



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200580006942. X

[45] 授权公告日 2010 年 1 月 6 日

[11] 授权公告号 CN 100577116C

[22] 申请日 2005.3.3

CN2049956U 1989.12.27

[21] 申请号 200580006942. X

DE0582533A1 1993.8.5

[30] 优先权

审查员 谈 泉

[32] 2004.3.4 [33] CH [31] 0369/04

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司

[32] 2004.12.22 [33] CH [31] 2176/04

代理人 王仲贤

[86] 国际申请 PCT/IB2005/000543 2005.3.3

[87] 国际公布 WO2005/084562 德 2005.9.15

[85] 进入国家阶段日期 2006.9.4

[73] 专利权人 施特劳勃医疗器械股份公司

地址 瑞士旺斯

[72] 发明人 伊曼纽尔·施特劳勃

权利要求书 4 页 说明书 10 页 附图 18 页

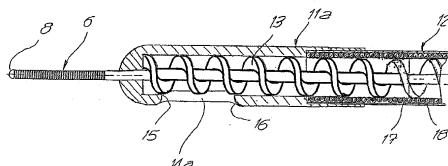
[54] 发明名称

的边缘之间对进入的材料，或吸入和/或分离出的凝血和血栓进行粉碎。

用于抽吸、粉碎和排除血管内可去除的材料
的导管

[57] 摘要

本发明涉及一种用于抽吸、粉碎和排放空腔体内可去除的材料的导管，特别是用于抽吸、粉碎和排除血管内凝血和血栓的导管，具有一个通过导引钢丝(6)不受血管影响可在轴向移动的设置在导管远端的工作头(11)，所述工作头具有至少一个侧开口(14)，其中导管(10)具有一个通过远离工作头(11)的驱动单元(1)的旋转驱动装置(2)旋转的柔韧的螺旋输送器(13)，所述螺旋输送器(13)具有一远端部分和一近端部分，以及具有一个环围螺旋输送器(13)的与工作头(11)连接的柔韧的软管(12)和一个刀具(13)，所述软管用于对材料，或分离出的凝血和血栓碎屑进行排放，其中螺旋输送器(13)构成与工作头(11)的开口(14)配合的进行粉碎的刀具，以便在螺旋输送器(13)的外边缘(13a)与开口(14)



1. 一种用于抽吸、粉碎和排除血管内凝血和血栓的导管，所述导管具有一远端和一近端，以及一个通过导引钢丝（6）不受血管的影响可在轴向上移动的设置在导管远端的工作头（11），所述工作头具有至少一个侧开口（14），其中导管（10）具有一个通过远离工作头（11）的驱动单元（1）的旋转驱动装置（2）旋转的柔韧的从导管的近端向远端延伸的螺旋输送器（13），其中所述螺旋输送器（13）具有输送面，所述输送面成螺旋形沿其纵轴在径向上延伸，以及具有环围螺旋输送器（13）的与工作头（11）连接的柔韧的软管（12）和刀具（13），所述软管用于对材料，或分离出的凝血和血栓碎屑进行排放，以及螺旋输送器（13）在工作头（11）的范围内构成与工作头（11）的开口（14）配合进行剪切的刀具，所述刀具在工作状况下在螺旋输送器（13）的外边缘（13a）与开口（14）的边缘之间对进入的材料，或吸入和/或分离出的凝血和血栓连续地进行粉碎和沿输送面在近端（7）方向上进行排出，其特征在于，工作头（11）的侧开口（14）为L形缝隙，所述L形缝隙具有一个在纵向上延伸的分段和一个在部分圆周上延伸的分段。
2. 按照权利要求1所述的导管，其特征在于，纵向延伸的分段的宽度与沿圆周方向延伸的分段的宽度的比例为1.0至1.3。
3. 按照权利要求1所述的导管，其特征在于，螺旋输送器（13）在工作头（11）范围内的远端部分的外径与工作头的内径精确适配，从而螺旋输送器（13）的外径与工作头（11）内壳面的内径之间仅有最小的直径间隙。
4. 按照权利要求1所述的导管，其特征在于，螺旋输送器（13）在工作头（11）开口（14）范围内的外侧边棱为锐边结构。
5. 按照权利要求1所述的导管，其特征在于，工作头（11）向其远端（8）方向变细。
6. 按照权利要求1所述的导管，其特征在于，侧开口（14a）在工作头（11）内壳面范围内的边棱（15）至少部分为锐边结构。
7. 按照权利要求1所述的导管，其特征在于，侧开口（14a）在工作

头（11a）外壳面范围内的边棱（16）至少部分为倒圆结构。

8.按照权利要求 1 所述的导管，其特征在于，所述缝隙相对于工作头（11n、11o、11p、11q）的纵轴至少部分地沿螺旋线形成。

9.按照权利要求 1 所述的导管，其特征在于，缝隙（14h）的宽度向工作头（11h）的近端递减。

10.按照权利要求 1 所述的导管，其特征在于，在工作头（11b、11f、11g、11q）远端范围内的外壳面上设置有至少一个从远端开始伸展接在侧开口（14b、14f、14g、14q）上的槽形空隙（19a、19b、19c）。

11.按照权利要求 10 所述的导管，其特征在于，槽形空隙（19）的深度向工作头近端方向递增。

12.按照权利要求 10 或 11 所述的导管，其特征在于，槽形空隙（19b）的宽度（b）大于槽底范围内的工作头（11f）内径的弦（s）。

13.按照权利要求 1 所述的导管，其特征在于，工作头（11a）与软管（12）在轴向上抗拉和耐压地相互连接。

14.按照权利要求 1 所述的导管，其特征在于，软管（12）至少在部分区段具有铠装（17）。

15.按照权利要求 14 所述的导管，其特征在于，所述铠装（17）为金属螺旋结构。

16.按照权利要求 14 或 15 所述的导管，其特征在于，铠装（17）设置在软管（12）的内侧上。

17.按照权利要求 1 所述的导管，其特征在于，软管（12）为两元结构，其中近端部分为塑料软管和远端部分为具有薄的弹性塑料护套（18）的金属弹性螺旋（17）。

18.按照权利要求 1 所述的导管，其特征在于，所述工作头（11）和/或螺旋输送器（13）由金属构成。

19.按照权利要求 18 所述的导管，其特征在于，所述工作头（11）和/或螺旋输送器（13）由不锈钢构成。

20.按照权利要求 1 所述的导管，其特征在于，工作头（11）由烧结陶瓷或金属陶瓷制成或具有高强度的耐磨保护层。

21.一种在导管上的工作头，所述导管用于抽吸、粉碎和排出血管内

凝血和血栓，所述工作头具有至少一个侧开口（14），其中导管（10）具有一个通过远离工作头（11）的驱动单元（1）的旋转驱动装置（2）旋转的柔韧的螺旋输送器（13），其中所述螺旋输送器（13）具有输送面和刀具，其特征在于，螺旋输送器（13）在工作头（11）的范围内构成一个与工作头（11）的开口（14）配合进行剪切的刀具，所述刀具在工作状况下在螺旋输送器（13）的外边缘（13a）与开口（14）的边缘之间对进入的材料，或吸入和/或分离出的凝血和血栓连续地进行粉碎和沿输送面排出和工作头（11）的侧开口（14）为L形缝隙（14i, 14k, 14l, 14m）结构，所述缝隙具有一个在纵向上延伸的分段和一个在部分圆周上延伸的分段。

22. 按照权利要求 21 所述的工作头，其特征在于，纵向延伸的分段的宽度与沿圆周方向延伸的分段的宽度的比例为 1.0 至 1.3。

23. 按照权利要求 21 所述的工作头，其特征在于，螺旋输送器（13）在工作头（11）范围内的远端部分的外径与工作头的内径精确适配，从而螺旋输送器（13）的外径与工作头（11）内壳面的内径之间仅有最小的直径间隙。

24. 按照权利要求 21 所述的工作头，其特征在于，螺旋输送器（13）在工作头（11）开口（14）范围内的外侧边棱为锐边结构。

25. 按照权利要求 21 所述的工作头，其特征在于，工作头（11）向其远端（8）方向变细。

26. 按照权利要求 21 所述的工作头，其特征在于，侧开口（14a）在工作头（11）内壳面范围内的边棱（15）至少部分为锐边结构。

27. 按照权利要求 21 所述的工作头，其特征在于，侧开口（14a）在工作头（11a）外壳面范围内的边棱（16）至少部分为倒圆结构。

28. 按照权利要求 21 所述的工作头，其特征在于，缝隙（14h）的宽度向工作头（11h）的近端递减。

29. 按照权利要求 21 所述的工作头，其特征在于，在工作头（11b、11f、11g、11q）远端范围内的外壳面上设置有至少一个从远端开始伸展接在侧开口（14b、14f、14g、14q）上的槽形空隙（19a、19b、19c）。

30. 按照权利要求 29 所述的工作头，其特征在于，槽形空隙（19）的深度向工作头近端方向递增。

31. 按照权利要求 29 或 30 所述的工作头，其特征在于，槽形空隙（19b）的宽度（b）大于槽底范围内的工作头（11f）内径的弦（s）。
32. 按照权利要求 21 所述的工作头，其特征在于，工作头（11a）与软管（12）在轴向上抗拉和耐压地相互连接。
33. 按照权利要求 21 所述的工作头，其特征在于，所述工作头（11）和/或螺旋输送器（13）由金属构成。
34. 按照权利要求 33 所述的工作头，其特征在于，所述工作头（11）和/或螺旋输送器（13）由不锈钢构成。
35. 按照权利要求 21 所述的工作头，其特征在于，工作头（11）由烧结陶瓷或金属陶瓷制成或具有高强度的耐磨保护层。

用于抽吸、粉碎和排出血管内可去除的材料的导管

技术领域

本发明涉及一种用于抽吸、粉碎和排出空腔体内可去除的材料的导管，特别是一种用于抽吸、粉碎和排出血管内的凝血和血栓的导管，具有一个通过导引钢丝不受血管影响的可在轴向移动的设置在导管远端的工作头，所述工作头具有至少一个侧开口，其中所述导管具有一个被远离工作头的驱动单元的旋转驱动装置旋转的柔韧的螺旋输送器，以及具有一个环围螺旋输送器的与工作头连接的柔韧的软管和刀具，其中所述软管用于将分离出的凝血和血栓碎屑排出。

这种导管尤其用于通过抽吸、粉碎和排出凝血和血栓治疗动脉栓塞性疾病。导管被导入动脉或静脉内和优选在 X 光透视监视下被推进到需要进行治疗的变狭或栓塞的部位。在导管的前端或远端上设置有通过旋转驱动装置旋转驱动的粉碎工具和工作头。

通常这类导管根据两种不同的应用领域加以区分：

A) 粥样斑切除

粥样斑切除系指对通常硬化的多年固着在血管壁上的沉淀物的去除。

B) 血栓切除

血栓切除系指对堵在狭窄处和导致血管阻塞(血栓)的新鲜的血凝块。

背景技术

例如在 EP 0267 539 B1 中披露了一种用于粥样斑切除的旋转导管，所述旋转导管具有一个作为刀具的基本为椭圆形的切削刀，其表面具有研磨材料，且该切削刀由一个设置在导管近端的转速达 160000/分钟的旋转驱动装置驱动。切削刀与软驱动轴连接。驱动轴在一个作为套管的管状的轴套内运行。一条导引钢丝延伸穿过所述驱动轴，在导管被导入前所述导引钢丝被导入血管内，向前推移至需要治疗的部位或略超出所述部位，所述导引钢丝用于对切削刀和驱动轴进行导向。

