



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102065924 B

(45) 授权公告日 2013.08.14

(21) 申请号 200980123253.5

代理人 张文 刘继富

(22) 申请日 2009.06.22

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61M 1/12 (2006.01)

0801459-9 2008.06.23 SE

(56) 对比文件

0801460-7 2008.06.23 SE

US 2008/132748 A1, 2008.06.05,

(85) PCT申请进入国家阶段日

WO 03/103745 A2, 2003.12.18,

2010.12.20

CN 1268894 A, 2000.10.04, 全文.

(86) PCT申请的申请数据

WO 85/01436 A1, 1985.04.11, 全文.

PCT/SE2009/000318 2009.06.22

US 2008/0114339 A1, 2008.05.15, 全文.

(87) PCT申请的公布数据

审查员 王雪莉

W02009/157840 EN 2009.12.30

(73) 专利权人 卡迪奥布里奇有限公司

地址 德国黑兴根

(72) 发明人 厄于温·雷坦 克劳斯·埃普勒

(74) 专利代理机构 北京弘权知识产权代理事务
所(普通合伙) 11363

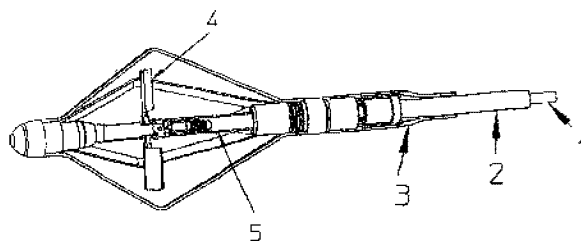
权利要求书2页 说明书6页 附图21页

(54) 发明名称

用于循环支持的导管泵

(57) 摘要

一种用来被插入哺乳动物的循环系统中用于例如辅助心脏的导管泵。该导管泵包括：空心导管(2)；布置在导管(2)的内腔(6)中的驱动线(1)；包围空心导管(2)的鞘套(3)；与驱动线(1)的远端连接以由驱动线转动的驱动轴(5)；布置在驱动轴上的螺旋桨(4)；以及包围螺旋桨的笼罩(11)。螺旋桨和笼罩可从折叠位置运动至展开位置，在折叠位置中导管泵具有约3.3mm的小横截面尺寸，在展开位置中展开的笼罩包围展开的螺旋桨并且笼罩的尺寸约为19.5mm。驱动轴包括远侧轴承(24)和近侧轴承(25)。清洗系统布置成使内腔(7)中的流体沿着空心导管流通至近侧轴承，用以清洗和润滑近侧轴承。该流体返回至驱动线的外部。一部分流体流入通道(22)，以使流体从近侧轴承流通至远侧轴承，用以清洗和润滑远侧轴承。



CN 102065924 B

1. 一种导管泵,其用来被插入哺乳动物的循环系统中,包括:
空心导管(2);
驱动线(1),所述驱动线(1)布置在所述空心导管(2)的内腔(6)中;
驱动轴(5),所述驱动轴(5)与所述驱动线(1)的远端连接以由所述驱动线转动;
近侧壳体(9)和远侧壳体(10),所述近侧壳体(9)和远侧壳体(10)布置在所述驱动轴(5)的近端和远端;
若干个细丝(11),所述细丝(11)在所述近侧壳体(9)与远侧壳体(10)之间延伸;以及
螺旋桨(4),所述螺旋桨(4)在所述近侧壳体(9)与远侧壳体(10)之间布置在所述驱动轴上;
其特征在于:
用于支撑所述驱动轴(5)的远侧轴承(24)和近侧轴承(25)布置在远侧壳体(10)和近侧壳体(9)上;
清洗系统使流体沿着所述空心导管(2)流通至所述近侧轴承(25),用以清洗和润滑所述近侧轴承;并且
通道装置(22)布置在驱动轴(5)内,使流体从所述近侧轴承流通至所述远侧轴承(24),用以清洗和润滑所述远侧轴承;
所述清洗系统包括位于所述空心导管中的专用孔(7),所述孔仅用于使所述流体从所述空心导管的近端流通至空心导管的远端。
2. 根据权利要求1所述的导管泵,其特征在于:所述驱动轴(5)由套筒(8)包围,并且所述通道装置布置在所述驱动轴与所述套筒之间。
3. 根据权利要求1或2所述的导管泵,其特征在于:所述远侧轴承经由封口(23)与周围的空间连接。
4. 根据权利要求1或2所述的导管泵,其特征在于:所述流体沿着从远端向近端的方向在所述内腔(6)中的驱动线的外部流通。
5. 根据权利要求1或2所述的导管泵,其特征在于:环绕所述空心导管(2)并且能沿轴向移动的鞘套(3)将由所述若干个细丝(11)组成的笼罩和螺旋桨桨叶(4)从靠近所述驱动轴的折叠位置展开至展开位置。
6. 根据权利要求5所述的导管泵,其特征在于:螺旋桨由环带(17)环绕。
7. 根据权利要求6所述的导管泵,其特征在于:所述环带包括充气环。
8. 根据权利要求7所述的导管泵,其特征在于:所述鞘套(3)能够移动第一距离以展开所述笼罩并且能够移动第二距离以展开所述螺旋桨桨叶(4)。
9. 一种导管泵,其用来被插入哺乳动物的循环系统中,包括:
空心导管(2);
鞘套(3),所述鞘套(3)包围所述空心导管(2)并且能沿轴向相对于空心导管(2)移动;
驱动线(1),所述驱动线(1)布置在所述导管(2)的内腔(6)中;
驱动轴(5),所述驱动轴(5)与所述驱动线(1)的远端连接以由所述驱动线转动;
螺旋桨(4),所述螺旋桨(4)布置在所述驱动轴上;
近侧壳体(9)和远侧壳体(10),所述近侧壳体(9)和远侧壳体(10)布置在所述驱动轴

(5) 的近端和远端 ;以及

若干个细丝(11),所述细丝(11)在所述近侧壳体与远侧壳体之间延伸 ;

其特征在于 :

所述近侧壳体(9)与所述空心导管(2)连接,并且所述远侧壳体与所述轴(5)连接,

由此所述鞘套(3)相对于所述空心导管(2)的轴向移动导致所述远侧壳体(10)靠近所述近侧壳体(9),从而使得所述细丝展开而形成笼罩 ;并且

所述驱动轴(5)包括螺旋桨销(13),所述螺旋桨销(13)布置成使得所述螺旋桨(4)能在螺旋桨(4)平行于驱动轴(5)的第一折叠位置与螺旋桨(4)垂直于驱动轴(5)的展开位置之间枢转,

由此所述驱动轴(5)由套筒(8)包围,所述套筒(8)包括致动销(15),所述致动销(15)能沿轴向移动以与所述螺旋桨的第二凸轮表面(12b)协作从而展开所述螺旋桨,

由此鞘套(3)的所述轴向移动在第一移动中展开所述笼罩,并且在接下来的第二移动中所述套筒的致动销(15)作用于所述第二凸轮表面(12b)从而展开所述螺旋桨(4)。

10. 根据权利要求9所述的导管泵,其特征在于 :弹簧加载的螺栓(14)布置成与所述螺旋桨(4)的凸轮表面(12a, 12c)相协作。

11. 根据权利要求9或10所述的导管泵,其特征在于还包括一个清洗流体系统,所述清洗流体系统包括 :

轴向内腔(7),所述轴向内腔(7)位于所述空心导管(2)中用以向所述驱动轴(5)近侧的近侧轴承提供流体 ;

通道(22),所述通道(22)位于所述驱动轴中用以向所述驱动轴远侧的远侧轴承提供流体 ;以及

封口(23),所述封口(23)使流体从所述远侧轴承流出至外界。

用于循环支持的导管泵

技术领域

[0001] 本发明涉及一种导管泵,其用来例如经由股动脉被导入哺乳动物身体内并且例如被置于主动脉中以用于心脏的循环支持。所述导管泵可布置在主动脉中的左心室瓣膜的后方或肺动脉中的右心室瓣膜的后方。

[0002] 背景技术

[0003] 由 US 5,749,855 已知用于循环支持的已有装置,其发明人与本发明的发明人相同。所述装置包括驱动线,其中驱动线的一端可连接至驱动源,而驱动线的另一端可连接至可折叠驱动螺旋桨。可折叠驱动螺旋桨可在关闭构造与打开构造之间进行调节,在关闭构造中可折叠驱动螺旋桨折叠在驱动线上,在打开构造中可折叠驱动螺旋桨展开以便作为叶轮进行操作。套筒在可折叠驱动螺旋桨的一侧与可折叠驱动螺旋桨的另一侧之间延伸,并且该套筒可在可折叠驱动螺旋桨处于打开构造与关闭构造之间运动。栅格笼罩布置在螺旋桨的周围并且与螺旋桨同时展开。

[0004] 该装置在许多情形下操作非常良好。然而,仍旧存在改进的余地。例如,如果在螺旋桨展开之前栅格笼罩先展开将更加安全。另外,支撑螺旋桨的轴需要由轴承支撑,并且所述轴承需要被润滑。

[0005] 从 US 2008/0132748A1、US 2008/0114339A1 或 W003/103745A2 中已知其他的导管泵。

[0006] 发明内容

[0007] 因此,本发明的目的在于单独地或以任意组合缓解、减轻或消除一个或多个上述不足和缺点。

[0008] 根据本发明的一方面,提供一种根据权利要求 1 所述的导管泵。

[0009] 驱动轴可由套筒包围,并且所述通道装置可布置在所述驱动轴与所述套筒之间,类似于轴和 / 或套筒内的沟槽。清洗系统可包括位于所述空心导管中的专用孔,所述孔仅用于使所述流体从空心导管的近端流通至空心导管导管的远端。远侧轴承可经由封口与周围的空间连接。流体可沿着从远端向近端 的方向在所述内腔中的驱动线的外部流通。

[0010] 在另一实施例中,存在环绕所述空心导管并且可沿轴向移动的鞘套,该鞘套将由若干个细丝组成的笼罩和螺旋桨桨叶从靠近所述驱动轴的折叠位置展开至展开位置。螺旋桨可由环带环绕。环带可包括充气环。鞘套可以移动第一距离以展开所述笼罩以及移动第二距离以展开所述螺旋桨桨叶。

[0011] 在另一方面中,提供一种根据权利要求 10 所述的导管泵。

[0012] 弹簧加载的螺栓可布置成与所述螺旋桨的凸轮表面相协作。

[0013] 在实施例中,可布置有清洗流体系统,包括:轴向内腔,其位于所述空心导管中用以向驱动轴近侧的近侧轴承提供流体;通道,其位于所述驱动轴中用以向驱动轴远侧的远侧轴承提供流体;以及封口,其使流体从远侧轴承流出至外界。

[0014] 附图说明

[0015] 参照附图,由以下本发明实施例的详细描述将明了本发明的其他目的、特征以及

优点,其中:

[0016] 图 1A 是根据本发明实施例的系统的立体示意图。

[0017] 图 1B 和 1C 是示出根据本发明实施例的泵头的截面图。图 1B 示出了插入过程中折叠的泵头,并且图 1C 示出了处于展开或张开位置的泵头。

[0018] 图 1D 是沿图 1B 中的线 D-D 截取的横截面图。

[0019] 图 2A 是示出导管泵头的张开的远侧部分的局部立体图。

[0020] 图 2B 是图 2A 中由圆圈 2B 圈绕的中央部分的放大图。

[0021] 图 3A 和 3B 是示出螺旋桨轴的壳体以及末端轴承和本体轴承的截面图。

[0022] 图 3C 是图 3A 的一部分的局部视图。

[0023] 图 4 是示出螺旋桨轴的局部立体图,其中去除了滑动外侧套筒的一部分以示出螺旋桨轴的外表面上的纵向通道。

[0024] 图 5A 至 5D 是示出螺旋桨浆叶如何从折叠位置张开至展开位置的立体图。

[0025] 图 6A 至 6C 是以图 5A 至 5D 中所示螺旋桨的放大比例示出展开机构的局部视图。

[0026] 图 7 至 11 是示出导管泵如何可以与其他治疗装置和 / 或诊断工具一起组合使用的立体端视图。

[0027] 具体实施方式

[0028] 下面,将参照附图描述本发明的若干个实施例。以阐释的目的描述这些实施例以便使得技术人员能够实施本发明并且披露最佳实施方式。然而,这些实施例并不限定本发明。此外,在本发明的范围内可以进行不同特征的其他组合。

