



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109223247 A

(43)申请公布日 2019.01.18

(21)申请号 201811083015.3

(22)申请日 2013.08.08

(30)优先权数据

61/682,184 2012.08.10 US

61/769,719 2013.02.26 US

13/843,621 2013.03.15 US

(62)分案原申请数据

201380052898.0 2013.08.08

(71)申请人 阿特努斯技术有限公司

地址 美国马萨诸塞州

(72)发明人 赖安·J·卡希尔 斯科特·邓肯

凯文·G·康纳斯 威廉·格鲁伯

谢拉·塞拉 约翰·吉莱斯皮

(74)专利代理机构 北京英赛嘉华知识产权代理
有限责任公司 11204

代理人 王达佐 王艳春

(51)Int.Cl.

A61F 2/00(2006.01)

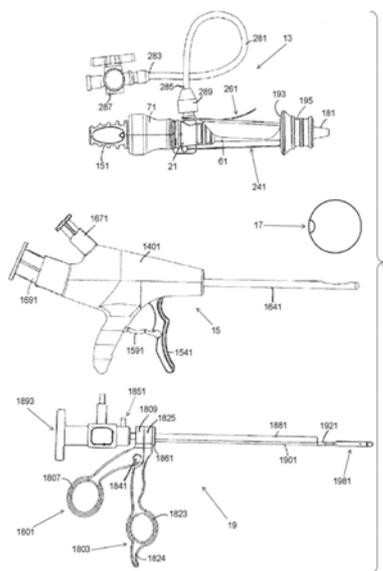
权利要求书1页 说明书72页 附图188页

(54)发明名称

用于执行医疗操作的系统

(57)摘要

根据一个实施方式,系统(11)用于治疗泌尿管疾病,并且可包括介入装置(13)、输送装置(15)、压力衰减装置(17)和移除装置(19)中的一个或多个。介入装置可用于创建通向如患者膀胱的解剖学结构的通路。输送装置可插入由介入装置创建的通路,并且可用于将压力衰减装置输送至解剖学结构。移除装置可插入由介入装置创建的通路,并且可用于观察膀胱和/或用于捕捉压力衰减装置、用于使压力衰减装置放空、和用于移除压力衰减装置。



1. 一种医疗设备,所述医疗设备包括可植入的可充填单元,其中,当内部压力增加30cmH₂O时,所述可充填单元的容积从零压力下的单元容积增加至少10%但小于80%。
2. 一种医疗设备,所述医疗设备包括可植入的可充填单元,其中,当内部压力增加15cmH₂O时,所述可充填单元的容积从零压力下的单元容积增加至少5%但小于80%。
3. 如权利要求1至2中任一项所述的医疗设备,其中,所述可充填单元的容积从零压力下的单元容积增加至少15%。
4. 如权利要求1至3中任一项所述的医疗设备,其中,所述可充填单元的容积从零压力下的单元容积增加小于50%。
5. 如权利要求1至4中任一项所述的医疗设备,其中,所述可充填单元具有约0.0001至约0.25英寸或者约0.0003至约0.005英寸的壁厚。
6. 如权利要求1至5中任一项所述的医疗设备,其中,所述可充填单元由硅树脂、聚氨酯、埃斯坦聚氨酯和热塑性聚氨酯中的一个或多个制成。
7. 如权利要求1至6中任一项所述的医疗设备,其中,所述可充填单元具有约0.1cc至约500cc的、或者约1cc至约180cc的、或者约10cc至约60cc的、或者约18ml、或者约30ml的初始容积。
8. 如权利要求1至7中任一项所述的医疗设备,还包括:充填媒体,所述充填媒体包括气体。
9. 如权利要求8所述的医疗设备,其中,所述充填媒体还包括液体。

用于执行医疗操作的系统

[0001] 本申请是于2015年4月9日进入中国国家阶段的、申请日为2013年8月8日、申请号为201380052898.0的中国专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及用于在身体的解剖学结构上执行医疗操作的方法及系统。这种医疗操作可涉及例如通过在身体的承受压力波的解剖学结构中植入可压缩的压力衰减装置而使身体的解剖学结构中的瞬态压力波衰减。

背景技术

[0003] 已知,压力波通过身体的各种解剖学结构中的不可压缩的流体传播。这些压力波可由身体内正常发生的事件诸如,心脏跳动、肺的呼吸、胃肠道的蠕动和身体肌肉的运动而引起。可选地,这些压力波可由诸如突发事件诸如咳嗽、大笑、对身体的外部创伤和身体相对于重力的运动而引起。在周围组织和器官的弹性(有时称为顺应性)降低时,这些压力波的传播增加。这些压力波具有许多不期望的影响,即,从不适到对器官和组织产生应力,到流体泄露,到肾衰竭,到中风,到心脏病发作,到失明。

[0004] 诸如尿频、尿急、尿失禁和膀胱炎的泌尿管疾病在美国以及全世界范围内为普遍问题,无论是生理上还是在心理上影响着所有年龄的人。尿主要由水构成并且在存在于人的膀胱内的典型的压力范围内实质上是不可压缩的流体。对于膀胱的正常排尿的膀胱内压与最大尿道压力之间的关系被非常好地限定。在正常排尿过程中,在逼尿肌收缩之前发生尿道的松弛以使膀胱内压超出尿道压力。

[0005] 膀胱内压失效经常导致响应于重力、肌肉活动或快速加速的容积性组织移位。涉及高尿频、高强度和短波长的事件的、膀胱与包含在膀胱中的尿的顺应性的缺乏导致了较高尿频压力波的最小流体性压力衰减并且导致了直接传输至膀胱颈和尿道的高膀胱内压,这可能或可能不导致逼尿肌收缩。在这些条件下,尿道可充当容积性压力释放机构,从而允许了成比例容积的流体脱离膀胱,从而将膀胱内压降低至可容忍水平。尿道具有最大尿道压力值,并且当膀胱内压超出最大尿道压力时,流体将脱离膀胱。在这些条件下,膀胱和/或膀胱颈和/或三角区中的神经感受器触发逼尿肌收缩,而逼尿肌收缩可以导致尿频或者尿急或者可以导致超出产生流体脱离膀胱的最大尿道压力的膀胱内压(压力性尿失禁)。

[0006] 对于遭受泌尿管疾病(例如,尿频、尿急、压力性和急迫性尿失禁和膀胱炎)的问题的绝大多数患者,膀胱机能障碍的原因和/或成因是整体动态膀胱顺应性的减少,而这相反于稳态膀胱顺应性的减少。这些患者可经常具有顺应于稳态条件但当遭受外部压力事件时变得非动态性顺应的膀胱,其中,外部压力事件具有例如小于5秒的短持续时间,或者在一些情况下小于0.5秒的短持续时间。膀胱的动态顺应性上的减少经常是因为老化、使用、扩张、产子和外伤而导致的。此外,与膈肌、胃和子宫(对于妇女)相关的膀胱的解剖学结构导致了在物理活动(例如,谈话、走路、笑、就坐、移动、转弯和翻身)过程中待施加在膀胱上的外部压力。对于遭受因缺乏膀胱中的动态顺应性的压力性尿失禁的患者,当膀胱内压超出

最大尿道压力时,发生泄漏。

[0007] 鉴于上述情况,已进行了抗击泌尿管疾病许多尝试。一种这样的尝试涉及内置导尿管的使用,其中,内置导尿管连接至具有位于导管上的夹持设备的收集袋。然而,内置导尿管具有许多缺点。例如,导管提供对于细菌或其他微生物直接通往膀胱中,而这存在着与内置导管相关联的感染风险。因此,内置导管仅可用于相对短期的情况。此外,内置导管和关联的收集袋对于大多数患者而言并不美观。

[0008] 已采用用于解决泌尿尿失禁的方案涉及修复性尿道阀的使用。一种已知的修复性尿道阀利用插入尿道的外侧周围的可充填套囊。修复性尿道阀还具有数个缺点。这些阀的一种缺点在于,它们典型地要求手术安装,并且这些阀中的一些必须在外部操作,并且因此依赖于人工干预。

[0009] 用于解决泌尿管疾病的尿道内阀的使用也是已知的。典型的尿道内阀还大体上要求人工干预。与典型的尿道内阀相关的另一种问题在于,阀可移位到膀胱中或者从尿道逐出。因为它们经常延伸至道中和/或具有设备的位于将用于微生物的通路提供到膀胱中的尿道外部的部分,所以还存在着与许多这种阀相关的感染风险。

[0010] 包括直肠、阴道内和外部种类的电刺激治疗以用于协调肌肉以及刺激支承膀胱和尿道的神经。然而,这种类型的治疗要求漫长且众多的治疗,并且当治疗被停止时衍生自治疗的任何好处通常会减小。

[0011] 当前尿失禁的外科手术通常着重于扩大尿道流动阻力。这种外科手术治疗典型地包括膀胱颈悬浮液和散装(胶原蛋白)注射液。虽然这些手术可对某些患者是临床有效的,但是问题包括广泛变化的临床结果、相对高的成本来执行以及与外科手术相关的潜在并发症。此外,这种外科手术的效果可能是短暂的。

[0012] 药物治疗还存在于大量泌尿管条件,包括过于活跃的膀胱。这些药物包括口服药(系统性)和直接输送至膀胱中的药物。不幸的是,这些药物通常遭受副作用、缺乏疗效和高发病率。尤其是,口服药通常不提供病状的立即缓解并且包括副作用,例如,口干和便秘。直接输送至膀胱中的药物一般要求在临床上适当的时候引入治疗剂的连续或间歇性导尿。

[0013] 正如可理解的那样,上面描述的治疗方法或者是着重于扩大尿道流动阻力,所有尿道流动的停止或吸收,或者是将逼尿肌释放至最小的不期望的收缩。这些治疗方法的缺点很多,并且包括:对于操作和/或保持设备所需的患者交互的超高水平,特别是对上了年纪的患者和对于身体上或精神上受惠的患者;有限的临床疗效;受限的尿流出;患者不适和副作用;与所使用的设备相关的尿道和膀胱感染;以及相比于非临床方案(尿布、垫片等)而言相对昂贵的成本。

[0014] 因此,对于上面描述的那些方案的可替代方案已植入膀胱中的可压缩的压力衰减器,以降低膀胱内压。这种方案公开在例如下面的文献中,所有这些文献通过引用并入本文:Matsuura等人的于2004年1月27日提交的第6,682,473号美国专利;Connors等人的于2006年7月11日提交的第7,074,178号美国专利;以及Gillespie, Jr.等人的于2010年9月2日公开的2010/0222802号美国专利申请公开。根据上述方案的一个方面,可压缩设备在压实状态下经由患者的尿道插入患者的膀胱中,并且一旦进入膀胱中,可压缩设备通过例如用大气的充填而膨胀。输送系统可用于经由尿道输送可压缩设备并至膀胱中,并且还可用于使可压缩设备从其压实状态膨胀至其膨胀状态,并且一旦膨胀则使可压缩设备从输送

系统展开。若期望可压缩设备的移除或更换,则移除系统可用于将可压缩设备经由尿道从膀胱移除。

[0015] 虽然上述的可植入、可压缩的压力衰减器已在治疗泌尿管疾病时取得了一些成功,但是本发明人已确认改进与设备、其引入患者中、其在患者内的膨胀和部署、以及其从患者的移除相关的某些领域。

发明内容

[0016] 本公开的目的在于提供用于在身体的解剖学结构上进行医疗程序的方法和系统。医疗程序可被执行例如以衰减解剖学结构中的瞬态压力波并且可涉及例如将可压缩的压力衰减器植入承受这种压力波的解剖学结构中。这种方法和系统可用于(但不限于)治疗泌尿管疾病。

[0017] 系统可包括以下中的一个或多个:介入设备(access device)、治疗性或诊断性物体、输送设备和移除设备。介入设备可用于创建通向解剖学结构的通路,例如,对于患者膀胱的经尿道通路。治疗性或诊断性物体可为可充填设备并且可为例如压力衰减器。输送设备可用于将治疗性或诊断性物体输送至解剖学结构。这种物体可为例如可在压实或放空状态下输送至解剖学结构并且随后被充填且从输送设备释放的压力衰减器。移除设备可用于查看解剖学结构。此外,在输送至解剖学结构的物体为可充填压力衰减器的情况下,移除设备还可用于捕捉压力衰减器、放空压力衰减器、以及从解剖学结构移除压力衰减器。

[0018] 根据一些实施方式,介入设备可包括具有流体控制系统的把手、长型管状主体、第一管和第二管。长型管状主体可从把手朝着远侧延伸,并且具有近侧端部、远侧端部和中央管腔,并且中央管腔从近侧端部处的近侧开口延伸至远侧端部处的远侧开口,并且中央管腔配置成提供通向解剖学结构的入口。第一管和第二管可与管腔相同而不阻塞远侧开口的近侧。流体控制系统可以操作成手动控制流体流动通过第一管和第二管,流体控制系统可在至少三个位置之间移动以1)同时关闭第一管和第二管、2)仅关闭第一管、以及3)仅关闭第二管,而不阻塞中央管腔。

[0019] 在一些实施方式中,介入设备可具有配置为单手操作的流体流入和流出管理。流体控制系统可包括包括杆,杆位于把手上并且配置为通过足以用把持把手的同一只手的手指头到达三个位置中的每个位置的角度范围、相对于纵向轴线的角度旋转。

[0020] 根据一些实施方式,介入设备可具有锁定翻转套管。介入设备可包括:把手;长型管状主体,从把手朝着远侧延伸,并且具有近侧端部、远侧端部和中央管腔;套管式闭塞器,可移除地承载在管腔内;单向滑环;以及翻转套管。单向滑环可环绕管状主体并且可相对于管状主体轴向滑动,滑环包括向内且朝着远侧延伸的至少一个凸起,至少一个凸起与管状主体接合并配置成在允许向近侧运动的同时限制滑环相对于管状主体的向远侧运动;以及翻转套管可起初在管状主体的远侧端部周围从闭塞器的套管延伸并至由管状主体承载的滑环,其中,滑环的向近侧运动使翻转套管退出闭塞器并且到达管状主体的外侧上方。

[0021] 在一些实施方式中,介入设备可提供对于患者内的解剖学结构的入口。介入设备可包括长型护套或套管,长型护套包括近侧端部、远侧端部和纵向通道。介入设备还可包括闭塞器,闭塞器可以可移除地安装在长型护套的纵向通道内。

[0022] 在一些实施方式中,介入设备可包括壳体组件、护套组件和流体控制系统中的一

个或多个。壳体组件可包括一个或多个壳体结构,一个或多个壳体结构限定用于介入设备的主体。

[0023] 根据一个方面,提供了在用于提供通向患者内的解剖学结构的通道的介入设备。介入设备可包括:(a)长型护套,长型护套包括通道;(b)闭塞器,闭塞器可插入长型护套的通道中;以及(c)锁定机构,用于将闭塞器选择性地锁定在长型护套的通道内。

[0024] 根据另一方面,提供了用于提供通向患者内的解剖学结构的通道的介入设备。介入设备可包括:(a)长型护套,长型护套包括护套通道;(b)闭塞器,闭塞器可插入长型护套的护套通道中,闭塞器包括闭塞器通道;以及(c)闭塞器把手,闭塞器把手固定至闭塞器的近侧端部,闭塞器把手包括把手通道,把手通道与闭塞器通道流体连通。

[0025] 在一些实施方式中,介入设备可包括用于将柔性套管定位在介入通道中的系统。柔性套管可用于保护介入通道和/或患者中的身体组织。例如,在一些实施方式中,闭塞器可包括腔,并且套管可定位在腔中的第一位置中并且可定位在腔外部的第二位置中。闭塞器的远侧端部还可定位成朝着远侧超过长型护套的远侧端部。在一些实施方式中,滑环可连接至套管以使套管在第一位置与第二位置之间移动。

[0026] 根据一个方面,提供了用于提供通向患者内的解剖学结构的通道的介入设备。介入设备可包括:(a)长型护套,长型护套包括近侧端部、远侧端部和纵向通道;(b)闭塞器,闭塞器可移除地安装在长型护套的纵向通道内,闭塞器包括近侧端部、远侧端部和腔,闭塞器的远侧端部可定位成朝着远侧超出长型护套的远侧端部;(c)滑环,滑环可滑动地安装在长型护套周围;以及(d)柔性套管,柔性套管包括近侧端部、远侧端部和纵向通道,柔性套管的近侧端部联接至滑环,柔性套管的远侧端部可定位在闭塞器的腔内。

[0027] 在一些实施方式中,除了长型护套以外,介入设备可包括第一流体管道、第二流体管道和用于控制第一流体管道与长型护套之间的流体连通以及第二流体管道与长型护套之间的流体连通的阀机构。第一流体管道可用于将流体输送至长型护套以输送至患者,第二流体管道可用于经由长型护套从患者排出流体。阀机构可包括凸轮,凸轮可定位在使第一流体管道由凸轮挤压关闭并且使第二流体管道保持打开的第一位置中,定位在使第二流体管道由凸轮挤压关闭并且使第一流体管道保持打开的第二位置,以及定位在使第一流体管道和第二流体管道同时由凸轮挤压关闭。凸轮可附加地定位在使第一流体管道和第二流体管道同时保持打开的第四位置中。凸轮可构成为不仅仅对第一流体管道和第二流体管道中的每个提供完全开启状态和完全关闭状态。更具体地,凸轮可构成为附加地包括具有在完全开启状态与完全关闭状态之间以相等或不等增量变化的流速的、有限数量或无限数量(即,连续可调节)的中间位置。

[0028] 根据另一方面,可提供在将治疗性和/或诊断性物体(例如,可充填压力衰减器)输送至患者内的解剖学结构时使用的输送设备。输送设备可包括输送管、充填管、释放机构等等。在一些实施方式中,输送设备可包括:(a)壳体;(b)管,从壳体的远侧端部延伸,管具有近侧端部、远侧端部和至少一个纵向通道;(c)第一流体供给部,第一流体供给部包括一定容积的第一流体;(d)第二流体供给部,第二流体供给部包括一定容积的第二流体;以及(e)连接系统,连接系统将第一流体供给部和第二流体供给部中的每个连接至管的至少一个纵向通道。

[0029] 根据另一个方面,可提供用于将可充填医疗设备(例如,可充填压力衰减器)输送

至患者内的解剖学结构的输送设备。输送设备可包括：(a) 壳体；(b) 充填管，从壳体的远侧端部延伸，充填管具有近侧端部、远侧端部和纵向通道，充填管的远侧端部可插入可充填医疗设备以用于将至少一种充填介质输送至可充填医疗设备；以及(c) 推离构件，相对于充填管可滑动地安装，推离构件包括远侧端部，远侧端部朝着远侧可滑动经过充填管的远侧端部以使充填管从可充填医疗设备脱离。

[0030] 根据另一个方面，可提供用于将可充填医疗设备（例如，可充填压力衰减器）输送至患者内的解剖学结构的输送设备。输送设备可包括：(a) 壳体；(b) 充填管，从壳体延伸，充填管包括适于联接至可充填医疗设备的远侧端部；以及(c) 脱离构件，用于使充填管的远侧端部从可充填医疗设备脱离，(d) 其中，壳体标记有传达操作输送设备的的一系列步骤的标记。

[0031] 根据另一个方面，可提供用于将可充填医疗设备（例如，可充填压力衰减器）输送至患者内的解剖学结构的输送设备。输送设备可包括：(a) 壳体，壳体包括第一开口、第二开口和第三开口；(b) 扳机，扳机枢转地安装在壳体上；(c) 充填管，延伸通过壳体的第二开口，充填管具有近侧端部、远侧端部和至少一个纵向通道，充填管的远侧端部从壳体的第二开口朝着远侧延伸并且可插入医疗设备以将至少一种充填介质输送至医疗设备；(d) 推离构件，联接至扳机并且相对于充填管可滑动地安装，推离构件包括远侧端部，远侧端部朝着远侧可滑动经过充填管的远侧端部以使充填管从医疗设备脱离；(e) 第一注射器，第一注射器安装在壳体的第一开口内并且包括一定容积的第一充填介质，第一充填介质为例如空气，第一注射器适于连接至充填管的至少一个纵向通道；以及(f) 第二注射器，第二注射器安装在壳体的第三开口内并且包括一定容积的第二充填介质，第二充填介质为例如至少一种高蒸汽压介质，例如，至少一种液体全氟碳，第二注射器适于连接至充填管的至少一个纵向通道。壳体还可标记有传达操作输送设备的一系列步骤的标记。

[0032] 根据另一发明，提供了用于将医疗设备输送至患者内的解剖学结构的输送设备。输送设备可包括：(a) 导管，导管具有通道和窗，通道被定尺寸以接收医疗设备，窗与通道相通并且被定尺寸以供所述医疗设备从中通过；以及(b) 盖，可滑动地安装在导管上方以选择性地覆盖和不覆盖窗。

[0033] 根据另一方面，可提供套件。套件可包括：(a) 密封隔间；(b) 支承件，布置在密封隔间内；(c) 输送设备，布置在密封隔间内并且安装在支承件上，输送设备包括(i) 壳体；(ii) 充填阀，从壳体的远侧端部延伸，充填阀包括远侧端部；(iii) 推离构件，相对于充填阀可滑动地安装，推离构件包括远侧端部，远侧端部朝着远侧可滑动经过充填阀的远侧端部；以及(iv) 导管，从壳体的远侧端部延伸，导管安装在推离构件周围并且朝着远侧延伸超过充填阀的远侧端部，导管包括位于充填阀的远侧端部近侧的窗；(d) 可充填医疗设备，可充填医疗设备通过在放空且折叠状态下布置在导管内并且安装在充填阀的远侧端部上以从其接收流体；以及(e) 注射器，布置在密封隔间内并且安装在与输送设备相隔开的支承件上，注射器包含待被注入可充填医疗设备中一定容积的充填介质（例如，空气）；(f) 其中，密封隔间、支承件、输送设备、可充填医疗设备和注射器中的所有均通过相同的杀菌技术来杀菌，杀菌技术可为例如伽玛辐射杀菌、环氧乙烷杀菌或电子束杀菌。

[0034] 根据另一方面，可提供输送设备与可充填医疗设备的组合。输送设备可包括壳体、充填阀、推离构件和导管。充填阀可从壳体的远侧端部延伸。充填阀可包括远侧端部。推离

构件可相对于充填阀可滑动地安装,并且推离构件可包括远侧端部,远侧端部朝着远侧可滑动经过充填阀的远侧端部。导管可从壳体的远侧端部延伸,并且导管可定位在推离构件周围并且可朝着远侧延伸超过充填阀的远侧端部。导管可包括对准充填阀的远侧端部的窗。可充填医疗设备可通过在放空且折叠状态下布置在导管内并且可安装在充填阀的远侧端部上以从其接收流体。

[0035] 根据另一方面,可提供可充填医疗设备。可充填医疗设备可包括(a)可充填单元,可充填单元包括开口,其中,可充填单元为无缝的;以及(b)流体阀,安装在可充填单元的开口中。

[0036] 根据另一方面,可提供可充填医疗设备。可充填医疗设备可包括(a)可充填单元,可充填单元包括开口;以及(b)流体阀,安装在可充填单元的开口中,其中,流体阀包括近端部、中间部和远端部,中间部呈大体圆柱形形状,并且远端部为大体平坦的。

[0037] 根据另一方面,可提供医疗设备。医疗设备可包括可植入的可充填单元,其中,可充填单元的超过95%的外表面为连续弧形,并且可充填单元的小于5%的外表面不为连续弧形。

[0038] 根据另一方面,可提供医疗设备。医疗设备可包括可植入的可充填单元,其中,用于可充填单元的外表面的连续弧形表面区域与非弧形表面区域的比例为约100:1至1500:1。

[0039] 根据另一方面,可提供医疗设备。医疗设备可包括可植入的可充填单元,可充填单元包括球茎部分和尾部分,其中,球茎部分的外表面的最大直径与尾部分的内径的比例为约6:1至20:1。

[0040] 根据另一方面,可提供移除设备。移除设备可包括至少一个可手动致动构件;以及至少一个可移动臂或颞部,至少一个可移动颞部可通过至少一个可手动致动构件的致动而操作。

[0041] 根据另一方面,可提供移除设备。移除设备可包括:(a)至少一个可手动致动构件;(b)至少两个颞部,至少两个颞部中的至少一个可通过至少一个可手动致动构件的致动而移动;(c)膀胱镜,膀胱镜定位成实现至少两个颞部的阻塞,其中,膀胱镜为广角膀胱镜。

[0042] 根据另一方面,可提供移除设备。移除设备可包括:(a)至少一个可手动致动构件;(b)至少两个颞部,至少两个颞部中的至少一个可通过致动至少一个可手动致动构件而移动,其中,至少两个颞部中的至少一个包括握持构件(例如,齿)以牢固地保持待被移除的物体,并且其中,至少两个颞部中的至少一个包括刺穿构件(例如,刀片、剪刀、针、钩等)以刺穿待被移除的物体。

[0043] 根据另一方面,可提供在治疗患者时使用的系统。系统可包括:(a)在用于提供对于患者内的解剖学结构的入口的介入设备,介入设备包括长型护套和可移除地安装在长型护套内的闭塞器;(b)压力衰减器;以及(c)输送设备,输送设备包括导管,导管可移除地插入介入设备的长型护套并至解剖学结构中,压力衰减器布置在输送设备的导管内。

[0044] 根据另一方面,可提供治疗患者的方法。方法可包括以下步骤:(a)提供介入设备,介入设备包括长型护套和可移除地安装在长型护套内的闭塞器;(b)将介入设备的远侧端部插入患者内的解剖学结构中,使介入设备的近侧端部保持在患者的外部;(c)从患者抽出闭塞器,从而创建了对于解剖学结构的通路;以及(d)将压力衰减器经由通路输送至解剖学

结构。

[0045] 根据一个实施方式,一种介入设备包括:把手,包括流体控制系统;长型管状主体,从所述把手朝着远侧延伸,并且具有近侧端部、远侧端部和中央管腔,所述中央管腔从所述近侧端部处的近侧开口延伸至所述远侧端部处的远侧开口,并且所述中央管腔配置成提供通向解剖学结构的通路;第一管,与所述中央管腔连通,而不阻塞所述近侧开口或所述远侧开口;以及第二管,与所述中央管腔连通,而不阻塞所述近侧开口或所述远侧开口;其中,所述流体控制系统可操作成手动控制流体流动通过所述第一管和所述第二管,所述流体控制系统能够在至少三个位置之间移动以1)同时关闭所述第一管和所述第二管,2)仅关闭所述第一管,以及3)仅关闭所述第二管,而不阻塞所述中央管腔。

[0046] 在一些实施方式中,流体控制系统还可包括凸轮,所述凸轮配置成与所述第一管和/或所述第二管接触并且打开或关闭所述第一管和/或所述第二管。所述流体控制系统还可包括杆,所述杆位于所述把手上以用于控制所述流体控制系统,其中,所述杆配置成能够通过同时保持所述把手的手在所述三个位置之间进行调节。所述杆可配置成能够通过所述三个位置之间的、小于或等于约90、60、45、40、30、20或10度的角度范围进行调节。两个位置之间的角度范围可小于或等于约45、30、20、15、10或5度。介入设备还可包括:可密封介入端阀,所述可密封介入端阀位于所述中央管腔中且位于所述第一管和所述第二管的近侧。介入设备还可包括:柔性管状套管,所述柔性管状套管由所述管状主体可移除地承载。介入设备还可包括滑环,所述滑环附接至所述柔性管状套管并且能够相对于所述管状主体轴向滑动。当所述滑环处于远侧位置时,所述柔性管状套管可部分地包含在所述中央管腔内,并且所述滑环的向近侧收回使柔性管从所述中央管腔的所述远侧端部翻出。介入设备还可包括套管式闭塞器,所述套管式闭塞器定位在所述中央管腔内,使得在所述滑环处于所述远侧位置时,所述柔性套管的至少一部分定位在所述闭塞器内。所述滑环可包括向内且朝着远侧延伸的至少一个凸起,所述至少一个凸起与所述管状主体接合并配置成在允许向近侧收回的同时限制所述滑环相对于所述管状主体的向远侧轴向滑动运动。

[0047] 根据一个实施方式,一种介入设备具有配置为单手操作的流体流入和流出管理,所述介入设备包括:把手,包括流体控制系统;长型管状主体,沿着纵向轴线从所述把手轴向延伸,并且具有近侧端部、远侧端部和中央管腔,所述中央管腔从所述近侧端部处的近侧开口延伸至所述远侧端部处的远侧开口,并且所述中央管腔配置成提供通向解剖学结构的通路;第一管,与所述中央管腔连通,而不阻塞所述近侧开口或所述远侧开口;以及第二管,与所述中央管腔连通,而不阻塞所述近侧开口或所述远侧开口;其中,所述流体控制系统可操作成手动控制流体流动通过所述第一管和所述第二管,所述流体控制系统能够在至少三个位置之间移动以1)同时关闭所述第一管和所述第二管,2)仅关闭所述第一管,以及3)仅关闭所述第二管,而不阻塞所述中央管腔,所述流体控制系统包括杆,所述杆位于所述把手上、并且配置为相对于所述纵向轴线角旋转通过足以用保持所述把手的同一只手的手指到达所述三个位置中的每个位置的角度范围。

[0048] 在一些实施方式中,所述角度范围可小于或等于约90、60、45、40、30、20或10度。两个位置之间的角度可范围小于或等于约45、30、20、15、10或5度。所述流体控制系统还可包括凸轮,所述凸轮配置成与所述第一管和/或所述第二管接触并且打开或关闭所述第一管和/或所述第二管。介入设备还可包括可密封介入端阀、柔性管状套管和套管式闭塞器中的

至少一个,其中,所述可密封介入端阀位于所述中央管腔中且位于所述第一管和所述第二管的近侧,所述柔性管状套管由所述管状主体可移除地承载,并且所述套管式闭塞器定位在所述中央管腔内。介入设备还可包括滑环,所述滑环附接至所述柔性管状套管并且能够相对于所述管状主体轴向滑动。所述滑环可包括向内且朝着远侧延伸的至少一个凸起,所述至少一个凸起与所述管状主体接合并且配置成在允许向近侧轴向滑动运动的同时限制所述滑环相对于所述管状主体的向远侧轴向滑动运动。所述管状主体还可包括至少一个轴向延伸的外部沟槽,并且所述至少一个凸起与所述至少一个轴向延伸的外部沟槽配合,以此限制所述滑环相对于所述管状主体的旋转。

[0049] 根据一个实施方式,一种介入设备具有锁定翻转套管,所述介入设备包括:把手;长型管状主体,从所述把手朝着远侧延伸,并且具有近侧端部、远侧端部和中央管腔;套管式闭塞器,可移除地承载在所述管腔内;单向滑环,环绕所述管状主体并且能够相对于所述管状主体轴向滑动,所述滑环包括向内且朝着远侧延伸的至少一个凸起,所述至少一个凸起与所述管状主体接合并且配置成在允许向近侧运动的同时限制所述滑环相对于所述管状主体的向远侧运动;以及翻转套管,起初从所述闭塞器上的套管围绕所述管状主体的远侧端部延伸并至由所述管状主体承载的所述滑环,其中,所述滑环的向近侧运动使所述翻转套管退出所述闭塞器并且位于所述管状主体的外侧上方。

[0050] 在一些实施方式中,介入设备还可包括:第一管和第二管,与所述管腔连通;以及流体控制系统,可操作成手动控制流体流动通过所述第一管和所述第二管,所述流体控制系统能够在至少三个位置之间移动以1)同时关闭所述第一管和所述第二管,2)仅关闭所述第一管,以及3)仅关闭所述第二管,而不阻塞所述中央管腔。所述管状主体还可包括:至少一个轴向延伸的外部沟槽,并且所述至少一个凸起与所述至少一个轴向延伸的外部沟槽配合,以此限制所述滑环相对于所述管状主体的旋转。

[0051] 根据一个实施方式,一种输送设备用于将治疗性和/或诊断性物体输送至患者内的解剖学结构,所述输送设备包括:(a)壳体;(b)管,从所述壳体的远侧端部延伸,所述管具有近侧端部、远侧端部和至少一个纵向通道;(c)第一流体供给部,所述第一流体供给部包括一定容积的第一流体;(d)第二流体供给部,所述第二流体供给部包括一定容积的第二流体;以及(e)连接系统,所述连接系统将所述第一流体供给部和所述第二流体供给部中的每个连接至所述管的所述至少一个纵向通道。

[0052] 在一些实施方式中,所述壳体可为包括桶部分和把手部分的枪形壳体,所述管从所述桶部分的远侧端部延伸。所述桶部分可包括第一开口和第二开口,所述第一开口接收所述第一流体供给部,所述第二开口接收所述第二流体供给部。所述第一流体供给部可为第一注射器,并且其中,所述第二流体供给部为第二注射器。所述第一流体可为空气,并且其中,所述第二流体为至少一种液体全氟碳。所述连接系统可包括流体连接件,所述流体连接件包括一对流体输入通道和单个流体输出通道。所述连接系统还可包括第一止回阀和第二止回阀,所述第一止回阀通过第一流体线路流体地连接至所述一对流体输入通道中的一个,所述第二止回阀通过第二流体线路流体地连接至所述一对流体输入通道中的另一个。输送设备还可包括:推离构件,所述推离构件可滑动地安装在所述管上方以使所述管从所述治疗性和/或诊断性物体脱离。输送设备还可包括:扳机,所述扳机枢转地安装至所述壳体并且机械地联接至所述推离构件以使所述推离构件相对于所述管滑动。所述扳机可

包括片,其中,所述壳体包括肋,并且所述片和所述肋被构造为在所述扳机被挤压时使所述片和所述肋产生听得见的咔嚓声,所述肋防止所述扳机在被挤压后返回至未挤压状态。输送设备还可包括:安全设备,所述安全设备具有联接至所述扳机的第一端部和联接至所述壳体的第二端部,所述安全设备能够从锁定状态转换至非锁定状态,其中,在所述锁定状态下,所述扳机被防止受到挤压,在所述非锁定状态下,所述扳机被允许受到挤压。所述治疗性和/或诊断性物体可为可充填医疗设备,所述输送设备还包括导管,所述导管同轴地安装在所述管的至少所述远侧端部周围以储存处于放空状态的所述可充填医疗设备,所述导管包括窗,所述可充填医疗设备可通过所述窗释放。所述导管可具有远侧端部,所述窗从所述远侧端部朝着近侧隔开。所述窗可为顶部窗。所述窗可具有近端部、远端部和中间部,所述近端部和所述远端部比所述中间部相对更窄且相对更薄。

[0053] 根据一个实施方式,一种输送设备用于将可充填医疗设备输送至患者内的解剖学结构,所述输送设备包括:(a)壳体;(b)充填管,从所述壳体的远侧端部延伸,所述充填管具有近侧端部、远侧端部和纵向通道,所述充填管的远侧端部能够插入可充填医疗设备中以用于将至少一个充填介质输送至所述可充填医疗设备;以及(c)推离构件,相对于所述充填管可滑动地安装,所述推离构件包括远侧端部,所述推离构件的远侧端部能够朝着远侧滑动经过所述充填管的远侧端部以使所述充填管与所述可充填医疗设备脱离。

[0054] 在一些实施方式中,输送设备还可包括:第一充填介质供给部,所述第一充填介质供给部包括一定容积的第一充填介质,所述第一充填介质供给部联接至所述充填管的纵向通道。输送设备还可包括:扳机,所述扳机联接至所述推离构件。输送设备还可包括:导管,所述导管同轴地安装在至少所述充填管的远侧端部和所述推离构件的远侧端部周围以储存处于放空状态的可充填医疗设备,所述导管包括窗,所述可充填医疗设备可通过所述窗释放。输送设备可与可充填医疗设备的组合,所述可充填医疗设备布置在所述导管内并且安装在所述充填管的远侧端部上。

[0055] 根据一个实施方式,一种输送设备用于将可充填医疗设备输送至患者内的解剖学结构,所述输送设备包括:(a)壳体,所述壳体包括第一开口、第二开口和第三开口;(b)扳机,所述扳机枢转地安装在所述壳体上;(c)充填管,延伸通过所述壳体的所述第二开口,所述充填管具有近侧端部、远侧端部和纵向通道,所述充填管的远侧端部从所述壳体的第二开口朝着远侧延伸并且能够插入可充填医疗设备中,以在将至少一个充填介质输送至所述可充填医疗设备时使用;(d)推离构件,联接至所述扳机并且相对于所述充填管可滑动地安装,所述推离构件包括远侧端部,所述推离构件的远侧端部能够朝着远侧滑动经过所述充填管的远侧端部以使所述充填管从所述可充填医疗设备脱离;(e)第一注射器,所述第一注射器安装在所述壳体的所述第一开口内并且包括一定容积的第一充填介质,所述第一充填介质为空气,所述第一注射器适于连接至所述充填管的所述至少一个纵向通道;以及(f)第二注射器,所述第二注射器安装在所述壳体的所述第三开口内并且包括一定容积的第二充填介质,所述第二充填介质为至少一种液体全氟碳,所述第二注射器适于连接至所述充填管的所述至少一个纵向通道;(g)其中,所述壳体标记有传达用于操作所述输送设备的一系列步骤的标记。

[0056] 在一些实施方式中,所述标记可传达:首先分配来自所述第二注射器的所述一定容积的至少一种液体全氟碳,随后分配来自所述第一注射器的一定容积的空气,随后使所

述扳机释放所述可充填医疗设备,以及随后从所述患者移除所述输送设备。

[0057] 根据一个实施方式,一种输送设备用于将可充填医疗设备输送至患者内的解剖学结构,所述输送设备包括:(a)壳体;(b)充填管,从所述壳体延伸,所述充填管包括适于联接至可充填医疗设备的远侧端部;以及(c)脱离构件,用于使所述充填管的远侧端部从所述可充填医疗设备脱离;(d)其中,所述壳体标记有传达用于操作所述输送设备的一系列步骤的标记。

[0058] 根据一个实施方式,一种套件包括:(a)密封隔间;(b)支承件,布置在所述密封隔间内;(c)输送设备,布置在所述密封隔间内并且安装在所述支承件上,所述输送设备包括:(i)壳体;(ii)充填管,从所述壳体的远侧端部延伸,所述充填管包括远侧端部;(iii)推离构件,相对于所述充填管可滑动地安装,所述推离构件包括远侧端部,所述推离构件的远侧端部能够朝着远侧滑动经过所述充填管的远侧端部;以及(iv)导管,从所述壳体的所述远侧端部延伸,所述导管安装在所述推离构件周围并且朝着远侧延伸超过所述充填管的远侧端部,所述导管包括位于所述充填管的所述远侧端部附近的窗;(d)可充填医疗设备,所述可充填医疗设备以放空且折叠的状态布置在所述导管内并且安装在所述充填管的远侧端部上以从其接收流体;以及(e)注射器,布置在所述密封隔间内并且安装在与所述输送设备分离的所述支承件上,所述注射器包含待被注入所述可充填医疗设备中的一部分容积的充填介质;(f)其中,所述密封隔间、所述支承件、所述输送设备、所述可充填医疗设备和所述注射器中的所有均通过相同的杀菌技术进行杀菌。

[0059] 根据一个实施方式,输送设备与可充填医疗设备的组合,所述输送设备包括:壳体;充填管,从所述壳体的远侧端部延伸,所述充填管包括远侧端部;推离构件,相对于所述充填管可滑动地安装,所述推离构件包括远侧端部,所述推离构件的远侧端部能够朝着远侧滑动经过所述充填管的远侧端部;以及导管,从所述壳体的远侧端部延伸,所述导管安装在所述推离构件周围并且朝着远侧延伸超过所述充填管的远侧端部,所述导管包括位于所述充填管的远侧端部附近的窗;以及所述可充填医疗设备以放空且折叠的状态布置在所述导管内并且安装在所述充填管的远侧端部上以被充填。

[0060] 在一些实施方式中,所述窗可为顶部窗。所述窗可包括近端部、中间部和远端部,所述近端部和所述远端部比所述中间部相对更窄且相对更薄。当被放空时所述可充填医疗设备可为大体圆形并且具有从一个端部径向向内延伸的阀,并且其中,所述可充填医疗设备的折叠状态通过如下步骤形成:沿着与所述阀平行且位于所述阀的一侧上的第一虚线折叠所述可充填医疗设备,随后沿着与所述阀平行且位于所述阀的相反侧上的第二虚线折叠,以及随后沿着与所述第一虚线和所述第二虚线垂直且超过所述阀的第三虚线折叠。

[0061] 根据一个实施方式,一种压力衰减装置包括:(a)可充填单元,所述可充填单元包括开口,其中,所述可充填单元是无缝的;以及(b)流体阀,安装在所述可充填单元的所述开口中。

[0062] 在一些实施方式中,当被充填时所述可充填单元可具有大体球形形状。所述可充填单元可包括球茎部分和倒置的管状尾部分,所述倒置的管状尾部分延伸至所述球茎部分中并且终止在所述开口处。所述可充填单元还可包括形成在球囊的球茎部分上的整体保持构件。所述球茎部分与所述倒置的管状尾部分的界面可限定具有直径的进入端口,以及其中当所述可充填单元完全膨胀时,所述球茎部分的直径约为所述进入端口的直径的6-10

倍。所述流体阀可包括近端部、中间部和远端部，所述中间部呈大体圆柱形形状，所述远端部为大体平坦的。所述中间部相对于所述近端部可具有减小的内径和外径。所述远端部可包括鸭嘴阀。所述流体阀可由沿着一对相反侧热密封的、两个匹配的平坦材料片材形成。

[0063] 根据一个实施方式，一种压力衰减装置包括：(a) 可充填单元，所述可充填单元包括开口；以及 (b) 流体阀，安装在所述可充填单元的开口中，其中，所述流体阀包括近端部、中间部和远端部，所述中间部呈大体圆柱形形状，并且所述远端部为大体平坦的。

[0064] 在一些实施方式中，所述中间部相对于所述近端部可具有减小的内径和外径。所述远端部可包括鸭嘴阀。所述流体阀可由沿着一对相反侧热密封的、两个匹配的平坦材料片材形成。

[0065] 根据一个实施方式，一种移除设备包括：(a) 至少一个可手动致动构件；(b) 至少两个颞部，所述至少两个颞部中的至少一个能够通过所述至少一个可手动致动构件的致动而移动；(c) 膀胱镜，所述膀胱镜定位成能够对所述至少两个颞部进行观察，其中，所述膀胱镜为广角膀胱镜。

[0066] 在一些实施方式中，所述广角膀胱镜可具有大约30-150度的视野。所述广角膀胱镜可具有大约90-135度的视野。所述广角膀胱镜可具有大约105-135度的视野。所述至少两个颞部中的一个可包括被套管的针。所述至少两个颞部中的另一个可包括开口，所述开口适于在所述颞部被关闭时接纳所述被套管的针。所述至少两个颞部中的每个都可包括被套管的针。所述至少两个颞部中的每个都可包括被套管的针和开口，所述颞部中的每个的开口适于在所述颞部被关闭时接纳所述颞部中的另一个的被套管的针。所述颞部中的每个还可包括一排齿，多排齿互补性地成形但在所述颞部被关闭时在齿间限定空间。所述齿中的每个都可具有大体三角形的侧轮廓。所述齿中的每个都可具有大体矩形的侧轮廓。所述齿中的每个都可具有大体正弦形的侧轮廓。所述颞部可打开至20-150度之间的角度。

[0067] 根据一个实施方式，一种移除设备包括：(a) 至少一个可手动致动构件；以及 (b) 至少两个颞部，所述至少两个颞部中的至少一个能够通过所述至少一个可手动致动构件的致动而移动，其中，所述至少两个颞部中的至少一个包括握持构件，以及其中，所述至少两个颞部中的至少一个包括刺穿构件。

[0068] 在一些实施方式中，移除设备还可包括：膀胱镜，所述膀胱镜为广角膀胱镜。所述至少两个颞部中的至少一个可包括开口，所述开口适于在所述至少两个颞部被关闭时接收所述刺穿构件。所述至少两个颞部中的每个可包括被套管的针和开口，所述至少两个颞部中的每个的开口适于在所述至少两个颞部被关闭时接纳所述至少两个颞部中的另一个的被套管的针。所述刺穿构件可包括所述被套管的针。所述握持构件可包括至少一个齿。所述至少一个齿可具有大体三角形的侧轮廓。所述至少一个齿可具有大体矩形的侧轮廓。所述至少一个齿可具有大体正弦形的侧轮廓。

[0069] 根据一个实施方式，一种系统在治疗患者时使用，所述系统包括：(a) 介入设备，用于提供通向所述患者内的解剖学结构的通路，所述介入设备包括长型护套和可移除地安装在所述长型护套内的闭塞器；(b) 压力衰减装置；以及 (c) 输送设备，所述输送设备包括导管，所述导管能够可移除地插入所述介入设备的所述长型护套并到达所述解剖学结构中，所述压力衰减装置布置在所述输送设备的所述导管内。

[0070] 在一些实施方式中，所述介入设备还可包括：滑环，所述滑环可滑动地安装在所述

长型护套周围;以及柔性套管,所述柔性套管包括近侧端部和远侧端部,所述柔性套管的近侧端部联接至所述滑环,所述柔性套管的远侧端部可定位在所述闭塞器内。所述压力衰减装置可为可填充的并且以放空状态布置在所述输送设备的导管内,并且其中,所述输送设备还包括:(i) 充填管,安装在所述导管内,所述充填管包括远侧端部,所述充填管的远侧端部插入所述压力衰减装置中以用于将至少一种充填流体输送至所述压力衰减装置;以及(ii) 推离管,安装在所述充填管周围并且位于所述导管内以使所述充填管从所述压力衰减装置脱离。所述导管可具有窗,其中所述压力衰减装置一旦被充填则通过所述窗退出所述导管。该系统还可包括:移除设备,能够可移除地插入所述介入设备的长型护套并到达所述解剖学结构中以用于捕捉已植入所述解剖学结构中的压力衰减装置。

[0071] 根据一个实施方式,一种治疗患者的方法包括以下步骤:(a) 提供介入设备,所述介入设备包括长型护套和可移除地安装在所述长型护套内的闭塞器;(b) 将所述介入设备的远侧端部插入患者内的解剖学结构中,并使所述介入设备的近侧端部保持在所述患者的外部;(c) 从所述患者抽出所述闭塞器,从而创建通向所述解剖学结构的通路;以及(d) 将压力衰减装置经由所述通路输送至所述解剖学结构。

[0072] 在一些实施方式中,所述压力衰减装置可为可膨胀的,并且其中,所述输送步骤包括:将所述压力衰减装置以压实状态插入所述通路并且随后使所述压力衰减装置在所述解剖学结构处膨胀。所述压力衰减装置可为可填充的,并且其中,所述膨胀步骤包括:将至少一种充填流体输送至所述压力衰减装置。在所述输送步骤后,还可包括:经由所述通路从所述患者移除所述压力衰减装置的步骤。

[0073] 根据一个实施方式,一种输送设备用于将医疗设备输送至患者内的解剖学结构,所述输送设备包括:(a) 导管,所述导管具有通道和窗,所述通道被定尺寸为接纳所述医疗设备,所述窗与所述通道相通并且被定尺寸为供所述医疗设备从中通过;以及(b) 盖,可滑动地安装在所述导管上方以选择性地覆盖或不覆盖所述窗。

[0074] 根据一个实施方式,一种医疗设备包括可植入的可充填单元,其中,所述可充填单元的超过95%的外表面为连续弧形,并且所述可充填单元的小于5%的外表面不为连续弧形。

[0075] 在一些实施方式中,所述可充填单元的小于3%的外表面不为连续弧形。所述可充填单元的小于1%的外表面不为连续弧形。

[0076] 根据一个实施方式,一种医疗设备包括可植入的可充填单元,其中,对于所述可充填单元的外表面,连续弧形表面积与非弧形表面积比为100:1至1500:1。

[0077] 在一些实施方式中,对于所述可充填单元的外表面,连续弧形表面积与非弧形表面积比为400:1至600:1。

[0078] 根据一个实施方式,一种医疗设备包括可植入的可充填单元。所述可充填单元包括球茎部分和尾部分,其中,所述球茎部分的外表面的最大直径与所述尾部分的内径的比为6:1至20:1。

[0079] 在一些实施方式中,所述球茎部分的直径与所述尾部分的直径的比大于8:1。阀可附接至所述尾部分的内径。

[0080] 根据一个实施方式,一种医疗设备包括可植入的可充填单元,其中,当力施加在具有0.575英寸直径的孔的固定器内的所述可充填单元上时,所述可充填单元的爆胀力大于3

磅,所述可充填单元为顺应性的以在所述力被施加时能够通过所述孔膨胀至所述固定器之外。

[0081] 在一些实施方式中,所述可充填单元可具有大于4.9磅的爆胀力。所述可充填单元可具有大于7磅的爆胀力。

[0082] 根据一个实施方式,一种医疗设备包括可植入的可充填单元,其中,当力施加在具有孔的固定器内的所述可充填单元上时,可充填单元在所施加的4.25磅的压力下通过具有0.575英寸直径的所述孔的变形小于10毫米,所述可充填单元为顺应性的以在所述力被施加时能够通过所述孔膨胀至所述固定器之外。

[0083] 在一些实施方式中,所述可充填单元变形可小于8毫米。所述可充填单元变形可小于6毫米。

[0084] 根据一个实施方式,一种医疗设备包括可植入的可充填单元,其中,当内部压力增加30cmH₂O时,所述可充填单元的容积从零压力下的单元容积增加至少10%但小于80%。

[0085] 根据一个实施方式,一种医疗设备包括可植入的可充填单元,其中,当内部压力增加15cmH₂O时,所述可充填单元的容积从零压力下的单元容积增加至少5%但小于80%。

[0086] 在一些实施方式中,所述可充填单元的容积从零压力下的单元容积可增加至少15%。所述可充填单元的容积从零压力下的单元容积可增加小于50%。所述可充填单元可具有约0.0001至约0.25英寸或者约0.0003至约0.005英寸的壁厚。所述可充填单元可由硅树脂、聚氨酯、埃斯坦聚氨酯和热塑性聚氨酯中的一个或多个制成。所述可充填单元可具有约0.1cc至约500cc的、或者约1cc至约180cc的、或者约10cc至约60cc的、或者约18ml、或者约30ml的初始容积。所述医疗设备还可包括:充填媒体,所述充填媒体包括气体。所述充填媒体还可包括液体。

附图说明

[0087] 下面将参照旨在说明但不限定本发明的附图对这些和其他特征、方面和优点进行描述。在附图中,相同的参照标记在全部相似实施方式中始终指示相对应的特征。

[0088] 图1是示出用于治疗患者的系统的部件中的一些的第一实施方式的侧视图;

[0089] 图2(a)至图2(c)分别是图1中所示介入装置的侧视图、部分分解的侧视图、和部分剖开的侧视图;

[0090] 图3(a)至图3(b)分别是图2(b)中所示枢纽部的侧视图和剖视图;

[0091] 图4(a)和图4(b)分别是图2(b)中所示护套的侧视图和剖视图;

[0092] 图5(a)至图5(c)分别是图2(b)中所示把手的侧视图、近侧视图和远侧视图;

[0093] 图6是图5(a)至图5(c)中所示把手的二分之一的仰视图;

[0094] 图7(a)和图7(b)分别是图2(b)所示阀组件的侧视图和剖视图;

[0095] 图8(a)是图5(a)至图5(c)中所示把手与图7(a)至图7(b)中所示阀组件的组的部分剖开的侧视图;

[0096] 图8(b)示出图8(a)的把手与阀组件的组合以及O形环;

[0097] 图9(a)和图9(b)分别是图2(b)中所示密封件的剖视图和远侧视图;

[0098] 图10(a)和图10(b)分别是图2(b)中所示闭塞器的侧视图和剖视图;

[0099] 图11(a)和图11(b)分别是图2(b)中所示闭塞器把手的侧视图和剖视图;

- [0100] 图12(a)和图12(b)分别是图2(b)中所示把手塞的侧视图和剖视图；
- [0101] 图13(a)和图13(b)分别是图2(b)中所示套管的侧视图和剖视图；
- [0102] 图14(a)和图14(b)分别是图2(b)中所示滑环组件的内部构件的侧视图和剖视图；
- [0103] 图15(a)和图15(b)分别是图2(b)中所示滑环组件的外构件的侧视图和剖视图；
- [0104] 图16是图2(b)中所示滑环组件的O形环的远侧视图；
- [0105] 图17(a)和图17(b)是图1的介入装置的局部剖视图,其中分别示出了处于远侧位置和近侧位置中的滑环组件；
- [0106] 图18是图2(b)中所示系绳的侧视图；
- [0107] 图19(a)至图19(c)分别是图2(b)中所示保持卡片的俯视图、仰视图和左侧视图；
- [0108] 图20A-B是示意性示出将图2(a)至图2(c)的介入装置植入患者的方法的流程图；
- [0109] 图21(a)至图21(d)是示出图20中所示方法的某些步骤的侧视图,其中,一些侧视图部分切开和/或部分剖开；
- [0110] 图22(a)至图22(c)分别是图1的介入装置的第一可替代实施方式的部分剖开的局部立体图、局部远侧视图和局部剖视图；
- [0111] 图23是图1的介入装置的第二可替代实施方式的局部剖视图；
- [0112] 图24是图1的介入装置的第三可替代实施方式的局部剖视图；
- [0113] 图25是图1中所示介入装置的第四可替代实施方式的局部剖视图；
- [0114] 图26是图1中所示介入装置的第五可替代实施方式的俯视图,其中,介入装置示出有处于近侧位置中的滑环组件和在其护套上方翻开的保护套管；
- [0115] 图27是图26的介入装置的放大的局部立体图,其中,两个壳体部中的一个、两个止水栓、以及某些内部部件未被示出；
- [0116] 图28是图1中所示介入装置的第六可替代实施方式的俯视图,其中,介入装置示出有处于近侧位置中的滑环组件和在其护套上方翻开的保护套管；
- [0117] 图29(a)至图29(c)分别是图1中所示介入装置的第七可替代实施方式的俯视图、侧视图和立体图,其中,介入装置示出有处于近侧位置中的滑环组件和在其护套上方翻开的保护套管；
- [0118] 图30是图29(a)至图29(c)中所示介入装置的凸轮致动式阀机构的简化示意图；
- [0119] 图31是图30中所示凸轮致动式阀机构的第一可替代实施方式的简化示意图；
- [0120] 图32(a)至图32(d)是图30中所示凸轮致动式阀机构的第二可替代实施方式的简化示意图,其中分别示出了处于关闭位置、填充位置、排出位置和齐平位置中的凸轮致动式阀机构；
- [0121] 图33(a)至图33(c)是图30中所示凸轮致动式阀机构的第三可替代实施方式的简化示意图,其中分别示出了处于关闭位置、填充位置和排出位置中的凸轮致动式阀机构；
- [0122] 图34是图30中所示凸轮致动式阀机构的第四可替代实施方式,其中,凸轮致动式阀机构被构成为径向向内压缩；
- [0123] 图35是图30中所示凸轮致动式阀机构的第五可替代实施方式,其中,凸轮致动式阀机构被构成为径向向外压缩；
- [0124] 图36(a)至图36(c)分别是图1中所示介入装置的第八可替代实施方式的部分剖开的俯视图、部分剖开且局部放大的俯视图和部分剖开的立体图,其中,示出了介入装置、而

其两个壳体部中的一个和其保护套管未被示出；

[0125] 图37(a)和图37(b)分别是图1中所示介入装置的第九可替代实施方式的部分剖开的俯视图,其中,介入装置分别示出有其处于其远侧位置和近侧位置中的滑块,并且示出了介入装置、而其两个壳体部中的一个和其保护套管未被示出；

[0126] 图38是图37(a)和图37(b)中所示滑块的俯视图；

[0127] 图39(a)和图39(b)是图1中所示介入装置的第十可替代实施方式的部分剖开的俯视图,其中,介入装置分别示出有其处于其远侧位置和近侧位置中的滑块,并且示出了介入装置、而其两个壳体部中的一个和其保护套管未被示出；

[0128] 图40是图39(a)和图39(b)中所示滑块的立体图；

[0129] 图41(a)至图41(d)分别是图1中所示介入装置的第十一可替代实施方式的立体图、侧视图、部分剖开的侧视图、部分分解的立体图,其中,在图41(a)至图41(c)中介入装置示出有处于关闭位置中的凸轮致动式开关和处于其远侧位置中的滑环组件；

[0130] 图42(a)和图42(b)是图41(a)至图41(d)中所示壳体的立体图；

[0131] 图43(a)和图43(b)分别是图42(a)和图42(b)中所示壳体左半部的侧视图和立体图；

[0132] 图44(a)和图44(b)分别是图42(a)和图42(b)中所示壳体右半部的侧视图和立体图；

[0133] 图45(a)至图45(d)分别是图41(d)中所示枢纽部的立体图、侧视图、正视图和后视图；

[0134] 图46(a)至图46(e)分别是图41(d)中所示凸轮的侧视图、正视图、后视图、立体图和仰视图；

[0135] 图47是图41(a)至图41(d)中所示介入装置的立体图,其中,凸轮定位在其两个打开位置中的一个中；

[0136] 图48是图41(a)至图41(d)中所示介入装置的立体图,其中,凸轮定位在其两个打开位置中的另一个中；

[0137] 图49(a)至图49(c)是图41(a)至图41(d)中所示介入装置的局部后视图,其中,为了清楚起见,示出了介入装置的某些部件,凸轮分别示出为处于其关闭位置中、其两个打开位置中的一个中、和其两个打开位置中的另一个中；

[0138] 图50(a)至图50(c)分别是图41(d)中所示护套的放大立体图、正视图和侧视图；

[0139] 图51是图41(c)和图41(d)中所示枢纽部、阀组件、密封件和帽的组的部分剖开的放大侧视图；

[0140] 图52(a)至图52(d)分别是图41(a)至图41(d)中所示帽的侧视图、正视图、后视图和立体图；

[0141] 图53是图41(a)至图41(d)中所示闭塞器和闭塞器把手的组的分解立体图；

[0142] 图54是图53中所示闭塞器的放大局部侧视图；

[0143] 图55(a)和图55(b)是图53中所示闭塞器把手的放大立体图；

[0144] 图56(a)和图56(b)分别是图41(d)中所示护套、保护套管和滑环组件的组的分解立体图和分解侧视图；

[0145] 图57是图41(d)中所示壳体、护套和滑环组件的组的放大剖视图；

[0146] 图58(a)至图58(d)分别是图1中所示介入装置的第十二可替代实施方式的立体图、侧视图、剖视图和部分分解立体图,其中,在图58(a)至图58(c)中介入装置示出有处于关闭位置中的凸轮致动式开关和处于其近侧位置中的滑环组件;

[0147] 图59是图58(a)至图58(c)中所示壳体的立体图;

[0148] 图60(a)和图60(b)分别是图59中所示壳体左半部的侧视图和立体图;

[0149] 图61(a)和图61(b)分别是图59中所示壳体右半部的侧视图和立体图;

[0150] 图62(a)和图62(b)分别是图58(d)中所示枢纽部的侧视图和剖视图;

[0151] 图63(a)至图63(d)分别是图58(d)中所示凸轮的立体图、仰视图、局部放大视图和端部立体图;

[0152] 图64是图58(a)至图58(d)中所示介入装置的立体图,其中,凸轮定位在其两个打开位置中的一个中(闭塞器和保护套管未被示出);

[0153] 图65是图58(a)至图58(d)中所示介入装置的立体图,其中,凸轮定位在其两个打开位置中的另一个中(闭塞器和保护套管未被示出);

[0154] 图66(a)和图66(b)分别是图58(a)至图58(d)中所示介入装置的凸轮、枢纽部和顺应性管的组合的仰视图和立体图,其中,凸轮示出为处于其关闭位置中;

[0155] 图67(a)至图67(c)是图58(a)至图58(d)中所示介入装置的凸轮、枢纽部、顺应性管、护套和滑环组件的组合的仰视图,其中,分别示出为,凸轮处于其关闭位置中、凸轮处于其两个打开位置中的一个中、和凸轮处于其两个打开位置中的另一个中;

[0156] 图68(a)至图68(c)分别是图58(a)至图58(d)中所示帽的正视图、侧视图和后视图;

[0157] 图69是图58(b)中所示闭塞器和闭塞器把手的组合的分解立体图;

[0158] 图70(a)和图70(b)分别是图69中所示闭塞器把手的放大的正面立体图和放大的后面立体图;

[0159] 图71(a)和图71(b)分别是图58(a)和图58(b)中所示闭塞器把手的第一可替代闭塞器把手的立体图和侧视图;

[0160] 图72是图60(a)和图60(b)中所示壳体左半部的第一可替代壳体左半部的立体图;

[0161] 图73是图58(d)中所示护套、保护套管和滑环组件的组合的分解立体图;

[0162] 图74是图58(a)至图58(d)中所示介入装置的放大侧视图,其中,示出了壳体右半部,并且滑环组件示出为处于近侧位置与远侧位置之间的中间位置中;

[0163] 图75是图73中所示护套和滑环组件的内部构件的放大的局部立体图;

[0164] 图76是图63(a)至图63(c)中所示凸轮的第一可替代凸轮的立体图;

[0165] 图77(a)和图77(b)分别是图63(a)至图63(c)中所示凸轮的第二可替代凸轮的立体图和部分分解的立体图;

[0166] 图78(a)和图78(b)分别是图1中所示输送装置的近侧立体图和远侧立体图,其中,两个注射器未被示出;

[0167] 图79是图1中所示输送装置的部分剖开的侧视图,其中,壳体半部中的一个被移除以揭示位于壳体内的某些部件,输送装置示出有应用到其上的、处于放空状态的图1的压力衰减装置;

[0168] 图80是图78(a)和图78(b)中所示输送装置的部分分解的立体图;

- [0169] 图81 (a) 和图81 (b) 分别是图78 (a) 和图78 (b) 中所示的输送装置的壳体左半部的左侧视图和右侧视图；
- [0170] 图82 (a) 和图82 (b) 分别是图78 (a) 和图78 (b) 中所示的输送装置的壳体右半部的左侧视图和右侧视图；
- [0171] 图83是图79中所示流体连接件的剖视图；
- [0172] 图84是图79中所示止回阀中的一个的剖视图；
- [0173] 图85是图79中所示充填管的剖视图；
- [0174] 图86 (a) 至图86 (e) 分别是图79中所示运输部的左侧视图、右侧视图、近侧视图、远侧视图和剖视图；
- [0175] 图87是图79中所示推出管的剖视图；
- [0176] 图88 (a) 和图88 (b) 分别是图79中所示扳机的侧视图和近侧视图；
- [0177] 图89 (a) 和图89 (b) 分别是图79中所示联动装置的侧视图和剖视图；
- [0178] 图90是图79中所示安全装置的侧视图；
- [0179] 图91 (a) 和图91 (b) 是图79中所示输送装置的部分剖开的局部侧视图，其中，壳体半部中的一个和注射器被移除，并且分别示出为，安全装置处于锁定状态和锁定状态；
- [0180] 图92 (a) 至图92 (c) 分别是图79中所示窗口管道的局部侧视图、局部剖视图和局部俯视图；
- [0181] 图92 (d) 至图92 (l) 示出了窗口管道的远侧部分的实施方式；
- [0182] 图93是图79中所示密封环的远侧视图；
- [0183] 图94和图95是图79中所示注射器的部分切开的侧视图；
- [0184] 图96 (a) 和图96 (b) 是图1中所示输送装置的可替代实施方式的侧视图，其中，可替代实施方式分别包括处于远侧位置和近侧位置中的可收缩盖；
- [0185] 图97是图96 (a) 和图96 (b) 中所示可收缩盖的侧视图；
- [0186] 图98 (a) 至图98 (d) 示出了图96 (a) 和图96 (b) 中所示可收缩盖的附加实施方式；
- [0187] 图99 (a) 至图99 (c) 是处于充填状态中的图1中所示压力衰减装置的立体图，其中，充填的装置内的流体未被示出；
- [0188] 图100是图99 (a) 至图99 (c) 的压力衰减装置的局部剖视图；
- [0189] 图101是图99 (a) 至图99 (c) 中所示阀的俯视图；
- [0190] 图102是示意性示出制造图99 (a) 至图99 (c) 的压力衰减装置的一种方法的流程图；
- [0191] 图103 (a) 至图103 (e) 是示出图102中所示方法中的某些步骤的一部分的剖视图；
- [0192] 图104是示出图78 (a) 和图78 (b) 的输送装置的窗口管道内的处于放空、折叠状态的图99 (a) 至图99 (c) 的压力衰减装置的部分剖开的局部侧视图；
- [0193] 图105是图99 (a) 至图99 (c) 的压力衰减装置的俯视图，其中，压力衰减装置示出为在被折叠前处于放空、扁平状态；
- [0194] 图106是包含图1的系统的某些部件的消毒套件的一个实施方式的俯视图；
- [0195] 图107是示意性示出将图99 (a) 至图99 (c) 的压力衰减装置植入患者的一种方法的流程图；
- [0196] 图108 (a) 至图108 (d) 是示出图107中所示方法中的某些步骤的一部分的部分剖开

的局部侧视图；

[0197] 图109 (a) 至图109 (d) 分别是图1中所示移除装置的侧视图、部分分解的局部立体图、局部俯视图和部分切开的局部俯视图；

[0198] 图110和图111是图109 (a) 中所示镜连接件和环的相应的剖视图；

[0199] 图112、113和114是图109 (a) 中所示镜引导件、膀胱镜和支承件的相应的局部剖视图；

[0200] 图115是图109 (a) 中所示支架的剖视图；

[0201] 图116是图109 (a) 中所示杆的局部剖视图；

[0202] 图117是图109 (b) 中所示连接件的剖视图；

[0203] 图118是图109 (b) 中所示链接臂的剖视图；

[0204] 图119是图109 (b) 中所示链接臂的剖视图；

[0205] 图120 (a) 至图120 (d) 分别是图109 (b) 中所示颞部中的一个的左侧视图、右侧视图、俯视图和剖视图；图120 (e) 和图120 (f) 是图109 (b) 中所示颞部的可替代设计的右侧视图和顶剖视图；

[0206] 图121 (a) 至图121 (d) 分别是图109 (b) 中所示其他颞部的左侧视图、右侧视图、俯视图和剖视图；

[0207] 图122是示意性示出使用图109 (a) 的移除装置从患者移除图99 (a) 的压力衰减装置的一种方法的流程图；

[0208] 图123 (a) 至图123 (d) 是示出图122中所示方法中的某些步骤的部分剖开的局部侧视图；

[0209] 图124和图125是图4 (a) 和图4 (b) 中所示护套的第一和第二可替代实施方式的侧视图；

[0210] 图126 (a) 和图126 (b) 是图1中所示移除装置的第一可替代实施方式的局部俯视图,其中,分别示出为,移除装置的颞部处于关闭状态和打开状态中；

[0211] 图127是图126 (a) 和图126 (b) 的移除装置的局部剖视图；

[0212] 图128 (a) 和图128 (b) 是图1中所示移除装置的第二可替代实施方式的局部俯视图,其中,分别示出为,移除装置的颞部处于关闭状态和打开状态中；

[0213] 图129是图128 (a) 和图128 (b) 的移除装置的局部剖视图；

[0214] 图130是图1中所示移除装置的第三可替代实施方式的侧视图,其中,移除装置示出为处于打开状态中；

[0215] 图131是图130中所示移除装置的近侧部分分的放大的局部侧视图；

[0216] 图132 (a) 至图132 (c) 分别是图130中所示移除装置的远侧部分分的放大的局部侧视图、俯视图和立体图；

[0217] 图133 (a) 至图133 (c) 分别是图1中所示移除装置的第四可替代实施方式的侧视图、立体图和分解图,其中,移除装置示出有处于关闭状态中的两个颞部；

[0218] 图134是图133 (a) 至图133 (c) 中所示移除装置的侧视图,其中,移除装置示出有处于打开状态中的两个颞部；

[0219] 图135是图133 (a) 至图133 (c) 中所示移除装置的远侧部分分的放大的局部分解图,其中,两个颞部示出为处于关闭状态中,而膀胱镜和线未被示出；

[0220] 图136 (a) 和图136 (b) 分别是图133 (a) 至图133 (c) 中所示移除装置的远侧部分分的放大的局部仰视图和俯视图,其中,移除装置的两个颞部示出为处于关闭状态中,而膀胱镜未被示出;

[0221] 图137 (a) 和图137 (b) 分别是图133 (a) 至图133 (c) 中所示移除装置的远侧部分分的放大的局部俯视图和立体图,其中,移除装置的两个颞部示出为处于打开状态中,而膀胱镜未被示出;

[0222] 图138是图133 (a) 至图133 (c) 中所示把手组件的放大侧视图;

[0223] 图139 (a) 至图139 (c) 分别是图133 (a) 至图133 (c) 中所示颞部组件的放大侧视图、俯视图和立体图,其中,颞部组件的两个颞部示出为处于关闭状态中;

[0224] 图140 (a) 和图140 (b) 分别是图134中所示颞部组件的放大俯视图和立体图,其中,两个颞部示出为处于打开状态中;

[0225] 图141 (a) 和图141 (b) 分别是图133 (a) 至图133 (c) 中所示管体的放大端视图和侧视图;

[0226] 图142 (a) 和图142 (b) 分别是图133 (a) 至图133 (c) 中所示线的侧视图和俯视图;

[0227] 图143是图141 (a) 和图141 (b) 中所示线的远侧端部的放大的局部立体图;

[0228] 图144是图141 (a) 和图141 (b) 中所示线的近侧端部的放大的局部侧视图;以及

[0229] 图145 (a) 和图145 (b) 分别是图133 (c) 中所示针中的一个的放大侧视图和立体图。

[0230] 图146示出了充填单元压缩实验夹具的实施方式。

[0231] 图147 (a) 至图147 (d) 示出了用于图146的充填单元压缩实验夹具的实验容器的实施方式的各种视图。

[0232] 图148 (a) 至图148 (d) 示出了用于图146的充填单元压缩实验夹具的活塞的实施方式的各种视图。

[0233] 图149 (a) 至图149 (e) 示出了用于图146的充填单元压缩实验夹具的定心盘的实施方式的各种视图。

[0234] 图150 (a) 至图150 (e) 示出了用于图146的充填单元压缩实验夹具的基座的实施方式的各种视图。

[0235] 图151 (a) 至图151 (d) 示出了用于图146的充填单元压缩实验夹具的支架柱的实施方式的各种视图。

[0236] 图152 (a) 至图152 (d) 示出了用于图146的充填单元压缩实验夹具的加热器支架的实施方式的各种视图。

[0237] 图153示出了图146的充填单元压缩实验夹具的局部剖视图。

[0238] 图154示出了示例性实验数据表。

[0239] 图155至图158示出了示例性压量图表。

具体实施方式

[0240] 公开了用于体内的医疗装置、方法以及与其相关的系统。医疗装置和医疗系统可包括增压的治疗装置、植入物、植入物输送装置、植入物回收装置、可扩张或可压缩的膜外壳或球囊、海绵、泡沫、衰减器、空间占用构件和空间创建装置、以及治疗装置。虽然将主要对泌尿科和膀胱中的用途进行讨论,但是应理解,可以其他方式使用该系统和方法。医疗装

置和医疗系统可在体内用于许多目的和许多地方,包括但不限于人体的以下系统:心血管、肺、肾/泌尿系统,胃肠道,肝/胆道、妇科、神经系统、肌肉骨骼、耳鼻喉科和眼科、以及身体的器官中和器官周围、以及气管内空间和器官间空间中。

[0241] 在一个特定方面中,本公开一般涉及泌尿科领域,特别是涉及对由于膀胱内压的突然波动而导致的尿管的疾病的治疗。更具体地,在该方面中,提供了方法、系统和装置以对诸如尿失禁、尿急、尿频、间歇性膀胱炎、应激性膀胱综合征和神经源性膀胱的泌尿疾病进行治疗。

[0242] 一些实施方式提供了用于对膀胱的降低的动态顺应性进行补偿和/或治疗的方法、系统和装置。在一个实施方式中,通过允许可压缩元件充当压力衰减器以衰减瞬时压力事件的方式将具有可压缩元件的装置放置在人的泌尿膀胱内。术语“衰减器(attenuator)”一般是指通过驱散或减轻压力、力或能量来使压力、力或能量衰减的装置。诸如大气、二氧化碳、氮和某些全氟碳(PFC)的气体通常在人的膀胱中遭遇的压力范围中是非常可压缩的,并且可在插入到膀胱中的衰减装置中所使用。另外,当与包含液体的组织相比时,气体显著地比直接环境更顺应。一定容量的气体的添加可充当与尿管的原生流体回路串联的低比率或可变比率的弹簧。

[0243] 根据一个实施方式,衰减装置被放置在人的泌尿膀胱内。衰减装置可以是具有正压或负压的受压容器。容器可以具有多种形式,包括球形。衰减装置在膀胱中可以是不受限制的,并且可保持在膀胱中长达数小时至一年之间。衰减装置可为具有约0.1至500cc的松弛(未拉伸)容量的小的弹性气室,更优选为具有约1至180cc的松弛(未拉伸)容量的小的弹性气室,仍更优选为具有约10至60cc的松弛(未拉伸)容量的小的弹性气室。衰减装置可为单一部件、或者可包括两个或更多子部件。衰减装置可制成为有缝或无缝的,但是优选为制成为无缝的。衰减装置可具有约0.25英寸至0.0001英寸的基本均匀的壁厚度,更优选为具有0.0001英寸至0.005英寸的基本均匀的壁厚度,但是可在壁厚度上有很大变化而仍能执行期望的功能。

[0244] 在上面所描述的实施方式中,已描述了在膀胱中自由浮动的、具有气室的衰减装置。在其他实施方式中,气室或相似的衰减装置可通过使用缝合、U形钉或其他公认的方法以外科手术的方式贴于膀胱壁,或者可以在粘膜下层或以肌肉注射的方式放置到膀胱壁内。一些实施方式可包括内皮包囊。其他实施方式也可包括具有通过使用压载、特殊的充填/放空解决方案,可替代的构造材料或者通过其他方式可编程、可变和可调节浮力的衰减装置。

[0245] 现在参照图1,示出了用于治疗患者的系统的第一实施方式的部件的侧视图,治疗系统通常用参考编号11来表示(为了示出和理解的便利,图1中未示出系统11的某些方面)。

[0246] 系统11可包括介入装置(access device)13、输送装置15、压力衰减装置17和移除装置19。介入装置可用于创建通向患者膀胱的经尿道通路。输送装置可插进由介入装置创建的通路,并且可用于向处于压实状态的膀胱输送压力衰减装置,随后可用于对压力衰减装置充填,并且随后可用于释放充填的压力衰减装置。移除装置可插进由介入装置创建的通路,并且可用于观察膀胱和/或用于捕捉压力衰减装置,使其放空,并将其移除。

[0247] 介入装置13、输送装置15和压力衰减装置17中的每个都可以是单次使用的(即,一次性)装置或多次使用的(即,可重复使用的)装置,但是每个装置优选为单次使用的装置。

移除装置19可以是单次使用的装置或多次使用的装置,但优选为多次使用的装置。

[0248] 介入装置

[0249] 正如已提及的那样,介入装置可用于将通路创建入身体内。例如,通路可为对于患者的膀胱的经尿道通路。介入装置可用于从身体(例如,膀胱)排放流体。介入装置可用于在体内保护介入入口位置与出口位置之间的组织。介入装置还可用作定位装置以在体内正确地定位其他工具,例如,输送装置。例如,介入装置可包括道止部(meatal stop),以在膀胱内正确地定位输送装置的部分。

[0250] 介入装置可包括壳体组件、护套组件和流体控制系统中的一个或多个。壳体组件可包括限定介入装置的主体的一个或多个壳体结构。

[0251] 护套组件可包括长型护套或套管、和延伸通过长型护套或套管的纵向通道。在一些实施方式中,正如在下面更全面地讨论的那样,护套组件可包括可滑动地安装在护套周围的滑环组件,并且护套组件可包括保护套管。滑环组件可在远侧位置与近侧位置之间移动。在一些实施方式中,滑环组件可具有用于将滑环组件固定在远侧位置和/或近侧位置以及远侧位置与近侧位置之间的位置中的一个或多个机构。保护套管可联接至滑环组件。在一些实施方式中,介入装置可包括闭塞器,闭塞器可移除地安装在护套的纵向通道内。

[0252] 流体控制系统可控制患者内的解剖学结构与介入装置之间的流体连通。例如,流体控制系统可用于排空患者的膀胱。流体控制系统可具有与护套流体连通的一个或多个流体管道。流体管道可用于从患者移除流体和/或为患者提供流体。流体控制系统可具有用于控制通过介入装置传输的流体速率的一个或多个机构。在一些实施方式中,流体控制系统可提供完全打开的流体管道或完全关闭的流体管道。在一些实施方式中,流体控制系统可具有用于为每个流体管道提供可变流速的机构。在一些实施方式中,可单独控制每个流体管道的流速。

[0253] 在通过引用并入本文的美国专利申请公开第2010/0222802号中描述了介入装置的附加实施方式,并且引用了套管、护套、管状主体、和/或管状枢纽部、道止部表面等,而该介入装置通常作为输送系统的一部分。例如,参见第[0153]-[0206]段和图6-7B以及图9-18H。在通过引用并入本文的美国专利第6,976,950号中也提供了通常作为输送系统的一部分的介入装置的实施方式。例如,参见图6-11A、图34A-35B和图48A-48D,和包含在第13-16栏和第35栏处的、随附的讨论。

[0254] 如图2(a)至图2(c)中所示,介入装置13可包括壳体组件、护套组件和流体控制系统。壳体组件可包括把手71。护套组件可包括套管或护套61、扩张器或闭塞器131、闭塞器把手151、把手塞171、保护套管181、滑环组件191和一个或多个限制机构241和261。流体控制系统可包括枢纽部21、阀组件91、密封件125和流体延长线281中的一个或多个。在一些实施方式中,介入装置13可简单地包括套管,但是也可包括阀组件和闭塞器。将理解的是,也可使用部件的其他组合。现在将对部件中的每个进行详细讨论。

[0255] 现在参照图3(a)和图3(b),枢纽部21可包括优选为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体结构。枢纽部21可成形为包括第一管状构件23和第二管状构件25。

[0256] 第一管状构件23可包括开放的近侧端部27、开放的远侧端部29和从近侧端部27延伸至远侧端部29的纵向通道31。构件23可包括内径相对较大的大体截头圆锥形近侧部分32-1、内径相对较小的大体圆柱形远侧部分32-2、以及具有中间内径的大体圆柱形中间部

分32-3。近侧部分32-1可成形为包括从近侧端部27朝着远侧延伸短距离的内螺旋螺纹33。远侧部分32-2和中间部分32-3可通过截头圆锥形壁35相互连接。远侧部分32-2的外部可成形为分别包括第一周向肋37和第二周向肋39、以及分别包括第一轴向肋41和第二轴向肋43。

[0257] 可大体取向成与第一管状构件23垂直的第二管状构件25可包括开放的近侧端部45、开放的远侧端部47、以及从近侧端部45延伸至远侧端部47并且在直径上从近侧端部45至远侧端部47逐渐呈锥形的纵向通道49。近侧端部45可以呈阴路厄(luer)锁连接件的形状。远侧端部47可相对于第一管状构件23定位,以使得通道49的远侧端部在中间部分32-3内的位置处开放至通道31。倒钩51可在远侧端部47附近形成在构件25的外部,使得倒钩51和远侧端部47在二者之间联合地限定腰部53。

[0258] 枢纽部21还可包括布置在构件23的外部上的片55。片55可在大体与构件25相反的位置处定位在构件23的圆周上,并且可在构件23上取向成大体轴向延伸。片55可成形为包括横向开口57。

[0259] 介入装置13也可包括套管或护套61(参见图2(a)至图2(c))。图4(a)和图4(b)中所示护套61可包括优选为由具有柱状强度以及角状灵便性的医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体结构。可为具有纵向通道62的管状构件的护套61可成形为包括近侧部分61-1、远侧部分61-2和中间部分61-3。近侧部分61-1通过粘接剂或其他合适的方式牢固地固定至枢纽部21,近侧部分61-1可具有从开放的近侧端部63向内呈锥形的截头圆锥形形状。这可沿着枢纽部21的壁35处于构件23的外部处,并且护套61的剩余部分从其朝着远侧延伸。远侧端部61-2可具有朝远离远侧端部64的方向呈锥形的壁厚度。护套61可适当地定尺寸成使得护套61的暴露部分(即,护套61的从枢纽部21朝着远侧延伸的部分)具有比通常的女性尿道的长度稍大的长度,并且附加地具有允许护套61的暴露部分容易经过通常女性尿道的外径。出于说明性的目的,护套61可具有大约4.1的长度和约24Fr的外径。

[0260] 介入装置13还可包括把手71(参见图2(a)至图2(c))。图5(a)至图5(c)中所示把手71可包括相同、几乎相同或简单对应的一对把手半部73-1和73-2,一对把手半部73-1和73-2中的每个可为优选由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体结构。半部73-1(其也在图6中单独示出)和半部73-2可通过合适的方式(例如,粘接剂、焊接等)固定至彼此,以形成具有纵向通道75并且包括具有相对较大直径的近侧部分77-1、具有相对较小直径的远侧部分77-2和具有中间直径的中间部分77-3的管状结构。可大体呈圆柱形形状的近侧部分77-1可包括具有开口81的近侧端部79和从近侧端部79朝着远侧隔开短距离的内圆周脊83(图6中最佳地可见)。可大体呈圆柱形形状的远侧部分77-2可适当地定尺寸以便插入枢纽部21的近侧部分32-1,并且可包括适于与螺纹33接合的外螺旋螺纹85。通过这种方式,把手71的远侧部分77-2可拧入枢纽部21的近侧部分32-1(可由硅树脂或相似的合适材料制成的、图2(b)中所示密封环86可插入在把手71的远侧部分77-2周围以在枢纽部21与把手71之间提供密封件)。中间部分77-3可具有外表面87,外表面87的轮廓大致被构造为允许由人例如使用一只手的两根手指握持。中间部分77-3可附加地包括一对轴向肋89-1和89-2,一对轴向肋89-1和89-2可用于在一对轴向肋89-1和89-2之间接收片55的近侧端部55-1,从而限制把手71相对于枢纽部21的旋转。

[0261] 介入装置13还可包括阀组件91(参见图2(b)至图2(c)),阀组件91可布置在把手71

内。可使用任意数量的不同的阀组件。图7(a)和图7(b)中所示阀组件91可包括优选为由医用级硅树脂或相似的合适材料制成的整体结构。阀组件91可成形为包括近侧部分92-1、远侧部分92-2和中间部分92-3。近侧部分92-1可为成形为包括近侧端部93、远侧端部95和圆形侧壁97的大体管状结构。近侧端部93可成形为包括通向从近侧端部93延伸至远侧端部95的纵向通道94的中心开口93-1。通道94可包括近侧段94-1、中间段94-2和远侧段94-3,其中,中间段94-2具有相对较大直径,远侧段94-3具有相对较小直径,近侧段94-1具有中间直径。阀组件91的远侧部分92-2可为大体管状结构,该大体管状结构成形为包括近侧端部101、远侧端部103和圆形侧壁105。远侧端部103可具有通向从近侧端部101延伸至远侧端部103的纵向通道107的中心开口103-1。阀组件91的中间部分92-3可为大体管状结构,该大体管状结构成形为包括近侧端部111、远侧端部113和侧壁115。侧壁115可大致成形为限定近侧阀117和远侧阀119。阀117和119可将中间部分92-3的内部划分成与近侧部分92-1的远侧段94-3流体连通的近侧通道118和与远侧端部92-2的通道107流体连通的远侧通道120。阀117和119中的每个可为四边鸭嘴形阀,阀117和119可取向在相对于彼此的相反方向上,其中,阀117在远侧方向上呈锥形,阀119在近侧方向上呈锥形。此外,阀117的远侧端部和阀119的近侧端部可被结合以使得阀117和119共同地打开和关闭。正如将在下面进一步讨论的那样,阀117和119可构造成朝着关闭状态偏置。在处于这种关闭状态的期间,阀117和119可用于防止流体或其他物质流动通过阀组件91。尤其是,因为其朝着远侧呈锥形的取向,阀117可用于防止流体朝着近侧流动通过阀组件91。另外,正如将在下面进一步讨论的那样,当期望时阀117和119可通过将适当的医疗装置插入阀组件91而被打开。阀119相对于阀117的相反取向的优点在于,阀119可降低当事先插入阀组件91的医疗装置在随后从阀组件91撤回时阀117将刮擦到正在撤回的医疗装置的外部的可能性。例如,在医疗装置为用于将压力衰减装置从患者移除的移除装置的情况下,这种刮擦可为不期望的,并且刮擦导致压力衰减装置从移除装置分离。

[0262] 现在参照图8(a),示出了经组合的把手71和阀组件91的部分剖开的侧视图。正如可见的那样,阀组件91的远侧部分92-2可相对于把手71的中间部分77-3的内表面定尺寸为可在其间提供间隙121。在不希望受限于任何特定的操作理论的情况下,本发明人相信间隙121在允许通过远侧部分77-2进入把手71的流体的一部分在远侧部分92-2周围朝着近侧流动并且允许聚积在阀91的中间部分92-3的外部周围可能是有利的。这种聚积的流体可用于使阀组件91的中间部分92-3内以及阀组件91的中间部分92-3的外部周围的流体压力均衡,从而促进阀117和119至正常关闭状态的偏置。根据一个实施方式,间隙121可定尺寸成大约0.0001至2英寸,优选为约0.001至0.500英寸,更优选为约0.010至0.050英寸。

[0263] 如在图8(a)中可见,阀组件91的近侧部分92-1可相对于把手71的近侧部分77-1定尺寸为使得近侧部分92-1可形成具有脊83的流体密封的密封件。通过这种方式,通过间隙121朝着近侧流动的流体可保持通过之前的脊83朝着近侧流动。如在图8(b)中可见,如O形环122的结构可添加在阀组件91周围以帮助阀117和119紧密接合,而不依赖于腔压力。在一些实施方式中,阀组件91可与把手71一同制成,或者作为把手71的一部分。

[0264] 现在参照图2(b)至图2(c)以及图9(a)至图9(b),介入装置13还可包括密封件125。密封件125可包括可由医用级硅树脂或相似的合适材料制成的整体结构。密封件125可为具有中心开口126的环形形状。如图2(c)所示,密封件125可适当地定尺寸以安装在阀组件91

内。密封件125可在通道94的中间段94-2中定位在阀组件91中,其中,密封件125的后表面125-1通过合适的方式(例如,超声波焊接、粘接剂等)固定至阀组件91内的架子126(参见图7(b))。中心开口126可适当地定尺寸以在已插入阀组件91的医疗装置周围同轴地形成流体密封的密封件。通过这种方式,如果阀117和119通过插入阀组件91的这种医疗装置打开,则密封件125可用于使流体在所述医疗装置周围的近侧泄露最小化。

[0265] 介入装置13还可包括扩张器或闭塞器131(参见图2(b)至图2(c))。图10(a)和图10(b)中所示闭塞器131可包括优选为由具有柱状强度以及角状灵便性的医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体结构。可为具有腔或通道132的管状构件的闭塞器131可成形为包括近侧部分133-1、远侧部分133-和中间部分133-3。应理解,虽然在本实施方式中闭塞器131示出为具有纵向通道,但是这种通道不需要是纵向通道,可替代地,可为其至少一部分不是沿着闭塞器131的纵向轴线延伸的通道。例如,通道132可具有定位在闭塞器131的侧面上的近侧开口和/或远侧开口,或者闭塞器131可简单地具有一个开口,例如在定位在闭塞器的远侧端部处或远侧端部附近的袋或腔的情况下。

[0266] 参照图10(a)至图10(b),近侧部分133-1、远侧部分133-2和中间部分133-3中的每个可大体呈圆柱形形状,其中,近侧部分133-1和远侧部分133-2在它们各自的大部分长度上都具有相似的外径,中间部分133-3具有比近侧部分133-1和远侧部分133-2的外径窄的外径。远侧部分133-2可包括截头圆锥形远侧端部135,截头圆锥形远侧端部135可由朝着远侧呈锥形的壁厚度部分地形成。可从闭塞器131的近侧端部137延伸至远侧端部135的通道132可在中间部分133-3内以及近侧部分133-1和远侧部分133-2的相邻部分中变窄,并且也可随着其接近远侧端部135而变窄。

[0267] 闭塞器131可适当地定尺寸以允许其远侧端部135被同轴地插入密封件125、阀组件91、管状构件23和护套61的组合,其中,闭塞器131的远侧端部135向远侧延伸超过护套61的远侧端部64短距离,闭塞器131的近侧端部137从护套61的近侧端部63向近侧延伸短距离,近侧部分133-1可以但不一定形成具有密封件125的流体密封的密封件,中间部分133-3存在于阀组件91的阀117和119内(图2(c))。中间部分133-3优选为具有窄直径以使阀117和119的打开程度仅满足最低需要。中间部分133-3可具有大约0.001至3英寸的长度 l_1 ,优选为大约0.050至2英寸的长度 l_1 ,甚至更优选为约0.050至1英寸的长度 l_1 。例如,中间部分可在长度上比阀117、119、密封件125和阀组件91中的一个或多个大。

[0268] 介入装置13还可包括闭塞器把手151(参见图2(a)至图2(c))。图11(a)和图11(b)中所示把手151可包括优选为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体结构。把手151可为管状构件,该管状构件成形为包括侧壁153、近侧端部155和远侧端部157。纵向通道159可从近侧端部155延伸至远侧端部157。通道159可包括近侧部分159-1、远侧部分159-2和中间部分159-3。近侧部分159-1和远侧部分159-2可具有彼此大体相似的执行,而中间部分159-3可具有相对于近侧部分159-1和远侧部分159-2减小的直径。远侧部分159-2可适当地定尺寸以接收闭塞器131的近侧部分133-1,其中,闭塞器131的近侧端部137定位成相对于远侧部分159-2的近侧端部160齐平。闭塞器131可通过合适的方式(例如,超声波焊接)固定至把手151。为了便于用户对把手151的数字化操纵,把手151的外表面可适当地成形有一对相反轮廓的面163(示出了它们中的仅一个)以及成形有一对相反棱纹的面165-1和165-2。

[0269] 介入装置13还可包括把手塞171(参见图2(a)至图2(c))。图12(a)和图12(b)中所示塞171可包括优选为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体结构。塞171可成形为包括基座部173和具有倒钩的柄部175。基座部173可适当地定尺寸为配合地装配在把手151的近侧部分159-1内。具有倒钩的柄部175可适当地定尺寸为摩擦地装配在闭塞器131的近侧部分133-1内,并且与闭塞器131的近侧部分133-1形成流体密封的密封件以防止流体通过闭塞器131的近侧端部137朝着近侧流动。(可替代地,塞171可提供有窄的纵向孔以允许一些流体通过闭塞器131的近侧端部137朝着近侧流动,例如,以提醒用户闭塞器131已插入到特定位置或深度)。除了防止这种通过闭塞器131的向近侧流体流动以外,塞171也可用于向把手151与闭塞器131之间的接头提供一些机械强度。

[0270] 介入装置13还可包括保护套管181(参见图2(a)至图2(c))。图13(a)和图13(b)中所示套管181可包括管状结构,该管状结构优选为包含例如聚四氟乙烯(PTFE)或相似的合适材料的柔性材料。正如下面将要进一步讨论的那样,套管181的至少一部分可定位在闭塞器131的通道132内,并且用于制成套管181的材料可附加地为光滑的(和/或通道132可具有与套管181接触的光滑表面),以通过将下面描述的方式辅助套管181从通道132的部署。套管181可包括第一端部183、第二端部185和从第一端部183延伸至第二端部185的纵向通道187。套管181可成形为包括具有相对较大直径的第一部分182-1和具有相对较小直径的第二部分182-2。正如下面将要进一步描述的那样,套管181可用于同轴地覆盖穿过解剖学结构(例如,患者的尿道)的闭塞器131和护套61中将以其他方式暴露的部分,其中,套管181紧贴解剖学结构(例如,患者的尿道)的内侧壁。在这样做时,套管181可通过减小与解剖学结构的壁的剪切力来便利闭塞器131和护套61插入解剖学结构。此外,例如,在使用介入装置13以通过尿道提供进入膀胱的通道132的情况下,套管181可附加地用于使传送到患者的尿道或膀胱中的微生物最少化。

[0271] 在下面的专利和专利申请中可找到与可用于形成套管181的材料和方法相关的信息,所有这些专利和专利申请通过引用并入本文,其中,这些专利和专利申请包括:Huang等人于2007年8月14日发行的美国专利第7,255,687号、Bigonzi-Jaker等人于2001年6月5日发行的美国专利第6,240,968号、Jaker等人于1999年12月28日发行的美国专利第6,007,488号、Feliziani等人于1999年4月27日发行的美国专利第5,897,535号、Jaker等人于1998年1月27日发行的美国专利第5,711,841号、Jaker等人于1997年10月14日发行的美国专利第5,676,688号、Roberto等人于1996年7月2日发行的美国专利第5,531,717号、Huang等人于2008年1月17日公开的美国专利申请公开第US 2008/0015518号、Huang等人于2005年9月8日公开的美国专利申请公开第US 2005/0197627号、于1999年1月28日公开的德国专利第DE 692 25 599 T2号、以及于1998年5月20日公开的欧洲专利第0 605 427 B1号。

[0272] 应理解,虽然套管181已在本文中描述为管状结构,但是套管181可替代地提供一个或多个平板的形式。

[0273] 返回参照图2(a)和图2(c),介入装置13还可包括同轴地安装在护套61周围的滑环组件191。滑环组件191可包括图2(b)中所示O形环197、内部构件193和外部构件195。图14(a)和图14(b)中详细示出的内部构件193可包括优选为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体结构。内部构件193可为管状结构,该管状结构成形为包括近侧部分199和远侧部分201。近侧部分199可包括限定近侧端部205和纵向通道207的连续的侧壁203。一

个或多个横向槽204可设置在侧壁203中,并且一个或多个肋206可沿着侧壁203的外圆周布置。远侧部分201可包括限定远侧端部211和纵向通道213的大体圆形的侧壁209。大体圆形的沟槽212可在其近侧端部处形成在侧壁209的外表面上,并且一个或多个肋214可在对于沟槽212和远侧端部211的中间位置处沿着侧壁209的外圆周布置。通道207和213可彼此共线地对齐,其中,通道213具有相对较小的直径,通道207具有相对较大的直径。通道213可适当地定尺寸以允许构件193通过下面将进一步讨论的方式自由地滑动在护套61上方。通道207可适当地定尺寸以允许近侧部分199通过与周向肋37接合而可逆地弹簧锁定到枢纽部21的远侧部分32-2的外部。一个或多个内部轴向肋215可设置在壁203的内表面上,以通过使肋41和43中的一个或多个抵靠在远侧部分32-2上来限定近侧部分199在枢纽部21的远侧部分32-2上的旋转。

[0274] 图15(a)和图15(b)中所示外部构件195可包括优选为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体结构。外部构件195可为成形为包括限定近侧端部223、远侧端部225和从近侧端部223延伸至远侧端部225的纵向通道227的连续的侧壁221。近侧端部223和纵向通道227可适当地定尺寸以接收可通过合适的方式牢固地固定至外部构件195的内部构件193。O形环197(图16)可适当地构成为与内部构件193的沟槽212紧密配合。

[0275] 外部构件195的侧壁221可具有大体呈锥形的形状,以便利用户进行数字化操纵,其中,近侧端部223具有比远侧端部225的直径相对更大的直径。(可替代地,远侧端部225具有比近侧端部223的直径相对更大的直径。)可便利握持的一个或多个周向肋229可设置在侧壁221的外部上。

[0276] 现在移至图17(a)至图17(b),组装的滑环组件191可与系统的其他部件一起看到。滑环组件191可接合且固定套管的一个端部。正如图17(a)和图17(b)中可见的最佳所示,套管181的第一部分182-1可紧密地固定在O形环197与内部构件193之间,其中,套管181的第二部分182-2朝着远侧延伸通过外部构件195的远侧端部225。通过以这种方式将套管181固定至内部构件193,套管181可机械地联接至滑动的环组件191以相对于护套61与滑动的环组件191一同进行滑动运动。结果,如图17(a)中所示,当环组件191处于其初始远侧位置中时,套管181的第二部分182-2的长度可用于覆盖闭塞器131的定位在环组件191远侧的部分,其中,套管181的第二部分182-2的剩余部分缠绕在闭塞器131的远侧端部135周围并被塞进闭塞器131的通道132中。

[0277] 随后,环组件191可相对于护套61朝着远侧滑动,存在于闭塞器131的通道132内的套管181的第二部分182-2的长度可通过远侧端部135从闭塞器131内抽出并且可在闭塞器131和护套61上方外翻、或向外和从内向外拉出,直至整个套管181已从通道132抽出。如在图17(b)中可见,当环组件191处于其最近侧位置时,套管181的远侧端部185可定位在护套61的远侧端部65近侧,从而暴露闭塞器131和护套61的远侧端部。虽然如此,套管181优选为具有适当的长度,以在例如使用介入装置13以通过尿道提供进入膀胱的通道(的情况下),随着闭塞器131和护套61的远侧端部穿过患者的尿道,闭塞器131和护套61的远侧端部可由套管181覆盖。在一些实施方式中,在介入装置的其余部分朝着远侧前进期间,环组件191被保持在适当位置中。

[0278] 为了将套管181的远侧端部185定位在闭塞器131的通道132内,在将塞171插入闭塞器把手151之前,可将具有远侧环(未示出)的装置朝着远侧插入闭塞器把手151,通过闭

塞器131,并且通过套管181的远侧端部185,随后将套管181的远侧端部185拧入所插入的装置的远侧环,随后收回附接有套管181的所插入装置,直至套管181的远侧端部185位于通道132内,此后,在装置的连续抽回后将装置与套管181分离。在通过上述方式将套管181的远侧端部185定位在闭塞器131时,定位在闭塞器131的通道132内的套管181的第二部分182-2可能不一定平贴于闭塞器131的内表面,但这种情况的发生应没有什么后果。

[0279] 现在返回参照图2(a)至图2(c),介入装置13还可包括用于限制滑环组件191相对于护套61的远侧端部和/或近侧端部的滑动运动的一个或多个限制机构。正如可理解的那样,不存在这种限制的、滑环组件191可相对于护套61自由滑动。因此,如果介入装置13以使护套61指向下的方式被保持,则组件191可相对于护套61朝着远侧滑动,甚至可能完全地滑出护套61。组件191从护套61的这种脱离将是十分不期望的,因为除了其他事项以外,其还可能妨碍保持闭塞器131和护套61的远侧端部被套管181覆盖,直至闭塞器131和护套61的远侧端部已通过患者的尿道或其他期望的解剖学结构之后。另外,滑环组件191可在护套61上不经意间朝着近侧滑动,直至到达枢纽部21或者基本到达枢纽部21。组件191的这种向近侧运动将是高度不期望的,因为除了其他事项以外,其还可导致套管181的端部185过早地从闭塞器131抽出,而这转而可能妨碍保持闭塞器131和护套61的远侧端部被套管181覆盖,直至闭塞器131和护套61的远侧端部已通过患者的尿道或其他期望的解剖学结构之后。虽然本文中公开了两个分离的限制机构,但是应理解单个限制结构也可执行这两个功能。

[0280] 两个限制机构中的一个可包括系绳241。系绳241可为细绳、缝合用线、带或相似的合适结构。系绳241可包括具有近侧端部243和远侧端部245的长型构件(图18)。近侧端部243可通过例如通过开口57成环并且系到片55而固定至枢纽部21。远侧端部245可例如通过干涉配合、通过插入在内部构件193与外部构件195之间而固定至滑环组件191。因此,因为系绳241在一个端部处固定至枢纽部21并且在相反的端部处固定至环组件191并且因为系绳241在长度上适当地定大小,所以组件191相对于护套61的向远侧运动可被限制,并且尤其是,可限制组件191在护套61上不移动超过期望的轴向位置。

