



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 107614817 B

(45) 授权公告日 2020.12.29

(21) 申请号 201680027778.9

(22) 申请日 2016.03.04

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107614817 A

(43) 申请公布日 2018.01.19

(30) 优先权数据

62/139,535 2015.03.27 US

62/169,440 2015.06.01 US

62/213,509 2015.09.02 US

62/280,631 2016.01.19 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2017.11.13

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/US2016/021076 2016.03.04

(87) PCT国际申请的公布数据
W02016/160272 EN 2016.10.06

(73) 专利权人 梭尼轨道系统公司
地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 J·施洛瑟 C·A·特克林德

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 蔡洪贵

(51) Int.Cl.
E04G 3/00 (2006.01)

(56) 对比文件

JP S63280911 A, 1988.11.17

JP S63280911 A, 1988.11.17

US 6575653 B1, 2003.06.10

US 4402481 A, 1983.09.06

US 5779209 A, 1998.07.14

US 2752116 A, 1956.06.26

US 3910538 A, 1975.10.07

US 2002017857 A1, 2002.02.14

US 2010020002 A1, 2010.01.28

审查员 崔培培

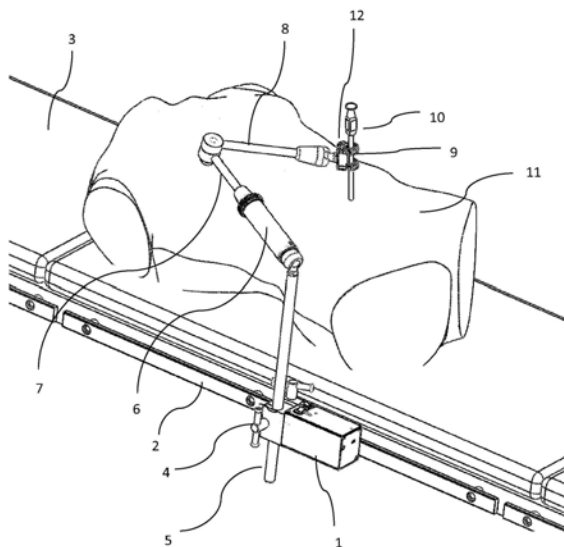
权利要求书2页 说明书15页 附图36页

(54) 发明名称

可快速重新定位的动力支撑臂

(57) 摘要

一种用于外科手术工机具和其它工具的可重新定位的可锁定的支撑臂组件包括：基座臂，其具有下端和上端；远侧臂，其具有近端和远端；和中心接头（通常为旋转接头），其将基座臂的上端直接或间接地联接于远侧臂的近端。下接头（通常为球形接头）位于基座臂的下端，并且上接头（同样通常为球形接头）位于远侧臂的远端。锁定机构于位于下接头的上方的位置处被联接于基座臂，并且被配置成将锁定力同时传送到下接头、传送到旋转接头并且传送到上接头。锁定机构通常包括用于致动锁定机构的动力双向力发生器。



1. 一种可锁定的支撑组件,包括:基座臂,所述基座臂在下端和上端之间沿第一纵向轴线延伸;远侧臂,所述远侧臂具有近端和远端;中心接头,所述中心接头将所述基座臂的上端直接或间接地联接到所述远侧臂的近端;下接头,所述下接头处于所述基座臂的下端;上接头,所述上接头处于所述远侧臂的远端;以及锁定机构,所述锁定机构被放置在所述基座臂内、处于位于所述下接头和所述中心接头之间的一位置处,并且所述锁定机构被配置为将锁定力同时传送到所述下接头、传送到所述中心接头并且传送到所述上接头。

2. 根据权利要求1所述的组件,其中,所述锁定机构通过驱动构件在所述锁定机构内的旋转传送锁定力。

3. 根据权利要求1所述的组件,其中,所述锁定机构包括双向力发生器,所述双向力发生器将锁定力沿第一轴向方向传递到所述下接头,并且沿着与所述第一轴向方向相反的第二轴向方向传递到所述中心接头和所述上接头,所述双向力发生器被容纳在壳体内,形成所述基座臂的至少一部分,以将所述锁定力沿所述第一纵向轴线在所述第一轴向方向和所述第二轴向方向上传递。

4. 根据权利要求3所述的组件,其中,所述锁定机构还包括:上基座杆,所述上基座杆将所述锁定力从所述双向力发生器的一侧传递到所述中心接头;以及远侧杆,所述远侧杆将所述锁定力从所述中心接头传递到所述上接头。

5. 根据权利要求3所述的组件,其中,所述双向力发生器包括由马达驱动的导螺杆和在所述导螺杆上行进的从动件。

6. 根据权利要求4所述的组件,其中,所述双向力发生器包括机械连杆机构,所述机械连杆机构包括被利用三个销钉联接在一起的两个连杆,所述两个连杆被与所述上基座杆成一直线地附接。

7. 根据权利要求4所述的组件,其中,所述中心接头包括旋转接头,所述旋转接头具有将所述基座臂的上端联结于所述远侧臂的近端的轴,并且所述基座臂的上端处的接口表面摩擦地接合所述远侧臂的近端上的接口表面,使得所述锁定机构驱使两个接口表面在一起以防止所述远侧臂和所述基座臂的相对移动。

8. 根据权利要求7所述的组件,其中,所述旋转接头还包括:第一倾斜表面,所述第一倾斜表面从所述上基座杆接收力;以及第二倾斜表面,所述第二倾斜表面向所述远侧杆传递力,所述第一倾斜表面和所述第二倾斜表面被通过所述轴联接,这将所述接口表面锁定在一起;并且响应于所述上基座杆接合所述第一倾斜表面而使所述第二倾斜表面平移。

9. 根据权利要求3所述的组件,其中,所述上接头和所述下接头各自包括球形接头,所述球形接头包括摩擦块,所述摩擦块在所述发生器产生锁定力时,被联接于所述双向力发生器以锁定住所述球形接头。

10. 根据权利要求1所述的组件,其中,所述基座臂的一部分能够与所述锁定机构分离开,以允许移除所述基座臂的所述一部分、所述远侧臂和所述中心接头及所述上接头,从而允许对所述基座臂的所述一部分、所述远侧臂和所述中心接头以及所述上接头进行消毒或更换。

11. 根据权利要求1所述的组件,其中,所述组件还包括被布置在所述远侧臂的远端附近的锁定/解锁按钮或开关,以便实现单手器械操作和解锁/锁定。

12. 根据权利要求1所述的组件,其中,锁定力被使用机械元件同时传递到所述下接头、

所述中心接头和所述上接头。

13. 一种可锁定的支撑组件, 包括: 基座臂, 所述基座臂具有下端和上端; 远侧臂, 所述远侧臂具有近端和远端; 中心接头, 所述中心接头将所述基座臂的上端直接或间接地联接于所述远侧臂的近端; 下接头, 所述下接头处于所述基座臂的下端; 上接头, 所述上接头处于所述远侧臂的远端; 动力锁定机构, 所述动力锁定机构被放置在所述基座臂内、处于位于所述下接头和所述中心接头之间的一位置处, 并且所述动力锁定机构被配置成同时接合所述下接头、所述中心接头和所述上接头, 以便经由机械元件同时向所述下接头、所述中心接头和所述上接头传送锁定力来防止所述基座臂和所述远侧臂的相对运动。

14. 根据权利要求13所述的组件, 其中, 所述组件还包括: 闭锁机构, 一旦供给到所述动力锁定机构的动力发生损失, 所述闭锁机构就防止所述远侧臂和所述基座臂移动和/或防止所述动力锁定机构使所述接头脱离接合。

15. 根据权利要求14所述的组件, 其中, 所述闭锁机构包括不可反向驱动的导螺杆机构, 所述导螺杆机构在动力损失时维持其位置。

16. 根据权利要求13所述的组件, 其中, 所述动力锁定机构包括力发生器, 所述力发生器包括马达, 所述马达被通过导螺杆进行联接以便将力传递到所述中心接头、所述下接头和所述上接头。

17. 根据权利要求13所述的组件, 其中, 所述组件还包括被布置在所述远侧臂的远端附近的锁定/解锁按钮或开关, 以便实现单手器械操作和解锁/锁定。

18. 一种可锁定的支撑组件, 包括: 基座臂, 所述基座臂具有下端和上端; 远侧臂, 所述远侧臂具有近端和远端; 中心接头, 所述中心接头将所述基座臂的上端直接或间接地联接于所述远侧臂的近端; 下接头, 所述下接头处于所述基座臂的下端; 上接头, 所述上接头处于所述远侧臂的远端; 以及动力锁定机构, 所述动力锁定机构被放置在所述基座臂内、处于位于所述下接头和所述中心接头之间的一位置处, 并且所述锁定机构被配置为同时接合所述下接头、所述中心接头和所述上接头, 以便向所述接头传送锁定力来防止所述基座臂和所述远侧臂的相对运动; 其中, 所述接头中的至少一些被偏置, 以便在没有锁定力的情况下, 消除或减小所述接头或锁定机构中的间隙, 从而在所述锁定机构接合所述接头时, 防止臂位置的意外变化。

19. 根据权利要求18所述的组件, 其中, 所述动力锁定机构包括力发生器, 所述力发生器通过所述基座臂和所述远侧臂传递锁定力以锁定住所述接头。

20. 根据权利要求19所述的组件, 其中, 所述力发生器包括马达, 所述马达被通过导螺杆联接以将力传递到所述中心接头、所述下接头和所述上接头。

21. 根据权利要求18所述的组件, 其中, 所述组件还包括被布置在所述远侧臂的远端附近的锁定/解锁按钮或开关, 以便实现单手器械操作和解锁/锁定。

可快速重新定位的动力支撑臂

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求下列临时专利申请的权益：(1) 2015年3月27日提交的62/139,535 (代理案卷No. 49053-703.101)；(2) 2015年6月1日提交的62/169,440 (代理案卷No. 49053-703.102)；(3) 2015年9月2日提交的62/213,509 (代理案卷No. 49053-703.103)；以及(4) 2016年1月19日提交的62/280,631 (代理案卷No. 49053-703.104)。这些在先临时申请中的每一篇的全部公开内容均被通过引用结合到本文中。

技术领域

[0003] 本发明主要涉及用于支撑手术和其它工具的设备 and 系统。特别地，本发明涉及用于支撑手术和其它工具的可锁定的铰接臂。在许多工业和医疗应用中，所期望的是，具有能够将物体固定和支撑在空间中的可重新定位的低轮廓臂。例如，在外科手术领域中，将多个器械和牵开器同时用于不同的目的是很常见的，这些目的包括手术部位的暴露和可视化以及执行预期手术。由于外科医生通常在一只手中仅可握持和操纵一个器械，因此通常使用外科助手和/或可重新定位的支撑臂来握持附加器械。由于追加人员是费用高的，人员操作范围狭窄，并且难以长时间保持器械稳定，因此可重新定位的支撑臂是有吸引力的选择事物。手术中使用的大多数可重新定位的支撑臂包括通过由外科医生或助手使用一个或多个螺纹旋钮或杆锁定和解锁的接头保持在一起的两个或更多个臂段。如果接头未被充分地旋紧，则器械会“随意移动”，这至少是一个不便之处，并且有时可能为患者带来重大风险。虽然理论上是简单的，但是在实践中，可能难以向锁定旋钮或杆施加必要的力，同时将器械在预期位置和取向处保持稳定。使用传统的可重新定位的支撑臂的另一难题是需要两只手：一只手用于握持器械，而另一只手用于旋紧旋钮或杆。第三个难题是解锁臂、重新定位器械和重新旋紧臂的过程是繁琐的，并且浪费了手术的宝贵时间。为了部分解决这些难题，已经提议了可重新定位的支撑臂，这些可重新定位的支撑臂使用按钮或开关来控制电源或所存储的能量源（例如，压缩气体）以便在接头处锁定住臂。这种臂可被快速地锁定和解锁，从而使器械重新定位的任务不那么繁琐。然而，迄今为止，这种机动的可重新定位的支撑臂是体积庞大的、昂贵的、难以进行消毒并且由于接头锁定力低而容易发生接头滑移。因此，提供用于手术和其它目的的可重新定位的可锁定的支撑臂将会是有用的，这种支撑臂提供了快速可调节性和器械放置、单手操作、高接头锁定力和器械稳定性、紧凑轮廓、消毒简单和低成本中的一个或多个。本发明优选地提供了这些目的中的至少一些目的。

背景技术

[0004] 相关背景专利包括：美国专利No. 4,402,481；No. 4,606,522；No. 6,491,273；No. 3,910,538；No. 6,575,653；No. 3,858,578；和No. 5,020,933。

发明内容

[0005] 在第一方面，本发明提供了一种可锁定的可重新定位的支撑组件，其包括：基座

臂,其具有下端和上端;远侧臂,其具有近端和远端;中心接头,其将基座臂的上端直接或间接地联接于远侧臂的近端;下接头,其处于基座臂的下端;上接头,其处于远侧臂的远端;以及锁定机构(通常包括如下所述的致动器),其于位于下接头的上方的位置处被联接于基座臂,并且被配置为将锁定力同时传送到下接头、中心接头和上接头。通过“上方”,它意指锁定机构位于下接头的位于下接头的远侧(即沿着朝向中心接头的方向)的一侧。可锁定的支撑组件的下接头通常将被配置成通常间接地通过杆或其它中间支撑元件可移除地附接于手术床上的诸如侧轨之类的表面。上接头将通常被配置成可移除地附接出于手术或其它目的的工具或工具保持器。接头可具有在可锁定的可重新定位的支撑组件中使用的类型的任何苟傲,通常为在三维空间中提供“通用”枢转运动的球形或滚珠接头、在相对于轴线的平面中提供旋转的旋转接头、允许沿直线、曲线或其它线移动的平移接头等。在具体实施例中,中心接头通常是旋转接头,而上接头和下接头通常是球形接头。本发明的锁定机构也可具有多种构造。适用的锁定机构通常将通过压缩(例如,推动)、拉伸(例如,拉动)、旋转或其组合中的至少一种来传送锁定力。锁定力将与接头接合或相互作用,以便选择性地固定住接头,这些接头进而将接头和臂保持或锁定在预期位置中。当接头没有锁定力时,接头和臂将被手动地重新定位,使得用户可将被保持于远侧臂的远端处的工具、器械或其它物品放置在预期位置和取向上,并且在该位置是令人满意的之后,施加锁定力来固定住该臂并将工具或器械固定就位,直到臂被释放为止。在具体实施例中,锁定机构包括“动力”双向力发生器,该发生器将锁定力沿一个轴向方向传递到下接头,并且沿相反的轴向方向传递到中心接头和上接头。锁定机构将通常包括:上基座杆,其将锁定力从双向力发生器的一侧传递到中心接头;以及远侧杆,其将锁定力从中心接头传递到上接头。锁定机构还可包括下基座杆或延伸器,其将力从双向力发生器的相反侧传递到下接头。作为选择,球形的下接头可以被直接地联接于双向力发生器的相反侧。在所示实施例中,双向力产生可以是流体动力的,例如,液压地和/或气动地,或者可以是电动的。如本文中所使用的术语“杆”包括具有轴线并且能够经由压缩(例如,沿轴向方向推动)、拉伸(例如,沿轴向方向拉动)和/或围绕该轴线的旋转传递机械力的任何细长结构或构件。杆被示出为简单的圆柱形细长元件,但是可以具有其它几何形状,该杆例如为具有矩形或其它非圆形的横截面的梁等。杆将通常被形成为一体,但是也可形成有被连结在一起以传递预期力的两个或多个段。通常,杆将是刚性的,但是在一些情况下(例如,在被用于在接头或其它元件之间施加拉伸力时),可以是非刚性的。在流体实施例中,双向力发生器包括液压或气动驱动器,其具有在第一轴向方向上行进的活塞以及沿第二轴向方向行进的气缸或第二活塞。驱动器与基座臂轴向地对准,使得活塞被布置成沿着基座臂在一个轴向方向上将锁定力传递到例如中心接头,并且气缸或第二活塞被布置成将锁定力在另一轴向方向上传递到例如下接头。流体双向力发生器将通常还包括流体发生器,例如,产生加压液压或气动流体的发生器。流体发生器将通常远离液压或气动驱动器定位,并且将通过流体连接线连接于该驱动器。在电动实施例中,双向力发生器可包括电动马达和力倍增器装置。该倍增器装置可包括由马达驱动的导螺杆和在螺钉上行进的从动件。作为选择,倍增器装置可包括机械连杆机构,其包括被利用三个销钉联接在一起的与上基座杆成一直线地附接的两个连杆。其它倍增器装置包括齿轮减速器、螺纹传动器、齿条齿轮驱动器或滚柱-楔形件机构的组合。在其它具体实施例中,中心接头包括旋转接头,其具有将基座臂的上端连结于远侧臂的近端的轴,并且基座臂的上端处的接口表

面摩擦地接合远侧臂的近端上的接口表面,使得锁定机构驱使接口表面在一起,以防止臂的相对移动。这种旋转接头可还包括:第一倾斜表面,其从上基座杆接收力;以及第二倾斜表面,其向远侧杆传递力,其中,对准的表面被通过轴联接,该轴(1)将接口表面锁定在一起;并且(2)响应于上基座杆接合第一倾斜表面而使第二倾斜表面平移。上接头和下接头可以各自包括球形接头,这些双向球形接头包括摩擦块,当发生器产生锁定力或被以其它方式致动时,该摩擦块被联接于双向力发生器,以便锁定住该球形接头。本发明的可锁定的可重新定位的支撑组件还允许对消毒部件进行方便的覆盖、消毒和更换。特别地,本发明的可锁定的支撑组件可包括基座臂,其可与锁定机构分离开,以便允许移除基座臂、远侧臂以及中心接头和上接头,从而允许对基座臂、远侧臂以及中心接头和上接头进行消毒或更换。可锁定的支撑系统可包括可锁定的支撑件,其具有无菌盖布,该无菌盖布被配置成当基座臂、远侧臂和接头被连接于锁定机构时覆盖住该锁定机构。在第二方面,本发明提供了一种可锁定的支撑组件,包括:基座臂,其具有下端和上端;远侧臂,其具有近端和远端;中心接头,其将基座臂的上端直接或间接地联接于远侧臂的近端;下接头,其处于基座臂的下端;上接头,其处于远侧臂的远端;动力锁定机构,其被配置成同时接合下接头、中心接头和上接头,以便向所述接头传送锁定力来防止所述臂的相对运动;以及闭锁机构,一旦锁定机构的动力损失,该闭锁机构方防止臂移动和/或防止锁定机构使接头脱离接合。锁定机构通常包括力发生器,该力发生器通过基座臂和远侧臂来传递锁定力,以便锁定住接头,并且该力发生器通常包括流体驱动器,例如,液压的或气动的,其具有至少沿第一方向行进的第一活塞以及沿相反方向行进以传递该锁定力的第二活塞或缸体。作为选择,力发生器可包括马达,该马达被通过力倍增器联接以将力传递到中心接头、下接头和上接头。闭锁机构可包括弹簧加载元件,该弹簧加载元件在该组件正在接收动力时受到约束,并且当动力损失时解除约束以闭锁住该锁定机构和/或臂。作为选择,闭锁功能可由力倍增器的不可逆的性质来提供。在第三方面,本发明提供了一种可锁定的支撑组件,包括:基座臂,其具有下端和上端;远侧臂,其具有近端和远端;中心接头,其将基座臂的上端直接或间接地联接于远侧臂的近端;下接头,其处于基座臂的下端;上接头,其处于远侧臂的远端;动力锁定机构,其被配置成同时接合下接头、中心接头和上接头,以便向所述接头传送锁定力来防止所述臂的相对运动,其中,当动力锁定机构损失动力时,臂保持锁定;以及超控机构,其用于一旦供给到锁定机构的动力损失,就允许臂的手动重新定位。超控机构使锁定机构暂时脱离接合,以便在动力锁定机构损失动力时,允许对臂进行重新定位和重新锁定。力发生器可包括具有至少第一活塞和第二活塞或缸体的液压缸或气压缸,该第一活塞和第二活塞或缸体沿相反方向行进以传递该锁定力。力发生器可包括马达,该马达被通过力倍增器联接以将力传递到中心接头、下接头和上接头,其中,该超控机构使导螺杆脱离接合。在第四方面,本发明提供了一种可锁定的支撑组件,包括:基座臂,其具有下端和上端;远侧臂,其具有近端和远端;中心接头,其将基座臂的上端直接或间接地联接于远侧臂的近端;下接头,其处于基座臂的下端;上接头,其处于远侧臂的远端;以及动力锁定机构,其被配置成同时接合下接头、中心接头和上接头,以向所述接头传送锁定力来防止所述臂的相对运动,其中,接头中的至少一些被偏置,以便在没有锁定力的情况下,消除或减小接头或锁定机构中的间隙,从而在锁定机构接合接头时,防止臂位置的意外变化。锁定机构可包括力发生器,该力发生器通过基座臂和远侧臂传递锁定力以便锁定住接头,并且该力发生器可包括流体(例如液压或气动)气

缸,其至少具有沿相反方向行进以传递该锁定力的第一活塞和第二活塞或缸体。作为选择,力发生器可包括马达,该马达通过力倍增器联接以将力传递到中心接头、下接头和上接头。在本发明的另一方面,锁定臂组件可还包括锁定/解锁按钮或开关,其被布置在远侧臂的远端附近,使实现单手器械操作和解锁/锁定。锁定/解锁按钮或开关可被配置成启动或实现本文中所述和要求保护的任意锁定机构的操作。在本发明的另一方面,锁定力可被使用机械元件基本上同时传递到下接头、中心接头和上接头。在本发明的另一方面,基座、远侧臂、中心接头、下接头和上接头被配置成仅由锁定机构驱动,并且锁定机构由单个连接器供以动力。这是有利的,这是因为可锁定的支撑组件并不必与位于该组件的外部的其它动力源连接。消除这种接口有利于改善临床工作流程,并且通过对于本发明的可锁定臂的有效电力利用而成为可能。