这种已有的旋转导管并不能避免特别是在血管高度弯曲时对血管壁的损伤和在有些情况下造成对血管壁穿孔的风险。

在 US 5571 122 A 中披露了另外一种旋转导管，所述旋转导管具有一刀具，所述刀具具有多个在轴向上延伸的螺旋刀，所述刀具以大约 800/分钟的转速被驱动。通过对刀具轴向的顶压，可使螺旋刀径向向外膨胀，从而增大刀具的外径。这种导管存在的风险在于，螺旋刀特别是由于相对缓慢的圆周速度会出现牵拉、拖曳或卡在血管壁上的现象，从而使血管壁产生创伤性反应，其中血管壁收缩和造成对进一步手术的障碍。

在 US 5226 909 中披露了另一种粥样斑切除导管，其工作头上具有一个由旋转驱动装置驱动的和/或可以轴向移动的套管形或螺旋形的切割件。通过可侧向充气的气囊将工作头的开口抵压在附着在血管壁上的沉淀物上。所述沉淀物随后通过切削件的旋转或轴向推移被粉碎并被收集在一个室内。所述室必须随时通过对导管的返回牵引被清空。其中不具有对被粉碎的沉淀材料的连续排出的功能。

在 WO 96/29941 A1 中披露了一种用于粥样斑切除的旋转导管，其工作头由一个静止的与软管连接的定子和一个转子构成。所述转子可通过一个高转速的输送/驱动螺杆对应于定子相对转动。定子与转子的圆周上都具有相互配合的窗。通过转子上的刀刃与定子开口上的配合的刀刃之间的剪切实现对突伸入开口内的或被吸入的部分的粉碎。转子可从外面环围定子（外转子）或设置在定子内部（内转子）。

具有带刀刃的内转子和外转子的导管，其中刀刃围绕导管轴工作，其缺点在于，所述刀刃将会使血液和栓塞材料形成涡流，从而使从近端向远端的血流对颗粒进行悬浮，所述颗粒有可能在其它血液循环区内，特别是在细血管内会重新产生新的阻塞和血流不畅的问题。

有关的现有技术的其它文件是：EP 0 310 285 A2; EP 0 448 859 A2、EP 0 669 106 A2、EP 0 680 730 A2、EP 0 669 106 B1、EP 0 739 603 A1、WO 02/49690 A2、US 4 857 046 和 US 5 100 426。

迄今已知的带有旋转的刀类的部件或切刀的旋转导管需要相对较强的旋转驱动，为了补偿颗粒被切削时产生的反作用力矩，必须采用较厚的抗扭转的导管软管，以便使导管软管不致出现围绕纵轴扭转的现象。然而较

厚的抗扭转的软管势必造成其弯曲弹性较小，此点在血管弯曲的情况下对导管是很不利的。

发明内容

本发明的目的在于提出本说明书开始时所述的导管，特别是用于血栓切除的导管，该导管不具有在外周环围的切削刀具、切削刀等，可无创伤作业，可对血管内凝血以及血栓进行抽吸、粉碎并通过导管软管连续地从血管中排出。

采用本发明减少了部件数量并将对血管壁的损伤危险降低到最小程度。而且同时仍然具有已有系统的优点，特别是 WO 96/29941 A1 中披露的系统的优点。

实现本发明目的的技术方案在于：在工作头范围内的螺旋输送器构成与工作头的开口配合进行剪切的刀具，以便对进入的材料，或抽吸和/或分离出的凝血和血栓在螺旋输送器的外边缘与开口边缘之间进行连续粉碎。与 WO 96/29941 A1 中披露的设计功能相同，螺旋输送器的输送功能保持不变。

因此螺旋输送器的附加功能是，对由于负压的作用在输送方向上被吸入开口内的沉淀物和组织部分进行粉碎。与现有技术不同，这一粉碎不是在刀刃相互接触时间歇性地进行的，而是连续地进行的。在工作头内进行内部旋转和内部切割的螺旋输送器对沉积物进行抽吸和粉碎，而并不会在外部产生涡流。因此不存在颗粒悬浮和由于导管的干预在远端出现血流不畅的干扰等危险。

因此实际上也不会出现原则上在血管上力求避免的振动现象。由于连续的切割需要较小的反应转矩，软管的壁厚可以较薄和具有较大的弹性。之所以可以实现此点是因为在粉碎时产生的切割力主要作用于轴向上（近端）和并不是如所描述的现有技术那样作用于圆周向上。因此对软管的扭转载荷非常小。

与公知设计相同，工作头优选为圆柱形结构，其中在圆周上设置有一个或多个诸如孔或型槽缝等窗类的开口。通过高速旋转的螺栓输送器与圆柱形工作头的内壁或与开口边棱的配合形成一个旋转刀具，所述刀具以较

小的转矩或小的驱动功率即可以实现良好的粉碎效果。

与 WO 96/299 41 A1 所披露的现有技术相比，本发明节省了至少一个工作头部件，即转子。此点简化了结构并节省了成本。而且由于没有转子，因而也不会出现转子与定子之间卡死的现象。另外本发明中的设计还使外径减小到迄今不能实现的小的尺寸。这种小的尺寸对治疗冠状动脉所必须的。

螺旋输送器最好在工作头范围内形成与工作头的开口配合进行切割的刀具，所述刀具在工作状态下对进入的材料或吸入和/或分离出的凝血和血栓在螺旋输送器的外围边缘和开口边缘之间进行连续的粉碎和沿输送面向近端排出。

螺旋输送器最好在工作头范围内形成与工作头的开口配合进行切割的刀具，所述刀具在工作状态下对进入的材料或吸入和/或分离出的凝血和血栓在螺旋输送器的外围边缘和开口边缘之间进行连续的粉碎和沿输送面排出，和工作头的侧开口为 L 形缝隙，所述 L 形缝隙具有一基本在纵向上延伸的分段和一在部分圆周上延伸的分段。因此有待被去除的凝血和血栓可以沿纵向延伸的分段被牵拉入或抽吸入工作头的内部，然后通过螺旋输送器与开口的在圆周向上延伸的分段的近端边棱配合被剪切。

纵向延伸的分段的宽度与沿圆周向延伸的分段的宽度的比例在 1.0 至 1.3 之间。因此可以实现在近端方向上对吸入的凝血和血栓的良好的输送和接着实现充分的剪切。

螺旋输送器的远端部分在工作头的范围内的外径与优选为圆柱形的工作头的内径精确适配，从而使螺旋输送器的外径与工作头的内壳面之间只有一个最小的直径间隙。因此避免出现被粉碎的部分被卡在螺旋输送器与工作头内径之间的问题。

螺旋输送器的外侧上的边棱在工作头的开口范围内最好为锐边结构。此点这可使待切除的大多较为坚韧的血栓得到良好和彻底的剪切。

工作头最好向远端逐渐变细。因此即使在血管曲率半径较小时也可以在没有较大阻力的情况下实现对导管的滑动推进。导管因此不会被钩挂在血管壁或突出部位上。

侧开口的边棱在内侧最好至少在部分范围内为锐边结构。因此与螺旋

输送器的外缘一起实现对凝血或血栓进行粉碎的彻底的剪切过程。工作头上的开口的结构设计应使以高转速旋转的螺旋输送器对抽吸入的凝血和血栓在开口的内部锐边棱和螺旋输送器的外径上被粉碎成碎屑。所述碎屑通过起作用的抽吸和在旋转驱动装置方向上的螺旋输送实现对碎屑的输送。

侧开口的边棱在工作头壳面侧最好至少部分被倒圆。此点实现了有待去除的沉淀物以及其它体液在工作头范围内无涡流的流动。

工作头的侧开口最好为缝隙结构。所述缝隙制作简单，且其尺寸可以与需要适配。

缝隙最好至少部分地在工作头的轴向上伸展。可以通过长度和宽度的变化使缝隙满足各种应用的不同要求。

根据一种有益的实施方式。相对于工作头的纵轴缝隙至少部分地沿一螺旋线形成。通过螺旋线的倾斜角以及旋转方向同样可以实现与给定情况的最佳适配。螺旋线的旋转方向可与螺旋输送器的旋转方向相同或不同。在两者旋转方向相同时，可在较大的切割长度上进行斜刃剪切。此点特别对切割坚韧的或纤维类的有待去除的材料是特别有利的。在两者旋转方向相反时将实现短的切割，此点适合于切割脆性材料。

针对特定的应用最好缝隙的宽度向工作头近端递减。被吸入缝隙中诸如凝血或血栓等沉淀物因此向近端被挤压到一个狭窄通路，该狭窄通路将进一步改进对沉淀物的粉碎。

根据一种有益的实施方式，所述缝隙为L形结构。所述缝隙例如由一在轴向上伸展的部分和一个与之连接的在圆周向上伸展的部分构成。

在工作头的远端范围上最好形成至少一个从远端开始伸展接入侧开口的槽状空隙。所述槽状空隙构成一通路，通过所述通路凝血、血栓和/或其它沉淀物因此也由远端被吸入，例如到达侧开口和通过螺旋输送器与工作头的配合被粉碎。

最好槽形空隙的深度向工作头的近端递增。此点一方面可以通过工作头向远端逐渐变细实现，或者也可以通过空隙的底面对应于工作头的纵轴的倾斜设置实现。由于深度递增，因而通流截面向近端逐渐增大，从而便于对沉淀物的输送。

槽形空隙的宽度最好大于工作头内径在槽底范围内的弦。由此形成整齐的边棱，沉淀物沿所述边棱被吸入工作头内部，以便随后被粉碎。

最好对工作头与软管轴向抗拉和耐压地连接。由于与现有技术相比，本发明中在软管上只作用有一个很小的反应力矩，因此对工作头和软管之间连接结构的要求，以及对软管本身的抗扭强度的要求较低，从而使简单的压接或粘接成为可能和软管具有很大的弹性。

在软管中，由于螺旋输送器促使的流动将产生负压。为了增大软管的柔韧性，最好软管至少在部分段上具有铠装。通过铠装可使软管的壁厚很薄，并从而增大了柔韧性。此外，铠装还会对软管内壁与螺旋输送器之间的间隙起到稳定的作用。

铠装最好为金属螺旋结构。这种螺旋在弯曲方向上具有高度的柔韧性以及良好的抗拉强度和耐压强度。

针对制造以及导入导管时的应用，铠装最好设置在软管内侧上。由此可使导管外侧具有光滑的表面。而且铠装也可以完全嵌入塑料内。

根据一种有益的实施方式，软管为两元结构，其中近端部分作为纯塑料软管和远端的面向工作头的部分为具有薄壁的弹性护套的弹性螺旋。因此软管的远端部分特别易于弯曲和导管可以顺利地围绕弯曲部位前/后推移。

工作头和/或螺旋输送器最好由金属构成。其中不锈钢或其它耐腐蚀的合金最为适用。

另外旨在对材料特性的改善，工作头也可以由烧结陶瓷或金属陶瓷制成，或具有高强度的耐磨损防护层。

在从属权利要求以及附图和附图说明中对本发明的进一步设计和变型方案做了描述或表述。

尽管在上文中所涉及的特别是用于对人体血管中进行抽吸、粉碎和排出的导管，但本发明不仅限于此，而是其它的使用者也可以在医疗领域对本发明进行类似的应用（例如对尿道、胆或输卵管、血管假体和所谓的“支架”等被阻塞的器官范围进行疏通）。应据此对专利权利要求加以解释。

