



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104349706 B

(45)授权公告日 2016.09.28

(21)申请号 201380027790.6

(22)申请日 2013.05.21

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104349706 A

(43)申请公布日 2015.02.11

(30)优先权数据

2012-124499 2012.05.31 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.11.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/064562 2013.05.21

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/180042 EN 2013.12.05

(73)专利权人 佳能株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 加藤贵久

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038

代理人 柳爱国

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

G02B 23/24(2006.01)

(56)对比文件

US 4688555 A, 1987.08.25,

CN 101147691 A, 2008.03.26,

US 6716163 B2, 2004.04.06,

US 2011066106 A1, 2011.03.17,

US 4203430 A, 1980.05.20,

US 4294233 A, 1981.10.13,

JP H11113838 A, 1999.04.27,

US 5512035 A, 1996.04.30,

审查员 任晓帅

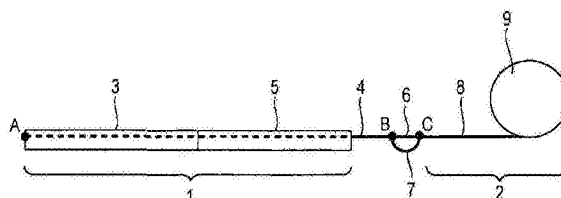
权利要求书2页 说明书9页 附图6页

(54)发明名称

医疗装置

(57)摘要

为了防止包括将插入患者的身体中的插入部分的医疗装置、例如内窥镜或电生理导管在意料不到的位置处断裂。一种医疗装置包括可弯曲地可变形部分,连接到所述可弯曲地可变形部分的一部分的变形力传递机构,以及通过控制施加到所述变形力传递机构的张力将变形力或形状保持力施加到所述可弯曲地可变形部分的操作部分。所述变形力传递机构包括张力减小机构。



1. 一种医疗装置,包括:
可弯曲地可变形部分;
变形力传递机构,所述变形力传递机构连接到所述可弯曲地可变形部分的一部分;以及
操作部分,所述操作部分通过控制施加到所述变形力传递机构的张力将变形力或形状保持力施加到所述可弯曲地可变形部分;
其中所述变形力传递机构包括张力减小机构;
其中当预定值或更高的张力施加到所述变形力传递机构时,通过断开所述变形力传递机构的一部分,所述张力减小机构改变所述可弯曲地可变形部分和所述操作部分之间的距离;
其中所述变形力传递机构包括:
第一变形力传递路径;和
比所述第一变形力传递路径长的第二变形力传递路径;
其中,当所述变形力传递机构的所述一部分闭合时,来自所述操作部分的变形力或形状保持力通过所述第一变形力传递路径传递到所述可弯曲地可变形部分;
其中,当预定值或更高的张力施加到所述第一变形力传递路径时,所述第一变形力传递路径的一部分断开;并且
其中,在所述第一变形力传递路径的所述一部分断开之后,来自所述操作部分的变形力或形状保持力通过所述第二变形力传递路径传递到所述可弯曲地可变形部分。
2. 根据权利要求1所述的医疗装置,
其中所述第一变形力传递路径包括与所述第二变形力传递路径的一部分共用的共用部分;并且
其中,当预定值或更高的张力施加到所述第一变形力传递路径时,所述第一变形力传递路径的除了所述共用部分以外的一部分断开。
3. 根据权利要求1或2所述的医疗装置,其中所述变形力传递机构相对于所述可弯曲地可变形部分的横截面的中心定位在外侧。
4. 根据权利要求1或2所述的医疗装置,还包括检测所述变形力传递机构的所述一部分的断开的机构。
5. 根据权利要求4所述的医疗装置,还包括通知用户所述变形力传递机构的所述一部分的断开的机构。
6. 一种医疗装置,包括:
可弯曲地可变形部分;
变形力传递机构,所述变形力传递机构连接到所述可弯曲地可变形部分的一部分;以及
操作部分,所述操作部分控制施加到所述变形力传递机构的张力,
其中所述变形力传递机构包括:
包括丝或并联地连接的一组丝的第一部分;
包括并联地连接的一组丝的第二部分;和
包括丝或并联地连接的一组丝的第三部分;

其中所述第一部分、所述第二部分和所述第三部分串联地连接；

其中所述第二部分的所述丝中的至少一个具有不同于其它丝的长度；并且

其中所述第二部分的所述丝中的至少最短丝包括这样的部分，所述部分具有比包括在所述变形力传递机构中的所有其它丝小的拉伸断裂强度。

7. 一种医疗装置，包括：

可弯曲地可变形部分；

变形力传递机构，所述变形力传递机构连接到所述可弯曲地可变形部分的一部分；以及

操作部分，所述操作部分控制施加到所述变形力传递机构的张力，

其中所述变形力传递机构包括：

包括丝或并联地连接的一组丝的第一部分；

包括丝或并联地连接的一组丝的第二部分；和

包括丝或并联地连接的一组丝的第三部分；

其中所述第一部分、所述第二部分和所述第三部分串联地连接；

其中包括在所述第二部分中的所有丝均具有这样的部分，所述部分具有比包括在所述第一部分和所述第三部分中的所有丝小的拉伸断裂强度；

其中所述医疗装置还包括张力保持构件；并且

其中，如果包括在所述第二部分中的所有丝断裂，则所述张力保持构件将施加到所述第一部分的张力和施加到所述第三部分的张力保持在与断裂之前获得的张力大致相同的值。

8. 根据权利要求6所述的医疗装置，其中包括在所述第一部分中的所述丝相对于所述可弯曲地可变形部分的横截面的中心定位在外侧。

9. 根据权利要求6至8中的任一项所述的医疗装置，

其中包括在所述变形力传递机构中的所述丝包括：

能够随着所述可弯曲地可变形部分变形的至少一个驱动丝；

控制牵引所述驱动丝的力的至少一个控制丝；和

当牵引所述驱动丝的力达到预定值或更大时断裂的至少一个断路器丝；

其中所述驱动丝由驱动丝保持件保持；并且

其中所述驱动丝保持件具有指示所述驱动丝保持件的行程的长度的刻度。

10. 根据权利要求9所述的医疗装置，其还包括冲击吸收构件，当所述断路器丝断裂时所述冲击吸收构件吸收对所述驱动丝保持件的冲击。

医疗装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种可弯曲医疗装置。

背景技术

[0002] 通过内部身体结构、例如体腔接近目标部位的医疗装置、例如内窥镜和电生理导管包括将插入患者的身体中的插入部分。这样的医疗装置中的一些的插入部分包括可弯曲部分,利用所述可弯曲部分,插入部分可以沿着内部身体结构移动。医疗装置通过这样的可弯曲功能被引导到人体的各部位。因此,检查和治疗的成功率提高,并且患者受到的疼痛或负面效果、止痛药的使用或风险等减小。