[0029] “Reitan(里坦)导管泵系统”是基于根据实施例的挠性导管末端处的可折叠螺旋桨的概念的临时循环支持系统。心脏衰竭患者当其自身的的心脏无法对身体提供足够的含氧血液时使用该系统。该系统的基本原理对应于以上所提及的 US 5,749,855 中描述的系统的基本原理。

[0030] 市场上存在若干种血泵,但大多数需要较大的外科手术以被植入。因此,使用可折叠螺旋桨的好处在于:该可折叠螺旋桨在置入过程中被折叠,因此可以在无需外科手术的情况下将具有高流动能力的大双翼螺旋桨导入体内。该螺旋桨布置在泵头中的导管的远端处。除了螺旋桨之外,泵头还包括由包围螺旋桨的六个细丝支撑的笼罩以便保护主动脉免受螺旋桨的损害。

[0031] 经由腹股沟中的股动脉上的穿孔通过引导鞘套经皮实现置入,并且在泵头位于左锁骨下动脉下方大致 5 至 10 厘米的情况下使泵进入到胸主动脉中。一旦就位,螺旋桨及其保护笼罩张开或展开。然后泵为操作做准备。螺旋桨的转动在主动脉内部产生压力梯度。在主动脉上部产生的血压压降便于血液从左心室喷出。主动脉下部增加的压力便于内脏——尤其是肾脏——的灌注。

[0032] 利用内旋转式线材将泵安装在挠性导管上,该线材的近端与 DC 马达连接。马达以可调转速操作,通过特别设计的操控台监视该可调转速。

[0033] 泵具有带有两个小通道的清洗系统,这些通道将 20% 的葡萄糖溶液传送至螺旋桨轴的近侧轴承用以润滑和清洗。流体的三分之二进入患者的循环,三分之一的流体返回至废物包。返回的流体沿受到润滑的驱动线通过。

[0034] 所述系统可折叠的好处在于能够将大的螺旋桨导入体内而无需任何大的外科

手术。折叠的泵头和挠性导管的尺寸大约为直径为 10 弗伦奇 (3.3mm)。

[0035] 所述系统包括四个主要组件：

[0036] 1. 导管泵头，

[0037] 2. 驱动单元，

[0038] 3. 操控台，

[0039] 4. 清洗组。

[0040] 导管设计成其通过股动脉进入到主动脉中，使得泵位于下行主动脉中的锁骨下动脉下方 5 至 10cm 处。

[0041] 导管泵头包括挠性的外侧导管或鞘套和空心的内侧导管，两者相对于彼此滑动以张开保护笼罩并且展开笼罩内的螺旋桨。挠性的驱动线穿过内侧导管的中央内腔。内侧导管还具有两个小通道，这些通道将 20% 的葡萄糖溶液传送至泵头用以润滑和清洗。三分之一的流体经由内部的驱动轴腔返回，三分之二的流体被添加到血池。

[0042] 泵头安装在挠性导管的远端处。包围螺旋桨的细丝可折叠，当展开螺旋桨 / 笼罩系统时在螺旋桨周围形成保护笼罩。置入过程中折叠的泵头的尺寸为 3.3mm (10 弗伦奇)，而张开的泵头的尺寸大约为 19.5mm。经由位于内侧导管的中央内腔中的挠性的驱动线传递螺旋桨的转动。

[0043] 导管的近端 (驱动耦合器) 经由磁场与位于驱动单元中的 DC 马达连接。DC 马达、旋转式线材以及螺旋桨的速度可调节并且通过操控台而被监视。可以在 1,000 与 15,000rpm 之间调节速度。

[0044] 驱动单元设计成可定位在患者的床边并且在一端具有与导管泵连接的磁力耦合器。驱动单元的另一端经由线与操控台连接。

[0045] 操控台的主要功能是监视和控制导管泵和用于清洗流体的蠕动泵的速度。在触摸屏幕上显示用于系统的所有控制和监视参数。操控台还包括用于驱动单元的电池或电力。

[0046] 清洗系统构造成润滑和防止血液进入到泵的转动部分中。从外部 DC 马达经由磁力耦合器和导管中央的挠性线材传递螺旋桨的转动。

[0047] 清洗系统由导管内部的小通道构成，这些通道传送 20% 的无菌葡萄糖溶液以便润滑内部的组件。可对清洗流体添加肝素。三分之一的流体通过内腔而被传送回并且润滑旋转式线材。三分之二的葡萄糖溶液进入患者的循环并且密封驱动轴。可将清洗流体的总量设定为每 24 小时 600ml (大约每分钟 0.4ml) 并且经由蠕动泵传送。操控台控制蠕动泵的速度。

[0048] 图 1 披露了根据实施例的系统的概观。该系统包括导管 A，该导管 A 将要经由股动脉被导入诸如人等哺乳动物的身体内并且被置于主动脉中以用于心脏的循环支持。该导管相对较长从而可以从经皮导入点延伸到例如腹股沟的股动脉中进而到达主动脉弓。

[0049] 导管包括泵头，如以下更加详细所描述的，在笼罩内封包有螺旋桨。可将泵头置于胸主动脉中的主动脉内气囊位置。也可采用其他位置。

[0050] 导管的另一端在近端处延伸到哺乳动物的外部并且与驱动单元 B 连接，以下还将进一步描述驱动单元 B。驱动单元 B 与操控台 C 连接并且由操控台 C 控制，该操控台 C 可包括电池、触摸屏幕显示器以及计算机系统。

[0051] 在图 1B 和 1C 中示出了导管的远侧部分即泵头。导管包括驱动线 1，该驱动线具

有挠性并且尽管在某种程度上可以弯曲但仍可传递转矩。驱动线 1 被封包在空心的内侧导管 2 内,内侧导管 2 转而被封包在外侧导管或鞘套 3 内。

[0052] 在本说明书中,表述“远侧”意指远离经皮导入点,而“近端”意指与“远侧”相比更接近经皮导入点。

[0053] 如图 1B 和 1C 中图例所示,驱动线 1、空心导管 2 以及鞘套 3 沿着整个导管泵延伸。

[0054] 驱动线 1 在其远端处与驱动轴 5 连接。可折叠螺旋桨 4 在图 1B 所示的折叠位置附接到轴上。

[0055] 如图 1D 中的横截面视图所示,内侧导管 2 包括具有中央内腔 6 的圆筒体,驱动线 1 布置在其内。另外,内侧导管 2 包括两个轴向孔 7,稍后将对此进一步描述。内侧导管在纵向上相对较硬并且在横向上具有挠性。这样,导管具有足够的刚度以借助自身而被插入到血管系统中并且移动至期望的位置。导管还具有足够的挠性以便遵循血管系统的曲率。

[0056] 如果采用导引线来插入导管泵,则导引线可在孔 7 中之一的内部延伸。

[0057] 如图 1D 所示驱动线 1 以小的间隙配合在中央内腔 6 中。该间隙可包括润滑剂以便于驱动线 1 可在不转动的导管 2 中自由转动。鞘套 3 以一定间隙包围内侧导管 2。如稍后所述,鞘套 3 可沿着轴向相对于内侧导管 2 移动。

[0058] 在泵头中,如图 1B 所示,驱动线 1 的远端附接到布置在驱动轴近端处的接头 5a 上。如图 1B、3A 以及 3B 所示,驱动轴支撑在远侧轴承 24 和近侧轴承 25 中。

[0059] 近侧壳体 9 和远侧壳体 10 布置在驱动轴 5 的远端和近端附近。若干个细丝 11 布置在壳体 9 与壳体 10 之间。在折叠位置,如图 1B 和 3C 所示,细丝 11 平行于驱动轴 5 并且靠近驱动轴延伸。

[0060] 驱动轴 5 由套筒 8 覆盖,套筒 8 可在驱动轴 5 上沿轴向移动。在折叠位置,套筒 8 从近侧壳体 9 起延伸并且如图 3C 所示截止于远侧壳体前的短距离 27 处。

[0061] 远侧壳体 10 经由驱动轴 5 附接至内侧导管 2 和驱动线 1。从图 2A 可看出,近侧壳体 9 附接至外侧导管或鞘套 3。外侧导管 3 可沿着轴线相对于内侧导管 2 移动。当外侧导管 3 向图 2A 中的下方移动时,如图 2A 所示,近侧壳体 9 朝远侧壳体 10 前进,导致细丝 11 向外弯曲而形成笼罩。细丝 11 的这种弯曲可借助于布置在细丝 11 内侧且靠近中部的弱化线 26 (参见图 4)。

[0062] 当最初形成笼罩时,外侧导管 3 和近侧壳体 9 朝向远侧壳体 10 的持续移动导致折叠的螺旋桨展开至图 2A 所示的位置,稍后结合图 5A 至 5D 对此进一步描述。

[0063] 这样形成的笼罩保护血管 20 的内壁免受螺旋桨的损害。由于笼罩在螺旋桨展开之前通过与螺旋桨的展开相同的运动先展开,因此确保在螺旋桨展开之前先形成笼罩。这样,好处在于:同样在螺旋桨展开过程中也保护血管免受螺旋桨的损害。

[0064] 如图 2B 所示,螺旋桨 4 包括两个桨叶 4,这两个桨叶由穿过驱动轴 5 延伸的螺旋桨销 13 支撑。此外,每个螺旋桨桨叶包括与弹簧螺栓 14 协作的凸轮表面 12 和附接至套筒 8 上的致动销 15。

[0065] 外侧导管 3 和近侧壳体 9 朝向远侧壳体 10 的整个运动对应于图 3C 中所示且以上所提及的短距离 27。

[0066] 如图 3B 所示,驱动轴的外表面设置有沿着套筒 8 内的整个驱动轴延伸的若干个通道 22。

[0067] 在经皮点从身体延伸出的内侧导管 2 的端部将润滑剂或清洗流体导入一个或两个孔 7 (参加图 1D)。如图 3B 所示,流体在接头 5a 附近处从孔 7 中流出。由线 28 标示的流体包围接头 5a 并且润滑近侧轴承 25,并且流出至轴承外部的血液中以便清洗轴承并且防止血液沿相反方向进入轴承。

[0068] 另外,流体进入通道 22 并且朝向远侧壳体流通。

[0069] 此外,一部分流体转移至如图 1D 所示的内侧导管 2 与中央内腔 6 内部的挠性驱动线 1 之间的间隙。该流体将润滑驱动线并且确保驱动线可顺滑地操作。该流体将返回至经皮点并且被收集起来。这样返回的部分流体大约为整个流量的三分之一。

[0070] 如图 3A 中的线 29 所示,在近侧壳体 9 处进入通道 22 的流体将在远侧壳体 10 处从通道 22 流出。流体将包围远侧轴承 24 并且润滑该轴承。流体 将流出到套筒 8 之外并且越过布置在套筒 8 周围的封口 23。套筒 8 可相对于封口 23 在图 3C 所示的细丝和螺旋桨折叠时的位置与图 3A 所示的螺旋桨和笼罩展开时的位置之间移动。该流体最终经由封口 23 进入血管的内部并且防止血液沿相反方向流通。

[0071] 这样,通过这种布置,近侧轴承 25 和远侧轴承 24 两者均由流体润滑,并且流体清洗近侧壳体 9 和远侧壳体 10 的内部,从而没有血液可以进入到壳体内部。

[0072] 如图 3C 所示,通道 22 同样在笼罩和螺旋桨的折叠位置对远侧壳体的内部敞开。这样,好处在于:可以在展开笼罩和螺旋桨之前并且开始任何螺旋桨动作在之前提供清洗流体。

[0073] 选择性地或附加地,通道 22 可位于外侧滑动套筒 8 的内表面上或在驱动轴的中央布置为轴向孔。驱动轴 5 和套筒 8 两者共同转动。

[0074] 现在将参照图 5A 至 5D 描述螺旋桨的展开。未示出带有细丝 11 的展开的笼罩以使得其他细节将清晰可见。

[0075] 从图 5A 和 6B 可看出,在螺旋桨桨叶 4 的折叠位置,弹簧螺栓 14 与螺旋桨桨叶的凸轮表面 12a 接合并且将螺旋桨桨叶保持在折叠位置。参见图 6B,由弹簧 16 偏压弹簧螺栓 14。

[0076] 在套筒 8 上布置有两个致动销 15。当套筒 8 向下前进以便展开笼罩时,致动销 15 移动到图 5B 所示的位置,对螺旋桨桨叶的第二凸轮表面 12b 产生作用。

[0077] 如图 5C 和 6A 所示,套筒 8 进一步向下移动将使凸轮表面 12b 向下移动,由此使螺旋桨桨叶绕着螺旋桨销 13 枢转。此动作受到弹簧螺栓 14 的抵抗。如图 5C、5D 以及 6A 所示,弹簧螺栓被迫越过凸轮肩台 12c。

