



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104349706 A

(43) 申请公布日 2015. 02. 11

(21) 申请号 201380027790. 6

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 05. 21

A61B 1/00 (2006. 01)

G02B 23/24 (2006. 01)

(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

(71) 申请人 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

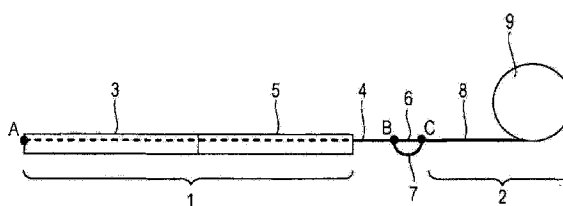
权利要求书2页 说明书9页 附图7页

(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。
2. 根据权利要求 1 所述的医疗装置,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。
3. 根据权利要求 2 所述的医疗装置,
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。
4. 根据权利要求 3 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。
5. 根据权利要求 1 至 4 中的任一项所述的医疗装置,其中所述变形力传递机构以偏离所述可弯曲地可变形部分的横截面的中心的方式定位。
6. 根据权利要求 2 至 4 中的任一项所述的医疗装置,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。
7. 根据权利要求 6 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。
8. 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。

9. 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。

10. 根据权利要求8或9所述的医疗装置，其中包括在所述第一部分中的所述丝以偏离所述可弯曲地可变形部分的横截面的中心的方式定位。

11. 根据权利要求8至10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。

12. 根据权利要求11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

牵引产生的张力用作在箭头 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。

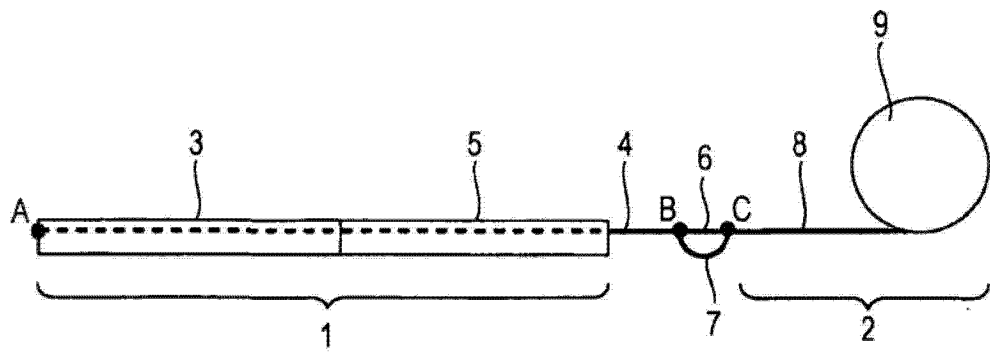


图 1A

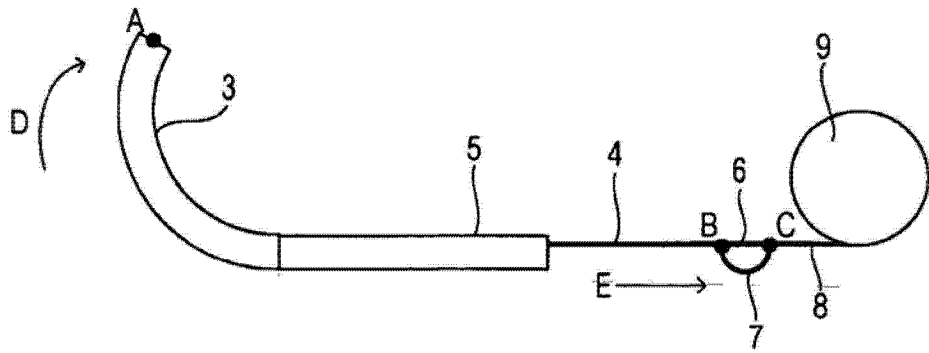
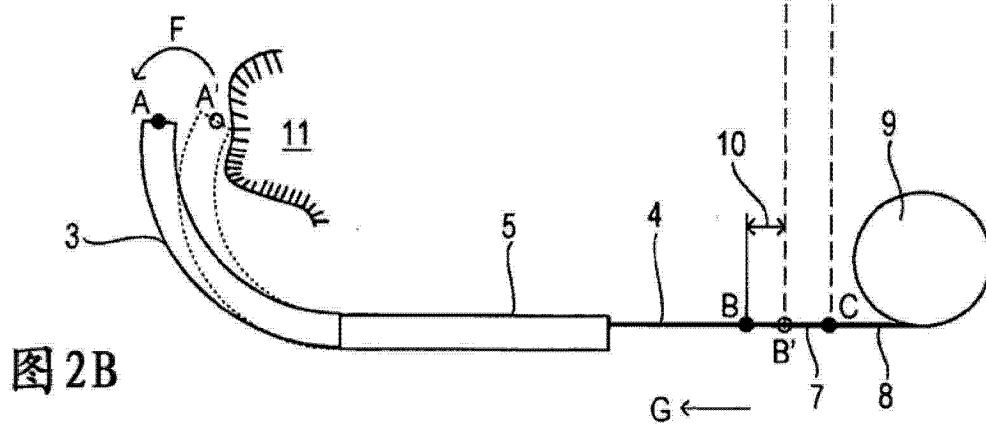
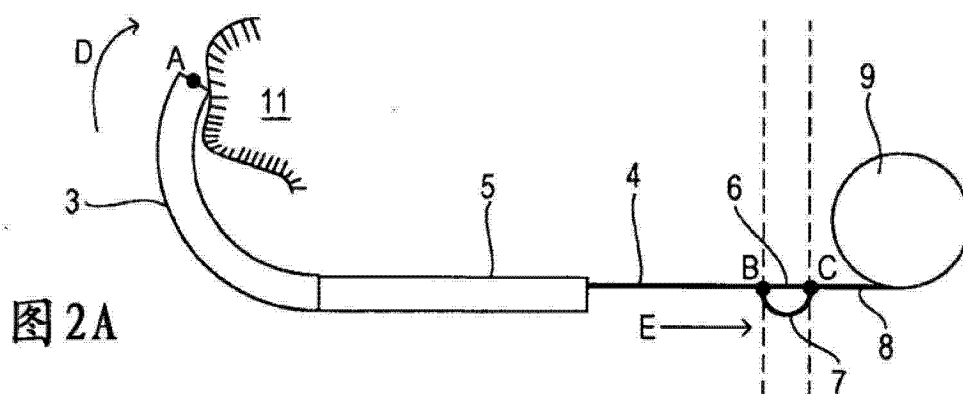
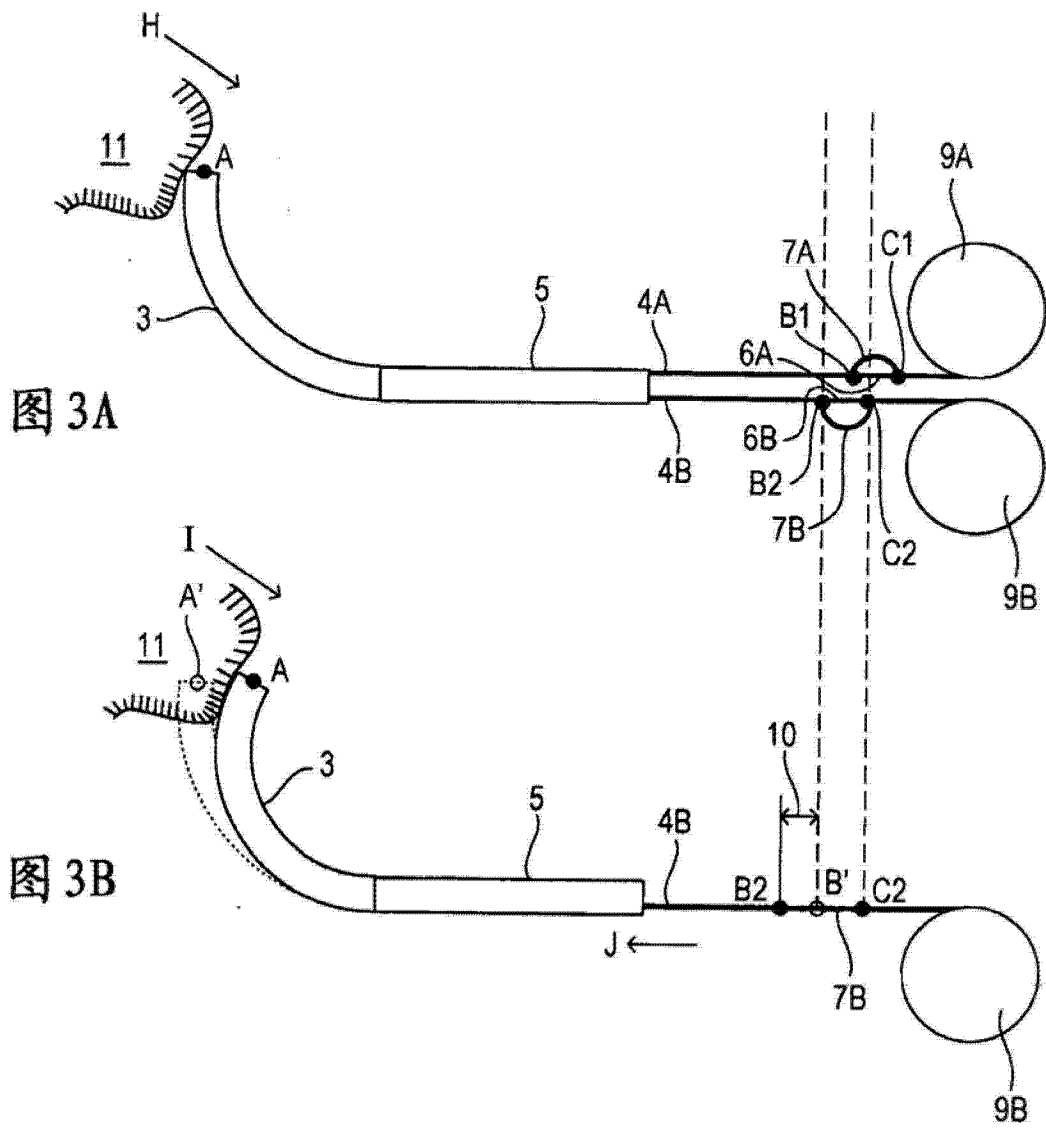