[0281] 两个限制机构中的另一个可包括保持卡片261。图19(a)至图19(c)中所示卡片261可包括优选为由刚性卡片纸、聚合物、或相似的合适材料制成的整体结构。卡片261可从合适材料的片切割和刮出,以限定顶部263、从顶部263的左侧向下延伸短距离的左翼265、和从顶部263的右侧向下延伸短距离的右翼267。顶部263可具有可超出护套61直径的宽度。通过这种方式,用定位在护套61上方的顶部263,左翼265可定位在护套61的一侧上,右翼267可定位在护套261的相反侧上。顶部263的近侧端部263-1可成形为包括凹陷部269,其中,凹陷部269可适当地定尺寸以与管状构件25的腰部53配合地接合。顶部263的远侧端部263-2可适当地定尺寸以与滑环组件191接合,并且可成形为包括片271,其中,片271可插入组件191的内部构件193。通过这种方式,通过接合腰部53的凹陷部269和通过插入组件191的内部构件193的片271,保持卡片261可用于防止组件191相对于护套61的向近侧运动。卡片261还可用于防止滑环组件191相对于护套61的旋转,并且在这样做时,可限制套管181可能在闭塞器131内变得扭曲的程度。套管181在闭塞器131内的这种扭曲可能是不期望的,因为这可能在最终期望外翻时增加套管181正确地外翻的阻力。当期望组件191相对于护套61的向近侧运动时,卡片261优选从装置13移除。优选地,卡片261在装置13的远侧端部插入患者之前被立即移除(虽然卡片261也可在装置13的远侧端部插入患者之后被移除)。为了便于卡

片261的移除,顶部263可成形为包括在片275的近侧端部处经由活铰链277连接的片275。片275可通过直接打印或者通过粘接剂标签标记有箭头278或相似的标识以指示可朝着远侧拉出片275以使腰部53从凹陷部269脱离。随后,片271可从内部构件193移除。

[0282] 介入装置13还可包括流体延长线281(参见图2(a)至图2(c))。可为优选由医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体管状结构的线281可包括近侧端部283和远侧端部285。可为三向止水栓阀的止水栓阀287可接合至线281的近侧端部283,并且也可接合至流体源(未示出)并且接合至出口(未示出)。可连接至枢纽部21的第二管状构件25的阳鲁尔连接件289可接合至线281的远侧端部285。在介入装置13用于提供进入泌尿膀胱的通道,在已移除闭塞器131之后,线281、止水栓阀287和连接件289的组合可用于将流体输送至患者的膀胱或者从患者的膀胱排出流体。正如可理解的那样,线281、止水栓阀287和连接件289的上述组合的一个优点在于,在止水栓阀287操作成从患者的膀胱排出流体的情况下,可在远离患者的尿道的位置处从患者收集这种尿液。

[0283] 在使用之前,介入装置13可通过合适的消毒技术(例如,环氧乙烷处理)来进行消毒。

[0284] 现在参照图20A-B,示出了分别示意性地描绘使用介入装置13提供进入期望解剖学结构的通道的可能方法290A和290的两个流程图。这种通道可为例如对于女性泌尿膀胱的经尿道入口。方法290A可开始于步骤290-1A:对限制机构解锁。该步骤可以通过从装置13移除卡片261,优选为通过将片275朝着远侧拉出直至枢纽部21的腰部53与片275的凹陷部269分离并且随后通过将片271从滑环部件191的内部构件193移除而进行的(参见图21(a))。方法290A随后可继续至步骤290-2A:将介入装置对准并插入身体。该步骤可包括将道止部定位成与道相邻。该步骤还可包括将闭塞器131的远侧端部135对准并插入道的外开口,其中,滑环组件191的远侧端部与患者的道接触,并且闭塞器131的远侧端部135由套管181覆盖(参见图21(b),其中,尿道由参考标记U来表示,道由参考标记M来表示,并且膀胱由参考标记B来表示)。虽然已示意性示出,但是在一些实施方式中,滑环组件191可在道处与身体组织接合。方法290可随后继续至步骤290-3:使闭塞器131和护套61以直线且稳定运动的方式朝着远侧前进通过尿道U、直至套管181完全外翻(向外拉出并且将内部翻出)且滑环组件191嵌入枢纽部21的远侧端部(参见图21(c))。(其中,闭塞器131和护套61以上面所讨论的方式前进,闭塞器131的远侧端部135和护套61的远侧端部64可定位在患者的膀胱B内)。优选地,因为闭塞器131和护套61以上面所讨论的方式朝着远侧前进,所以避免了闭塞器131和护套61相对于滑环组件191的旋转,由此使可能阻碍套管181外翻的、套管181的扭曲最小化。

[0285] 方法290随后可进行至步骤290-4:通过用一只手静态地保持枢纽部21而用另一只手握住并拉动闭塞器把手151而从护套61、枢纽部21和把手71朝着近侧抽出闭塞器131(参见图21(d))。随着这样移除闭塞器131,介入装置13的剩余植入部分可提供管道,通过该管道,医疗装置(例如,输送装置15、压力衰减装置17和移除装置19)可被输送到期望的解剖学结构。在上面提及的步骤期间,根据介入装置的设计以及是否希望从患者的膀胱放空流体,可打开或关闭止水栓阀287。在一些实施方式中,闭塞器131可阻挡进入流体延长线281和止水栓阀287的入口。由此,流体可在将介入装置定位并移除闭塞器131之后被排出。

[0286] 正如所提及的那样,可使用其他介入装置或系统。介入装置可将基础套管改变为

涉及上面所讨论的介入装置部件中的至少一些中的任意数量的不同组合。

[0287] 如上所述,可能期望使滑环组件191相对于闭塞器131和护套61的旋转最小化以使套管181在闭塞器131内的扭曲最小化。虽然,卡片261可在其从介入装置13移除之前充分地防止这种旋转,但是卡片一旦从介入装置13移除,介入装置13中可能不存在用于限制这种旋转的保持机构。因此,根据一个方面,下面公开可包括旋转限制机构的某些可替代实施方式。

[0288] 现在参照图22(a)至图22(c),示出了介入装置301的第一可替代实施方式的各种视图。介入装置301可在大多数方面与介入装置13相似,两个装置之间的主要区别可在于,介入装置301还包括用于限制滑环组件相对于护套和闭塞器的旋转运动的机构而没有保持卡片。在本实施方式中,所述机构可包括护套303和内环构件305。护套303和内环构件305可分别在大多数方面与装置13的护套61和内环构件193相似。护套61与护套303之间的主要区别可在于,护套303可附加地包括沿着侧壁307的圆周在大致相反的点处设置在侧壁307中的一对轴向延伸的沟槽306-1和306-2。内环构件193与内环构件305之间的主要区别可在于,内环构件305可附加地包括从侧壁311径向向内延伸的一对舌部309-1和309-2,舌部309-1和309-2适当地定位和适当地定尺寸成分别与沟槽306-1和306-2配合并且在沟槽306-1和306-2中行进,从而以这种方式限制内环构件305相对于护套61的旋转运动。应理解,舌部和沟槽可被转换成位于与上面所描述的部件相反的部件上。此外,还可存在着一个或多个舌部和沟槽。

[0289] 现在参照图23,示出了介入装置321的第二可替代实施方式的放大的局部纵向剖视图。介入装置321可在大多数方面与介入装置301相似。两个装置之间的主要区别可在于,介入装置321可包括倒钩325-1和325-2,而不是分别与沟槽306-1和306-2配合且在沟槽306-1和306-2内朝着远侧成角度的舌部309-1和309-2。倒钩325-1和325-2以及沟槽306-1和306-2的上述布置分别可限制内环构件323相对于护套303的灵便的向远侧运动、以及可限制内环构件323相对于护套303的旋转运动但允许内环构件323相对于护套303的灵便的向近侧运动。应注意,因为上述布置限制了内环构件323相对于护套303的灵便的向远侧运动,所以介入装置321不需要附加地包括系绳241。因此,滑环组件可朝着远侧移动,同时防止和降低朝着近侧移动的能力。

[0290] 现在参照图24,示出了介入装置341的第三可替代实施方式的放大的局部纵向剖视图。介入装置341可在大多数方面与介入装置321相似,但可以不包含沟槽。正如可以理解的那样,虽然介入装置341的上述布置可限制内环构件323相对于护套343的灵便的向远侧运动,同时允许内环构件323相对于护套343的灵便的向近侧运动,但是这种布置不对内环构件323相对于护套343的旋转运动产生任何限制。

[0291] 现在参照图25,示出了介入装置361的第四可替代实施方式的放大的局部纵向剖视图。介入装置361可在大多数方面与介入装置301相似,但不具有一对舌部309-1和309-2,介入装置361可包括一个或多个单向辊。两个单向辊365-1和365-2可以允许内环构件363相对于护套303的灵便的向近侧运动,同时限制内环构件363相对于护套303的灵便的向远侧运动和灵便的旋转运动的方式分别接合至内环构件363并且布置在沟槽306-1和306-2内。

[0292] 现在参照图26和图27,分别示出了介入装置371的第五可替代实施方式的俯视图和放大的局部立体图。介入装置371可包括壳体组件、护套组件和流体控制系统。介入装置

371可在某些方面与介入装置13相似。两个介入装置之间的一个区别可在于,介入装置13可包括枢纽部21和把手71,而介入装置371可替代地包括壳体373。壳体373可为大体呈翼状的结构,该结构包括可相对较宽的近侧端部374-1和可相对较窄的远侧端部374-2。壳体373可包括第一壳体部375和第二壳体部377。第一壳体部375和第二壳体部377中的每个都可由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成。第一壳体部375和第二壳体部377可由螺丝(未示出)或其他合适的方式结合在一起。

[0293] 优选地,介入装置371的壳体373定尺寸为具有比介入装置13的枢纽部21和把手71的组合的相应长度长的长度,其中,该长度是从近侧端部374-1至远侧端部374-2的测量的长度。部分地由于这种增加的长度,与可使用介入装置13的情况相比,介入装置371可使操作者将他的手保持得更加远离患者。因为这可改善患者的舒适度并且可降低因操作者接触患者的解剖学结构并随后与介入装置371和/或插入介入装置371的工具交叉污染而导致的泌尿管感染的可能性,所以这可能是期望的。

[0294] 介入装置371与介入装置13之间的另一个区别可在于,介入装置13可包括单个止水栓阀287,其中,单个止水栓阀287可为三向止水栓阀,而介入装置371可替代地包括一对止水栓阀381和383,其中,一对止水栓阀381和383中的每个可为双向止水栓阀。可安装在第一壳体部375中的阀381可用于控制流体流过布置在壳体373的近侧端部374-1的一侧上的第一端385。可安装在第一壳体部375中的阀383可用于控制流体流过布置在壳体373的近侧端部374-1的另一侧上的第二端387。端385和387中的一个可连接至例如流体源以使得流体可输送至患者,而端385和387中的另一个可连接至例如排出装置或相似的流体收集装置以使得流体可从患者排出。

[0295] 部分地由于壳体373的设计以及止水栓阀381和383相对于壳体373的放置,操作者可使用仅一只手来保持介入装置371并且可操作止水栓381和383。这与对于大多数操作者而言至少一只手可能需要保持把手71并且另一只手可能需要操作止水栓287的介入装置13相反。介入装置371可用一只手来保持和操作的事实可能是期望的,因为这降低了交叉污染的可能性并简化了流体控制。

[0296] 介入装置371与介入装置13之间的另外的区别可在于,装置13可包括滑环组件191和一个或多个限制机构241和261,而装置371可替代地包括滑动组件和棘轮轨道393。滑动组件391可包括滑块395,滑块395可为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的管状构件。可同轴地安装在护套61上方的滑块395可成形为包括近侧端部397和远侧端部399。近侧端部397可成形为包括基本均匀地相隔在滑块395的外圆周上的一对弹簧夹401。远侧端部399可呈向外延伸的圆周法兰的形状。远侧端部399可用于与滑块395接合,以使得滑块395可相对于护套61滑动。(这种滑动可能通过以下方式实现,即,用一只手握住远侧端部399并且在护套61上方朝着近侧手动地滑动滑块396、或者更优选地将远侧端部399压住抵靠患者并使用患者的身体(例如,患者的道)以在护套61上方使滑块395朝着近侧滑动)。滑动组件391还可包括在远侧端部399附近布置在滑块395内以保持保护套管181的近侧端部的机构(未示出)。

[0297] 棘轮轨道393可包括一对导轨394-1和394-2。可与第二壳体部377一体成形并且布置在壳体373内部内的导轨394-1和394-2可布置成彼此平行并且可定位在护套61和滑块395的相反侧上。导轨394-1和394-2可定尺寸且定位成使得弹簧夹401可在滑块395朝着近

侧移动时在导轨394-1和394-2上滑动。多个止动器405可形成在导轨394-1和394-2上。止动器405可成形为允许弹簧夹401在止动器405上方的灵便的向近侧运动,并且限制弹簧夹401在止动器405上方的灵便的向远侧运动。通过这种方式,可有效地允许滑动组件391仅朝着近侧移动,而由棘轮轨道393限制向远侧运动和旋转运动。正如可理解的那样,导轨394-1和394-2上的止动器405的数量和间隔可根据期望来改变。例如,止动器405可沿着滑动组件391行进的整个长度以规则或不规则的间隔定位,或者可仅在滑动组件391行进的整个长度的后半部分处以规则或不规则的间隔定位。

[0298] 正如可理解的那样,介入装置371可成形为使得可其与患者接触的那些部分(例如,这些部分包括滑块395的远侧端部399和/或壳体373的远侧端部374-2)可相对光滑,并且具有最小量的锐角边缘。通过这种方式,可使因与介入装置371接触而导致的、患者受到的刺激最小化。

[0299] 虽然介入装置371示出为不具有闭塞器,但是介入装置371也可包括闭塞器,例如与闭塞器131相似的闭塞器。

[0300] 现在参照图28,示出了介入装置431的第六可替代实施方式的俯视图。介入装置431可包括壳体组件、护套组件和流体控制系统。介入装置431可在某些方面与介入装置371相似。两个介入装置的一个区别可在于,介入装置371可包括用于控制流体流过第一端385的止水栓阀381和用于控制流体流过第二端387的止水栓阀383,而装置431可替代地包括单个止水栓阀433。止水栓阀433可为三向止水栓阀,该三向止水栓阀可用于例如通过具有使端385打开且使端387关闭的第一位置、使端385关闭且使端387打开的第二位置、和使端385和387两者均关闭的第三位置来控制流体流过端385和流过端387。

[0301] 虽然介入装置431示出为不具有闭塞器,但是介入装置431也可包括闭塞器,例如与闭塞器131相似的闭塞器。

[0302] 现在参照图29(a)至图29(c),分别示出了介入装置461的第七可替代实施方式的俯视图、侧视图和立体图。介入装置461可包括壳体组件、护套组件和流体控制系统。介入装置461可在某些方面与介入装置431相似。两个介入装置的一个区别可在于,介入装置431可包括用于控制流过端385和387的止水栓433,而介入装置461可替代地包括延伸通过壳体467中的狭槽465且用于控制流体流过端385和387的凸轮致动式阀机构463。

[0303] 现在还参照图30,示出了流体控制系统463(例如,凸轮致动式阀机构463)的简化示意图。凸轮致动式阀机构463可包括第一顺应性管469、第二顺应性管471和凸轮473。第一顺应性管469可在一个端部处联接至端385,并且在相反的端部处连接至护套61,并且第二顺应性管471可在一端连接至端387并在另一端连接至护套61。可供操作者通过设置在介入装置461的壳体467中的狭槽465使用的凸轮473可选择性地用于使第一顺应性管469和第二顺应性管471挤压关闭和保持打开。管469和471以及凸轮473可布置成彼此相对,以使得凸轮473可轴向地挤压定位在凸轮473的同一侧上的管469和471。管469和471可朝着远侧(远离壳体467的近侧端部467-1)被挤压。凸轮473可与护套61同轴地安装(参见对于护套61的图29(a)至图29(c))。凸轮473可设计成依赖性地控制每个阀,从而提供三种功能:填充、排出和关闭(即,无流动)。可包括使入口和出口同时打开的第四“齐平”位置。

[0304] 介入装置461与介入装置431之间的另一个区别可在于,介入装置461还可包括闭塞器481和闭塞器把手483。闭塞器481可与闭塞器131相似。闭塞器把手483与闭塞器把手

151区别可在于,闭塞器把手483可包括D形环。D形环的非圆形形状可轮流地使得用户在介入装置461插入患者期间将他的拇指搁置在D形环内,以及容纳其插入D形环的食指以便于闭塞器481从患者的移除。

[0305] 应理解,介入装置461可包括类似闭塞器把手151的闭塞器把手,而不是闭塞器把手483。可替代地,介入装置461可简单地不包括闭塞器或闭塞器把手。

[0306] 现在参照图31,示出了流体控制系统501(例如,凸轮致动式阀机构501的第一可替代实施方式)的简化示意图。可为依赖控制、双向且轴向压缩机构的凸轮致动式阀机构501可包括第一顺应性管503、第二顺应性管505和凸轮507。如可见,第一顺应性管503和第二顺应性管505可定位在凸轮致动式阀机构501中的凸轮507的相反侧上。

[0307] 现在参照图32(a)至图32(d),示出了流体控制系统531(例如,凸轮致动式阀机构531的第二可替代实施方式)的简化示意图。凸轮致动式阀机构531可包括第一顺应性管533、第二顺应性管535、第一凸轮537和第二凸轮539。第一凸轮537可用于挤压关闭第一顺应性管533,第二凸轮539可用于挤压关闭第二顺应性管535。第一凸轮537和第二凸轮539可为可独立操作的。通过这种方式,凸轮致动式阀机构531可操作成呈现如图32(a)中所示的使第一管533和第二管535均关闭的“关闭”位置、如图32(b)中所示的使第一管533打开且使第二管535关闭的“填充”位置、如图32(c)中所示的使第二管535打开且使第一管533关闭的“排出”位置、和如图32(d)中所示的使第一管533和第二管535均打开的“齐平”位置中的任一个。

[0308] 现在参照图33(a)至图33(c),示出了流体控制系统571(例如,凸轮致动式阀机构571的第三可替代实施方式)的简化示意图。凸轮致动式阀机构571可包括第一顺应性管573、第二顺应性管575和线性凸轮577。线性凸轮577可用于挤压关闭第一顺应性管573和第二顺应性管575中的一个或两个。通过这种方式,凸轮致动式阀机构571可操作成呈现如图33(a)中所示的使第一管573和第二管575均关闭的“关闭”位置、如图33(b)中所示的使第二管575打开且使第一管573关闭的“填充”位置、如图33(c)中所示的使第一管573打开且使第二管575关闭的“排出”位置中的任一个。

[0309] 应理解,具有凸轮致动式阀机构的流体控制系统可在径向方向上操作,而不是如上面所讨论的轴向方向上。这种凸轮可用于朝着中心轴线或者远离该轴线地挤压关闭(pinch shut)顺应性管。在图34中示出了具有径向压缩的凸轮致动式阀机构的流体控制系统的示例,并由参照编号591来表示。可设计成向内压缩的凸轮致动式阀机构591可包括第一顺应性管593、第二顺应性管595和凸轮597。图35中示出了具有径向压缩的凸轮致动式阀机构的流体控制系统的另一个示例,并由参考编号611来表示。可设计为向外压缩的凸轮致动式阀机构611可包括第一顺应性管613、第二顺应性管615和凸轮617。

[0310] 在包括上面所讨论的各种凸轮配置的任何凸轮配置中,凸轮可止动于流动位置处,以提供凸轮处于期望位置中的触觉反馈。在一些配置中,介入装置的壳体可配置成具有一个或多个止动部,以提供对于凸轮位置的触觉反馈。例如,止动器可配置成帮助对于凸轮在用于每个管的“流动”位置中和用于两个管的“无流动”位置中的选择器开关的定位。如图32(a)至图32(d)中所示,在一些实施方式中,凸轮配置可包括分离的凸轮,以控制管中的每个中的流动。并且,除了对于凸轮在壳体的顶部处的选择器开关的定位以外,开关还可定位在壳体的底部上或者沿着凸轮的行进的任何点处。此外,在本文中公开的任何凸轮配置中,

凸轮可构成不仅是提供“流动”位置和“无流动”位置,而是附加地包括一个或多个“中间流动”位置,其中,一个或多个“中间流动”位置具有“无流动”位置和“流动”位置的流速的中间量的流速。例如,对于凸轮的定位可用于增加或减小流体在管内的流速。

[0311] 此外,在本文中所描述的实施方式中,凸轮面在整个顺应性管上直接滑动。这种滑动可能生成不期望的摩擦量,从而要求非常大的力来移动凸轮选择器开关。为了降低该界面处的摩擦,推杆可用于跟随凸轮面,并且将其位移转换成纯线性运动。这种推杆随后将挤压顺应性管,而不剪切整个顺应性管,从而降低了所生成的摩擦量。

[0312] 现在参照图36(a)至图36(c),示出了介入装置721的第八可替代实施方式的各种视图。介入装置721可包括壳体组件、护套组件和流体控制系统。介入装置721可在在某些方面与介入装置431相似。两个介入装置的一个区别可在于,介入装置431可包括滑动组件391和棘轮轨道393,而介入装置721可包括滑动组件723和一对凸部725。滑动组件723可包括滑块727,滑块727可为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的管状构件。滑块727可设置有多槽729,多个槽729可基本沿着滑块727行进的整个长度以规则的间隔定位。可不规则地形成在介入装置721的壳体部731上的凸部725可取向成以允许滑块727的灵便的向近侧运动同时防止滑块727的灵便的向远侧运动的方式与槽729接合。滑块727相对于介入装置721的壳体的旋转运动可通过设置在壳体部731的内表面上的轴向延伸的肋733限制,肋733可在滑块727上的相对应的轴向延伸的槽735内行进。(未示出的附加的肋可设置在壳体部上,并且相对应的槽可设置在滑块727的未示出部分中)。滑动组件723还可包括布置在滑块727内且用于保持保护套管(未示出)的近侧端部的机构(未示出)。

[0313] 应理解,虽然槽729在上面公开为沿着滑块727行进的整个长度以规则的间隔定位,但是槽729可以不规则的间隔定位和/或可仅沿着滑块727行进的部分长度定位。

[0314] 例如,现在参照图37(a)和图37(b),示出了介入装置751的第九可替代实施方式的各种视图。介入装置751可包括壳体组件、护套组件和流体控制系统。介入装置751与介入装置721的区别可在于,介入装置721可包括具有基本沿着其整个长度以规则的间隔定位的槽729的滑块727,而介入装置751可替代地包括仅具有近侧槽755和远侧槽757的滑块753(在图38中单独示出)。如图37(a)中的最佳所示,滑块753处于其远侧位置(即,在介入装置751插入患者之前),凸部725可与滑块753的近侧槽755接合。近侧槽755可成形为对滑块753在任一轴向方向上的运动提供仅轻微的阻力。近侧槽755的目的在于在组装过程中定位滑块753以及在介入装置751的部署之前将滑块753保持在其远侧位置中。在介入装置751插入患者的过程中,滑块753可仅在受到凸部725的轻微阻力的情况下离开近侧槽755。在凸部725与槽755之间可存在间隙,以防止凸部725和滑块753在高温下或者在长时间段后出现永久变形。随着滑块753在近侧槽755与远侧槽757之间移动,凸部725可因干涉配合而使滑块753偏转并且可向滑块753的外径施加轻微压力。当滑块753处于其近侧位置时(即,在介入装置751完全插入患者后),凸部725可嵌入远侧槽757,其中,远侧槽757可倾斜或以其他方式定位以将凸部725锁定在适当位置中。

[0315] 现在参照图39(a)和图39(b),示出了介入设备801的第十可替代实施方式的各种视图。介入设备801可包括壳体组件、护套组件和流体控制系统。介入设备801与介入设备751的区别可在于,介入设备721可包括滑块753,而介入设备801可替代地包括滑块803(还在图40中单独示出)。滑块803可成形为包括环部分805和从环部分805延伸的可角偏转或张

开的一对腿部807-1和807-2。如图39(a)中最佳所示,通过位于其远侧位置处的滑块803(即,在介入设备801插入患者之前),位于腿部807-1和807-2的端部处的足部809-1和809-2分别可与槽811-1和811-2接合,其中槽811-1和811-2分别设置在护套813的外表面上。在介入设备801插入患者期间,足部809-1和809-2可在仅受到轻微阻力的情况下朝着近侧轻易地移动通过槽811-1和811-2,以及沿着向外逐渐变细的轨道813朝着近侧移动,其中,向外逐渐变细的轨道813沿着介入设备801的内侧形成。当滑块803处于其近侧位置处时(即,在介入设备803完全插入患者后)足部809-1和809-2可通过使滑块803锁定到位的方式与轨道813的近侧端部接合。

[0316] 与如介入设备751的介入设备相比,介入设备801的一个优点在于张开的腿部807-1和807-2可允许介入设备801具有减小的轴向长度。

[0317] 现在参照图41(a)至图41(d),示出了介入设备901的第十一可替代实施方式的各种视图。介入设备901可包括壳体组件903、护套组件和流体控制系统。护套组件可包括套管或护套913、保护套管925、滑环组件927、扩张器或闭塞器921和闭塞器把手923。流体控制系统可包括枢纽部905、凸轮907、一对顺应性管909-1和909-2、一对流体连接件911-1和911-2、阀组件915、密封件917和帽919。现在将对上述部件中的每个进行详细描述。

[0318] 现在参照图42(a)和图42(b),壳体903可包括一对互补性壳体半部931和933,一对互补性壳体半部931和933中的每个可为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体结构。壳体半部931还在图43(a)和图43(b)中单独示出,壳体半部933还在图44(a)和图44(b)中单独示出。壳体半部931和933可通过合适的方式(例如,螺丝、粘接剂或超声波焊接)结合在一起以联合地限定包括桶部分935和把手部分937的大体枪形结构。

[0319] 可在横截面上呈大体圆形的桶部分935可为成形为包括近侧端部939和远侧端部941的管状结构。桶部分935的截面直径可从近侧端部939向着远侧端部941逐渐变细。近侧端部939可成形为包括开口943,并且远侧端部941可成形为包括开口945。周向延伸的狭槽947的目的将在下面变得明确,即,周向延伸的狭槽947可沿着桶部分935的顶表面设置,并且可朝着远侧与近侧端部939相隔短距离。狭槽947可具有第一端部948-1和第二端部948-2。凹口949和951可用作分别接收操作者的食指和中指的手指搁置部,该凹口949和951可分别在桶部分935与把手部分937的界面处沿着桶部分935的顶表面和底表面设置,并且可用于便于壳体903的单手保持。(用户的同一只手的拇指也可在桶部分935下方并在把手部分937的近侧搁在壳体903上;可替代地,如下面将变得明确的那样,用户的同一只手的拇指也可用于操作凸轮907)。桶部分935和把手部分937配置成在保持壳体903时使得开口943不被操作者阻挡。肋953(例如,参见图43(a)和图43(b))和肋955(例如,参见图44(a))可在近侧端部939与狭槽947之间分别形成在壳体半部931和933的内表面上,该肋953和肋955可用于将枢纽部905轴向地固定在壳体903内。肋957(例如,参见图43(a)和图43(b))和肋959(例如,参见图44(a))可刚好在凹口949和951的远侧端部处分别形成在壳体半部931和933的内表面上,该肋957和肋959可用于将枢纽部905可旋转地固定在壳体903内。肋953和955的定位可配置成使得枢纽部905凹陷在壳体内并且不延伸通过开口943,这可能有助于降低污染。

[0320] 把手部分937可在横截面上呈大体椭圆形,该把手部分937可为包括结合端部961和自由端部963的管状结构。把手部分937可从桶部分935成角度地向下延伸,其中,结合端

部961在狭槽947与凹口949和951之间的位置处与桶部分935结合。自由端部963可成形为包括开口965(例如,参见图42(b)),其目的将在下面变得明确。肋967(例如,参见图43(a)和图43(b))和肋969(例如,参见图44(a))可在自由端部963正上方分别形成在壳体半部931和933的内表面上,并且可结合自由端部963一起用于牢固地接收流体连接件911-1和911-2。

[0321] 现在参照图45(a)至图45(d),枢纽部905可为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体结构。枢纽部905可包括近侧部分971和远侧部分973,近侧部分971和远侧部分973中的每个大体呈管状形状。近侧部分971和远侧部分973可彼此同轴,其中,近侧部分971具有相对较大的直径,远侧部分973具有相对较小的直径。

[0322] 枢纽部905的近侧部分971可包括近侧端部975和远侧端部977。近侧端部975可成形为包括近侧开口979和从近侧开口979径向向外延伸短距离的圆周法兰981。周向肋983可设置在近侧部分971的外部,并且可朝着远侧与法兰981相隔开短距离。肋983和法兰981可联合地在肋983和法兰981之间限定腰部985。腰部985可适当地定尺寸以接收壳体903的肋953(例如,参见图43(a)和图43(b))和肋955(例如,参见图44(a))以将枢纽部905轴向地固定在壳体903内。肋988可从肋983朝着远侧延伸短距离,该肋988可形成在近侧部分971的外部。如将在下面进一步讨论的那样,肋988可用于限制凸轮907相对于枢纽部905的旋转。一对管状柱989-1和989-2可从近侧部分971的远侧端部977朝着远侧延伸短距离。柱989-1和989-2可与近侧部分971的内部流体连通,该柱989-1和989-2可针对顺应性管909-1和909-2(例如,参见图41(d))适当地定尺寸以分别同轴地插入其中以及通过过盈配合保持在其上。

[0323] 枢纽部905的远侧部分973可包括近侧端部991和远侧端部993。远侧端部993可成形为包括远侧开口995以及分别从远侧部分973的顶表面和底表面径向向外延伸短距离的一对片997-1和997-2。片997-1和997-2可适当地定尺寸以与壳体903的肋957(例如,参见图43(a)和图43(b))和肋959(例如,参见图44(a))接合,从而使得枢纽部905可旋转地固定在壳体903内。

[0324] 现在参照图46(a)至图46(e),凸轮907可为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的大体管状的整体结构。凸轮907可旋转地安装在枢纽部905上方,该凸轮907可包括具有近侧端部1003和远侧端部1005的圆形侧壁1001。侧壁1001可适当地定尺寸以同轴地接收枢纽部905、以及接收轴向地插入其的顺应性管909-1和909-2。周向延伸的凹陷部1007可设置在靠近近侧端部1003的侧壁1001中。凹陷部1007可包括第一端部1009、第二端部1011和中点槽1013,该凹陷部1007可适当地定尺寸以接收枢纽部905的肋988,从而使得肋988可限制凸轮907相对于枢纽部905的旋转。

[0325] 凸轮907还可包括可从侧壁1001径向向外延伸的把手、切换器或杆1015。把手1015可适当地定尺寸为延伸通过壳体903中的狭槽947(例如图41(a)中所示)。通过这种方式,例如,操作者可使用他的拇指来将把手1015操纵至狭槽947的不同位置,例如,使把手1015在狭槽947内居中的第一位置(例如图41(a)中所示)、使把手1015定位在端部948-1处的第二位置(例如图47中所示)、和使把手1015定位在端部948-2处的第三位置(例如图48中所示)。狭槽947可适当地定尺寸,以(i)在把手1015定位成抵靠狭槽947的端部948-1时,肋988可定位成抵靠凹陷部1007的第一端部1009,(ii)在把手1015定位成抵靠狭槽947的端部948-2时,肋988可定位成抵靠凹陷部1007的第二端部1011,以及(iii)在把手1015在狭槽947内居

中时,肋的远侧尖部可定位在凹陷部1007的槽1013内。狭槽947可具有止动器,止动器提供对于把手1015定位(i)在狭槽947的第一端部948-1处、(ii)在狭槽947的第二端部948-2处、以及(iii)在狭槽947内居中的触觉反馈。

[0326] 把手1015可配置成在狭槽947内具有有限范围的运动。运动的范围可被限制,以帮助促进用单手操纵把手1015。通过限制把手1015的运动的角范围,操作者可用一只手定位在多个位置中的每个之间、以及优选地,用单个手指(例如,拇指)定位在多个位置中的每个之间。在一些实施方式中,把手1015可配置成具有两个位置之间的角度旋转,例如,从狭槽947内的居中位置至第一端部948-1或第二端部948-2,而角度旋转小于或等于约45度,优选地,角度旋转可小于或等于约30度,更优选地,小于或等于约25、20、15、10或5度。把手1015在狭槽947内从第一端部948-1至第二端部948-2的总角度旋转可小于或等于约90度,优选为小于或等于约60度,更优选为小于或等于约50、45、30、20或10度。

[0327] 凸轮907还可包括布置在侧壁1001的远侧端部1005内的远侧壁1017。远侧壁1017可大体成U形,该远侧壁1017可适当地定尺寸成根据凸轮907的角度位置使顺应性管909-1和909-2中的一个或两者可在枢纽部905的远侧壁1017与远侧部分973之间被挤压关闭。例如,当凸轮907成角度地定位成使把手1015在狭槽947内居中时,远侧壁1017可抵靠枢纽部905的远侧部分973挤压关闭顺应性管909-1和顺应性管909-2这两者。可替代地,当凸轮907成角度地定位成使把手1015定位在狭槽947的端部948-1处时,远侧壁1017可抵靠枢纽部905的远侧部分973挤压关闭顺应性管909-2,同时允许顺应性管909-1保持开启,并且当凸轮907成角度地定位成使把手1015定位在狭槽947的端部948-2处时,远侧壁1017可抵靠枢纽部905的远侧部分973挤压关闭顺应性管909-1,同时允许顺应性管909-2保持开启。

[0328] 图49(a)至图49(c)是介入设备901的局部后视图,其中,为了清楚起见,未示出某些部件,例如,顺应性管909-1和909-2。更具体地,图49(a)示出了凸轮907的把手1015在狭槽947内居中的介入设备(如图41(a)中所示),图49(b)示出了凸轮907的把手1015定位在狭槽947的端部948-1处的介入设备(如图47中所示),并且图49(c)示出了凸轮907的把手1015定位在狭槽947的端部948-2处的介入设备(如图48中所示)。如在图49(a)中可见,当凸轮907的把手1015在狭槽947内居中时,远侧壁1017定位成与柱989-1和柱989-2基本对齐。结果,通过如此定位远侧壁1017,未示出但安装在柱989-1和柱989-2上的顺应性管909-1和909-2可在凸轮907的远侧壁1017与枢纽部905的远侧部分973之间分别被挤压关闭。通过比较,如图49(b)中可见,当凸轮907的把手1015定位在狭槽947的端部948-1处时,远侧壁1017定位成与柱989-2基本对齐,但不与柱989-1对齐。结果,通过如此定位远侧壁1017,顺应性管909-2在凸轮907的远侧壁1017与枢纽部905的远侧部分973之间被挤压关闭,而顺应性管909-1在凸轮907的远侧壁1017与枢纽部905的远侧部分973之间不被挤压关闭。最后,如图49(c)中可见,当凸轮907的把手1015定位在狭槽947的端部948-2处时,远侧壁1017定位成与柱989-1基本对齐,但不与柱989-2对齐。结果,通过如此定位远侧壁1017,顺应性管909-1在凸轮907的远侧壁1017与枢纽部905的远侧部分973之间被挤压关闭,而顺应性管909-2在凸轮907的远侧壁1017与枢纽部905的远侧部分973之间不被挤压关闭。

[0329] 应理解,虽然在本实施方式中凸轮907的远侧壁1017被构成为具有三个位置,即,(i)使顺应性管909-1和顺应性管909-2这两者同时被挤压关闭的位置、(ii)使顺应性管909-1被允许开启,而使顺应性管909-2被挤压关闭的位置、以及(iii)使顺应性管909-1被

挤压关闭,而使顺应性管909-2被允许开启的位置,但是凸轮907的远侧壁1017可被构成为具有附加位置,例如,使顺应性管909-1和顺应性管909-2这两者均被允许开启的齐平位置。此外,设备901可构成为使顺应性管909-1和909-2中的每个都可被限制成仅位于完全开启状态或者完全关闭状态,但相反,可附加地处于有限数量或无限数量(即,连续可调节)的多个部分开启状态,其中,多个部分开启状态具有在完全开启状态与完全关闭状态之间以等增量或不等增量变化的流速。

[0330] 现在返回参照图41(d),顺应性管909-1和909-2各自可为由柔性医用级硅树脂或相似的合适材料制成的大体管状的整体构件。顺应性管909-1可包括第一端部1031和第二端部1033,并且顺应性管909-2可包括第一端部1035和第二端部1037。顺应性管909-1的第一端部1031可同轴地安装在柱989-1上方,并且可通过例如过盈配合或其他合适的方式固定至柱989-1,而顺应性管909-2的第一端部1035可同轴地安装在柱989-2上方,并且可通过例如过盈配合或其他合适的方式固定至柱989-2。通过上述方式,顺应性管909-1和909-2可放置成与枢纽部905的近侧部分971的内部流体连通,由此,在从护套913移除闭塞器921时,顺应性管909-1和909-2可放置成与护套913的内部流体连通。

[0331] 顺应性管909-1的第二端部1033可同轴地插入流体连接件911-1的第一端部1041-1,并且可通过例如粘接剂或其他合适的方式固定至流体连接件911-1的第一端部1041-1,而顺应性管909-2的第二端部1037可同轴地插入流体连接件911-2的第一端部1041-2,并且可通过例如如粘接剂或其他合适的方式固定至流体连接件911-2的第一端部1041-2。流体连接件911-1的第二端部1043-1可呈阴鲁尔锁连接件的形状,而流体连接件911-2的第二端部1043-2可呈阴鲁尔锁连接件的形状。流体连接件911-1和911-2中的一个可连接至阳鲁尔锁连接件(未示出),阳鲁尔锁连接件转而可连接至流体源,而流体连接件911-1和911-2中的另一个可连接至阳鲁尔锁连接件,阳鲁尔锁连接件转而可连接至排出口。结果,顺应性管909-1和909-2中的一个可用于将流体输送至患者,而顺应性管909-1和909-2中的另一个可用于将流体从患者排出。流体连接件911-1还可成形为包括法兰1045-1,流体连接件911-2还可成形为法兰1045-2。法兰1045-1可适当地定尺寸为在肋967(参见图43(a)和图43(b))与自由端部963之间与壳体半部931配合,从而将流体连接件911-1固定至壳体半部931。相似地,法兰1045-2可适当地定尺寸为在肋969(参见图44(a))与自由端部963之间与壳体半部933配合,从而将流体连接件911-2固定至壳体半部933。

[0332] 用于介入设备901的流体流速可为约1cc/min至约1000cc/min的范围内,优选为约10cc/min至约500cc/min的范围内,更优选为100cc/min至约250cc/min的范围内。另外,可影响凸轮907如何挤压关闭管909-1和909-2的以下尺寸可被使用:

[0333]

尺寸	范围	优选	更优选
管OD	0.001”-5.00”	0.01”-0.50”	0.1”-0.49”
管ID	0.001”-5.00”	0.01”-0.50”	0.05”-0.49”
凸轮“关闭”直径	0.001”-5.00”	0.01”-1.00”	0.1”-0.50”
凸轮“开放”直径	0.001”-5.00”	0.01”-1.00”	0.1”-0.70”
由凸轮施加的压缩(行程长度)	0.001”-5.00”	0.01”-1.00”	0.05”-0.10”
凸轮坡度角(每侧)	0-360度	0-90度	0-60度

[0334] 虽然未在本实施方式中示出,但是壳体903可设置有靠近狭槽947的适当标记以指示可供凸轮907的把手1015定位的各种位置,以使得流体可输送至患者、以使得流体可从患者排出、或两者都不是。例如,为了指示“填充”功能(即,使流体输送至患者),可使用例如以下标记:“进(IN)”、“填充(FILL)”、“+”或指示流入的箭头。为了指示“排出”功能(即,使流体从患者排出),可使用例如以下标记:“出(OUT)”、“排出(DRAIN)”、“-”或指示流出的箭头。为了指示设备关闭了对于任一方向上的流体传输,可使用例如以下标记:“关闭(CLOSED)”、“中间穿过一条线的圆”、或用圆圈住的“X”。如果添加了齐平功能,可使用例如以下标记:“齐平(FLUSH)”或“↔”。

[0335] 现在参照图50(a)至图50(c),护套913可包括由具有柱状强度以及角状灵活性的医用级聚合物或相似的合适材料制成的大体管状的整体结构,该护套913可成形为包括近侧部分1053-1、远侧部分1053-2和纵向通道1054,纵向通道1054延伸通过近侧部分1053-1和远侧部分1053-2的整个相应的长度。近侧部分1053-1可具有整体圆柱形形状,该近侧部分1053-1可包括近侧端部1055,近侧端部1055可例如通过粘接剂或其他合适的方式在近侧部分971与远侧部分973的界面附近牢固地固定在枢纽部905内,其中,护套913的近侧部分1053-1的剩余部分从近侧端部1055朝着远侧延伸。多个纵向延伸的沟槽1057可设置在护套913的近侧部分1053-1的外部上。如将在下面进一步讨论的那样,可终止在近侧部分1053-1与远侧部分1053-2的界面处的沟槽1057可充当可供滑环组件927(参见图41(a)和图41(b))滑动的轨道。

[0336] 护套913的远侧部分1053-2可具有大体截头圆锥形形状,该护套913的远侧部分1053-2可包括远侧端部1059。远侧部分1053-2可具有朝着远侧端部1059逐渐变细的壁厚度。

[0337] 护套913可适当地定尺寸,以使得护套913的暴露部分(即,护套913的从壳体903朝着远侧延伸的部分)具有比通常的女性尿道长度稍微长点的长度,并且附加地具有允许护套913的暴露部分轻易经过通常的女性尿道的外径。为了说明的目的,护套913可具有约24Fr的外径,并且可定尺寸为插入患者尿道的护套913的长度具有约0.001英寸至100英寸的长度,优选为约1英寸至约10英寸,更优选为约1.5英寸至约2英寸。

[0338] 现在参照图41(c)、图41(d)和图51,可在大小、形状、结构和功能上与介入设备13

的阀组件91相似的阀组件915可包括可与阀组件91的近侧部分92-1相似的近侧部分1071-1、可与阀组件91的远侧部分92-2相似的远侧部分1071-2、以及可与阀组件91的中间部分92-3相似的中间部分1071-3。阀组件915与阀组件91之间的一个区别可在于,阀组件91的近侧部分92-1可成形为在其间安装密封件125,而阀组件915可以不如此成形。相反,密封件917可与密封件125相似,但具有更大的外径,该密封件917可使其远侧端部表面917-1定位成抵靠阀组件915的近侧部分1071-1的近侧端部1072齐平。阀组件915可部分同轴地插入枢纽部905的近侧部分971,其中,阀组件915的近侧部分1071-1的远侧端部1073与枢纽部905的近侧端部975毗邻,阀组件915的远侧部分1071-2的远侧端部1075可与枢纽部905的近侧部分971的远侧端部977相隔短距离以限定间隙1080。通过这种方式,例如,来自患者的流体可通过护套913朝着近侧流至间隙1080(护套913的近侧端部布置成刚好位于间隙1080的远侧端部),并这种流体随后可从间隙1080流动至柱989-1和989-2。随后,根据凸轮907的定位以及顺应性管909-1和909-2的各自的通畅性,这种流体可流动通过顺应性管909-1、顺应性管909-2、或者不通过这两者。在相对应的方式中,流体可经由间隙1080从顺应性管909-1或顺应性管909-2流动至护套913。

[0339] 现在还参照图52(a)至图52(d),帽919可为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体结构,该帽919可包括近侧部分1101和远侧部分1103,近侧部分1101和远侧部分1103中的每个可大体呈管状。近侧部分1101和远侧部分1103可彼此同轴,其中,近侧部分1101具有相对较大的直径,远侧部分1103具有相对较小的直径。近侧部分1101可包括近侧面1105和远侧面1106。开口1107可设置在近侧面1105中。开口1107可成形为包括大体圆形的中心部分1109和一对侧瓣1111-1和1111-2。帽919可适当地定尺寸,以使得近侧部分1101的远侧端部1106可抵靠壳体903的近侧端部939齐平,其中,远侧部分1103搁置在壳体903内(参见图41(c))。帽919也可适当地定尺寸为同轴地接收密封件917、阀组件915的近侧部分1071-1和枢纽部905的法兰981的组合(参见图51)。枢纽部905的远侧部分1103可通过任何合适的方式(例如,超声波焊接)固定至枢纽部905的法兰981。帽919对于枢纽部905的固定可不仅限于将帽919栓紧至枢纽部905,而且还挤压密封件917和阀组件915以确保这些部件创建流体密封的密封件以及在使用介入设备901的过程中限制这些部件进行轴向或其他运动。

[0340] 现在参照图41(c)、图41(d)、图53和图54,闭塞器921可在大部分方面与介入设备13的闭塞器131相似。两个闭塞器之间的一个区别在于,闭塞器921可包括比闭塞器131的远侧端部135更钝的远侧端部1121。这种钝的端部可在闭塞器的远侧端部插入过程中降低闭塞器的远侧端部对患者噪声伤害或不适。闭塞器921还可具有窄直径的中间部分,以便不会比最低限度的需要更多地开启阀组件915内的阀。例如,中间部分可在长度上比阀、密封件917和阀组件915的组合大。

[0341] 现在参照图41(a)至图41(d)、图53、图55(a)和图55(b),闭塞器把手923可为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体结构,该闭塞器把手923可包括近侧部分1201、中间部分1203和远侧部分1205。近侧部分1201可为具有沙漏轮廓的大体平面构件,该近侧部分1201可成形为包括位于其周边上的相反位置处的一对凹陷部1207-1和1207-2。凹陷部1207-1和1207-2可适当地定尺寸为分别容纳用户的拇指和食指、或者分别容纳用户的食指和拇指。近侧部分1201还可成形为包括横向开口1209,横向开口1209可居中定位。中间

部分1203可呈大体管状形状,该中间部分1203可同心地定位在开口1209周围并且从近侧部分1201朝着远侧延伸短距离。远侧部分1205可呈大体管状形状,该远侧部分1205可从中间部分1203朝着远侧延伸短距离,远侧部分1205与中间部分1203同轴,但在直径上比中间部分1203相对更小。远侧部分1205和中间部分1203可适当定尺寸,以使得闭塞器921的近侧端部1210可被轴向地接收在远侧部分1205和中间部分1203内并且可通过合适的方式固定至把手923。通过由此将闭塞器921固定至把手923,开口1209可与闭塞器921的内部流体连通。因此,例如,在介入设备901用于提供进入膀胱的通道,闭塞器921在膀胱中的正确放置可通过尿液通过开口1209的向近侧流动来注意。然而,如果这种确认是不必要或者不期望的,则可去除开口1209。

[0342] 远侧部分1205可包括可与帽919的近侧面1105中的开口1107匹配的远侧端部1211。因此,通过将把手923的远侧端部1211插入开口1107,并且随后相对于帽919顺时针旋转把手923约90度,可将把手923固定至帽919,并且在这样做时,可防止闭塞器921相对于帽919,并由此相对于护套913的不期望的轴向运动。例如,这种锁定可在闭塞器921插入患者时防止闭塞器921相对于护套913的不期望的向近侧运动。在已正确将介入设备901放置在患者内之后,可通过相对于帽919逆时针旋转把手923,直至把手923的远侧端部1211可通过帽919的开口1107抽出而从介入设备901的剩余部分移除闭塞器921。

[0343] 应注意,齐平适配器可在放置闭塞器921时用于在护套913的尖端处提供齐平帽的能力。还应理解,多个腔套可放置护套913时用于提供齐平帽的能力。可替代地,闭塞器把手的端部可包括可在介入设备的插入过程中允许流体通过闭塞器流通以扩张尿道的鲁尔接口或其他附件。这种附件可替代地用于在移除闭塞器之前通过闭塞器将流体或工具引入膀胱中。

[0344] 现在参照图41(a)至图41(d)、图56(a)和图56(b),保护套管925可在大小、形状、结构和功能上与介入设备13的保护套管181相同。保护套管925可包括第一端部1251和第二端部1253。在介入设备901的部署之前,第一端部1251可布置在闭塞器921内。

[0345] 现在还参照图57,滑环组件927可包括内构件1261、外构件1263和O形环1265。内构件1261可为优选为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体结构,该内构件1261可包括管状部分1271。多个角度可偏转的腿1275可围绕管状部分1271的外围相隔开,并且可从其朝着近侧延伸短距离。腿1275可成形为包括足部1276,一旦足部1276插入壳体903的开口945,则该足部1276可锁定地与壳体903的内部接合。这种锁定还可提供滑环组件927已完全移至其近侧位置的触觉反馈。多个腿1277可在管状部分1271的外围周围相隔开,并且可从其朝着远侧延伸短距离。腿1277可被径向向内偏置,该腿1277可适当配置且定尺寸成在护套913的沟槽1057内行进,并且在这样做时,可限制内构件1261相对于护套913的旋转运动。此外,内构件1261的向远侧运动可由如下事实来限制,即沟槽1057可终止在护套913的近侧部分1053-1的远侧端部处且不在护套913的远侧部分1053-2中继续延伸。因此,护套913的远侧部分1053-2可有效地充当内构件1261的向远侧运动的止动件。仍进一步地,腿1277可起到与参照图23描述的倒钩325-1和325-2相似的作用。腿1277可被偏置成径向向内且朝着远侧延伸。这可防止或限制滑环组件927相对于护套913的向远侧运动。当将沟槽1057定位在护套上时,腿也可防止旋转运动。同时,腿1277可允许滑环组件927相对于护套913的向近侧运动。通过这种方式,滑环组件927可为单向滑环。因此,可在降低滑环组

件的不期望的向远侧运动的可能性同时进行滑环的向近侧收回,以将套管推出闭塞器并翻出管状主体或护套的外部之上。

[0346] 套管925的第二端部1253可在内构件1261的管状部分1271上方同轴地插入,并且可通过O形环1265固定至内构件1261的管状部分1271。外构件1263可为由软或可压缩的医用级聚合物或相似的合适材料制成的大体管状的整体构件,该外构件1263可同轴且牢固地安装在O形环1265和内构件1261上方。外构件1263可成形为对患者产生最小限度的刺激,该外构件1263可用于相对于护套913朝着近侧移动滑环组件927。

[0347] 介入设备901可具有约0.001英寸至约20英寸范围内的总长度,优选为约0.1英寸至10英寸,更优选为约1英寸至6英寸。

[0348] 介入设备901可以与在上面所讨论的用于介入设备13的方式相似的方式来使用。例如,对于女性泌尿膀胱的经尿道入口,凸轮907可切换到其关闭位置(如图41(a)中所示),即,以使顺应性管909-1和909-2这两者可被挤压关闭,并且闭塞器921的远侧端部1121可对准并插入患者。随着介入设备901可继续被插入患者,患者的道可使滑环组件927朝着近侧滑动,从而使得套管925中布置在闭塞器921内的部分从套管925移除并且外翻在护套913的外部上方。从而在患者尿道与护套913之间提供了屏障。介入设备901对患者的进一步插入可使得滑环组件927的内构件1261朝着近侧滑动,直至其可锁定地与壳体903接合(如图57中所示)。通过使滑环组件927与壳体903如此接合,介入设备901应位于患者的膀胱中。这种放置的确认可通过尿液通过闭塞器把手923的开口1107的向近侧流动来注意。随后可通过旋转闭塞器把手923,直至闭塞器把手923的远侧部分1205对准帽919的开口1107并随后通过将闭塞器把手923和闭塞器921的组合从介入设备的剩余部分朝着近侧抽出而将闭塞器921从患者移除。通过如此移除闭塞器921,介入设备901的剩余的植入部分可提供可供医疗设备(例如,输送设备15、压力衰减器17和移除设备19)输送至膀胱的管道。如果期望,则可通过将凸轮907从其关闭位置切换至其打开位置(参见图47和图48)中的一个来使流体输送至膀胱或从膀胱排出,其中,将凸轮907从其关闭位置切换至其打开位置(参见图47和图48)中的一个将使顺应性管909-1被挤压关闭且使顺应性管909-2允许被开启、或反之亦然。

[0349] 现在参照图58(a)至图58(d),示出了介入设备1291的第十二可替代实施方式的各种视图。(为了简单且清楚起见,介入设备1291的部件中的一个或多个可以不示出在图58(a)至图58(d)中)。介入设备1291可包括壳体组件1293、护套组件和流体控制系统。护套组件可包括套管或护套1303、扩张器或闭塞器1311、闭塞器把手1313、保护套管1315和滑环组件1317。流体控制系统可包括枢纽部1295、凸轮1297、一对顺应性管1299-1和1299-2、一对流体连接件1301-1和1301-2、阀组件1305、密封件1307和帽1309。现在将在下文中对上述部件中的每个进行进一步讨论。

[0350] 现在参照图59,壳体1293可包括一对互补性壳体半部1319和1320,一对互补性壳体半部1319和1320中的每个可为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体结构。还在图60(a)和图60(b)中单独示出了壳体半部1319,还在图61(a)和图61(b)中单独示出了壳体半部1320。壳体半部1319和1320可通过合适的方式(例如,螺丝、粘接剂、或超声波焊接)结合在一起以联合地限定包括桶部分1321和把手部分1322的大体枪形结构。

[0351] 桶部分1321可在横截面上呈大体圆形,该桶部分1321可为管状结构,该管状结构成形为包括近侧端部1323和远侧端部1324。桶部分1321可在截面直径上从近侧端部1323至

远侧端部1324的方向逐渐变细。近侧端部1323可成形为包括开口1325,而远侧端部1324可成形为包括开口1326。周向延伸的狭槽1327可沿着桶部分1321的顶表面提供并且可从近侧端部1323朝着远侧相隔开短距离,狭槽1327的目的将在下面变得明确。狭槽1327可具有第一端部1327-1和第二端部1327-2。肋1328(例如,参见图60(a)和图60(b))可形成在壳体半部1319的、近侧端部1323与狭槽1327之间的内表面上,而肋1329(例如,参见图61(b))可形成在壳体半部1320的、近侧端部1323与狭槽1327之间的内表面上。肋1328和1329可用于将枢纽部1295轴向地固定在壳体1293内。肋1330(例如,参见图60(a)和图60(b))可形成在壳体半部1319的、把手部分1322与远侧端部1324之间的内表面上,而肋1331(例如,参见图61(b))可在把手部分1322与远侧端部1324之间形成在壳体半部1320的内表面上。肋1330和1331可用于将枢纽部1295旋转地固定在壳体1293内。

[0352] 把手部分1322可在横截面上大体成椭圆形,该把手部分1322可为成形为包括结合端部1332和自由端部1333的管状结构。把手部分1322可从桶部分1321成角度地向下延伸,其中,结合端部1332在狭槽1327与远侧端部1324之间的位置处结合至桶部分1321。桶部分1321和把手部分1322被定位,以形成相对于远侧端部1324的锐角,换言之,桶部分1321和把手部分1322大体形成相对于彼此的“y”形状。在一些实施方式中,桶部分1321和把手部分1322可基本垂直于彼此。因此,桶部分和把手部分可提供足以供用户用一只手牢固地握住并控制介入设备同时还用同一只手的指头(手指和/或拇指)操作设备的一个或多个特征(例如,流体控制系统)的结构。

[0353] 自由端部1333可成形为包括开口1334(例如,参见图60(b)和图61(b)),其目的将在下面变得明确。肋1335(例如,参见图60(a)和图60(b))可形成在壳体半部1319的内表面上,而肋1336(例如,参见图61(b))可形成在壳体半部1320的内表面上。肋1335和1336可(通过与自由端部1333结合)分别用于牢固地接收流体连接件1301-1和1301-2。第一多个肋1337(例如,参见图60(a)和图60(b))可形成在壳体半部1319的、肋1335与桶部1321之间的内表面上,而第二多个肋1338(例如,参见图61(b))可形成在壳体半部1320的、肋1336与桶部分1321之间的内表面上。肋1337和1338可用于形成用于接收顺应性管1299-1和1299-2的通道。

[0354] 现在参照图62(a)和图62(b),枢纽部1295可为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体结构。枢纽部1295可包括近侧部分1339和远侧部分1340,近侧部分1339和远侧部分1340中的每个可呈大体管状形状。近侧部分1339和远侧部分1340可彼此同轴并且彼此流体连通,其中,近侧部分1339具有校对较大的内径,远侧部分1340具有相对较小的内径。

[0355] 枢纽部1295的近侧部分1339可包括近侧端部1341和远侧端部1342。近侧端部1341可成形为包括近侧开口1343。一对周向肋1344和1345可设置在近侧部分1339的外部上,并且可从近侧端部1341朝着远侧相隔开短距离。肋1344和1345可联合地在肋1344与肋1345之间限定腰部1346。腰部1346可适当地定尺寸,以接收壳体1293的肋1335(例如,参见图60(a)和图60(b))和肋1336(例如,参见图61(b)),进而将枢纽部1295轴向地固定在壳体1293内。枢纽部1295的近侧部分1339的内部可适当地定尺寸,以同轴地接收阀组件1305。

[0356] 枢纽部1295的远侧部分1340可包括近侧端部1347和远侧端部1348。远侧端部1348可成形为包括远侧开口1349和一对片1350-1和1350-2,其中,一对片1350-1和1350-2分别

从远侧部分1340的顶表面和底表面径向向外延伸短距离。片1350-1和1350-2可适当地定尺寸,以通过将枢纽部1295旋转地固定在壳体1293内的方式与壳体1293的肋1330(例如,参见图60(a)和60(b))和肋1331(例如,参见图61(a))接合。一对管状柱1351-1和1351-2可从远侧部分1340的底部向下延伸。柱1351-1可定位在远侧部分1340的近侧端部1347附近,而柱1351-2可定位成从柱1351-1朝着远侧间隔短距离。柱1351-1和柱1351-2可与远侧部分1340的内部流体连通,该柱1351-1和柱1351-2可适当地定尺寸,以使得顺应性管1299-1和1299-2(例如,参见图58(d))分别在其上方同轴地插入并且通过过盈配合保持在其上。

[0357] 现在参照图63(a)至图63(d),凸轮1297可为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的大体管状的整体结构。凸轮1297可以可旋转地安装在枢纽部1295上方,该凸轮1297可包括弯曲的侧壁1352,弯曲的侧壁1352具有开放的近侧端部1353和开放的远侧端部1354。楔形狭槽1352-1可设置在侧壁1352的底表面上,并且可从近侧端部1353延伸至位于远侧端部1354近侧短距离处。第一凸轮表面1355可从远侧端部1354朝着远侧延伸短距离,而第二凸轮表面1356可从远侧端部1354朝着近侧延伸短距离。

[0358] 凸轮表面1355可适当地成轮廓或定尺寸以控制流体流动通过顺应性管1299-2,而凸轮表面1356可适当地成轮廓或定尺寸以控制流体流动通过顺应性管1299-1。更具体地,凸轮表面1355可包括斜坡部分1357、平台部分1358和止动器1359,并且凸轮表面1356可包括斜坡部分1360、平台部分1361和止动器1362。正如下面将变得明确的那样,随着凸轮1297以一个方向旋转,从而有效地导致了顺应性管1299-2沿着凸轮表面1355在止动器1359的方向上滑动,顺应性管1299-2的通畅性可通过斜坡部分1357来降低并且可通过平台部分1358完全关闭。相似地,随着凸轮1297以相反方向旋转,从而有效地导致了顺应性管1299-1沿着凸轮表面1356在止动器1362的方向上滑动,顺应性管1299-1的通畅性可通过斜坡部分1360来降低并且可通过平台部分1361完全关闭。止动器1359可用于当顺应性管1299-1沿着凸轮表面1356的斜坡部分1360滑动时对顺应性管1299-2相对于凸轮表面1355的运动提供一些阻力,而止动器1362可用于当顺应性管1299-2沿着凸轮表面1355的斜坡部分1357滑动时对顺应性管1299-1相对于凸轮表面1356的运动提供一些阻力。如图63(b)中最佳地所示,斜道表面1355和1356可具有对称地相反的轮廓。通过这种方式,凸轮表面1355可布置成提供对于顺应性管1299-2的通畅性,而与此同时凸轮表面1356可防止对于顺应性管1299-1的通畅性,凸轮表面1356可布置成提供对于顺应性管1299-1的通畅性,而与此同时凸轮表面1355可防止对于顺应性管1299-2的通畅性。

[0359] 凸轮1297还可包括把手、开关或杆1363,该把手、开关或杆1363可从侧壁1352的顶部向上延伸。把手1363可适当地定尺寸以延伸通过壳体1293中的狭槽1327(例如,参见图58(a))。通过这种方式,操作者可例如使用拇指将把手1363移动至狭槽1327内的三个不同位置中的任一个位置,即,使把手1363居中在狭槽1327内的第一位置(例如,如图58(a)中所示)、使把手1363定位在端部1327-1处的第二位置(例如,如图64中所示)、以及使把手1363定位在端部1327-2处的第三位置(例如,如图65中所示)。凸轮1297可包括与其他凸轮实施方式相关联地描述的特征。

[0360] 现在参照图63(d),凸轮1297在把手1363与凸轮表面1355/1356之间具有离中央旋转轴线不同的径向距离(分别指示为 R_1 、 R_2);这种关系能够实现机械优点和在把手1363内的减小的内部空间要求($Rd_2 < Rd_1$)。比率 R_1/R_2 优选为在5/1之间,更优选为3/1,甚至更优选

为1.6/1。

[0361] 凸轮1297可具有三个位置之间的旋转范围,其中,三个位置包括1)使凸轮表面1355在防止对于顺应性管1299-1的畅通性的同时提供对于顺应性管1299-2(图58(c))的畅通性的位置;2)使凸轮表面1355和1356同时防止对于顺应性管1299-1和顺应性管1299-2的畅通性的位置;3)使凸轮表面在防止对于顺应性管1299-2的畅通性的同时提供对于顺应性管1299-1的畅通性的位置。从位置1至位置3的所述旋转范围优选为小于90度,更优选为小于75度,甚至更优选地小于60度,其中,减小的旋转范围对于单手操作或单手指操作而言是有利的。例如,凸轮可具有与本文中参照其他实施方式描述的凸轮的旋转范围相似的旋转范围。

[0362] 凸轮可具有两个主要特征,用户接口(把手1363)和打开/关闭顺应性管的表面(1355和1356)。对于这两个特征而言离中央旋转轴线的径向距离的区别在于,把手离得更远,从而提供了对于关闭管的表面有利的机械力。角度旋转的半径和程度上的差异的平衡确定了产品(流体控制机构)的“实用性”。

[0363] 图66(a)和图66(b)分别是介入设备1291的顺应性管1299-1和1299-2、凸轮1297和枢纽部1295组合的仰视图和立体图,其中,凸轮1297相对于枢纽部1295旋转以使得把手1363直接面朝上。如可在图66(a)中可见的最佳所示,在该成角度的取向上,顺应性管1299-2通过凸轮表面1355的平台部分1358关闭,而顺应性管1299-1通过凸轮表面1356的平台部分1361关闭。

[0364] 图67(a)至图67(c)是介入设备1291的滑环组件1317、护套1303、顺应性管1299-1和1299-2、凸轮1297、枢纽部1295的组合的仰视图。图67(a)示出了处于其关闭位置中的凸轮1297,其中,顺应性管1299-2通过凸轮表面1355关闭,而顺应性管1299-1通过凸轮表面1356关闭。图67(b)示出了相对于枢纽部1295旋转以使得顺应性管1299-1不再通过凸轮表面1356关闭,而顺应性管1299-2仍通过凸轮表面1355关闭的凸轮1297。图67(c)示出了相对于枢纽部1295以与图67(b)中所示方向相反的方向旋转以使得顺应性管1299-1当前通过凸轮表面1356关闭而顺应性管1299-2不再通过凸轮表面1355关闭的凸轮1297。

[0365] 应理解,虽然在本实施方式中凸轮1297构成为具有三个位置,即,(i)使顺应性管1299-1和顺应性管1299-2这两者同时被挤压关闭的位置、(ii)允许顺应性管1299-1被打开并且挤压关闭顺应性管1299-2的位置、以及(iii)挤压关闭顺应性管1299-1并且允许顺应性管1299-2打开的位置,但是凸轮1297可构成为具有附加位置,例如,允许顺应性管1299-1和顺应性管1299-2这两者打开的齐平位置。此外,设备1291可构成为使得顺应性管1299-1和1299-2中的每个可以不被限制成仅被放置为完全开启状态或者完全关闭状态,而是可附加地放置为有限数量或无限数量(即,连续可调节)的多个部分开启状态,其中,多个部分开启状态具有在完全开启状态与完全关闭状态之间以等增量或不等增量变化的流速。

[0366] 参照图58(d),顺应性管1299-1和1299-2各自可为由柔性医用级硅树脂或相似的合适材料制成的大体管状整体构件。顺应性管1299-1可包括第一端部1364和第二端部1365,而顺应性管1299-2可包括第一端部1366和第二端部1367。顺应性管1299-1的第一端部1364可同轴地安装在柱1351-1上方并且可通过例如过盈配合或其他合适的方式固定至柱1351-1,并且顺应性管1299-2的第一端部1366可同轴地安装在柱1351-2上方并且可通过例如过盈配合或其他合适的方式固定至柱1351-2。通过上述方式,顺应性管1299-1和1299-

2可放置成与枢纽部1295的远侧部分1340的内部流体连通,并由此可放置成与护套1303的内部流体连通。

[0367] 顺应性管1299-1的第二端部1365可同轴地插入流体连接件1301-1的第一端部1368-1并且可通过例如粘接剂或其他合适的方式固定至其,并且顺应性管1299-2的第二端部1367可同轴地插入流体连接件1301-2的第一端部1368-2并且可通过例如粘接剂或其他合适的方式固定至其。流体连接件1301-1的第二端部1369-1可呈阴鲁尔锁连接件形状,流体连接件1301-2的第二端部1369-2可呈阴鲁尔锁连接件形状。流体连接件1301-1和1301-2中的一个可连接至阳鲁尔锁连接件(未示出),而该阳鲁尔锁连接件(未示出)转而可连接至流体源,并且流体连接件1301-1和1301-2中的另一个可连接至阳鲁尔锁连接件(未示出),而该阳鲁尔锁连接件(未示出)转而可连接至排出口。由此,顺应性管1301-1和1301-2中的一个可用于将流体输送给患者,并且顺应性管1301-1和1301-2中的另一个可用于从患者排出流体。流体连接件1301-1还可成形为包括法兰1370-1,而流体连接件1301-2还可成形为包括法兰1370-2。法兰1370-1和1370-2可适当地定尺寸为与壳体半部1319的肋1335(例如,参见图60(a)和60(b))配合、以及与壳体半部1320的肋1336(例如,参见图61(b))配合,以将流体连接件1301-1和1301-2固定至壳体1293。

[0368] 相信,因为顺应性管1299-1和1299-2可被支承在由肋1337和1338限定的通道内,因此顺应性管1299-1和1299-2不太可能扭结,特别是在受到凸轮1297的作用时。

[0369] 介入设备1291的流体流率可处于约1cc/min至约1000cc/min的范围内、优选处于约10cc/min至约500cc/min的范围内、更优选处于约100cc/min至约300cc/min的范围内,并且介入设备1291的进口压力可处于例如0.01inH₂O至1000inH₂O(0.0254cmH₂O至2540cmH₂O)的范围内、优选处于1.0inH₂O至100inH₂O(2.54cmH₂O至254cmH₂O)的范围内、更优选处于20inH₂O至50inH₂O(50.8cmH₂O至127cmH₂O)的范围内。顺应性管1299-1和1299-2的管内径可与设备901的管909-1和909-2的管内径相似。

[0370] 壳体1293可设置有与上面结合壳体903讨论的标记相似的标记,其中,标记用于指示凸轮1297的把手1363可被放置以使得设备可用于供填充、排出、齐平等的各种位置。

[0371] 现在返回参照图58(d),护套1303、阀组件1305、密封件1307和保护套管1315可分别与设备901的护套913、阀组件915、密封件917和保护套管925相同。

[0372] 帽1309可单独示出在图68(a)至图68(c)中,该帽1309可为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体构件结构。帽1309可包括近侧部分1371和远侧部分1372,近侧部分1371和远侧部分1372中每个可呈大体管状形状。近侧部分1371和远侧部分1372可彼此同轴,其中近侧部分1371具有相对较大的直径,远侧部分1372具有相对较小的直径。近侧部分1371可包括近侧面1373和远侧面1374。开口1375可设置在近侧面1373中。远侧部分1372可包括近侧端部1376和远侧端部1377。环形壁1378可设置在远侧部分1372的远侧端部1377内。周向肋1379可设置在远侧部分1372的外部周围。肋1379可用于提供与设置在枢纽部1295(参见图62(b))的内部上的沟槽1380的过盈配合,使得帽1309可结合到枢纽部1295。

[0373] 图69中示出了闭塞器1311与闭塞器把手1313的组合。如可以看到的那样,闭塞器1311可与设备901的闭塞器921相同。闭塞器把手1313可单独示出在图70(a)和图70(b)中,该闭塞器把手1313可固定至闭塞器1311并且可成形为包括弹簧片1382,弹簧片1382可插进壳体1293的开口1325(例如,参见图60(b)和图61(b))并且随后通过抵着凸轮1381(例如,参

见图60 (b) 和图61 (b)) 适当旋转大约90度而在壳体1293内锁定到位。闭塞器把手1313对壳体1293的这种锁定可防止闭塞器1311随着闭塞器1311插入患者而相对于壳体1293的不期望的向近侧运动。在介入设备1291正确地放入患者内之后,闭塞器1311可通过逆时针旋转闭塞器把手1313直至弹簧片1382不再通过凸轮1381接合而从介入设备1291的剩余部分移除,从而使闭塞器把手1313从壳体1293抽出。

[0374] 现在参照图71 (a) 和图71 (b), 其中示出了对于闭塞器把手1313的第一可替代闭塞器把手1383的各种视图。闭塞器把手1383与闭塞器把手1313的区别可在于, 闭塞器把手1383可包括螺纹片1383-1和1383-2, 而非弹簧片1382。把手1383可特别适合于与具有呈互补性螺纹的近侧开口的壳体一同使用。(例如参见图72, 其中示出了具有螺纹近侧开口1384-1的壳体)。把手1383与把手1313的区别还可在于, 把手1383可成形为包括大型袋1383-3和内袋1383-4和1383-5。大型袋1383-3可具有均匀的壁厚度, 例如, 以便于其通过注塑的制造。内袋1383-4和1383-5可具有减小的壁厚度, 例如, 以通过例如焊接实现闭塞器1311对闭塞器把手1383的更好的固定。

[0375] 现在参照图73, 其中示出了护套1303、保护套管1315和滑环组件1317的组合。滑环组件1317可包括内构件1385、外构件1386和O形环1387。内构件1385可为优选为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体结构, 该内构件1385可包括管状部分1388。圆周槽1389可设置在管状部分1388中并位于管状部分1388的近侧端部1388-1的附近。槽1389可用于配合地接收一对可偏转翼1390, 该一对可偏转翼1390设置在壳体1293的内部上并且从开口1326 (例如, 参见图74) 朝着近侧隔开短距离。翼1390对槽1389的配合可用于限制内构件1385的向近侧运动并且用于向用户提供内构件已完全移至其近侧位置的触觉指示。多个可成角度偏转的腿1391可在管状部分1388的外围周围相隔开, 并且可从管状部分1388的外围朝着远侧延伸短距离。腿1391可被径向向内偏置, 该腿1391可适当地配置且定尺寸, 以在护套1303的沟槽1392内滑动, 并且在这么做时, 可限制内构件1385相对于护套1303 (例如, 参见图75) 的旋转运动。

[0376] 套管1315的端部1315-1可在内构件1385的管状部分1388上方同轴地插入, 并且可通过O形环1387固定至其上。外构件1386可为由软或者可压缩的医用级聚合物或相似的合适材料制成的大体管状整体构件, 该外构件1386可同轴地且牢固地安装在O形环1387和内构件1385上方。外构件1386可成形为对患者产生最小限度的刺激, 并且可包括远侧法兰1393, 远侧法兰1393可用于相对于护套1313朝着近侧移动滑环组件1317。

[0377] 介入设备1291可具有约0.001英寸至约20英寸范围内的总长度, 优选地具有约0.1英寸至约10英寸范围内的总长度, 更优选地具有约1英寸至约6英寸范围内的总长度。

[0378] 介入设备1291可通过与在上面针对介入设备13讨论的方式相似的方式使用。例如, 对于女性泌尿膀胱的经尿道入口, 凸轮1297可切换至其关闭位置 (例如图58 (a) 中所示), 即, 使得顺应性管1299-1和1299-2这两者均被挤压关闭, 并且闭塞器1311的远侧端部可对准患者并插入患者。由于介入设备1291可继续插入患者, 患者的道可使滑环组件1317朝着近侧滑动, 从而使套管1315的、布置在闭塞器1311内的部分从其移除并在护套1303的外部翻出, 从而在患者尿道与护套1303之间提供了屏障。介入设备1291对患者的进一步插入可使得滑环组件1317的内构件1385朝着近侧滑动, 直至其可锁定地与翼1390接合。通过使滑环组件1317与翼1390由此接合, 介入设备1291的远端应定位在患者的膀胱中。这种放

置的确认可通过尿液流经闭塞器把手1313中的开口的向近侧流动来注意到。随后可通过旋转闭塞器把手1313直至闭塞器把手1313脱离凸轮1381并随后通过将闭塞器把手1313和闭塞器1311的组合从介入设备的剩余部分朝着近侧抽出而将闭塞器1311从患者移除。通过由此移除闭塞器1311,介入设备1291的剩余的植入部分可提供可将医疗设备(例如,输送设备15、压力衰减器17和移除设备19)输送至膀胱的管道。如果期望,则可通过将凸轮1297从其关闭位置切换至其打开位置(参见图64和图65)中的一个来使流体输送至膀胱或从膀胱排出,从而而使顺应性管1299-1被挤压关闭且使顺应性管909-2允许被开启,或反之亦然。

[0379] 现在参照图76,其中示出了在设备1291中使用的第二可替代凸轮1395的立体图。凸轮1395与凸轮1297的区别可在于,凸轮1395可具有比凸轮1297的斜坡部分更长的斜坡部分1396。通过这种方式,凸轮1395可用于提供部分畅通性的一个或多个状态。附加地,如果使用半径恒定的弧(或圆形),则凸轮的形状允许外壳(或者包含凸轮/管/枢纽部/护套的壳体)的主体变窄。赋予两个凸轮表面的可变半径(相对于旋转轴线)可在整个杆的旋转行程或者用户接口上提供对于力的有益变化(例如,当凸轮表面从较小半径过渡至较大半径时,较高的倾斜力)。

[0380] 现在参照图77(a)和图77(b),其中分别示出了第二可替代凸轮1397的立体图和部分分解立体图。凸轮1397可包括第一凸轮表面1398-1和第二凸轮表面1398-2,第一凸轮表面1398-1和第二凸轮表面1398-2中的每个能够与另一个独立地操作操作。这种独立操作可通过移除块1399来实现,其中,块1399可用于联接分别用于旋转表面1398-1和1398-2的把手1400-1和1400-2。通过独立地操作凸轮表面1398-1和1398-2,使设备1291用于“填充”、“排出”、“齐平”和“关闭”功能可以是可能的。

[0381] 输送设备

[0382] 输送设备可插入由介入设备创建的通路。输送设备可用于将压力衰减器输送至身体,例如至膀胱。输送设备可输送处于压实状态的压力衰减器,而处于压实状态的压力衰减器随后被充填和被释放。充填和/或释放的步骤可通过输送设备来执行。输送设备可包括输送管、充填管、对于充填媒体的连接和释放机构等等。

[0383] 在第2010/0222802号美国专利申请公开中描述了输送设备的某些实施方式,该美国专利申请公开通过引用并入本文。参见,例如图6-18H、以及包含在[0153]-[0206]段处的随附的讨论。在第6,976,950号美国专利中提供了输送设备的实施方式,该美国专利通过引用并入本文。参见,例如:图6-11A、34A-35B和48A-48D、以及包含在13-16列和35列出的随附的讨论。

[0384] 现在参照图78(a)、78(b)、图79和图80,输送设备15可包括壳体1401。壳体1401接着可包括一对互补性壳体半部1403-1和1403-2,其中,图81(a)和图81(b)中还单独示出了壳体半部1403-1,并且在图82(a)和图82(b)中单独示出了图壳体半部1403-2。壳体半部1403-1和1403-2中的每个可包括优选为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体结构。壳体半部1403-1和1403-2可通过从壳体半部1403-1延伸的销1405与设置在壳体半部1403-2中的互补性槽1407而彼此对齐,该壳体半部1403-1和1403-2通过合适的方式(例如,通过粘接剂或通过超声波焊接)彼此固定。壳体半部1403-1和1403-2可适当地成形,以联合地限定包括桶部分1409和把手部分1411的大体中空的枪形结构。

[0385] 壳体1401在包括位于近侧端部处一个或多个开口。壳体1401可成形为包括位于桶

部分1409的近侧端部1415处的第一开口1413、从第一开口1413向内相隔开短距离的第二开口1417、以及位于桶部分1409的远侧端部1421处的第三开口1419。出于在下面将变得明确的理由，第一开口1413可具有比第二开口1417的直径大的直径，开口1413和1417中的每个可相对于桶部分1409的纵向轴线稍微向下成角度，其中开口1417向下成角度的程度比开口1415向下成角度的程度大。

[0386] 输送设备15还可包括流体连接件1423(参见图79-80)。在图83中单独示出的连接件1423可布置在壳体1401内，并且可牢固地安装在形成于壳体半部1403-2上的一对支承件1425-1和1427-1上。(壳体半部1403-1上的互补性支承件1425-2和1427-2可设置成将附加的支承件供应至连接件1423)。连接件可接收一个、两个或更多个线进口，并且可具有一个线出口。连接件1423可为优选为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料形成的整体构件，该连接件1423可成形为包括近侧部分1426和远侧部分1428，其中，近侧部分1426具有相对较大的宽度，远侧部分1428具有相对较小的宽度。一对流体通道1429-1和1429-2可设置在近侧部分1426中，并且可从近侧部分1426的近侧端部1431以大体平行的方式朝着远侧延伸。流体通道1433可设置在远侧部分1428中，并且可从远侧部分1428的远侧端部1435朝着近侧延伸。通道1429-1和1429-2的远侧端部可结合至通道1433的近侧端部，以使得通道1429-1和1429-2中的每个可与通道1433流体连通。

[0387] 输送设备15还可包括一对连接件和/或止回阀1441和1443(图79-80)。连接件和/或止回阀可相同或不同。虽然连接件和/或止回阀将大体描述为止回阀，但是应理解，止回阀不是必须的。图84中的止回阀1441可布置在桶部分1409内，并且可牢固地安装在形成于壳体半部1403-2上的一对支承件1445-1和1447-1上。(壳体半部1403-1上的互补性支承件1445-2和1447-2可设置成将附加的支承件供应至阀1441)。阀1441可由例如坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成，该阀1441可包括近侧端部1449和远侧端部1451。近侧端部1449可呈阴鲁尔连接件形状，该近侧端部1449可与开口1413同轴地取向，但从开口1413朝着远侧端部相隔开短距离。远侧端部1451可通过流体线路1453流体连接至连接件1423的流体通道1429-1。止回阀1443可布置在桶部分1409内，并且可牢固地安装在在形成于壳体半部1403-2上的一对支承件1445-1和1447-1上。(壳体半部1403-1上的互补性支承件1445-2和1447-2可设置成将附加的支承件供应至阀1443)。阀1443可包括近侧端部1459和远侧端部1461。近侧端部1459可与开口1417同轴地取向，但从开口1417朝着远侧端部相隔开短距离。远侧端部1461可通过流体线路1463流体连接至连接件1423的流体通道1429-2。

[0388] 输送设备15还可包括充填管1471(图79-80)。还在图85中单独示出的管1471可为优选为由医用级不锈钢或相似的合适材料制成的整体结构。管1471可包括圆形侧壁1473，圆形侧壁1473限定近侧端部1475、远侧端部1477和从近侧端部1475延伸至远侧端部1477的纵向通道1479。管1474的近侧端部1475可通过使通道1433和1479彼此对准且彼此流体连通的方式牢固地安装在连接件1423的通道1433内。管1471的剩余部分可从连接件1423朝着远侧延伸通过壳体1401的开口1419，其中管1471的远侧端部1477定位成与壳体1401的远侧端部1421距离例如数英寸。如将在下面进一步讨论的那样，充填管1471的远侧端部1477可插入压力衰减器17中，以用在充填设备17中使用；因此，充填管1471或至少远侧端部可具有出于该目的而适当地定尺寸的外径。

[0389] 应理解，虽然本实施方式的充填管1471具有单个通道1479，但是充填管1471可具

有两个或更多这种通道,其中,所述两个或更多通道流体地联接至通道1433。可替代地,这种通道中的一个或多可流体地联接至连接件和/或止回阀1441,并且这种通道中的一个或多个可流体地联接至连接件和/或止回阀1443。通过这种方式,例如,通过连接件和/或止回阀1441的物质可被引导至所述两个或更多通道中的一个,并且通过连接件和/或止回阀1443的物质可被引导至所述两个或更多通道中的另一个。

[0390] 输送设备15还可包括运输部1491和脱离或推离构件1521(图79-80)。这些部件可以使用于使充填的植入物从充填管脱离的释放机构的一部分,正如将在下面描述的那样。图86(a)至图86(e)中示出的运输部1491可为优选为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体结构。运输部1491可成形为包括顶部1493、底部1495、左侧1497、右侧1499、近侧端部1501和远侧端部1503。运输部或壳体上可存在有一个或多个狭槽和互补性凸起或肋。例如,左侧1497可成形为包括纵向狭槽1505,并且右侧1499可成形为包括相似的纵向狭槽1507。狭槽1505可适当地定尺寸,以允许运输部1497在互补性成形的肋1506上滑动,其中互补性成形的肋1506形成于壳体半部1403-2和在桶部分1409的纵向轴线的方向上延伸。狭槽1507可适当地定尺寸,以允许在形成于壳体半部1403-1上的相对应的肋1508上滑动。左侧1497可附加地成形为包括朝着壳体半部1403-1延伸的柱1509,柱1509的目的将在下面变得明确。运输部1491可附加地成形为包括从近侧端部1501延伸至远侧端部1503的纵向通道1511。纵向通道1511可相对于充填管1471对准和适当地定尺寸,以允许运输部1491可沿着充填管1471的部分自由滑动。出于在下面变得明确的理由,通道1511可包括近侧部分1511-1和远侧部分1511-2,其中,近侧部分1511-1具有相对较小的直径,远侧部分1511-2具有相对较大的直径。

[0391] 图87中示出的推离构件1521可包括优选为由医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体结构。推离构件1521可包括具有圆形侧壁1523的管,其中,圆形侧壁1523限定近侧端部1525、远侧端部1527、以及从近侧端部1525延伸至远侧端部1527的纵向通道1529。推离构件1521的近侧端部1525可通过胶水或其他合适的方式牢固地安装在通道1511的远侧部分1511-2内,其中推离构件1521的剩余部分从运输部1491朝着远侧延伸、并通过壳体1401的开口1419。构件1521可同轴地安装在管1471周围,并且推离构件1521的内径可显著大于管1471的外径,以允许构件1521在管1471上方自由滑动。推离构件1521可具有如下的长度,即,该长度当推离构件1521被定位在其最近侧位置时使推离构件1521的远侧端部1527可定位成充分位于管1471的远侧端部1477近侧,以不干扰管1471与安装在其上的压力衰减器17的联接,而当推离构件1521被定位在其远侧位置时使管的远侧端部1527可定位成充分位于管1471的远侧端部1527远侧,以使管1471与安装在其上的压力衰减器17物理脱离。虽然远侧端部1527已在本文中示出为具有直的端部,但是应理解,远侧端部1527可替代地成形为朝着推离构件1521的外径偏置以最小化当其接近设备17的推动表面时刮伤设备17的可能性。

[0392] 并且,应理解,虽然充填管1471已在本文中描述为固定至壳体1401,并且推离构件1521已在本文中描述为相对于管1471和相对于壳体1401这两者滑动,但是管1471和推离构件1521这两者均可相对于壳体1401可滑动地安装,或者管1521可相对于壳体1401固定,而管1471可相对于壳体1401可滑动地安装。应理解,虽然推离构件1521已在本文中描述为呈管状形状,推离构件1521可为非管状构件。

[0393] 输送设备15还可包括扳机1541(图79-80)。图88(a)和图88(b)中示出的扳机1541可包括优选为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体结构。扳机1541可为长型构件,该扳机1541可成形为包括左侧1543、右侧1545、近侧端部1547、远侧端部1549、顶部1551和底部1553。扳机1541可通过设置在壳体1401中的开口1542部分地插入壳体1401的桶部分1409,并且可安装为使用分别形成在壳体半部1403-1和1403-2上并且延伸通过扳机1541中的横向开口1557的一对柱1555-1和1555-2进行枢转运动。出于在下面变得明确的理由,左侧1543可成形为包括在壳体半部1403-1的方向上延伸的柱1559。扳机1541的近侧端部1547可成形为包括片1561,片1561可成角度地朝着近侧延伸短距离。片1561可具有斜表面1563,斜表面1563可允许片1561随着扳机1541完成其触发冲程(即,随着扳机1541顺时针枢转)横跨从壳体1403-2延伸的肋1564滑动,但随后防止片1561通过横跨肋1564的向回滑动(即,随着扳机1541逆时针枢转)返回至原始位置。通过这种方式,片1561和肋1564可有效地防止扳机1541在被驱使后返回至其原始位置,从而确保扳机1541仅被挤压一次。随着片1561横跨肋1564滑动,可产生听得见的咔嚓声,这种咔嚓声在通知设备15的操作者扳机1541已完成其顺时针触发冲程时可能是期望的。(正如下面将进一步讨论的那样,扳机1541的挤压用于将充填的压力衰减器17从输送设备15释放。因此,由横跨肋1564滑动的片1561产生的听得见的咔嚓声可通知用户压力衰减器17已从输送设备15释放)。

[0394] 输送设备15还可包括联动设备1571(图79-80)。图89(a)和图89(b)中示出的联动设备1571可包括优选为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体结构。联动设备1571可为在横截面上大体呈椭圆形的长型构件,该联动设备1571包括一对横向开口1573和1575。开口1573可适当地定尺寸以接收运输部1491的柱1509,而开口1575可适当地定尺寸以接收扳机1541的柱1559。通过这种方式,通过分别将柱1509和1559插入开口1573和1575,联动设备1571可用于机械地联接扳机1541和运输部1491,以使得扳机1541的挤压驱使运输部1491从其最近侧位置滑动至其最远侧位置。结果,因为推离构件1521可通过上述的方式机械地联接至运输部1491,所以扳机1541的挤压可驱使推离构件1521从其最近侧位置移动至其最远侧位置。扳机1541和联动设备1571可为释放机构的一部分。在一些实施方式中,扳机1541可在具有一些中间部分件或不具有中间部分件的情况下直接接合托架和推离构件中的一个或多个。

[0395] 输送设备15还可包括安全设备1591(图79-80)。图90中示出的安全设备1591可有效地防止扳机的致动。安全设备1591可包括优选为由医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体结构。安全设备1591可为成形为包括顶表面1593和底表面1595的长型构件。一对相隔开的楔形切口1601和1603可设置在安全设备1591中,切口1601和1603可从底表面1595朝着顶表面1592延伸,但不完全延伸至顶表面1592。切口1601和1603可限定近侧段1605、中间段1607和远侧段1609,其中近侧段1605和中间段1607通过桥1611互连,并且中间段1607和远侧段1609通过桥1613互连。近侧段1605可包括近侧端部1615,近侧端部1615在纵向横截面上可为圆形。端部1615可成形为包括横向开口1617,横向开口1617可适当地定尺寸以接收分别形成在壳体半部1403-1和1403-2上的一对柱1619和1621。远侧段1609可包括远侧端部1623,远侧端部1623在纵向横截面上可为圆形。端部1623可适当地定尺寸以接收在设置于扳机1541中的凹陷部1625内。通过这种方式,安全设备1591可在一个端部处凭借柱1619和1621与开口1617的接合而联接至壳体1401,并且安全设备1591可在另一个端部凭借端部

1623与凹陷部1625的接合而联接至扳机1541,其中,安全设备1591的中间长度延伸通过壳体1401的把手部分1411中的开口1626。

[0396] 如在图91(a)和图91(b)中最佳地所示,因为安全设备1591的构造以及因为安全设备1591可联接至壳体1401以及联接至扳机1541,安全设备1591可假设为锁定状态或者非锁定状态。当处于例如图91(a)中所示的这种锁定状态时,近侧段1605在桥1611处相对于中间段1607向下弯曲,而远侧段1609在桥1613处相对于中间段1607向下弯曲。在这种状态下,例如,通过向扳机1541施加挤压力而在端部1615和1623处施加到安全设备1591的压缩压力无法轻易使端部1615和1623被明显地抽出以靠近彼此;因此,有效地防止了扳机1541被致动。与此相反,如图91(b)中所示,当近侧段1605在桥1611处向上弯曲并且当远侧段1609在桥1613处向上弯曲时,例如,通过向扳机1541施加挤压力而在端部1615和1623处施加到安全设备1591的压缩压力随着安全设备1591在桥1611处弯曲而使端部1615和1623被大大地抽出以靠近彼此,从而使得扳机1541被致动。此外,安全设备1591可简单地通过向中间段1607的顶部施加足够的力以使近侧段1605和远侧段1609分别绕桥1611和1614枢转而从其锁定状态转换至其非锁定状态。这种力可使用例如用于握持扳机1541的手的食指或拇指来提供。安全设备可为灵巧的安全设备。

[0397] 输送设备15还可包括窗口导管1641(图79-80)。还在图92(a)至图92(c)单独示出的导管1641可包括优选为由具有柱状强度以及角状灵活性的医用级聚合物或相似的合适材料制成的整体结构。虽然示出为与壳体1401分离的件,但是应理解,窗口导管1641可为壳体的一部分并且其他壳体部件或部分中的一个或多个一体地制成。导管1641可包括侧壁1643,侧壁1643限定开放的近侧端部1645、关闭的远侧端部1647、从开放的近侧端部1645纵向延伸直至关闭的远侧端部1647、以及从远侧端部1647相隔短距离并且提供通向穿过侧壁1643的通道1649的顶部入口的窗1651。关闭的远侧端部1647可为不致外伤的端部或形状,例如,倒圆角或半球形端部。导管1641的近侧端部1645可具有相对于导管1641的剩余部分放大的轮廓,对于该剩余部分的大部分长度而言,在横截面上可为大体圆形。放大的横截面可在横截面上大体呈矩形。导管1641的这种放大的近侧端部1645可牢固地安装在壳体1401的桶部分1409内,并且可布置在形成于壳体半部1403-2上的支承件1653上,其中,导管1641的剩余部分朝着远侧延伸通过壳体1401中的开口1419并且继续朝着远侧延伸数英寸。(壳体半部1403-1上的互补性支承件1655可设置成将附加的支承件供应至端部1645)。充填管1471和推离构件1521可同轴地接收在通道1649内(其中,充填管1471还同轴地接收在推离构件1521内),其中通道1649具有显著大的直径以允许推离构件1521在其内自由滑动。

[0398] 正如下面将进一步讨论的那样,在设备15插入患者的期望的解剖学结构期间以及在对压力衰减器充填期间,压力衰减器17可至少部分地布置在通道1649内。当需要部署设备17时,可通过窗1651从通道1649释放压力衰减器17。相应地,窗1651可适当地成形,以在上述插入和充填过程中促进压力衰减器17在通道1649内的保持,并且在需要进行部署时促进压力衰减器17通过窗1651从通道1649的释放。为此,在本实施方式中,窗1651可成形为包括近端部分1652-1、远端部分1652-2和中间部1652-3。近端部分1652-1和远端部分1652-2可彼此基本相似,并且可比中间部相对更窄并且相对更薄,其中中间部1652-3从近端部分1652-1和远端部分1652-2的宽度和深度过渡至近端部分1652-1与远端部分1652-2之间的最大宽度和深度。窗1651和导管1641中的每个可在长度上适当地定尺寸,以使得充填管

1471的远侧端部1477可与窗1651中的从近端部分1652-1至中间部1652-3的过渡大致对齐。此外,窗1651和导管1641中每个可在长度上适当地定尺寸,以在推离构件1521处于其最远侧位置时使得推离构件1521的远侧端部1527可与窗1651的中间部1652-3的中点大致对齐。

[0399] 导管1641在窗的近端部分1652-1处的横截面具有1至270度的开口,更优选具有20至180度的开口,更优选具有50至120度的开口,并且更优选具有大约95度的开口。导管1641在窗的中间部分1652-2处的横截面具有具有1至270度的开口,更优选具有20至180度的开口,更优选具有50至180度的开口,并且更优选具有大约151度的开口。导管1641在窗的远端部分1652-3处的横截面具有具有1至270度的开口,更优选具有20至180度的开口,更优选具有50至120度的开口,并且更优选具有大约102度的开口。

[0400] 图92(d)示出了一种实施方式,其中导管1641包括旨在经由弹簧状顺应性操纵输送系统在衰减器上的把持力和径向膨胀力的特征1647-1。特征(例如,1647-1)可在上述插入过程中的保持力与充填步骤过程中对于径向膨胀的阻力之间的提供有利的力平衡,以在需要部署时促进压力衰减器17通过窗1652从通道1649的释放。在一些实施方式中,导管1641的远侧端部1647包括狭缝或切口1647-1。狭缝或切口1647-1可提升导管1641的顺应性,而不改变导管1641的材料几何形状、或窗1652的几何形状。例如,小的切口或狭缝1647-1可通过降低导管1641在衰减器上的约束力和径向膨胀力来改善压力衰减器17的充填和/或部署。图92(e)示出了在导管1641的远侧端部1647处具有窗1652和切口或狭缝1647-1的导管1641的俯视图。

[0401] 在一些实施方式中,狭缝1647-1具有约0.010英寸(in.)至约1.000英寸范围内的长度,而在其他实施方式中,该长度为约0.015英寸至约0.500英寸。在一些实施方式中,狭缝1647-1可具有约0.25英寸、约0.20英寸、或约0.15英寸的长度。狭缝1647-1还可包括其他长度。在一些实施方式中,狭缝1647-1包括小于约0.200英寸的宽度,例如,小于约0.125英寸,并且在一些情况下小于约0.025英寸。狭缝1647-1还可包括其他宽度。

[0402] 导管1641的远侧端部1647可包括开口或孔1647-2。例如,图92(f)示出了在导管1641的远侧端部1647处具有切口或狭缝1647-1和开口1647-2这两者的导管1641。在一些实施方式中,开口1647-2可在存储在导管1641内的压力衰减器17的充填过程中实现减小的约束力、减小的径向膨胀力、和或增加的灵活性。在一些实施方式中,远侧端部1647包括例如合适于便于导管1641放置的凹槽。凹槽在远侧端部1647的宽度上提供逐渐的加宽,以便于不致外伤的行进。图92(g)示出了在导管1641的远侧端部1647处具有狭缝1647-1和开口1647-2这两者的导管1641。通过提供开口1647-2,在发生设备的不正确充填或不完全释放的事件时,在输送设备收缩过程中或者在上覆护套、盖、或构件的前行过程中使设备能够操纵进开口1647-2中,以促进设备在导管1641的同轴方向上的张力释放。

[0403] 在一些实施方式中,开口1647-2包括圆形或基本圆形形状。例如,圆形开口1647-2可包括从约0.010英寸至约0.250英寸范围内的直径,例如,约0.025英寸至约0.200英寸,并且包括从约0.050英寸至约0.150英寸。开口1647-2可包括其他形状和/或大小。

[0404] 参照图92(h),在一些实施方式中,导管1641具有狭缝1647-1和圆形或基本圆形开口1647-2,其中,狭缝1647-1和圆形或基本圆形开口1647-2包括基本连续的狭槽1647-3。图92(i)示出了在导管1641的远侧端部1647处具有狭缝1647-1和圆形或基本圆形开口1647-2这两者的导管1641的俯视图,其中,狭缝1647-1和开口1647-2包括基本连续的狭槽1647-3。

这种布置可在存储在导管1641内的压力衰减器17的充填过程中实现减小的约束力、减小的径向膨胀力和或增加的灵活性。此外,这种布置提供连接开口1652与开口1647-2的连续开放的区域,以便在设备的不正确充填或不完全释放的事件时,在输送设备收缩过程中或者在上覆护套、盖、或构件的前行过程中使设备能够轻易地操纵进入开口1647-2中,以促进设备在导管1641的同轴方向上的张力释放。

[0405] 参照图92(j),窗1652的远侧端部1647与远端部分1652-2之间的距离D可变。导管1641的窗1652的位置(例如,相对于导管1641的远侧端部1647的位置)可便于压力衰减器17的正确部署。在一些实施方式中,具有定位成与导管1641的远侧端部1647相距距离D的窗1652的导管1641例如在运输和处理过程中便于压力衰减器17的存储,并且实现压力衰减器17从导管1641至患者的正确部署。图92(j)示出了不具有开口1647-2的导管1641的剖视图,其中,导管1641在窗1652的远端部分1652-2与远侧端部1647之间具有距离D。在一些实施方式中,距离D的值小于约0.500英尺,例如,小于约0.250英尺,并且在一些情况下小于约0.150英尺。

[0406] 图92(k)示出了包括开口1647-2的导管1641的剖视图,其中,导管1641具有窗1652的远端部分1652-2与远侧端部1647之间的距离D。这种变化可具有与上面记载的D相同的尺寸,但提供如下优点,即,如果衰减器完全前行在导管1641内,则布置在导管1641内的设备17与开口1647-2的区域之间将不存在接触。附加地,相比于图92(j)的实施方式,在导管1641的中央纵向轴线与开口1652之间提供较小的弧形接触区域。开口1647-2的圆周的最外边缘与开口1652的最远侧边缘之间的角度可小于45度,例如,小于30度,并且在一些情况下为15度或更小。这减小了远侧端部的内表面与开口1652之间的突出(overhang)量,以减小远侧端部处的约束力。

[0407] 图92(l)示出了不具有开口1647-2的导管1641的剖视图,其中,导管1641在窗1652的远端部分1652-2与远侧端部1647之间具有减小的距离D2。因为开口延伸至导管1641的端部,故在该实施方式中,导管1641的远侧内表面与开口1652之间存在着非常小的突出量,而在一些修改后的实施方式中,导管1641的远侧内表面与开口1652之间不存在突出量。

[0408] 输送设备15还可包括密封环1661。还在图93中单独示出的环1661可包括优选为由医用级硅树脂或相似的合适材料制成的整体结构。环1661可同轴地安装在推离构件1521上方并且可牢固地安装在壳体1401的桶部分1409内,其中,环1661被夹在导管1641的近侧端部1645与分别形成在壳体半部1403-1和1403-2上的互补性支承件1663和1665之间。环1661可适当地定尺寸,以提供具有导管1641的近侧端部1645的流体密封的密封件,以使得通过窗1651进入导管1641的任何流体都不从近侧端部1645泄漏。

[0409] 一个或多个注射器可连接至输送设备15或者为输送设备15的一部分(图79-80)。图94中示出的第一注射器1671可包括管状主体1675、活塞1679和阳鲁尔连接件1681,其中,管状主体1675包含期望数量的第一充填介质1677以在对压力衰减器17充填时使用,活塞1679可滑动地安装在主体1675中。主体1675可适当地定大小以插入开口1417中,并且连接件1681可适当地定大小以与阀1443的近侧端部1459匹配。在本实施方式中,充填介质1677可为流体,并且更具体地,可为可充当压力调节器的一个或多个高蒸汽压介质以帮助保持充填的设备17。一个或多个高蒸汽压介质可为例如一种或多种液体全氟碳(PFC),优选为具有大于50Pa的蒸汽压的一种或多种液体PFC。(一种或多种液体全氟碳有时可在本文中可替