附图说明

[0006] 图1示出了结合有电动锁定机构的根据本发明的原理构建的可重新定位的可锁定的支撑臂。图2示出了结合有流体动力锁定机构的根据本发明的原理构建的可重新定位的可锁定的支撑臂。图3是图2的一部分中的部件的放大图。图4是图3的部件的截面图。图5是图1-4的远侧臂的远端上的远侧接头的详细截面图。图6a-6b是图1-4的中心旋转接头的详细横截面图。图7是图1的电动锁定机构的详细截面图。图8是图2的流体锁定机构的详细截面图。图9示出了驱动图8的流体锁定机构的主液压气缸组件的截面图。图10示出了向图9的主液压气缸组件提供动力的气动系统的示意图。图11示出了直接由加压流体供以动力的具有与液柱活塞相邻的致动阀的替代双向锁定机构实施例的截面图。图12示出了由两个相对的活塞供以动力的替代双向锁定机构实施例的截面图。图13示出了由单个活塞和活动气缸供以动力的替代双向锁定机构实施例的截面图。图14(a)-(b)示出了滚柱球接头,该滚柱球接头提供了用于强制性分离两个本体的机械装置,作为图8和图11-13的锁定机构中使用活塞的替代方案。图15示出了使用连杆机构构件和偏心轮毂来产生机械优点的替代双向锁定机构实施例的截面图。图16示出了使用滚柱楔来产生机械优点的替代双向锁定机构实施例的截面图。图17(a)-(d)概念性地示出了锁定机构将锁定力分配到臂接头的不同方式。图18a示出了通过沿远离中心旋转接头的方向拉动上基座杆而被锁定住的中心旋转接头的截面图。图18b示出了通过旋转上基座杆而被锁定住的中心旋转接头的截面图。图19示出了通过沿远离球形接头的方向拉动内杆而被锁定住的球形接头的截面图。图20示出了在外臂段上施加锁定拉伸力的替代锁定机构的截面图。图21a-d示出了图1-4的中心旋转接头的替代实施例的截面图。图22a和22b示出了可重新定位的可锁定的支撑臂的近侧部分的替代实施例,其中,锁定机构闭锁并且位于臂的基座处。图22a是透视图,而图22b是截面图。图23是图1-4的中心旋转接头的替代实施例的截面图,其中,滚动元件用于减少摩擦能量损失。图24是图1-4的中心旋转接头的替代实施例的截面图,其中,滚柱楔用于减少摩擦能量损失并产生机械优点。图25a-h示出了用于预加载可重新定位的可锁定的支撑臂的接头的多种实施例的截面图。图25a-f示出了具有位于中心旋转接头处的弹簧的预加载实施例,并且图25g-h示出了具有位于基座球形接头和/或远侧球形接头处的弹簧的预加载实施例。图26a-b示出了用于可重新定位的可锁定的支撑臂的机械超控锁定/释放系统的两个替代实施例的截面图。图27a和图27b示出了可与根据本发明的可重新定位的可锁定的支撑臂组合的运动范

围增大的锁定球形接头的替代实施例。图27a示出了3D视图,而图27b示出了截面图。图28a和图28b示出了根据本发明的用于可重新定位的可锁定的支撑臂的消毒系统的两个实施例。图29a和图29b示出了如图28b中所示的用于将远侧臂附接于锁定机构以及从锁定机构移除的接口的详细实施例。图30示出了用于在根据本发明的可重新定位的可锁定的支撑臂中使用的近侧臂连杆机构配衡系统的实施例。图31示出了根据本发明的用于在可重新定位的可锁定的支撑臂中使用的近侧臂连杆机构配衡系统的替代八面体实施例。图32a和图32b示出了根据本发明的包括多个可重新定位的可锁定的牵开器支撑臂的牵开系统。图33示出了通过并行地操作多个可重新定位的可锁定的支撑臂而具有增大的强度和稳定性的器械定位系统。

具体实施方式

[0007] 图1示出了在对患者(11)实施的外科手术中使用的根据本发明的原理构建的可重新定位的可锁定的支撑臂。电动基座单元(1)夹住手术台(3)的围栏(2)。基座单元上的手动夹具(4)将电动基座单元(1)旋紧靠在围栏(2)上,并且能够调节确定臂位于手术台的上方的高度的杆(5)。臂本身包括位于近侧基座的附近的电动双向致动器(6),基座臂段(7)和远侧臂段(8)。器械保持器(9)将器械(10)连接到臂的远端。锁定/解锁按钮(12)设置在器械保持器上或附近,使得用户可以利用同一只手来启动对臂的动力锁定和解锁,这只手将器械定位和/或保持在相对于患者(11)的预期位置或取向。在图1中,如下文中参照图7进一步描述的那样,利用电动基座单元(1)和电动双向致动器(6)来对接头进行锁定和解锁。在图2中,如下文中参照图8-10进一步描述的那样,利用包括流体基座单元(20)和流体双向致动器(21)的流体系统对臂的接头进行锁定和解锁。图1和图2的锁定臂包括由通过球形接头和旋转接头接合的臂段构成的串联连杆机构。如图3中更详细地所示,基座臂段(7)和远侧臂段(8)与中心旋转接头(30)连接。基座球形接头(31)被保持在位于致动器单元(400)的近端或“基座”端的基座球形护圈(35)中,该致动器单元(400)被连接于基座臂段(7)的近端。远侧球形接头(32)被保持在位于远侧臂段(8)的远端的远侧球形护圈(36)中。可以在远侧球形接头(32)和中心旋转接头(30)之间设置附加的远侧旋转接头(33),以允许远侧球形护圈(36)相对于远侧臂段(8)旋转。同样,可以在基座臂段(7)的近端和致动器单元(400)之间设置可旋转的基座旋转接头(34),以使基座臂段(7)能够相对于基座球形护圈(35)旋转。在一些优选实施例中,球形护圈具有切口(37),该切口(37)允许球形接头在该切口中延伸枢转。尽管在图1-3中仅示出了基座臂段和远侧臂段,但可在中心旋转接头(30)和远侧球形护圈(36)之间设置附加的“中间”臂段,使得中心旋转接头将基座臂的上端“直接或间接地”联接到远侧臂的近端。每个附加臂段通常需要添加至少一个附加接头(通常为一个附加旋转接头)以形成可重新定位的可锁定的支撑臂结构。这种附加臂段可提供较大的覆盖范围和能力,以将臂定位成在外科手术领域中具有更多的自由度。现在具体参照图4和图5,如箭头(6a)所示,锁定力在近侧方向和远侧方向上从双向的致动器单元(400)“双向地”传递。远侧杆(41)和上基座杆(42)分别延伸穿过基座臂段(7)和远侧臂段(8)中的轴向通道,并将锁定力沿远侧方向传递到中心旋转接头(30)和远侧球形接头(32)。来自致动器单元(400)的近侧力由位于致动器单元(400)的近端或基座端的延伸器(6e)传递以锁定住基座。远侧杆(41)、上基座杆(42)和延伸器(6e)上的压缩负载推动基座摩擦块(43)(44),这些基座摩擦

块(43)(44)基本上同时对两个球形接头(31)和(32)施加压力。延伸器(6e)上的压缩负载源自与延伸器接触的致动器单元(400)的膨胀。内杆上的压缩负载通过基座臂段(7)和远侧臂段(8)引起反作用力(延伸负载)。这些反作用力被通过介于臂段(7)(8)和基座球形护圈(35)(36)之间的基座倾斜接口(39)和远侧倾斜接口(38)传递,从而在倾斜接口处施加摩擦力,并锁定住基座旋转接头(34)和远端旋转接头(33)。尽管图5示出了远侧或上球形接头(32),但是对于基座球形接头(31)而言,细节是相似的。图6a更为详细地示出了中心旋转接头(30),并且示出了锁定力如何从基座臂段(7)中的上基座杆(42)传递到远侧臂段(8)中的远侧杆(41)。中心旋转接头(30)限定了运动/力传递机构,该机构从上基座杆(42)接收锁定力,并且同时将该锁定力施加到中心接头本身以及施加到远侧杆(41)。该传递机构包括基座塞(60)和远侧塞(61)。当上基座杆(42)被致动器单元(400)(图4)向上推动时,位于上基座杆(42)的远端上的倾斜接口(42r)推靠在位于基座塞构件(60)上的倾斜接口表面(60r)上。倾斜接口表面(60r)的角度致使基座塞(60)沿着箭头(60a)的方向从臂的基座侧横向平移。连接基座塞(60)和远侧塞(61)的加盖轴构件(63)致使远侧塞(61)沿着箭头(61a)的方向朝向臂的基座侧向内平移。当远侧塞(61)向内平移时,远侧倾斜接口(61r)接合位于远侧杆(41)上的倾斜接口(41r),以便在远侧球形接头(32)的方向上推动杆。远侧杆(41)的远端将摩擦块推靠在远侧球形接头(32)的球上,从而将远侧球形接头(32)锁定就位。图6b是远侧倾斜接口的详细截面图。返回参照图6a,当远侧塞(61)向内平移时,远侧倾斜接口(61r)致使向内指向的力被施加在远侧杆(41)和远侧臂段(8)之间。该力致使臂的整个远侧半部在中心旋转接合接口处、在臂的基座半部上施加力,从而向中心旋转接头(30)施加锁定力。中心旋转接头处的摩擦垫圈(67)增大了中心旋转接头锁定扭矩。注意,通过设计,该系统在移动部件之间具有小间隙。结果,仅致动器的小幅运动(通常小于2 mm)就可使系统在锁定状态和释放状态之间移动。图6a中所示的另一特征是在致动器故障的情况下使用的手动锁定和解锁备用或超控机构。螺纹旋钮(66)被放置在轴构件(63)的螺纹柄上。可以转动旋钮以增大或减小基座塞(60)和远侧塞(61)上的锁定力,该锁定力进而使中心接头旋紧或扩张,从而以与致动器的状态无关的方式手动地锁定或解锁整个臂。这种手动锁定特征可被沿夹持路径(转而参见图26)中的任一构件放置在任何位置。轴构件(63)可具有限制其相对于基座塞(60)的旋转的键。在所示实施例中,锁定螺母(68)被固定到轴上。螺纹旋钮(66)和螺母(68)之间的轴向间隙(68c)提供了旋钮的有限运动范围。该运动可对应于致动范围,从而确保接头并未过松,也可并未被过度旋紧。在另一实施例中,代替螺纹旋钮(66),可以是需要工具进行操作的接口。这防止旋钮的意外操作。许多类型的致动器是本领域技术人员已知的。在本发明的优选实施例中,致动器单元(400)具有“常开”的特性。也就是说,如果在医疗手术期间锁定住臂的同时丧失了致动器动力,则臂将保持锁定,使得被保持住的器械并未失去其位置。臂的意外解锁在被保持住的器械相对于患者处于脆弱或易受伤害的位置(例如,用于脑垂体手术期间显影的经鼻内窥镜)中时可能具有严重的医疗后果。因此,在本发明的一个实施例中,致动器被利用不可反向驱动的力倍增器供以动力。参照图7,电动双向致动器(6)通常包括由马达驱动的导螺杆或驱动螺杆以及在该螺杆上行进的螺母或其它从动件。具体实施例在横截面中示出。具有行星齿轮减速器(71)的马达(70)转动被刚性地附接于导螺杆本体(72)的齿轮箱轴(71s)连接器。导螺杆的旋转致使导螺母(73)相对于轴组件平移,从而压缩上基座杆(42)和马达笼(75)。导螺母和马达底座上的法兰(未示出)将

运动限制为纯平移运动,并防止导螺母相对于该组件旋转。推力轴承(74)支撑大压缩负载。可以选择马达传动设计(齿轮箱和导螺杆)以防止齿轮的“反向驱动”,这是有利的,这是因为在动力或马达故障的情况下,致动器将保持处于其当前状态,并且因此该臂保持处于其当前状态(锁定或解锁)。在替代实施例中,可以用替代倍增器装置来代替导螺杆,该替代倍增器装置可包括齿轮减速器、差速螺杆驱动件、齿条齿轮驱动件、蜗杆驱动件、滚柱-楔形件机构、滚柱滚珠机构(图14)或其它装置的组合。为了驱动系统并利用特定的力进行锁定,必须对马达施加特定的扭矩。由于电流与扭矩成比例,因此通过精确地限制锁定阶段期间的最大电流,可以实现特定的接合锁定力。由于最大电流可以使用电流传感器进行软件选择,因此在该实施例中,锁定力可以是可软件选择的。可以从位于臂的电动基座单元(1)中的电池方便地提取电流,从而使该系统成为独立的单元并且无需插入外部电源线。当导螺母(73)返回到其“原始的”近侧位置(76)时,可以使用接触开关(未示出)在它于其原始位置处撞击“挡板(hard stop)”之前关闭马达,从而防止马达损坏并限制系统上的“冲击负载”。在另一实施例中,可以于原始的近侧位置(76)处设置刚性的“碰撞弹簧”(未示出)。该弹簧可以是橡胶盘、陶瓷制动盘、贝氏盘簧或其它材料。在本发明的另一实施例中,双向致动器由流体(优选地为液压流体)供以动力。这在图8中的横截面中示出。致动器包括被刚性地连接于基座球形护圈的外壳(81)。在该壳体内的是可自由地在该壳体内部轴向地移动的致动器本体(82)。致动器本体被通过上盖(83)和下盖(84)在端部刚性地覆盖在顶部。在致动器本体内设置有被刚性地固定于活塞延伸器杆(87)上的活塞(85)。活塞(85)的底部和下盖(84)的顶部之间的体积形成小液压空隙(86)。当流体被通过软管(98)泵送到液压配件(88)并泵送到该空隙中时,活塞延伸器杆(87)朝向致动器本体(82)缩进。这从基座摩擦块(43)上移除了力,从而释放基座球形接头。在优选实施例中,该小运动也释放了整个臂连杆机构链。液压力作用在一堆刚性弹簧(80)上。这堆弹簧优选地是足够刚性的,使得该组件在通常锁定的连杆机构中像刚性压缩元件一样起作用。该实施例具有当致动器由于流体压力的损失、动力损失或其它危及安全的情况而变得不起作用时并不解锁该系统的优点。用以致动流体致动器(21)的压力由流体基座单元(20)产生。被容纳在基座单元(20)内的是主气缸组件(90)。主气缸组件的截面图在图9中示出。加压气体进入到位于外部气缸壳体(99)中的端口(91)中并推动气体活塞(92)。活塞上的力被通过连杆(93)传递到液压活塞(94)。液压活塞的移位将液压流体从液压配件(95)中泵送出,这些液压配件(95)被经由软管(98)连接到图8中所示的液压配件(88)。当释放气体压力时,连接在刚性活塞组件和外部气缸壳体(99)之间的弹簧(96)使气体和液压活塞返回到它们的基本位置。流体储存器(97)根据需要向系统提供附加的液压流体。液压活塞(94)通常具有比气动活塞(92)小的有效面积,以便与气动供给压力相比,在液压管路中产生高得多的压力。液压活塞(94)通常具有比液压从动活塞(85)小的有效面积,以便在从动致动系统中获得比主系统中更大的力。为了控制向主气缸组件(90)供给的气体压力,使用图10中示意性地示出的气动系统。在优选实施例中,通过直接附接于臂基座单元(20)的微型气罐(例如,CO₂)提供高压。以这种方式,该单元是独立的,并且无需任何外部插头。在替代实施例中,高压源可以来自外部压力源(例如,手术室中的压缩空气或氮气)。在任一情况下,利用压力调节器(101)将高压源(100)向下调节到固定压力。调节器供应三向先导驱动阀(102),该三向先导驱动阀(102)作为选择向主气缸(90)供应加压空气或对该主气缸进行排放。三向先导驱动阀(102)被利用三向肘形或按钮阀

(103) 进行控制, 该三向肘形或按钮阀 (103) 为该先导阀提供来自调节器 (101) 的高压空气, 或者使将先导阀通向大气。三向肘形或按钮阀 (103) 负责确定该臂是被锁定住还是被解锁, 因此优选地将它放置在臂的端部执行器 (远端) 附近, 以便能够进行单手器械重新定位。最终的三向阀 (104) 用于通过调节器 (101) 对高压源 (100) 进行排放。这在下列情况下是特别有用的, 即, 高压源是微型气缸, 从而使气缸内容物能够在气缸移除之前被快速地排出。如本领域技术人员将清楚的那样, 液压活塞 (94) 可以通过除气压缸以外的装置致动。例如, 可以改为使用电动马达来致动主气缸。马达可以被联接到诸如导螺杆、偏心轮毂和/或杆之类的机械力倍增器系统以致动液压活塞 (94)。在另一实施例中, 双向致动器可以直接使用高压气体 (例如 CO_2) 进行操作, 如图 11 中的横截面中所示。例如, 加压液体 CO_2 罐 (110) 的蒸汽压力约为 850 帕斯卡 (psi), 这可以在被向气体活塞 (111) 排放时提供较高的力。在简单的实施例中, 一个或多个罐可以被在接近于致动器的位置处直接附接于臂。按钮 ‘Y 型’ 阀 (112) 控制来自所附接的罐的气体流。当 ‘Y 型’ 阀被压下时, 气缸室 (113) 通过排气口 (116) 排放到大气中, 罐入口 (115) 被阻塞住, 并且并未在活塞 (111) 上施加压力。在该位置中, 致动器并不向上基座杆 (42) 或基座摩擦块 (43) 施加力并且臂接头被解锁。当 ‘Y 型’ 阀被释放时, 弹簧 (114) 自动地使其返回到使得排气口 (116) 被阻塞住并且罐入口 (115) 被连接到气缸室 (113) 的位置。在该位置中, 加压气体在活塞 (111) 上施加力, 并使致动器相对于基座摩擦块 (43) 和上基座杆 (42) 扩张, 从而将臂接头锁定住。注意到, 变型是可能的, 这些变型包括下列实施例, 其中, 将强力弹簧用于使气体致动器 “倒退”, 使得气体压力使致动器收缩, 而非使其扩张 (类似于图 8 中的液压实施例)。图 12 和图 13 示出了用于双向致动器的其它实施例。在这些实施例中, 对经由软管 (98) 通过液压配件 (88) 输送的液压流体加压致使臂锁定, 并且使流体减压导致臂接头解锁。在图 12 中, 当对气缸 (122) 加压时, 两个活塞 (120) (121) 沿与液压气缸 (122) 相反的方向致动。在图 13 中, 单个活塞 (130) 被在液压气缸空隙 (132) 内移位, 从而导致致动器气缸本体 (131) 相对于外壳 (81) 扩张。本领域技术人员将清楚的是, 本发明的主要难题是在短时间内产生足够的锁定力并迅速释放它。在针对每个部件选择适用的尺寸和规格时, 必须非常小心, 使得机械应力和应变处于所选材料的极限内。液压解决方案和电动解决方案是两大重要的解决方案。存在可以被用来以小型且有效的方式产生所需力的其它可能的机构。在一组替代实施例中, 缆线致动的滚柱滚珠盘 (图 14a、b) 可被用于替代任何先前所述的致动器实施例中的一个或多个活塞。在该设置中, 使用中心轴 (143) 将两个盘 (140) 和 (141) 联接在一起。图 14a 示出了整个滚柱滚珠盘组件, 而图 14b 示了不具有顶盘的该组件。每个盘均具有适应球面滚珠轴承 (142) 的一系列倾斜槽沟 (144) (坡度角 θ)。当一个盘 (140) 相对于另一个盘 (141) 旋转时, 滚珠轴承 (142) 相对于顶部和底部倾斜槽沟 (144) 旋转。根据坡度角 θ , 盘随着相对盘旋转而沿着中心轴 (143) 分离。可以使用相对于外部缆线护套 (147) 拉动 (例如平移) 的机械缆线 (146) 而使盘相对于彼此旋转。机械缆线 (146) 可以使用气压缸、马达或其它装置相对于臂基座单元上的护套 (147) 平移。由于角度 θ 可以被制成得任意小, 因此通过使用该机构产生了任意大的机械优点, 由此可以产生非常高的力以使盘相对于彼此扩张。该机构的另一优点是强力接触点是滚动接触, 从而使摩擦力最小化, 并由此使能量损失最小化。该机构的另一优点是致动器组件和机械缆线 (146) 和护套 (147) 易于被消毒用于医疗应用。在双向致动器的另一实施例 (图 15 中以横截面示出) 中, 由利用三个销 (154) 联接在一起的两个连杆 (150) (151) 组成的机械连杆机构以与上基

座杆(42)成一直线的方式安装。在该实施例中,当将两个连杆(150)(151)朝向内侧方向推动成一直线时,实现了主要的机械优点。在该实施例中,通过偏心驱动轮(152)来实现向内推动,以产生用于锁定系统的另一机械优点。偏心驱动轮的轴(153)可以通过马达轴、液压装置或其它装置旋转。在双向致动器的另一实施例中,可以使用一组滚柱楔形件(160)(161)(如图16中所示)。具有两个凹口的块(162)容置两个滚柱楔形件的末端,并且被利用如由箭头(163)所示的力向内推动。可以对楔形件的滚动表面进行定制,以便产生相对于上基座杆(42)和被刚性地固定于基座摩擦块(43)的间隔块(164)的运动的块运动的预期机械优点。向内力(163)可被通过任何合理的装置予以施加,这些装置包括偏心轮毂、液压活塞、气动活塞或其它装置。图17(a)-(d)概念性地描绘了多种锁定致动装置。图17a表示在上基座杆上施加锁定压缩力的双向力发生器。图17b表示在内杆上施加锁定拉伸力的双向力发生器。图17c表示在单个方向上推动内杆的单向力发生器。图17d表示使内杆旋转的锁定机构。这些示意性地示出了通过上基座杆(42)的致动可以通过多种装置中的任一种做出。这些包括但不限于(a)利用双向扩张致动器使内杆长度扩张,以致使上基座杆(42)如在本申请先前所述的那样压缩;(b)利用使上基座杆(42)处于拉伸状态中的双向压缩致动器强制性地缩短内杆;(c)强制性地使内杆向近侧或远侧移位,从而使上基座杆(42)的不同区段处于压缩和拉伸状态中;(d)使内杆旋转。对于图17中所示的每个上基座杆致动概念,必须相应地选择接合锁定装置。对于上基座杆(42)向远侧致动以锁定该臂的图17a及图17c中所示的概念,通过在上基座杆(42)上施加压缩力来锁定中心旋转接头(30),如在图6中所示。对于上基座杆(42)向近侧致动以锁定该臂的图17b及图17c中所示的概念,通过在上基座杆(42)上施加拉伸力来锁定住中心旋转接头(30)。图18a示出了经由被施加到上基座杆(42)的拉伸力来致动的中心旋转接头(30)的截面图。切入到轴构件(185)中的倾斜接口(180)容置被经由桥构件(182)附接于上基座杆(42)的销(181)。当上基座杆(42)向近侧平移时,销(181)朝向基座臂段(7)拉动该轴(185)。位于轴(185)的该端部上的螺纹旋钮(66)将远侧塞(61)朝向基座臂段(7)推动,这致使远侧杆(41)致动远侧接头,并且致使中心旋转接头(30)经由压缩力在摩擦垫圈(67)处锁定住。注意,在图18a中,螺纹旋钮(66)位于臂的远侧上(与它位于基座侧上的先前实施例形成对照),以便适应于位于中心旋转接头(30)的基座侧上的改进特征。对于图17d中所示的概念,通过在上基座杆(42)上施加旋转扭矩来锁定住中心旋转接头(30)和基座球形接头(31)。图18b示出了经由被施加于上基座杆(42)的扭矩致动的中心旋转接头(30)的截面图。被刚性地固定于上基座杆(42)的偏心轮毂(183)接合被切入到轴构件(186)中的槽沟(184)。当上基座杆(42)旋转时,偏心轮毂(183)将轴构件(186)朝向基座臂段(7)推动。位于轴(186)的端部上的螺纹旋钮(66)将远侧塞(61)朝向基座臂段(7)推动,这致使远侧杆(41)致动远侧接头,并且致使中心旋转接头(30)经由压缩力在摩擦垫圈(67)处锁定住。注意,在图18b中,螺纹旋钮(66)位于臂的远侧上,以适应于位于中心旋转接头(30)的基座侧上的改进特征。对于上基座杆(42)向近侧致动以锁定住臂的图17a及图17c中所示的概念,通过在上基座杆(42)上施加压缩力来锁定住基座球形接头(31),如在图5中所示。对于上基座杆(42)向远侧致动以锁定住臂的图17b及图17c中所示的概念,通过在上基座杆(42)上施加拉伸力来锁定住基座球形接头(31)。图19示出了经由被施加于上基座杆(42)的拉伸力来致动的基座球形接头(31)的截面图。桥构件(190)将上基座杆(42)与接触基座球形接头(31)的近侧的近侧摩擦杯(191)连接。当上基座杆(42)被向远侧拉动时,