图 1B





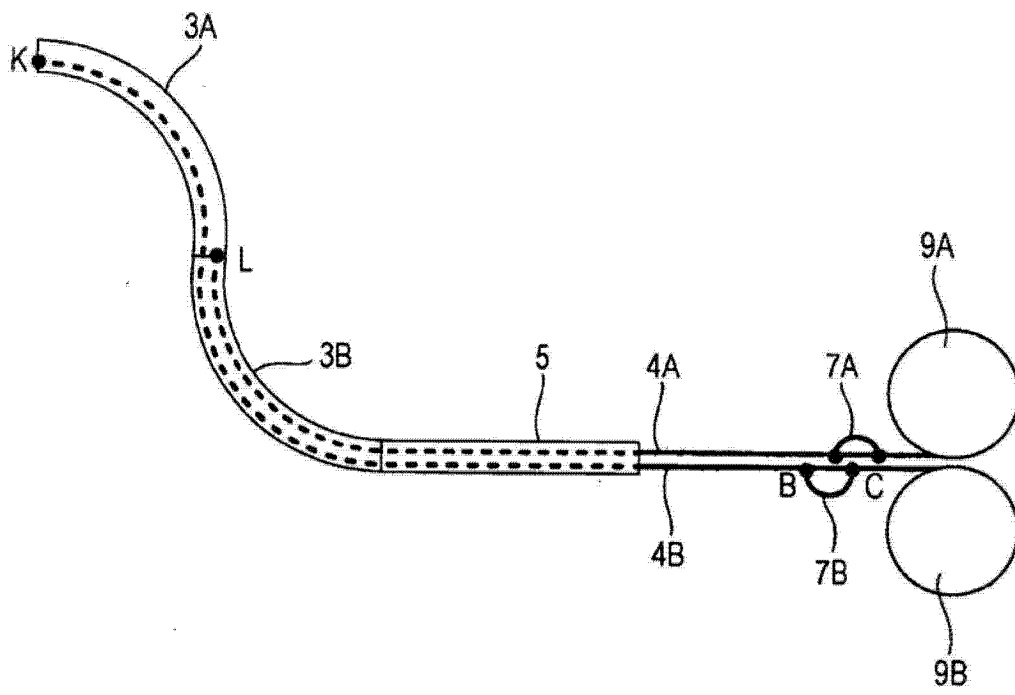


图 4

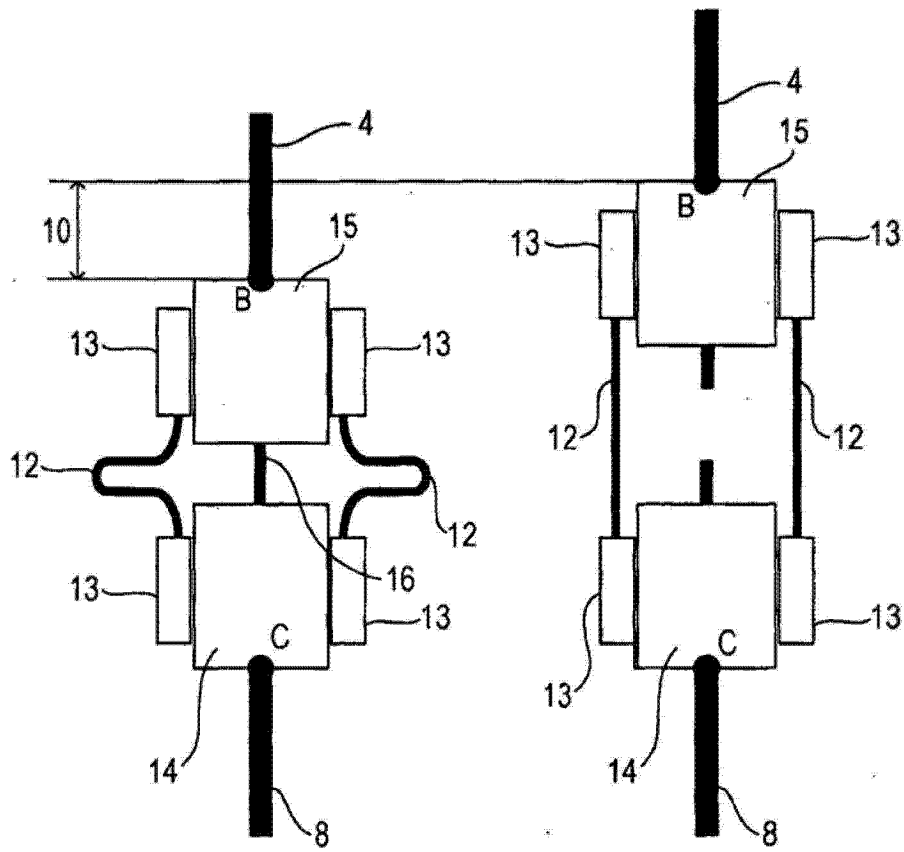


图 5A

图 5B

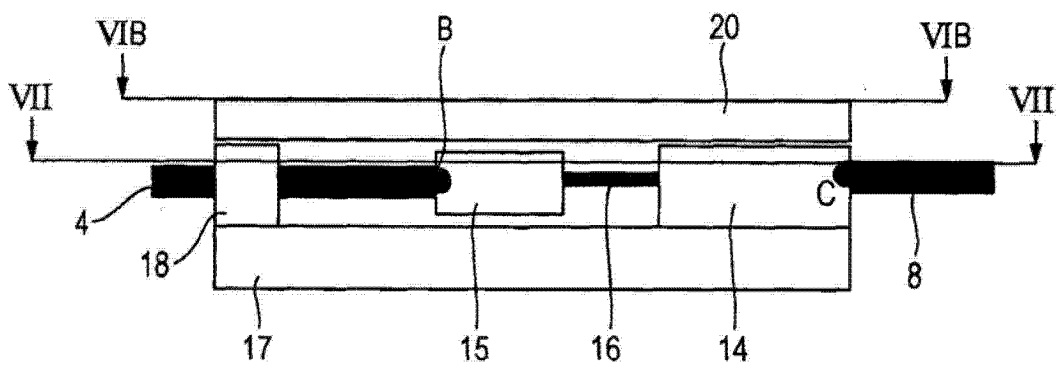


图 6A

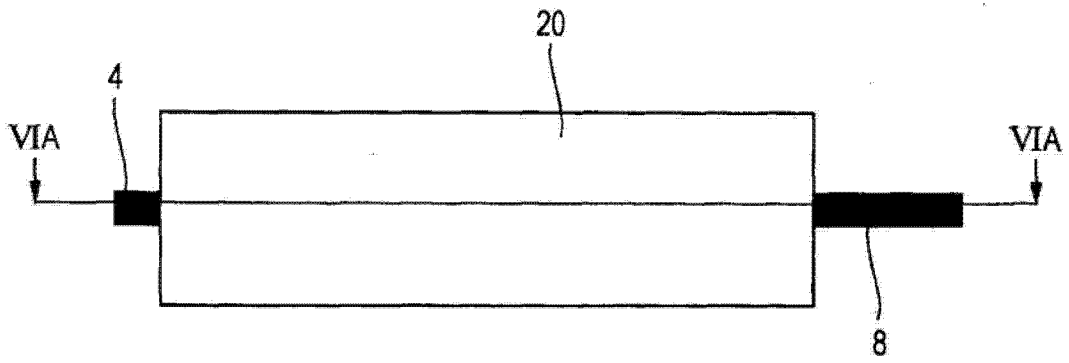


图 6B