代地称为“**AIRLOC®**”)。一种或多种液体PFC可包括全氟化庚烷、全氟化辛烷、或它们的一个或多个组合。优选地,一种或多种液体PFC为全氟庚烷和全氟辛烷的混合物。这种混合物可处于约0.05摩尔分数的全氟庚烷和约0.95摩尔分数的全氟辛烷至约0.95摩尔分数的全氟庚烷和约0.05摩尔分数的全氟辛烷的范围内,更优选地可处于约0.2730摩尔分数的全氟庚烷和约0.7270摩尔分数的全氟辛烷至约0.7270摩尔分数的全氟庚烷和约0.2730摩尔分数的全氟辛烷的范围内,甚至更优选地可处于约0.3640摩尔分数的全氟庚烷和约0.6360摩尔分数的全氟辛烷至约0.5450摩尔分数的全氟庚烷和约0.4550摩尔分数的全氟辛烷的范围内。在一个特定实施方式中,混合物包括约0.4548摩尔分数的全氟庚烷和约0.5452摩尔分数的全氟辛烷。例如,约25ml的这种全氟碳混合物可通过混合约18.336克全氟庚烷与约24.8099克全氟辛烷而制成。

[0410] 输送设备15还可包括第二注射器1691。还在图95中单独示出的第二注射器1691可包括管状主体1693、活塞1697和阳鲁尔连接件1699,其中,管状主体1693包含期望数量的第二充填介质1695以在对压力衰减器17充填时使用,活塞1697可滑动地安装在主体1693中。主体1693可适当地定大小以插入开口1413中,并且连接件1699可适当地定大小以与阀1441的近侧端部1449匹配。在本实施方式中,介质1695可为流体,并且更具体地,可为气体,例如空气。在例如一个或多个PFC使用作为充填介质1677、并且空气使用作为充填介质1695的情况下,一个或多个PFC对空气的相对容量可处于例如约1(PFC):1000(空气)至约1(PFC):1(空气)的范围。此外,在例如压力衰减器17适当地定尺寸以在人的膀胱中使用的情况下,注射器1691可包含大约25-30cc的空气。

[0411] 考虑到如下事实,即一个或两个流体介质的总容量可能无法从注射器1671和1691完全传输至设备17,而是一个或两个流体介质的容量中的一部分可在从止回阀1443和1441延伸至充填管1471的远侧端部1477的流体通路中留在后面,优选地,布置在注射器1671的主体1675内的第一介质1677和布置在注射器1691的主体1693内的第二介质1695各自的数量足以使压力衰减器17充填到期望的程度。例如,存在于设备17内的第一介质1677的量可处于约0.01-1升的范围,优选为约0.1至30ml,更优选为约0.2至10ml。因此,为了确定应载入注射器1671中的第一介质1677的量,保留在输送系统中的第一介质1677的量可添加至待被输送到设备17的第一介质1677的最低目标量。例如,若第一介质1677的目标量为约0.45ml,并且保留在输送系统内的第一介质1677的潜在保留量为0.25ml,则最初载入注射器1671中的第一介质1677的量可为约0.7ml。本领域的普通技术人员应明确,第一介质1677至设备17中的精确且可再现的放置可通过减小保留在输送系统中的流体容量的量而发生。这可通过将第一介质1677分配至设备17并且随后通过分配第二介质1695和/或通过减小输送设备15的各种部件的尺寸而实现。

[0412] 应理解,虽然介质1677和1695已在本文中描述为基本上惰性或者彼此非反应性的,但是介质1677和1695可为彼此反应性的以形成例如自身可用于对设备17充填的第三介质。还应理解,虽然介质1677和1695已在本文中描述为用于对设备17充填,但是介质1677可用于对设备17充填,而介质1695可使用作为密封剂以对用于将介质1677引入设备17的阀或端进行密封以防止介质1677从设备泄露。此外,可能期望的是将其他物质注入球囊中,例如,药物。

[0413] 现在参照图96(a)和图96(b),其中示出了对于输送设备15的输送设备的可替代实

施方式的侧视图,可替代实施方式大体通过参考编号1701来表示。

[0414] 输送设备1701可在大多数方面与输送设备15相似。两个输送设备之间的一个区别可在于,设备15可包括窗口导管1641,而输送设备1701可包括窗口导管1702。窗口导管1702可在大多数方面与窗口导管1641相似,两个窗口导管之间的主要区别在于,窗口导管1641可包括窗1651,而窗口导管1702可包括窗1703。窗1703可包括近端部分1704-1、远端部分1704-2和中间部1704-3。近端部分1704-1和中间部1704-3可分别与窗1651的近端部分1652-1和中间部1652-3相似。然而,窗1703的远端部分1704-2与窗1651的远端部分1652-1区别可在于,远端部分1704-2可一路延伸至窗口导管1702的远侧端部1705,并且远端部分1704-2对于其长度的至少一些而言比近端部分1704-1和/或中间部1704-3深。应相信,相比于窗1651的大小,窗1703的增加的大小可便于压力衰减器17从输送设备的通过和释放。

[0415] 两个输送设备之间的另一个区别在于,输送设备1701还可包括可滑动地安装在导管1641上方的盖1707。还在图97中单独示出的盖1707可包括具有近侧端部1708-1和远侧端部1708-2的大体管状构件1708。盖1707还可包括枢纽部1710,枢纽部1710固定至构件1708的近侧端部1708-1。如图96(a)中可见,当盖1707处于其远侧位置中时,远侧端部1708-2可被定位成使盖1707覆盖导管1702的窗1703。这可能对将压力衰减器17保持在导管1641时是有用的。另一方面,如图96(b)中可见,当盖1707处于其近侧位置中时,远侧端部1708-2可被定位成使盖1707不覆盖导管1702的窗1703。在使用中,盖1707最初可如图96(a)被定位,并且随着设备1701插入介入设备13,把手71可与枢纽部1710接合并且可使盖1707相对于导管1702朝着近侧滑动,直至其承担图96(b)中所示位置,从而“打开”窗1703以允许设备17以上面描述的方式从中通过。远侧端部1708-2可具有呈锥形的几何形状以辅助其插入孔口(例如,介入设备13的孔口或一些解剖口)。这种呈锥形的端口还可减小盖将通过与这种孔口的接触贸然缩回的可能性。并且,应理解,虽未示出,盖1707和/或导管1702可设置有一些机构,例如,抓握部或者一个或多个接合表面,其中,这些机构可(一定程度地)阻碍盖1707相对于导管1702的轴向运动以便避免盖1707相对于导管1702的不慎的近侧和/或远侧运动。

[0416] 参照图98(a),在一些实施方式中,盖1707可例如合适于将压力衰减器17保持在本文中所描述的导管中的任一个(例如,导管1702)内。盖1707可被移除,例如,朝着远侧缩回。盖1707可包括近侧端部1708-1和远侧端部1708-2。盖1707可包括位于远侧端部1708-2上的把手1708-3。在一些实施方式中,近侧端部1708-1可定大小以(至少部分地)在导管1702的窗1703上方滑动和(至少部分地)覆盖导管1702的窗1703。例如,在移除盖1707之前,盖1707可减小压力衰减器17的移位。在一些实施方式中,盖1707包括塑料材料(例如,聚四氟乙烯(PTFE)、聚乙烯(PE)、如尼龙的合成聚合物)。在一些实施方式中,盖1707包括聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET)热收缩物。在一些实施方式中,盖1707包括金属材料(例如,不锈钢、钛、镍-钛合金(镍钛诺)、铝)。

[0417] 盖1707可便于未充填的压力衰减器17在存储在具有窗1703的导管1702中的同时随着时间的流逝而“就位”。例如,在零时间处当压力衰减器17被折叠和包装在导管1702中时,压力衰减器17可以是不稳定的,并且盖1707和/或导管1702可在压力衰减器17上提供物理限制。在一些实施方式中,物理限制使压力衰减器17通过促进设备17在具有窗1703的导管1702内的保持而就位。例如,压力衰减器17可通过变得更牢固地存储在导管1702内而就位,以使得设备17可更加稳定地保持在导管1703中,包括具有用于增加导管1703顺应性的

特征(如本文中所述的特征)的导管1703。在一些实施方式,促进压力衰减器17就位的时间可具有约1分钟至约1个月的范围内的值,包括约1小时至约2周,包括约1小时至约1周。在一些实施方式,具有窗1703和包含压力衰减器17的导管1702、以及覆盖导管1702的窗1703的至少一部分的盖1707可在制造工艺过程中遭受高温以帮助压力衰减器17就位(take set)。

[0418] 图98(b)示出了盖1707的轮廓图,其中,盖1707具有合适于至少部分地覆盖导管1702的窗1703的、位于远侧端部1708-2和近侧端部1708-1处的把手1708-3。图98(c)示出了盖1707的剖视图,其中,盖1707具有合适于至少部分地覆盖导管1702的窗1703的、位于远侧端部1708-2和近侧端部1708-1处的把手。

[0419] 盖1707可在例如制造过程中,正好在包装和灭菌之前、或者刚好在使用输送系统之前被移除。盖1707可手动移除、或者可附接至包装,以使得该输送系统从包装的移除也移除盖。参照图98(d),片1709可附接至盖1707的远侧端部1708-2,包括例如把手部分。在一些实施方式中,片1709便于盖1707的移除。例如,具有片1709的盖1707可放置于导管1702的窗1703的至少一部分上方,其中导管1702包含压力衰减器17。在一些实施方式中,随着从包装管移除输送系统,片1709接触包装管并被限制,并且导管1702滑出盖1707和包装管。例如,如图106中所示包装管可包括保护套管1759。

[0420] 植入物

[0421] 具有可压缩元件的可植入设备可放置在身体(例如,膀胱)内。可压缩元件可充当压力衰减器以使瞬时压力事件衰减。气体(例如,大气、二氧化碳、氮和某些全氟碳(PFC))可用于对植入物充填,并且可充当与泌尿管的原生流体回路串联的低刚度或可变刚度弹簧。植入物可取包括球形的许多形式,将在下面概述其一些示例。

[0422] 在一些实施方式,植入物可包括外表面,外表面在外表面内限定容器。植入物还可包括阀,阀可允许来自容器的物质的添加或移除。

[0423] 在第6,682,473号美国专利中描述的可植入设备的附加实施方式,盖美国专利通过引用并入本文。参见例如图5、图5A、图7A-C、图8A-E、图13-25和图27-31、以及包含在第9-12栏、第13-14栏、第17-20栏、和第21-24栏处的随附的讨论。还参见来自第6,976,950号美国专利的相似公开、以及图32A-33C、图36-38、图47A-C、图49以及包含在第15-18栏、第30-35栏、和第39-40栏处的随附的讨论,其中该美国专利通过引用并入本文。

[0424] 通过引用并入本文的第2010/0222802号美国专利申请公开公开了可植入设备的又一附加实施方式。例如参见图5-5N、图8A-8B、图10A、图11C、图23A-23H、图34A-35D、图37A-37B、图38A-51C以及包含第[0127]-[0152]段、第[0167]-[0168]段、第[0174]段、第[0177]段、第[0233]-[0242]段、第[0354]-[0438]段、和第[0466]-[0475]段的随附的讨论。

[0425] 现在参照图99(a)至图100,植入物或压力衰减器17可包括可充填单元1711和阀1713。阀1713可用于调节流体至单元1711的流入和流出。单元1711可由弹性材料制成。当充填时,单元1711可包括大体球形的球状物部分1714、和延伸至球状物部分1714中的反转的管状尾部分1717,尾部分1717终止在开口1719中(图100)。增加壁厚度的区域或保持特征1715可布置在与尾部分1717相反的球状物部分1714上。保持特征1715可为球囊中用于将球囊保持在输送系统的窗中的部分。作为示例,保持特征1715可为单元1711中具有与单元1711的相邻区域的壁厚度相同或更大的壁厚度的区域,或者为可被集成至或粘接至单元

1711的、比单元1711更具刚性的构件。在本实施方式中,单元1711可由充分透明的材料制成以允许查看由单元1711容纳的容量。

[0426] 除了尾部分1717以外,单元1711可以是无缝的并且可基本是弧形的,其中,尾部分1717是反转的并且阀1713可焊接或以其他方式附接至尾部分1717。为了最大限度地减少水垢的可能性、为了最大限度地提高患者的忍耐性、或者出于其他理由,优选的是单元1711中超过95%的外部表面为连续弧形,并且单元1711中小于5%的表面区域不为弧形。更优选地,单元1711中超过97%的外部表面为连续弧形,并且单元1711中小于3%的外表面区域不为弧形。甚至更优选地,单元1711中超过99%的外部表面为连续弧形,并且单元1711中小于1%的表面区域不为弧形。

[0427] 例如,单元1711的一个实施方式具有4586平方毫米的总表面积。单元1711的连续弧形部分的外表面积为4575平方毫米。在本实施方式中,对于可充填单元的外表面积的连续弧形表区域对非弧形表面区域的比例为401:1。该比例优选为约100:1至1500:1,更优选为约400:1至600:1。在上述实施方式中,尾部分1717的内径为0.15英寸,球状物部分1714的外表面的最大直径为1.58英寸。球状物部分1714的外表面的最大直径对尾部分1717的内径的比例为10.53:1。该比例优选为处于约6:1与20:1之间,更优选为大于约8:1。在不对特定理论或实施方式进行限制的情况下,认为这种比例可用于保持在球状物部分1714内反转的尾部分1717。

[0428] 还在图101中示出的阀1713可由一对匹配的、适当地成形的、由弹性材料构成的平板形成。该对匹配的平板可沿着它们各自的侧边热密封至彼此以形成一对密封件1720-1和1720-2,并且还可被模塑以限定近侧段1721、中间段1723、和远侧段1725。近侧段1721可呈大体平坦或大体截头圆锥形形状,并且可包括外表面1721-1和1721-2,外表面1721-1和1721-2通过平焊(近端侧1721为平坦的情况)或环焊(近侧段1721为截头圆锥形的情况)牢固地安装在单元1711的开口1719内(图100)。近侧段1721可包括端部表面1722,端部表面1722旨在连接推离构件1521的远侧端部1527,从而允许推离构件1521将设备17推离充填管1471的远侧端部1477,其中,端部表面1722可为表面或匹配表面。在一个实施方式中,该表面1722为90度平坦表面。其他表面为例如与推离构件1521的远侧端部交互的凹表面或凸表面。推离构件1521的远侧端部的形状可为平坦的、凹的、凸的、或允许与端部表面1722交互的形状。中间段1723可为大体圆柱形,并且具有相比于近侧段1721减小的内径和外径。此外,中间段1723可具有相比于充填管1471的外径减小的内径,并且可包括内侧表面,其中,内侧表面可用于与充填管1471进行伸展过盈配合以抵着充填管1471密封或者以撑开在释放后关闭的阀1713,从而使单元1711在最小泄漏的情况下在高压下被充填。例如,在充填管1471的外径可处于约0.001-5.00英寸的范围内、优选为约0.005-0.50英寸、更优选为约0.010-0.125英寸的情况下,中间段1723的内径可相对较小,例如,处于约0.0005-4.900英寸的范围,优选为约0.001-0.49英寸,更优选为约0.005-0.120英寸。此外,中间段1723的厚度可处于约0.0001-2.00英寸的范围,优选为约0.001-0.24英寸,更优选为约0.005-0.050英寸。在某些应用中,施加在自密封阀1725上的标称压力相对低,低于3psi。因此,两个表面的接触区域的表面积必需足以在使用过程中抵抗流动。这通过结构1725来完成,其中,结构1725具有通常小于1'、更优选为小于0.5英寸、以及更优选为小于0.25英寸的宽度。为了保持阀功能,结构1725的长度大于结构1725的宽度、更优选为长度大于结构1725的宽度的1.5

倍、以及更优选为大于结构1725的宽度的2倍。远侧段1725可为大体长型且平坦化的结构，该结构为自密封(即，独立于其环境朝着关闭状态偏置)的，并且该结构具有远侧端部1727，通过下面将讨论的方式输入至阀1713的流体可通过该远侧端部1727退出阀1725以占用由单元1711限定的空间。优选地，远侧段1725制成为长到足以使流体经由阀1713从单元1711内的泄漏最小化。

[0429] 现在参照图102，其中示出了示意性描绘用于制造设备的一种可能的方法1731的流程图。方法1731可开始于步骤1731-1(参见图103(a))：提供管状构件，其中，管状构件可为例如具有一对开放的端部1734-1和1734-2的、由弹性材料构成的压制管1733。方法1731可继续至步骤1731-2(参见图103(b))：关闭端部1734-2以形成具有关闭的端部1735-1的管1735。方法1731随后可继续至步骤1731-3(参见图103(c))：通过使管1735吹胀或扩张以形成大体球形部分1736和大体圆柱形尾部分1737。(步骤1731-3在管1735的所述扩张过程中还可包括拉起关闭的端部1735-1)。方法1731随后可继续至步骤1731-4(参见图103(e))：将阀1713插入尾部分1737中并且(例如通过环焊或平焊)将近侧段1721结合至尾部分1737。方法1731随后可结束于步骤1731-5：将阀1713和尾部分1737的组合反转成大体球形部分1736从而形成设备17。在一些实施方式，为了防止阀1713和尾部分1737在使用过程中颠倒反转步骤1731-5，阀和尾部分可通过本领域中已知的任何方法锚固至球囊壁，其中，本领域中已知的任何方法包括但不限于例如使用粘接剂或者将阀的远侧端部焊接至球囊壁。优选的实施方式为制造球囊以通过以下特征对反转步骤1731-5的颠倒提供增加的阻力：1) 球囊的尾凸出的区域附近增加球囊上的壁厚度或者硬度。例如，测量为大于尾的直径的2倍、更优选为大于尾的直径的1.5倍、以及更优选为大于尾的直径的1倍的球囊厚度1736-1的圆周上的增量，并且这种圆周壁厚度小于0.075英寸，更优选为小于0.050英寸，并且更优选为小于0.025英寸，和/或2) 球囊1736的壁厚度的至少1倍、更优选为球囊1736的壁厚度的至少1.5倍、以及更优选为球囊1736的壁厚度的至少2倍的尾1737的壁厚度，和/或3) 具有尾开口附近的球囊壁与尾1736-2之间的测量角度为至少45度、更优选为大于70度、更优选为大于80度以及更优选为大约90度的球囊，和/或4) 具有小于0.5英寸、更优选为小于0.1英寸、更优选为小于0.075英寸、以及更优选为小于0.035且优选为0.015英寸的尾1737与球囊1736交接处的测量半径。优选地，设备17定尺寸成使球形部分1736在膨胀时具有大约6-20倍于由球形部分1736与反转的尾部分1737的接触面限定的整个端的直径的直径。在一个实施方式中，关闭的端部1735-1的形状、厚度和材料在球囊的壁中形成整体的保持构件1715。

[0430] 单元1711可以可替代地使用产业上公知的浸涂工艺而制成。例如，通过引用并入本文的、Brash等人发表在生物医学研究杂志 (Journal of Biomedical Research), 7(4) : 313-34 (1973) 上的“块状共聚醚氨酯主动脉内球囊和其他医疗设备的发展 (Development of block copolyether-urethane intra-aortic balloons and other medical devices)”中描述了可用于制造单元1711的制造工艺。心轴由消费性蜡形成并且随后使用公知的球囊浸涂方法形成浸涂以形成球囊。在球囊材料的加工处理后，蜡被溶解并移除，从而产生了期望的球囊。

[0431] 设备17的一个优选在于，其在其外表面上可以是无缝的。不存在这种缝隙可以是期望的，因为这种缝隙可碰到定位有设备17的膀胱或其他解剖学结构并且对该膀胱或其他解剖学结构产生刺激。此外，这种缝隙可随着时间的推移而被来自定位有设备17的解剖学

结构的生物学沉淀物嵌入,这中嵌入可能恶化这种刺激或者可认为是不卫生或不期望的。

[0432] 植入物的输送和扩张

[0433] 如上所述,设备17可以压缩或放空状态输送至解剖学结构,并且在输送至解剖学结构后,可被充填和展开。优选地,设备17以放空状态输送至解剖学结构是通过将设备17在窗口导管1641内定位成其放空状态而完成的,其中充填管1471的远侧端部1477通过上面讨论的方式抵着阀1713的中间段1723密封。如图104中所示,单元1711可通过对窗1651的形状互补性的方式折叠在导管1641内,以最大限度地增加设备17可在被充填之前通过窗1651保持在导管1641内并且一旦被充填就可通过窗1651释放的可能性。

[0434] 现在参照图105,设备17示出为在折叠之前具有位于球囊的下层上的内部保持构件1715的放空、平坦化的状态。单元1711上示出了多个虚折叠线1741-1、1741-2和1741-3以描绘单元1711的哪个位置可以被折叠。根据本发明的一个实施方式,单元1711可首先关于线1741-1折叠,随后关于1741-2折叠,并且随后关于线1741-3折叠。可替代地,单元1711可关于线1741-2折叠,随后关于线1741-1折叠,并且随后关于线1741-3折叠。当设备17被充填时,单元1711可以与其先前已折叠的顺序相反的顺序展开。在可替代实施方式中,球囊包括当沿着上面描述的线1741-1折叠时位于球囊的顶部上的整体保持构件1715。整体保持构件可为圆形、矩形、椭圆形、或任何形状,只要其宽到足以延伸超过窗中的开口,更优选地为大于窗中的开口的1.5倍,更优选为窗中的开口的2倍。这种尺寸允许保持构件在折叠的球囊固定在导管中时在窗的一侧或多侧侧塞进导管下方。

[0435] 应理解,虽然设备17已在本文中示出为可充填的,但是设备17可通过除了充填以外的方式扩张。例如,通过由形状记忆材料制成,设备17可以是可自扩张的。

[0436] 现在参照图106,其中示出了包括系统的某些部件的消毒套件的一个实施方式的俯视图,消毒套件大体由参考编号1751表示。

[0437] 套件1751可包括支承材料的片材1753,支承材料片材1753可为纸板或相似的合适支承材料的片材。套件1751还可包括密封袋1755,密封袋1755围绕支承材料1753,袋1755限定密封的腔1757。袋1755可由如一个或多个透明聚合物片材的透明材料制成。套件1751还可包括输送设备15中除了注射器1671(该注射器1671可例如通过热杀菌来单独杀菌)以外的部件,并且除了不存在注射器1671并且注射器1691未被附接至输送设备15的剩余部件以外,输送设备15的部件几乎被完全组装。注射器1691可布置在腔1757内并且可安装在支承材料1753上,输送设备15的剩余部分可布置在腔1757内并且可安装在支承材料1753上距离注射器1691一定距离处。注射器1691可被打开以抽入与希望从注射器分配至设备17中的空气量相对应的空气量。虽然在图106中不可见的,但是套件1751还可包括压力衰减器17,压力衰减器17可被装载在输送设备15的窗口导管1641内并且可通过上面描述的方式联接至充填管1741。套件1751还可包括可移除的保护套管1759,可移除的保护套管1759可在导管1641上方插入以在输送和/或存储过程中确保设备17保持在导管1641内。(套管1759在使用之前从导管1641移除;可替代地,套管1759可用盖1703替代,盖1703可被保持以通过上面描述的方式使用)。套件1751的所有部件均由可通过合适的杀菌技术(例如,伽玛辐射)杀菌的材料制成。

[0438] 套件1751的有利特征在于,包含在注射器1691内的空气可在应用至套件1751的杀菌处理过程中变得无菌。通过这种方式,可使可能包含不期望的微生物的空气向设备17的

引入最小化。出于相似的理由,可替代地或附加地,微生物过滤器可适当地定位在流体连接件1423和/或止回阀1441和1443内。

[0439] 现在参照图107,其中示出了示意性描绘将压力衰减器17植入患者的解剖学结构(例如,膀胱)中的一种可能的方法1771的流程图。方法1771可开始于步骤1771-1:通过上面讨论的方法中的任一种将介入设备安装在患者内。例如,在使用介入设备13提供通向膀胱的经尿道入口的情况下,所述安装步骤可包括将由套管181覆盖的闭塞器131的远侧端部135插入尿道并到达膀胱中并且随后移除闭塞器131,从而可创建横穿尿道延伸并到达膀胱中的介入路径(参见图108(a))。方法1771随后可继续至步骤1771-2:将输送设备的远侧端部插入通过介入设备并至患者的解剖学结构中。这可以通过将输送设备15的远侧端部1647插入介入设备13的剩余的安装部分并到达患者的膀胱中来进行(参见图108(b))。(在将输送设备15插入介入设备13之前,压力衰减器17可通过上面讨论的方式载入输送设备15中)。

[0440] 方法1771随后可继续至步骤1771-3(参见图108(c)):对压力衰减器17进行充填。所述充填步骤可通过完全压下活塞1679以将第一流体介质1677从第一注射器1671(图94)分配至压力衰减器17中并且随后通过完全压下活塞1697以将第二流体介质1695(图95)从第二注射器1691分配至压力衰减器17中来实施。(可能优选的是,在第一流体介质1677为液体并且第二流体介质1695为气体的情况下,由于气体在将液体从流体设备15冲洗至设备17中时可以有用的,所以在将第二流体介质1695分配至设备17中之前将第一流体介质1677分配至设备17中;然而,可替代地,这种充填可通过在第一流体介质1677之前分配第二流体介质1695、或者通过同时分配第一流体介质1677和第二流体介质1695来实现)。方法1771随后可继续至步骤1771-4(参见图108(d)):从输送设备15释放压力衰减器17,从而允许设备17在膀胱或其他解剖学结构中自由浮动。所述释放步骤可通过解除安全设备1591并且随后通过挤压扳机1541从而使推离构件1521朝着远侧滑动直至推离构件1521将设备17推离充填管1471的远侧端部1477来实施。方法1771随后可进行步骤1771-5:从介入设备抽出输送设备。这可通过在静态地将介入设备13的剩余安装部分保持在患者中的同时从介入设备13的剩余安装部分抽出输送设备15来进行。(介入设备13可随后从患者体内移除或者可保持在患者内以提供管道以用于通过其进行观察、移除或可通过其插入其他设备)。

[0441] 使用输送设备15输送压力衰减器17的有利特征中的一些在于,由于窗1651的取向和放置,存在有压力衰减器17的远离患者的三角区的受控制的部署并且设备在被充填期间保持远离膀胱的壁,与膀胱的壁的这种接触有可能阻碍阀1713对设备17充填的开放。

[0442] 现在返回参照图81(a)和图82(b),为了辅助操作者正确地使用输送设备,一个或两个壳体半部1403-1和1403-2可印有指示输送顺序中的某些步骤的某些标记。例如,壳体半部1403-1和1403-2中的每个可印有以下标记:包括定位成靠近开口1417的数字“1”和文字“注入AirLoc(Inject AirLoc)”的标记1781-1;包括定位成靠近开口1413的数字“2”和文字“注入空气(Inject Air)”的标记1781-2;包括定位成靠近扳机1541的数字“3”和文字“释放球囊(Release Balloon)”的标记1781-3;以及包括定位成靠近开口1419的数字“4”和文字“保持护套移除工具(Hold Sheath Remove Tool)”的标记1781-4。正如可理解的那样,标记1781-1至1781-4表达注射器1671待被清空、随后清空注射器1691、随后挤压扳机1541、以及随后从介入设备13的剩余安装部分移除输送设备15。还应注意,标记1781-1和1781-4可定位在壳体半部1403-1和1403-2上靠近输送设备15的相关部分处,从而加强待采取的步骤

与输送设备15的相关物理结构之间的关系。

[0443] 移除

[0444] 移除设备可插入由介入设备创建的通路。移除设备可用于捕捉压力衰减器、使压力衰减器放气、和/或移除压力衰减器。移除设备还可用于观察解剖学结构的内部、以及压力衰减器。这种观察可在捕捉压力衰减器、使压力衰减器放气、和/或移除压力衰减器的所有或部分过程中进行。

[0445] 在通过引用并入本文的第2010/0222802号美国专利申请公开中描述了移除设备的某些附加实施方式。参见例如：图19A-22B、图23H和图24-29C、以及包含在第[0207]-[0274]段处的随附的讨论。

[0446] 还在通过引用并入本文的第6,976,950号美国专利中提供了移除设备的实施方式。参见例如：图12和图20-23、以及包含在第18-21栏和第25-26栏处的随附的讨论。

[0447] 现在参照图109(a)至图109(d)，示出了根据某些实施方式的移除设备19。移除设备可包括一对剪刀状把手(第一构件1801和第二构件1803)，一对剪刀状把手可用于连接一对颞部1981和1983，正如下面将描述的那样。

[0448] 第一构件1801可为优选为由坚硬的医用级聚合物、聚四氟乙烯(PTFE)涂覆的(TEFLON®)铝或相似的合适材料制成的整体结构。构件1801可成形为包括具有横向延伸的环部分1807和纵向延伸的大体圆柱形部分1809的长型臂部分1805，其中，横向延伸的环部分1807布置在长型臂部分1805的一个端部处，纵向延伸的、大体圆柱形部分1809布置在长型臂部分1805的相反的端部处。环部分1807可适当地定尺寸以接收用户的拇指。圆柱形部分1809可成形为包括从近侧端部1813一路纵向地延伸至远侧端部1815的孔1811，并且还可成形为包括从远侧端部1815朝着近侧端部1813纵向地延伸一定距离但不完全延伸至近侧端部1813的腔1817。孔1811可具有相对较大的直径，腔1817可具有相对较小的直径。

[0449] 第二构件1803可为优选为由坚硬的医用级聚合物、聚四氟乙烯(PTFE)涂覆的(TEFLON®)铝或相似的合适材料制成的整体结构。构件1803可成形为包括具有横向延伸的环部分1823、手指搁置部1824和纵向延伸的大体圆柱形部分1825的长型臂部分1821，其中，横向延伸的环部分1823和手指搁置部1824这两者布置在长型臂部分1821的一个端部处，纵向延伸的大体圆柱形部分1825布置在长型臂部分1821的相反的端部处。环部分1823可适当地定尺寸以接收用户的手指(例如，食指)，并且手指搁置部1824可适当地定尺寸以接收用户的手指(例如，中指)。圆柱形部分1825可成形为包括从近侧端部1829一路纵向地延伸至远侧端部1815的孔1831的具有相对较大直径的孔1827、和从近侧端部1829一路纵向地延伸至远侧端部1831的具有相对较小直径的孔1833。孔1827和孔1833可具有分别大体对准孔1811和腔1817的各自的轴线。

[0450] 第一构件1801可联接至第二构件1803以绕着销1835相对于第二构件1803枢转运动，其中，销1835插入分别位于第一构件1801和第二构件1803中的横向开口1837和1839。销1835可通过具有接收在帽1841内的端部1840而保持在开口1837和1839中。通过上述方式，第一构件1801可看作关于销1835枢转地安装的可移动构件，并且第二构件1803可看作静态构件。

[0451] 移除设备19还可包括镜连接件1851。还在图110中单独示出的连接件1851可为优选为由医用级不锈钢或相似的合适材料制成的整体结构。连接件1851可为包括大体圆形侧

壁1853的大体管状构件,其中,大体圆形侧壁1853限定近侧端部1855、远侧端部1857和从近侧端部1855一路延伸至远侧端部1857的纵向通道1859。纵向通道1859可包括具有相对较大直径的近端部分1859-1、具有相对较小直径的远端部分1859-2和相对于近端部分1859-1和远端部分1859-2具有中间直径的中间部1859-3。

[0452] 移除设备19还可包括环1861。还在图111中单独示出的环1861可为优选为由医用级不锈钢或相似的合适材料制成的整体结构。环1861可牢固地联接至构件1803,该环1861可为包括大体圆形侧壁1863的大体管状构件,其中,大体圆形侧壁1863限定近侧端部1865、远侧端部1867以及一对纵向孔1869和1871,孔1869和1871中的每个从近侧端部1865一路延伸至远侧端部1867。孔1869可大体对准构件1803的孔1827,并且在直径上可比拟构件1803的孔1827。孔1871可大体对准构件1803的孔1833,并且可包括具有相对较小直径的近端部分1871-1和具有相对较大直径的远端部分1871-2。近端部分1871-1可在直径上可比拟构件1803的孔1833。

[0453] 移除设备19还可包括镜引导件1881。还在图112中单独示出的引导件1881可为优选为由医用级不锈钢或相似的合适材料制成的整体结构。引导件1881可为包括大体圆形侧壁1883的大体管状构件,其中,大体圆形侧壁1883限定近侧端部1885、远侧端部1887和孔1889,孔1889从近侧端部1885一路延伸至远侧端部1887。引导件1881的近侧端部1885可牢固地安装在镜连接件1851的远端部分1859-2内,其中,引导件1881的剩余部分朝着远侧延伸通过构件1801的孔1811、通过构件1803的孔1827并且通过环1861的孔1869。引导件1881中通过第一构件1801的孔1811的长度是可相对于第一构件1801滑动的,而引导件1881中通过构件1803的孔1827以及通过环1861的孔1869的长度可分别相对于构件1803和环1861固定的。

[0454] 移除设备19还可包括膀胱镜1891。还在图113中单独示出的膀胱镜1891可为广角膀胱镜。根据一个实施方式,膀胱镜1891可具有大约30-150度、优选为大约90-135度、更优选为大约105-135度、以及更优选为大约115度的视野。根据另一个实施方式,膀胱镜1891可具有大约180度的视野。膀胱镜1891可包括目镜部分1893和桶部分1895。目镜部分1893可包括可牢固地安装在连接件1851的通道1859内的远侧端部1897,并且桶部分1895可适当地定尺寸以从连接件1851朝着远侧延伸通过构件1801、通过构件1803以及通过环1861并且以终止在引导件1881的远侧端部1887附近。通过这种方式,膀胱镜1891可相对于引导件1881被固定。

[0455] 移除设备19还可包括支承件1901(图109(a)-109(b))。还在图114中单独示出的支承件1901可为优选为由医用级不锈钢或相似的合适材料制成的整体结构。支承件1901可为包括大体圆形侧壁1903的大体管状构件,其中,大体圆形侧壁1903限定近侧端部1905、远侧端部1907和孔1909,孔1909从近侧端部1905一路延伸至远侧端部1907。支承件1901的近侧端部1905可牢固地安装在环1861的远端部分1871-2内。

[0456] 移除设备19还可包括支架1921(图109(a)-109(b))。还在图115中单独示出的支架1921可为优选为由医用级不锈钢或相似的合适材料制成的整体结构。支架1921可成形为包括近端部分1923和远端部分1925。近端部分1923可为管状,并且可成形为包括纵向通道1927。支承件1901的远侧端部1907可牢固地安装在支架1921的通道1927内。支架1921的远端部分1925可分叉,并且可包括顶部构件1929、底部构件1931和连接构件1932,顶部构件

1929和底部构件1931彼此相隔离并且大体平行。顶部构件1929可包括横向开口1933。连接构件1932可具有对准通过1927的孔1934。

[0457] 移除设备19还可包括杆1941(图109(b))。还在图116中单独示出的杆1941可为优选为由医用级不锈钢或相似的合适材料制成的整体结构。杆1941可为成形为包括近侧端部1943和远侧端部1945的实心的刚性构件。杆1941可适当地定尺寸以可滑动地安装在支承件1901内,其中,近侧端部1943牢固地安装在构件1801的腔1817内,并且远侧端部1945适于经由孔1934的远侧端部1934-1前后滑动。

[0458] 移除设备19还可包括连接件1951(图109(b))。还在图117中单独示出的连接件1951可为优选为由医用级不锈钢或相似的合适材料制成的整体结构。连接件1951可成形为包括近端部分1953和远端部分1955。近端部分1953可为管状,并且可成形为包括通道1954,通道1954纵向地延伸从近侧端部1953-1朝向远侧端部1953-2的路径的一部分。杆1941的远侧端部1945可牢固地安装在连接件1951的通道1954内,并且连接件1951的近端部分1953可适当地定尺寸以在支架1921内前后滑动。连接件1951的远端部分1955可为大体平坦且长型的,并且可布置在支架1921的顶部构件1929与底部构件1931之间的空间中。连接件1951的远端部分1955可成形为包括横向开口1957。

[0459] 移除设备19还可包括一对链接臂1961和1963(图109(b)-109(d))。还在图118中单独示出的臂1961可为优选为由医用级不锈钢或相似的合适材料制成的整体结构。臂1961可为成形为包括靠近臂1961的近侧端部1961-1的第一横向开口1965和靠近臂1961的远侧端部1961-2的第二横向开口1967的长型的平坦构件。枢销1969可被接收在臂1961的开口1965内以及连接件1951的开口1957内,以将臂1961枢转地联接至连接件1951。还在图119中单独示出的臂1963可为优选为由医用级不锈钢或相似的合适材料制成的整体结构。臂1963可为长型平坦构件,该长型平坦构件成形为包括靠近臂1963的近侧端部1963-1的第一横向开口1971和靠近臂1963的远侧端部1963-2的第二横向开口1973。枢销1969可附加地接收在臂1963的开口1971内,以将臂1963枢转地联接至臂1961和连接件1951这两者。

[0460] 移除设备19还可包括一对颞部1981和1983(图109(a)-109(d))。颞部可包括相对应的齿1997、2017,相对应的齿1997、2017可用于夹持或固定植入物。颞部还可包括一个或多个表面破坏或损坏结构。例如,表面破坏结构可为针、刀、尖锐的齿等。在一些实施方式中,表面破坏结构可为空心针,空心针还可用于允许植入物内的媒体脱离或以其他方式移除。在一些实施方式,针中的开口已沿着所暴露的针结构的整个长度延伸,这甚至是在针已完全刺穿球囊时也允许球囊继续放空。附加地,锐边朝着抓紧器的远侧端部的取向具有防止在放空或部分放空的球囊通过护套的张力去除过程中撕裂球囊膜的优点。附加地,针相对于相邻的齿的靠近可改善移除系统的功能。具体地,如果针的尖端与相邻的齿的尖端之间的空间为针的尖端与相邻的齿的尖端之间的高度之差的0.05至10倍。该距离防止了球囊在针和相邻的齿上方“支起(tenting)”而不发生球囊被针刺穿的情况。图120(e)中示出了针的尖端与相邻的齿的尖端之间的较大距离的示例。针2513-3比相邻的齿1997高。齿1997的尖端与针2513-1或2513-3之间的距离大于或等于针2513-1或2513-3的高度与相邻的齿的高度之间的距离差。

[0461] 还在图120(a)至图120(d)中单独示出的颞部1981可包括优选为由医用级不锈钢或相似的合适材料制成的长型构件1985(其可具有例如大约1.55-2.5英寸的长度)。构件

1985可成形为包括近端部分1987和远端部分1989。近端部分1987可包括大体平坦且弧形的臂,该近端部分1987可成形为包括靠近近端部分1987的近侧端部1987-1的第一横向开口1991以及从第一横向开口1991朝着远侧相隔短距离的第二横向开口1993。枢销1995可被接收在近端部分1987的开口1991内以及臂1961的开口1967内,以将颞部1981枢转地联接至臂1961。枢销1996可被接收在近端部分1987的开口1993内以及支架1921的开口1933内,以将颞部1981枢转地联接至支架1921。构件1985的远端部分1989可成形为包括面朝颞部1983的一排齿1997,该排齿1997大致从远端部分1989的远侧端部朝着近侧延伸。每个齿1997可基本横跨远端部分1989的宽度延伸,并且可具有例如大约1-10mm、优选为大约5mm的高度。每个齿1997可具有钝峰1997-1,钝峰1997-1具有例如0.001-0.250英寸、优选为0.005-0.050英寸、更优选为0.010-0.25英寸的半径。第一横向开口1999可设置在远端部分1989中的齿1997之中,并且第二横向开口2001可设置在远端部分1989中的齿1997之中,第一横向开口1999和第二横向开口2001彼此相隔短距离。套管的针2003可牢固地安装在横向开口1999中,针2003具有面朝颞部1983的尖锐的端部2003-1。优选地,针2003具有超出齿1997的高度的高度,以使得尖锐的端部2003-1延伸超过钝峰1997-1。针2003可具有例如大约0.0005-0.500英寸、优选为大约0.005-0.250英寸、更优选为大约0.010-0.050英寸的内径,并且具有例如大约0.001-0.750英寸、优选为大约0.010-0.300英寸、更优选为大约0.015-0.075英寸的外径。

[0462] 还在图121(a)至图121(d)中单独示出的颞部1983可包括优选为由医用级不锈钢或相似的合适材料制成的长型构件2005(其可具有例如大约1.55-2.5英寸的长度)。构件2005可成形为包括近端部分2007和远端部分2009。近端部分2007可包括大体平坦且弧形的臂,该近端部分2007可成形为包括靠近近端部分2007的近侧端部2007-1的第一横向开口2011以及从第一横向开口2011朝着远侧相隔短距离的第二横向开口2013。枢销2015可被接收在近端部分2007的开口2011内以及臂1963的开口1973内,以将颞部1983枢转地联接至臂1963。枢销1996可被接收在近端部分2007的开口2013内以及支架1921的开口1933内,以将颞部1983枢转地联接至支架1921。通过这种方式,可由构件1801的环部分1907朝着构件1803的环部分1823的枢转运动引起的、杆1941的向近侧运动可使得臂1961和1963朝着彼此枢转,而这进而可使得颞部1981和1983朝着彼此枢转。另一方面,可由构件1801的环部分1807远离构件1803的环部分1823的枢转运动引起的、杆1941的向远侧运动可使得臂1961和1963远离彼此地枢转,而这进而可使得颞部1981和1983远离彼此地枢转。颞部1981和1983可开放为例如大约20-150度的角度。

[0463] 构件2005的远端部分2009可成形为包括面朝颞部1981的一排齿2017。该排齿2017相对于齿1997是错开的,以在颞部1981和1983被关闭时使得齿1997的峰1997-1可对准齿2017之间的空间,并且以在颞部1981和1983被关闭时使齿2017的峰2017-1可对准齿1997之间的空间。每个齿2017可基本横跨远端部分2009的宽度延伸,并且可成形和定尺寸为与齿1997中的每个相似。第一横向开口2019可设置在远端部分2009中的齿2017之中,并且第二横向开口2021可设置在远端部分2009中的齿2017之中。开口2019可适当定位和适当地定尺寸,以在颞部1981和1983被关闭时接收颞部1981的套管的针2003。(通过接收针2003的尖锐的端部2003-1,开口2019帮助且促进颞部1981和1983在充填的设备17周围的完全闭合,而这与使针2003从压缩且充填的设备17偏离相反)。开口2019可具有例如大约0.002-0.100

英寸、优选为0.010-0.300英寸、更优选为0.015-0.100英寸的内径。当颞部1981和1983被关闭时开口2021可对准颞部1981的开口2001,并且套管的针2023可牢固地安装在开口2021中以及在颞部1981和1983被关闭时可接收在颞部1981的开口2001内。套管的针2023可具有面朝颞部1981的尖锐的端部2023-1,并且针2023和开口2001可定尺寸为分别与针2003和开口2019相似。

[0464] 优选地,齿1997和2017适当地定尺寸,以在颞部1981和1983被关闭时使小的间隙2018(图109(b)中最佳所示)留在齿1997和2017的相应排之间,而这在最小化由齿1997和2017导致的设备17的任何撕裂的同时使设备17被困在齿1997和2017之间。通过这种方式,在套管的针2003和2023捕捉设备17期间,可将设备17牢固地保持或握持在齿1997和2017之间。此外,因为针2003和2023被套管,所以设备17的流体内容物可经由针2003和2023快速地从设备17排出,而不使针2003和2023塞住由它们创建的相同的刺穿孔。

[0465] 应理解,虽然套管的针2003和2023在本文中描述为用于刺穿设备17,但是可替代地或附加地,可使用其它刺穿设备,例如但不限于刀片、剪刀、针、钩等。

[0466] 此外,应理解,虽然套管的针2003和2023在本文中描述为取向成分别与构件1985和2005基本垂直,但是套管的针2003和2023不是必需这样取向,并且也可取向成例如使球形端部2003-1和2023-1分别朝着近端部分1987和2007成角度。

[0467] 附加地,应理解,虽然颞部1981和颞部1983这两者在本文中描述为可移动的,但是人们可使颞部1981和1983中的一个为静止的,并且使颞部1981和1983中的另一个为可移动的。

[0468] 现在参照图122,其中示出了示意性描绘使用移除设备19从患者的解剖学结构(例如,膀胱)移除所植入的压力衰减器17的一种可能的方法2051的流程图。方法2051由通过上面讨论的方法中任一种方法将介入设备安装在患者内的步骤2051-1开始。例如,在使用介入设备13提供对于膀胱的经尿道入口的情况下,所述安装步骤可包括将由套管181覆盖的闭塞器131的远侧端部135插入尿道中,使闭塞器131和护套前行通过尿道并至膀胱中并且随后移除闭塞器131,从而可创建横穿尿道延伸并至膀胱中的介入路径(参见图123(a))。方法2051随后可继续至步骤2051-2:将移除设备的远侧端部插入介入设备并到达患者的解剖学结构中。这可以通过将移除设备19的远侧端部插入介入设备13的剩余安装部分并到达患者的膀胱中来进行(参见图123(b))。(为了允许移除设备19插入介入设备13中,可使用一只手朝着构件1803的环部分1823枢转构件1801的环部分1807直至颞部1981和1983关闭。在颞部1981和1983已完全插入介入设备13之后,颞部1981和1983可随后通过枢转环部分1807远离环部分1823而被打开。设备19的远侧端部在膀胱内的正确放置可通过用镜1891的观察来确认)。

[0469] 在膀胱、或其他流体填充结构中执行方法2051的情况下,方法可继续至步骤2051-3:(例如通过止水栓阀287)清空液体结构直至充填的设备变得与移除设备对齐。例如,可从膀胱移除直至设备17如通过镜1891观察的那样与打开的颞部1981和1983对齐(参见图123(c))。方法2051随后可继续至步骤2051-4:将充填的设备与移除设备接合。这还可包括使充填的设备放空。例如,颞部1981和1983可在设备17周围关闭,从而使设备在接下来的数秒时间里放空(参见图123(d))。方法2051可结束于步骤2051-5:经由介入设备将移除设备与放空的压力衰减器一同从解剖学结构中抽出。所植入的设备17可保持在颞部1981和1983之

间,并且可在使介入设备13的剩余安装部分静态地保持在患者中的同时经由介入设备13的剩余安装部分移除。出于一些理由,如果随着从患者抽出设备时设备未完全放空,则护套61的远侧端部64可有利地充当支点以帮助将设备17显著地压缩以将其灵巧地从患者抽出。(介入设备13可随后从患者体内移除或者可保持在患者体内以提供导管以用于通过其进行观察、移除或可通过其插入其他设备)。

[0470] 护套61的可替代实施方式示出在图121和图122中,并且分别大体用参考编号2071和2081来表示。护套2071和2081可在大多数方面上与护套61相似,护套2071和2071与护套61的主要区别在于,护套2071和2081可分别包括远侧端部2073和2083。远侧端部2073和2083可在在移除设备17的过程中增加接触表面区域的方面以及在移除过程中以特定方向推动设备的方面上是有利的。

[0471] 正如可轻易明确的那样,虽然移除设备19在上面讨论为用于观察和移除所植入设备17,但是可替代地,移除设备19可仅仅用于观察所植入的设备17,例如用于在其植入到患者体内后立即观察所植入的设备17以确认设备17已被正确植入。

[0472] 正如从上面的讨论可见,移除设备19的一个期望的特征在于,移除设备19可用一只手操作。

[0473] 现在参照图126(a)、图126(b)和图127,其中示出了移除设备的第一可替代实施方式的各种视图,移除设备的第一可替代实施方式大体由参考编号2101表示。

[0474] 移除设备2101可在许多方面上与移除设备19相似。两个设备之间的主要区别可在于,移除设备19可包括分别包括一排齿1997和一排齿2017的颞部1981和1983,其中齿1997和齿2017可在侧轮廓上(即,当从上述设备19观察时)大体呈三角形形状,而移除设备2101可包括分别包括一排齿2013和一排齿2105的颞部2102和2104,其中,齿2013和齿2105可在侧轮廓上大体呈矩形形状。

[0475] 移除设备2101可通过与移除设备19的方式相似的方法使用。

[0476] 现在参照图128(a)、图128(b)和图129(a),其中示出了移除设备的第二可替代实施方式的各种视图,移除设备的第一可替代实施方式大体由参考编号2151表示。

[0477] 移除设备2151可在许多方面上与移除设备19相似。两个设备之间的主要区别可在于,移除设备19可包括颞部1981和1983,颞部1981和1983分别包括一排齿1997和一排齿2017,其中,齿1997和齿2017可在侧轮廓上(即,当从上述设备19观察时)大体呈三角形形状,而移除设备2151可包括颞部2152和2154,颞部2152和2154分别包括一排齿2053和一排齿2155,其中,齿2053和齿2155可在侧轮廓上大体呈正弦曲线形状。

[0478] 移除设备2151可通过与移除设备19的方式相似的方法使用。

[0479] 现在参照图130、图131和图132(a)至图132(c),其中示出了移除设备的第二可替代实施方式的各种视图,移除设备的第三可替代实施方式大体由参考编号2201表示。

[0480] 移除设备2201可在许多方面上与移除设备19相似,该移除设备2201可包括剪刀状把手2203、枢纽部2205、护套2206、膀胱镜2207、一对颞部2209和2211、多个套管的针2212-1至2212-3、以及线2213。

[0481] 剪刀状把手2203可为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料支承的整体结构,该剪刀状把手2203可包括第一构件2215、第二构件2217和活铰链构件2219。第一构件2215可成形为包括长型臂部分2221。横向延伸的环部分2223可适当地定尺寸以接收例如用户的

拇指,该横向延伸的环部分2223可布置在臂部分2221的一个端部处。第二构件2217可成形为包括长型臂部分2227。横向延伸的环部分2229可适当地定尺寸以接收例如用户的食指,并且手指搁置部2231可适当地定尺寸以接收例如用户的中指,该横向延伸的环部分2229和该手指搁置部2231可布置在臂部分2227的一个端部处。臂部分2227的相反的端部可牢固地固定至护套2206。第一构件2215可联接至第二构件2217以通过活铰链构件2219相对于第二构件2217枢转运动。通过这种方式,尽管第一构件2215被认为是可移动构件并且第二构件2217被认为是静态构件,但是把手2203可操作得与一对剪刀非常相似。然而,应理解,把手2203可修改成使第一构件2215和第二构件2217这两者均是可移动的。

[0482] 枢纽部2205可为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的单一管状结构,并且护套2206也可为由坚硬的医用级聚合物或相似的合适材料制成的单一管状结构。枢纽部2205和护套2206可通过焊接、粘剂或其他合适的方式彼此结合,并且可布置成彼此同轴,其中,枢纽部2205具有相对较大的直径,护套2206具有相对较小的直径。枢纽部2205和护套2206中的每个可适当地定尺寸以同轴地接收膀胱镜2207。枢纽部2205和护套2206可具有组合的长度,以在膀胱镜2207完全插入枢纽部2205和护套2206中时使得膀胱镜2207的远侧端部2235可朝着远侧仅延伸超过护套2206的远侧端部2237。

[0483] 护套2206在横截面上可为圆形,这可以对于帮助例如通过介入设备13的密封件125或者例如通过介入设备901的密封件917形成紧密的密封时是有利的。

[0484] 膀胱镜2207可在大小、形状、结构和功能上与移除设备19的膀胱镜1891相同。

[0485] 颞部2209和2211可在某些方面上与移除设备19的颞部1981和1983相似,该颞部2209和2211可为各自由医用级聚合物或相似的合适材料制成的长型构件。颞部2209和2211可枢转地安装在护套2206的远侧端部2237上,以使得它们可朝着彼此和远离彼此地移动。护套2206和颞部2209和2211可形成整体结构,其中,颞部2209通过活铰链2241联接至护套2206,并且颞部2211通过活铰链2243联接至护套2206。颞部2209和2211的关节可使用线2213来影响,线2213可包括第一端部2251和第二端部2255,第一端部2251牢固地联接至设置于颞部2211上的片2253,第二端部2255牢固地联接至设置于颞部2209上的片2257,其中线2213的中间部通过膀胱镜2207下方的护套2206并且牢固地联接至把手2203的第一构件2215。通过这种方式,在第一构件2215可朝着第二构件2217以由图130中的箭头2218所指示的逆时针方向枢转时,线2213可以拉伸的方式朝着近侧移动,从而使颞部2209和2211朝着彼此枢转。相反,在第一构件2215可远离第二构件2217地枢转时,线2213可朝着远侧移动,从而使颞部2209和2211远离彼此地枢转。如图132(b)中所示,当从顶部查看设备2201时,线2213的左端部(即,端部2251)固定至右颞部(即,颞部2211),并且线2213的右端部(即,端部2255)固定至左颞部(即,颞部2209)。相信这种布置在为关闭颞部2209和2211提供提升的杠杆作用时是有利的。

[0486] 颞部2209可成形为包括在颞部2209的远侧端部2263向上延伸的柱2260,并且颞部2211可相似地成形为包括在颞部2211的远侧端部2265处向上延伸的柱2262。柱2260和2262可有助于使操作者可见到设备2201的远侧端部,而这可便于捕捉压力衰减器17等。

[0487] 颞部2209还可成形为包括成对的齿2261-1和2261-2。齿2261-1和2261-2可布置在片2257与柱2260之间的中间地点处,并且大体在颞部2211的方向上延伸。横向开口2265可设置在齿2261-1和2261-2之间的颞部2209中,并且横向开口2265可以将在下面变得明确的

方式充当调节孔(relief)。

[0488] 颞部2211还可成形为包括均可布置在片2253与柱2262之间的第一成对的齿2271-1和2271-2和第二成对的齿2273-1和2273-2。更具体地,齿2271-1和2271-2可被定位成在颞部2209和2211被放置在一起时使齿2271-1和2271-2可位于片2257与齿2261-1和2261-2之间的中间位置处,并且齿2273-1和2273-2可被定位成在颞部2209和2211被放置在一起时使齿2273-1和2273-2可位于齿2261-1和2261-2与柱2262之间的中间位置处。横向开口2277可设置在齿2271-1和2271-2之间的颞部2211中,并且横向开口2279可设置在齿2273-1和2273-2之间的颞部2211中。开口2277和2279可以将在下面变得明确的方式充当调节孔。

[0489] 套管的针2212-1可牢固地安装在设置于颞部2211中的横向开口2281中,并且可适当地定位和定尺寸以在颞部2209和2211被放置在一起时可插入在齿2261-1与2261-2之间。在相对应的方式中,套管的针2212-2可牢固地安装在设置于颞部2209中的横向开口2283中,并且可适当地定位和定尺寸以在颞部2209和2211被放置在一起时可插入在齿2271-1与2271-2之间,并且套管的针2212-3可牢固地安装在设置于颞部2209中的横向开口2285中,并且可适当地定位和定尺寸以在颞部2209和2211被放置在一起时可插入在齿2273-1与2273-2之间。应相信,齿和套管的针的这种布置的优点在于,齿可特别地适合于使待被套管的针刺穿的压力衰减器17或其他物体紧绷。

[0490] 套管的针2212-1至2212-3可在它们各自的自由端部处倾斜,并且斜面可延伸至一个深度,该深度接近或者甚至超过位于被套管的针的相对侧上的齿的深度。所以超出齿的深度的斜面可以是优选的,因为其可促进空气从已由移除设备2201捕捉并刺穿的压力衰减器17或其他物体消耗。

[0491] 移除设备2201可以与移除设备19相似的方式使用。

[0492] 应理解,本实施方式中公开的套管的针和齿的数量仅仅是示意性的,并且应理解,这种数量是可以增加、减少或以其他方式修改的。还应理解,这种针和齿的大小、形状和定位也是可以修改的。还应理解,虽然颞部2209和颞部2211这两者在本文中描述为可移动,但是可使颞部2209和2211中的一个为静止的,而使颞部2209和2211中的另一个是可移动的。

[0493] 如上面提及,把手2203、枢纽部2205、护套2206和颞部2209和2211可容易地使用高分子材料以低成本进行制造。此外,针2212-1至2212-3以及线2213可容易地使用金属材料以低成本进行制造。此外,移除设备2201的组件可经济地实现。因此,在移除设备2201的单独使用后,膀胱镜2207可被移除,并且移除设备2201的剩余部分可被处理。膀胱镜2207可随后被杀菌以作为新的移除设备2201的一部分来重新使用。使大多数移除设备2201单次使用的优点在于,设备的性能不会随着时间流逝而出现恶化。可替代地,除了使膀胱镜2207可从枢纽部2205和护套2206移除以使实施其杀菌和再次使用以外,可用一次性、单次使用的部件来替代膀胱镜2207的部件中的一个或多个。例如,可通过永久地安装在枢纽部2205和护套2206内的光学纤维或相似的材料来替代膀胱镜2207的杆状透镜。

[0494] 现在参照图133(a)至图133(c)、图134、图135、图136(a)、图136(b)、图137(a)以及图137(b),其中示出了移除设备的第四可替代实施方式的各种视图,移除设备的第四可替代实施方式由参考编号2501来表示。

[0495] 移除设备2501可在许多方面上与移除设备2201相似。两种移除设备的区别可在于,移除设备2501可在整体上为一次性单次使用的设备。移除设备2501可包括膀胱镜2503、

把手组件2505、颞部组件2507、护套2509、线2511、以及多个套管的针2513-1至2513-3。

[0496] 膀胱镜2503可由合适于单次使用的材料制成,该膀胱镜2503可包括光学纤维2515、目镜2517和光引导件2519。

[0497] 还在图138中单独示出的把手组件2505可为成形为包括枢纽部2521、第一构件2523和第二构件2525的整体结构。枢纽部2521可大体呈管状形状,并且可定尺寸为插入膀胱镜2503的远侧端部。第一构件2523可成形为包括长型臂部分2527。横向延伸的环部分2529可适当地定尺寸以接收例如用户的拇指,该横向延伸的环部分2529可定位在臂部分2527的一个端部处。第二构件2525可成形为包括长型臂部分2531。横向延伸的环部分2533可适当地定尺寸以接收例如用户的食指,并且手指搁置部2535可适当地定尺寸以接收例如用户的中指,该横向延伸的环部分2533和该手指搁置部2535可布置在臂部分2531的一个端部处。臂部分2531的相反的端部可结合至枢纽部2521。第一构件2523可联接至第二构件2525以用于通过活铰链构件2537相对于第二构件2525进行枢转运动。通过这种方式,尽管第一构件2523被认为是可移动构件并且第二构件2525被认为是静止态构件,但是第一构件2523和第二构件2525可操作得与一对剪刀非常相似。然而,应理解,把手组件2505可修改成使第一构件2523和第二构件2525这两者均是可移动的。

[0498] 还在图139(a)至图139(c)、140(a)和图140(b)中单独示出的颞部组件2507可为成形为包括枢纽部2541、第一颞部2543和第二颞部2545的整体结构。枢纽部2541可大体呈管状形状,并且可定尺寸以牢固地接收护套2509的远侧端部。颞部2543可与颞部2209相同,该颞部2543可通过活铰链2547结合至枢纽部2541。颞部2545可与颞部2211相同,该颞部2545可通过活铰链2549结合至枢纽部2541。

[0499] 还在图141(a)和图141(b)中单独示出的护套2509可与护套2206相同,并且可成形为包括第一纵向腔2561和第二纵向腔2563。第一纵向腔2561可适当地定尺寸以接收例如膀胱镜2503的光学纤维2515。第二纵向腔2563可适当地定尺寸以接收例如线2511。护套2509的外表面为圆周形的,从而在移除工具被放置在介入设备(例如,本文中所述的13和19)中时允许护套周围的密封。护套2509的圆周表面相比于本文中所述的移除设备19中的1881和1901的外表面是有利的。1881与1901之间的间隙容许了阀(例如,本文中所述的125和91)周围的泄漏。

[0500] 还在图142(a)、142(b)、图143和图144中单独示出的线2511可为成形为包括第一腿2571和第二腿2573的整体结构。第一腿2571和第二腿2573的近侧端部可联合地形成环2575,环2575可固定至把手组件2505的第一构件2523。第一腿2571的远侧端部可形成钩2577,钩2577可固定至第二颞部2545,并且第二腿2573的远侧端部可形成钩2579,钩2579可固定至第一颞部2543。

[0501] 套管的针2513-1可与套管的针2513-2和2513-3相同,该套管的针2513-1可为具有图145(a)和图145(b)中所示形状的整体结构。

[0502] 除了或代替套管的针,移除设备19的附加的可替代实施方式可包括构建入颞部1981和1983中可在齿1997和2017保持设备17时刺穿设备17的剪刀或相似的结构,或位于一个颞部上的剃刀或解剖刀以及位于另一颞部中的接收狭槽。

[0503] 现在参照图146至图153,示出了充填单元压缩测试夹具2601的实施方式。可充填单元测试夹具2601包括测试容器2611、活塞2621、定心盘2625、加热器2631、基座2623、支架

柱2629、以及加热器支架2627。图147(a)至图147(d)中示出了测试容器2611的实施方式的各种视图。图148(a)至图148(d)中示出了活塞2621的实施方式的各种视图。图149(a)至图149(e)中示出了定心盘2625的实施方式的各种视图。图150(a)至图150(e)中示出了基座2623的实施方式的各种视图。图151(a)至图151(d)中示出了支架柱2629的实施方式的各种视图。图152(a)至图152(d)中示出了加热器支架2627的实施方式的各种视图。

[0504] 充填单元压缩测试夹具2601被组装(基座2623、柱2629和支架2627与紧固件组装)并装载于垂直拉伸和压缩测试机(例如,英斯特朗(Instron)、MTS、查狄伦(Chatillon)等)上。这种机器可通过数据获取系统对力和挠度进行测量并记录。在一些实施方式中,数据可以25Hz的最小速率进行记录。蒸馏水可被加热并在测试期间保持在 $37^{\circ}\text{C}+/-1^{\circ}\text{C}$ (98°F)。测试可在 21°C (70°F)的室温下在室内进行。在一个实施方式中,测试夹具可额定501bs的测压元件、2英寸每分钟的十字头速度、25Hz的最小数据获取速率、以及8英寸的最小十字头行程距离。测试夹具2601可用于在测试容器2605上执行爆裂测试、偏转/变形测试、和周期性压缩测试。

[0505] 爆裂、变形和周期性测试可用于评估各种可充填单元材料、配置和壁厚度。在测试过程中,可测量力和变形距离。具体参见图153,测试夹具2601可用于模拟临床经验。在测试过程中,可充填单元的测试样本(即,球囊)2605存在于测试容器2611中。示出了用于测试样本2605的反转的尾部分的开口2606。测试样本2605在测试容器2611内取向,以使得开口2606(开口的一部分)并不定位成与测试容器孔口2612相邻。优选地,在测试处理的操作过程中,开口2606定位成使得开口2606不与孔口2612(或其一部分)接触。优选地,测试样本被取向得与图153中的配置相似,以使得开口2606对齐在与由活塞2621施加的力的方向基本垂直的平面上。测试容器包括具有第一直径2613的基本半球形部分,在本实施方式中,第一直径为1.625英寸。测试容器2611抑制测试样本在所有方向上的变形,除了存在有圆形孔口2612的底部以外。圆形孔口2612具有直径2617。在一个实施方式中,孔口的直径为0.575英寸。在活塞2621压缩测试样本2605时,仅测试样本2605的对准圆形孔口2612的部分能够变形。通过确定测试样本延伸通过孔口2612的距离来测量变形。本文中所述的配置和测试参数有助于测试样本2605在患者中的复制用法。例如,由活塞2621施加的压力基本复制施加在患者的膀胱中的压力,并且孔口2612与膀胱颈和尿道的大小基本相同。下文中对用于爆裂、变形和周期性测试的具体步骤进行描述。

[0506] 爆裂测试包括以下步骤:(a)对活塞2621进行定位以在测试夹具2601上进行测试;(b)将测试样本2605取向,使待被测试的期望的段指向下,并且将测试样本2605粘接至活塞2621的下侧;(c)使测压元件上的力变为零;(d)将测试样本2605降低至测试容器2611中直至测试样本2605靠近测试容器2611的底部;(e)将测试速度设置为2.0英寸/分钟,并且使数据获取系统对力和变形进行记录。将程序设置成如果力下降最大记录值的95%则完成测试,这通常为测试样本失败的指示。

[0507] 偏转/变形测试包括以下步骤:(a)对活塞2621进行定位以在测试夹具2601进行测试;(b)将测试样本2605取向成使待被测试的期望的段向下指向,并且将测试样本2605粘接至活塞2621的下侧;(c)使测压元件上的力变为零;(d)将测试样本2605降低至测试容器2611中直至测试样本2605靠近测试容器2611的底部;(e)将循环程序和数据获取系统设置为对力和变形进行记录。设置以下参数:(i)2.0英寸/分钟的十字头速度;(ii)4.251bs的设

置点；(iii)0.5秒的峰值力停留时间；(iv)5个周期。(f)对在第三周期上的最大偏转距离进行记录。

[0508] 周期性压缩测试包括以下步骤：(a)对活塞2621进行定位以在测试夹具2601上进行测试；(b)将测试样本2605取向，使待被测试的期望的段指向下，并且将测试样本2605粘接至活塞2621的下侧；(c)使测压元件上的力变为零；(d)将测试样本2605降低至测试容器2611中直至测试样本2605靠近测试容器2611的底部；(e)将循环程序和数据获取系统设置为对力和变形进行记录。设置以下参数：(i)2.0英寸/分钟的十字头速度；(ii)4.25lbs的设置点；(iii)0.5秒的峰值力停留时间；(iv)50个周期。

[0509] 变形测试确定在4.25lbs的力下在测试腔室中可充填单元通过开口2612的变形的距离。爆裂测试确定可充填单元变形的距离以及使可充填单元爆裂所需的力。周期性测试确定在所施加的4.25 lbs的周期性负载下所能幸免的周期的数量。基于实证测试数据与临床经验的评估，确定了可充填单元的以下特性。

[0510] 图154中示出了展示示例性测试数据的表格。列与可充填单元的不同的实施方式相关联。表格被划分成三个部分，即，顶部、中部、和底部。顶部提供的每个单元的特性。对于每个可充填单元，提供了材料、制造工艺、单元大小和壁厚度。中部提供了变形测试、爆裂测试、和周期性压缩测试的结果。对于变形测试，以毫米单位提供了单元变形的结果。对于爆裂测试，以磅的单位提供了爆裂时的力的结果，并且以毫米单位提供了单元变形的结果（“爆裂处的d”）。对于周期性压缩测试，结果指示测试的结尾处单元是否是完整的（即，100%）。底部提供了可充填单元在30cmH20和15cmH20的压力下的压力和体积特性。对于每个单元，提供了基础单元体积、在压力下（30cmH20和15cmH20）的单元体积、以及从基础单元体积至在压力下（30cmH20和15cmH20）的单元体积的体积上的百分比变化。

[0511] 在一个实施方式中，优选地，可充填单元具有大于约3磅的爆裂力，更优选为大于约4磅，更优选为大于约4.9磅，更优选为大于约6磅，更优选为大于约7磅，以及更优选为大于约8磅。在一个实施方式中，在4.25磅的施加压力经过0.575英寸的腔室中的孔时，优选的可充填单元将变形小于约20毫米，更优选为小于约18毫米，更优选为小于约15毫米，更优选为小于约11毫米，更优选为小于约10毫米，更优选为小于8毫米，以及更优选为小于约6毫米。

[0512] 优选地，可充填单元的壁厚度在约0.0003至约0.005英寸之间，并且优选在0.0009至0.0015之间。在一些实施方式中，单元壁厚度可基于材料和制造工艺而变化。在一些实施方式中，单元壁厚度可根据单元的几何配置而变化。在一些几何配置中，单元可配置成使单元的不同的部分具有不同的厚度并且基于单元如何被配置成放置于患者体内而展现出不同的属性。

[0513] 优选地，可充填单元是顺应性的，由此随着内部压力上的变化，可充填单元的体积增加。优选地，在可充填单元经历从0至15cmH20的压力增加时，单元体积从零压力下的单元体积增加至少5%，更优选地体积增加至少10%。优选地，在可充填单元经历从0至30cmH20的压力增加时，单元体积从零压力下的单元体积增加至少10%，更优选地体积增加至少15%。

[0514] 优选地，可充填单元还具有足以保持其形状并且不变形至膀胱颈和尿道中的结构并提供 P_{skin} 张力以保持可充填单元的充填，正如美国专利申请第2010/0222802号中所描述

的那样。优选地,在可充填单元经历从0至15cmH₂O的压力增加时,单元体积从零压力下的单元体积增加不大于80%,更优选地单元体积增加不大于50%。优选地,在可充填单元经历从0至30cmH₂O的压力增加时,单元体积从零压力下的单元体积增加不大于80%,更优选地体积增加不大于50%。

[0515] 图155至图158示出了压力体积图表上的可充填单元的实施方式的示例性测试数据。图表在垂直轴向上以cmH₂O的单位示出了压力。在水平轴线上以毫米单位示出了体积。图表有助于示出可充填单元的一些实施方式的特性。可充填单元可提供基于压力的可预见膨胀。在一些实施方式中,可充填单元可具有相对于作为压力的体积函数的线性的低偏差。在一些实施方式中相对于线性的偏差可小于10%,并且在一些实施方式中小于5%。

[0516] 在一些实施方式中,可充填单元可为通过浸模工艺制成的硅树脂、通过吹模工艺或者使用焊接片材制成的埃斯坦聚氨酯(estane polyurethane)、以及通过吹模工艺制成的热塑性聚氨酯(pelethane polyurethane)。

[0517] 如关于具体测试处理描述的那样,可充填单元的实施方式已被描述为具有某些属性和特性。在一些实施方式中,单元可基本为同质的,以使得可充填单元的整体展现出属性。例如,单元壁厚度可在单元的表面上方基为基本同质的。在一些实施方式中,单元壁厚度可在整个单元上有所不同。在一些实施方式中,可充填单元的、小于该单元的整体的一部分可展现出属性。例如,可充填单元壁的一部分可展现出上述的属性。

[0518] 虽然已在某些优选实施方式和示例的上下文中公开了本发明,但是本领域的技术人员应理解,本发明延伸超过具体公开的实施方式并至其他可替代实施方式和/或本发明的使用以及显而易见的修改及其等同。此外,虽然已详细地示出并描述了本发明的若干变型,但是基于该公开,本领域的技术人员将轻易明确落于本发明的范围内的其他修改。还可设想,可进行实施方式的具体特征和方面的各种组合或子组合,并且其仍落于本发明的范围内。因此,应理解,所公开的实施方式的各种特征和方面可与彼此组合或替代为彼此,以形成所公开发明的修改的模式。因此,旨在使本文中所公开的本发明的发明不应受限于上面所描述的特定公开实施方式,而是仅应由对随附的权利要求书的清楚阅读来确定。

[0519] 相似地,所公开的该方并不应解释为反映任意权利要求请求比明确该权利要求中记载的特征更多的特征的意图。相反,因为随附的权利要求书反映落于比前面所公开的任何单个实施方式的所有特征更少的特征的组合中的创造性方面。因此,遵循具体实施方式的权利要求书在此处明确地并入该具体实施方式中,并且每个权利要求自身作为单独的实施方式。

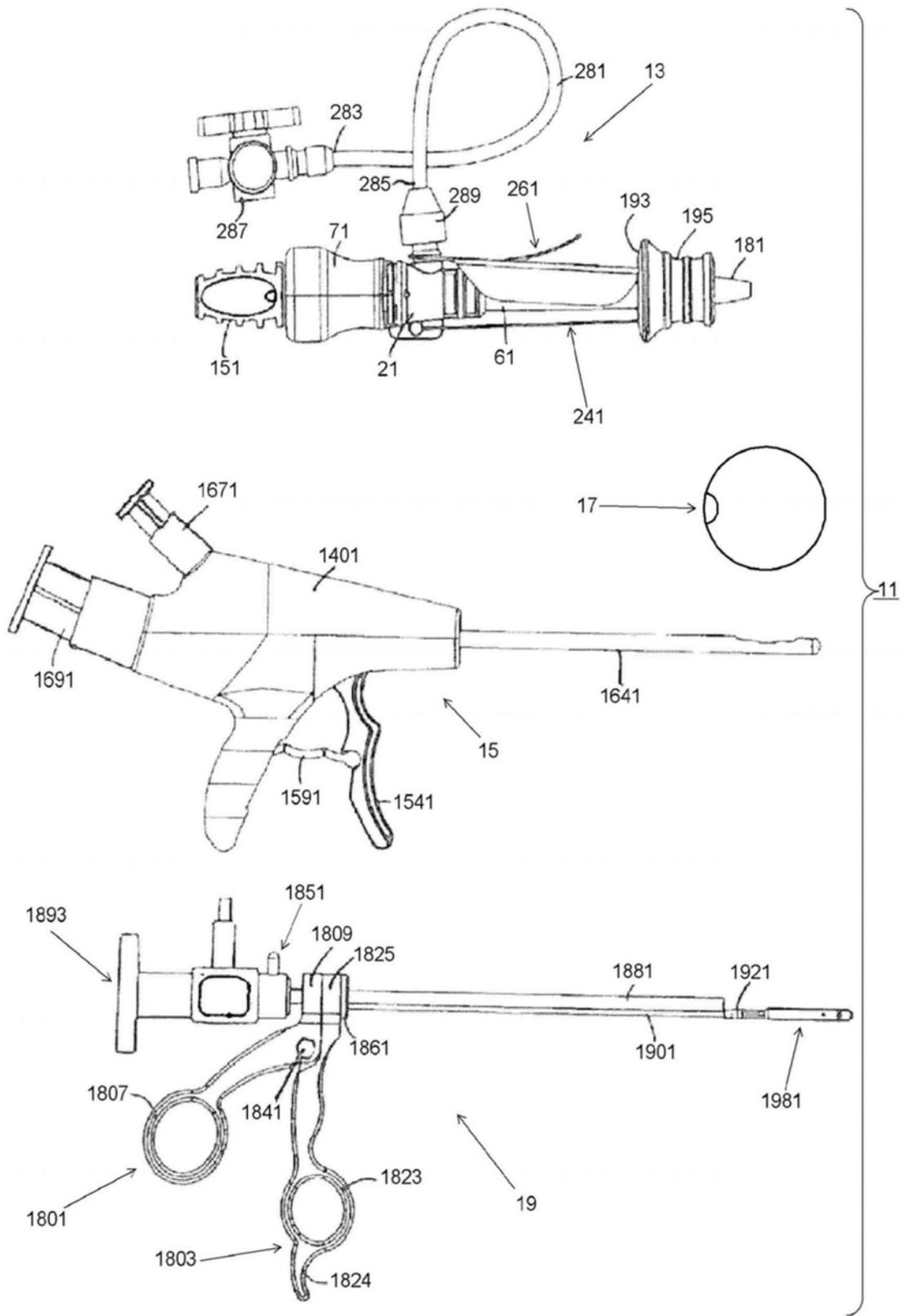


图1

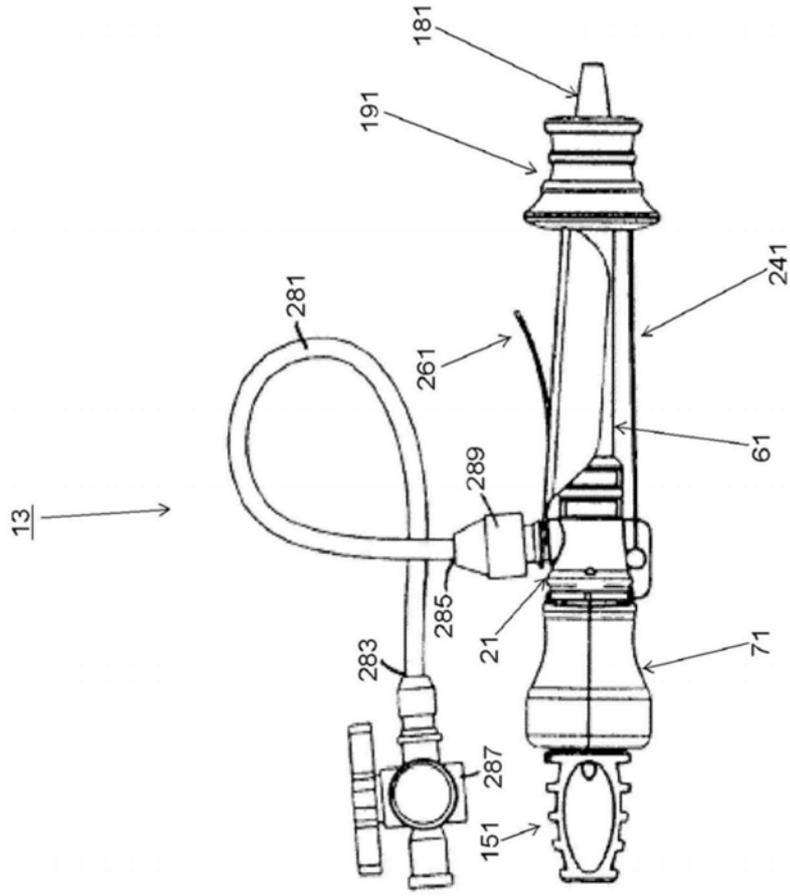


图2(A)

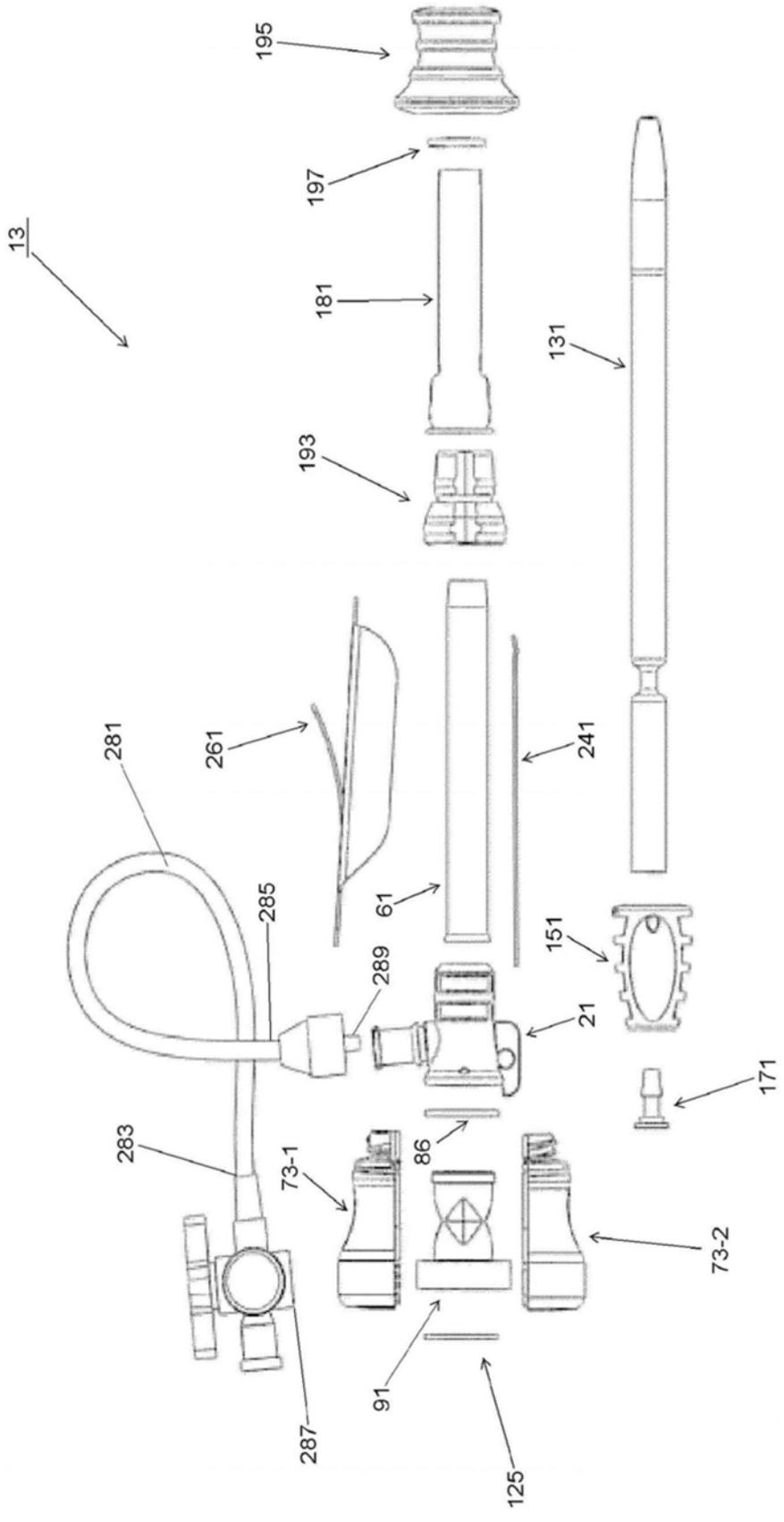


图2 (B)

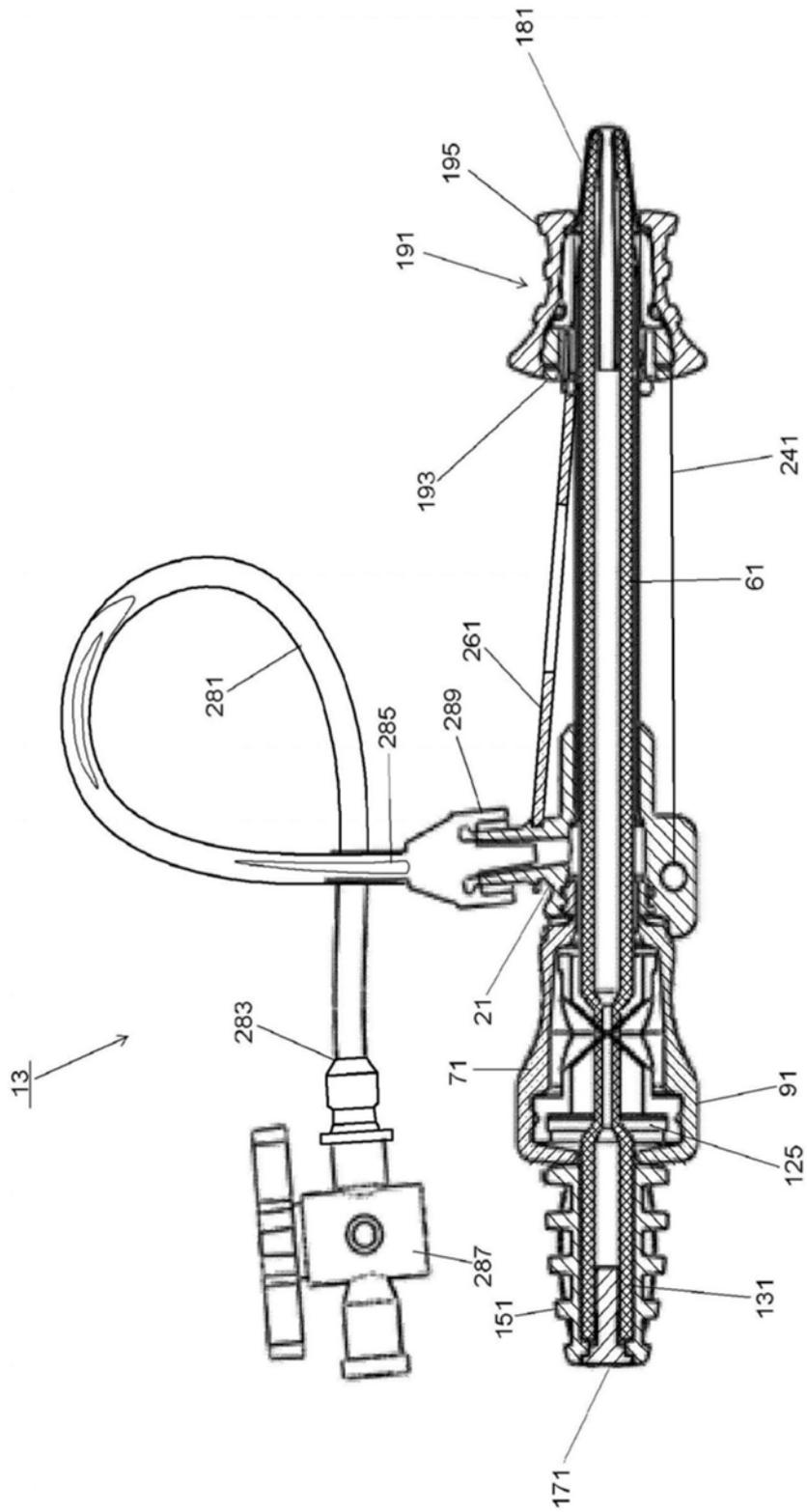


图2(C)

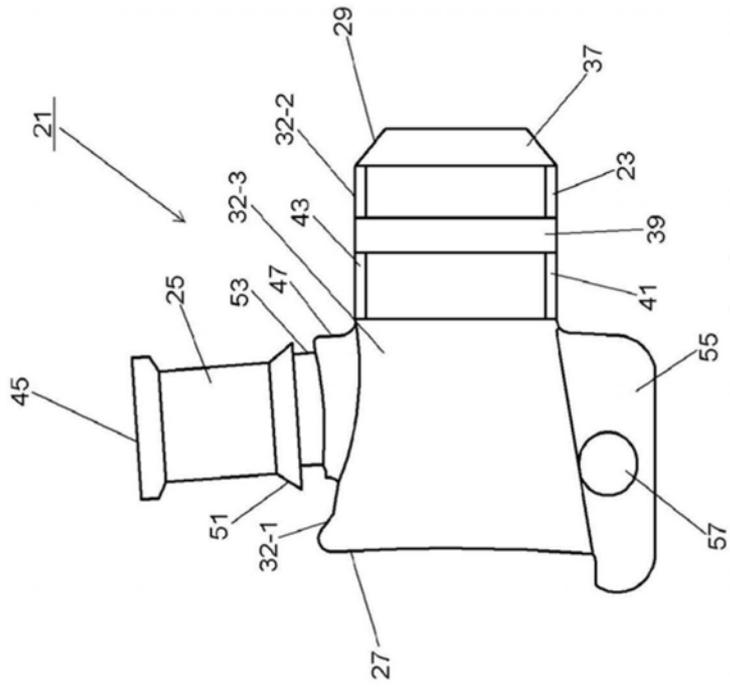


图3(A)

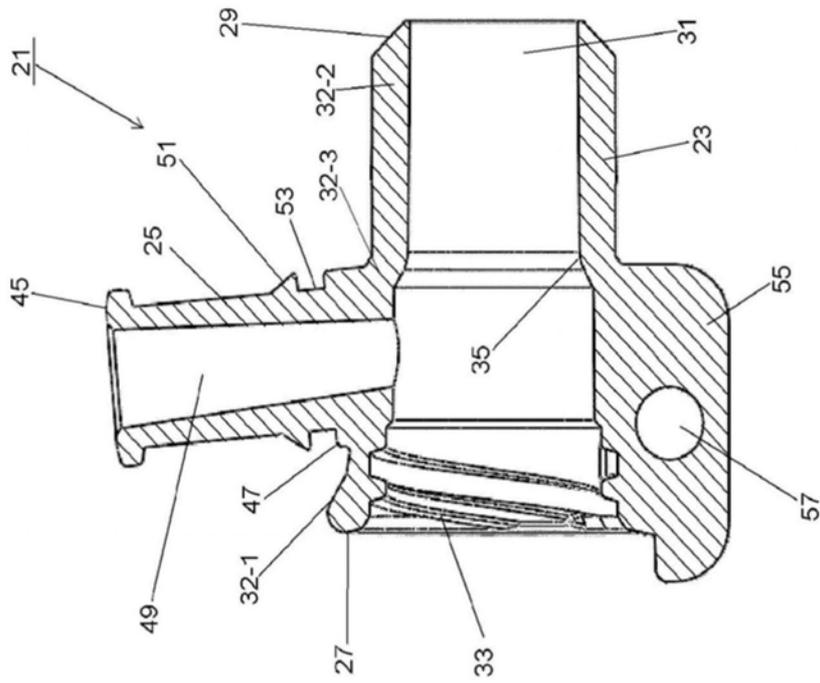


图3(B)

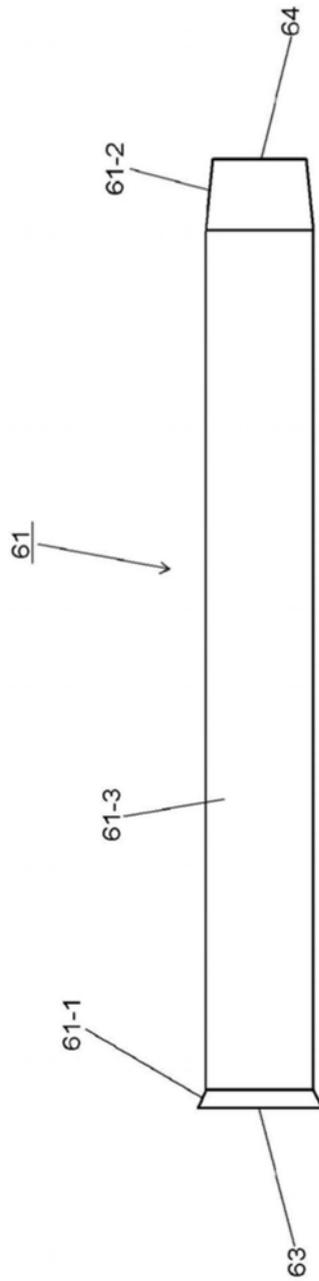


图4(A)

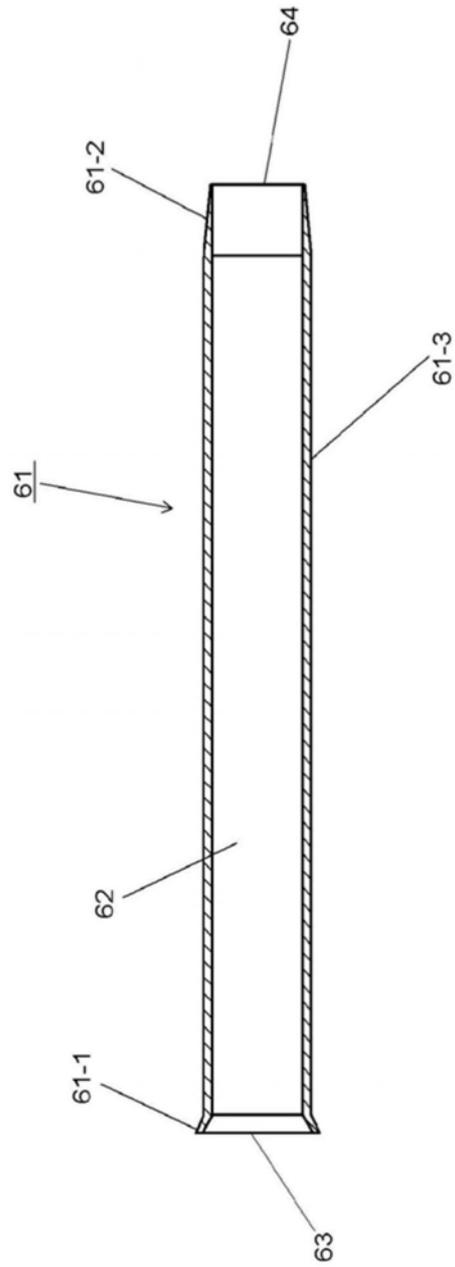


图4 (B)

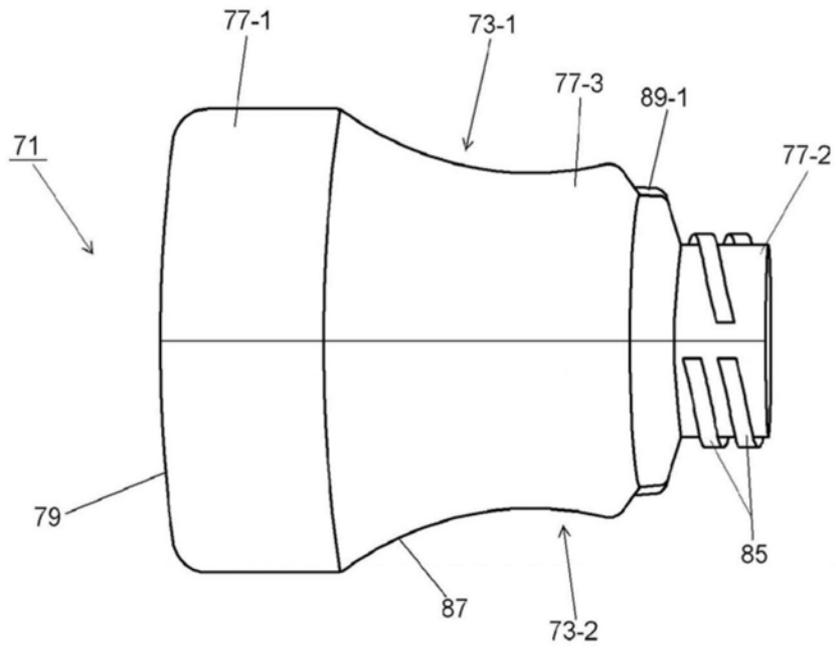


图5(A)

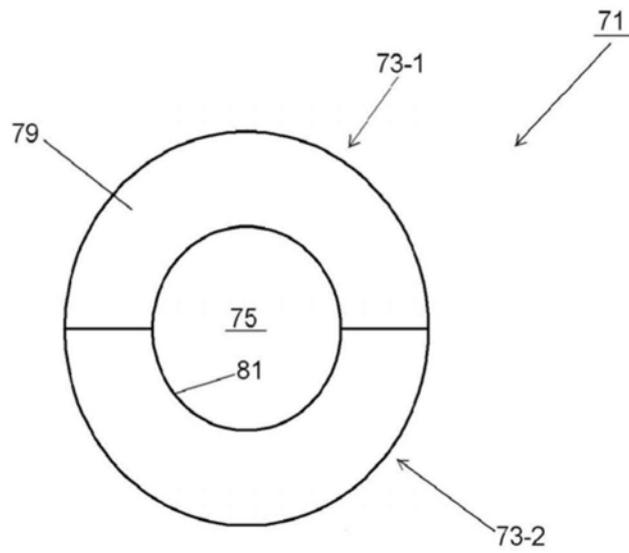


图5(B)

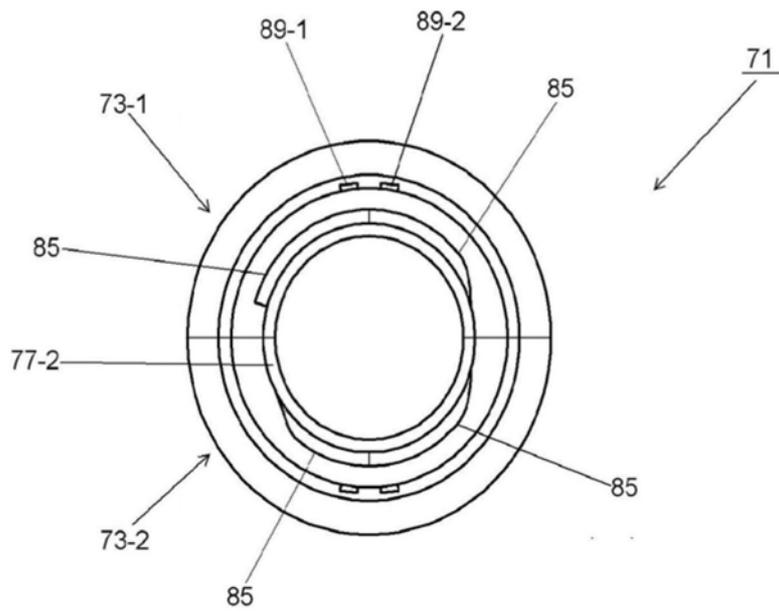


图5(C)

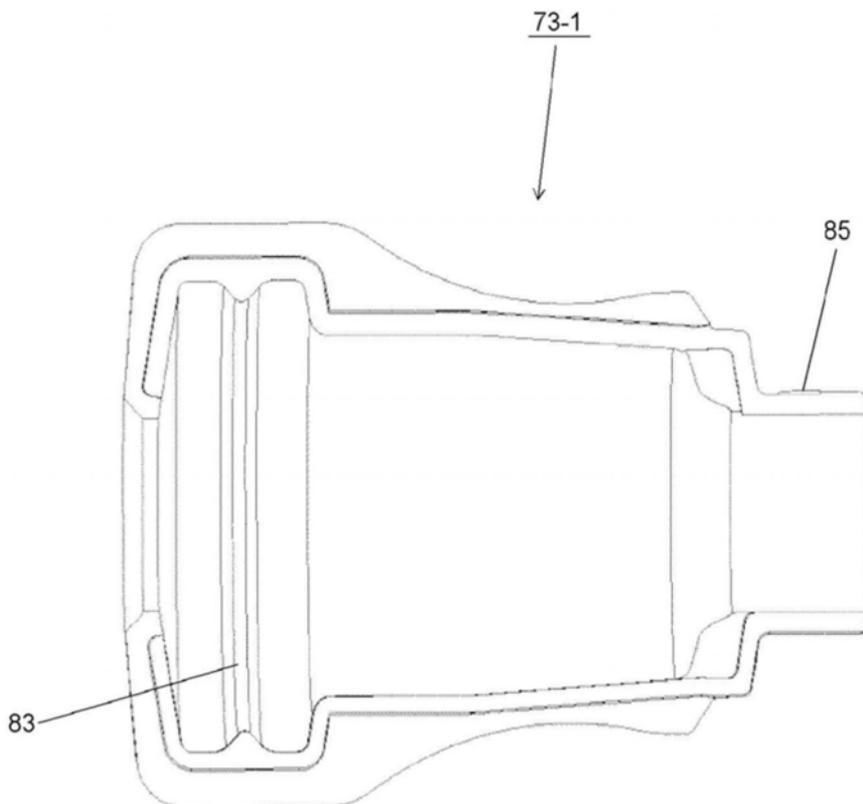


图6

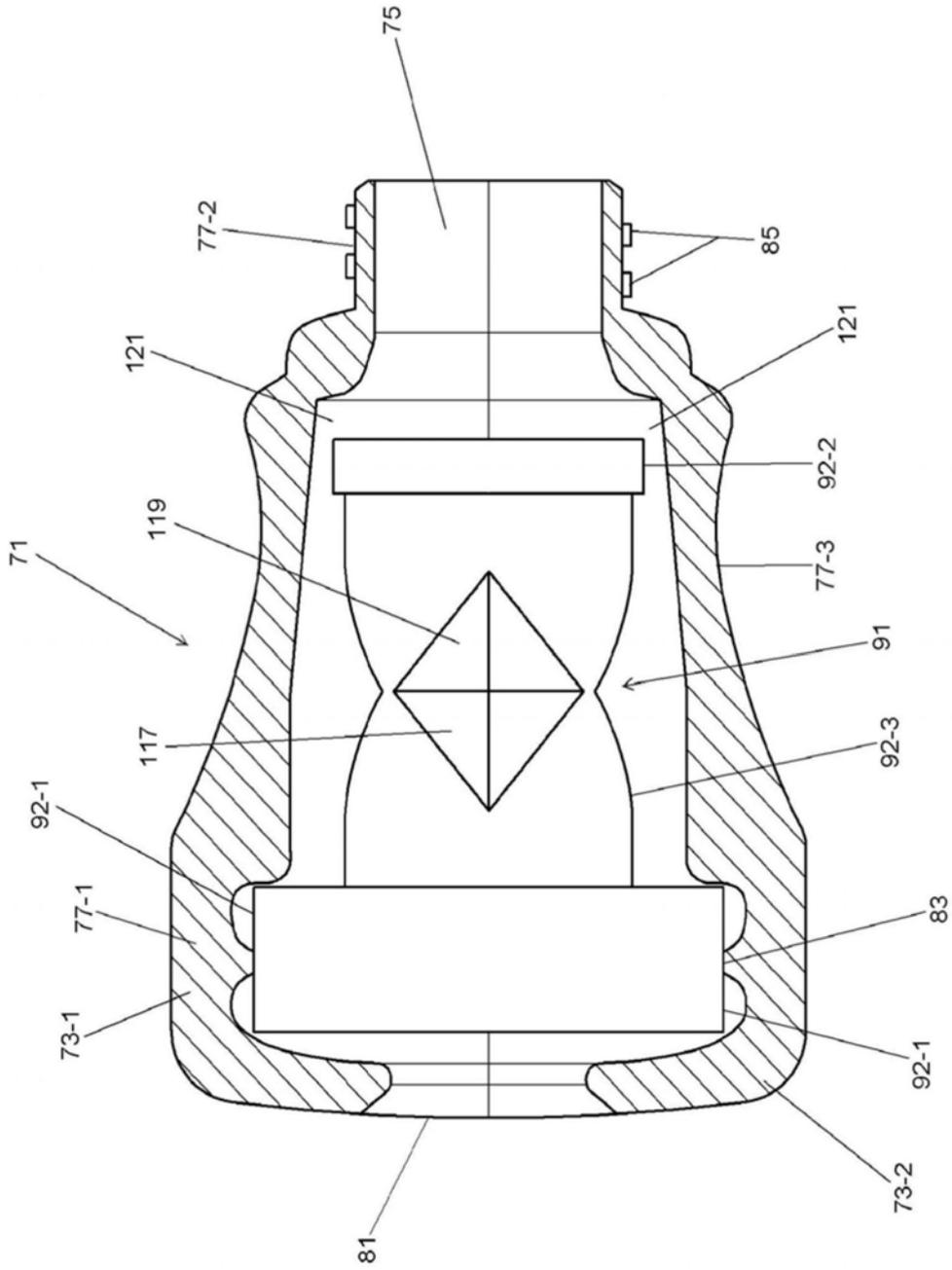


图8(A)

