



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106132314 A

(43)申请公布日 2016. 11. 16

(21)申请号 201580015389.X

(22)申请日 2015.02.19

(30)优先权数据

2014-074158 2014.03.31 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.09.21

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/054559 2015.02.19

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/151627 JA 2015.10.08

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 木村雄弘 熊谷和敏 冈崎善朗

杉本尚也 日比野浩树 熊田嘉之

福田宏

(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 黄纶伟

(51)Int.Cl.

A61B 17/00(2006.01)

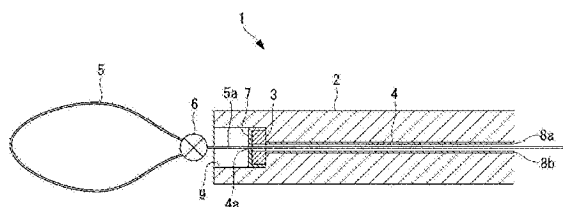
权利要求书1页 说明书6页 附图8页

(54)发明名称

心耳结扎用处置器械

(57)摘要

切断线以使得结扎用环的切断后的端部不会遮挡此后的治疗区域或观察区域。提供心耳结扎用处置器械(1),其具有:轴体(2),其设置有腔管(4),该腔管(4)在前端具有能够贯通结扎用环(5)的线(5a)且不能贯通结头(6)的口径的开口(4a),其中,该结扎用环(5)通过结头(6)在中途位置连接线(5a)的一端而形成能够紧缩的环状;以及切断部(3),其设置在该轴体(2)的前端,在开口(4a)附近的比该开口(4a)更靠内侧的位置切断贯通腔管(4)的线(5a)。



1. 一种心耳结扎用处置器械,其具有:

轴体,其设置有腔管,该腔管在前端具有能够贯通结扎用环的线且不能贯通结头的口径的开口,其中,该结扎用环通过所述结头在中途位置连接所述线的一端而形成能够紧缩的环状;以及

切断部,其被设置在该轴体的前端,在所述开口附近的比该开口更靠内侧的位置切断贯通所述腔管的所述线。

2. 根据权利要求1所述的心耳结扎用处置器械,其中,
在比所述腔管的开口更靠外侧的位置具有收容所述结头的收容部。

3. 根据权利要求1或2所述的心耳结扎用处置器械,其中,
所述切断部具有对所述线供给切断该线的能量的能量供给部。

4. 根据权利要求3所述的心耳结扎用处置器械,其中,
所述能量供给部是供给热的加热器、供给超声波的超声波振子或供给高频电流的电极。

5. 根据权利要求1或2所述的心耳结扎用处置器械,其中,
所述切断部是具有在与所述线交叉的方向上移动的刃部的切割器。

6. 根据权利要求5所述的心耳结扎用处置器械,其中,
所述刃部移动的方向是轴体的长度轴方向。

7. 根据权利要求5所述的心耳结扎用处置器械,其中,
所述刃部移动的方向是与轴体的长度轴交叉的方向。

8. 根据权利要求5所述的心耳结扎用处置器械,其中,
所述切割器的刃部是朝向所述开口的外侧凹陷的圆刃。

9. 根据权利要求1~8中的任意一项所述的心耳结扎用处置器械,其中,
所述心耳结扎用处置器械具有对所述腔管内的所述线的移动进行卡定的止挡件。

心耳结扎用处置器械

技术领域

[0001] 本发明涉及心耳结扎用处置器械。

背景技术

[0002] 作为心律不齐之一的心房颤动的患者数近年来存在增大倾向。认为心房颤动引起的脑梗塞是由于心脏内(主要是左心耳)产生的血栓堵塞脑血管而引起的。作为心源性脑栓塞症的栓塞源,频度最高的是基于心房颤动的左心耳内血栓。

[0003] 心源性脑栓塞症的预防中推荐的一般治疗是基于苳丙酮香豆素钾的血液抗凝固疗法,但是,苳丙酮香豆素钾的服药管理很难,存在出血性并发症的风险。作为其代替品,开发了通过封闭左心耳来预防栓塞症的方法。(例如Watchman、Boston Scientific公司)。这是以经血管导管的方式封闭左心耳的水母型器件。

[0004] 另一方面,公知有不使用抗凝固药、且不进入血管而从心脏的外侧对心耳进行结扎的处置器械(例如参照专利文献1。)。这是如下的处置器械:将钳子和结扎用环从体外插入到心囊内,利用把持钳子把持心耳的端部进行拉伸,并且将结扎用环挂绕在心耳上之后,拉紧结扎用环对心耳进行结扎。

[0005] 该处置器械具有在凹部内收容结扎用环的套筒,通过套筒保持为扩大结扎用环的状态,从而容易在心耳的周围挂绕结扎用环。而且,对心耳进行结扎后的结扎用环在比结头更靠基端侧被切断。

[0006] 现有技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:美国专利申请第2008/0294175号公报

发明内容

[0009] 发明要解决的课题

[0010] 但是,在专利文献1的处置器械中,通过在圆筒体的外侧滑动的圆筒状的切割器来切断在形成在圆筒体的侧壁上的贯通孔中贯通的结扎用环的基端侧,存在露出到外部的切割器对周边组织造成损伤的不良情况。并且,在这种结构的处置器械中,很难使切断位置接近结头,切断后的结扎用环以从结头起较长地延伸的状态残留,在此后的处置中,存在妨碍治疗区域或视野这样的不良情况。

[0011] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于,提供能够切断线以使得结扎用环的切断后的端部不会妨碍治疗区域或视野的心耳结扎用处置器械。

[0012] 用于解决课题的手段

[0013] 为了实现上述目的,本发明提供以下手段。

[0014] 本发明的一个方式提供一种心耳结扎用处置器械,其具有:轴体,其设置有腔管,该腔管在前端具有能够贯通结扎用环的线且不能贯通结头的口径的开口,其中,该结扎用环通过所述结头在中途位置连接所述线的一端而形成能够紧缩的环状;以及切断部,其

被设置在该轴体的前端,在所述开口附近的比该开口更靠内侧的位置切断贯通所述腔管的所述线。

[0015] 根据本方式,经由贯通心囊膜的外皮将一个以上的心耳结扎用处置器械导入到心囊内,在外皮的基端侧对轴体进行操作,将配置在轴体的前端的结扎用环挂绕在心耳上,在将结扎用环配置在心耳的根部的状态下,在轴体的基端侧牵引构成结扎用环的线的端部,由此,结扎用环紧缩,能够对心耳进行结扎。

[0016] 结扎用环贯通设置在轴体上的腔管,配置在配置于轴体的前端的开口的的外侧,开口具有使线穿过而不使结头贯通的口径,所以,当牵引线时,结头勾挂在开口并位于开口的的外侧而不进入腔管内,通过在该状态下牵引线,能够对结扎用环进行紧缩。然后,在充分进行结扎后,在对线施加牵引力的状态下,使配置在开口附近的比开口更靠内侧的位置的切断部进行工作,由此,能够在配置在腔管的开口的的外侧的结头的附近切断线。由此,能够缩短结扎用环的切断后的端部,能够抑制遮挡治疗区域或观察区域的情况。

