



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103370019 B

(45) 授权公告日 2016. 06. 08

(21) 申请号 201180062923. 4

(22) 申请日 2011. 11. 30

(30) 优先权数据

PCT/RU2010/000711 2010. 11. 30 RU

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 06. 26

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/AU2011/001561 2011. 11. 30

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/071620 EN 2012. 06. 07

(73) 专利权人 环球科技 2000 私人有限公司

地址 澳大利亚维多利亚州

专利权人 国家研究型工艺技术大学

“MISIS”的联邦国家自治高等职业
教育协会

(72) 发明人 米哈伊尔·索特雷恩

阿提姆·尼克拉维奇·切尔诺-哈伊
威

赛吉·德米特里耶维奇·普罗科什金

埃琳娜·普罗科皮耶娜·瑞科琳娜

艾瑞娜·由里乌娜·克麦列夫斯卡娅
安德雷·维克托罗维奇·克鲁季茨基

(74) 专利代理机构 广州粤高专利商标代理有限
公司 44102

代理人 倪小敏

(51) Int. Cl.

A61B 17/50(2006. 01)

A61B 17/22(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1501825 A, 2004. 06. 02,

US 2004073243 A1, 2004. 04. 15,

WO 2009150920 A1, 2009. 12. 17,

RU 2145488 C1, 2000. 02. 20,

审查员 武瑞青

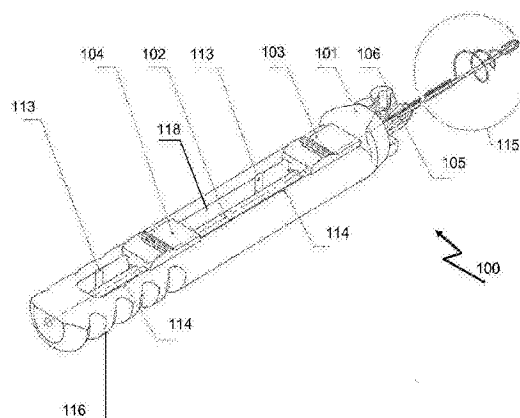
权利要求书3页 说明书13页 附图5页

(54) 发明名称

用于从管形结构中取出物体的装置

(57) 摘要

一些实施方式涉及一种用于从管形结构中取出物体的装置,所述装置具有近侧端和远侧端,并且包括:位于近侧端的装置本体;导管,导管远离所述装置本体地延伸至远侧端并且其大小能够被容纳在管形结构内;可操作地与所述装置本体关联的至少一个促动器可;至少部分地延伸经过所述导管的第一绞线;至少部分地延伸经过所述导管的第二绞线;其中第一和第二绞线被附接在所述装置的远侧端,并且其中第二绞线至少沿第一绞线的远侧长度缠绕第一绞线;其中至少一个促动器能够被操作以导致第二绞线处于膨胀状态,在膨胀状态第二绞线界定出拖网体,拖网体用以捕获物体从而从管形结构中取出物体。



1. 一种用于从管形结构中取出物体的装置,所述装置具有近侧端和远侧端,并且包括:
位于所述近侧端的装置本体;

导管,所述导管从所述装置本体朝所述远侧端延伸并且其大小能够被容纳在所述管形结构内;

至少一个促动器,所述至少一个促动器能够操作地与所述装置本体关联;

第一绞线,所述第一绞线至少部分地延伸经过所述导管;

第二绞线,所述第二绞线至少部分地延伸经过所述导管;

其中所述第一和第二绞线被附接在所述装置的所述远侧端,并且其中所述第二绞线至少沿所述第一绞线的远侧长度缠绕所述第一绞线;

其中所述至少一个促动器能够被操作以导致所述第二绞线处于膨胀状态,在所述膨胀状态所述第二绞线界定出拖网体,所述拖网体用以捕获所述物体从而从所述管形结构中取出所述物体;及

其中所述至少一个促动器包括第一和第二促动器,其中所述第一和第二促动器能够被分开地操作,其中所述第一绞线与所述第一促动器连接,而所述第二绞线与所述第二促动器连接。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中所述拖网体由处于膨胀状态的所述第二绞线的螺旋形状界定出。

3. 根据权利要求1或2所述的装置,其中所述拖网体朝所述第一绞线向内地在朝所述远侧端的方向上逐渐变细。

4. 根据权利要求1或2所述的装置,其中所述第二绞线至少沿所述第二绞线的远侧长度由形状记忆合金制成。

5. 根据权利要求4所述的装置,其中所述第二绞线的所述远侧长度被加工以具有界定出所述拖网体的形状记忆。

6. 根据权利要求1或2所述的装置,其中在所述膨胀状态,所述第二绞线径向地延伸超过所述导管的外径。

7. 根据权利要求1或2所述的装置,其中所述至少一个促动器能够被操作以导致所述第二绞线处于收缩状态,在所述收缩状态所述第二绞线径向地延伸靠近所述第一绞线。

8. 根据权利要求1或2所述的装置,其中所述第一绞线的直径和刚度大于所述第二绞线的直径和刚度。

9. 根据权利要求1或2所述的装置,进一步包括位于所述装置的远侧末端的远侧末梢套管,所述远侧末梢套管容纳所述第一和第二绞线的远侧端,其中所述远侧末梢套管的直径大于或等于所述导管的直径。

10. 根据权利要求9所述的装置,其中通过将所述第一和第二绞线的远侧端卡紧或皱压在一起,所述远侧末梢套管将所述第一和第二绞线的远侧端保持相互固定。

11. 根据权利要求9所述的装置,其中所述远侧末梢套管具有圆形的外轮廓。

12. 根据权利要求1或2所述的装置,其中所述至少一个促动器能够被操作以导致所述第一和第二绞线处于缩回状态,在所述缩回状态所述第一和第二绞线的远侧长度基本上包含在所述导管内,其中在所述缩回状态,所述导管阻碍所述第二绞线处于所述膨胀状态。

13. 根据权利要求1或2所述的装置,其中所述至少一个促动器能够被操作以导致所述

第一和第二绞线处于延伸状态,在所述延伸状态所述第一和第二绞线的远侧长度基本上不会被所述导管覆盖,其中在所述延伸状态,所述导管不会阻碍所述第二绞线处于所述膨胀状态。

14.根据权利要求1或2所述的装置,借此所述第一和第二促动器之间的相对运动导致所述第一和第二绞线之间的相对运动。

15.根据权利要求14所述的装置,其中所述第二绞线响应于所述第一和第二促动器之间的相对运动而被导致处于所述膨胀状态。

16.根据权利要求1或2所述的装置,其中所述至少一个促动器能够相对于所述装置本体移动并且具有至少一个接合部分,所述至少一个接合部分与所述装置本体的至少一个互补结构接合,从而当所述至少一个接合部分与所述至少一个互补结构接合时,所述至少一个促动器相对于所述装置本体趋于保持在适当位置。

17.根据权利要求16所述的装置,其中所述至少一个接合部分和所述至少一个互补结构包括回弹偏离部分和匹配承槽,其中能够施加手动力以将所述回弹偏离部分从所述匹配承槽中移出。

18.根据权利要求1或2所述的装置,其中所述至少一个促动器能够相对于所述装置本体滑动地移动。

19.根据权利要求18所述的装置,其中所述至少一个促动器能够在轴向方向上滑动地移动以导致所述第一绞线和所述第二绞线至少其中之一轴向运动。

20.根据权利要求1或2所述的装置,其中所述导管界定出内腔,所述第一和第二绞线在所述内腔内延伸,所述内腔和所述第一和第二绞线的大小允许流体朝所述远侧端流经所述内腔。

21.根据权利要求20所述的装置,进一步包括设置在所述装置本体上的流体入口,所述流体入口与所述内腔流体连通以允许对比流体从所述流体入口通过所述内腔流至所述远侧端。

22.根据权利要求1或2所述的装置,其中所述导管的大小能够被容纳在内窥镜的器械通道内。

23.根据权利要求1或2所述的装置,其中所述第一和第二绞线是由生物兼容材料制成的金属绞线。

24.一种用于从管形器官中取出异物的“拖网”装置,包括:

操纵器;

适配器,所述适配器被安装在所述操纵器的框架的输出端;

连接器,所述连接器被设置在所述适配器的输入端;

对比流体的输送器,所述输送器与所述连接器结合;

柔性导管,所述柔性导管被固定至所述适配器的输出端;

轴向和螺旋线缆,所述轴向和螺旋线缆被设置在所述操纵器的框架和所述柔性导管内侧;这些线缆由形状记忆合金制成并且能够沿导向轴移动;这些线缆的前端被固定在控制滑块上,而相反的远侧端被固定在圆柱形末梢套管上,该套管被设置在所述柔性导管的自由端外侧;其中,能够相对于所述框架的导向轴结合地或独立地移动和固定位于所述框架内的所述控制滑块;及

其中所述控制滑块包括第一和第二促动器,其中所述第一和第二促动器能够被分开地操作,其中所述轴向线缆与所述第一促动器连接,而所述螺旋线缆与所述第二促动器连接。

25.根据权利要求24所述的“拖网”装置,其中所述轴向线缆位于由所述螺旋线缆所形成的圆锥体内侧,所述轴向线缆和所述螺旋线缆位于弹性导管内侧。

26.根据权利要求24或25所述的“拖网”装置,其中所述螺旋和轴向线缆由镍钛诺制成。

27.根据权利要求24或25所述的“拖网”装置,其中移动和固定所述控制滑块的机构以两个弹簧加载球和一对凹槽的形式实现,所述两个弹簧加载球相对于所述框架的导向轴对称地设置,所述一对凹槽被加工在所述框架的内壁上。