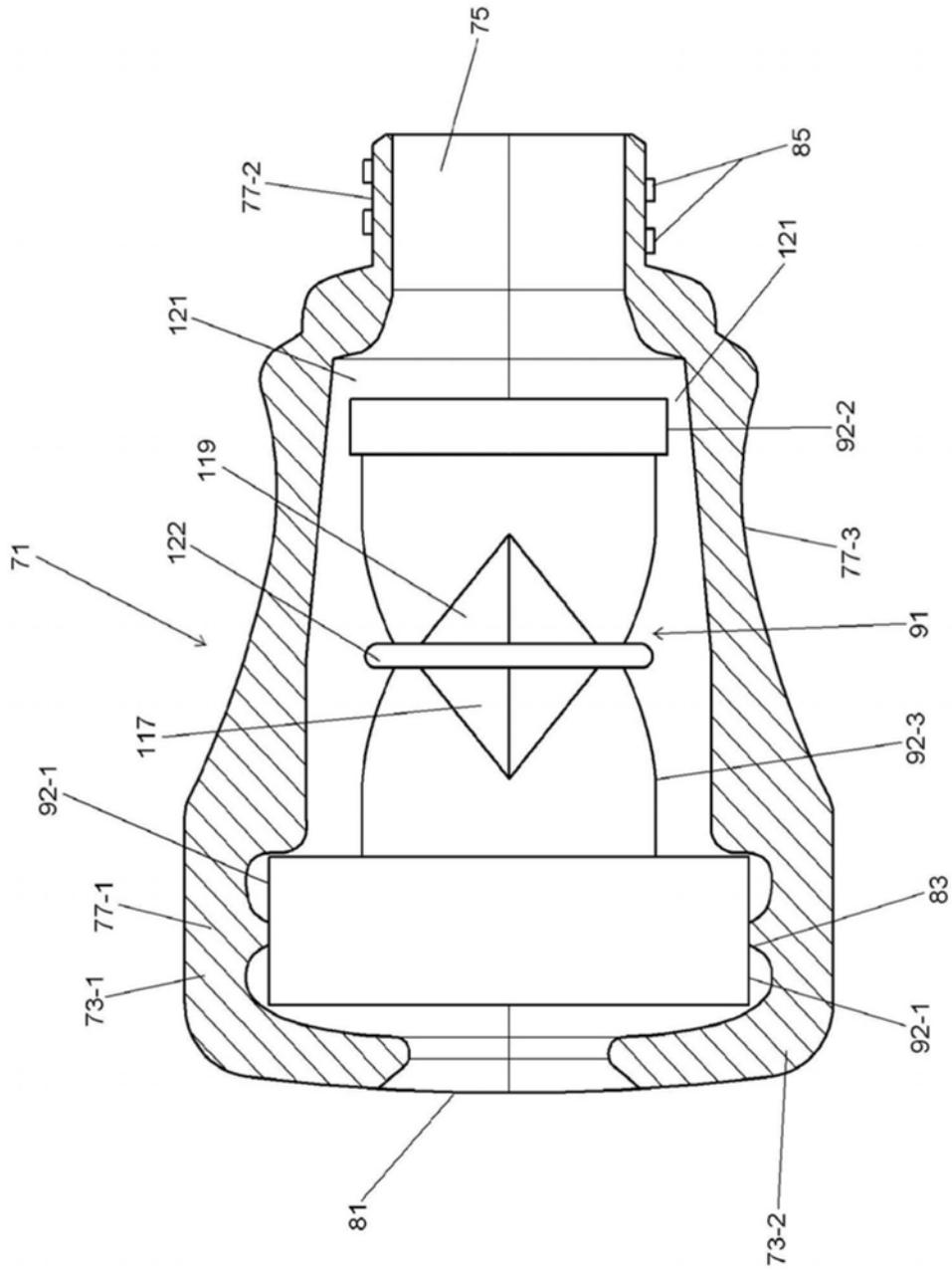


图8(B)

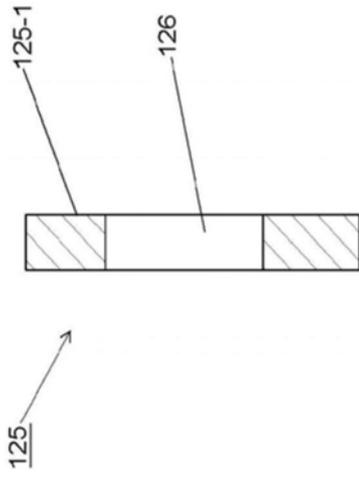


图9 (A)

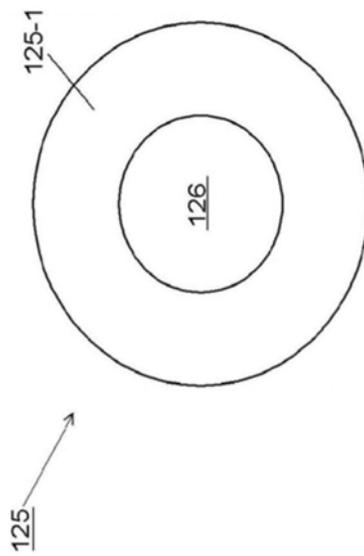


图9 (B)

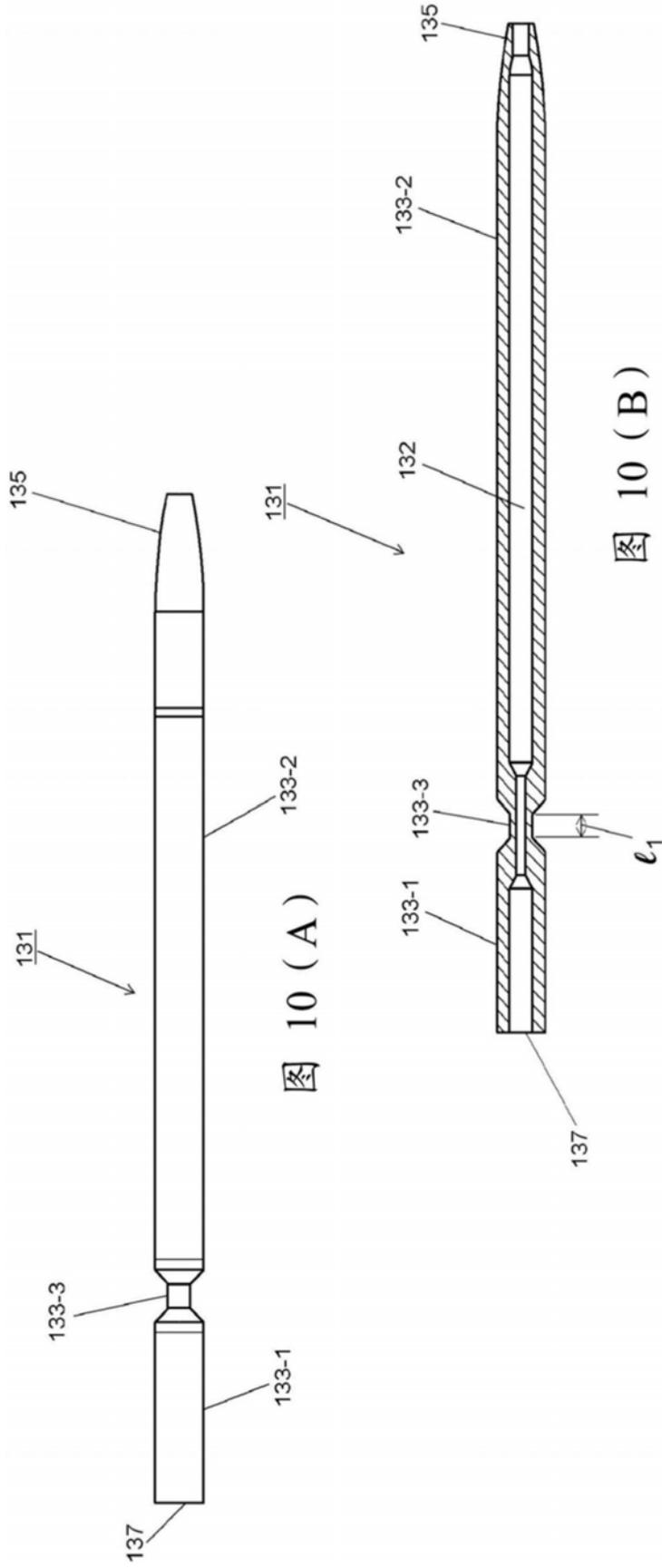


图 10 (A)

图 10 (B)

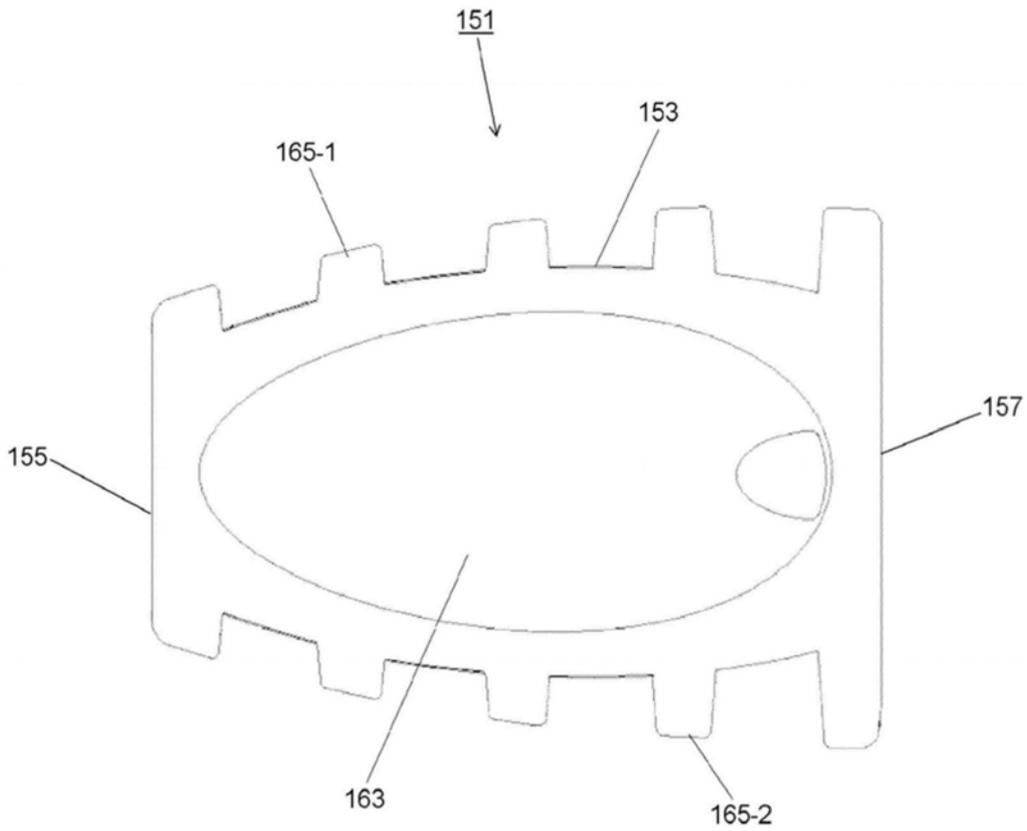


图11 (A)

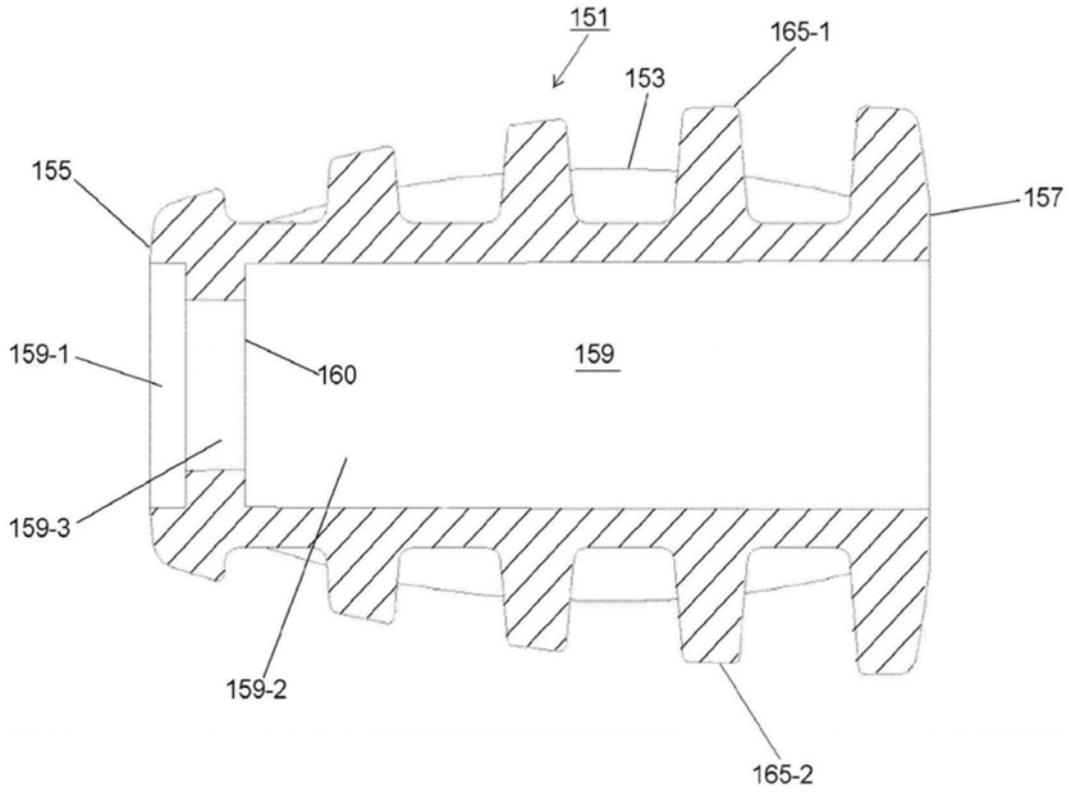


图11 (B)

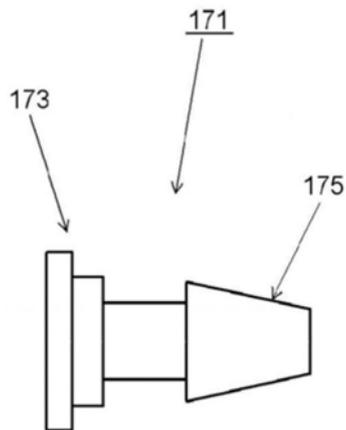


图12 (A)

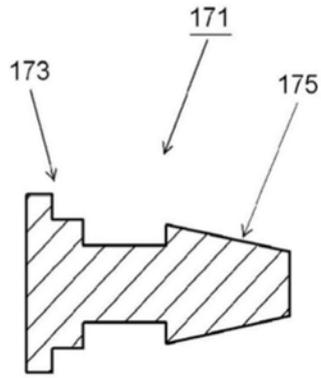


图12 (B)

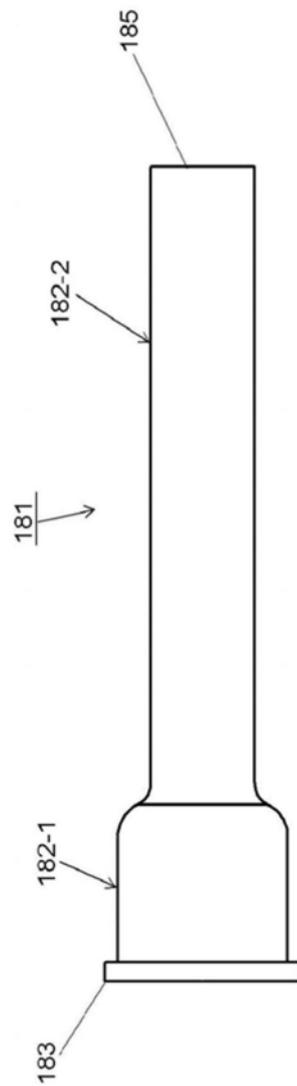


图13 (A)

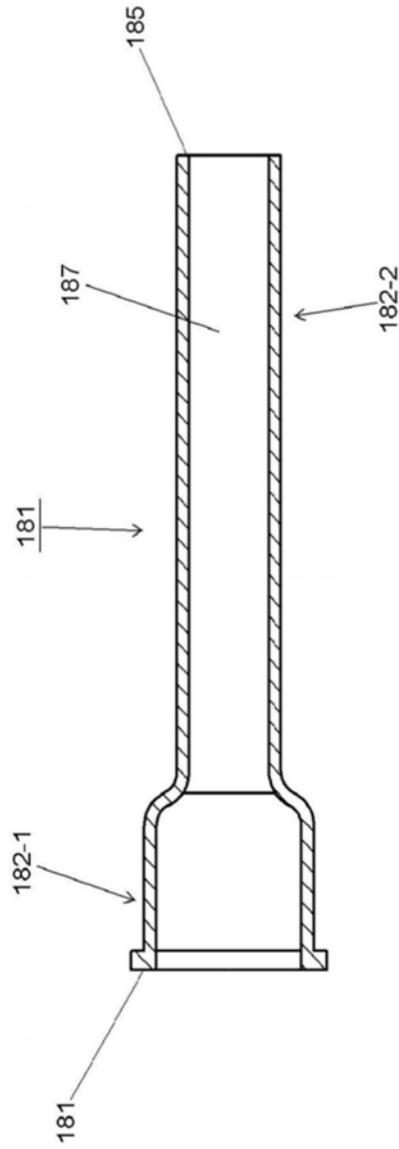


图13 (B)

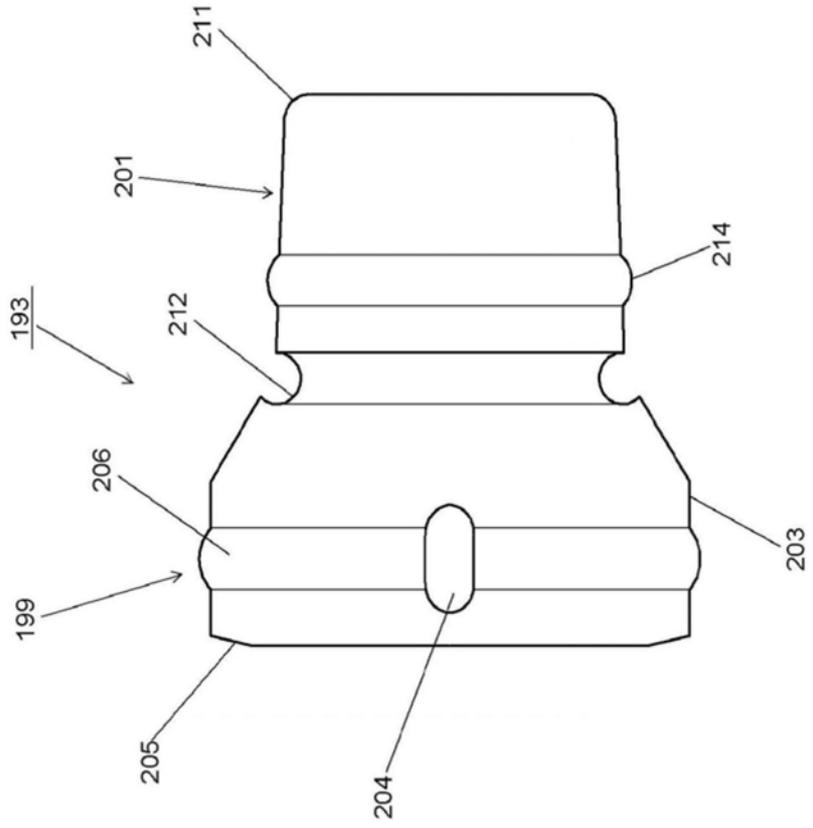


图14(A)

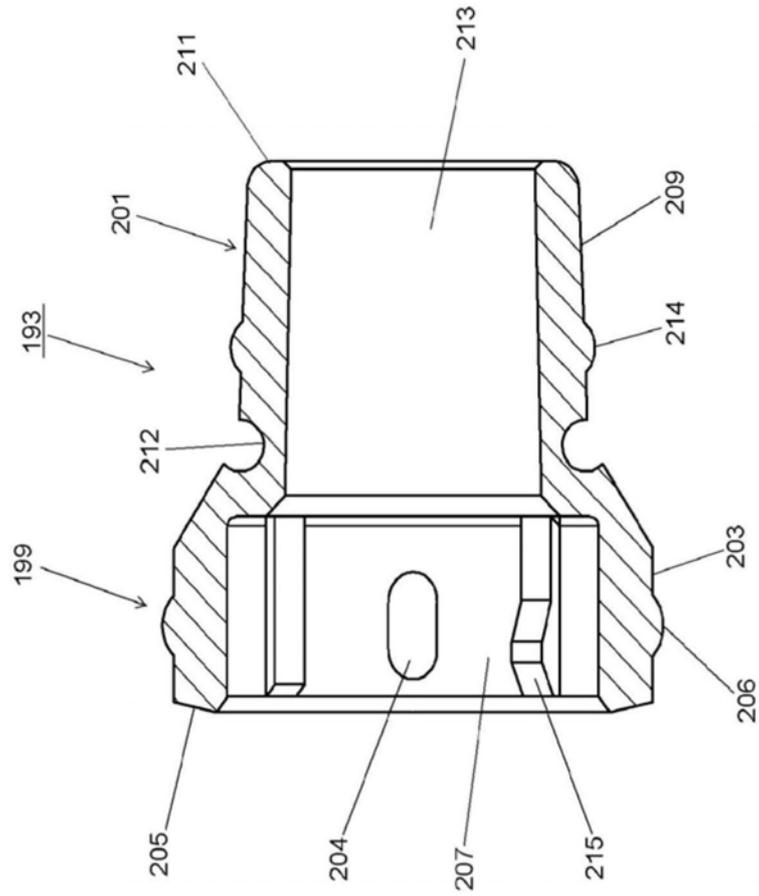


图14(B)

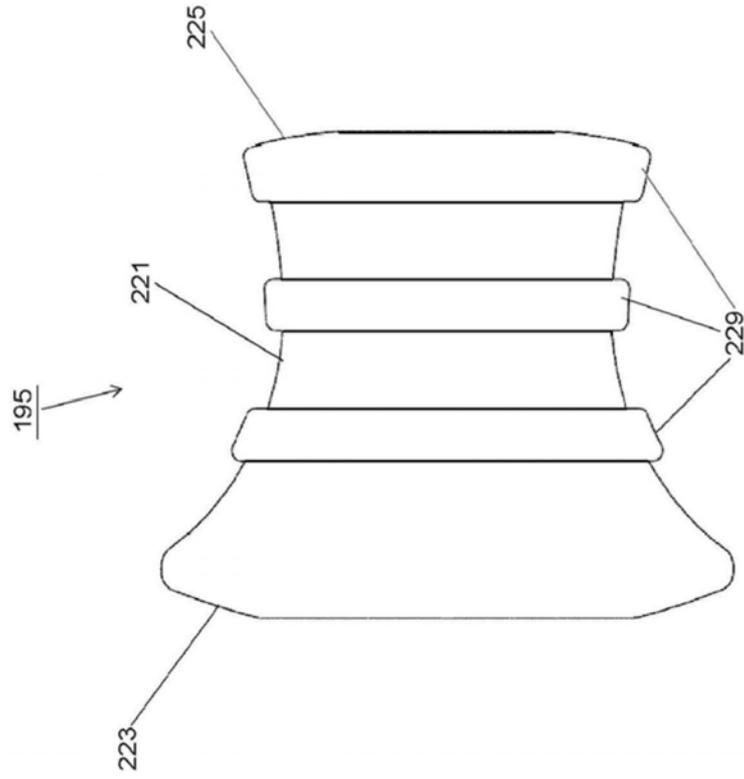


图15(A)

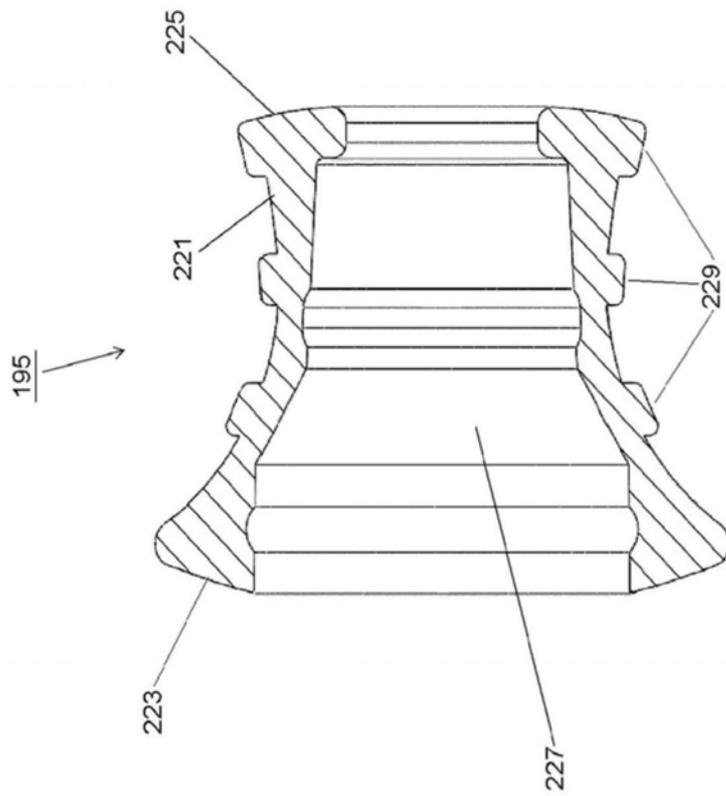


图15(B)

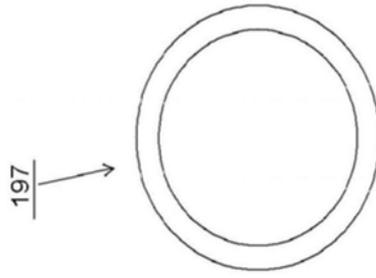


图16

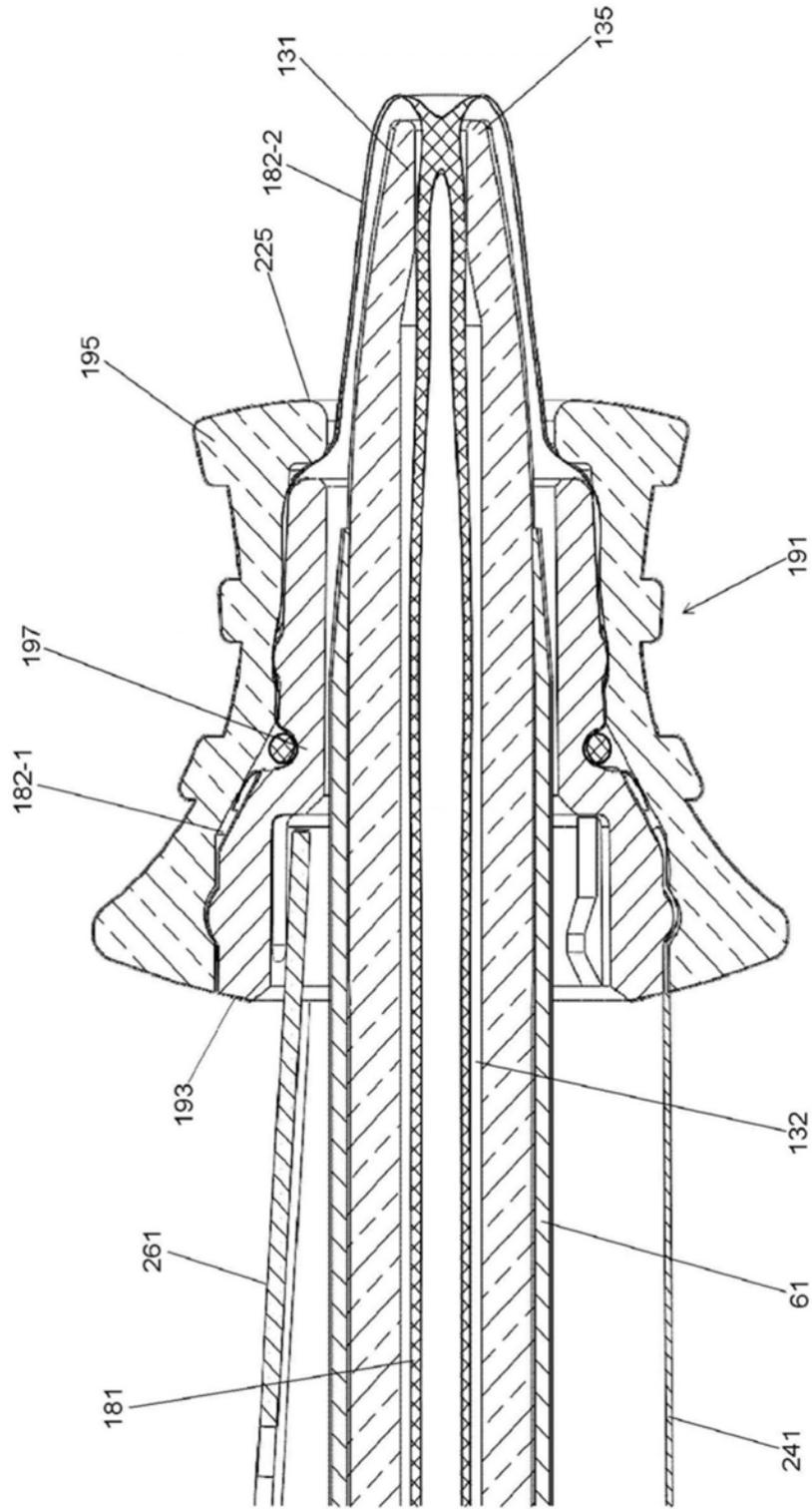


图17(A)

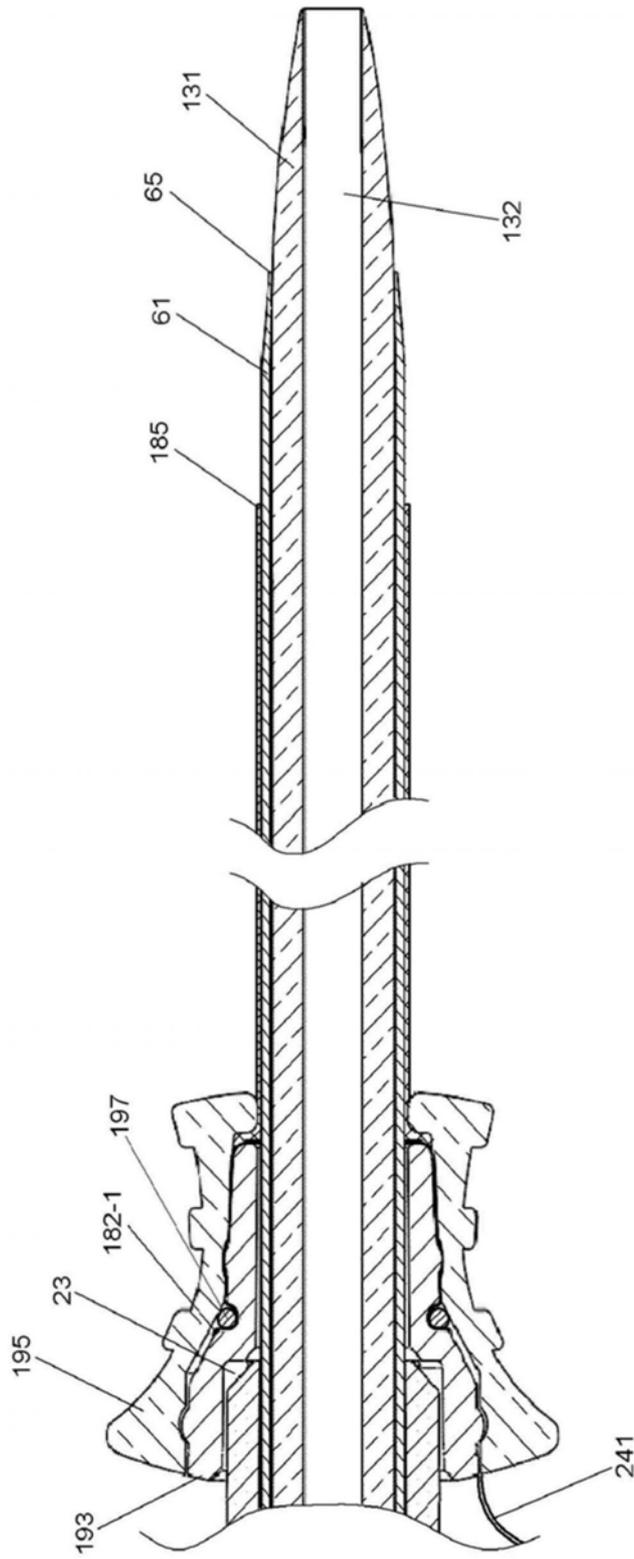


图17 (B)

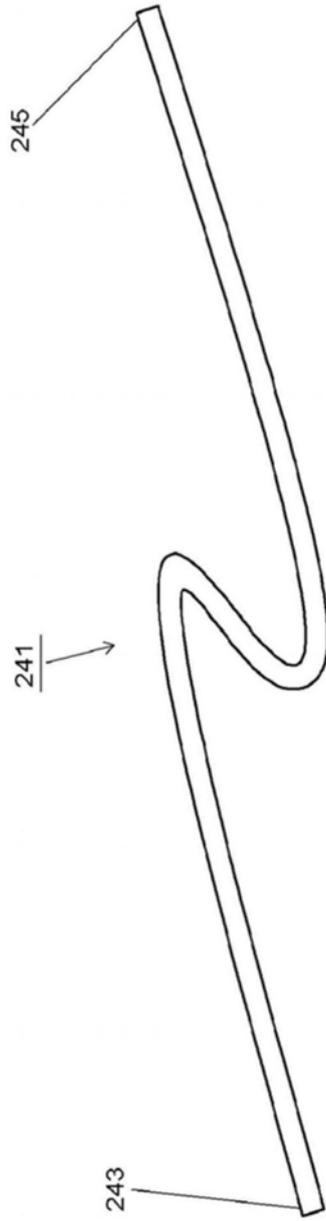


图18

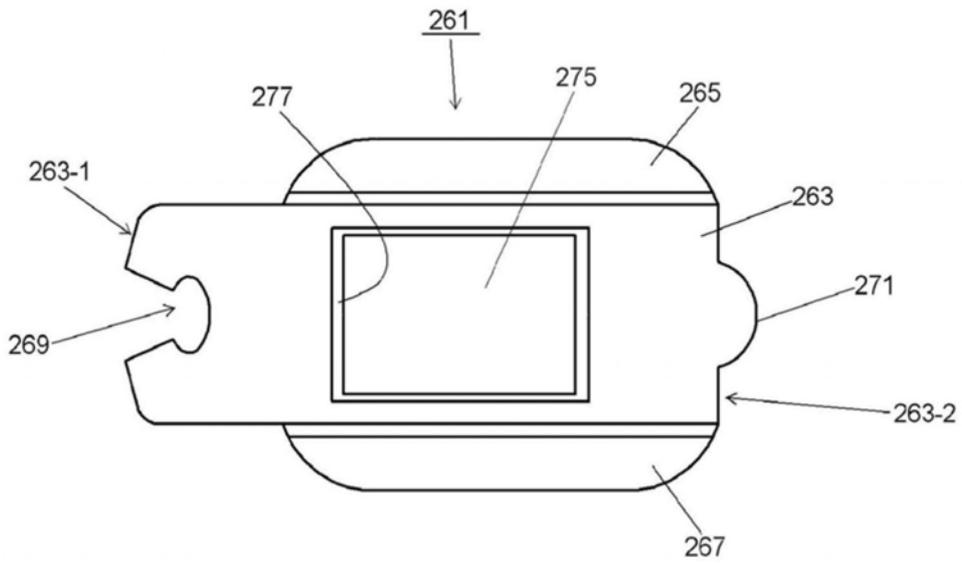


图19 (A)

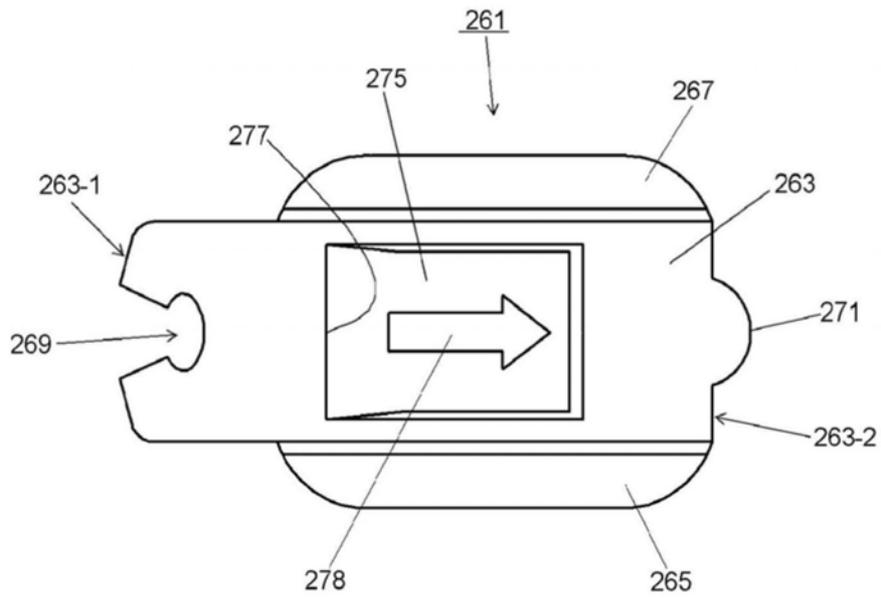


图19 (B)

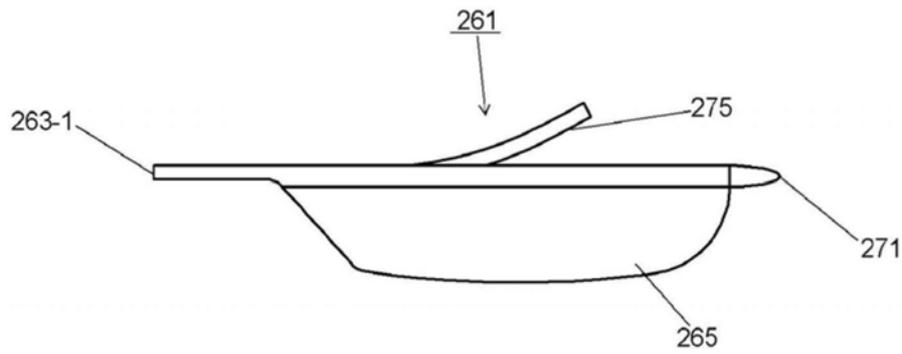


图19 (C)

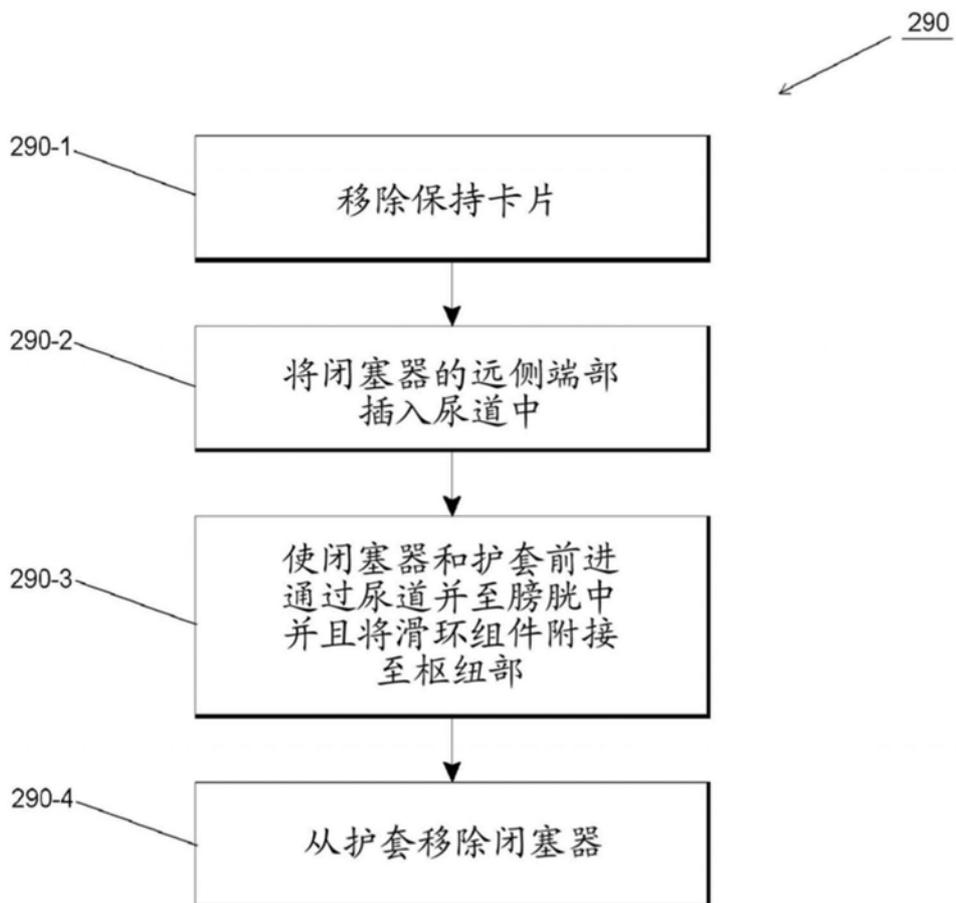


图20 (A)

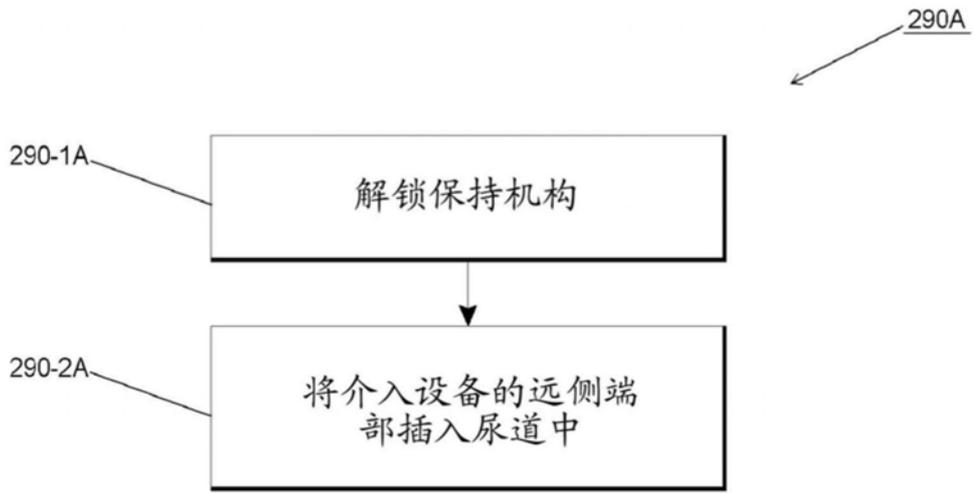


图20 (B)

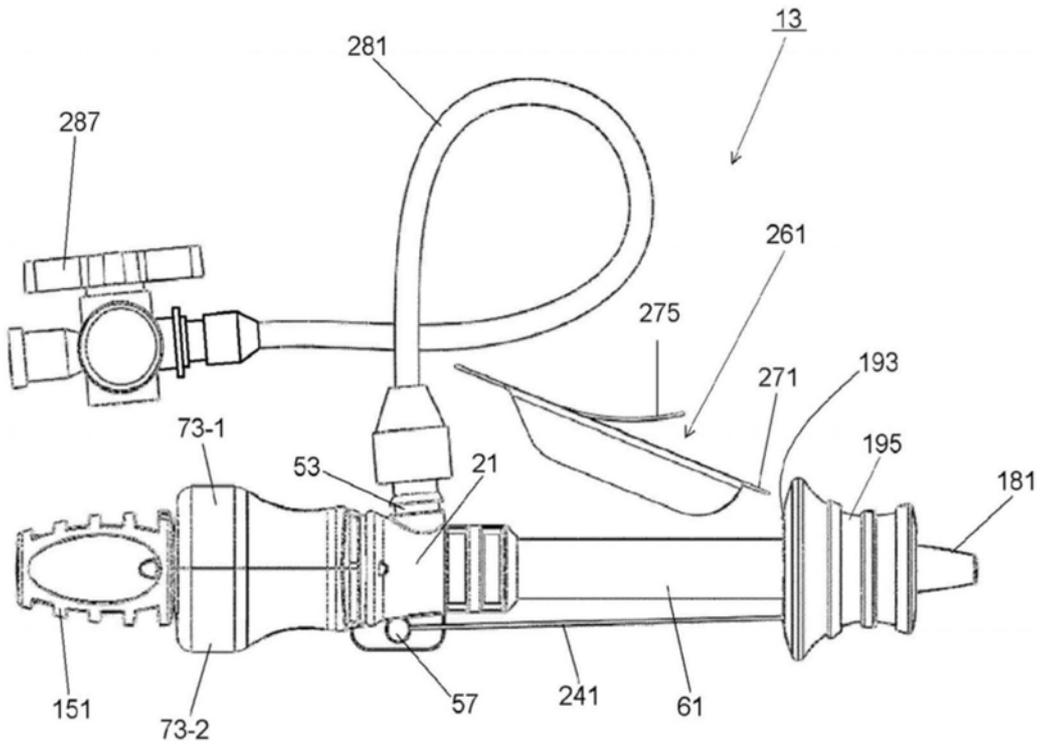


图21 (A)

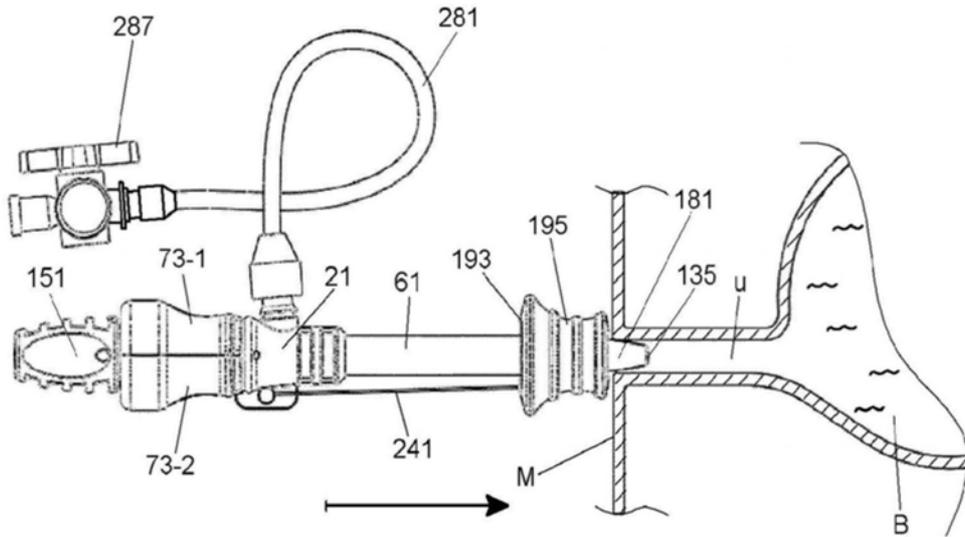


图21 (B)

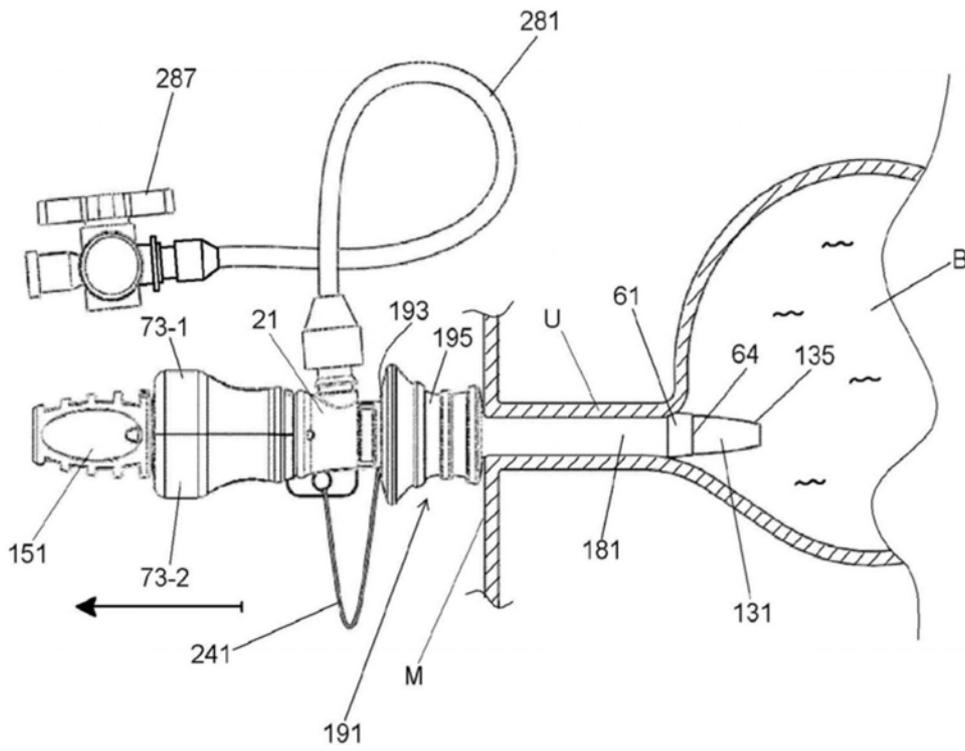


图21 (C)

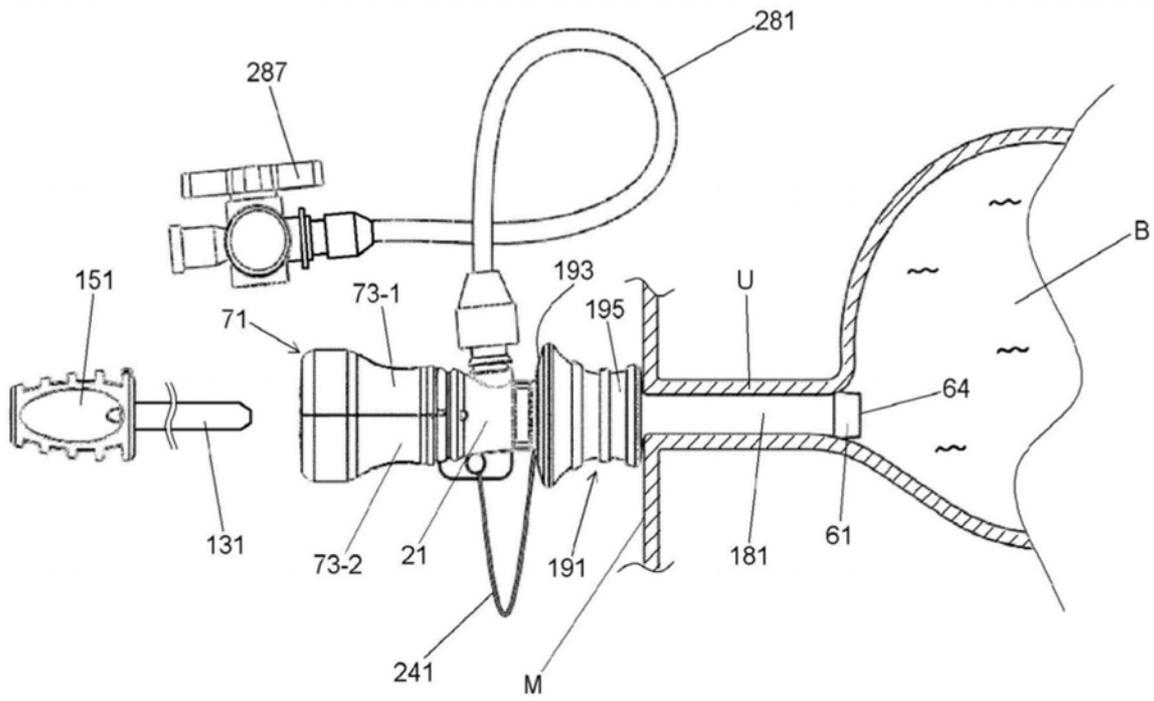


图21 (D)

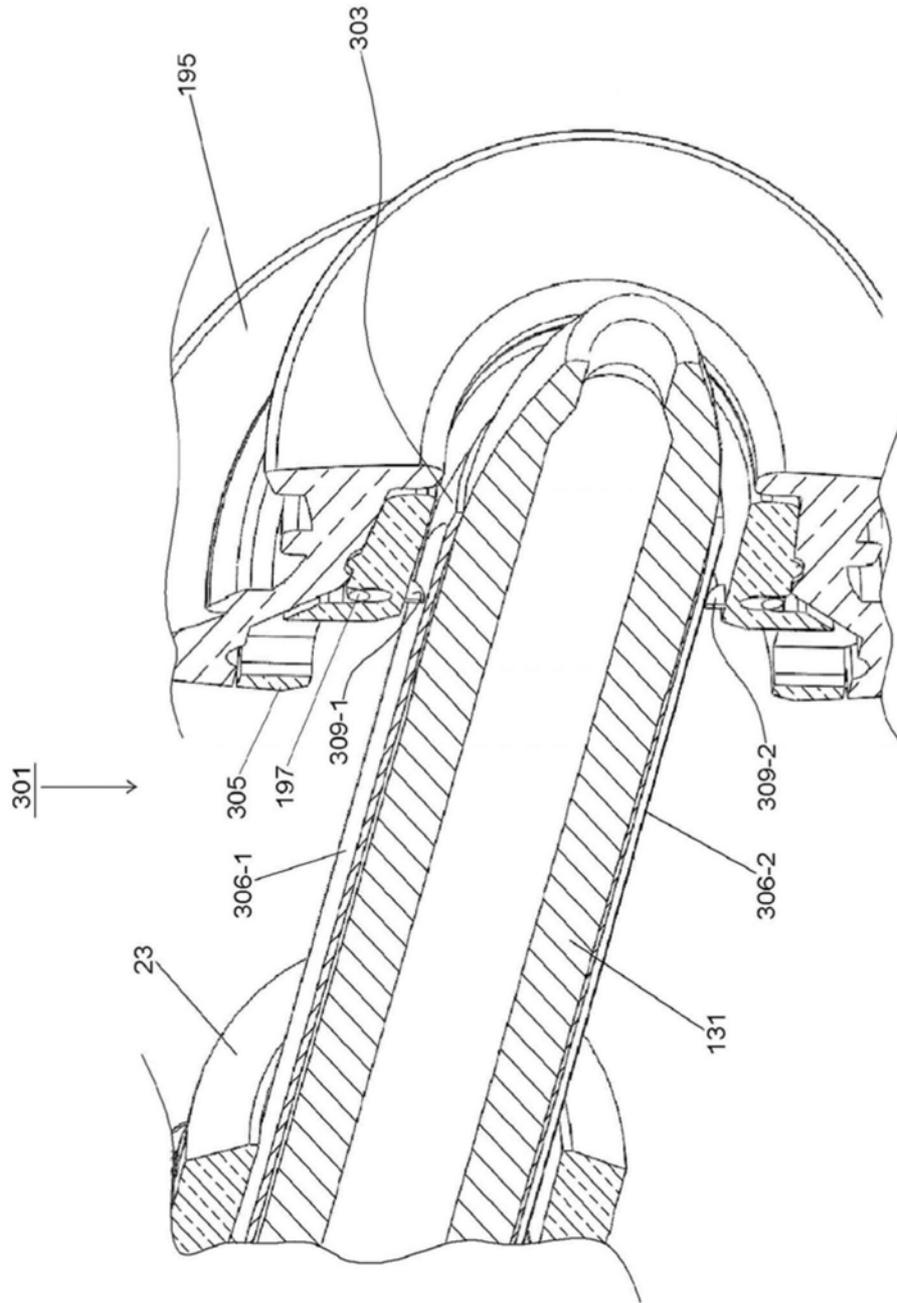


图22(A)

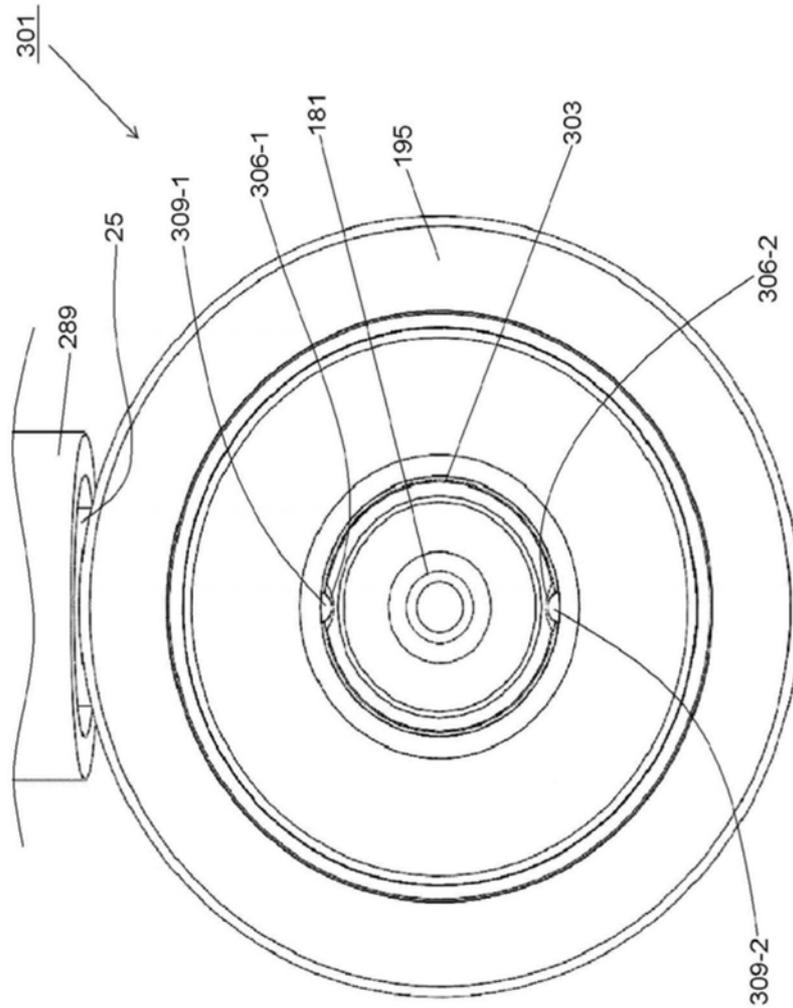


图22 (B)

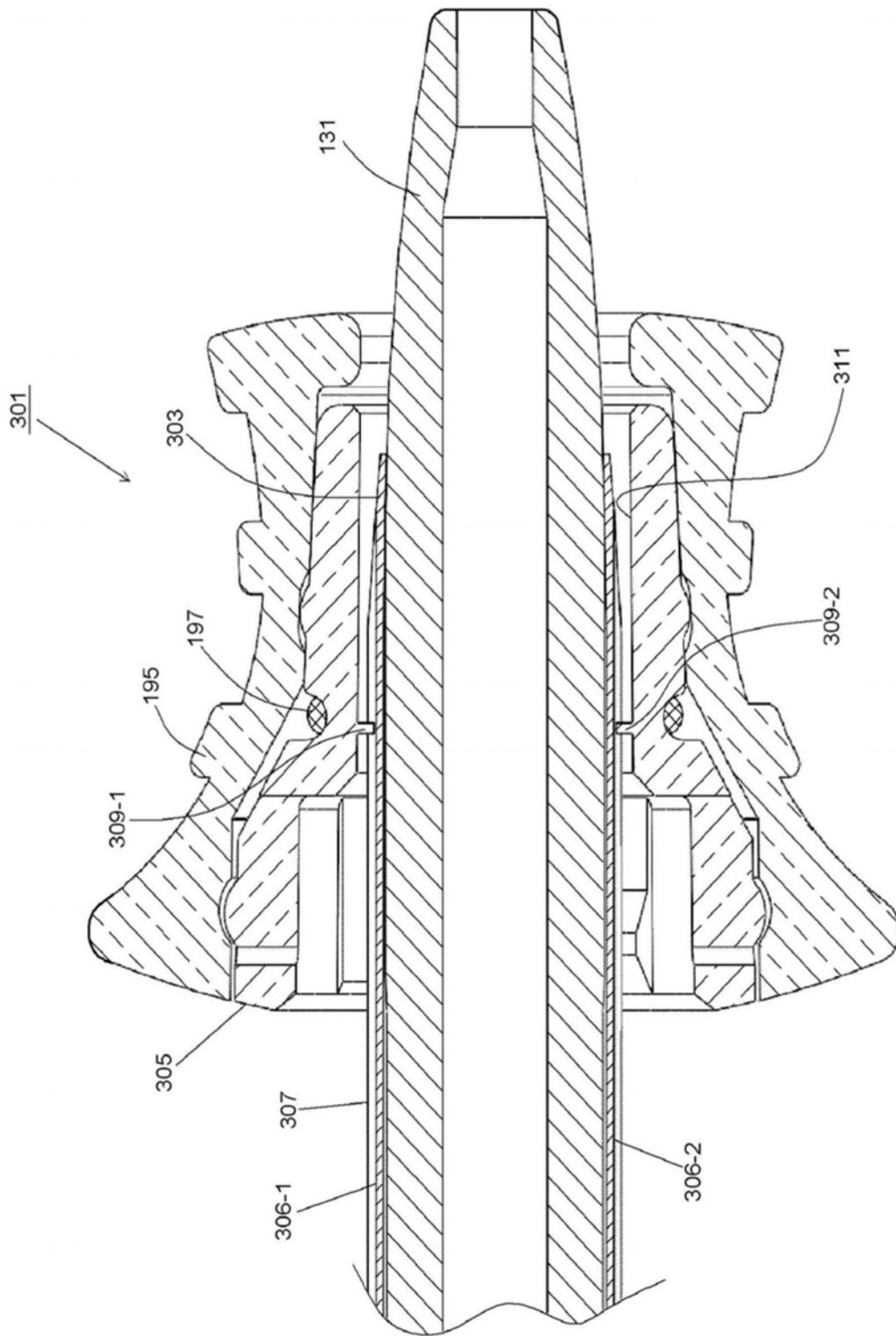


图22(C)

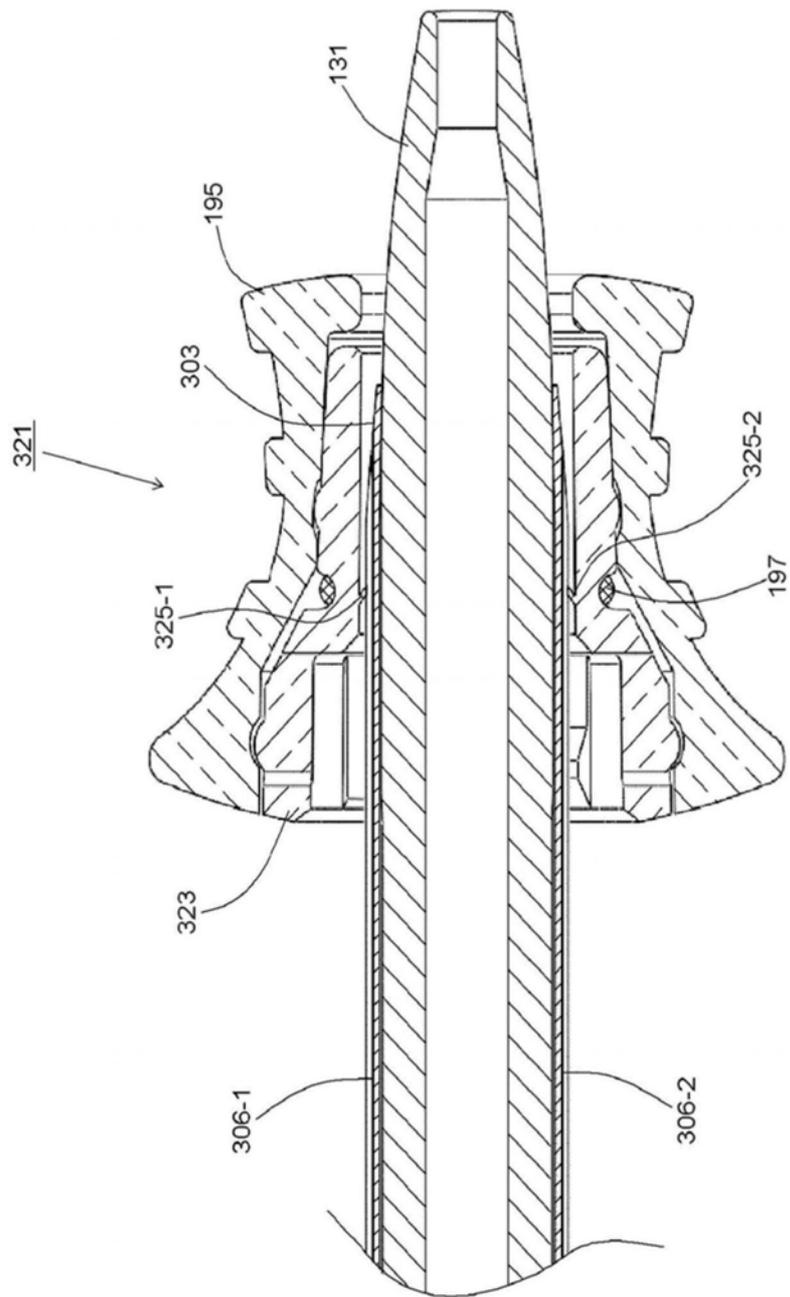


图23

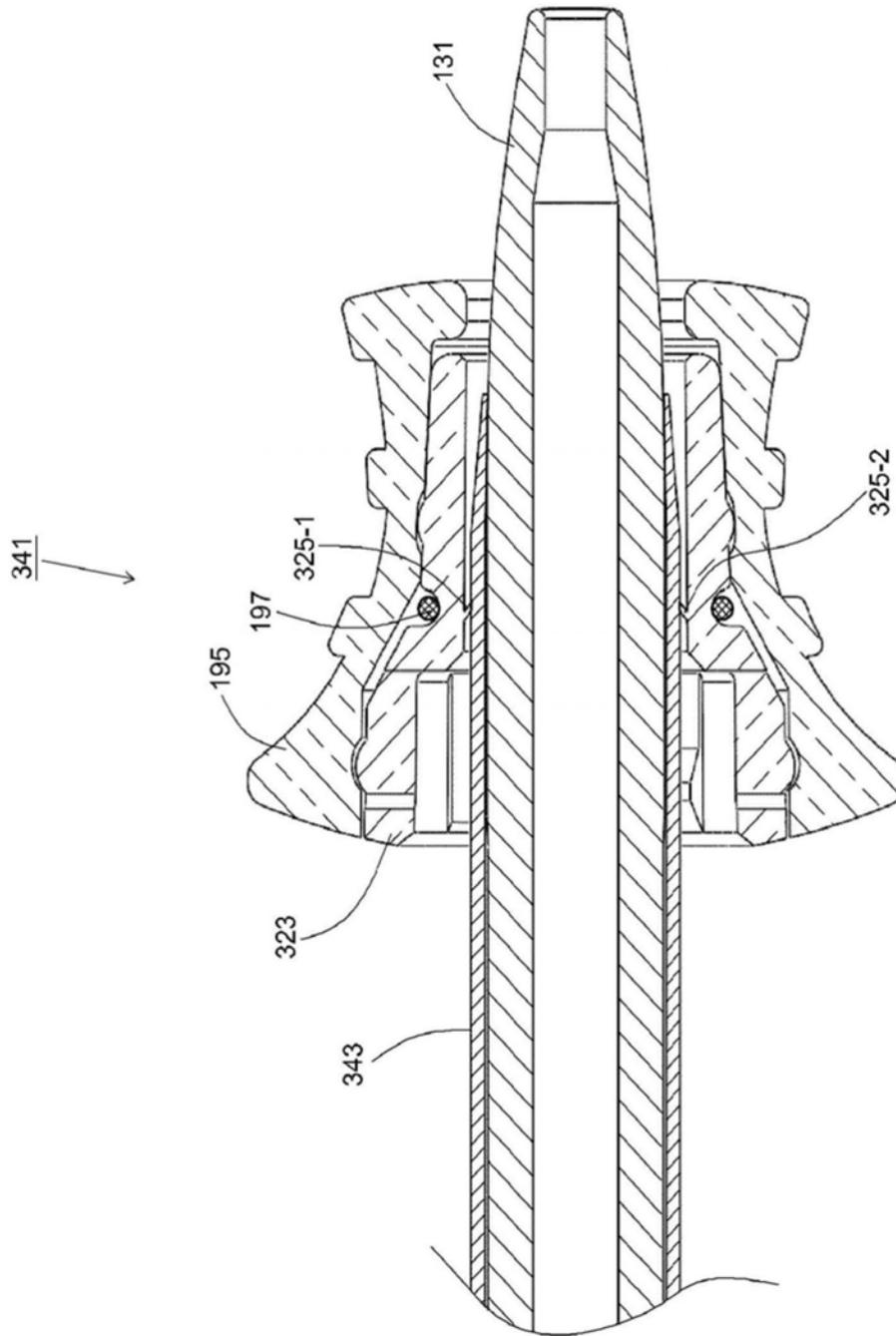


图24

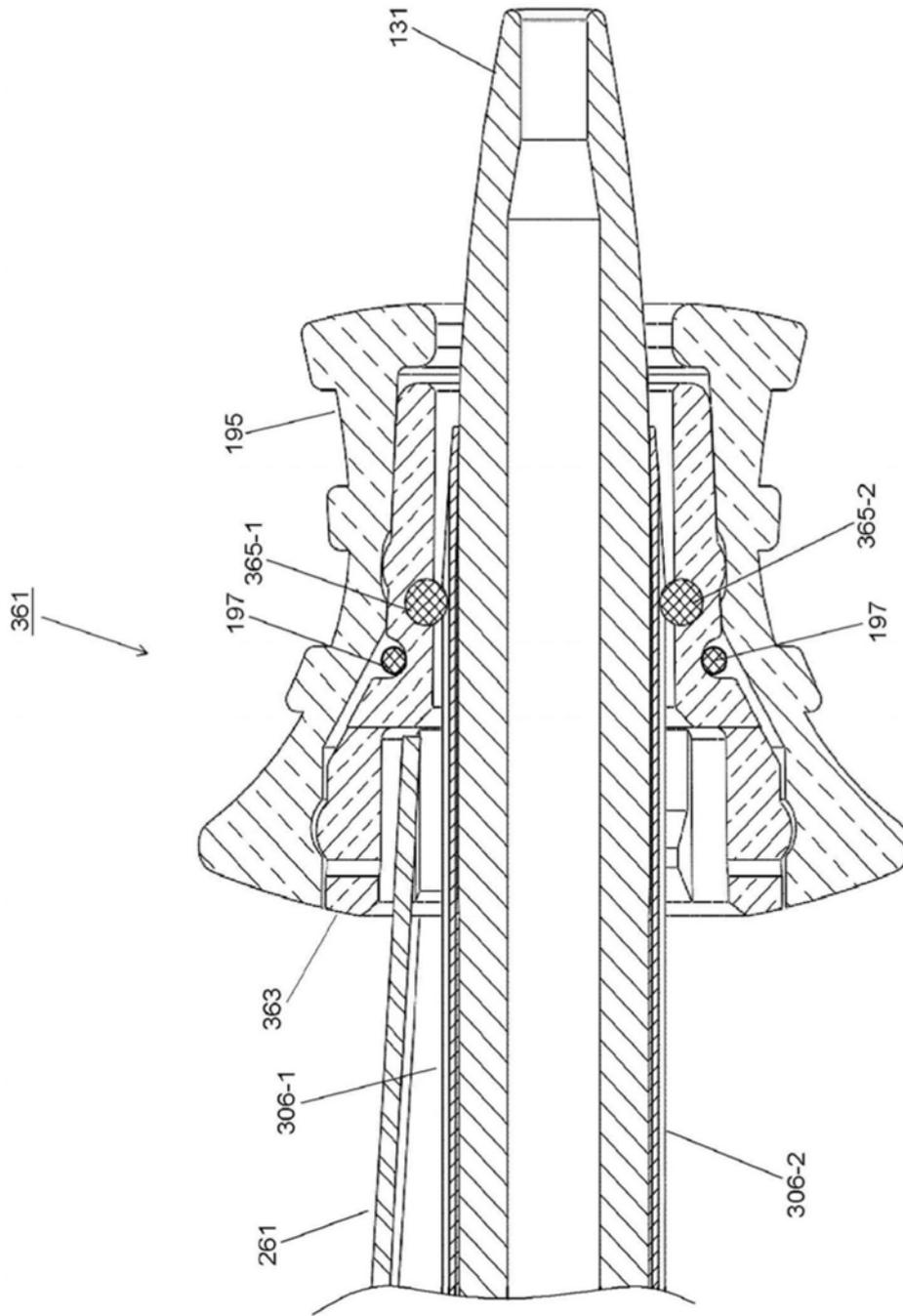


图25

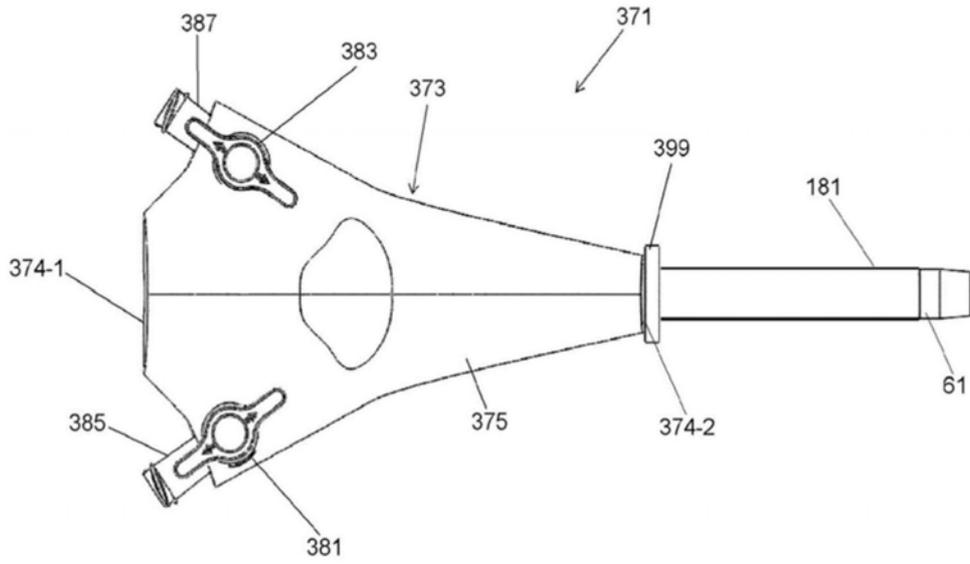


图26

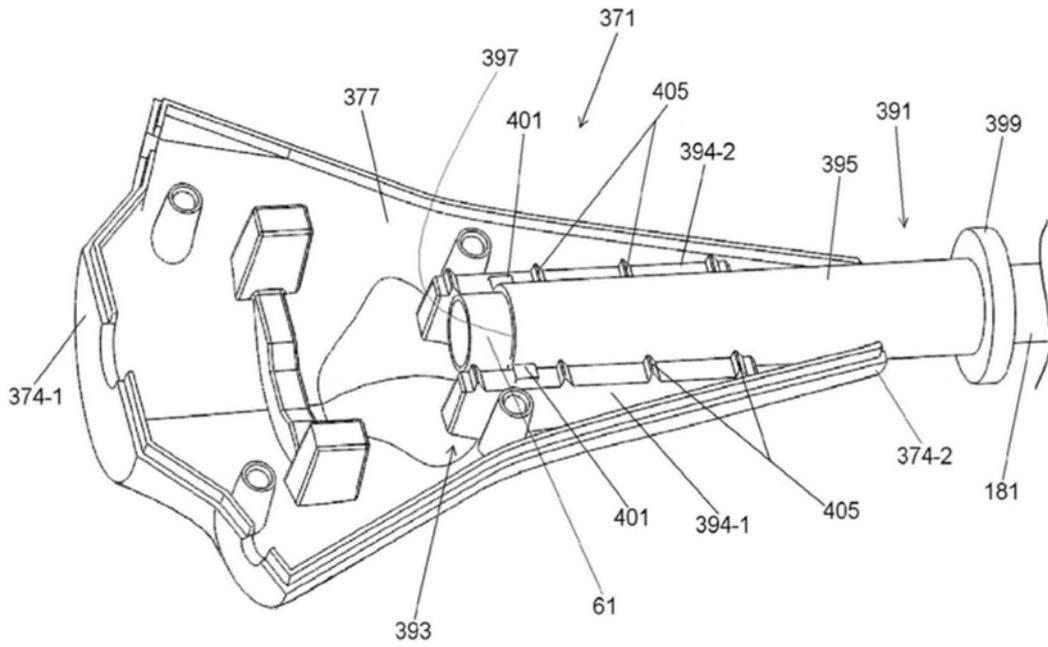


图27

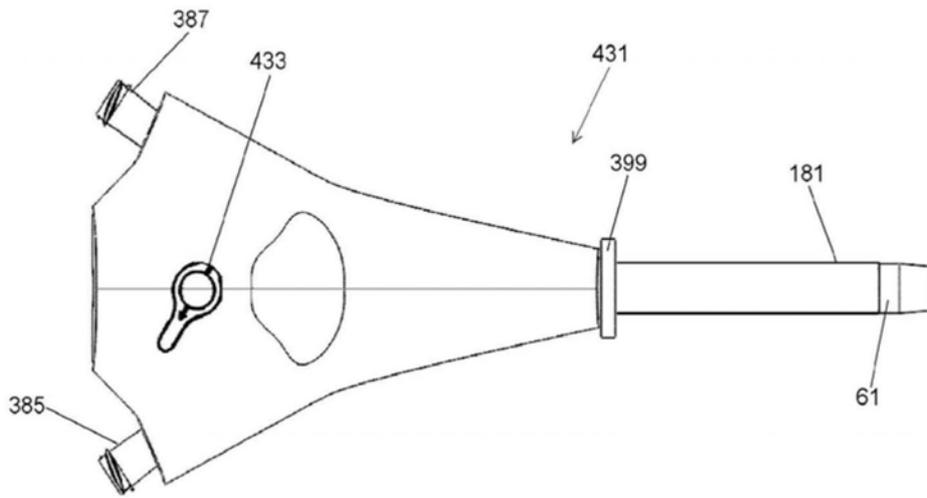


图28

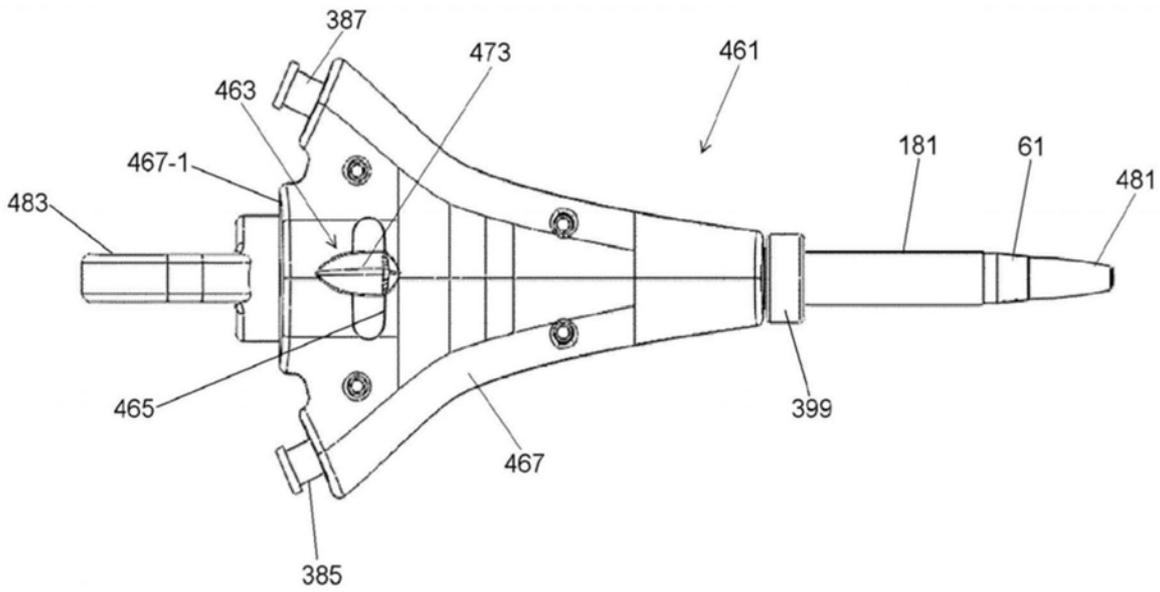


图29(A)

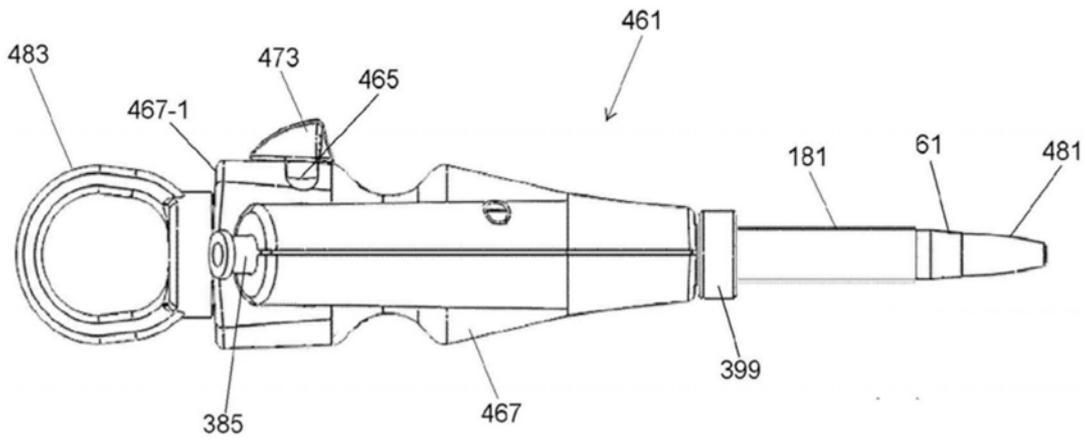


图29(B)

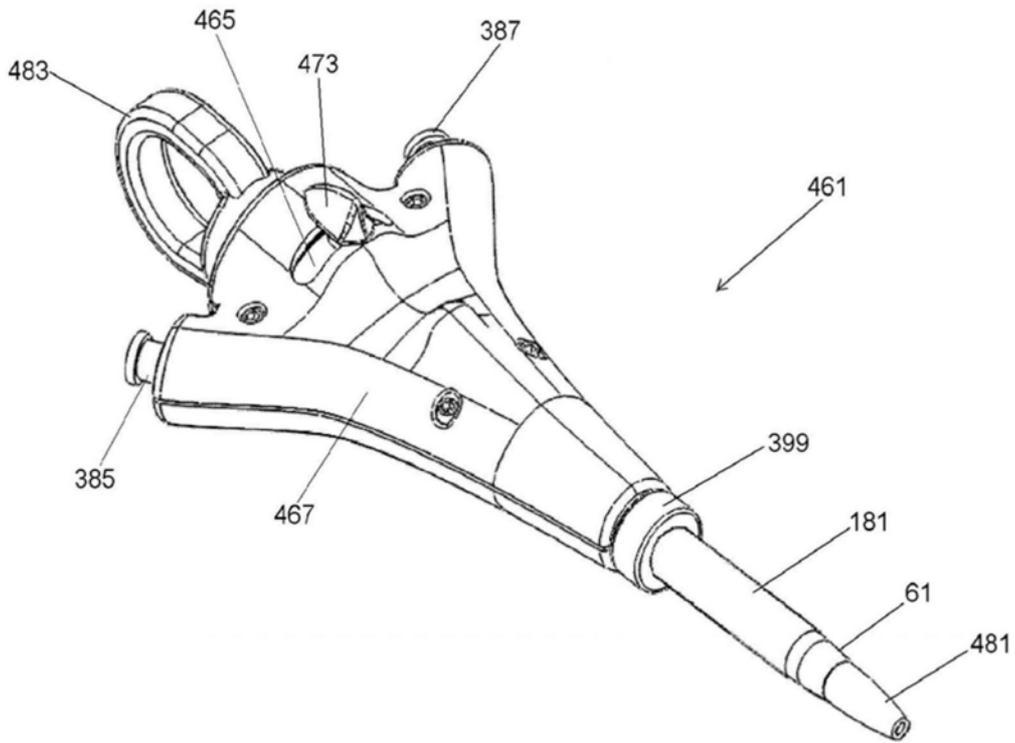


图29(C)

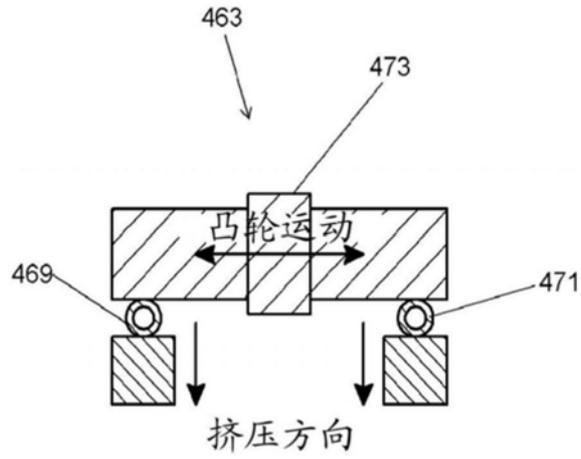


图30

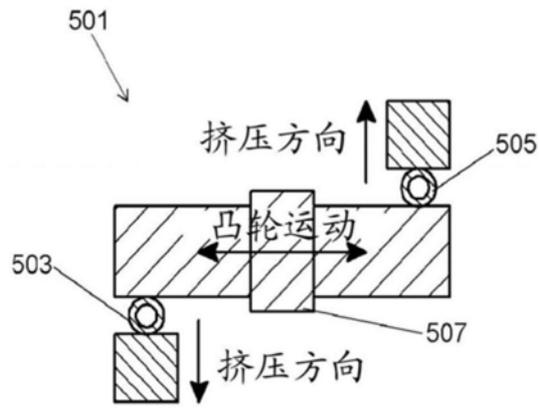


图31

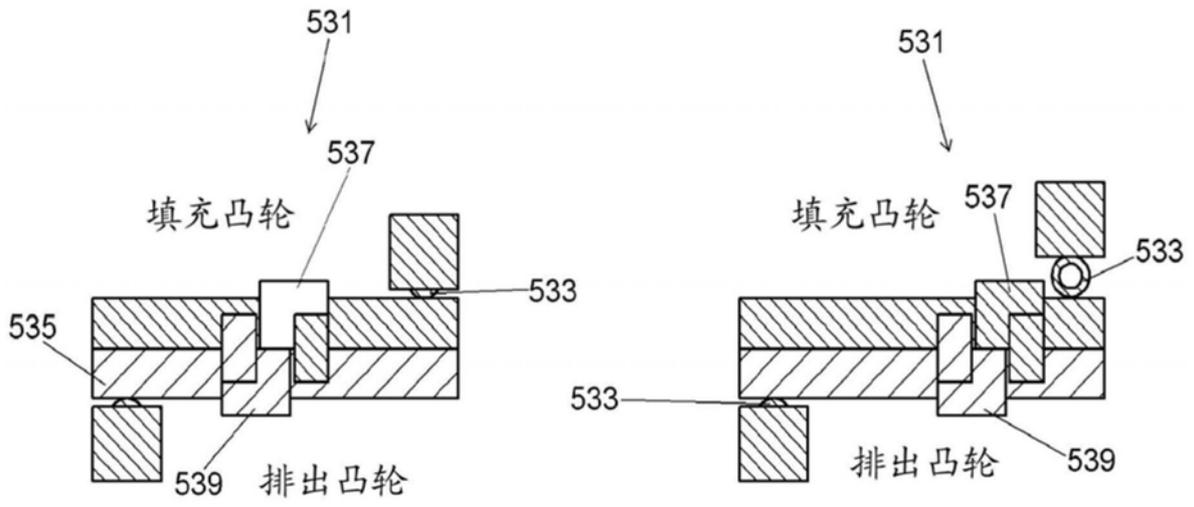


图 32 (A)

图 32 (B)

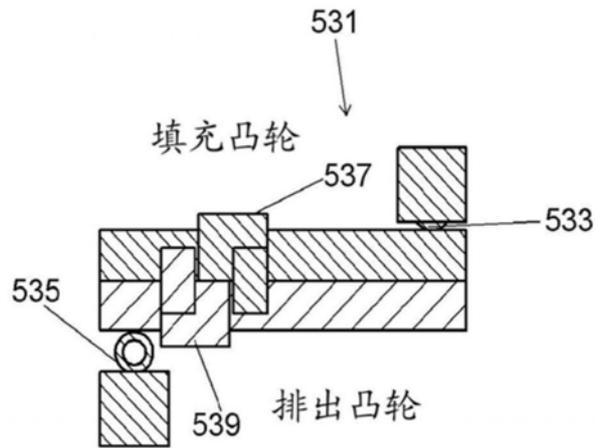


图32 (C)

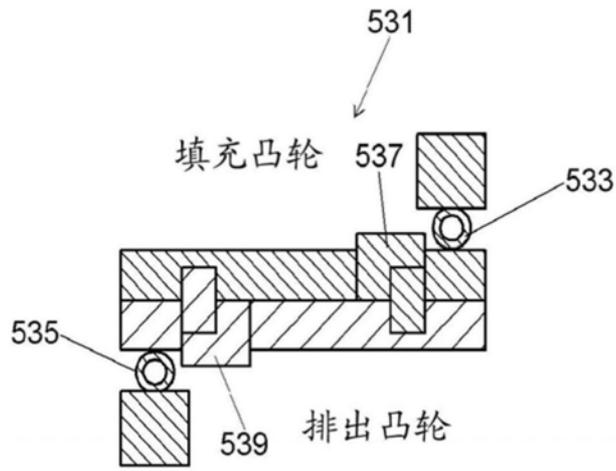


图32(D)

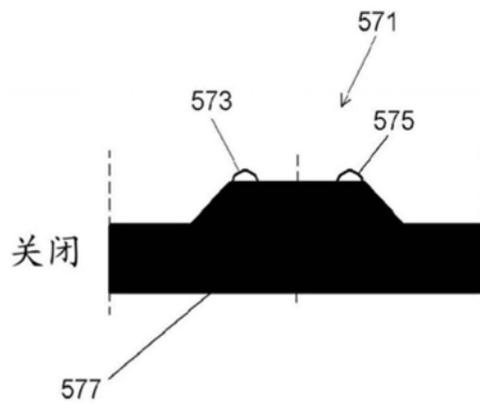


图33(A)

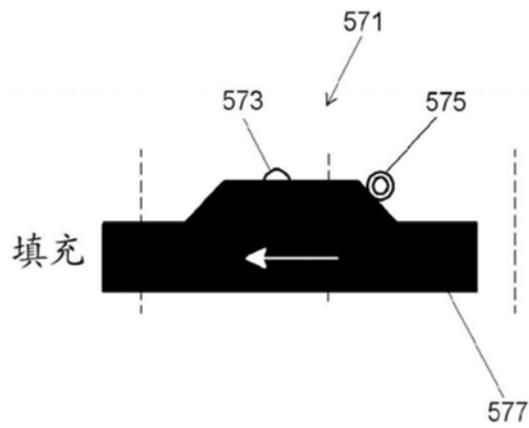


图33(B)

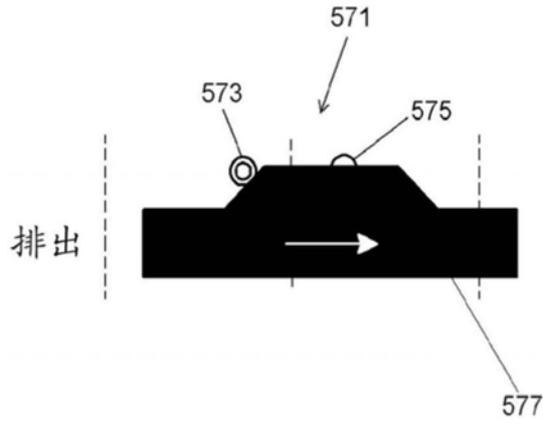


图33(C)

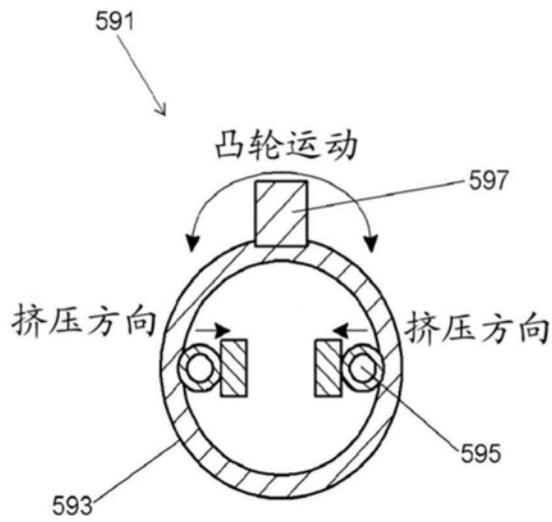


图34

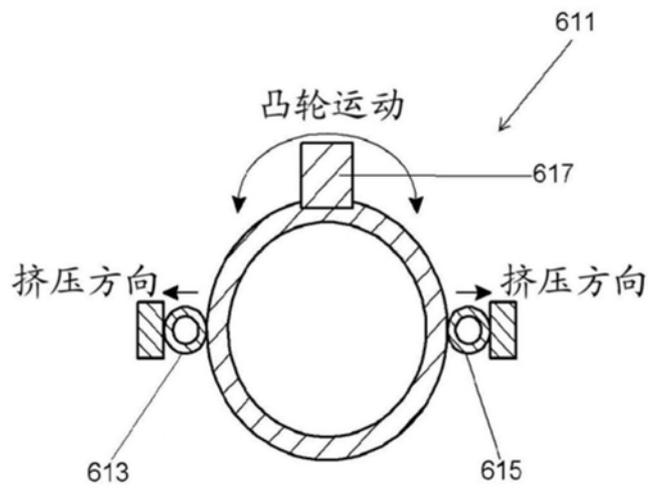


图35

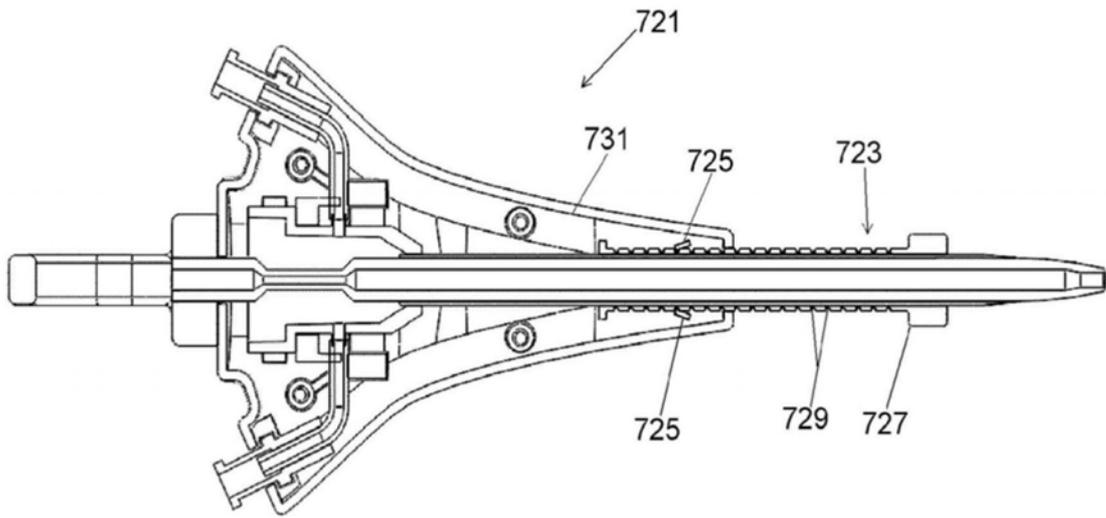


图36 (A)

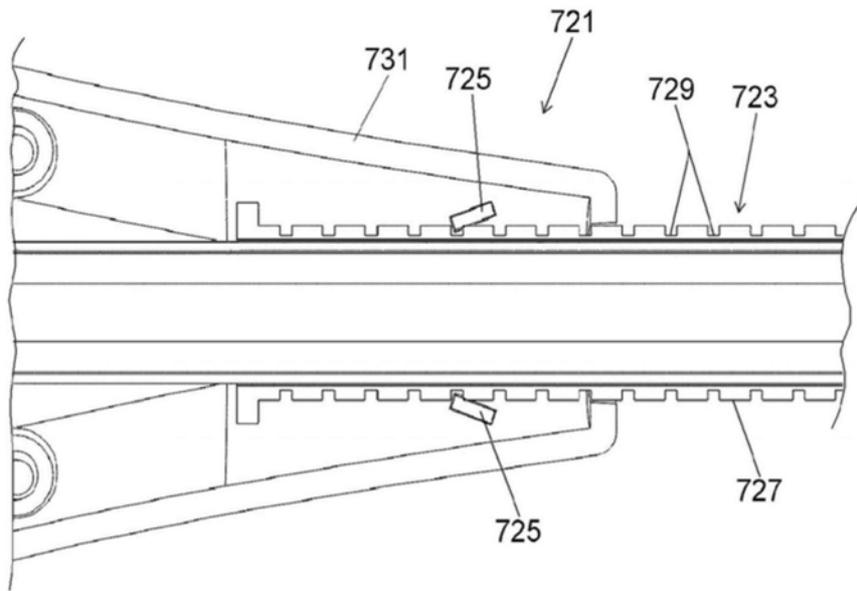


图36 (B)