附图标记对照表和附图与在权利要求中描述的或保护的主题一起构成本申请的公开内容的一体的组成部分。

附图说明

下面将对附图相互衔接和交织地加以说明，其中相同的附图标记表示相同的部件，具有不同下标的相同的附图标记表示功能相同的部件。

图中示出，

图 1 为具有本发明的导管的器械的总体结构示意图；

图 2 为图 1 的导管的工作头视图；

图 3 为图 2 的工作头的纵向剖视图；

图 4 和 5 为工作头的变型方案的立体图；

图 6 至 10 示出具有矩形侧开口的工作头的变型方案；

图 11 至 15 示出图 6 至 10 的工作头的变型方案，其中具有示意示出的纵向延伸的槽缝；

图 16 至 20 示出工作头的变型方案，其中具有基本为正方形的侧开口；

图 21 至 25 示出工作头的变型方案，其中具有缝隙状的在圆周向上延伸的缝隙；

图 26 至 30 示出工作头的变型方案，其中具有从远端开始接在侧开口上的空隙；

图 31 至 35 示出工作头的变型方案，其中具有纵向缝隙的侧开口和槽形的从远端开始接在侧开口上的空隙；

图 36 至 40 示出工作头的变型方案。其中具有基本为三角形开口的空隙，所述空隙的宽度向近端方向变窄；

图 41 至 45 示出工作头的变型方案，其中具有一个侧开口，所述侧开口由一个轴向延伸的分段和一个在部分圆周上延伸的分段构成；

图 46 至 50 示出与图 41 至 45 类似的工作头的变型方案，其中在部分圆周上延伸的分段与图 41 至 45 所示方向反向；

图 51 至 55 示出与图 41 至 45 类似的工作头的变型方案，其中沿轴向延伸的分段大大长于图 41 至 45 所示的长度；

图 56 至 60 示出与图 51 至 55 类似的工作头的变型方案，其中沿部分圆周延伸的分段与图 51 至 55 所示结构的方向反向；

图 61 至 65 示出工作头的变型方案，其中具有一个沿螺旋线延伸的侧开口；

图 66 至 70 示出与图 61 至 65 类似的工作头的变型方案，其中开口的沿螺旋线伸展的分段在远端接在一个在轴向上伸展的分段上；

图 71 至 75 示出与图 66 至 70 类似的工作头的变型方案，其中开口的沿螺旋线伸展的分段的方向旋转，和

图 76 至 80 示出与图 66 至 70 类似的工作头的变型方案，其中从远端开始伸展的槽形空隙接在沿螺旋线伸展的开口上。

具体实施方式

图 1 为用于采用本发明导管的医疗器械的总体结构示意图。所述器械具有一个带有旋转驱动装置 2 的驱动单元 1。一喷射室 3 位于所述旋转驱动装置的前端。所述喷射室 3 通过一个排出管 4 与收集容器 5 连接。穿入驱动单元内的导引钢丝 6 具有一个近（后）端 7 与一个远（前）端 8。在喷射室 3 的前面设置有一个可移动的导入闸 9。这种结构与 WO 96/29941 A1 中的结构基本相同，有关结构的详细内容请参见所述文件。

用 10 标示的导管主要由一条柔韧的软管 12 和一个与之以抗拉及耐压连接的工作头 11 构成。导引钢丝 6 穿过导管 10，其中导引钢丝的远端 8 突出于工作头 11。

图 2 和 3 为工作头 11a 的部分剖视放大图，所述工作头 11a 具有一个侧开口 14a。螺旋输送器 13 环围导引钢丝 6，且螺栓输送器的外径与工作头 11a 的内径精确适配。所述开口 14a 具有一个锐边的内棱 15 和一个倒圆的外边缘 16。在所述内棱 15 上，被螺栓输送器 13 产生的负压吸入工作头 11a 内部的沉淀物被与内棱 15 配合的螺栓输送器 13 的外缘剪切粉碎，并被螺旋输送器 13 通过软管 12 向驱动单元 1 方向输送。

图 3 的剖视图示出软管 12 的结构。所述软管主要由一个细的钢丝绕制而成的铠装 17 和一个薄的塑料护套 18 构成。这种结构可以使软管 12 具有高度的柔韧性，此点特别是对导管 10 的远端区段是有益的。出于对制造工艺和成本因素的考虑，软管的近端区段也可以是通常较厚的塑料软管，其中两个区段可通过热压或粘接等方式连接在一起。根据一种变型方案，将铠装软管和与之相连的软管近端共同覆着一薄的紧密贴靠的覆层。

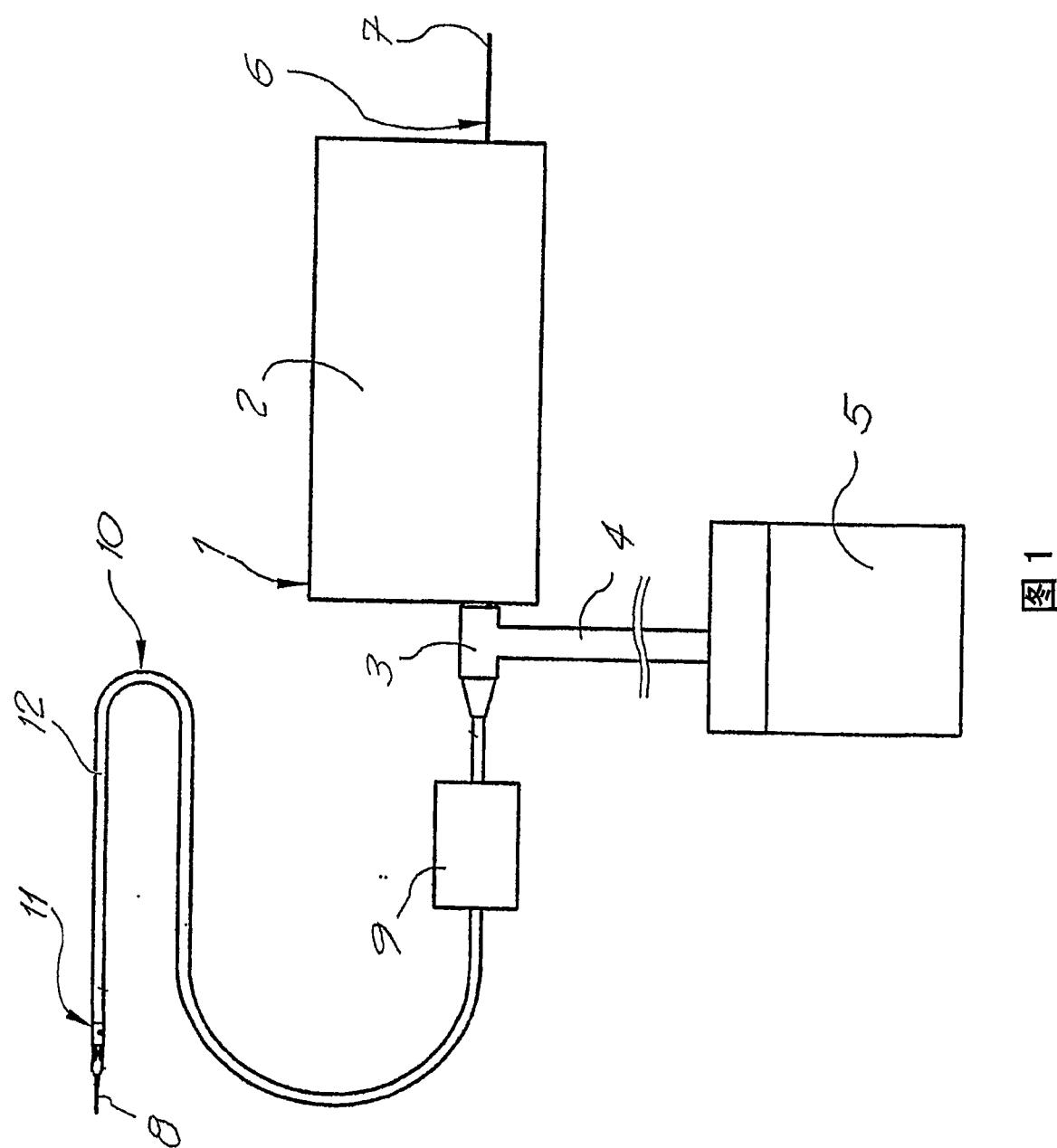
图 4 和 5 所示的工作头 11b 具有一个开口 14b，所述开口主要由一个

纵向缝隙 20 和一个沿部分圆周延伸的圆周缝隙 21 构成。从远端开始伸展的槽形空隙 19a 接在纵向缝隙 20 上。这种结构可以实现对位于工作头前面的沉淀物的收集。工作头 11b 向远端逐渐变细。此点便于将导管插入有待清空的腔管和血管内。

图 6 至 80 分别示出工作头上的侧开口结构的不同变型方案。所述图示仅作为举例，不起任何限定作用。也可以联想到其它的实施方式以及图示结构的组合。

附图标记对照表

- 1 驱动单元
- 2 旋转驱动装置
- 3 喷射室
- 4 排放管
- 5 收集容器
- 6 导引钢丝
- 7 近端
- 8 远端
- 9 入口闸
- 10 导管
- 11a, 11b, 11c, 11d, 11e, 11f, 11g, 11h, 11i, 11k, 11l, 11m, 11n, 11o, 11p, 11q
工作头
- 12 软管
- 13 螺旋输送器
- 14a, 14b, 14c, 14d, 14e, 14f, 14g, 14h, 14i, 14k, 14l, 14m, 14n, 14o, 14p, 14q
开口
- 15 边棱
- 16 边缘
- 17 铠装
- 18 护套
- 19a, 19b, 19c 槽形空隙
- 20 纵向缝隙
- 21 圆周缝隙



