



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106456201 B

(45)授权公告日 2019.12.10

(21)申请号 201580032089.2

(22)申请日 2015.06.02

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106456201 A

(43)申请公布日 2017.02.22

(30)优先权数据
2014-126229 2014.06.19 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.12.14

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2015/065946 2015.06.02

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/194369 JA 2015.12.23

(73)专利权人 奥林巴斯株式会社
地址 日本东京都

(72)发明人 山村菜穗子 岸宏亮

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 李辉 于英慧

(51)Int.Cl.
A61B 17/28(2006.01)
A61B 1/00(2006.01)
A61B 18/12(2006.01)

(56)对比文件

US 2003/0216733 A1, 2003.11.20, 说明书第78-85, 93-99段, 附图1, 3-6, 17.

US 2003/0216733 A1, 2003.11.20, 说明书第78-85, 93-99段, 附图1, 3-6, 17.

US 2004/0073210 A1, 2004.04.15, 说明书第49, 64-68, 82-94, 105-108, 124段, 附图1-31.

EP 2478860 A1, 2012.07.25, 全文.

US 2009/0299136 A1, 2009.12.03, 全文.

WO 2014/084409 A1, 2014.06.05, 全文.

EP 2123225 A1, 2009.11.25, 全文.

审查员 姚媛

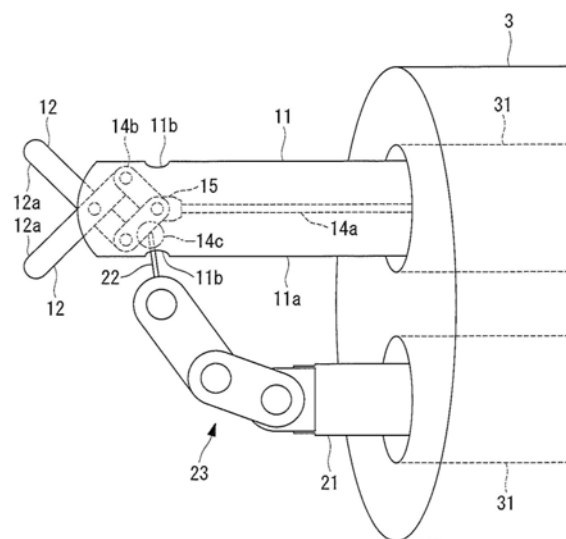
权利要求书2页 说明书9页 附图12页

(54)发明名称

钳子装置和手术系统

(57)摘要

钳子装置(1)具有:细长的体部(11);一对把持片(12),该一对把持片(12)设置于该体部(11)的前端,且至少一方具有导电性;动力输出部(13a),其设置于体部的基端;动力转换机构(14),其连接一对把持片(12)和动力输出部(13a),将动力输出部(13a)输出的动力转换为该一对把持片(12)的相对的张开/闭合动作;以及绝缘部件(15),其设置在经由该动力转换机构(14)而连接一对把持片(12)和动力输出部(13a)的路径上。



1. 一种钳子装置,其中,该钳子装置具有:
细长的体部;
一对把持片,该一对把持片设置于该体部的前端,且至少一方具有导电性,并能够相对地张开/闭合;
动力输出部,其设置于所述体部的基端并输出动力;
动力转换机构,其连接所述一对把持片和所述动力输出部,将该动力输出部输出的动力转换为所述一对把持片的相对的张开/闭合动作;以及
绝缘部件,其设置在经由该动力转换机构而连接所述一对把持片和所述动力输出部的路径上,使所述一对把持片与所述动力输出部电绝缘,
所述体部具有筒状的护套,该筒状的护套收纳所述动力转换机构并且具有电绝缘性,
该钳子装置还具有电接点部,该电接点部被设置成在所述护套的长度方向的中途位置露出到该护套的外部,并且穿过该护套的内部与所述把持片电连接。
2. 根据权利要求1所述的钳子装置,其中,
所述绝缘部件是构成所述动力转换机构的多个部件中的至少一个。
3. 根据权利要求1所述的钳子装置,其中,
所述动力转换机构具有:
操作线,其沿长度方向配置于所述体部内,借助于所述动力输出部输出的动力而在所述长度方向上进行直线运动;以及
连杆机构,其连接该操作线和所述一对把持片,将所述操作线的直线运动转换为所述一对把持片的相对的张开/闭合动作,
所述绝缘部件设置于所述操作线与所述连杆机构之间,将所述操作线和所述连杆机构连结起来。
4. 根据权利要求1至3中的任意一项所述的钳子装置,其中,
所述一对把持片的一方把持片具有导电性,
所述绝缘部件是由电绝缘体形成的所述一对把持片的另一方把持片,
所述动力转换机构与所述另一方把持片连接,使所述另一方把持片相对于所述一方把持片进行张开/闭合动作。
5. 根据权利要求1所述的钳子装置,其中,
所述护套在其外周面上具有缝,该缝使与所述一对把持片电连接的动力转换机构的一部分露出到外部,
所述电接点部由所述动力转换机构的所述一部分构成。
6. 根据权利要求1所述的钳子装置,其中,
所述电接点部由固定于所述护套的外周面上的具有导电性的部件构成。
7. 根据权利要求1、5至6中的任意一项所述的钳子装置,其中,
所述体部在其前端具有可动部,该可动部能够绕与所述体部的长度轴交叉的轴线弯曲或屈曲,
所述电接点部设置于比所述可动部靠基端侧的位置。
8. 一种手术系统,其中,该手术系统具有:
权利要求1至7中的任意一项所述的钳子装置;

高频处置装置,其具有电极和细长的体部,该电极设置于所述高频处置装置的体部的前端并释放出高频电流;

内窥镜,其具有分别供所述钳子装置和所述高频处置装置插入的两个处置器具通道;以及

接触构件,其配置成使经由所述处置器具通道而从所述内窥镜的前端面突出的所述一对把持片和所述电极置于彼此电连接的位置。

9. 根据权利要求8所述的手术系统,其中,

所述高频处置装置具有能够在所述电极与所述高频处置装置的体部之间屈曲的关节部,

所述接触构件由所述关节部构成。

10. 根据权利要求8所述的手术系统,其中,

所述两个处置器具通道的前端部分以延长线彼此交叉的角度倾斜,

所述接触构件由所述两个处置器具通道的所述前端部分构成。

11. 根据权利要求8所述的手术系统,其中,

所述内窥镜在其前端附近具有臂,各个臂具有与所述两个处置器具通道连通的臂通道和能够弯曲的弯曲部,

所述接触构件由所述臂的所述弯曲部构成。

12. 根据权利要求8至11中的任意一项所述的手术系统,其中,该手术系统还具有:

操作输入装置,其由操作人员进行操作;以及

控制部,其根据输入给该操作输入装置的操作来控制所述钳子装置和所述高频处置装置。

13. 根据权利要求12所述的手术系统,其中,

该手术系统还具有接触检测部,该接触检测部检测所述一对把持片与所述电极的电接触,

所述控制部根据所述接触检测部的检测结果来控制所述钳子装置和所述高频处置装置中的至少一方。

14. 根据权利要求8至11中的任意一项所述的手术系统,其中,

所述内窥镜具有从供所述钳子装置插入的所述处置器具通道的插入口延伸到外侧的筒状的罩部件,

该罩部件具有电绝缘性并且能够在其长度方向上伸缩。

钳子装置和手术系统

技术领域

[0001] 本发明涉及钳子装置和手术系统

背景技术

[0002] 以往,公知有一种把持钳子,该把持钳子具有:一对把持片;筒状的护套,其在前端设置该一对把持片;驱动系统,其设置于该护套的基端侧,以及操作线,其连接把持片和驱动系统,且该把持钳子通过驱动系统而手动或电动地牵扯操作线从而使一对把持片张开/闭合(例如参照专利文献1。)

[0003] 另一方面,在手术中,作为简便的止血方法,普遍使用如下的方法:通过用金属制的镊子捏住出血点,并使电手术刀与该镊子接触而将高频电流从电手术刀提供给镊子,来使出血点周边的组织热凝固。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本专利第5042700号公报

发明内容

[0007] 发明要解决的课题

[0008] 然而,在基于上述的高频电流的止血方法中,存在难以使用专利文献1中那样的普通的把持钳子来代替镊子的问题。即,普通的把持钳子在操作线等护套内部的部件上使用金属。因此,提供给把持片的高频电流可以经由操作线等而流入驱动系统。尤其在把持钳子是电动操作型的情况下,在驱动系统中设置电动马达,并且用于电控制该驱动系统的控制系统与驱动系统连接。即,可能会因高频电流流入电动马达或控制系统而给把持钳子和周边设备的动作带来影响。并且,即使在手动操作型的把持钳子中,也可能会给该把持钳子所插入的内窥镜的摄像元件等、与把持钳子一起使用的周边装置的电气系统带来噪声等影响。

[0009] 本发明就是鉴于上述的情况而完成的,其目的在于,提供通过来自外部的高频电流的供给也能够适合作为高频止血钳子来使用的钳子装置和具有该钳子装置的手术系统。

[0010] 用于解决课题的手段

[0011] 为了实现上述目的,本发明提供以下的手段。

[0012] 本发明的第一方式是一种钳子装置,该钳子装置具有:细长的体部;一对把持片,该一对把持片设置于该体部的前端,且至少一方具有导电性,并能够相对地张开/闭合;动力输出部,其设置于所述体部的基端并输出动力;动力转换机构,其连接所述一对把持片和所述动力输出部,将该动力输出部输出的动力转换为所述一对把持片的相对的张开/闭合动作;以及绝缘部件,其设置在经由该动力转换机构而连接所述一对把持片和所述动力输出部的路径上,使所述一对把持片与所述动力输出部电绝缘。