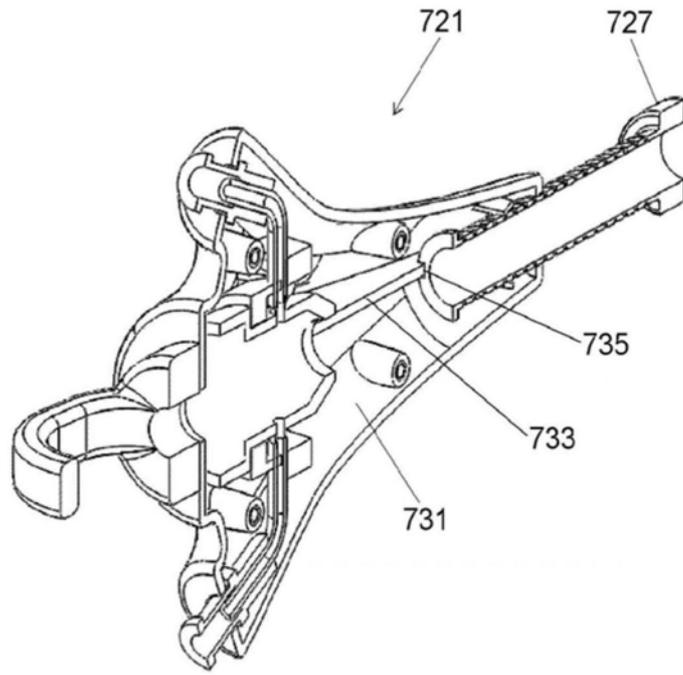


图36 (C)

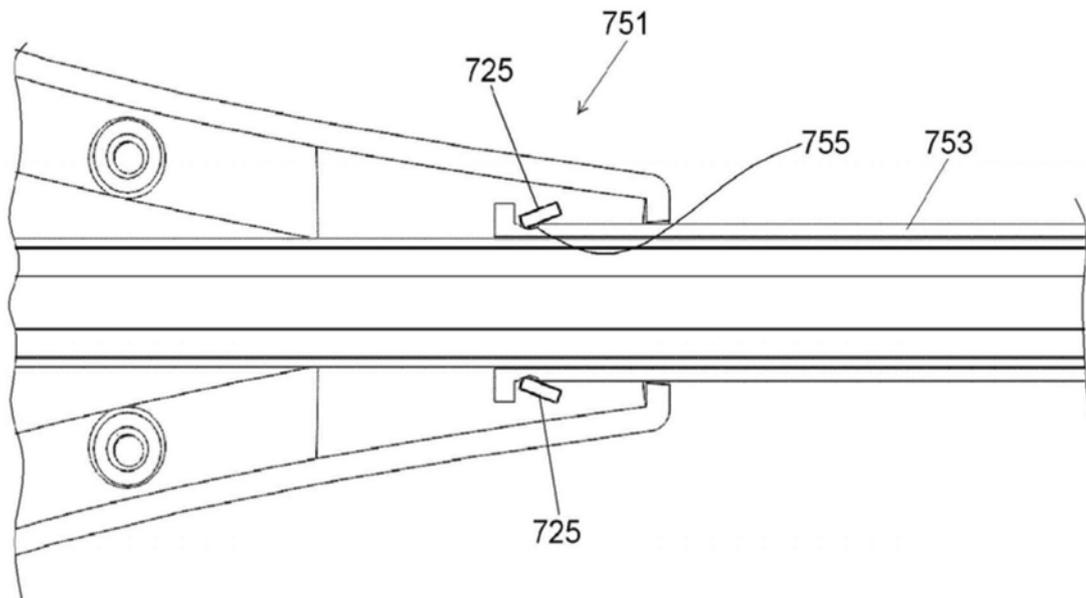


图37 (A)

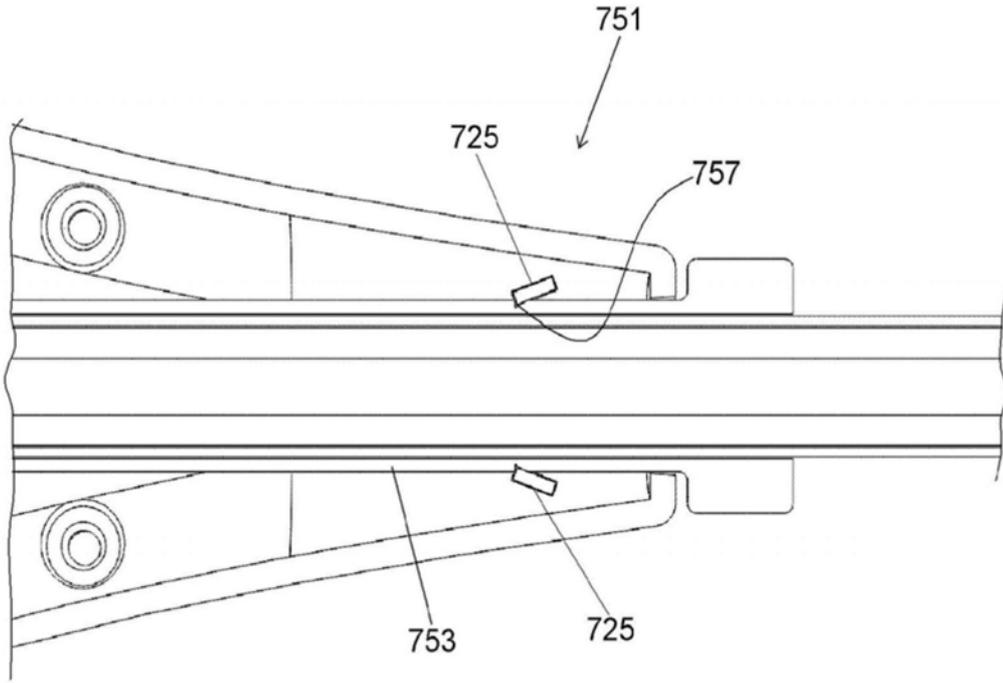


图37 (B)

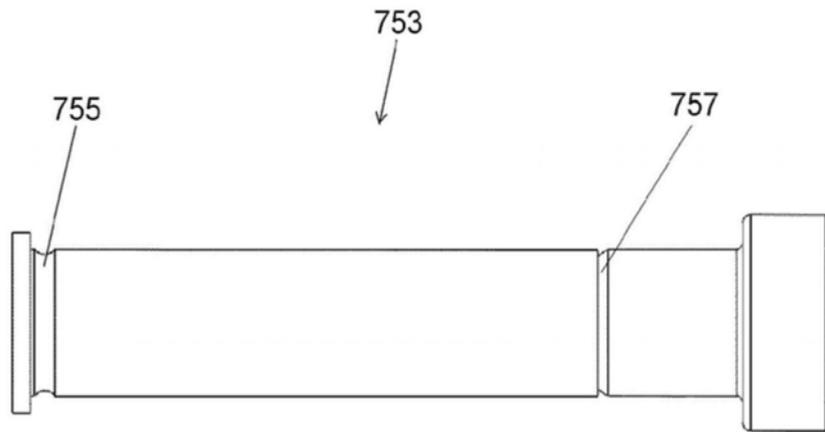


图38

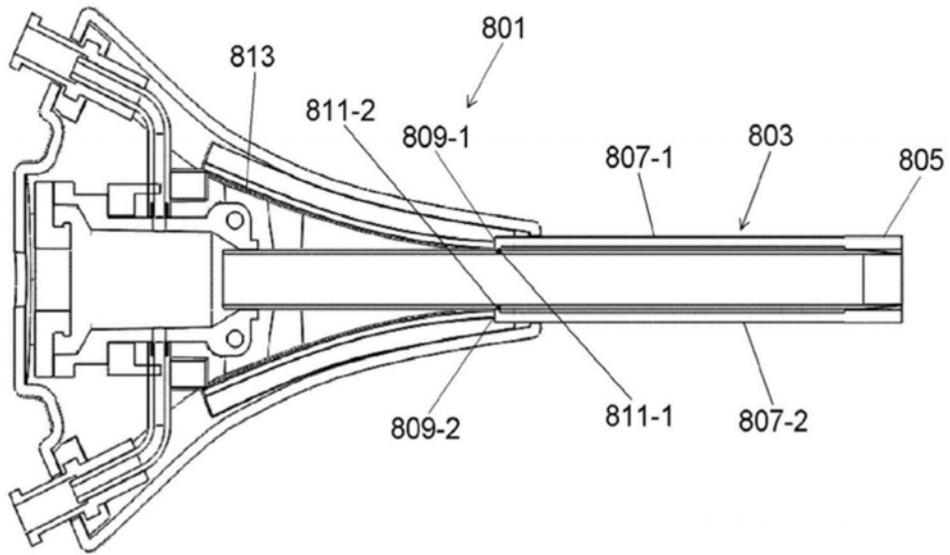


图39 (A)

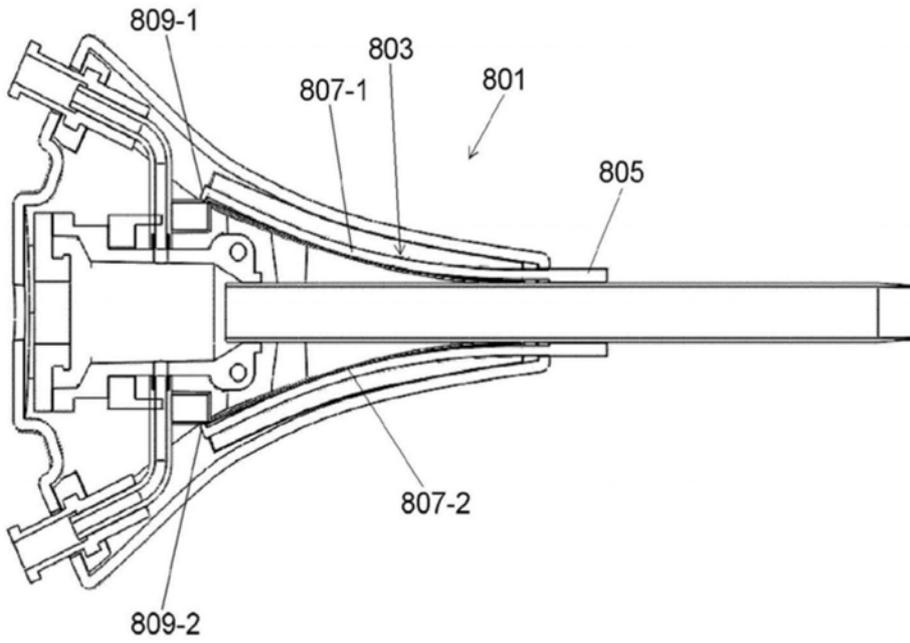


图39 (B)

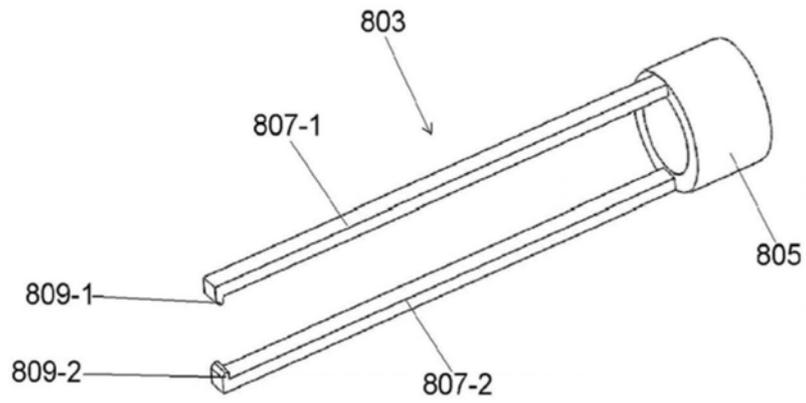


图40

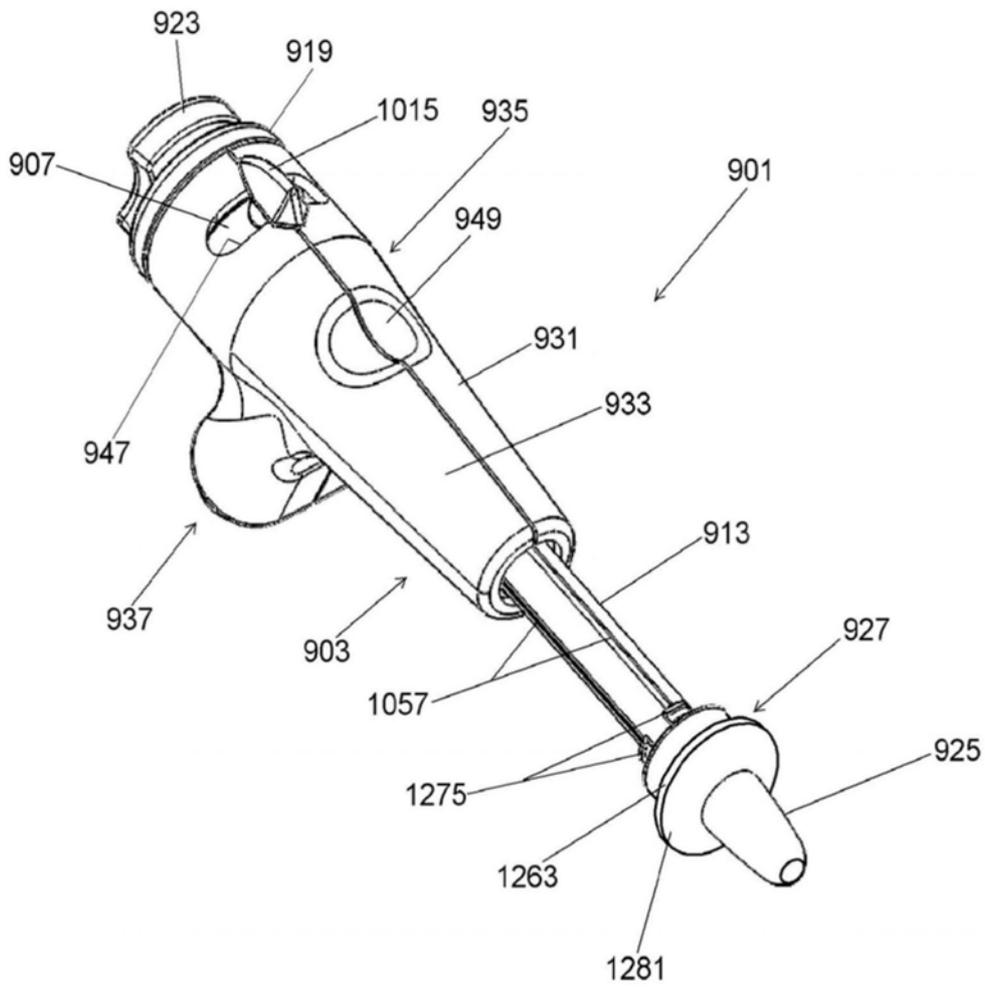


图41 (A)

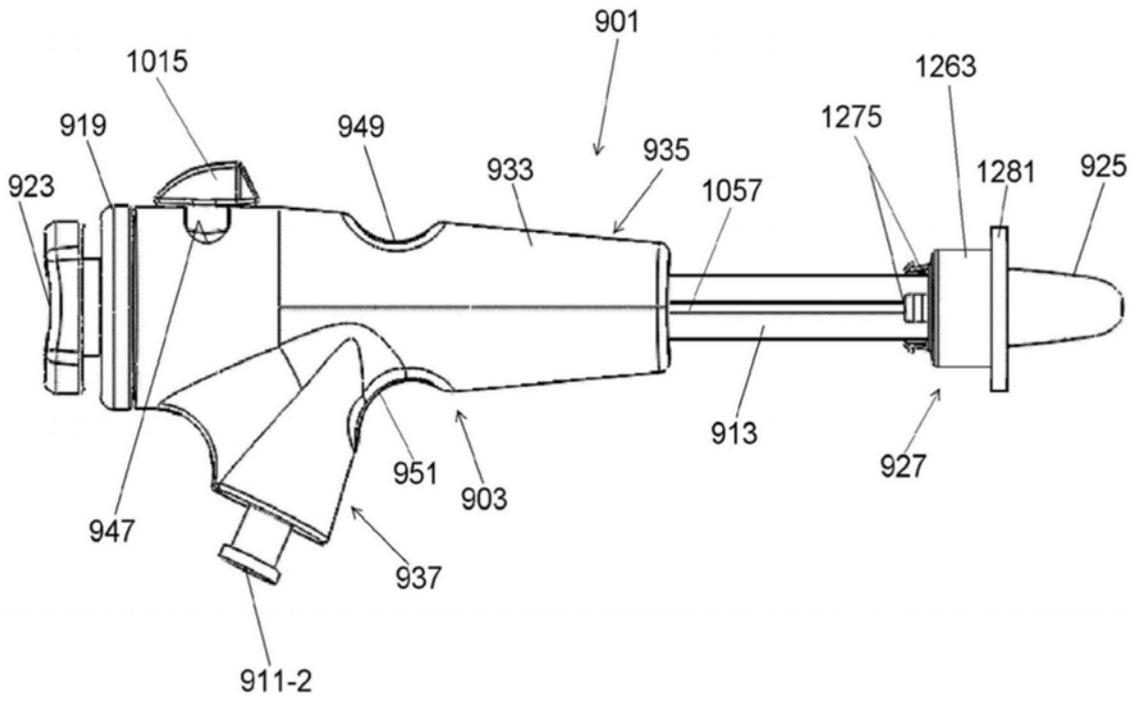


图41 (B)

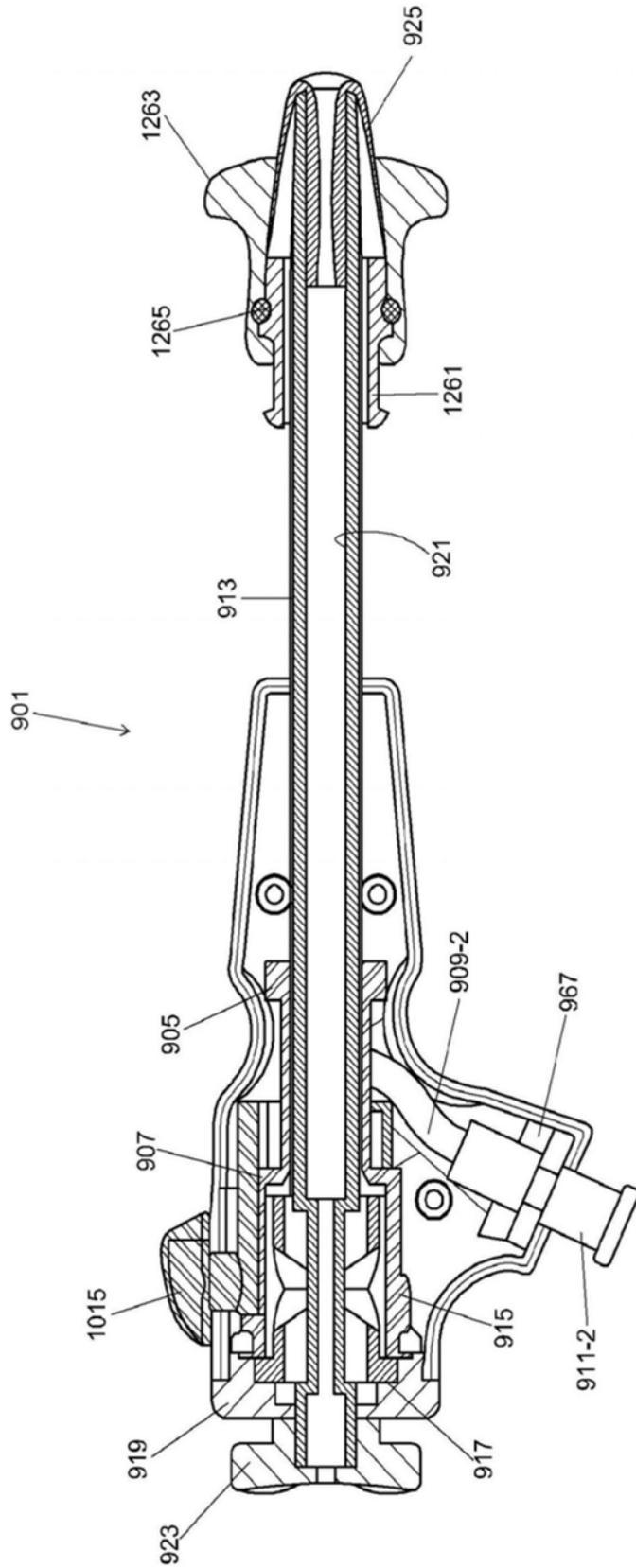


图41 (C)

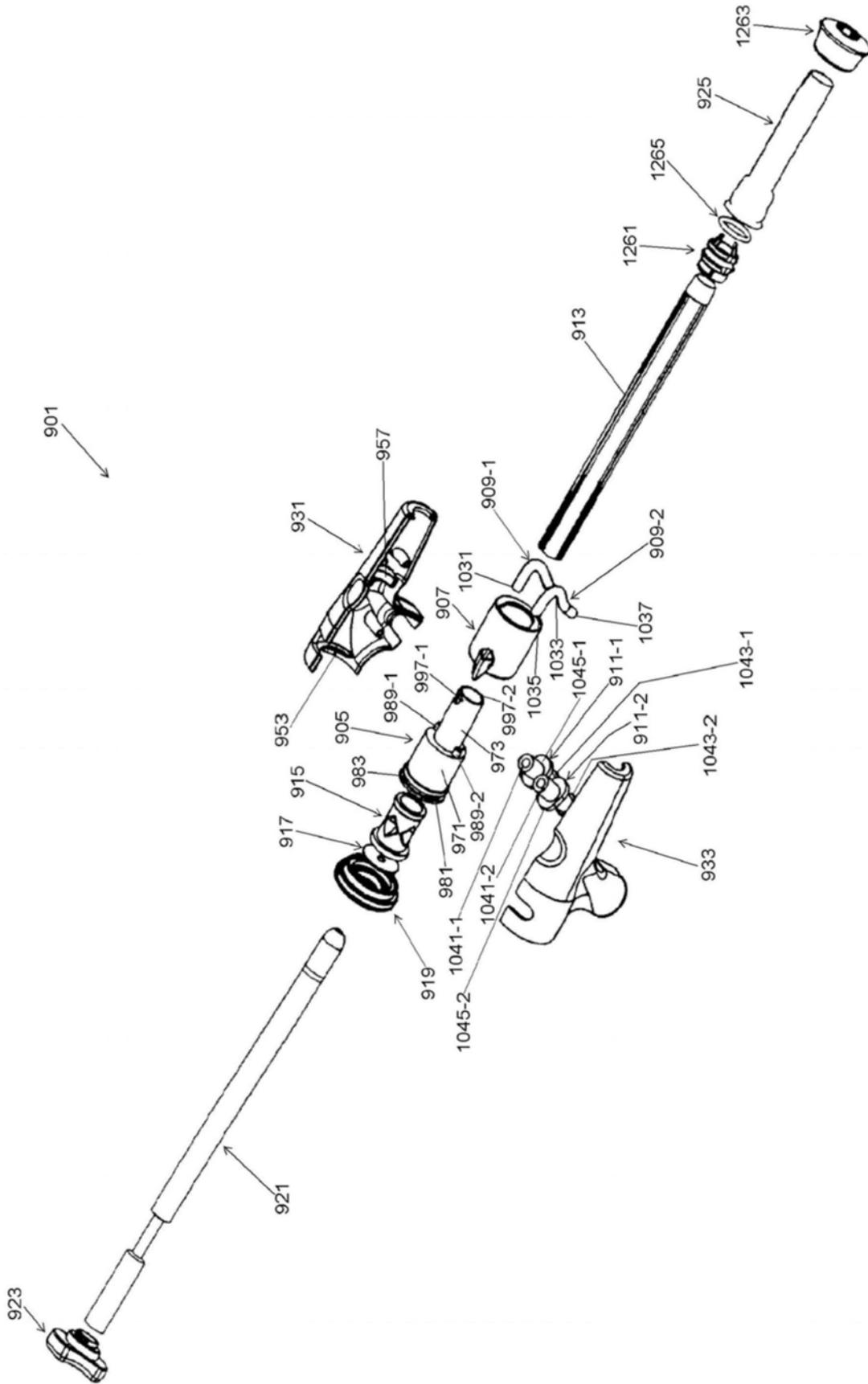


图41 (D)

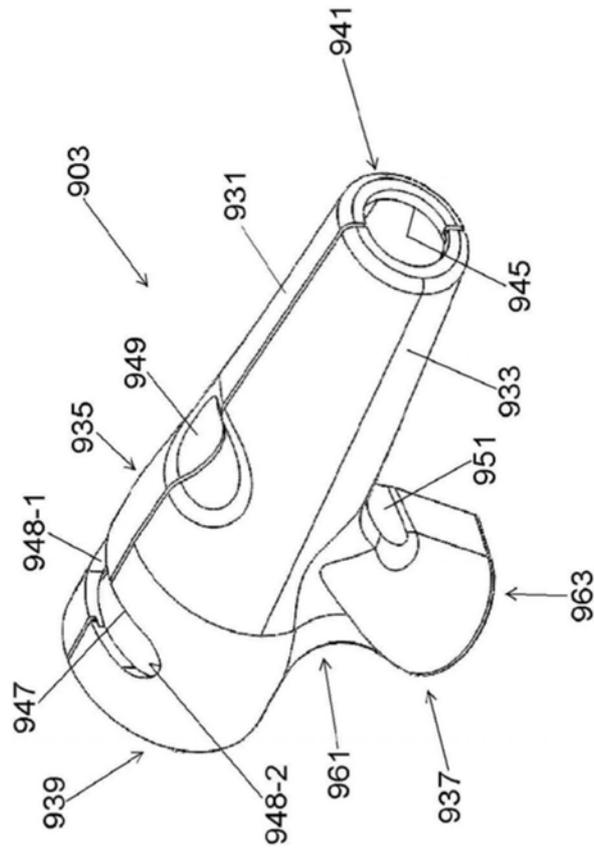


图42(A)

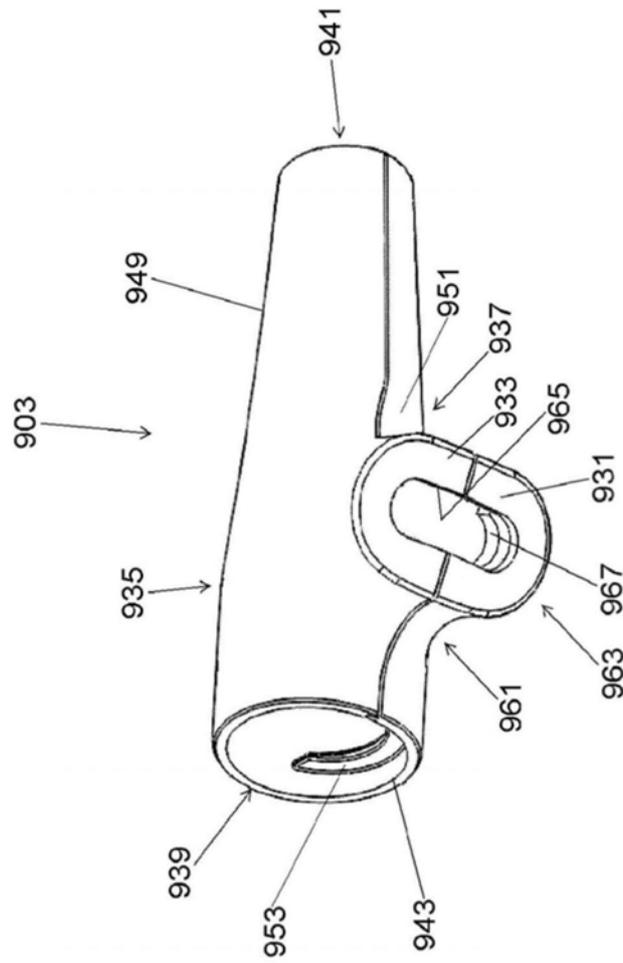


图42 (B)

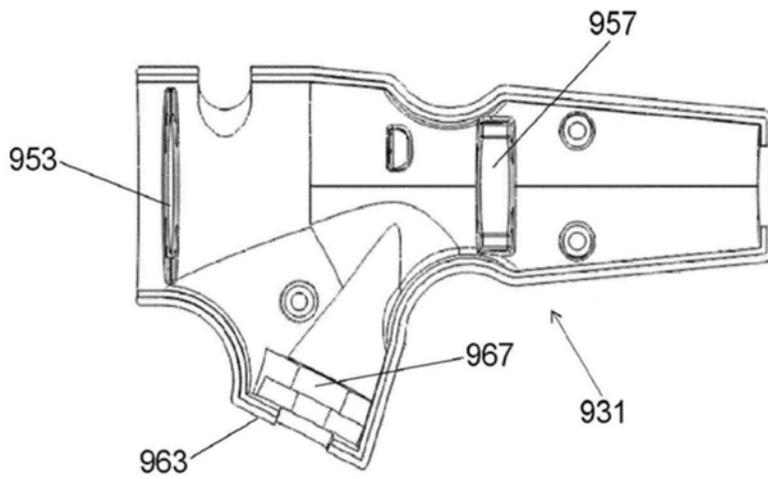


图43 (A)

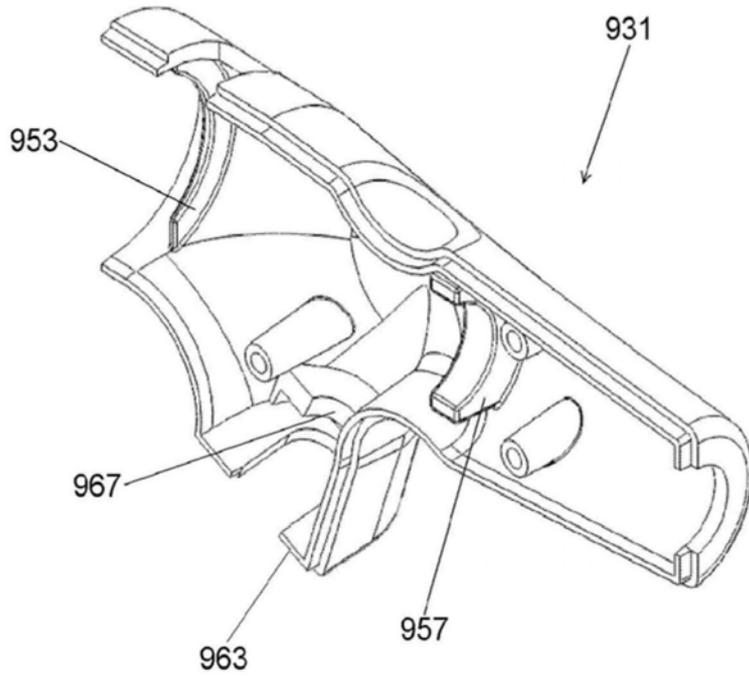


图43 (B)

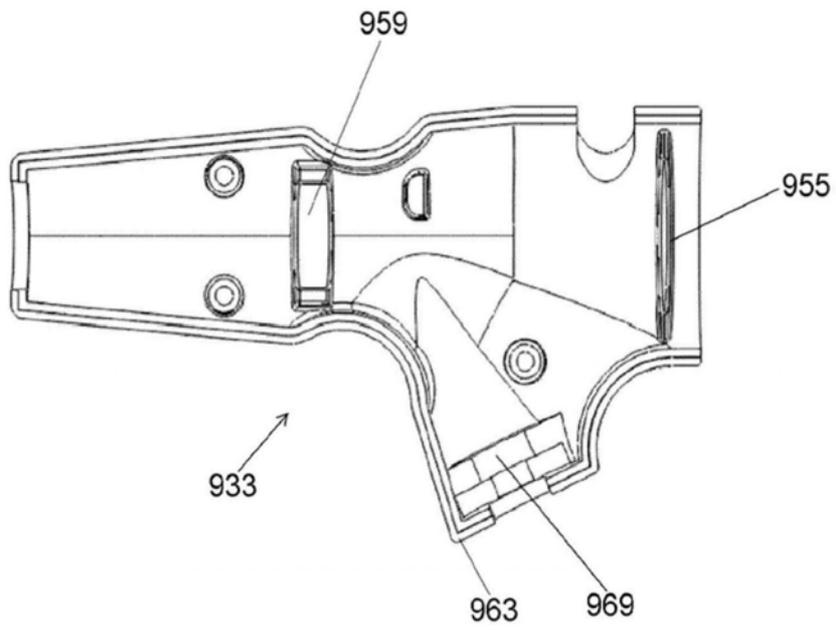


图44 (A)

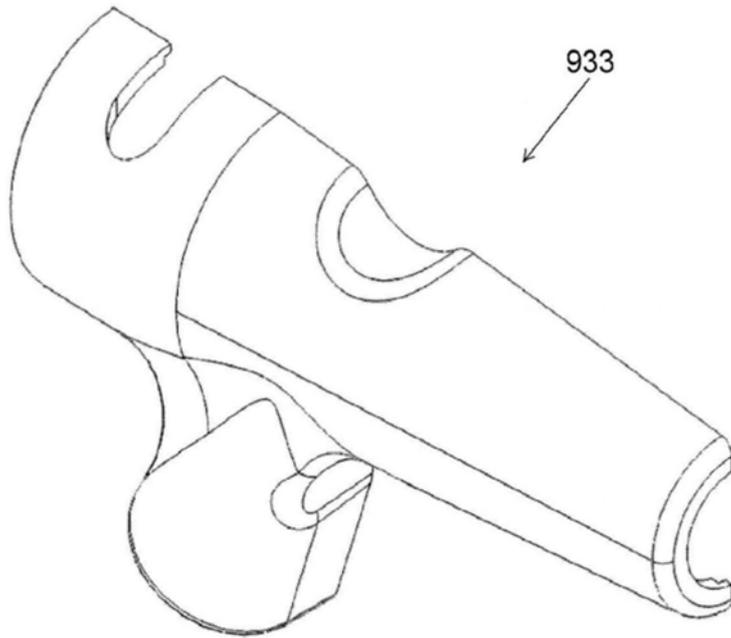


图44 (B)

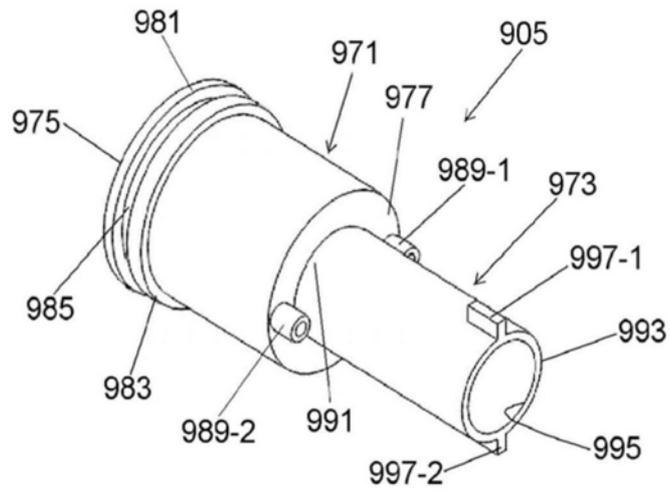


图45 (A)

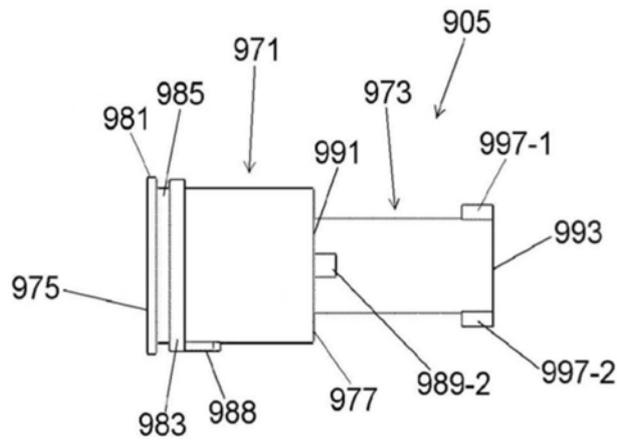


图45 (B)

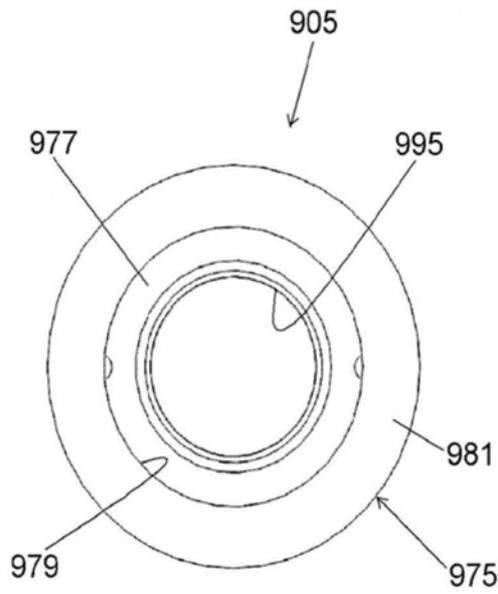


图45 (C)

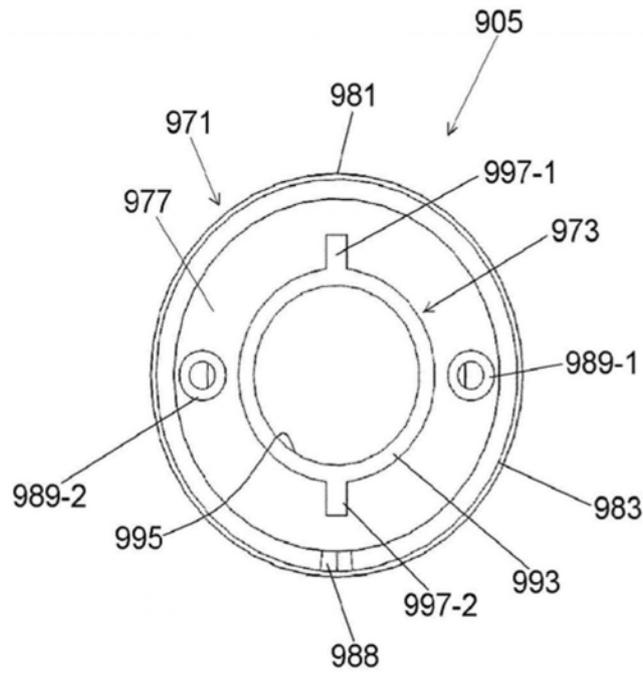


图45 (D)

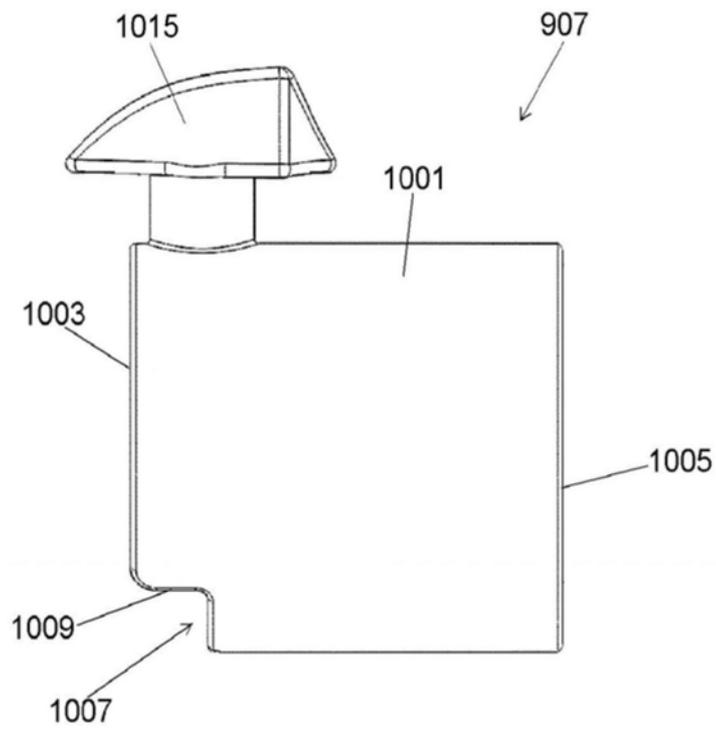


图46 (A)

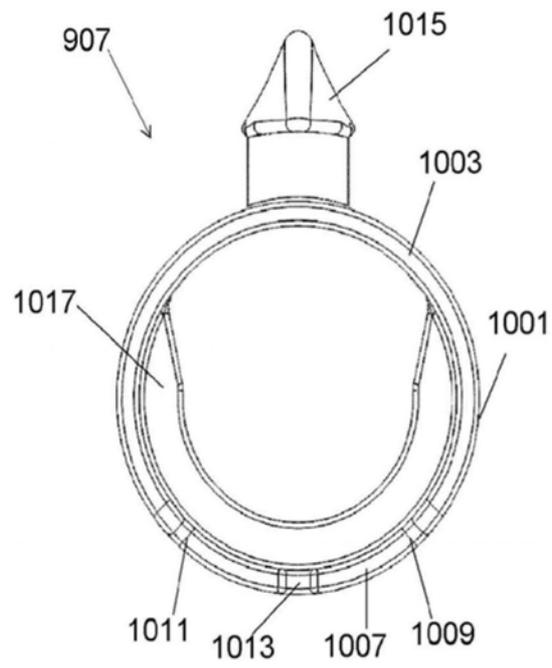


图46 (B)

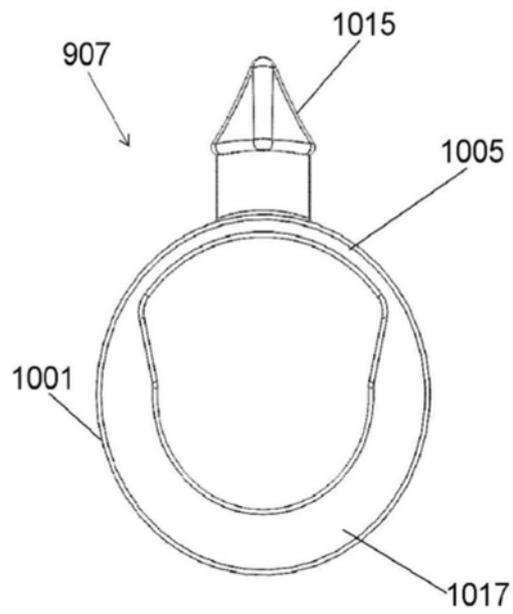


图46 (C)

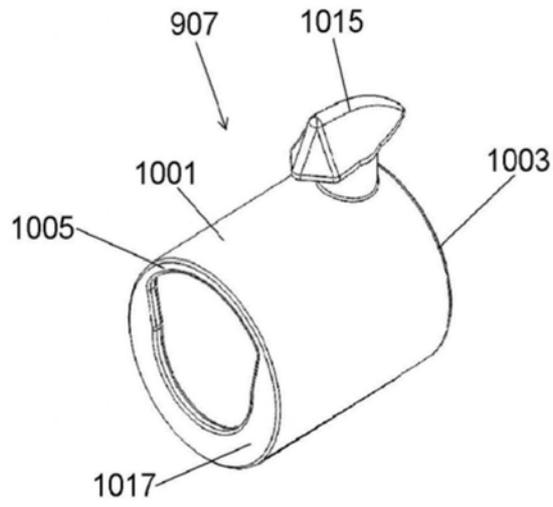


图46(D)

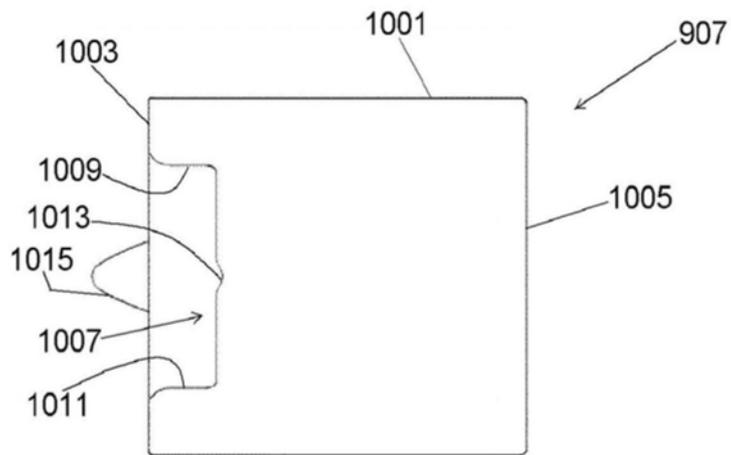


图46(E)

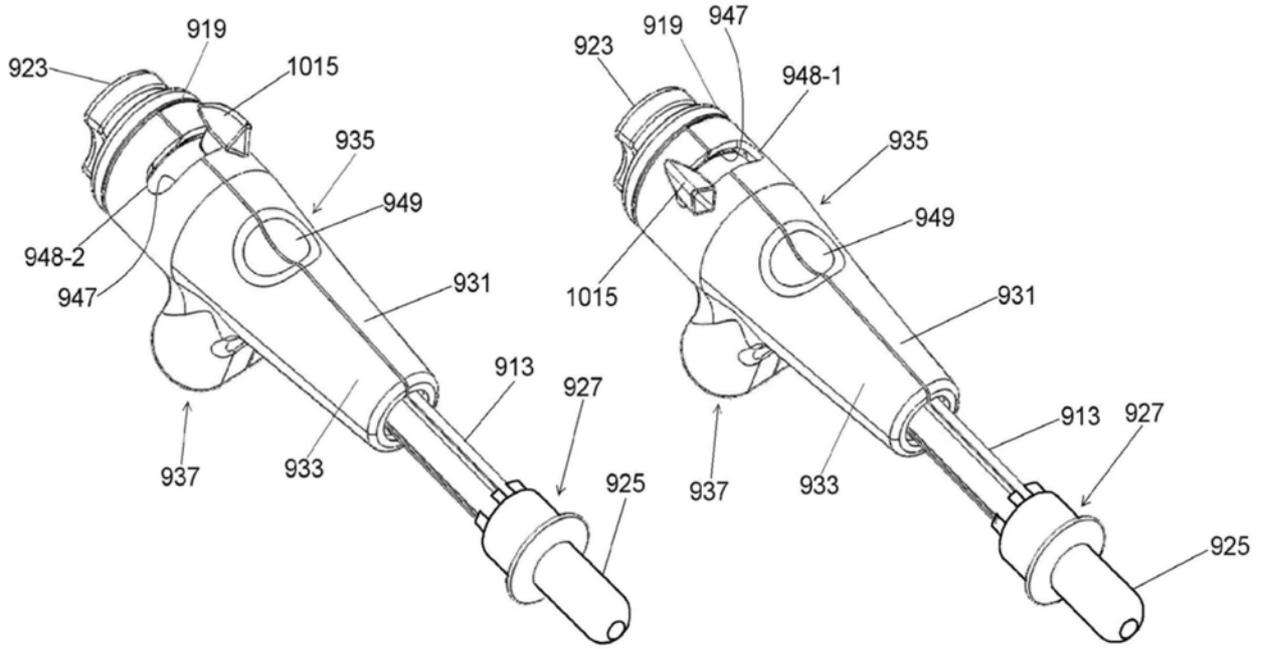


图 47

图 48

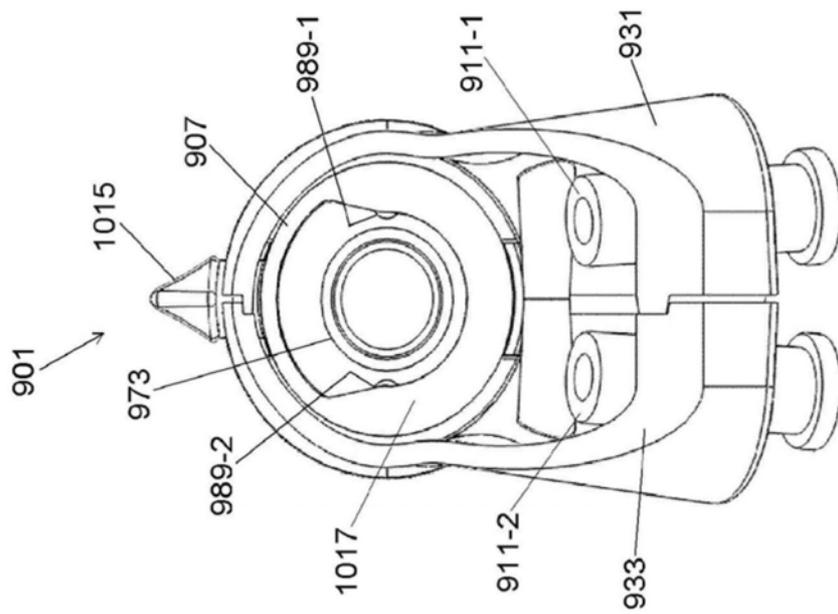


图49(A)

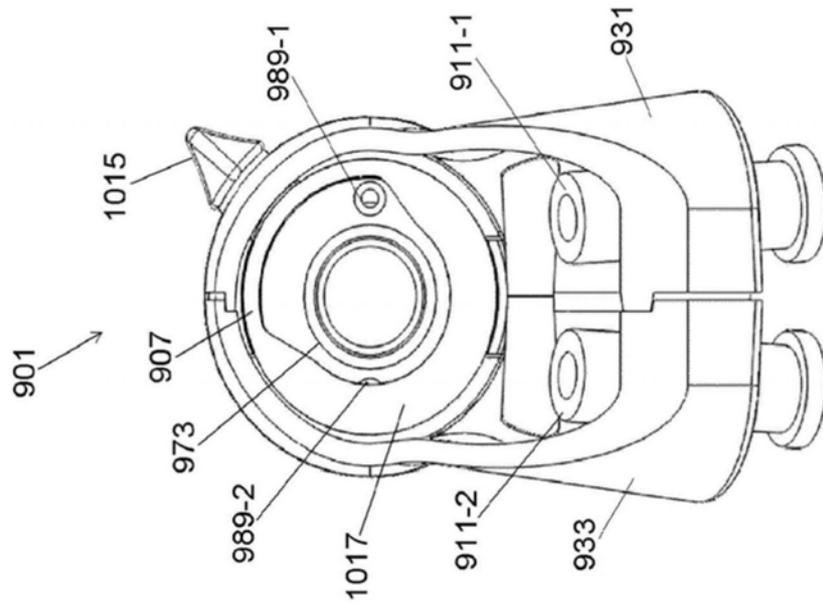


图49(B)

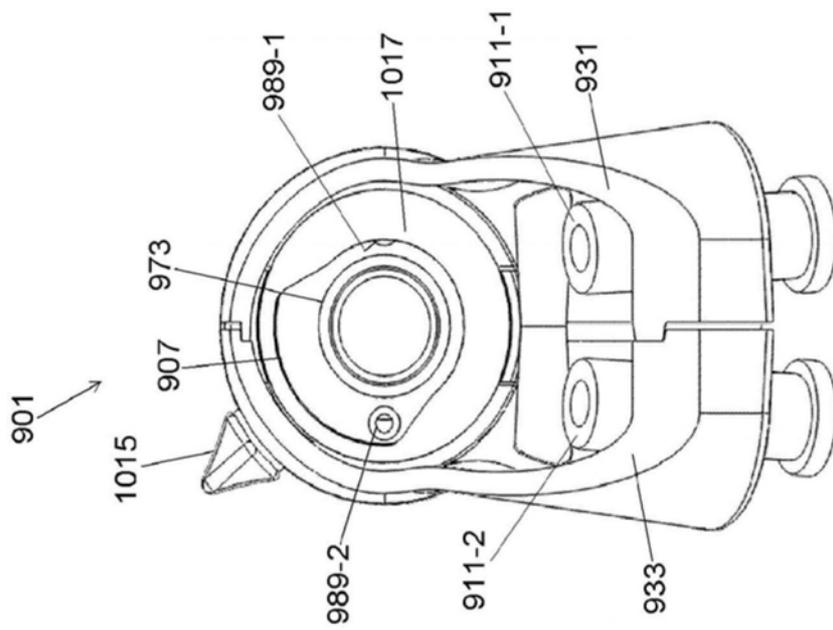


图49(C)

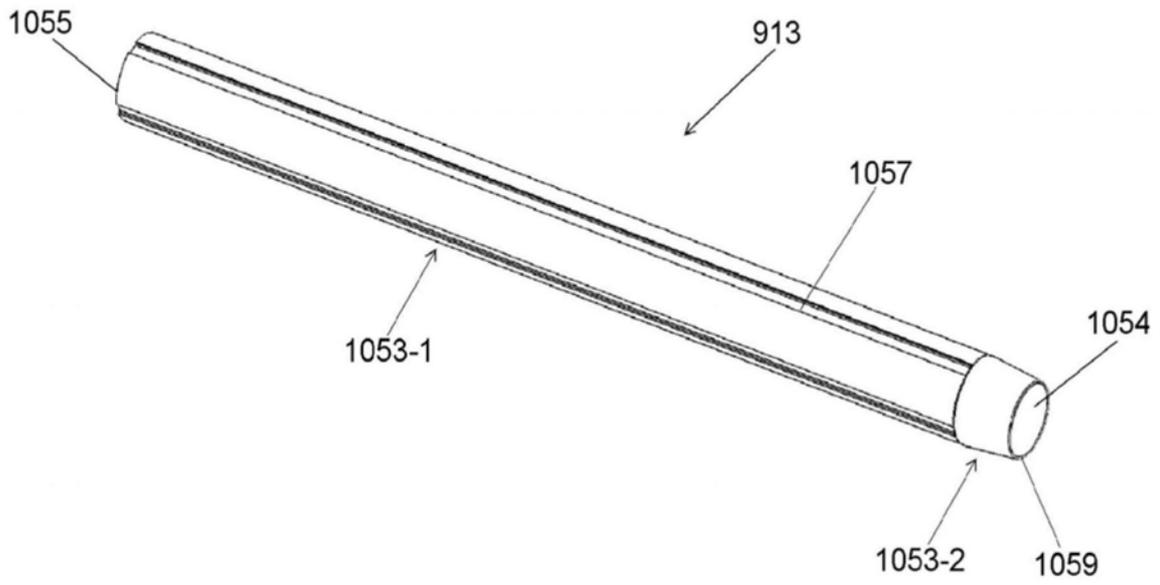


图50 (A)

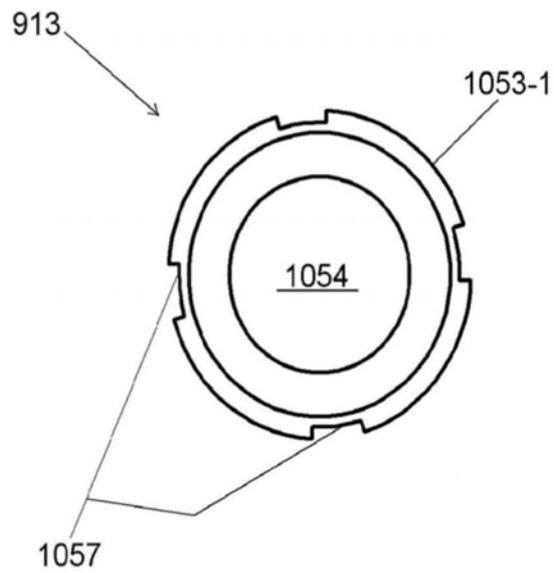


图50 (B)

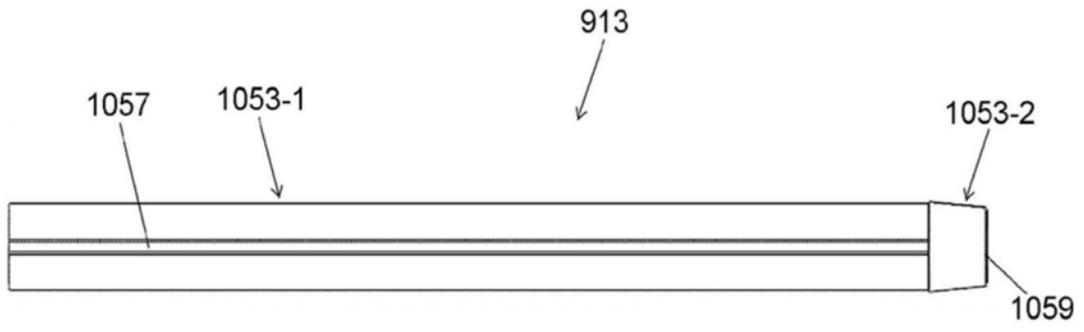


图50 (C)

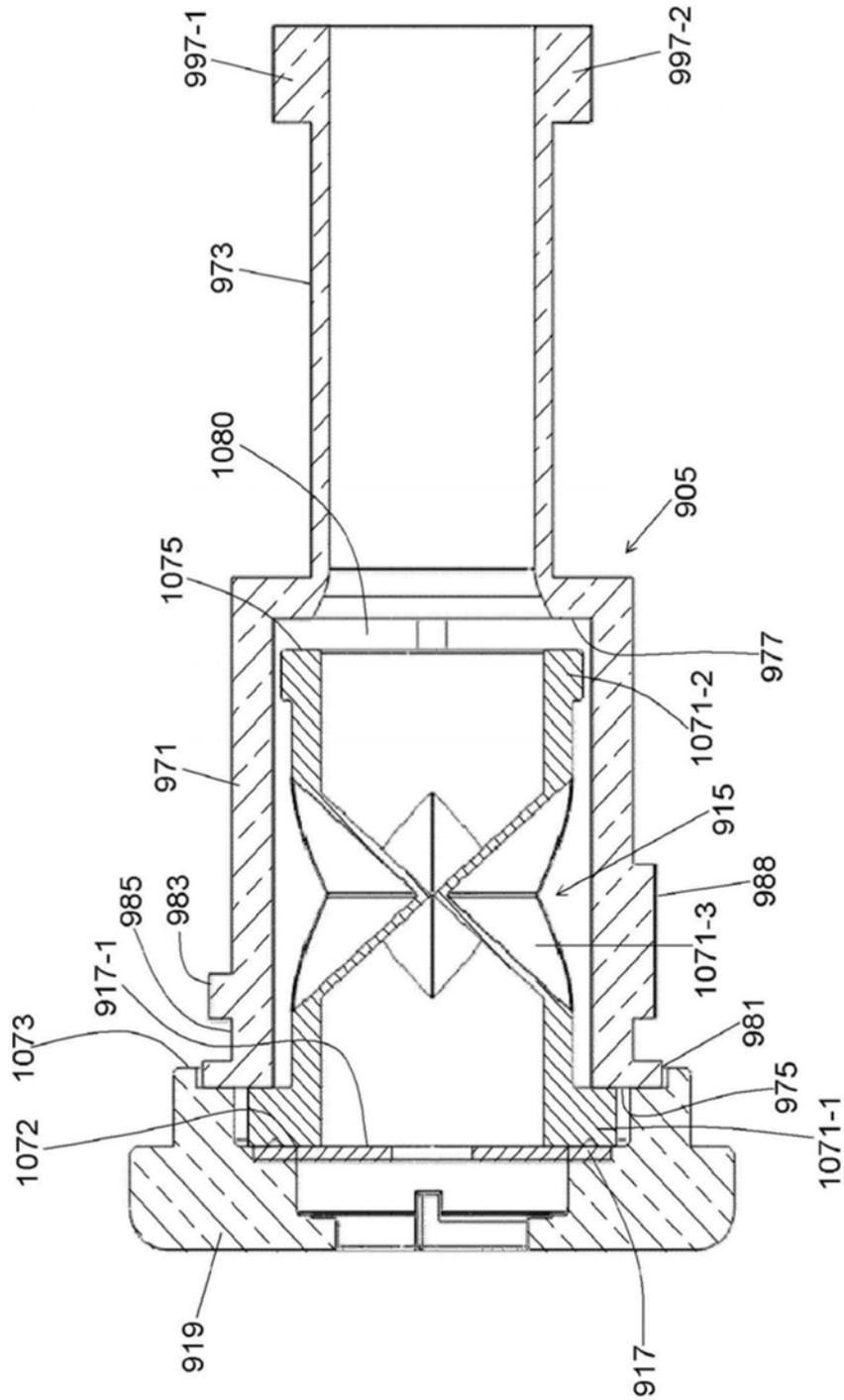


图51

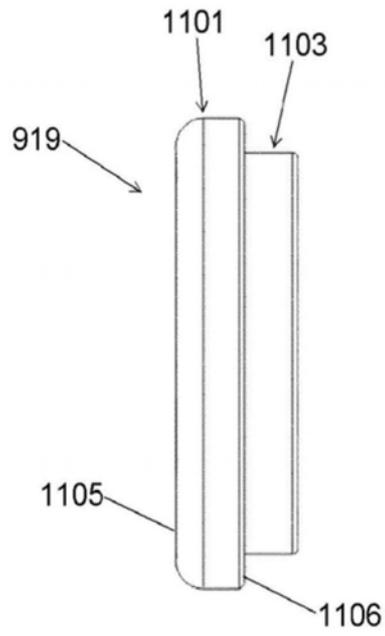


图52(A)

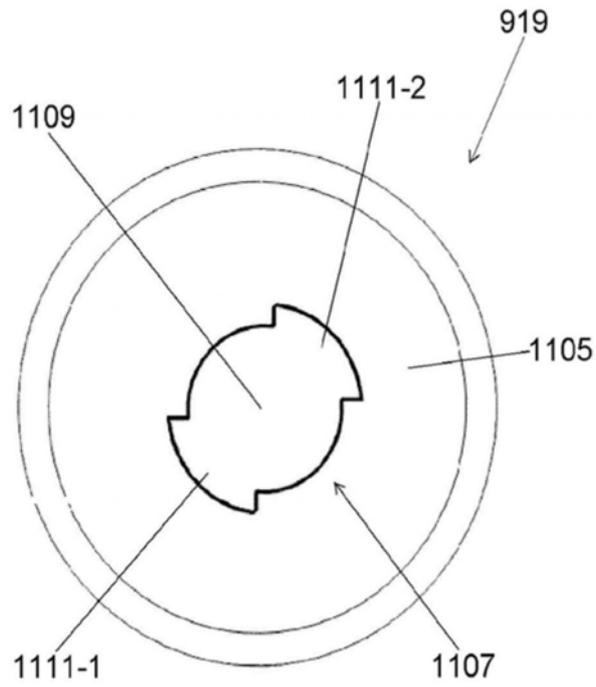


图52(B)

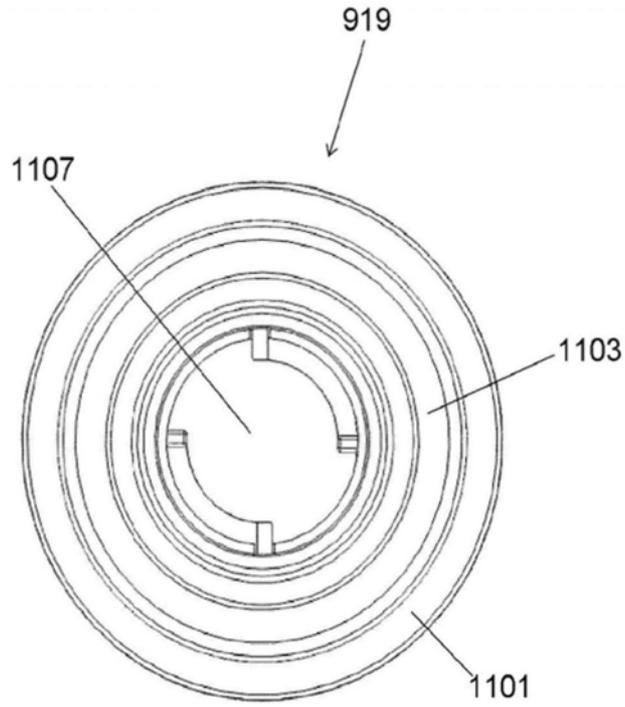


图52(C)

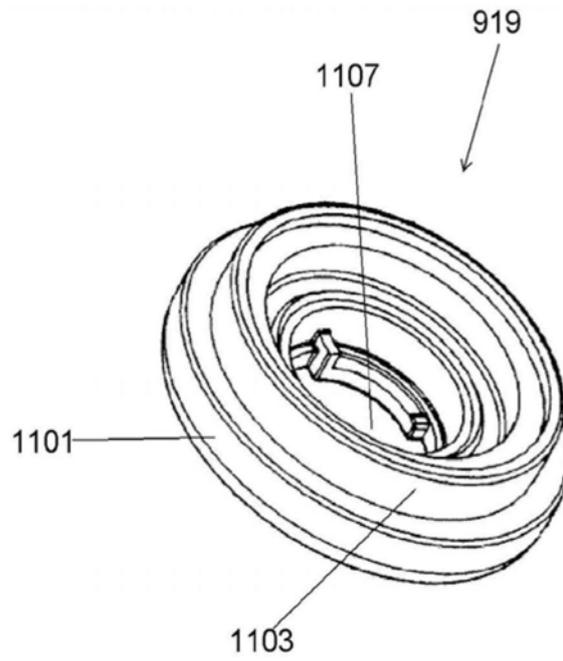


图52(D)

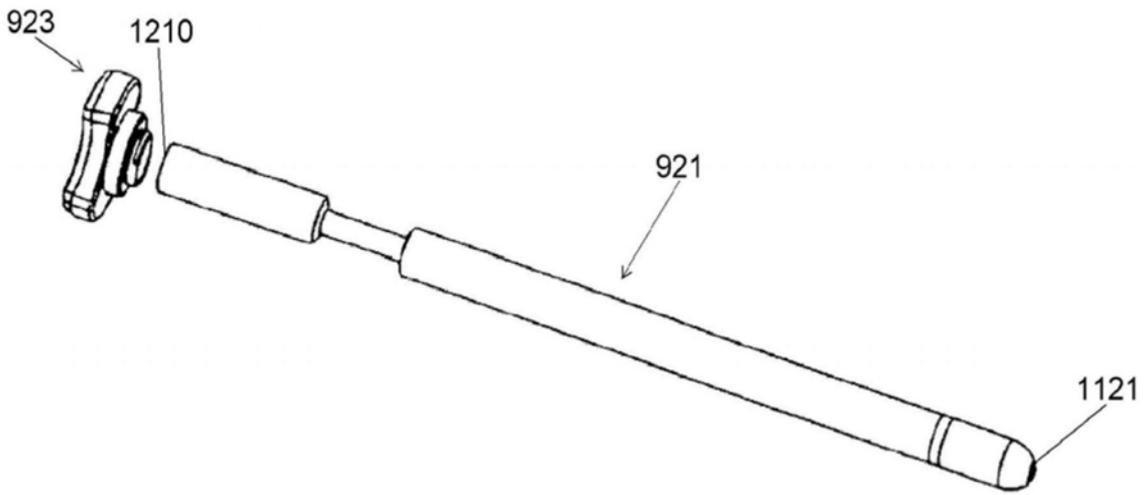


图53

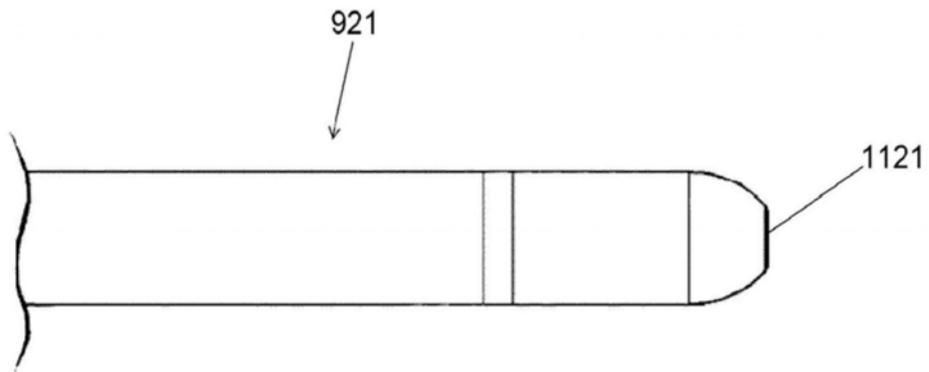


图54

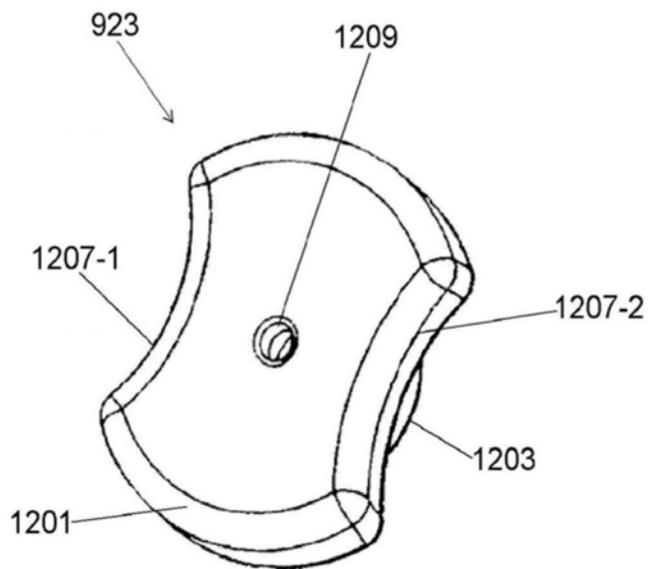


图55(A)

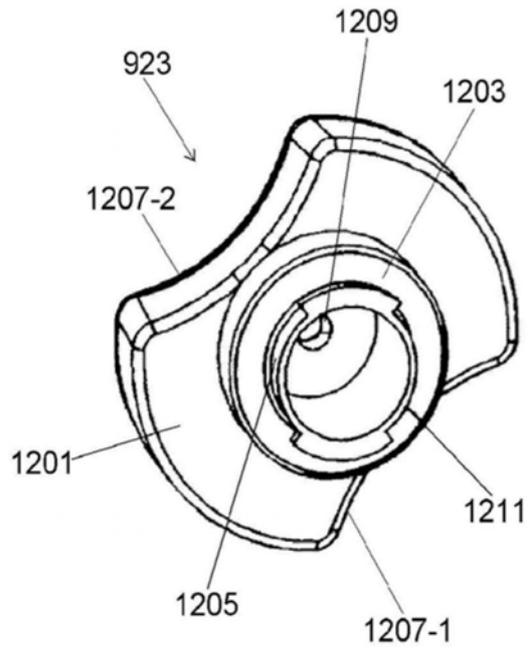


图55 (B)

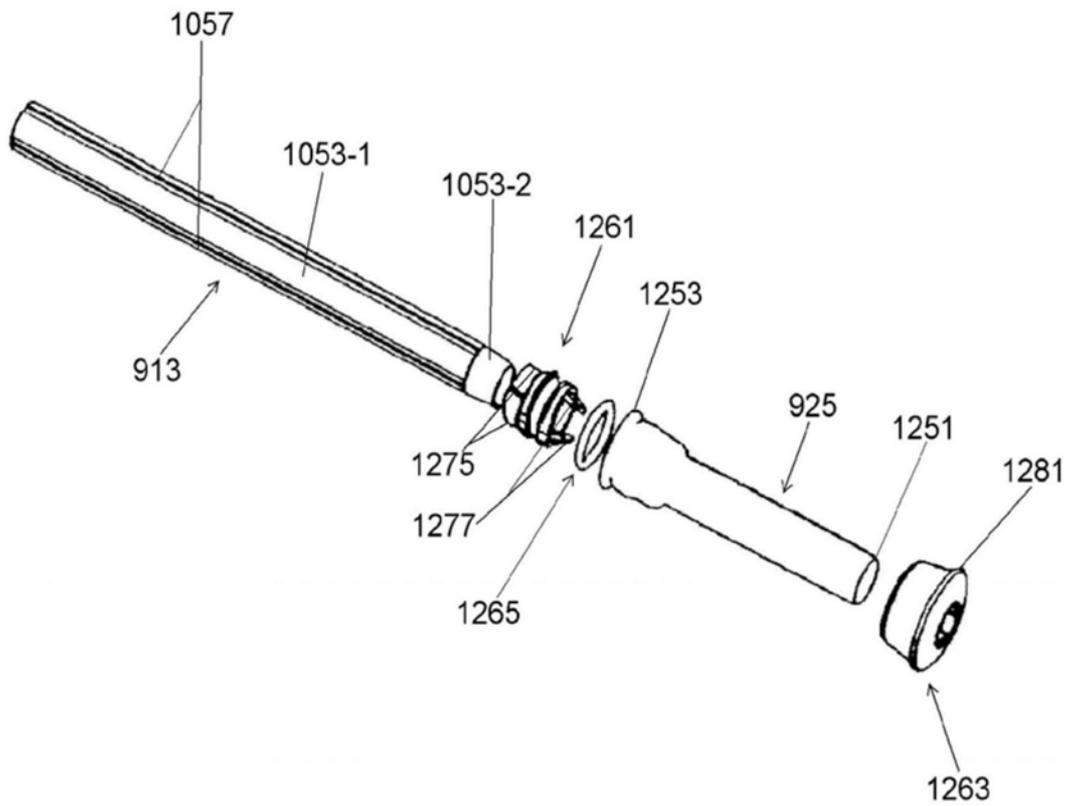


图56 (A)

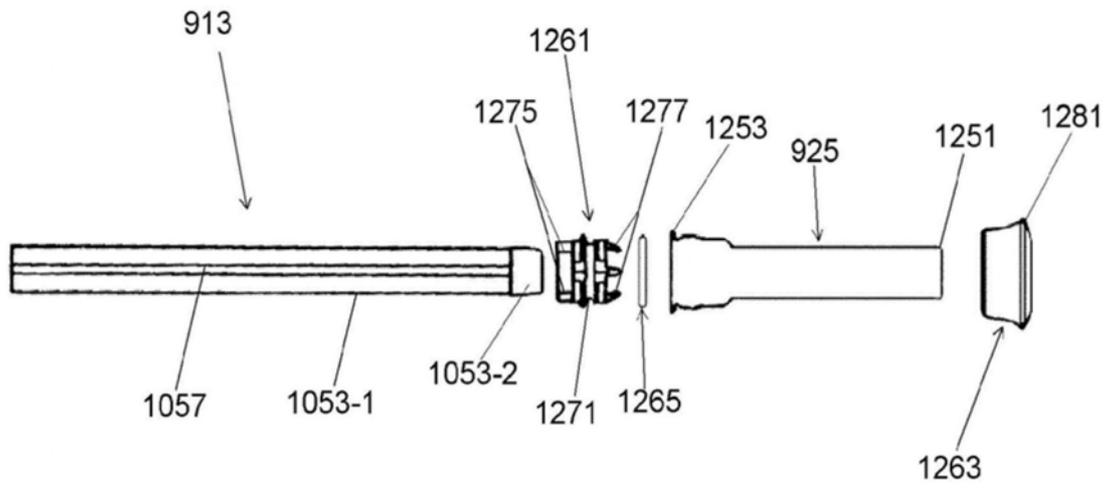


图56 (B)

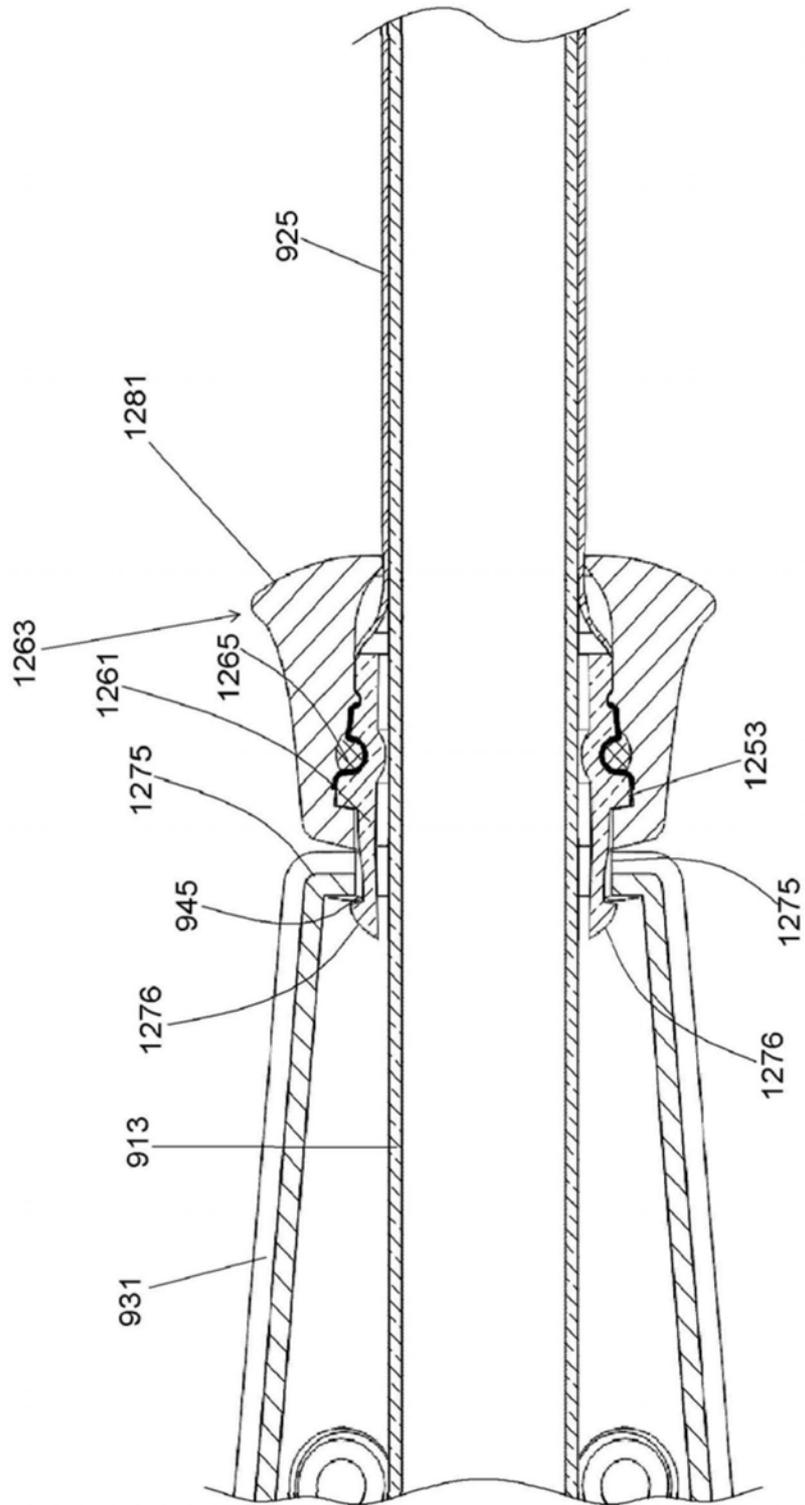


图57

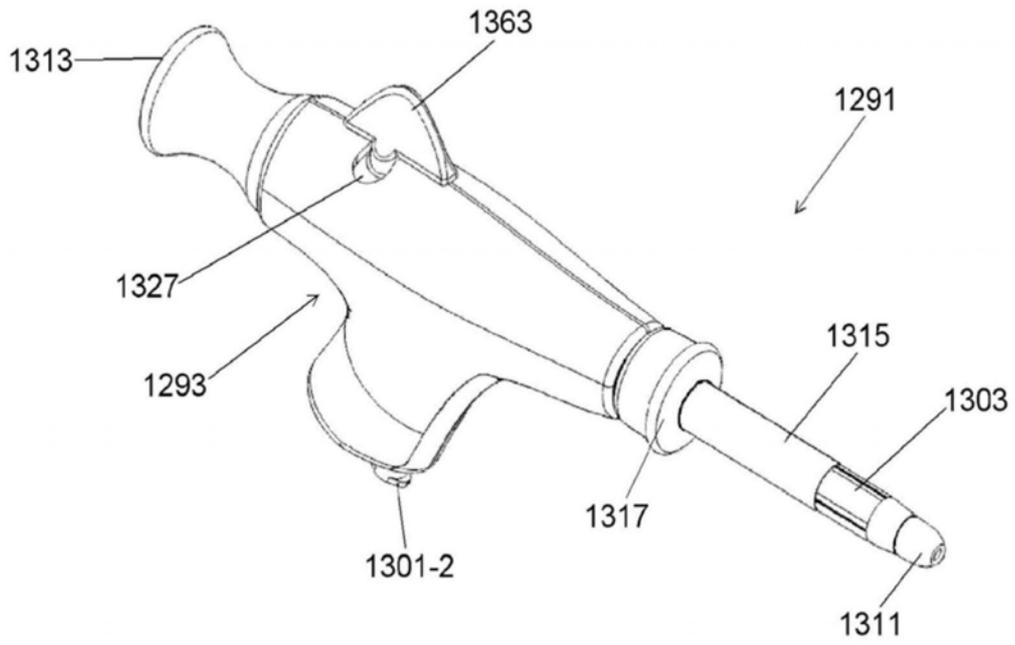
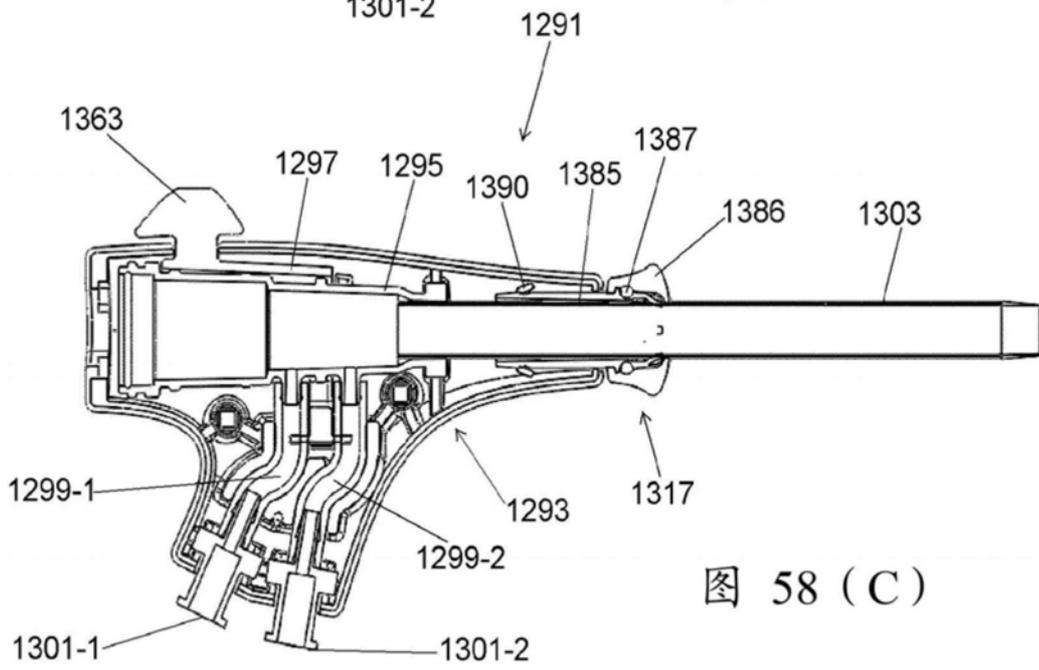
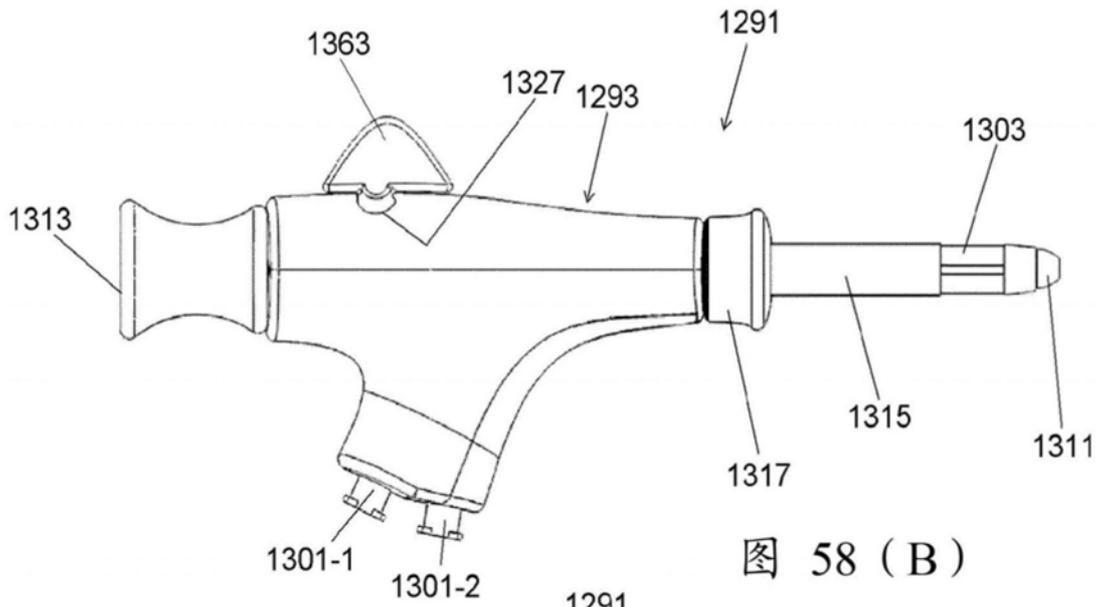


图58(A)



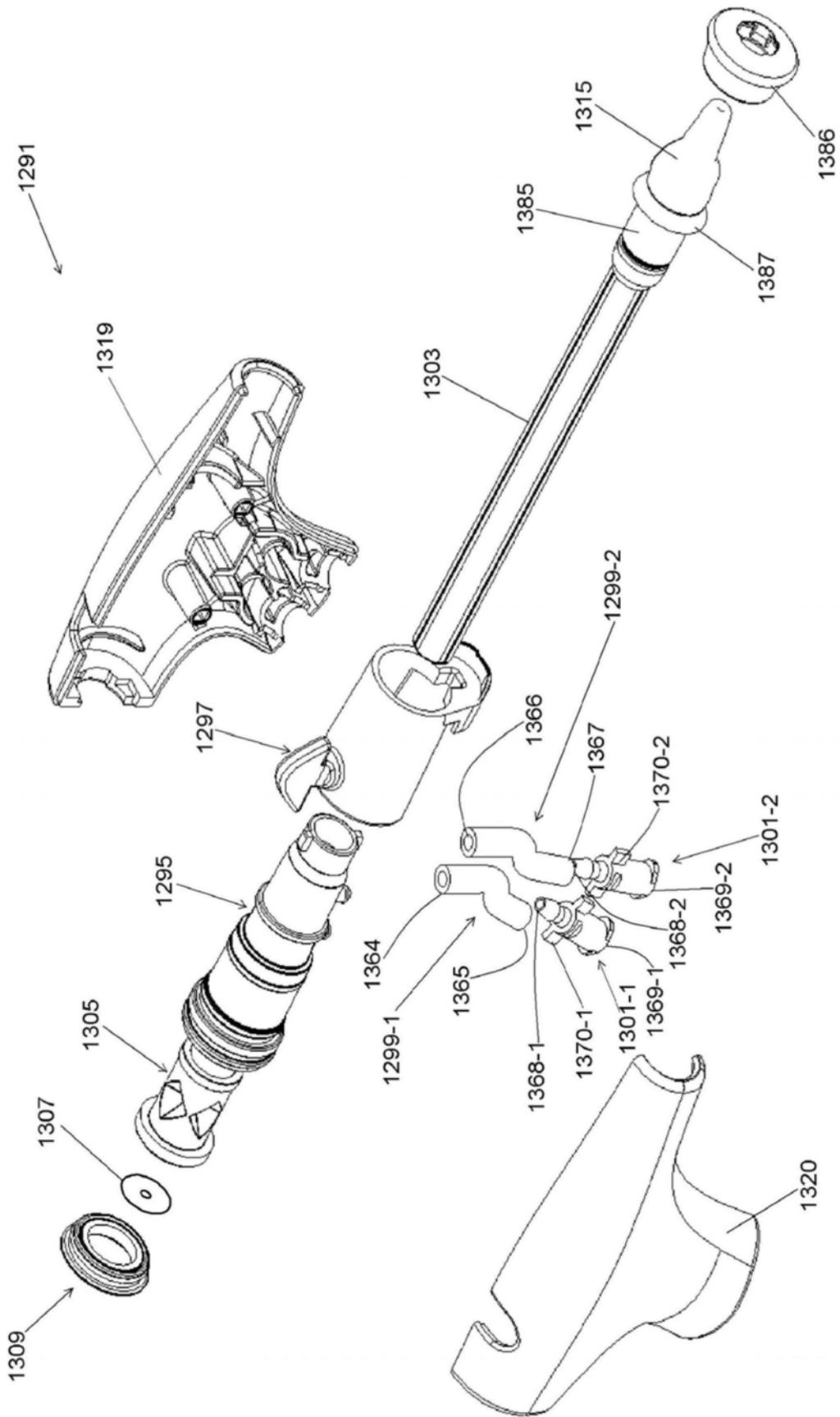


图58 (D)

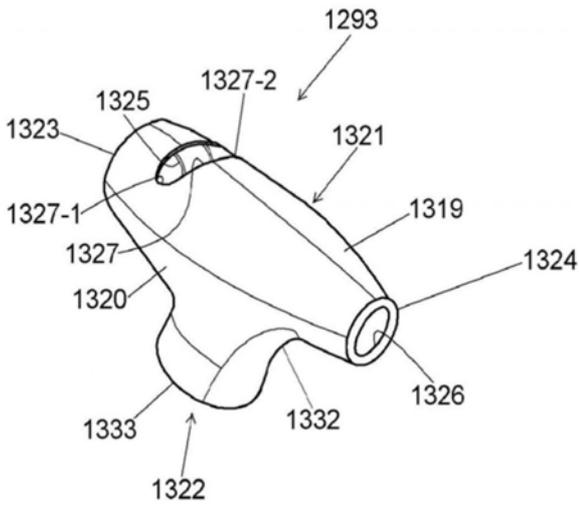


图 59

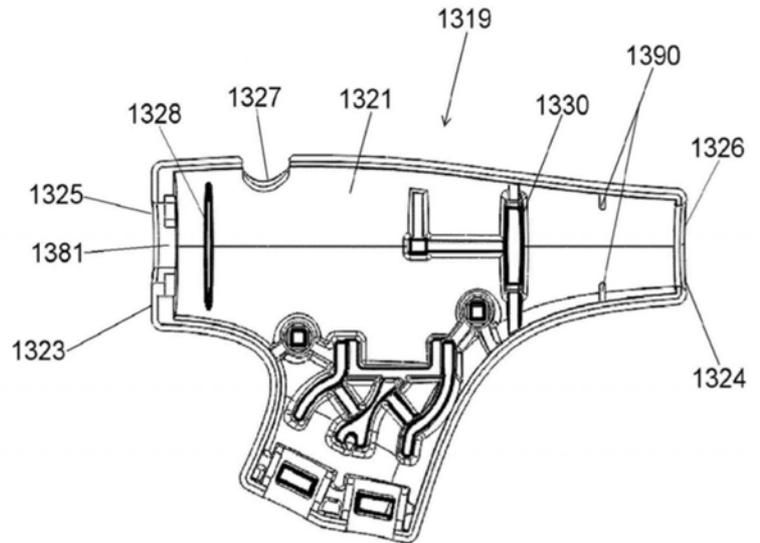


图 60 (A)

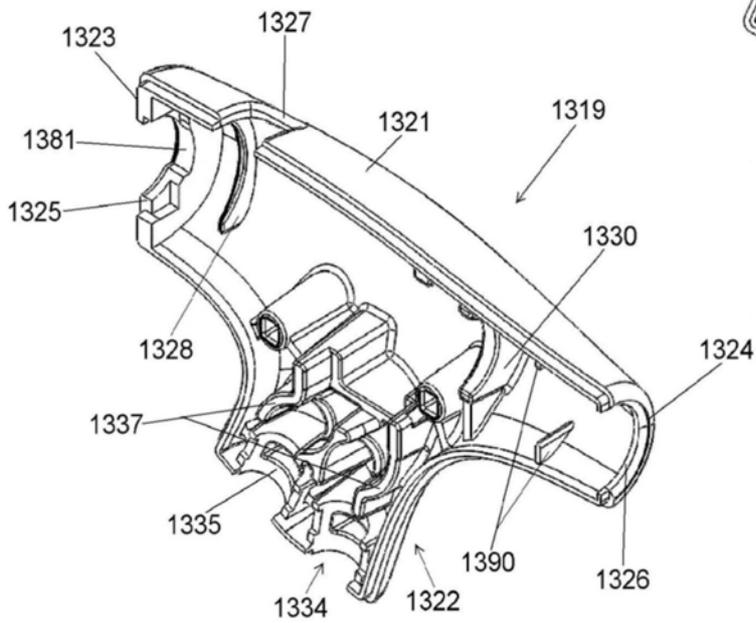


图 60 (B)

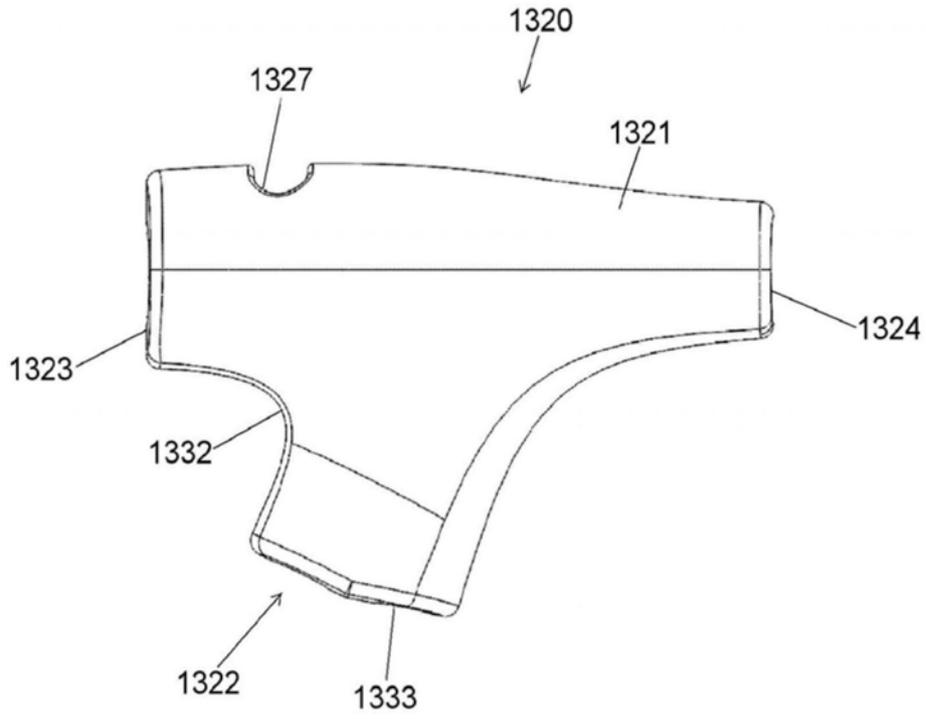


图61(A)

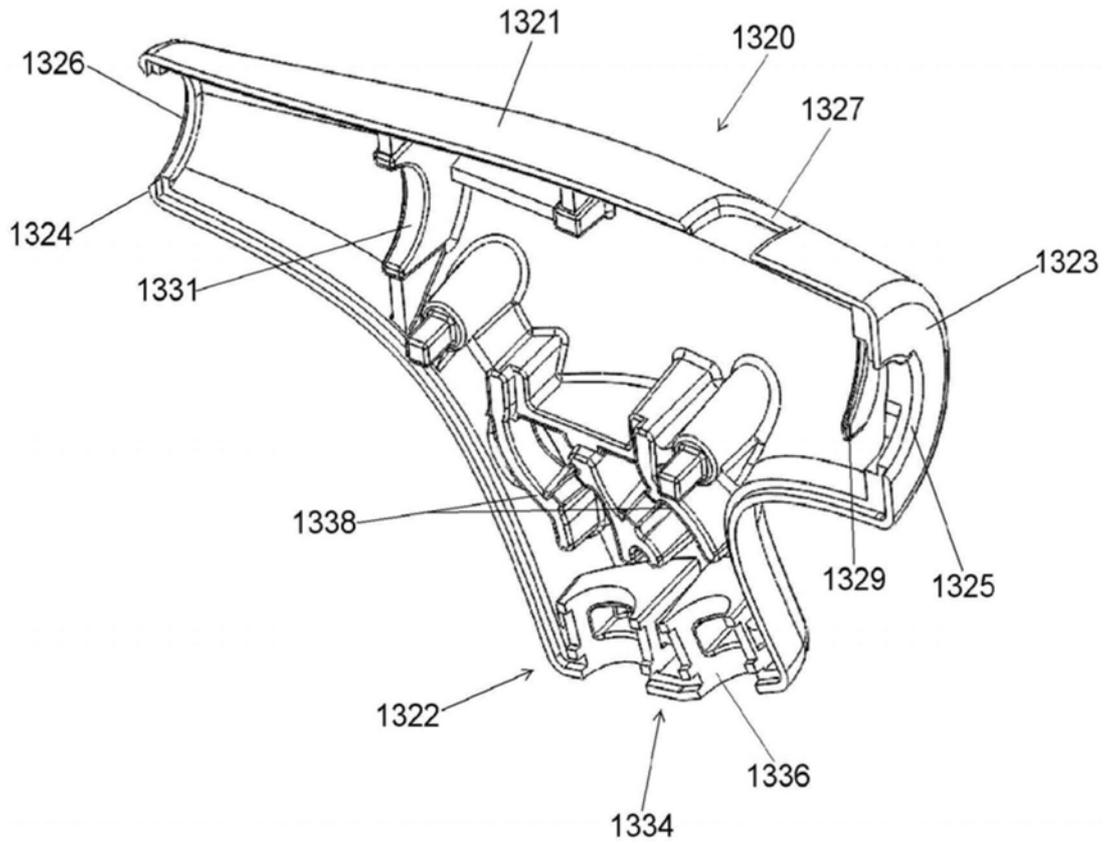


图61(B)

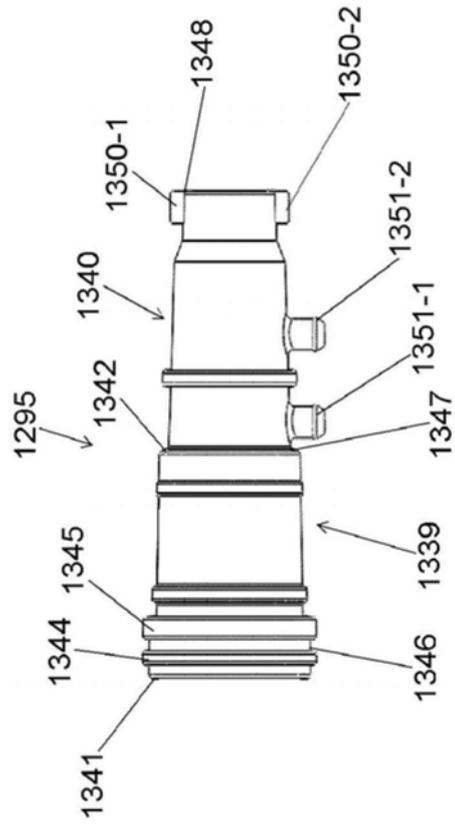


图62(A)

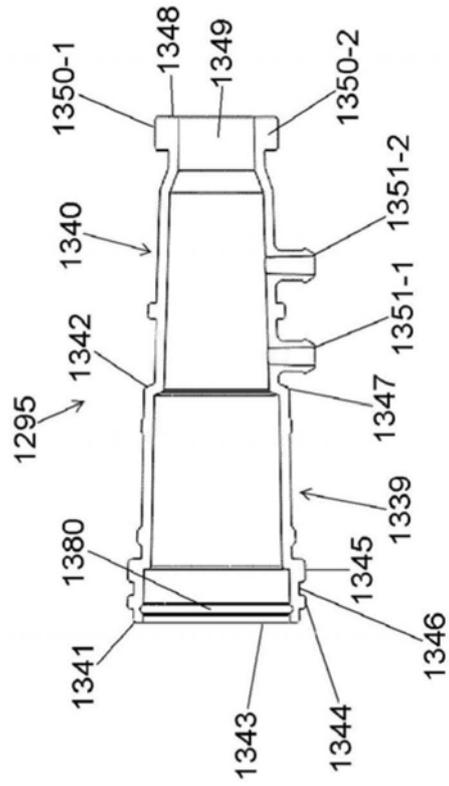


图62 (B)

