



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113662623 B

(45) 授权公告日 2024. 12. 03

(21) 申请号 202110938491.4

(22) 申请日 2016.09.03

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 113662623 A

(43) 申请公布日 2021.11.19

(30) 优先权数据
62/214,192 2015.09.03 US
62/286,429 2016.01.24 US
15/256,488 2016.09.02 US

(62) 分案原申请数据
201680050057.X 2016.09.03

(73) 专利权人 沃克血管有限公司
地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 大卫·M·卢克
布拉德利·S·卡伯特

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司 11240

专利代理师 王侠

(51) Int.Cl.
A61B 17/22 (2006.01)
A61B 17/3203 (2006.01)
A61B 17/3207 (2006.01)

(56) 对比文件
US 2003216760 A1, 2003.11.20
US 6090118 A, 2000.07.18

审查员 阳敏

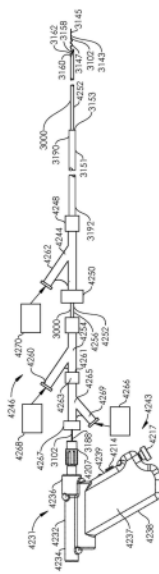
权利要求书2页 说明书17页 附图20页

(54) 发明名称

用于治疗具有血栓的患者的系统

(57) 摘要

一种用于治疗具有血栓的患者的系统,包括:抽吸导管,其具有远端、近端、以及在其之间延伸并耦接到真空源的抽吸腔;细长件,其具有远端和近端,并穿过抽吸导管的抽吸腔就位;操作装置,其包括由用户的手支撑的壳体,壳体具有远端和近端;驱动系统,其设置在壳体内,并构造为使旋转件旋转;接合件,其耦接到旋转件,并可移除地耦接到细长件;激活件,其由壳体承载,使得当壳体由用户的手支撑时激活件可由用户的手的一部分操作。本发明能方便地移动和跟踪体内血栓,有效地进行治疗操作。



1. 一种用于治疗具有血栓的患者的系统,包括:

抽吸导管,所述抽吸导管具有用于放入血管中的远端、近端以及抽吸腔,所述抽吸腔具有开放式远端并在所述抽吸导管的远端和所述抽吸导管的近端之间延伸,所述抽吸腔构造为耦接到真空源;

细长件,所述细长件具有远端和近端,所述细长件的远端具有远端直部,使得所述细长件构造为穿过所述抽吸导管的抽吸腔插入,使得所述细长件的远端从所述抽吸导管延伸进入位于所述血管中的血栓内;

操作装置,所述操作装置包括:

壳体,所述壳体构造为通过用户的手支撑,所述壳体具有远端和近端;

接合件,所述接合件承载在所述壳体的外壳体内并构造为在位于所述壳体的外壳体内的位置能移除地耦接到所述细长件,所述接合件构造为与所述细长件锁定或不与所述细长件锁定;

电机,所述电机设置在所述壳体内,并且所述电机构造为使所述接合件运动,使得,当所述接合件与所述细长件锁定时,所述接合件的旋转运动转换为所述细长件的运动;以及

激活件,所述激活件通过所述壳体承载,使得当所述壳体通过用户的手支撑时,所述激活件能通过用户的手的至少一部分操作。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述电机构造为使所述接合件旋转。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述电机构造为使所述接合件沿顺时针旋转以及构造为使所述接合件沿逆时针旋转。

4. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述电机构造为使所述接合件以循环纵向运动来运动。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的系统,其中,所述细长件的远端具有球形的部分。

6. 根据权利要求1至4中任一项所述的系统,其中,所述细长件包括引线。

7. 根据权利要求1至4中任一项所述的系统,其中,所述细长件包括弯曲部,所述弯曲部构造为在所述细长件的远端从所述抽吸腔延伸并且所述细长件通过所述电机而移动的同时,留在所述抽吸导管的所述抽吸腔内。

8. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述细长件的远端包括弯曲部,所述弯曲部与所述远端直部直接相邻,并且构造为能位于所述抽吸导管的所述抽吸腔外部。

9. 根据权利要求1至4中任一项所述的系统,其中,所述抽吸导管进一步包括:

供应腔,所述供应腔具有壁和远端,并且所述供应腔构造为耦接到流体源;以及

孔口,所述孔口位于所述供应腔的远端处或所述供应腔的远端附近,其中,所述供应腔与所述抽吸腔的内部流体连通。

10. 根据权利要求1-4中任一项所述的系统,其中,所述细长件的远端由所述远端直部组成。

11. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述细长件的远端的所述弯曲部具有螺旋形形状。

12. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述螺旋形形状具有逐渐减小的直径。

13. 根据权利要求8或11中任一项所述的系统,其中,所述弯曲部构造为使血栓的一部分在所述抽吸导管的所述抽吸腔内平移。

14. 根据权利要求1-4中任一项所述的系统,其中,所述抽吸导管的远端包括刮削装置。
15. 根据权利要求1-4中任一项所述的系统,其中,所述抽吸导管进一步包括引线腔,所述引线腔构造为使引线沿着该引线腔穿过。
16. 根据权利要求15所述的系统,其中,所述引线腔从所述抽吸导管的远端延伸到所述抽吸导管的近端远侧的位置。
17. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述引线腔具有28 cm或更小的长度。
18. 根据权利要求1-4中任一项所述的系统,其中,所述激活件包括按钮。
19. 根据权利要求1-4中任一项所述的系统,进一步包括输送导管,所述输送导管具有近端、远端以及输送腔,所述输送腔在所述输送导管的近端和远端之间延伸,所述输送腔构造为允许所述抽吸导管和所述细长件同时在所述输送腔中就位。
20. 根据权利要求1-4中任一项所述的系统,进一步包括第一连接器和第二连接器,所述第一连接器承载于所述操作装置的壳体的远端上,所述第二连接器承载于所述抽吸导管的近端上,所述第一连接器和所述第二连接器构造为紧固到彼此,以抑制所述操作装置的壳体和所述抽吸导管的近端之间的相对旋转运动。
21. 根据权利要求1-4中任一项所述的系统,进一步包括第一连接器和第二连接器,所述第一连接器承载于所述操作装置的壳体的远端上,所述第二连接器承载于所述抽吸导管的近端上,所述第一连接器和所述第二连接器构造为紧固到彼此,以抑制所述操作装置的壳体和所述抽吸导管的近端之间的相对纵向运动。
22. 根据权利要求1-4中任一项所述的系统,其中,所述接合件包括卡盘,所述卡盘具有构造为直接夹持所述细长件的夹头。
23. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述供应腔构造为经由泵耦接到所述流体源。
24. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述孔口邻近所述抽吸腔的开口远端定位。

用于治疗具有血栓的患者的系统

[0001] 本申请是申请号为201680050057.X, 名称为“用于操作医疗装置的系统和方法”的中国专利申请(基于国际申请日为2016年09月03日、国际申请号为PCT/US2016/050302的国际专利申请, 于2018年02月27日进入中国国家阶段)的分案申请。

技术领域

[0002] 本申请涉及医疗器械的技术领域, 具体涉及一种用于治疗具有血栓的患者的系统。

背景技术

[0003] 引线和其他细长医疗装置构造为就位在身体的管道和腔体中。可手动地操作这些装置以移动或跟踪装置通过弯曲的、堵塞的或者狭窄的通道。这种操作经常是具有挑战性的并需要技能和经验。有时, 不可能成功地移动或跟踪装置到体内的预期目标位置。

发明内容

[0004] 在本公开的一个实施例中, 一种用于治疗具有血栓的患者的系统包括: 抽吸导管, 其具有远端、近端以及在远端和近端之间延伸并构造为耦接到真空源的抽吸腔; 细长件, 其具有远端和近端, 并构造为穿过抽吸导管的抽吸腔就位; 操作装置, 其包括构造为由用户的手支撑的壳体, 壳体具有远端和近端; 驱动系统, 其设置在壳体内, 并构造为使旋转件旋转; 接合件, 其耦接到旋转件, 并构造为可移除地耦接到细长件以将旋转件的旋转运动转换为细长件的旋转运动; 激活件, 其由壳体承载, 使得当壳体由用户的手支撑时激活件可由用户的手的至少一部分操作, 并且其中, 如果驱动系统构造为对接合件施加原动力, 则使细长件移动。

附图说明

- [0005] 图1示出了根据本公开的一个实施例的在患者身上使用的引线操作装置的视图。
- [0006] 图2A示出了图1的引线操作装置的顶视图。
- [0007] 图2B示出了图1的引线操作装置的侧视图。
- [0008] 图3示出了图1的引线操作装置的顶部开放视图。
- [0009] 图4示出了图1的引线操作装置的底部开放视图。
- [0010] 图5示出了图1的引线操作装置的滚筒的剖视图。
- [0011] 图6示出了根据本公开的一个实施例的引线操作装置的侧视图。
- [0012] 图7示出了根据本公开的一个实施例的带有按下的触发器的图6的引线操作装置的侧视图。
- [0013] 图8示出了根据本公开的一个实施例的引线操作装置的侧视图。
- [0014] 图9示出了图8的引线操作装置的侧视图。
- [0015] 图10示出了根据本公开的一个实施例的引线操作装置的透视图。

- [0016] 图11示出了图10的引线操作装置的侧剖视图。
- [0017] 图12示出了图10的引线操作装置的侧剖视图。
- [0018] 图13示出了图10的引线操作装置的透视开放视图。
- [0019] 图14示出了图10的引线操作装置的透视开放视图。
- [0020] 图15示出了图10的引线操作装置的透视开放视图。
- [0021] 图16示出了根据本公开的一个实施例的引线操作装置的侧开放视图。
- [0022] 图17示出了图16的引线操作装置的侧开放视图。
- [0023] 图18示出了根据本公开的一个实施例的引线操作装置的侧视图。
- [0024] 图19示出了根据本公开的一个实施例的引线操作装置的侧开放视图。
- [0025] 图20示出了图19的引线操作装置的侧开放视图。
- [0026] 图21示出了根据本公开的一个实施例的引线操作装置的侧开放视图。
- [0027] 图22示出了图21的引线操作装置的侧开放视图。
- [0028] 图23示出了根据本公开的一个实施例的在患者身上使用的引线操作装置的一个实施例的视图。
- [0029] 图24描绘了根据本公开的一个实施例的引线操作装置的示意性框图。
- [0030] 图25描绘了根据本公开的一个实施例的引线操作装置的垂直剖视图。
- [0031] 图26描绘了在图25的引线操作装置中使用的激活器的一部分。
- [0032] 图27描绘了当使用图25的引线操作装置时将轴向原动力传递到引线的卡盘的毂部的透视图。
- [0033] 图28描绘了根据本公开的一个实施例的用于引线操作装置的控制器的框图。
- [0034] 图29描绘了引线操作装置的另选实施例的垂直剖视图。
- [0035] 图30描绘了用于图29的引线操作装置的引线驱动组件的一部分的部分透视图。
- [0036] 图31描绘了用于图29的引线操作装置的壳体的一部分的剖视图。
- [0037] 图32描绘了根据本公开的一个实施例的具有接合以对引线施加轴向原动力的激活器的图29的引线操作装置的垂直剖视图。
- [0038] 图33描绘了用于对引线传递轴向原动力的引线操作装置的另一实施例的部分垂直剖视图。
- [0039] 图34示出了根据本公开的一个实施例的与由引线操作装置移动的引线共同使用的血管内的抽吸导管。
- [0040] 图35示出了根据本公开的另一实施例的与由引线操作装置移动的引线共同使用的血管内的抽吸导管。
- [0041] 图36示出了根据本公开的另一实施例的与由引线操作装置移动的引线共同使用的血管内的抽吸导管。
- [0042] 图37示出了根据本公开的一个实施例的用于治疗具有血栓的患者的系统的平面图。
- [0043] 图38示出了根据本公开的一个实施例的用于治疗具有血栓的患者的系统的平面图。

具体实施方式

[0044] 本公开的实施例包括用于操作一个或多个医疗装置的系统和方法。医疗装置可包括细长医疗装置,包括,但不限于:引线(guide wires,导引线)、浸软装置,例如具有扩展元件(例如筐)的浸软装置、切割装置、动脉粥样硬化切除术装置、以及多种不同的导管杆,包括实心导管杆和空心导管杆。传统的引线手动操作方法通常包括,对引线施加扭矩以帮助其通过弯曲的、堵塞的或狭窄的管道或血管。用户有时可在手指(例如戴着手套的手指)之间旋转引线,以产生帮助操作引线通过具有挑战性的解剖结构的扭矩。此技术有时叫做“直升机组送(helicoptering)”,暗指直升机的旋转叶片。此技术难以实现,因为通常小直径的引线使得其难以抓住。另外,可能难以对引线的表面施加必要的摩擦力以导致其旋转,因为引线通常覆有润滑涂层。出于类似原因,可能难以通过手动操作在引线上施加纵向力,包括旨在引线上施加振荡运动的前后纵向力。

[0045] 图1示出了引线操作装置100的一个实施例,使引线操作装置100在引线102上前进。如在此图中看到的,将引线102引入患者的血管(例如,股动脉)。使操作装置100在引线102上滑动,并将操作装置100选择性地锁定在引线102上。当使引线102前进到患者体内时,用户操作操作装置100以适当地旋转或振动引线102。

[0046] 例如,当引线102的远端到达血管的成角度的或弯曲的区域时,用户激活操作装置100以旋转引线102(即,在由箭头103指示的逆时针方向上),从而导致引线102的远端更简单地前进通过该成角度的或弯曲的区域。在另一实例中,引线102的远端到达障碍物(例如,血栓),但是无法简单地通过。然后用户激活引线操作装置100以使其振动(例如,通过快速地在顺时针方向和逆时针方向之间经过),从而导致引线102的远端通过障碍物。在另一实例中,装置100可包括多个适合于不同血管构造的预编程的旋转模式(例如,180度顺时针旋转,然后是180度逆时针旋转;90度顺时针旋转,然后是90度逆时针旋转;或者30度顺时针旋转,然后是180度逆时针旋转)。

[0047] 图2A和图2B示出了引线操作装置100的外视图。引线操作装置100还可包括连接到电机和按钮108的微处理器和存储器,用于储存并执行预编程的旋转模式。如在这些图中看到的,引线102沿着引线操作装置100的长度通过通道。优选地,引线操作装置100包括引线闭锁开关106的形式的锁定组件,其允许用户将引线操作装置100选择性地锁定到引线102。在这方面,引线操作装置100在解锁状态中可相对于引线102移动,并且在锁定状态中可使引线102(旋转地和/或纵向地)移动。

[0048] 引线操作装置100还优选地包括,指示装置100是否通电的电源指示灯104(例如,LED)和使得引线102旋转的旋转按钮108。通过按下按钮108,用户激活装置100。可选地,装置100可包括按钮、开关或类似机构,以使装置100在顺时针方向上旋转或逆时针方向上旋转之间切换。另选地,按钮108可包括多种用于确定顺时针旋转或逆时针旋转的激活技术(例如,向前或向后滑动,多按钮按压,等等)。