[0017] 在上述方式中,也可以是,在比所述腔管的开口更靠外侧的位置具有收容所述结头的收容部。

[0018] 由此,在对结扎用环进行紧缩时,通过在配置在腔管的开口的的外侧的收容部内收容结头,能够使配置在开口附近的切断部更加远离配置在收容部的的外侧的周边组织。

[0019] 并且,在上述方式中,也可以是,所述切断部具有对所述线供给切断该线的能量的能量供给部。

[0020] 由此,使能量供给部进行工作并通过能量来切断线,所以,不需要能够使部件移动的机构,能够使轴体的构造简易且细径化。在供给能量来切断线的情况下,使线的原材料变性,所以,不会使切断面锋利化。

[0021] 并且,在上述方式中,也可以是,所述能量供给部是供给热的加热器、供给超声波的超声波振子或供给高频电流的电极。

[0022] 并且,在上述方式中,也可以是,所述切断部是具有在与所述线交叉的方向上移动的刃部的切割器。

[0023] 由此,能够使切割器的刃部相对于线移动,能够简易地切断线。

[0024] 并且,在上述方式中,也可以是,所述刃部移动的方向是轴体的长度轴方向。

[0025] 由此,能够使刃部在轴体的长度轴方向上移动,能够简易地切断线。

[0026] 并且,在上述方式中,也可以是,所述刃部移动的方向是与轴体的长度轴交叉的方向。

[0027] 由此,能够使刃部在与轴体的长度轴交叉的方向上移动,能够简易地切断线。

[0028] 并且,在上述方式中,也可以是,所述切割器的刃部是朝向所述开口的的外侧凹陷的圆刃。

[0029] 由此,能够使切断面成为基于圆刃的形状的凸面形状,不会使切断面锋利化。

[0030] 并且,在上述方式中,也可以是,所述心耳结扎用处置器械具有对所述腔管内的所述线的移动进行卡定的止挡件。

[0031] 由此,在对结扎用环进行紧缩后,通过止挡件对腔管内的线的移动进行卡定,能够将结头固定在腔管的开口附近。由此,即使不继续牵引线的基端,也能够通过切断部在结头附近切断为较短。

[0032] 发明效果

[0033] 根据本发明,发挥能够抑制结扎用环的切断后的端部遮挡治疗区域或观察区域的情况这样的效果。

附图说明

[0034] 图1是示出本发明的第1实施方式的心耳结扎用处置器械的纵剖视图。

[0035] 图2是示出在图1的心耳结扎用处置器械中牵引线的状态的纵剖视图。

[0036] 图3是示出在图1的心耳结扎用处置器械中进一步牵引线并对结扎用环进行紧缩的状态的纵剖视图。

[0037] 图4是示出在图1的心耳结扎用处置器械中通过加热器切断线的状态的纵剖视图。

[0038] 图5A是示出本发明的第2实施方式的心耳结扎用处置器械的纵剖视图。

[0039] 图5B是示出本发明的第2实施方式的心耳结扎用处置器械的横剖视图。

[0040] 图6A是示出在图5A的心耳结扎用处置器械中通过切割器切断线的状态的纵剖视图。

[0041] 图6B是示出在图5B的心耳结扎用处置器械中通过切割器切断线的状态的横剖视图。

[0042] 图7是示出图5A的心耳结扎用处置器械的第1变形例的切割器的横剖视图。

[0043] 图8是示出图5A的心耳结扎用处置器械的第2变形例的切割器的立体图。

[0044] 图9是示出图5A的心耳结扎用处置器械的第3变形例的纵剖视图。

[0045] 图10是示出图5A的心耳结扎用处置器械的第4变形例的纵剖视图。

[0046] 图11是示出在图10的心耳结扎用处置器械中通过切割器切断线的状态的纵剖视图。

[0047] 图12是示出图5A的心耳结扎用处置器械的第5变形例的纵剖视图。

[0048] 图13是示出在图12的心耳结扎用处置器械中通过切割器切断线的状态的纵剖视图。

具体实施方式

[0049] 下面,参照附图对本发明的第1实施方式的心耳结扎用处置器械1进行说明。

[0050] 如图1所示,本实施方式的心耳结扎用处置器械1具有由弹性材料构成的细长的筒状的轴体2、以及配置在该轴体2的前端的加热器(能量供给部、切断部)3。

[0051] 轴体2从剑状突起下部贯通心囊膜,前端经由配置在心囊内的外皮(图示省略)导入到心囊内,能够模仿外皮的形状进行弯曲,但是,在外皮的基端侧具有能够传递被赋予的长度方向的按压力的刚性。

[0052] 轴体2由电绝缘性材料构成,具有沿着长度方向贯通的腔管4。

[0053] 腔管4具有远远大于构成结扎用环5的线5a的外径尺寸的口径,能够以较少摩擦的方式顺畅地推拉以贯通状态配置的线5a。

[0054] 这里,结扎用环5通过结头6在线5a的长度方向的中途位置捆绑经由腔管4从轴体2的基端到前端以贯通状态配置的线5a的前端,由此形成环状,并且,通过在轴体2的基端侧的体外拉伸线5a的基端侧,使线5a相对于结头6移动,能够进行紧缩。

[0055] 加热器3形成圆环状,配置在腔管2的前端。加热器3的内孔也具有远远大于构成结扎用环5的线5a的外径尺寸的口径,构成腔管4的一部分。

[0056] 并且,通过由绝热材料构成的隔热部7覆盖加热器3的外周和加热器3的前端侧的端面。在隔热部7上还设置有与加热器3的内孔大致相同的口径的贯通孔,该贯通孔构成腔管4的开口4a。在加热器3上连接有由导电性材料构成的2根布线8a、8b。由此,当经由布线8a、8b被供给电力时,加热器3发热,产生的热主要向未由隔热部7覆盖的半径方向内方放射。

[0057] 配置在轴体2的前端的腔管4的开口4a的口径构成远远小于结扎用环5的结头6的外径。由此,当向基端侧牵引腔管4内的线5a时,结扎用环5的结头6被勾挂并卡定而无法进入腔管4的前端的开口4a内。

[0058] 而且,在比腔管4的开口4a更靠外侧的位置设置有比腔管4的口径更大的口径的收容部9。收容部9具有大于结扎用环5的结头6的外径尺寸的口径。由此,如图1所示,在结扎用环5的结头6抵靠在腔管4的开口4a的状态下,该结头6收容在收容部9内。