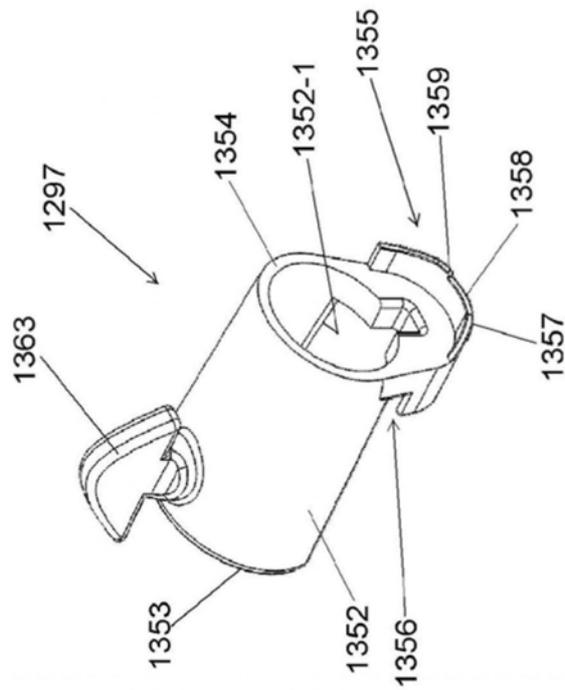


图63 (A)

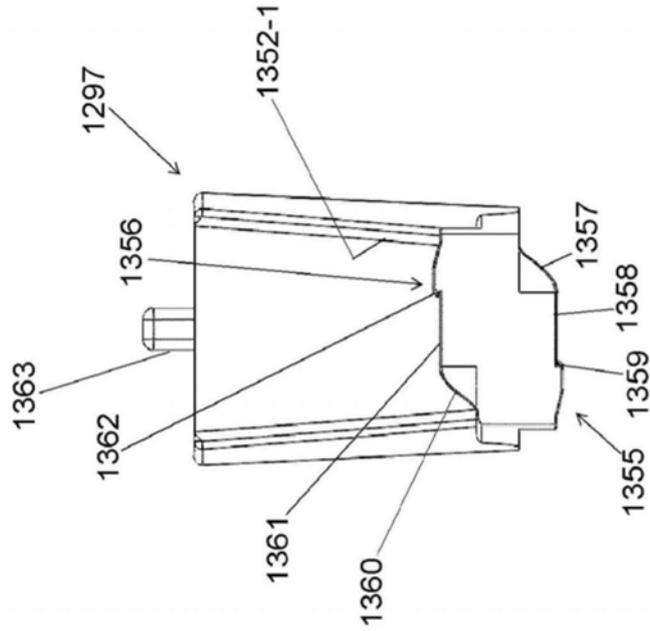


图63 (B)

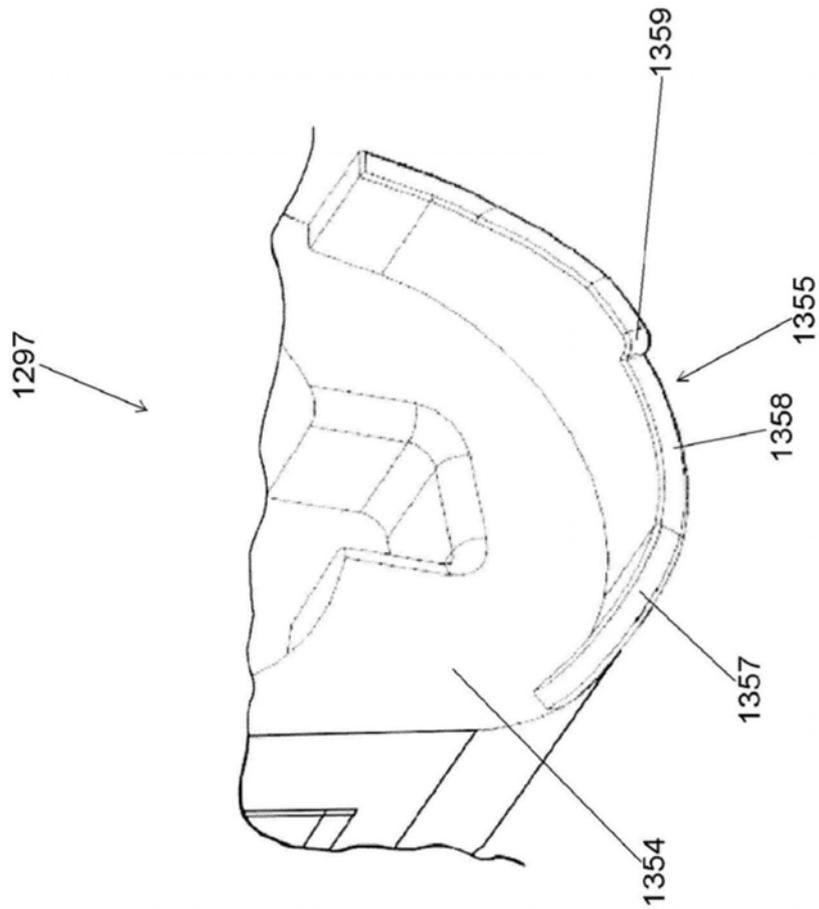


图63 (C)

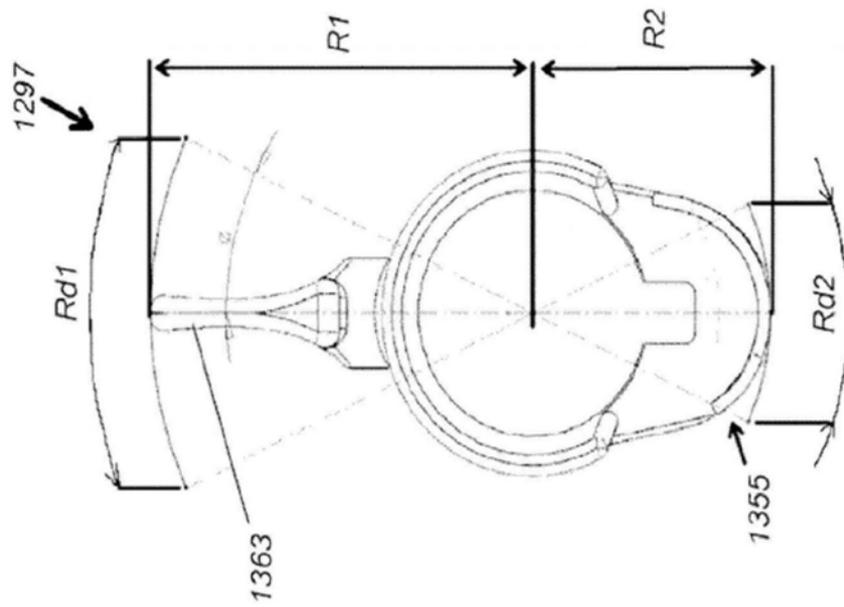


图63 (D)

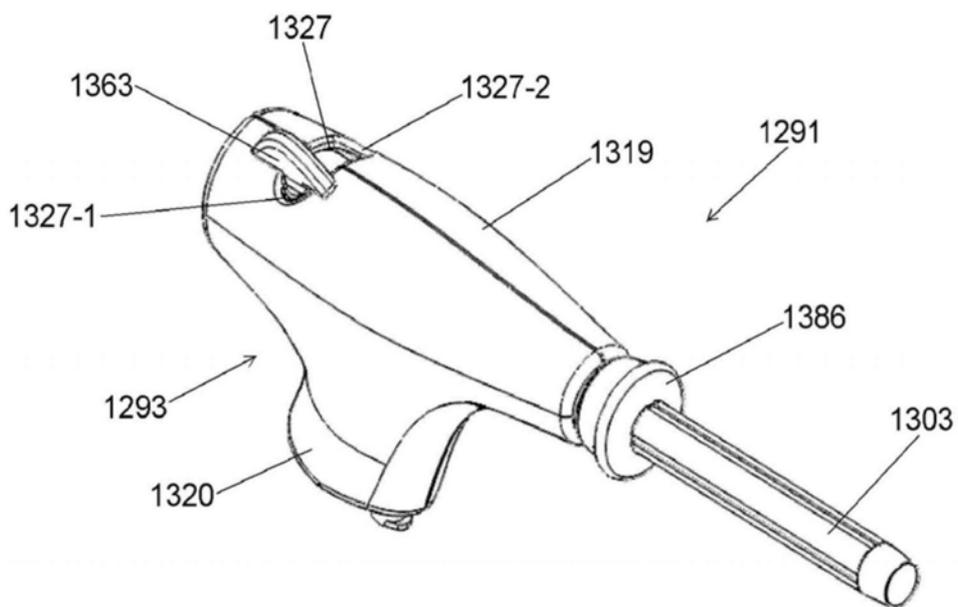


图64

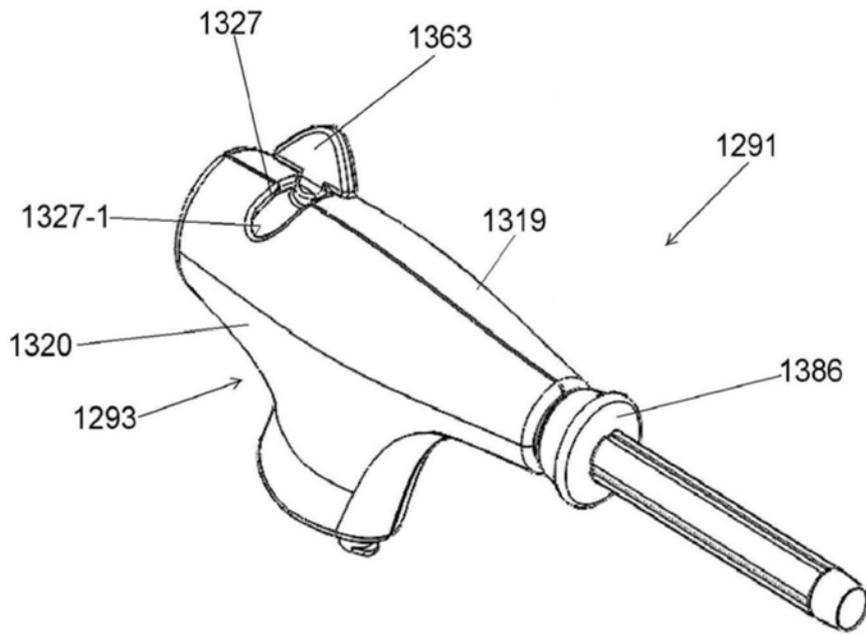


图65

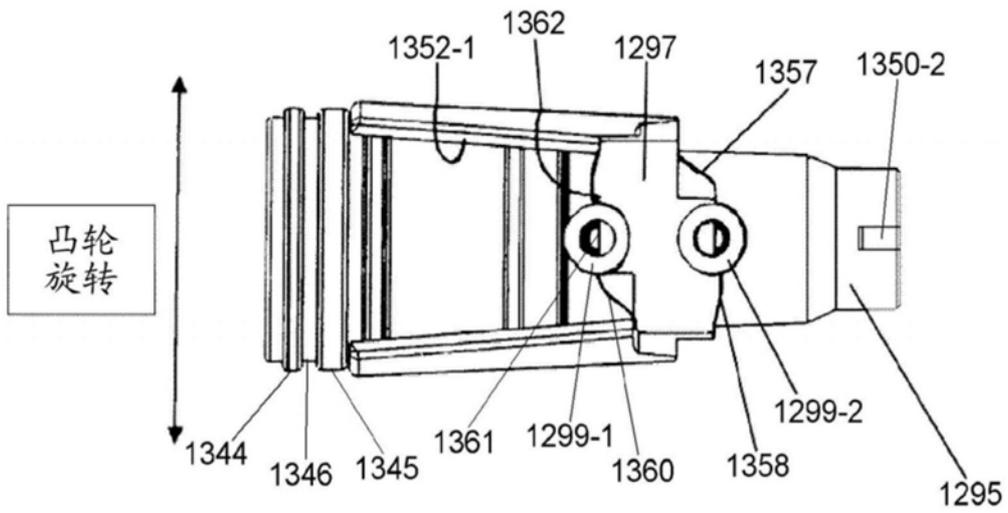


图66(A)

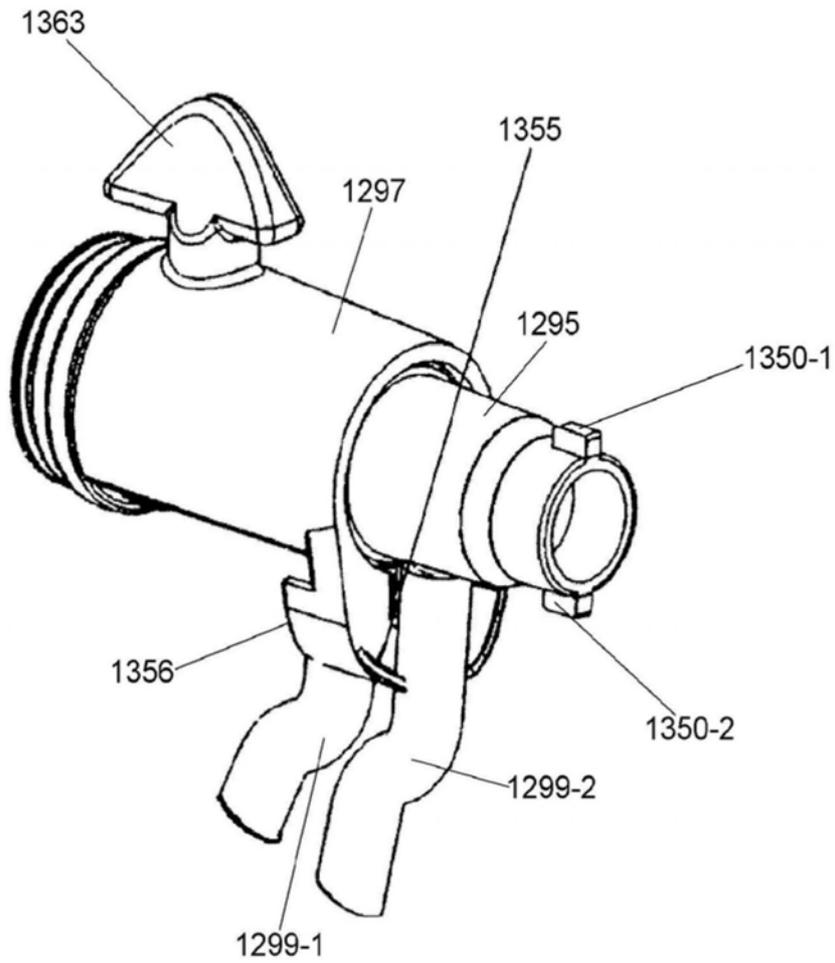


图66 (B)

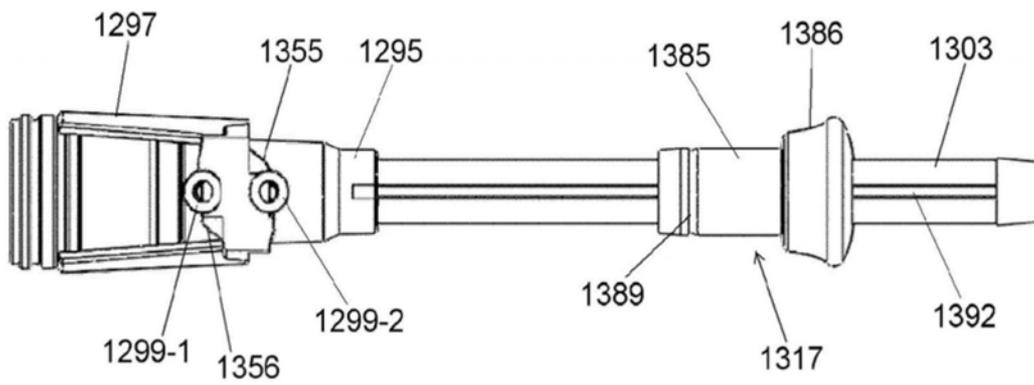


图67 (A)

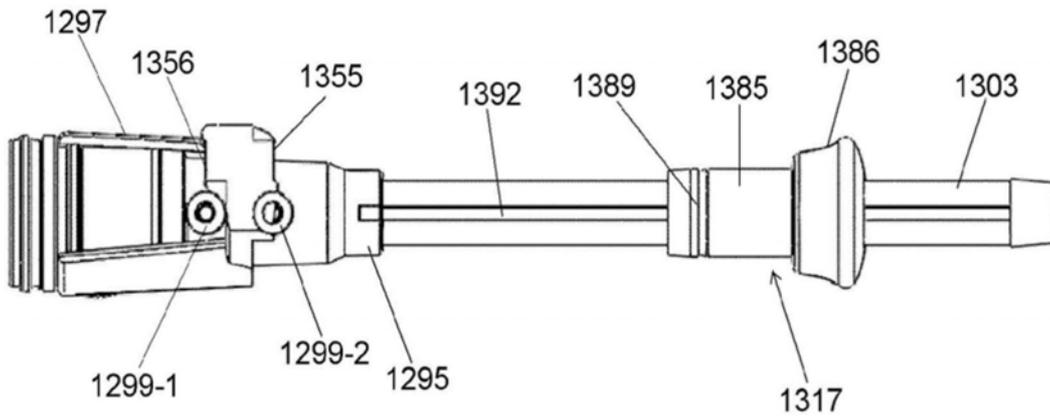


图67 (B)

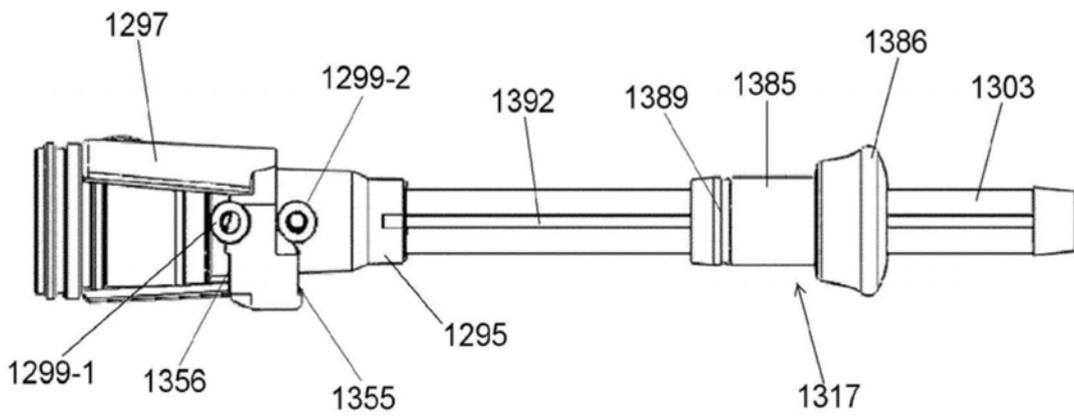


图67 (C)

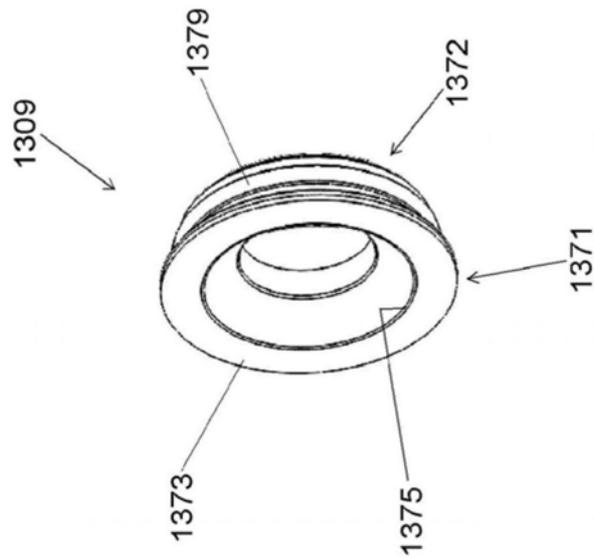


图68 (A)

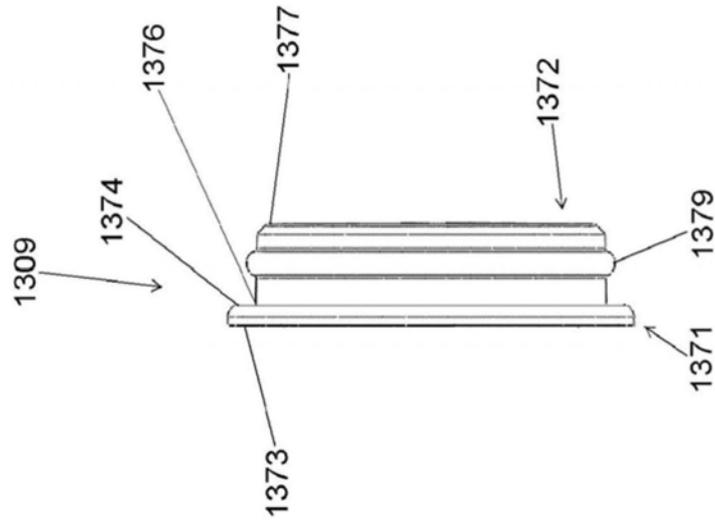


图68(B)

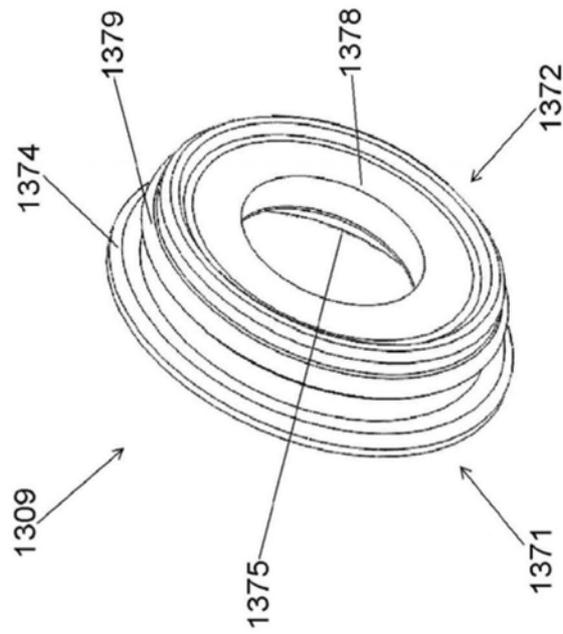


图68(C)

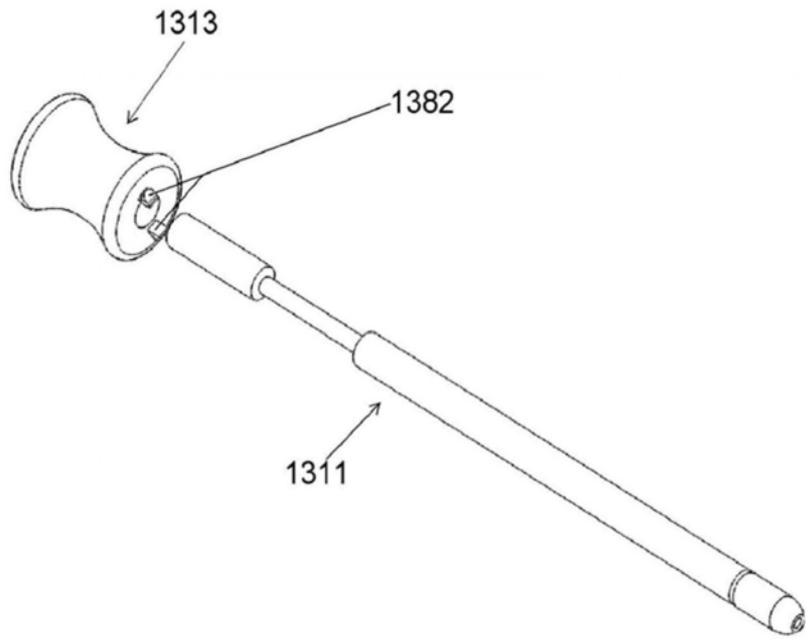


图69

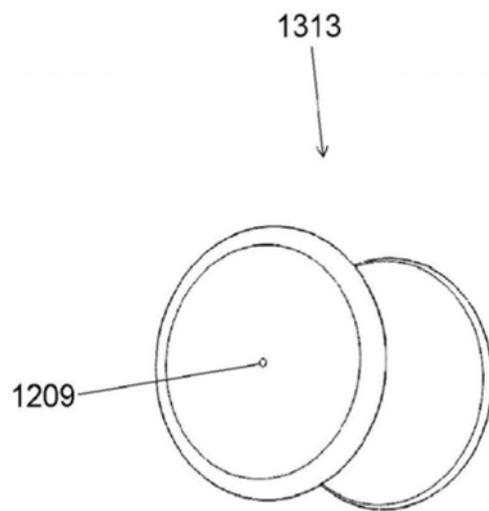


图70 (A)

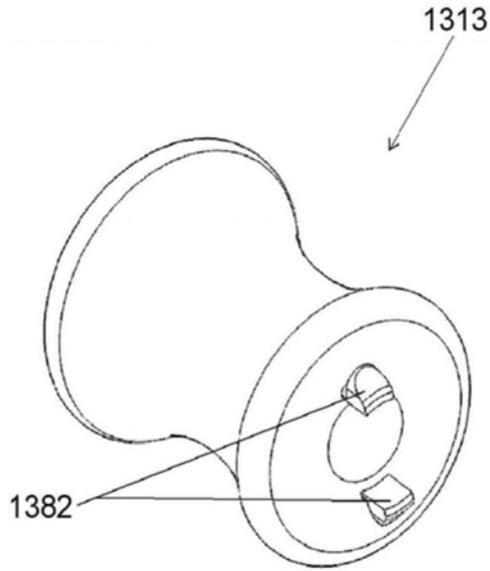


图70 (B)

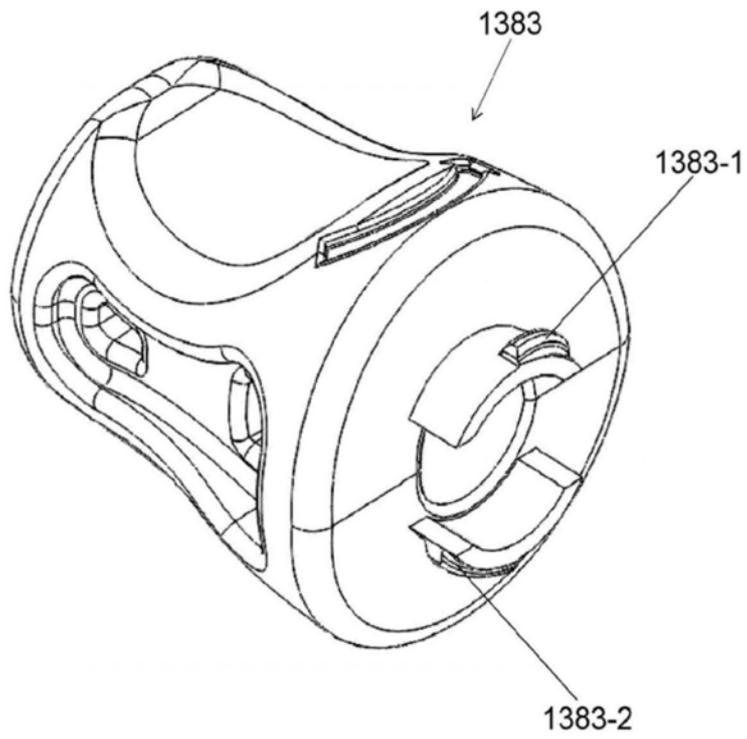


图71 (A)

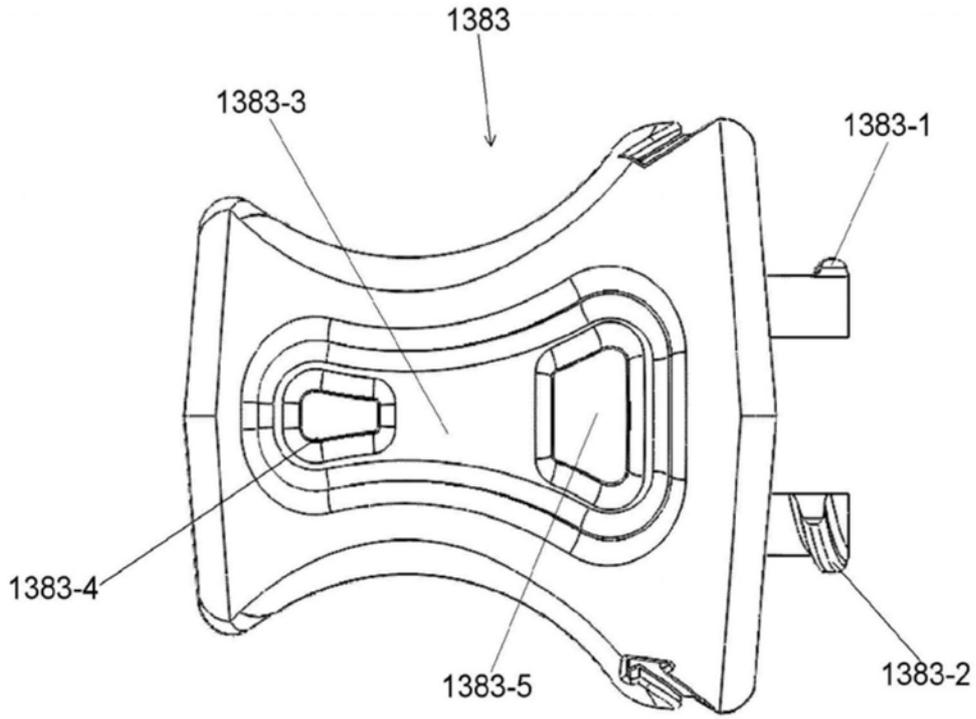


图71 (B)

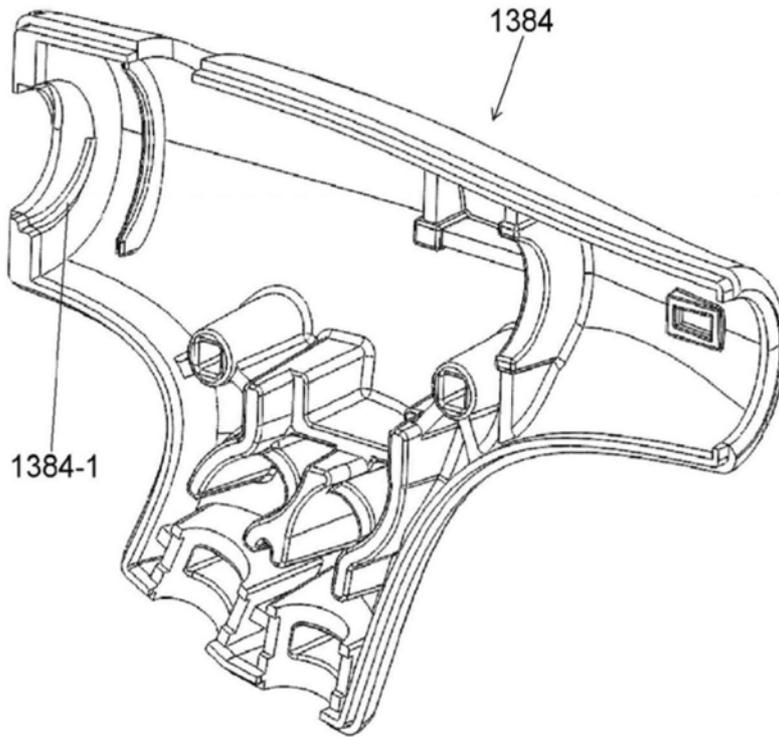


图72

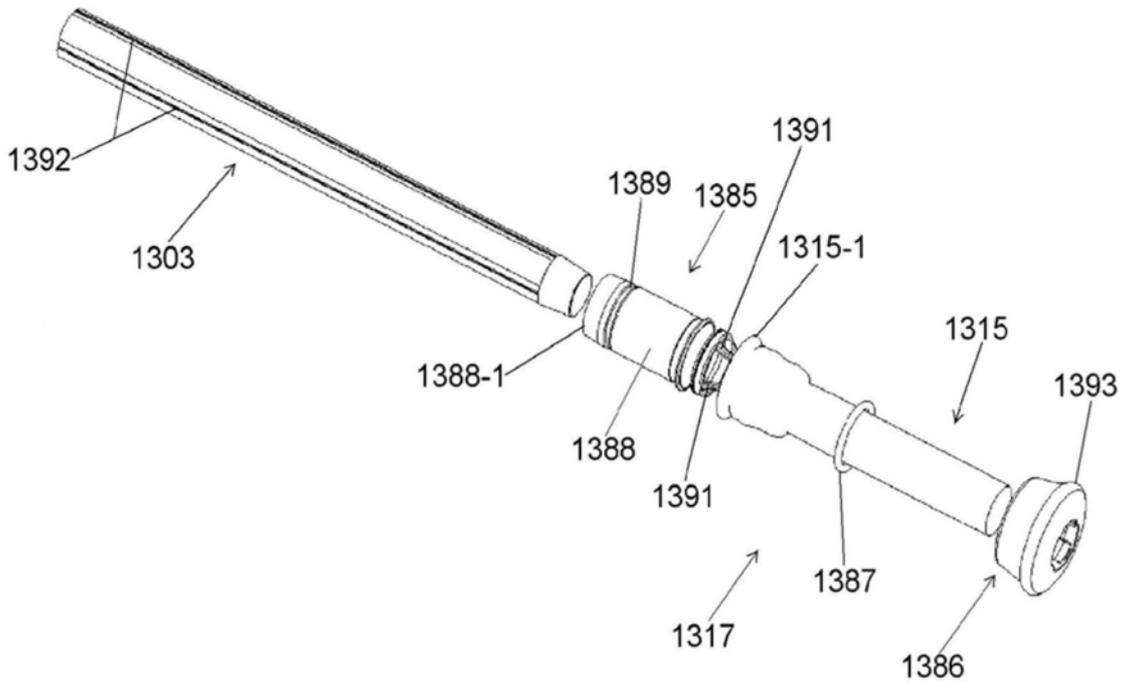


图73

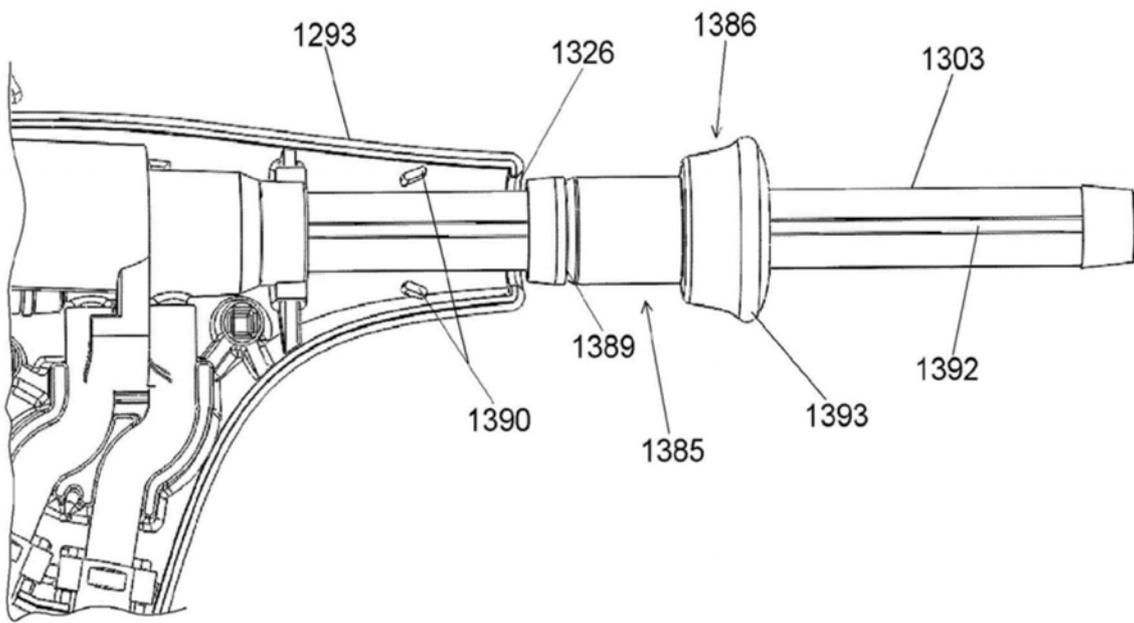


图74

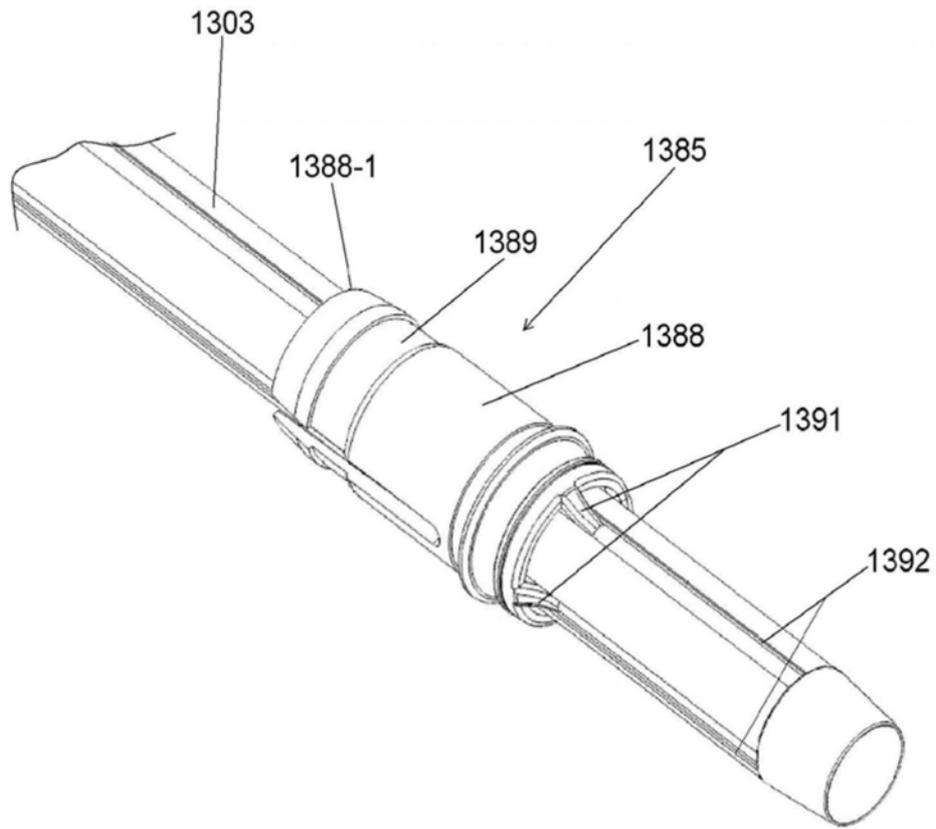


图75

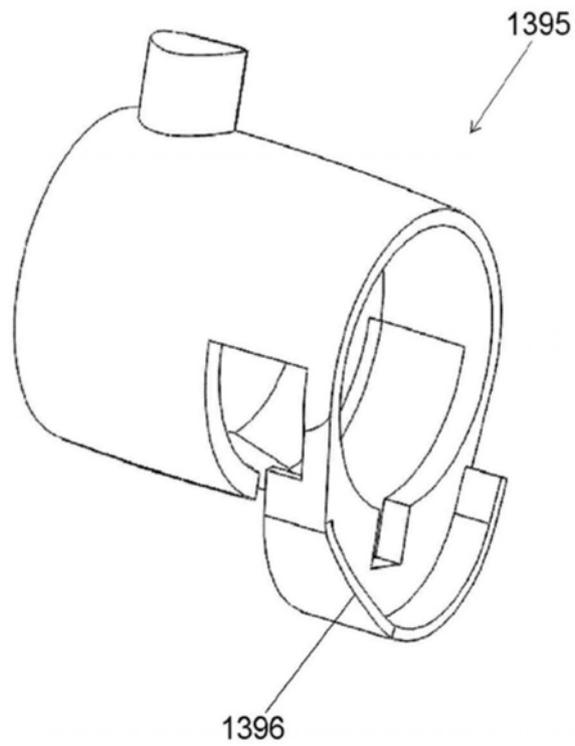


图76

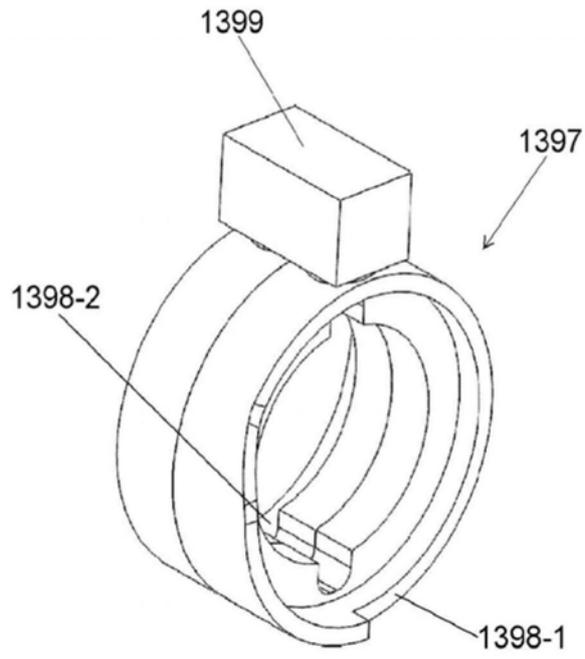


图77 (A)

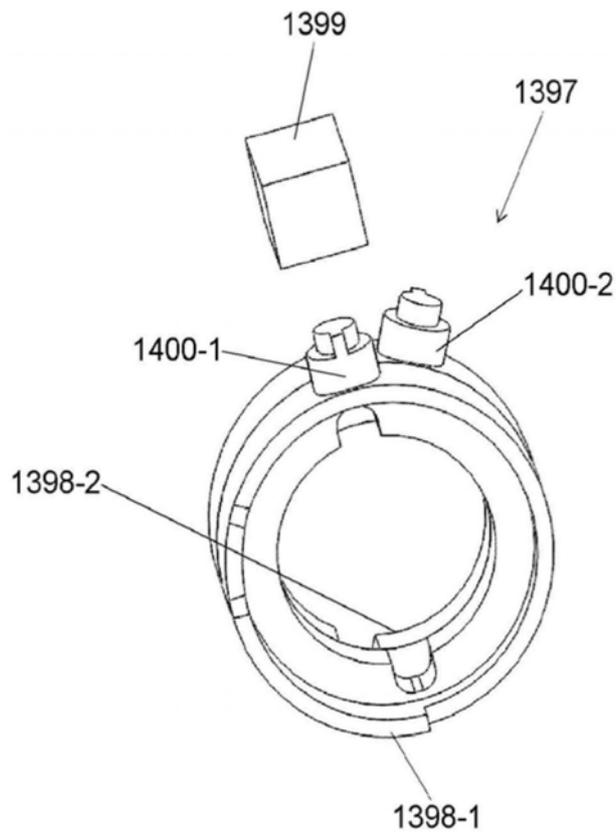


图77 (B)

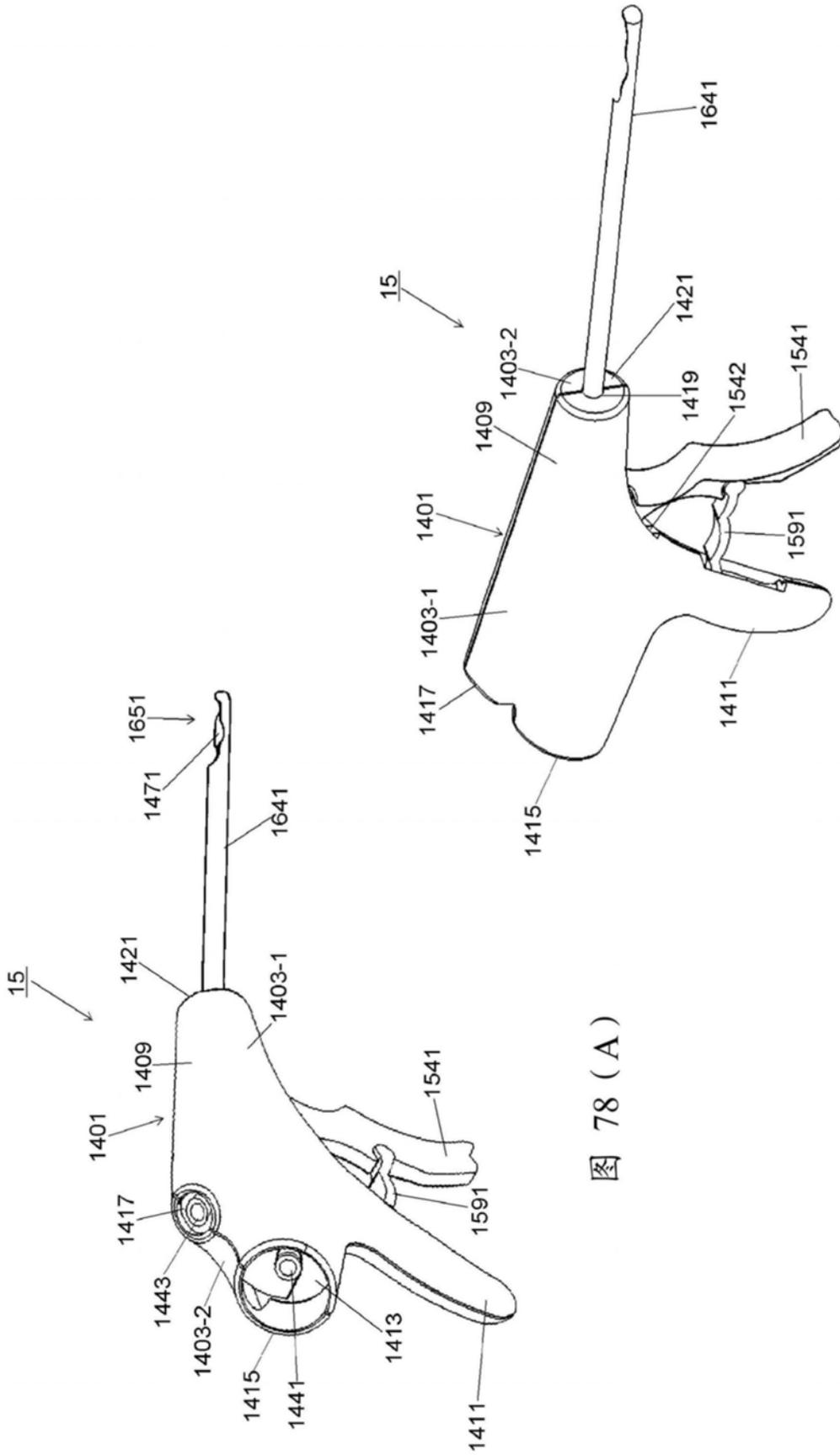


图 78 (A)

图 78 (B)

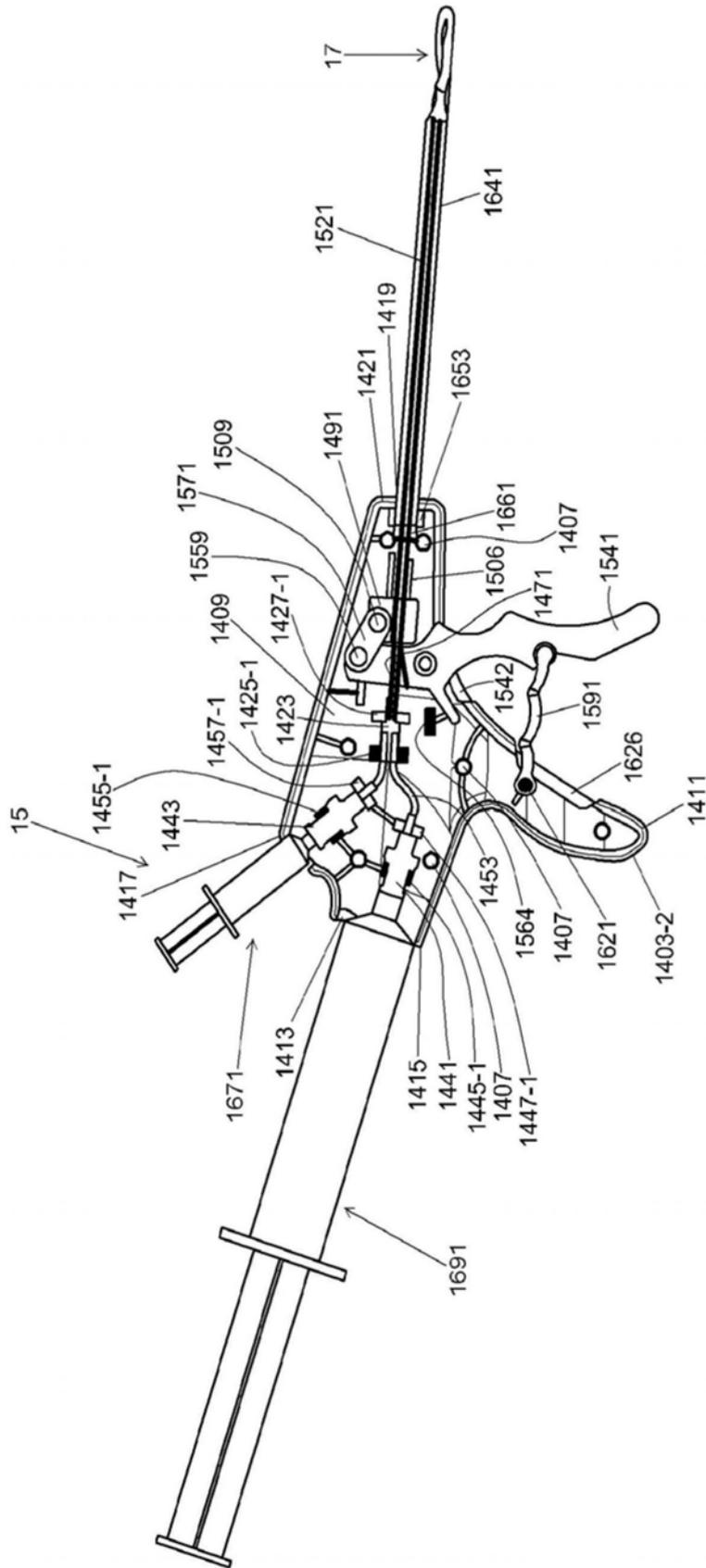


图79

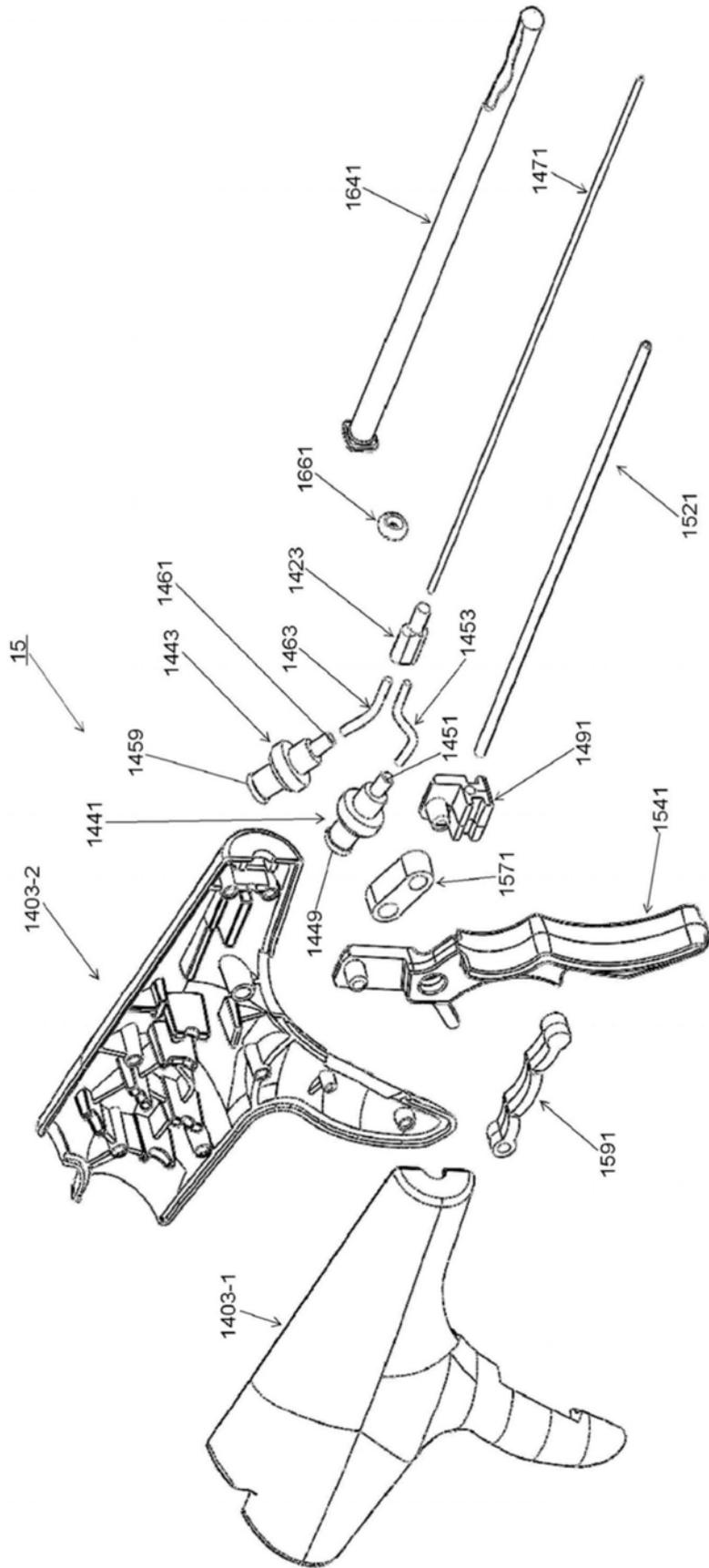


图80

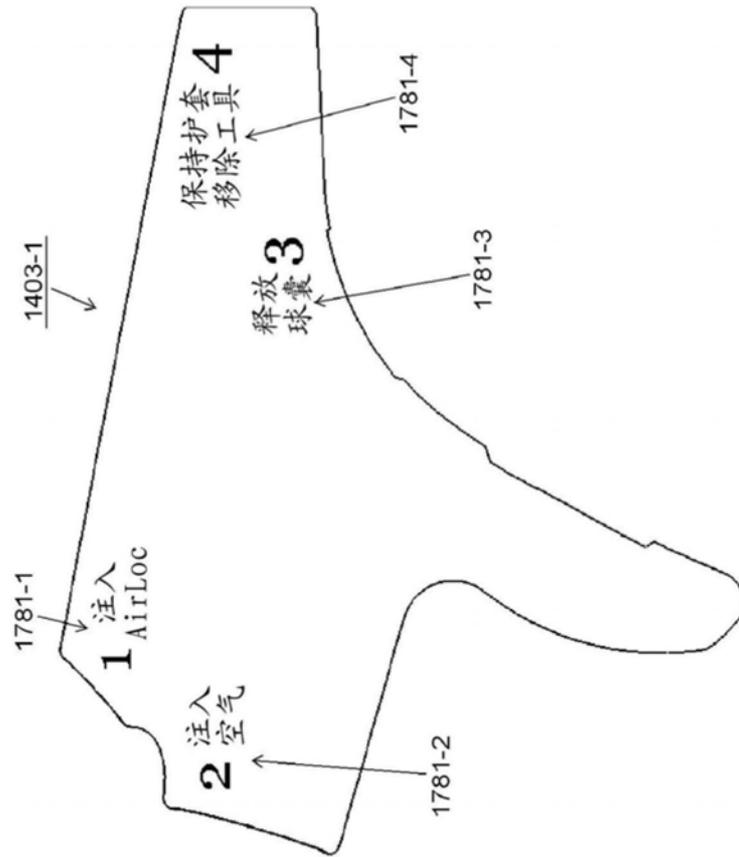


图81 (A)

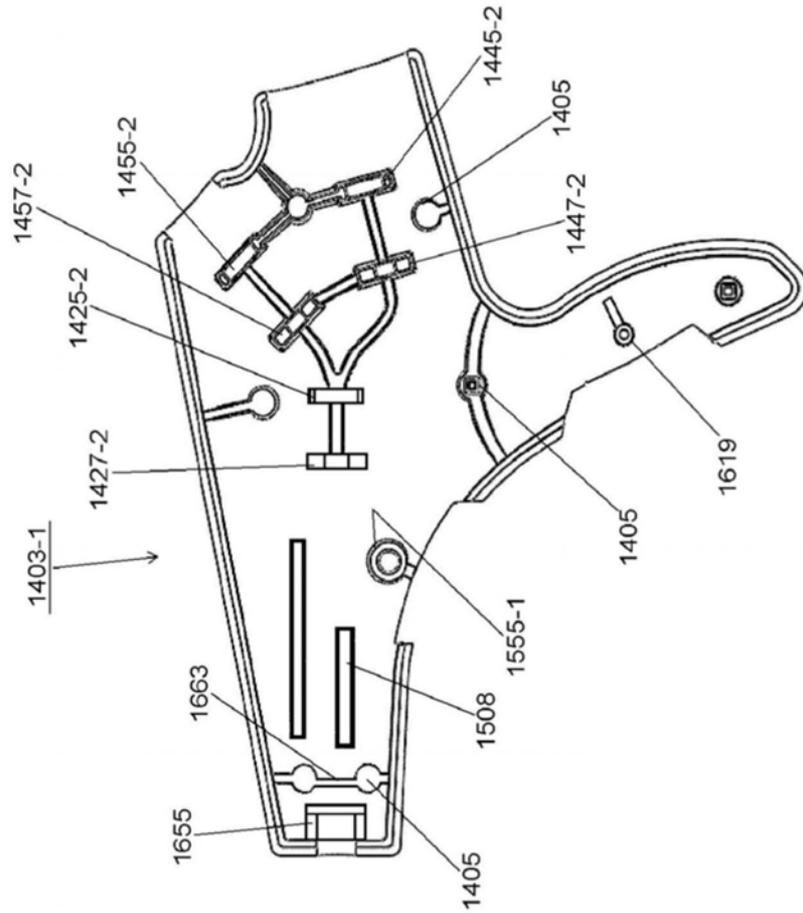


图81 (B)

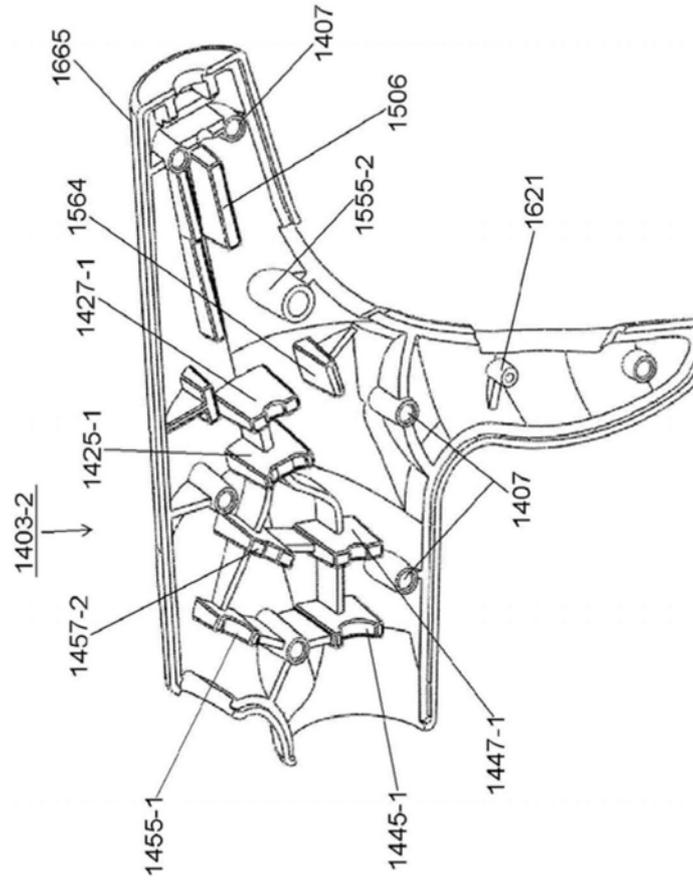


图82 (A)

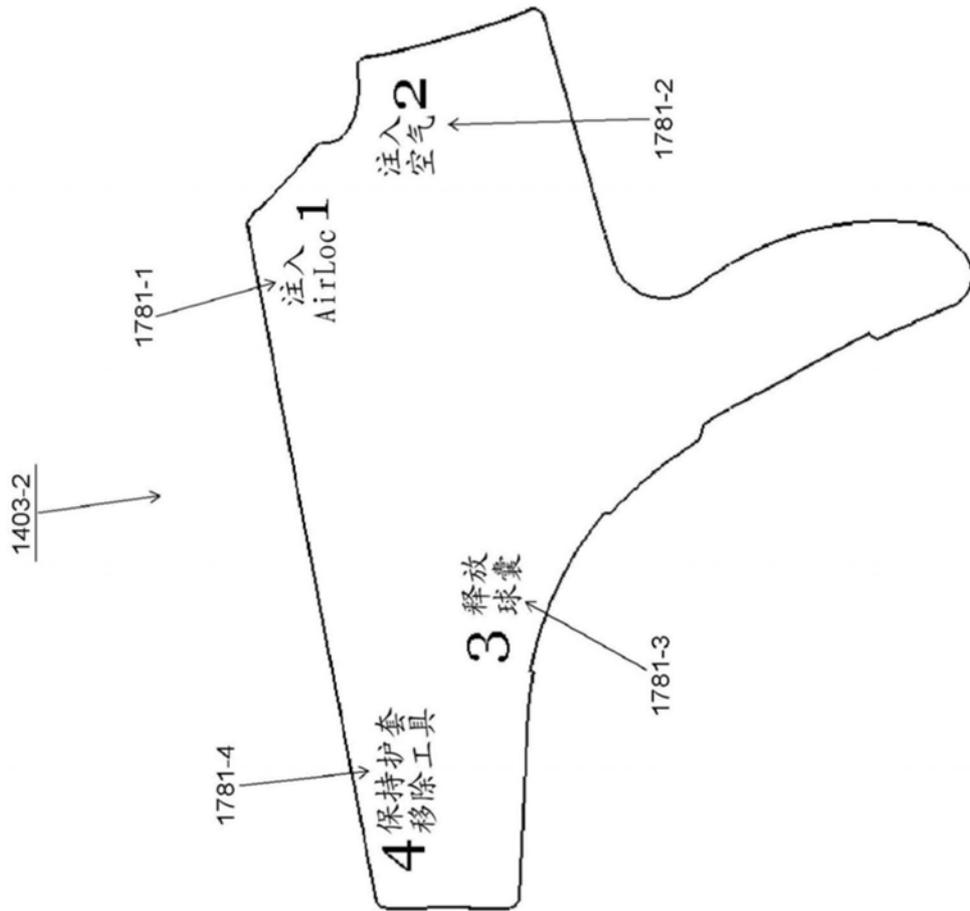


图82 (B)

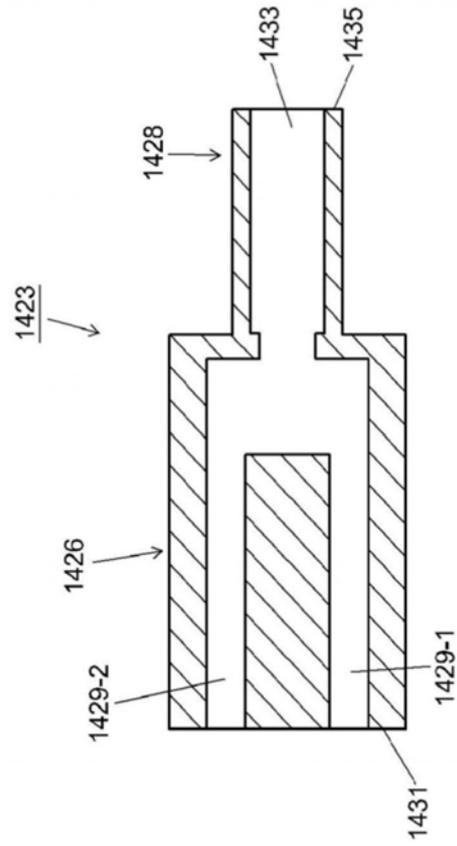


图83

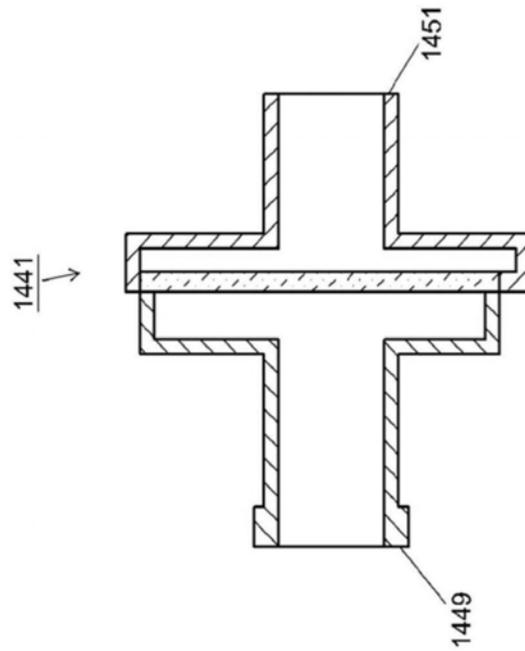


图84

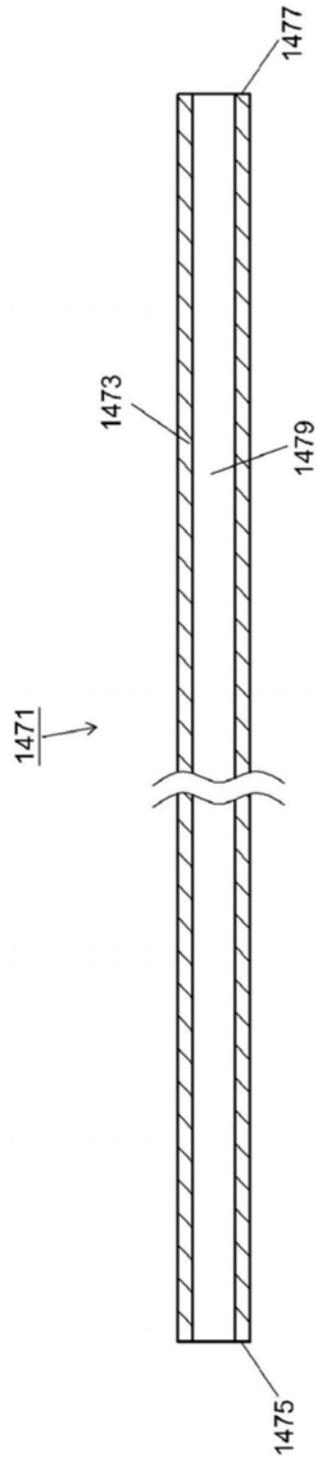


图85

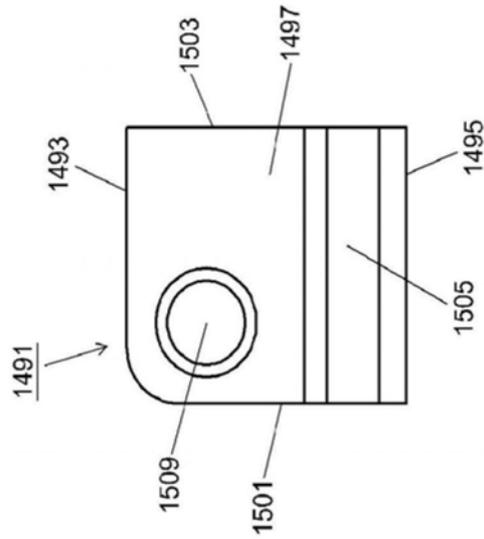


图86 (A)

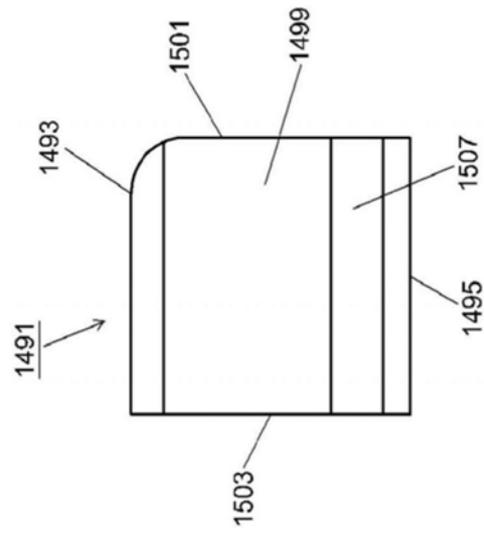


图86 (B)

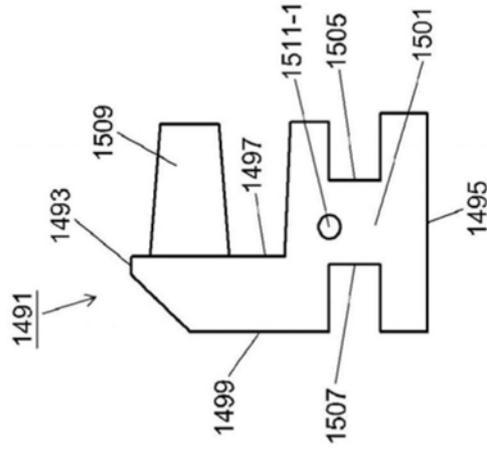


图86 (C)

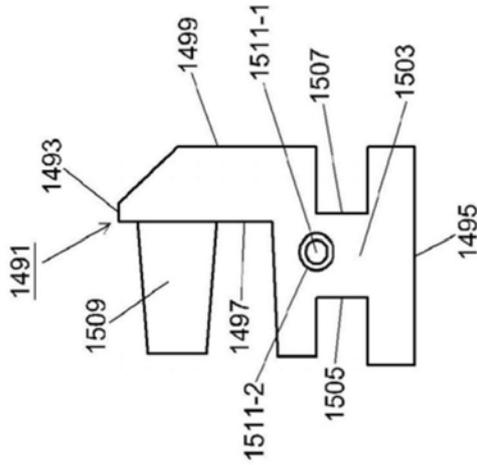


图86 (D)

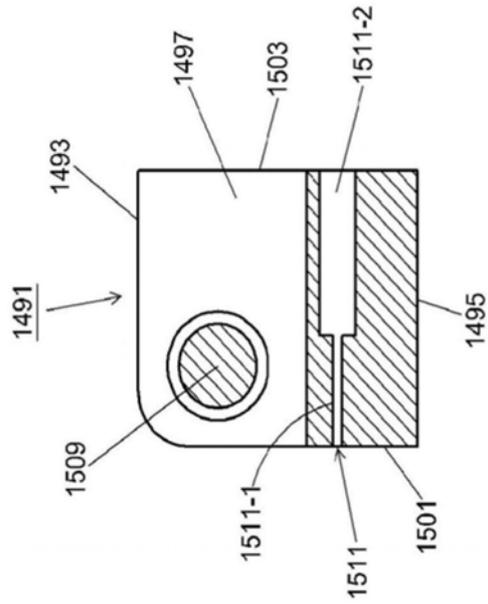


图86 (E)

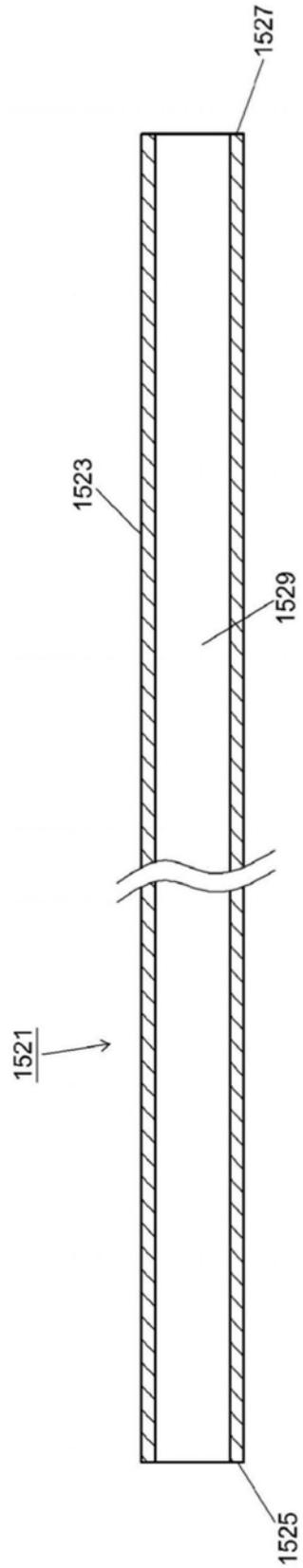


图87

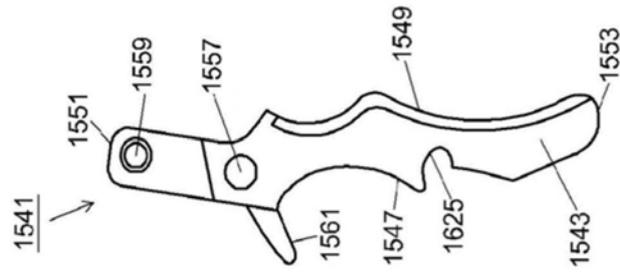


图88(A)

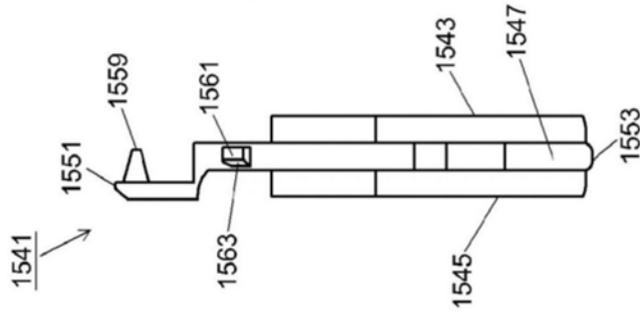


图88(B)

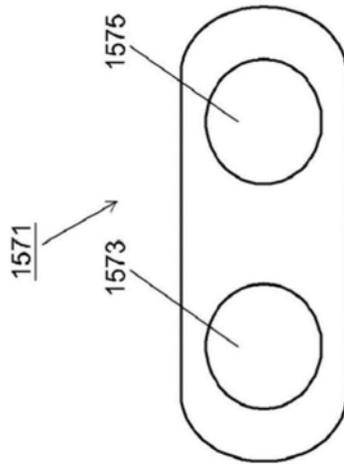


图89(A)

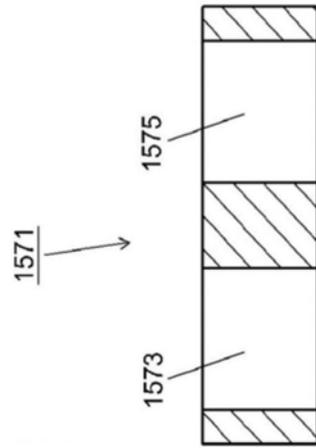


图89(B)

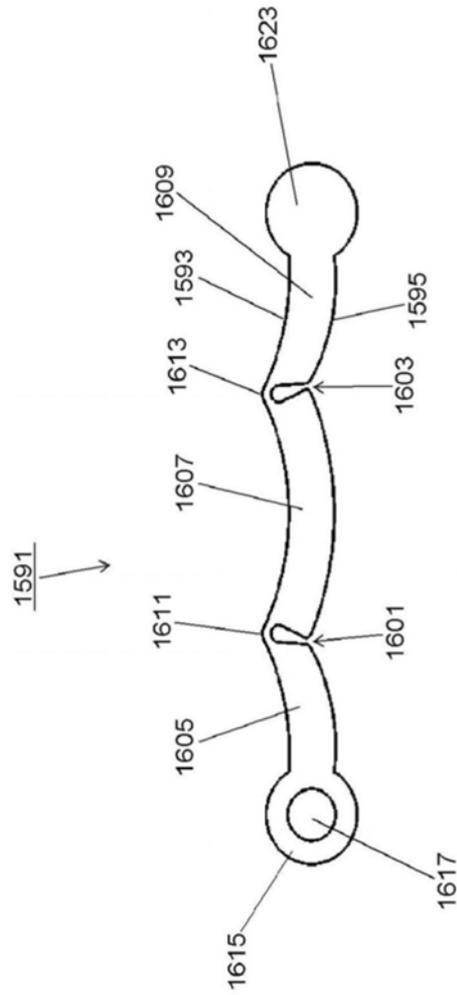


图90

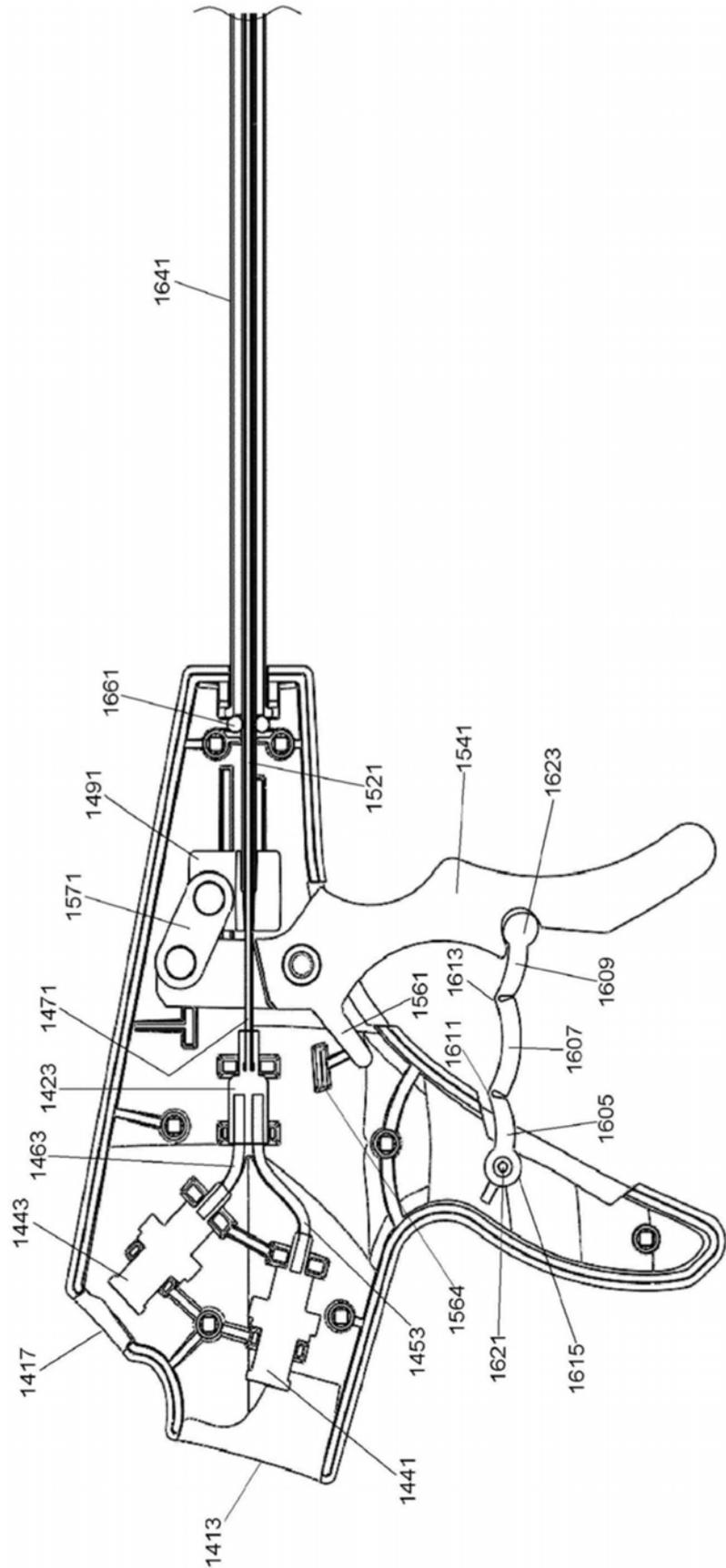


图91 (A)

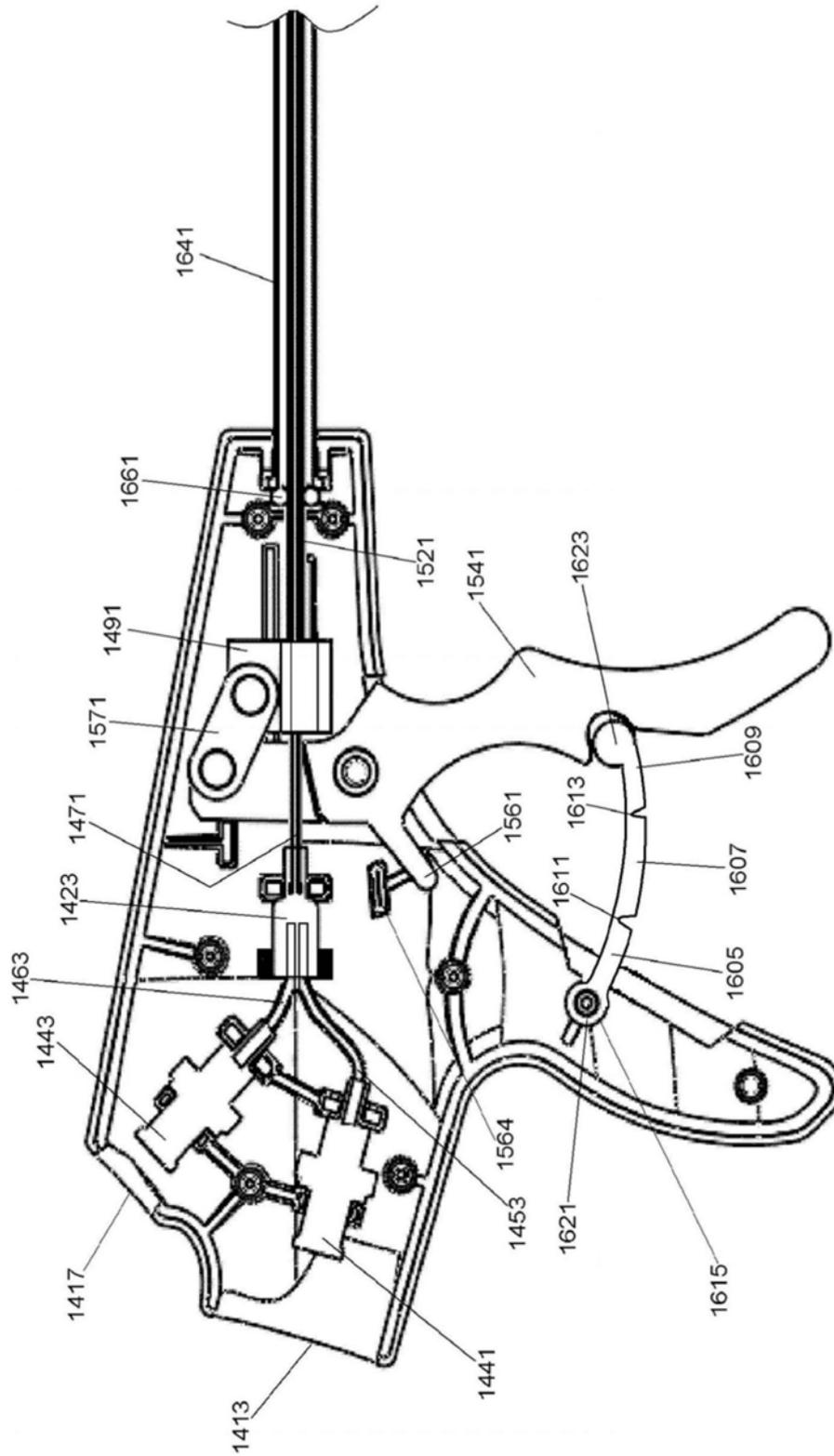


图91 (B)

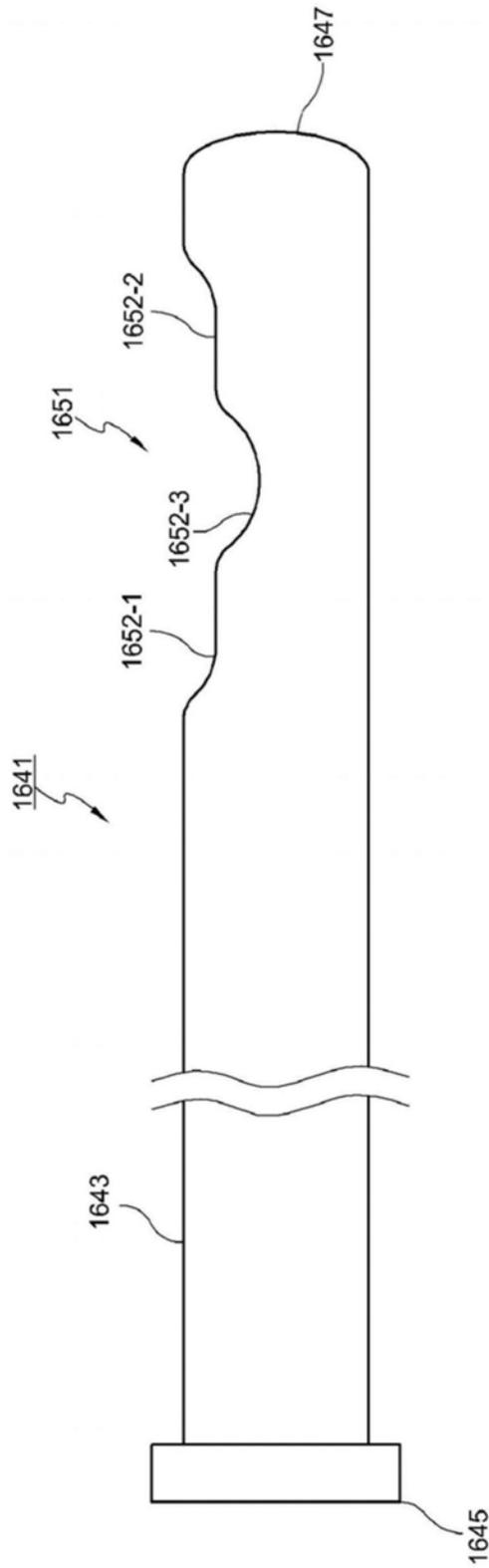


图92(A)

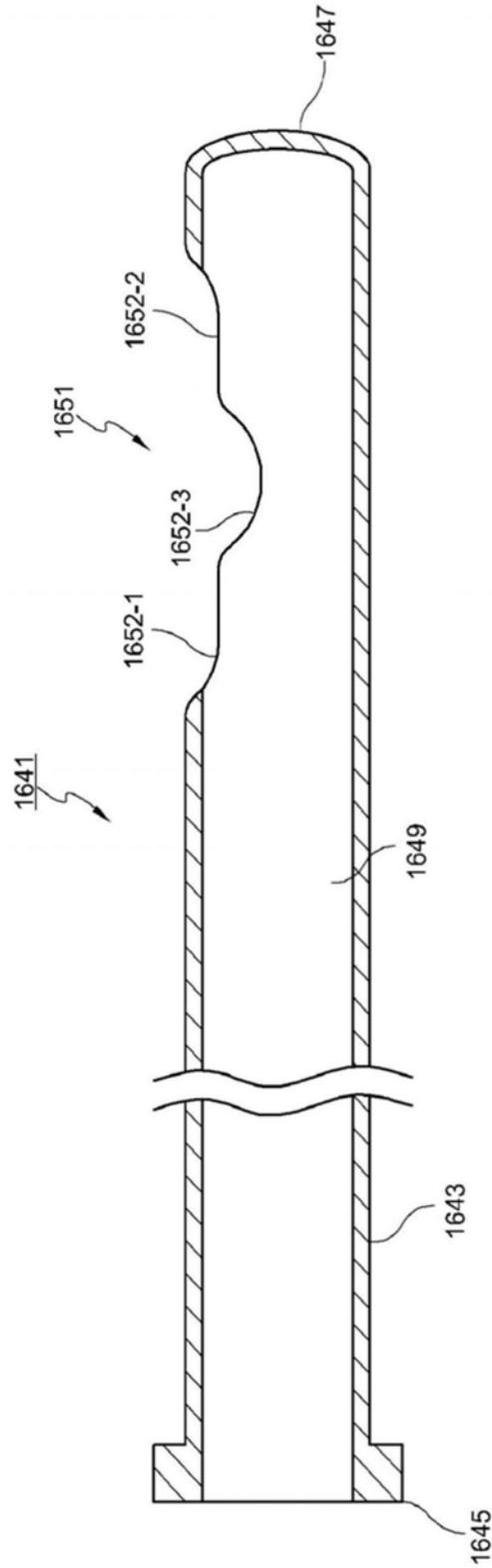


图92(B)

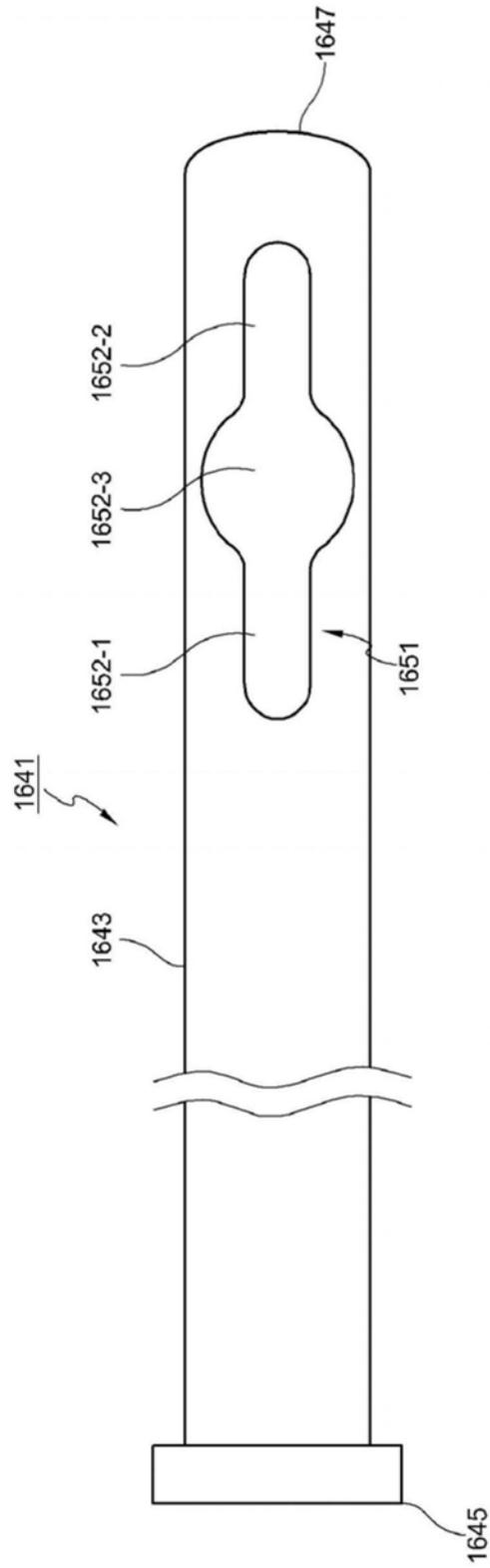


图92 (C)

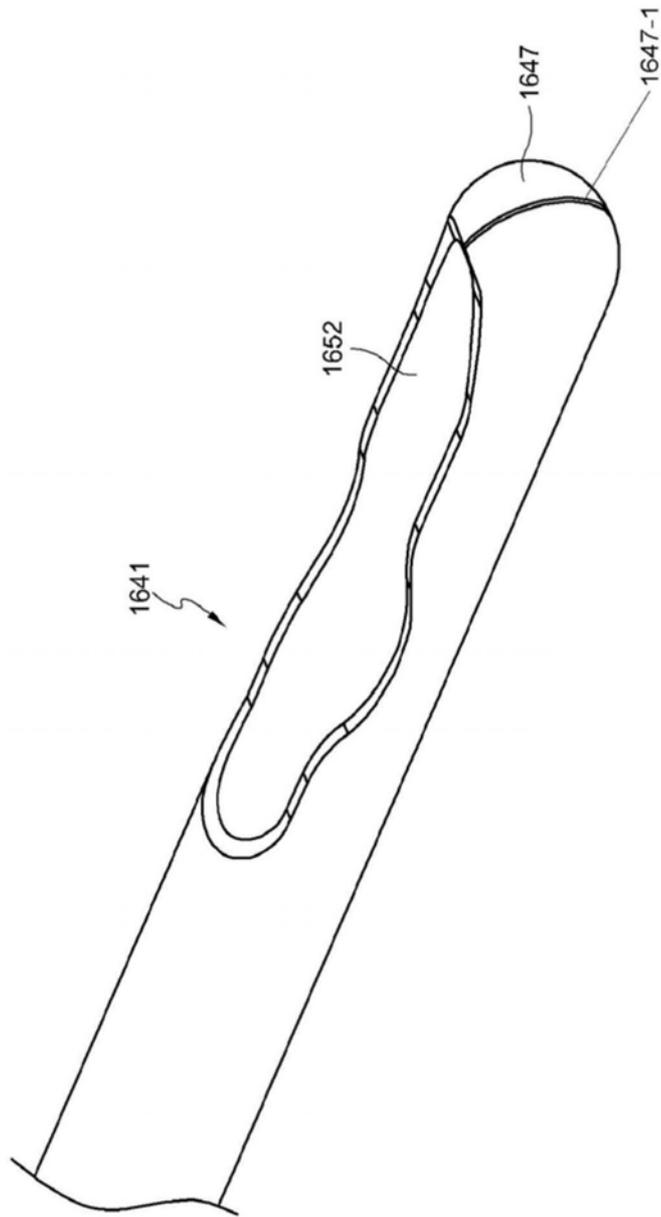


图92 (D)

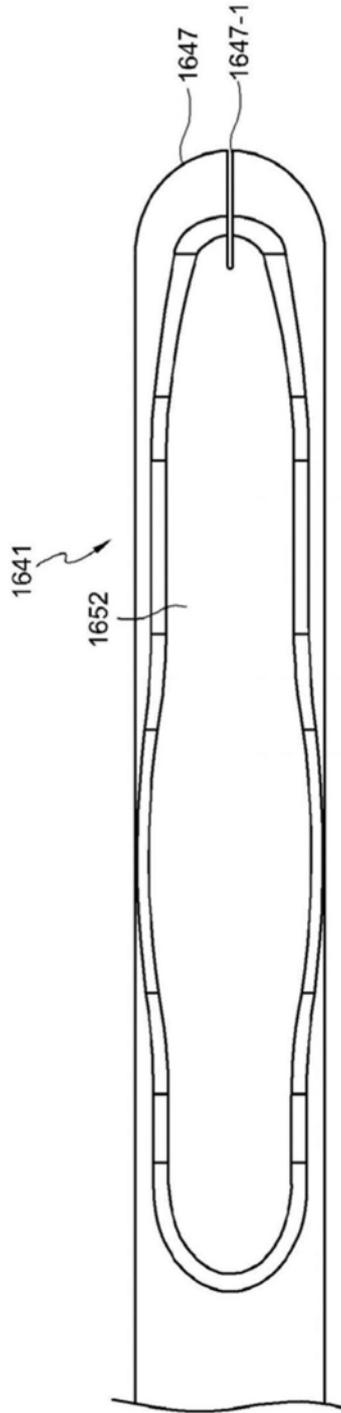


图92 (E)

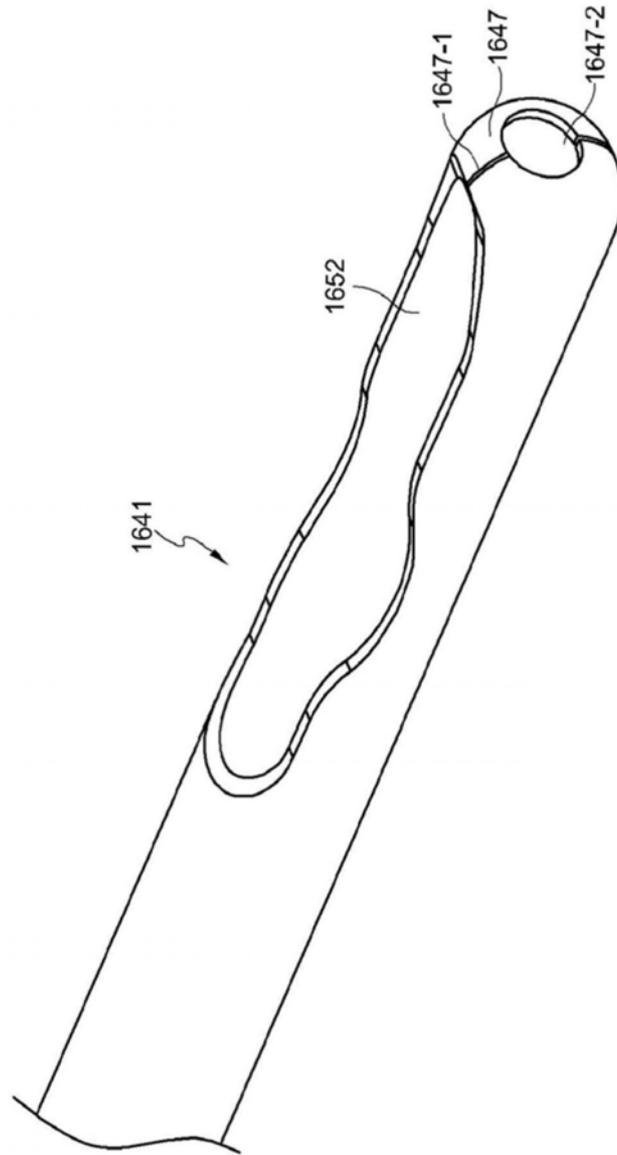


图92 (F)

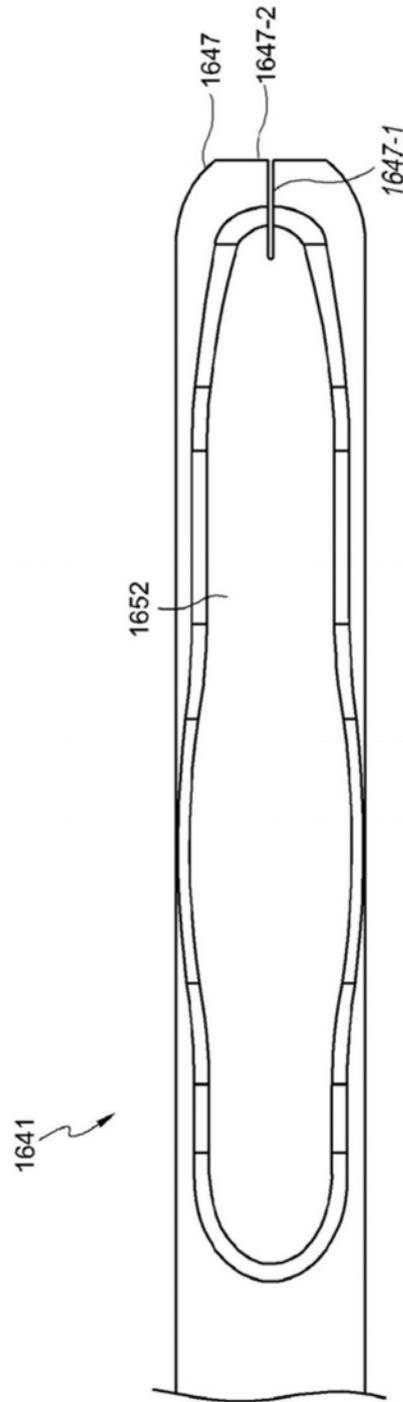


图92 (G)