[0049] 优选地,外容器或壳体110由重量轻的材料组成,例如塑料,并具有至少部分地适合用户的手的人体工程学形状。在这方面,用户在手术过程中可舒适地操作引线操作装置100。

[0050] 参考图3和图4,示出了根据本公开的一个实施例的外壳体110内的引线操作装置100的内部视图。通过装置100而使引线102与细长滚筒120(也在图5的剖视图中看到)接合。

优选地,装置100包括至少三个滚筒,然而,任意数量的滚筒120是可能的(例如,1-5个滚筒)。当按下按钮108时,滚筒120旋转,从而使引线102旋转。优选地,闭锁开关106相对于引线102升高或降低一个或多个滚筒120,以当将滚筒120压靠在引线102上将引线102与装置100锁定,并且当使滚筒(多个滚筒)120远离引线102时从装置100解锁引线102。

[0051] 优选地通过电机116驱动一个或多个滚筒120,电机由电池114供电(或者另选地,由诸如插座的交流电供电)。电机116通过凸轮119连接到滚筒(多个滚筒)120,凸轮119由连接到电机116的第一连杆118和连接到滚筒(多个滚筒)120的第二连杆112构成。在这方面,电机116的激活驱动凸轮119并最终驱动一个或多个滚筒120的旋转。

[0052] 图6和图7示出了根据本公开的手动操作装置130的另一实施例。装置130与之前描述的装置100大致类似,除了滚筒120及由此引线102处的旋转由把手126驱动以外。例如,压下把手126可使引线102在顺时针方向(箭头122)上旋转,释放把手126可使引线102在逆时针方向(箭头123)上旋转。另外,包含开关124以改变由把手126引起的旋转的类型。例如,开关124可改变齿轮比,从而改变通过按下把手引起的旋转的量。在另一实例中,开关124可改变通过按下把手126引起的旋转的方向。通过由用户手动激活把手126,内部驱动部件不需要电机116便可驱动引线102的旋转。

[0053] 图8和图9示出了手动引线操作装置132的另一实施例,其与之前描述的装置100和130大致类似。然而,装置132在装置132的远端上包括选择性锁定的拇指滚筒134。拇指滚筒134包括锁定模式,如图8所示,在该模式中,使滚筒134与引线102接合,从而允许用户使滚筒134滚动并由此使引线102滚动。拇指滚筒134还包括解锁模式,如图9所示,在该模式中,在远端从壳体136拉动滚筒134,暴露空间138并使滚筒134从引线102脱离。因此,在解锁模式中,可使装置132沿着引线102的长度移动。

[0054] 图10至图15示出了根据本公开的一个实施例的引线操作装置140的另一实施例。装置140与之前描述的装置100大致类似。例如,装置140包括手持的(例如,构造为保持在用户的手内)、人体工程学的外壳142和操作按钮144。如在图11和图12中最佳地看到的,装置140还包括由电池154供电的电机152和构造为使引线102通过的引线通道158。

[0055] 优选地,装置140包括允许用户选择性地使引线102与装置140锁定的锁定毂146(与装置132类似)的形式的锁定组件。当邻近外壳142定位时,锁定毂146允许引线102的自由移动(图11),并且当锁定毂被拉动远离外壳142时锁定引线102(图12)。锁定毂146包括内腔,其顶面朝向外壳142向下成一定角度。在内腔内的是锁定楔150,其位于使引线102暴露的管148的窗149内。在图11的解锁位置中,锁定毂146限制锁定楔150,但是在锁定楔150上不向下按,从而允许引线102在锁定销150下方滑动。在图12的锁定位置中,锁定毂146的成角度的内表面迫使锁定销向下压紧引线102,防止引线相对于装置140移动。还可在图15中看到锁定销150的透视图。

[0056] 如在图11至图15中看到的,电机152包括蜗杆155,其接合轴156的第一齿轮区段156B。轴158的蜗杆156A接合管148的外表面上的齿轮装置148A。在这方面,当激活电机152时,其最终使滚筒组件或管148旋转。因此,锁定毂146必须处于滑出的锁定位置中,以导致引线102旋转。

[0057] 和在本说明书中描述的所有机动化的实施例一样,装置140也可包括用于储存并执行不同的旋转顺序(即,旋转方向和旋转速度)的微处理器和存储器。

[0058] 图16和图17示出了根据按照本公开的又一实施例的引线操作装置170。装置170与之前描述的实施例大致类似,包括外壳184和电机178,外壳具有耦接到电池186的激活按钮176。使电机178的齿轮180与齿轮182接合,齿轮182还与楔管174上的齿轮段181接合。

[0059] 毂172包括内部的成角度的通道,其在远侧方向上的直径增加。楔管174部分地位于毂172内。在图16的解锁位置中,毂172的成角度的通道与楔管174的在远侧膨胀的形状互补,从而防止楔管172夹住或者在引线102上提供力,并且从而允许引线102相对于装置170滑动并旋转。在图17的锁定位置中,使毂172在远侧从外壳184移动,使得毂172的更小直径的内部通道楔入或夹在楔管174的膨胀的远端上。因此,楔管174(优选地由可压缩的、半可压缩的或可变形的材料组成)在引线102周围闭合,保持引线102相对于装置170的位置,并进一步允许引线102的旋转。

[0060] 图18至图20示出了根据本公开的装置190的另一实施例。装置190与之前描述的装置大致类似。然而,装置190包括通过按下触发器196激活的引线锁的形式的锁定组件。在这方面,用户可使毂192顺时针地或逆时针地旋转,以相应地使引线102旋转。

[0061] 装置190与之前描述的实施例大致类似,包括由电池208供电的电机210、耦接到电机210的输出齿轮212并耦接到楔管200的齿轮部分200B的齿轮214、以及包含这些部件的壳体194。电机210由连接到第一电路板202的摇臂开关192控制,第一电路板将摇臂开关192的位置发送到第二电路板206。第二电路板206包括用于执行多个旋转程序的微处理器和存储器。这些旋转程序指示电机210例如在单个方向上进行预定旋转运动,以指数方式增加转速,快速旋转导致振动或一系列预定的旋转运动。因此,可由用户执行更复杂的运动。

[0062] 当用户释放触发器196时,装置190锁定在引线102上(见图19),并且当用户按下触发器196时,解锁引线102。触发器196使外管道198移动,通过弹簧204使外管道在远侧方向上偏置。外管道198的内部通道在远侧方向上的直径增加,形成倒锥形形状。内楔管200位于外管道198的通道内,并且包括在装置190的远侧方向上的尺寸增加的楔200A。引线102位于楔管200的通道内。

[0063] 当释放触发器196时,如图19所示,通过弹簧204使外管道198在远侧移动,使得外管道198的内通道的更小直径的区域压在楔管200的楔200A上。然后楔200在引线102周围压缩,将引线102相对于装置190锁定就位。当按下触发器196时,如图20所示,触发器196的一部分在近侧方向上推动外管道198,与弹簧204的偏压相对。外管道198的内通道的成角度的部分远离楔200a移动,允许楔管200的内通道释放引线102。因此,用户可通过释放触发器196并按下激活按钮192,选择性地锁定在引线102上和使引线102旋转(通过滚筒组件,包括楔管200)。

[0064] 图21和图22示出了根据本公开的引线操作装置220的另一实施例。装置220与之前描述的实施例大致类似。包含对电机236供电的电池234和激活按钮228,电机236(经由连接到齿轮区域224B和输出齿轮238的齿轮240)驱动楔管224。

[0065] 装置220进一步包括锁定机构组件,其锁定引线102的横向位置。如图21所示,当用户释放触发器232时,装置保持在锁定位置中,允许用户使引线102旋转。如图22所示,当用户按下触发器232时,装置保持在解锁位置中,允许用户使装置220沿着引线102滑动并防止引线旋转。

[0066] 在锁定位置中,触发器232将外管222保持在近侧位置中,由弹簧226邻近地偏压。

外管包括在远侧方向上的直径通常减小的内通道。外管222的内表面压在楔管224的楔部224A上,导致楔管224压在引线102上并锁定在引线102上。

[0067] 在解锁位置中,触发器232在远侧推动外管222,与弹簧226的偏压相对。外管222的内通道的表面远离楔224A移动,从引线102释放楔管224。

[0068] 本文公开的系统和方法进一步包括用于选择性地将原动力(旋转的和/或轴向的/纵向的(线性的)运动)传递到引线的引线操作装置。在使用中,将这种引线操作装置选择性地锁定到引线,并激活该引线操作装置以传递原动力,从而在血管内手术过程中将引线机动到预期位置。施加到引线的原动力选择性地是旋转的或轴向的,以便于移动引线通过血管和/或穿透堵塞。

[0069] 图23示出了根据本公开的一个实施例的在患者2110身上使用的引线操作装置2100的视图。在一个实施例中,引线操作装置2100是能够适合用户的手的手掌并使用一只手操作的手持装置。在一个实施例中,使引线操作装置2100在引线2102上前进,即,引线2102通过在装置2100中纵向定向的通道。在血管内手术的过程中,将引线2102引入患者2110的血管2106(例如,股动脉)。将引线操作装置2100选择性地锁定到引线2102。当使引线前进到患者体内时,用户操作操作装置2100以将原动力(旋转的和/或轴向的运动)视情况而传递到引线2102。

[0070] 例如,当引线2102的远端2108到达血管2106的成角度的、弯曲的、狭窄的或堵塞的区域时,用户将操作装置2100锁定到引线并将旋转原动力传递到引线2102(例如,在由箭头2104指示的逆时针方向上),从而导致引线2102的远端2108更简单地前进通过血管2106的成角度的、弯曲的、狭窄的或堵塞的区域。一旦前进经过该区域,便使装置2100从引线解锁,并且可使引线进一步前进通过血管。在另一实例中,引线2102的远端2108到达障碍物(例如,血栓,包括,但不限于血栓栓塞),但是无法通过该障碍物。然后用户将引线操作装置2100锁定到引线2102并传递振动运动(例如,在顺时针旋转和逆时针旋转之间快速振荡)。这种运动导致引线2102的远端2108通过障碍物。在另一实例中,当引线2102的远端2108到达障碍物时,用户将引线操作装置2100锁定到引线2102,并传递轴向运动(例如,引线2102的线性运动)以产生手提钻(lackhammer)效果。在另一实施例中,用户可将装置2100锁定到引线2102,同时将旋转运动和轴向运动传递到引线2102。在本公开的另一实施例中,可使用用于如下面详细描述的控制运动的计算机程序产生一系列预定义的引线操作(即,模式)。可从存储器中选择将在各种外科手术情况中选择性地使用的各种动机模式,并将其应用于引线。

[0071] 图24描绘了引线操作装置2100的一个实施例的示意性框图。引线操作装置2100限定轴向纵向通道2204,在使用过程中使引线2102穿过轴向纵向通道2204。引线操作装置2100包括壳体2200、激活器2206和卡盘2202。卡盘2202包括引线锁定机构2208。在使用过程中,使用锁定机构2208将卡盘2202锁定到引线2102。一旦锁定,激活器便选择性地传递原动力(旋转运动和/或轴向运动)传递到引线2102。

[0072] 图25描绘了引线操作装置2100的一个实施例的垂直剖视图。在此实施例中,将图24的激活器2206分成旋转激活器2206A和轴向激活器2206B,使得装置可选择性地对引线进行以下操作:不施加原动力、施加旋转原动力或者施加旋转原动力和轴向原动力。

[0073] 装置2100包括壳体2200,其通常形成为胶粘、粘结、螺纹连接或者以其他方式固定

到彼此以形成外壳的半部。在壳体2200内限定槽350,将套管302A和302B保持在槽350中。套管302A和302B在其外表面310上支撑轴300。轴300限定轴向地延伸通过轴300的通道2204。当在使用中时,使引线2102穿过通道2204。

[0074] 旋转激活器2206A包括轴300、电机328、驱动组件326、控制器330和控制开关332。驱动组件326使用多个齿轮将电机328的旋转运动耦接到轴300,在下面相对于图26进一步描述。在本公开的一个实施例中,控制器330简单地是一个或多个经由控制开关332耦接到电机328的电池。在这个实施例中,控制开关332可简单地从该一个或多个电池对电机328施加电压,以导致电机328旋转。在其最简单的形式中,控制开关332是简单的单刀单掷 (SPST) 瞬时接触开关。在其他实施例中,控制器330包括如下面相对于图28描述的可编程微控制器。在其他实施例中,开关332可施加电压以导致电机328选择性地顺时针旋转或逆时针旋转。通常将控制开关332安装为暴露于壳体2200的外部并便于由用户的一只手操作 (例如,拇指激活的按钮或滑动开关)。

[0075] 使轴300耦接到卡盘2202。在一个实施例中,卡盘2202包括耦接器304、毂324和楔314。耦接器304和轴300具有花键匹配表面342,其用于使轴300的旋转运动耦接到卡盘2202,同时允许耦接器304在轴向方向上运动。使毂324在表面312螺纹连接在耦接器304上。楔314位于由耦接器304限定的窗352中。毂324将楔314保持在窗352内。在脱离 (解锁) 位置中,毂324对楔314不传递压力,从而允许引线2102在楔314下方自由地滑动并通过通道2204。为了使引线锁定 (接合) 到锁定机构2208中,使毂324相对于耦接器304旋转,使得毂324的成角度的表面316与楔314的顶面308相互作用。当经由匹配的螺纹表面312使毂324相对于耦接器304移动时,迫使楔314压紧引线2102。因此,在楔314和耦接器304之间捕获引线2102,从而将引线2102锁定在卡盘2202中。一旦锁定,便将卡盘2202的任何运动 (例如,旋转的和/或纵向的) 作为原动力传递到引线2102。

[0076] 本公开的其他实施例使用其他形式的卡盘。从广义上说,可使用任何可用来选择性地将引线锁定到原动力源的机构。其他形式的具有多个爪或压缩开槽缸的卡盘是可适用的。

[0077] 耦接器304包括弹簧座354,其支撑弹簧306的第一端。弹簧306的第二端抵靠在从壳体2200的内表面延伸的凸缘322上。弹簧306是使耦接器304朝向轴300向内偏压的弹性件的一个实施例。耦接器304进一步包括凸缘320,其从耦接器304的外表面径向地延伸。将凸缘320沿着耦接器304定位以限制可传递到卡盘2202的轴向运动的量。凸缘320与壳体凸缘322邻接。这样,弹簧306偏压耦接器304以保持凸缘320和凸缘322之间的接触。