[0013] 根据本发明的第一方式,能够通过使用电手术刀那样的高频处置装置将高频电流

从外部提供给把持出血点的一对把持片中的至少一方,来使一对把持片之间的出血点周边的组织热凝固而止血。

[0014] 在这种情况下,一对把持片经由用于使该一对把持片张开/闭合的动力转换机构与动力输出部连接。由于在连接一对把持片和动力输出部的路径上设置有绝缘部件,因此提供给把持片的高频电流不会传递到动力输出部。因此,在使用电动马达作为动力输出部,或周边设备经由动力输出部而电连接的情况下,电动马达或周边设备进行动作而不受高频电流的影响。并且,防止了给钳子装置所插入的内窥镜等、与钳子装置一起使用的周边装置的电气系统带来噪声等影响。由此,不仅作为把持钳子,也能够适合作为高频止血钳子来使用。另外,上述的“路径”也包含一对把持片。

[0015] 在上述第一方式中,也可以是,所述绝缘部件是构成所述动力转换机构的多个部件中的至少一个。

[0016] 这样,不增加部件数量就能够使把持片与动力输出部电绝缘。

[0017] 在上述第一方式中,也可以是,所述动力转换机构具有:操作线,其沿长度方向配置于所述体部内,借助于所述动力输出部输出的动力而在所述长度方向上进行直线运动;以及连杆机构,其连接该操作线和所述一对把持片,将所述操作线的直线运动转换为所述一对把持片的相对的张开/闭合动作,所述绝缘部件设置于所述操作线与所述连杆机构之间,将所述操作线和所述连杆机构连结起来。

[0018] 这样,可以使用以往普遍使用的金属制的操作线。

[0019] 在上述第一方式中,也可以是,所述绝缘部件是由电绝缘体形成的另一方的所述把持片,所述动力转换机构与所述另一方的把持片连接,使该另一方的把持片相对于所述一方的把持片进行张开/闭合动作。

[0020] 这样,在进行止血时,在以另一方的把持片与周边组织邻接的方式用一对把持片把持止血点的状态下,向一方的把持片供给高频电流,由此能够保护止血点以外的周边组织免受高频电流。并且,由于作为绝缘部件的另一方的把持片介于动力转换机构与一方的把持片之间,因此提供给一方的把持片的高频电流不会传递到动力转换机构。

[0021] 在上述第一方式中,也可以是,所述体部具有筒状的护套,该筒状的护套收纳所述动力转换机构并且具有电绝缘性。

[0022] 这样,能够使体部的内部与外部电绝缘。

[0023] 在上述第一方式中,也可以是,所述钳子装置具有电接点部,该电接点部被设置成在所述护套的长度方向的中途位置露出到该护套的外部,并且穿过该护套的内部与所述把持片电连接。

[0024] 这样,通过使高频处置装置与位于比该把持片靠基端侧的位置的电接点部接触,而不与把持片接触,能够在远离一对把持片所把持的组织的位置上容易地将高频电流提供给把持片。

[0025] 在上述第一方式中,也可以是,所述护套在其外周面上具有缝,该缝使与所述一对把持片电连接的动力转换机构的一部分露出到外部,所述电接点部由所述动力转换机构的所述一部分构成。

[0026] 这样,由于电接点部设置于护套的内部,因此能够防止在进行高频电流的供给时高频处置装置与组织接触的情况。并且,由于插入到缝内的高频装置的电极等的位置稳定,

因此能够稳定地维持电连接。

[0027] 在上述第一方式中,也可以是,所述电接点部由固定于所述护套的外周面上的具有导电性的部件构成。

[0028] 这样,能够将电接点部设置在护套的外周面上的任意位置。

[0029] 在上述第一方式中,也可以是,所述体部在其前端具有可动部,该可动部能够绕与所述体部的长度轴交叉的轴线弯曲或屈曲,所述电接点部设置于比所述可动部靠基端侧的位置。

[0030] 这样,能够通过可动部的弯曲或屈曲使把持片移动。并且,由于电接点部设置在不追随可动部的运动的位置,因此在可动部运动的期间也能够维持电接点部与高频处置装置的接触。

[0031] 本发明的第二方式是一种手术系统,该手术系统具有:上述任意一项所述的钳子装置;高频处置装置,其具有电极和细长的体部,该电极设置于该体部的前端并释放出高频电流;内窥镜,其具有分别供所述钳子装置和所述高频处置装置插入的两个处置器具通道;以及接触构件,其配置于使经由所述处置器具通道而从所述内窥镜的前端面突出的所述一对把持片和所述电极彼此电连接的位置。

[0032] 根据本发明的第二方式,通过接触构件使电极与把持出血点的一对把持片接触,而将高频电流从该电极提供给把持片,从而能够使一对把持片之间的出血点周边的组织热凝固而止血。在这种情况下,把持钳子也能够适合作为高频止血钳子来使用。

[0033] 在上述第二方式中,也可以是,所述高频处置装置具有能够在所述电极与所述体部之间屈曲的关节部,所述接触构件由所述关节部构成。

[0034] 这样,能够通过关节部的驱动使电极向与把持片接触的位置移动。

[0035] 在上述第二方式中,也可以是,所述两个处置器具通道的前端部分以延长线彼此交叉的角度倾斜,所述接触构件由所述两个处置器具通道的所述前端部分构成。

[0036] 这样,通过经由处置器具通道而使把持片和电极从内窥镜的前端面突出,从而能够使把持片和电极配置于彼此接触的位置。

[0037] 在上述第二方式中,也可以是,所述内窥镜在其前端附近具有两个臂,各个臂具有与所述处置器具通道连通的臂通道和能够弯曲的弯曲部,所述接触构件由所述臂的所述弯曲部构成。

[0038] 这样,能够通过弯曲部的弯曲动作使经由处置器具通道和臂通道而突出的把持片和电极配置于彼此接触的位置。

[0039] 在上述第二方式中,也可以是,所述手术系统还具有:操作输入装置,其由操作人员进行操作,以及控制部,其根据输入给该操作输入装置的操作来控制所述钳子装置和所述高频处置装置。

[0040] 这样,能够使用与钳子装置和高频处置装置分体设置的操作输入装置来对钳子装置和高频处置装置进行电动操作。

[0041] 在上述第二方式中,也可以是,所述手术系统还具有接触检测部,该接触检测部检测所述一对把持片与所述电极的电接触,所述控制部根据所述接触检测部的检测结果来控制所述钳子装置和所述高频处置装置中的至少一方。

[0042] 这样,由接触检测部根据有无把持片与电极的电接触而自动地检测是否进行了止

血操作,从而能够使钳子装置和高频处置装置根据不同的设定而在止血操作中和其他操作中进行动作。

[0043] 在上述第二方式中,也可以是,所述内窥镜具有从供所述钳子装置插入的所述处置器具通道的插入口延伸到外侧的筒状的罩部件,该罩部件具有电绝缘性并且能够在其长度方向上伸缩。

[0044] 这样,能够利用罩部件使钳子装置的从处置器具通道的插入口延伸到外侧的部分与周围电绝缘。

[0045] 发明效果

[0046] 根据本发明实现了如下效果:通过来自外部的高频电流的供给也能够适合作为高频止血钳子来使用。

附图说明

[0047] 图1是示出本发明的一个实施方式的手术系统的整体结构图。

[0048] 图2是图1的手术系统所具有的钳子装置的整体结构图。

[0049] 图3是图1的手术系统所具有的高频处置装置的整体结构图。

[0050] 图4是说明将钳子装置作为高频止血钳子来使用时的钳子装置和高频处置装置的动作的图。

[0051] 图5是示出使用了图1的手术系统的手术方法的流程图。

[0052] 图6A是示出图2的钳子装置的变形例的局部俯视图。

[0053] 图6B是图6A的钳子装置的侧视图。

[0054] 图7是示出图2的钳子装置的另一变形例的局部结构图。

[0055] 图8是示出图2的钳子装置的另一变形例的局部结构图。

[0056] 图9是示出图2的钳子装置的另一变形例的局部结构图。

[0057] 图10是示出图2的钳子装置的另一变形例的局部结构图。

[0058] 图11示出图1的内窥镜的变形例,是说明在该变形例中所使用的钳子装置和高频处置装置的动作的图。

[0059] 图12示出图1的内窥镜的另一变形例,是说明在该变形例中所使用的钳子装置和高频处置装置的动作的图。

[0060] 图13是与手动操作型的钳子装置和高频处置装置一起使用的内窥镜的局部结构图。

具体实施方式

[0061] 下面,参照附图对本发明的一个实施方式的钳子装置1和高频处置装置2以及具备该钳子装置1和高频处置装置2的手术系统100进行说明。

[0062] 在图1所示的手术系统100中,本实施方式的钳子装置1和高频处置装置2穿过内窥镜3的内部而插入到患者P的体内。

[0063] 如图1所示,手术系统100具有:软性的内窥镜3,其插入到体内;操作输入装置4,其由手术人员等操作人员O进行操作;显示部5,其显示内窥镜3所获取的图像;以及控制部6,其根据输入给操作输入装置4的操作来控制钳子装置1和高频处置装置2。

[0064] 内窥镜3具有在长度方向上贯穿形成,且能够分别供钳子装置1和高频处置装置2的(后述的)体部11、21插入的处置器具通道。

[0065] 操作输入装置4具有操作台41、安装于该操作台41的操作臂42、以及脚踏开关43。操作输入装置4将与输入给操作臂42和脚踏开关43的操作对应的输入信号发送给控制部6。

[0066] 控制部6根据来自操作输入装置4的输入信号,对钳子装置1和高频处置装置2进行电动控制。

[0067] 如图2所示,本实施方式的钳子装置1具有:钳子主体,其具有细长的体部11和设置于该体部11的前端的一对把持片12;驱动部13,其具有电动马达(动力输出部)13a,该电动马达(动力输出部)13a与体部11的基端连接,根据来自控制部6的控制信号而输出动力;以及动力转换机构14和绝缘部件15,它们设置于体部11的内部。

