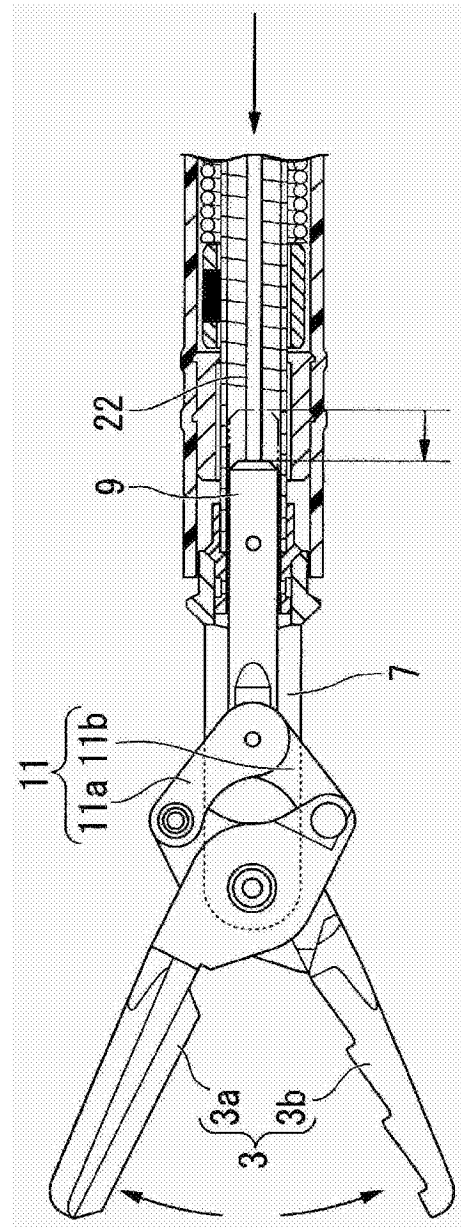


图 2



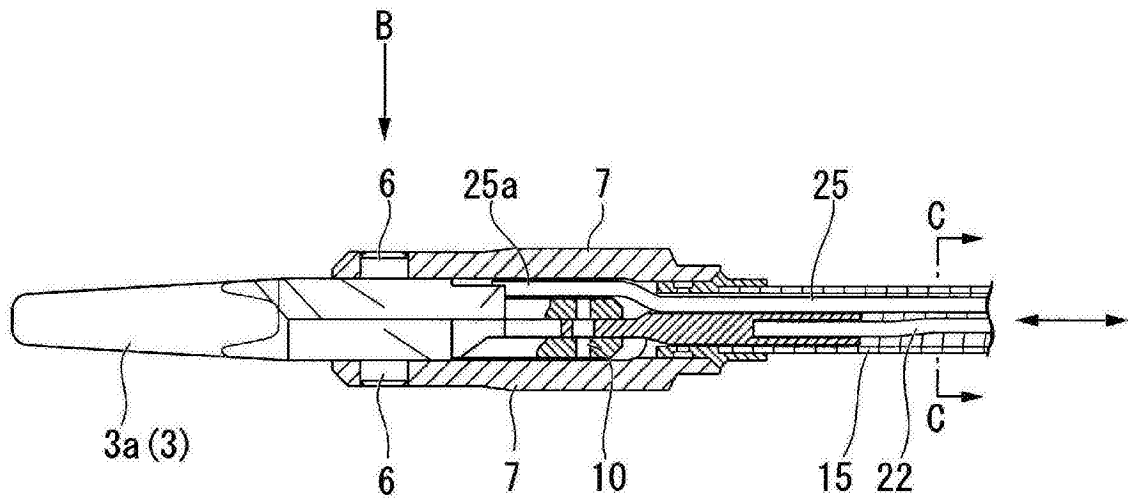


图 4

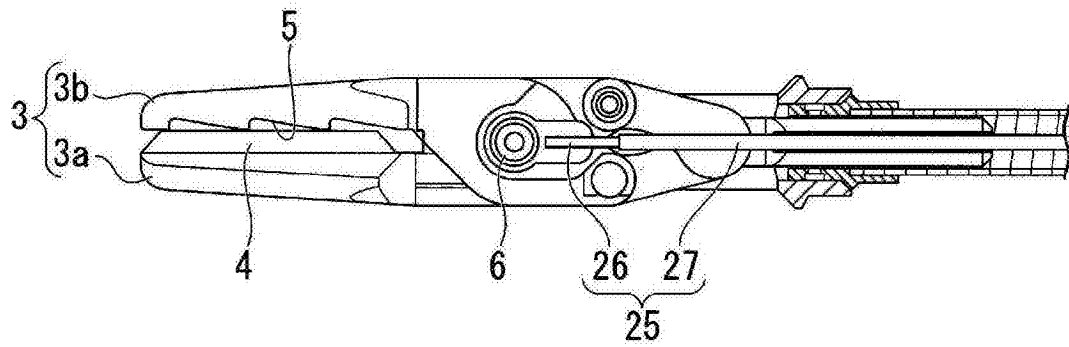


图 5

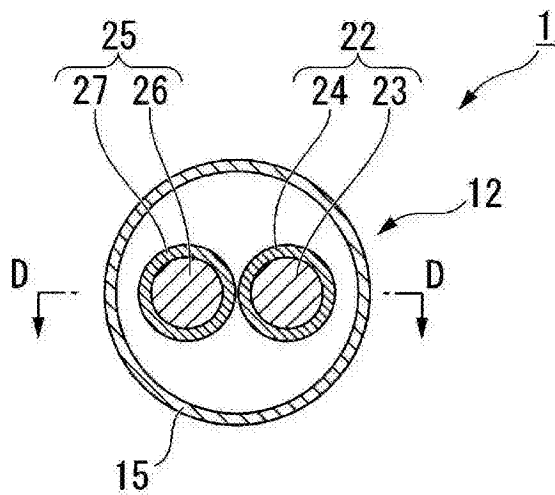


图 6

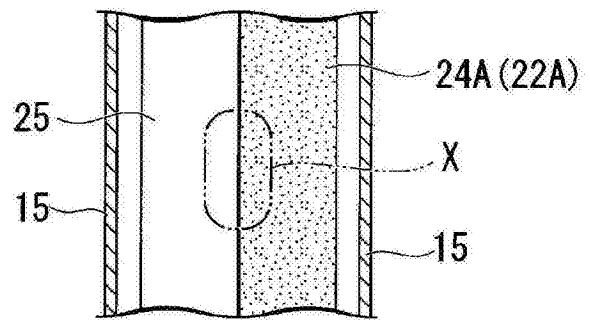


图 7

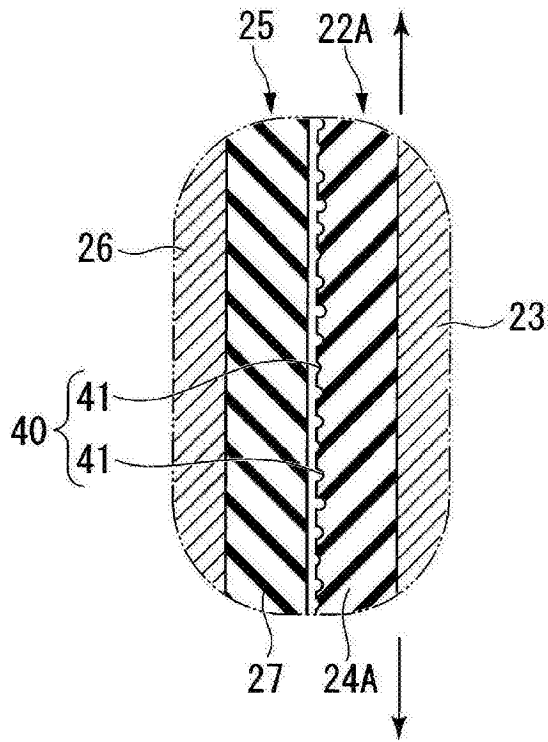


图 8

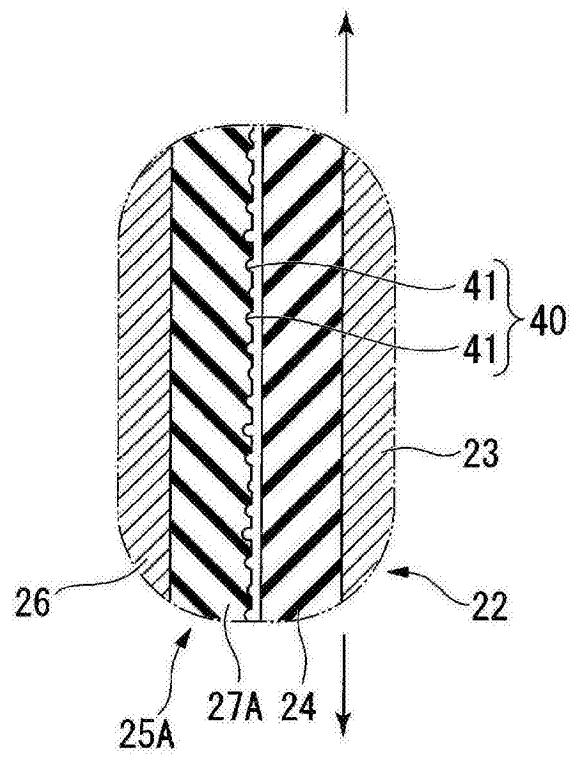


图 9

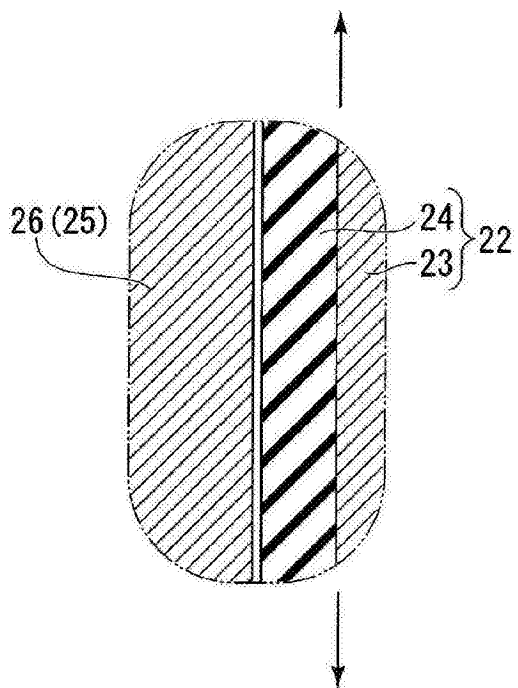