[0003] 示例性的医疗装置具有配备操作丝的可弯曲结构。通过用驱动单元牵引这样的操作丝,这样的医疗装置是可弯曲的。PTL 1公开了一种医疗装置,即使有任何操作丝断裂,所述医疗装置也能够治疗期间保持期望的弯曲形状。在该技术中,即使相对于固定/释放单元在驱动单元的一侧有任何操作丝断裂,也可以通过固定或释放操作丝保持装置的形状。

[0004] 在由PTL 1公开的医疗装置中,当丝被释放时丝可能在意料不到的位置断裂。

[0005] 引用列表

[0006] 专利文献

[0007] PTL 1日本专利特开第2004-261431号。

发明内容

[0008] 根据本发明的方面,一种医疗装置,包括可弯曲地可变形部分、连接到所述可弯曲地可变形部分的一部分的变形力传递机构、以及通过控制施加到所述变形力传递机构的张力而将变形力或形状保持力施加到所述可弯曲地可变形部分的操作部分。所述变形力传递机构包括张力减小机构。

[0009] 本发明的另外特征将从参考附图的示例性实施例的以下描述变得明显。

附图说明

[0010] 图1A是示出根据本发明的一般实施例的医疗装置的构造的侧视图。

[0011] 图1B是示出根据一般实施例的医疗装置的运动的侧视图。

[0012] 图2A是示出根据一般实施例的医疗装置的断路器部分连续的状态的概念图。

[0013] 图2B是示出根据一般实施例的医疗装置的断路器部分断裂的状态的概念图。

[0014] 图3A是示出根据一般实施例的第一变型的医疗装置的断路器部分连续的状态的概念图。

[0015] 图3B是示出根据一般实施例的第一变型的医疗装置的断路器部分断裂的状态的概念图。

[0016] 图4是示出包括多个可弯曲部分的、根据一般实施例的第二变型的医疗装置的概念图。

[0017] 图5A是示出处于断路器部分连续的状态的、根据本发明的第一示例性实施例的医疗装置的断路器部分和冗余路径的概念图。

[0018] 图5B是示出处于断路器部分断裂的状态的、根据本发明的第一示例性实施例的医疗装置的断路器部分和冗余路径的概念图。

[0019] 图6A是示出根据本发明的第二示例性实施例的医疗装置的断路器部分和冗余路径的截面图。

[0020] 图6B是示出根据第二示例性实施例的医疗装置的断路器部分和冗余路径的俯视图。

[0021] 图7A是示出根据第二示例性实施例的医疗装置的断路器部分连续的状态的截面图。

[0022] 图7B是示出根据第二示例性实施例的医疗装置的断路器部分断裂的状态的截面图。

[0023] 图8A是示出根据第二示例性实施例的变型的医疗装置的断路器部分连续的状态的截面图。

[0024] 图8B是示出根据第二示例性实施例的变型的医疗装置的断路器部分断裂的状态的截面图。

具体实施方式

[0025] 当从一个方面考虑时根据本发明的医疗装置的实施例总结如下。

[0026] 根据本发明的每个实施例的医疗装置包括可弯曲地可变形部分、连接到所述可弯曲地可变形部分的一部分的变形力传递机构、以及通过控制施加到所述变形力传递机构的张力而将变形力或形状保持力施加到所述可弯曲地可变形部分的操作部分。所述变形力传递机构包括张力减小机构。

[0027] 可弯曲地可变形部分是这样的结构或材料,其一部分或全部是可弯曲的。可弯曲地可变形部分的一部分或全部可以插入人体中。在这样的情况下,期望可弯曲地可变形部分在人体的内部时可变形。典型地,可弯曲地可变形部分具有长侧和短侧。与沿长侧方向变形相比,期望可弯曲地可变形部分沿短侧方向更容易地可弯曲。

[0028] 变形力传递机构连接到可弯曲地可变形部分的一部分。典型地,变形力传递机构具有长侧和短侧。典型地,变形力传递机构的一个端部(在许多情况下是一个长侧端部)连接到可弯曲地可变形部分的所述一部分。当接收来自变形力传递机构的力时可弯曲地可变形部分变形。

[0029] 操作部分通过控制施加到变形力传递机构的张力而将变形力或形状保持力施加到可弯曲地可变形部分。例如,在其中变形力传递机构的一部分和可弯曲地可变形部分的一部分彼此连接、同时变形力传递机构的另一部分和操作部分彼此连接的构造中,操作部分控制施加到变形力传递机构的所述一个部分和另一部分之间的点的张力。以上连接不限于机械连接并且可以是使用磁力等的连接。

[0030] 当预定值或更高的张力施加到变形力传递机构时,通过断开变形力传递机构的一部分,张力减小机构可以改变可弯曲地可变形部分和操作部分之间的距离。表述“断开变形力传递机构的一部分”表示形成变形力或形状保持力传递到可弯曲地可变形部分所通过的

路径的变形力传递机构的一部分断开,从而使得变形力或形状保持力仅仅通过所述路径不能传递到可弯曲地可变形部分。根据本发明的实施例,代替断开部分,新路径(具有与在断开之前提供的路径不同长度的路径)由变形力传递机构的另一部分提供。因此,变形力或形状保持力继续传递到可弯曲地可变形部分。

[0031] 在可弯曲地可变形部分和操作部分之间的距离改变的示例性情况下,变形力传递机构可以包括第一变形力传递路径、和比第一变形力传递路径长的第二变形力传递路径。在这样的情况下,当变形力传递机构的所述一部分闭合时,来自操作部分的变形力或形状保持力通过第一变形力传递路径传递到可弯曲地可变形部分。此外,当预定值或更高的张力施加到第一变形力传递路径时,第一传递路径的一部分断开。在第一传递路径的所述一部分断开之后,来自操作部分的变形力或形状保持力通过第二传递路径传递到可弯曲地可变形部分。第一传递路径可以包括与第二传递路径的一部分共用的共用部分。在这样的情况下,当预定值或更高的张力施加到第一变形力传递路径时,第一变形力传递路径的除了共用部分以外的一部分断开。

[0032] 根据本发明的以上方面的医疗装置还可以包括检测变形力传递机构的所述一部分的断开的机构。根据本发明的以上方面的医疗装置还可以包括通知用户变形力传递机构的所述一部分的断开的机构。