基座球形接头(31)被通过近侧摩擦杯(191)和基座摩擦块(43)之间的压缩锁定住。尽管前面的示例集中在内杆执行锁定力的解决方案上,但是同样可能的是,通过操纵基座臂段(7)来锁定住臂接头,如图20中示意性地示出的那样。在该实施例中,上基座杆(42)是连续的且并不被通过锁定构件起作用。相反,提供一个力或一组力(203),用于强制性的将基座臂段(7)的两个半部(200)(201)拉到一起。在该示例中,致动装置是被向内推动的锥形夹具环(202)。这类致动对于基座旋转接头(34)和中心旋转接头(30)具有与图17a中所示的双向力发生器概念相同的作用,这有效地使内杆处于压缩状态并且使基座臂段(7)处于拉伸状态。注意,相关实施例是可能的(未示出),其中,基座臂段(7)被通过致动器强制性地放置处于拉伸状态,这具有与图17b中所示的双向力发生器概念相同的作用。在前述实施例中,中心旋转接头(30)内的部件可以以多种方式构造而成。图21中示出了若干变型。图21a示出了图1-4的主要实施例,其中,基座塞被远离接头的中心横向地推动。图21b示出了替代实施例,其中,基座塞被朝向接头的中心向内推动。图21c示出了图21a的替代实施例,其中,锥形接合接口被用于产生增大的摩擦力。图21d示出了图21b的替代实施例,其中,锥形接合接口被用于产生增大的摩擦力。在图18(a)和(c)的实施例中,致动的上基座杆(42)朝向基座臂段(7)推动塞(60)(61),而在情况(b)和(d)下,上基座杆(42)朝向远侧臂段(8)推动塞(215)(216)。在每种情况下,选择塞倾斜接口以获得塞运动的具体方向。在图21a、b中,旋转接头接口(210)(211)是平的,其中,在(c)和(d)中,接口是处于角度 θ (214)(217)的锥形(212)(213)。对于处于约3度至85度的范围中的锥形角度 θ (214)(217),实现了旋转锁定的优点,并且需要较小的力来防止基座(7)和臂的远(8)侧的相对旋转。圆锥角的另一优点是它自动地将接头同心地对齐在一起,从而使接头中的任何游隙或间隙最小化。在图21b中,接头接口是平的,并且轴(63)端盖防止基座臂和远侧臂分离。在此,由于接头的主要锁定力来自于塞之间的摩擦接口(211),因此塞具有较大的直径(215)(216)。在图21d中,保持接头的两侧呈角度 θ (217)的锥形接口产生了有利的摩擦力。在前述实施例中,示出了被定位在基座球形接头(31)和中心旋转接头(30)之间的电动双向致动器(6)。在一些替代实施例中,致动器可以被定位在基座球形接头(31)的远侧。在图22a中所示的一个实施例中,致动器与基座单元(220)相结合。第一可旋转基座接头(221)和正交的第二可旋转基座接头(222)实现了接近于基座旋转接头(34)的两个旋转自由度。用于杆(5)的夹具可以是对开夹或内部移动塞。图22b示出 组合式基座致动器(220)及其内部部件的截面图。该实施例包括电池组223和电动马达(70)。实施力倍增器,该力倍增器包括被联接于马达轴的蜗杆(222w)和配合蜗轮(222g)。当被旋紧时,随着蜗轮(222g)朝向马达(70)拉动螺纹轴构件(224),蜗轮(222g)被通过推力轴承(225)轴向地保持就位。该拉动锁定住可旋转的夹持接头(222)和可旋转的基座接头(221)。可旋转的基座接头(221)的锁定力被通过摩擦垫圈(221w)增大。轴(224)上的牵引力还拉动接合上基座杆(42)的底部的倾斜表面(224r),从而将锁定力传递到臂的远侧的接头。在先前实施例中和在通常实践的现有技术中,臂的机械元件可承受相当大的负载。若干个元件必须在所施加的负载的作用下滑动。拖拉这些元件所做的机械功在每个循环中都并未被重新利用。因此,这种能量必须由诸如电池或CO₂筒之类的源供给。所损失的能量多少部分地确定了电池,筒和其它能量相关的元件的尺寸。为了使损失掉的能量最少化,一些或全部滑动接触可以被滚动接触所代替。图23示意性地描绘了中心旋转接头(30)的细节的概念。提供圆柱形滚柱(230)和(231)来代替杆接口(41r)和(42r)的滑动接触。通过提

供滚柱(234)和(235)同样减轻了塞(60)和(61)上的滑动负载。杆(42)和(41)在臂段(7)和(8)上的滑动接触也由滚柱(232)(233)所代替。在中心旋转接头(30)的另一变型(图24)中,滚柱楔形件(240)和(241)被用于杆(41)(42)和塞(60)(61)之间的接口连接。这种楔形件也可以与如图23中所示的滚柱(未示出)结合使用。在该实施例中,一对凹口(243)被切入到上基座杆(42)中。当上基座杆(42)被向上推动时,由于基座滚柱楔形件(241)和凹口(243)的放置,导致横向平移发生于基座塞(60)。通过加盖的轴构件(63),向结合有单独的凹口(244)的远侧塞(61)施加平移。远侧塞凹口(244)的运动使远侧滚柱楔形件(240)旋转。远侧滚柱楔形件(240)的弧推动远侧杆(41)的端部并致动远侧臂接头。该系统具有下列优点:在滚柱楔形件和压缩杆之间产生滚动接触,从而减少摩擦损失。此外,该方法允许根据滚动表面的形状产生可定制的机械优点。滚动表面的形状确定了塞和内杆之间的运动比例,以便可获得可定制的机械优点。注意,在图24中,螺纹旋钮(66)有效地充当近侧塞(60)。重要的是,臂的每个接头中的“坡度(slop)”被最小化,使得当臂从解锁状态转到锁定状态时,器械的位置并不改变。为了使这种“跳跃”最小化,在本领域中通常使每个接头处的间隙最小化。每个接头可以被利用使用的弹簧进行预加载以消除该间隙。为了使中心旋转接头(30)中的坡度最小化,可以在一个或多个精心选择的位置中添加弹簧。图25a示出了介于加盖的轴构件(63)和远侧塞(61)之间的弹簧(250)。当臂被锁定住(例如,使用致动器单元(400)将压缩负载施加于上基座杆(42))时,弹簧(250)被完全压缩并且像刚性元件那样起作用。当致动器单元(400)并未处于锁定位置中时,弹簧(250)对上基座杆(42)、远侧杆(41)和中心旋转接头(30)加载,从而消除了臂中的所有接合间隙。这也在每个接头上施加小摩擦负载,该摩擦负载可以被选择以增强臂运动的感觉。图25b示出了类似的布置结构,但是弹簧(251)位于近侧塞(60)和螺纹旋钮(66)之间。此外,在这种布置结构中,当致动器并未处于锁定构造中时,弹簧(251)对上基座杆(42)、远侧杆(41)和中心旋转接头(30)加载,从而消除了臂中的所有接合间隙。在一些实施例中,所期望的是,在一些接头中具有预加负载而在其它接头中并不具有预加负载。图25c和图25d中示出了布置结构的两个示例。在图25c中,弹簧(252)相对于远侧臂段(8)对加盖的轴构件(63)加载。该构造对中心旋转接头(30)和上基座杆(42)加载,但并不对远侧杆(41)加载,并且因此并不对远侧旋转接头(33)和远侧球形接头(32)加载。在图25d中,情况则相反。位于螺纹旋钮(66)和基座臂段(7)之间的弹簧(253)对中心旋转接头(30)和远侧杆(41)加载,但并不对上基座杆(42)加载,并且因此并不对基座旋转接头(34)和基座球形接头(31)加载。在其它实施例中,中心接头弹簧可独立地起作用,而并不在远侧杆(41)或上基座杆(42)或塞(60)(61)上施加任何压力。实现这一目的的一种方法(图25e)是具有相对于内部双重加盖的轴构件(256)滑动的外部加盖轴(255)和相对于远侧臂段(8)推动双重加盖的轴构件(256)的弹簧(254)。这在基座臂段(7)和远侧臂段(8)之间施加压缩负载,该压缩负载对中心旋转接头(30)进行预加载,而并不干扰塞(60)(61)。实现这一目的的替代方法是使用磁体。作为示例,图25f示出在基座臂段(7)和远侧臂段(8)之间施加吸引力的一组环形磁体(257),从而对中心旋转接头(30)进行预加载,而并不干扰塞或杆。作为选择或与上述预加载设计相结合,基座球形接头(31)和远侧球形接头(32)可以被利用弹簧预加载。图25g描绘了介于上基座杆(42)和基座摩擦块(43)之间的盘簧(258)。当致动器单元(400)并未处于锁定构造中时,盘簧(258)对上基座杆(42)进行预加载,从而有效地同时对臂中的所有接头进行预加载。盘簧具有下列特性:当以强力进行加载

时,它们可能被推“平”,并且由此当致动器单元(400)处于锁定构造中并且臂接头被锁定住时,可以充当刚性元件。为了仅对基座球形接头(31)和基座旋转接头(34)进行预加载,图25h示出了另一实施例,其中,环形弹簧(259)在基座摩擦块(43)和基座球形护圈(35)之间提供负载。上基座杆(42)穿过该弹簧(259)而并不传递负载,由此,中心旋转接头(30)和远侧接头并不接收预加负载。可以应用等效设计来仅对远侧球形接头(32)和远侧旋转接头(33)进行预加载。图6介绍了中心旋转接头(30)的详细特征。其中一个功能是在致动器故障的情况下提供手动机械超控的螺纹旋钮(66)。图26a和图26b示出了替代的机械超控方法。在图26a中,螺纹联接器(260)将基座臂段(7)连接到基座球形护圈(35)。这有效地提供了一种在致动器单元(400)和上基座杆(42)之间解除或施加压力的方法,其可以独立于致动器单元(400)的状态来锁定和释放臂的接头。图26b示出了位于基座臂段(7)和连接基座臂段(7a)之间的替代螺纹联接(261)。替代螺纹联接的目的是有效地延伸或缩进基座臂段(7)的整个长度,从而独立于致动器单元(400)状态手动地锁定和解锁臂接头。在图27a和图27b中所示的另一实施例中,可以使用双开槽锁定球形接头(280)来代替常规的基座球形接头(31)或远侧球形接头(32)。该接头(280)的优点在于,相对于常规的球形接头而言,增大了运动范围,而无需手动地旋转球形护圈(36)以使球形柄(37s)与切口(37)匹配(参照图5)。现在参照图27a和图27b,双开槽锁定球形接头(280)可以通过相对于基座(286)致动杯状部分(287c)的推杆(287)锁定就位,从而致使球形部分(282)被夹持在外壳(283)和杯状部分(287c)之间,由此相对于基座(286)锁定住球体(282)和球柄(281)。外壳(283)上的脊部特征(283r)接合基座(286)上的唇部特征(286l),从而将外壳(283)与基座(286)相连,使该外壳(283)具有第一旋转自由度。下切口(284l)为推杆(287)提供间隙。上切口(284u)允许球柄(281)基本上与第一旋转正交地旋转。每个切口(284l)(284u)被切割得足够长,使得在接触开口的边缘之前,球柄(281)和推杆(287)具有大运动范围。注意,在本文中所述的所有锁定系统中,“部分地”致动该系统以便在“完全锁定”和“完全释放”之间产生中间摩擦状态是可能的。在液压致动系统和气动致动系统中,这可通过向液压缸或气压缸施加可变压力来实现。在机械致动系统中,这通过部分地部署马达或机械系统来实现。部分锁定状态可被用于实现臂的精细定位,这是因为增大臂接头的阻力使臂的精细运动更容易用手进行控制。在一个工作流程中,当正通过臂保持的器械接近其最终位置时,臂可以从完全解锁变为部分锁定。在使用臂的部分阻力状态对器械进行精确调整之后,可使用全力将臂完全锁定到最终位置。如前所述,臂锁定/解锁按钮或开关(图1中的12)被优选地放置在臂的远端附近,以便实现单手器械操作和解锁/锁定。按钮或开关作为选择被放置在地面(脚踏板)上,位于臂的近侧基座的附近或其它位置。放置按钮的另一令人感兴趣的地方位于中心旋转接头(30)上或附近。这样,当对臂进行解锁时,用户确保触摸到臂的中心旋转接头(30),以便在任何时候对臂进行解锁时,防止该中心旋转接头由于重力而塌缩。在许多医疗环境中,设备的消毒通常是合乎要求的。在一些臂实施例中,对整个臂系统进行消毒是可行的,例如图11中所示的直接以CO₂供以动力的实施例或利用缆线致动的滚柱盘致动的实施例(图14)。在其它实施例中,所期望的是,并不使臂的某些元件(液压流体、密封件等)暴露于残酷的消毒处理。图28a和图28b示出了在手术环境中保持臂无菌的两种替代方法。在图28a中,包括致动器单元(400)、基座臂段(7)、远侧臂段(8)和电动基座单元((1)或(20))的整个臂被利用薄的无菌套筒(290)覆盖住。盖布可以在无菌盖布界面(未示出)处终止于无菌器械保持器

(9),并且器械(10)可以是无菌的。在图28b中,仅电动基座单元((1)或(2))和致动器单元(400)锁定机构被以无菌盖布(291)覆盖住。臂的位于致动器单元(400)的远侧的包括基座臂段(7)、远侧臂段(8)和器械保持器(9)的部分可被利用蒸汽、化学品或其它方法进行消毒。图28b的实施例是合乎要求的,这是因为臂的最为靠近手术部位的部分并未被覆盖住,由此在空间是至关重要的地方保持非常紧凑和细长。该实施例(图28b)依赖于下列事实:臂的远侧部分可被从致动器单元(400)上拆下。如在图26a和图26b中所示的螺纹可被用于将臂的远侧部分从致动器上卸下。图29a和图29b详细描述了非常适合于基座臂的无菌盖布(291)的远侧臂部分和近侧基座之间的分离机构的另一实施例。基座臂段(7)上的一系列突出部(301)匹配致动器单元(400)上的一系列切口(302)。基座臂段(7)被朝向电动双向致动器(6)推动,并且一旦突出部(301)离开切口(302),基座臂段(7)和致动器单元(400)就相对于彼此旋转。允许旋转直到弹簧加载的释放推杆(303)上的销(303p)与一个突出部(301)上的凹口(301n)配合。此时,防止进一步的旋转,并且致动器单元(400)和基座臂段(7)被锁定在一起。有利的是,使致动器延伸部(6e)缩进,使得在配合过程中,无需在致动器单元(400)和基座臂段(7)之间部署过大的力。为了从基座臂段(7)释放致动器单元(400),推动释放突出部(303r),使得销(303p)从凹口(301n)释放。随后使基座臂段(7)和致动器单元(400)相对于彼此旋转,使得突出部(301)和切口(302)排成一行,并且随后可将基座臂段(7)从致动器单元(400)取出。在该实施例中,在将基座臂段(7)附接于致动器单元(400)之前,可将无菌盖布(291)粘合(300)于位于远侧突出部(301)的上方的基座臂段(7),如图29b中所示。无菌盖布(291)也可以通过其它方式附接于基座臂段(7)或致动器单元(400)。除了对臂的位于致动器单元(400)的远侧的部分进行消毒的能力之外,还有可将臂的远侧部分从致动器单元(400)上移除的其它令人感兴趣的方面,如图28b和图29b中所示。臂的位于致动器单元(400)的远侧的部分仅包括机械部件(管、杆、塞、接头等),并且由此可由一次性的塑料材料制成,用于在手术室中一次性使用(或有限次数的使用)。这在某些外科手术中可能是有用的,其中,合乎要求的是,在每次使用之后部署臂的远侧部分,同时保持/重复使用提供锁定和解锁能力的致动器单元(400)和电动基座单元(1)(20)。另一令人感兴趣的方面是,具有不同长度和尺寸的远侧臂连杆机构可被附接于同一致动器单元(400)和电动基座单元(1)(20),从而使用户能够为具体的外科应用定制臂系统。同样可能的是,臂的位于致动器单元(400)的远侧部分是射线可透的。这在医疗应用中是特别有用的,其中,x射线成像模式可以与必须将器械(10)保持稳定的过程结合使用。可以使用并不干扰x射线的诸如碳纤维之类的材料来制造臂的位于致动器单元(400)的远侧的部分。致动器单元(400)和接近致动器的部件可仍然包括金属或高密度部件,因为这些部件并不靠近成像目标(和正被保持的器械),并且因此将并不干扰x射线成像。例如,在图28b和图29b中,臂的位于致动器单元(400)的整个部分可以由射线可透的材料选择制成。作为选择,中心旋转接头(30)可包含不透射线的材料,并且仅远侧臂段(8)、远侧球形接头(32)、远侧旋转接头(33)、器械保持器(10)和臂的位于中心旋转接头(30)的远侧的其它部件可由射线可透的材料制成。在一些实施例中,包括平衡块以补偿臂的重量和/或器械(10)的重量的至少一部分可能是有用的。当定位和操纵该器械时,这有助于将用户从与臂和/或器械的重量的斗争中解脱出来。主要问题是从弹簧获取所储存的能量来补偿在臂的位置改变时的势能的变化。虽然补偿臂和/或器械的整个重量的全面平衡设计是可能的,但是更为简单且仍然有用的实现方式是仅平衡包括

致动器单元(400)和基座臂段(7)的近侧臂连杆机构(335)。原因在于,标称臂实施例(图1-4)具有至少7个自由度,这意味着对于将器械(10)在3D空间中的任意放置而言,中心旋转接头(30)仍然能够自由地回转。增加平衡块来补偿近侧臂连杆机构(335)的重量可使近侧臂连杆机构(335)和中心旋转接头(30)在空间中的任意位置中“浮动”,且在未通过手进行支撑时并不在地心引力的重量的作用下“掉落”。参照图30,一种平衡近侧臂连杆机构(335)的方法是使用跨越基座球形接头(31)的一组压缩弹簧(330)。为了适应于基座球形接头(33)围绕杆(5)的轴线的旋转,必须设置一种用于在接头(33)旋转时定位弹簧(330)的装置。这通过环(332)予以描绘。并未示出在臂移动时使环旋转所需的元件。另一新颖的平衡装置是将压缩弹簧元件(340)围绕杆(5)放置,如图31中所描绘的那样。弹簧(340)的底部推撞被固定于杆的下环(341)。上环(342)可以在杆上自由地上下平移,从而根据弹簧的位移压缩弹簧(340)。作为近侧臂连杆机构(335)偏离垂直线的直接结果,弹簧(340)受到压缩。近侧臂连杆机构(335)的角运动由被连接于环(343)的6连杆构件(344)进行传送,该环(343)在基座球形接头(31)的上方被附接于近侧臂连杆机构(335)。这组连杆(344)形成八面体,该八面体基于基座球形接头(31)相对于垂直线的角度补偿近侧臂连杆机构(335)上的重力。手术中众所周知的问题是长时间施加收缩力可导致组织损伤或坏死。因此,建议在整个手术过程中定期释放牵开器叶片。然而,利用现有的缩进系统,牵开器叶片的释放需要大量的时间,这在手术室中是非常浪费的。图32a和图32b中的利用本文中的该锁定臂技术的系统解决了这个问题,这是因为每个牵开器叶片可以在几秒钟内被独立地释放和重新定位。在缩进系统的一个实施例中,一个或多个臂被展开(350)以保持一个或多个牵开器叶片(352),具有独立的锁定/解锁按钮或开关(351)的每个臂优选地位于臂的远端附近。有利的是,如所示,每个臂(350)被从台(3)的上方或下方展开,使得外科医生(353)和助手(354)具有充足的操作空间。不止一个臂(350)可被附接于单个杆(5),并且多个臂可在适用的情况下共同使用同一电动基座单元(1)(20)。在图32a和图32b中所示的缩进系统的一个实施例中,电子系统控制器(未示出)向用户发出警示,以便在一段时间(例如,20-30分钟)之后,移动每个相应的臂(350)。警告可以呈声音、闪光、稳定光或其它方式的形式。每个臂可具有被附接于其上的一个或多个LED灯(355),这一个或多个LED灯优选地与锁定/解锁按钮(351)位于同一位置。当用于每个相应臂的缩进时间已经达到阈值时,控制器可以改变光(355)的状态,例如,从绿色变为红色或从灭变为亮时。一旦释放、重新定位和重新锁定住该臂(350),控制器就可将定时器和光的状态(例如,红色变为绿色或亮变为灭)复位。在另一实施例中,可存在力传感器、血流量传感器或被附接于臂的其它传感器(未示出),这些传感器指示收缩力或组织状态。一旦这些传感器指示该组织处于危险中(例如,在一段时间内的低血流量或过度的力),则控制器可使用上述手段来警示用户移动牵开器叶片(352)。一旦被移动,臂(350)就向控制器发出警告,组织再次是安全的,并且监控/定时器可以复位。注意,本文中描述的缩进警示系统也可应用于并未利用本申请中所述的自动锁定臂的缩进系统。在锁定臂系统的另一实施例(图33)中,并联使用两个或更多个臂(360)以保持住同一器械(10)。并联的两个或多个臂显着提高了臂系统的总体刚度,从而进一步使被保持处于负载下的器械(10)的任何运动最小化。可以使用同一致动按钮或开关(361)来控制两个臂,从而同时锁定和解锁两个臂(360)以便于使用。在图33中所示的特定场景中,两个臂可在脊柱手术期间保持用于椎弓根螺钉放置的单个管(362),以便在螺钉钻孔、攻丝和插入期间确保最大强度和

刚度。用于实施本发明的上述组件和方法的变型、在可行的情况下的不同变型之间的组合以及对于本领域技术人员而言是显而易见的本发明的多个方面的变型均意在落入本发明公开内容的范围内。