[0078] 为了将轴向 (纵向) 运动传递到卡盘2202,使毂324的底面356微凹。底面356与从接近毂324的底面356的壳体2200的外表面延伸的伸出部336相互作用。根据毂324相对于耦接器304的位置,弹簧306确保伸出部336与微凹的底面356相互作用。在将卡盘2202锁定到引线2102并将旋转传递到卡盘2202时,引线2102在如箭头358指示的轴向方向上移动。为了释放轴向原动力,使毂324沿着螺纹312相对于耦接器304旋转,以使伸出部336从底面356脱离。以此方式,锁定机构2208保持引线2102,使得将轴300的旋转运动传递到引线2102,不传递轴向运动。在此实施例中,轴向运动激活器2206B包括毂324、弹簧306、耦接器304和壳体2200。

[0079] 图26描绘了根据本公开的一个实施例的沿着图25的线26-26得到的旋转激活器

2206A的驱动组件326的剖视图。驱动组件326包括电机齿轮400、中间齿轮402和轴齿轮404。使图25的电机328耦接到电机齿轮400,以将旋转运动传递到电机齿轮400。在一个实施例中,将轴齿轮404形成为图25的轴300的此表面的组成部分。将中间齿轮402设计为在电机齿轮400和轴齿轮404之间提供齿轮比。将每个齿轮的直径和齿数认为是将定义引线2102的旋转运动的速度及轴向运动的振荡速度的设计选择。

[0080] 在其他实施例中,可使图25的电机328经由其他形式的驱动组件耦接到轴,例如,直接驱动、蜗轮,等等。将特定的电机和驱动组件特征认为是形成特定引线转速和扭矩的设计选择。在一些实施例中,驱动组件可以是可调节的,以便于产生特定速度和扭矩曲线或调节量。通过使用步进电机可便于进行一种形式的调节,可用由控制器产生的脉冲宽度调制信号控制步进电机,如下面讨论的。

[0081] 一个用于在可选方向上传递旋转原动力的另选实施例使用齿轮系,齿轮系包括两个更大直径的安装在公共轴上的正齿轮,公共轴在一个方向上由电动机不断驱动。这两个正齿轮中的每个都移除了其齿的一段,大约超过其总数的1/2。将所移除的齿段定位为使得一次将仅驱动两个附加的更小的正齿轮中的一个或另一个,每个正齿轮定位为由这些公共轴齿轮中的一个驱动。然后一次使用这两个更小的正齿轮中的一个,以驱动轴上的齿轮,但是将一个附加齿轮定位在这些驱动齿轮中的仅仅一个和轴齿轮之间,会在当该组驱动轴齿轮时导致轴的旋转方向反转。

[0082] 如果仅需要正向和反向(在任一方向上没有接近恒定的转速),那么另一实施例在由枢转的1/4饼状的板驱动的轴上具有正齿轮。与末端边上的枢轴相对的有齿弯曲段将构造为,具有正确的节圆半径以与轴正齿轮啮合。此枢转齿轮段板在其表面中将具有从其枢轴向上延伸的槽,在该表面中,偏心安装的销和圆盘可自由地上下滑动。当电动机在恒定方向上转动此圆盘时,其将导致枢转板前后晃动,使得其齿轮段在一个方向上驱动轴正齿轮,然后在反方向上驱动轴正齿轮。

[0083] 图27描绘了根据本公开的一个实施例的毂324的透视图。毂324包括表面356,其具有多个微凹(dimple)504和位于微凹504之间的空间502。毂324进一步包括螺纹内表面312。螺纹内表面312适于与耦接器304的螺纹外表面相互作用,以调节毂相对于耦接器304和楔314的位置。微凹504和位于微凹504之间的空间502适于与伸出部336相互作用以将轴向运动传递到卡盘2202。微凹的间隔和电机的速度控制轴向运动的振荡速率。而且,微凹504相对于表面356上的间隔502的深度控制轴向运动的行进距离。

[0084] 图28描绘了根据本公开的一个实施例的控制器330的框图。控制器330包括微控制器600、辅助电路602、存储器604和电源606。微控制器600可以是许多商用微控制器、微处理器、特定用途集成电路(ASIC)等中的一个或多个。辅助电路602包括众所周知的便于微控制器600的操作的电路,包括,但不限于,时钟电路、缓存、电源、输入/输出电路、指示器、传感器,等等。在一个实施例中,电源606包括一个或多个电池。在其他实施例中,电源606可包括交流直流变换器,以允许将引线操作装置插入壁上插座。在其他实施例中,电源606可包括一个或多个电池,并且可使用于电池的充电电路感应地耦接到底座充电器。

[0085] 存储器604可以是任何形式的用来储存用于微控制器600的数字指令及数据的存储装置。在一个实施例中,存储器604是随机存取存储器或只读存储器,其包括用来控制激活器2206以将运动传递到引线2102的控制代码608(例如,计算机可读的指令)。微控制器

600用来控制激活器2206的程序通常由控制开关332和/或另一输入装置控制。

[0086] 在本公开的一个实施例中,电机328是步进电机,使用例如由控制器330产生的脉冲宽度调制信号来控制步进电机,以将特定扭矩和/或速度曲线传递到电机328。在一些实施例中,可通过开关332的操作来产生并选择预定义程序,以使得用户能够克服引线的路径内的特定类型的障碍物。例如,如果外科医生遇到特定类型的血栓,那么可选择并执行定义克服该障碍物的引线的运动的特定程序。可通过血管内手术中的引线使用的实证研究来产生各种程序。为了选择特殊的运动模式,开关可以是具有多个可选位置的滑动开关,其中每个位置对应于不同的运动模式。

[0087] 图29描绘了根据本公开的一个另选实施例的引线操作装置650的垂直剖视图。在此实施例中,通过机械开关702的操作来选择轴向运动的使用。和之前的实施例一样,此实施例选择性地对引线执行以下操作:不传递原动力,传递旋转原动力,或者传递旋转原动力和轴向原动力。装置650包括如以上相对于图25描述的旋转激活器2206A。在此实施例中,耦接器700包括弹簧座750、微凹凸缘710和开关挡块752。可滑动开关702包括与开关座752相互作用的延伸部分704。开关座752和弹簧座750限定捕获开关延伸部分704的空间706。开关702的操作导致耦接器700沿着与轴300匹配的表面轴向地移动。将弹簧708定位在弹簧座750和壳体凸缘322之间。弹簧708使耦接器700朝向轴300向内偏压。微凹凸缘710从耦接器700径向地延伸。微凹凸缘710的一个表面与壳体凸缘322邻接,以限制耦接器700在轴向方向上移动的距离。微凹凸缘710具有与壳体2200的微凹表面712对齐的表面。当将引线2102锁定到卡盘2202并激活旋转激活器2206A时,引线2102没有任何轴向运动地旋转。如下面相对于图32进一步描述的,当使开关702向前移动以导致凸缘710的微凹表面接合微凹表面712时,将引线2102的轴向原动力传递到引线2102。

[0088] 图30描绘了根据本公开的一个实施例的耦接器700的部分透视图。耦接器700具有孔806,使引线2102穿过孔806。微凹凸缘710包括径向延伸的凸缘802,其具有多个形成于表面801中的微凹800。在一个实施例中,将微凹800形成一系列楔。在其他实施例中,为了当使耦接器700旋转时导致卡盘的轴向运动,改变凸缘802的表面801,使得与对应表面相互作用可导致耦接器700的轴向运动。

[0089] 图31描绘了沿着图29中的线31-31得到的壳体2200的剖视图。在一个实施例中,表面712包括对应的伸出部,其形状构造为与耦接器700的表面801中的微凹800相互作用。在另一实施例中,表面712可包括与耦接器700的表面801互补的楔900。楔900的形状部分地限定所行进的距离、引线2102的加速率,以及引线2102的振荡速度。

[0090] 图32描绘了图29的引线操作装置650的一个实施例,其中微凹凸缘710已经接合伸出部表面712。以此方式,开关702已经使耦接器700向前移动以便于表面710和712的接合。当卡盘2202锁定到引线2102并激活旋转激活器时,引线2102如箭头1002所示地旋转且如箭头1000所代表地轴向振荡。

[0091] 图33描绘了引线操作装置1100的一部分的垂直剖视图。装置1100包括轴向激活器2206B,可选择性地使用轴向激活器2206B,不传递引线的旋转运动。这样,通过此实施例,装置1100选择性地对引线执行以下操作:不传递原动力、传递旋转原动力、传递轴向原动力,或者传递轴向原动力和旋转原动力。

[0092] 在一个实施例中,装置1100包括线性激活器1116,其耦接到与支轴1112相互作用

的轴1114。线性激活器1116将线性运动传递到支轴1112的一部分。将支轴安装在支点1120上,使得当对支轴1112施加线性原动力时,支轴1112围绕支点1120旋转。支轴1112的第二端与耦接器1104相互作用。和之前的实施例一样,耦接器1104具有与轴300相互作用以根据需要将旋转运动传递到耦接器1104的花键表面。耦接器1104包括弹簧座1108。将弹簧1106定位在壳体1102和弹簧座1108之间,以使耦接器1104朝向轴300偏压。支轴1112耦接到弹簧座1108,使得支轴1112的运动使耦接器1104轴向地移动。以此方式,线性激活器1116将轴向运动传递到耦接器1104并传递到锁定在卡盘2202中的引线2102,没有任何旋转运动。

[0093] 在一个实施例中,线性激活器1116可以是螺旋管、压电致动器、线性电机、旋转电机和滚珠丝杠或齿条/小齿轮,等等。在另一实施例中,可使用锤钻类型的组件将轴向力传递到引线。

[0094] 控制器330可以与描述为控制图25的电机328类似的方式控制线性激活器1116。

[0095] 图34示出了用于抽吸血管3600内的血栓的抽吸导管3000的抽吸腔3160的开放式远端3158。可在抽吸腔3000的聚合物套3146中形成刮削装置3162,以通过由真空源(例如, VacLok®注射器,真空瓶)产生的真空和注入抽吸腔3160的远端的流体的注射的组合,如下所述,帮助(在箭头3180的方向上)吸入抽吸腔3160的血栓3164的进入。刮削装置3162还将开放式远端3158吸在血管壁3166上的机会减到最小。抽吸导管3000的远侧供应管3168具有闭合远端3170。例如,其在使用粘合剂、环氧树脂、热熔粘合剂或干扰件(例如金属塞或聚合物塞)制造的过程中可能堵塞。然而,在一些实施例中,抽吸导管3000可具有钝的或者无角度的末端,而不是刮削装置3162。另选地,可通过熔化远侧供应管3168的一部分来将其封闭。远侧供应管3168具有延伸其长度的腔3176和在与闭合远端3170相邻且接近的位置形成为通过其壁3174的孔口3172。孔口3172可具有大约0.0508mm(0.002英寸)和大约0.1016mm(0.004英寸)之间的直径,或者大约0.0787mm(0.0031英寸)的直径。远侧供应管3168的内径可以在大约0.3048mm(0.012英寸)和大约0.4826mm(0.019英寸)之间,或者在大约0.3556mm(0.014英寸)和大约0.4318mm(0.017英寸)或大约0.3937mm(0.0155英寸)之间。远侧供应管3168的腔3176是起源于流体源(例如,盐水袋、盐水瓶)的总流路的延长部分,包括延长管道(未示出)。在一些实施例中,远侧供应管3168的腔3167可以例如从近端部分处的大约0.3937mm(0.0155英寸)的内径向远端部分处的大约0.2974mm(0.011英寸)的内径逐渐变细。在一些实施例中,可通过将不同直径的管道彼此结合来实现锥形物的等价物,导致逐渐变小的管道内径。在一些实施例中,为了逐渐变细和逐渐变小的直径的组合,可将不同直径的锥形管道彼此结合。输出压力波(例如,经由泵注射的盐水的输出压力波)导致液体注射物流过流路,包括远侧供应管3168(箭头3182),并且导致流体射流3178以高速离开孔口3172。流体射流3178用来使吸入抽吸腔3160的血栓3164浸软,还可用来稀释血栓。此浸软和稀释确保存在通过抽吸腔3160的连续流动,使得其将不会堵塞。流体射流3178构造为包含在抽吸腔3160内,并且不离开进入血管或其他体腔。将具有远端3136和近端3137并具有远端端口3139和近端端口3141的引线管3132通过附接材料3186固定到抽吸导管3000。虽然图34的引线管3132示出为具有比抽吸导管3000(有时叫做快速交换导管)的长度短的长度,但是在其他实施例中,引线管3132可基本上延伸抽吸导管3000的整个长度。在一些实施例中,抽吸导管3000可具有100cm和180cm之间的长度,并且引线管3132可具有28cm或更小的长度。在一些实施例中,引线管3132可具有25cm或更小的长度。在一些实施例中,引线管可具

有10cm或更小的长度。在一些实施例中,引线管可具有3cm或更小的长度。在一些实施例中,引线管可具有大约3cm和大约28cm之间的长度。引线管3132可位于抽吸腔3160边上(即,位于其侧面),或者可同轴地位于抽吸腔3160内。可与任何抽吸导管(包括,例如,抽吸导管3000)一起使用附加引线3102,以便于所抽吸的或所软化的血栓运动通过导管腔,例如,通过抽吸导管3000的抽吸腔3160。将引线3102在其近端3188(图37)固定到引线操作装置的任何实施例100、132、140、170、190、220、2100、650、1100。远端3143可包括直部3145或弯曲部3147,或者直部3145和弯曲部3147的组合。引线3102可包括不正好位于远端3143的弯曲部3149。弯曲部3147、3149可包括单个弧或多个弧,但是通常可包括任何非直图案。该一个或多个弧可包含在平面内,或者其可以是三维的。弯曲部3147、3149可包括螺旋结构,例如单直径螺旋结构或锥形的直径的螺旋结构。锥形直径螺旋结构可逐渐变细,使得当其在远端延伸时直径增加,或者使得当其在远端延伸时直径减小。在一些情况中,可使用全直的引线3102。

[0096] 在图34中,可通过将引线3102插入通过抽吸导管3000的抽吸腔3160,然后操作引线操作装置100、132、140、170、190、220、2100、650、1100以旋转、纵向地循环,或者以其他方式移动引线3102,而将远端3143的直部3145或远端3143的弯曲部3147(或者二者组合)放在血栓3164附近或放在血栓3164内。在引线3102的远端3143导致的运动用来帮助分裂或浸软血栓3164,还帮助使部分浸软或完全浸软的血栓3164(或者其一部分)朝向抽吸导管3000移动,特别是朝向抽吸导管3000的抽吸腔3160的开放式远端3158移动。抽吸导管3000的抽吸腔3160内的弯曲部3149还用来促进部分浸软或完全浸软的血栓3164(或者其一部分)朝向抽吸腔3160的近端移动通过抽吸导管3000的抽吸腔3160。弯曲部3149还可用来帮助使引线3102位于抽吸腔3160内的中心,或者当通过引线操作装置100、132、140、170、190、220、2100、650、1100使引线3102旋转或者纵向移动时使引线3102稳定。在一些情况中,在血栓3164的抽吸过程中可在近端缓慢地拉动引线3102,使得弯曲部3149帮助使血栓的一部分平移。在一些实施例中,弯曲部3149可由直部代替。例如,引线可包括沿着其纵向轴线延伸的外线圈,外线圈包括将用来使血栓的一部分浸软或平移的外部轮廓。可这样操作引线操作装置100、132、140、170、190、220、2100、650、1100,使得在一个方向上这样旋转引线3102,使得弯曲部3149(或者螺旋形线圈的直部)在优选地使血栓的一部分在近端在抽吸腔中移动的方向上旋转,以与推进器或螺旋升水泵类似的作用。如果抽吸导管3000的抽吸腔3160变得由血栓或其他栓堵塞,那么引线操作装置100、132、140、170、190、220、2100、650、1100可附接到已经位于适当位置(即,通过引线腔)的引线3102,以引导导管,然后可激活引线操作装置以使引线3102移动(旋转、纵向平移,等等),从而帮助移走血栓或其他栓子,使得其可完全被抽吸/清空并从抽吸腔3160移除,从而消除堵塞。引线3102或其他细长医疗装置可由许多不同的生物相容材料制成,包括,但不限于不锈钢或形状记忆合金,例如镍钛合金(镍钛诺)。