[0033] 当从其它方面考虑时本发明的实施例也总结为以下两个典型的一般实施例。

[0034] 根据本发明的第一一般实施例,医疗装置包括可弯曲地可变形部分、连接到所述可弯曲地可变形部分的一部分的变形力传递机构、以及控制施加到所述变形力传递机构的张力的操作部分。所述变形力传递机构包括:包括丝或并联地连接的一组丝的第一部分、包括并联地连接的一组丝的第二部分、和包括丝或并联地连接的一组丝的第三部分。所述第一部分、所述第二部分和所述第三部分串联地连接。所述第二部分的所述丝中的至少一个具有不同于其它丝的长度。所述第二部分的所述丝中的至少最短丝包括这样的部分,所述部分具有比包括在所述变形力传递机构中的所有其它丝小的拉伸断裂强度。

[0035] 根据本发明的第二一般实施例,医疗装置包括可弯曲地可变形部分、连接到所述可弯曲地可变形部分的一部分的变形力传递机构、以及控制施加到所述变形力传递机构的张力的操作部分。所述变形力传递机构包括:包括丝或并联地连接的一组丝的第一部分、包括丝或并联地连接的一组丝的第二部分、和包括丝或并联地连接的一组丝的第三部分。所述第一部分、所述第二部分和所述第三部分串联地连接。包括在所述第二部分中的所有丝均具有这样的部分,所述部分具有比包括在所述第一部分和所述第三部分中的所有丝小的拉伸断裂强度。所述医疗装置还包括张力保持构件。如果包括在所述第二部分中的所有丝断裂,则所述张力保持构件将施加到所述第一部分的张力和施加到所述第三部分的张力保持在与断裂之前获得的张力大致相同的值。

[0036] 这些丝可以直接地或经由其它构件彼此连接。

[0037] 简言之,术语“丝”表示长的可弯曲构件并且是包含通常称为线、绳、丝等的材料的概念。

[0038] 典型地,可以关于丝的横截面在比较的基础上确定“具有较小拉伸断裂强度的部分”。在实验地增加施加到变形力传递机构的张力的情况下,首先断裂的部分被确定为“具有较小拉伸断裂强度的部分”。

[0039] 现在将更具体地描述包括其变型的一般实施例(主要地,第一一般实施例)。根据第一一般实施例的医疗装置如图1A和1B中所示地构造。图1A是根据第一一般实施例的医疗装置的侧视图并且示出包括在医疗装置中的元件之间的关系。根据第一一般实施例的医疗装置包括作为可弯曲地可变形部分的插入部分1。插入部分1可插入窄空间、例如体腔中。插入部分1的远端对应于点A。插入部分1具有圆柱形状,其长侧方向对应于连接点A和点B的虚拟线并且其短侧方向垂直于长侧方向。在下文中,插入部分1的更靠近点A的一侧被称为远侧,并且插入部分1的更靠近点B的另一侧被称为近侧。如果图像拾取装置、照明装置等设在插入部分1的远端A处,则医疗装置用作内窥镜。如果电极设在插入部分1的远端A处,则医疗装置用作电生理导管。根据第一一般实施例的医疗装置还包括作为变形力传递机构的一系列驱动丝8、包括丝的断路器部分6、包括丝的冗余路径7、以及控制丝4,它们彼此连接。如图1A和1B中所示,形成断路器部分6的丝和形成冗余路径7的丝并联地连接作为断路器。控制丝4和驱动丝8与所述断路器串联地连接。相对于所述断路器,控制丝4在远侧并且驱动丝8在近侧。包括并联地连接的、形成断路器部分6的丝和形成冗余路径7的丝的所述断路器对应于第二部分。控制丝4和驱动丝8分别对应于第一部分和第三部分。控制丝4的一个端部固定在远端A处,并且控制丝4的另一端部连接到点B。控制丝4是可弯曲丝,其能够传递张力并且延伸通过插入部分1,如图1A中的虚线所示。插入部分1具有引导孔(未示出),所述引导孔允许控制丝4的由虚线示出的一部分在控制丝4的长侧方向上移动。控制丝4在偏离插入部分1的横截面的中心的位置处穿过插入部分1,所述横截面在垂直于长侧方向的方向上获得。并联地连接的断路器部分6和冗余路径7在点B和点C之间延伸。驱动丝8连接到点C和驱动滑轮9。驱动丝8和驱动滑轮9组合地用作驱动单元2。驱动滑轮9连接到动力源(未示出)。驱动滑轮9和动力源的组合对应于操作部分。由动力源生成的牵引力顺序地传递到驱动单元2、断路器部分6(或冗余路径7)和控制丝4。图1A示出断路器部分6未断裂、也就是断路器部分6连续的状态。在断路器部分6连续的状态下,断路器部分6将牵引力传递到控制丝4。如果断路器部分6以如下面所述的这样的方式断裂,则冗余路径7将牵引力传递到控制丝4。

[0040] 插入部分(可弯曲地可变形部分)1包括可弯曲的可弯曲部分3和基本上不可弯曲的不可弯曲部分5。通过牵引控制丝4,可弯曲部分3是可弯曲的。即使通过牵引控制丝4,不可弯曲部分5也基本上不弯曲。如图1A和1B中所示,可弯曲部分3和不可弯曲部分5分别设在插入部分1的远侧和近侧。不可弯曲部分5是基本上不弯曲的刚性部分或在弯曲方向上比可弯曲部分3具有更高刚度的挠性部分。在本文中使用的表述“基本上不可弯曲”表示在弯曲方向上的刚度是可弯曲部分3的刚度的大约100倍以上。

[0041] 如上所述,驱动单元2包括驱动丝8和驱动滑轮9。驱动滑轮9连接到动力源。当驱动滑轮9旋转时,驱动丝8围绕驱动滑轮9卷起并且被牵引。驱动丝8由传递牵引力的材料或传递张力的可弯曲丝材料制造。驱动单元2可以替代地具有传递由动力源生成的牵引力的另一构造。例如,驱动单元2可以是可推动/可牵引柱状构件。

[0042] 现在将参考图1B描述根据第一一般实施例的医疗装置的弯曲运动。驱动滑轮9在箭头E的方向上卷起驱动丝8,由此断路器部分6和控制丝4被牵引。控制丝4固定在插入部分1的远端A处并且穿过偏离插入部分1的横截面中心的位置。因此,由控制丝4的牵引产生的张力作用在箭头D的方向上弯曲可弯曲部分3的扭矩。利用这样的弯曲扭矩,可弯曲部分3弯曲,如图1B中所示。如果调节将围绕驱动滑轮9卷绕的驱动丝8的长度,则相应地调节弯曲扭

矩的大小。这样,控制可弯曲部分3的弯曲运动。

[0043] 现在将参考分别示出断路器部分6连续的状态和断路器部分6断裂的状态的图2A和2B描述断路器部分6和冗余路径7的行为。图2A中所示的状态是正常使用状态。如图2A中所示,当在箭头E的方向上牵引控制丝4时,控制丝4经受在箭头D的方向上的弯曲运动。在该状态下,环境11、例如身体组织与远端A相接触。如果在箭头E的方向上进一步牵引在该状态下的控制丝4,则远端A强力地压靠在环境11上。而且,由于高张力施加到形成变形力传递机构的元件,因此元件可能断裂。如果适当地设置断路器部分6的断裂强度,则用根据第一一般实施例的医疗装置可避免这样的情形。断路器部分6的断裂强度被设置为小于控制丝4的断裂强度的值。因此,在张力达到控制丝4的断裂强度之前断路器部分6断裂。因此,避免在意料不到的位置处的变形力传递机构的断裂。