[0068] 体部11具有内置有动力转换机构14和绝缘部件15的圆筒状的护套11a。护套11a具有电绝缘性,使体部11的内部与外部之间电绝缘。护套11a具有在壁厚方向上贯穿于侧壁而形成的缝11b。缝11b形成于与后述的连杆机构14b的一部分14c对应的位置上,连杆机构14b的一部分经由缝11b而露出到护套11a的外侧。露出的连杆机构14b的一部分14c构成了电接点部,该电接点部作为把持片12与高频处置装置2的(后述的)电极22的电接点而发挥作用。下面将该一部分14c称作电接点部。

[0069] 一对把持片12配置成各自具有把持面12a,且把持面12a彼此对置。

[0070] 动力转换机构14具有操作线14a,其沿体部11的长度轴延伸;以及连杆机构14b,其设置于该操作线14a的前端侧,且与把持片12的基端连结。操作线14a和连杆机构14b经由设置于它们之间的绝缘部件15而连结。操作线14a的基端与驱动部13内的电动马达13a连接,且该操作线14a根据电动马达13a输出的动力而在长度方向上进行直线运动。连杆机构14b构成为将从操作线14a经由绝缘部件15而传递给基端的直线运动转换为一对把持片12的张开/闭合动作。

[0071] 一对把持片12、操作线14a以及连杆机构14b由不锈钢、钛或钨等金属形成,从而具有导电性。

[0072] 另外,在图2中示出连杆机构14,该连杆机构14构成为与两方的把持片12的基端连接,通过使两方的把持片12同时绕与体部11的长度轴交叉的轴进行摆动运动来使一对把持片12进行张开/闭合动作,但也可以取而代之,采用构成为仅与一方的把持片12的基端连接,通过仅使该一方的把持片12进行摆动运动来使一方的把持片12相对另一方的把持片12相对地进行张开/闭合动作的连杆机构。

[0073] 绝缘部件15具有电绝缘性,使连杆机构14b与操作线14a之间电绝缘。作为绝缘部件15的材料,使用聚醚醚酮(PEEK)、陶瓷、聚四氟乙烯(PTFE)、聚碳酸酯等。PTFE等介电损耗角正切较小的无极性塑料像后述那样由于能够抑制将高频电流提供给把持片12时的绝缘部件15的介电过热,从而防止因温度上升而导致的绝缘部件15的变形,因此是优选的。

[0074] 作为绝缘部件15,可以使用用绝缘体包覆由导电体构成的主体的外表面而成的部件。作为此时所使用的绝缘体,优选硅酮树脂、PTFE、白氧化铝(高纯度氧化铝)等。

[0075] 如图3所示,本实施方式的高频处置装置2具有:电手术刀主体,其具有细长的体部21、位于该体部21的前端侧的单个棒状的电极22和将体部21与电极22连结起来的关节部(接触构件)23;驱动部24,其与体部21的基端连接,对关节部23进行电动驱动;以及高频电

源25, 其将高频电流经由体部21和关节部23的内部而提供给电极22。

[0076] 关节部23能够绕与体部21的长度轴交叉的轴线屈曲。这里, 如图4所示, 在钳子装置1的把持片12和高频处置装置2的电极22配置成从在内窥镜3的前端面上开口的处置器具通道31突出的状态下, 设计关节部23的屈曲方向和屈曲角度, 以使得能够使电极22与把持片12的外表面接触或经由缝11b与电接点部14c接触。

[0077] 接下来, 对这样构成的手术系统100的作用进行说明。

[0078] 钳子装置1和高频处置装置2的体部11、21经由从横卧在床上的患者P的肛门插入到大肠内的内窥镜3的处置器具通道31而插入到大肠内。

[0079] 图5是示出使用了手术系统100的手术方法的步骤的流程图。操作人员0通过操作操作输入装置4使大肠内的钳子装置1和高频处置装置2动作来执行下面的步骤。

[0080] 首先, 将处置部位附近的组织把持在一对把持片12之间, 通过牵拉所把持的组织来对处置部位的组织施加张力(步骤S1)。接下来, 开始从高频电源25向电极22的高频电流的供给, 从而用电极22来切开处置部位(步骤S2)。

[0081] 在进行切开的过程中发生了组织出血的情况下(步骤S3“是”), 暂时停止高频电流的供给(步骤S4), 并用一对把持片12把持出血点(步骤S5)。接下来, 操作高频处置装置2的关节部23, 使电极22与电接点部14c接触(步骤S6), 重新开始高频电流的供给(步骤S7)。由此, 由于高频电流被提供给与电极22电连接的一对把持片12, 从而利用高频电流使一对把持片12所把持的出血点的周边组织热凝固, 因此能够止血。

[0082] 高频电流的连续波适合切开, 高频电流的断续波适合止血。因此, 在步骤S2和步骤S7中, 也可以适当进行高频电源25的输出的设定变更。在结束止血后(步骤S8“是”), 停止高频电流的供给(步骤S9), 继续进行切开(步骤S1)。

[0083] 在这种情况下, 根据本实施方式, 通过设置在连接一对把持片12和电动马达13a的路径上的绝缘部件15, 使电动马达13a与一对把持片12电绝缘。因此, 提供给与一对把持片12的高频电流不流入电动马达13a以及与该电动马达13a电连接的操作输入装置4和控制部6, 因而高频电流不会给手术系统100的电气系统带来影响。并且, 防止了给钳子装置1所插入的内窥镜等、与钳子装置1一起使用的周边装置的电气系统带来噪声等影响。因此, 具有使钳子装置1能够适合作为能量处置器具、尤其是高频止血钳子来使用的优点。

[0084] 并且, 具有如下优点: 通过在护套11a的长度方向的中途位置设置缝11b, 并将与把持片12电连接的电接点部14c设置在比把持片12靠基端侧的位置, 从而能够在远离把持片12所把持的组织的位置上容易进行基于电极22与把持片12的接触的高频电流的供给操作。并且, 通过将电接点部14c设置在护套11b的内部, 使与该电接点部14c接触状态下的电极22收纳于护套11a内。因此具有能够更可靠地防止电极22与周边组织的接触的优点。并且, 由于在插入到缝11b内的状态下电极22相对于电接点部14c的位置稳定, 因此具有能够稳定地维持电极22与电接点部14c的连接的优点。

[0085] 另外, 在本实施方式中, 一对把持片12的两方具有导电性, 但也可以取而代之, 像图6A和图6B所示那样, 一方的把持片121具有导电性, 另一方的把持片122由电绝缘体形成。在这种情况下, 动力转换机构14仅与另一方的把持片122连接, 一方的把持片121与另一方的把持片122的动力转换机构14连结。即, 另一方的把持片122兼作绝缘部件。并且, 一方的把持片121与另一方的把持片122经由绝缘部件15而彼此连结。

[0086] 具体而言,在图6A和图6B中,作为动力转换机构14,采用了操作线14a与线轮14e的组合来代替操作线14a与连杆机构14b的组合。线轮14e作为该另一方的把持片122的一部分而形成于一对把持片121、122中的另一方的把持片122的基端,线轮14e在中心轴线上具有孔14f。绝缘部件15作为该一方的把持片121的一部分而形成于一方的把持片121的基端,在绝缘部件15上设置有在与体部11的长度轴垂直的方向上延伸的突起15a。通过将突起15a插入到线轮14e的孔14f内,从而另一方的把持片122以能够绕与体部11的长度轴垂直的摆动轴线A旋转的方式与一方的把持片121连结。操作线14a与线轮14e连接,使得通过操作线14a的直线运动而对线轮14e择一地施加顺时针方向和逆时针方向的旋转运动,并通过线轮14e的旋转使另一方的把持片122相对于一对把持片121相对地进行张开/闭合动作。

[0087] 这样,在把持组织时,能够通过将由电绝缘体构成的另一方的把持片122配置在与组织邻接的一侧,来保护出血点的周边组织免受高频电流。

[0088] 另外,另一方的把持片122可以整体不由电绝缘体形成,仅露出到组织的外表面被电绝缘体包覆。这样,也能够保护周边组织免受提供给一方的把持片121的高频电流。在这种情况下,需要像夹在一方的把持片121与另一方的把持片122之间的绝缘部件15那样设置另一方的把持片122以外的绝缘部件。

[0089] 在采用操作线14a与线轮14e的组合作为动力转换机构14的情况下,可以构成为,在两方的把持片121、122各自的基端设置线轮14e,通过使两方的线轮14e同时向彼此相反的方向旋转使两方的把持片121、122进行张开/闭合动作。

[0090] 并且,在本实施方式中,如图7所示,也可以在体部11的前端设置用于变更把持片12的方向的弯曲部(可动部)11c。

[0091] 弯曲部11c具有多个弯曲块11d,该多个弯曲块11d在体部11的长度轴方向上排列,连结成能够绕与长度轴交叉的轴彼此摆动。延伸到驱动部13的弯曲驱动用线11e的前端与位于最前端的弯曲块11d连结,与操作线14a同样地通过驱动部13来牵扯弯曲驱动用线11e的基端,从而使弯曲部11c弯曲。这样在具有弯曲部11c的情况下,位于最前端的弯曲块11d由电绝缘体形成,以使得弯曲驱动用线11e与把持片12和连杆机构14b电绝缘。

[0092] 并且,在本实施方式中,也可以代替在操作线14a与连杆机构14b之间设置绝缘部件15,而包含把持片12在内,连接该把持片12和电动马达13a的部件中的任意部件具有电绝缘性。

[0093] 例如可以像图8所示那样,驱动部13内的马达13a的形成动力转换机构的旋转轴13b和线轮13c中的至少一方具有电绝缘性。线轮13c同轴地与电动马达13a的旋转轴13b连结,操作线14a的基端部分卷绕于线轮13c。当通过电动马达13a的动作使旋转轴13b旋转时,通过线轮13c旋转来牵引或送出操作线14a。