[0097] 在图34中,可将抽吸导管3000和引线3102(分开地或一起地)插入通过输送导管,例如冠状动脉导向导管。图35示出了插入通过输送导管3151的抽吸导管3000和引线3102,例如冠状动脉导向导管,但是在此情况中,引线3102与抽吸导管径向地相邻,位于输送导管3151的内部和抽吸导管3000的外部之间的环面内。因此,可通过引线操作装置100、132、140、170、190、220、2100、650、1100移动或操作引线3102,使得远端3143帮助使血栓3164不

仅浸软并移动到抽吸导管3000的抽吸腔3160中,而且移动到输送导管3151的腔3153中。弯曲部3149(或直部)构造为帮助血栓3164(或者其一部分)移动通过输送导管3151的腔3153。在一些情况中,在血栓3164的抽吸过程中可在近端缓慢地拉动引线3102,使得弯曲部3149帮助使血栓3164的一部分平移。在其他实施例中,在图34和图35的方法的组合中,可使用两个引线3102和两个引线操作装置100、132、140、170、190、220、2100、650、1100。本文描述的抽吸导管可包括任何具有一个或多个抽吸腔的标准抽吸导管。本文使用的抽吸导管可包括由美国加利福尼亚州Penumbra公司制造的ACE™或INDIGO®导管。

[0098] 抽吸导管和抽吸系统可包括在2015年10月8日公开的Look等人的美国专利申请公开No. 2015/0282821中描述的那些。

[0099] 抽吸导管和抽吸系统可包括在2015年11月19日公开的Look等人的美国专利申请公开No. 2015/0327875中描述的那些。

[0100] 图38示出了用于治疗血栓的系统4246。用于治疗血栓的系统4246包括输送导管3151,其具有腔3153,将抽吸导管3000放在腔3153中。可将引线3102插入通过输送导管3151的腔3153,或者(如图38所示)通过抽吸导管3000的腔,例如,通过抽吸导管3000的抽吸腔3160。引线3102构造为通过引线操作装置4231(旋转地和/或纵向地)操作,引线操作装置4231具有壳体4232和把手4237。引线操作装置4231可包括任何本文描述的实施例,或者可包括诸如在2016年8月12日提交的名为“用于操作细长医疗装置的系统和方法”的共同待决的美国专利申请第15/235,920号中公开的那些的引线操作装置的实施例。输送导管3151具有近端3192和远端3190,近端3192通过鲁尔连接4248耦接到y连接器4244。在一些实施例中,鲁尔连接4248可包括附接到输送导管3151的近端3192的凹鲁尔接头,和位于y连接器4244的远端的凸鲁尔接头。y连接器4244的近端处的止血阀4250构造为在抽吸导管3000的轴4252周围密封,并且可包括Touhy-Borst、装有弹簧的密封件、鸭嘴形密封件,或者其他密封件。使连接器4254附接到抽吸导管3000的近端4256。连接器4254包括中心孔4258,其与抽吸腔3160流体连通,并且终止于连接器4261(例如,凹鲁尔连接器)中。在抽吸导管3000包括强制抽吸导管的实施例中,端口4260与远侧供应管3168(图34)的腔3176流体连通。因此端口4260可构造为耦接到加压流体4268(例如,生理盐水)的源。连接器4261构造为在y连接器4265的远端耦接到连接器4263。连接器4263可包括凸鲁尔接头。y连接器4265包括止血阀4267(Touhy-Borst、装有弹簧的密封件,等等)和侧端口4269。止血阀4267构造为在引线3102周围密封。y连接器4265的侧端口4269构造为耦接到真空源4266。y连接器4244的侧端口4262可另外构造为耦接到真空源4270,和/或可用于注射流体,例如造影剂。

[0101] 抽吸导管3000包括开放式远端3158,其可包括刮削装置3162。引线3102在图38中示出为具有远端3143,远端3143包括弯曲部3147和直部3145,尽管也考虑其他远端构造,但是仅包括弯曲部或者仅包括直部。引线3102示出为延伸通过抽吸导管3000的抽吸腔3160,并且在近端通过连接器4254并通过y连接器4265。引线3102可在其近端3188固定到可旋转卡盘4207,其由引线操作装置4231可旋转地承载。可操作卡盘4207以经由夹头或任何等效装置选择性地夹持和放开(接合和脱离,锁定和解锁,等等)引线3102。引线操作装置4231构造为由用户的手支撑,并且包括具有一个或多个控制器4243的把手4237。把手4237可当其延伸通过壳体4262时从引线3102的轴线在大致垂直的方向上延伸,并且可朝向反向枪柄把手中的壳体4232(如图38所示)的远端4236成一定角度。另选地,把手4237可具有标准枪柄

把手(见图37),因此可朝向壳体4232的近端4234成一定角度。控制器4243在图38中示出为承载于把手4237的面向远端的表面4239上,并且在此实施例中可构造为由用户的手的一个或多个手指操作,其可包括非拇指的手指。控制器4243可包括激活按钮4214,其构造为通电和断电,例如以对构造为使引线3102旋转和/或纵向移动的电机(未示出)供电。控制旋钮4217可构造为增加或减小转速(例如,电机的转速)或者选择多个不同的操作程序。可将操作程序储存在承载于引线操作装置4231内的存储器内,例如,在电路板上。电路板可包括如相对于本文其他实施例描述的控制器的。代表性的操作程序可包括,使引线3102在第一旋转方向上旋转8次循环,然后使引线3102在相反的第二旋转方向上旋转8次循环。另一操作程序可包括,在单个方向上连续旋转。另一操作程序可包括,在一个方向上连续旋转,同时使引线3102重复地在远端和近端平移(纵向循环)。另选地,控制器4243可承载于把手4237的面向近端的表面4238上,并且可构造为主要由用户的手的拇指操作。电机可直接连接到卡盘4207,或者通过其他驱动元件,包括齿轮装置,其可用来改变速度、扭矩或旋转方向。驱动元件可包括相对于任何本文公开的实施例描述的那些。在使用中,真空源4266可耦接到y连接器4265的侧端口4269,因此可通过抽吸导管3000的抽吸腔3160吸入血栓。真空源4266可包括注射器、真空室,或者真空泵。可使用带有可锁定柱塞的注射器(例如具有大约20ml和大约30ml之间的体积的注射器)作为真空源。在执行抽吸过程的同时,用户可同时地或顺序地操作引线操作装置4231以使引线3102旋转和/或纵向移动,以帮助血栓的浸软和/或血栓的运动或者多块血栓通过抽吸腔3160。

[0102] 图37示出了用于治疗血栓的系统5200。用于治疗血栓的系统5200包括护套5202,其具有通过的腔5204,将微导管5206放在腔5204中。可将引线3102插入微导管5206的腔5208。引线3102构造为由具有壳体5232和把手5237的引线操作装置5231(旋转地和/或纵向地)操作。引线操作装置5231可包括任何本文描述的实施例,或者可包括诸如在2016年8月12日提交的名为“用于操作细长医疗装置的系统和方法”的共同待决的美国专利申请第15/235,920号中公开的那些的引线操作装置的实施例。壳体5232具有近端5234和远端5236,并且把手5237从壳体5232的引线轴线在基本上径向的方向上延伸。控制器5243由面向近端的表面5238承载,并且包括激活按钮5214和控制旋钮5217,其可以与图38的引线操作装置4231的激活按钮4214和控制旋钮4217类似的方式构造。用户的手构造为,通过缠绕在面向远端的表面5239周围而抓住把手5237的标准枪柄把手。在图37中描绘了朝向壳体5232的近端5234成一定角度的把手5237。用户可使用用户的拇指,或者用户的拇指和用户的手的一个非拇指手指的组合,操作控制器5243。卡盘5207由壳体5232的近端5234边上的引线操作装置5231承载,并且构造为以与图38的卡盘4207类似的方式使引线3102旋转和/或纵向移动。然而,引线3102构造为通过壳体5232,并且引线3102的近端3188构造为固定到卡盘5207。引线操作装置5231包括锁定元件5210,其承载于可连接到连接器5211的壳体5232的远端5236附近,连接器5211耦接到微导管5206的近端5213。锁定元件5210和连接器5211包括凸鲁尔锁和凹鲁尔锁,或者可包括其他类型的相对于引线操作装置5231固定连接器5211的锁定连接。当将锁定元件5210和连接器5211固定到彼此时,抑制引线操作装置5231和连接器5211之间的相对旋转和/或纵向运动。护套5202包括近端5233和远端5235,并且可包括近端内部密封件5241,以及具有鲁尔接头5247的侧端口5245。在使用中,用户可操作引线操作装置5231(例如,通过保持把手5237并按下激活按钮5214),同时还在护套5202的腔5204

内推动或拉动微导管5206。可通过引线3102的远端3143浸软血栓。如果希望的话,可通过对护套5202的侧端口5245施加真空(例如,附接真空源,未示出),将血栓通过护套5202的腔5204吸入。护套5202也可在近端或在远端移动,使得护套的远端5235接近待抽吸的血栓或血栓的一部分或血液。如果希望的话,可使引线操作装置5231的锁定元件5210从微导管5206的连接器5211分离,并且可将真空源(未示出)附接到连接器5211,以通过微导管5206的腔5208吸入血栓或血液。

[0103] 图36示出了具有血管壁4166的血管4600内的抽吸导管4000。抽吸导管4000具有抽吸腔4160,其构造为抽吸血栓4164,并将构造为跟踪抽吸导管4000的引线4102放在患者的脉管系统中。具有腔4176的远侧供应管4168构造为注射加压流体,例如盐水。将加压流体注射通过腔4176,并离开孔口4172进入抽吸腔4160。孔位于远侧供应管4168的最远端。通过孔口4172的加压流体的输出可包括射流4178。将血栓4164吸入抽吸腔4160。在一些实施例中,当射流4178经过血栓4164时,射流4178使血栓4164浸软。引线4102可附接到引线操作装置100、132、140、170、190、220、2100、650、1100、4231,并且通过引线操作装置100、132、140、170、190、220、2100、650、1100、4231在一个或多个包括旋转运动4180和/或纵向运动4190的模式中运动。可在引线4102上传递这些运动中的任一个或两个,以联合地帮助使血栓4164浸软,和/或帮助将血栓4164从远端通过抽吸腔4160运送到近端。旋转运动4180可只包括顺时针的,只包括逆时针的,或者顺时针和逆时针的组合,例如如本文描述的前后旋转振荡。纵向运动4190可以是通过引线操作装置100、132、140、170、190、220、2100、650、1100、4231的操作而直接在引线4102上传递的运动,或者可由用户通过(在远端和在近端)前后移动引线操作装置100、132、140、170、190、220、2100、650、1100、4231而手动地施加。在一些情况中,可逐渐拉动引线操作装置100、132、140、170、190、220、2100、650、1100、4231,同时由引线操作装置100、132、140、170、190、220、2100、650、1100、4231使引线4102旋转。在一些情况中,可循环地在远端和在近端移动引线操作装置的把手,同时逐渐在近端拉动引线操作装置100、132、140、170、190、220、2100、650、1100、4231。例如,在远端1cm,在近端2cm,在远端1cm,在近端2cm,等等。在一些实施例中,抽吸导管4000可仅由单个用于抽吸和引线放置的腔组成,没有任何强制注射(即,没有远侧供应管4168)。在一些实施例中,通过引线操作装置100、132、140、170、190、220、2100、650、1100、4231操作引线4102可对“分离装置”执行类似的功能,与和由美国加利福尼亚州阿拉米达的Penumbra公司制造的ACE™或INDIGO®抽吸导管一起使用一样。“分离装置”是一种引线类型的装置,在其末端具有球或足球形状的部分,该末端从抽吸腔延伸,并且与抽吸腔的远端端口相对地拉动该末端,以帮助分裂或浸软血栓/凝块。

[0104] 可通过本文描述的引线操作装置100、132、140、170、190、220、2100、650、1100、4231的实施例使多种不同的细长医疗装置旋转、纵向移动,或者以其他方式操作,包括在2014年5月22日公开的Fojtik的美国专利申请公开No.2014/0142594中披露的细长医疗仪器和浸渍器的实施例。

[0105] 在一个实施例中,操作装置包括:壳体,其构造为由用户的手支撑,壳体具有远端和近端;驱动系统,其设置于壳体内,并构造为使旋转件旋转;接合件,其耦接到旋转件,并构造为可移除地耦接到细长医疗装置以将旋转件的旋转运动转换为细长医疗装置的旋转运动;激活件,其由壳体承载,使得当壳体由用户的手支撑时激活件可由用户的手的至少一

部分操作,并且其中,驱动系统构造为对接合件施加原动力分量的组合。在一些实施例中,原动力分量的组合包括交替的顺时针运动和逆时针运动。在一些实施例中,原动力分量的组合包括旋转运动和循环纵向运动。在一些实施例中,激活件包括把手,其耦接到壳体并构造为可由用户的手操作。在一些实施例中,把手构造为机械地耦接到驱动系统。在一些实施例中,旋转件包括具有窗的管道。在一些实施例中,操作装置进一步包括可操作地耦接到驱动系统的电机,其中,激活件构造为开始电机的操作。在一些实施例中,操作装置进一步包括耦接到电机的齿轮装置。在一些实施例中,激活件包括开关。在一些实施例中,细长医疗装置由引线、筐、可扩展装置、导管杆、浸渍器或切割装置中的至少一个组成。在一些实施例中,原动力分量的组合包括螺旋运动。在一些实施例中,原动力分量的组合包括手提钻运动。