[0044] 如果环境11可容许的应力小于控制丝4的断裂强度,则断路器部分6的断裂强度可以被设置为不超过可容许应力的值。在这样的情况下,减小对环境11的影响。

[0045] 允许断路器部分6在点B和点C之间的任何位置处断裂。也就是说,断路器部分6可以在点B或点C处断裂。例如,驱动丝8、冗余路径7和控制丝4可以作为一条丝被提供,断路器部分6可以与所述一条丝并联地连接。在这样的构造中,断路器部分6倾向于在点B或点C处断裂。

[0046] 图2B示出断路器部分6断裂的状态。如果超过断路器部分6的断裂强度的张力施加到断路器部分6,则断路器部分6断裂。一旦断路器部分6断裂,冗余路径7将来自驱动丝8的张力传递到控制丝4,如图2B中所示。与控制丝4一样,冗余路径7可以由传递张力的可弯曲丝材料制造。在图2A中所示的状态下,冗余路径7以一定的松弛连接到点B和点C。在图2B中所示的状态下,点B和点C之间的冗余路径7由施加到它的张力拉伸从而传递牵引力。当断路器部分6连续时,控制丝4和驱动丝8之间的距离是 $B'-C$ 。当断路器部分6断裂时,控制丝4和驱动丝8之间的距离是 $B-C$ 。距离 $B-C$ 和距离 $B'-C$ 之间的差值在下文中被称为避免距离10。如上所述,当断路器部分6断裂时,控制丝4在箭头G的方向上自动地移动所述避免距离10。通过控制丝4在箭头G的方向上的运动,远端A经历从点A'到点A的避免运动(在箭头F的方向上),避免大压紧力施加到环境11。避免距离10被设置为比可弯曲部分3移动从而返回到它的自然位置(在牵引控制丝4之前所处的位置)的长度短的值。所以,如果另一环境11、例如身体组织存在于可弯曲部分3经历所述避免运动(在箭头F的方向上)所朝的一侧,则也避免将大压紧力施加到另一环境11。这样,在断路器部分6断裂的时刻,远端A自动地经历避免运动。在远端A经历避免运动之后,冗余路径7替代地传递从驱动丝8传递的牵引力。所以,可弯曲部分3以与在断路器部分6连续的状态下相同的方式保持可控制,并且可弯曲部分3能够容易地从人体去除。

[0047] 现在将参考分别示出断路器部分6B连续的状态和断路器部分6B断裂的状态的图3A和3B描述在另一构造中的断路器部分6和冗余路径7的行为。在图3A和3B所示的构造中,提供两个独立系统,每个包括控制丝4A或4B、断路器部分6A或6B、冗余路径7A或7B、驱动丝8A或8B以及驱动滑轮9A或9B。在该构造中,可弯曲部分3在包括图3A和3B中所示的方向的两个相反方向上可弯曲。在图3B中,未示出包括控制丝4A、断路器部分6A、冗余路径7A、驱动丝8A和驱动滑轮9A的系统。

[0048] 为了在医疗装置的操作期间防止控制丝4A和4B松弛,在执行弯曲之前将相同的预

张力施加到控制丝4A和4B。图3A示出通过牵引控制丝4A使可弯曲部分3已弯曲并且保持在该弯曲状态的状态。也就是说,驱动滑轮9A和9B固定在图3A中所示的相应位置处。

[0049] 在图3A中,正在移动的环境11已与远端A发生接触。可能随着例如身体组织的意料不到的变形而发生环境11的这样的运动。也就是说,远端A可以由环境11在箭头H的方向上推动。而且在图3A所示的情况下,环境11可能被影响或者控制丝4B可能由过度负荷断裂。在图3A所示的构造中,控制丝4A和4B均包括断路器部分6A和6B中的相应的一个和冗余路径7A和7B中的相应的一个。在图3A所示的状态下,施加到控制丝4B的张力增加,并且断路器部分6B断裂。在图3B中,断路器部分6B已断裂。当断路器部分6B断裂时,控制丝4B在箭头J的方向上自动地移动避免距离10。因此,即使环境11继续在箭头I的方向上移动,当远端A从点A'移动到点A时也避免大应力施加到远端A。这样,即使远端A由环境11推动,断路器部分6B也防止可能施加到控制丝4B的大负荷的发生。此外,冗余路径7B允许可弯曲部分3经历防止移动环境11被影响的避免运动。

[0050] 图4示出根据第一一般实施例的另一医疗装置。与图3A和3B中所示的构造一样,图4中所示的构造包括两个独立系统,每个包括控制丝4A或4B、断路器部分6A或6B、冗余路径7A或7B、驱动丝8A或8B以及驱动滑轮9A或9B。另外,插入部分1包括两个可弯曲部分3A和3B。控制丝4A固定在点L处并且能够使可弯曲部分3B弯曲。控制丝4B固定在点K处并且能够使可弯曲部分3A和3B弯曲。因此,通过调节施加到相应的控制丝4A和4B的张力,可弯曲部分3A和3B相应地可弯曲期望的量。所以,如图4中所示,可弯曲部分3A和3B可同时相应地在相反的方向上弯曲。而且在该构造中,医疗装置可以经历在上面参考图2A至3B所述的情况下的避免运动。特别地,该构造中的控制丝4A和4B被提供用于不同的可弯曲部分3A和3B,并且控制丝4A和4B可容许的负荷是不同的。所以,如果调节断路器部分6A和6B(未示出,但是分别与冗余路径7A和7B并联地连接)的断裂强度,则可以使断路器部分6A和6B以相应的期望负荷发挥作用。

[0051] 牵引控制丝4的长度和远端(点K)的行程的长度之间的关系在控制丝4A和4B之间也不同。所以,如果调节冗余路径7A和7B的长度,则避免距离10和由避免运动产生的远端K的位移可以分别被设置为期望值。

[0052] 如上所述,根据本发明的第一一般实施例的以上医疗装置的每一个包括断路器部分6和冗余路径7。所以,防止控制丝4A断裂,并且减小对环境11、例如周围组织的影响。即使控制丝4包括多个丝,断路器部分6和冗余路径7也可以独立地被提供用于控制丝4中的每一个。因此,相应的控制丝4可容许的负荷和远端A或K的避免运动的长度可以针对各个断路器部分6和各个冗余路径7进行设置。