[0094] 这样,通过具有电绝缘性的旋转轴13b和/或线轮13c发挥与上述的绝缘部件15同样的作用,从而能够防止提供给把持片12的高频电流给驱动部13、操作输入装置4以及控制部6的电气系统带来影响。并且,防止了给钳子装置1所插入的内窥镜等、与钳子装置1一起使用的周边装置的电气系统带来噪声等影响。

[0095] 并且,在本实施方式中,可以代替具有弯曲块11d的弯曲部11c,而像图9所示那样,在体部11的前端设置有能够绕与长度轴交叉的轴进行屈曲动作的屈曲关节部(可动部)11f。

[0096] 在设置有弯曲部11c或屈曲关节部11f的情况下,优选电极接点部14c像图9所示那样设置于比弯曲部11c或屈曲关节部11f靠基端侧的位置。

[0097] 图9的电极接点部14c是由导电体形成的部件,且设置于护套11a的外周面上。电极接点部14c除了露出到外侧的面之外,表面被电绝缘体包覆,因而与护套11a和该护套11a的内置物电绝缘。电接点部14c经由被电绝缘体包覆的包覆电线14d在护套11a的内部与一对把持片12电连接。

[0098] 这样,通过将电接点部14c设置在不追随弯曲部11c或屈曲关节部11f的运动而运动的位置,从而能够在维持电极22与电接点部14c的接触的状态下使弯曲部11c或屈曲关节部11f运动。并且,由于电接点部14c配置在进一步远离把持片12所把持的组织的位置,因此能够更容易进行电极22与电接点部14c的接触操作。

[0099] 并且,在本实施方式中,可以设置检测电接点部14c与电极22的接触的接触检测部16。

[0100] 如图10所示,接触检测部16例如由设置于护套11a的侧壁上的微型开关构成。具体而言,当在对置配置的一对具有导电性的板簧16a之间一边扩大该板簧16a的间隙一边压入电极22时,设置在板簧16a的背后的按压按钮16b被按压。根据该按压按钮16b的位移来检测作为电接点部14c的板簧16a与电极22的接触。接触检测部16在检测出电接点部14c与电极22的接触时将检测信号发送给控制部6。

[0101] 控制部6根据从接触检测部16接收的检测信号来控制钳子装置1和高频处置装置2。例如在检测出电接点部14c与电极22的接触的情况下,控制部6仅允许比钳子装置1的弯曲部11c或屈曲关节部11f靠前端侧的部分的驱动,或将从高频电源25提供给电极22的高频电流切换成适于止血的断续波。

[0102] 这样,能够在止血操作时稳定地进行。并且,通过采用将电极22压入一对板簧16a之间的结构,从而确保了作为电接点部14c的板簧16a与电极22的接触面积并且将电极22稳定地固定于板簧16a。由此,能够稳定地供给高频电流。

[0103] 并且,在本实施方式中,通过高频处置装置2的关节部23的驱动使电极22与把持片12电接触,但用于使电极22与把持片12电接触的接触构件并不限定与此。

[0104] 例如,也可以像图11所示那样,内窥镜3的两个处置器具通道31的前端部分(接触构件)以该前端部分的延长线交叉的相对角度倾斜。在这种情况下,仅通过调整把持片12和电极22从处置器具通道31突出的突出量,就能够使把持片12与电极22接触。

[0105] 或者也可以像图12所示那样,内窥镜3在前端部具有设置于该内窥镜3的前端附近并向内窥镜3的前方突出的两条臂(接触构件)32。臂32各自具有弯曲部32a,能够通过该弯曲部32a的弯曲动作而变更臂32的前端朝向。在臂32中形成有与处置器具通道31连通的臂通道32b。能够通过弯曲部32a的弯曲动作而使经由臂通道32b而从各臂32的前端突出的把持片12与电极22彼此接触。

[0106] 并且,在本实施方式中,对具有电动操作型的钳子装置1和高频处置装置2的手术系统100进行了说明,但也可以像图13所示那样,钳子装置1和高频处置装置2为手动操作型。

[0107] 在这种情况下,钳子装置1代替驱动部13而在体部11的基端具有以手动进行操作的操作部(动力输出部)17,基于操作人员的手动操作的动力从操作部17传递给操作线14a

从而使该操作线14a在长度方向上进行直线运动。在这样的手动操作型的钳子装置1中,由于把持片12与操作部17被绝缘部件15电绝缘,因此能够使用金属等导电体作为操作部17的原材料。

[0108] 如图13所示,在内窥镜3的操作部33上设置有与处置器具通道31连通,分别供钳子装置1和高温处置装置2的体部11、21插入的两个插入口33a。在供钳子装置1的体部11插入的一侧的插入口33a上连接有具有电绝缘性的筒状的绝缘罩(罩部件)7。

[0109] 由此,能够将钳子装置1的体部11中的从插入口33a露出到外部的部分收纳在绝缘罩7内。优选绝缘罩7例如通过至少一部分形成为蛇腹状而能够在长度方向上伸缩,使得该绝缘罩7的长度尺寸根据体部11在长度方向上的移动而发生变化。

[0110] 标号说明

[0111] 1:钳子装置;2:高温处置装置;3:内窥镜;4:操作输入装置;5:显示部;6:控制部;7:绝缘罩(罩部件);11:体部;11a:护套;11b:缝;11c:弯曲部;11d:弯曲块;11e:弯曲驱动用线;11f:屈曲关节部;12:把持片;12a:把持面;13:驱动部;13a:电动马达(动力输出部);13b:旋转轴;13c:线轮;14:动力转换机构;14a:操作线;14b:连杆机构;14c:电接点部;14d:包覆电线;14e:线轮;15:绝缘部件;16:接触检测部;17:操作部(动力输出部);21:体部;22:电极;23:关节部(接触构件);24:驱动部;25:高频电源;31:处置器具通道;32:臂(接触构件);33:操作部;33a:插入口;100:手术系统。