[0106] 在另一实施例中,一种用于治疗具有血栓的患者方法,包括:提供操作装置,操作装置包括:壳体,其构造为由用户的手支撑,壳体具有远端和近端;驱动系统,其设置于壳体内,并构造为使旋转件旋转;接合件,其耦接到旋转件,并构造为可移除地耦接到细长医疗装置;激活件,其由壳体承载,使得当壳体由用户的手支撑时激活件可由用户的手的至少一部分操作,并且其中,驱动系统构造为对接合件施加原动力;将细长件固定到接合件,接合件具有构造为引入患者的脉管系统中的远端;至少将细长件的远端引入血栓附近的血管中;操作激活件以导致旋转件的至少一定程度的旋转,接着这导致血栓处或其附近的细长件的远端的至少一定程度的旋转;并且通过抽吸导管抽吸至少一些血栓。在一些实施例中,原动力包括原动力分量的组合,原动力分量包括交替的顺时针运动和逆时针运动。在一些实施例中,原动力分量的组合包括旋转运动和循环纵向运动。在一些实施例中,激活件包括把手,其耦接到壳体并构造为可由用户的手操作。在一些实施例中,把手构造为机械地耦接到驱动系统。在一些实施例中,旋转件包括管道,管道包括窗。在一些实施例中,操作装置进一步包括可操作地耦接到驱动系统的电机,其中,激活件构造为开始电机的操作。在一些实施例中,操作装置进一步包括耦接到电机的齿轮装置。在一些实施例中,激活件包括开关。在一些实施例中,细长医疗装置由引线、筐、可扩展装置、导管杆、浸渍器或切割装置中的至少一个组成。在一些实施例中,原动力分量的组合包括螺旋运动。在一些实施例中,原动力分量的组合包括手提钻运动。在一些实施例中,细长件包括引线。在一些实施例中,细长件的远端是基本上直的。在一些实施例中,细长件的远端是弯曲的。在一些实施例中,抽吸导管的至少一部分在输送导管的输送腔内的细长件的至少一部分旁边延伸。在一些实施例中,细长件的远端的至少一部分旋转便于血栓通过输送导管的输送腔的运动。在一些实施例中,输送导管是冠状动脉导向导管。在一些实施例中,细长件在抽吸导管的腔内延伸。在一些实施例中,细长件在抽吸导管的抽吸腔内延伸。在一些实施例中,细长件可在抽吸导管的腔内旋转。在一些实施例中,细长件的远端的至少一部分旋转便于血栓通过抽吸导管的腔的运动。在一些实施例中,抽吸导管包括供应腔和抽吸腔,供应腔具有壁和闭合远端,抽吸腔构造为耦接到真空源并具有内壁表面和开放式远端,供应腔的壁具有与抽吸腔的内部流体连通的孔口,孔口位于抽吸腔的开口端的近端及供应腔的闭合远端附近。在一些实施例中,该方法进一步包括提供管道组,其具有构造为使抽吸导管的供应腔耦接到流体源的第一管道,以及与第一管道相连并构造为可分离地耦接到驱动单元的泵部件,使得将来自驱动单元的运动转换到泵部件,使得泵部件的产生的运动导致将来自流体源的流体注射通

过抽吸导管的供应腔,并通过孔口进入抽吸腔。在一些实施例中,泵包括活塞。在一些实施例中,孔口构造为当通过供应腔抽送加压流体时产生喷射形态,使得喷射形态撞击抽吸腔的内壁表面。在一些实施例中,抽吸导管包括:管状抽吸件,其具有近端、远端和腔,并构造为从具有腔的输送导管的腔至少部分地伸出,进入对象的脉管系统;细长支撑件,其耦接到管状抽吸件,并在抽吸导管的近端和管状抽吸件的近端之间延伸;以及环形密封,其包括至少一个耦接到管状抽吸件的环形密封件。

[0107] 在另一实施例中,一种用于使血栓或栓子破碎的方法包括:提供手动操作的引线操作装置,引线操作装置包括:壳体,其具有近端、细长体和远端;旋转件,其设置于壳体内,并构造为相对于壳体旋转;锁定组件,其可操作地耦接到旋转件的远端,锁定组件具有锁定模式和解锁模式,在锁定模式中,使旋转件与引线接合,在解锁模式中,使旋转件从引线分离;把手,其耦接到壳体并构造为可由用户的一只手操作;以及驱动系统,其可操作地耦接到把手,驱动系统构造为在由用户的一只手激活把手时使旋转件相对于壳体在第一方向上旋转,从而当锁定组件处于锁定模式中时导致引线在第一旋转方向上旋转,其中,把手构造为可由用户释放,使得把手当释放时相对于壳体在第二方向上移动,第二方向与第一方向相反,其中,把手构造为当把手在第二方向上移动时导致旋转件在与第一旋转方向相反的第二旋转方向上的旋转,从而导致引线在第二旋转方向上旋转,将引线经由锁定组件固定到旋转件,引线具有延伸通过导管的腔并进入患者的脉管系统的远端,操作手动操作的引线操作装置以导致旋转件的至少一定程度的旋转,接着这导致引线的至少一定程度的旋转,并且通过导管的腔抽吸至少一些血栓或栓子。在一些实施例中,导管是抽吸导管。在一些实施例中,腔是抽吸腔。在一些实施例中,抽吸腔也是引线腔。在一些实施例中,导管是导向导管。

[0108] 在一些本文描述的实施例中,不旋转卡盘,而是改为旋转鲁尔锁(luer lock)连接器。例如,可选择凸鲁尔锁连接器可耦接到医疗装置(例如细长医疗装置,其可包括导管),以使医疗装置旋转。

[0109] 在一些实施例中,将以任何其他模式旋转、轴向移动或运动的医疗装置可包括以下设备中的一个或多个:钻头、毛刺机,例如用于专用开颅术的毛刺系统。在一些实施例中,系统可包括安全挡块。在一些实施例中,将以任何其他模式旋转、轴向移动或运动的医疗装置可包括以下设备中的一个或多个:通过旋转而前进的锥形末端装置(例如刮削导管)、用于骨骼操作的切割工具、吉利锯丝、用于活组织检查的空心环锯(柔性的或刚性的)、滑动或找到通道(并且在一些情况中可能能够张开)的解剖元件、穿透血栓然后一旦位于适当位置便张开的回收器张开支架状结构、通过经由轴向运动、旋转或其组合摩擦血管壁来输送药物的气球状或其他可张开结构。可认识到,通过连接到任何本文描述的实施例,可操作多种类型的医疗装置以进行诸如旋转(一个或多个旋转方向)和挑拣(前后)的运动。另外,可在同轴系统中使用振荡作用以使两个元件相对于彼此移动,从而释放颗粒、药物或其他材料。在一些实施例中,将以任何其他模式旋转、轴向移动或运动的医疗装置可包括以下设备中的一个或多个:内镜套管针引脚器、通丝、导针器、用于不孕装置植入的女性宫颈输卵管穿越器、用于肾结石操作的输尿管穿越器、用于根管的填充系统、FESS(功能性内视镜鼻窦手术)或者毛刺状外科手术装置、鼻窦/鼻通路、用于在真皮、脂肪的层的下方挖掘隧道的塑料外科手术装置、神经外科鼻通路装置、深部脑通路装置,例如宾夕法尼亚大学深部脑刺激

(DBS) 装置。在一些实施例中,将以任何其他模式旋转、轴向移动或运动的医疗装置可包括以下设备中的一个或多个:在旋转的同时给药的空心有孔金属丝给药装置、诸如可输送到血栓处或血栓中的G2B3抑制剂的药物。在一些实施例中,将以任何其他模式旋转、轴向移动或运动的医疗装置可包括以下设备中的一个或多个:动脉瘤金属丝/导管导航装置和液体栓子分配装置。