28.根据权利要求24或25所述的“拖网”装置,其中所述螺旋和轴向线缆的远侧端通过压力皱压被设置在所述圆柱形末梢套管的纵向通道内。

29.根据权利要求24或25所述的“拖网”装置,其中所述螺旋和轴向线缆的远侧端在两个线缆材料内的正马氏体相变温度范围内通过压力皱压被设置在所述圆柱形末梢套管的纵向通道内。

30.根据权利要求24或25所述的“拖网”装置,其中所述螺旋线缆的转圈之间的纵向距离不超过相邻转圈的半径。

31.根据权利要求24或25所述的“拖网”装置,其中所述圆柱形末梢套管的外径至少等于所述柔性导管的内径并且不超过其外径。

32.根据权利要求24或25所述的“拖网”装置,其中所述圆柱形末梢套管的端部的表面为流线形。

33.根据权利要求24或25所述的“拖网”装置,其中在所述导管内所述轴向线缆的刚度大于所述螺旋线缆的刚度。

用于从管形结构中取出物体的装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求申请号为PCT/RU2010/000711、申请日为2010年11月30日的国际申请的优先权,其整个内容通过引用被明确地加入本文中,如其被写入本文。

技术领域

[0003] 所描述的实施方式主要涉及一种从管形结构中取出物体的装置。例如,所述装置可以用于取出人或动物的管形器官内的无用的异质或有机体。实施方式涉及医疗器械领域,具体地涉及用于取出异物的装置,更具体地是从尿管或胆管中取出石头的装置。

背景技术

[0004] 用于从管形器官中提取结石的外科器具,具体地是从输尿管或胆管中提取石头的外科器具,装配有用于移动、打开、关闭和部署专用的线夹子的操作器,这种外科器具是已有的(2001年7月10日公开的美国专利US 6258101)。

[0005] 这种装置包括细长框架,细长框架用于部署外科工具,例如,套索(snare)和篮状体(basket)。用以旋转输出轴的铰接机构被设置在框架的端部。位于把手端部并位于铰接机构上的手指孔使得用一只手操作该装置。铰接机构的线性运动被用于移动输出轴和篮状体,同时输出轴的旋转通过相对于直线移动方向从一侧将铰接机构转动至另一侧来实现。所述装置采用这样一种方式被设计,即,输出轴能够在直线移动时在所有位置旋转。这种外科装置能够同时旋转和相互地逐步移动输出轴和篮状体从而准确地操作外科单元。

[0006] 另一发明是用于从管形腔体提取石头的装置,所述装置具有框架、套管、柔性管和具有抓取篮状体的承载绳索、以及把手(1996年6月10日公开的俄罗斯专利RU 2061420)。

[0007] 把手被加工成杆形的,杆具有校准输送标记和建立在框架内的楔形凹槽。套管被拖至把手上并且设有沿凹槽导向的窗口。弹性管的端部通过具有弹性套管的螺母与框架连接。为了量承载绳索和把手连接,绳索的端部穿过把手的楔形凹槽直至其出现在套管的窗口。通过给把手施加力,套管的端部挤压设置在框架的孔内的校准弹簧。该运动将套管沿凹槽移动并且在窗口内夹住绳索,从而施加一个被限制在确定水平的力。篮状体的打开以所需的水平通过夹住把手的螺钉而被固定至框架。

[0008] 上述相似装置的缺点在于,它们的操纵器(把手)被设计成控制篮状体或铰接型的套索,其工作部分被设置在相同的绳索上并且不允许单独地操纵套索的单独部分。

[0009] 最接近本发明的装置是用于从管形器官提取异物的“拖网”(2002年2月20日公开的俄罗斯专利RU 2145488)。所述装置包括操纵器,所述操纵器包含中空的圆柱形杯,中空的圆柱形杯在操作器的中空端部具有轴向孔以及在所述端部的外表面具有连接器。导管被连接至该连接器的端部。所述装置还具有同轴地位于圆柱形杯内的套管:套管在其外表面和肩部具有凹槽,肩部具有允许将螺旋形的线缆固定在其中一个端部上的孔。所述装置的另一元件是位于套管内与套管的纵轴同轴的杆,杆的一端与直的线缆紧固地连接,并且其相反端装有把手以控制所述装置的工作部件。所述操纵器能够将套管固定在圆柱形杯上以

及将杆固定在套管上。

[0010] 该装置允许独立地操纵线缆,但是,其具有如下文所述的非常大的短处。

[0011] 当使用操纵器工作时,外科医生需要锁定和打开套管时感觉不舒适。该运动需要两只手。同时,所有的现代的操纵器(例如上述的)以这样一种第二只手是自由的方式被设计。在这种情况下,操作的结果经常取决于外科医生的敏捷性;在特定的情况下,把持所述装置时间的损失能够导致不可逆转的结果。因此,对该装置的操纵需要专门的训练。临床经验证明,这种装置使用起来十分复杂。

[0012] 包括在本说明书中的对文件、作用、材料、装置、物品或类似物的任何讨论不应当被认为是,承认某些或所有的这些事项构成了部分的现有技术基础,或者是本申请的每个权利要求的优先权日之前已经存在的本发明相关领域的公知技术。

[0013] 在本说明书中,词语“包括”或其变形应当被理解成意味着包含所述的元件、整体或步骤、或一组元件、整体或步骤,但是不排除任何其他的元件、整体或步骤、或一组元件、一组整体或步骤。

发明内容

[0014] 一些实施方式涉及一种用于从管形结构内取出物体的装置,所述装置具有近侧端和远侧端,并且包括:

[0015] 位于所述近侧端的装置本体;

[0016] 导管,所述导管从所述装置本体朝所述远侧端延伸并且其大小能够被容纳在所述管形结构内;

[0017] 至少一个促动器,所述至少一个促动器可操作地与所述装置本体关联;

[0018] 第一绞线,所述第一绞线至少部分地延伸经过所述导管;

[0019] 第二绞线,所述第二绞线至少部分地延伸经过所述导管;

[0020] 其中所述第一和第二绞线被附接在所述装置的所述远侧端,并且其中所述第二绞线至少沿所述第一绞线的远侧长度缠绕所述第一绞线;

[0021] 其中所述至少一个促动器能够被操作以引起所述第二绞线处于膨胀状态,在所述膨胀状态所述第二绞线界定出拖网体,所述拖网体用以捕获所述物体从而从所述管形结构中取出所述物体。

[0022] 所述拖网体由处于膨胀状态的所述第二绞线的螺旋形状界定出。所述拖网体朝所述第一绞线向内地在朝所述远侧端的方向上逐渐变细。所述第二绞线至少沿所述第二绞线的远侧长度由形状记忆合金制成。所述第二绞线的远侧长度被加工以具有界定出拖网体的形状记忆。

[0023] 在所述膨胀状态,所述第二绞线径向地延伸超过所述导管的外径。所述至少一个促动器能够被操作以导致所述第二绞线处于收缩状态,在所述收缩状态所述第二绞线径向地延伸靠近所述第一绞线。所述第一绞线的直径和刚度大于所述第二绞线的直径和刚度。

[0024] 所述装置进一步包括位于所述装置的远侧末端的远侧末梢套管,所述远侧末梢套管容纳所述第一和第二绞线的远侧端,其中所述远侧末梢套管的直径大于或等于所述导管的直径。通过将所述第一和第二绞线的远侧端一起卡紧或皱压,所述远侧末梢套管将所述第一和第二绞线的远侧端保持相互固定。所述远侧末梢套管具有圆形的外轮廓。

[0025] 所述至少一个促动器能够被操作以导致所述第一和第二绞线处于缩回状态,在所述缩回状态所述第一和第二绞线的远侧长度基本上包含在所述导管内,其中在所述缩回状态,所述导管阻碍所述第二绞线处于所述膨胀状态。

[0026] 所述至少一个促动器能够被操作以导致所述第一和第二绞线处于延伸状态,在所述延伸状态所述第一和第二绞线的远侧长度基本上不会被所述导管覆盖,其中在延伸状态,所述导管不会阻碍所述第二绞线处于所述膨胀状态。

[0027] 所述至少一个促动器可以包括第一和第二促动器。所述第一和第二促动器能够被分开地操作。所述第一绞线可以与所述第一促动器连接,而所述第二绞线可以与所述第二促动器连接,借此所述第一和第二促动器之间的相对运动导致所述第一和第二绞线之间的相对运动。所述第二绞线响应于所述第一和第二促动器之间的相对运动而导致处于所述膨胀装置。

[0028] 所述至少一个促动器能够相对于所述装置本体移动并且具有至少一个接合部分,所述至少一个接合部分与所述装置本体的至少一个互补结构接合,从而当所述至少一个接合部分与所述至少一个互补结构接合时,所述至少一个促动器相对于所述装置本体趋于保持在适当位置。所述至少一个接合部分和所述至少一个互补结构包括回弹偏离部分和匹配凹槽,其中能够施加手动力以将所述回弹偏离部分从所述匹配凹槽中移出。

[0029] 所述至少一个促动器能够相对于所述装置本体滑动地移动。所述至少一个促动器能够在轴向方向上滑动地移动以导致所述第一绞线和所述第二绞线至少其中之一轴向运动。

[0030] 所述导管界定出内腔,所述第一和第二绞线在所述内腔内延伸,所述内腔和所述第一和第二绞线的大小允许流体朝所述远侧端流经所述内腔。所述装置进一步包括设置在所述装置本体上的流体入口,所述流体入口与所述内腔流体连通以允许对比流体从所述流体入口通过所述内腔流至所述远侧端。