[0078] 套筒 8 进一步向下移动将使螺旋桨展开至图 2B 所示的位置。相对的致动销 15 防止螺旋桨桨叶 4 移动超过 90 度位置。

[0079] 从图 2B 可看出,当螺旋桨完全展开时,弹簧螺栓 14 不与螺旋桨桨叶的凸轮表面接触。在此位置,螺旋桨桨叶被致动销 15 锁定。

[0080] 螺旋桨桨叶将随着致动销 15 的相反运动而收回至折叠位置。然后,笼罩将折叠至折叠位置。

[0081] 这样,可见笼罩在螺旋桨展开之前先展开或张开。螺旋桨在部分或完全张开的笼罩里展开。这样可防止血管壁在螺旋桨桨叶展开过程中可能被尖锐的边缘损害。

[0082] 图 7 示出了导管泵的另一实施例,其中笼罩设置有在细丝的外侧位置包围细丝的

环带 17。此布置使得可以增置导引线 18, 该导引线可穿过导管泵, 而不会影响泵的操作或在螺旋桨浆叶转动过程中与螺旋桨浆叶接触。

[0083] 选择性地或附加地, 可将导引管 19 插入血管 20 并且穿过泵头。可借助于导引线 18 和 / 或导引管 19 来插入治疗装置 21。该治疗装置 21 可为冠状血管扩张伸展装置、超声波冠状动脉装置、给药装置、左心室压力测量装置、用于压力容积环的电导管、用于左心室的电生理学的导管、微型摄像机、摄影机、气囊导管、冠状血管成形术导管等。

[0084] 图 8 是示出根据图 7 的布置的端视图。

[0085] 如图 9 所示, 可将环带 17 布置为充气环。这样, 可沿着血管 20 的壁抑制血液的回流。在图 10 中进一步示出了在不具有这种环的情况下回流的流型。

[0086] 图 11 示出了被插入心脏附近位置的主动脉的导管泵。导引管 19 在导管泵的外部延伸。借助于导引线 18 插入导引管 19。可在插入导管泵并张开笼罩 11 之前完成至少导引线 18 的插入。环带 17 防止导引线 18 以及导引管 19 两者与螺旋桨 4 相接触。

[0087] 在身体外部, 如图 1 所示导管装置 A 与驱动单元 B 连接。驱动单元包括电动马达, 电动马达具有布置在其轴上的径向盘。该盘包括若干个附接于盘表面的永磁体。挠性驱动线 1 以设置有永磁体的类似的盘截止。马达的盘与驱动线的盘彼此距离较近。然后, 这些磁体吸引而将两个盘连接在一起。这样, 来自马达的转矩可被传递至驱动线。如果例如由于螺旋桨被阻挡的情况而阻止驱动线转动, 则驱动盘的磁体将分离。这样, 实际上不会从马达传递转矩, 直到马达已被止动并且各盘的磁体对准而吸引为止。这是安全措施。

[0088] 驱动单元 B 还包括蠕动泵, 该蠕动泵将清洗流体驱动进内侧导管 2 中的孔 7 内。好处在于: 清洗流体穿过单独通道的内部而到达近侧壳体 9 并且进一步到达远侧壳体 10。如果不是这样而是清洗流体在驱动线外部流通, 则恐怕驱动线的微粒会掉落而污染轴承。

[0089] 清洗流体穿过布置在驱动轴 5 中的内部通道 22。这样, 在近侧壳体与远侧壳体之间不需要单独的部件。清洗流体没有别的出路流出远侧壳体而只能经由封口 23。

[0090] 可将导管泵布置在主动脉中的左心室瓣膜的后方或肺动脉中的右心室瓣膜的后方。可将导管泵布置在心脏瓣膜附近或者进一步布置到主动脉或动脉的任意适当位置。

[0091] 可按照被调节至患者所需的恒定速度来驱动导管泵。如果需要, 可按照例如与心脏基本同步的脉动或部分脉动流量来驱动导管泵。

[0092] 导管泵用来辅助心脏搏动。然而, 也可在心脏不跳动时在心脏外科手术过程中使用导管泵。

[0093] 尽管以上参照具体实施例描述了本发明, 但无意于局限于本文所列举的具体形式。相反, 仅通过所附权利要求来限定本发明, 并且除了以上具体描述的实施例之外的其他实施例等同地涵盖在所附权利要求的范围内。

[0094] 在权利要求中, 术语“包括 / 包含”不排除存在其他元件或步骤。此外, 尽管是分别单独列出, 但例如可由单个单元或程序来实现多个装置、元件或方法步骤。另外, 尽管各个特征可包含在不同权利要求中, 但也可将其有利地组合, 并且包含在不同权利要求中并不意味着各特征的组合不可行和 / 或有利。另外, 单一的附图标记不排除复数。术语“一”、“一个”、“第一”、“第二”等不排除复数。权利要求中的附图标记仅作为清晰实例而提供, 并且不将此解释为以任意方式限定权利要求的范围。