图 10

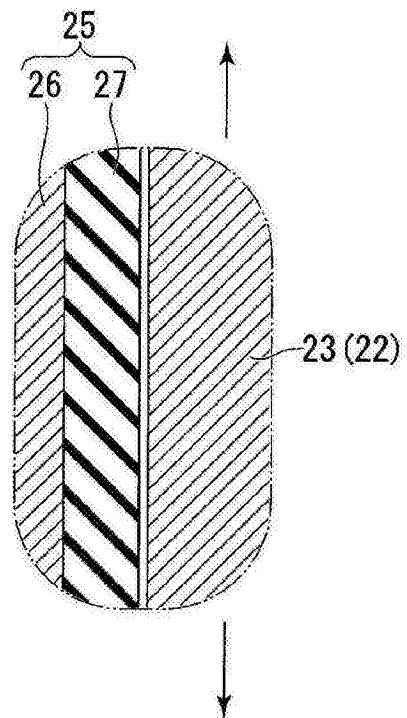


图 11

专利名称(译)	内窥镜用高频处理器具		
公开(公告)号	CN102905638B	公开(公告)日	2016-02-24
申请号	CN201280001437.6	申请日	2012-02-27
[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)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	铃木启太 木村惠		
发明人	铃木启太 木村惠		
IPC分类号	A61B18/12 A61B1/00		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B18/1492		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2011045031 2011-03-02 JP		
其他公开文献	CN102905638A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜用处理器具。该内窥镜用处理器具(1)与内窥镜一起使用,其中,该内窥镜用处理器具(1)具有操作线(22)和供电线(25),该操作线(22)和供电线(25)在彼此的外周面能够相接触的状态下以能够相对移动的方式配置在能够贯穿于内窥镜的处理器具通道内的挠性的插入部(12)的内部,操作线(22)的外周面的表面状态与供电线(25)的外周面的表面状态不同。