[0059] 下面,对这样构成的本实施方式的心耳结扎用处置器械1的作用进行说明。

[0060] 在使用本实施方式的心耳结扎用处置器械1进行心耳的结扎时,首先,在从剑状突起下部贯通体表组织和心膜而在心囊内配置外皮的前端开口的状态下,使构成结扎用环5的线5a贯通腔管4内,将心耳结扎用处置器械1插入到外皮内,使其在心囊内前进,其中,该心耳结扎用处置器械1在轴体2的前端配置了扩大成充分大的环状的状态的结扎用环5。

[0061] 然后,在结扎用环5配置在心囊内之后,通过另外插入到心囊内的内窥镜进行观察,并在外皮基端侧的体外对轴体2进行操作,将结扎用环5挂绕在心耳上,通过经由外皮导入的把持钳子(图示省略)对心耳的前端进行拉伸,并将结扎用环5插入到心耳的根部。

[0062] 然后,在心耳的根部附近配置了结扎用环5的状态下,向基端侧拉出从轴体2的基端侧延伸的构成结扎用环5的线5a。由此,线5a被牵引,如图2所示,在腔管4内拉近配置在轴体2的前端侧的结扎用环5,结头6抵靠在腔管4的开口4a,结头6被卡定。

[0063] 该状态下,当进一步对线5a继续施加牵引力时,如图3所示,线5a相对于卡定在腔管4的开口4a的结头6移动而被拔出,结扎用环5紧缩,对心耳进行结扎。然后,在充分结扎直到心耳的内部空间被封闭为止的状态下,维持施加给线5a的牵引力,经由布线8a、8b对加热器3供给电力,由此使加热器3发热。

[0064] 从加热器3发出的热向腔管4的径向内方放射,供给到配置在腔管4内的线5a。由此,如图4所示,线5a由于热而熔解,容易被切断。

[0065] 该情况下,根据本实施方式的心耳结扎用处置器械1,用于切断线5a的加热器3配置在腔管4的前端的开口4a附近,所以,通过在使结头6抵靠在开口4a的外侧的状态下使加热器3发热,能够在结头6的极近的部位切断线5a。其结果,在切断后,在对心耳进行结扎的状态下残留的结扎用环5中,能够使从结头6延伸的线5a极短,具有能够极力抑制线5a的端部妨碍此后进行治疗区域或视野的情况这样的优点。

[0066] 并且,根据本实施方式的心耳结扎用处置器械1,切断部由加热器3构成,通过供给热来切断线5a,所以,不需要切断用的可动部,能够简化结构。由此,能够使轴体2细径化,还能够简化操作。并且,由于通过加热器3的热进行切断,所以,通过切断时的线5a的熔解使切断面圆润,能够成为不锋利的形状。

[0067] 并且,在本实施方式中,在比腔管4的开口4a更靠内侧的位置配置加热器3,所以,能够防止加热器3的热传递到开口4a附近的周边组织。特别是在比腔管4的开口4a更靠外侧设置有收容结头6的收容部9,所以,加热器3配置在更加远离轴体2的前端面的位置,能够更加可靠地抑制加热器3的热传递到周边组织。

[0068] 另外,在本实施方式中,作为切断部,例示了通过热来切断线5a的加热器3,但是不限于此,也可以采用具有通过超声波来切断线的超声波振子、通过高频电流来切断线的电极的部件。

[0069] 并且,例示了在轴体2的前端具有收容结头6的收容部9的结构,但是,也可以不具有收容部9。并且,设为通过隔热部7覆盖加热器3的前端面,但是,取而代之,也可以不具有端面的隔热部7而使热传递到结头6,由此,使结头6通过热而熔接,从而不容易解开。

[0070] 接着,下面参照附图对本发明的第2实施方式的心耳结扎用处置器械10进行说明。

[0071] 在本实施方式的说明中,对与上述第1实施方式的心耳结扎用处置器械1的结构相通的部位标注相同标号并省略说明。

[0072] 本实施方式的心耳结扎用处置器械10与第1实施方式的心耳结扎用处置器械1的不同之处在于,如图5A、图5B所示,代替加热器3而具有切割器11。

[0073] 在本实施方式的心耳结扎用处置器械10的轴体2上,沿着长度方向,与贯通有结扎用环5的线5a的腔管4平行地设置有横截面为矩形的引导孔12。引导孔12在轴体2的前端部弯曲,与腔管4交叉。

[0074] 切割器11由在前端具有尖锐的刃部11a的弹性材料构成,形成为收容在引导孔12的横截面内的横截面尺寸的带板状。在轴体2的基端侧推拉使刃部11a朝向前端侧插入到引导孔12中的切割器11,由此,该切割器11在引导孔12内在长度方向上移动。

[0075] 如图6A、图6B所示,在向前端侧按压切割器11时,切割器11模仿引导孔12的形状进行弯曲,在穿过交叉的腔管4时,通过尖锐的刃部11a切断配置在腔管4内的结扎用环5的线5a。

[0076] 根据这样构成的本实施方式的心耳结扎用处置器械10,切割器11收容在轴体2内部的引导孔12内,所以,不会露出到轴体2的外部,不会与周边组织接触,并且,切割器11不会在引导孔12中旋转,具有能够可靠地切断结扎用环5的线5a这样的优点。并且,能够接近轴体2的前端面来配置引导孔12,能够缩短对心耳进行结扎后的结扎用环5侧残留的线5a的长度。

[0077] 并且,采用仅使切割器11沿着引导孔12移动的简单结构,不会增大轴体2的外形尺寸。

[0078] 另外,在本实施方式中,也可以使刃部11a成为与切割器11的长度方向正交的形状并通过剪切来切断线5a,如图7所示,也可以使刃部11a成为相对于长度方向以 90° 以外的角度交叉的形状并通过切断效果来切断线5a。

[0079] 并且,在本实施方式中,刃部11a由平刃构成,但是,如图8所示,优选由圆刃构成。如图8所示,圆刃配置成在引导孔12内弯曲时在外侧凹陷。由此,能够圆润地形成被切断而残留在心耳上的线5a的切截面。

[0080] 并且,与第1实施方式同样,如图9所示,也可以在轴体2的前端设置能够收容结头6的收容部9。由此,能够使切割器11的前端更加接近结头6,能够进一步缩短被切断而残留的

线5a的端部的长度。

[0081] 并且,作为切割器11,代替能够弹性变形的带板状的切割器11,如图10和图11所示,也可以采用如下的切割器14:在轴体2的前端配置以能够绕与轴体2的长度轴正交的轴线13a摆动的方式被支承的摆动部件13,该切割器14固定在该摆动部件13的前端侧。

[0082] 在轴体2的腔管4内插入由弹性材料构成的筒状的驱动部件15,如图11所示,通过使该驱动部件15在腔管4内前进,使摆动部件13摆动,使切割器14在与线5a交叉的方向上移动,通过前端的刃部14a进行切断。由此,刃部14a能够较短地切断线5a而不会露出到轴体2的外部。