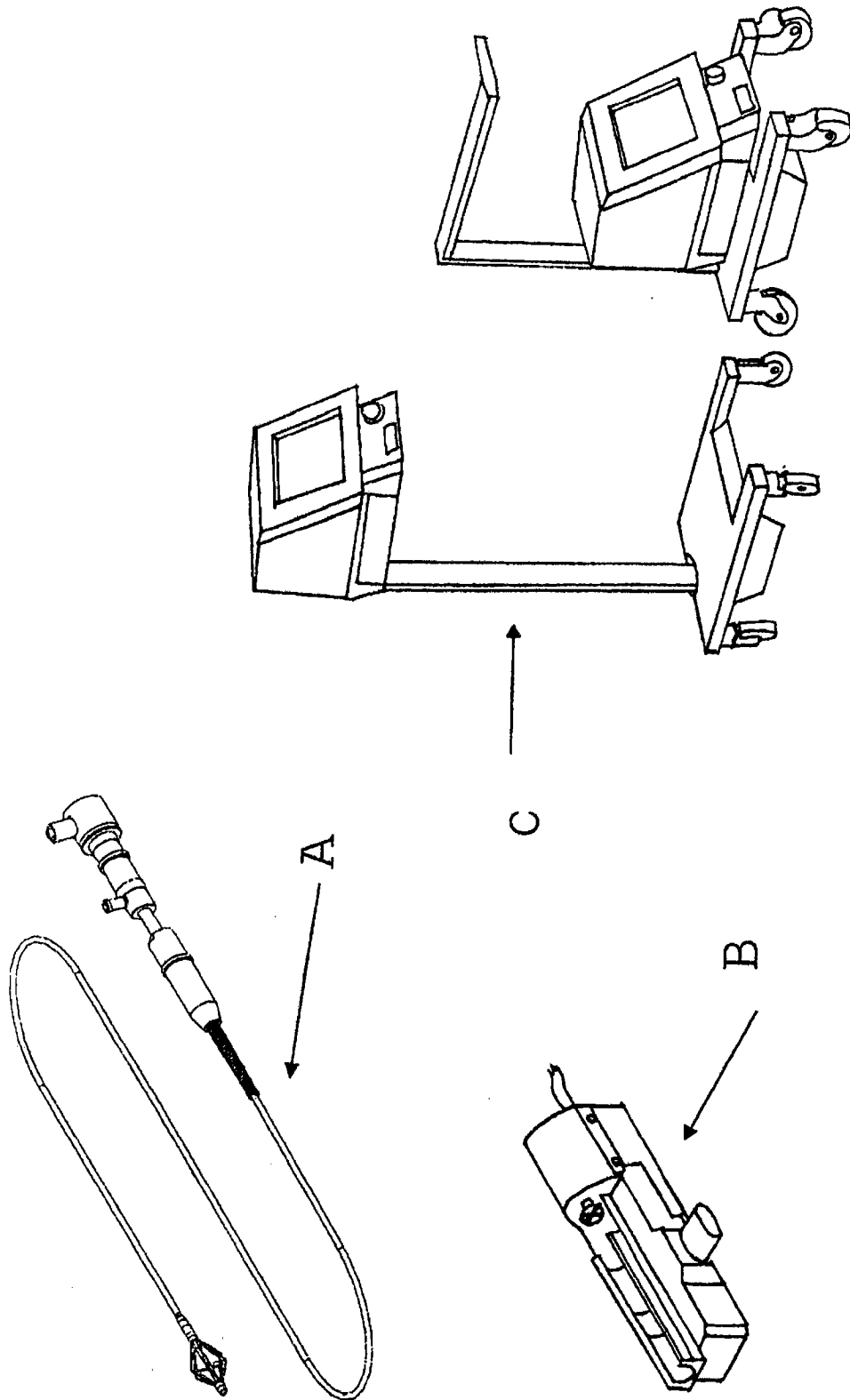


图 1A

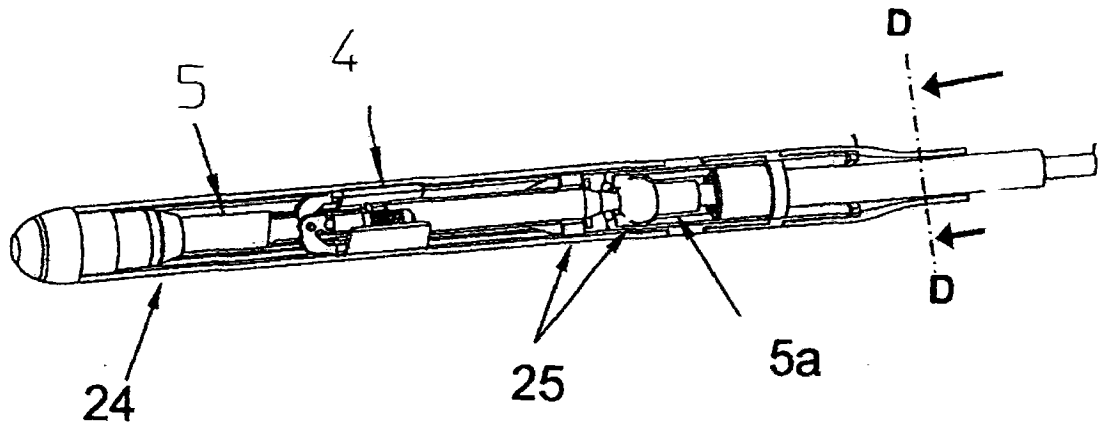


图 1B

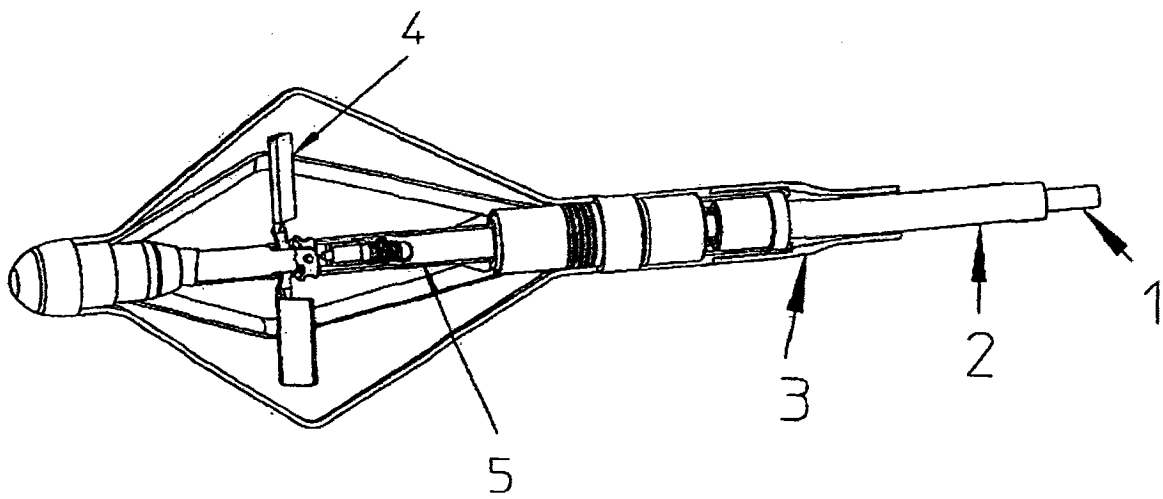


图 1C

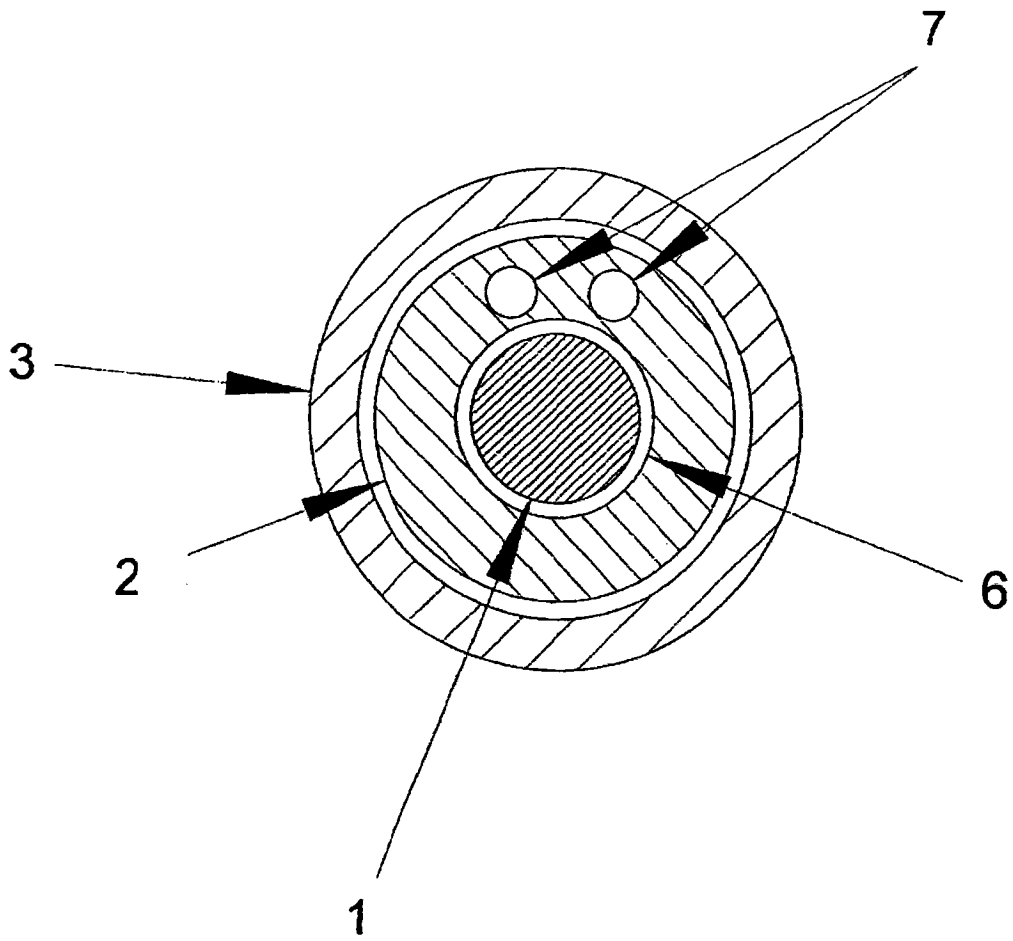


图 1D