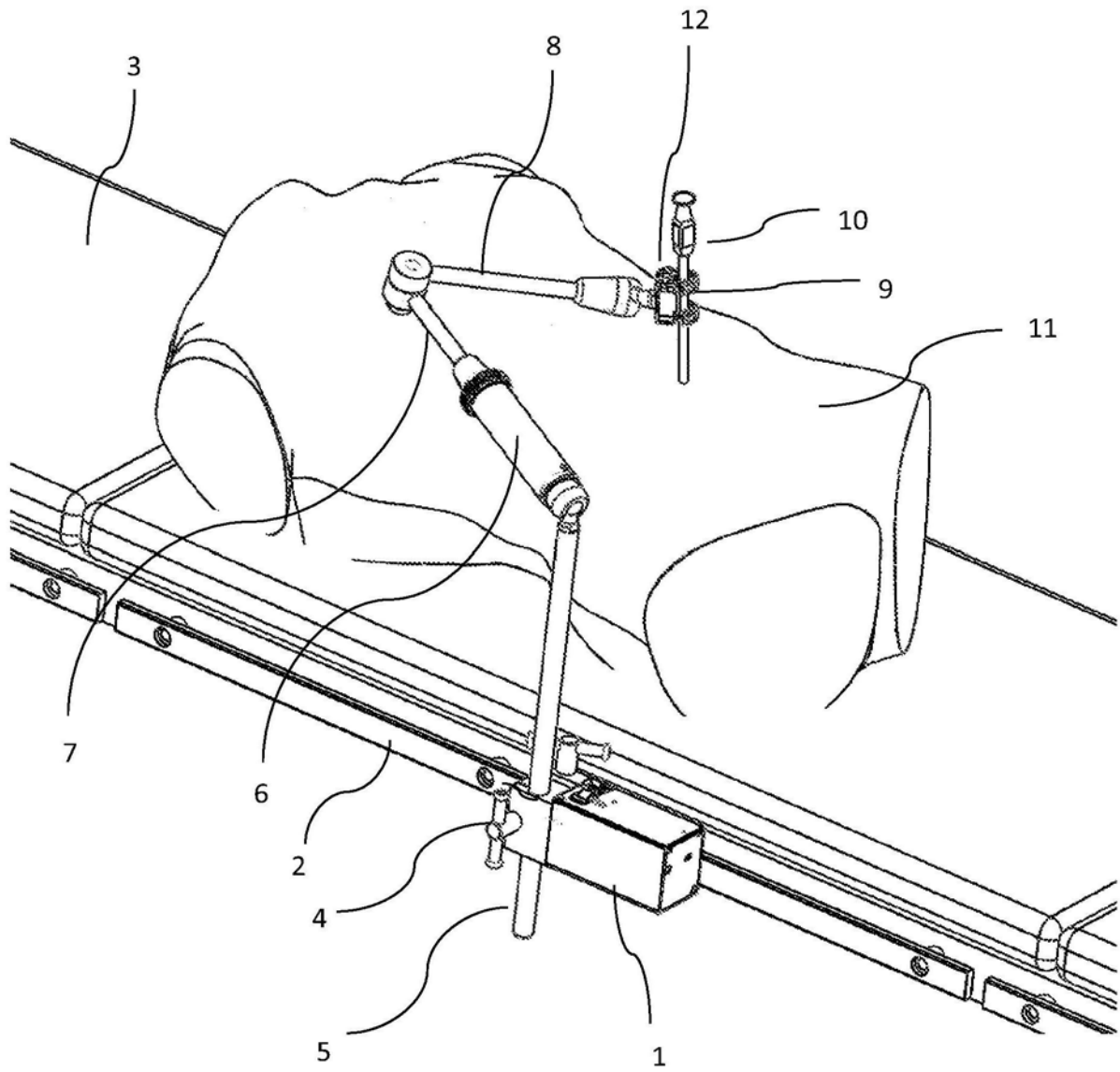
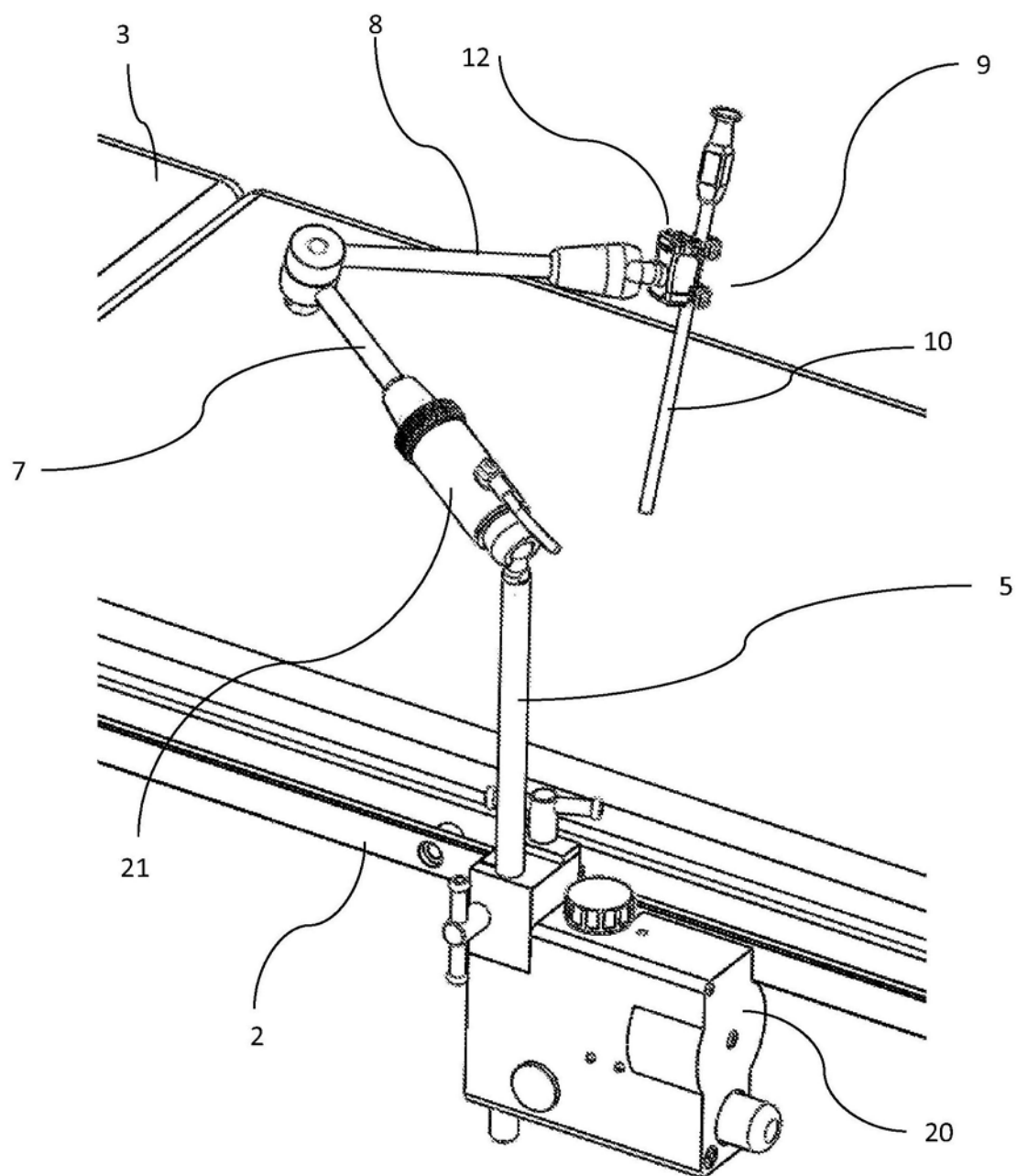