[0053] 示例性实施例

[0054] 现在将描述本发明的更具体实施例。以下示例性实施例不以任何方式限制本发明。

[0055] 第一示例性实施例

[0056] 现在将参考图5A和5B描述本发明的第一示例性实施例。第一示例性实施例对应于上述的第一一般实施例。更具体地,图5A和5B示出对应于图1A至4中所示的断路器部分6和冗余路径7的、根据第一示例性实施例的元件。图5A示出对应于断路器部分6的元件连续的状态。图5B示出对应于断路器部分6的元件断裂的状态。

[0057] 控制丝4由也被称为控制丝保持件的控制丝锚固件15固定。驱动丝8由也被称为驱动丝保持件的驱动丝锚固件14固定。图5A和5B中所示的点B和C对应于图1A和1B中所示的点B和C。驱动丝锚固件14和控制丝锚固件15用对应于断路器部分6的断路器丝16彼此连接。断路器丝16具有小于控制丝4和驱动丝8的直径。所以,断路器丝16具有小于控制丝4和驱动丝8的断裂强度。

[0058] 驱动丝锚固件14和控制丝锚固件15也用对应于冗余路径7的冗余丝12和冗余丝锚固件13彼此连接。冗余丝锚固件13也被称为冗余丝保持件。冗余丝12均具有一定的松弛并且在图5A中所示的状态下彼此水平地对称。在第一示例性实施例中,控制丝4由超弹性镍钛合金制造,并且驱动丝8和断路器丝16由不锈钢制造。

[0059] 参考图5B,当断路器丝16断裂时,均具有一定松弛的冗余丝12拉伸。因此,控制丝4在远离点C的方向上移动避免距离10。这样,以断路器丝16的断裂强度作为阈值,实现避免运动而没有控制丝4上任何超负荷。其后,冗余丝12允许从驱动丝8传递的牵引力传递到控制丝4。因此,可弯曲部分3继续可操作并且可从人体去除。

[0060] 驱动丝锚固件14和控制丝锚固件15的存在使得能够仅仅更换断裂丝16。所以,即使插入部分1具有超负荷,也可以容易地修复医疗装置。此外,冗余丝锚固件13可以经由螺钉、钩等从驱动丝锚固件14和控制丝锚固件15可拆卸。这样的构造便于更换冗余丝12和改变避免距离10。

[0061] 对应于断路器部分6和冗余路径7的元件全部是丝并且因此可自由地弯曲。因此,可以自由地设置从控制丝4到驱动滑轮9的路径。特别地,在插入部分1的外径小并且多个驱动滑轮9中的相邻驱动滑轮之间的间隙大于与驱动滑轮9对应设置的多个控制丝4中的相邻控制丝之间的间隙的情况下,在以上路径的设置方面的自由度是有利的。

[0062] 控制丝锚固件15可以具有光或磁基准标记或刻度。通过光或磁读取这样的标记(或刻度)的位置,可以检测控制丝4已被牵引的长度。此外,可以检测断路器丝16的任何断裂,由此可以检测超出可容许应力的负荷的施加。

[0063] 第二示例性实施例

[0064] 现在将参考图6A、6B、7A和7B描述本发明的第二示例性实施例。第二示例性实施例对应于上述的第二一般实施例。具有与第一示例性实施例中所述的相同功能的元件由相应的附图标记表示,并且因此省略它们的描述。

[0065] 图6A和6B分别是对应于断路器部分6和冗余路径7的、根据第二示例性实施例的元件的截面图和俯视图。图6A沿着图6B中所示的线VIA-VIA获得。图6B沿着图6A中所示的线VIB-VIB获得。

[0066] 第二示例性实施例与第一示例性实施例的区别在于对应于冗余路径7的元件。在第二示例性实施例中,对应于冗余路径7的元件包括组合地对应于上述的张力保持构件的连结部分17和止挡部分18。

[0067] 驱动丝锚固件14固定到连结部分17。止挡部分18固定到连结部分17。连结部分17和止挡部分18由高刚性材料制造。在第二示例性实施例中,连结部分17和止挡部分18由不锈钢制造。

[0068] 控制丝4延伸通过止挡部分18。控制丝4相对于止挡部分18可移动。控制丝锚固件15设在连结部分17的上方。盖20被提供,如图6A和6B中所示,并且引导控制丝锚固件15仅仅

可沿着穿过点C和点B的虚拟线移动。

[0069] 现在将参考图7A和7B描述根据第二示例性实施例的以上元件的行为。图7A和7B是沿着图6A中所示的线VII-VII获得的截面图并且分别示出断路器丝16连续的状态和断路器丝16断裂的状态。如图7A中所示,当断路器丝16连续时,控制丝锚固件15与止挡部分18间隔开避免距离10。如图7B中所示,当断路器丝16断裂时,在控制丝锚固件15和止挡部分18之间没有间隙并且控制丝锚固件15和驱动丝锚固件14之间的空间增加避免距离10。这样,控制丝4可移动避免距离10,如图7A和7B中所示。在图7B中所示的断路器丝16断裂的状态下,控制丝锚固件15由止挡部分18停止。因此,从驱动丝8传递的推力传递到控制丝4。

[0070] 由于连结部分17和止挡部分18具有高刚度,因此精确地确定避免距离10。特别地,当控制丝锚固件15与止挡部分18碰撞时发生的止挡部分18的变形量与避免距离10相比是微不足道的。所以,精确地确定避免距离10。

[0071] 由于连结部分17和盖20覆盖断路器丝16,因此防止断路器丝16由于意料不到的外力断裂。例如,防止在拆卸工作、调节工作等期间不慎接触断路器丝16。另外,在断路器丝16连续的状态下,防止异物意料不到地俘获在止挡部分18和控制丝锚固件15之间。因此,确保响应于断路器丝16的断裂实现避免运动。

[0072] 现在将参考图8A和8B描述第二示例性实施例的变型。图8A和8B示出变型,其中阻尼器构件19加入图7A和7B中所示的构造。阻尼器构件19也是上述的张力保持构件的一部分。图8A和8B分别示出断路器丝16连续的状态和断路器丝16断裂的状态。如图8A中所示,阻尼器构件19设在控制丝锚固件15和止挡部分18之间。在该变型中,阻尼器构件19固定到止挡部分18。阻尼器构件19呈类似于止挡部分18的形式。控制丝4相对于阻尼器构件19可移动。阻尼器构件19可以由基于尼龙、氨基甲酸乙酯等的弹性体制造。在该变型中,阻尼器构件19由氨基甲酸乙酯弹性体制造。