[0083] 并且,作为结头6,例示了在该线5a的长度方向的中途位置连接构成结扎用环5的线5a的一端的结构,但是,取而代之,也可以利用如捆束带的头部那样爪式的具有松弛防止功能的部件。

[0084] 并且,在本实施方式中,例示了使构成结扎用环5的线5a沿着轴体2笔直延伸、使切割器11的刃部11a从与线5a交叉的方向接近来切断线5a的方式的结构,但是,取而代之,如图12和图13所示,也可以采用如下方式:在轴体2内使贯通有线5a的腔管4弯曲,使线5a在与轴体2的长度方向交叉的方向上延伸,使切割器11的刃部11a在轴体2的长度方向上移动。

[0085] 由此,通过使切割器11弯曲或摆动,容易使线5a弯曲,能够简化构造并使轴体2细径化。

[0086] 并且,在上述各实施方式中,在使结扎用环5的结头6靠近轴体2的腔管4的前端的开口4a的状态下对结扎用环5进行紧缩,进行心耳的结扎,并且切断线5a。因此,也可以具有相对于轴体2固定线5a的止挡件(图示省略),以使得维持结头6与腔管4的开口4a紧密贴合的状态。作为止挡件,可以是仅在希望固定时发挥功能的部件,也可以是始终配置在线5a与轴体2之间且仅容许线5朝向一个方向(向基端侧拉出的方向)移动的单向离合器。

[0087] 标号说明

[0088] 1:心耳结扎用处置器械;2:轴体;3:加热器(能量供给部、切断部);4:腔管;4a:开口;5:结扎用环;5a:线;6:结头;9:收容部;11、14:切割器(切断部);11a、14a:刃部。