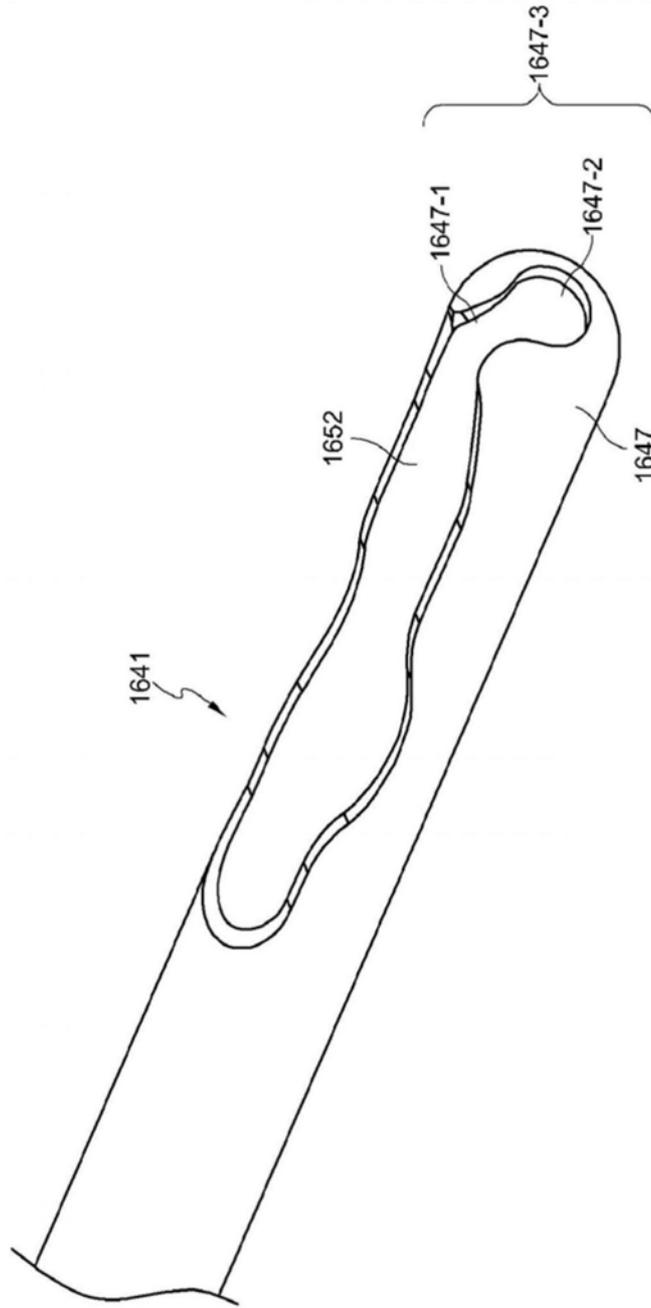


图92 (H)

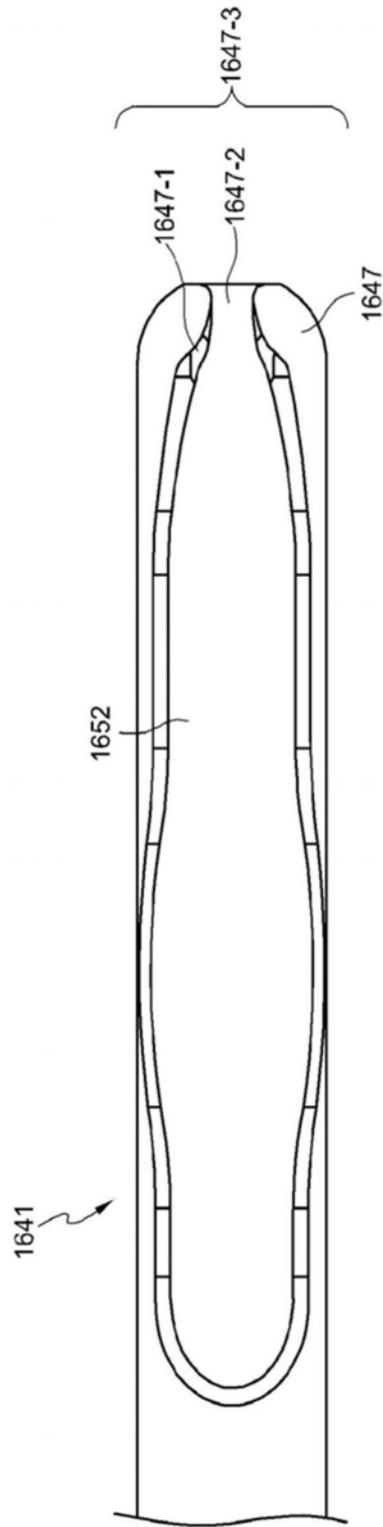


图92 (I)

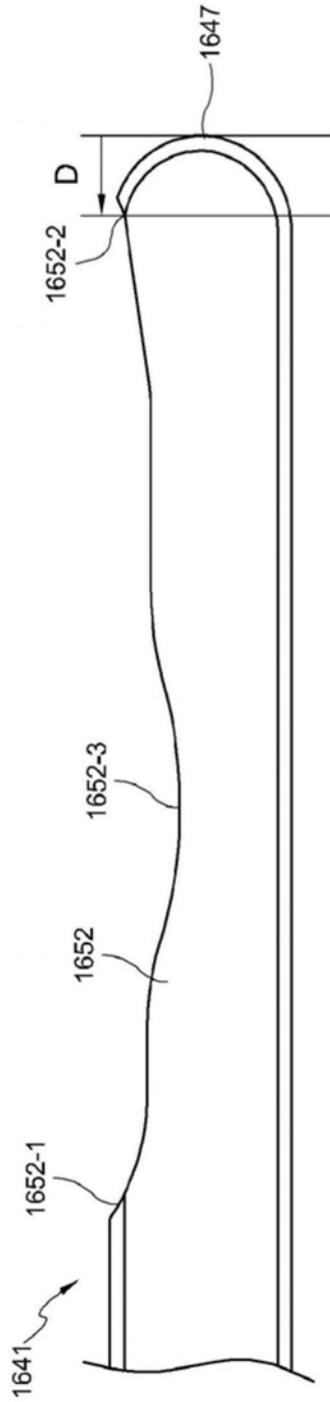


图92 (J)

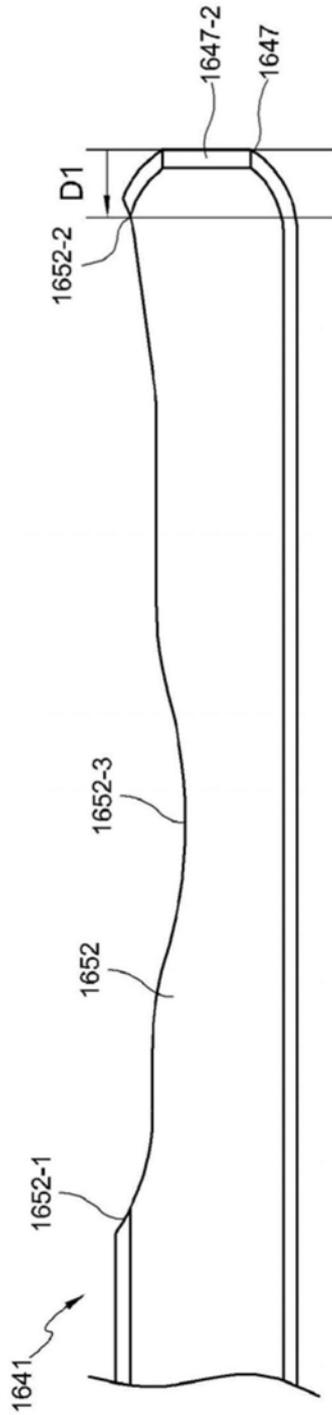


图92 (K)

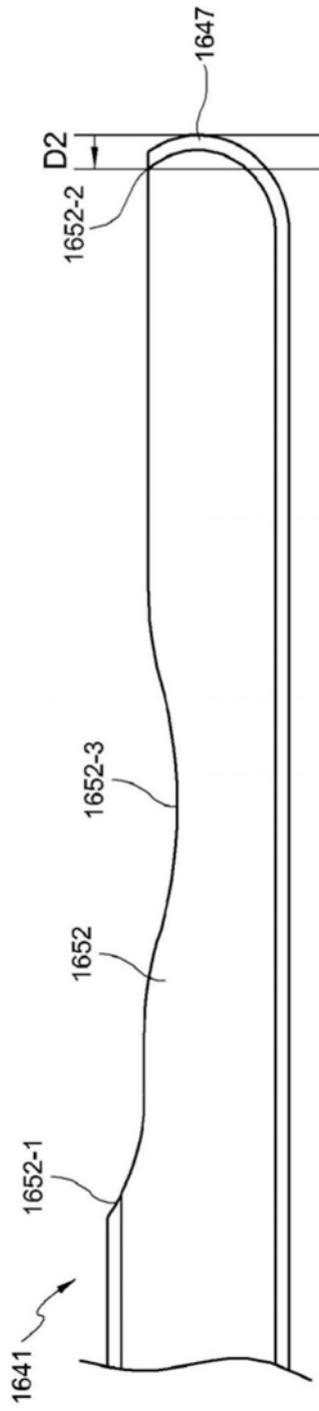


图92 (L)

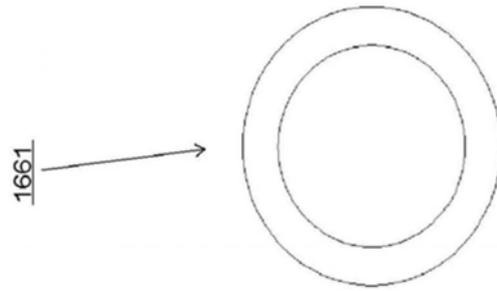


图93

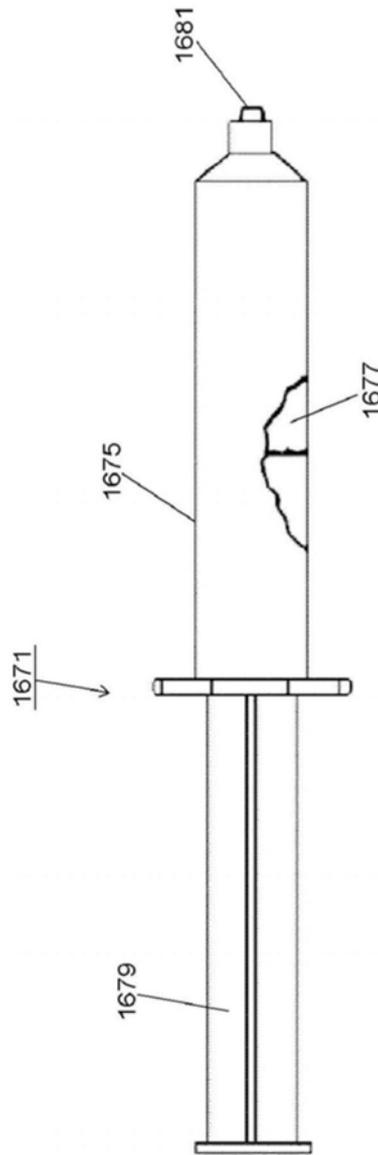


图94

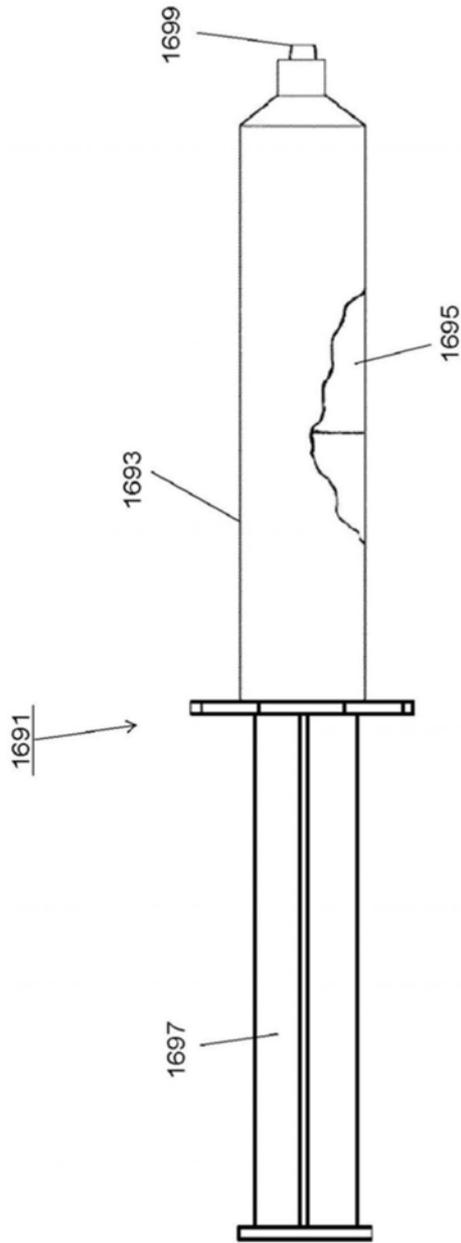


图95

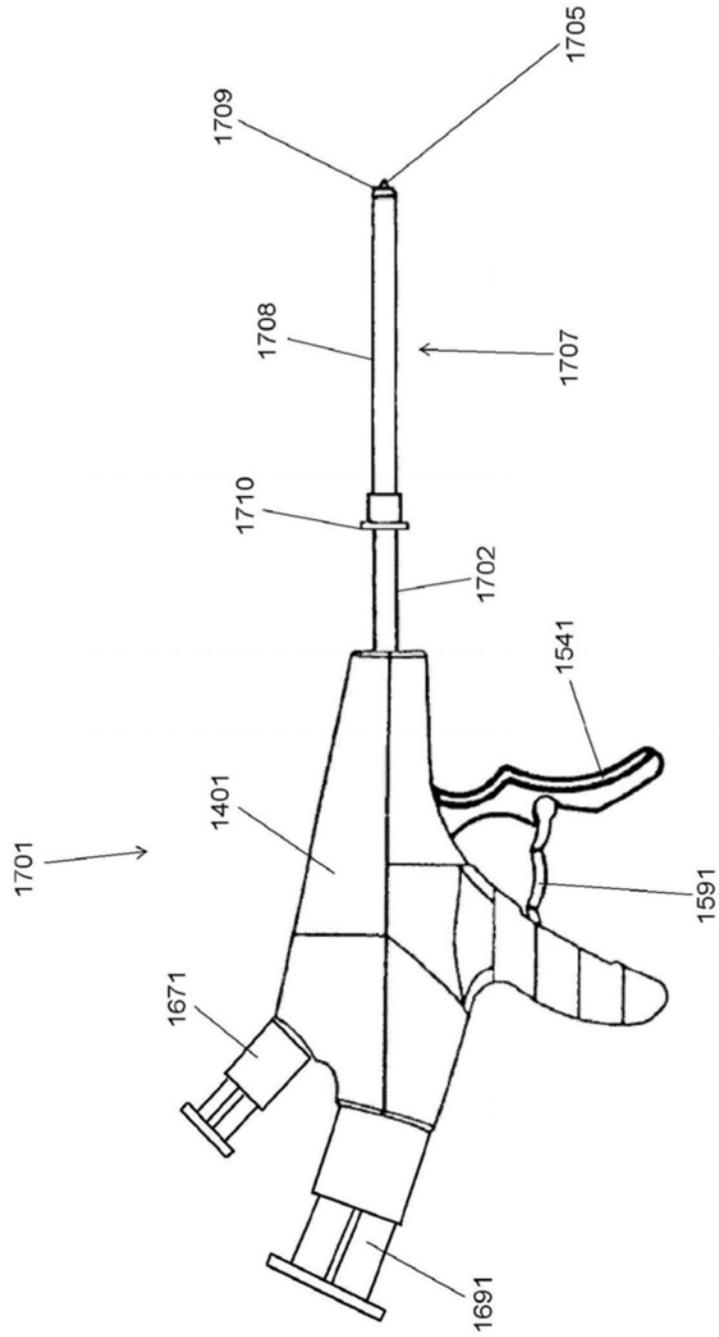


图96 (A)

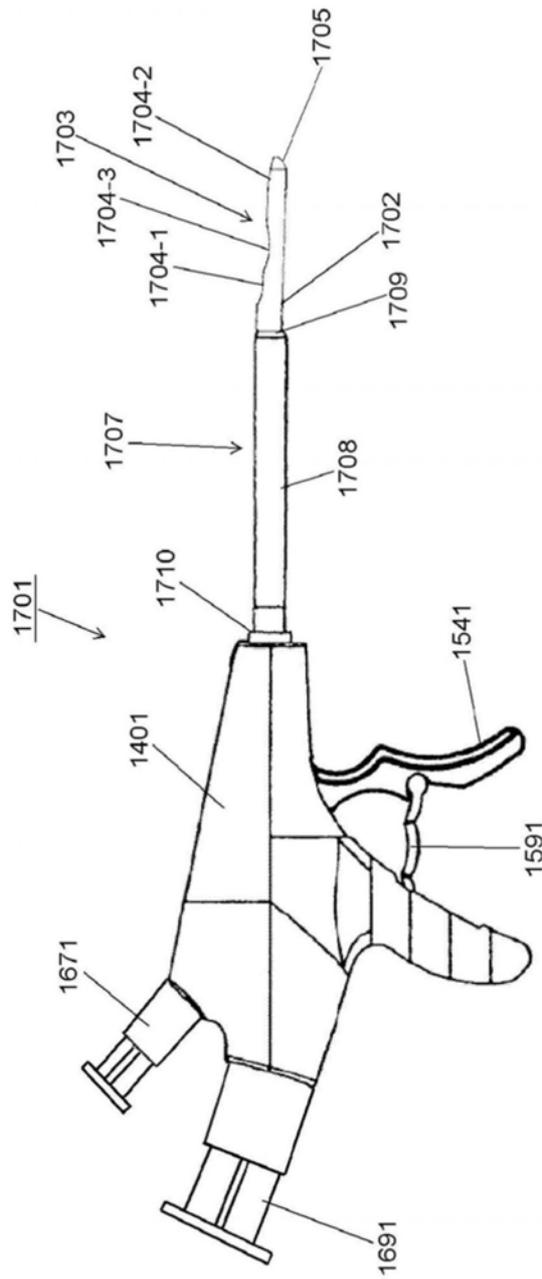


图96 (B)

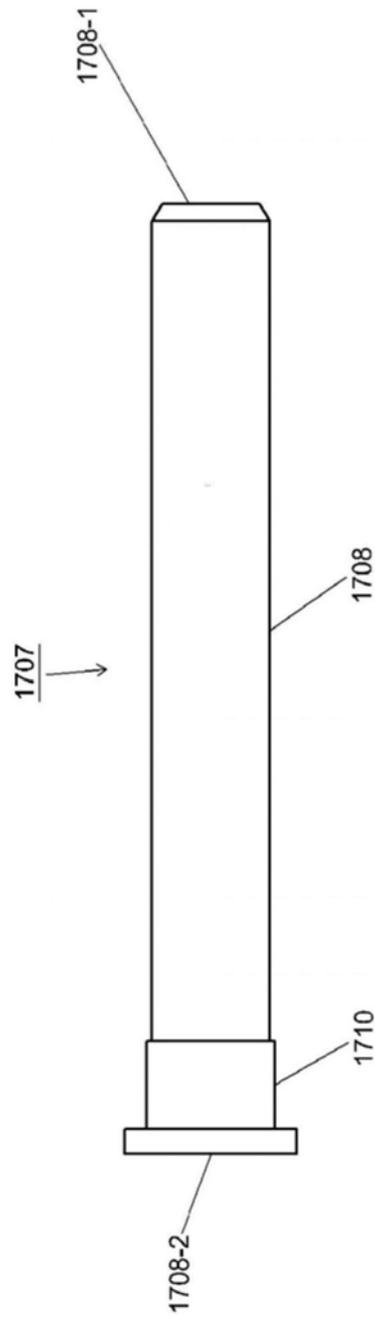


图97

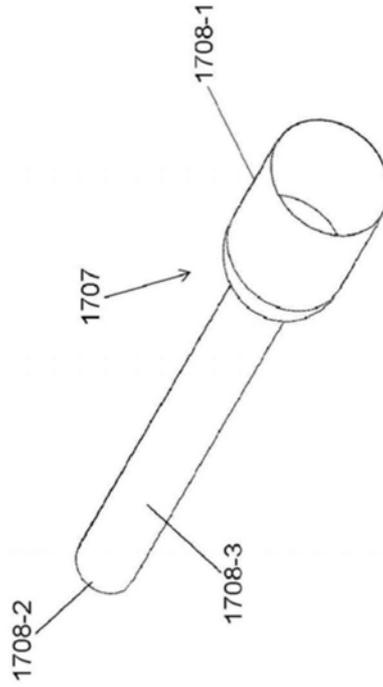


图98(A)

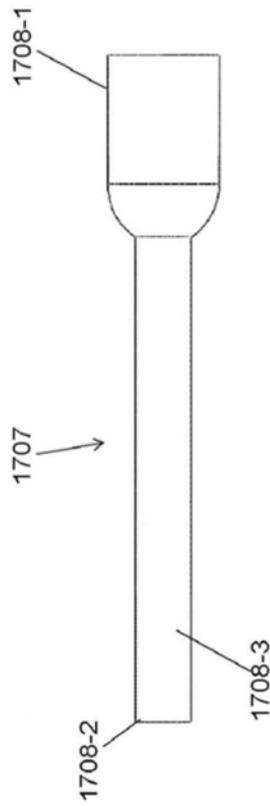


图98(B)

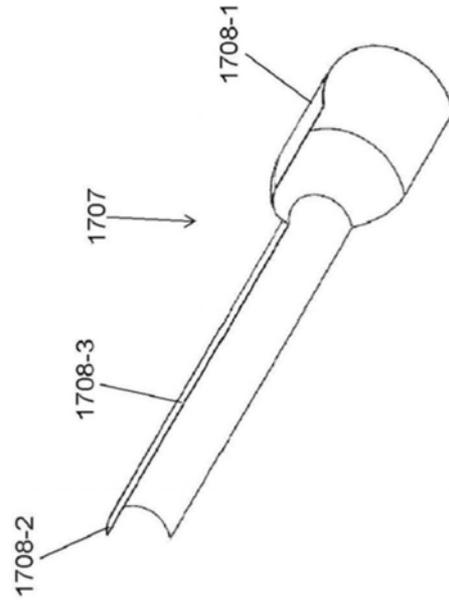


图98(C)

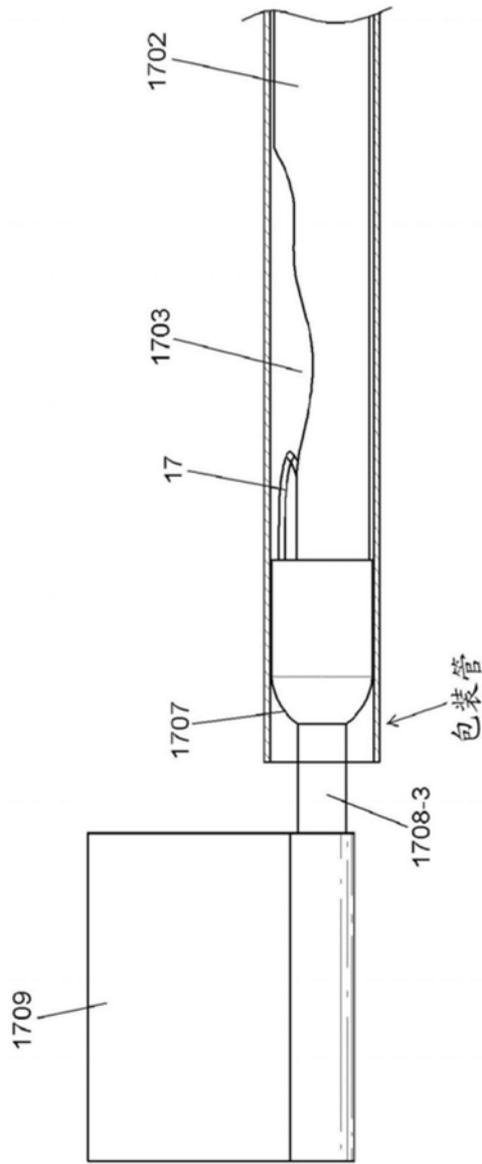


图98 (D)

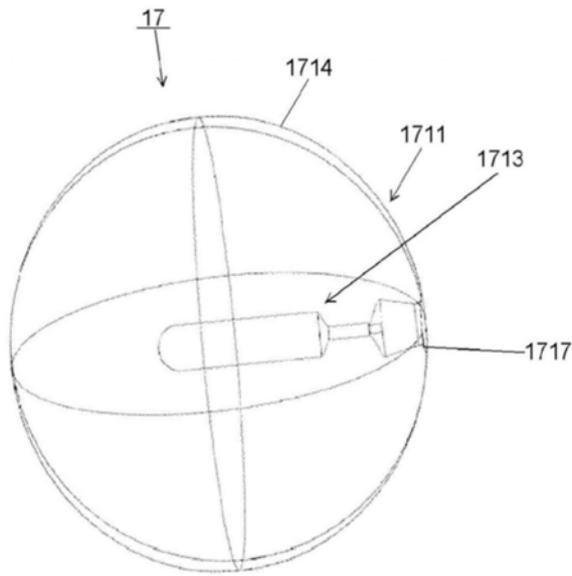


图 99 (A)

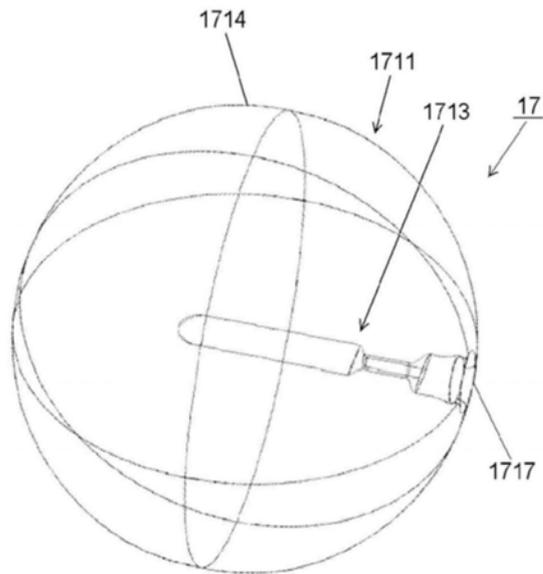


图 99 (B)

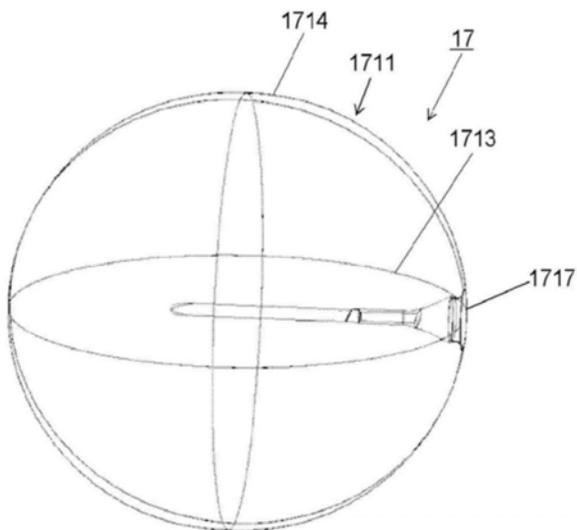


图 99 (C)

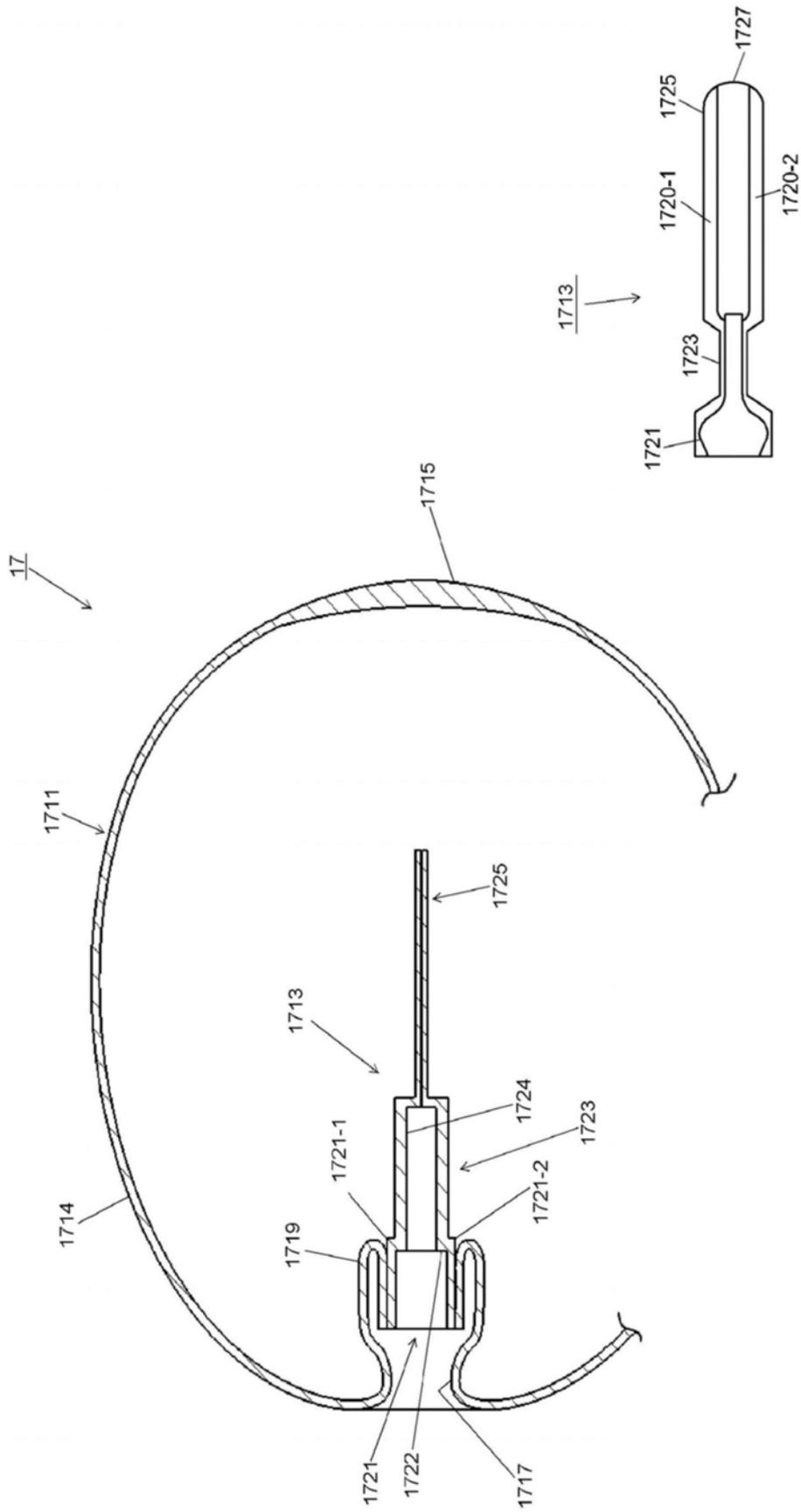


图 100

图 101

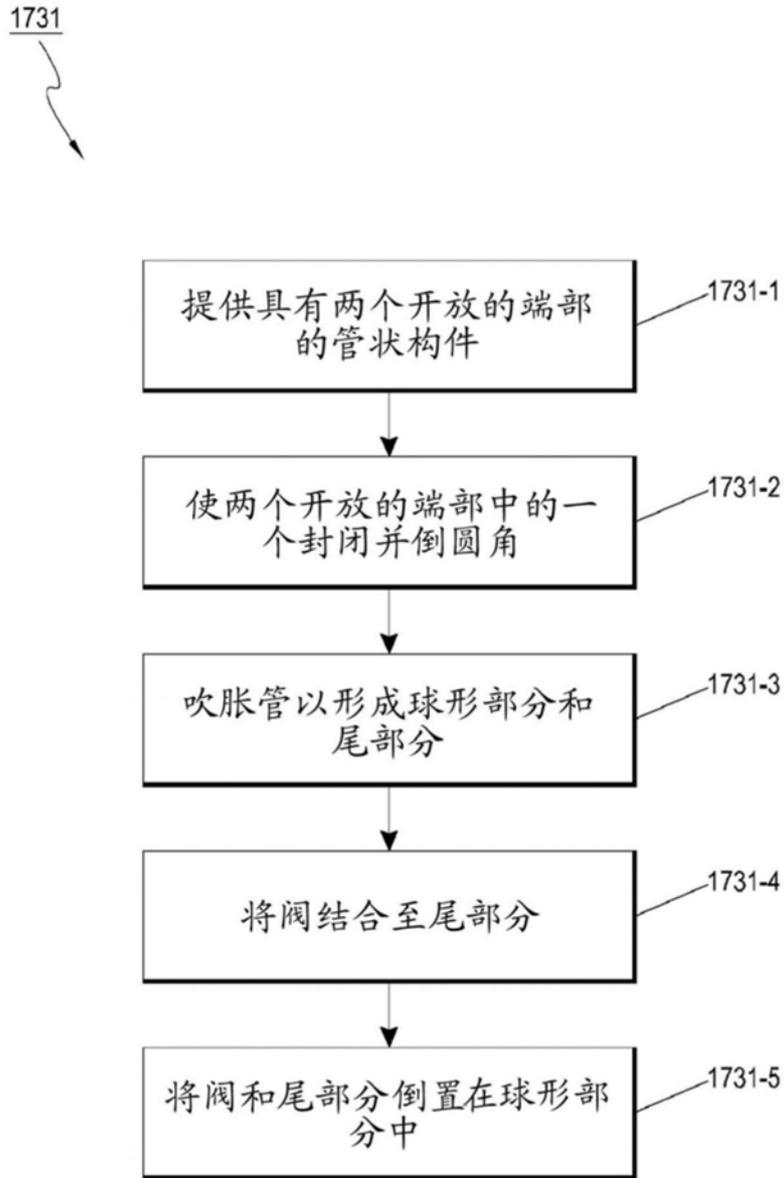


图102

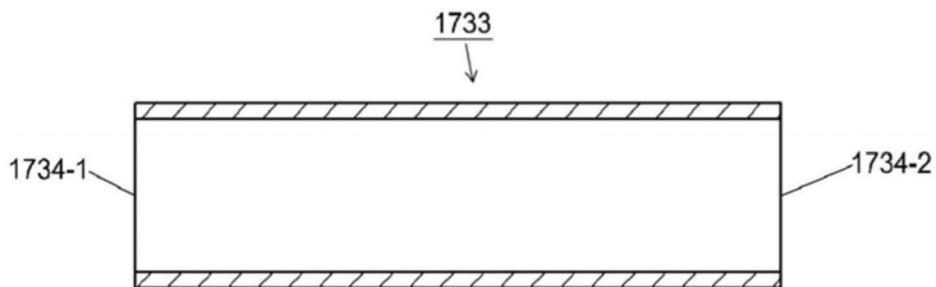


图103 (A)

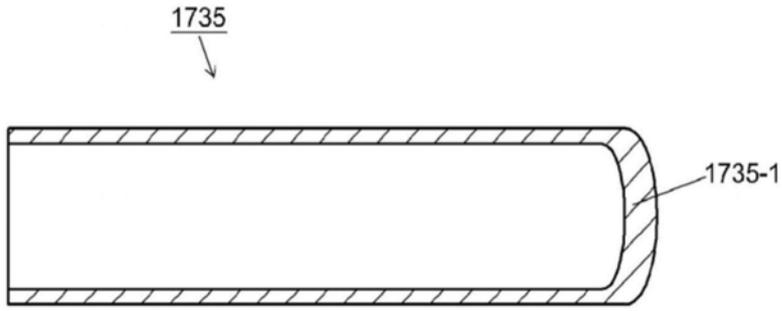


图 103 (B)

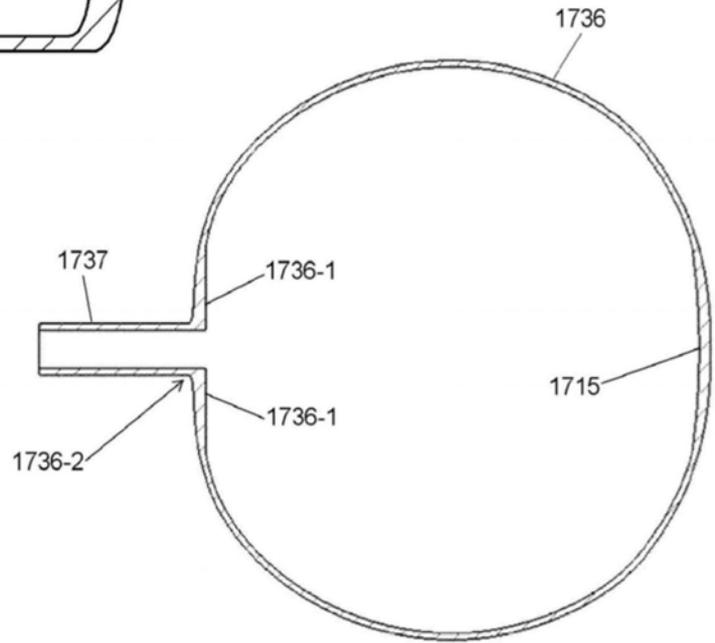


图 103 (C)

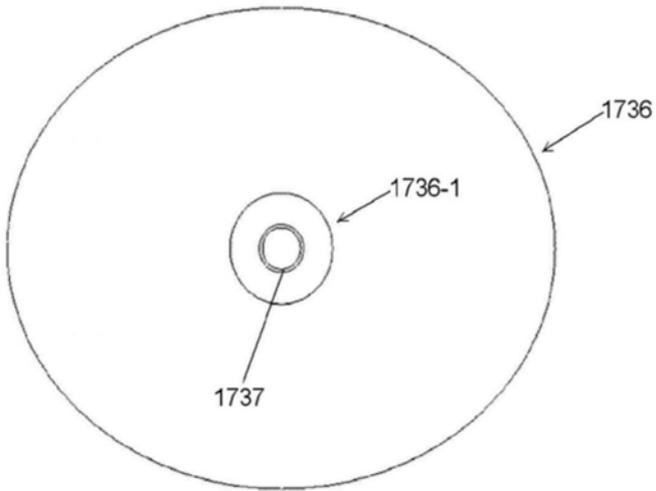


图 103 (D)

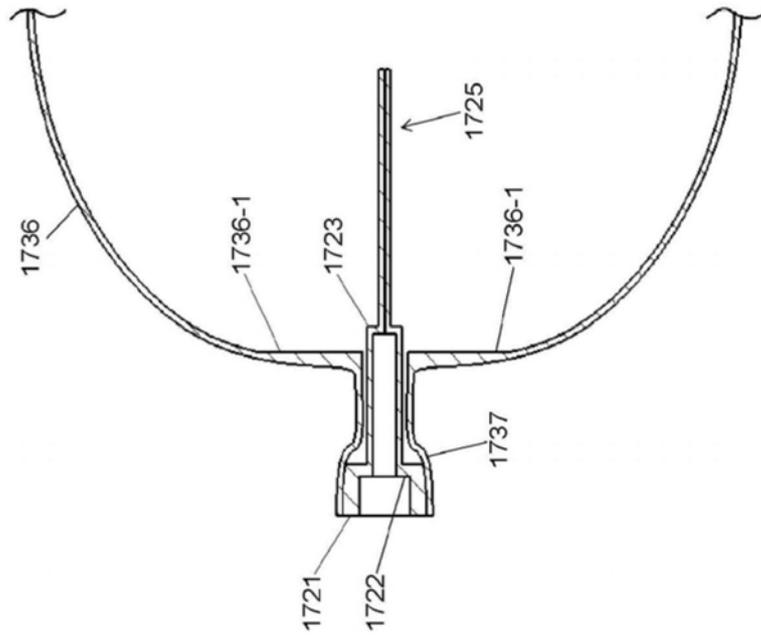


图103 (E)

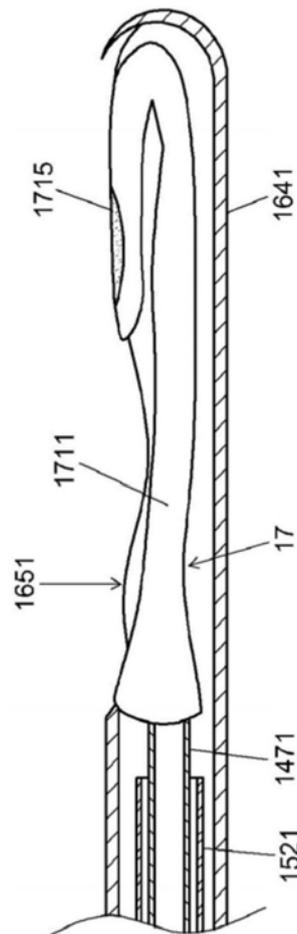


图104

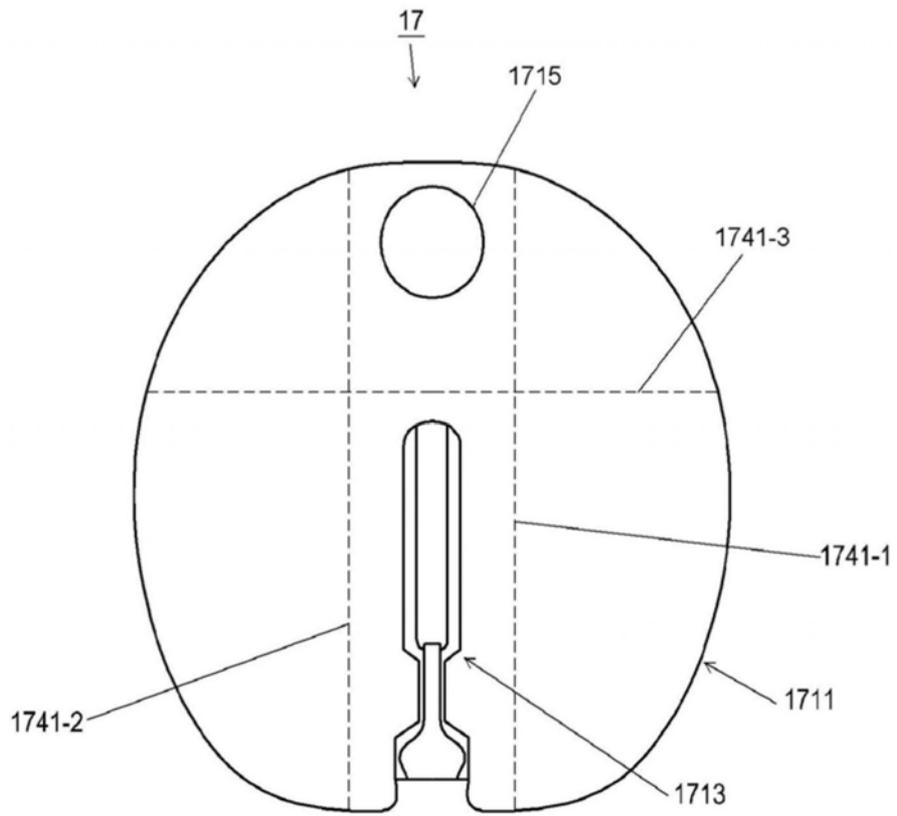


图105

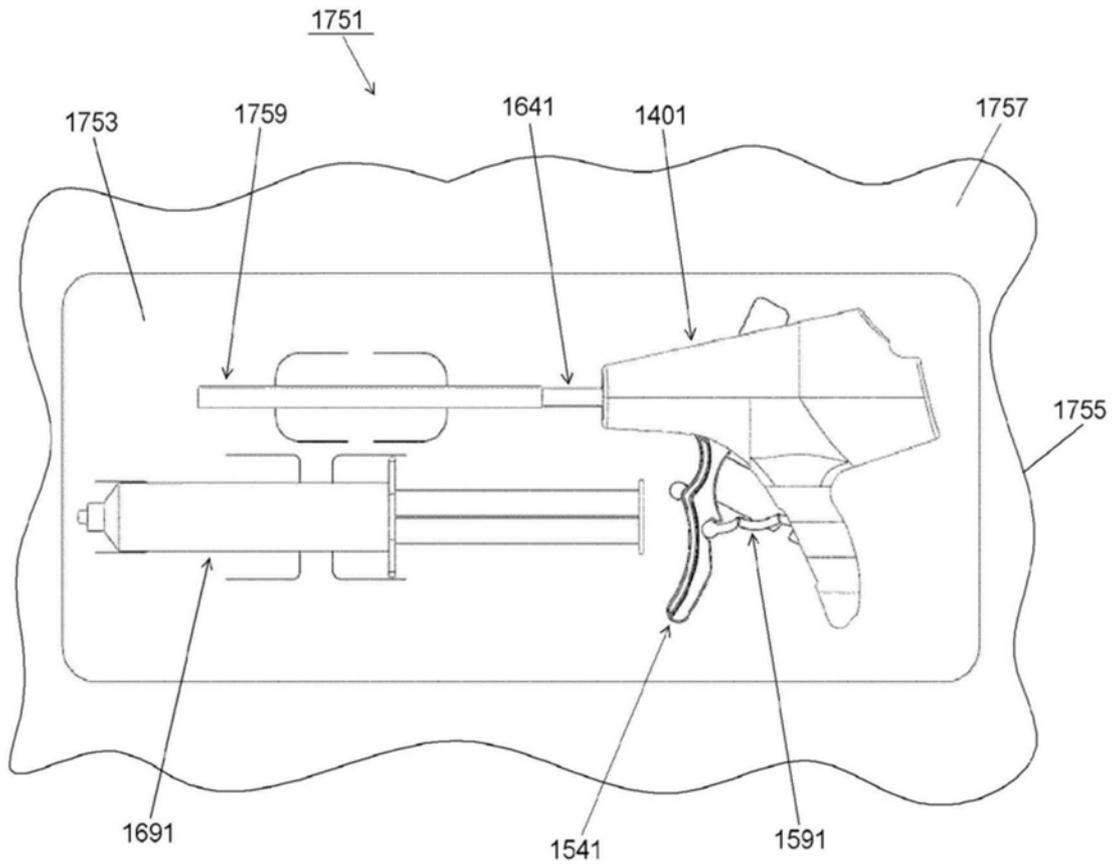


图106

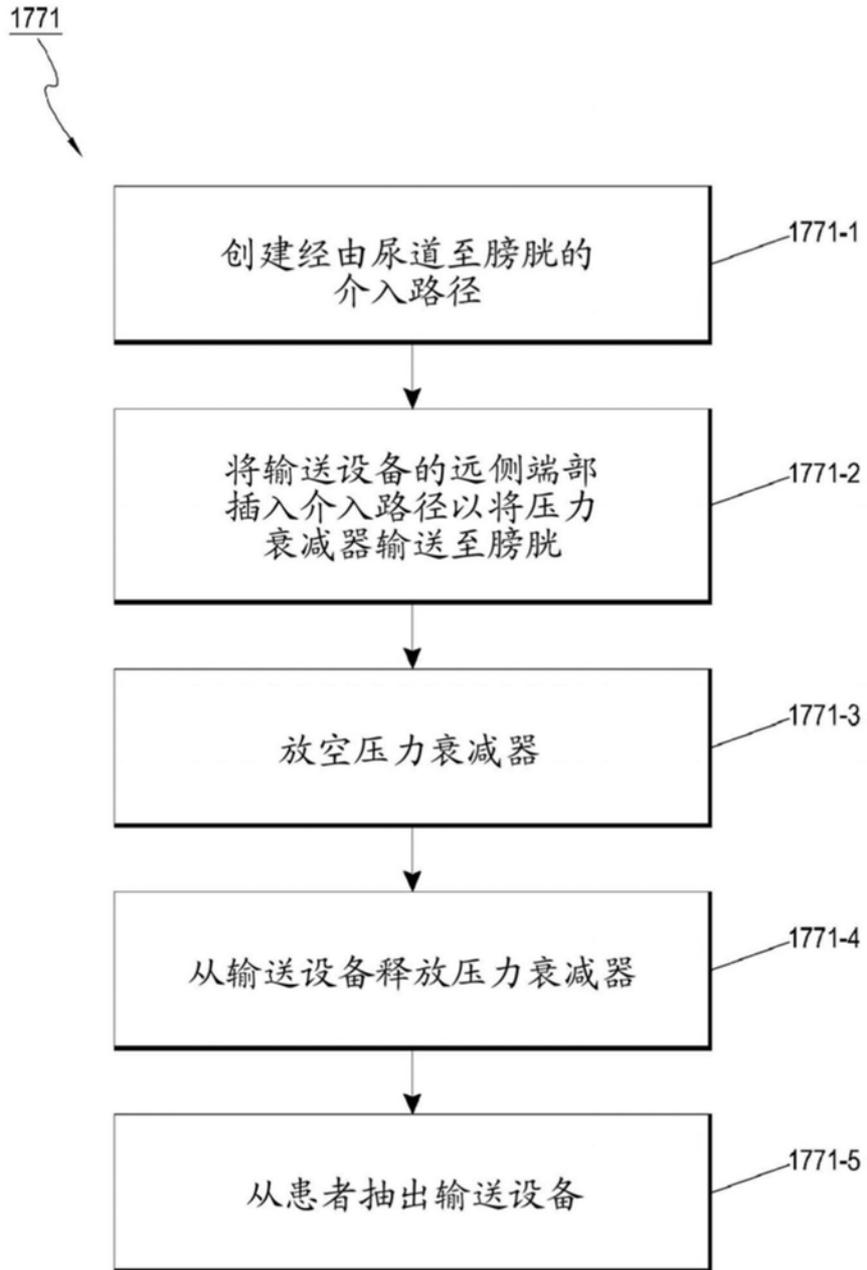


图107

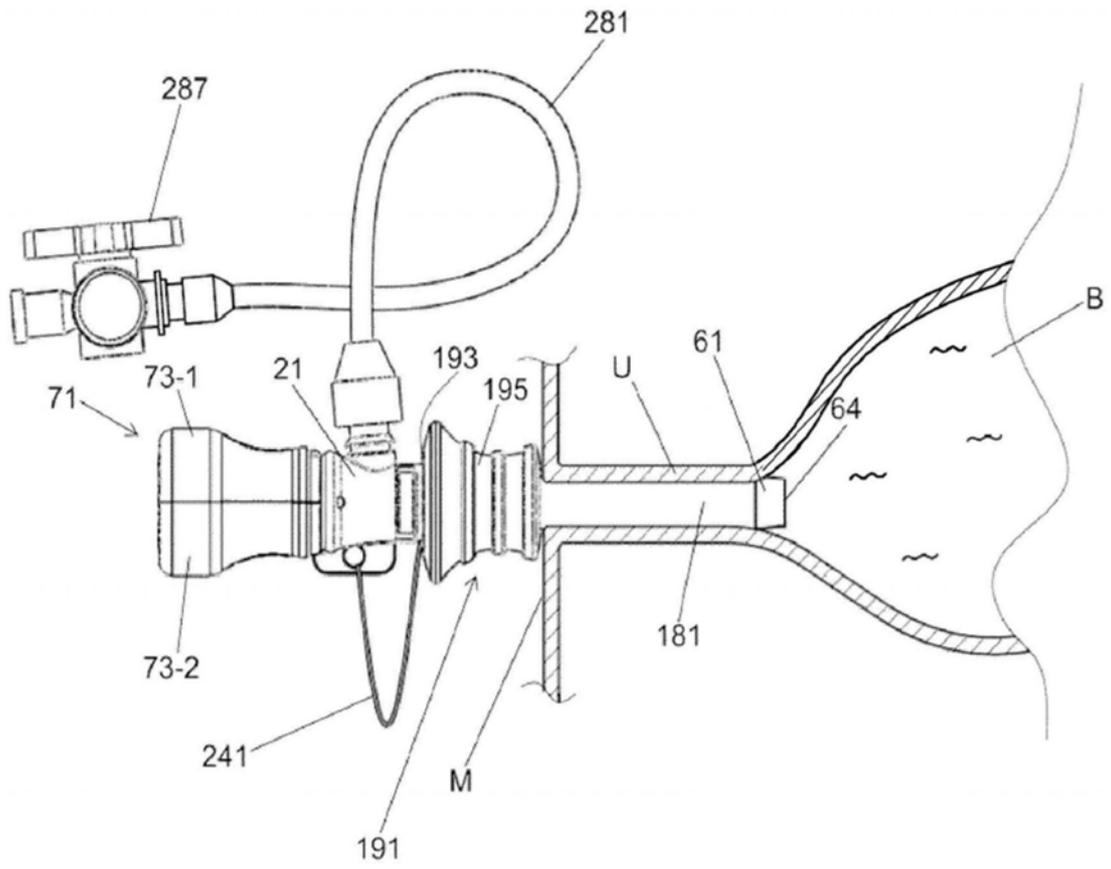


图108 (A)

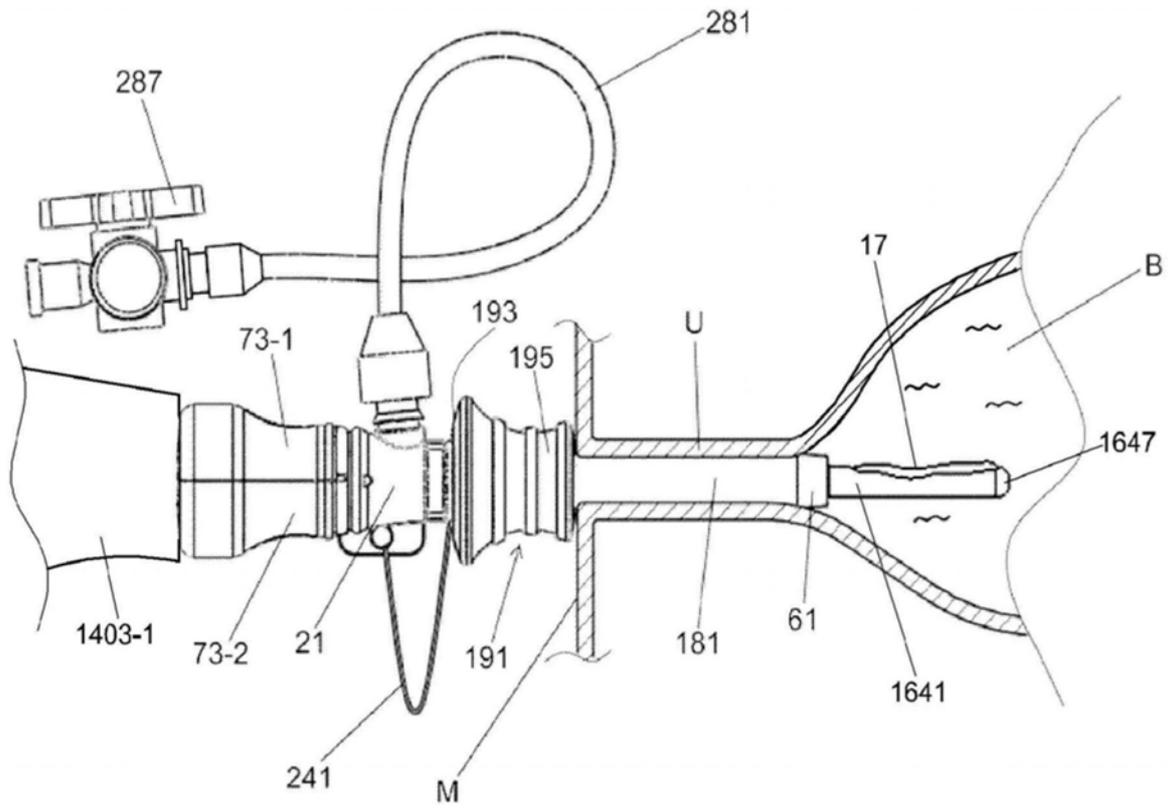


图108 (B)

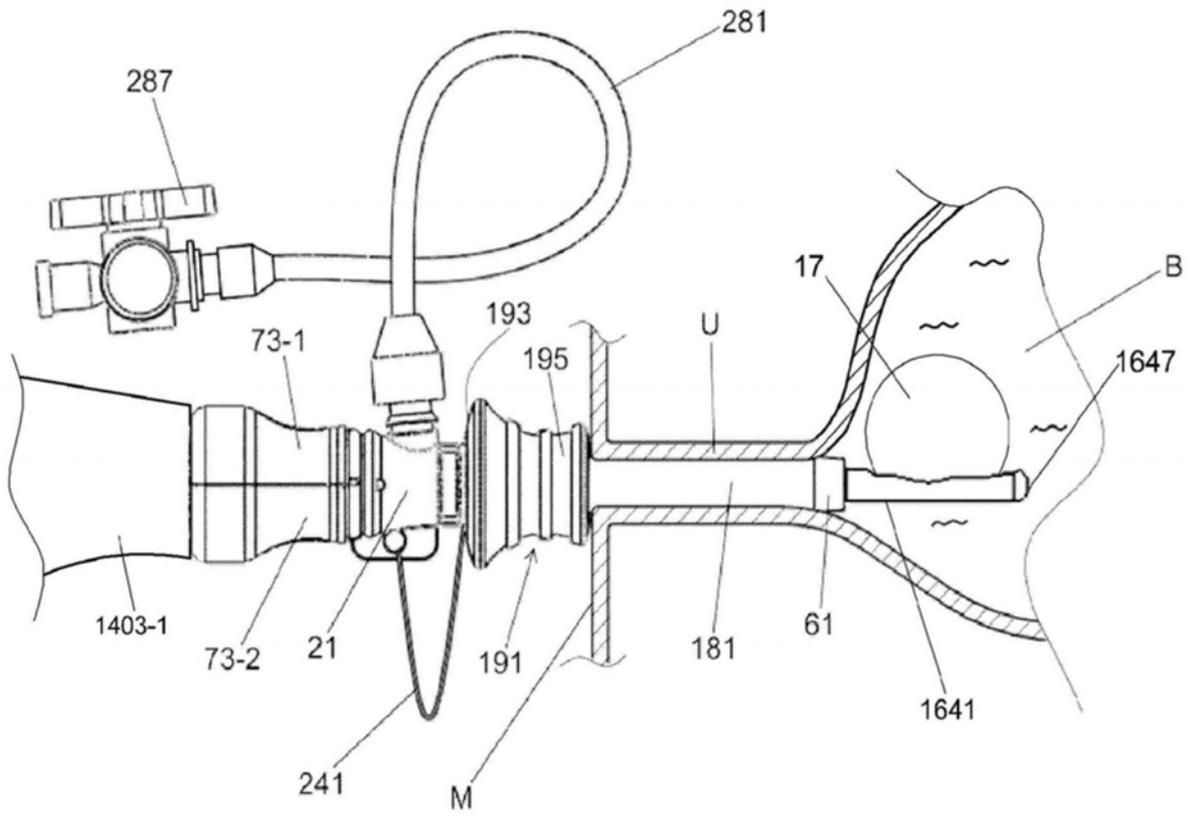


图108(C)

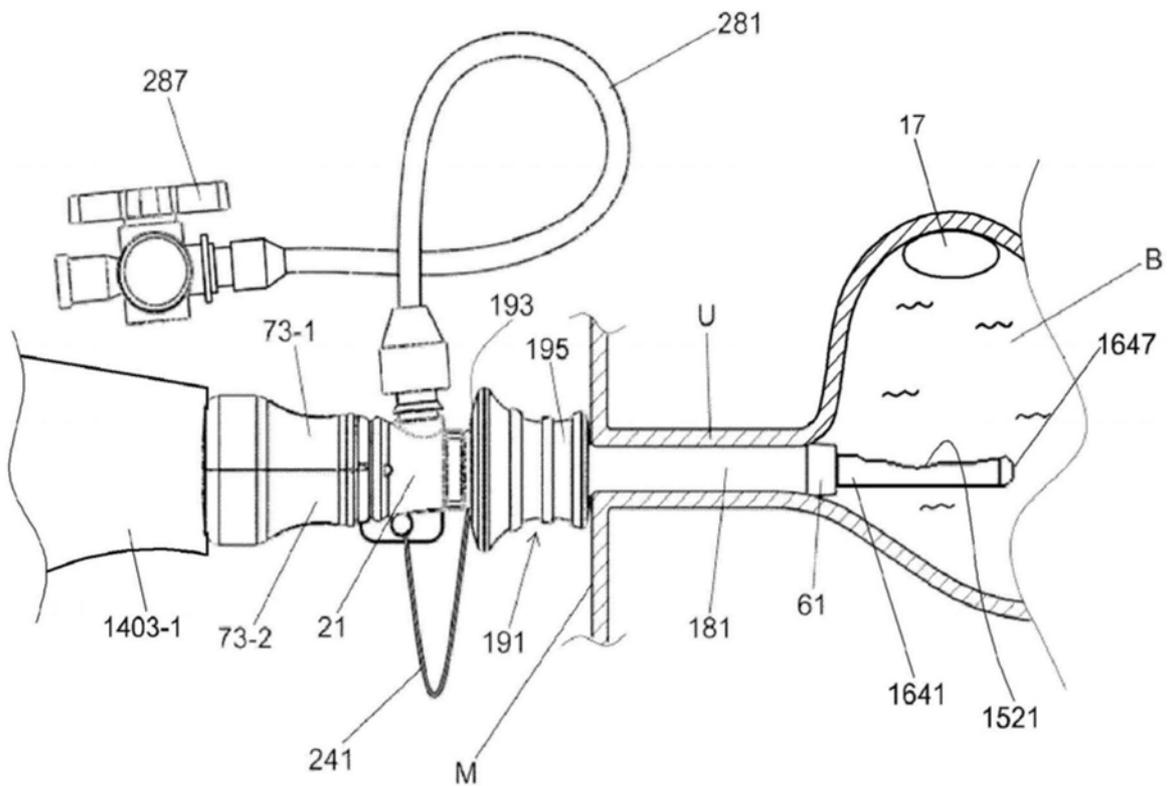


图108(D)

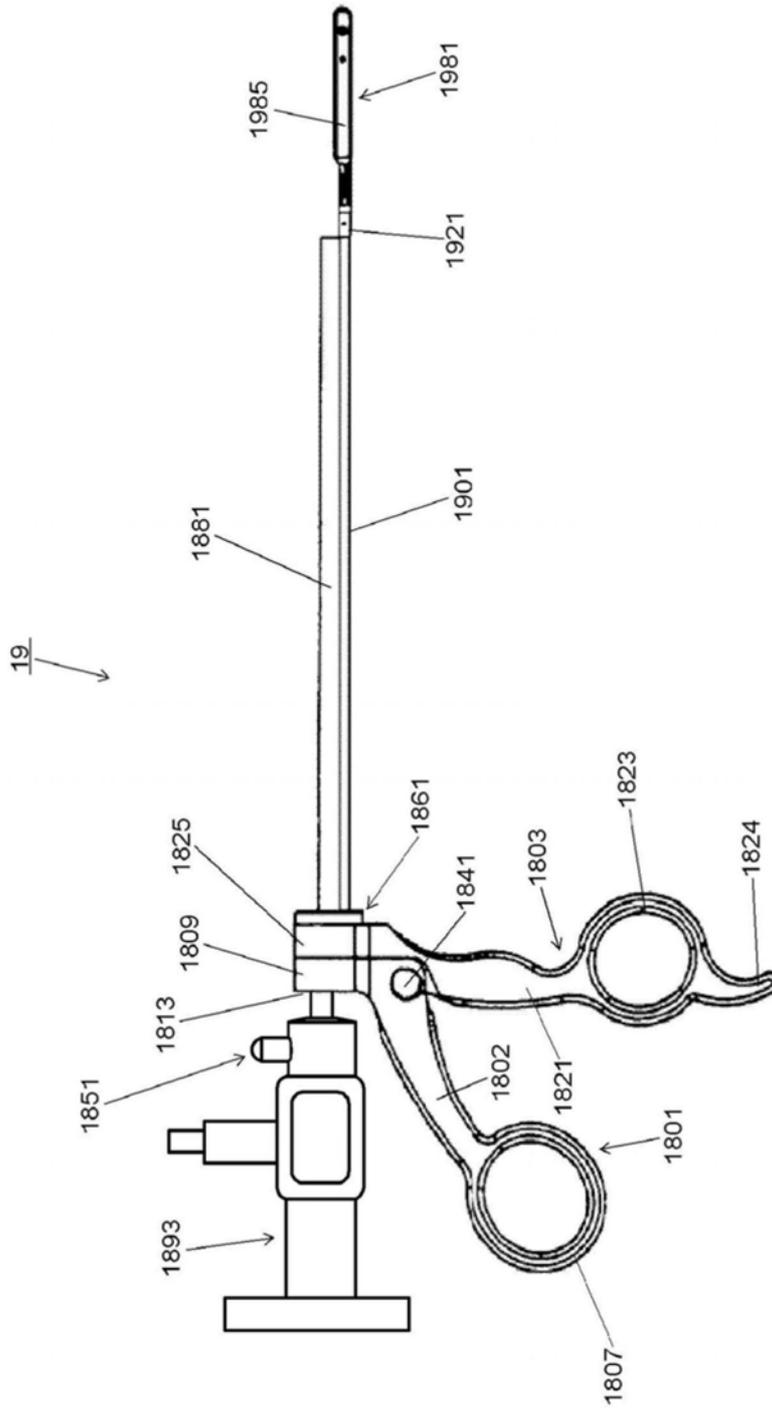
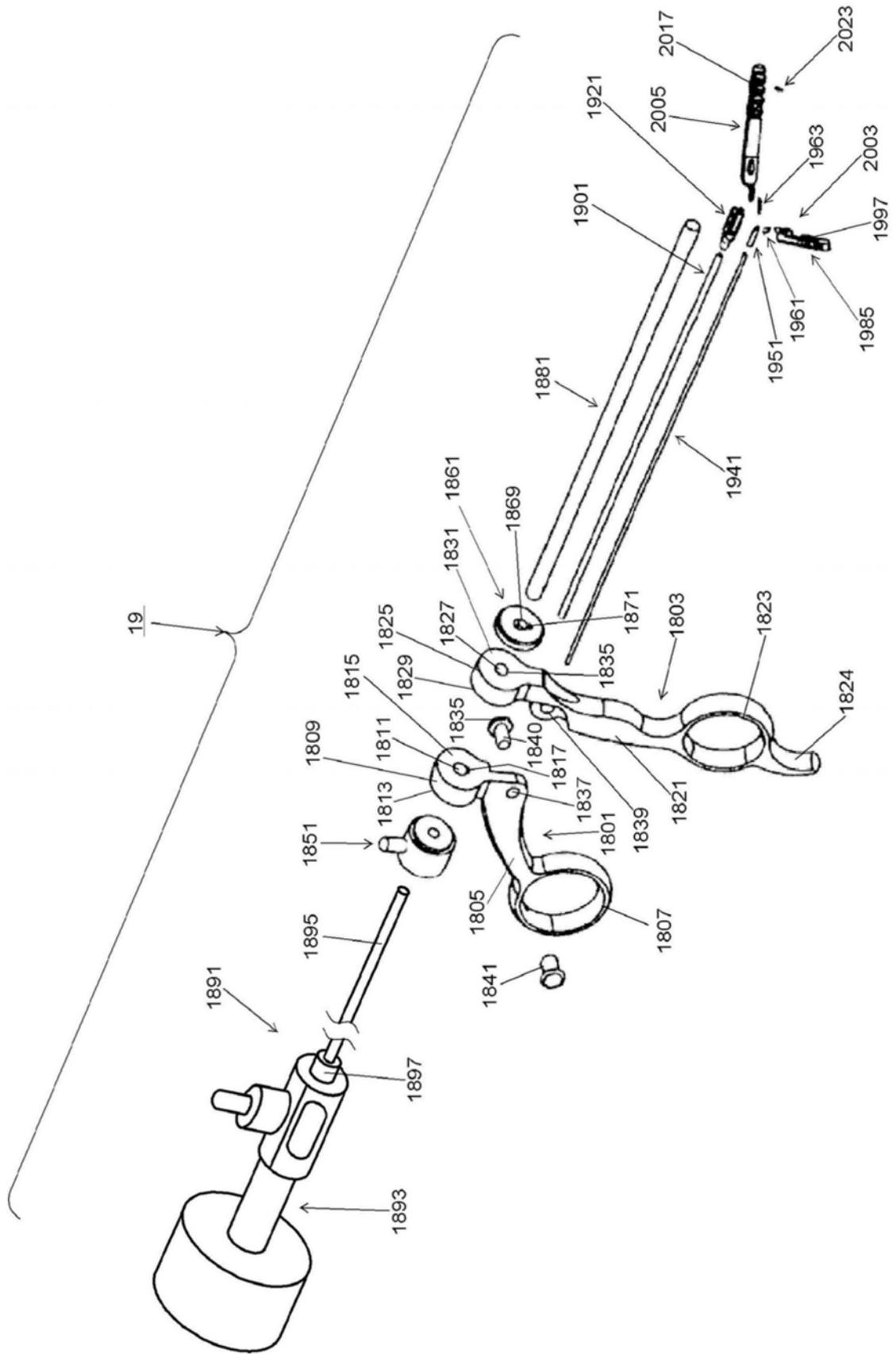


图109(A)



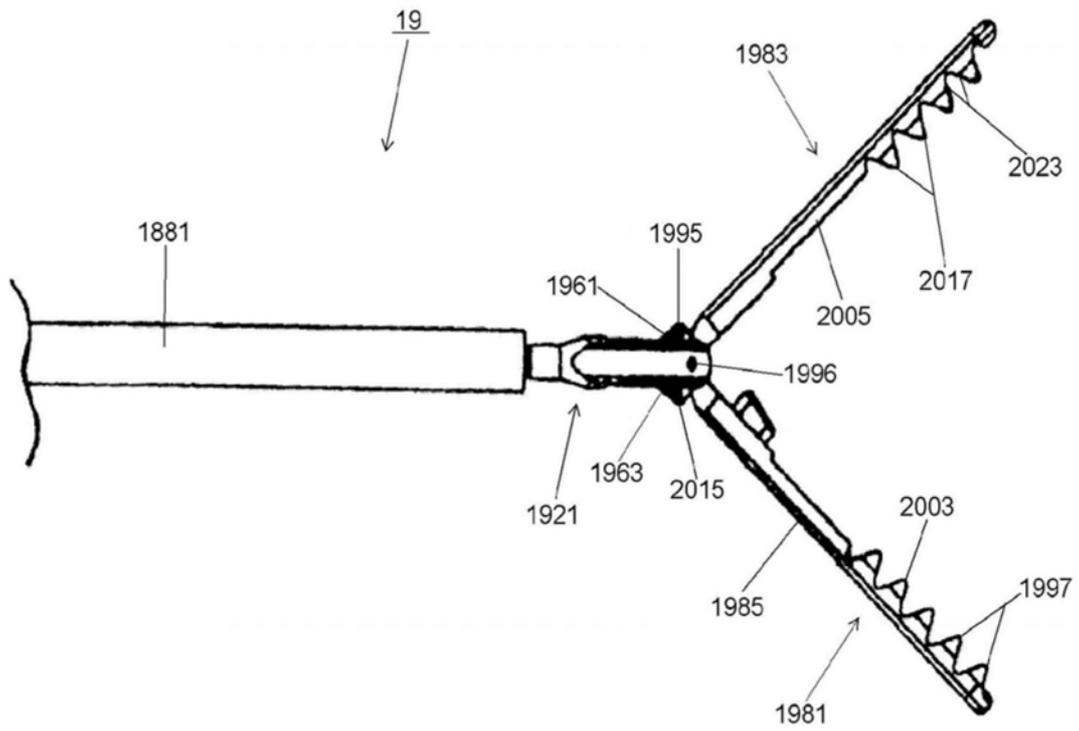


图109 (C)

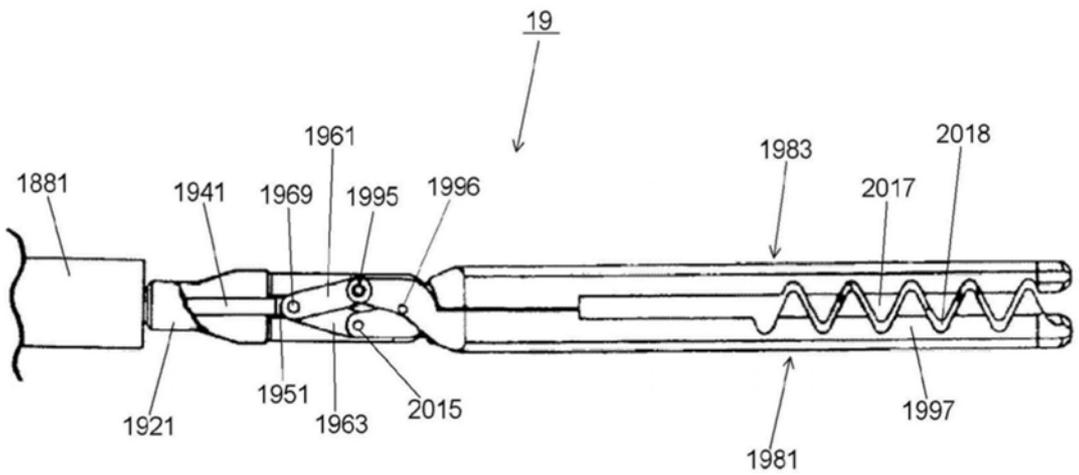


图109 (D)

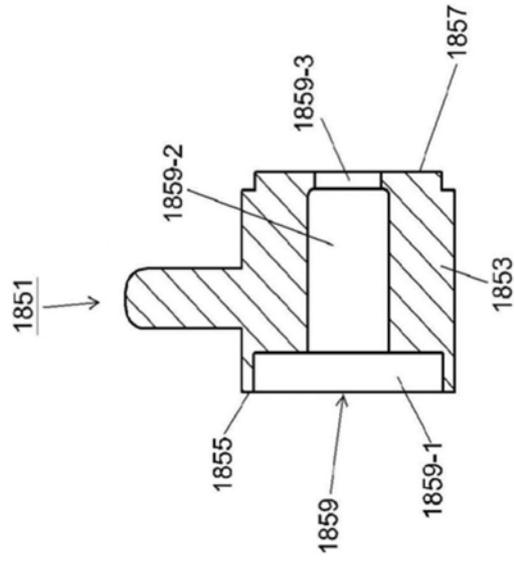


图110

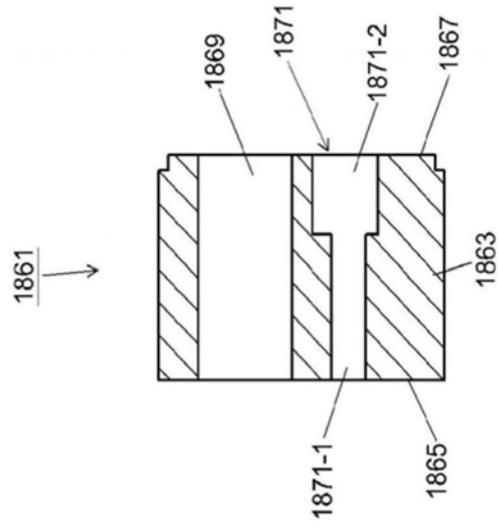


图111

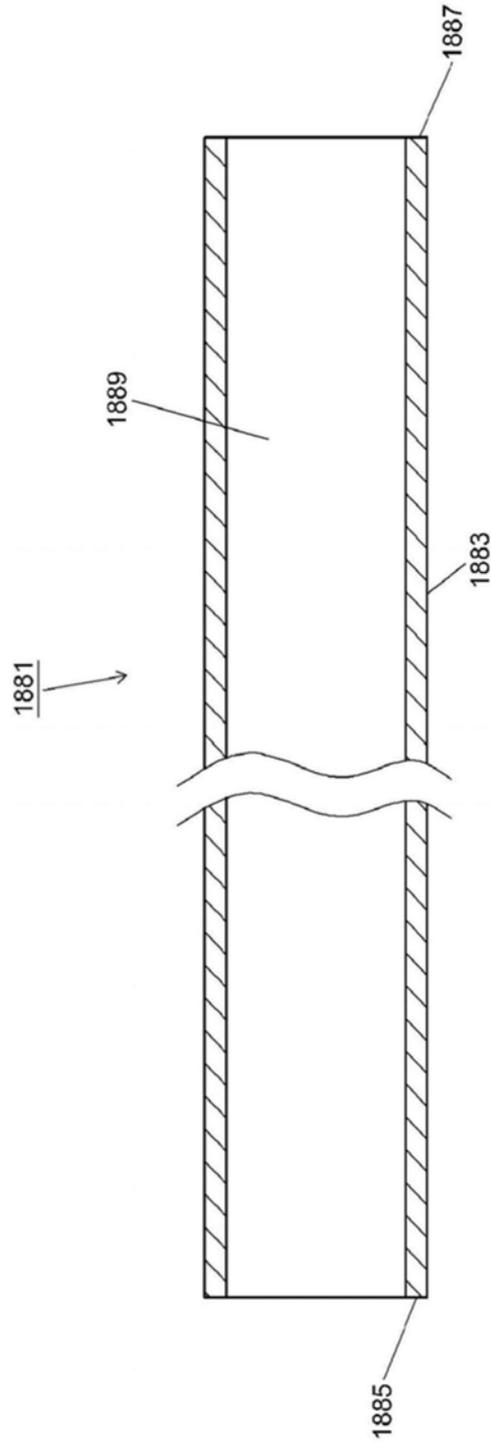


图112

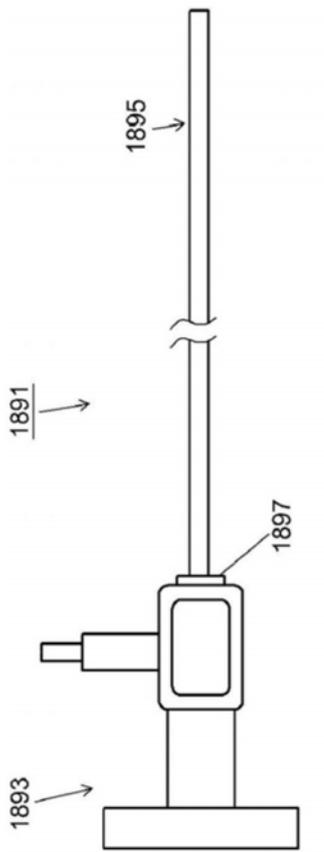


图 113

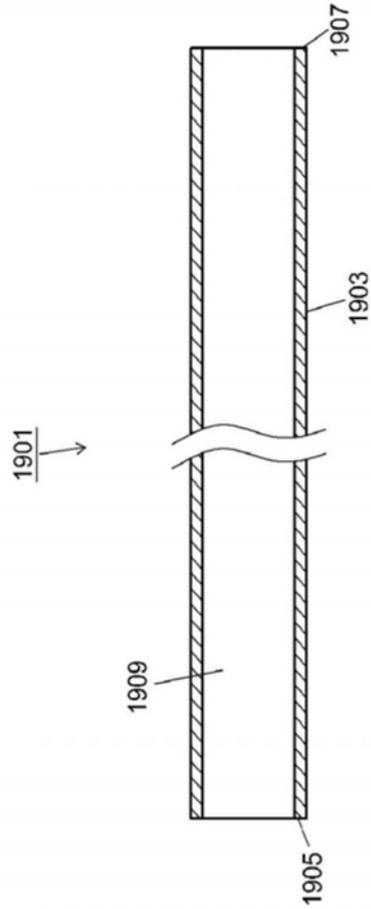


图 114

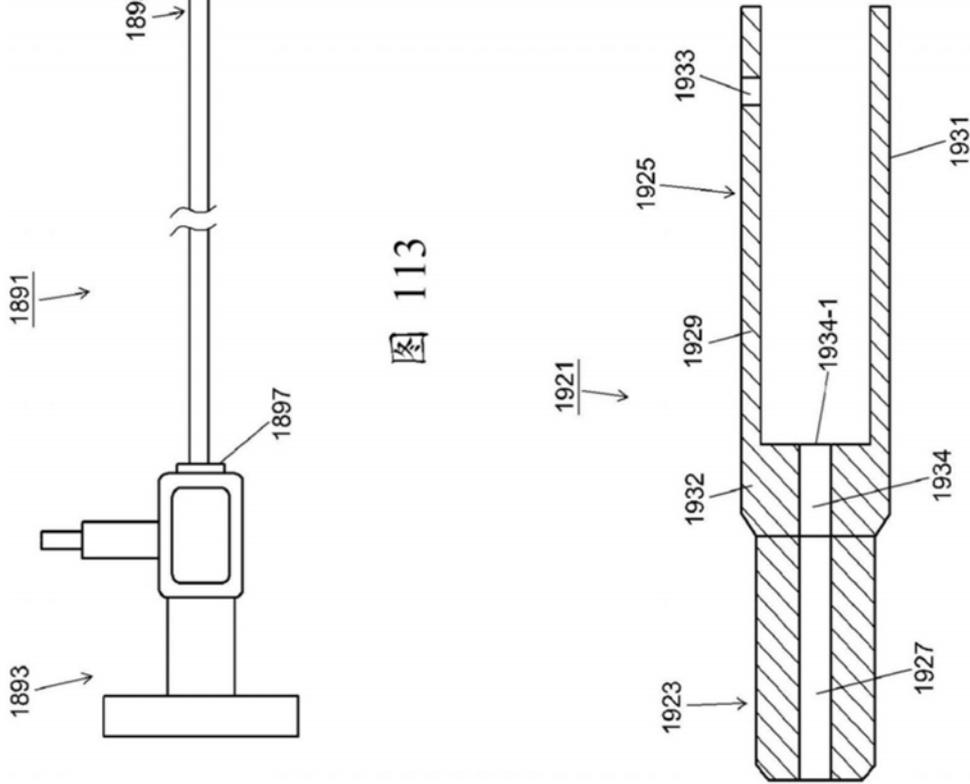


图 115

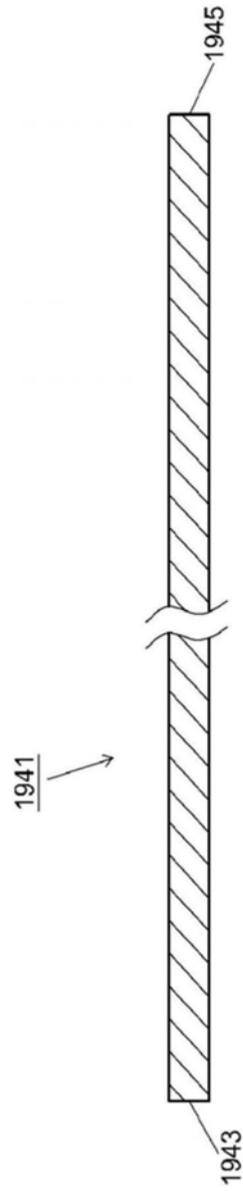


图116

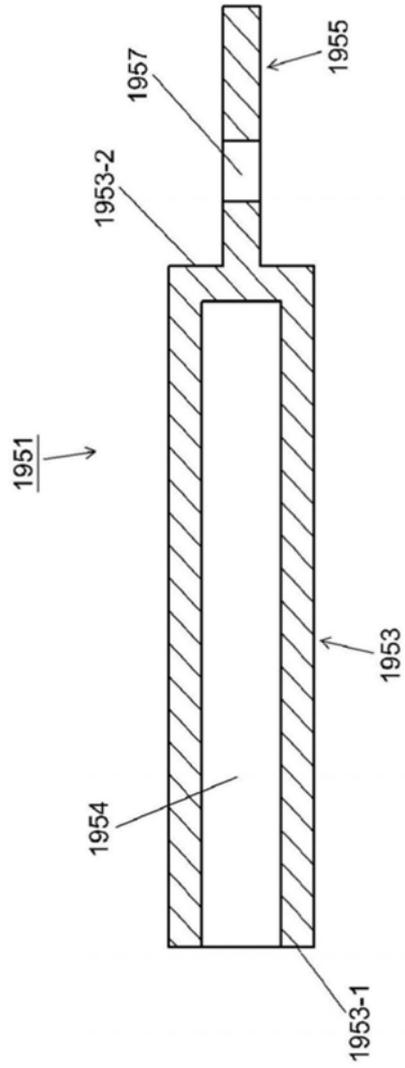


图117

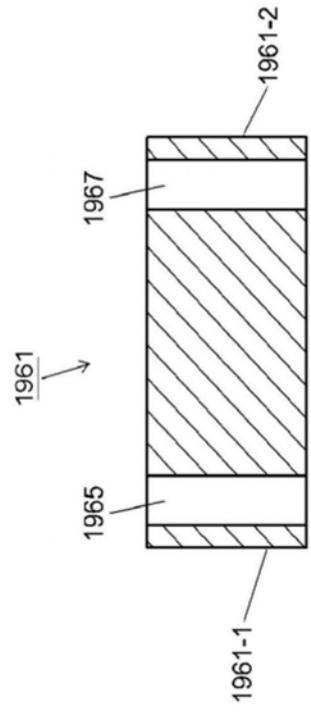


图118

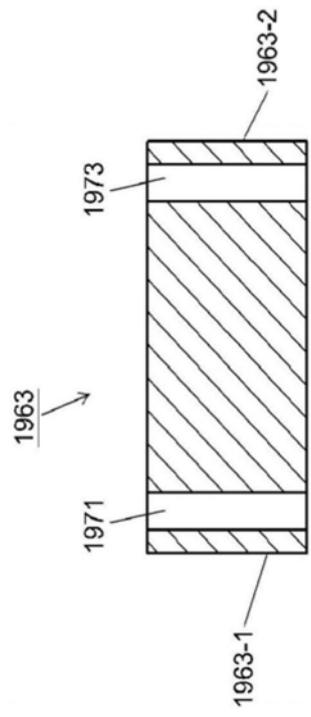


图119

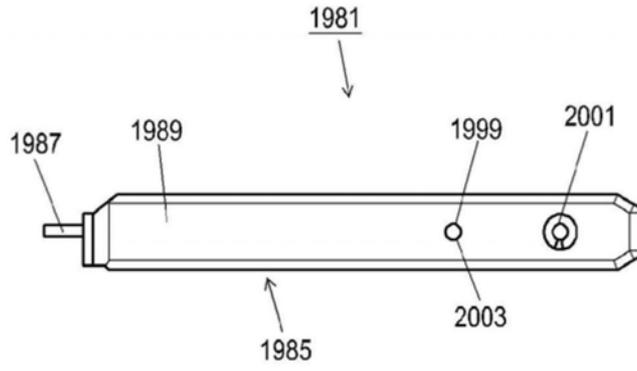


图120 (A)

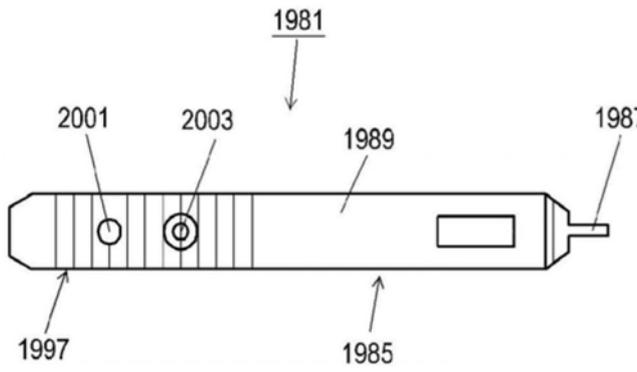


图120 (B)

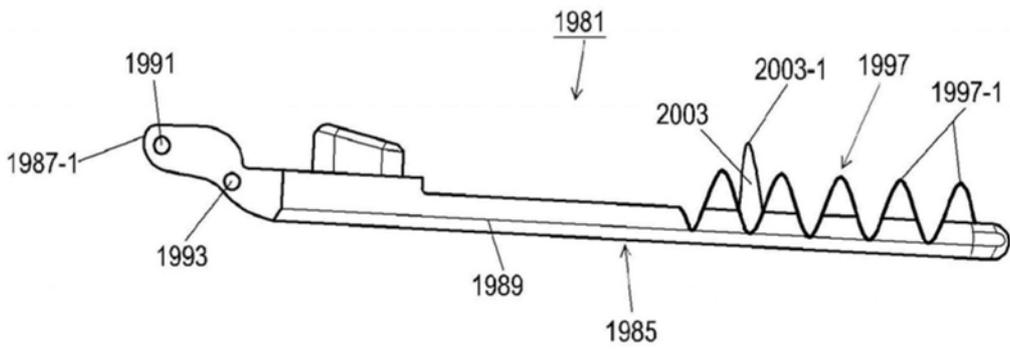


图120 (C)

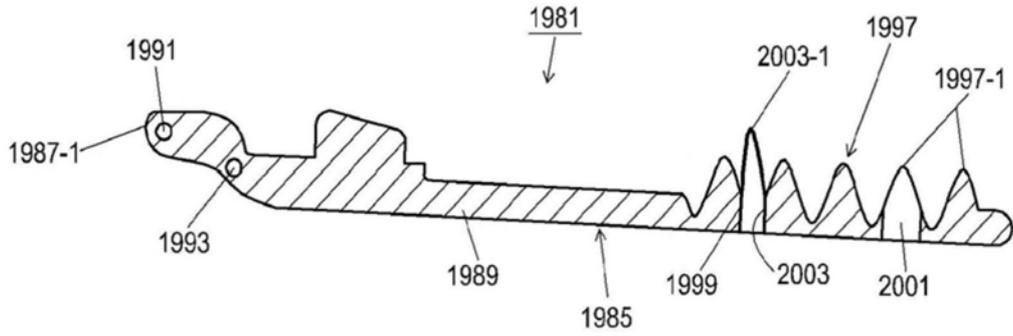


图120(D)

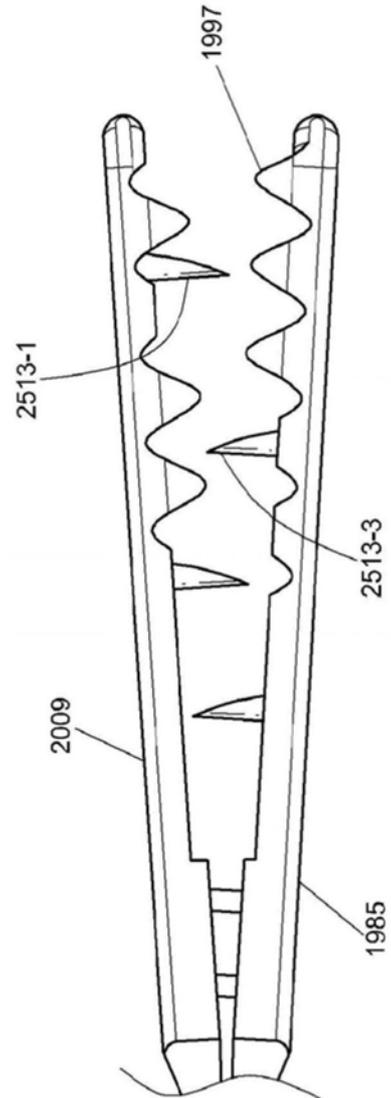


图120(E)

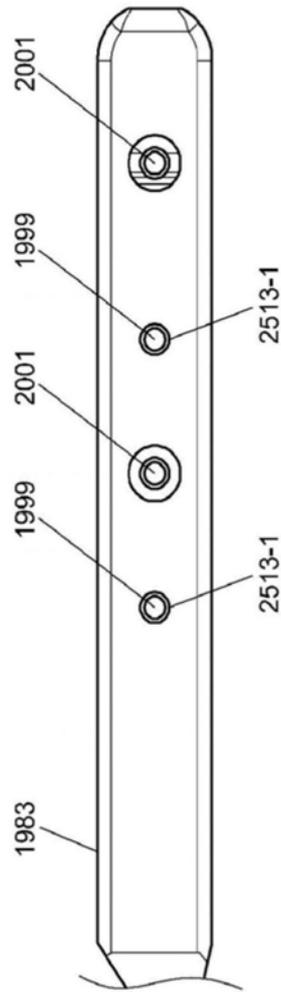


图120 (F)

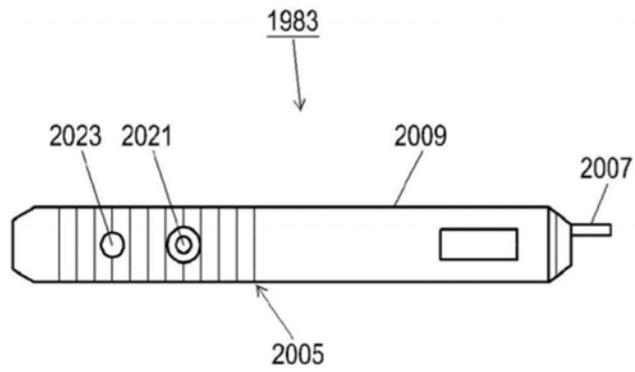


图121 (A)

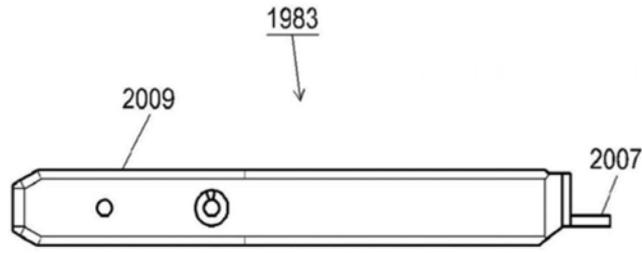


图121 (B)

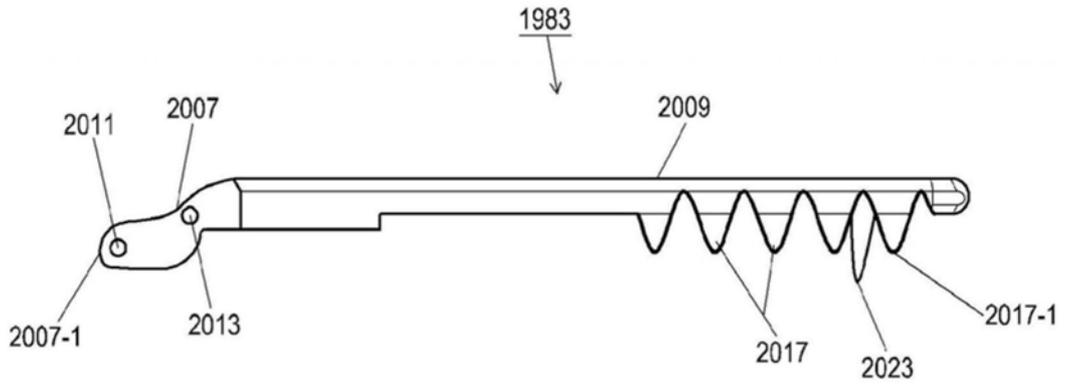


图121 (C)

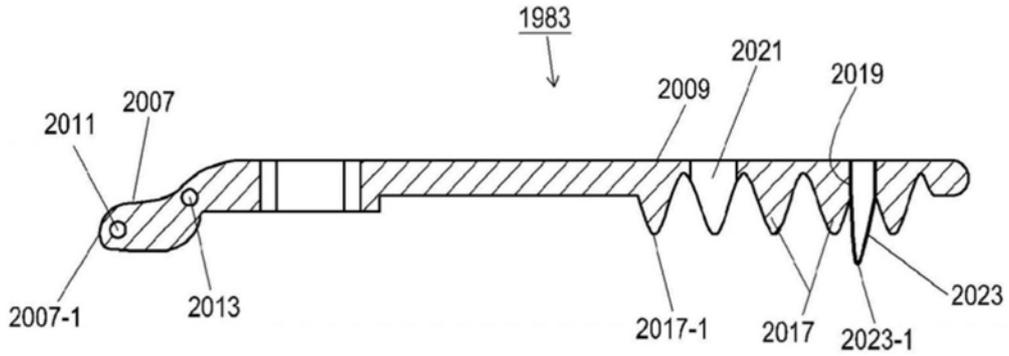


图121 (D)

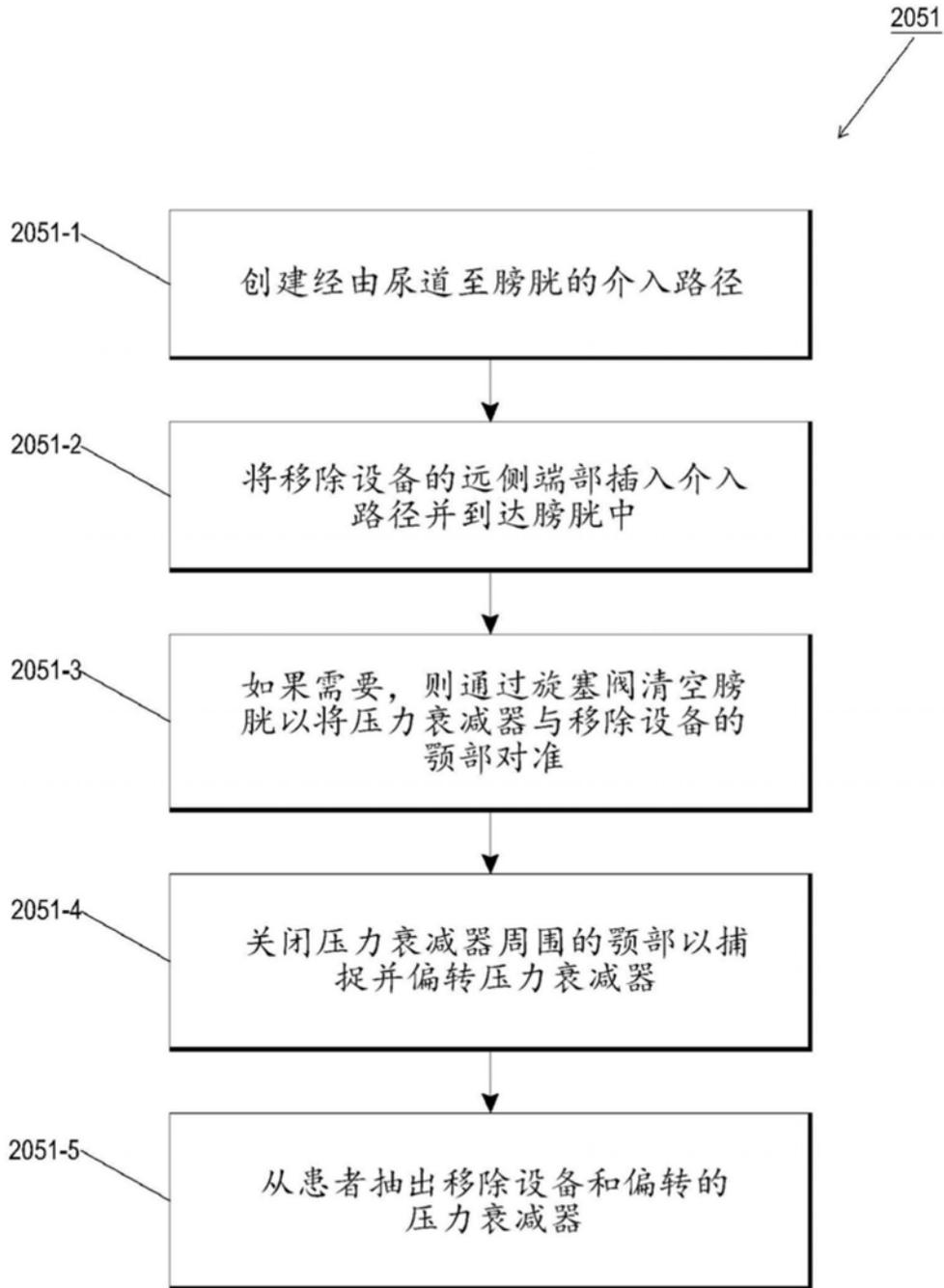


图122

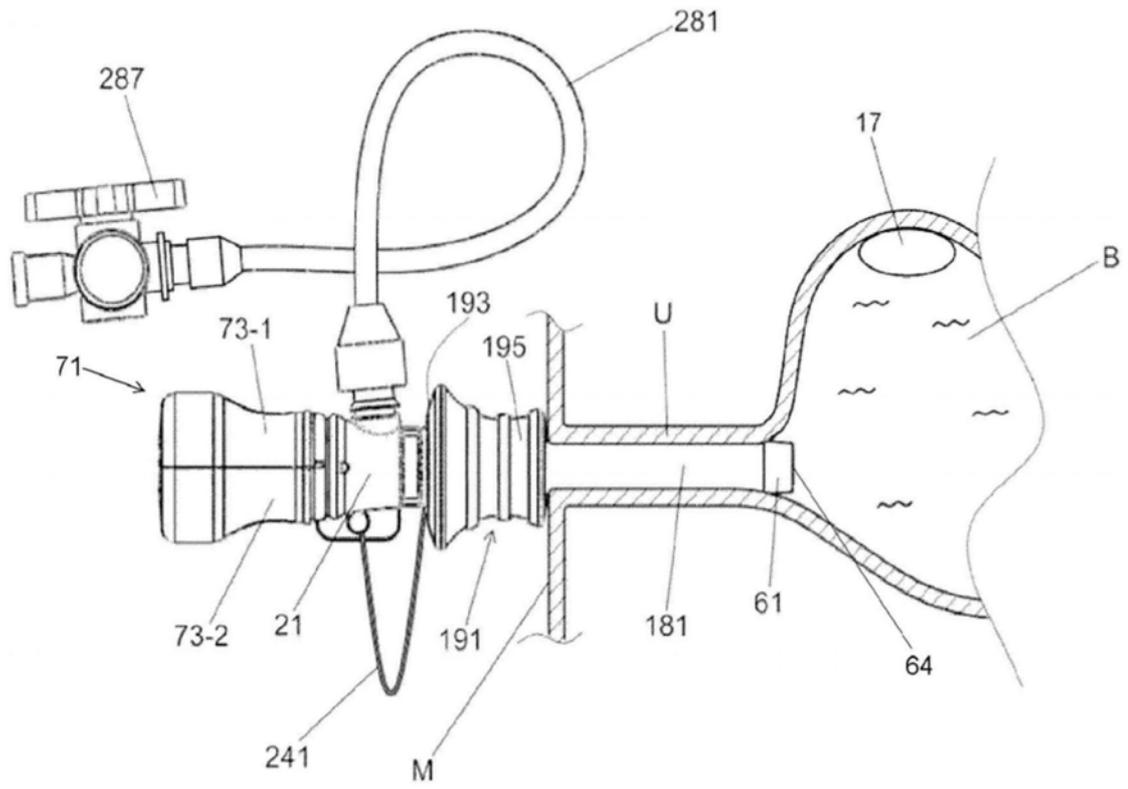


图123 (A)