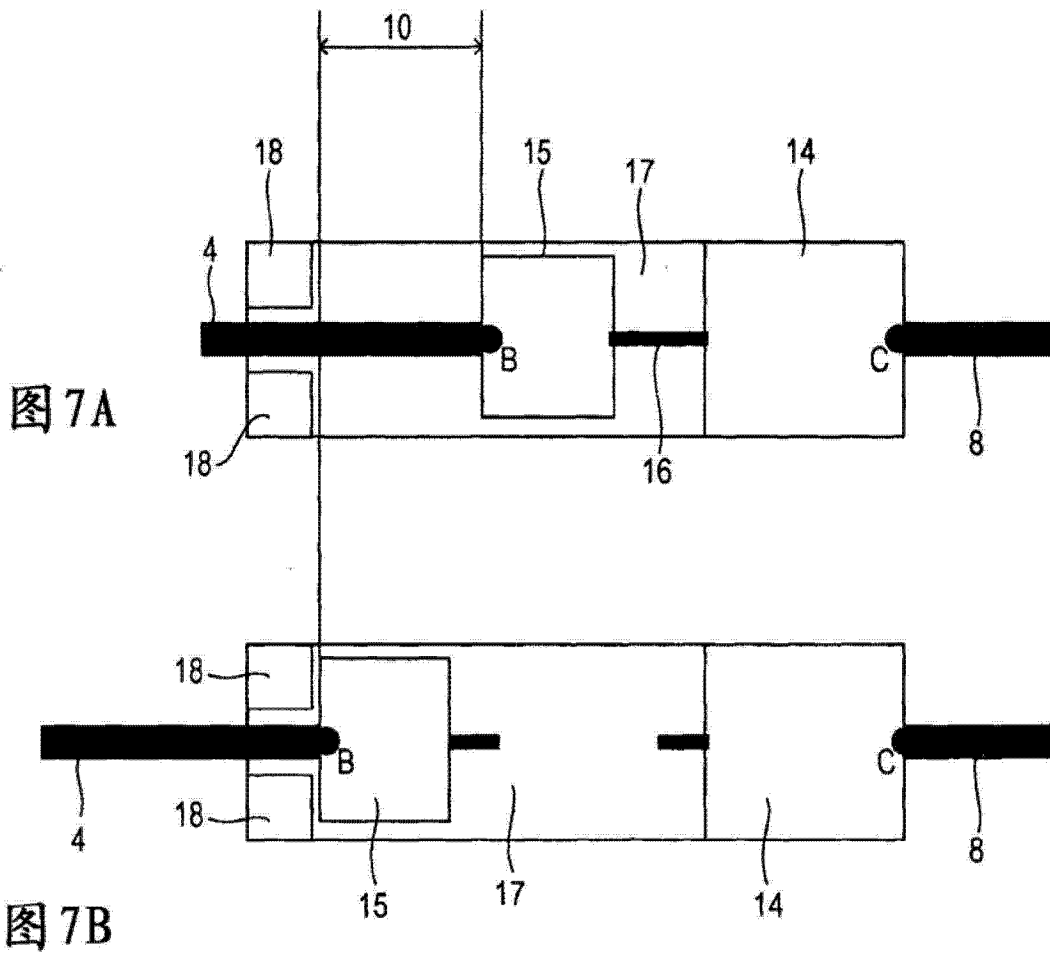


图 7A

图 7B

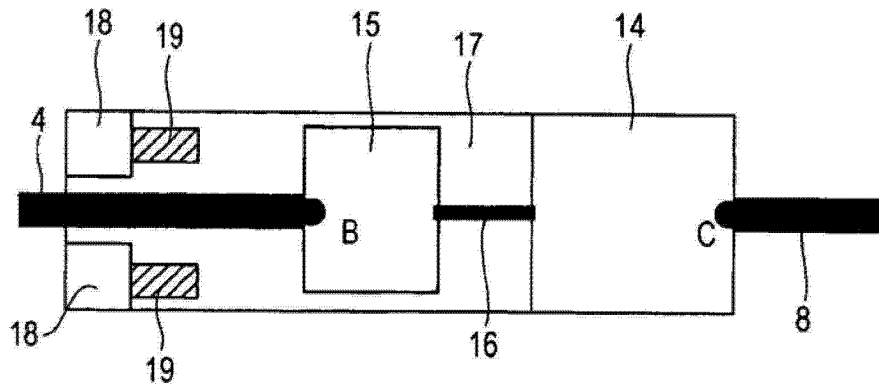


图 8A

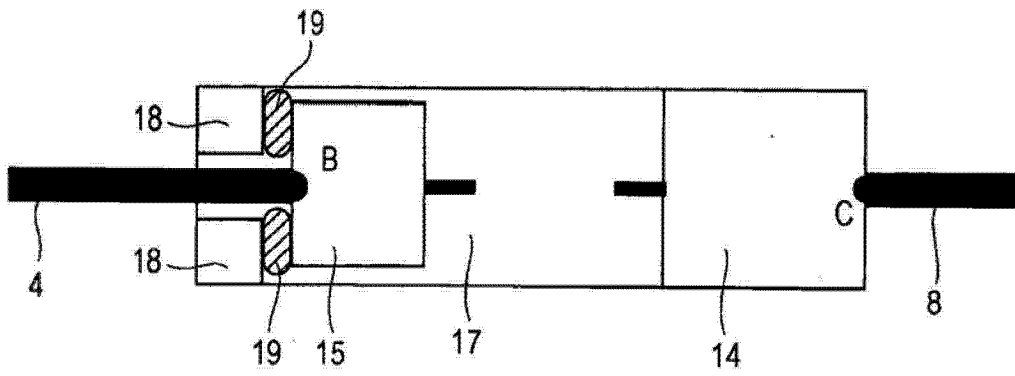


图 8B

专利名称(译)	医疗装置		
公开(公告)号	CN104349706A	公开(公告)日	2015-02-11
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	A61B1/0057 A61B1/0052 A61B5/04 A61B5/6852 A61B17/00234 A61B2017/00305 A61B2017/00323 A61M25/0147		
优先权	2012124499 2012-05-31 JP		
其他公开文献	CN104349706B		
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。