[0073] 当断路器丝16断裂时,阻尼器构件19夹在控制丝锚固件15和止挡部分18之间,如图8B中所示。在该状态下,阻尼器构件19吸收控制丝锚固件15撞击止挡部分18的冲击。因此,在控制丝锚固件15撞击止挡部分18处发生的牵引力的变化率减小。此外,在牵引力的变化率近似等于或大于在可弯曲部分3中生成的各共振模式中的任何一个的振动频率的情况下,抑制可能在插入部分1中发生的非必要激励的共振。

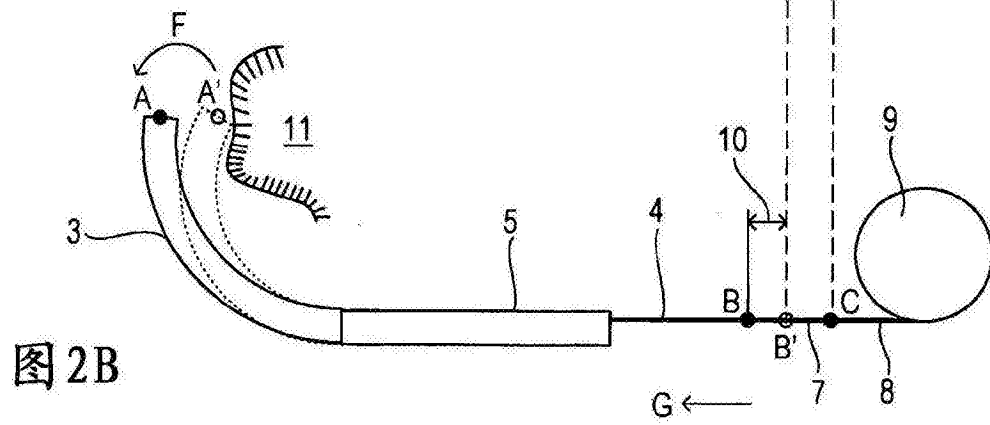
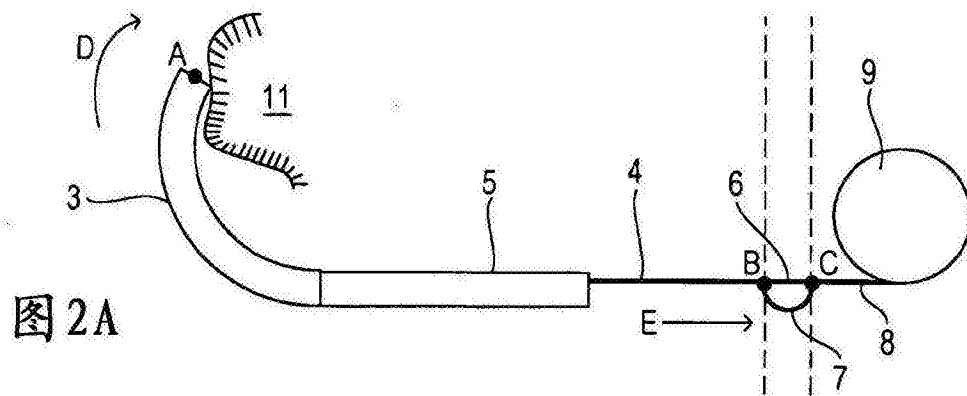
[0074] 尽管已参考示例性实施例描述了本发明,但是应当理解本发明不限于所公开的示例性实施例。以下权利要求的范围应当与最广义解释一致从而涵盖所有这样的变型以及等效结构和功能。

[0075] 本申请要求2012年5月31日提交的日本专利申请第2012-124499号的权益,上述申请在此通过引用完整地合并于本文中。

[0076] 附图标记列表

- | | | |
|--------|---------|--------|
| [0077] | 1 | 插入部分 |
| [0078] | 2 | 驱动单元 |
| [0079] | 3、3A、3B | 可弯曲部分 |
| [0080] | 4、4A、4B | 控制丝 |
| [0081] | 5 | 不可弯曲部分 |
| [0082] | 6 | 断路器部分 |

- [0083] 7、7A、7B 冗余路径
- [0084] 8 驱动丝
- [0085] 9、9A、9B 驱动滑轮
- [0086] 10 避免距离
- [0087] 11 环境
- [0088] 12 冗余丝
- [0089] 13 冗余丝锚固件
- [0090] 14 驱动丝锚固件
- [0091] 15 控制丝锚固件
- [0092] 16 断路器丝
- [0093] 17 连结部分
- [0094] 18 止挡部分
- [0095] 19 阻尼器构件
- [0096] 20 盖
- [0097] 本发明的有益效果
- [0098] 根据本发明,用简单的机构防止任何丝在意料不到的位置处的断裂。