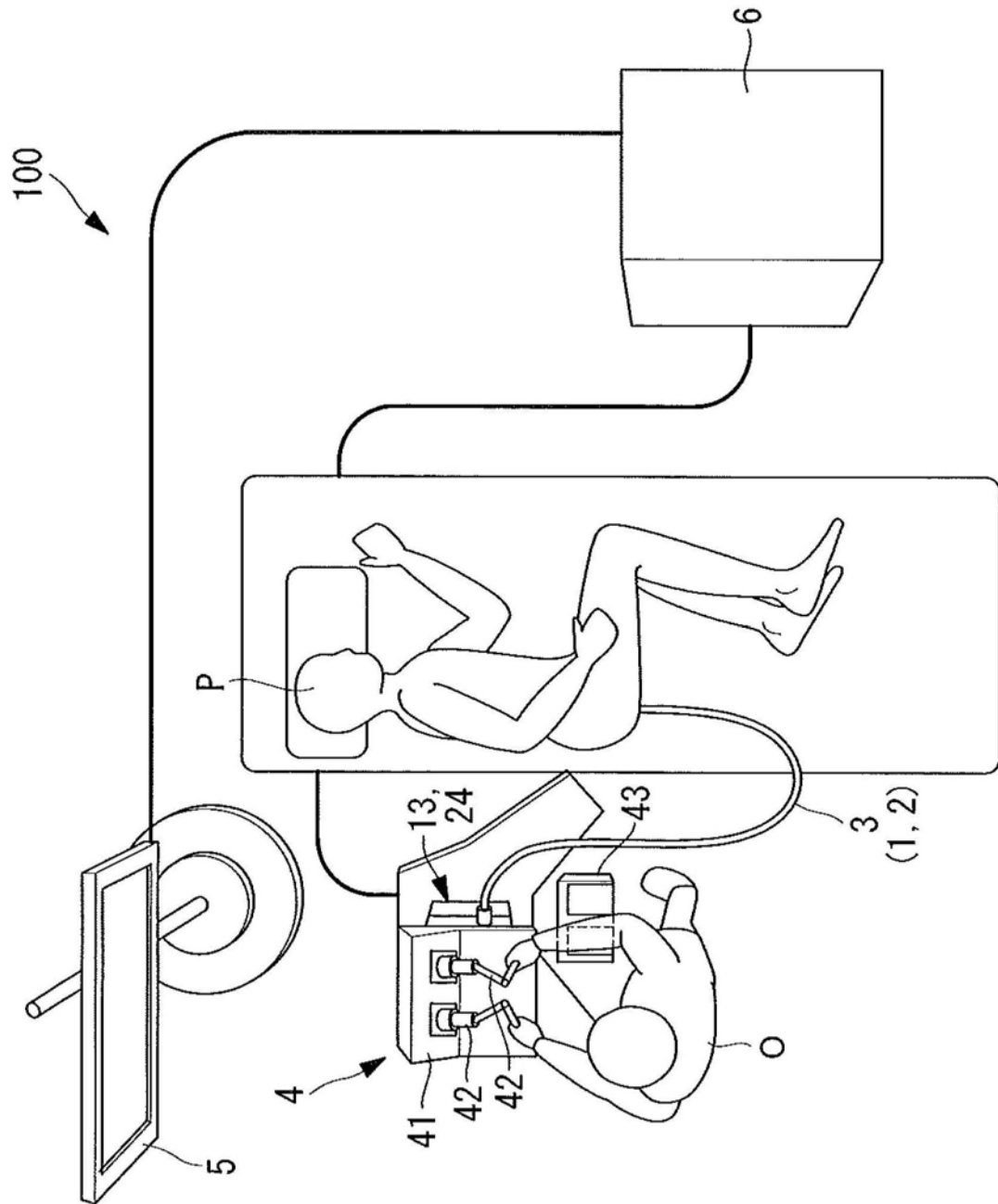


图1

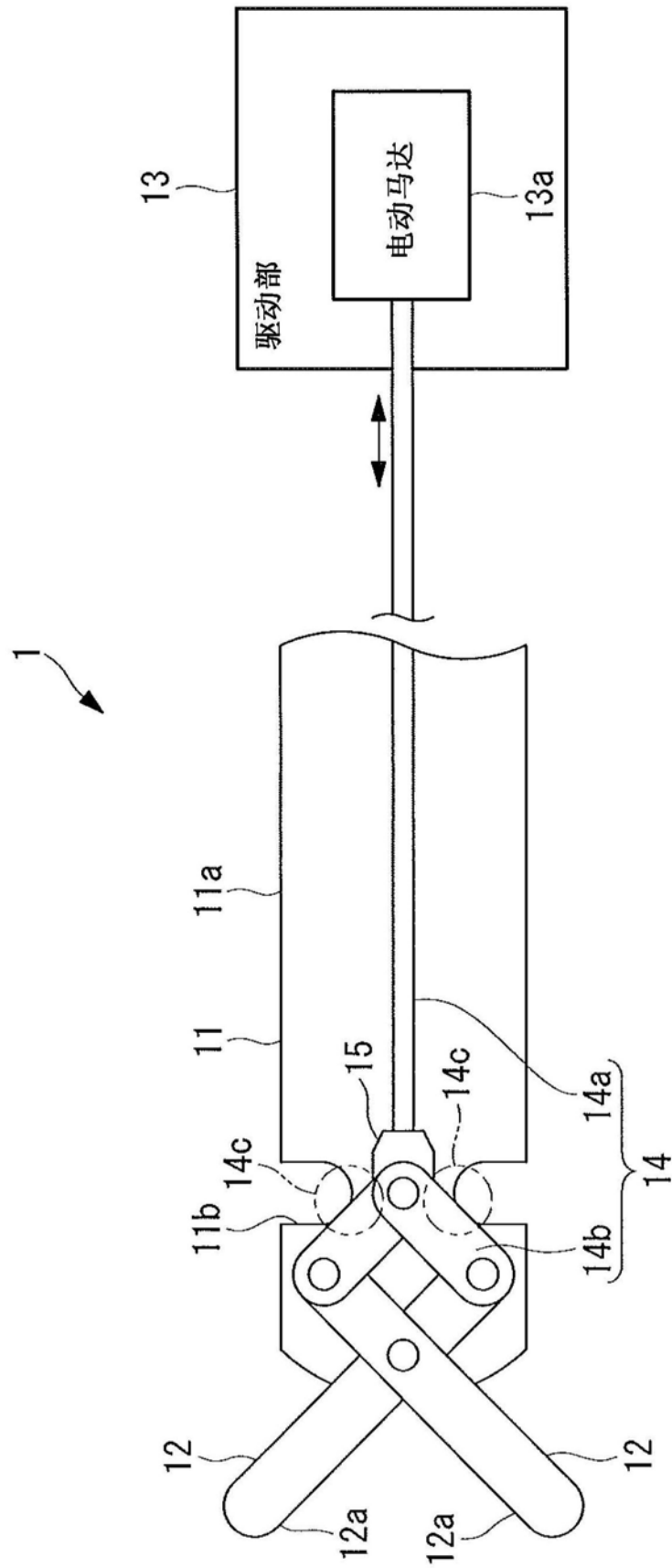


图2

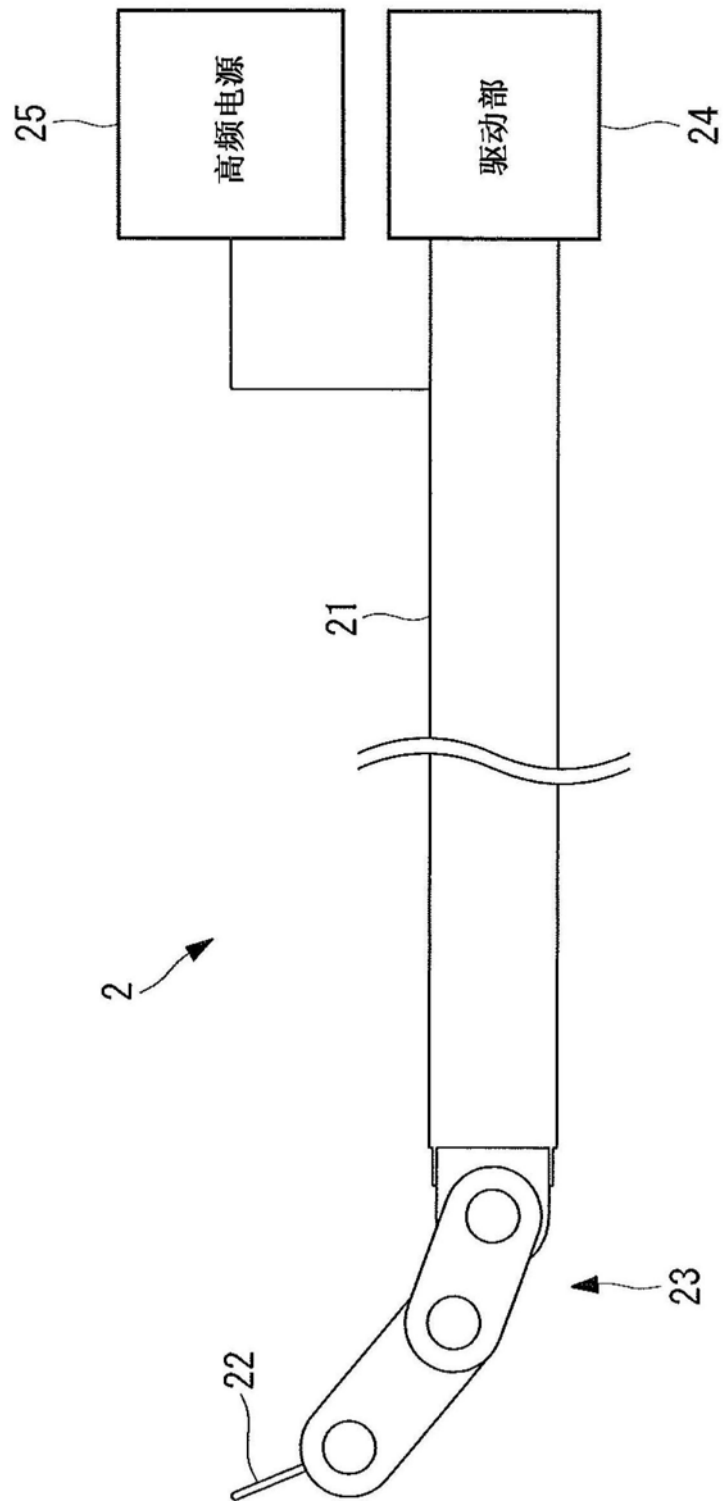


图3

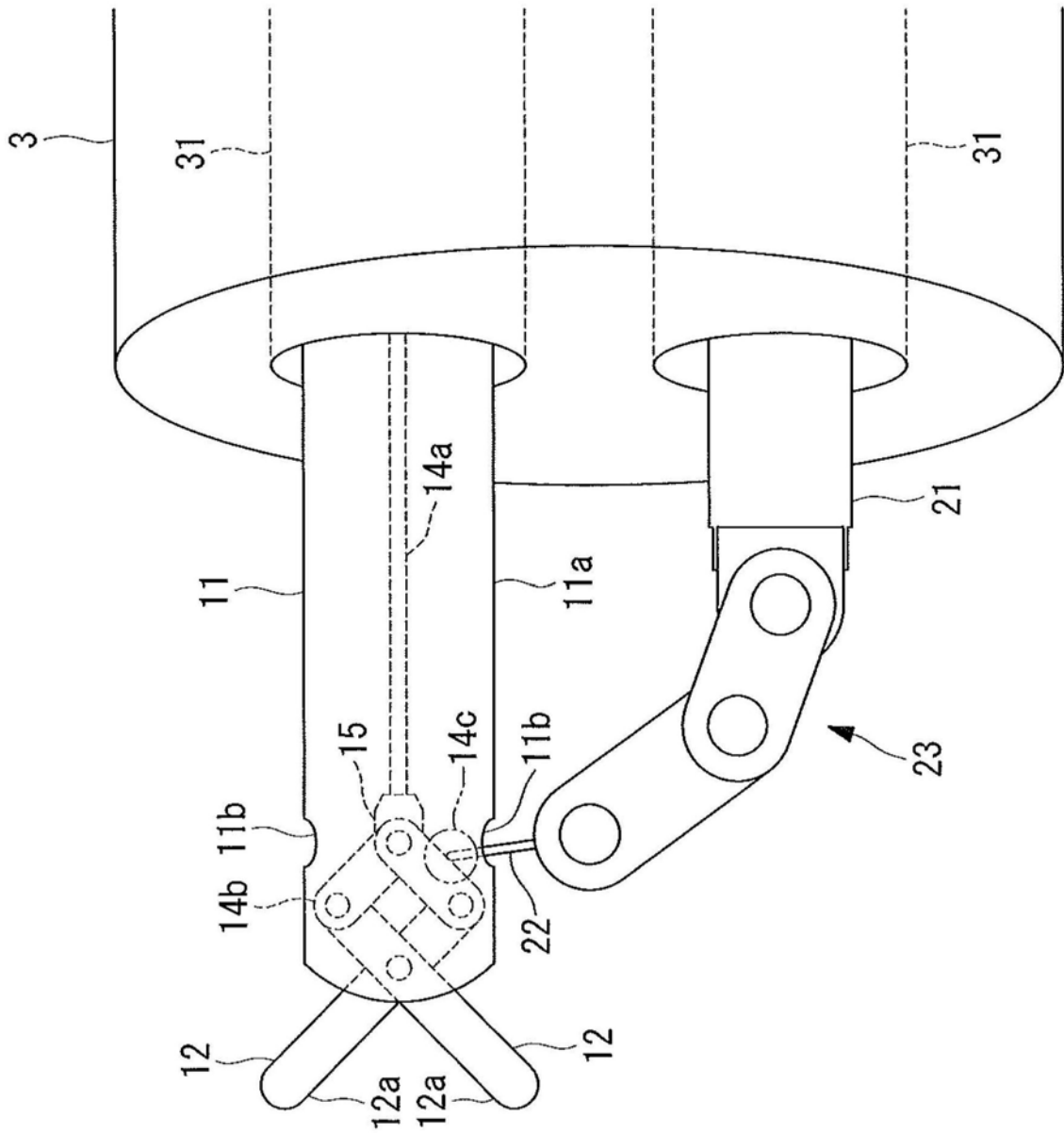


图4

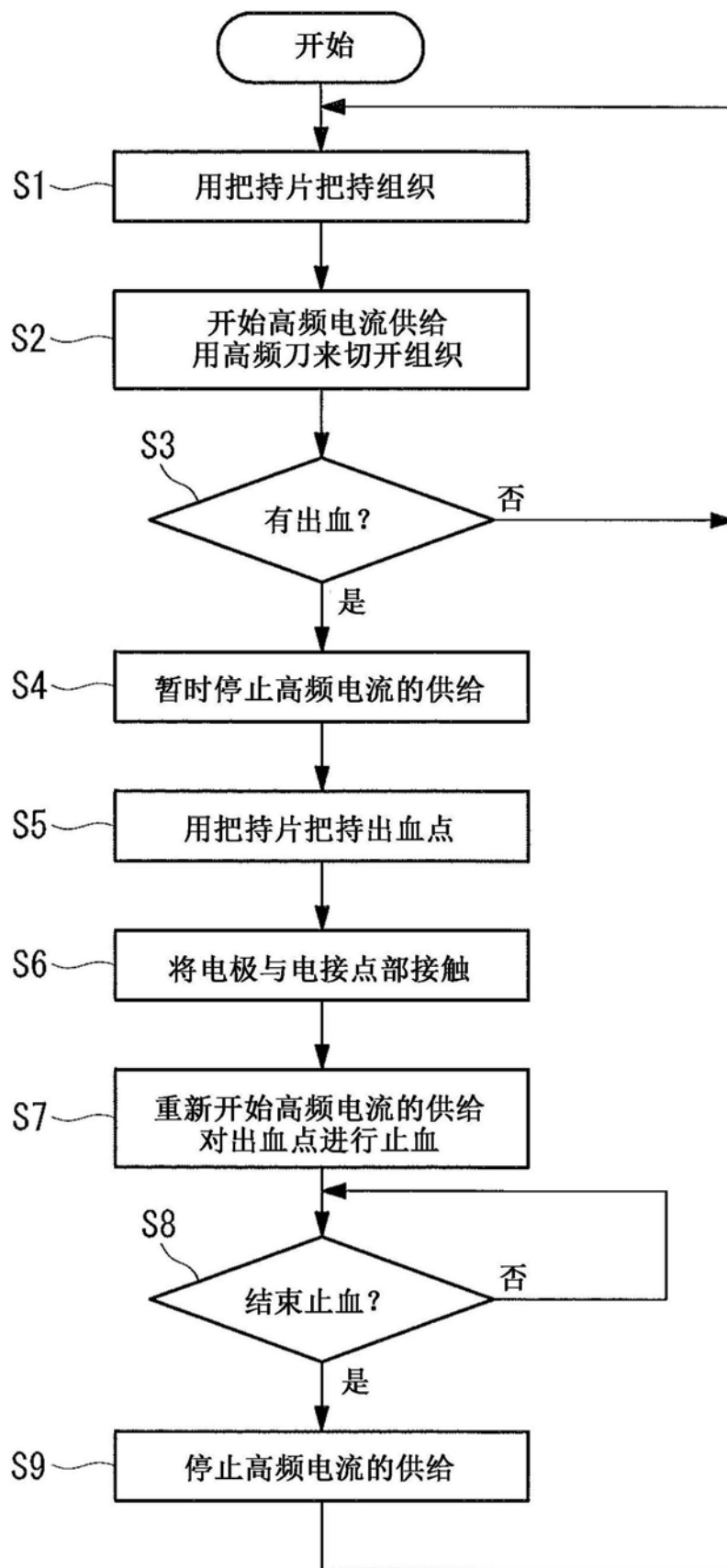


图5

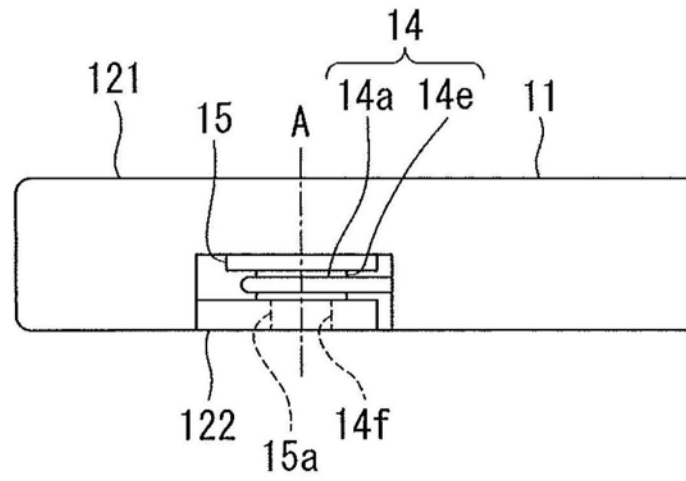


图6A

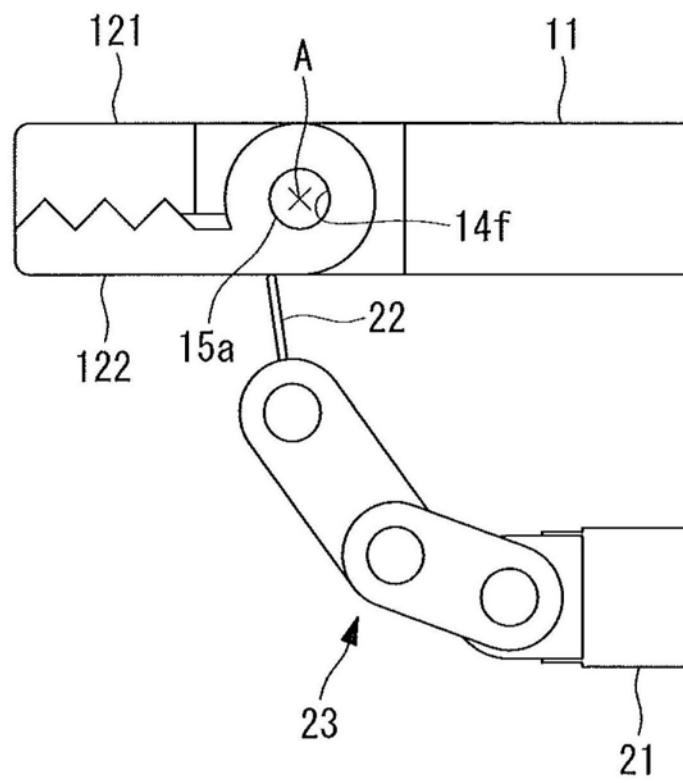


图6B

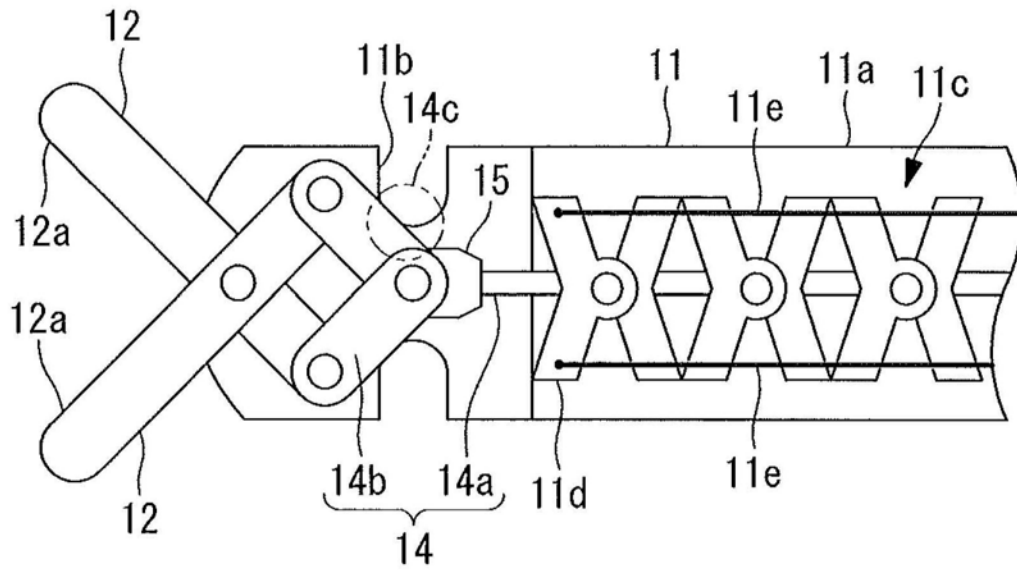