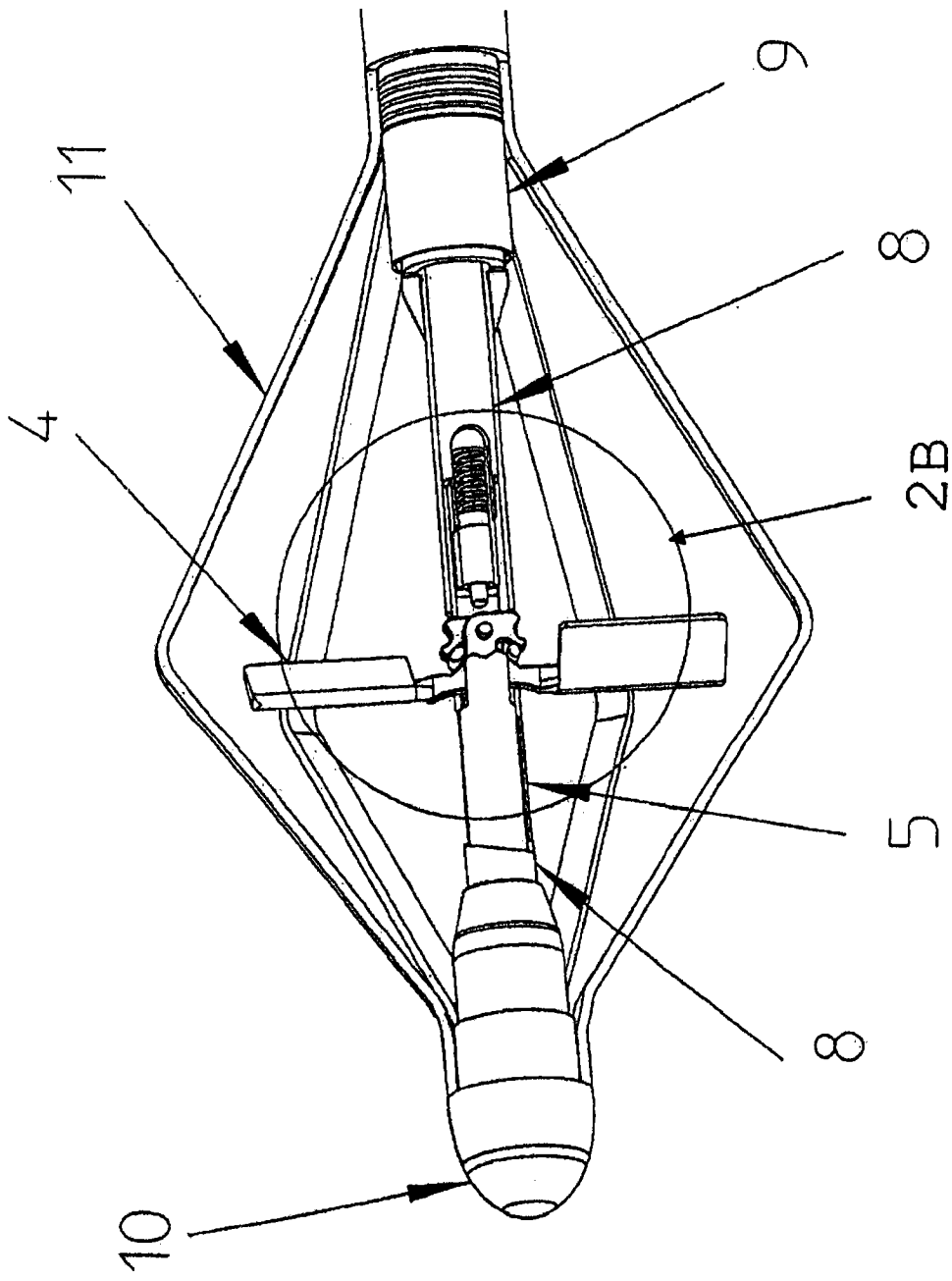


图 2A

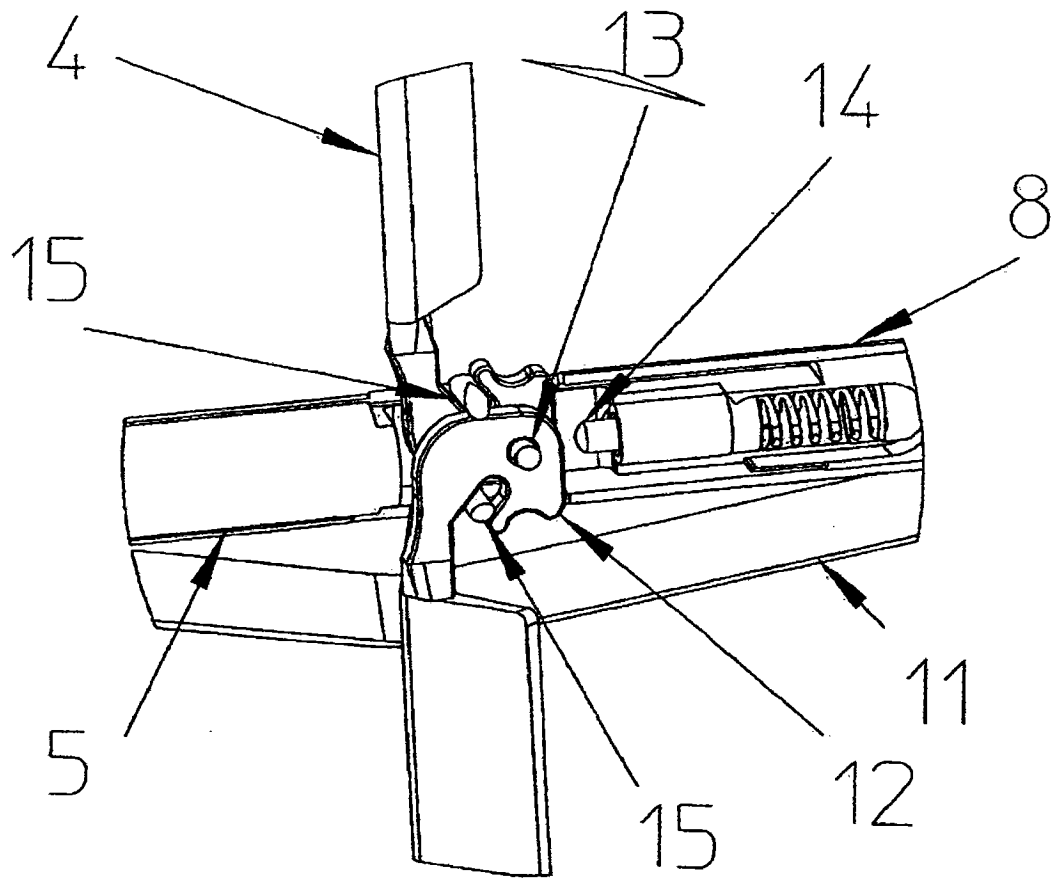


图 2B

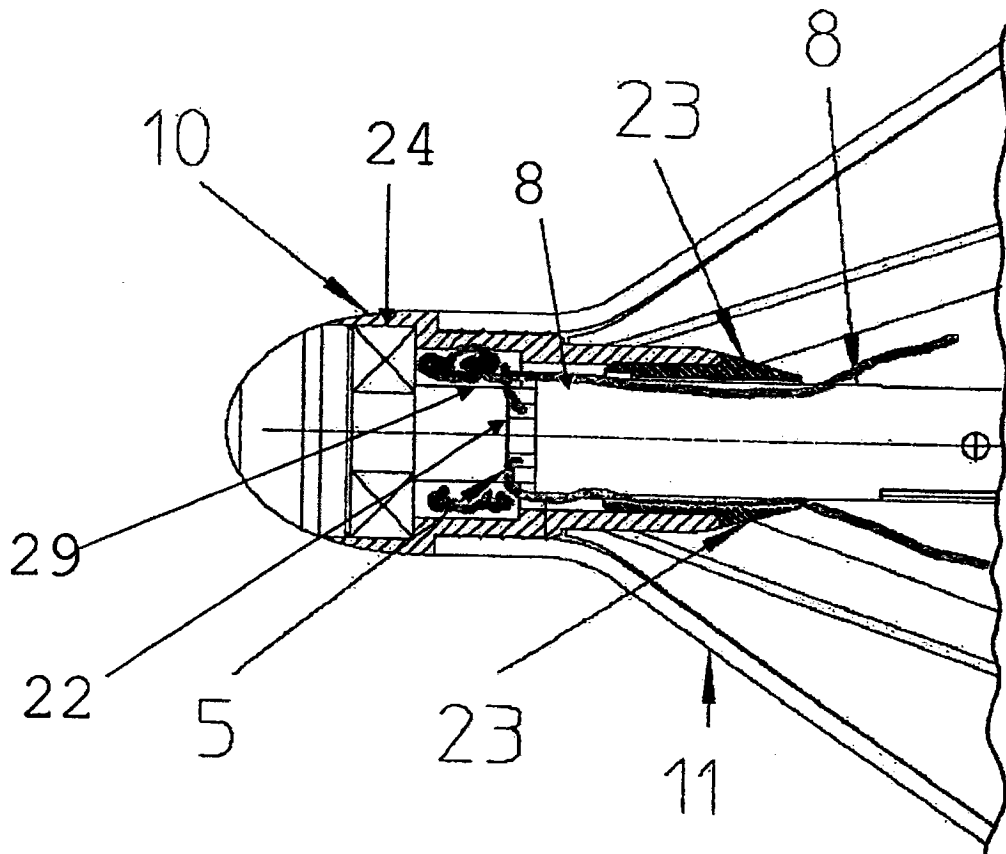


图 3A

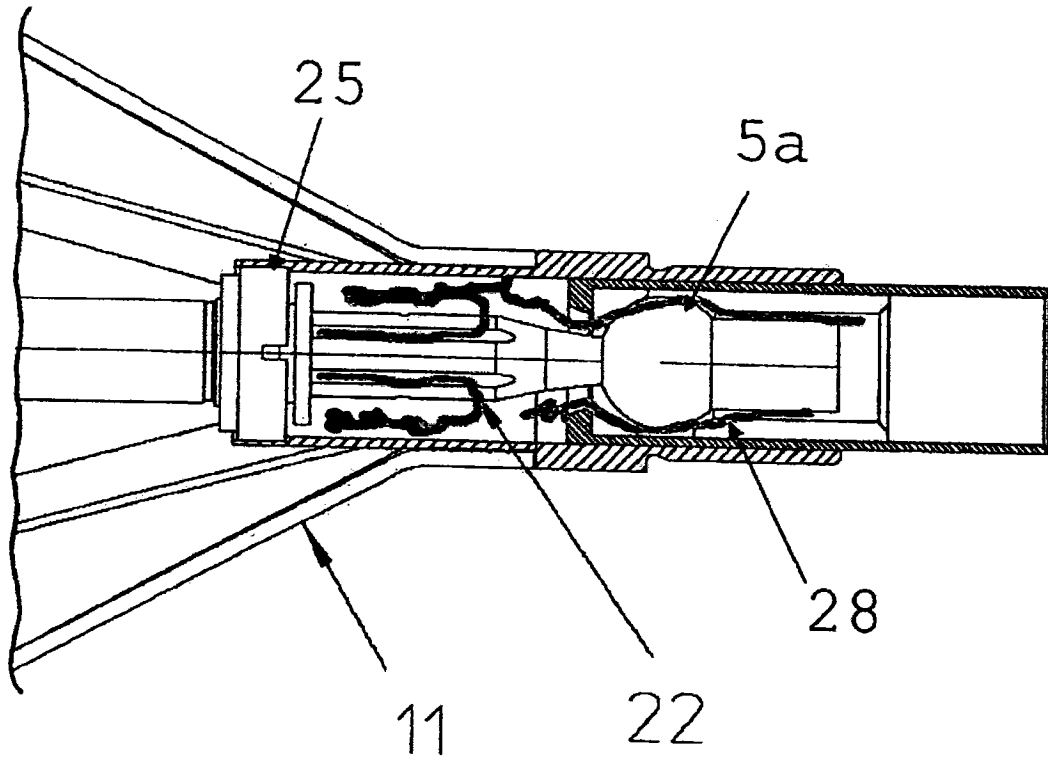


图 3B

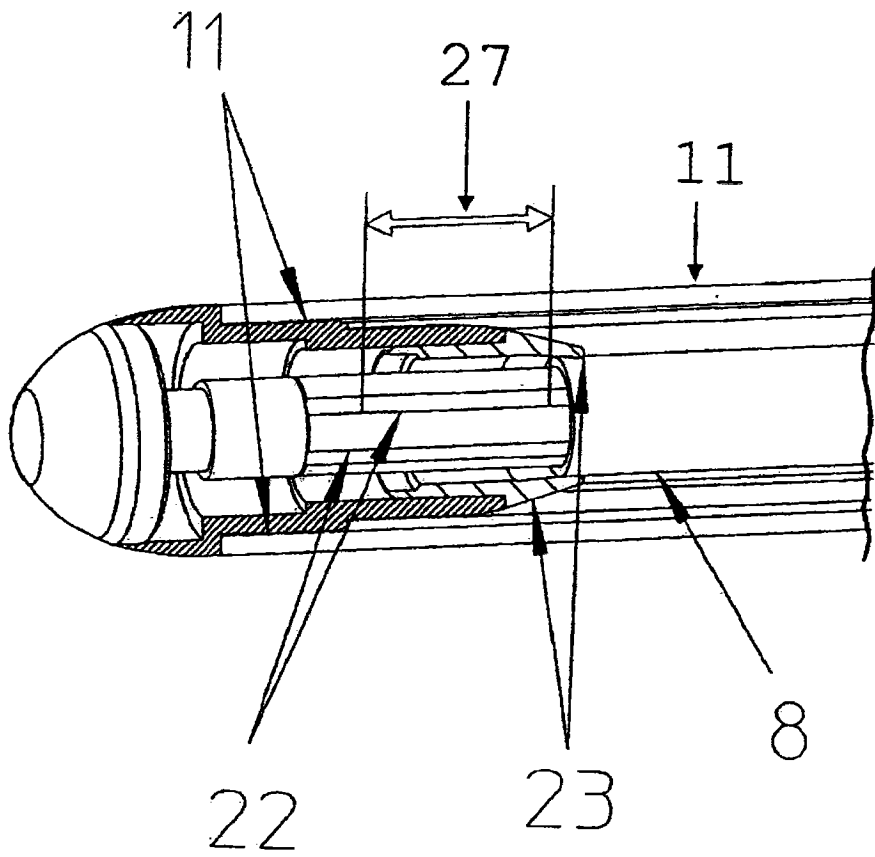