[0110] 虽然上文涉及本公开的实施例,但是在不脱离其基本范围的情况下可设计其他实施例和进一步的实施例。

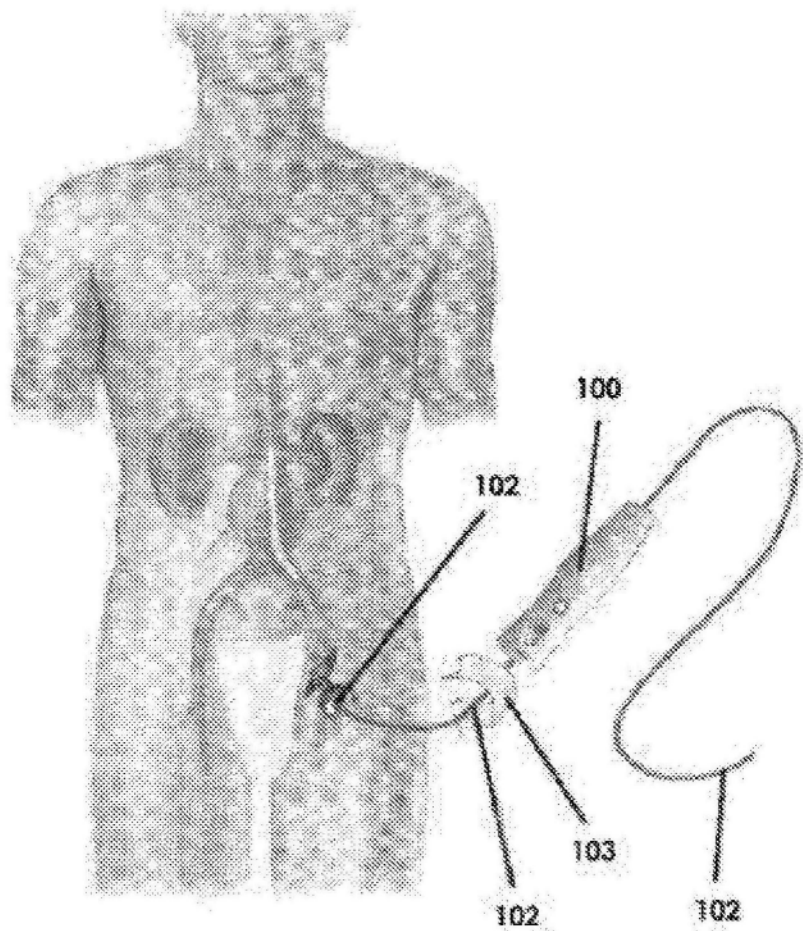


图1

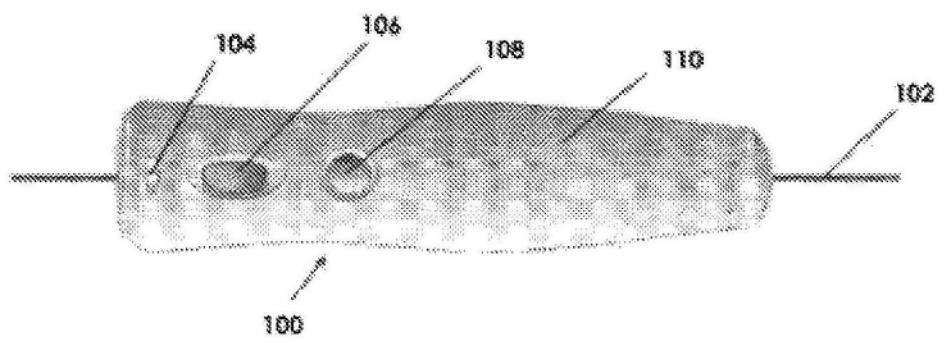


图2A

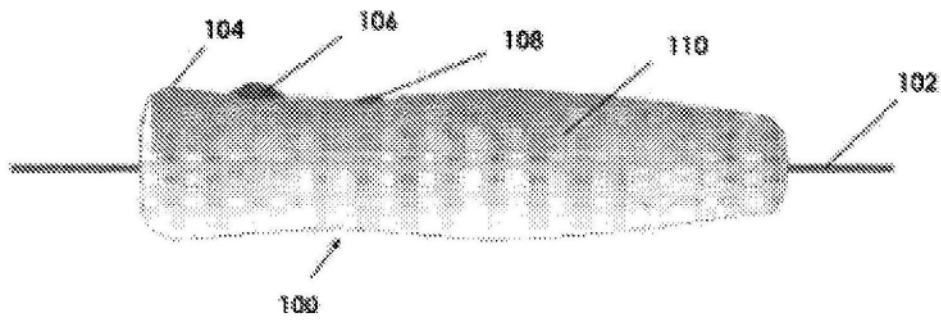


图2B

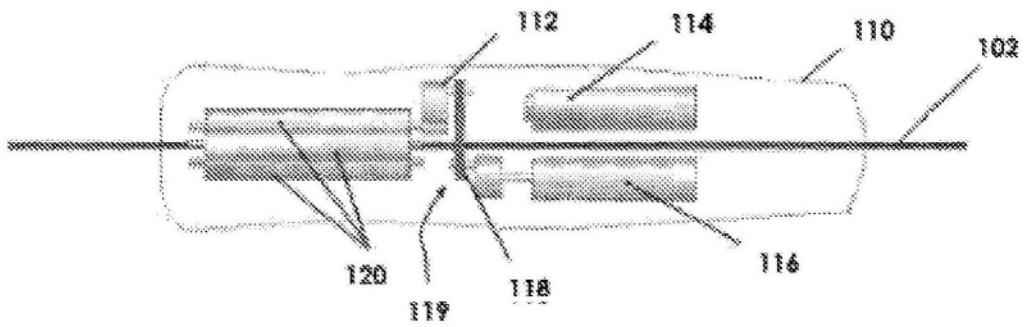


图3

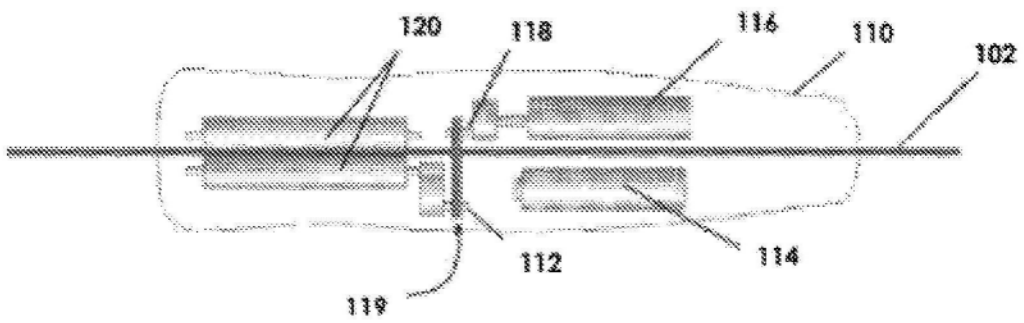


图4

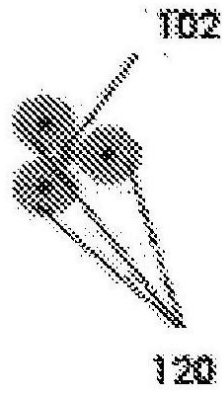


图5

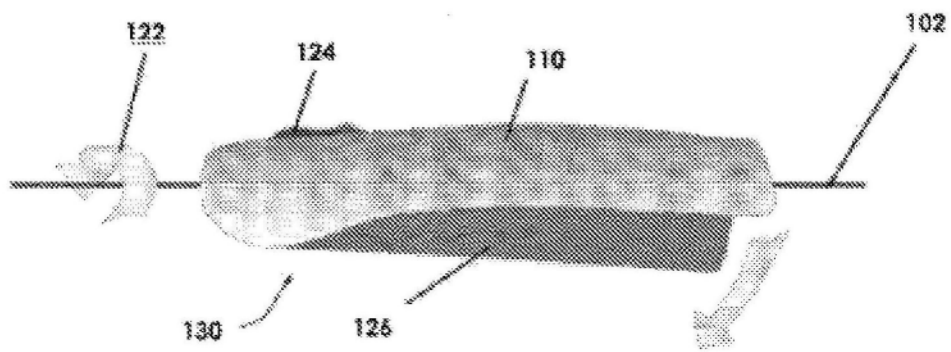


图6

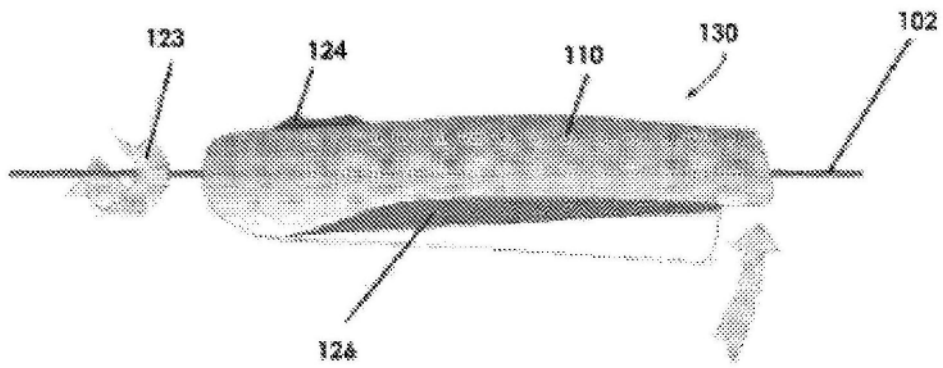


图7

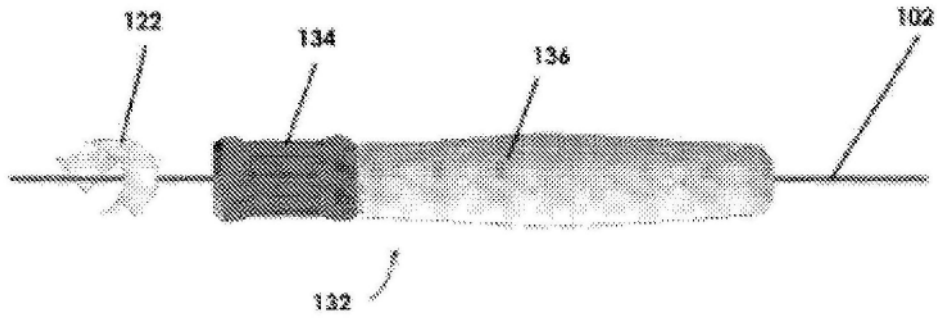


图8

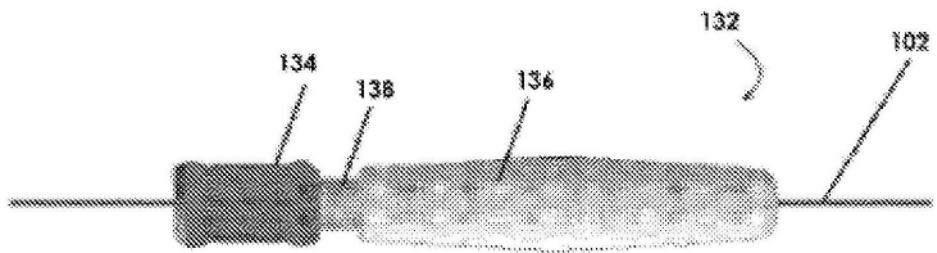


图9

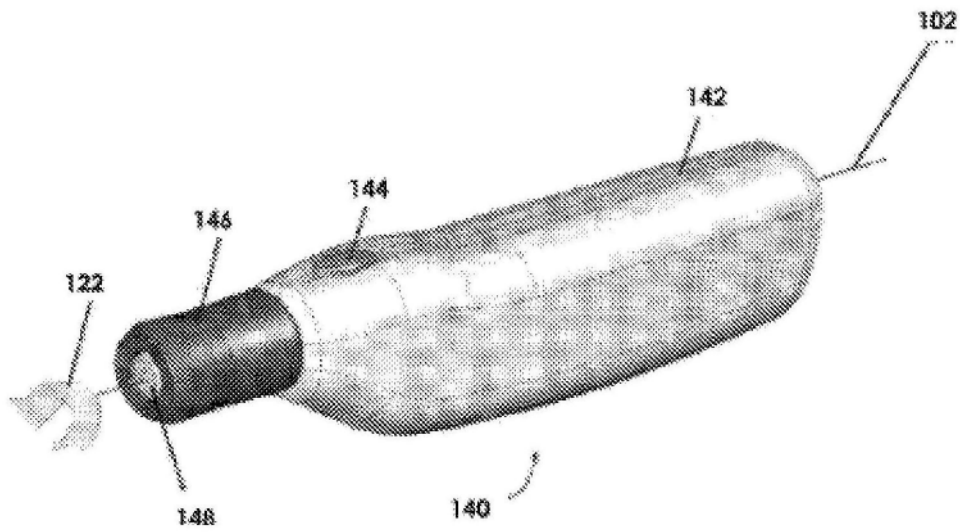


图10