图1



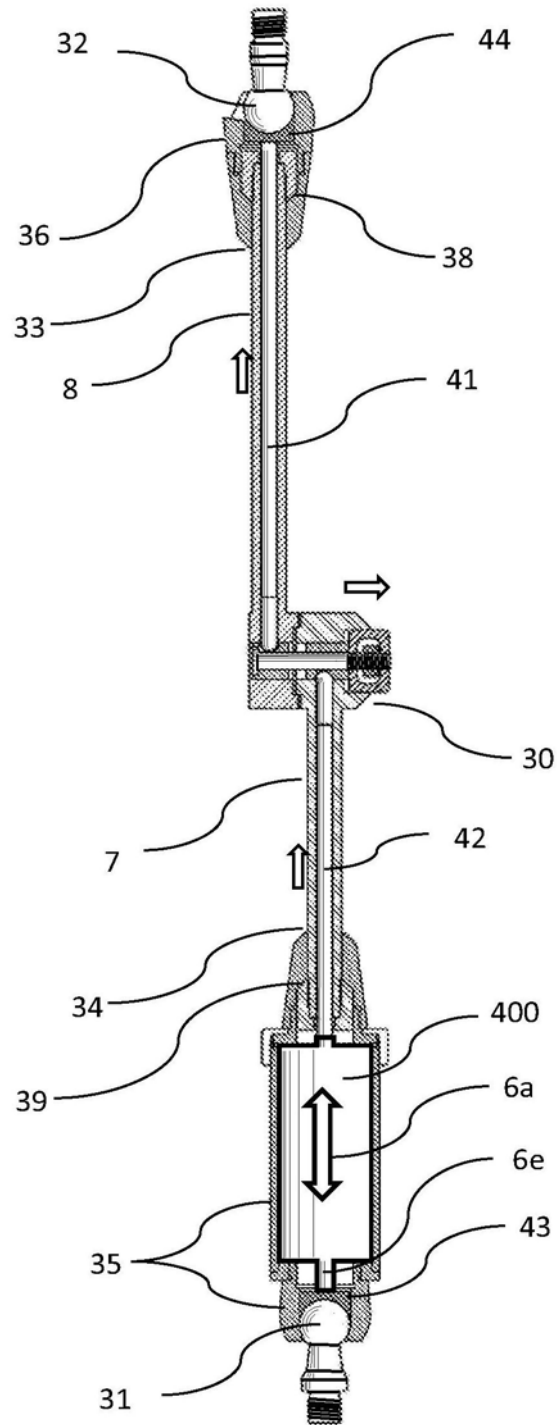


图4

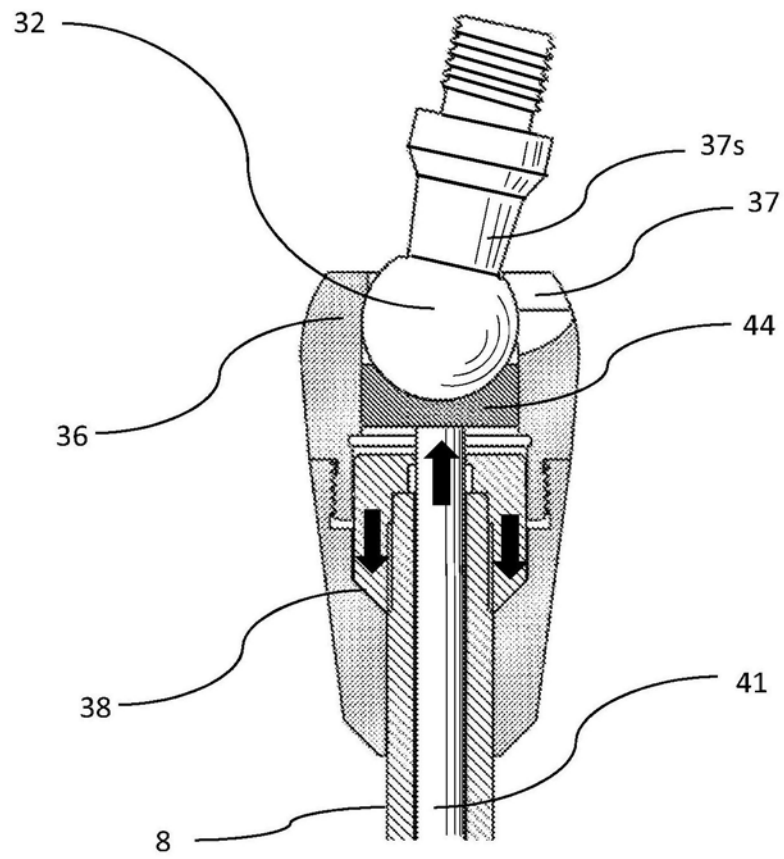


图5

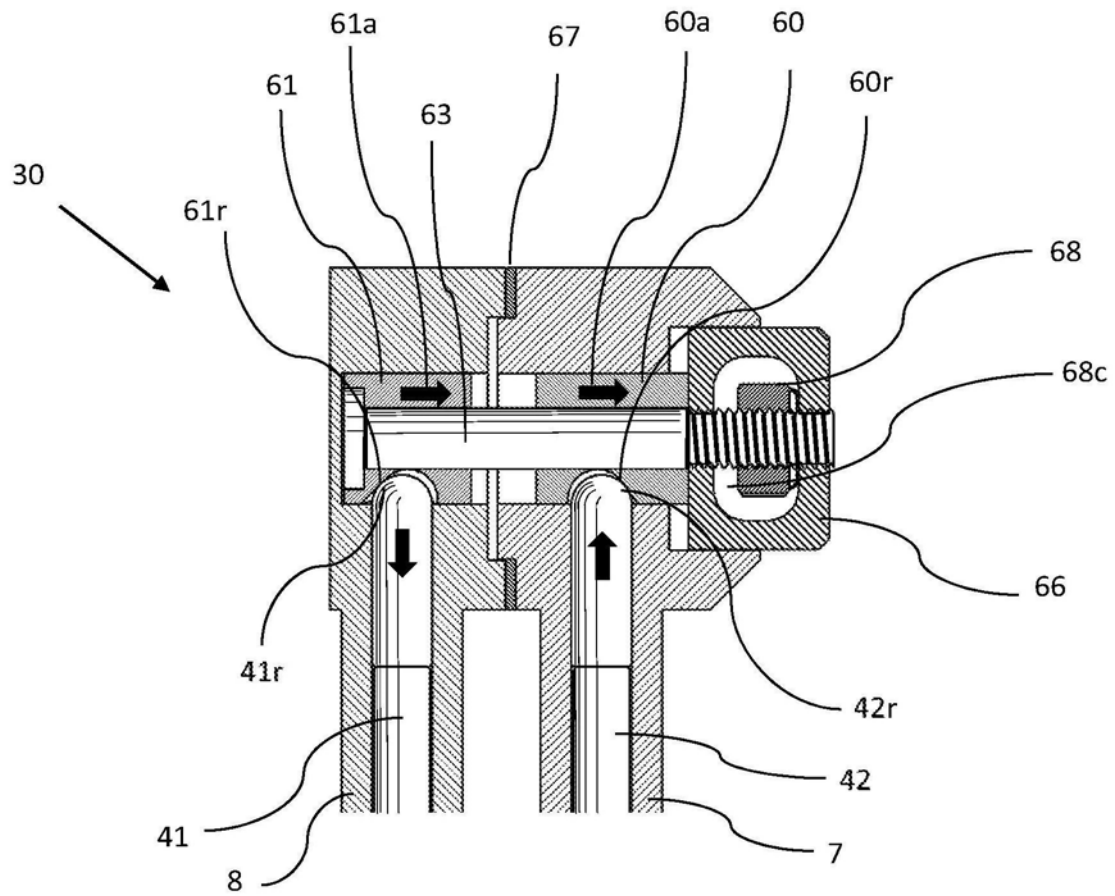


图6a

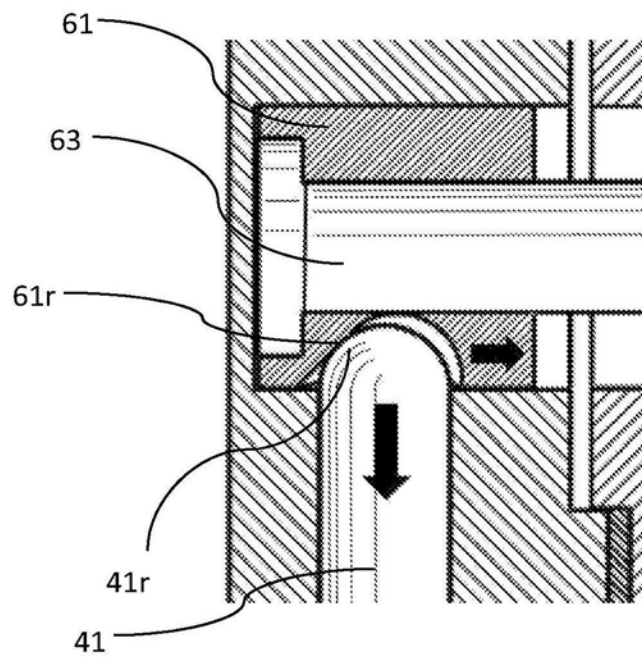


图6b

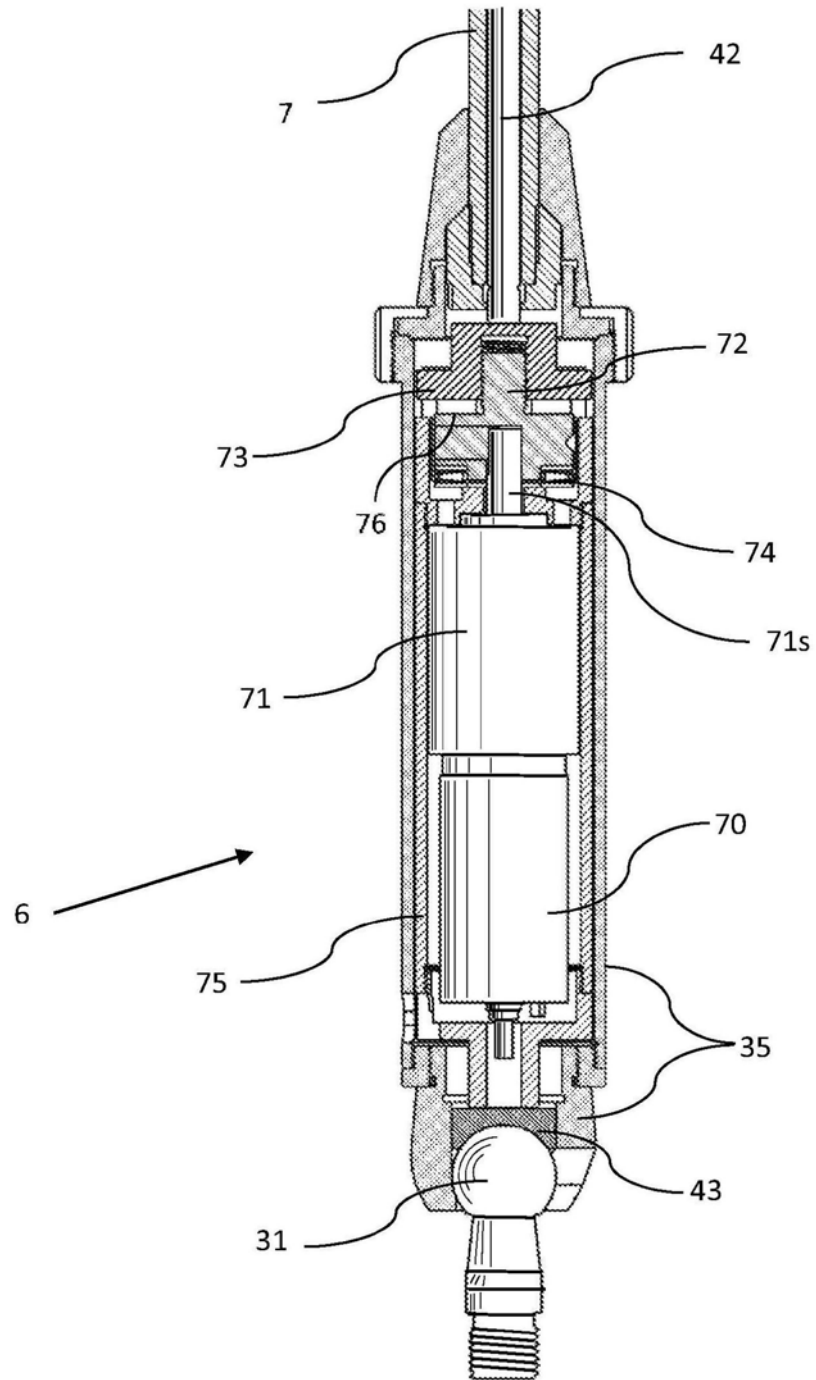


图7

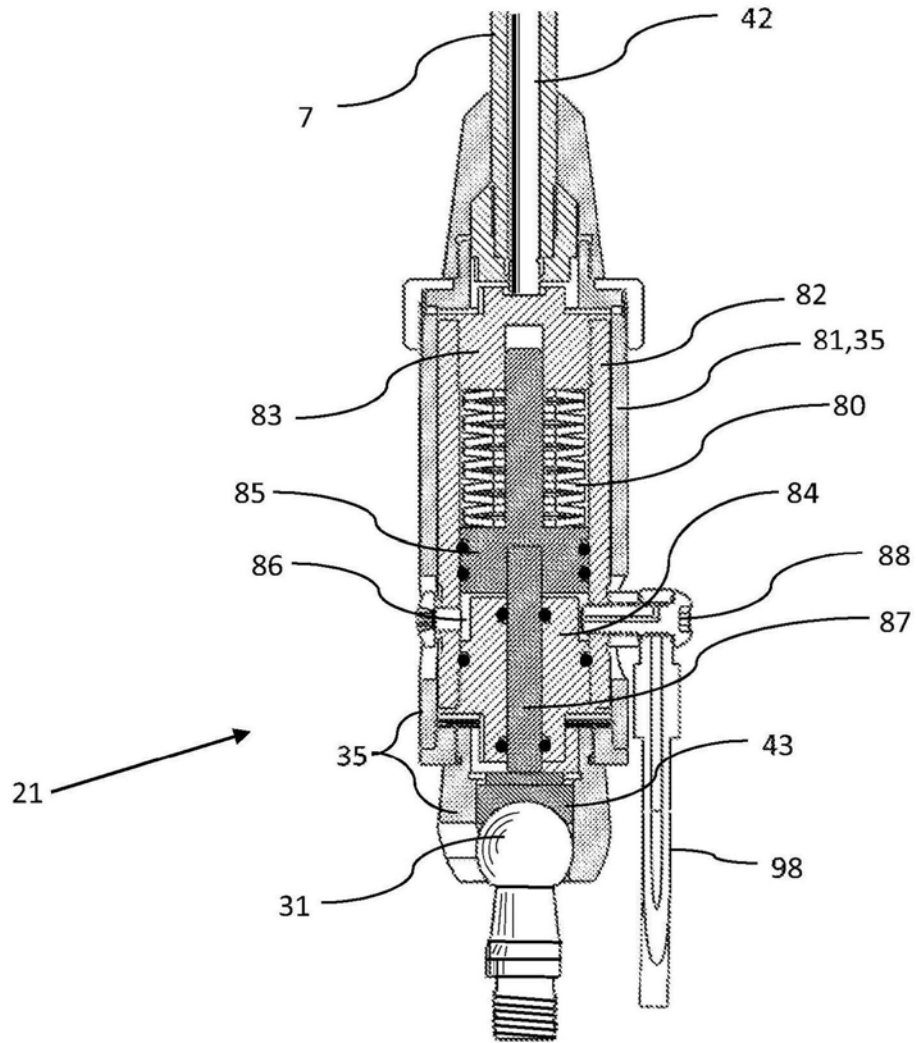


图8

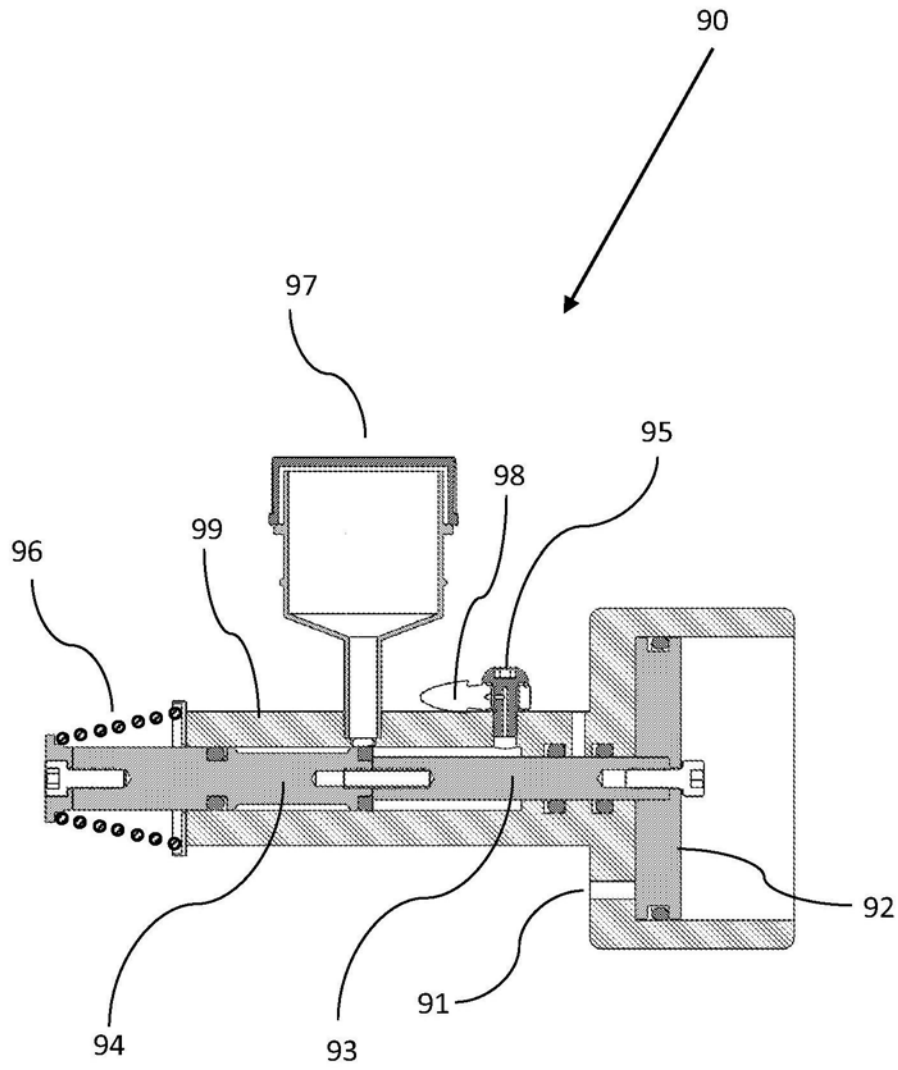


图9

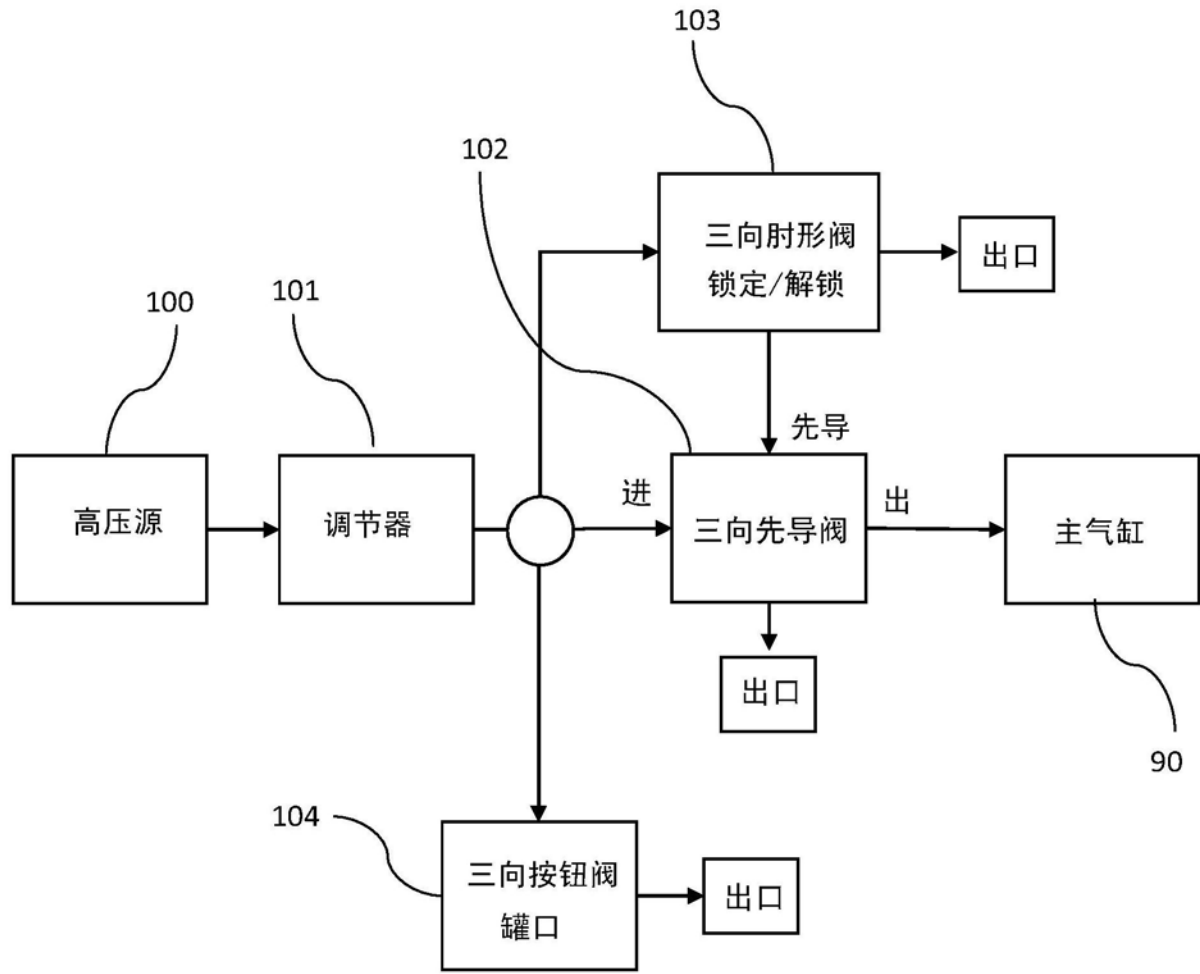


图10

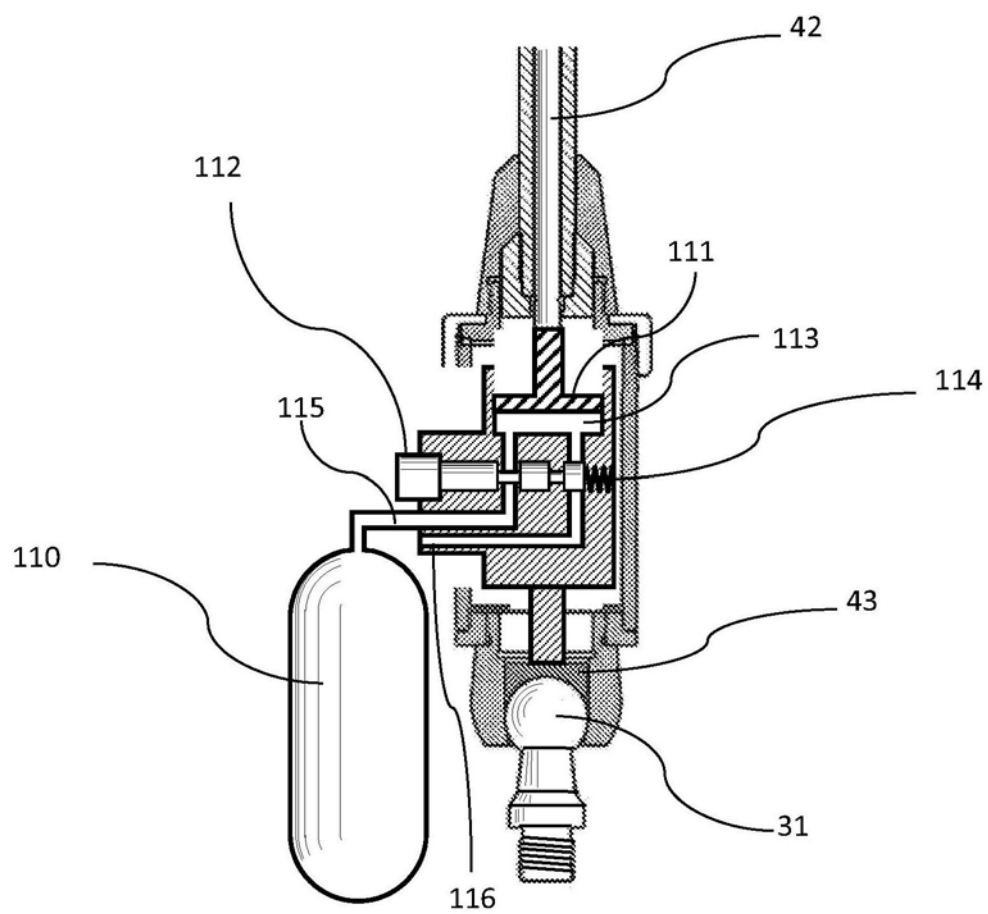


图11

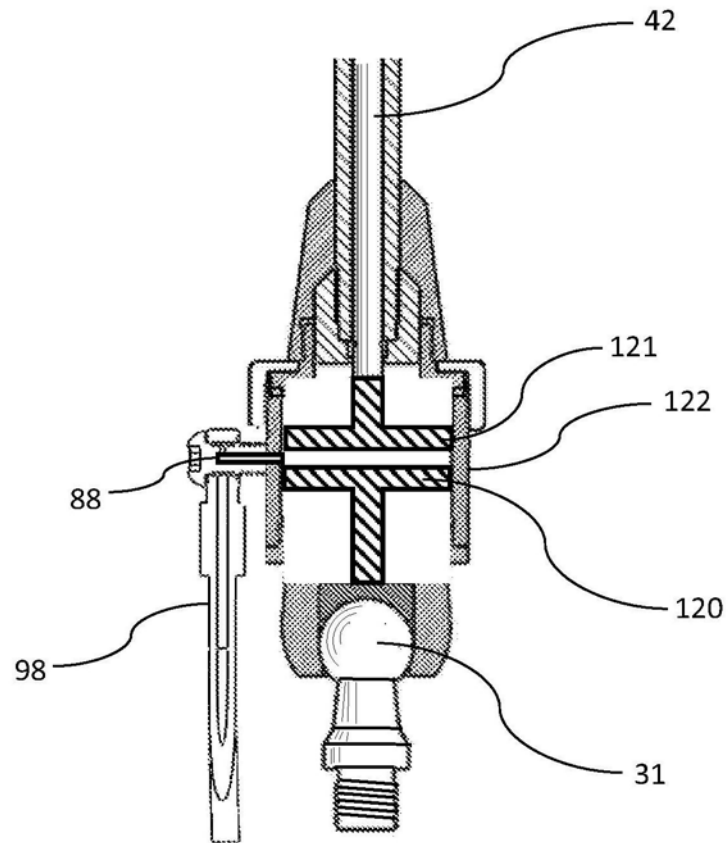


图12

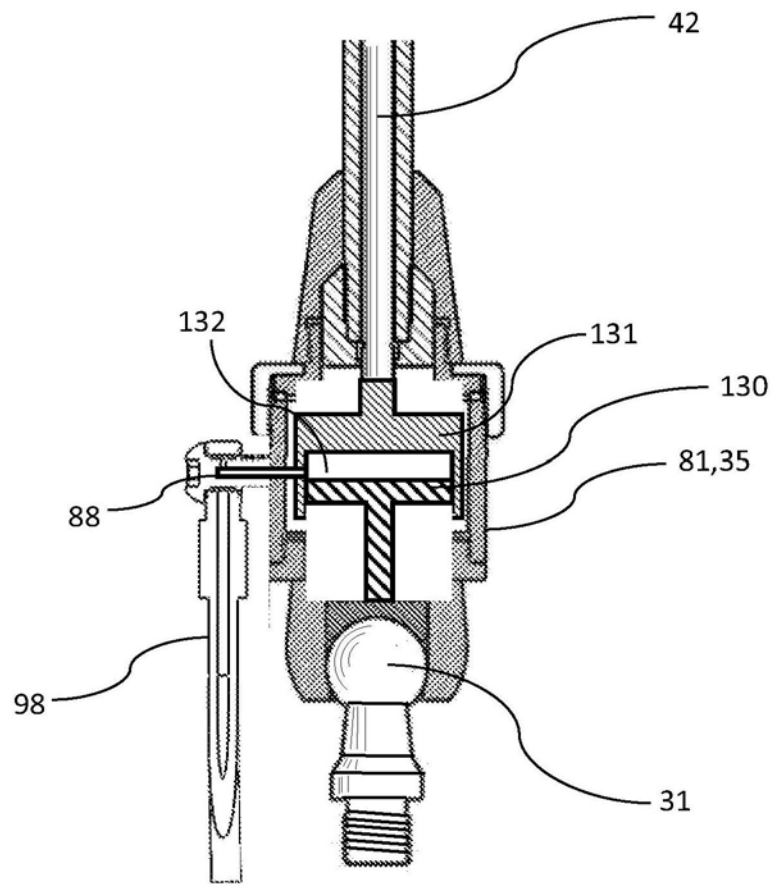


图13

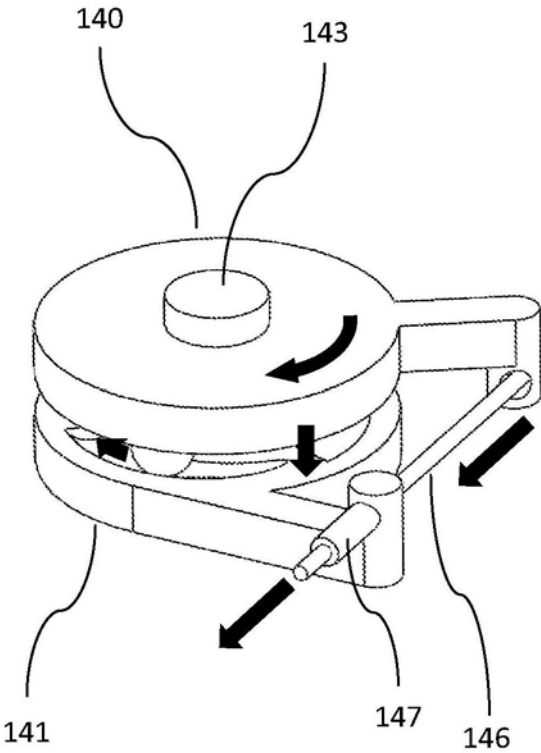


图14(a)

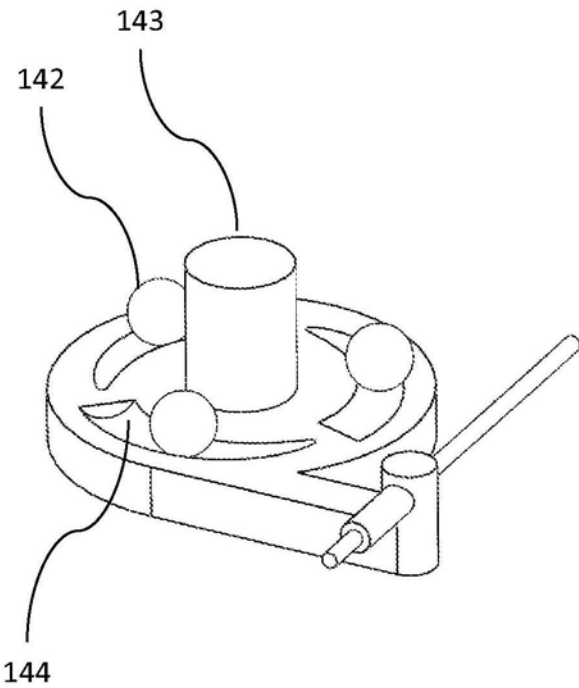


图14(b)