图 3C

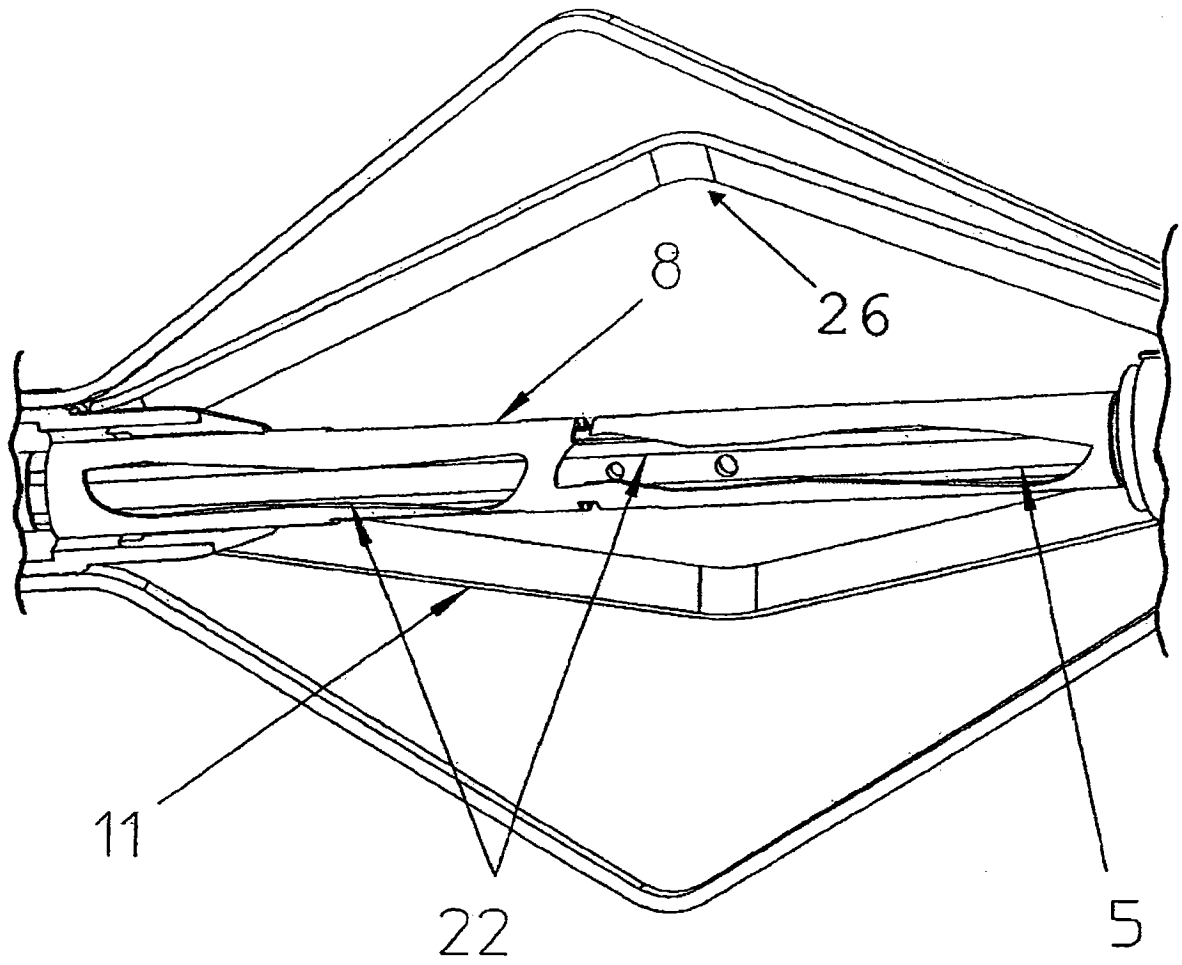


图 4

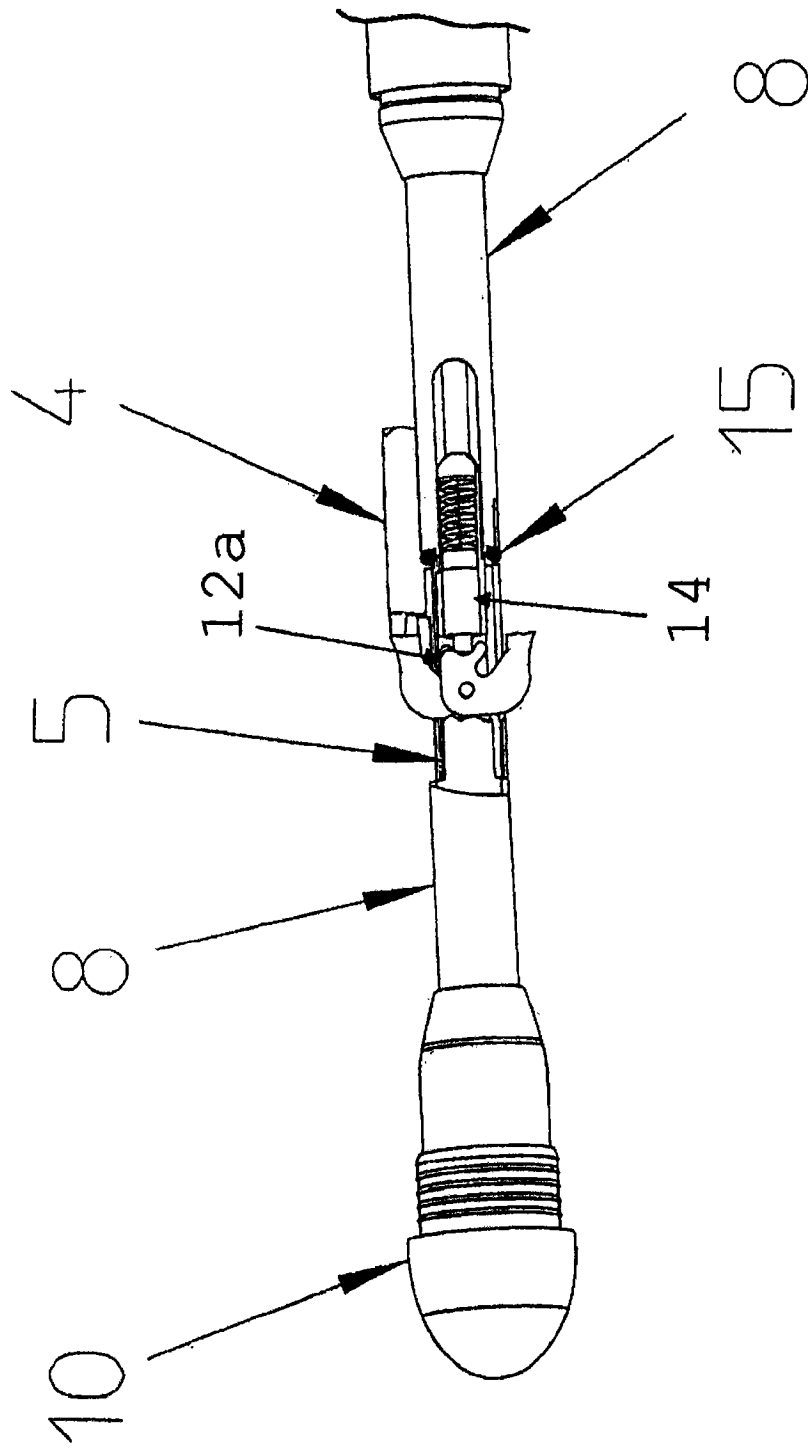


图 5A

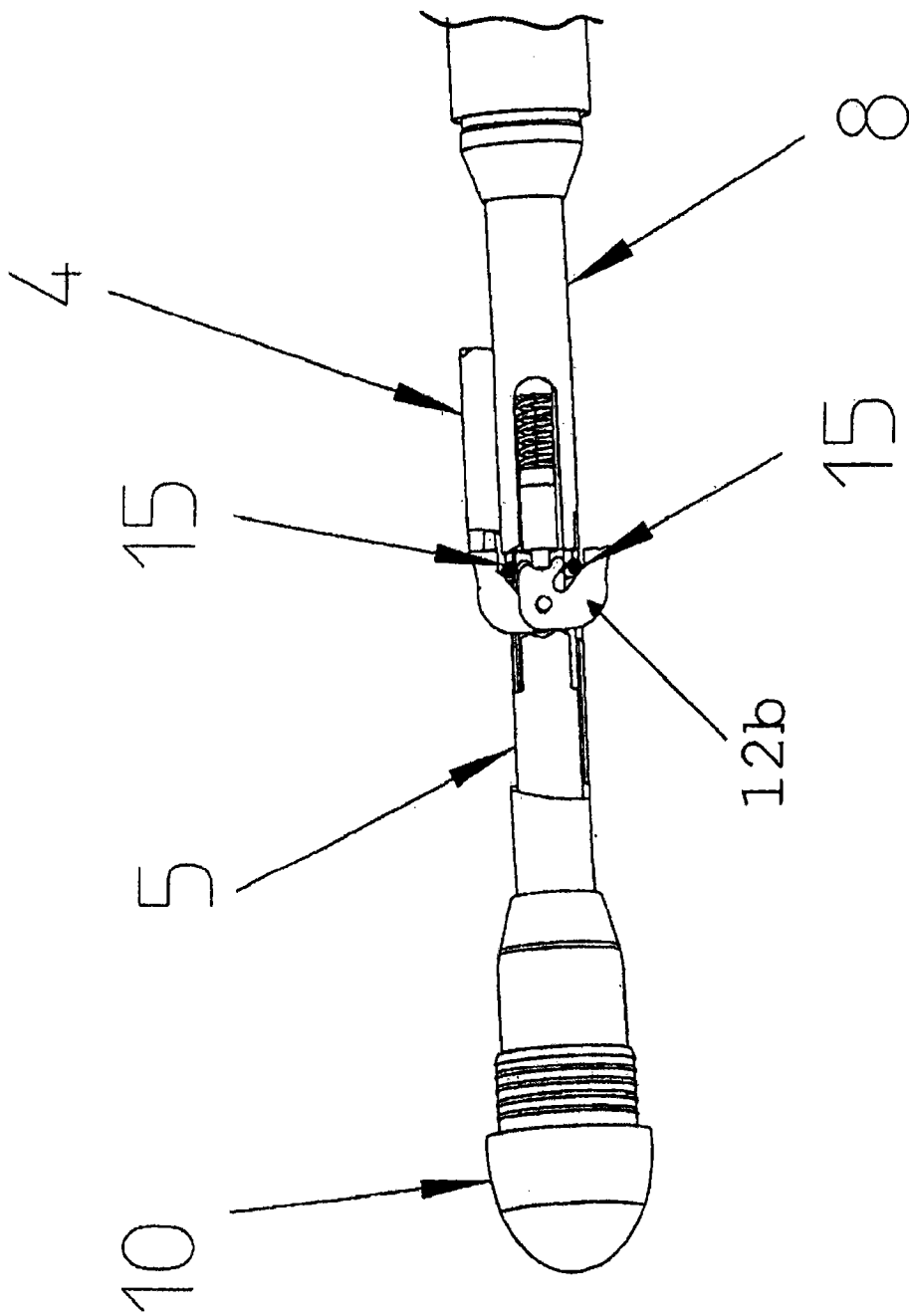


图 5B

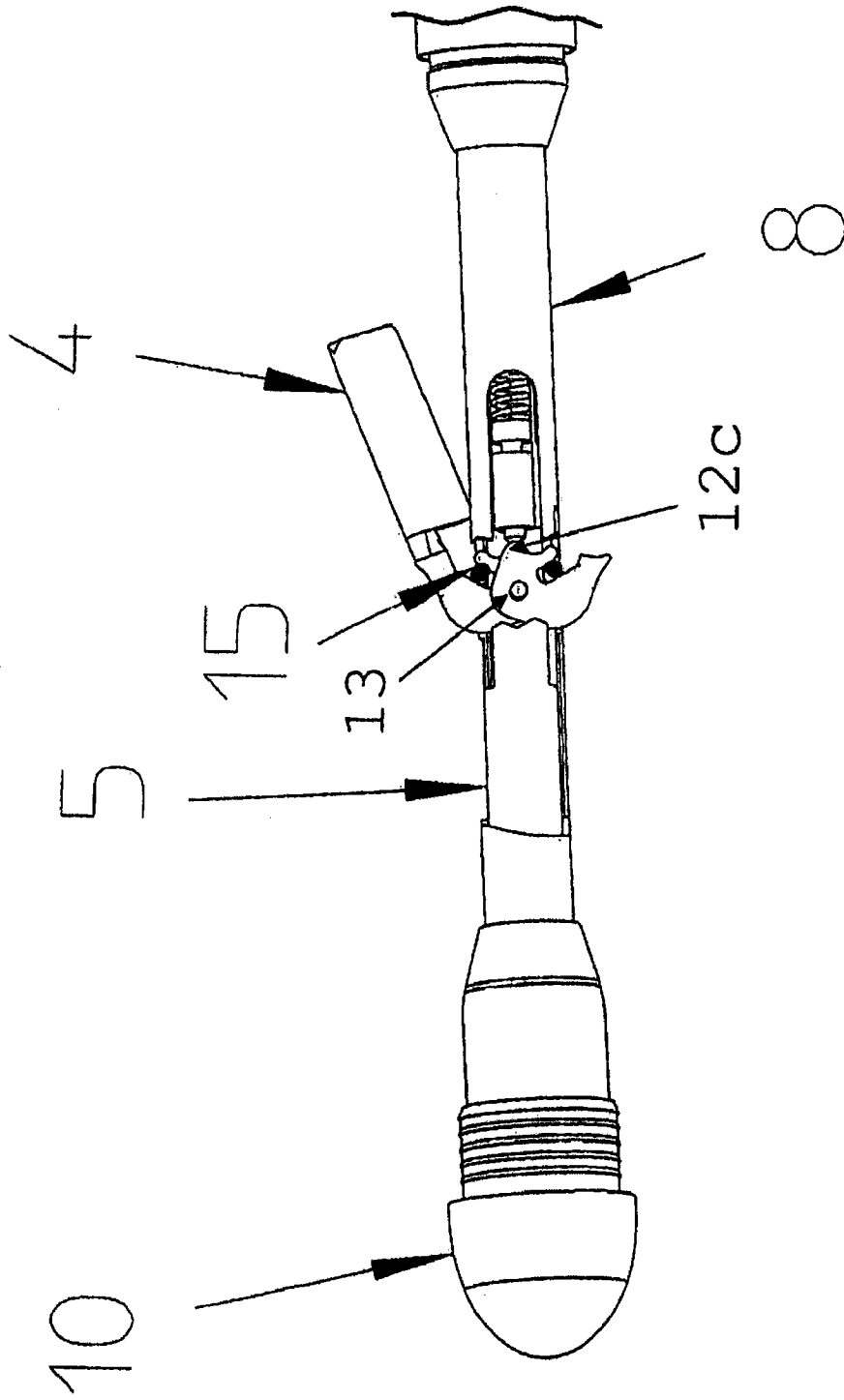


图 5C