[0031] 所述导管的大小能够被容纳在内窥镜的器械通道内。所述第一和第二绞线是由生物兼容材料制成的金属绞线。

[0032] 一些实施方式也涉及使用上述装置以从管形结构中取出物体。

[0033] 一些实施方式涉及一种用于从管形器官中取出异物的“拖网”装置,其包括:

[0034] 操纵器;

[0035] 适配器,所述适配器被安装在所述操纵器的框架的输出端;

[0036] 连接器,所述连接器被设置在所述适配器的输入端;

[0037] 对比流体的输送器,所述输送器与所述连接器结合;

[0038] 柔性导管,所述柔性导管被固定至所述适配器的输出端;

[0039] 轴向和螺旋线缆,所述轴向和螺旋线缆被设置在所述操纵器的框架和所述柔性导管的内侧;这些线缆由形状记忆合金制成并且能够沿导向轴移动;这些线缆的前端被固定在控制滑块上,而相反的远侧端被固定在圆柱形末梢套管上,该套管被设置在所述柔性导管的自由端外侧;其中,能够相对于所述框架的导向轴结合地或独立地移动和固定位于所述框架内的控制滑块。

[0040] 所述轴向线缆位于由螺旋线缆所形成的圆锥体内侧,轴向线缆和螺旋线缆位于弹性导管内侧。所述螺旋和轴向线缆由镍钛诺制成。移动和固定所述控制滑块的机构以两个

弹簧加载球和一对凹槽的形式实现,所述两个弹簧加载球相对于所述框架的导向轴对称地设置,所述一对凹槽被加工在所述框架的内壁上。

[0041] 所述螺旋和轴向线缆的远侧端通过压力皱压被设置在所述圆柱形末梢套管的纵向通道内。所述螺旋和轴向线缆的远侧端在两个线缆材料内的正马氏体相变温度范围内通过压力皱压被设置在所述圆柱形末梢套管的纵向通道内。

[0042] 所述螺旋线缆的转圈之间的纵向距离不超过相邻转圈的半径。所述圆柱形末梢套管的外径至少等于所述柔性导管的内径并且不超过其外径。所述圆柱形末梢套管的端部的表面为流线形。在所述导管内所述轴向线缆的刚度大于所述螺旋线缆的刚度。

附图说明

[0043] 下文中通过实施例并参考附图进一步描述实施方式。

[0044] 图1是根据一些实施方式的用于取出物体的装置的局部剖视立体图,所示的装置具有处于缩回状态的远端部。

[0045] 图2是图1所示装置的远侧端部的局部剖视立体图。

[0046] 图3是图1所示装置的局部剖视立体图,所示的装置具有处于延伸状态的远侧端部。

[0047] 图4是处于伸展状态的远端部的局部剖视立体图。

[0048] 图5是图1所示装置的局部剖视立体图,所述装置具有处于膨胀状态的远侧端部。

[0049] 图6是处于膨胀状态的远侧端部的局部立体图。

[0050] 图7是图1所示装置的装置本体的横截面视图。

[0051] 图8是图1所示装置的远侧末梢的示意性横截面视图。

[0052] 图9是根据另一实施方式的所述装置的局部剖视立体图,所述装置包括装置本体的半刚性远侧延伸部,其中用于流体进入导管的连接点被设置在延伸部的远侧部分。

[0053] 图10是图9所示装置的远侧端部的局部剖视立体图。

具体实施方式

[0054] 所述实施方式主要涉及一种从管形结构中取出物体的装置。例如,所述装置可以用于取出人或动物内的管形器官内的无用的异物或有机物。

[0055] 所述装置通常通过将小直径的导管(例如,导尿管)插入管形结构内并延伸经过要被取出的物体来进行操作。包含在导管内的绞合线然后被延伸并被操纵以形成线缆拖网形状,线缆拖网形状的直径明显大于导管的直径,从而使得拖网形状能够经管形结构被抽回,同时将物体捕获在拖网形状内并且沿导管从管形结构中取出物体。这种实施方式利用轴向延伸的相对刚性的金属绞线与缠绕轴向绞线的较小刚性的金属线缆的结合。较小刚性绞线优选地是螺旋形的并且能够被膨胀从而形成拖网形状。这种实施方式通过相对容易使用的装置而被提供,所述装置容易操纵并且在从物体中抽回所述装置的过程中不太可能损坏敏感的管形器官。

[0056] 参考图1至8,进一步详细地描述一种用于从管形结构中取出物体或物品的装置100。装置100具有近侧的装置本体101和从装置本体101朝远侧端115远离地延伸的导管109。装置本体101的大小和形状易于手持从而在取出物体或物品的过程中手动地操纵装置

100。导管109的直径和长度适于使用内窥镜,借此导管109能够被容纳在内窥镜的器械通道内,当内窥镜行进至体内时,内窥镜在体内延伸一米至两米。内窥镜可以具有合适的内部成像和控制功能从而在人或动物体的管形器官内的合适位置被操作或被放置在所述合适的位置。

[0057] 装置本体101可以是类似杆形的,具有形成于其内部的轴向通道118以允许第一和第二促动器103、104在轴向通道118内轴向地行进。远侧尾段105在装置本体101的远侧端与装置本体101连接,远侧尾段105用于把持和对准导管109的近侧端,从而导管109内的绞线107、108能够进入装置本体101的轴向通道内并且分别与促动器103、104连接。远侧尾段105可以例如通过螺纹连接与装置本体101连接。远侧尾段105也可以具有流体入口106,流体入口106形成在部分的远侧尾段105内并且能够外部地接近,从而对比流体能够被注入由导管109所界定的内腔。流体入口106可以具有鲁尔(luer)锁定结构,鲁尔锁定结构与另一鲁尔结构配合从而确保流体传输至远侧尾段105。另外,可以提供合适的密封以避免或最小化流体从远侧尾段105和/或导管109泄漏。

[0058] 装置本体101沿与促动器103、104的位置相反的外表面具有突出体(gnurl)、抓紧体或其他波动体116从而有助于在操纵过程中抓紧装置本体101。虽然所示的装置本体101为杆形结构,但是应当认为,也可以使用同样能够提供本文所述功能的不同形式的装置本体101,而不是类似杆形的。

[0059] 促动器103、104沿轴向导杆102能够轴向地滑动,轴向导杆102沿导向通道118在导向通道118内延伸,促动器103、104能够分开地或一起地滑动,这取决于装置100所采用的状态。虽然导向通道118被显示处于打开,但是可以设置有防护罩以覆盖轴向导杆102并且隐藏轴向导杆102。当轴向和螺旋的绞线108、107在装置100处于缩回状态时在导向通道118内延伸时,这种防护罩也可以有助于隐藏和保护绞线108、107。

[0060] 导管109通过远侧尾段105与装置本体101连接并且在远侧方向上远离装置本体地延伸。导管109容纳轴向绞线108和螺旋绞线107,螺旋绞线107缠绕轴向绞线108。导管109界定出内腔,轴向和螺旋绞线108、107在内腔内延伸,而且,虽然在导管内存在少量多余的内部空间,但是内腔内仍然有足够的空间以允许流体通过内腔内的未被轴向和螺旋绞线108、107所占据的空间从流体入口106流到导管109的远侧端。

[0061] 装置100在导管109的远侧末梢具有远侧末梢套管110,在远侧末梢套管110内,轴向和螺旋绞线108、107被相互固定。在一些实施方式中,通过将两个绞线卡紧或皱压在一起,轴向和螺旋绞线108、107的远侧端被相互固定。远侧末梢套管110具有圆形的外轮廓从而最小化对远侧末梢套管110在其内延伸的管形器官或结构内的敏感组织的损坏。当装置100处于缩回状态,导管109可以在其远侧尽头邻接套管110的近侧端,从而导管109的内腔在远侧端被关闭。选择性地,导管109的远侧端可以不与套管110邻接,因此使得即使在缩回状态也能够从远侧端115注入对比流体。

[0062] 螺旋绞线107在其近侧端与第一促动器103连接,而轴向绞线108在其近侧端与第二促动器104连接。如图1所示,第一和第二促动器103、104沿装置本体101的轴向通道118被设置在它们的最近侧位置。当第一和第二促动器103、104因此被定位时,轴向和螺旋绞线108、107在导管109内被缩回。为了取出物体,例如胆囊内的胆结石,例如,导管109沿管形的胆囊器官穿过要被取出的物体,同时保持所述装置处于缩回状态。一旦导管109很大程度地

经过要被取出的物体,第一和第二促动器103、104可以沿轴向通道118被远侧地推动,借此导致轴向和螺旋绞线108、107沿远侧方向在导管109内轴向地行进,从而迫使导管109的远侧端自由,如图3和4所示,从而使得装置100的远侧端115(以及特别地轴向和螺旋绞线108、107)保持延伸位置。

[0063] 为了取出物体,螺旋绞线107被导致处于膨胀状态,在膨胀状态,螺旋绞线界定出拖网体从而当装置100的远侧端经管形器官被收回时捕获物体。拖网体是开口的螺旋绞线结构,开口的螺旋绞线结构在远侧方向上径向地向内逐渐变细,如图5和6所示。通过向近侧地远离第一促动器103地移动第二促动器104,螺旋绞线107被导致处于其膨胀状态,借此向近侧地拉动轴向线缆108(同时第一促动器保持原样而螺旋绞线107沿螺旋绞线107的长度的大部分远离地保持其位置处于远侧端115)以引起轴向和螺旋绞线108、107的相对运动。

[0064] 为了使螺旋绞线107在远侧端115始终保持形状,所述形状界定出远侧地逐渐变窄的拖网体,螺旋绞线107的远侧长度被加工成具有形状记忆,该形状记忆与处于膨胀状态所期望的形状一致,例如图5和6所示。为此,至少螺旋绞线107的选定的远侧长度由形状记忆合金(例如镍钛诺)制成。当螺旋绞线108远侧长度在远侧端115处于图1至4所示的缩回或延伸状态时,其从形状记忆弹性地变形。