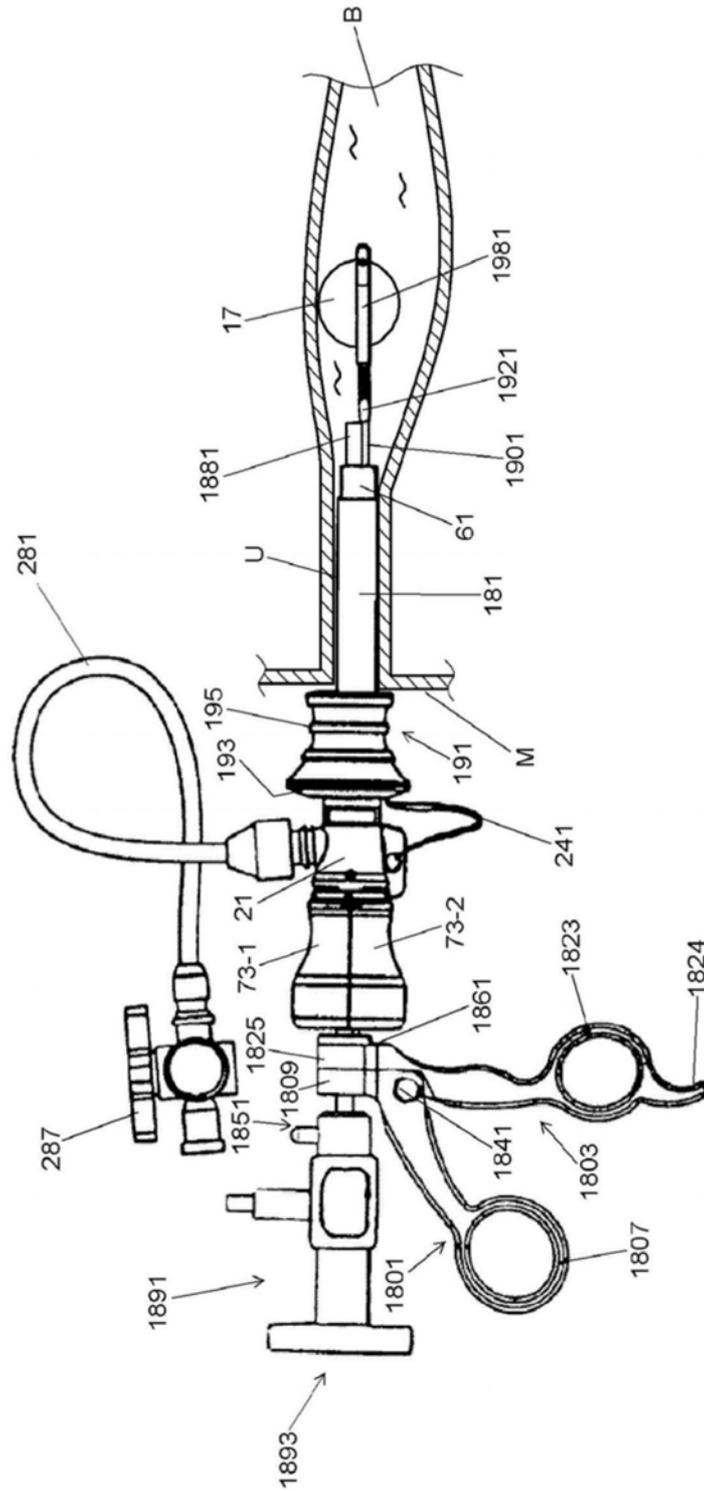


图123(C)

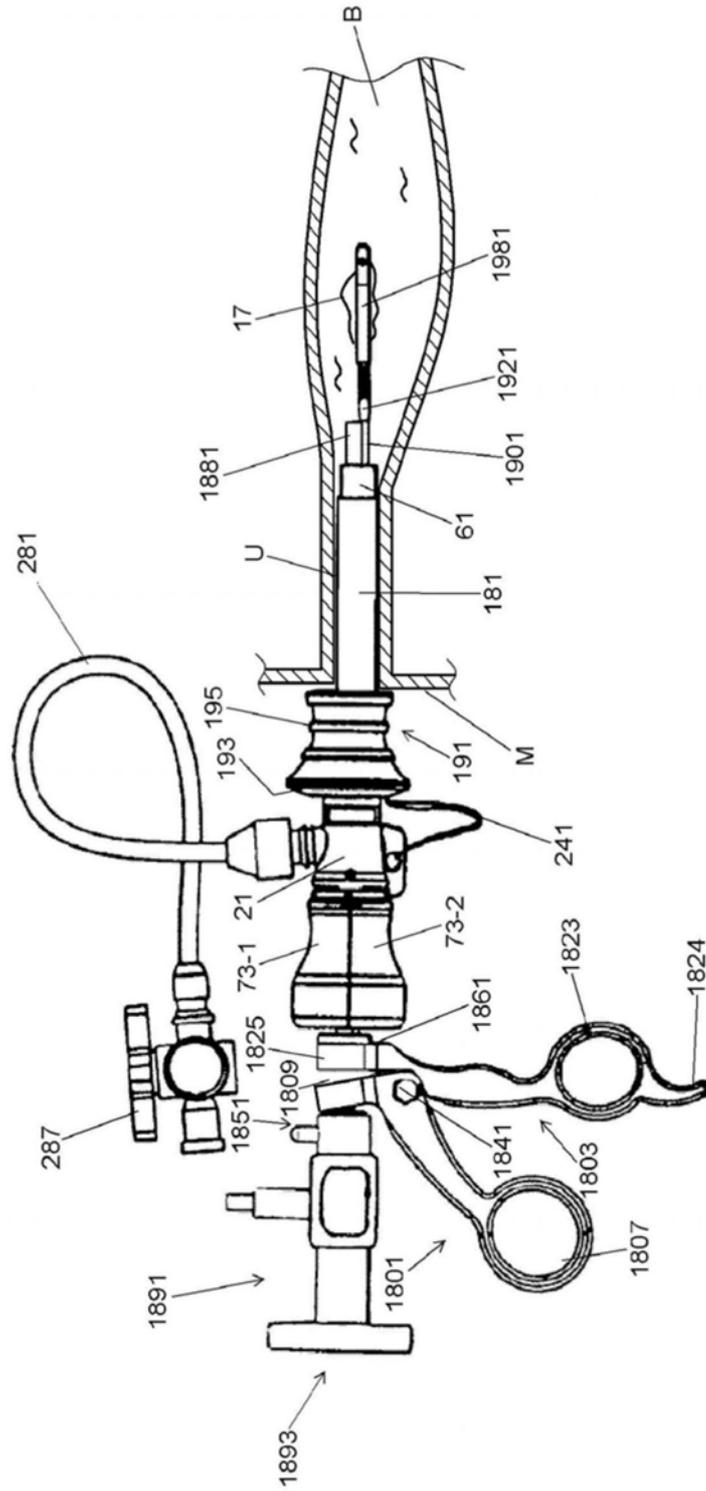


图123(D)

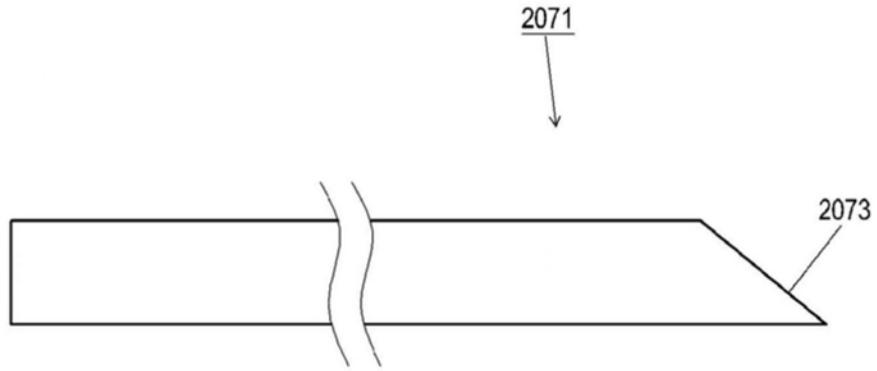


图124

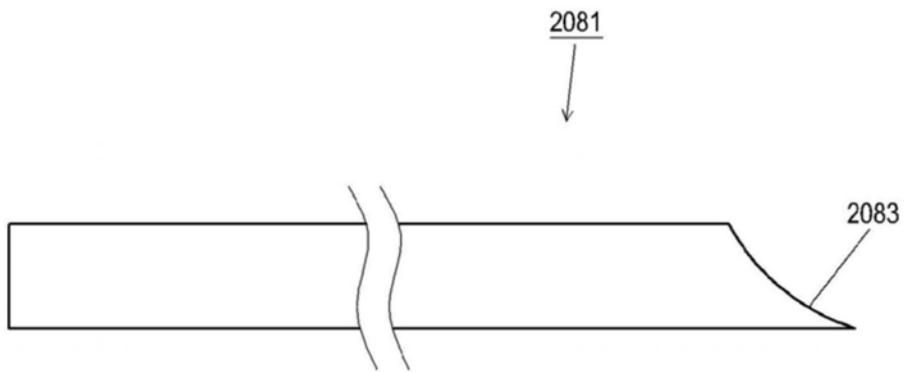


图125

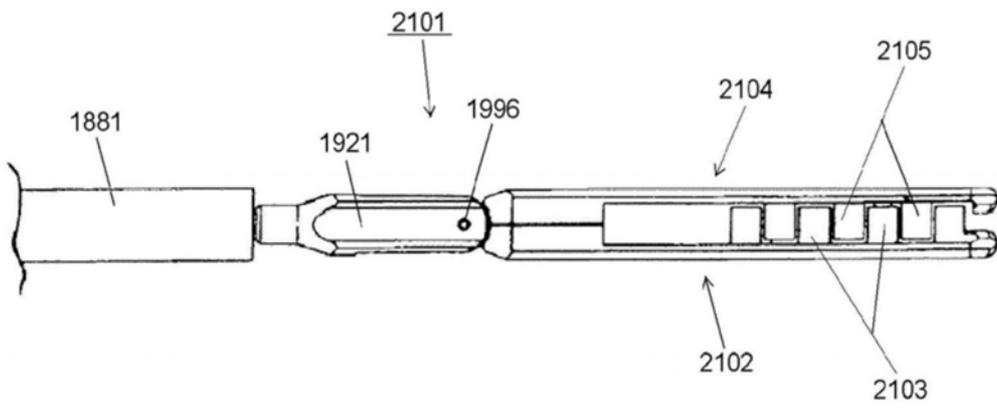


图126 (A)

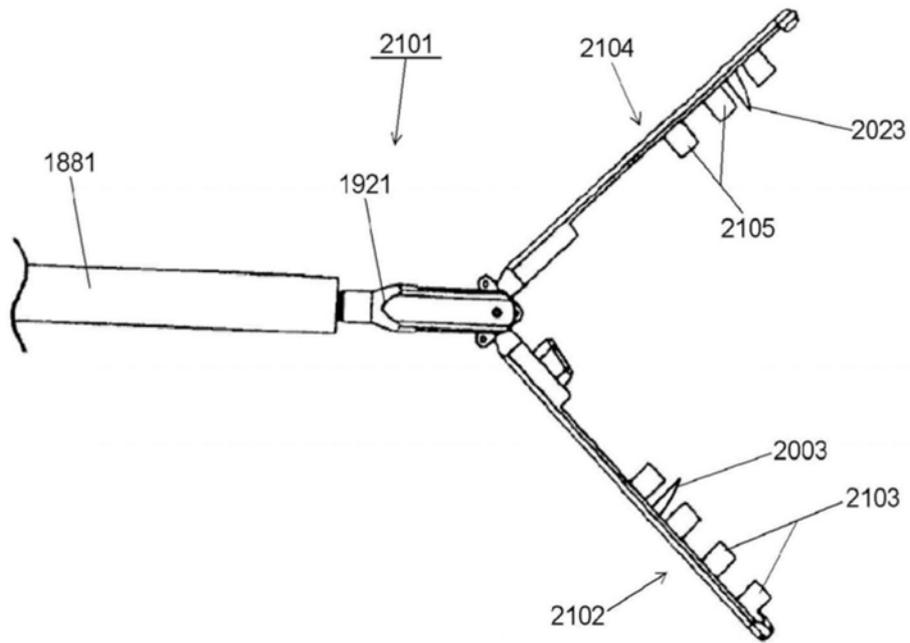


图126 (B)

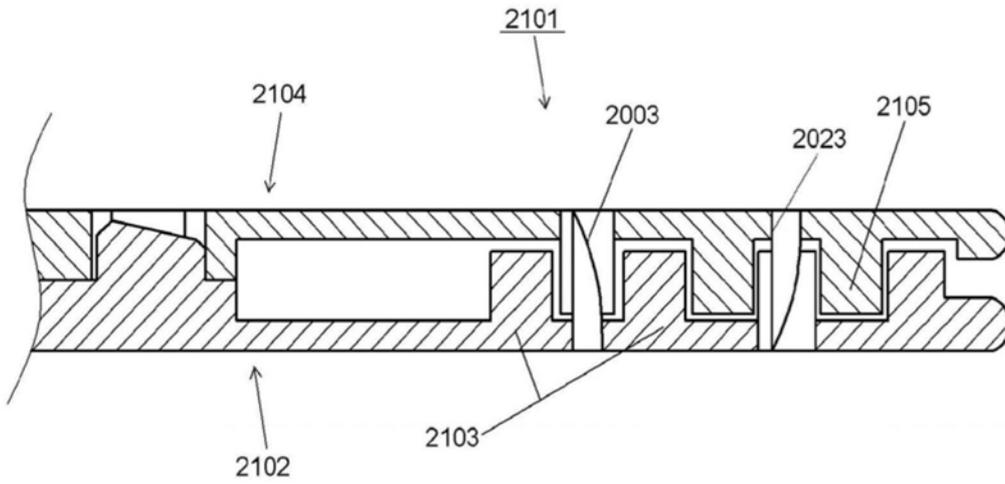


图127

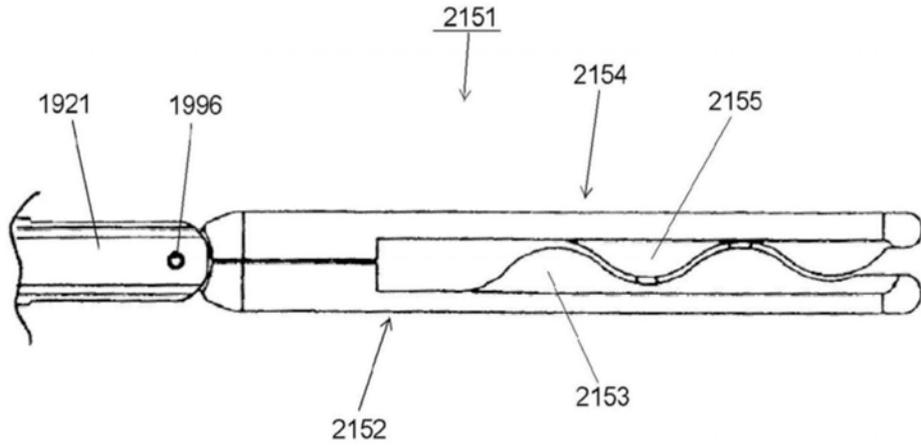


图128 (A)

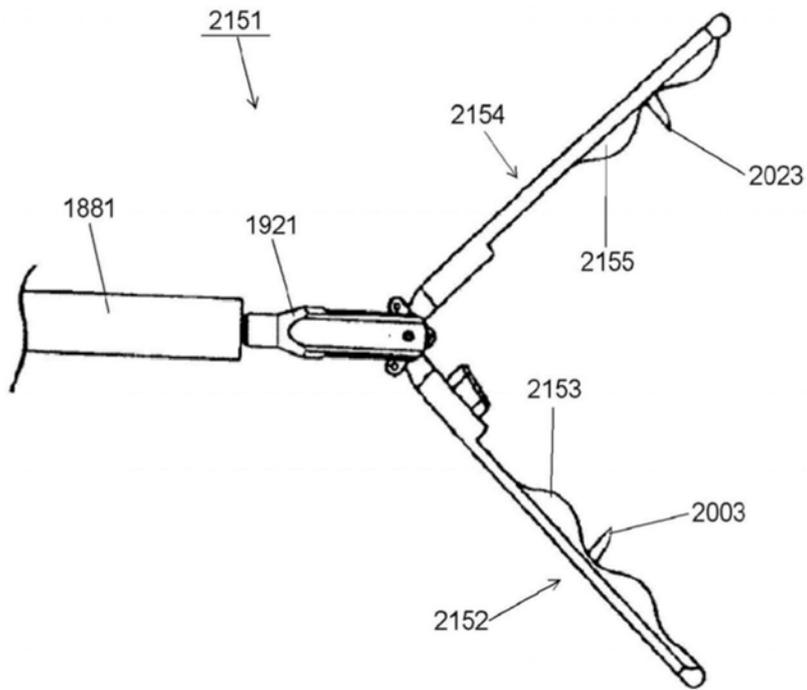


图128 (B)

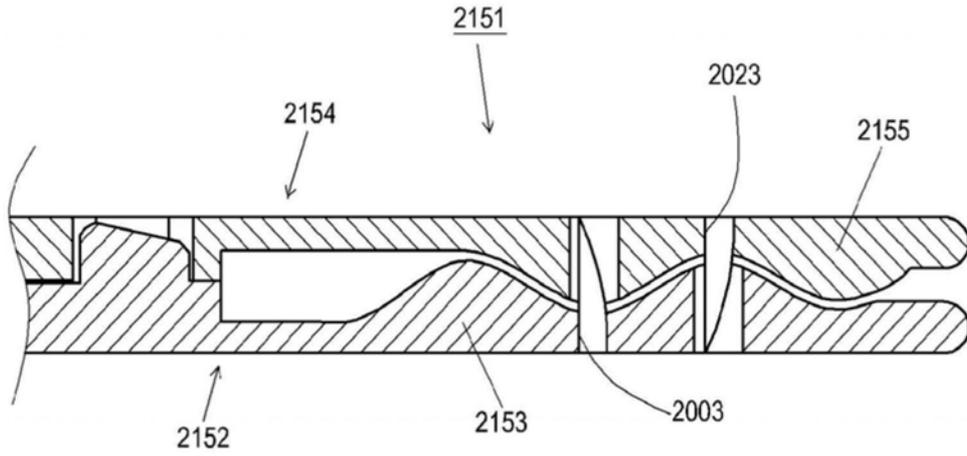


图129

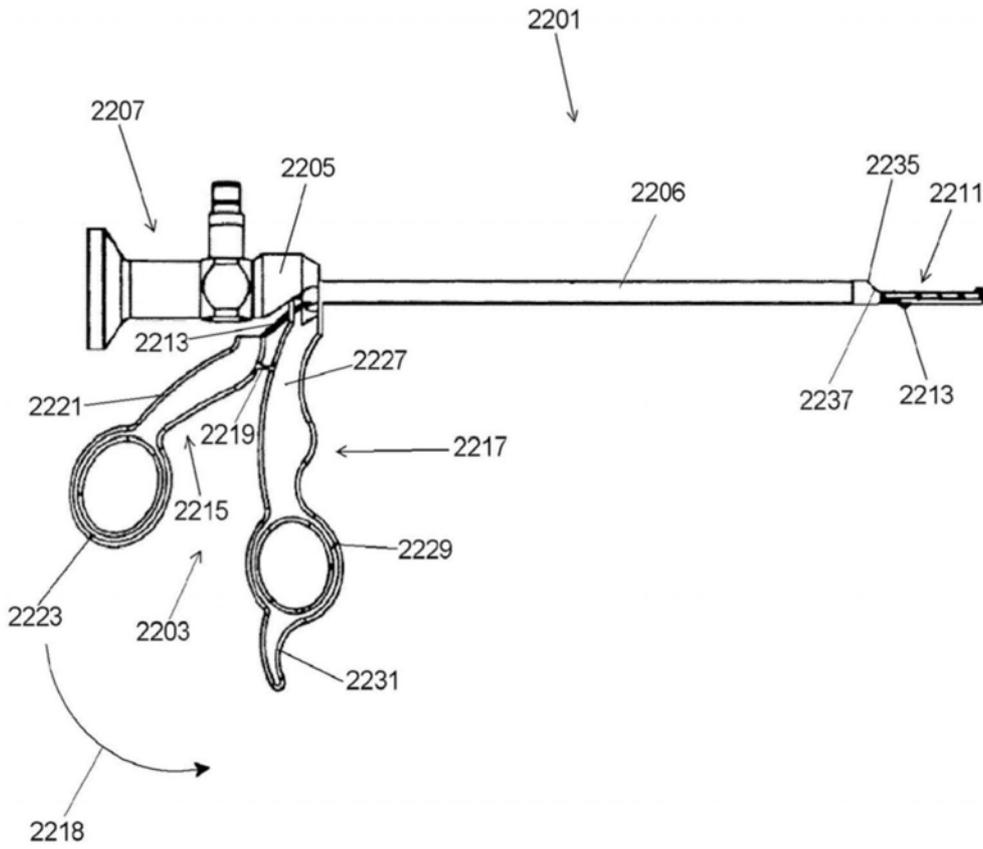


图130

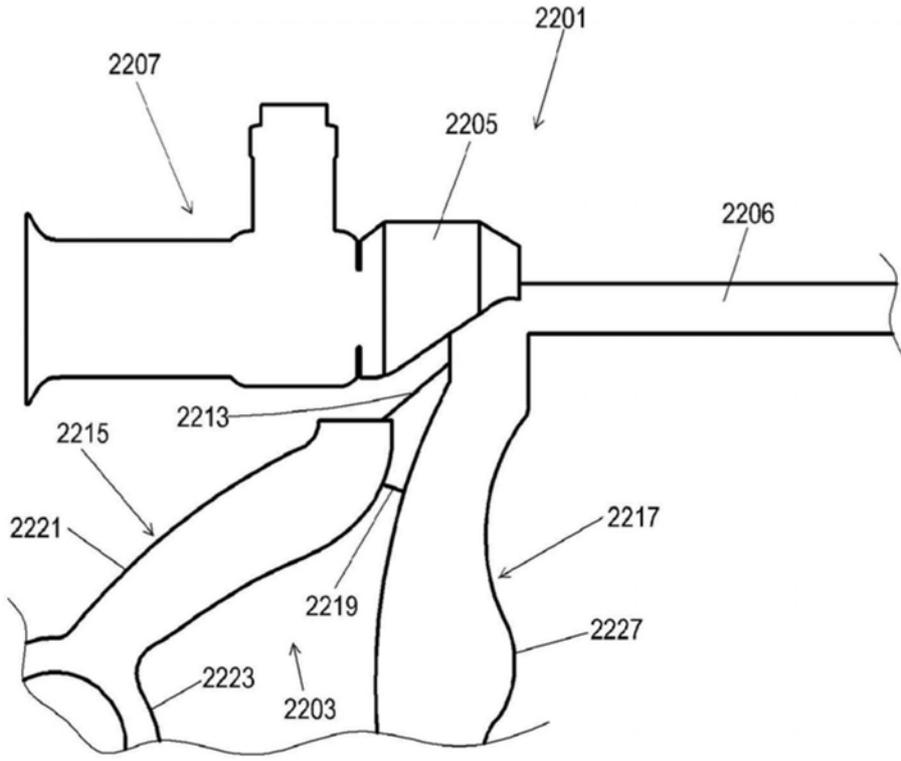


图131

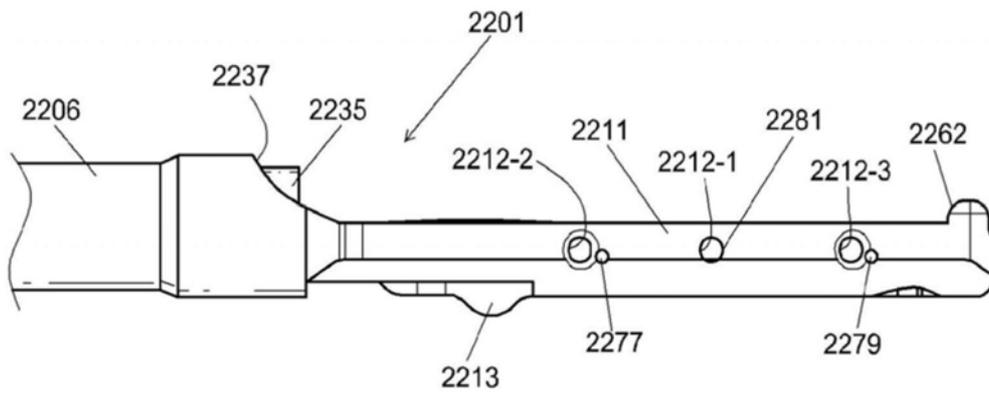


图132(A)

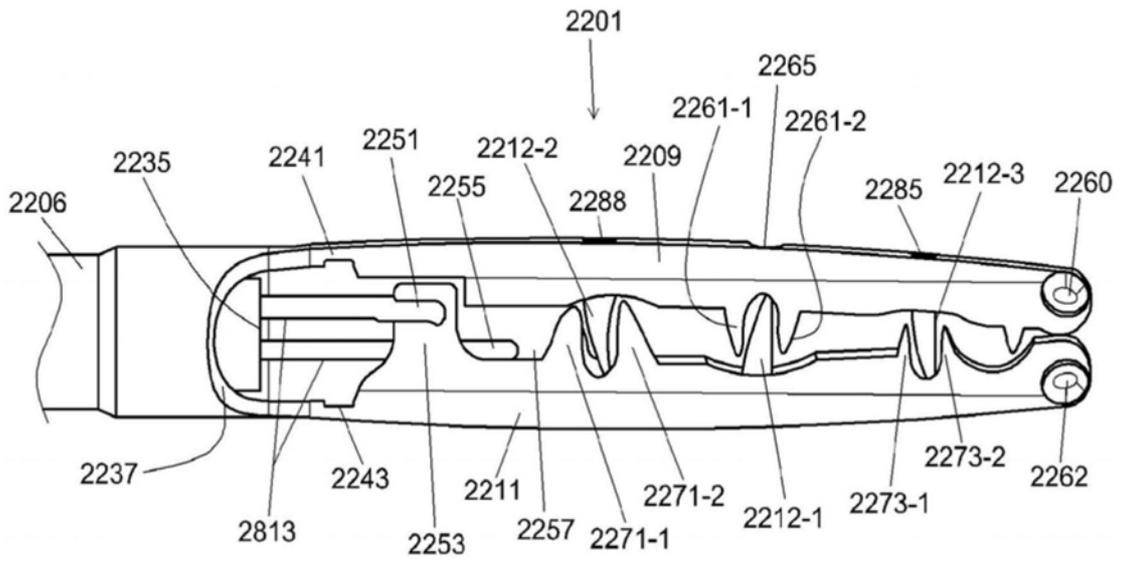


图132(B)

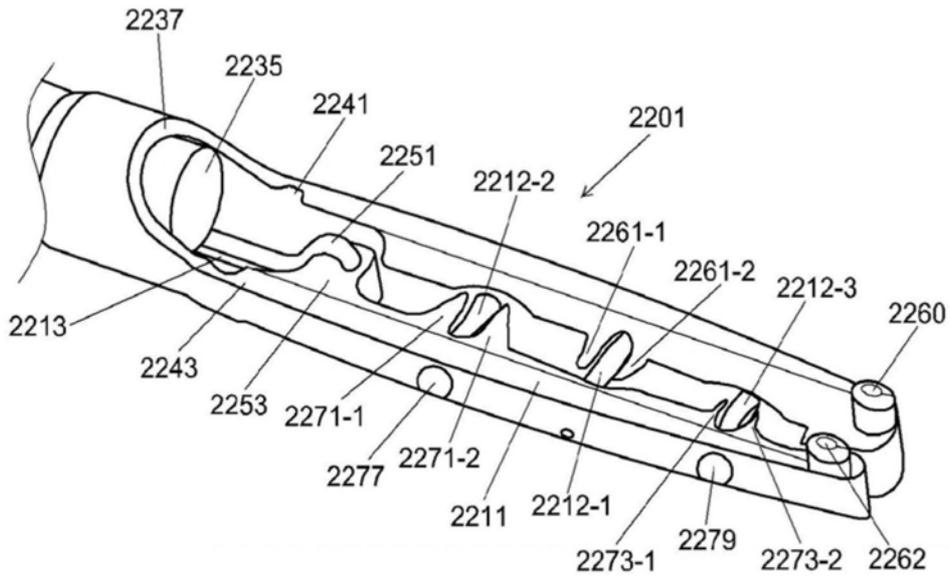


图132(C)

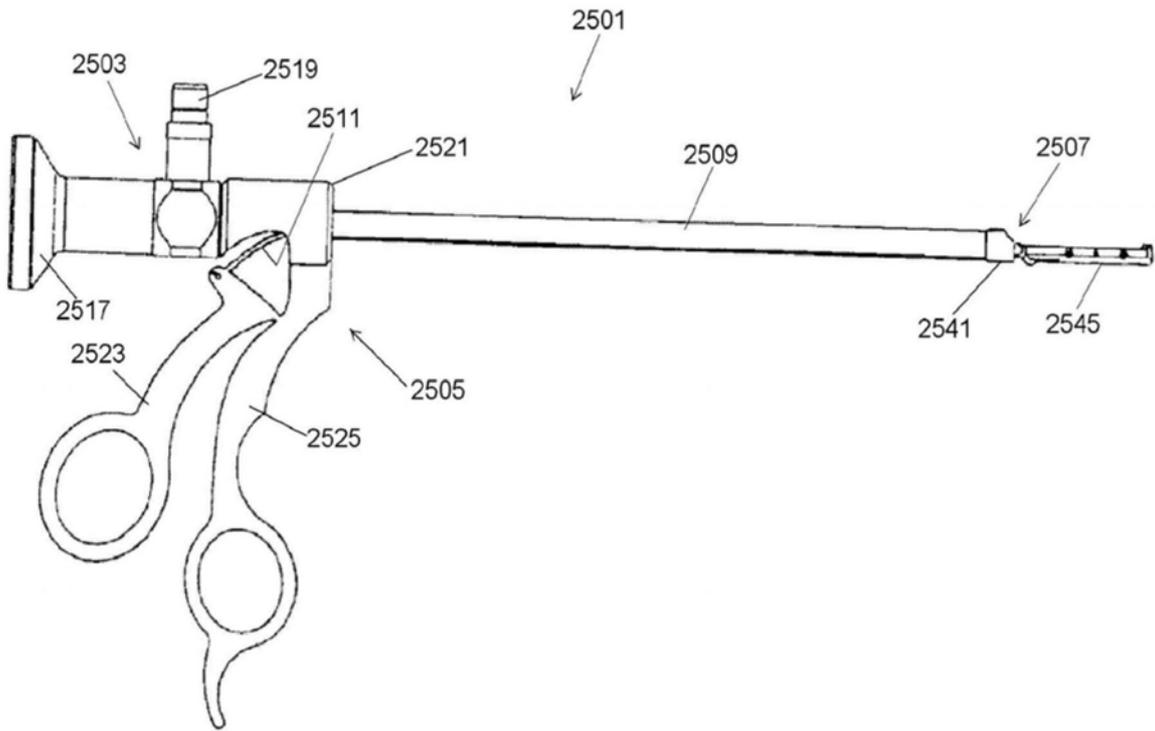


图133 (A)

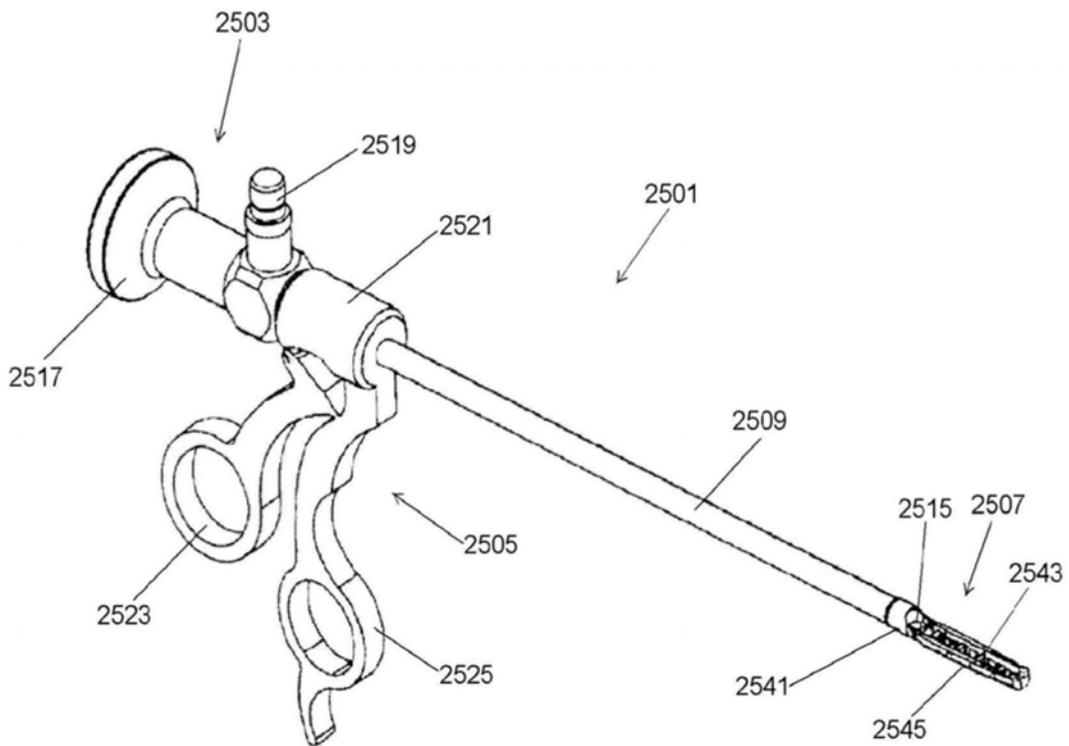


图133 (B)

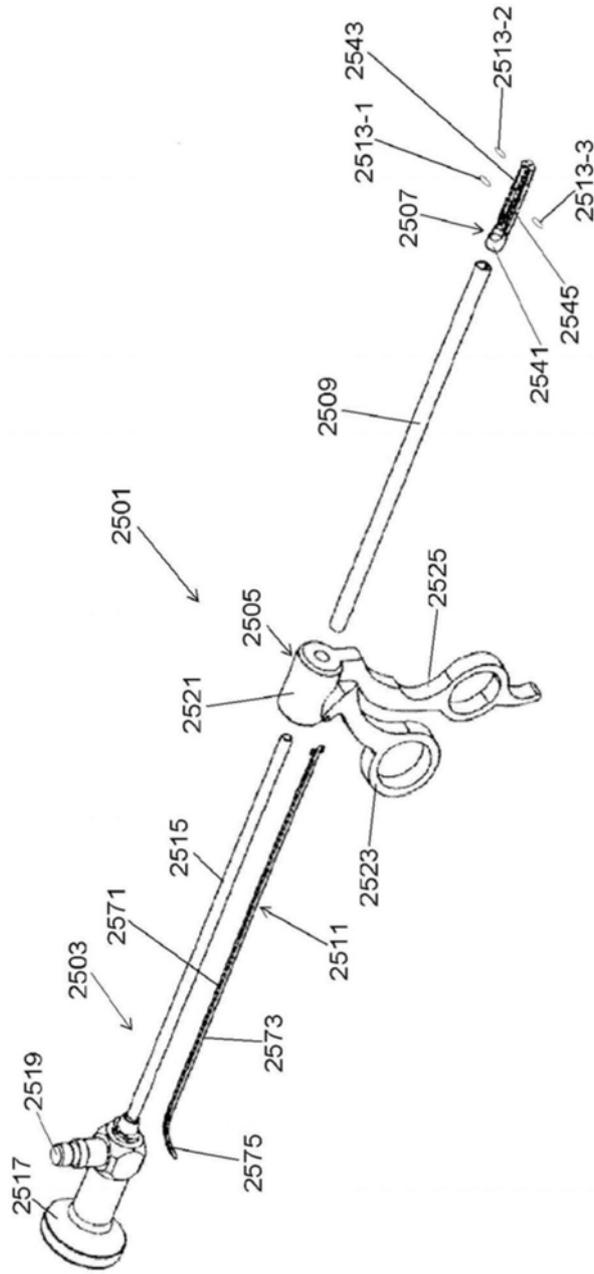


图133 (C)

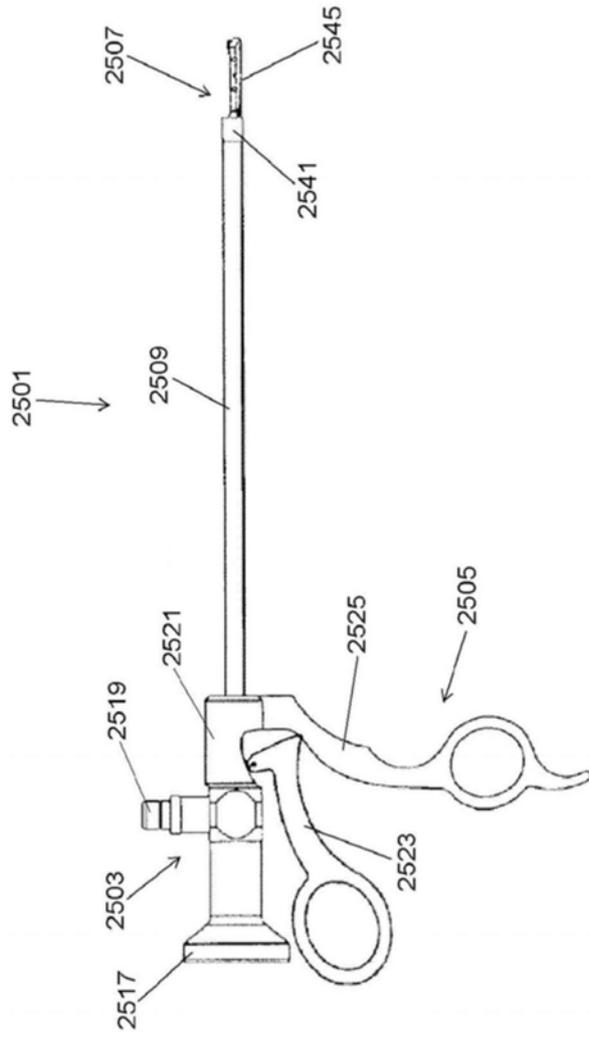


图134

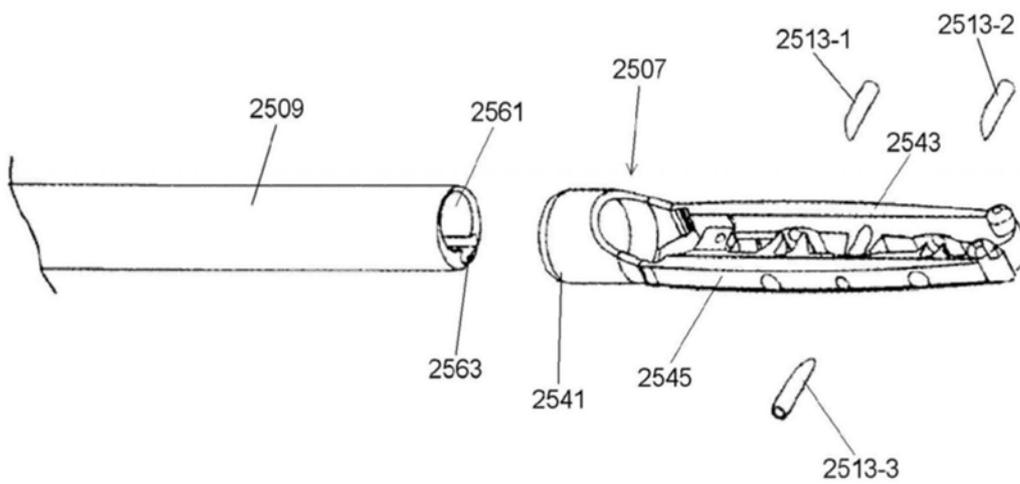


图135

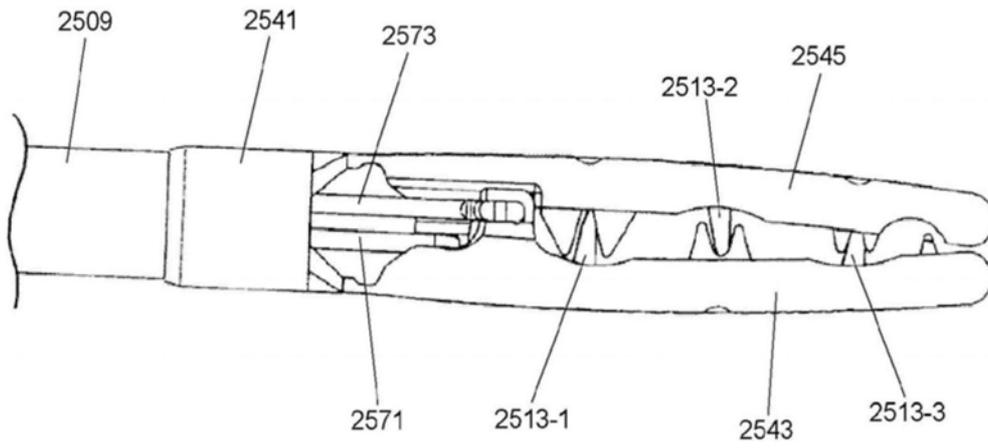


图136 (A)

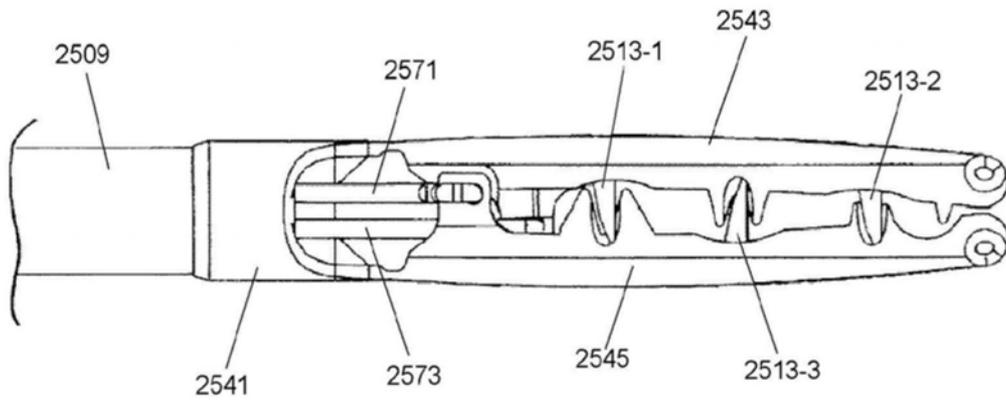


图136 (B)

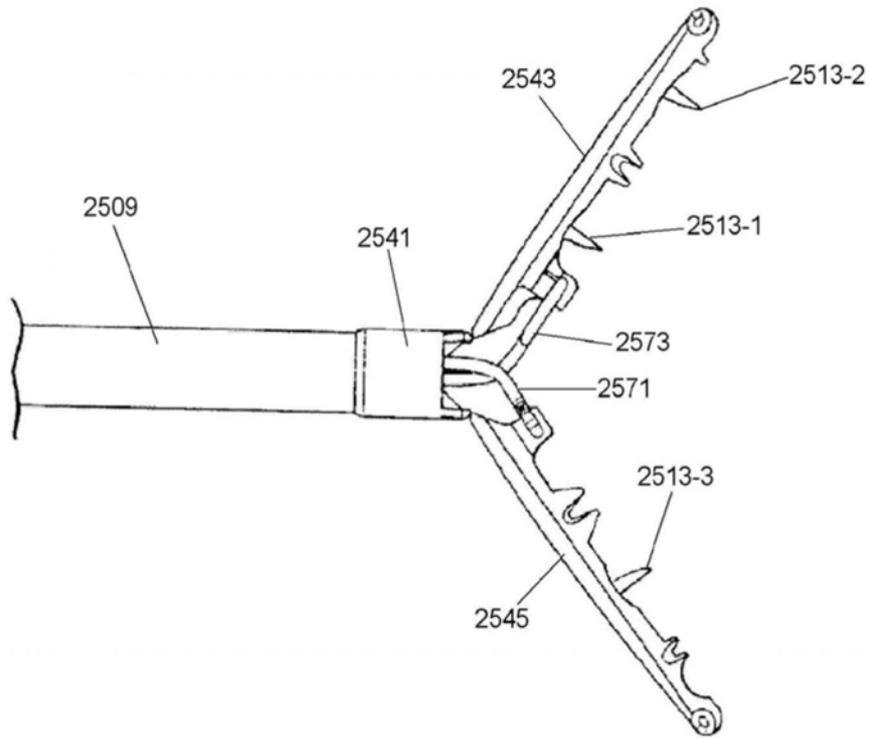


图137 (A)

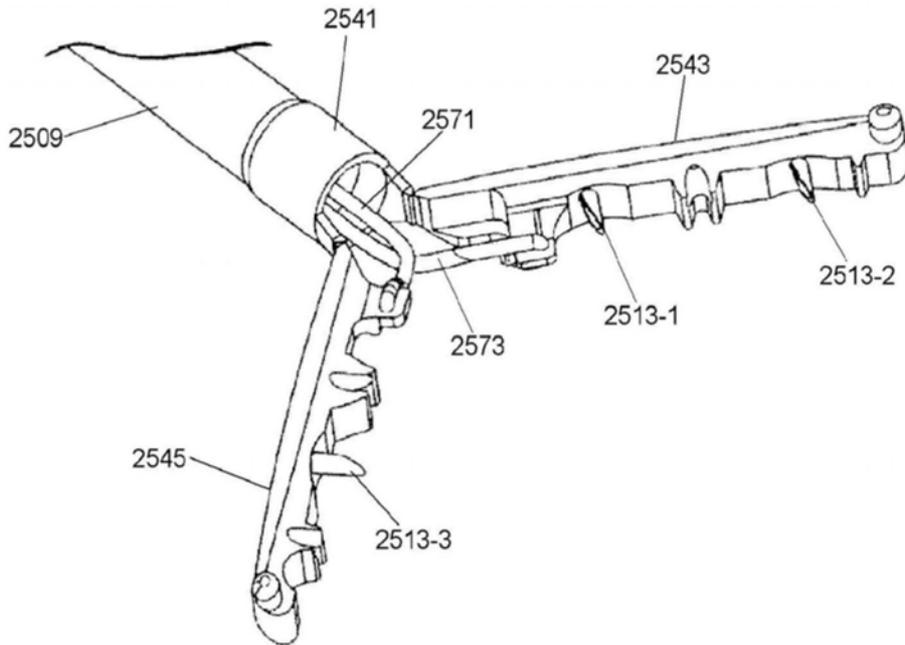


图137 (B)

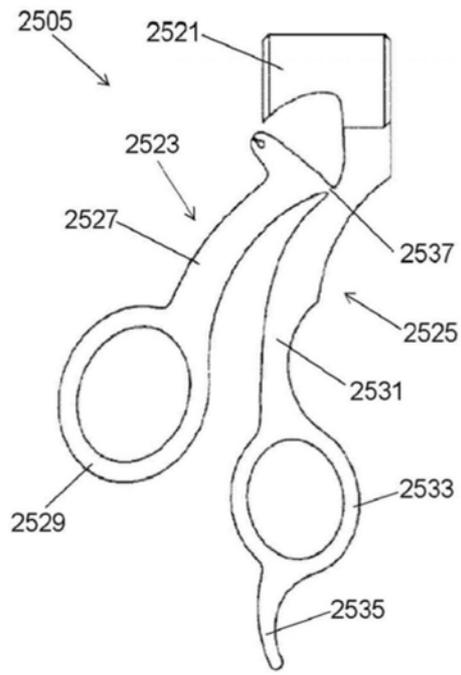


图138

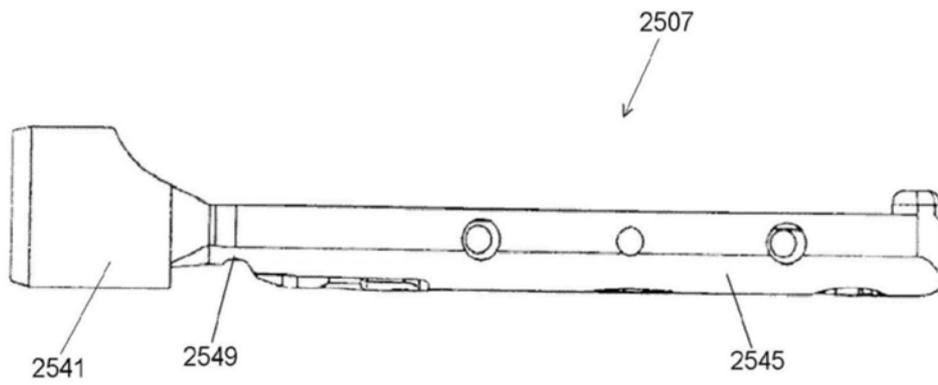


图139(A)

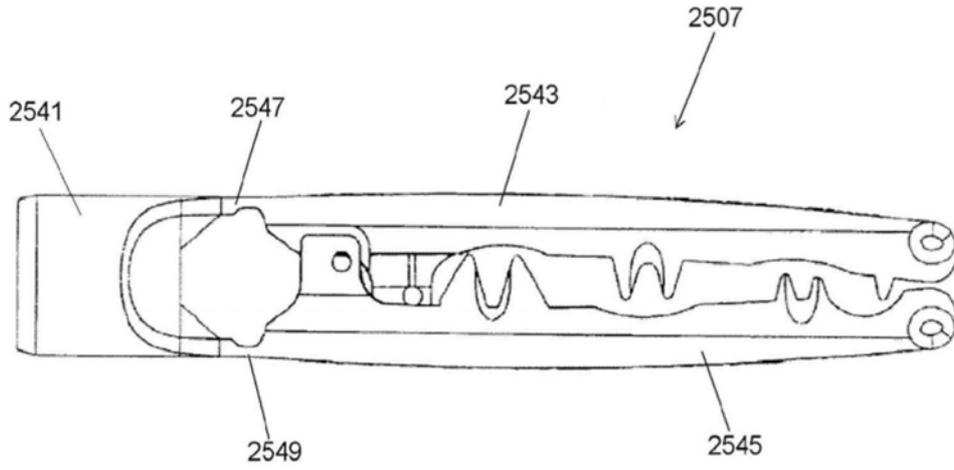


图139(B)

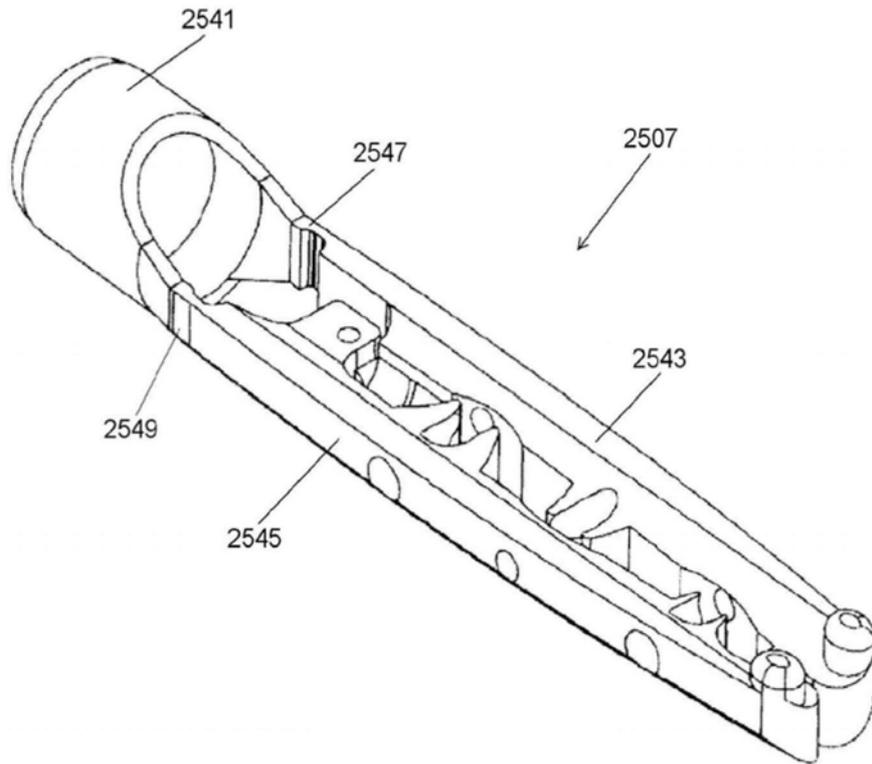


图139(C)

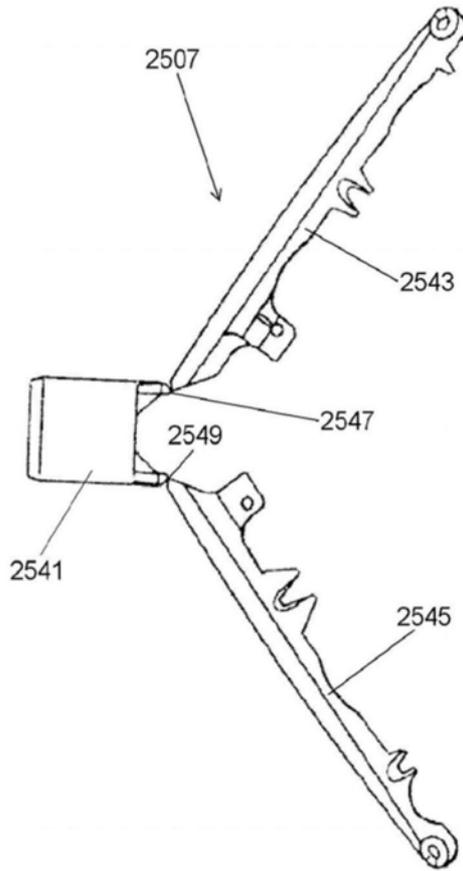


图140 (A)

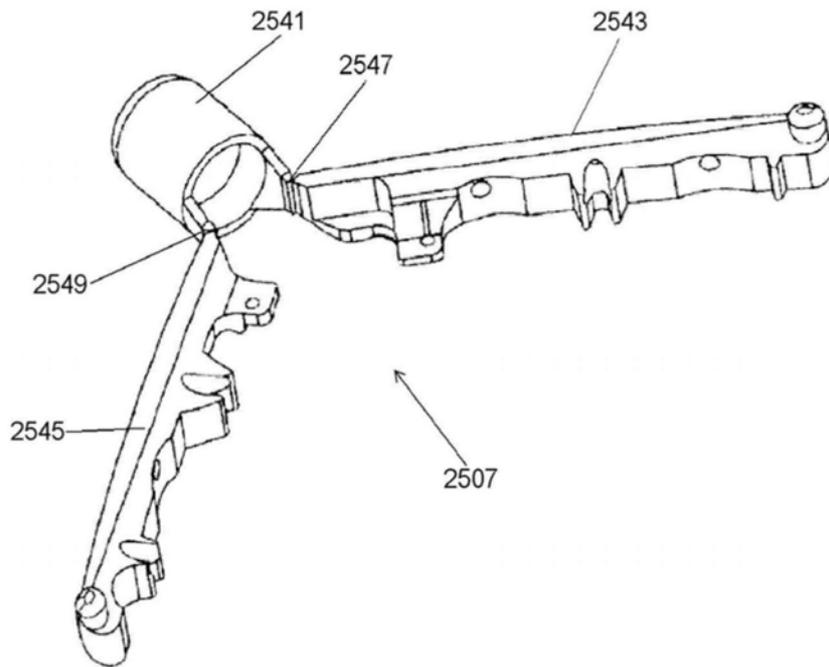


图140 (B)

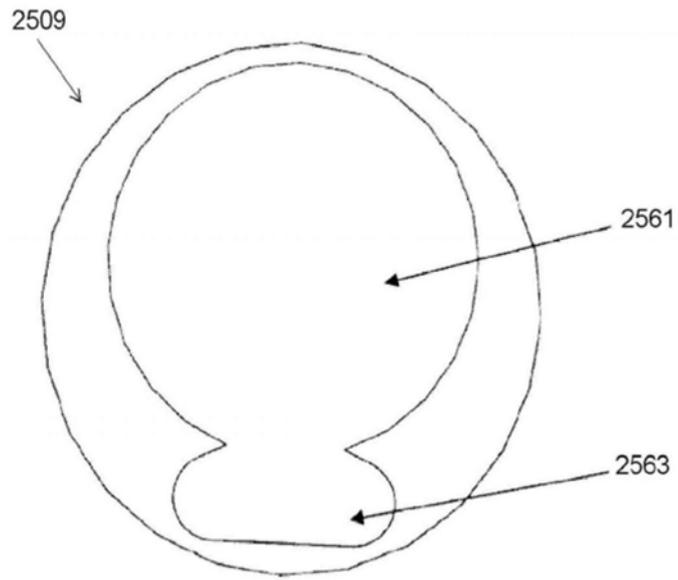


图141 (A)

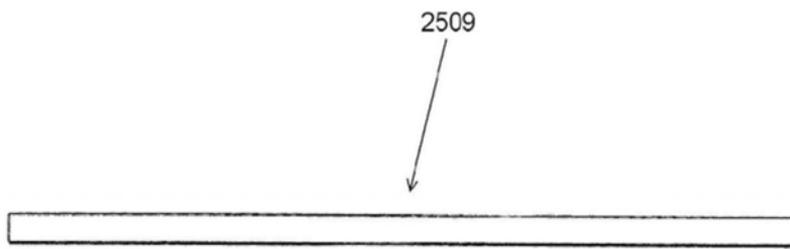


图141 (B)

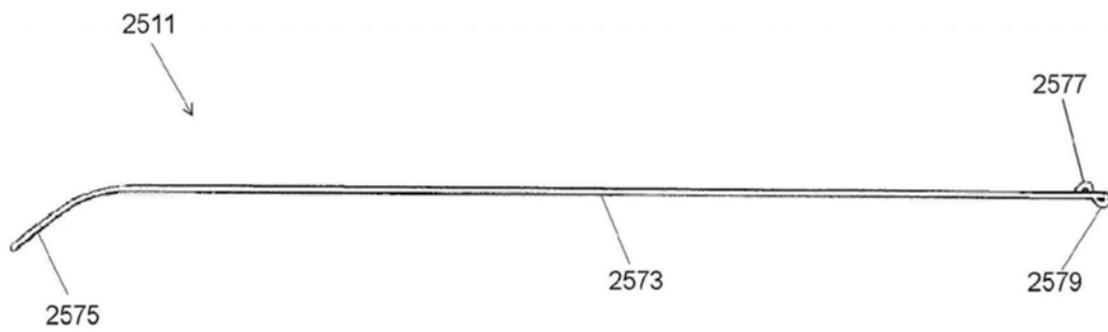


图142 (A)

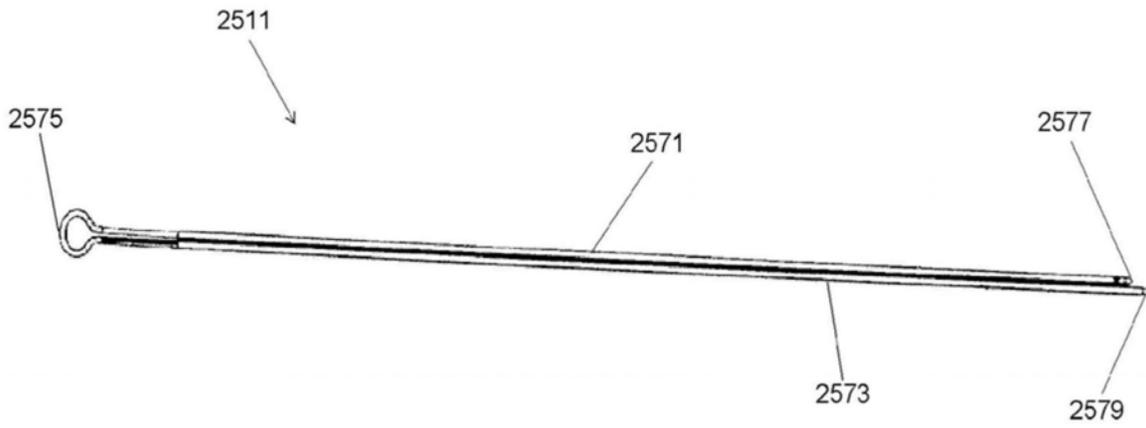


图142 (B)

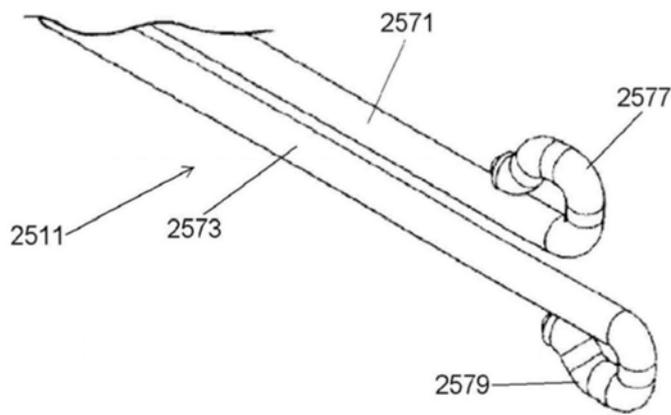


图143

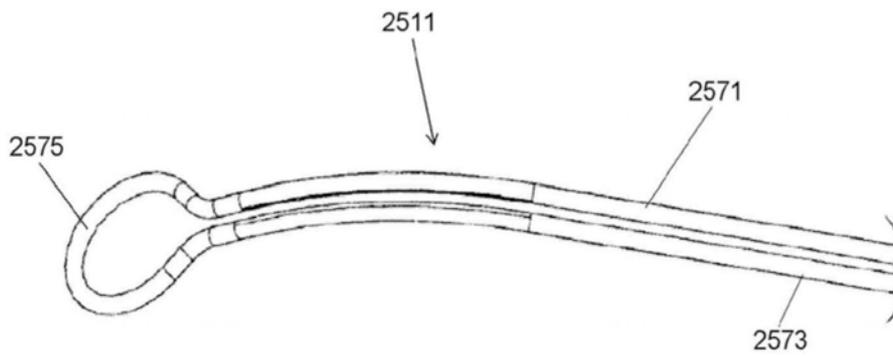


图144

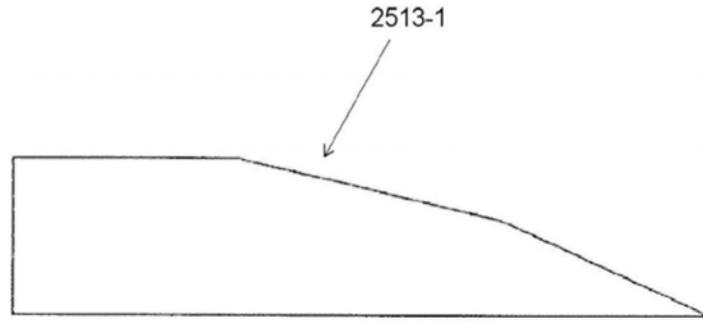


图145 (A)

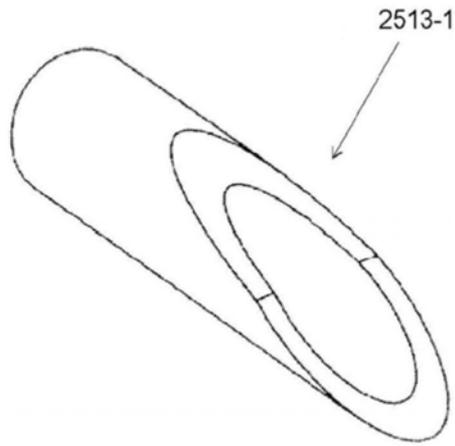


图145 (B)

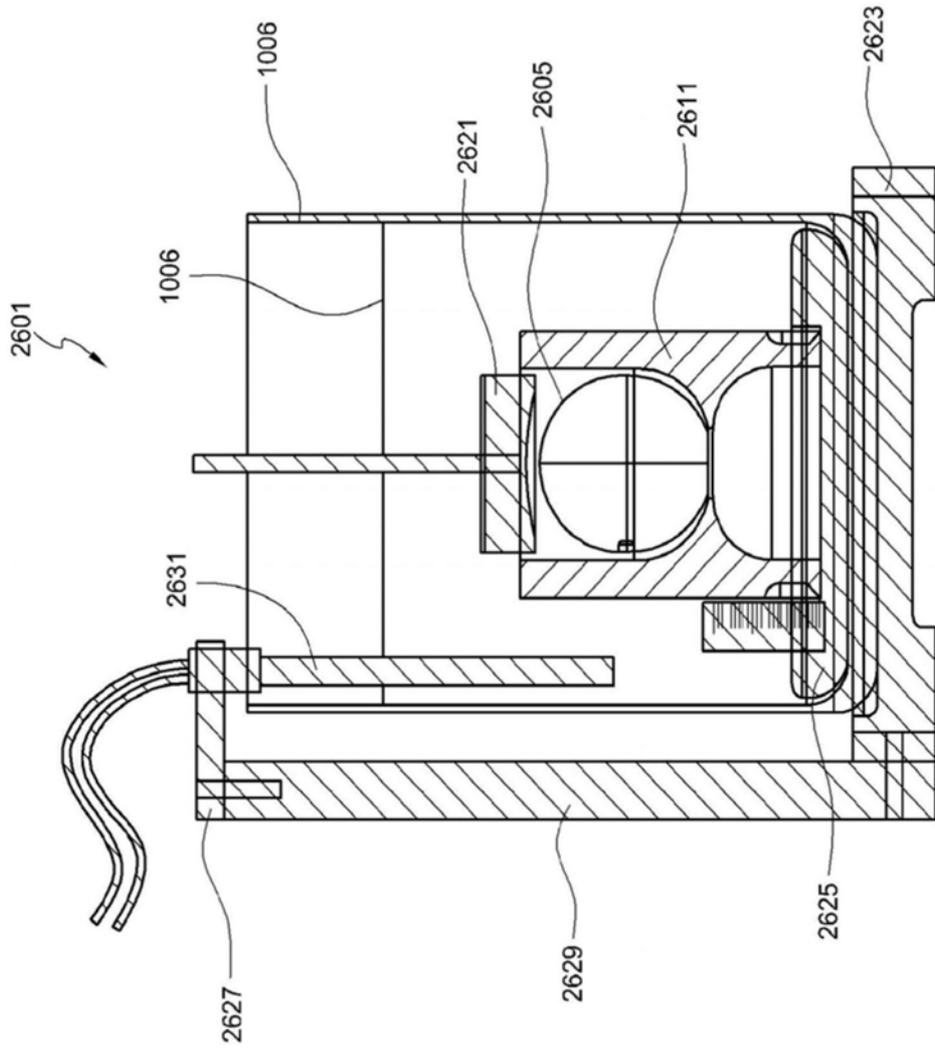


图146

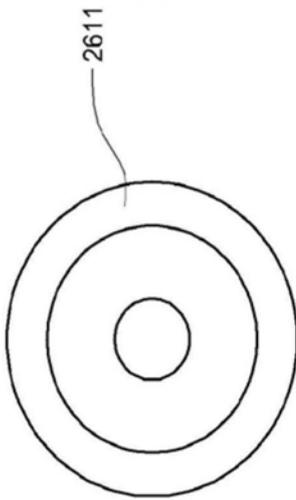


图 147 (B)

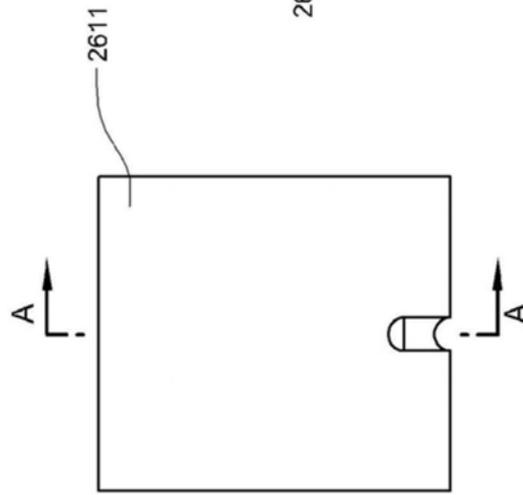


图 147 (A)

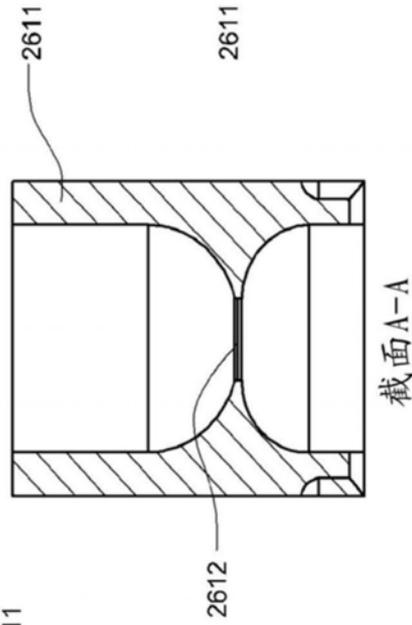


图 147 (C)

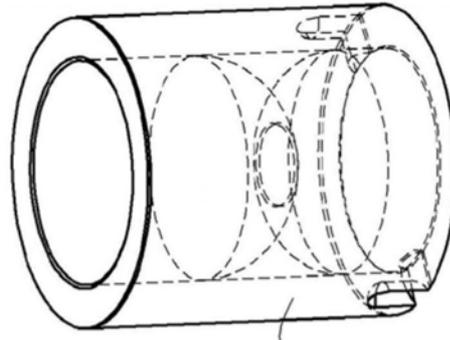


图 147 (D)

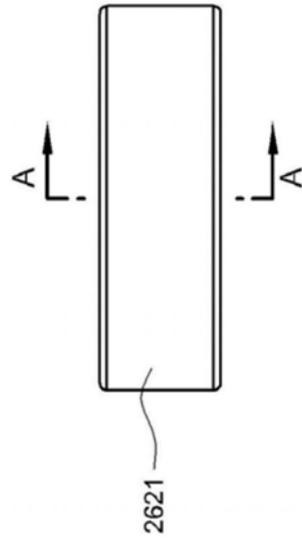


图148 (A)

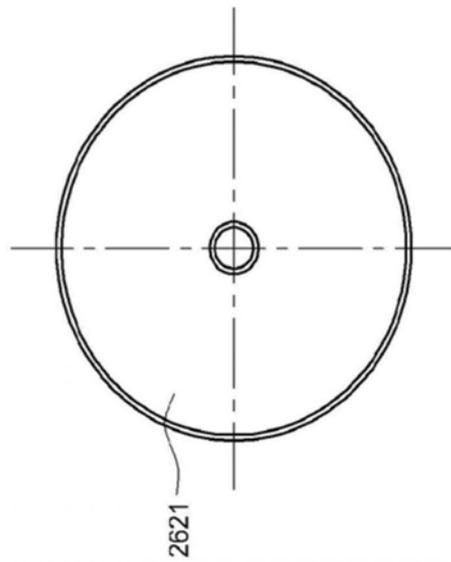


图148 (B)

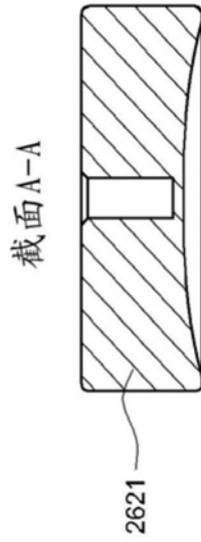


图148 (C)

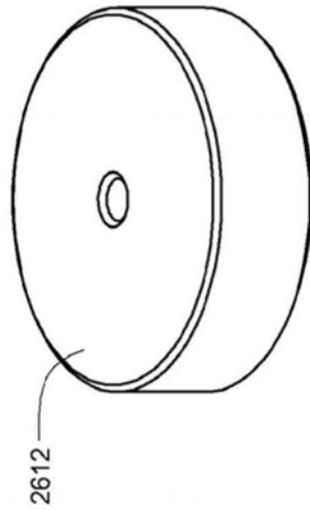


图148 (D)

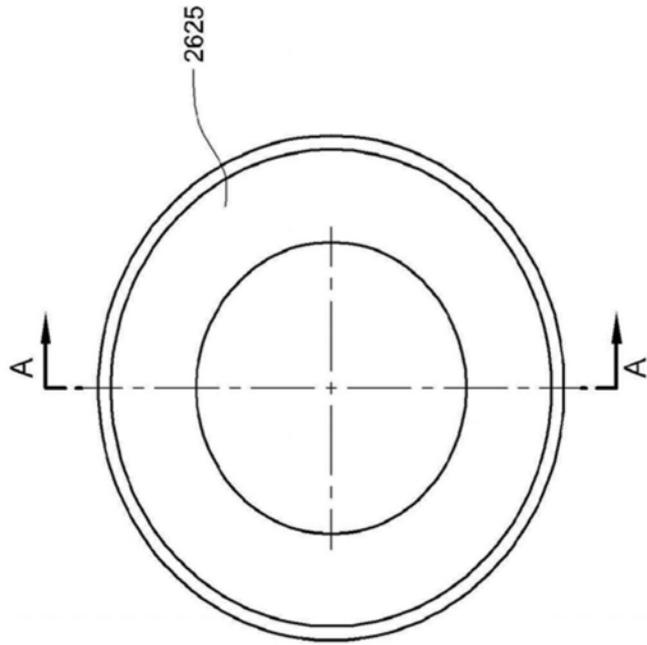


图149 (A)



图149 (B)

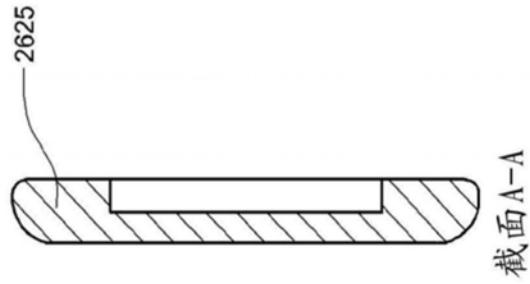


图149 (C)



图149 (D)

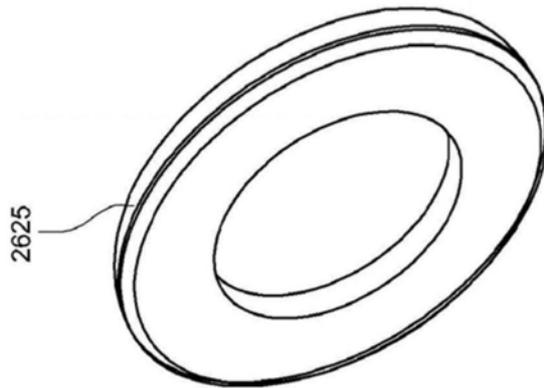


图149 (E)

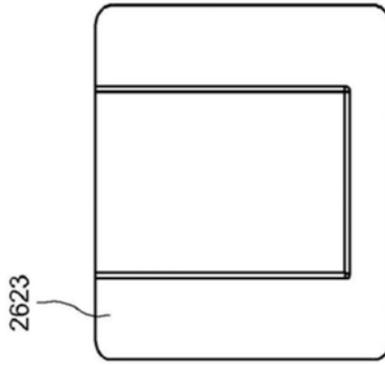


图150 (A)

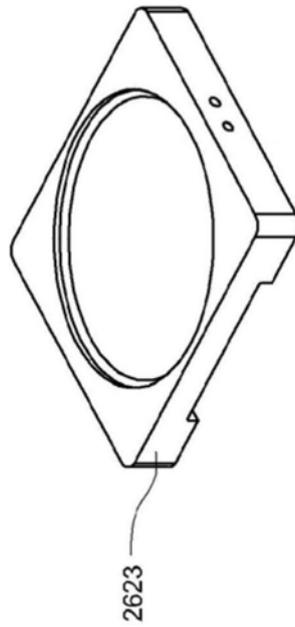


图150 (B)

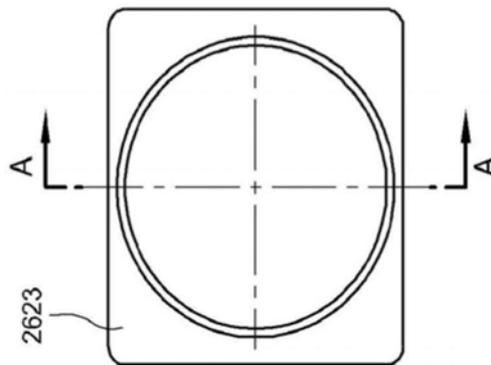
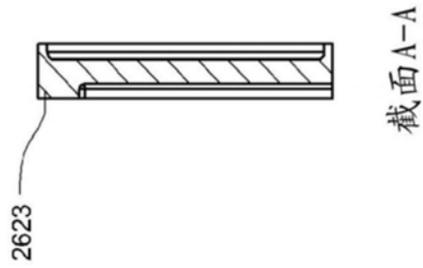


图150 (C)



截面A-A

图150 (D)

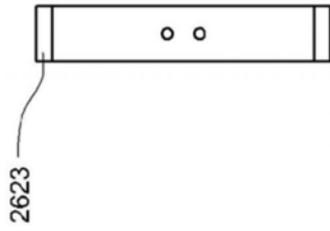


图150 (E)

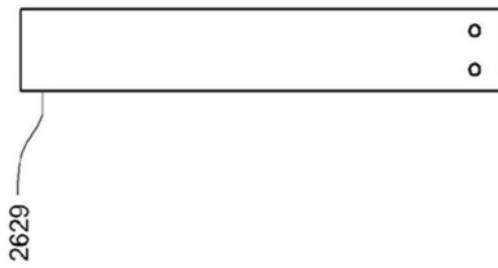


图151 (A)



图151 (B)

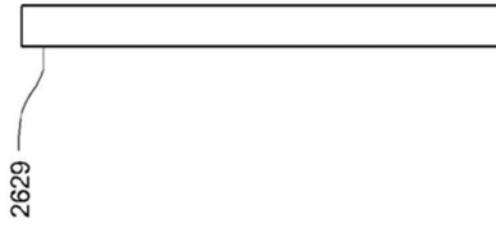


图151 (C)

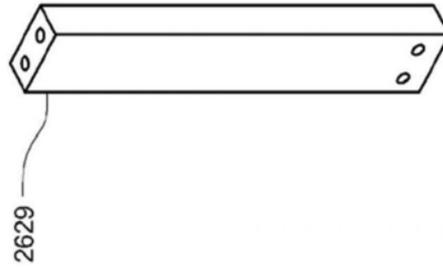


图151 (D)

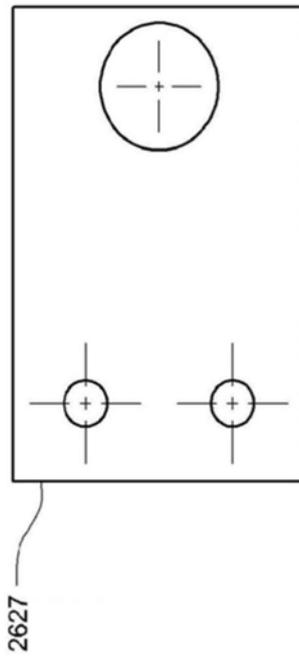


图152 (A)



2627

图152 (B)



2627

图152 (C)

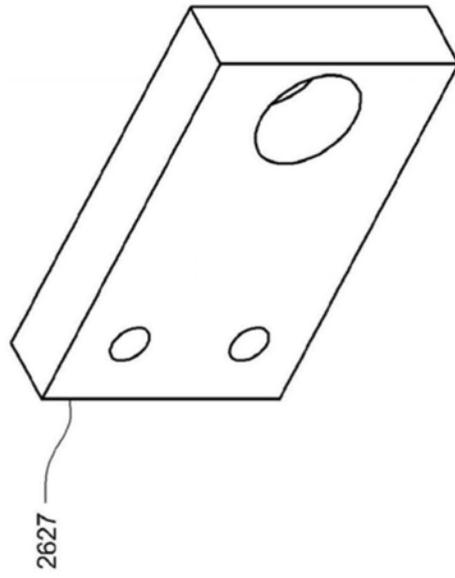


图152(D)

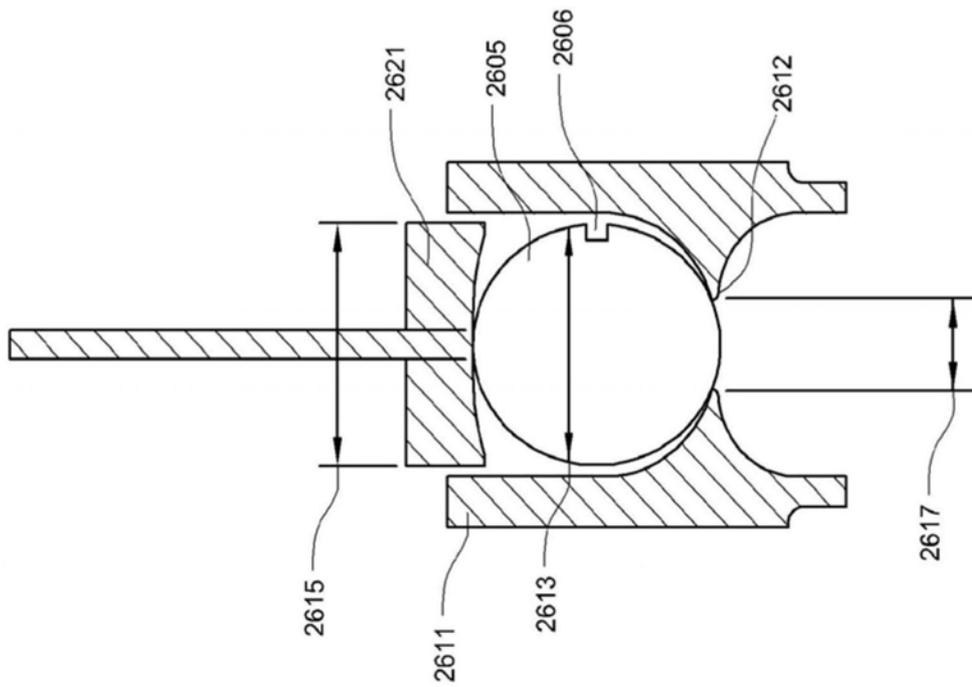


图153

配置	环氧树脂	聚氧酯	埃斯坦 18	埃斯坦 T0	埃斯坦 T1	埃斯坦 T2	埃斯坦 Gen 1
材料	硅树脂	聚氧酯	埃斯坦	埃斯坦	埃斯坦	埃斯坦	埃斯坦
工艺	浸模	吹模	吹模	吹模	吹模	吹模	焊接片材
大小	18ml	30ml	18ml	30ml	30ml	30ml	18ml
单壁厚度 (英寸)	0.00500	0.00045	0.00055	0.00035	0.00090	0.00108	0.00150
限制结果:							
变形	18	6	6.2	10.6	6.4	6.2	5
爆裂	N/A	10.1	N/A	4.9	10.08	12.5	9
爆裂处的力	N/A	18.6	N/A	15.8	18.8	21.9	12
爆裂处的d							
周期	N/A	100%@50	100%@50	0%	100%@50	100%@50	100%@50
# 以 4.25lb 周期 (50最大)							
P/V特性							
基础体积	15	25	18	25	25	25	18
30 cmH2O下的体积	22	36	24	43	33	31	23
△ (%增量)	47%	44%	33%	72%	32%	24%	28%
15 cmH2O下的体积	18	30	22	32	29	28	20.5
△ (%增量)	20%	20%	2.2%	28%	16%	12%	14%

图154

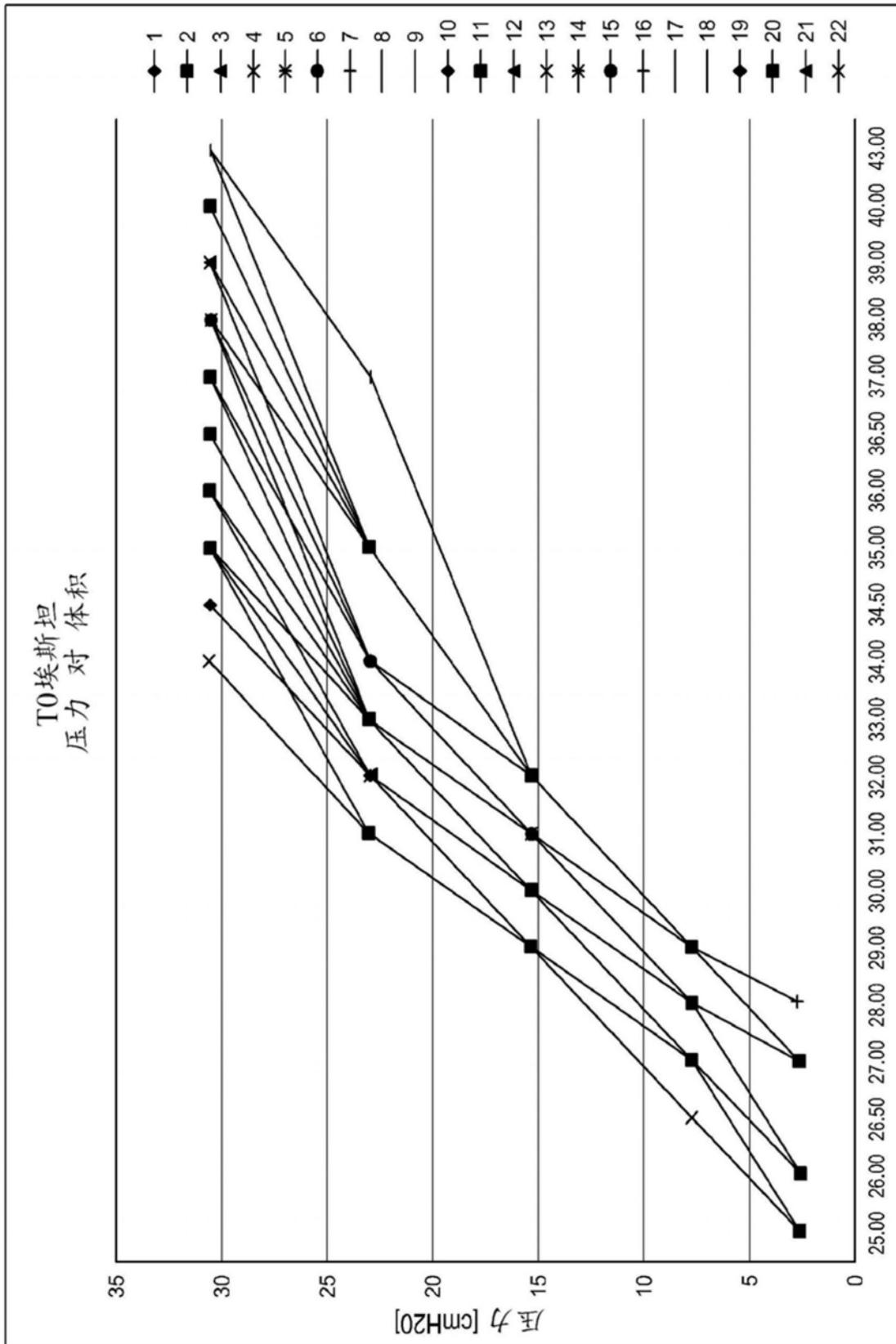


图155

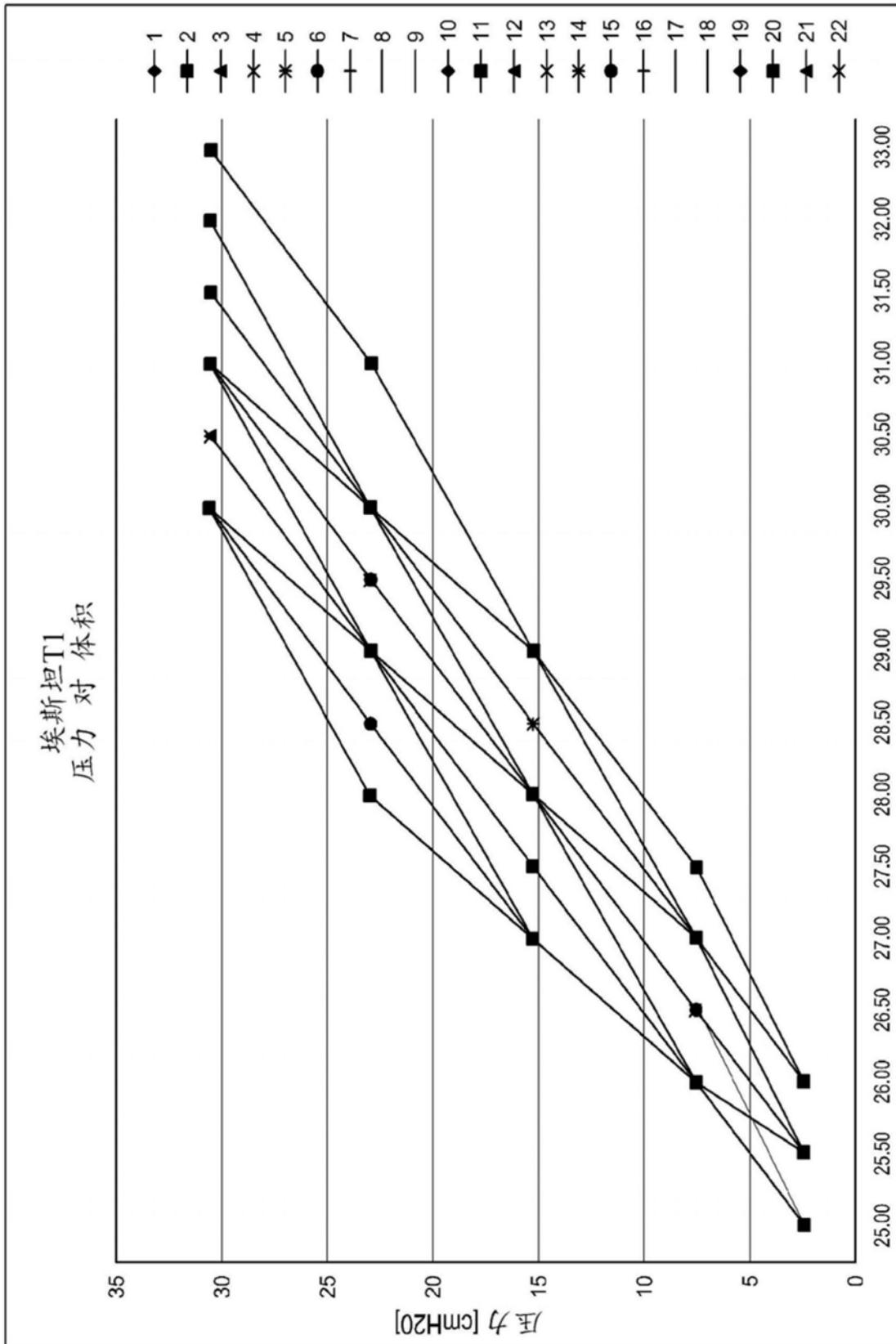


图156

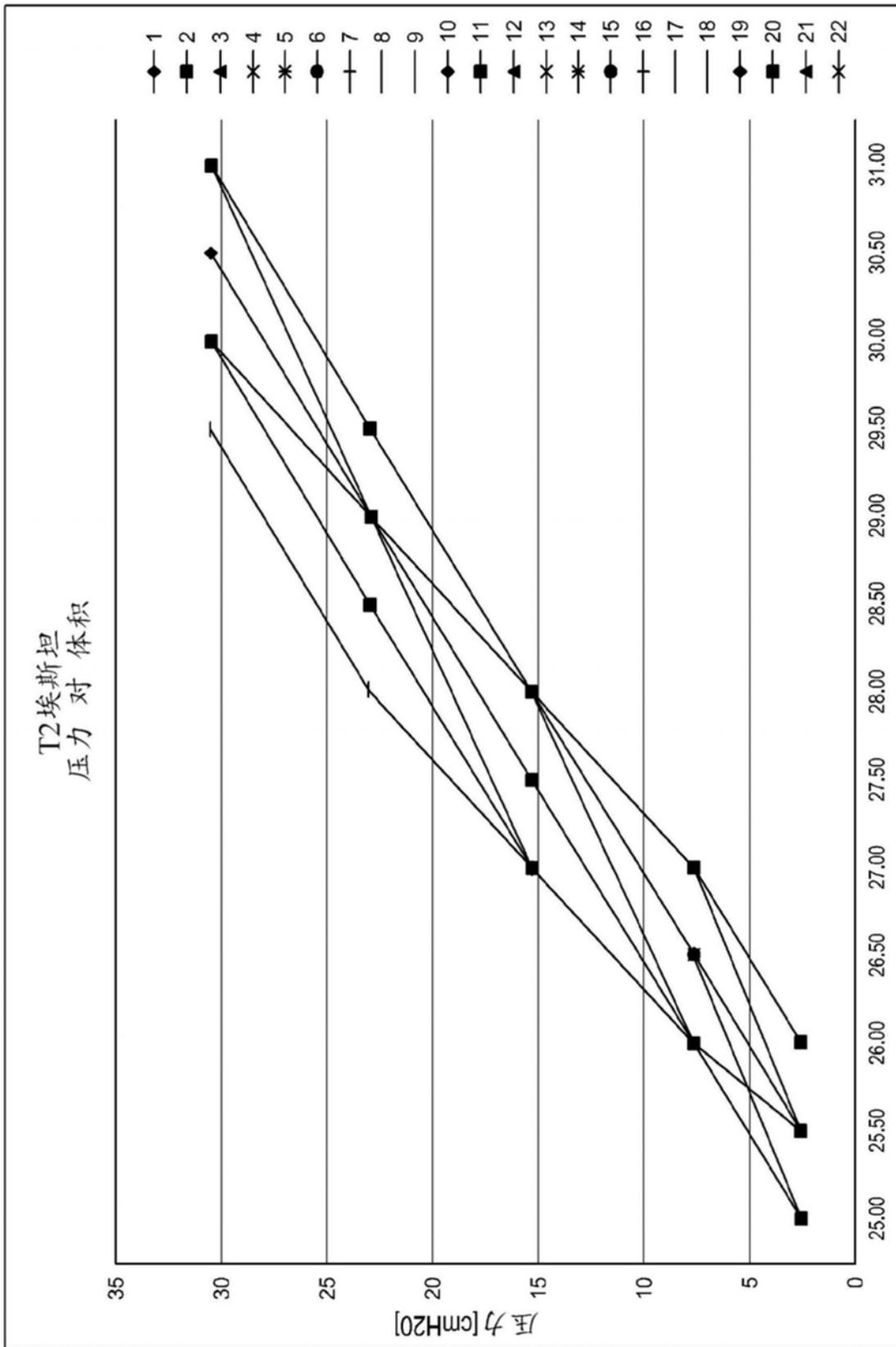


图157

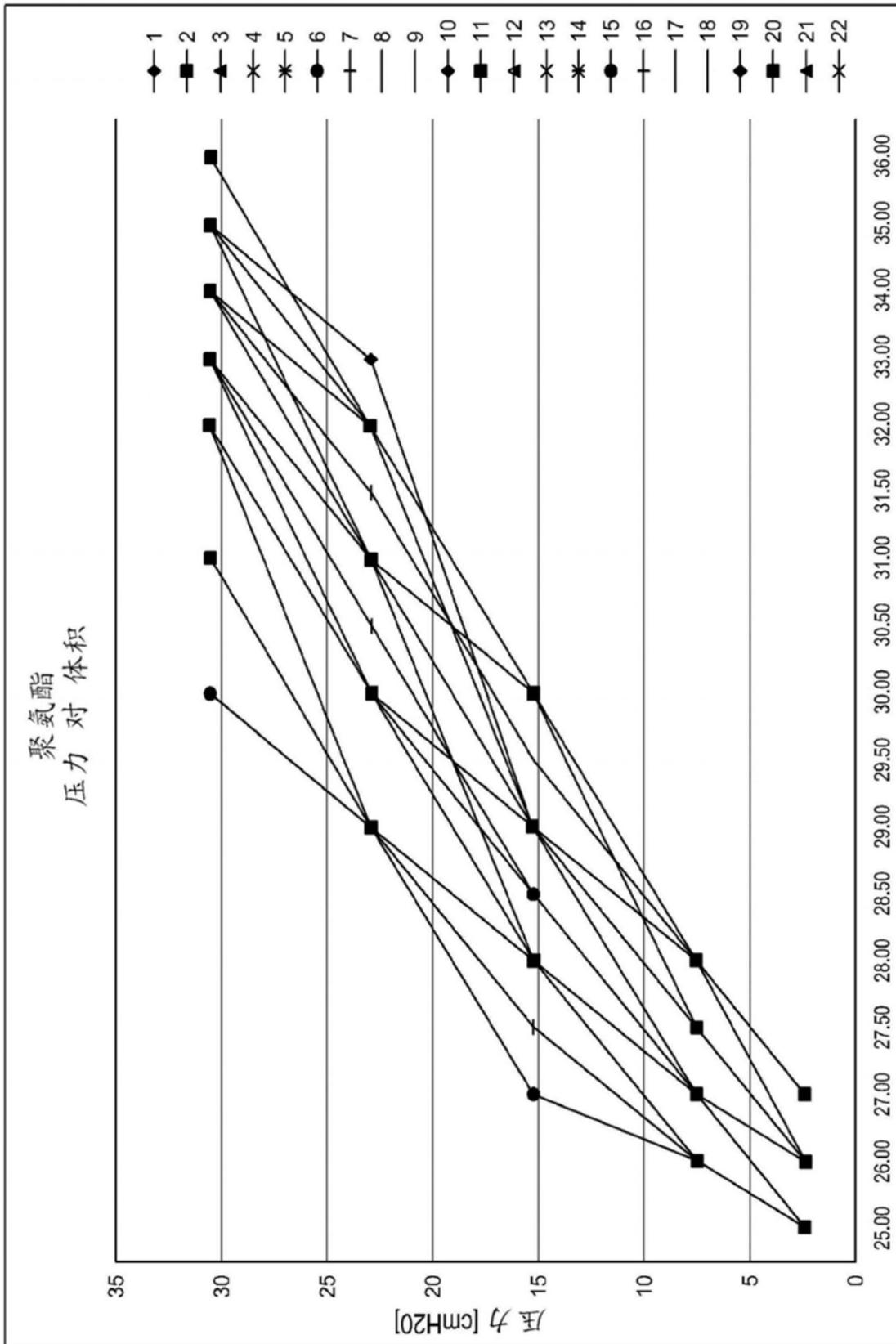


图158