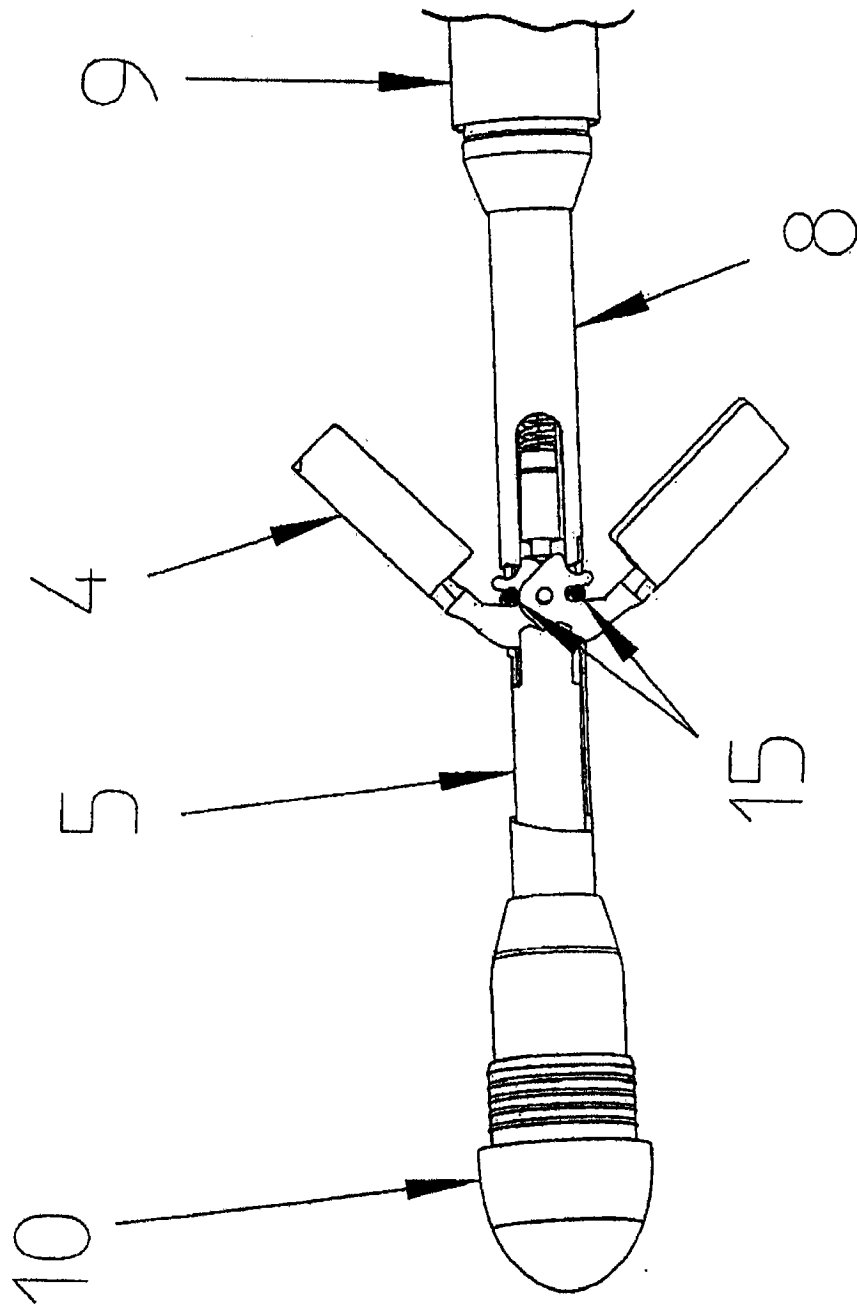


图 5D

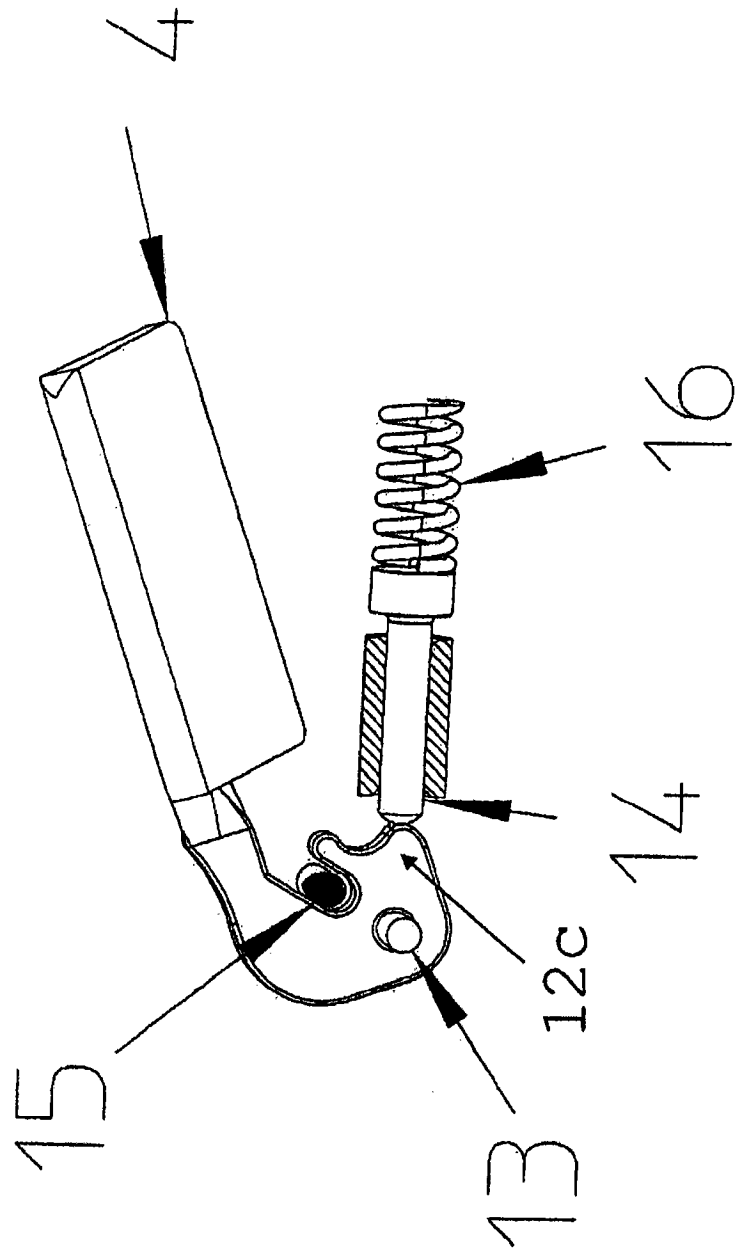


图 6A

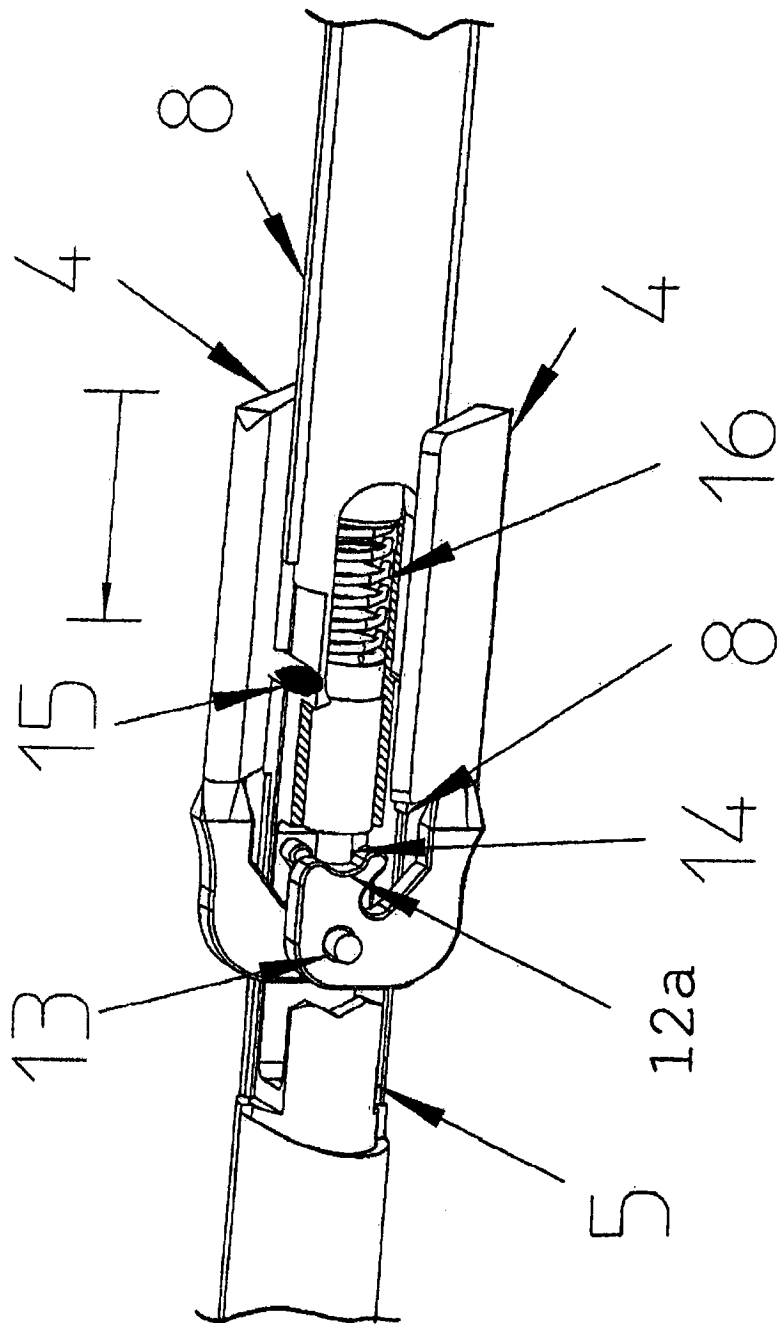


图 6B

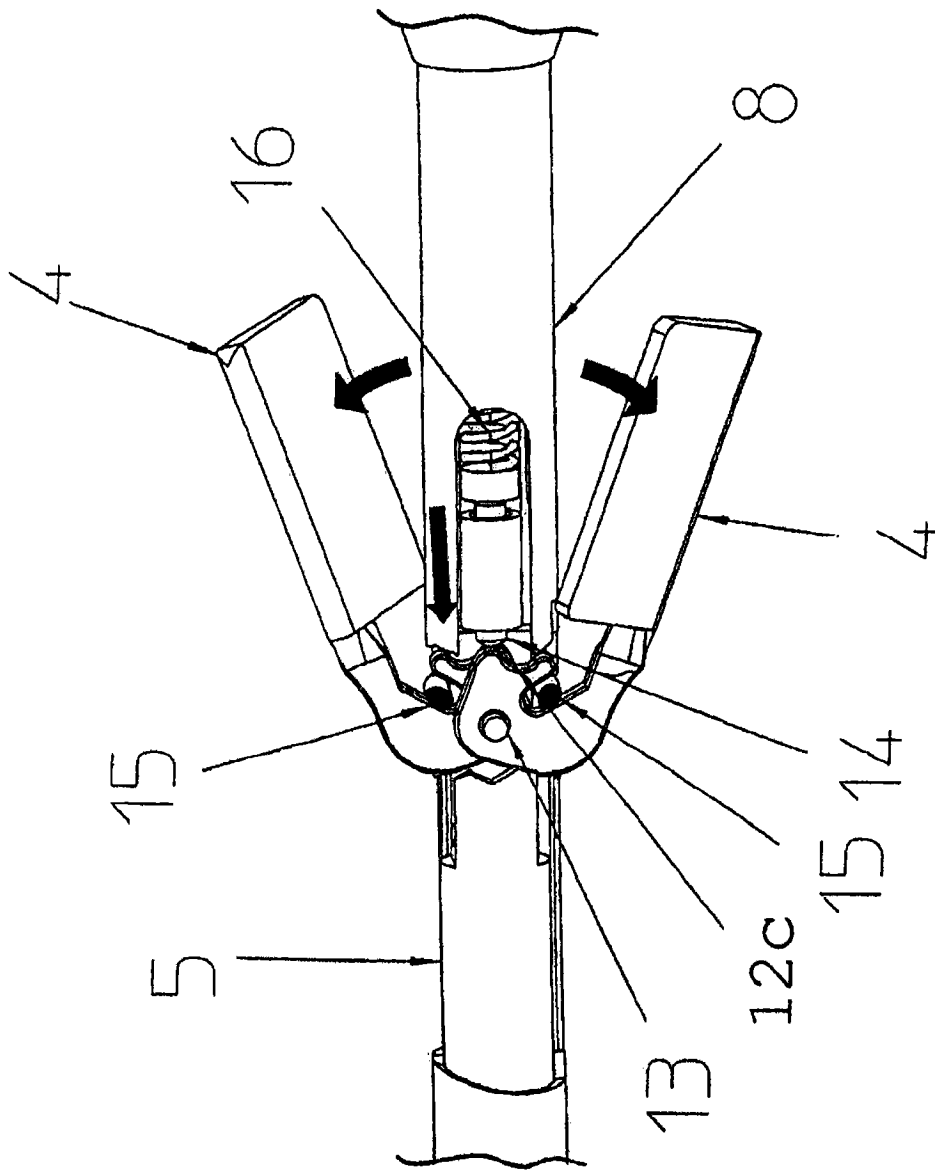


图 6C

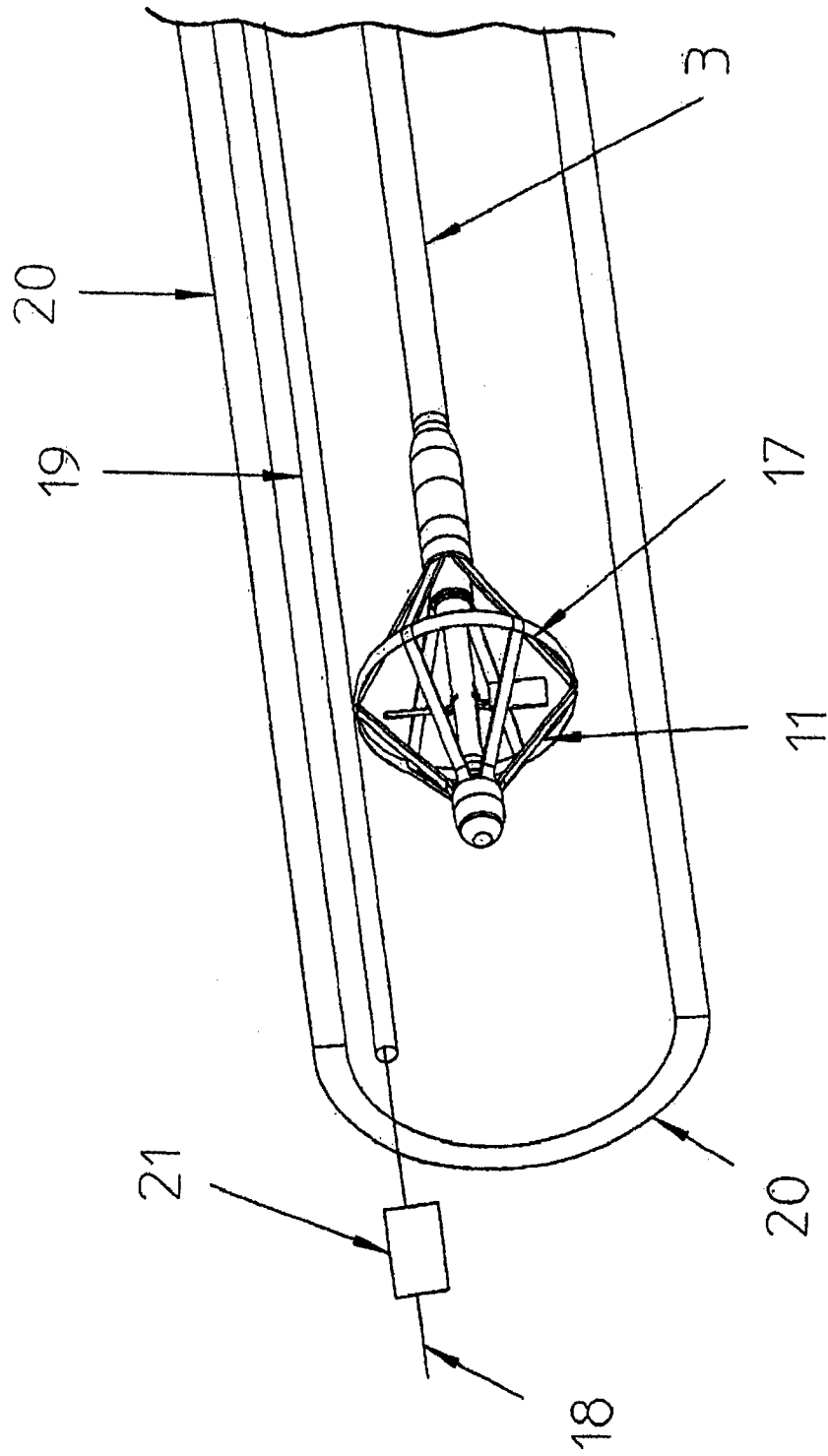