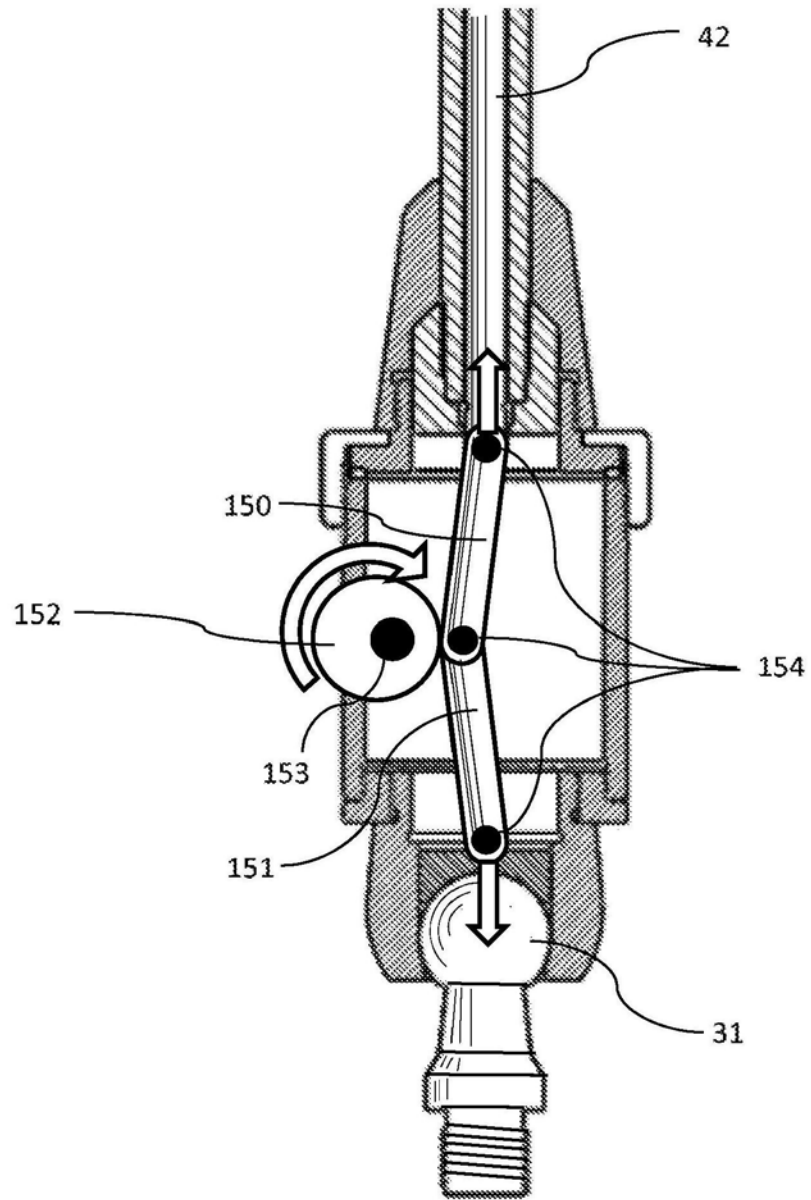


图15

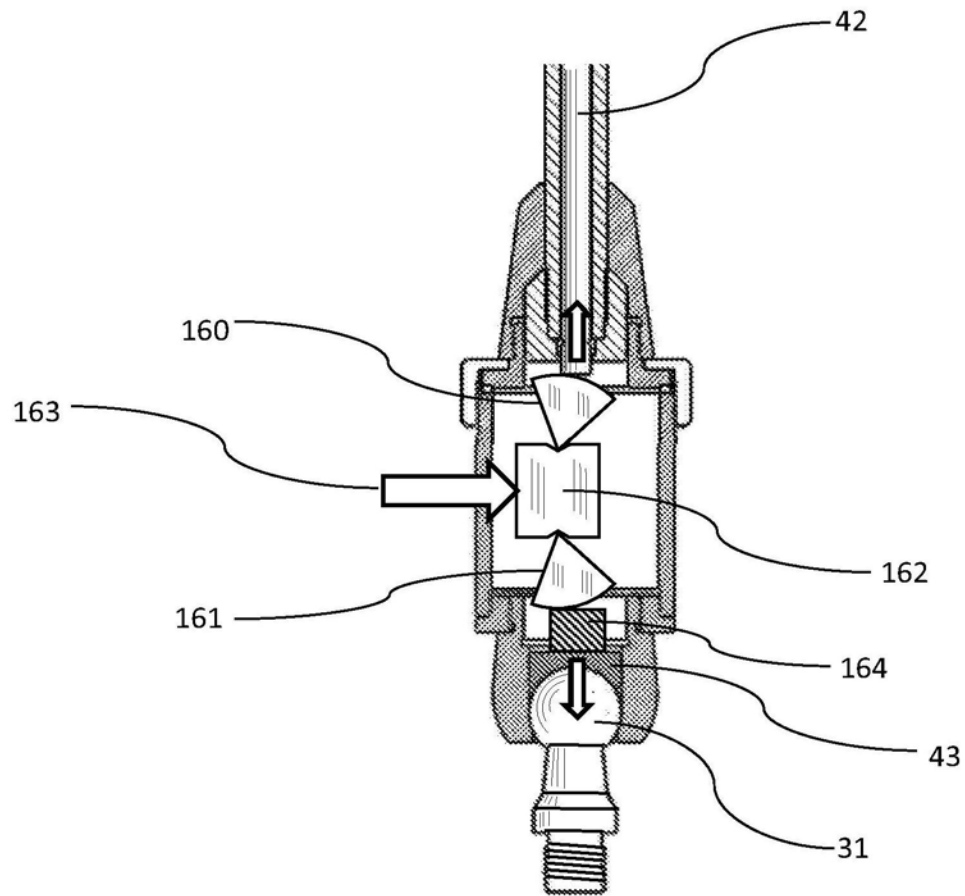


图16

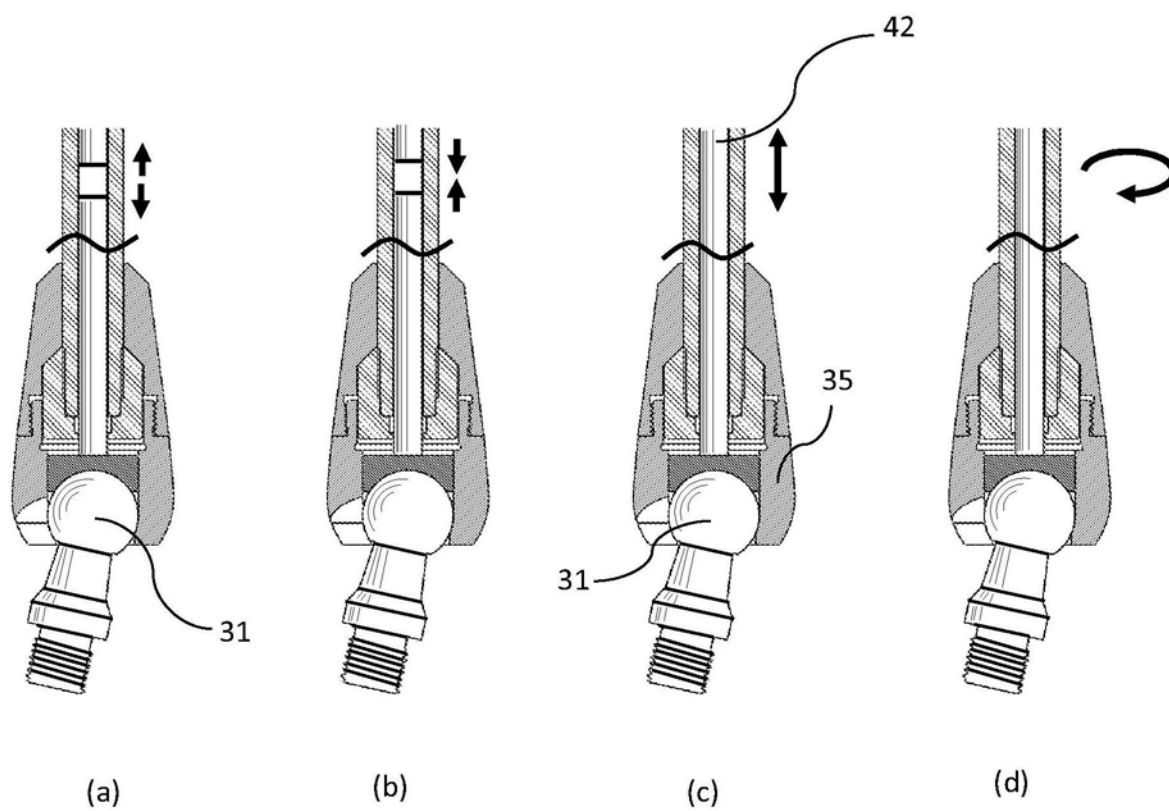


图17

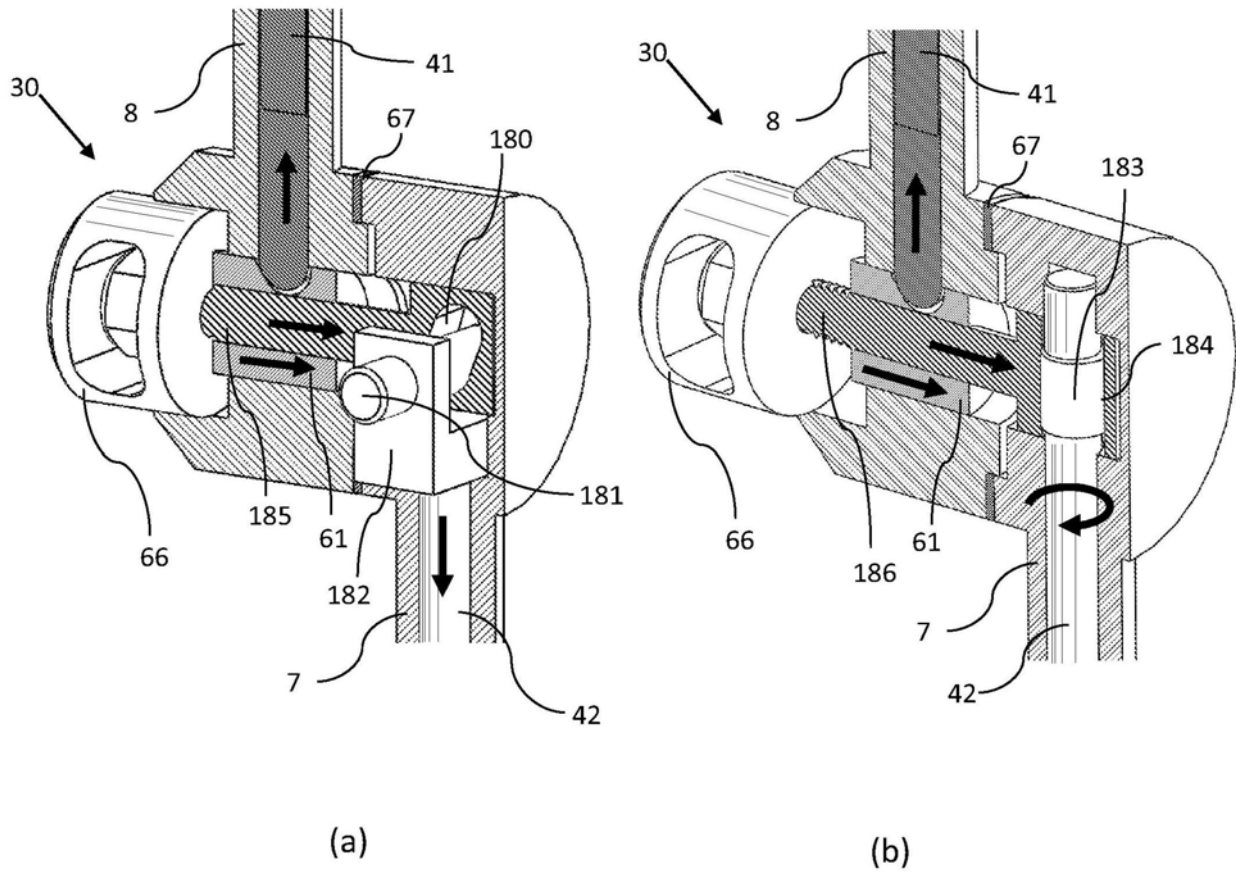


图18

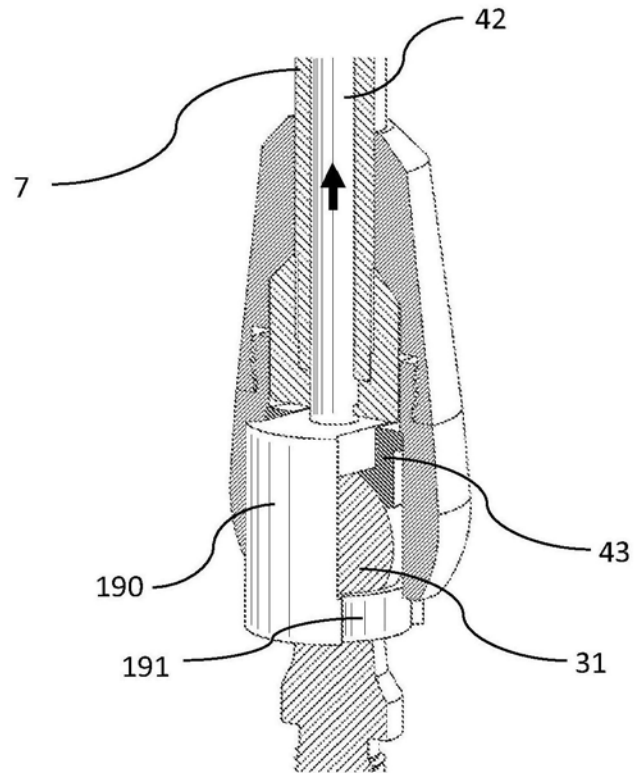


图19

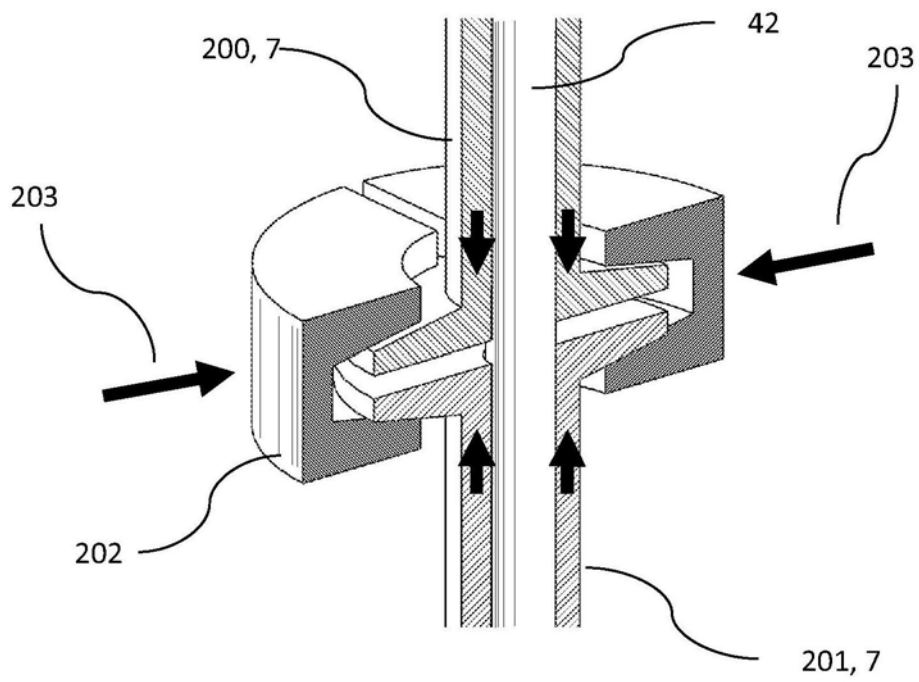


图20

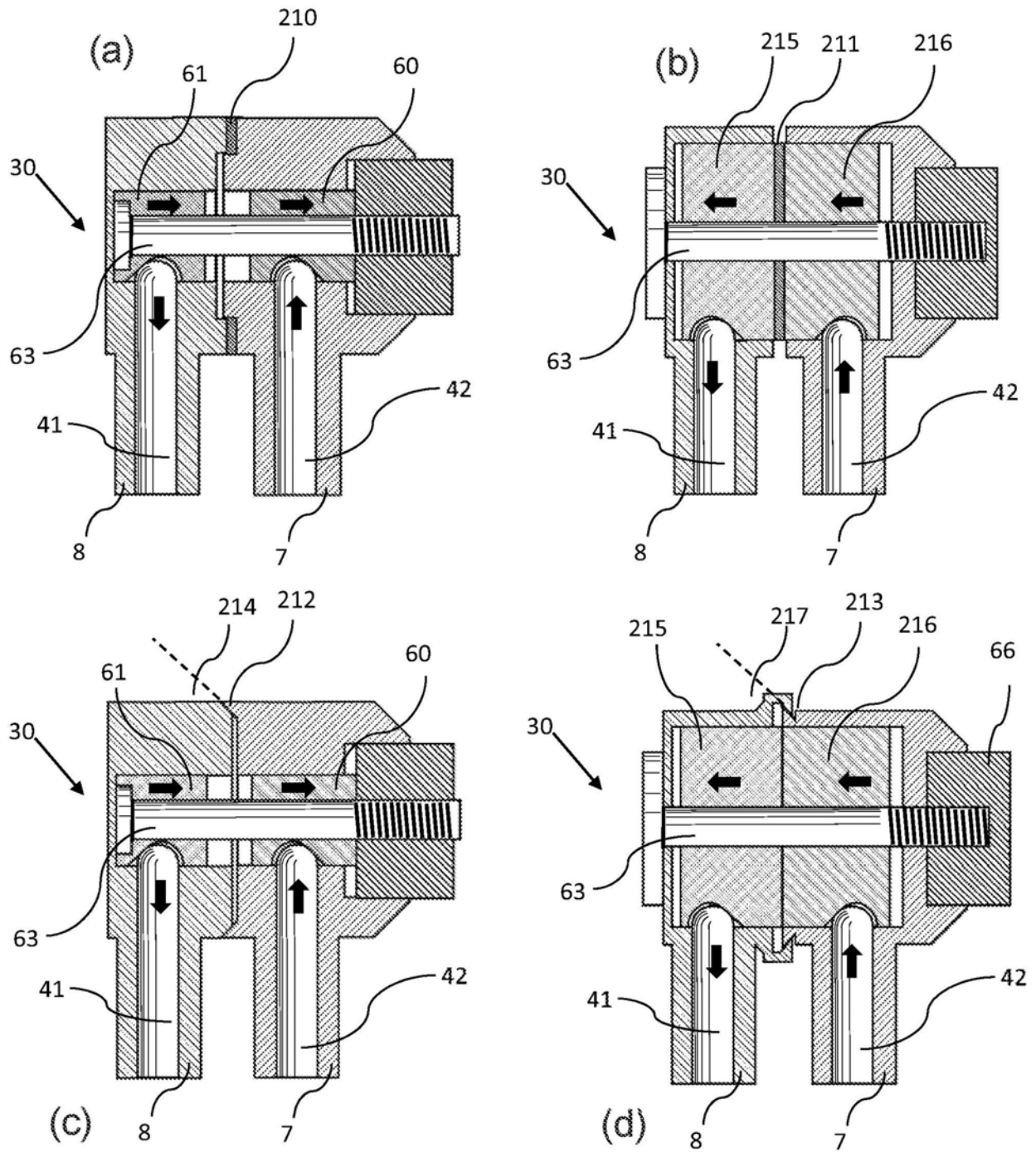


图21

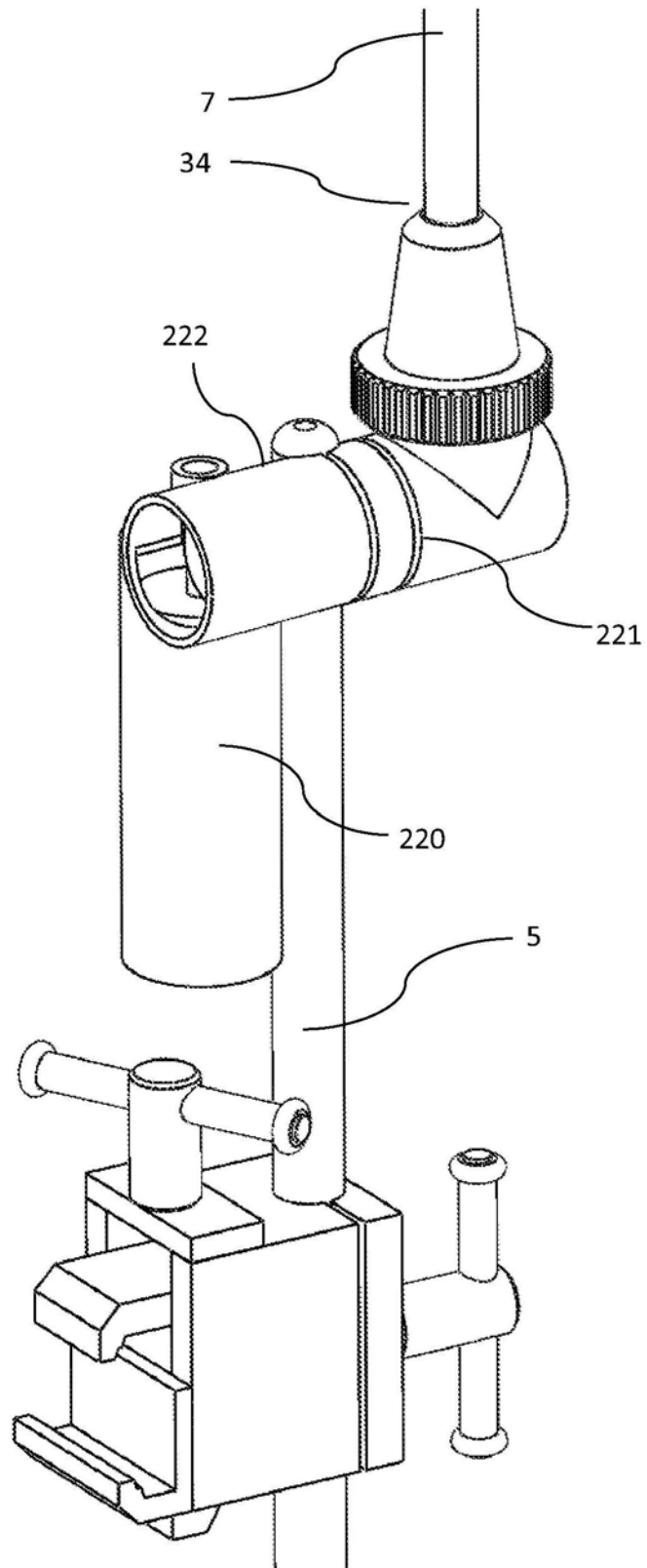


图22a

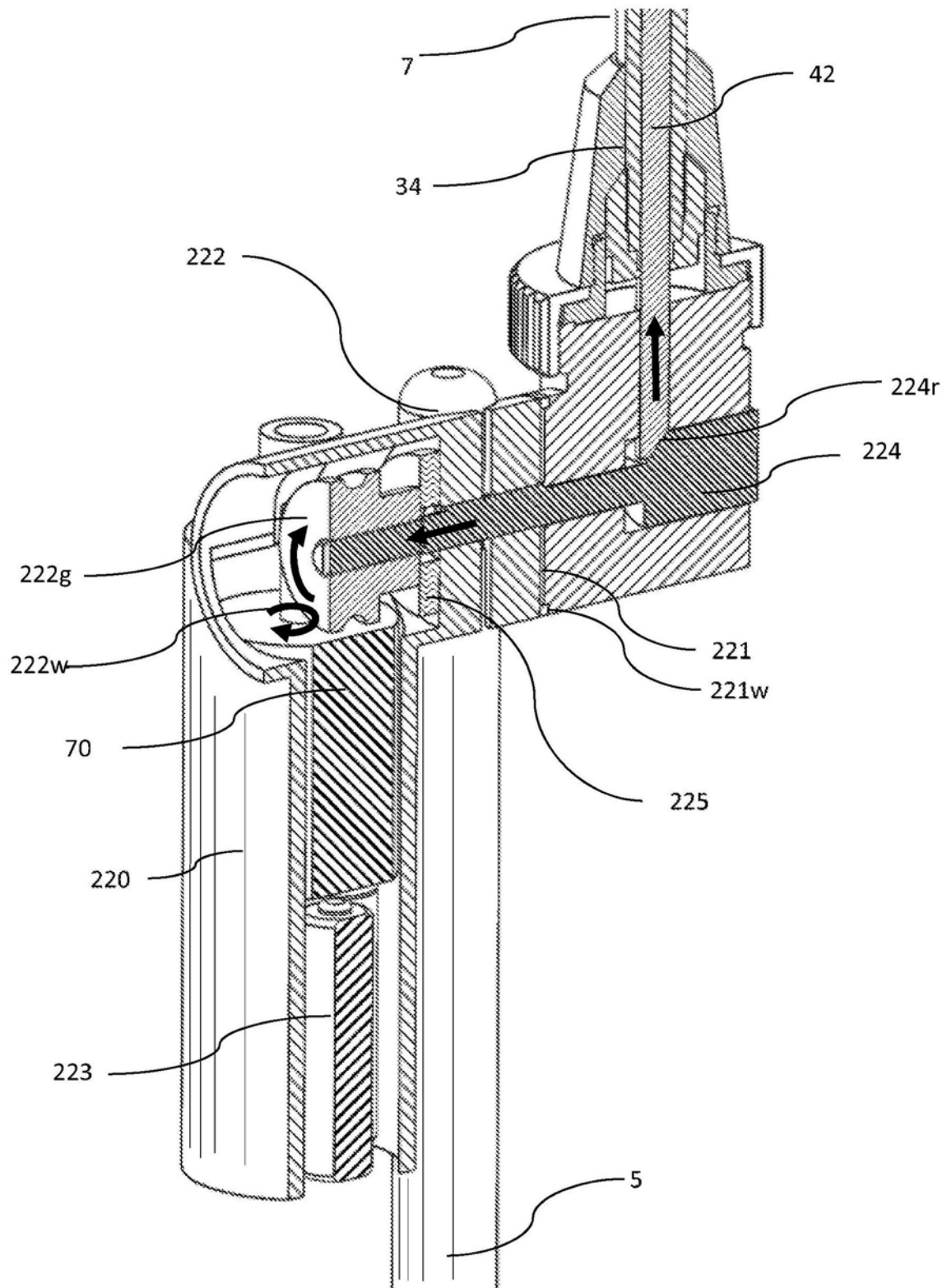