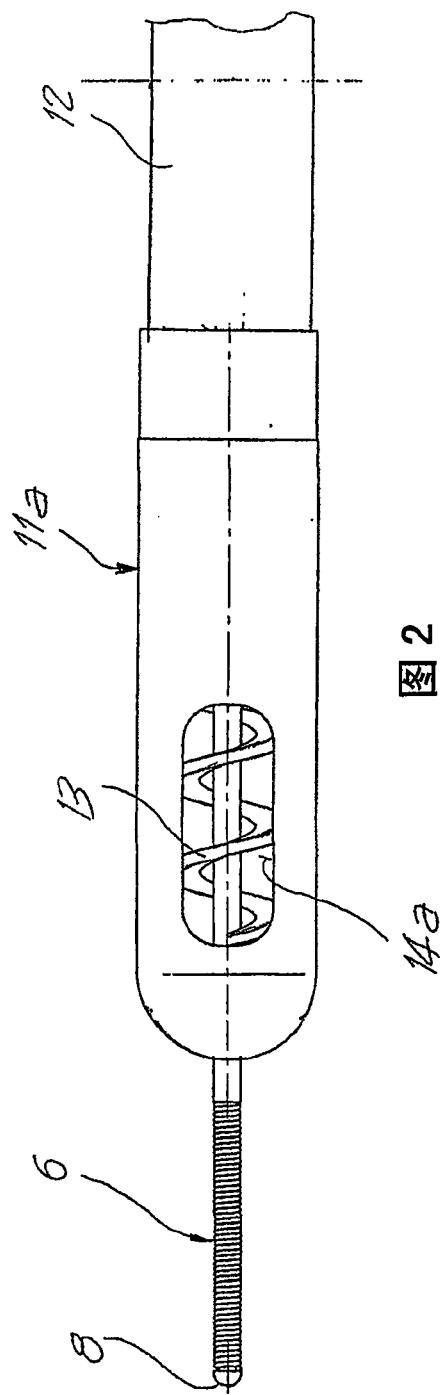


图 2

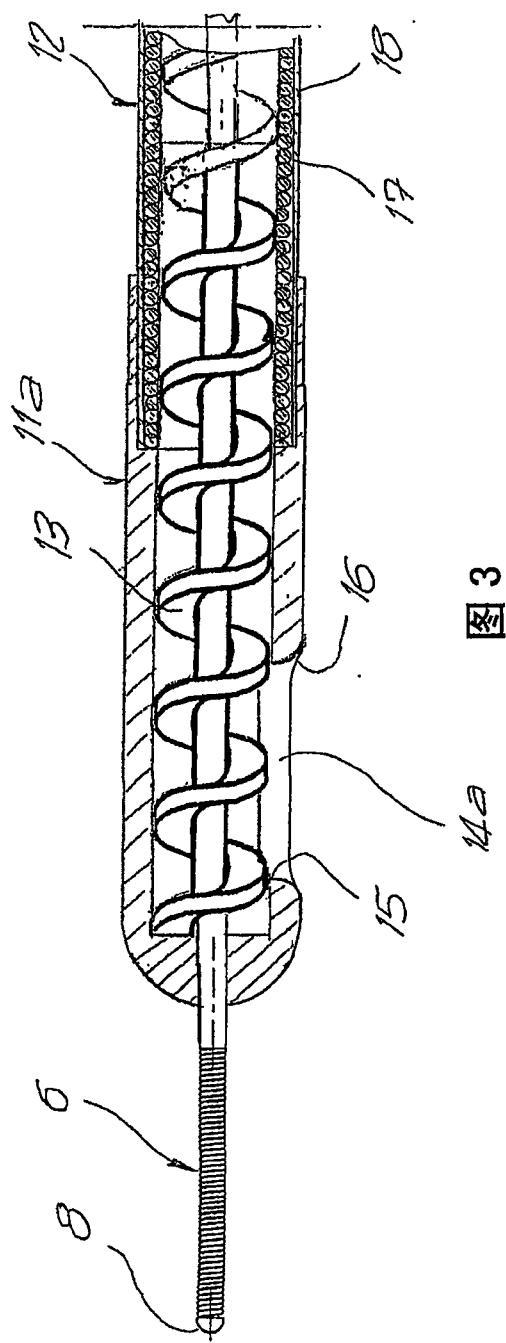


图 3

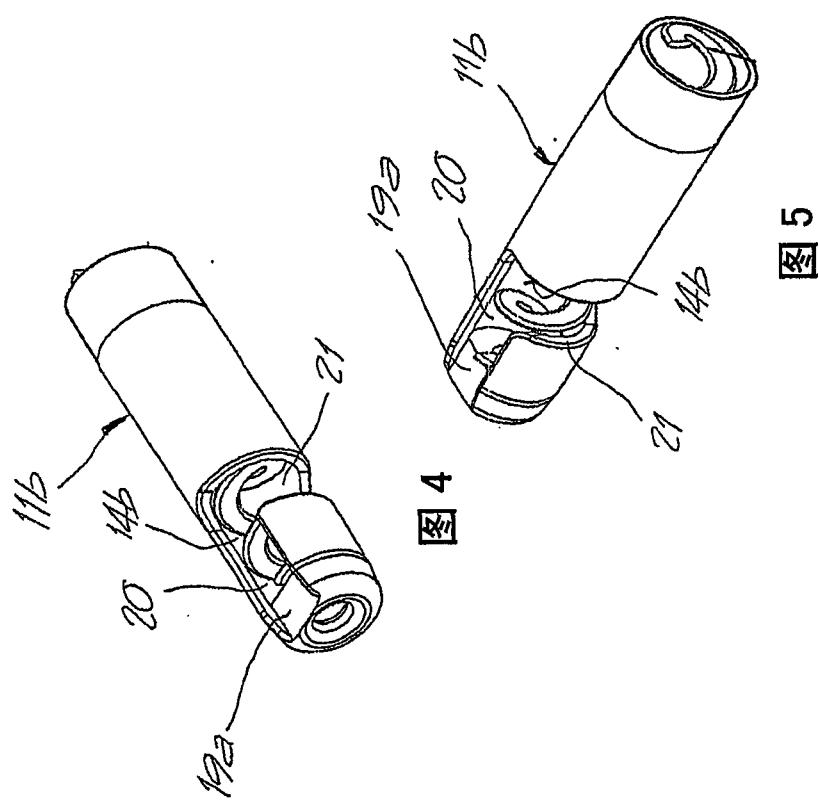
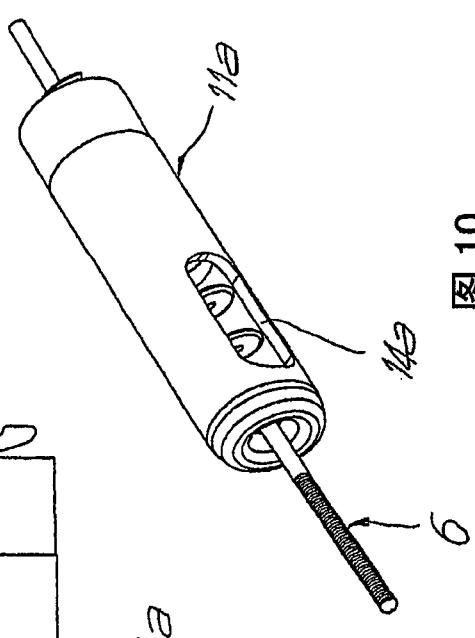
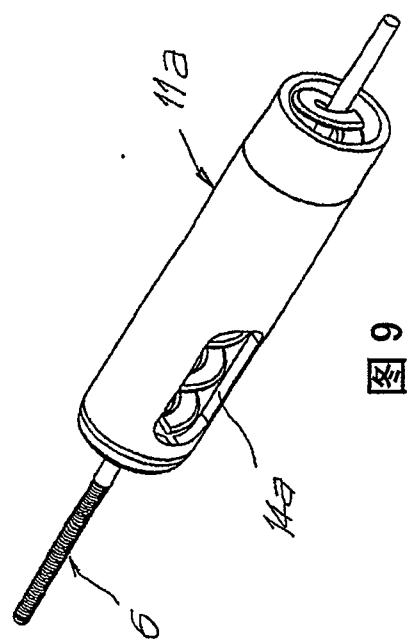
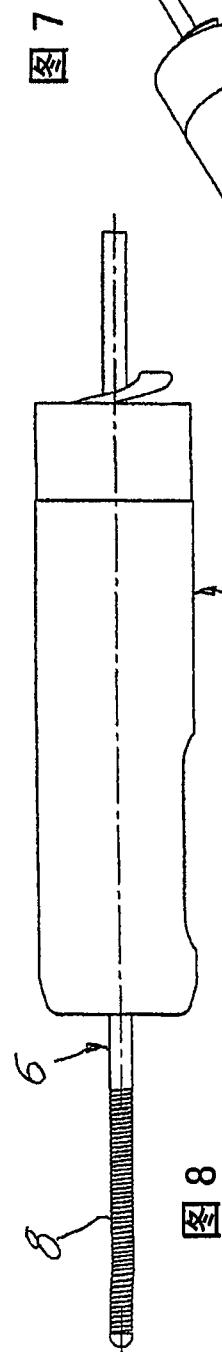
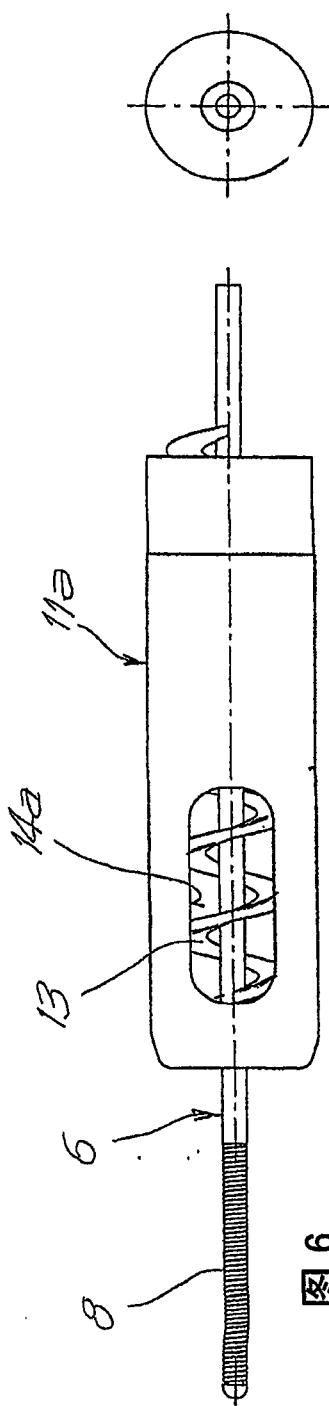
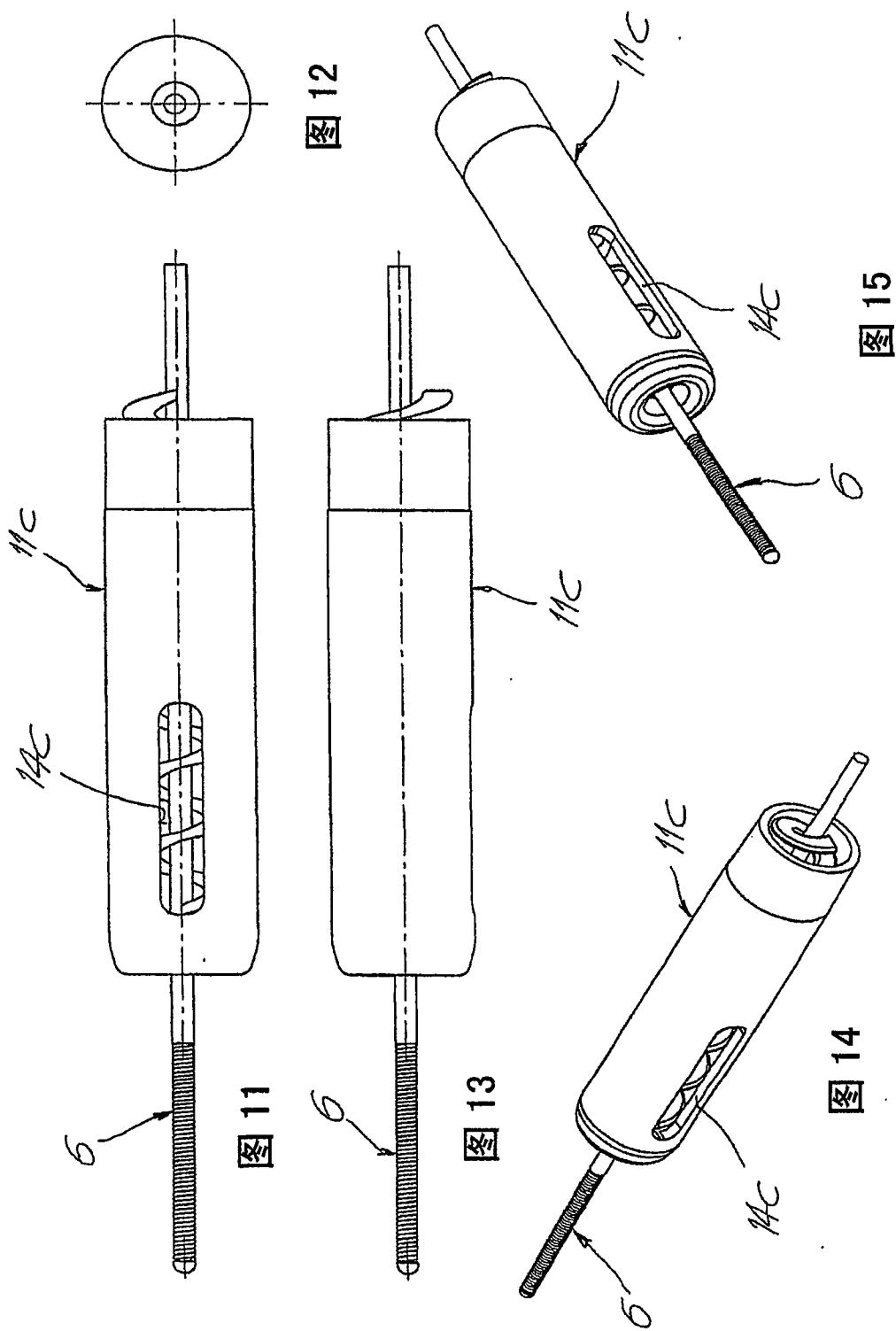
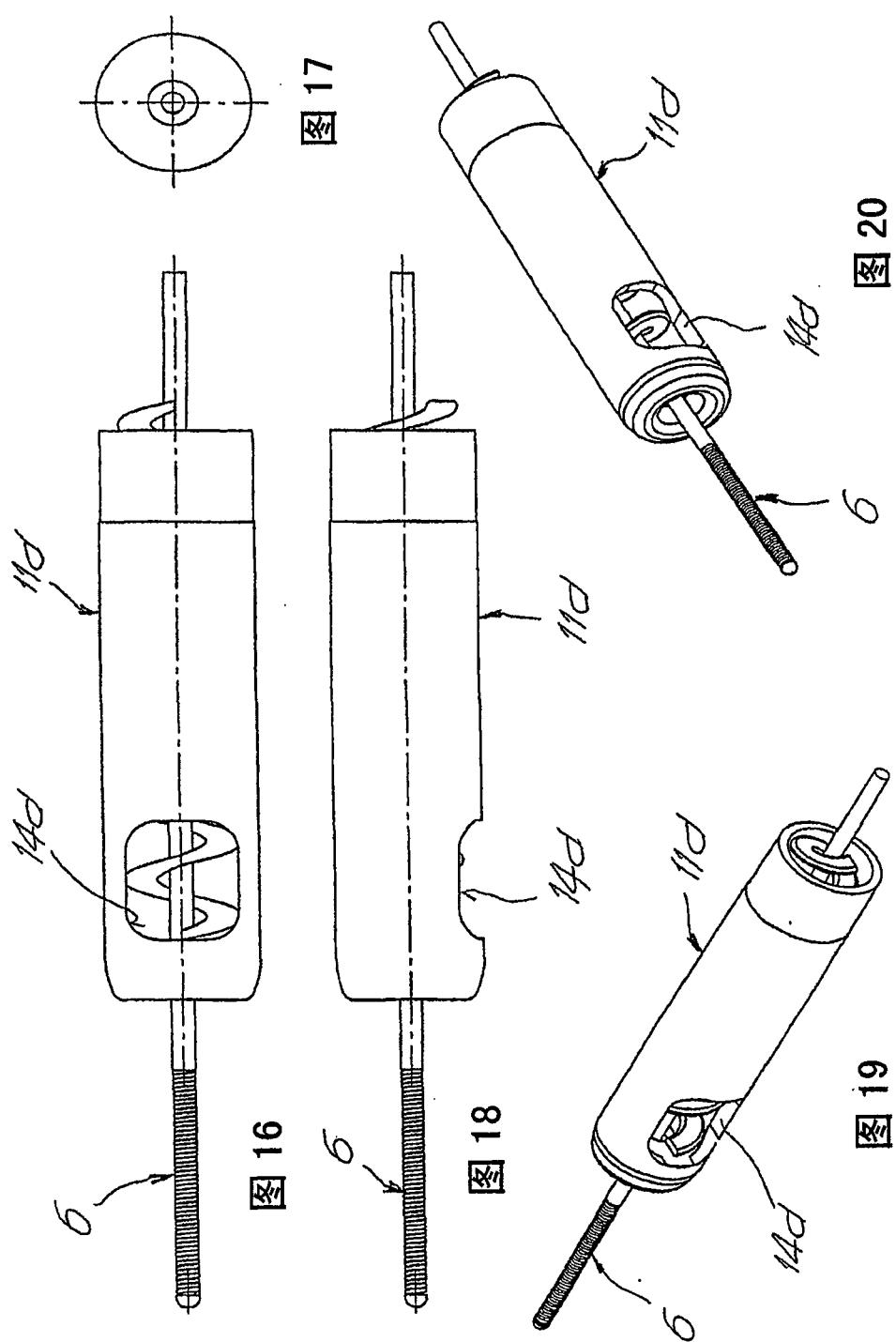