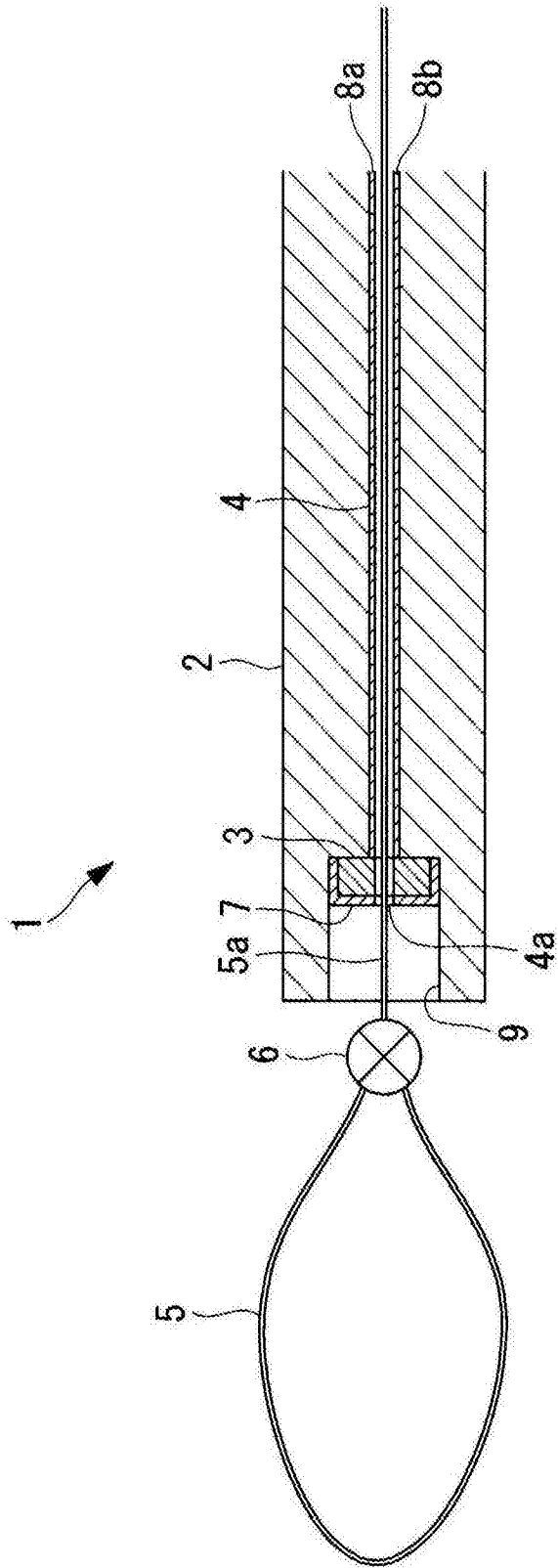


图1

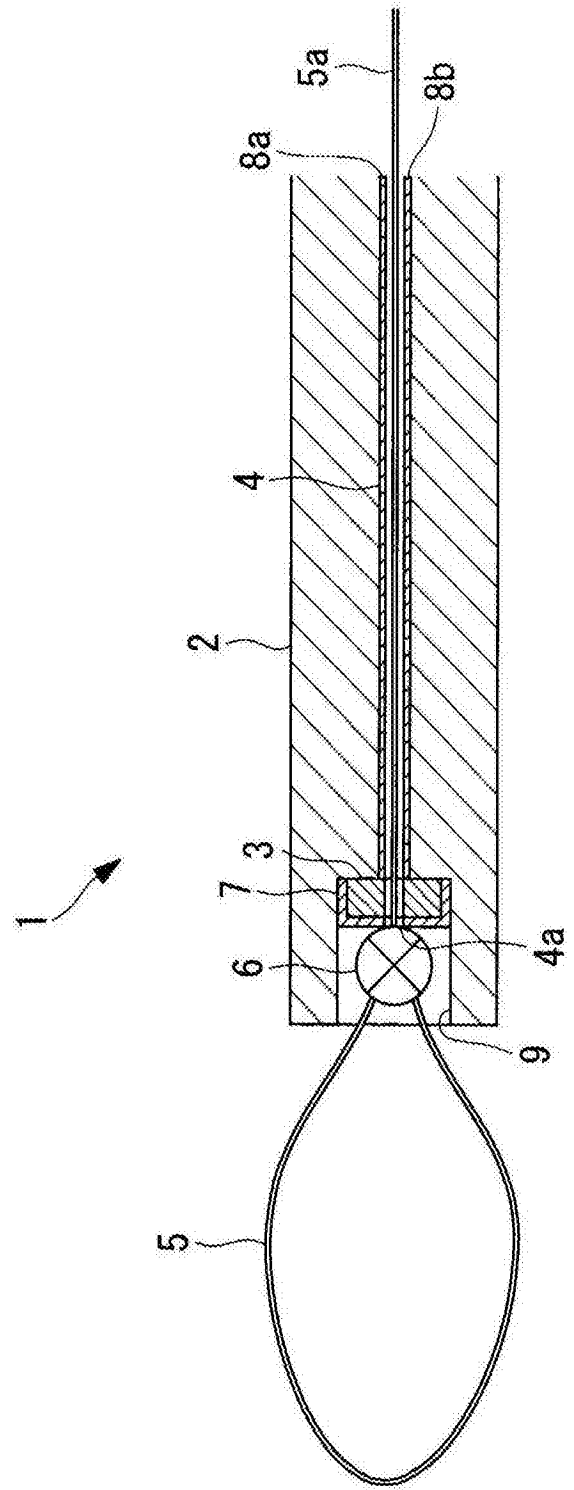


图2

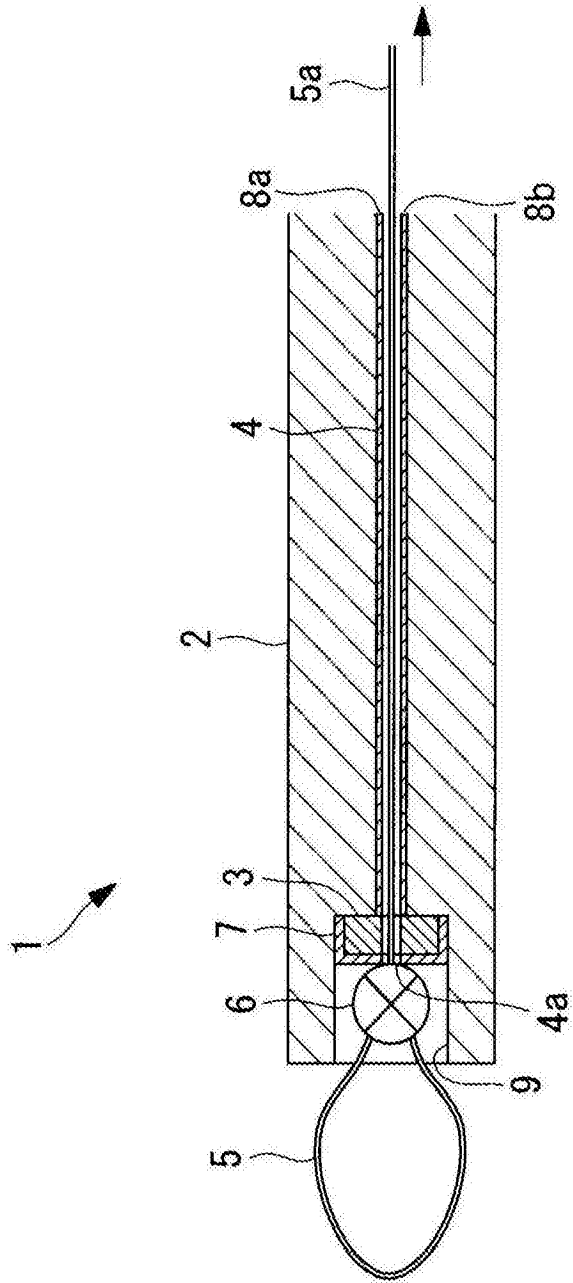


图3

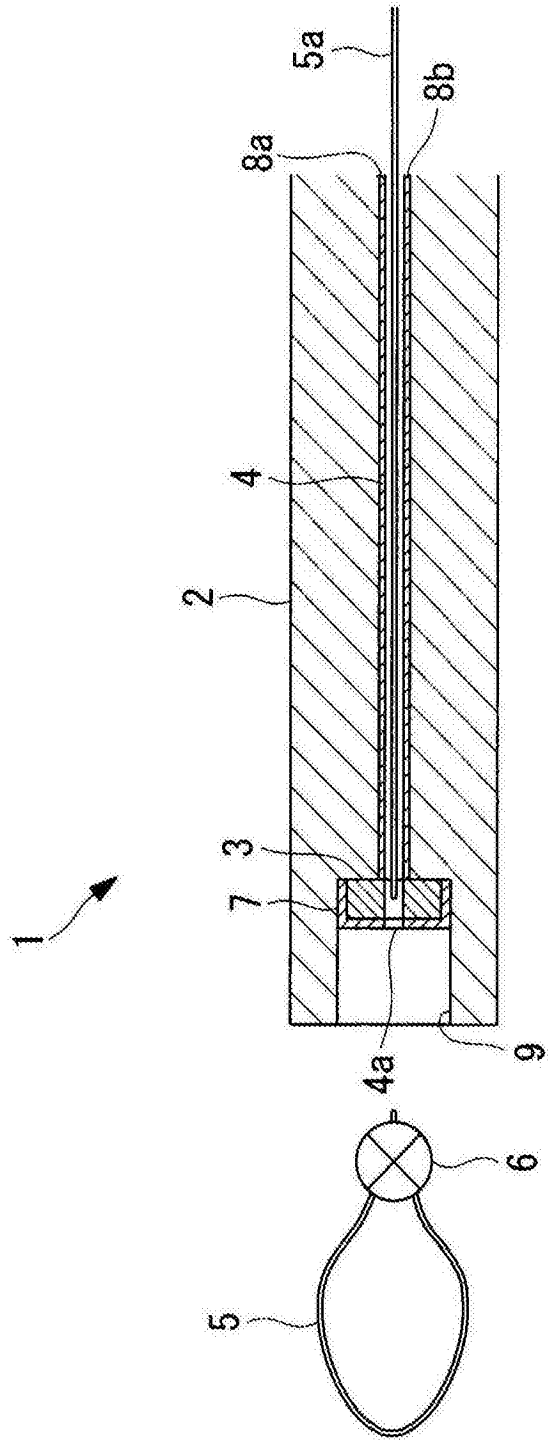


图4

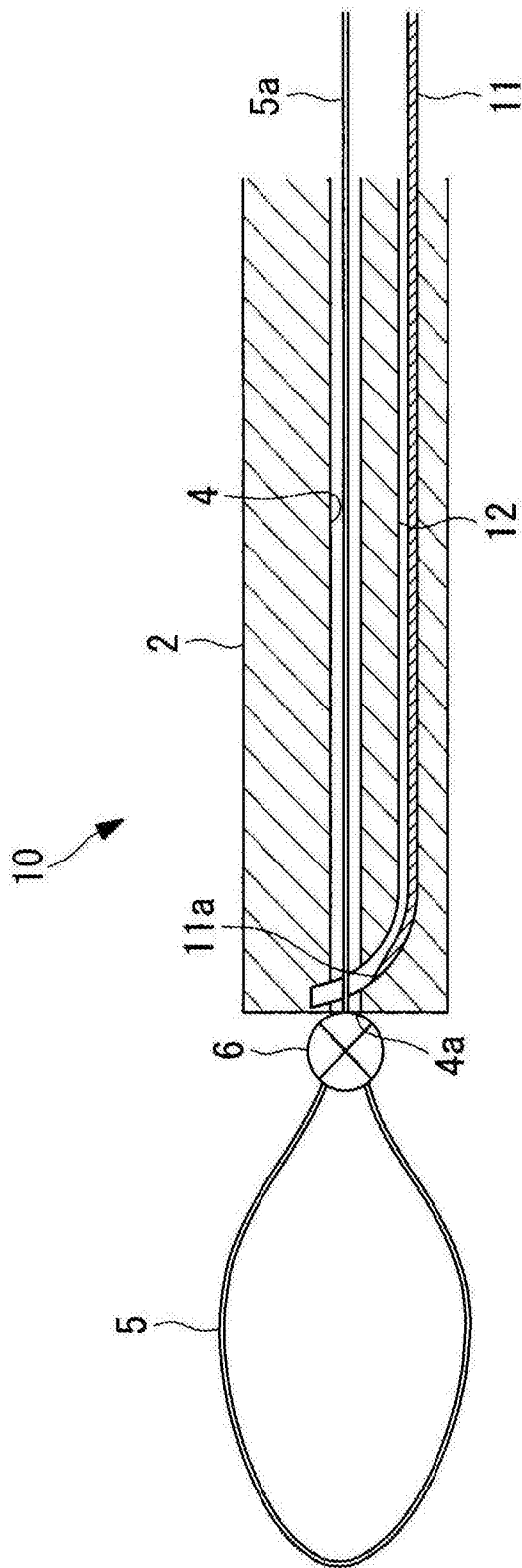


图5A

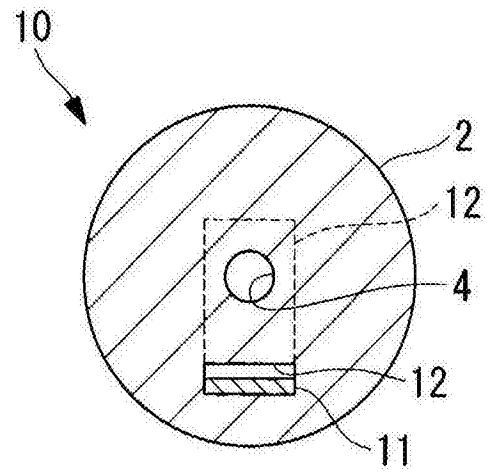


图5B

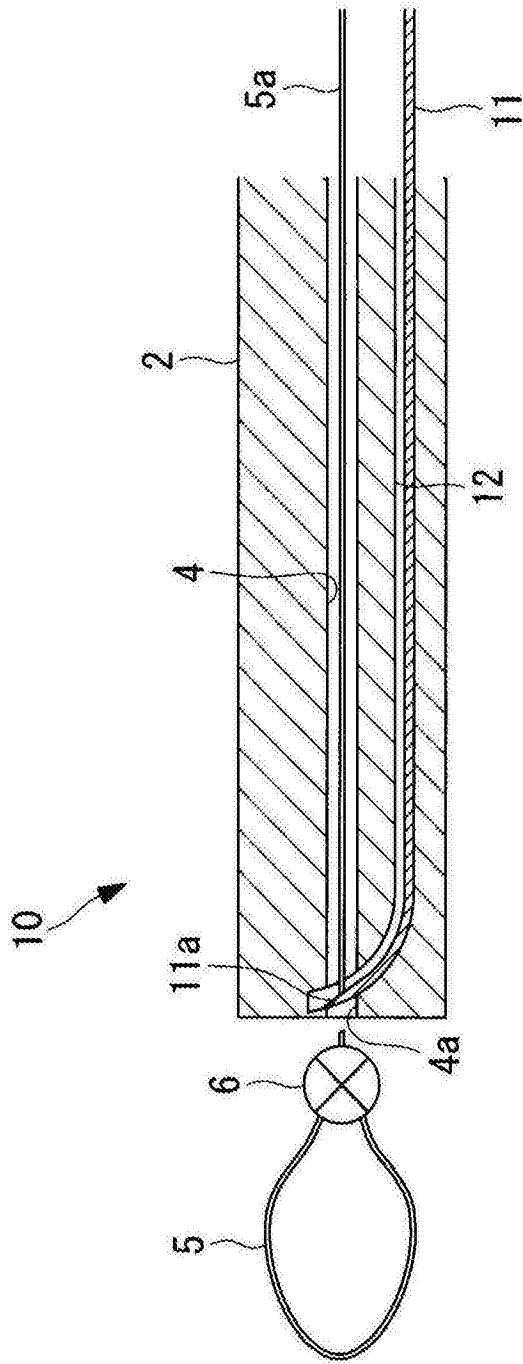


图6A