[0065] 在一些实施方式中,螺旋绞线107可以被加工成不同的部分,并不是所有的部分需要是螺旋形的。例如,螺旋绞线107可以包括直线部分,直线部分延伸至导管的绝大多数长度,其中直线部分与被暴露和被膨胀以形成拖网体的相对较短的螺旋部分连接。所述直线部分可以或不可以由与螺旋部分相同的形状记忆材料制成。

[0066] 在一些实施方式中,轴向绞线108也可以由形状记忆合金制成,虽然其他的生物兼容金属可以用于制成轴向绞线108。另外,优选地,绞线108、107由相互兼容的金属材料制成,这种兼容是就温度变化和体内状况不会引起腐蚀或电流的产生而言的。为此,相同的金属可以用于两个绞线107、108。

[0067] 一旦通过将异物或物体捕获在由膨胀的螺旋绞线107所界定的拖网形状内并且通过从管形结构内取出装置100的整个远侧部分,所述异物或物体就从管形结构中取出,异物或物体就能够被释放在较大的管形结构或器官中从而作为废物从人或动物体正常地排泄。第二促动器104然后能够被向远侧地推动而第一促动器103保持在其远侧位置,从而第一和第二促动器103、104被邻近地设置,导致轴向绞线108相对于螺旋绞线107向远侧地行进并且因此绕轴向绞线108径向地收缩螺旋绞线107。这种收缩状态与图3和4所述的延伸状态相同,其中,螺旋绞线107通常径向地靠近轴向线缆108延伸。从该收缩状态,第一和第二促动器103、104能够被一起向近侧地沿导向通道118移动至图1和2所示的最近侧的位置以借此导致远侧端115以及螺旋和轴向绞线107、108再次处于缩回状态。一旦装置100的远侧端115处于缩回状态,其能够被容易地从管形器官和/或内窥镜中取回而没有损坏器官的可能性。

[0068] 为了辅助促动器103、104在不同位置(缩回、延伸、膨胀和收缩状态)之间转换,轴向导向通道118和促动器103、104可以具有互补结构,互补结构趋于将促动器103、104沿轴向导向通道118保持在两个远侧或两个近侧位置之一。这些互补结构能够包括位于每个促动器103、104上的或导向通道118的内壁上的回弹偏离部分,回弹偏离部分分别与导向通道壁或促动器103、104上的配合承槽接合。在图所示的实施方式中,每个促动器103、104具有回弹偏离轴承111、121,回弹偏离轴承111、121设置在促动器103、104的相对的侧面上并且

通过偏心机构117(例如,弹簧)被向外地施加偏压。当促动器103、104被定位成轴承111、121与通道壁内形成的相对的承槽113、114配合时,促动器103、104会趋向于被保持在所述位置,除非手动地推动其离开。沿导向通道118在远侧或近侧位置内,促动器103、104的这种偏心保持力有助于保持所述装置处于期望状态并且当装置处于延伸或膨胀状态时有助于最小化装置偶然收缩或缩回的风险。另外,轴承111、121与壁承槽113、114的配合给装置100的外科使用者提供了触觉感知的指示,这种指示说明其中一个或全部的促动器103、104已经到达期望的位置。

[0069] 如图1、3、5和7所示,第一和第二促动器103、104在其上表面具有升高的部分,从而易于与使用者的拇指接合,同时易于将装置本体101置于使用者的手中。

[0070] 虽然所示和所述的实施方式涉及轴向导向的装置本体101,但是应当理解的是,装置本体101也可以使用选择性的结构,例如,包含能够被不同地移动的促动器以引起轴向和螺旋绞线108、107彼此之间以及相对于导管109的上述相对运动。另外,虽然所示和所述的是两个促动器103、104,但是在其他实施方式中可以使用不同数量的促动器。例如,可以使用一个、三个或四个促动器,而不是本文中所述的两个促动器。

[0071] 另外,一些实施方式可以使用多于一个的缠绕轴向绞线108的螺旋绞线107从而当多个第二绞线处于膨胀状态时提供更加明确的拖网体。另外,螺旋绞线107无需缠绕轴向绞线108的整个长度。相反,螺旋绞线107应当在远侧端115处至少沿几厘米的长度绕轴向绞线108螺旋地延伸。正如本文所使用的,术语绞线或线缆会包括由单细丝或多细丝构成的绞线或线缆。

[0072] 下文中参考相同的附图和优先权申请的引入内容提供对选择性实施方式的描述。

[0073] 一些实施方式涉及用于从管形器官中提取结石,特别地是从输尿管或胆管提取石头的形状记忆医疗器械。实施方式可以用于减少装置管理的复杂性和医疗过程的持续时间。其简化和改进了装置操纵的准确度以及增加医疗过程的安全性。

[0074] “拖网”装置包含具有适配器的操纵器,所述适配器被安装在操纵器的输出端。适配器具有输入和输出端:输入端包含与对比流体的输送器连接,而输出端包括柔性导管。由形状记忆合金制成的螺旋和轴向线缆被放置在操纵器和柔性导线内侧。这些线缆能够沿导向轴移动。线缆的端部被固定在控制滑块上,同时底部远侧端被固定在圆柱形末梢套管内,圆柱形末梢套管被安装在柔性导管的自由端外侧。

[0075] 位于操纵器内侧的控制滑块能够相对于导向轴结合地或独立地移动和固定。

[0076] 本发明要解决的问题是减小使用过程的复杂性以及减少医疗过程的持续时间。本发明的目的还在于简化装置的操纵以及提高其控制的准确性,这会导致医疗过程更加安全。

[0077] 实施方式用于解决或改良现有器械的一个或多个缺点或者至少提供一种有用的选择性方案。图1显示操纵前的装置位置;图2显示了操纵前图1中的装置的远侧工作部分(切口A);图3显示了准备进入中空器官的装置,滑块在捕获结石前被定位;图4显示了在捕获结石之前已进入中空器官的装置(切口A);图5显示了已进入中空器官并准备捕获结石的装置;图6显示了装置的远侧部分,螺旋线缆完全延伸以捕获结石;图7显示了装置的截面,对应于图5所示的装置的位置,截面显示了滑块的移动和固定。

[0078] 实施方式涉及一种用于从管形结构(例如,从人或动物内的管形器官)移除物体

(例如,凝结物、结石或异物)的装置。实施方式可以实现操纵的简化,因此减小外科使用者的使用复杂性,其进而减小医疗过程的持续时间以及可以增加器械的准确度,这样会改进这种医疗过程的安全性和/或效率。

[0079] 人或动物体内具有多种管形器官,所述实施方式能够适用于多种的管形器官以取出例如胆管、尿管、气管、食管、血管和肠内的无用的或麻烦的物体。虽然针对在病人上所实施的程序讨论实施方式,但是相信所述实施方式同样能够用于动物和其他敏感的有机管形器官。

[0080] 图1至8显示了用于从管形器官中提取异物的“拖网”装置100。装置100包括操纵工具101以及操作工具115,操纵工具101形成了装置100的近侧本体,而操作工具115形成了装置100的远侧延伸的拖网部件。操纵器100装配有适配器105,适配器105安装在输出端。操纵器100进一步包括位于其近侧端的一系列环形凹槽116以有助于外科医生握紧和操纵所述操纵器100。套管与对比流体输送器连接,对比流体输送器位于适配器105的输入端并位于连接点106处,并且弹性导管109位于适配器105的输出端。

[0081] 螺旋线缆107和轴向线缆108位于操纵器框架101和柔性导管109的内侧。两种线缆均由形状记忆合金制成。这些线缆能够沿导向轴102在操纵器框架101内移动。这些线缆能够沿导向轴102移动。这些线缆107/108的端部被固定在控制滑块103/104上,并且相对的远侧端被固定在圆柱形末梢套管110内侧,末梢套管110安装在柔性导管109的自由端外侧。控制滑块103/104位于框架101内并且能够相对于导向轴102结合地或独立地移动和固定。轴向线缆108位于弹性导管109的圆锥体内侧,所述圆锥体由螺旋线缆107形成。

[0082] 螺旋线缆107的近侧端被永久地附接至上控制滑块103,而轴向线缆108的近侧端被永久地附接至下控制滑块104。两个线缆107/108的远侧端被刚性地附接在圆柱形末梢套管110内侧,圆柱形末梢套管110位于柔性导管109的远侧、自由端。控制滑块103/104位于操纵器框架101内并且能够沿滑块导向轴102同时地或独立地移动和固定。轴向线缆107和螺旋线缆108位于柔性导管109内侧,其中螺旋线缆108缠绕轴向线缆107从而形成绕轴向线缆107的卷绕外层。

[0083] 螺旋线缆108和轴向线缆107由镍钛诺(nitinol)制成,镍钛诺是一种镍钛(NiTi)形状记忆合金,尽管如此,也可使用其他的形状记忆合金。

[0084] 镍钛诺提供了物理和机械特性的良好组合。除了其生物兼容性(类似于不锈钢的耐蚀性)之外,镍钛诺是柔性的(约75 GPa的低杨氏模量)、高UTS(约750-960 MPa)、呈现出偏向性刚度特性(压缩时的刚性和拉紧时的柔性)并且在类似人体的温度范围内呈现出超弹性行为。在这些特性中,其将金属和塑料的多种优点组合在一种材料中,使得其被强力推到某一位置时扭结的风险最小。