图7

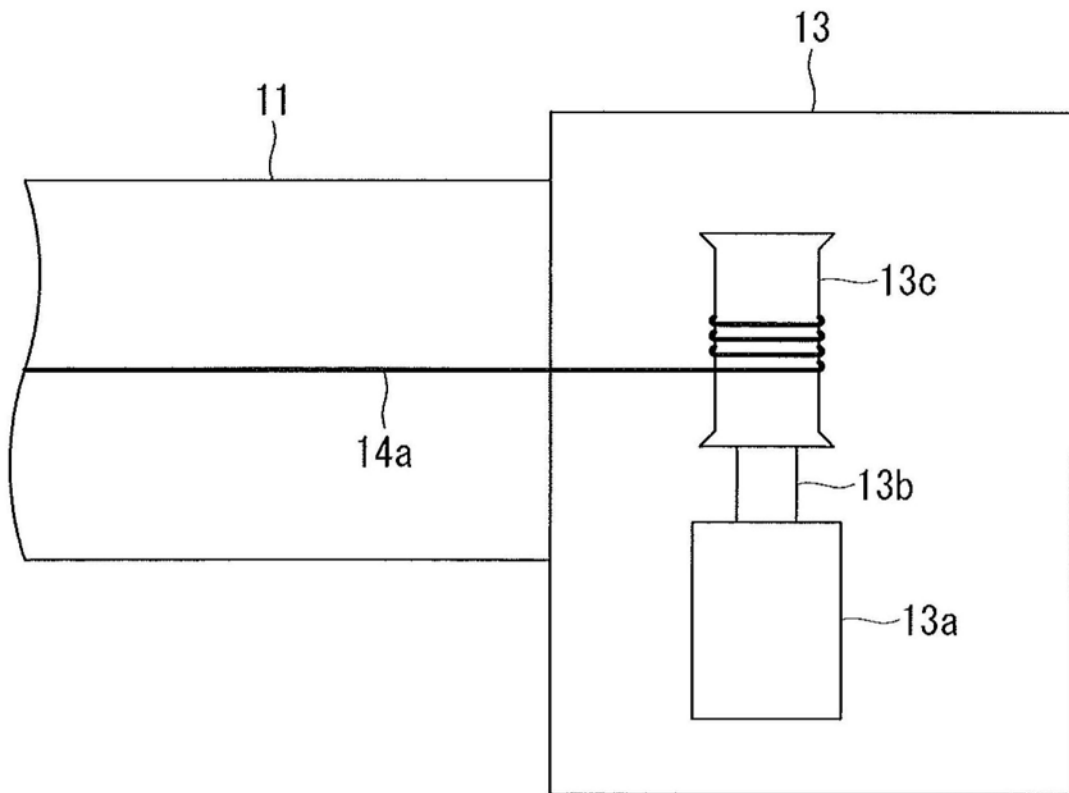


图8

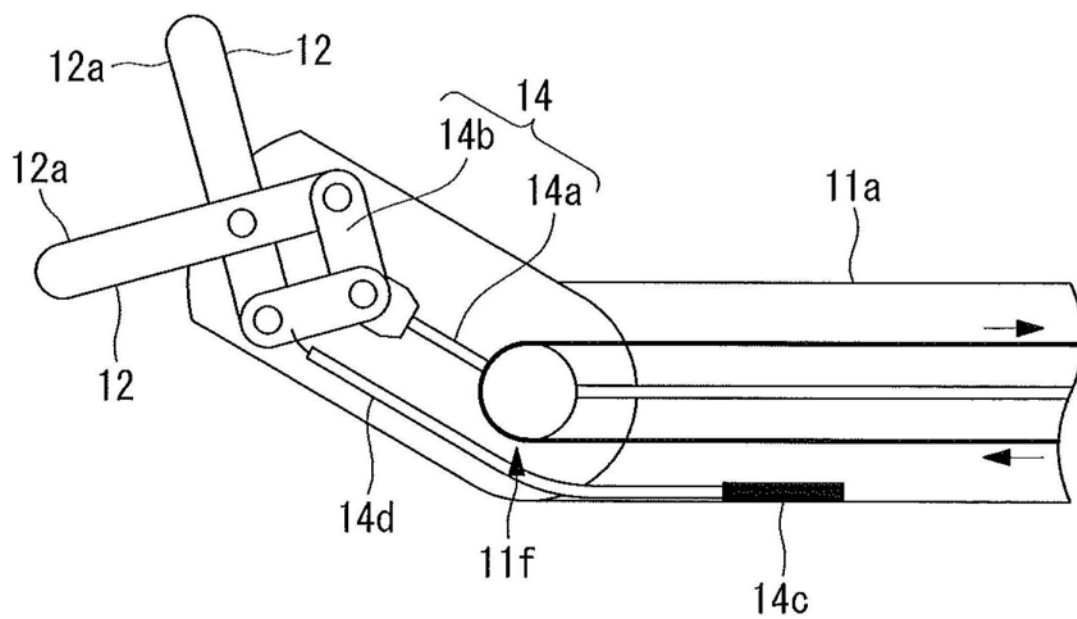


图9

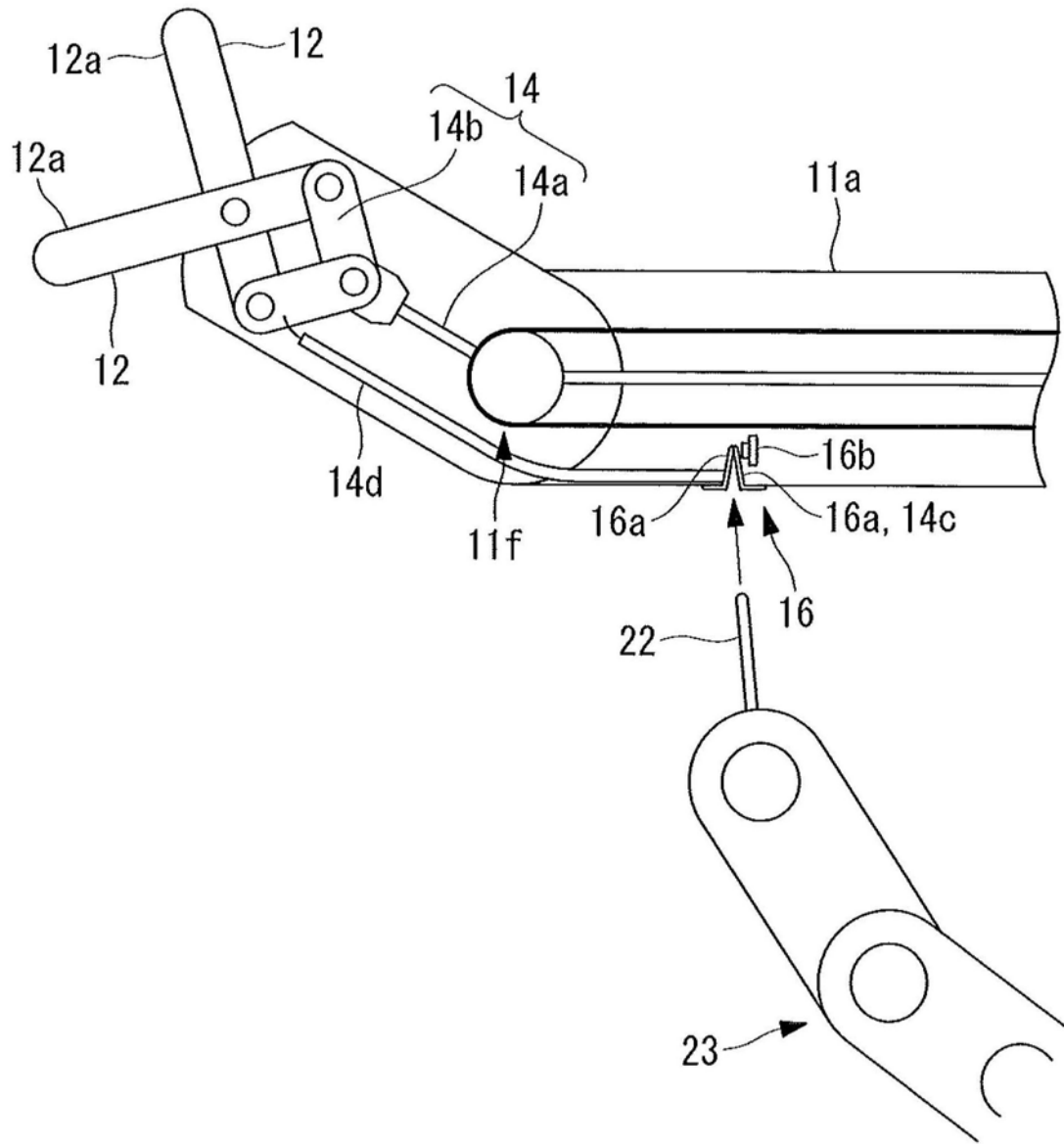


图10

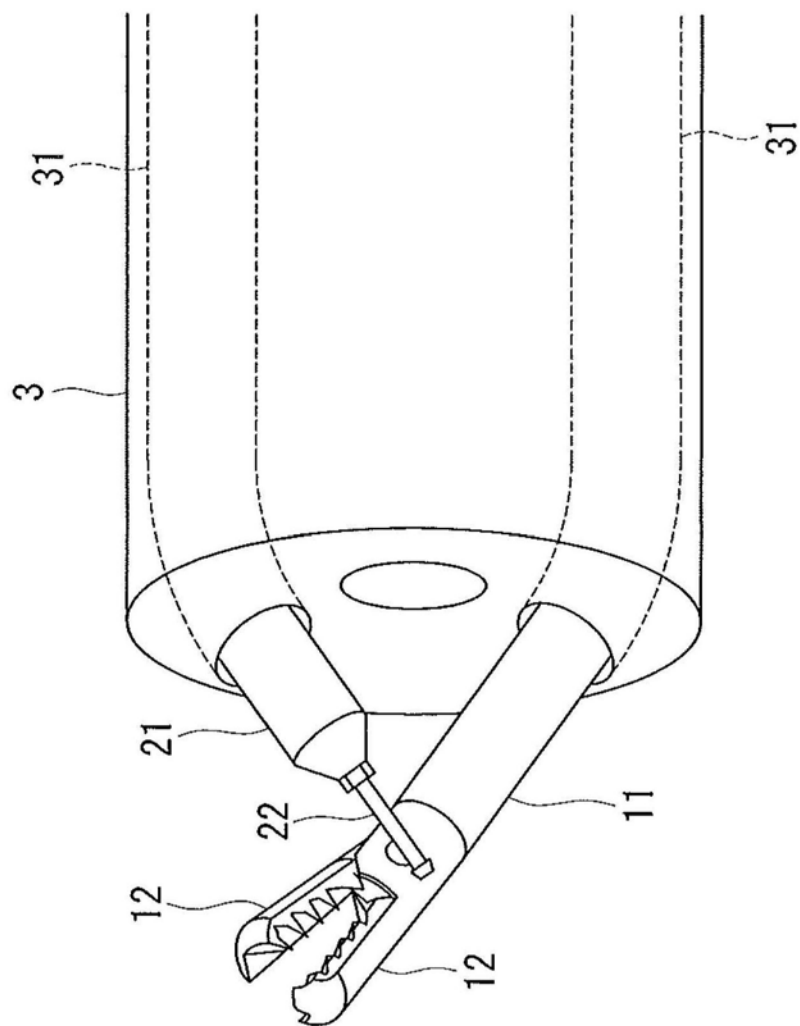


图11

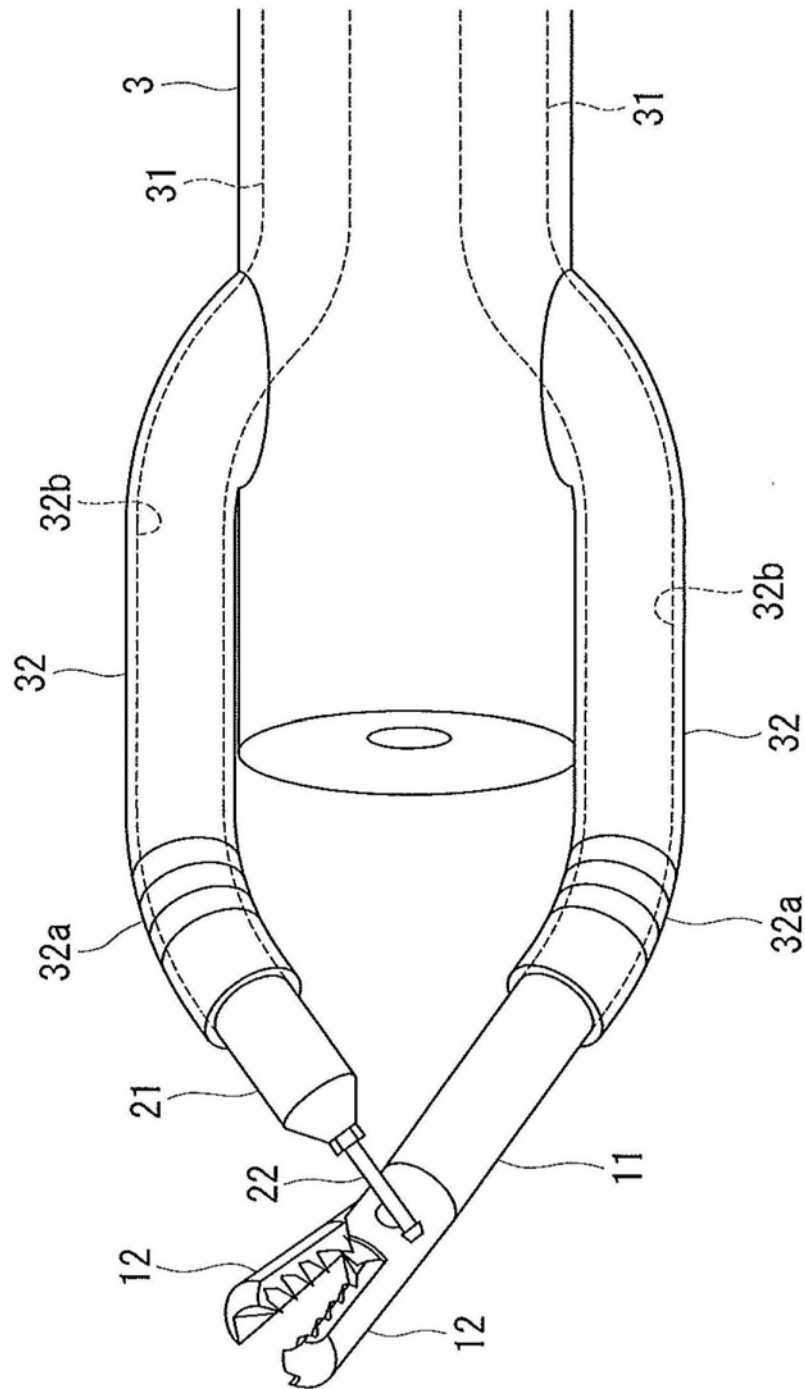


图12

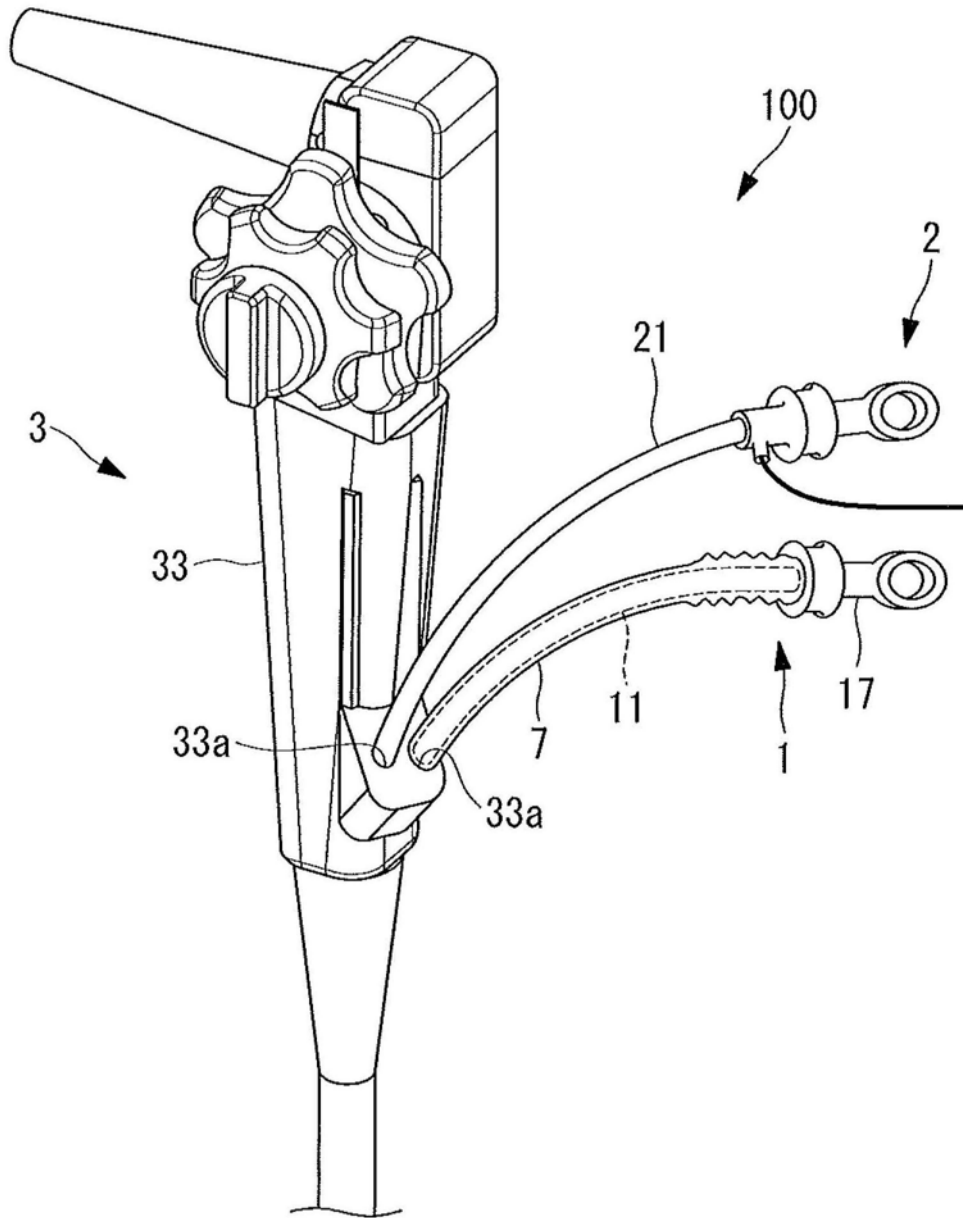


图13

专利名称(译)	钳子装置和手术系统		
公开(公告)号	CN106456201B	公开(公告)日	2019-12-10