图 7

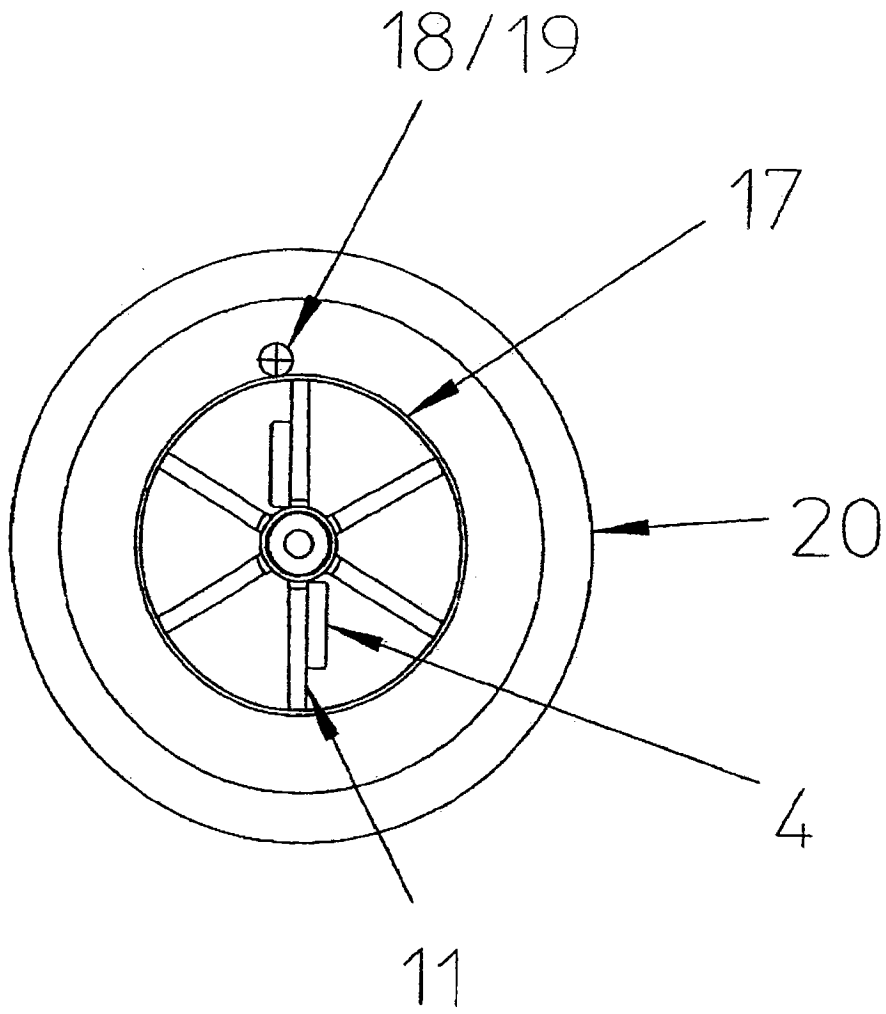


图 8

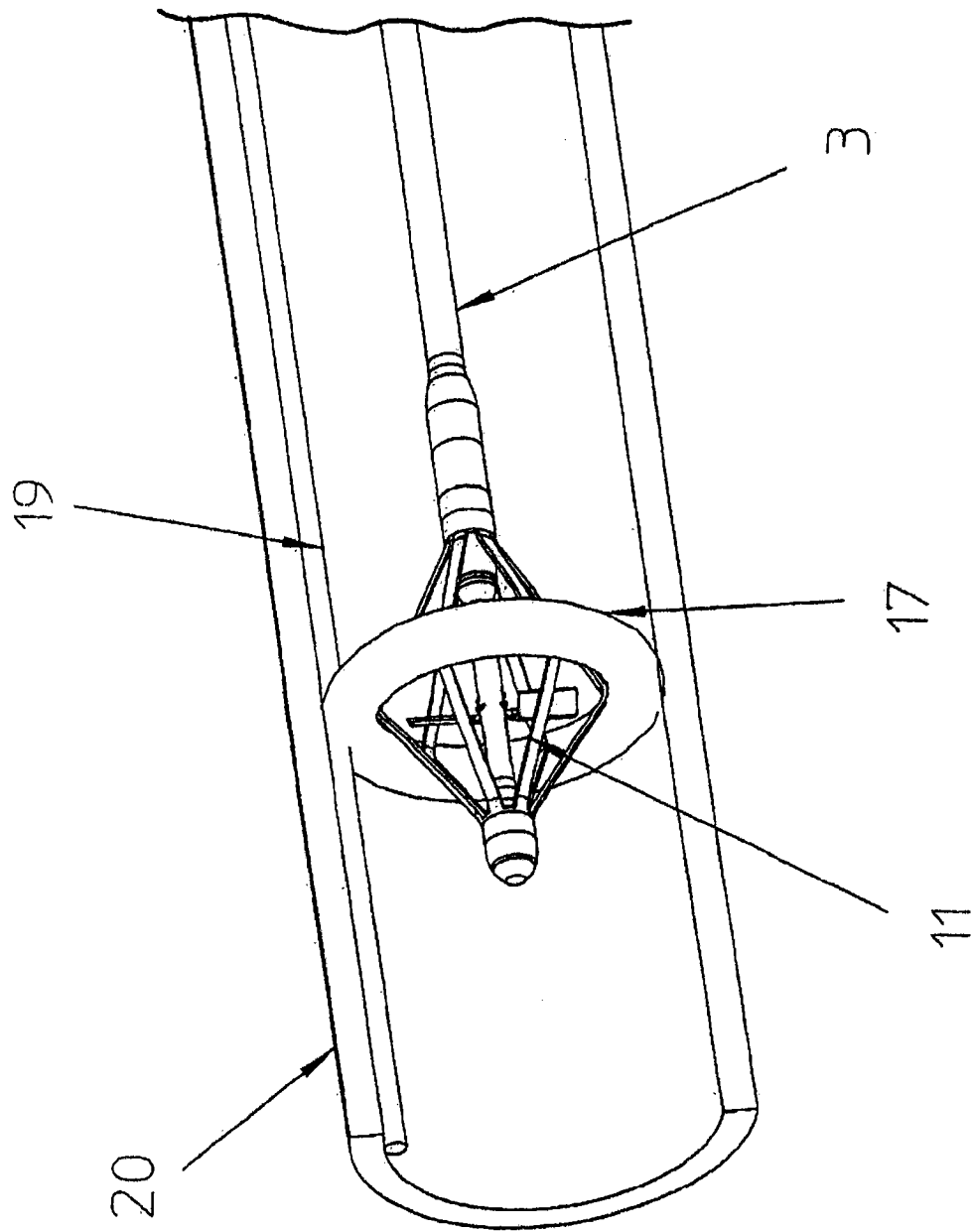


图 9

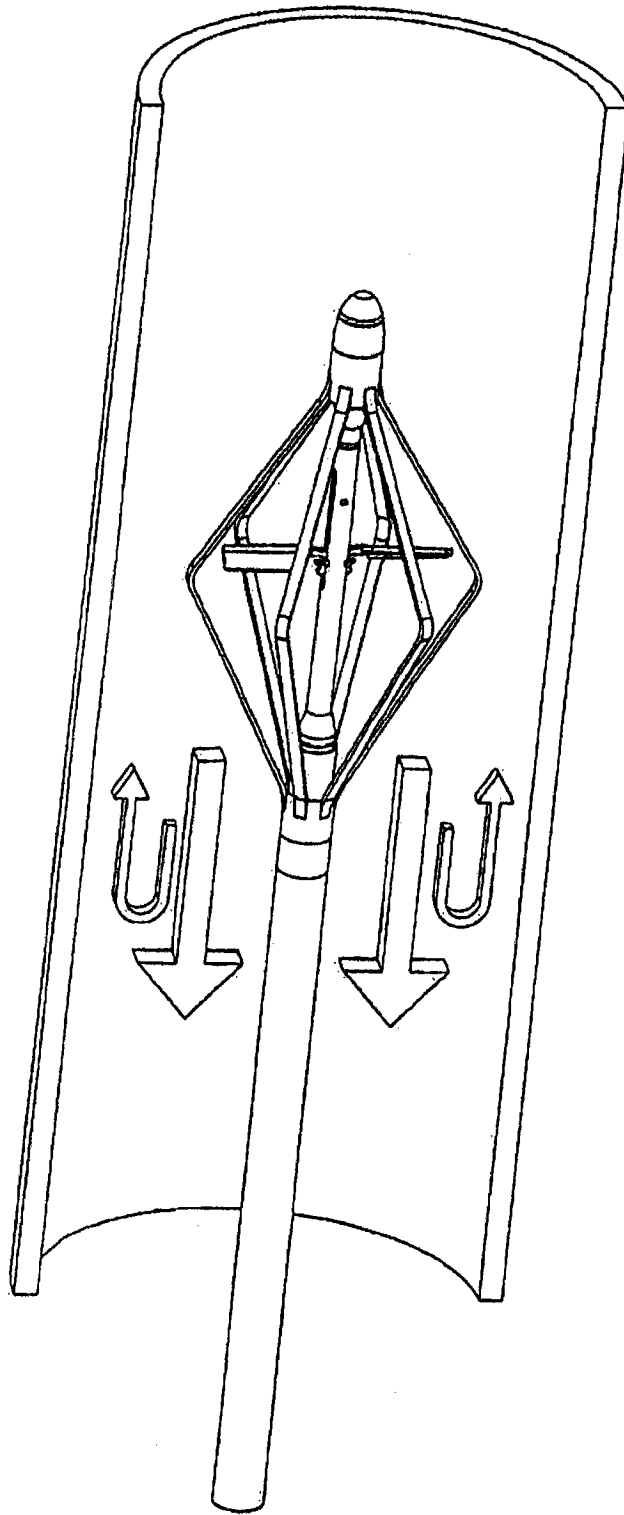


图 10

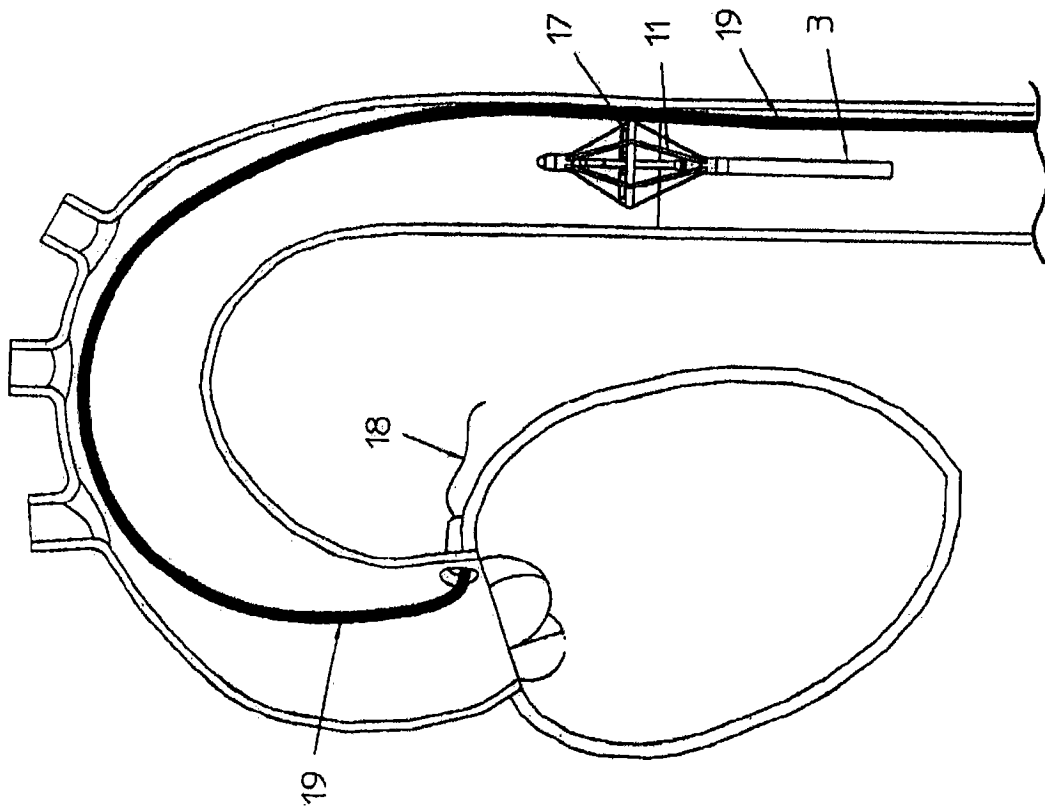


图 11