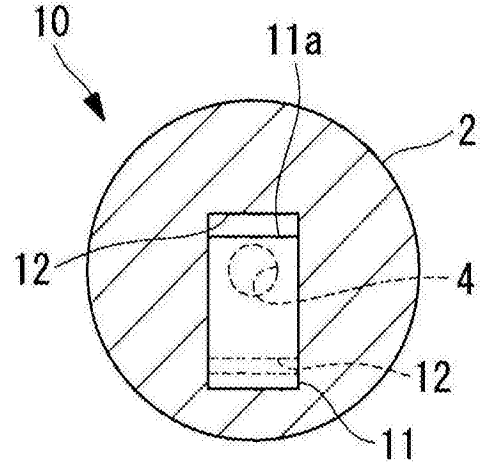


图6B

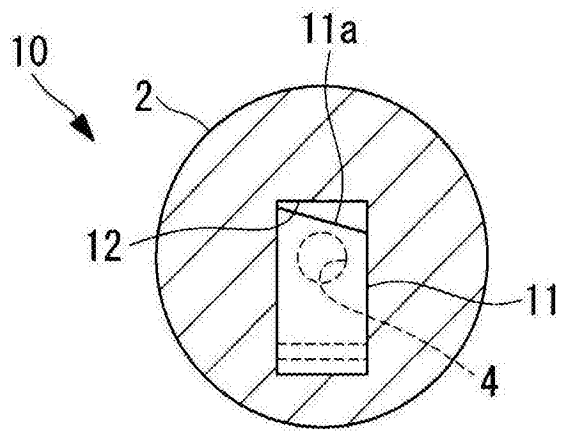


图7

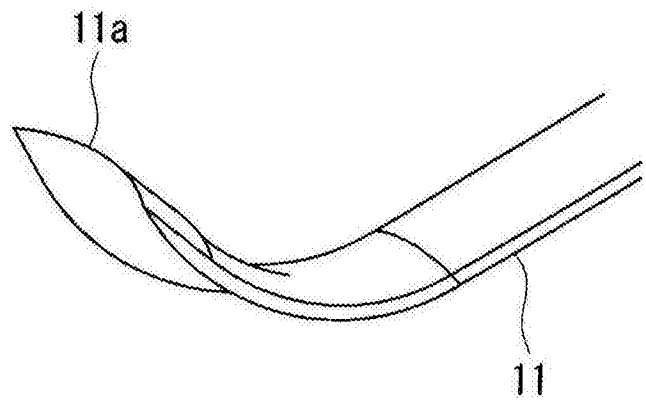


图8

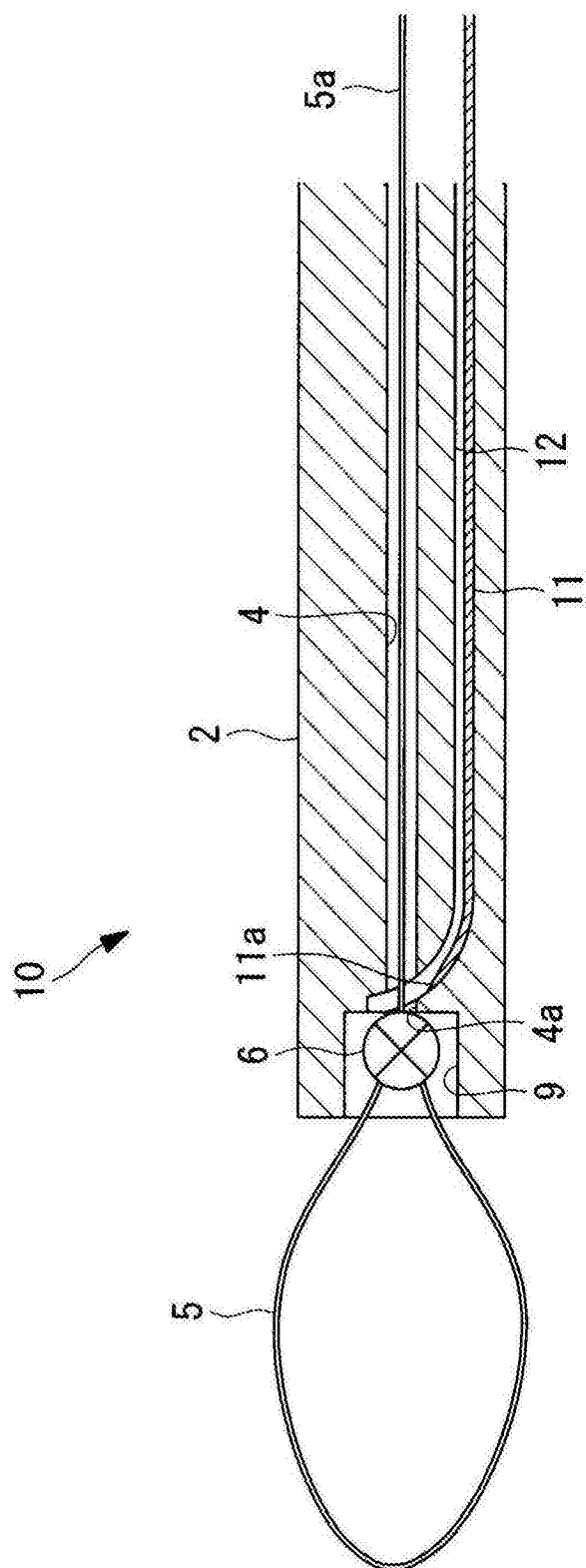


图9

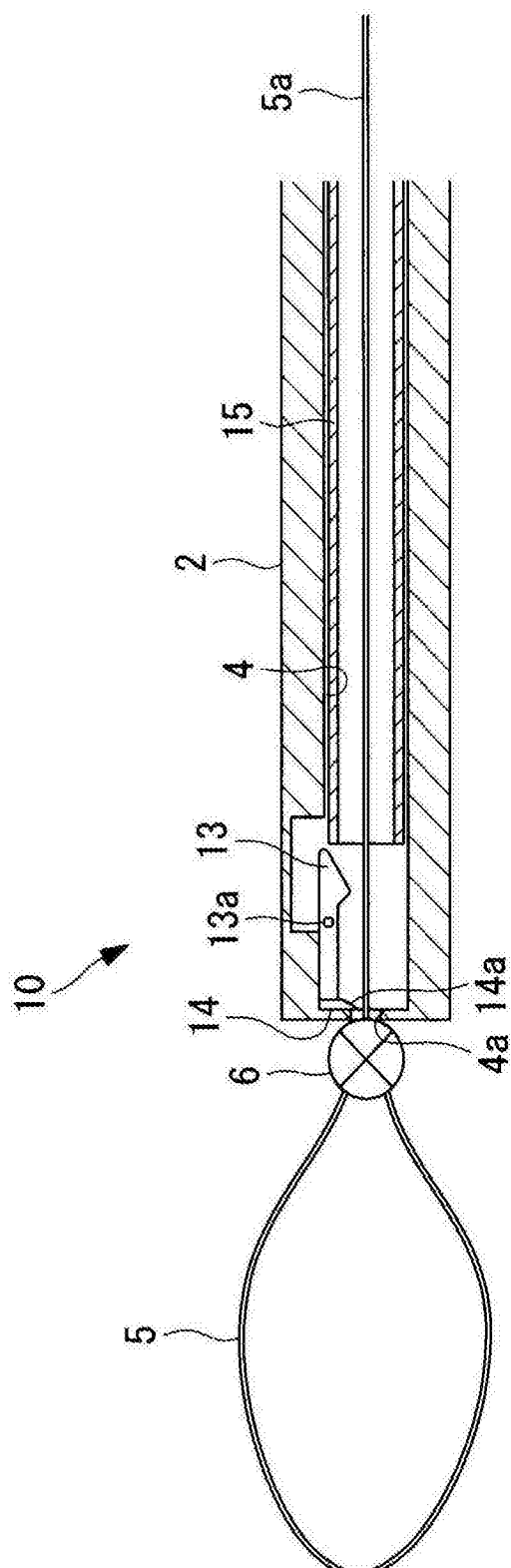


图10

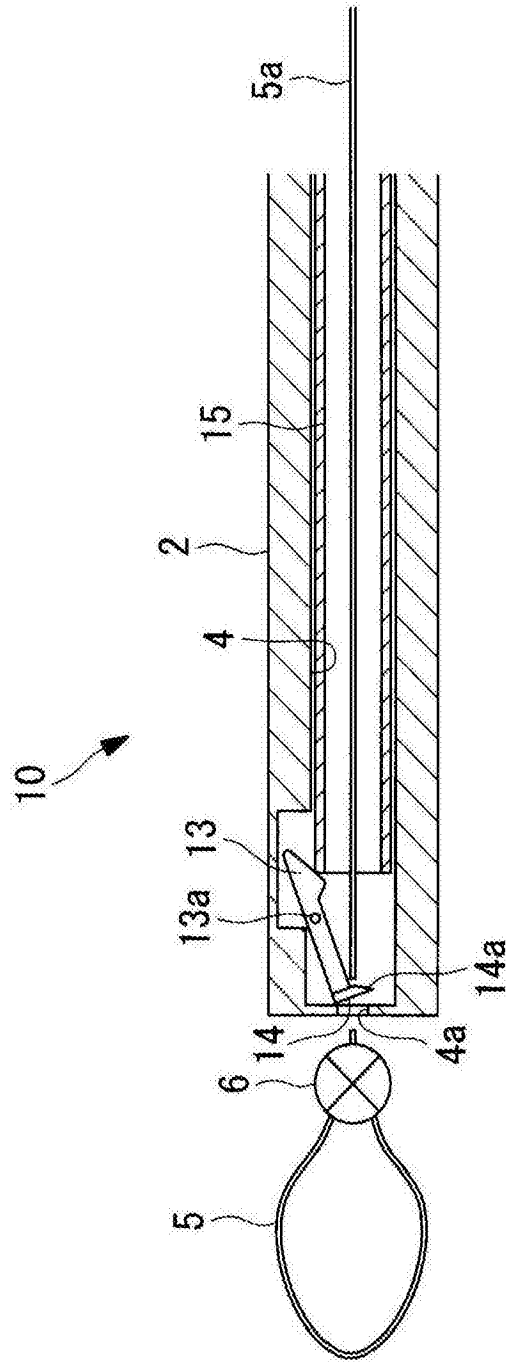


图11

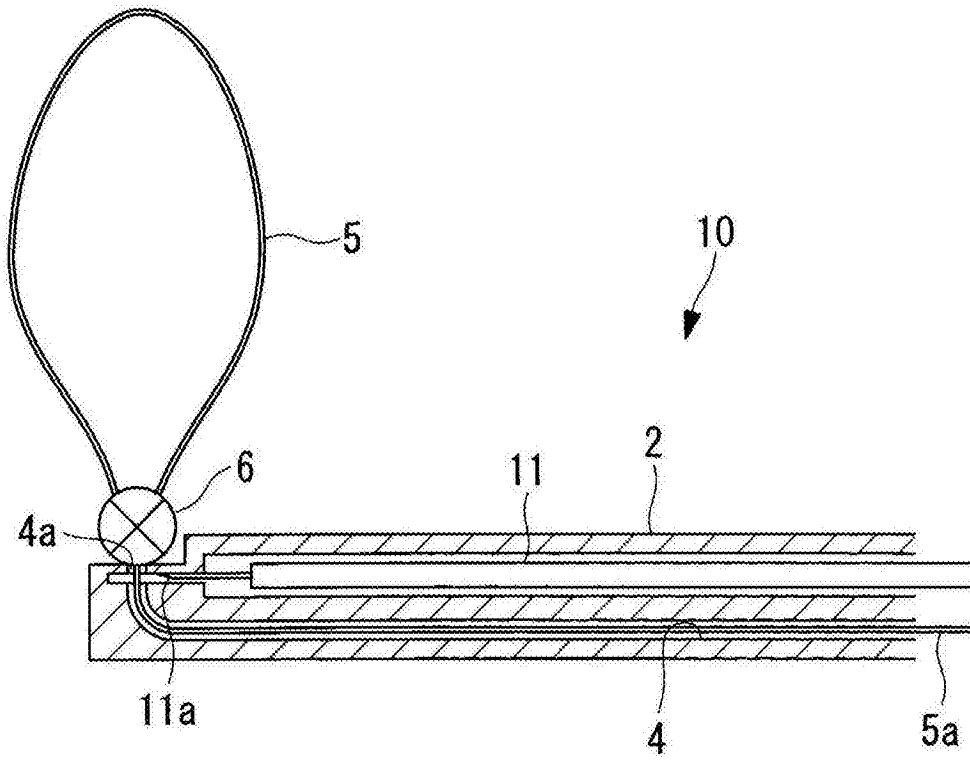


图12