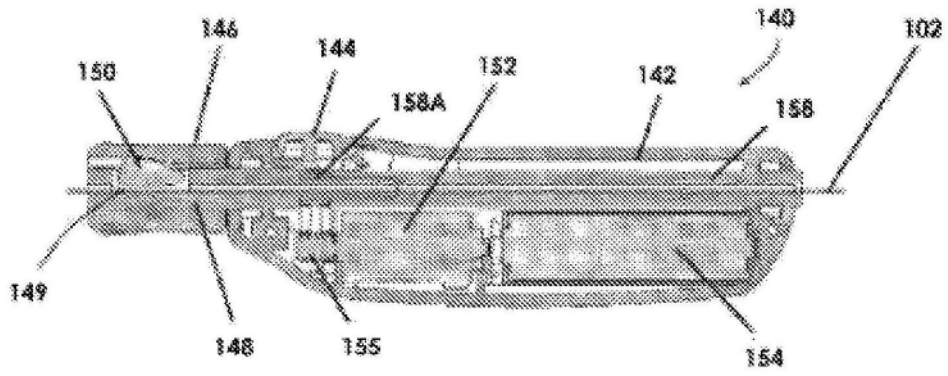


图11

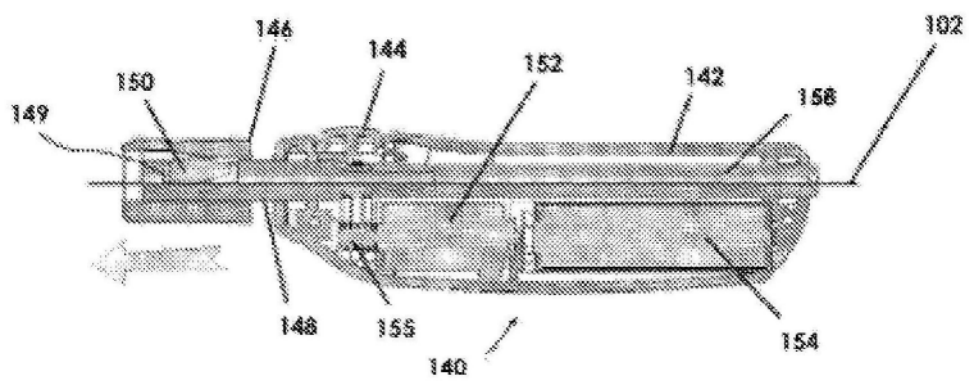


图12

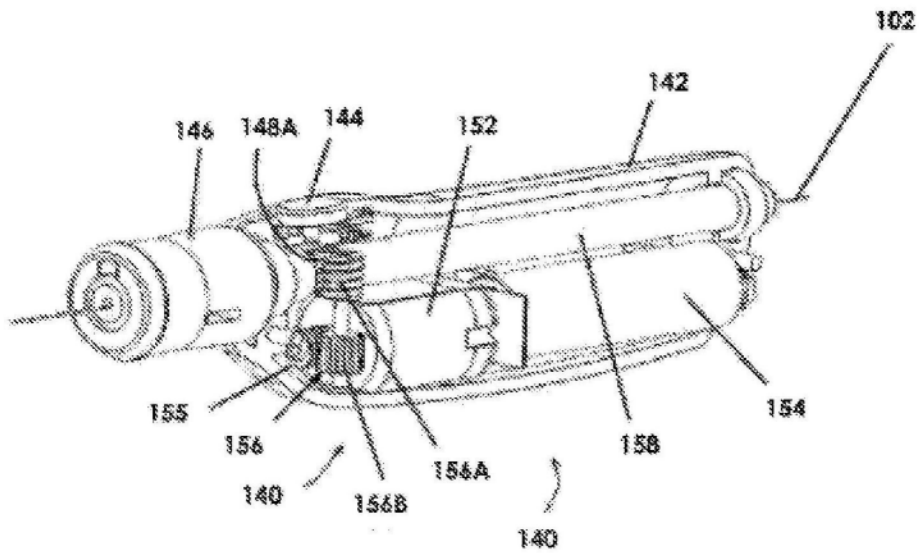


图13

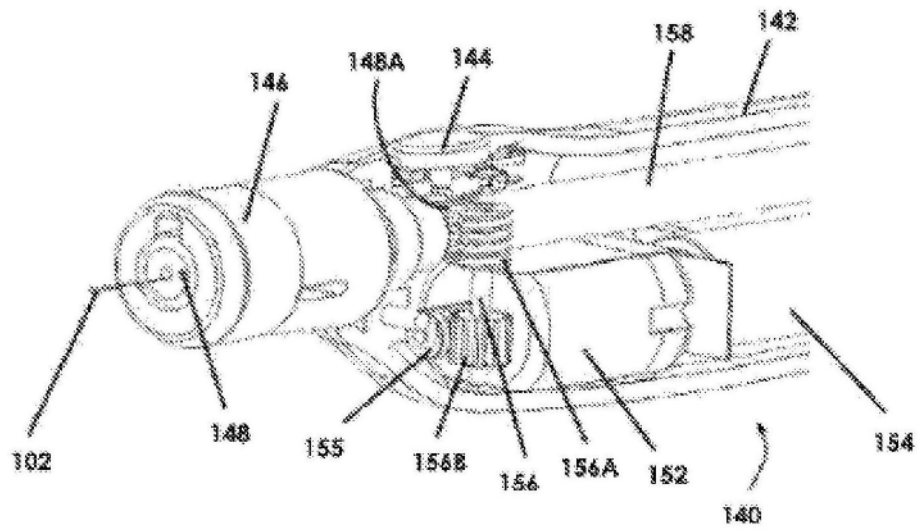


图14

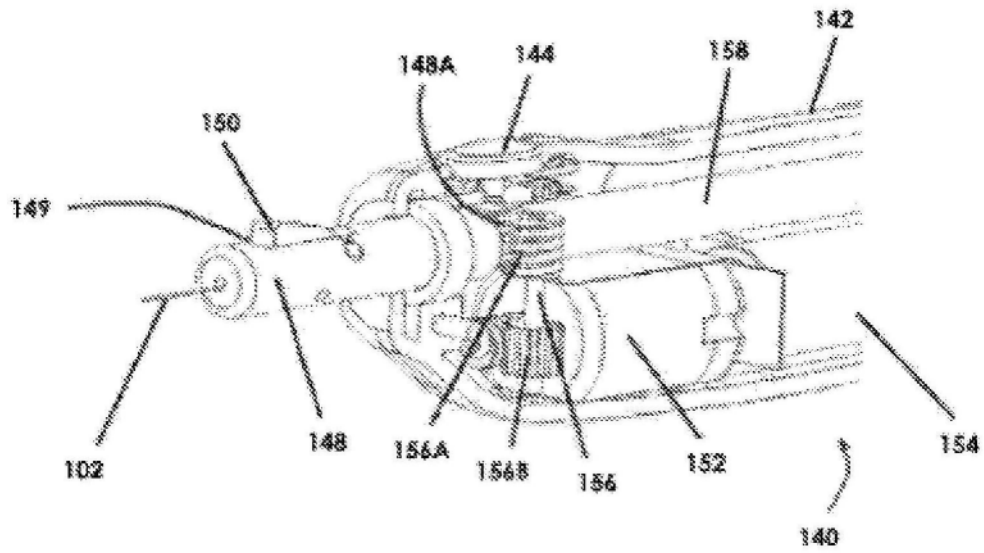


图15

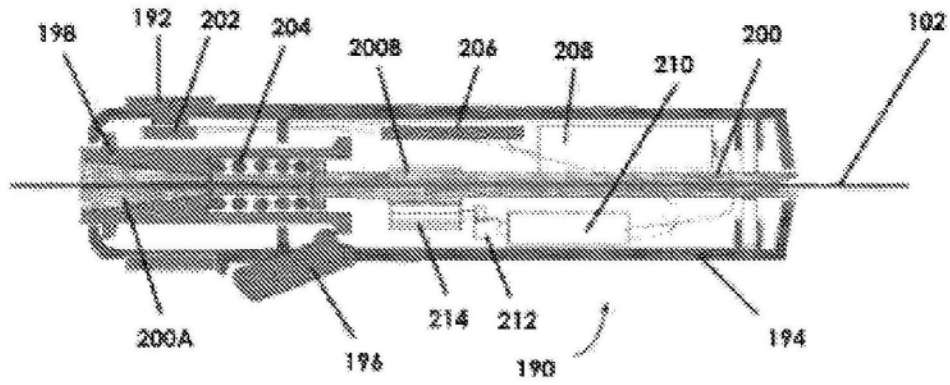


图19

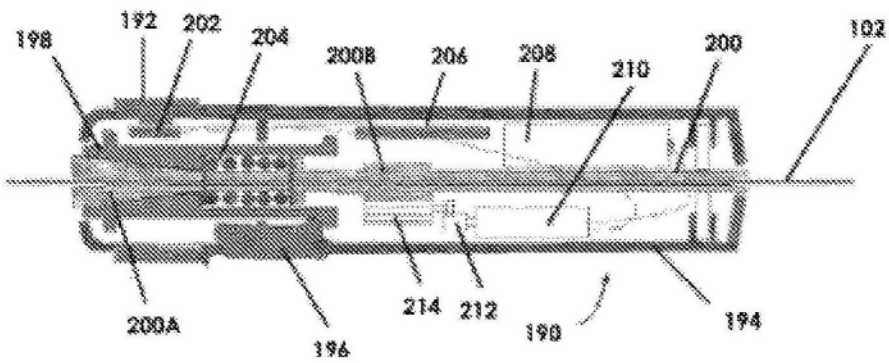


图20

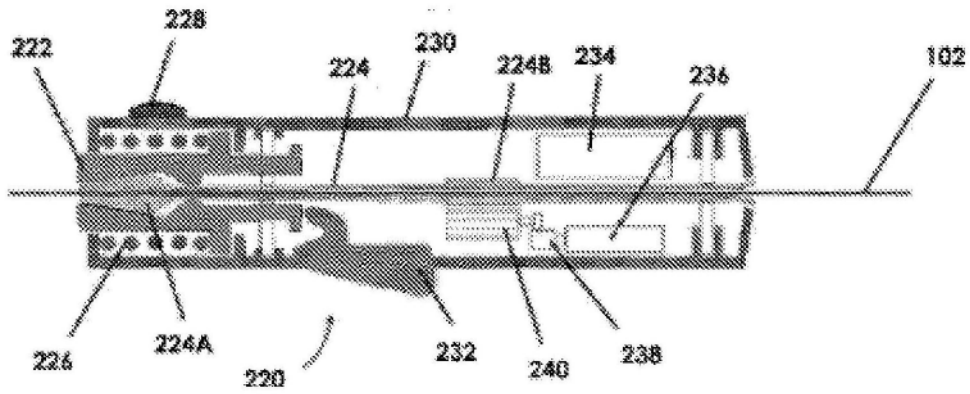


图21

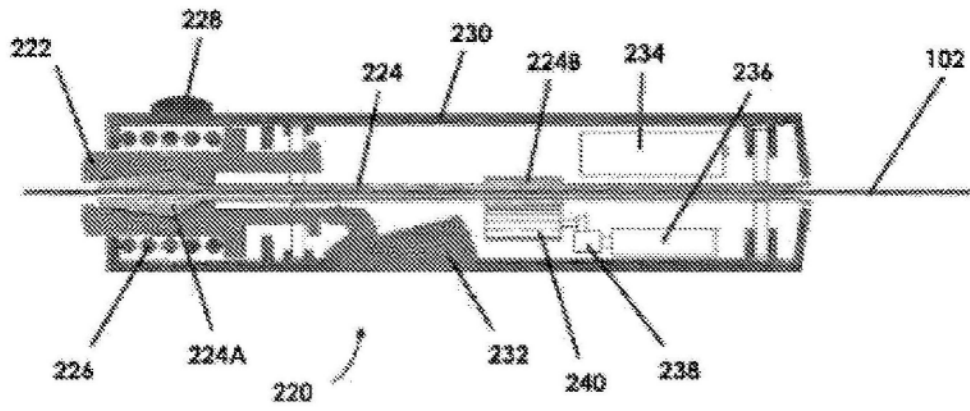


图22

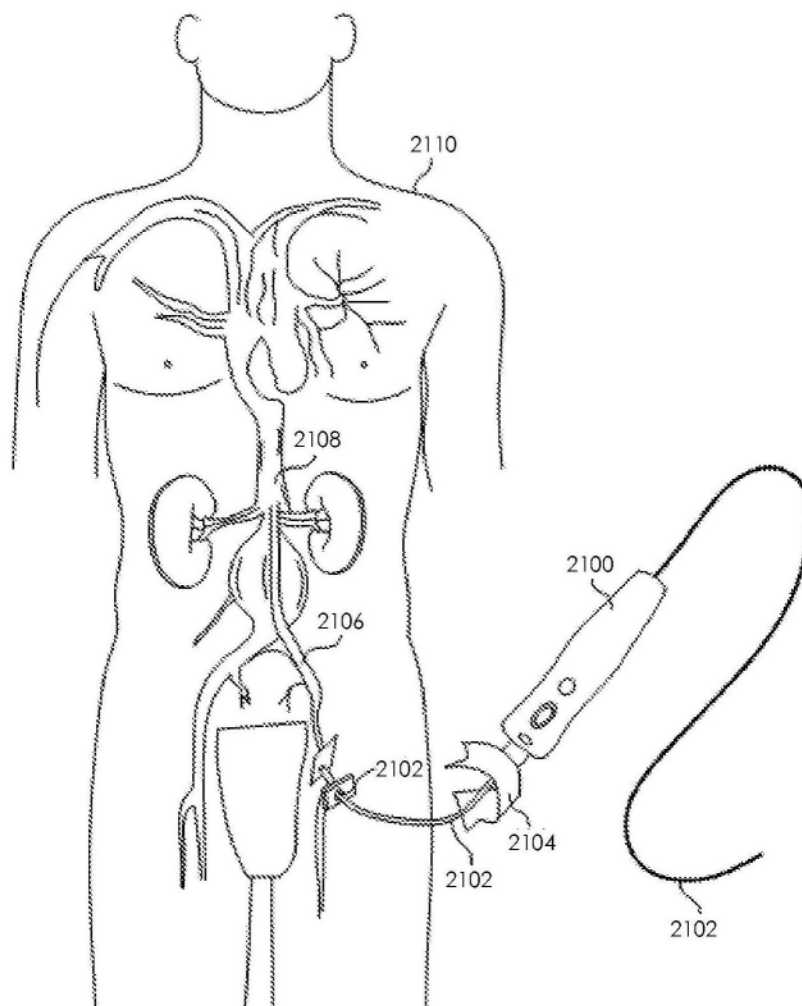


图23

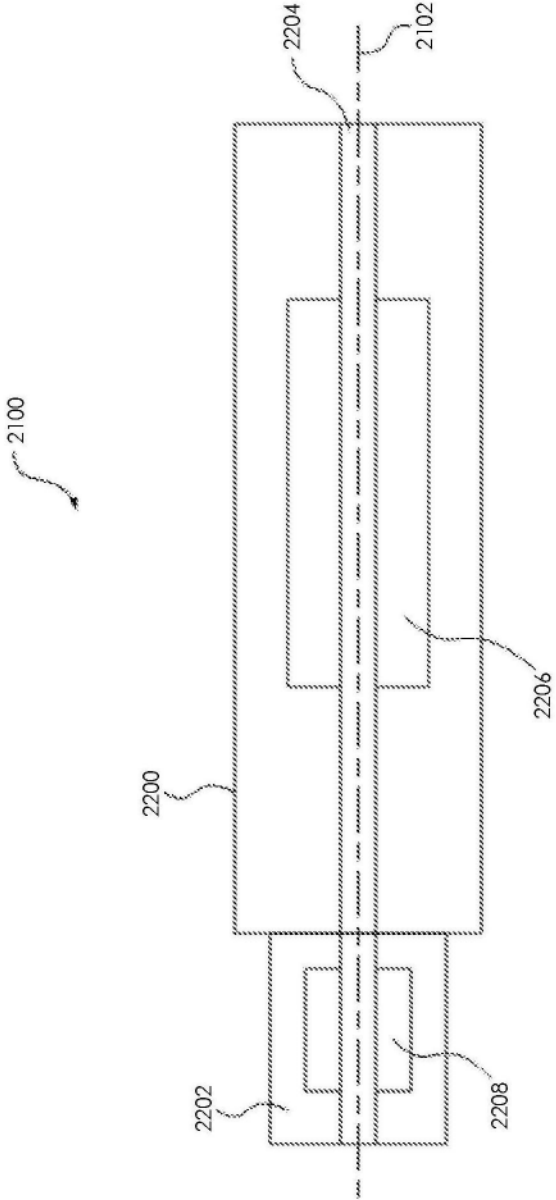


图24

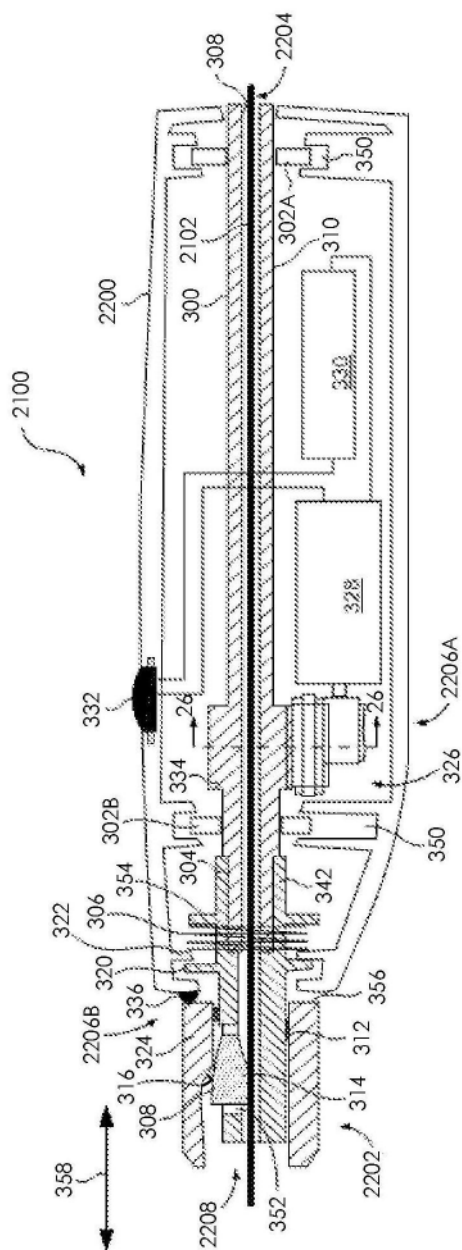


图25

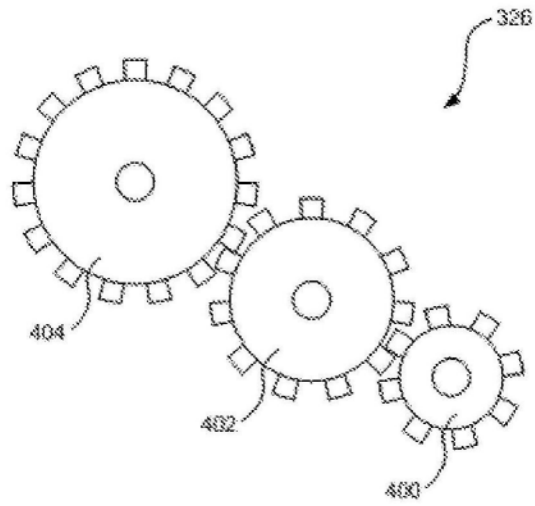