图4

图5







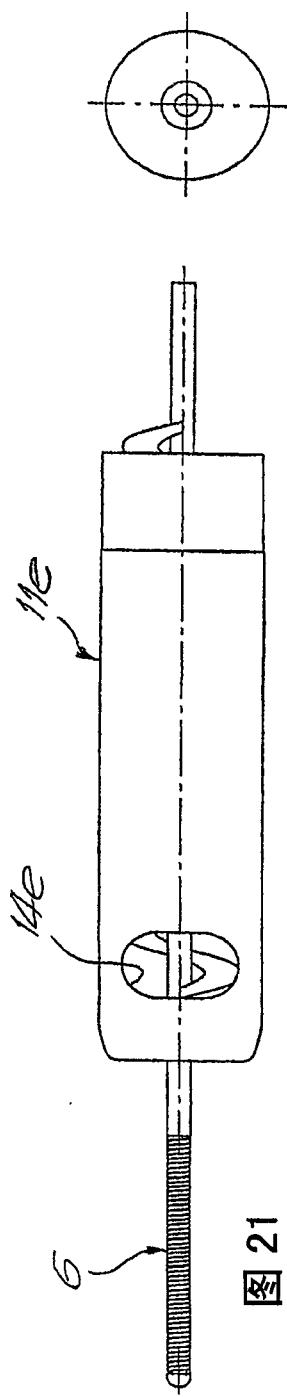


图 21

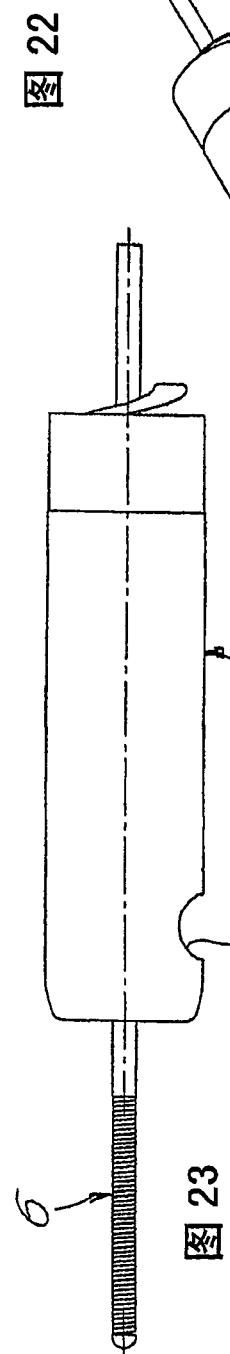


图 22

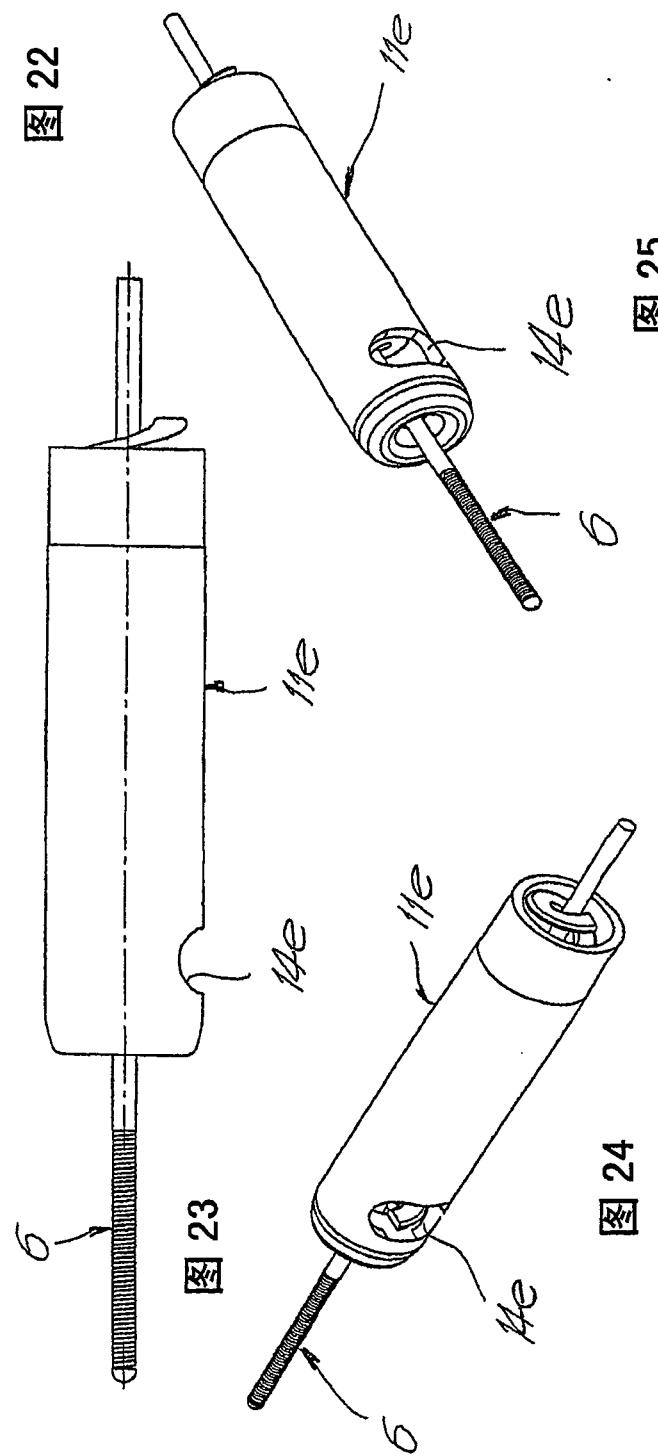


图 23

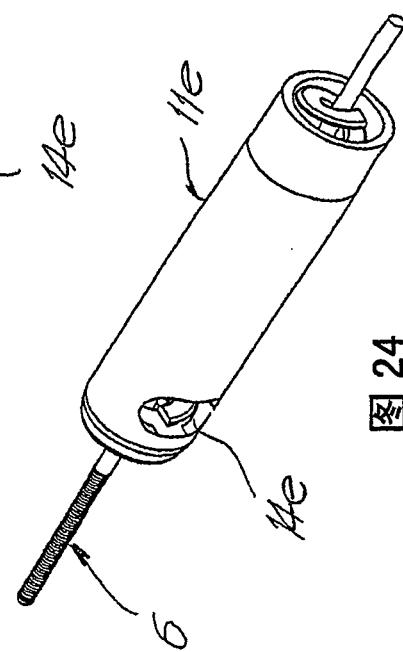
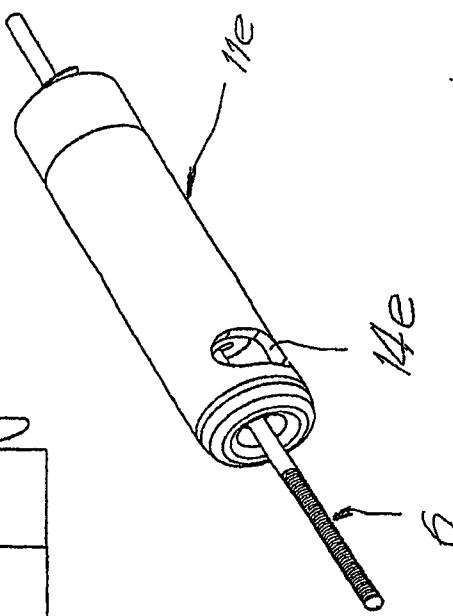