[0085] 当线缆107和108位于体内时,施加热量会触发形状记忆效应,有助于形成期望的螺旋形状从而捕获结石。镍钛诺和其他形状记忆合金的特定特性提供了有助于获得螺旋线缆108内期望形式的超弹性和恢复特性。

[0086] 形成合适的螺旋轮廓的能力对于处理各种需要从管形器官中移除的结石是必须的。某些结石是坚硬的和坚固的,而某些结石是软的和韧性的。一些实施方式的线缆套圈可以给结石施加过度的压力,导致结石绕线缆变形和成型。在这种情况下,外科医生不能释放结石或完全地缩回导管109,导致对管形器官潜在的创伤。在优选的实施方式中,螺旋线缆

108被赋予如螺旋绕圈的形状记忆形式,减少施加到结石上的不均匀压力的可能性,因此减小结石与螺旋线缆108和轴向线缆107缠绕的风险。

[0087] 控制滑块103/104的移动和固定可通过两个弹簧加载球111/112和一对凹槽113/114来实现,弹簧加载球111/112沿导向轴102对称地设置,而一对凹槽113/114位于框架101的内侧面上。

[0088] 图7显示了上控制滑块103和下控制滑块104的定位,所述定位使用每个滑块的一对弹簧加载球来实现。球111/112被嵌入每个单独的滑块的表面内,并且直径地与弹簧117的每个端部相对。弹簧117用于将张力施加在每个球111和112的内表面上。施加在球111和112上的张力用于将球锁定在合适的位置从而当球111和112与各自的锁定孔113和114对准时。锁定孔113和114沿滑块导向轴102沿滑块轨道118的长度在操纵器框架101内被对称地设置。仅使用外科医生的手所施加的力,球111和112能够脱离其锁定位置,这提供了柔和的作用和使用的便利。

[0089] 螺旋线缆107和轴向线缆108的远侧端被牢固地设置在圆柱形末梢套管110的纵向通道内。这种设置是通过在设定的正马氏体相变温度范围内内压紧两种线缆107/108的材料而实现的。

[0090] 这种设置通过在形状记忆合金的马氏体相变温度范围内直接地皱压(crimping)线缆107/108而形成,如图8所示。

[0091] 螺旋线缆107绕轴向线缆108的缠绕张力是重要的。螺旋线缆107的转圈之间的纵向距离不能超过相邻转圈的半径的算数平均数。

[0092] 该比率提供了螺旋线缆107的螺旋绕圈的渐进增加并且最小化结石从螺旋线缆107的转圈之间滑脱的几率。

[0093] 圆柱形末梢套管的端部110的表面是流线形的以实现无创伤形状。

[0094] 图8显示了圆柱形末梢套管110的横截面,圆柱形末梢套管110的端部的表面是流线形的以获得操作工具115进入和离开时的无创伤形状。末梢套管端部110为圆形的,并且横截面附图显示了用于固定螺旋线缆107和轴向线缆108的端部的内部皱压机构。图2、4和6所示的末梢套管110是子弹形的;其中,远侧端是封闭的而近侧端是打开的以容纳两个线缆107和108。对于末梢套管110,流线形的和光滑的表面尾部是优选的和最低限的,无论在何种情况下,锋利的半径是期望的,因为这会增加进入和离开时对管形器官的创伤。球茎形的末梢套管110也是值得考虑的,因为末梢套管110的最大圆周沿末梢套管的纵轴位于中间点并且末梢套管的圆周在沿纵轴的两个方向上从最大点变小。该实施方式给末梢套管提供了远侧端和近侧端,远侧端是坚固球茎形的,而近侧端圆周(其中线缆107和108进入末梢套管)相比末梢套管的最大圆周更小。该形状在末梢套管110向前和向后行进时对管形器官的创伤最小。

[0095] 图8所示的横截面显示了通常的圆形截面,其具有从末梢套管110的外表面的直通道切口,具有形成在末梢套管110内的中央腔体。直通道偏心地位于末梢套管100横截面上,尽管如此,可考虑的是,直通道可以被配置在不同的位置。直通道便于在皱压操作前将线缆107和108插入末梢套管110。中央腔体被加工成具有类似于由不同直径的两个圆搭接而成的横截面。较小直径腔体截面的大小被设置成容纳较小规格的线缆,通常是螺旋线缆107,而较大直径腔体的大小被设置成容纳较大规格的线缆,通常是轴向线缆108。一旦两个线缆

107和108的远侧端已经滑动经过直通道并位于它们各自腔体内,则周向地给末梢套管110的外表面施加向内的力,使得腔体内部地变形并且因此捕获和皱压线缆107和108的端部。线缆然后被相互附接并且附接至末梢套管110。为了进一步改进这种连接的力度,可以在末梢套管110内部腔体内形成一系列小的波纹、或齿或结点。这些齿用于提高摩擦并且因此卡紧,但是这些齿未在图8中显示。

[0096] 对两个线缆107和108皱压是一种将两个线缆连接的非常可靠的方法并且也是固定末梢套管110的可靠方法。皱压是一种将镍钛诺线缆结合的低成本、可靠和有效的方法并且最小化使用过程中断开的风险,这种断开会对患者产生严重的影响。然而,只要能够最小化线缆松动的风险,其他的实施方式可以使用不同的装置,这些不同的装置能够将螺旋和轴向线缆107、108彼此附接并且无需使得两者线缆直接接触。

[0097] 弹性导管的轴向线缆108的刚度超过螺旋线缆107的刚度。

[0098] 为了使用相同材料实现刚度差,轴向线缆107的规格比螺旋线缆108的规格更大从而确保轴向线缆108的刚度(抗变形能力)超过螺旋线缆107的刚度。

[0099] 圆柱形末梢套管110的外径至少等于柔性导管109的内径并且不超过其外径。

[0100] 这确保了末梢套管110足够大从而使得其不能缩回到柔性导管109内,并且末梢套管110足够小以被输送经过柔性导管109。柔性导管109的直径约1mm至7mm,这取决于要实施的医疗过程和要进入的器官的相对尺寸。

[0101] “拖网”装置包括(图1-6)具有框架101的操纵器、用于螺旋线缆107和轴向线缆108的轴向导向102,螺旋线缆107和轴向线缆108均位于框架101内侧并且由为了获得超弹性而被热处理的形状记忆合金(例如,镍钛诺)制成。如果使用没有超弹性的不同的材料,这种装置就不能操作。

[0102] 线缆107/108可以由为了获得超弹性而被热处理的形状记忆合金(例如,镍钛诺)制成;然而可以使用其他的形状记忆合金替代镍钛诺。

[0103] 轴向线缆108的近侧端被固定在滑块104内侧,而螺旋线缆107的近侧端被固定在不同的滑块103内侧。

[0104] 在优选的实施方式中,轴向线缆108的近侧端被固定在下滑块104内侧,而螺旋线缆107的近侧端被固定在上滑块103内侧。

[0105] 适配器105被安装在框架101的输出端。适配器具有连接接头106并且具有对比流体的输送器(在图中未示),输送器被安装在适配器的输入端。注射器能够简易地用作对比流体的输送器。

[0106] 适配器105被安装在操纵器框架101的远侧端,并且具有长度变化的本体。图9显示了装置100的一个实施方式,其中,适配器105被延长以有效地增加装置100的刚性本体部分101并且从装置框架101延伸连接点106的位置。适配器105具有接头106,接头106用于被安装在适配器105本体上适当位置的对比流体的输送器(图中未示)。在期望的医疗过程中,注射器或其他类似装置可以用作对比流体的输送器。对比流体流经柔性导管109并且被释放到靠近末梢套管110的体内,其中对比流体有助于外科医生提高手术位置的可视性。适配器105无需直接与操纵器框架101连接,只要能够手动控制操纵器框架101和适配器105之间的线缆107和108。

[0107] 柔性导管109被附接至适配器的输出端。线缆107和108部分地位于导管109内侧并

且能够轴向运动。

[0108] 线缆107和108能够彼此运动并且也可以通过给操纵器框架101施加压力一起移经导管109。

[0109] 线缆107和108的远侧端与安装在柔性导管109的自由端的圆柱形末梢套管110连接。线缆107和108的远侧端之间的接头被永久地附接在位于柔性导管109的远侧(自由)端的圆柱形末梢套管110内。

[0110] 滑块103和104位于框架101内并且能够相对于框架101的导向轴102结合地或独立地移动和固定。滑块103和104的移动和固定的机构由两个弹簧加载球111和112和一对凹槽113和114构成,两个弹簧加载球相对于导向轴102对称地设置,而一对凹槽被设置在框架101的内壁上,如图7所示。

[0111] 上滑块103和下滑块104位于框架101内并且自由地一起或独立运动。它们也能够结合地或独立地相对于操纵器框架101的滑块导向轴102。滑块103和104的锁定机构由两个弹簧加载球111和112构成,两个弹簧加载球相对于滑块导向轴102对称地排列。滑块导向轴102具有多对位于在操纵器框架101的内壁上的凹槽113和114,如图7所示。这使得滑块103和104能够沿滑块导轨118在多个点被锁定在合适的位置。

[0112] 滑块103和104的移动和固定的机构提供了对这些滑块的位置的可触知控制:当滑块的球111和112位于孔113和114中时滑块的极限位置能够很默静(触觉地)地被感到。另外,这种机构也提供了声音的控制:当球111和112被锁定在孔113和114内时,它们会发出咔哒声。

[0113] 滑块103和104的控制机构提供了滑块的精密控制和位置指示:当滑块103/104内的球111和112对准并弹入相应的凹槽113和114中时外科医生能够感觉到滑块的位置的极限。另外为了能够感到球111/112的锁定,当球111和112在锁定到凹槽113和114中时发出声响“咔哒”时,这种机构也提供了声音指示。