图26

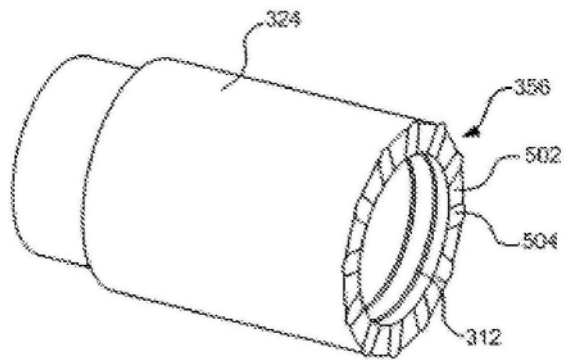


图27

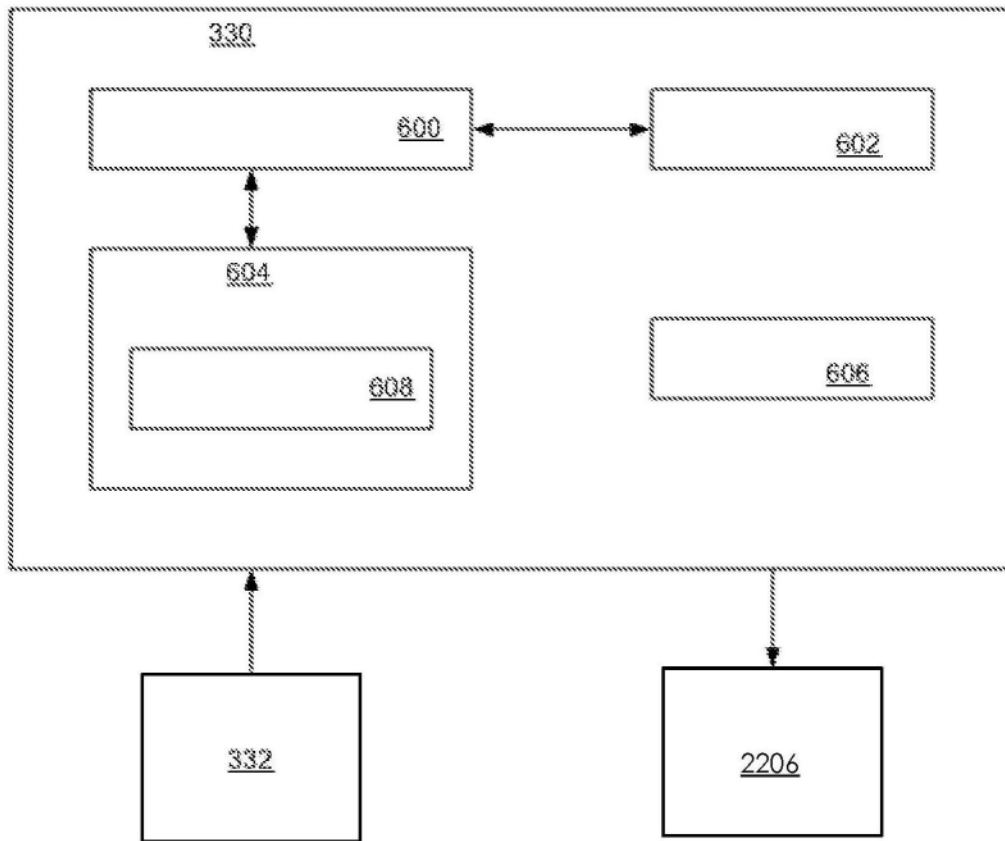


图28

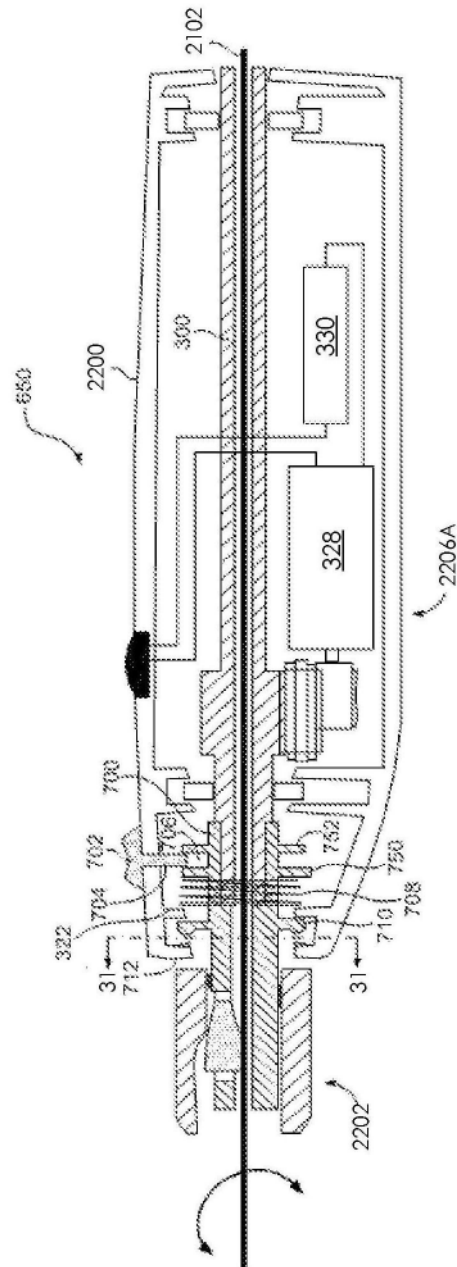


图29

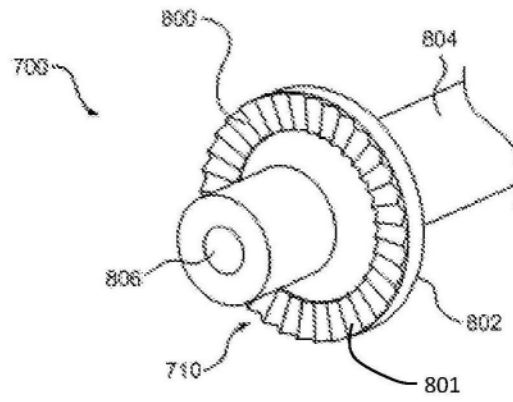


图30

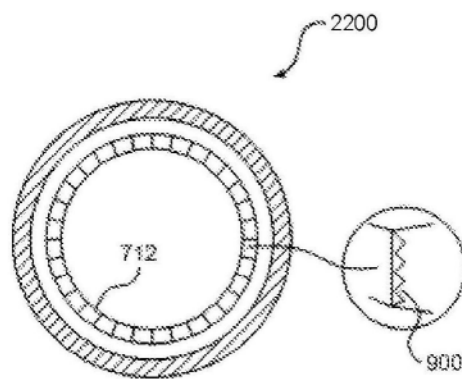


图31

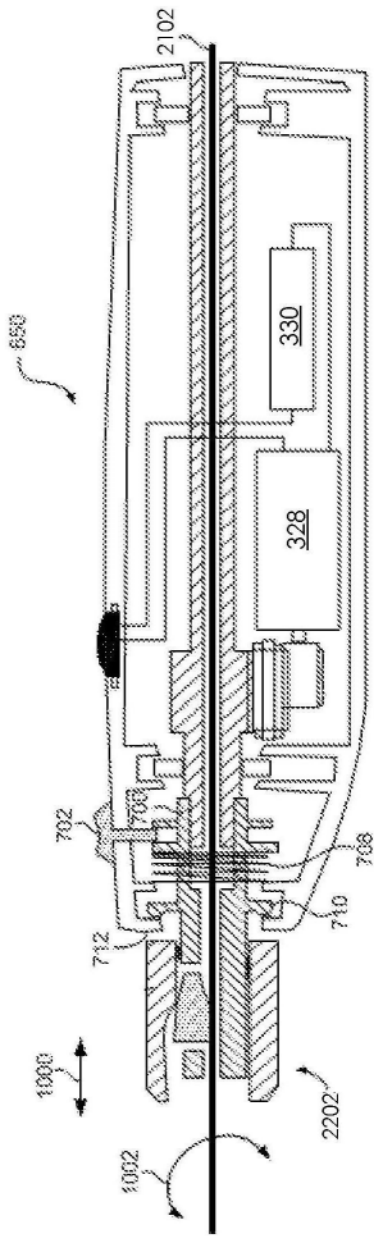


图32

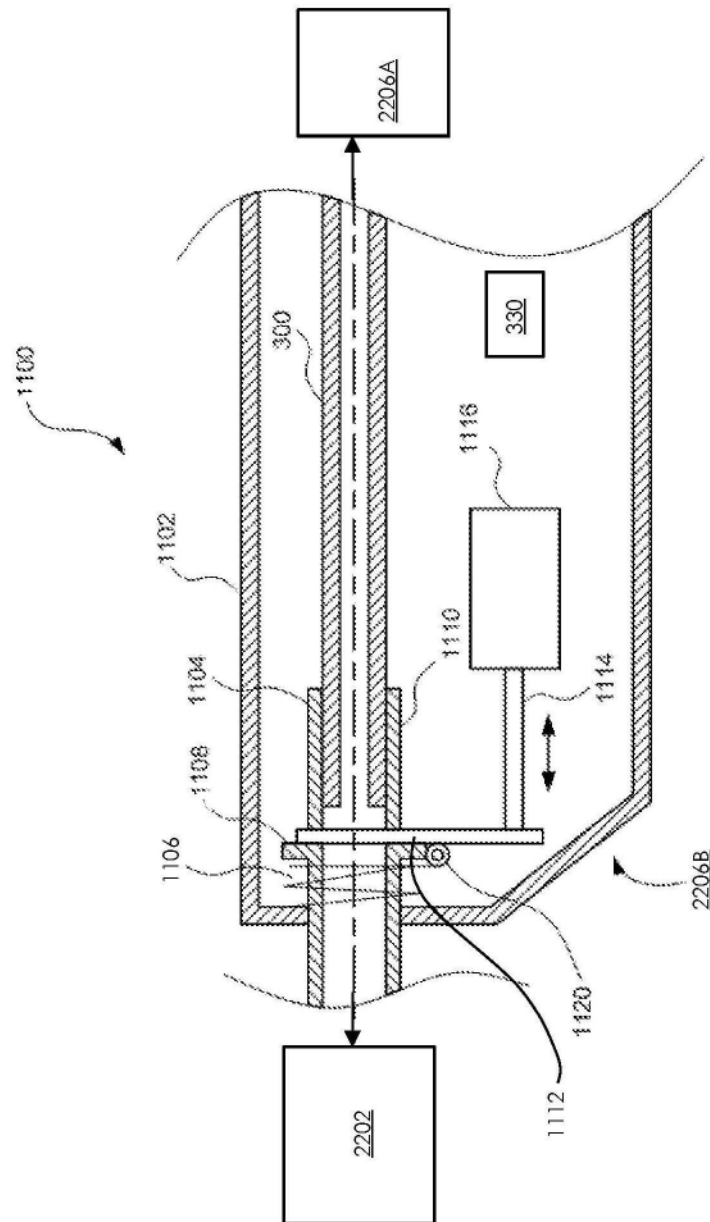


图33

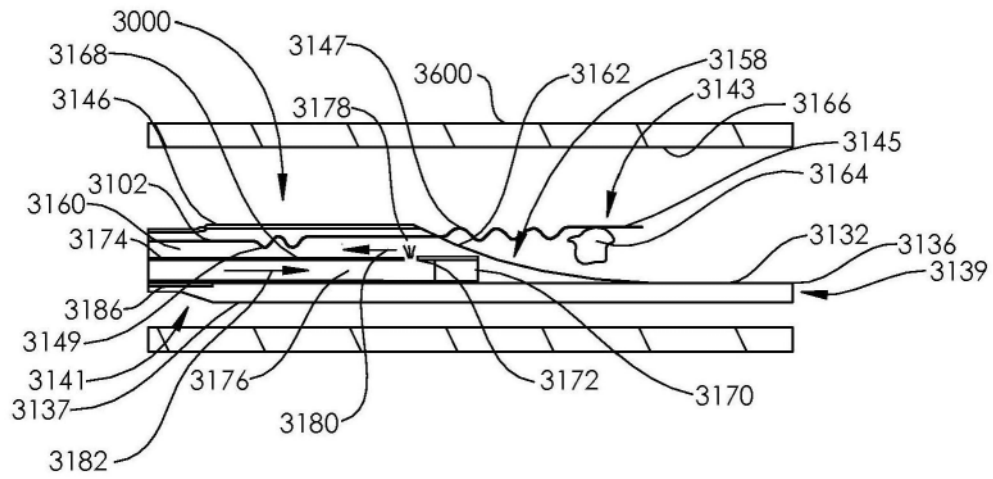


图34

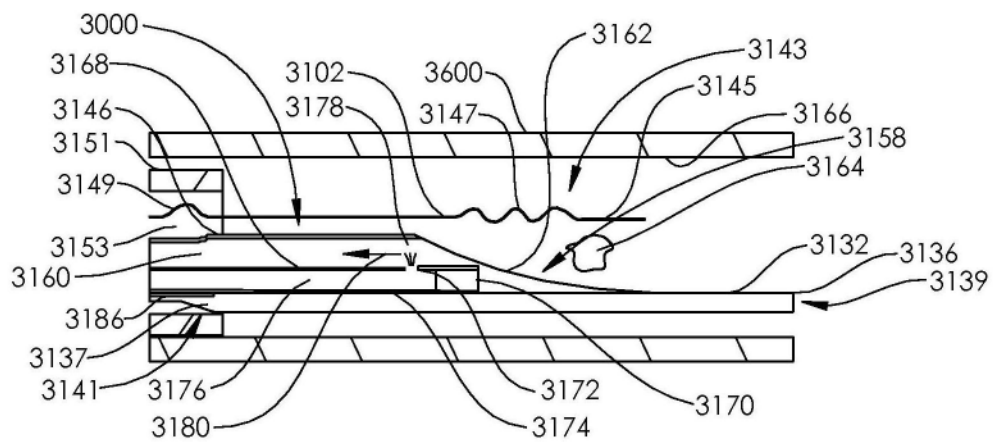


图35

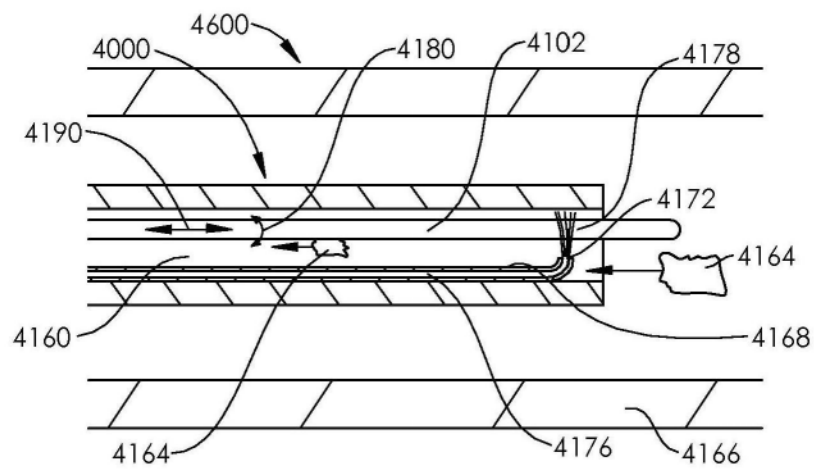


图36

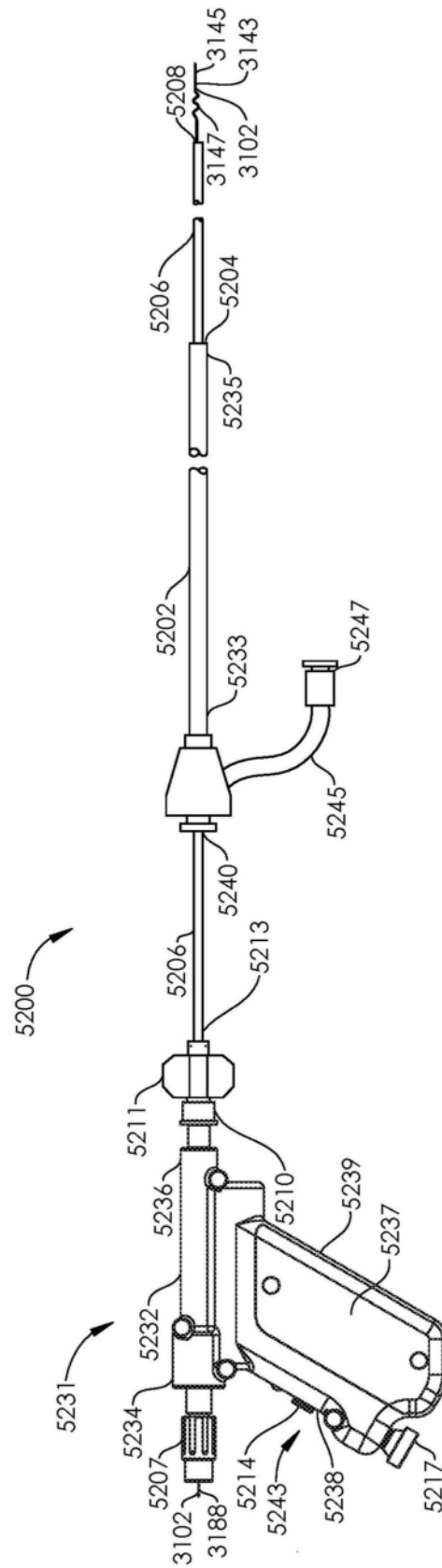


图37

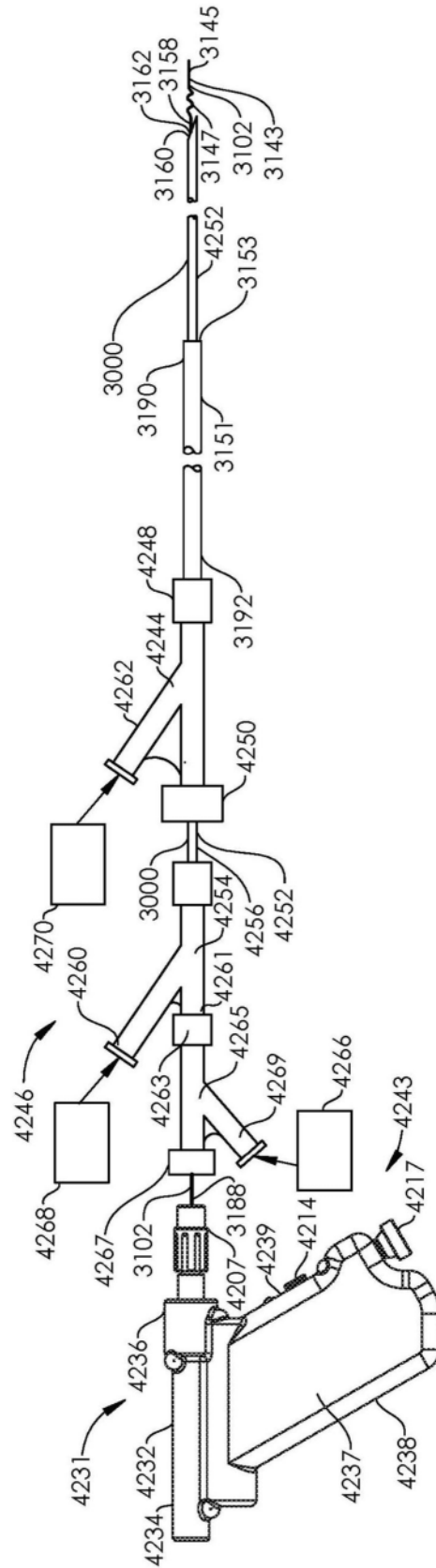


图38