图22b

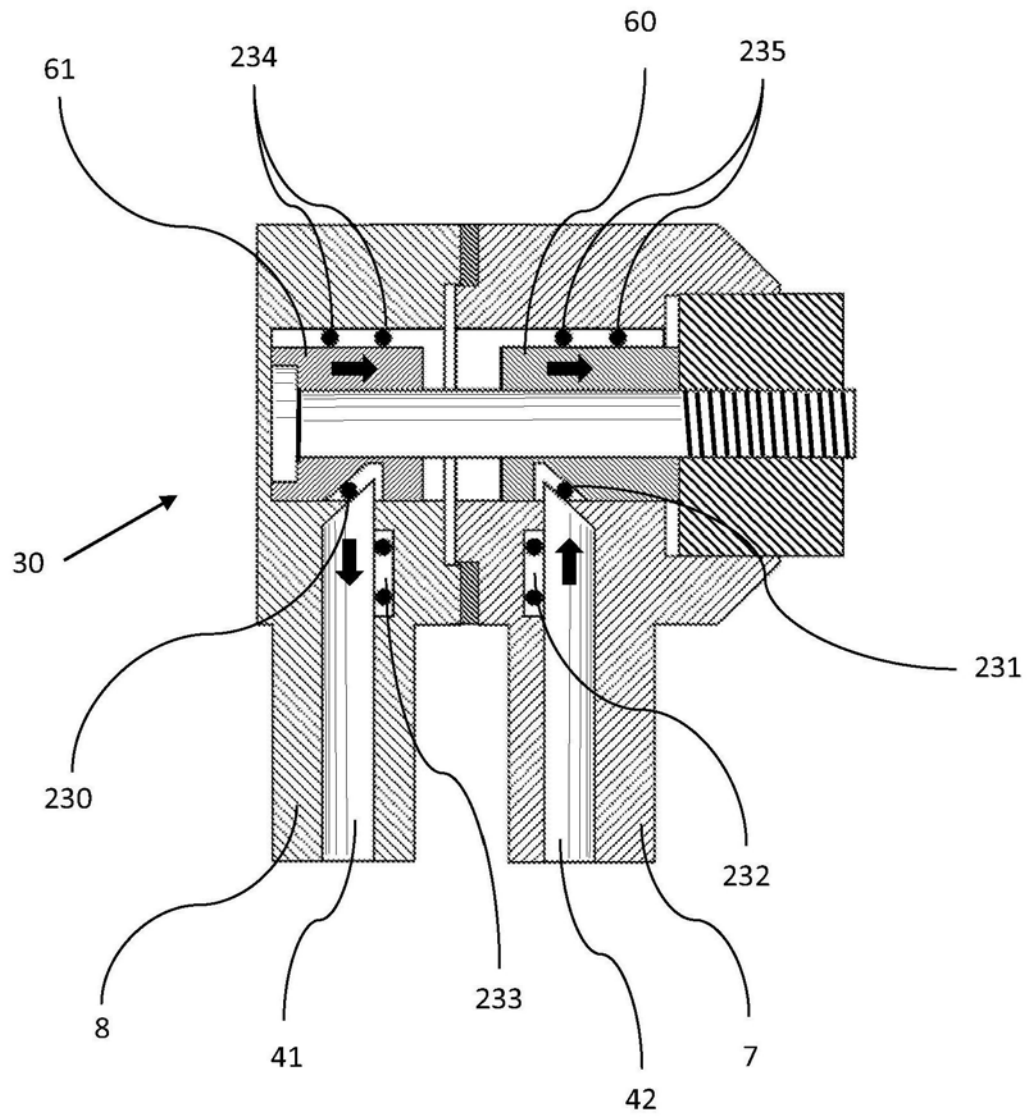


图23

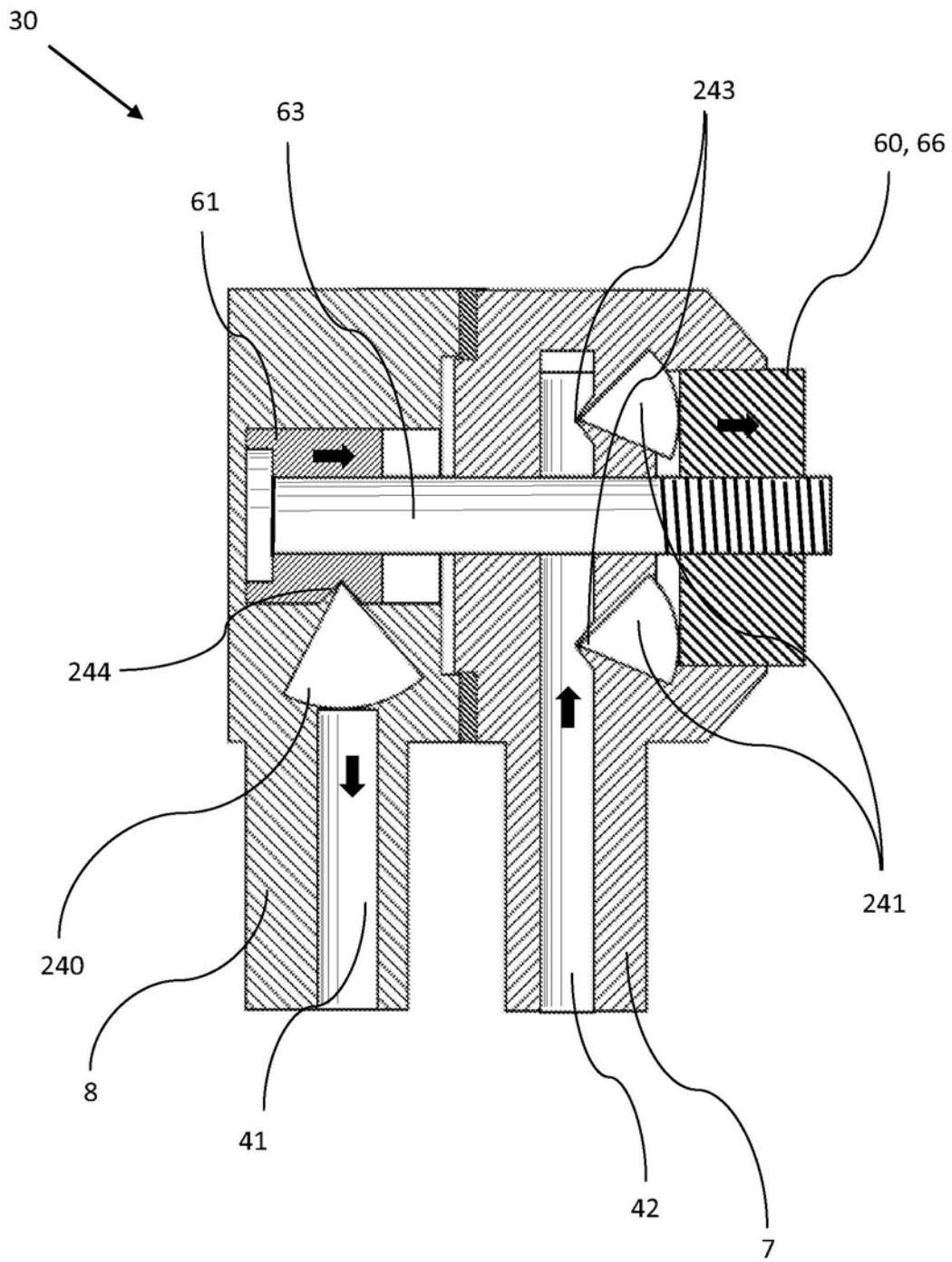


图24

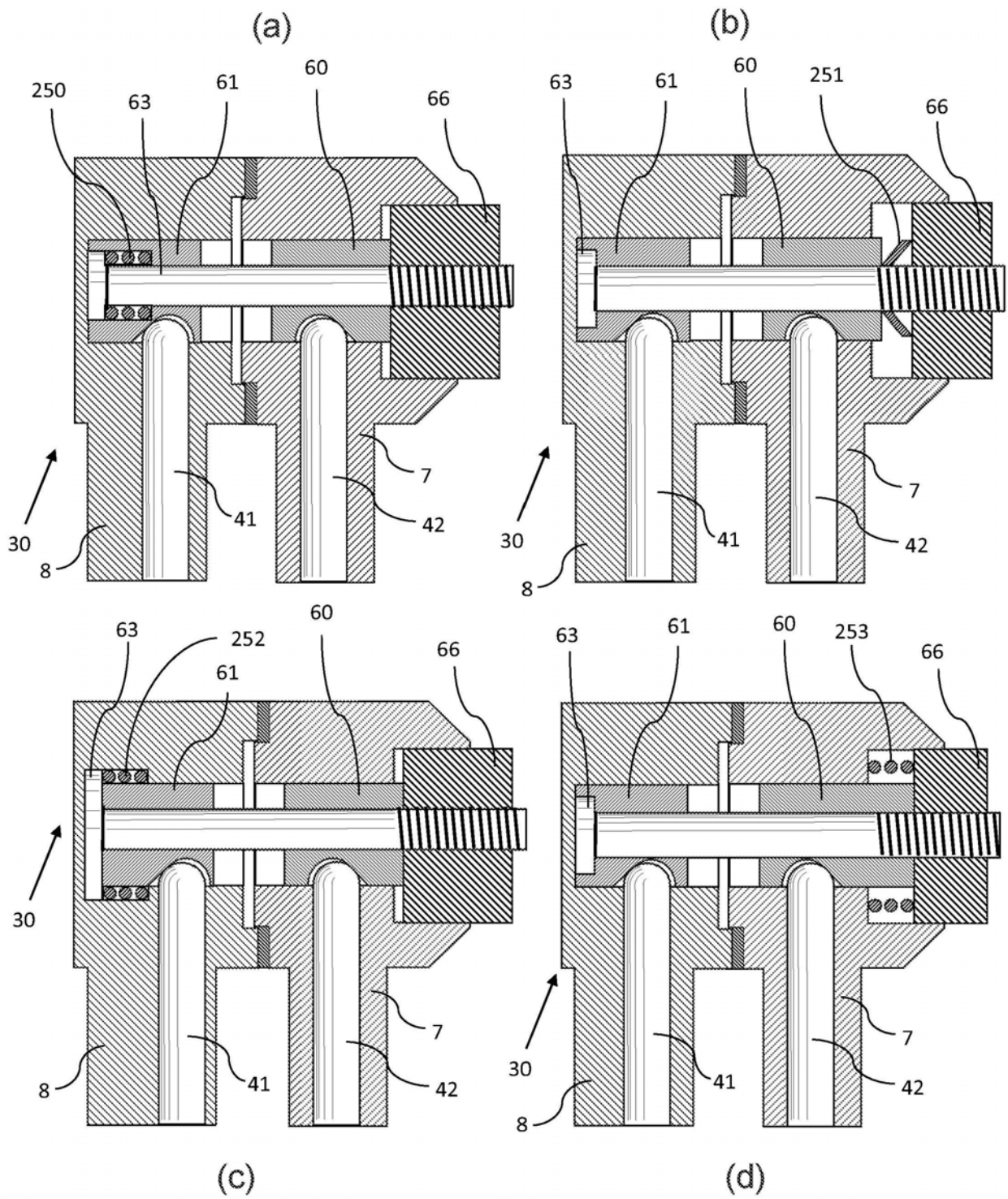


图25a,b,c,d

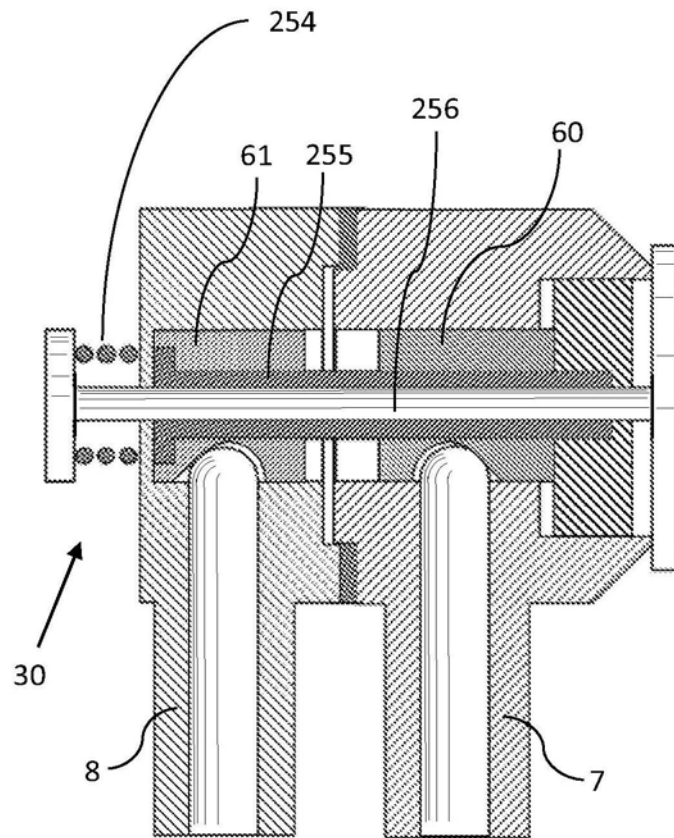


图25e

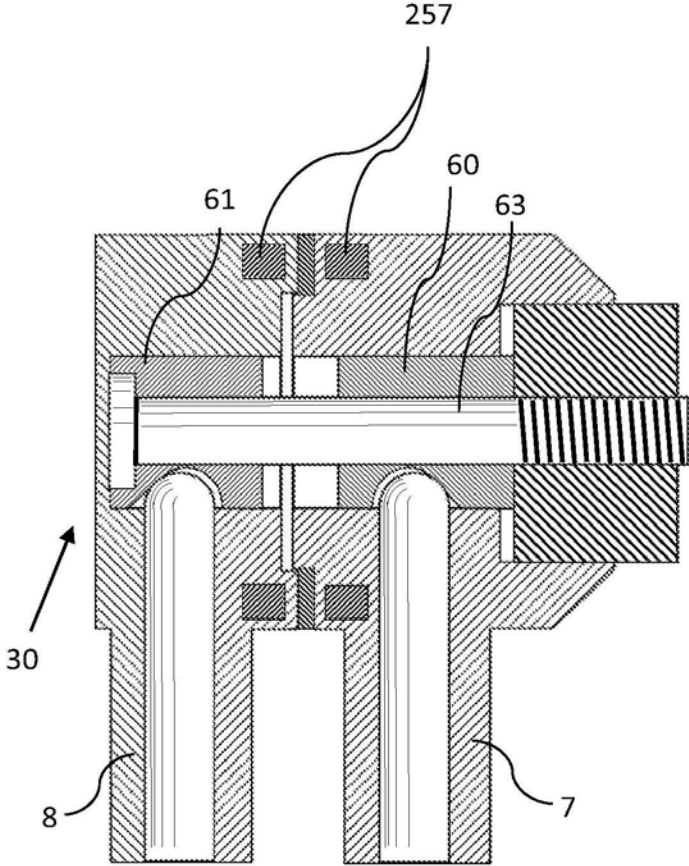


图25f

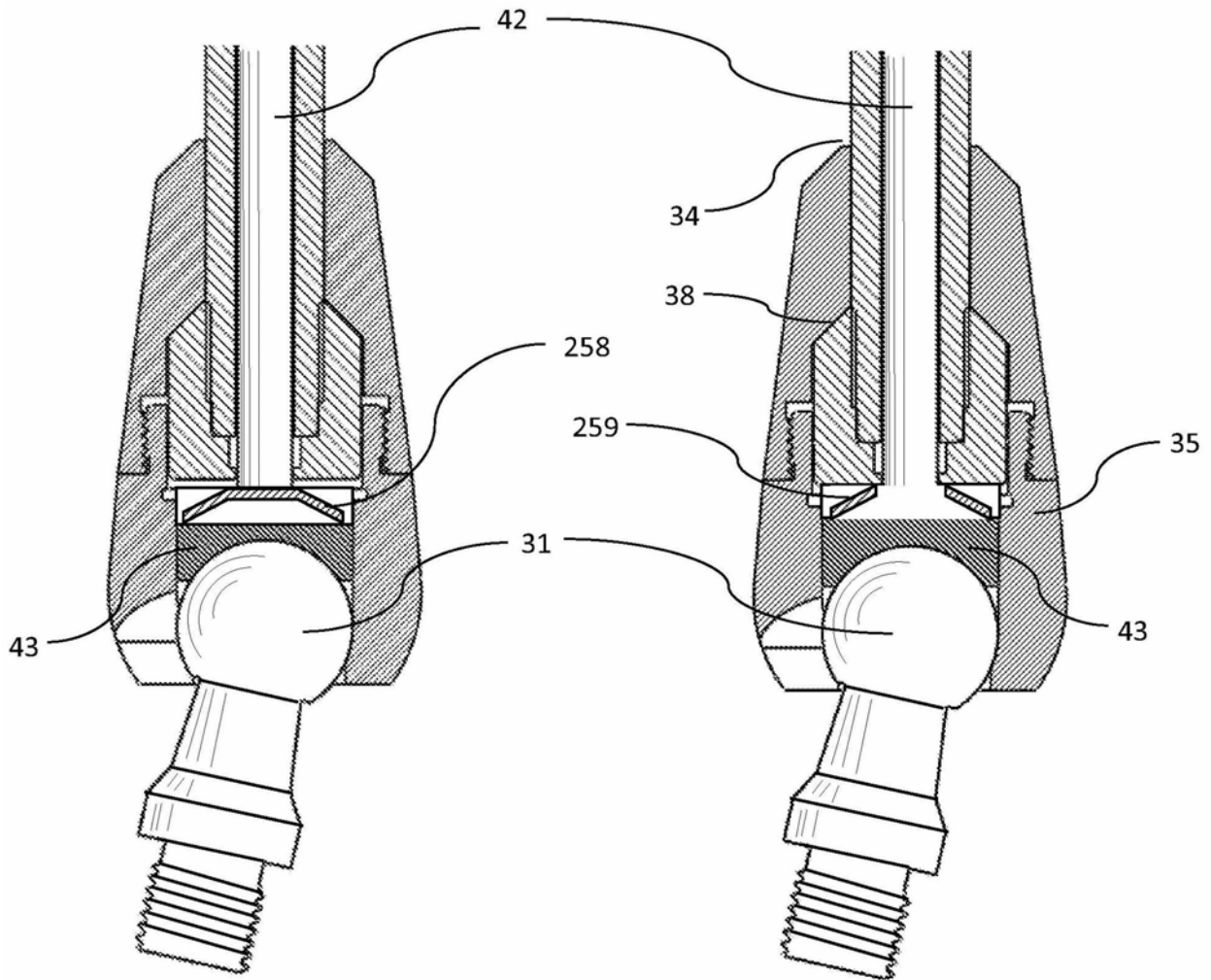


图25g

图25h

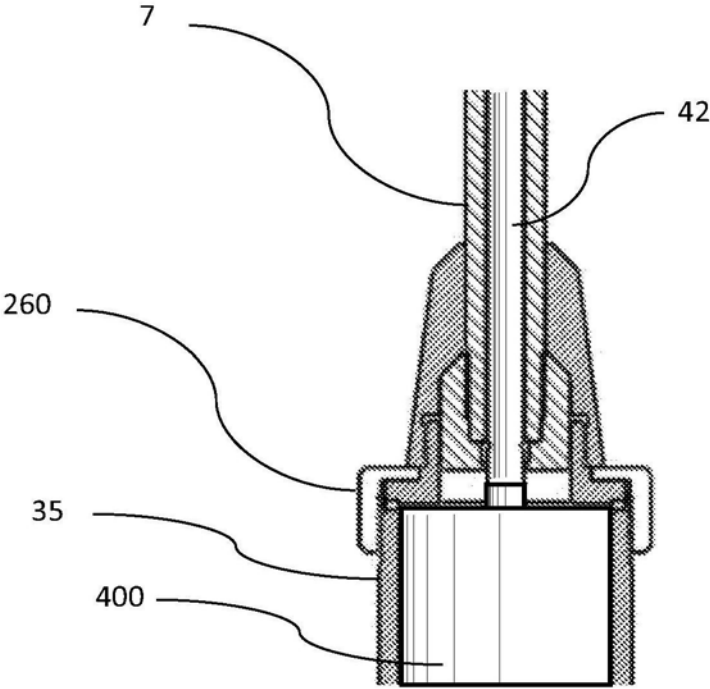


图26a

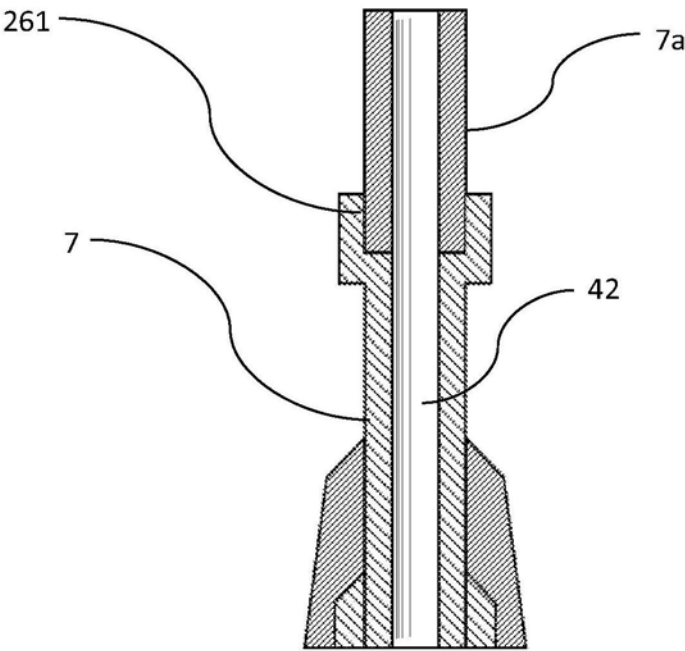


图26b