[0114] 外科医生能够通过观察X射线机的监视屏来操纵拖网100,这有助于更好地集中在手术的合适过程。

[0115] 装置100的触觉反馈和接合声音用作对医生的指导,尽管管形器官内的末梢套管110和线缆107/108的相对于结石的位置可以从X射线监视器上所看到的X射线图像中被核实和调整。

[0116] 线缆107和108的远侧端通过压力皱压被安装在圆柱形末梢套管110的纵向通道内。使用这种技术使得附着力极大地超过现有类似发明的能力。拉力测试机上所实施的测试结果显示,能够维持连接的拉力为16.2 kN。该力比现有发明的拉力大7倍。

[0117] 末梢套管110内的两个线缆107/108的压力皱压在正马氏体相变(+25 至 -20°C)温度范围内进行。因此操作装置所需的努力相对较小。当材料达到人体温度时,它就产生高达500 MPa的能够将线缆的端部可靠地固定在末梢套管110内侧的反应压力。这种技术确保装置操作过程中的可靠性并且防止在手术过程中伤害病人。两个线缆107/108未被牢固地附接并且它们之间的连接对管形器官产生十分严重的创伤的情况可能会产生。如果末梢套管110不是合适的圆形的或流线形的,当移经管形器官时会产生创伤,从而增加器官内任何内部褶皱处挂住或撕裂组织的可能性。

[0118] 在操作模式中,螺旋线缆107的转圈之间的纵向距离不会超过相邻转圈半径的平

均算数值,这可防止由拖网所捕获的结石脱离。这也限制了线缆的不合适的膨胀。特别是螺旋线缆107的不合适膨胀。

[0119] 圆柱形末梢套管110的外径至少等于柔性导管109的内径并且不超过导管的外径。这些说明允许末梢套管110总是保持在导管109的外侧。在其他的实施方式中,如果是圆形或球茎形的末梢套管轮廓,末梢套管110的外径至少等于导管109的内径,并且可以大于导管109的外径。如果115经内窥镜被插入管形器官并且在内窥镜的通道内自由行进,末梢套管110的最大直径必须小于内窥镜的直径。

[0120] 在优选的方案中,装置115不被单独插入管形器官内,而是通过已经正确地定位在管形器官内的内窥镜插入。为了最小化对患者的创伤,内窥镜可以被保持在适当位置并且用于多个医疗器械进入和退出以方便多个医疗过程。

[0121] 圆柱形末梢套管110的端部是流线形的,这能实现装置115无创伤地进入中空器官。

[0122] 在装置进入和退出时,末梢套管110是最有可能对患者产生创伤的部件,另外,当装置在管形器官内行进时,如果形状不合适,末梢套管有挂住器官组织的风险。

[0123] 轴向线缆108的刚度超过螺旋线缆107的刚度以允许装置从图1和2所述的位置转换到图3和4所述的位置。

[0124] “拖网”装置的工作过程如下。

[0125] • 位置1。两个控制滑块103和104处于近侧位置:图1中的最左位置。线缆107和108位于导管109内侧。

[0126] 在位置1,两个线缆107和108完全位于导管109和操纵器100内侧。

[0127] • 位置2。两个滑块103和104被推到远侧位置:图1中最右位置。两个线缆107和108被从导管拉出,同时螺旋线缆107完全伸展。

[0128] 位置2显示在图3和4中,其中,两个滑块103和104已被推到最大的远侧位置,即,操纵器100的顶端。在该位置,两个线缆107和108已被推出导管109的远侧端,同时螺旋线缆107保持缠绕轴向线缆108。

[0129] • 位置3。控制滑块104通过轴向线缆108被部分地移回至近侧,但不是极限位置:图5中的中间偏左位置。同时螺旋线缆107形成螺旋拖网套圈。

[0130] 位置3显示在图5和6中,其中控制滑块104已被部分地朝操纵器100的近侧端被移回,并且其中上滑块103被留在操纵器100的极限远侧位置。这些滑块103/104的移动导致轴向线缆108缩回,同时使螺旋线缆107处于完全延伸的长度,因此重新相互定位两个线缆107和108并且形成螺旋拖网套圈,如图6中详示的。

[0131] 装置被带至位置1。为此,滑块103被施加压力,这导致两个滑块103和104都被推回,即图1中极限左或近侧位置。套圈的工作部分被移回到导管109内。外科医生能够静默地感觉到装置被固定在位置1,这可通过球111和112移动到孔113/114内的咔哒声被确认。

[0132] 为了将装置带至位置1,上滑块103被施加压力并朝操纵器100的近侧端向下推。这导致滑块103和104被推回,即图1中的位置。套圈的工作部分,即螺旋线缆107,被推回至柔性导管109。外科医生能够感知轴向线缆108和螺旋线缆107移动经过上滑块和下滑块103/104,并且这种动作通过球111和112移动和锁定到孔113和114内时球111和112所发出的咔哒声而被确认。

[0133] 装置被带至位置2。为此,滑块104被施加压力,这导致两个滑块103和104被向前(右)推动。同时,装置的工作部分从导管109行进并且朝结石移动。外科医生能够静默地感知装置被固定在位置2,这可通过球111和112移动到孔113/114内发出的咔哒声而被确认。

[0134] 装置是通过向前地朝操纵器100的远侧端给滑块104施加压力而被带至位置2,向滑块104施加压力会导致滑块103和104被移动到远侧位置。滑块运动从导管伸展装置的操作工具115,从而朝要被移除的结石移动操作工具。根据结石的位置和大小,末梢套管110需要延伸经过管形器官内的结石,从而便于捕获所述结石。当操作工具115到达位置2时外科医生能够物理地感知操作工具115的位置。该位置也可通过球111和112移动到锁定孔113和114内发出的咔哒声而被确认。

[0135] 装置被带至位置3。外科医生能够静默地感知装置被固定在位置3,这可通过球(11)和(12)移动到孔(13)-远离左侧的一个-的咔哒声而被确认。同时,当通过滑块(4)移动轴向线缆(8)时,螺旋线缆(7)形成螺旋拖网套圈。通过拉动导管(9)结石被捕获到篮状体中。然后结石被拉入内窥镜的通道内,内窥镜然后被取出。

[0136] 装置3是通过将滑块104向后地朝操作器100的近侧端移动而带至位置3的。末梢套管110此时位于结石后面的适当位置,当末梢套管被插入管形器官时就已经延伸经过结石。移动的滑块104缩回轴向线缆108(通过滑块104单独地被控制),并且螺旋线缆107相对于较短的轴向线缆108的多余长度开始以所述轴向线缆108为中心形成螺旋拖网套圈。通过轻柔地移动导管109结石可以被拖网套圈捕获从而管形器官被拖网套圈阻塞。

[0137] 所捕获的结石然后被定位在拖网套圈前并且然后沿朝向柔性导管109的方向被拉出或拖出管形器官。结石被从管形器官中轻柔地拖出直至发现较大器官(例如,肠)的结汇点,其中结石然后被轻柔地导入较大的器官。从该位置,人体会自然地处理已被移除的会堵塞较小器官的结石。装置115然后被从器官(内窥镜)缩回。外科医生会通过接触滑块104来感知装置移动到位置3,并且如前所述的,滑块的锁定机构可通过球111和112移动到锁定孔113和114内发出的咔哒声而被确认。

[0138] 如果结石不能被取出,它能够被释放而不会伤害患者。为此,装置被移动到位置2。当螺旋线缆107移动到轴向线缆108前方时,螺旋线缆107被延伸,并且结石被释放。

[0139] 如果结石不能被从器官成功地移除,结石也能够被释放而只会对患者造成最小的创伤。为此,上述过程被反向地实施。通过向后地朝操作器100的远侧端移动滑块104将装置移回至位置2。这会在远离导管109的方向上延伸轴向线缆108,将螺旋线缆107拉回至绕轴向线缆108关闭的卷绕形式并且因此释放所捕获的结石。虽然由于管形器官内温度变化,线缆107和108确保其形状记忆形式,但是通过滑块103和104所施加的机械力足以将超弹性线缆107和108返回至其初始的压缩形式以及从柔性导管109被缩回的位置。

[0140] 装置被带至位置1(图1和2)。为此,滑块103被施加压力并且滑块103和104移回近侧(左)位置。套圈的工作部分被移入导管109并装置被取出。

[0141] 本领域技术人员应当理解的是,对上述实施方式的各种变形和/或修改不会超过本发明的主要构思。因此,这些实施方式在各方面应当被认为是示例性说明而不是对本发明的限制。