申请号	CN201580032089.2	申请日	2015-06-02
[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	山村菜穗子 岸宏亮		
发明人	山村菜穗子 岸宏亮		
IPC分类号	A61B17/28 A61B1/00 A61B18/12		
CPC分类号	A61B1/00098 A61B1/00133 A61B1/018 A61B17/29 A61B18/1442 A61B18/1492 A61B2017/003 A61B2017/00398 A61B2018/00077 A61B2018/00083 A61B2018/00178 A61B2018/00589 A61B2018/00601 A61B2018/00982 A61B2018/1405 A61B2090/065 A61B18/085 A61B2017/2903		
代理人(译)	李辉		
审查员(译)	姚媛		
优先权	2014126229 2014-06-19 JP		
其他公开文献	CN106456201A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

钳子装置(1)具有：细长的体部(11)；一对把持片(12)，该一对把持片(12)设置于该体部(11)的前端，且至少一方具有导电性；动力输出部(13a)，其设置于体部的基端；动力转换机构(14)，其连接一对把持片(12)和动力输出部(13a)，将动力输出部(13a)输出的动力转换为一对把持片(12)的相对的张开/闭合动作；以及绝缘部件(15)，其设置在经由该动力转换机构(14)而连接一对把持片(12)和动力输出部(13a)的路径上。