图 24

图 25



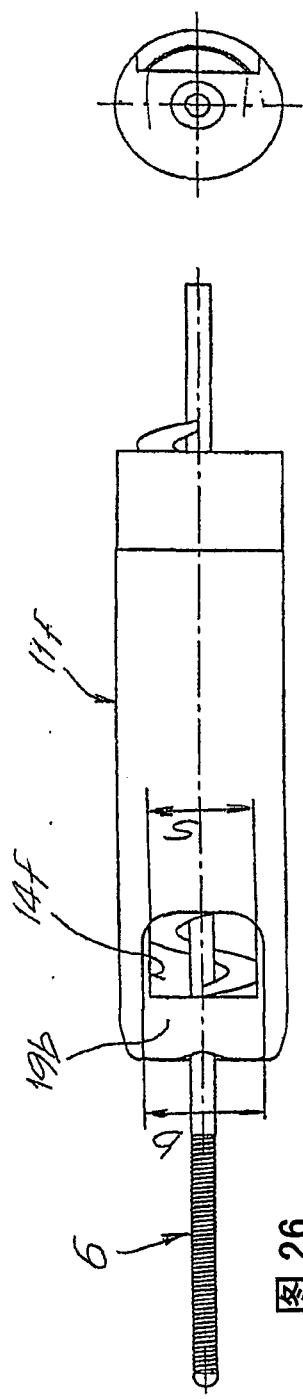


图 27

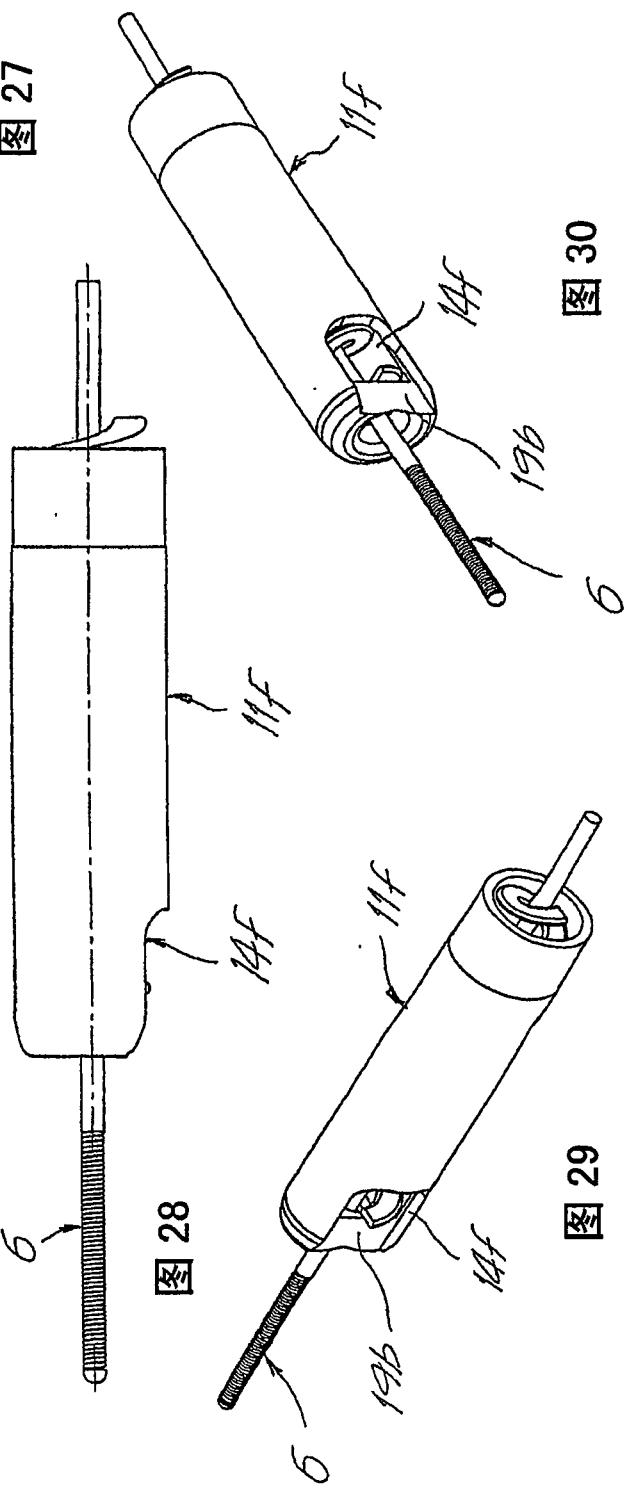
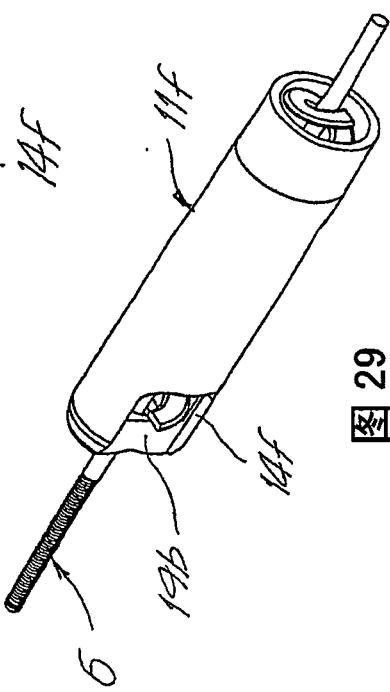
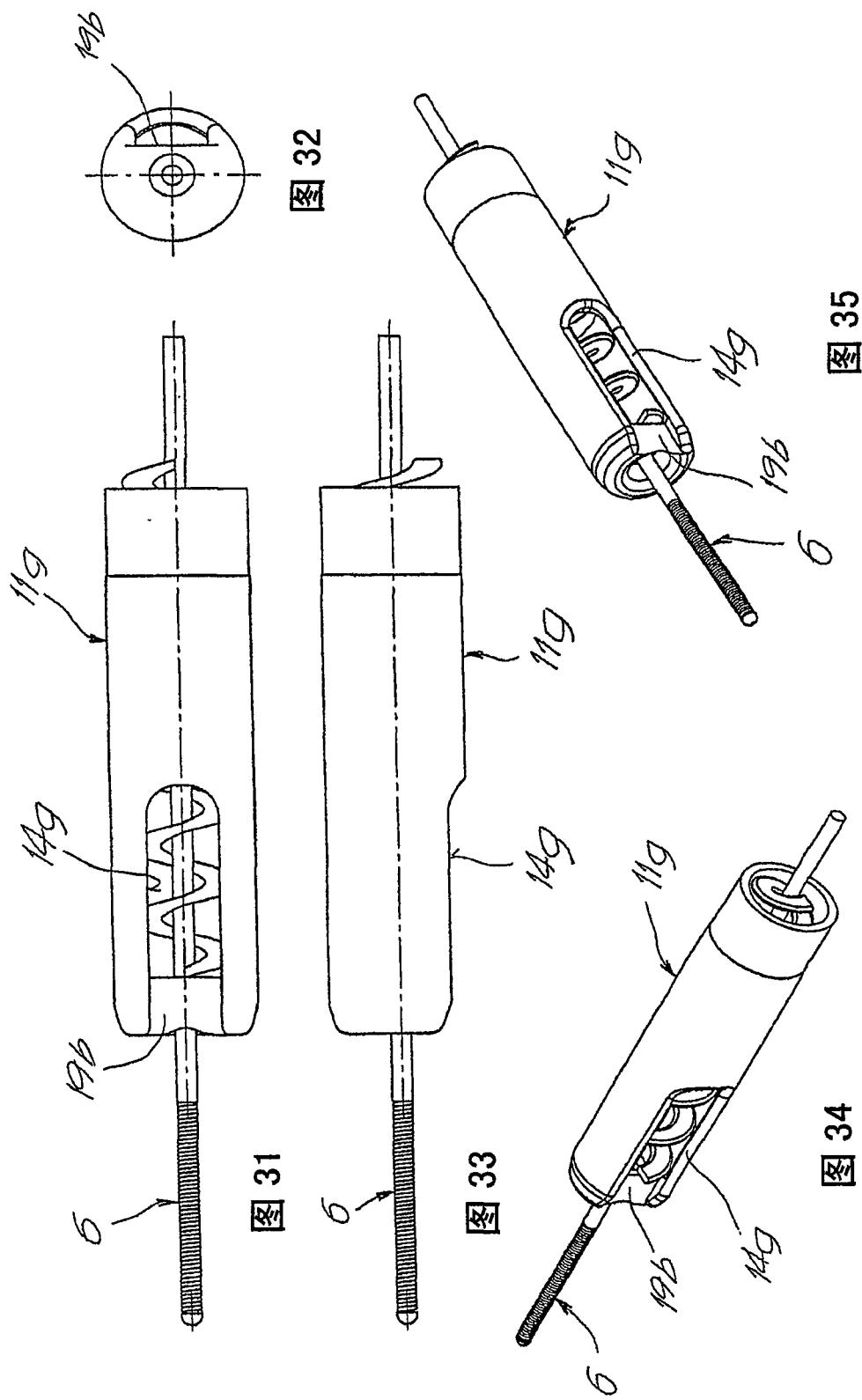
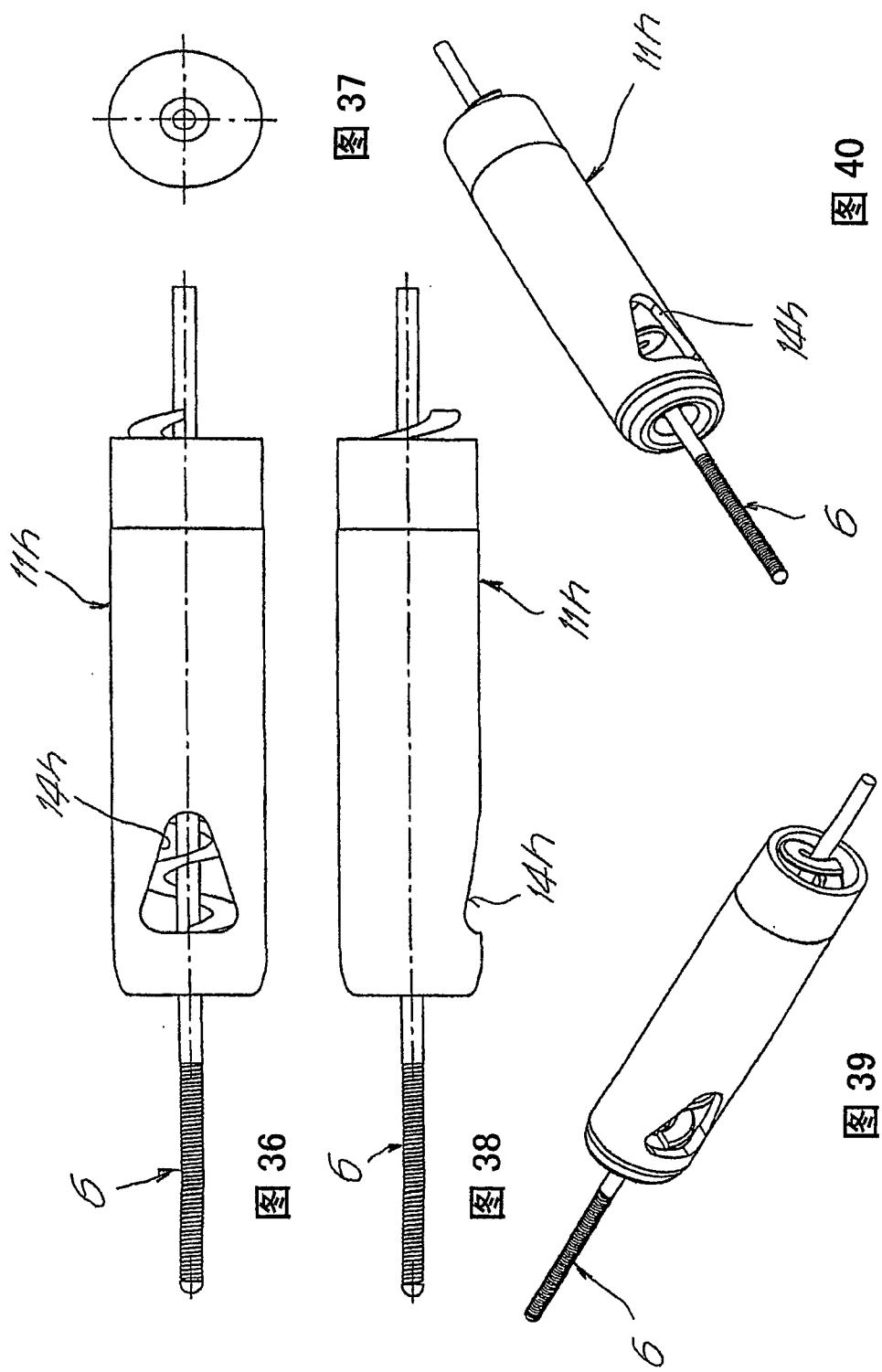