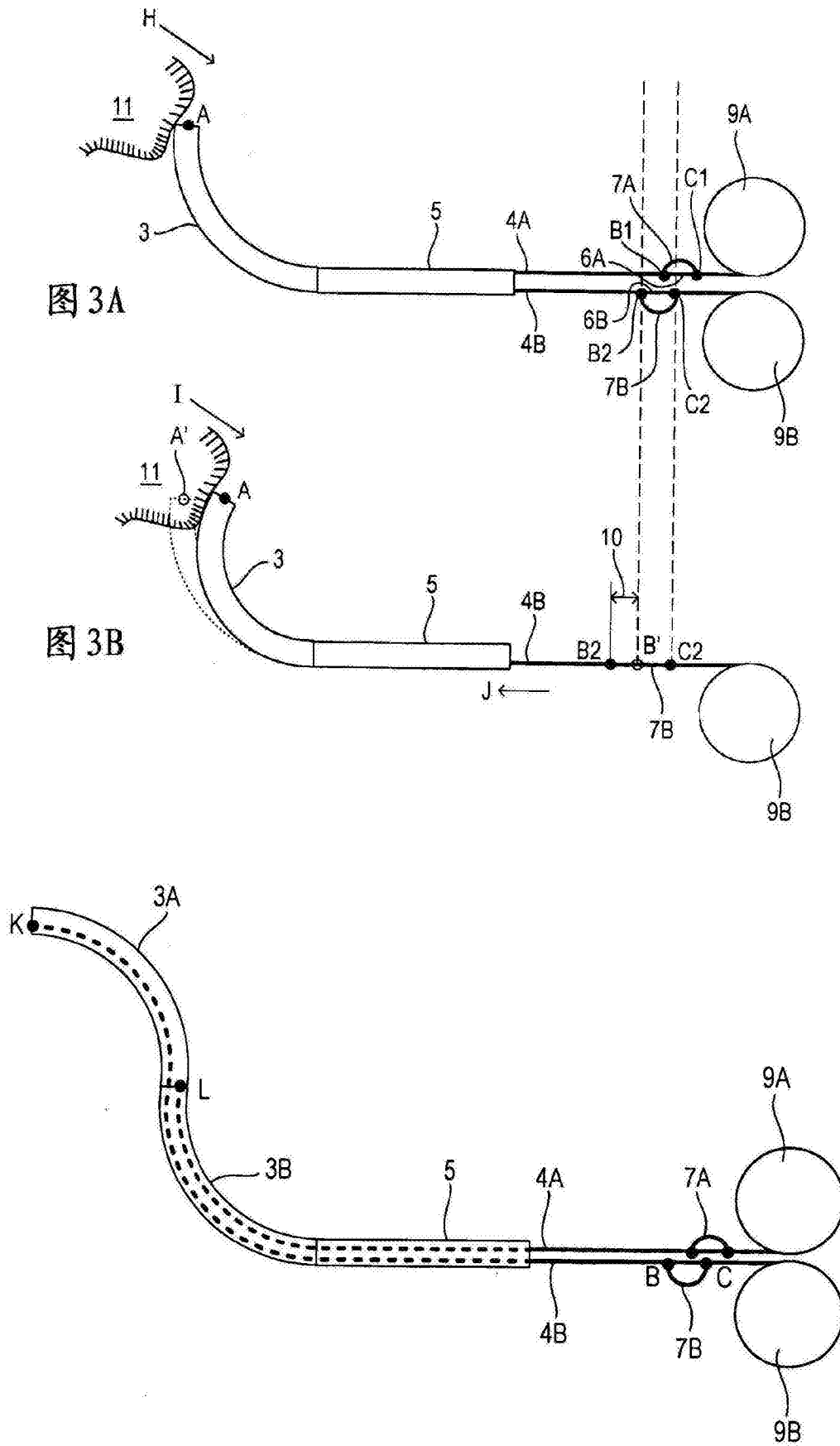


图4

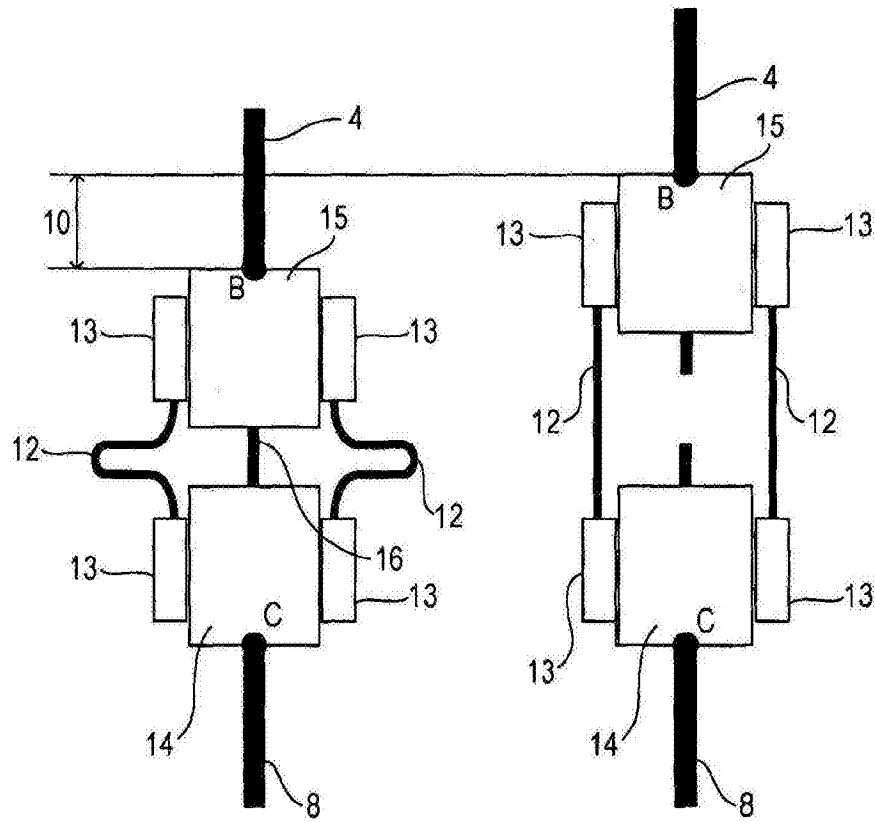


图 5A

图 5B

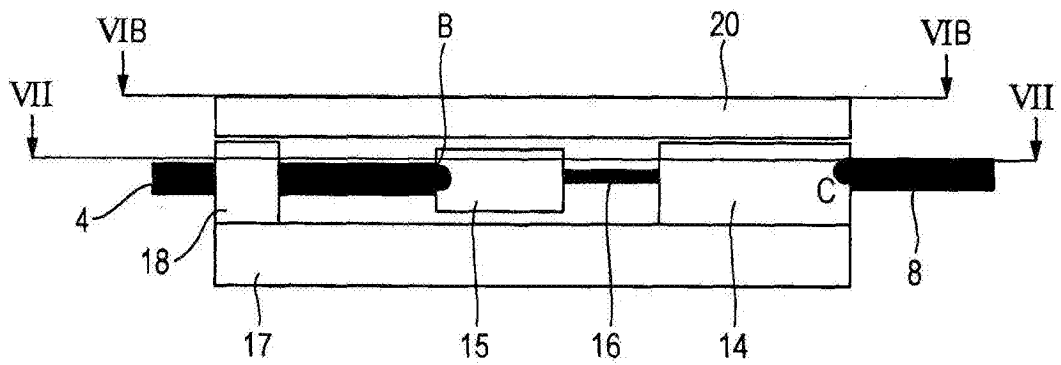


图6A

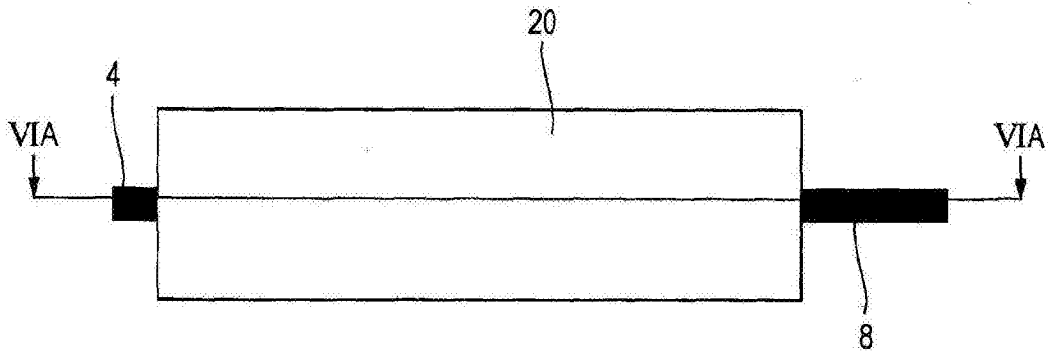


图6B

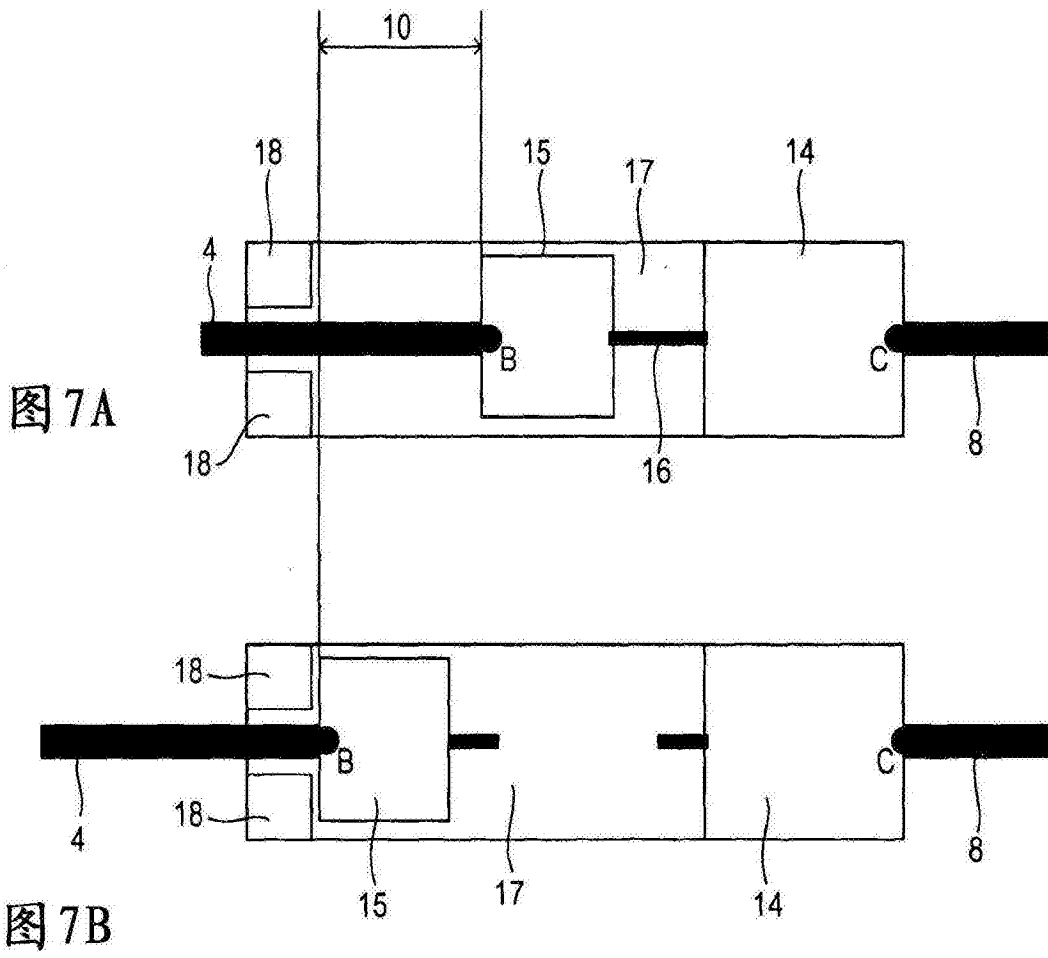


图 7A

图 7B

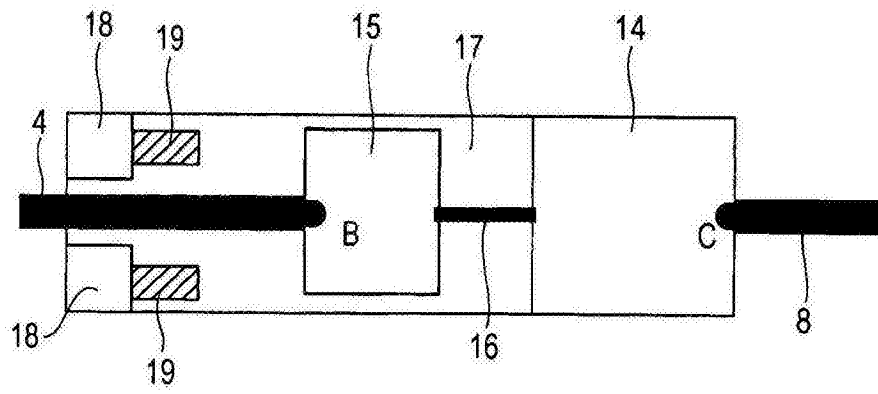


图8A

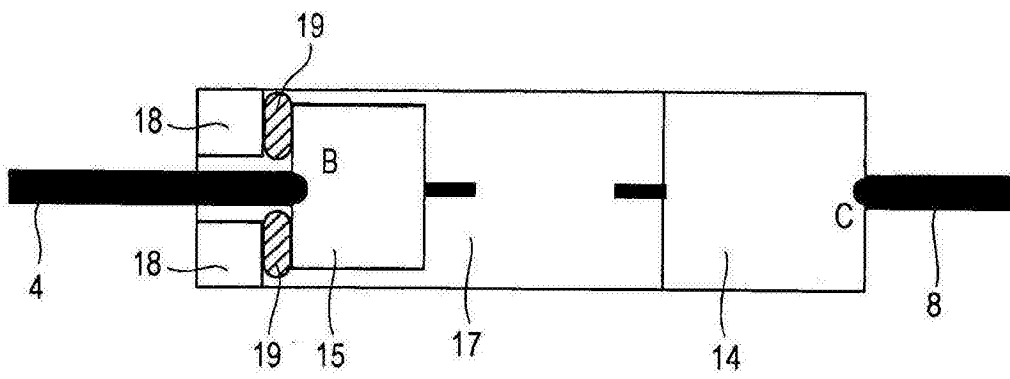


图8B

专利名称(译)	医疗装置		
公开(公告)号	CN104349706B	公开(公告)日	2016-09-28
申请号	CN201380027790.6	申请日	2013-05-21
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
[标]发明人	加藤贵久		
发明人	加藤贵久		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0052 A61B1/0057 A61B5/04 A61B5/6852 A61B17/00234 A61B2017/00305 A61B2017/00323 A61M25/0147		
审查员(译)	任晓帅		
优先权	2012124499 2012-05-31 JP		
其他公开文献	CN104349706A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

为了防止包括将插入患者的身体中的插入部分的医疗装置、例如内窥镜或电生理导管在意料不到的位置处断裂。一种医疗装置包括可弯曲地可变形部分，连接到所述可弯曲地可变形部分的一部分的变形力传递机构，以及通过控制施加到所述变形力传递机构的张力将变形力或形状保持力施加到所述可弯曲地可变形部分的操作部分。所述变形力传递机构包括张力减小机构。