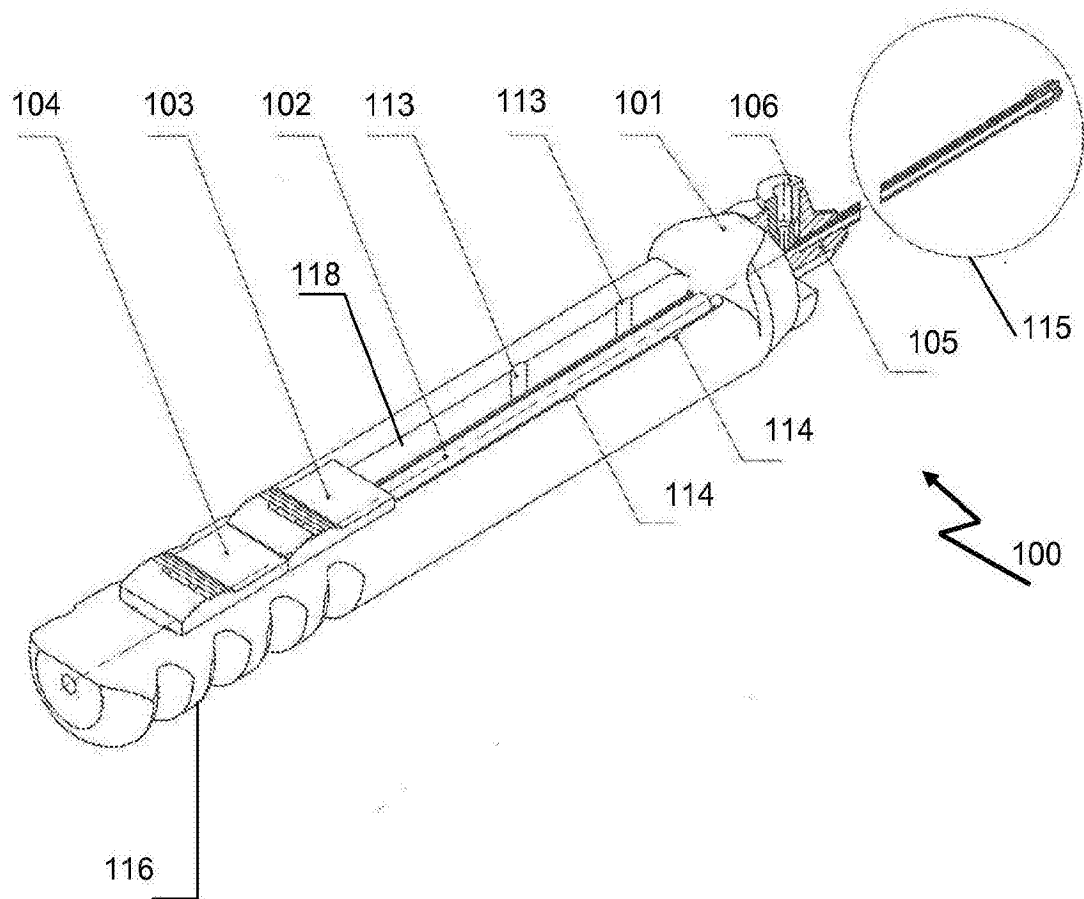


图1

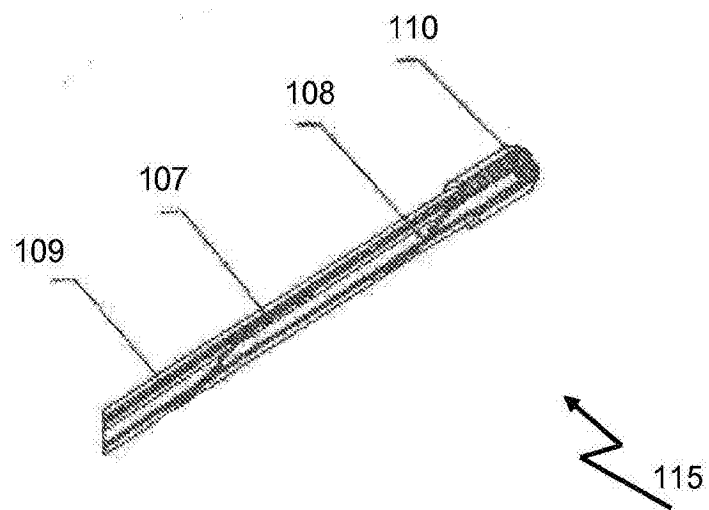


图2

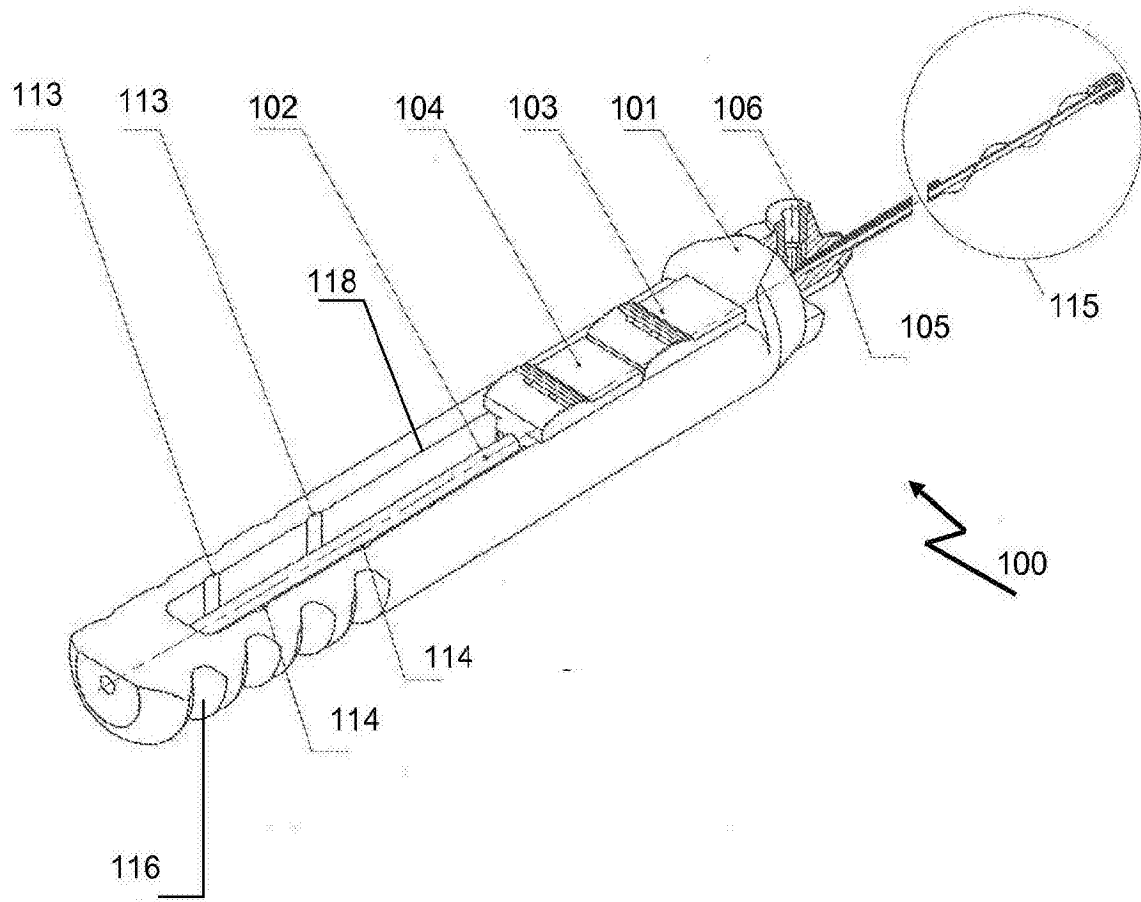


图3

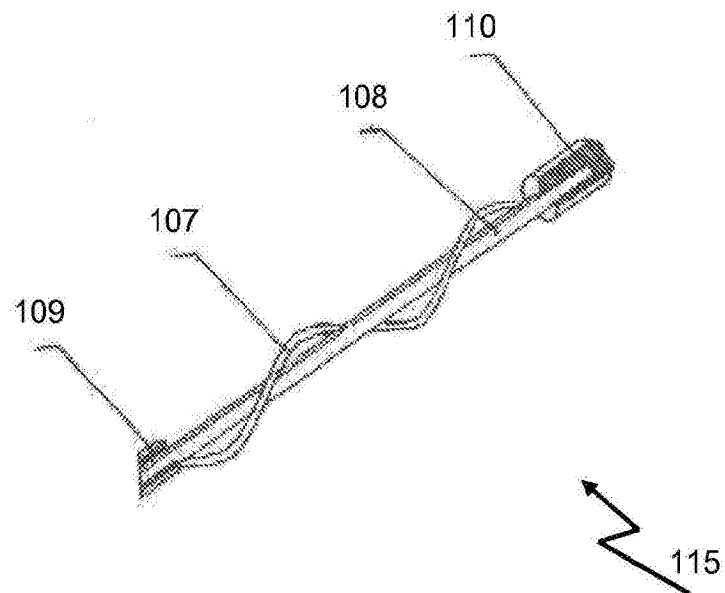


图4

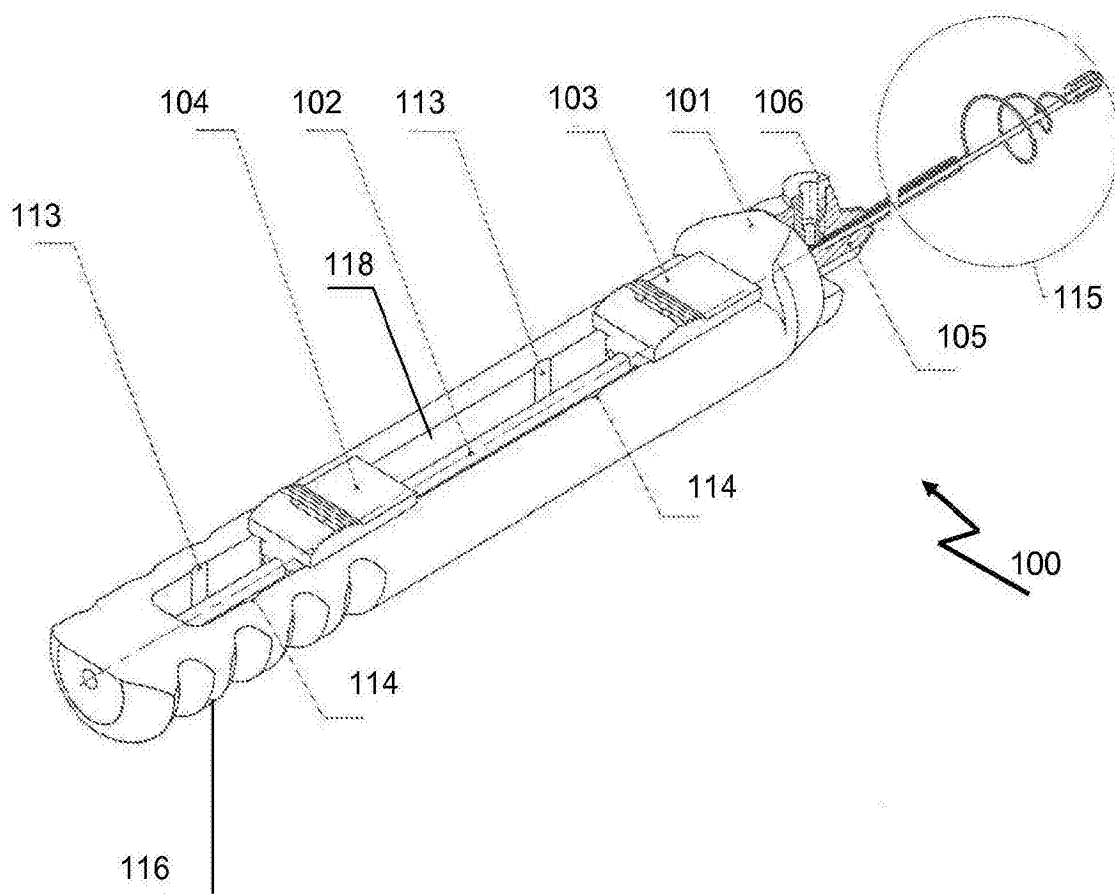


图5