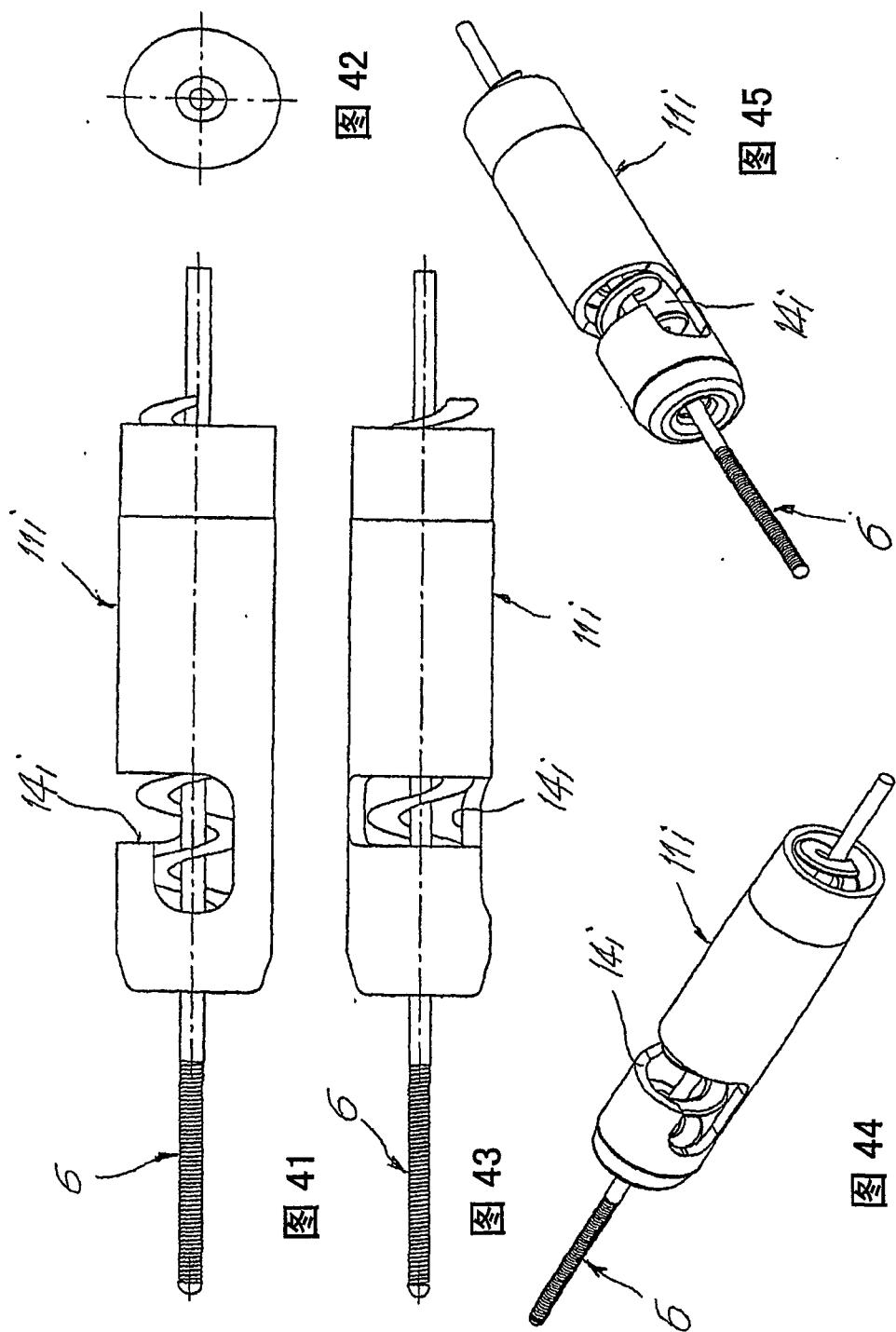
图 28

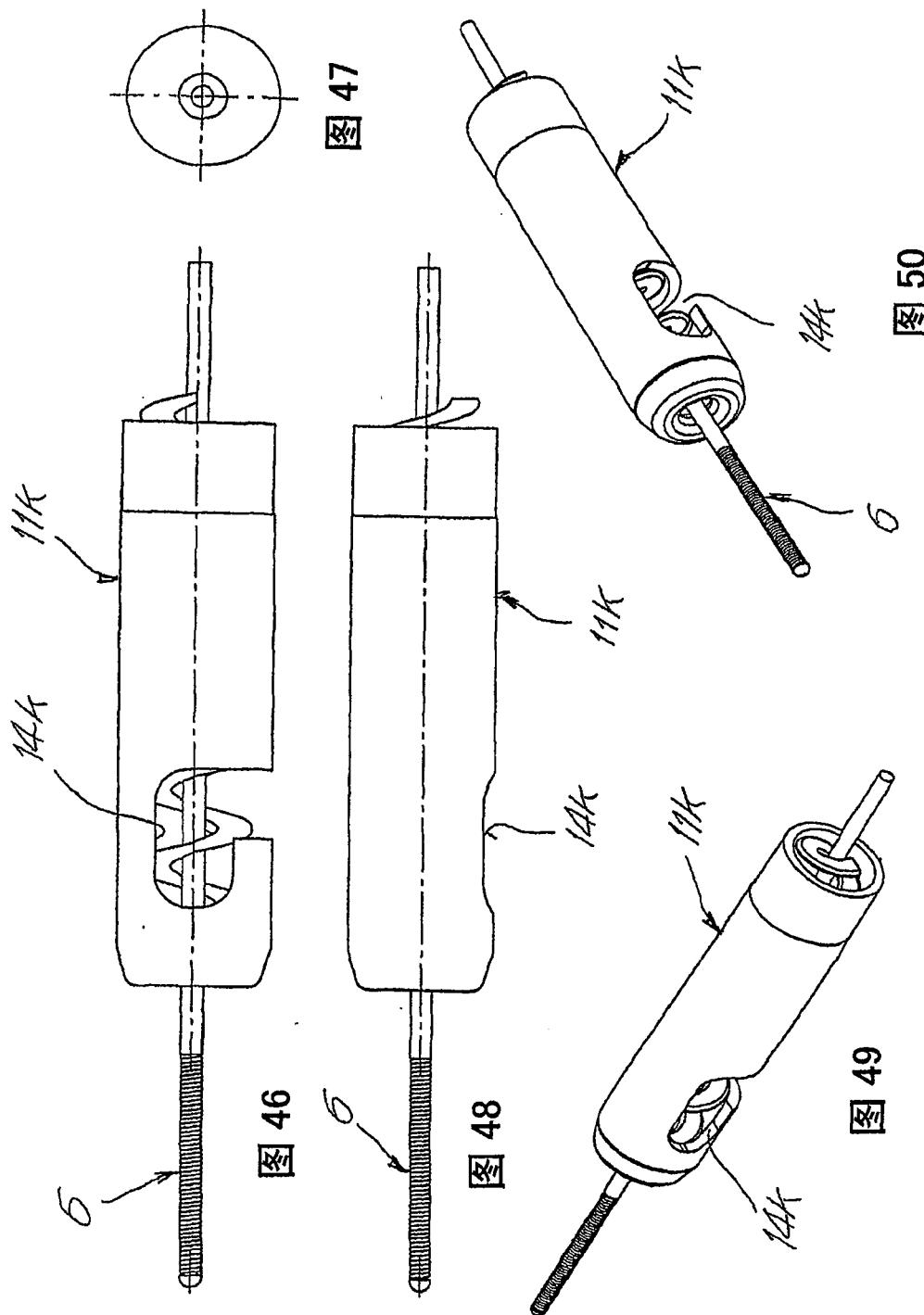
图 30

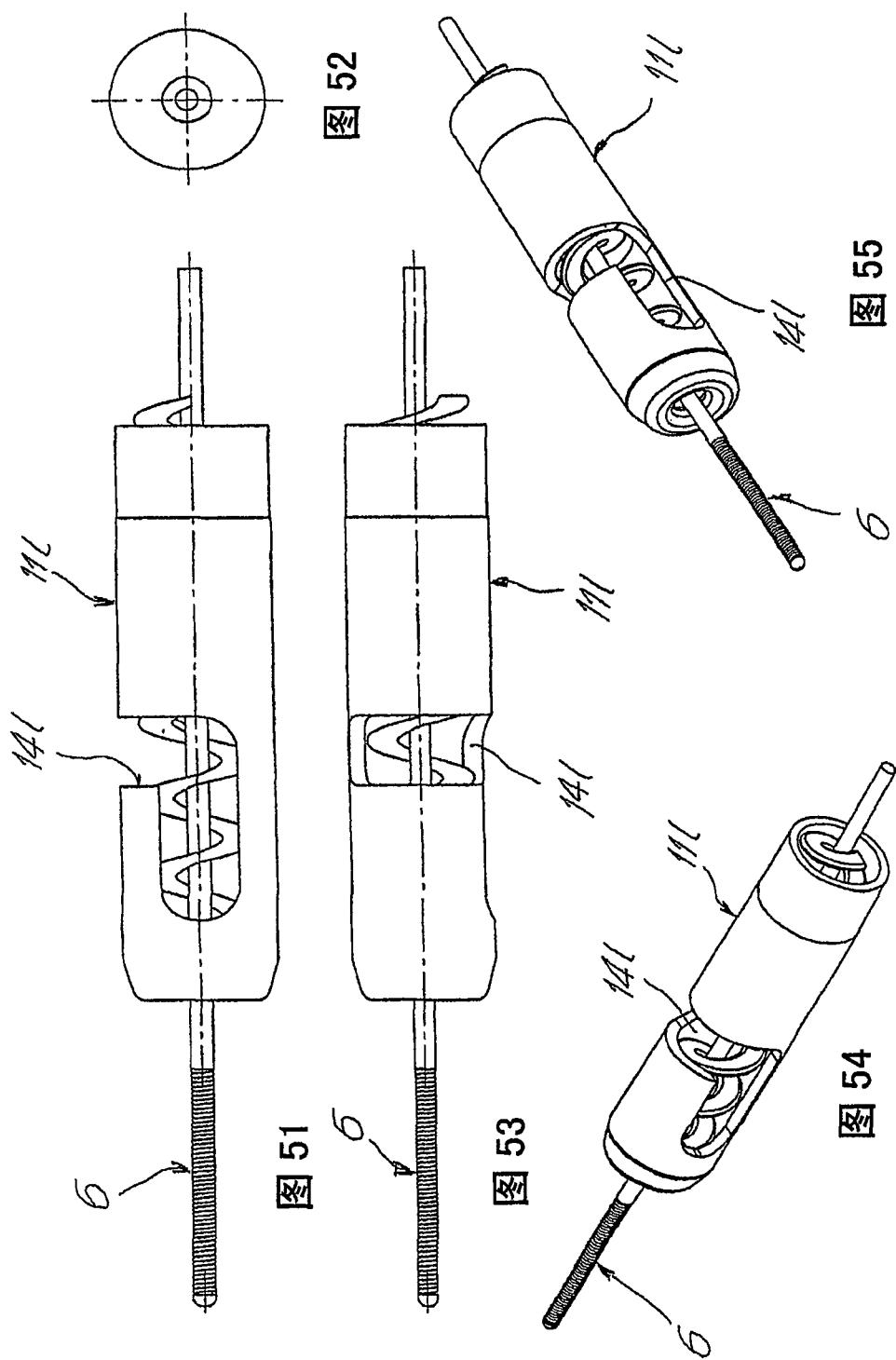












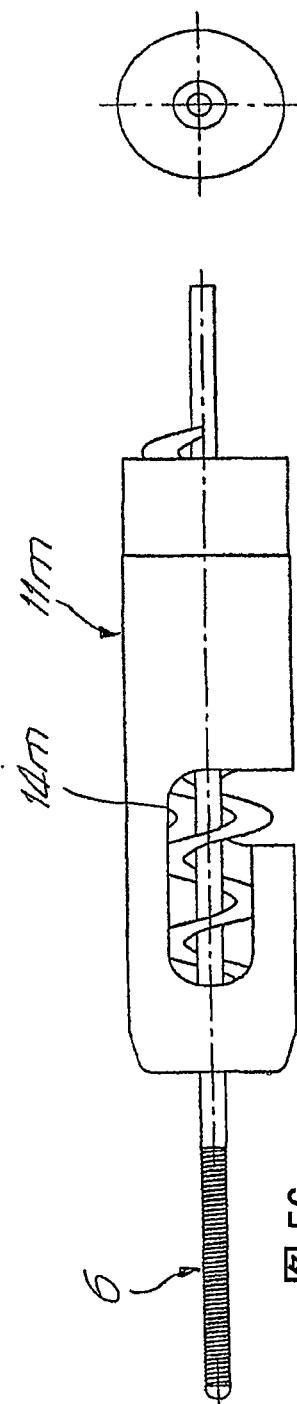


图 57

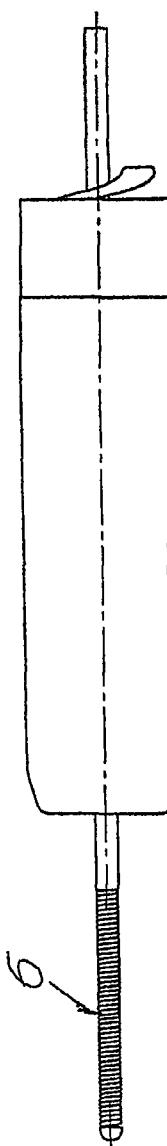


图 58