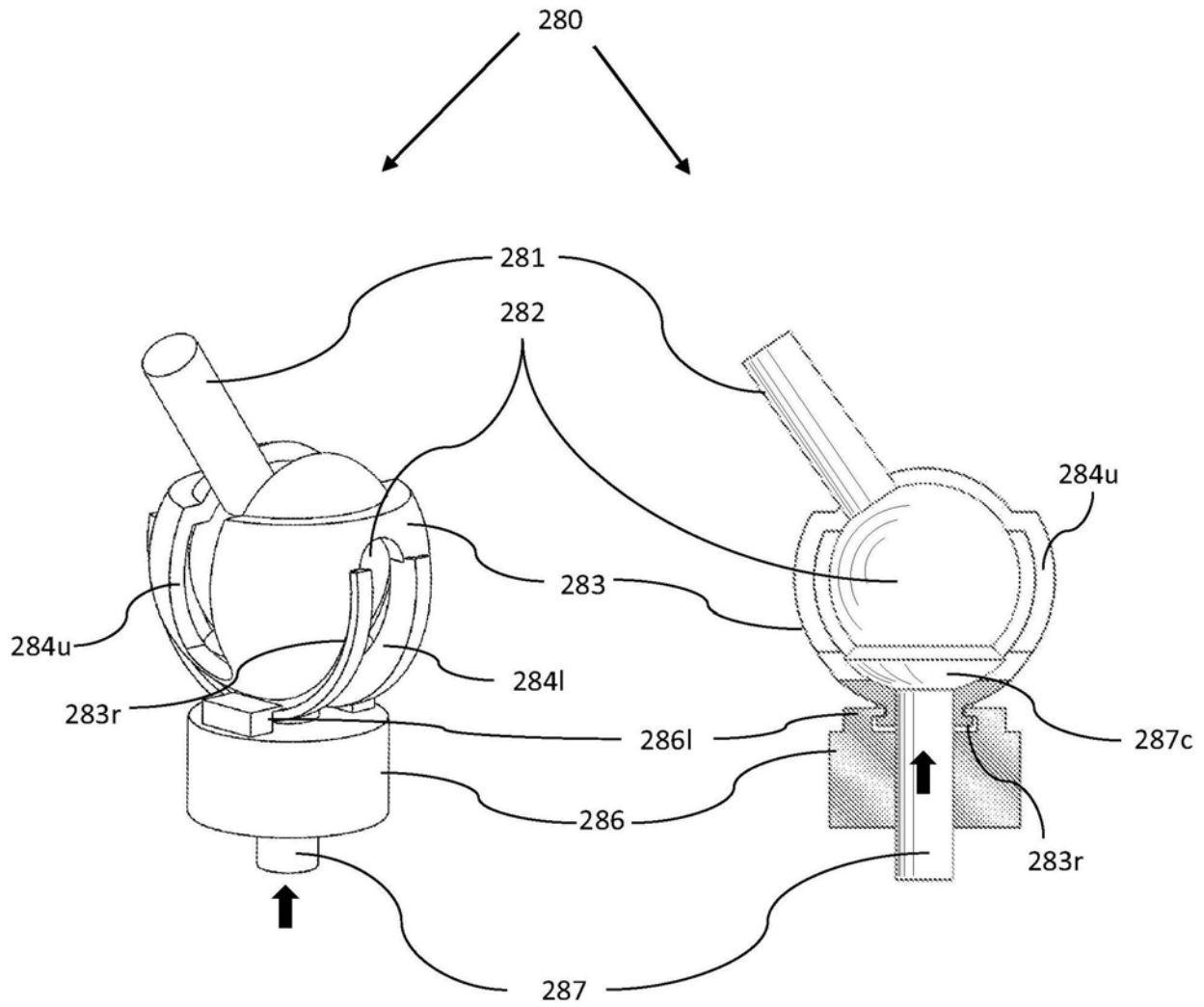


图27a

图27b

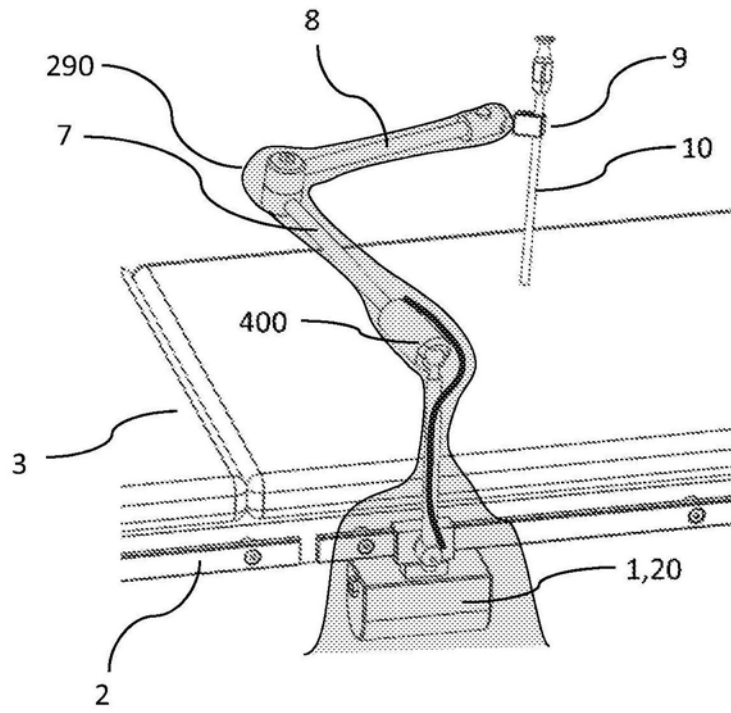


图28a

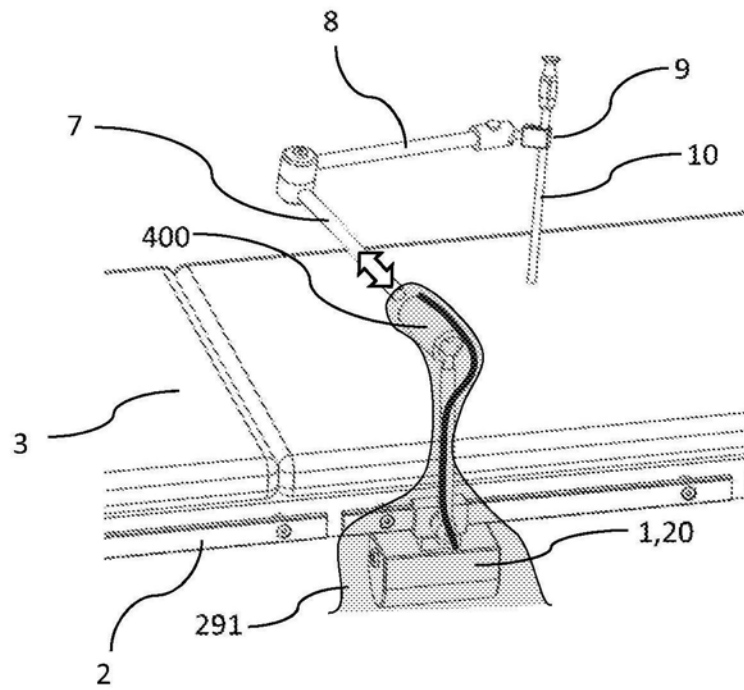


图28b

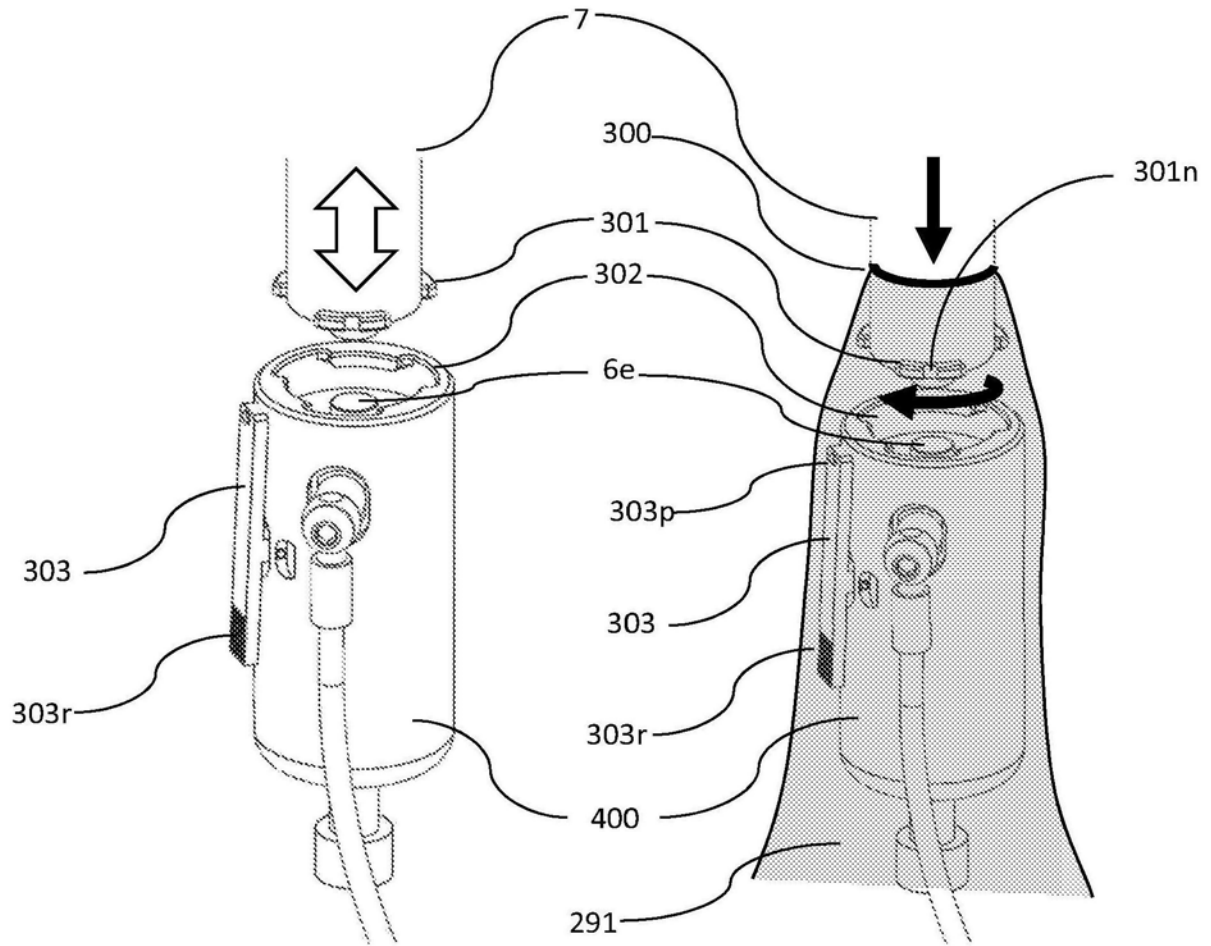


图29a

图29b

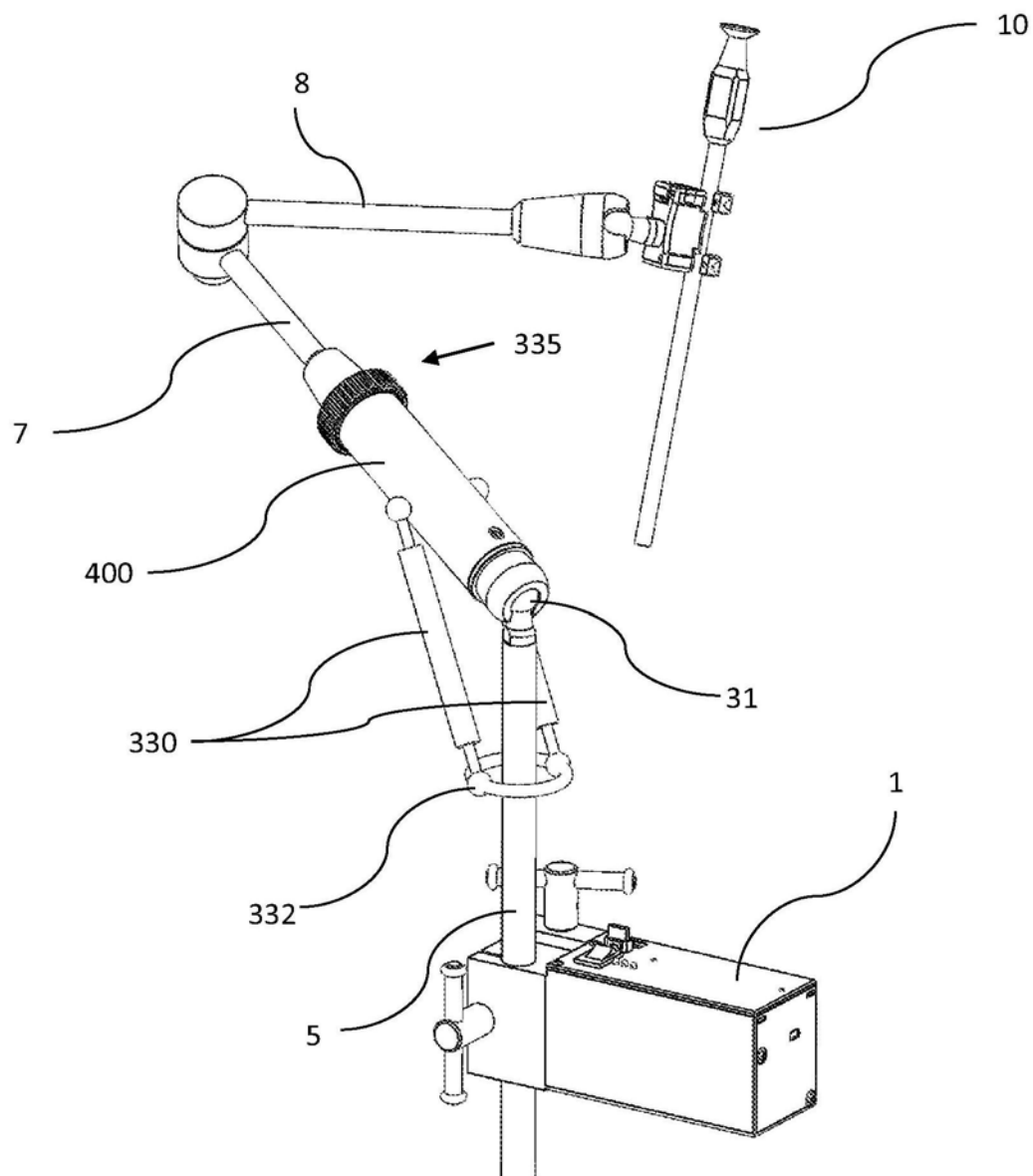


图30

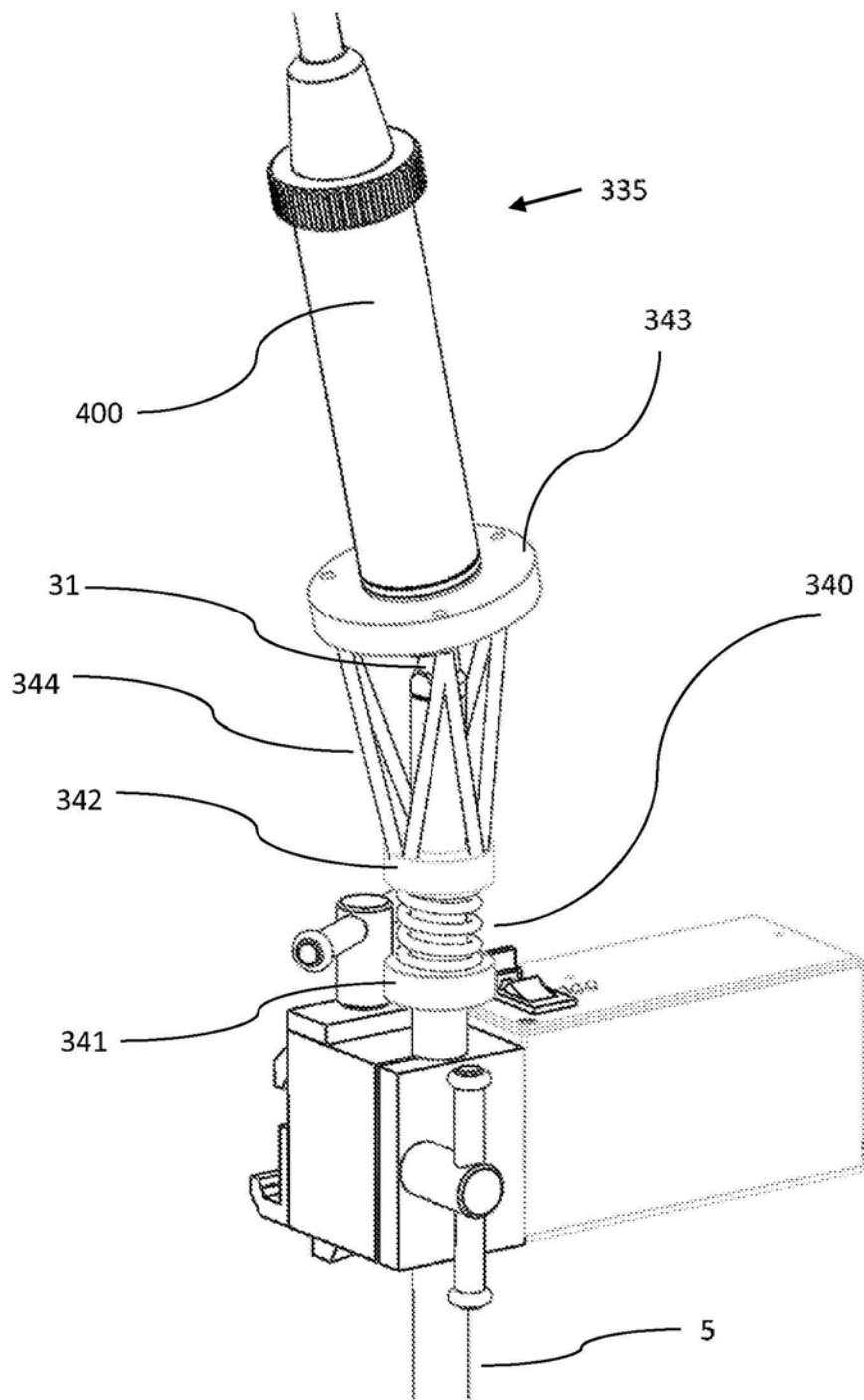


图31

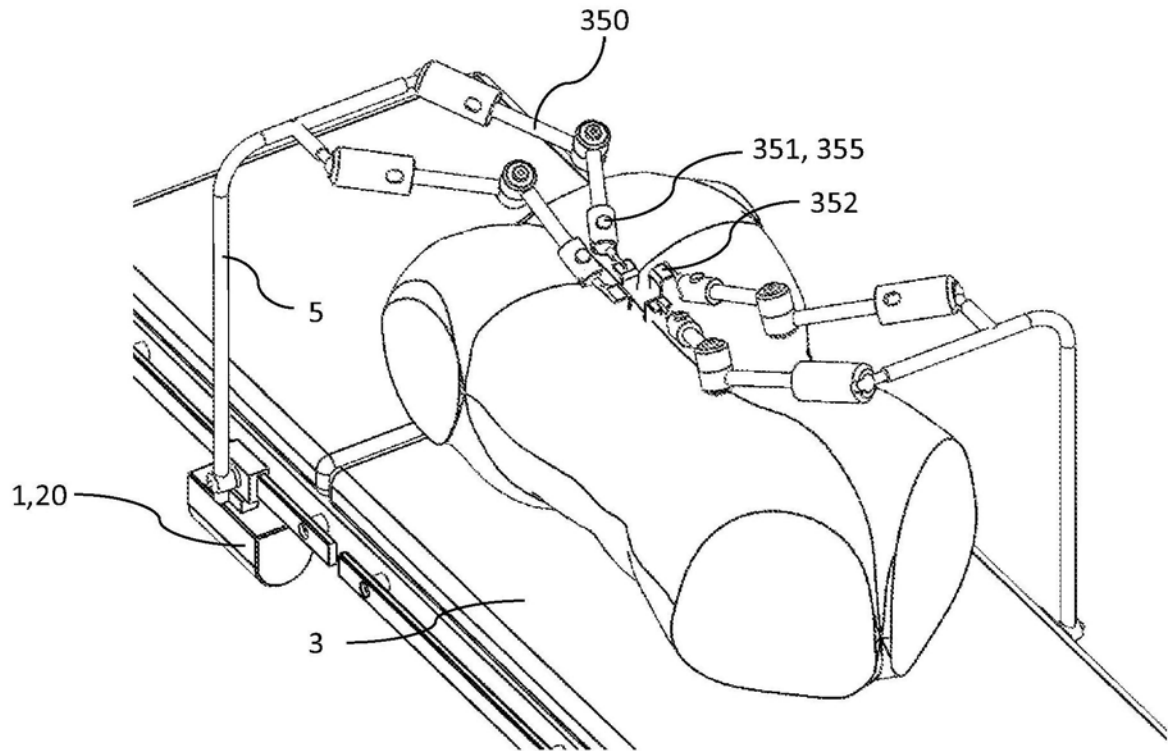


图32a

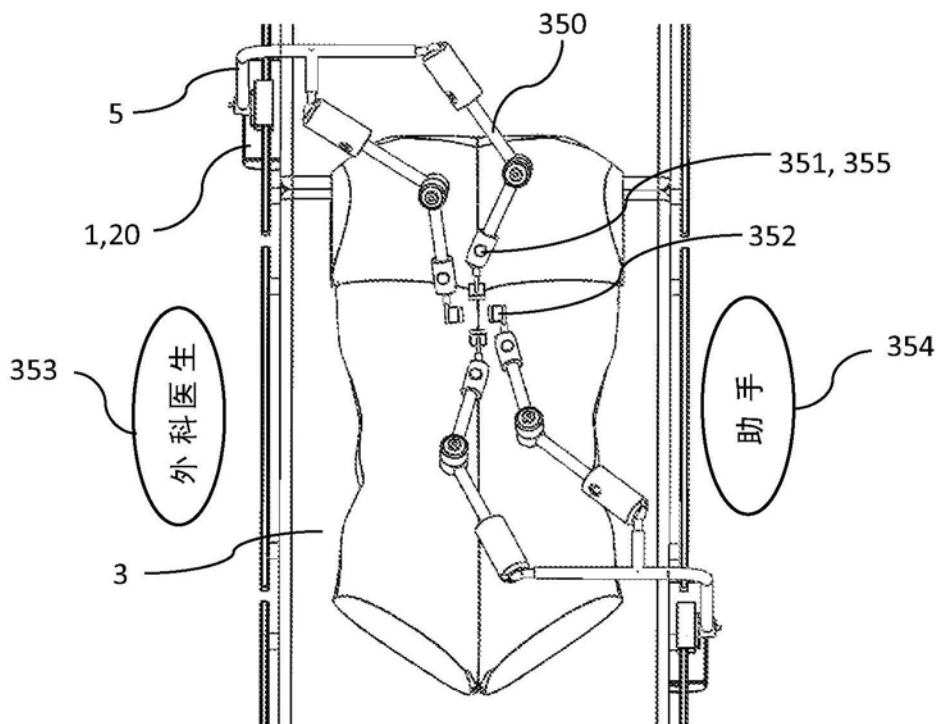


图32b

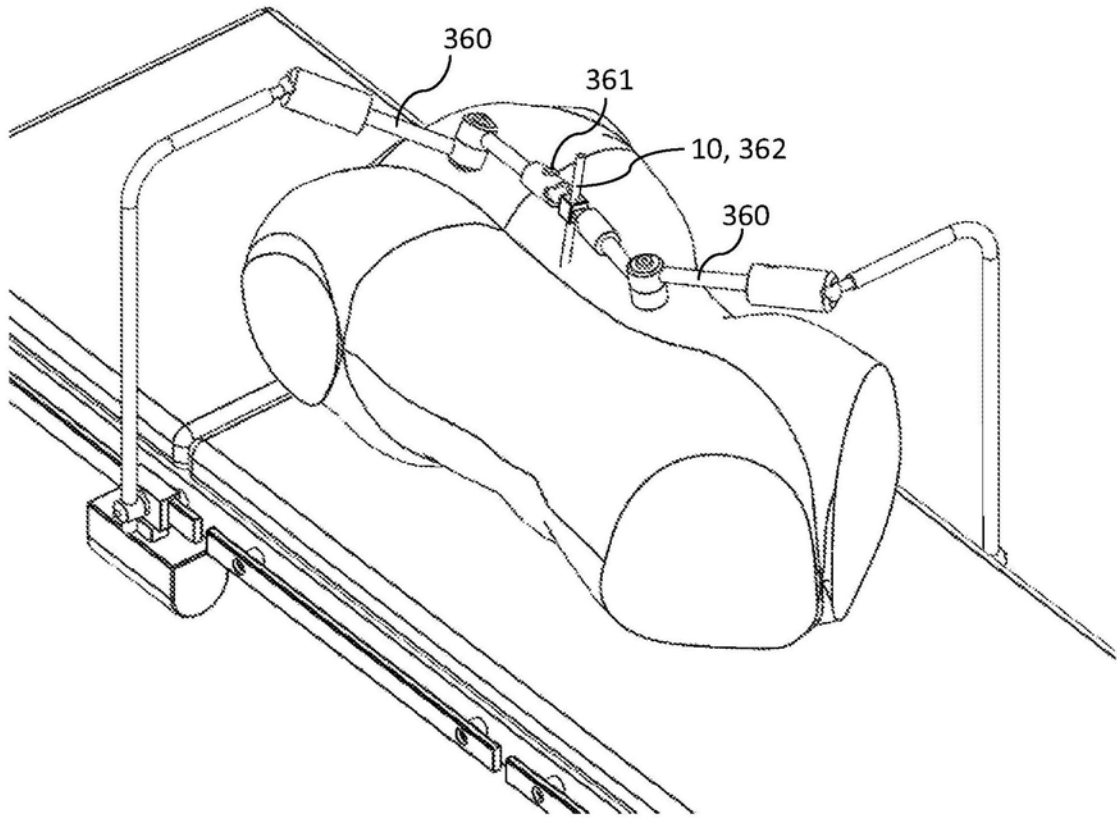


图33