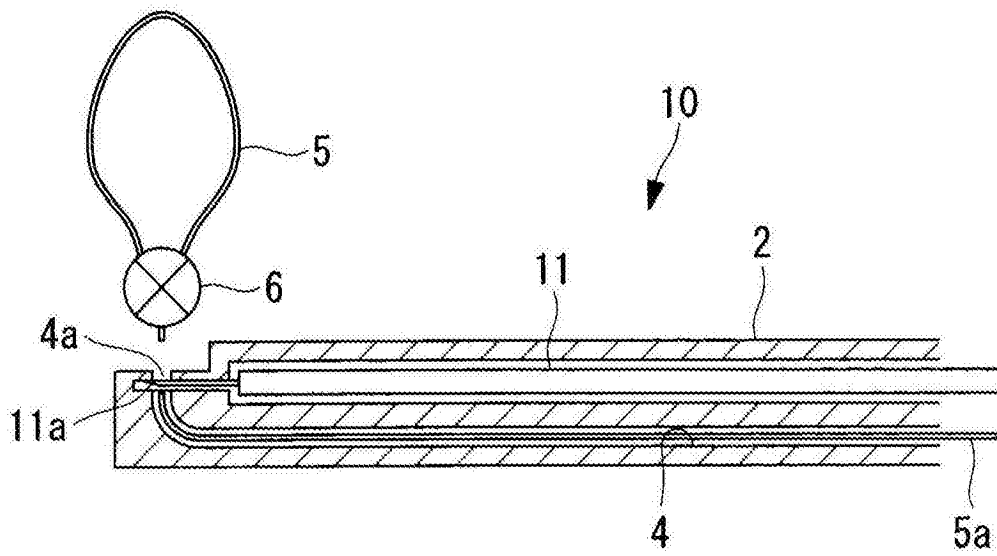


图13

专利名称(译)	心耳结扎用处置器械		
公开(公告)号	CN106132314A	公开(公告)日	2016-11-16
申请号	CN201580015389.X	申请日	2015-02-19
[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	木村雄弘 熊谷和敏 冈崎善朗 杉本尚也 日比野浩树 熊田嘉之 福田宏		
发明人	木村雄弘 熊谷和敏 冈崎善朗 杉本尚也 日比野浩树 熊田嘉之 福田宏		
IPC分类号	A61B17/00		
CPC分类号	A61B17/00 A61B17/0467 A61B17/12013 A61B2017/00243 A61B2017/0619 A61B17/12009		
代理人(译)	李辉		
优先权	2014074158 2014-03-31 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

切断线以使得结扎用环的切断后的端部不会遮挡此后的治疗区域或观察区域。提供心耳结扎用处置器械(1)，其具有：轴体(2)，其设置有腔管(4)，该腔管(4)在前端具有能够贯通结扎用环(5)的线(5a)且不能贯通结头(6)的口径的开口(4a)，其中，该结扎用环(5)通过结头(6)在中途位置连接线(5a)的一端而形成能够紧缩的环状；以及切断部(3)，其设置在该轴体(2)的前端，在开口(4a)附近的比该开口(4a)更靠内侧的位置切断贯通腔管(4)的线(5a)。