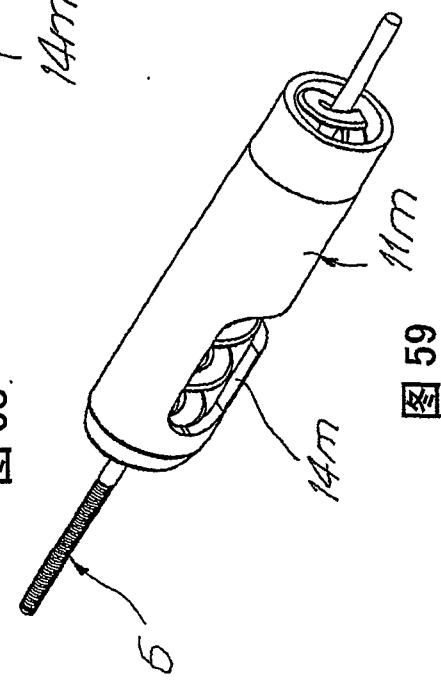


图 59

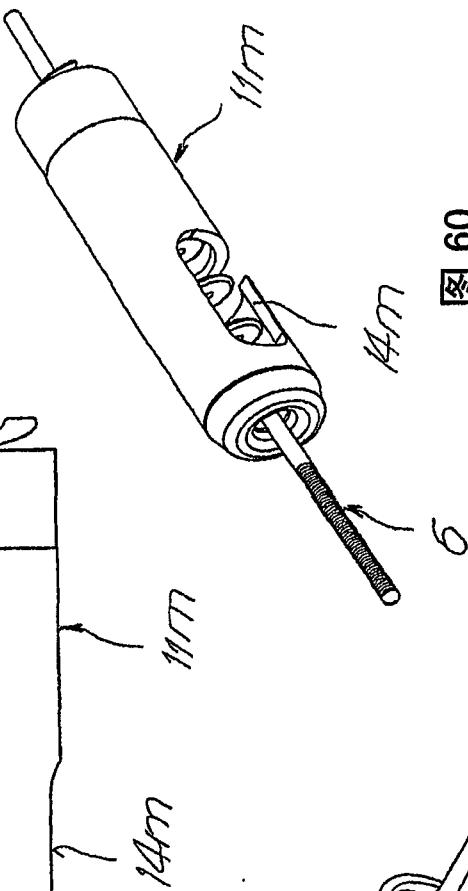


图 60

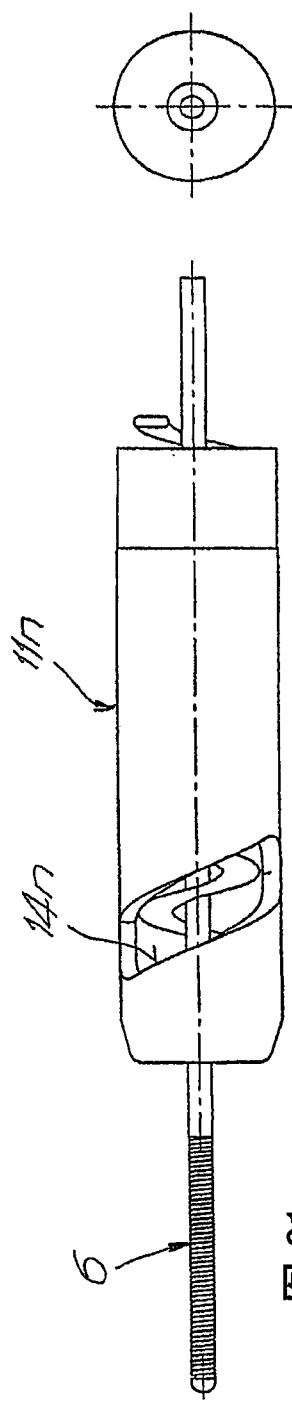


图 61

图 62

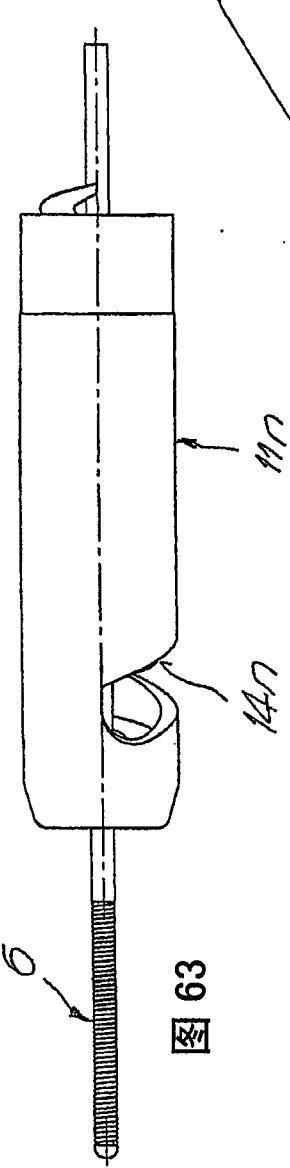


图 63

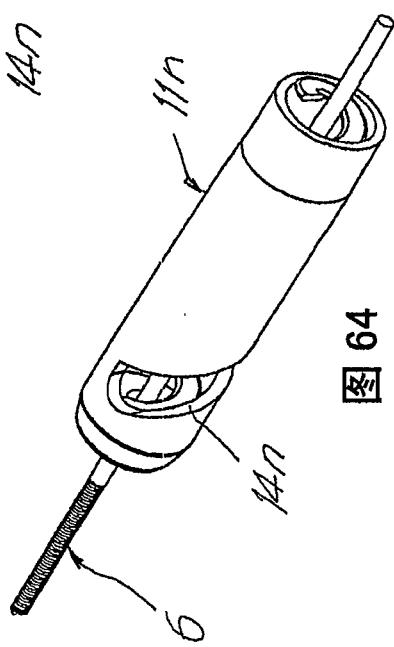


图 64

图 65