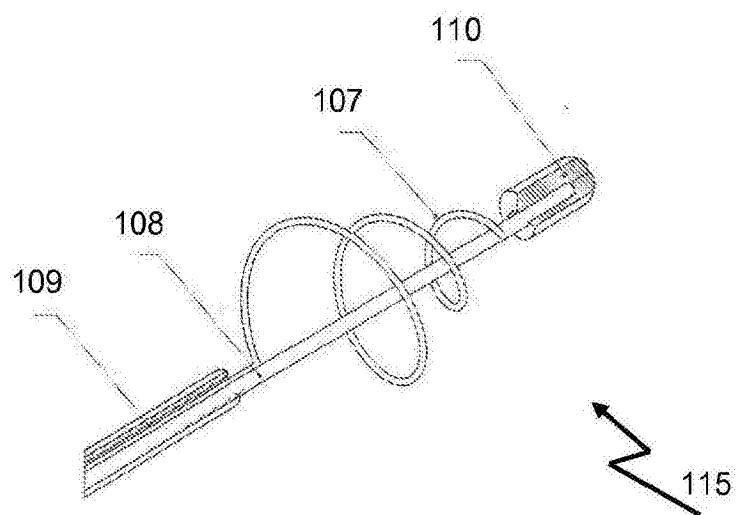


图6

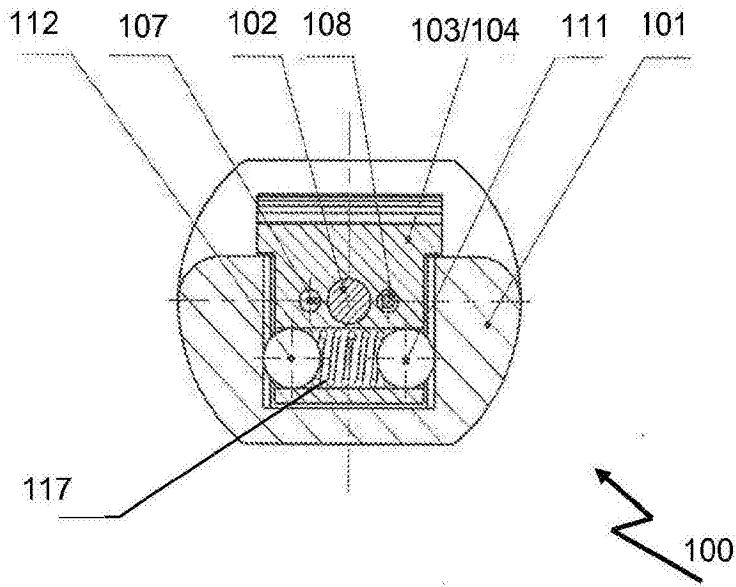


图7

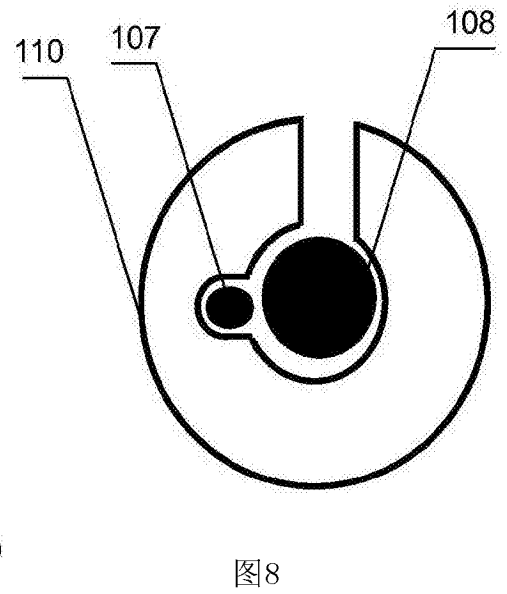


图8

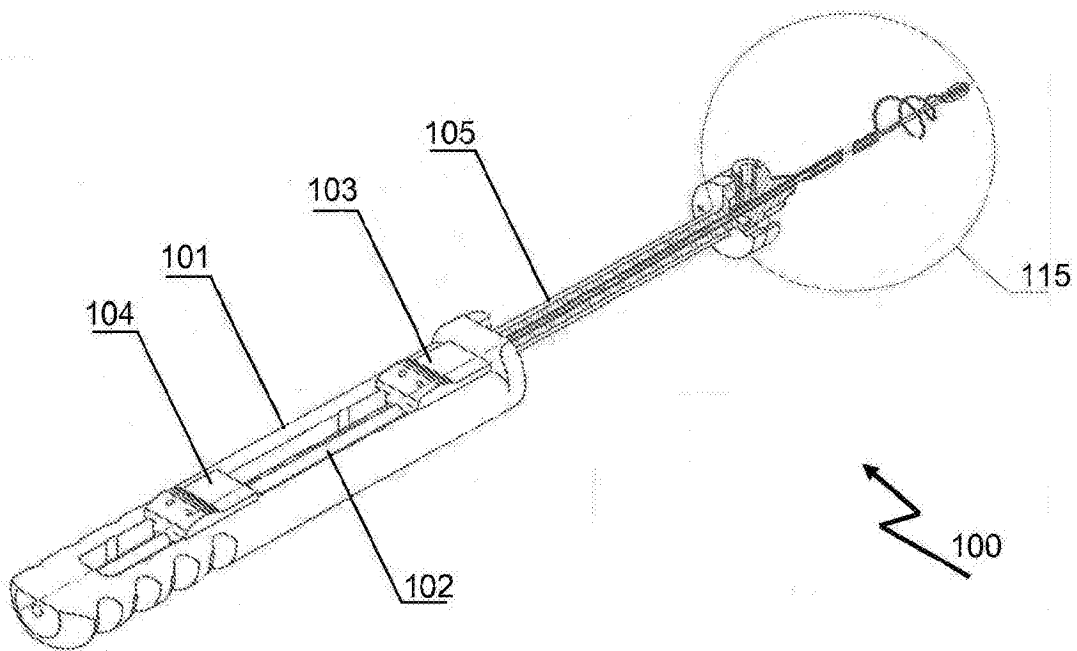


图9

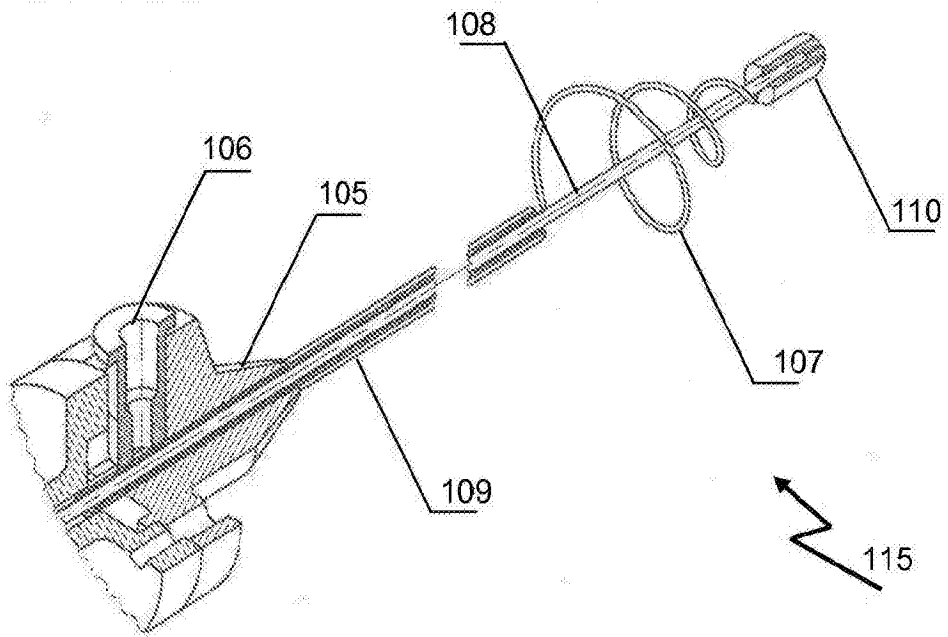


图10